



**DİŞ İMPLANTLARINDA ABUTMENT
TASARIMININ DEFORMASYON VE
GERİLMELERE ETKİSİNİN SONLU
ELEMENLARLA ANALİZİ**

**2023
YÜKSEK LİSANS TEZİ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ**

Sümeyye YILMAZ

**Tez Danışmanları
Doç. Dr. Daver ALİ
Dr. Öğr. Üyesi Ali AMİNİ**

**DIŞ İMPLANTLARINDA ABUTMENT TASARIMININ DEFORMASYON
VE GERİLMELERE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLARLA ANALİZİ**

Sümeyye YILMAZ

Tez Danışmanları

Doç. Dr. Daver ALİ

Dr. Öğr. Üyesi Ali AMİNİ

T.C.

Karabük Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalında

Yüksek Lisans Tezi

Olarak Hazırlanmıştır

KARABÜK

Mayıs 2023

Sümeyye YILMAZ tarafından hazırlanan “DİŞ İMPLANTLARINDA ABUTMENT TASARIMININ DEFORMASYON VE GERİLMELERE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLARLA ANALİZİ” başlıklı bu tezin Yüksek Lisans Tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Doç. Dr. Daver ALİ
Tez Danışmanı, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı
Dr. Öğr. Üyesi Ali AMİNİ
2. Tez Danışmanı, Atılım Üniversitesi, Otomotiv Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir. 30/05/2023

<u>Unvanı, Adı SOYADI (Kurumu)</u>	<u>İmzası</u>
Başkan : Dr. Öğr. Üyesi Mutlu TEKİR (KBÜ)
Üye : Doç. Dr. Daver ALİ (KBÜ)
Üye : Dr. Öğr. Üyesi Hakan YILMAZ (KBÜ)
Üye : Dr. Öğr. Üyesi Ali AMİNİ (ATÜ)	Çevrimiçi
Üye : Doç. Dr. Ata HANLAR (Tarsus Üniversitesi)	Çevrimiçi

KBÜ Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Yönetim Kurulu, bu tez ile, Yüksek Lisans derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Müslüm KUZU
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürü

“Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu; ayrıca bu kuralların ve ilkelerin gerektirdiği şekilde, bu çalışmadan kaynaklanmayan bütün atıfları yaptığımı beyan ederim.”

Sümeyye YILMAZ

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

DIŞ İMPLANTLARINDA ABUTMENT TASARIMININ DEFORMASYON VE GERİLMELERE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLARLA ANALİZİ

Sümeyye YILMAZ

Karabük Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanları:

Doç. Dr. Daver ALİ

Dr. Öğr. Üyesi Ali AMİNİ

MAYIS 2023, 124 sayfa

Diş implantların başarılı olması birçok parametreye bağlıdır. Bu faktörlerin en önemlileri implantın çene kemiğiyle güçlü bağ kurması ve çiğneme yüklerine karşı yeterince dayanıklı olmasıdır. Bu faktörlerin sağlanması implant materyali kadar tasarımından da büyük ölçüde etkilenir. Günümüzde kullanılan diş implantları genel olarak çene kemiğine yerleştirildikten sonra abutmentin vidayla monte edilmesiyle birleşir, abutmentin ise kronla yapıştırılarak veya vidalanarak işlemi sonlandırılır. İmplant ve kronun sağlam bir bağlantıya sahip olması abutmentin geometrik parametrelerinden etkilenir. Bu çalışmada abutment ve kronun tasarım ve üretim yönteminin implantın deformasyonu ve gerilme dağılımı üzerinde etkisi sonlu elemanlar yoluyla incelenmiştir. Bu amaçla çalışmada premolar ve molar diş için kullanılan implantlardan dört farklı kron-abutment (ikisi seri üretim, ikisi kişiye özel

Üretim olmak üzere) modeli incelenmiştir. Ayrıca, implant montajında abutment bileşeni silindirli ve silindirsiz olarak iki farklı tasarımı kullanılmıştır. Böylece toplam sekiz farklı model analiz edilmiştir. Sonuçlar kişiye özel tasarımların seri üretime göre deformasyon ve gerilme açısından daha iyi performans sergilediklerini göstermiştir. Abutment bileşeni silindirsiz şekilde tasarlandığında gerilme açısından implantta ve vidada daha az gerilmeye yol açtığı görülmüştür. Horizontal kuvvet uygulanan analizlerin silindirli abutment kullanılan modellerinde vida silindirsiz abutment kullanılan modellere göre yaklaşık % 40 daha fazla deformasyon göstermiştir.

Anahtar Sözcükler : Diş implantı, kron, kişiye özel implant, abutment bağlantıları.

Bilim Kodu : 92504

ABSTRACT

M. Sc. Thesis

ANALYSES OF THE EFFECT OF ABUTMENT DESIGN ON DEFORMATION AND STRESS IN DENTAL IMPLANTS USING FINITE ELEMENT ANALYSES

Sümeyye YILMAZ

**Karabük University
Institute of Graduate Programs
Department of Biomedical Engineering**

Thesis Advisors:

Assoc. Prof. Dr. Daver ALİ

Assist. Prof. Dr. Ali AMİNİ

May 2023, 124 pages

The success of dental implants depends on many parameters. The most important of these factors is the strong bond of the implant with the jawbone and its durability against chewing loads. The implant's design and material significantly affect the meeting of these factors. Today's Dental implants are generally mounted on the jawbone and combined with the crown through the abutment part. The geometric parameters of the abutment part affect the solid connection of the implant and crown. In this study, the effect of the abutment and crown part's design and manufacturing method on the implant's deformation and stress was investigated using finite element analysis. Therefore, four different crown-abutment models (two mass-produced and two custom-made) from implants used for premolar and molar teeth were examined.

Moreover, two different designs of the abutment component, with and without a cylinder, were utilized in implant assembly. Thus, a total of eight different models were analyzed. The results showed that custom designs outperformed mass production regarding deformation and stress. It has been found that when the abutment component is designed without a cylinder, it causes less stress on the implant part and screw during chewing.

Key Word : Dental implant, crown, custom implant, abutment connections.

Science Code : 92504

TEŞEKKÜR

Bu tez alıőmasının planlanmasında, araőtırılmasında, yürütülmesinde ve oluşumunda ilgi ve desteğini esirgemeyen, engin bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, yönlendirme ve bilgilendirmeleriyle çalıőmamı bilimsel temeller ışığında őekillendiren danıőman hocalarım sayın Doç. Dr. Daver ALI ve Dr. Öğr. Üyesi Ali AMİNİ 'ye sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

Tezi yazarken birçok konuda destek veren Mühendis Tahsin Batuhan KOÇ 'a, bilgi ve tecrübesiyle yardımcı olan Mühendis Mehmet TAYLAN 'a, teknik konuda destek veren Mühendis Remzi ZEYTİNLİ 'ye teşekkür ederim.

Sevgili aileme manevi hiçbir yardımı esirgmeden yanımda oldukları için tüm kalbimle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KABUL.....	ii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xvii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xviii
BÖLÜM 1	1
GİRİŞ	1
BÖLÜM 2	2
2.1. DENTAL İMPLANT TANIMI.....	2
2.2. DENTAL İMPLANT TARİHÇESİ	2
2.3. DENTAL İMPLANT SINIFLANDIRILMASI	5
2.3.1. Kullanılan Malzemeye Göre	5
2.3.2. Kemik Dokusuyla Olan Bağlantısına Göre	6
2.3.2.1. Subperiostal implantlar	6
2.3.2.2. Endosteal implantlar	6
2.3.2.3. Transosteal implantlar.....	7
2.3.2.4. İntramukozal implantlar.....	7
2.3.2.5. Endodontik implantlar	7
2.3.3. Geometrilerine Göre	7
2.3.3.1. İmplant Çapı.....	9
2.3.3.2. İmplant Uzunluğu	9

2.3.3.3. Yiv Geometrisi.....	9
2.4. İMPLANT ÜSTÜ PROTEZLER	11
2.4.1. Vida Tutuculu Abutmentler.....	11
2.4.2. Siman Tutuculu Abutmentler	12
2.4.3. Ataşman Tutuculu Abutmentler	12
2.4.3.1. Geçici Abutmentler.....	13
2.4.3.2. Daimi Abutmentler	14
2.5. ABUTMENT – İMPLANT BAĞLANTISI.....	16
2.5.1. External Bağlantı	17
2.5.2. İnternal Bağlantı	17
2.5.3. Morse Taper Bağlantı	18
2.5.4. Platform Switching Bağlantı	19
2.6. İMPLANTIN YÜZEY ÖZELLİKLERİ.....	19
2.6.1. Mekanik Metodlar	20
2.6.2. Kimyasal Metodlar	20
2.6.3. Biyokimyasal Metodlar	20
2.7. KEMİK DOKU	21
2.8. DİŞ ANATOMİSİ	22
2.8. İMPLANTLARDA BİYOMEKANİK YÜKLER.....	23
2.8.1. Kuvvet.....	23
2.8.2. Gerilme	24
2.8.3. Von Mises.....	25
2.8.4. Gerinme (Strain)	25
2.8.5. Elastik Modülü (Young Module).....	26
2.8.6. Poisson Oranı.....	26
2.9. LİTERATÜR.....	28
BÖLÜM 3	31
MATERYAL VE YÖNTEM	31
3.1. ABUTMENT TASARIMI	32
3.2. KRON TASARIMI	35
3.3. İMPLANT VE VİDA TASARIMI.....	37
3.4. MONTAJ CAD MODELİ.....	38

3.5. SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ.....	38
3.5.1. Malzeme Tanımlaması.....	39
3.5.2. Modellerin Sonlu Elemanlar Ağ Örgüsü	40
3.5.3. Sınır Şartları ve Biyomekanik Yükler	43
BÖLÜM 4	44
BULGULAR VE TARTIŞMA	44
4.1. TASARLANMIŞ İMPLANTLARIN ANALİZLERİ.....	44
4.2 TOPLAM DEFORMASYON	44
4.2.1. Seri ve Kişiyeye Özel Modellerde Abutmentin Deformasyonu.....	44
4.2.2. Seri ve Kişiyeye Özel Modellerde Vidanın Deformasyonu.....	52
4.2.3. Seri ve Kişiyeye Özel Modellerde İmplantın Deformasyonu	59
4.2.4. Seri ve Kişiyeye Özel Modellerde Kronun Deformasyonu.....	66
4.2.5. Seri ve Kişiyeye Özel Modellerde Toplam Deformasyon	73
4.3. VON MİSES GERİLMESİ	79
4.3.1. Seri ve Kişiyeye Özel Modellerde Abutmentte von Mises Gerilmesi	80
4.3.2. Seri ve Kişiyeye Özel Modellerde Vidadaki von Mises Gerilmesi.....	87
4.3.2. Seri ve Kişiyeye Özel Modellerde İmplanttaki von Mises Gerilmesi.....	94
4.3.3. Seri ve Kişiyeye Özel Modellerde Krondaki von Mises Gerilmesi	101
4.3.4. Seri ve Kişiyeye Özel Modellerde Montajdaki von Mises Gerilmesi	108
4.4. TARTIŞMA.....	115
4.4.1. Toplam Deformasyon	115
4.4.2. Von Mises Gerilmesi	116
BÖLÜM 5	117
SONUÇLAR	117
KAYNAKLAR	118
ÖZGEÇMİŞ	124

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1. Greenfield'in patentini aldığı implant örneği [5].....	4
Şekil 2.2. Dahl'in subperiosteal implantı [8].....	6
Şekil 2.3. Endosseoz implant çeşitleri [10].....	6
Şekil 2.4. Transosteal implant tasarımı [12].	7
Şekil 2.5. İmplant Gövde Dizaynı [14].	8
Şekil 2.6. Doku seviyesi ve kemik seviyesi implantlar [15].....	8
Şekil 2.7. İmplant yiv tasarımları [16].	10
Şekil 2.8. İmplant Geometrisi [17].....	10
Şekil 2.9. İmplant, Abutment ve Vida [19].....	11
Şekil 2.10. Locater, ballatachman [21].	12
Şekil 2.11. Kişiye özel abutmentler [23].....	15
Şekil 2.12. Eksternal Hekzagon Bağlantı [19].....	17
Şekil 2.13. İnternal Bağlantı a) 16 derece internal bağlantı b) 11,5 derece internal bağlantı [26].	18
Şekil 2.14. Morse Taper Bağlantı [21].....	18
Şekil 2.15. Kemik Modelleri [14].	22
Şekil 2.16. Diş anatomisi numaralandırması [36].....	22
Şekil 2.17. İmplant üzerine gelen kuvvet ve dağılımı [41].....	23
Şekil 2.18. Çekme, basma ve kayma gerilmeleri [39].	24
Şekil 2.19. Von Mises kriteri için güvenli alan [42].....	25
Şekil 3.1. Abutmentin bölümleri.....	33

Şekil 3.2.	Abutmentlerin CAD modelleri; a) seri üretim silindirli S-14-Si b) seri üretim silindirli olmayan S-14-Sz c) seri üretim silindirli S-16-Si d) seri üretim silindirli olmayan S-16-Sz e) kişiye özel silindirli K-14-Si f) kişiye özel silindirli olmayan K-14-Sz g) kişiye özel silindirli K-16-Si f) kişiye özel silindirli olmayan K-14-Sz abutment modelleri.....	34
Şekil 3.3.	Kronun Dental Wings programında tasarım aşamaları: 1) aparat üstüne yerleştirilen abutmentler 2) tarayıcıya yerleştirilmiş abutmentler 3) abutmentlerin programda taratılması 4) abutmentlerin programda taranırken oluşan görüntü 5) abutmentlerin üstüne seçilen kron numaralarının program tarafından yerleştirilmiş hali 6) kronun tasarımının düzenlenmesi.....	35
Şekil 3.4.	Kronlar: a) Premolar seri üretim kronu b) Premolar kişiye özel abutment kronu c) Molar seri üretim abutment kronu d) Molar kişiye özel abutment kronu.....	36
Şekil 3.5.	İmplantların CAD Modelleri: a) implant modeli b) silindirli implant modeli.....	37
Şekil 3.6.	Vida CAD Modeli.....	37
Şekil 3.7.	Montaj CAD Modeli.....	38
Şekil 3.8.	Seri üretim İmplantların Ağ Örgüsü ; 1) S-14-Si 2) S-14-Sz 3) S-16-Si 4) S-16-Sz.....	41
Şekil 3.9.	Kişiye özel üretim İmplantların Ağ Örgüsü ; 1) K-14-Si 2) K-14-Sz 3) K-16-Si 4) K-16-Sz.....	42
Şekil 3.10.	Premolar krona uygulanan: a) vertikal kuvvet b) horizontal kuvvet c) Oblik kuvvet.....	43
Şekil 3.11.	Molar krona uygulanan: a) vertikal kuvvet b) horizontal kuvvet c) açılı kuvvet.....	43
Şekil 4.1.	Vertikal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentlerin deformasyonu (mm).	45
Şekil 4.2.	Vertikal kuvvet uygulanan kişiye özel abutmentlerin deformasyonu (mm).	46
Şekil 4.3.	Horizontal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentlerin deformasyonu (mm).	47
Şekil 4.4.	Horizontal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentlerin.....	48
Şekil 4.5.	Oblik kuvvet uygulanan seri üretim abutmentlerin deformasyonu (mm).	49
Şekil 4.6.	Oblik kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentlerin deformasyonu (mm).	50
Şekil 4.7.	Tüm modellerde abutmentte meydana gelen deformasyon (μm).	51

Şekil 4.8.	Vertikal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerin vida deformasyonu (mm).	52
Şekil 4.9.	Vertikal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerin vida deformasyonu (mm).	53
Şekil 4.10.	Horizontal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde vidanın deformasyonu (mm).	54
Şekil 4.11.	Horizontal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde vidanın deformasyonu (mm).	55
Şekil 4.12.	Oblik kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde vidanın deformasyonu (mm).	56
Şekil 4.13.	Oblik kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde vidanın deformasyonu (mm).	57
Şekil 4.14.	Vidalarda meydana gelen maksimum deformasyon (μm).	58
Şekil 4.15.	Vertikal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde implantın deformasyonu (mm).	59
Şekil 4.16.	Vertikal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde implantın deformasyonu (mm).	60
Şekil 4.17.	Horizontal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde implantın deformasyonu (mm).	61
Şekil 4.18.	Horizontal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde implantın deformasyonu (mm).	62
Şekil 4.19.	Oblik kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde implantın deformasyonu (mm).	63
Şekil 4.20.	Oblik kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde implantın deformasyonu (mm).	64
Şekil 4.21.	İmplantta meydana gelen maksimum deformasyon (μm).	65
Şekil 4.22.	Vertikal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentlerde kronun deformasyonu (mm).	66
Şekil 4.23.	Vertikal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentlerde kronun deformasyonu (mm).	67
Şekil 4.24.	Horizontal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentlerde kronun deformasyonu (mm).	68
Şekil 4.25.	Horizontal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentlerde kronun deformasyonu (mm).	69
Şekil 4.26.	Oblik kuvvet uygulanan seri üretim abutmentlerde kronun deformasyonu (mm).	70
Şekil 4.27.	Oblik kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentlerde kronun deformasyonu (mm).	71
Şekil 4.28.	Kronda meydana gelen maksimum deformasyon (μm).	72

Şekil 4.29. Vertikal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde toplam deformasyonu (mm).	73
Şekil 4.30. Vertikal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde toplam deformasyonu (mm).	74
Şekil 4.31. Horizontal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde toplam deformasyonu (mm).	75
Şekil 4.32. Horizontal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde toplam deformasyonu (mm).	76
Şekil 4.33. Oblik kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde toplam deformasyonu (mm).	77
Şekil 4.34. Oblik kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde toplam deformasyonu (mm).	78
Şekil 4.35. Tüm modellerin toplam deformasyonu (μm).	79
Şekil 4.36. Vertikal kuvvet uygulanan seri üretim modellerde abutmentte von Mises gerilmesi dağılımı (MPa).	80
Şekil 4.37. Vertikal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim modellerde abutmentte von Mises gerilmesi dağılımı (MPa).	81
Şekil 4.38. Horizontal kuvvet uygulanan seri üretim modellerde abutmentte von Mises gerilmesi dağılımı (MPa).	82
Şekil 4.39. Horizontal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim modellerde abutmentte von Mises gerilmesi dağılımı (MPa).	83
Şekil 4.40. Oblik kuvvet uygulanan seri üretim modellerde abutmentte von Mises gerilmesi dağılımı (MPa).	84
Şekil 4.41. Oblik kuvvet uygulanan kişiye özel üretim modellerde abutmentte von Mises gerilmesi dağılımı (MPa).	85
Şekil 4.42. Abutmentlerde meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi (MPa).	86
Şekil 4.43. Vertikal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).	87
Şekil 4.44. Vertikal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).	88
Şekil 4.45. Horizontal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).	89
Şekil 4.46. Horizontal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).	90
Şekil 4.47. Oblik kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).	91
Şekil 4.48. Oblik kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).	92
Şekil 4.49. Vidada meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi (MPa).	93

Şekil 4.50. Vertikal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde implantın von Mises gerilmesi (MPa).	94
Şekil 4.51. Vertikal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde implantın von Mises gerilmesi (MPa).	95
Şekil 4.52. Horizontal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde implantın von Mises gerilmesi (MPa).	96
Şekil 4.53. Horizontal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde implantın von Mises gerilmesi (MPa).	97
Şekil 4.54. Oblik kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde implantın von Mises gerilmesi (MPa).	98
Şekil 4.55. Oblik kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde implantın von Mises gerilmesi (MPa).	99
Şekil 4.56. İmplantta meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi (MPa).	100
Şekil 4.57. Vertikal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde kronların von Mises gerilmesi (MPa).	101
Şekil 4.58. Vertikal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde kronların von Mises gerilmesi (MPa).	102
Şekil 4.59. Horizontal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde kronların von Mises gerilmesi (MPa).	103
Şekil 4.60. Horizontal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde kronların von Mises gerilmesi (MPa).	104
Şekil 4.61. Oblik kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde kronların von Mises gerilmesi (MPa).	105
Şekil 4.62. Oblik kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde kronların von Mises gerilmesi (MPa).	106
Şekil 4.63. Kronlarda meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi (MPa).	107
Şekil 4.64. Vertikal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentlerde montajların von Mises gerilmeleri (MPa).	108
Şekil 4.65. Vertikal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentlerde montajların von Mises gerilmeleri (MPa).	109
Şekil 4.66. Horizontal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentlerde montajların von Mises gerilmeleri (MPa).	110
Şekil 4.67. Horizontal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentlerde montajların von Mises gerilmeleri (MPa).	111
Şekil 4.68. Oblik kuvvet uygulanan seri üretim abutmentlerde montajların von Mises gerilmeleri (MPa).	112
Şekil 4.69. Oblik kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentlerde montajların von Mises gerilmeleri (MPa).	113
Şekil 4.70. Montajların von Mises gerilme grafikleri	114

ÇİZELGELER DİZİNİ

Sayfa

Çizelge 2.1. İmplantların kullanılan malzemeye göre sınıflandırılması	5
Çizelge 2.2. Geçici abutmentlerin sınıflandırılması.....	14
Çizelge 2.3. Daimi abutmentlerin sınıflandırılması	14
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılacak analiz grupları	31
Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan abutment ölçüleri.....	33
Çizelge 3.3. İmplant ölçüleri.....	37
Çizelge 3.4. SEA modelleri için malzeme özellikleri	40
Çizelge 3.5. Analiz gruplarının eleman ve düğüm sayısı.....	40

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Al_2O_3	: Alümina
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
HF	: Hidroflorik asit
HCl	: Hidroklorik asit
$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$: Kalsiyum fosfat
θ	: Kutupsal açı
MR	: Manyetik Rezonans
MPa	: Megapaskal
μm	: Mikrometre
N	: Newton
HNO_3	: Nitrik asit
σ	: Normal gerilme
Pa	: Paskal
H_2SO_4	: Sülfirik asit
Ti-6Al-4V	: Titanyum alaşımı
TiO_2	: Titanyum oksit

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Diş hekimliğinde dental implantlar diş eksikliklerinin giderilmesi için yaygın olarak kullanılan tedavi yöntemidir. Yüksek başarı oranına sahip olmasına ve diş hekimliğinde otuz yılı aşkın süredir kullanılmasına rağmen hala erken kayıplara uğrayabilir bir uygulamadır.

Dental implantların uzun süreli başarı elde etmesi için çevresindeki kemiğe uyumu, kemiğin kalitesi, implantın geometri ve yüzey özellikleri, dayanak-implant bağlantısı, diş hekiminin tecrübesi büyük önem taşır.

Bir implant-abutment sistemi, implant ve implanta bağlanmak için abutment, abutmenti implanta kilitlemek için bir abutment vidasından oluşmaktadır. İmplant-abutment bağlantı geometrisi kemik ve implanta uygulanan yük miktarını etkilemektedir. Bu durum protezlerin başarısında biyomekanik prensiplerin önemli olduğunu göstermektedir. Dental implantların kullanımının yaygınlaşmasıyla birlikte hem mekanik hem de biyolojik komplikasyonlar meydana gelebilmektedir.

İmplant abutmentleri biyolojik, fonksiyonel ve estetik özelliklere sahip olmalıdır. Bu nedenle abutmentler üretim şekline göre seri veya kişiye özel olabilir. Kişiye özel abutmentler, döküm ve bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) abutmentler olmak üzere ikiye ayrılır.

Günümüzde çeşitli implant-abutment bağlantıları kullanılmaktadır. Bu çalışmanın amacı implant-abutment bağlantılarını, premolar ve molar kronun kişiye özel tasarlanmış abutment ve seri üretimle elde edilmiş abutment arasındaki deformasyon ve gerilme dağılımlarını kıyaslamaktır.

BÖLÜM 2

2.1. DENTAL İMPLANT TANIMI

İm: içinde ve planto: ekme, yerleştirme anlamına gelen latince kelimelerden oluşan implant organik veya inorganik materyallerden üretilip vücuda yerleştirilir. [1]

2.2. DENTAL İMPLANT TARİHÇESİ

Dental implantlar işlevini yitirmiş dişlerin yerine fonksiyonel ve anatomik eksiklikleri iyileştirmek için kullanılırlar [1].

MÖ 3210 yılında Çin imparatoru Chin Nang ve MÖ 2637 Yılında Hon-Ang-Tu dönemlerinde bambu çubuklarıyla dişleri değiştirerek transplantasyon işlemi yapılmıştır [1].

Papiruslarda dişeti iltihabı, diş aşınmaları, pulpa iltihapları ve diş ağrıları hakkında birçok bilgiye yer verilmiştir, tedavi için kullanılacak bitki içerikleri anlatılmıştır.

Tarih boyunca insanlar diş eksiklikleri için çeşitli yöntemler kullanmıştır. MÖ 2500'lü yıllarda eski Mısırlılar altından yapılmış tellerle dişleri stabilize etmeye çalışmıştır bu da protetik restorasyonla ilgilendiklerinin kanıtıdır [2].

MÖ 500'lü yıllarda Mayalar eksik dişlerin yerine deniz kabuklarını yerleştirerek canlı birine ilk kez alloplastik tedavi yapan ilk uygarlık olmuştur [3].

Mayalar özel taşlar, deniz kabuğu, hayvan dişi, ölü insan dişini implant malzemesi olarak kullanmıştır aynı dönemde Etrüskler lehimlenmiş altın bantlarla kayıp dişlerin fonksiyonlarını kazandırmaya çalışmış kayıp diş soketini öküz kemiği ile doldurmuştur [4].

18.yy'a kadar tıp ve diş hekimliği birlikte yürütülüyordu. Rönesans döneminde anatomi alanı doğrulanıp, diş hekimi ve anatomistler ayrı olarak araştırmalarına yoğunluk verdiler [1].

Modern Diş Hekimliğinin kurucusu Pierre Fauchard (18.yy'da) 10 Nisan 1725 yılında Kralın tedarikçisi Bay Tribout'un kızının çürüyen dişini çekip alveole diş yerleştirip komşu dişlere iple bağlamıştır [4].

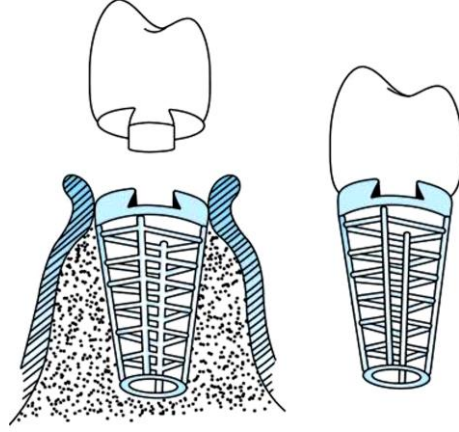
18.yy'ın sonlarına doğru yapay dişlerin icadı için çalışmalar yapılmıştır. İnek, koç, geyik, fildişi, balina kemikleri ve dişleri yapay kemik üretmek için kullanılmıştır. Hayvan dişlerinin kötü kokular, renk değişiklikleri, yumuşama, bozulma gibi dezavantajları vardır [4].

Maggilo 1809 yılında altın malzemeyle boş sokete diş formu vererek implant yerleştirme işlemi yapmıştır ve sonrasında İmplant tedavisinin başarısını etkileyen faktörler arasında en önemli noktalardan biri de hastanın kemik yapısıdır. Yeterli kemik yapısının olmadığı durumlarda implant başarısı için farklı yöntemlerden yararlanmak gerekir.

İmplant başarısı için implant tedavisinin başarısını etkileyen faktörler arasında en önemli noktalardan biri de hastanın kemik yapısıdır. Yeterli kemik yapısının olmadığı durumlarda implant başarısı için farklı yöntemlerden yararlanmak gerekir. İmplant başarısı için implant köküyle köke yerleştirilecek protez diş arasında orantı olmalıdır. Aksi takdirde kök üzerine aşırı yük binerek implantın tutmamasına neden olabilir.

Bruksizm gibi ağız ve diş sağlığıyla ilgili problemler implant başarı oranı üzerinde olumsuz bir etkiye sahiptir. Öncelikle bu sorunları kontrol altına almadan implant tedavisine geçilmemelidir. İmplant köküyle köke yerleştirilecek protez diş arasında orantı olmalıdır. Aksi takdirde kök üzerine aşırı yük binerek implantın tutmamasına neden olabilir.

1913 yılında Dr EJ Greenfield cerrahi işlemle frez kullanılarak ilk implantı yerleştirmiştir. Modern çağda patent ile korunan ilk implanttır [2].



Şekil 2.1. Greenfield'in patentini aldığı implant örneği [5].

1939 yılında krom kobalt malzemeden yapılan implantın paketi de Strock'a aittir. 1937 yılında Müller krom kobalttan yapılmış subperiostal implantları tanımlamıştır. 1940 yılında Gustov Dahl subperiostal implantları geliştirip, kullanmıştır. Patentini de almıştır. Gershkoff ve Goldberg (1948) vitalyum malzemeden yapılan subperiostal implantı ilk defa proteze destek olarak yerleştirmiştir [1].

Osseointegrasyon: Brenamark'ın 1952 yılında çalışmalarının başlaması ile implant gelişimi yön değiştirmiştir. Brenamark vd. tavşan tibiasını incelerken tesadüf sonucu kemik ve titanyum arasındaki etkileşimi farketmiştir. Yaptıkları araştırmalar sonucu " canlı kemik dokusu" ve "implantın yüzeyi " arasında direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı oluşan bu duruma osseointegrasyon demişlerdir [6].

Latineden türetilen os: kemik integrate: birleşmek kelimelerinden oluşan osseointegrasyon "fonksiyonel ankilozis" olarak da tanımlanır [6].

Tarih boyunca en çok kullanılan implantlar

- 1.Subperiostal (kemik üstü- kemik zarı altı arası uygulama)
- 2.Transosseous (Çivi tipi implant uygulaması)
- 3.Endosseous (Kemik içi uygulama)

1963 yılında ilk blade implant Ralph Roberts tarafından tasarlanırken 1967 yılında implantı Linkow kemik içine yerleştirmiştir. 1970 yılında titanyum blade implantlar dünyaca tanınmıştır. Bu dönemlerde Brenamark vd. titanyumdan yapılmış implantı hastaya uygulamıştır [6].

Zarb vd. 1979 yılında polimetil metakrilat implantın köpeklerde başarısızlıkla sonuçlandığını bildirdi fakat bu çalışma Brenamark'ın uluslararası literatürde ilk defa yer aldığı çalışmadır [7].

Adel vd. (1981) Brenamark vd. 16 yıl sonra dişsiz hastalara uyguladıkları implant sonuçlarını açıklayan çalışmaları ile modern implantolojinin doğmasını sağlamıştır [1].

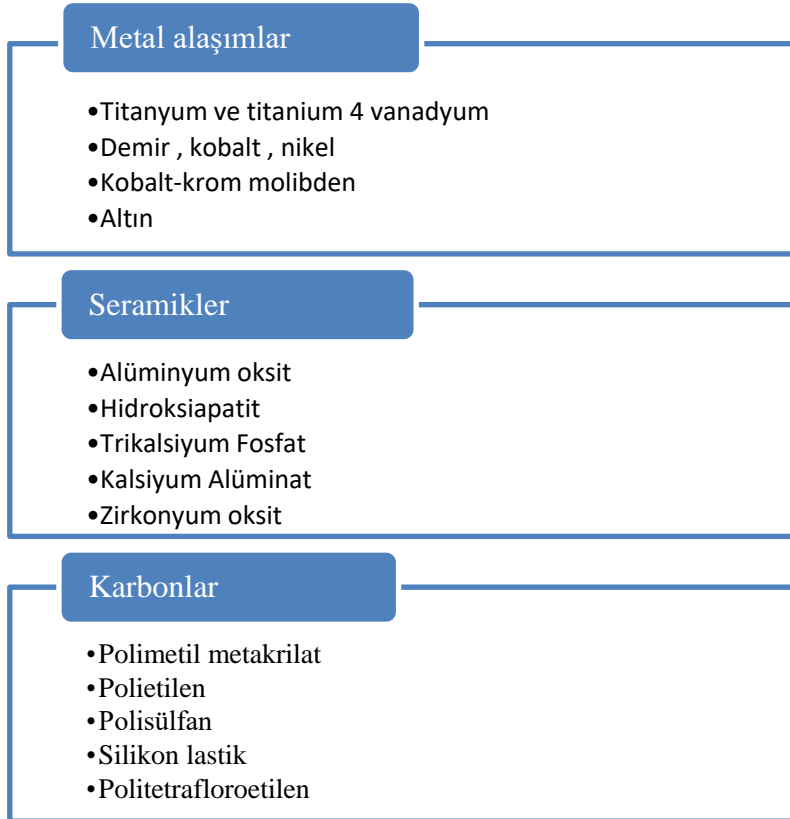
2.3. DENTAL İMPLANT SINIFLANDIRILMASI

Dental implantlar malzemesine, kemik doku ile ilişkisine, geometrilerine göre ayrılır.

2.3.1. Kullanılan Malzemeye Göre

İmplantların malzemelerine göre sınıflandırılması Çizelge 2.1'de gösterilmiştir.

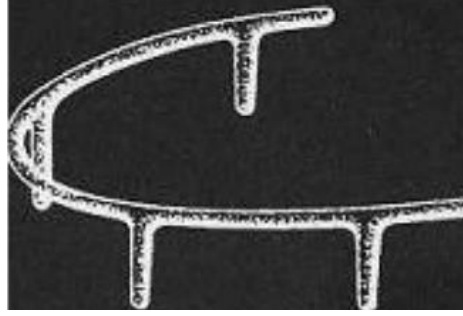
Çizelge 2.1. İmplantların kullanılan malzemeye göre sınıflandırılması



2.3.2. Kemik Dokusuyla Olan Bağlantısına Göre

2.3.2.1. Subperiostal implantlar

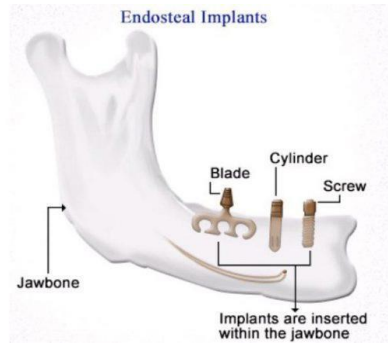
Kortikal kemiğin üstüne periostun altına yerleştirilen, kemikten ölçü alınıp kişiye özel hazırlanan implantlardır (Şekil 2.2). Diğer implantlara göre çok fazla komplikasyon görülme riski vardır. Yumuşak doku enfeksiyonları, sinir yaralanmaları ve sinüs komplikasyonları da görülebilir [8].



Şekil 2.2. Dahl'ın subperiosteal implantı [8].

2.3.2.2. Endosteal implantlar

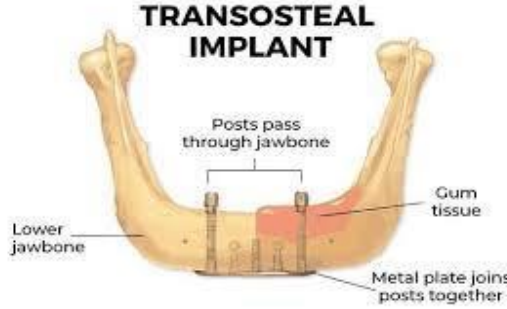
Çene kemiğinin içine uygulanan implantlardır (Şekil 2.3). Osseointegrasyon komplikasyonları diğer implant çeşitlerine göre daha azdır ve en çok kullanılan implant türleridir. Vida, bıçak sırtı (blade) ve silindir tipli olmak üzere ayrılır [9].



Şekil 2.3. Endosseoz implant çeşitleri [10].

2.3.2.3. Transosteal implantlar

Rezorbsiyonu çok fazla olan mandibulalarda kullanılan implant tipleridir, genel anestezi yapılarak uygulanır (Şekil 2.4) [11].



Şekil 2.4. Transosteal implant tasarımı [12].

2.3.2.4. İntramukozal implantlar

1943 yılında Gustov Dahl tarafından kullanılan mantara benzeyen implant çeşididir [8].

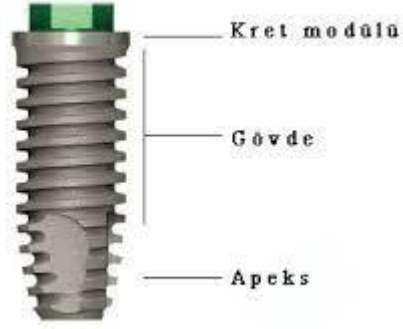
2.3.2.5. Endodontik implantlar

Destek kısmı azalmış veya periodontal desteğini kaybetmiş kronları stabilize etmek amacıyla kemik içine yerleştirilen implantlardır [13].

2.3.3. Geometrilerine Göre

İmplantlar üstlerine gelen yükleri çevre dokulara iletir bu nedenle implant geometrisinin düzgün tasarlanması önemli bir konudur. Bu kuvvetler implant kayıplarına, yüzey çatlaklarına, kemik kayıplarına neden olabilir. İmplant çapı, implant uzunluğu, implant yiv yapısı, implant yüzey özellikleri boyun bölgesi tasarımı,

implant konumu, stres dağılımlarını etkiler. İmplant gövde tasarımı birincil stabiliteyi etkiler [4].



Şekil 2.5. İmplant Gövde Dizaynı [14].

Gövdeden tork uygulanarak kemiğe gönderilen implanta vida tipi, yivsiz olup kemiğe itilerek gönderilen implantlara silindirik tip implant denir. Silindirik implant kayma kuvvetine sebep olduğundan kemikte daha fazla stres oluşturur [4]. İmplantın gövde dizaynı; boyun, gövde ve apeks olarak üç yapıda değerlendirilir (Şekil 2.5). İmplantın boyun kısmı; doku seviyesi ve kemik seviyesi olarak iki farklı çeşittir (Şekil 2.6). İnce fenotipik yapıya sahip hastalarda kemik seviyesi implantlar, kalın fenotipik yapıya sahip hastalarda doku seviyesi implantlar kullanılmaktadır Dişeti fenotipi, dişetin bukkal-lingual yöndeki kalınlığını tanımlamak için kullanılır, kişiden kişiye ve aynı kişide farklı diş bölgelerinde değişiklik gösterebilir [4].



Şekil 2.7. Doku seviyesi ve kemik seviyesi implantlar [15].

2.3.3.1. İmplant Çapı

En geniş implant yivi ile karşısındaki yivin tepe noktası arasındaki mesafeye implant çapı denir. İmplantın çapının artması yüzey alanının artmasına sebep olur, gerilme azalır ve dolayısıyla kırılmaya karşı mukavemeti artar. Vanoff ve ark. yaptıkları 3-5 yıllık çalışmalarında 3.75 mm çapındaki implantların başarısızlık oranlarını % 5, 4 mm çapındaki implant başarısızlık oranı % 3 ve 5 mm çapındaki implant başarısızlık oranını % 18 olarak bulmuşlardır [8].

İmplant çapı arttıkça eğilme – bükülme mukavemeti artıp stress shielding'e sebep olabilir. Bir implantın artan çapı çevresine ilettiği gerilimlerin azalmasına ve kemiğe yeteri kadar gerilime aktarılmamasına stress shielding denir sonuç olarak kullanılmama atrofisi oluşur [8].

2.3.3.2. İmplant Uzunluğu

İmplant platformu ve apeksi arasındaki mesafedir. İmplant uzunluğu arttıkça kemikteki gerilme dağılımını da olumlu etkiler, 10 mm'den sonra bu etki önemsenmeyecek kadar azalır. Ivanoff vd. uzun implantların başarı oranlarının daha yüksek olduğunu açıklamışlardır. Block vd. kısa implantların kemik-implant yüzeyi arasında yoğun gerilme oluşturacağını göstermiştir. Geng vd. 2004 yılındaki çalışmasında implantın yerleştirildiği kemik kalitesi ve kortikal kemik temasta olunan yüzey alanının implant boyundan daha önemli olduğunu bulmuştur [12].

2.3.3.3. Yiv Geometrisi

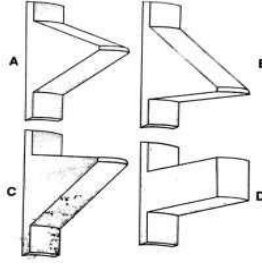
İmplantta bulunan yivler kuvvetin kemiğe iletilmesinde önemli rol oynar. Birinci stabilizasyonu sağlar, yüzey alanını artırarak implant-kemik arayüzünde kuvvet dağılımına yardımcı olur [16].

Yiv Adımı

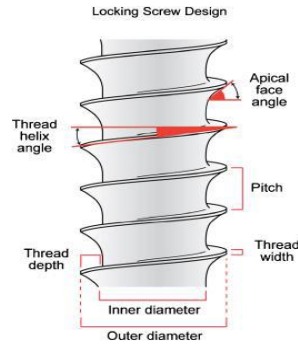
Belli bir alandaki yiv sayısıdır. İki yiv tepesi arasındaki mesafedir. Birim alanda ne kadar yiv varsa yiv adımı da implant temas alanı da artar [16].

Yiv Şekli

Yiv geometrileri kemik dokusuna gelen gerilmeyi azaltmak amaçlı tasarlanmıştır. V, kare, yelken ve ters payanda şekli en çok kullanılan şekillerdir. Kare yivlerde makaslama kuvvetinin etkisi diğerlerine göre düşüktür [16].



Şekil 2.8. İmplant yiv tasarımları [16].



Şekil 2.9. İmplant Geometrisi [17].

Günümüzde yiv olarak “çift sarmallı” ve “üç sarmallı” implantlar kullanılmaktadır. Vida adımları geniş olduğundan daha rahat yerleştirilir fakat daha fazla tork uygulaması gerektirir.

Yiv Derinliği

İmplantların en geniş çapı ve gövdesi arasındaki farktır (diş dibinden diş üstüne kadar olan mesafesidir) [16].

2.4. İMPLANT ÜSTÜ PROTEZLER

Hareketli veya sabit proteze destek veren kısma abutment adı verilir. İmplant ve kron arasında bulunan vida veya kilitlenme şekliyle tutunma sağlanan parçalardır. 3 çeşit abutment vardır;

1. Vida tutucu abutmentler
2. Siman bağlantılı abutmentler
3. Atachman tutuculu abutmentler [15].

2.4.1. Vida Tutuculu Abutmentler

Estetik önemsenmiyorsa ve diş eti yüksekliği 3 mm'den yüksekse bu tip abutmentler tercih edilir.

Avantajları:

1. Siman olmadığından diş eti oluşunun dış duvarında yani sulkusta siman artığı kalmaz.
2. Protez abutmentla birlikte implanta vidalanmaktadır. Vidada, abutmentte veya implantta bir sorun olduğunda implanta ve üst yapıya zarar vermeden protez çıkarılabilir.

Dezavantajları:

1. Vida kırılması ve gevşemesi diğer türlere göre daha fazladır.
2. İmplant takıldıktan sonra laboratuvardaki protez aşaması zordur.
3. Vidalar üst yüzeyden görülür.
4. Oklüzal kenara yakın olan vidalı kronlarda porselen kırığı sık görülür [18].



Şekil 2.10. İmplant, Abutment ve Vida [19].

2.4.2. Siman Tutuculu Abutmentler

Estetik önemliyse, ön bölgelerde, ince mukozaya sahip bölgelerde kullanılır. Aynı zamanda diş eti yüksekliği 2-3 mm'den az derinlikte olduğu durumlarda kullanılır.

Avantajları:

1. Estetiktir.
2. Oklüzal uyum daha kolaydır.
3. Laboratuvar işlemleri doğal diş anatomisine benzediğinden kolaydır.
4. Maliyeti daha düşüktür.

Dezavantajları:

1. Bir sorun oluştuğunda protezin çıkarılması zordur ve yeniden yapılması gerekir.
2. Artan simanı temizlemek zor olabilir [20].

2.4.3. Ataşman Tutuculu Abutmentler

Az sayıda implant yapılacaksa overdenture tipi hareketli protez kullanılacak vakalarda tercih edilir. Oring, topuz başlı, titanyum, altın klipsli çeşitleri vardır. Topuz başlı abutmentlerden çok locater tip abutmentler kullanılmaktadır (Şekil 2.11) [20].



Şekil 2.12. Locater, ballatachman [21].

Abutmentlerin sınıflandırılması şu şekilde de sıralanabilir;

1. Geçici Abutmentler
2. Daimi Abutmentler

2.4.3.1. Geçici Abutmentler

Geçici abutmentler genellikle fabrikasyon olarak üretici firma tarafından üretilir. Bu abutmentlerin birçoğu özellikle estetik bölgede doku kontürünü oluşturmak için kullanılırlar (Çizelge 2.2) [22].

Ölçü Abutmentleri

Hasta ağzında ölçü alınıp protez aşaması için laboratuvara gönderilip alçı modeline dönüştürülen sistemlerde kullanılan abutmentlerdir [22].

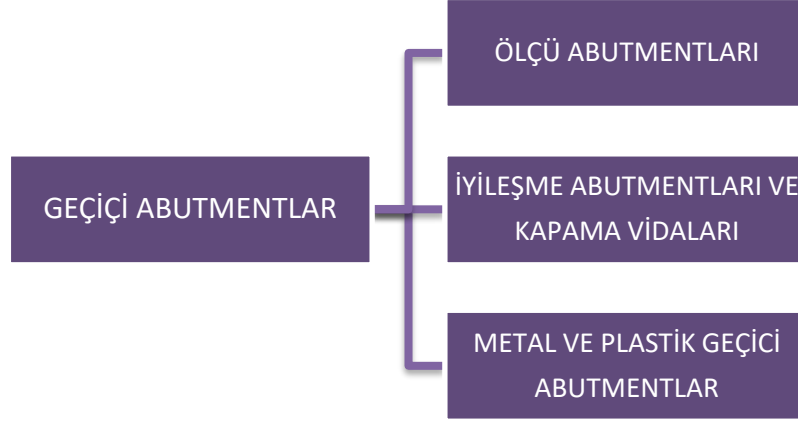
İyileşme Abutmentleri

İyileşme abutmentleri, implant cerrahisi sonrasında implant platformunun üstünü kapatmak, implant içerisine kemik ve yumuşak doku büyümesini engelleyip, dişetinin epitelizasyonunu sağlamak amacıyla kullanılırlar [22].

Metal veya Plastik Geçici Abutmentler

Bu abutmentler, implant platformu açıldıktan sonra final restorasyon öncesinde kullanılırlar. Geçici restorasyon aşamasında kullanılmakta ve daimi restorasyonun formu, rengi, yumuşak doku profili ve oklüzyonu hakkında yardımcı olmaktadır. Metal titanyum, seramik zirkonyum ya da akrilik PEEK' (polietereterketon) den üretilenler [22].

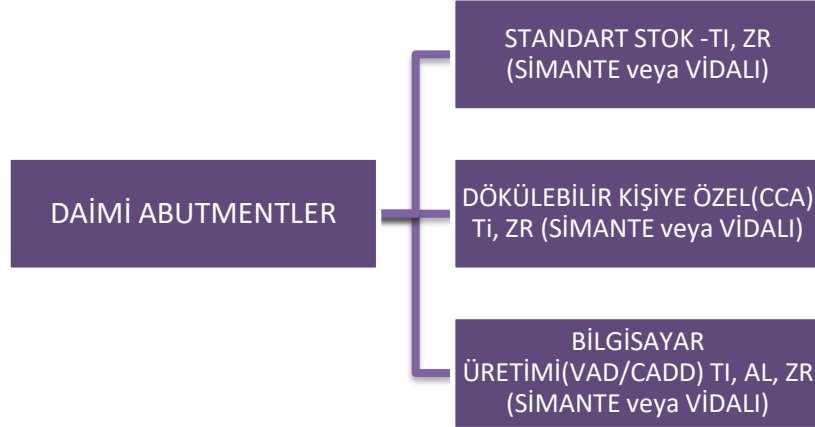
Çizelge 2.3. Geçici abutmentlerin sınıflandırılması



2.4.3.2. Daimi Abutmentler

Daimi abutmentler, son restorasyonu için kullanılırlar ve kesin olarak yerlerinde kalır (Çizelge 2.4).

Çizelge 2.5. Daimi abutmentlerin sınıflandırılması



Standart Abutmentler

Diş hekimi ya da teknisyen tarafından modifiye edilebilen bu abutmentler, protez süresini kısaltmak için kronun doğal konturlarına uygun olarak şekillendirilmiş olarak

üretilmektedirler. Genellikle titanyumdan üretilir, sabit ve hareketli restorasyonlar olarak iki gruba ayrılır;

Sabit olanlar: vidalı abutment, çoklu birim abutmentler (Multi-Unit Abutment), estetik abutmentler, altın alaşımlı abutmentler, tek diş standart abutmentler.

Hareketli olanlar: Locator, GPS abutment, mini topuz ball attachman.

Uygulanması kolay olduğundan işlem kısa sürede tamamlanır. Fakat kron kenarları ile optimum diş eti uyumu sağlamaz [20].

Avantajları:

Estetik bir şekillenme sağlar.

Açısal durumlarda fayda sağlar.

Kişiyeye Özel Abutmentler

Açılama sorunlarında ve krona uygun altyapı tasarımı gerektiği durumlarda kullanılır. 15 dereceden fazla açılama problemi, diş eti yüksekliği fazla olacaksa, yetersiz interoklüzal mesafe olduğunda, diş eti şeklini taklit ederek benzer görüntüde abutment sağlanır. Üç veya daha fazla abutment kullanılacaksa bu tür abutmentler kullanılır fakat bu abutmentler, pasif oturmayı ve konturları elde etmek için düzgün bir modelaja ihtiyaç duyar. Hassas ve masraflı bir laboratuvar işlemi gerektirir (Şekil 2.13) [20].



Şekil 2.14. Kişiyeye özel abutmentler [23].

Avantajları:

1. Abutmentin kuron boyu, açılanması ve meziodistal/bukkolingual yöndeki genişliği ayarlanabilir.
2. Diş eti bitim sınırının yüksekliği, genişliği ve diş eti çıkış profili simetriğindeki dişe ya da kaybedilen dişe uygun olarak hazırlanabilir.
3. CAD/CAM sisteminde abutment materyalinin kırılmadan kullanılabilen minimum duvar kalınlığı ve yüksekliği sistemde tanımlıdır ve bu sınırlar dışında üretime izin vermez. Bu sayede dayanıklılık garanti altına alınmış olur.
4. CAD/CAM sistemiyle teknisyene bağlı hatalar elimine edilmiş olur.
5. Çok üyeli implant destekli sabit restorasyonlarda ideal abutment açısı ve paralelliğini sağlayabilmek kolaydır.
6. Prefabrike abutment kullanımı sonrası oluşabilecek kötü doku konturları önlenmiş olur [24,25].

Bilgisayar Desteği ile Üretilmiş Abutmentler

1980 yılında implant-abutment sistemine dahil olan Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim (CAD-CAM) sistemlerinde son ölçü dijital yöntemlerle alınır ve tarama işlemi yapıldıktan sonra metal alaşımları işlenir.

Geleneksel tekniklerde ölçü materyali, alçı model elde etmesi, mum modelaj; alaşımın yüksek sıcaklıkta dökülmesi gibi işlemlerin doğruluğuna bağlıyken CAD/CAM sistemlerinde model taratılır, istenilen açı ve implant pozisyonu girilir. İdeal abutment şekli üç boyutlu olarak elde edilir sonuç olarak daha güvenilir sonuçlar elde edilir. Ancak bu yöntemde maliyet yüksektir [20].

2.5. ABUTMENT – İMPLANT BAĞLANTISI

Temelini External ve internal bağlantı tipleri oluşturur. Nobel external implantlar üretirken günümüzde çoğu firma internal bağlantılı implant üretimi yapmaktadır.

2.5.1. External Bağlantı

Altıgen (hekzagonal) ya da sekizgen (oktagon) geometrilerden oluşurlar.

Avantajları:

1. Anti-rotasyonel mekanizma oluşur, farklı sistemlerle uyumlu olur.
2. İki aşamalı implant cerrahisine uygundur.

Dezavantajları:

1. Mikro sızıntı oluşabilme durumu vardır.
2. Rotasyon merkezi yukarıda olduğundan lateral hareketlere karşı daha az direnç gösterir.
3. Hekzagonal yapının boyutlarına bağlı mikro harekete sebep olabilir [26].



Şekil 2.15. Eksternal Hekzagon Bağlantı [19]

2.5.2. İnternal Bağlantı

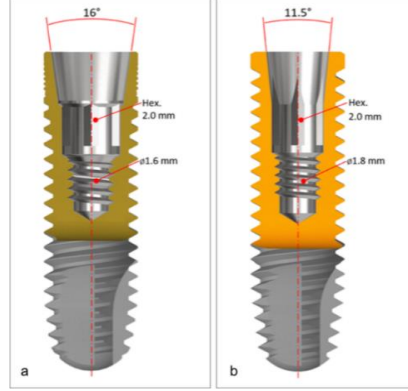
İmplantta internal konik bir yapı vardır. 11° açı yaparak veya 8° açı yaparak (morse taper soğuk kaynak yapıda) abutment içe doğru daralır. Şekil 2.16'de internal bağlantı örnekleri gösterilmiştir.

Avantajları:

1. Dayanak-bağlantı kolaylığı sağlar.
2. Lateral yüklerle daha dirençli bir tasarımıdır.
3. Kuvvet dağılımı daha iyidir.
4. İmplant yerleştirme tek aşamada sağlanır.
5. Tek diş restorasyonlarında kullanılabilir.

Dezavantajları:

1. Arayüzde implantın lateral duvarları inceler.
2. İnternal hekzagonal bağlantılarda kemikteki gerilme dağılımı daha homojendir.
3. İmplant boynunda rezorbsiyon görülür [26,27].



Şekil 2.17. İnternal Bağlantı a) 16 derece internal bağlantı b) 11,5 derece internal bağlantı [26].

2.5.3. Morse Taper Bağlantı

İnternal bağlantı sonrasında implant–abutment arasında birbirine eş konik açılarda oturma sağlamak amaçlanır (Şekil 2.18). Diğer bağlantılara göre abutmentin bükülme dayanımını da artırır. Bu bağlantı tipini ilk kez BİCON kullanmıştır. Daha sonra vidalı ve vidasız olarak morse taper bağlantı ikiye ayrılmıştır [21,28].



Şekil 2.19. Morse Taper Bağlantı [21].

2.5.4. Platform Switching Bağlantı

İmplant abutment bağlantısında implanttan daha dar boyun çapına sahip krestal kemik kısmında konik bitiş sağlayarak daha düşük stres oluşturmak amaçlanmıştır.

Avantajları:

1. Kenar bölgelerde kemik kaybı azalır.
2. Kemik-implant arayüzeyi artar.
3. Daha estetik sonuçlar elde edilir.

Yapılan çalışmalar mikro sızdırmazlıkta Morse taper'ın diğer bağlantılara göre daha iyi sonuçlar verdiğini göstermiştir [28].

2.6. İMPLANTIN YÜZEY ÖZELLİKLERİ

Diş implantlarının başarısı osseointegrasyonun oluşmasına yani kemik ve implantın bağ doku oluşturmadan tutunum sağlamasıdır. Osseointegrasyonu etkileyen en önemli faktörlerden biri de yüzey özellikleridir. Yüzey kimyası, yüzey topografisi, yüzey enerjisi, pürüzlülük, titanyum oksit tabaka kalınlığı osseointegrasyonu etkiler [29].

Yüzey pürüzlülüğü: Osteoblastik hücrelerin çoğalma ve farklılaşmasında etkilidir [30]. Yüzey pürüzlülüğü üç farklı ölçekte değerlendirilebilir:

Makro pürüzlülük: 1 mm ve 10 mikrometre arasındadır, implantların geometrisiyle ilgili olup birincil ve mekanik stabiliteye etki eder [31].

Mikro pürüzlülük: 1-10 mikrometre arasındadır, mineralize kemik ve implant yüzeyi arasındaki bağlantıyı en üst seviyeye çıkarır [32].

İdeal implant yüzeyi 1.5 mikrometre derinliğinde ve 4 mikrometre çapında yarım küre şeklindeki çukurcuklarla kaplı olmalıdır [33].

Nano pürüzlülük: 1-100 nm arasındadır. Protein absorpsiyonu, osteoblastik hücrenin yüzeye adhezyonuna etkilidir bu sayede osseointegrasyon hızını etkiler [29].

Dental implantların yüzey modifikasyonları üç farklı yaklaşımla yapılır:

1. Mekanik (Fiziksel metotlar)
2. Kimyasal Metotlar
3. Biyokimyasal Metotlar [34].

2.6.1. Mekanik Metodlar

Mekanik metodun temel nedeni yüzey topografyası ve pürüzlülüğü elde etmek, yüzeyde fazla olan pürüzlülüğü gidermek ve adhezyonu arttırmaktır. Bu yöntemler kumlama, taşlama, kesme, tornalama ve titanyum plazma spreydir. Hücrenin çoğalmasını, yapışmasını ve farklılaşmasını arttıran tekniklerdir [35].

2.6.2. Kimyasal Metodlar

Titanyum ve kimyasal çözelti arasında meydana gelen reaksiyonlar sonucu oluşan yüzeylerdir. Yöntemler;

1. Asitle pürüzlendirme (acid-etched)
2. Kumlama ve asitle pürüzlendirme (sandblasted, large-grit, acid etched-SLA)
3. Anodizasyon [29].

2.6.3. Biyokimyasal Metodlar

Biyokimyasal metodlarda HA kullanılmaktadır. Hidroksiapatit (HA) kemiğin doğal bileşeni olduğundan dişe en yakın mineral materyalidir. Bu yüzden bu yöntemle elde edilen implantların yüzeylerinin biyouyumluluğu ve mekanik özellikleri çok iyidir. HA ile kaplanan yüzeyler daha kolay sürede iyileşmesine rağmen yüzeyde plazma sprey yönteminin gözenek oluşturması, implant-kaplama yüzey arasında gerilim oluşması, mikroorganizma tutunumu artmasıyla implant başarısı olumsuz etkilenir. Bu yöntemle kaplama işleminde kalsiyum fosfat ve flor gibi malzemeler de kullanılabilir [36].

2.7. KEMİK DOKU

Vücudun birçok fonksiyonunu yerine getiren bu doku %33 organik matriks ve %60 inorganik matriks olmak üzere 2 bileşenden oluşur. Yaş, diyet gibi etmenler sayesinde değişebilen dinamik bir yapıdır.

Olgun Kemik

İki farklı tabakadan oluşur:

1. Kompakt (Kortikal) kemiğin dış kısmında olur. Mekanik destek sağlar. Homojen ve sıkıdır.
2. Spongioz (trabeküler) merkezdeki kemik metabolik olayları kontrol eder.

Süngerimsi yapıda olduğundan irili ufaklı boşlukları vardır. İçi kemik iliği ile doludur.

Kemik Dokusu

Osteoblastlar, osteositler, osteoklastlar olmak üzere üç tür hücrenin aktivitesi olmak üzere oluşur. Osteoblast ve osteoklastlar sayesinde hayat boyu kemik yapım ve yıkımı devam etmektedir. Wolf kanununa göre kemik dokusunda oluşan kuvvetler sonucu yeniden şekil değiştirme oluşur. Mevcut yoğunluğu ve formunu koruması için kemiğin fonksiyonel yükler tarafından uyarılması gerekir. Dış eksikliği sonucunda bölgede uyarılma olmayacağından kemik yoğunluğu ve trabekül oranında azalma görülür.

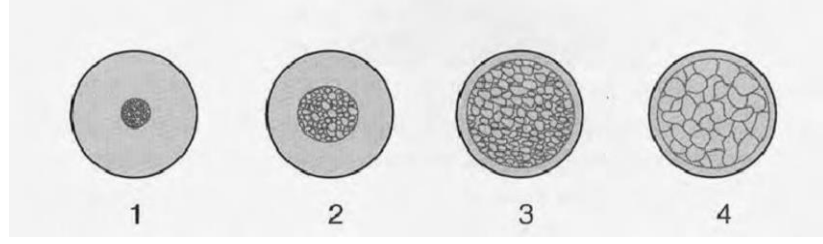
Tip 1: Homojen kortikal kemik

Tip 2: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemik

Tip 3: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemik

Tip 4: Düşük yoğunlukta trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemik (Şekil 2.20)

[4].

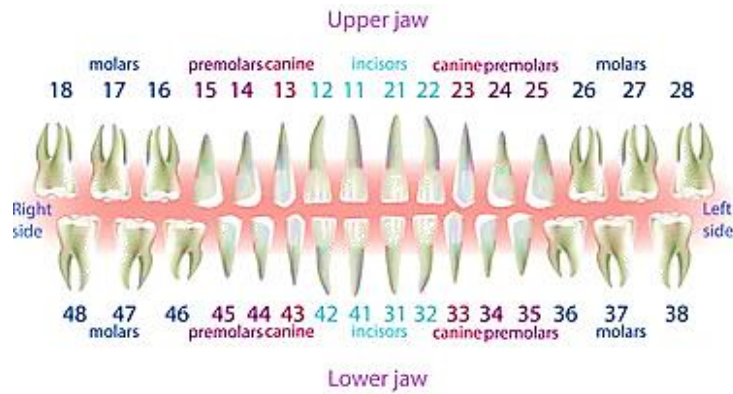


Şekil 2.21. Kemik Modelleri [14].

2.8. DIŞ ANATOMİSİ

Erişkin bir insanda 20 yaş dişlerle birlikte toplam 32 adet diş mevcuttur. Günümüzde en çok tercih edilen numaralandırma sistemlerinden biri FDI diğeri ise Universal sistemdir. Bu tekniklerin her ikisinde de sayısal gösterimler kullanılmaktadır.

FDI Numaralandırma Sistemi 1971’de Uluslararası Diş Hekimliği Federasyonunun toplantısında bu yöntem, uluslararası standart olarak kabul edilmiştir (Şekil 2.22). Bu sistemde kadranslar 1 ile 4 arasında numaralandırılmıştır. Üst sağ kadrans 1, üst sol kadrans 2, alt sol kadrans 3 ve alt sağ kadrans 4 ile gösterilmiştir. Dişler orta hattın arka tarafa doğru numaralandırılmıştır. Dişler iki rakamlı bir sayı ile temsil edilmektedir. Birinci rakam kadranı, ikinci rakam ise diş numarasını gösterir. Örneğin; üst sağ birinci premolar 14 numara , üst sağ birinci molar 16 numara ile gösterilir [37].



Şekil 2.23. Diş anatomisi numaralandırması [36].

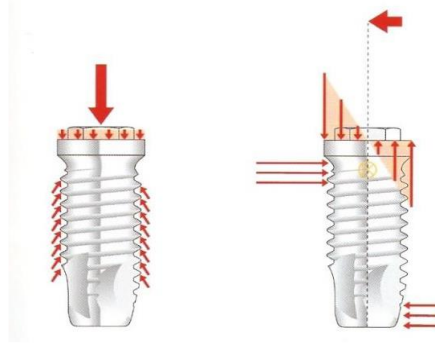
2.8. İMPLANTLARDA BİYOMEKANİK YÜKLER

2.8.1. Kuvvet

Duran bir cismi harekete geçiren veya hareket halindeki bir cismi durduran, cisimlerin yönünü, şeklini, doğrultusunu değiştiren etkiye “kuvvet” denir. Belirli bir yönü olduğundan vektörel bir büyüklüktür. Birimi Newton (N) dur [38].

Dental implantlar üzerinde basit bir oklüzal temas genel olarak üç boyutta (mesiodistal, bukkolingual, oklüzoapikal) oklüzal kuvvetle sonuçlanır. Oluşan üç boyutlu kuvvet, total kuvvetin diğer eksenler üzerinde de iletilen komponent bölümleri ile tanımlanır [39].

İmplantın aksı boyunca gelen kuvvetler implantın gövdesindeki yivler ile kemiğe iletilir. Ancak implant üzerine gelen kuvvet veya bileşeni implant aksına dik yönde uygulanırsa; implant üzerinde bir mesnet oluşur ve bükülme momenti meydana gelir. İmplantın boyun kısmındaki ve apekstekki yivler yükü karşılamış olur, kemikte ve implantta gerilme artışı meydana gelir. Bu sebeple osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetleri önemli bir rol oynamaktadır. Kişinin ısırma kuvveti; cinsiyet, diyet, yaş, kas hacmi, parafonksiyon, dentisyona bağlı olarak değişir [40]. Şekil 2.24’de implant üzerine gelen kuvvet dağılımı gösterilmektedir.



Şekil 2.25. İmplant üzerine gelen kuvvet ve dağılımı [41].

Kemik üzerindeki en zararlı etkiye sahip kuvvet tipi makaslama kuvvetleridir. Diğer kuvvet tiplerine oranla %65 daha zararlıdır. Kemiğin en dirençli olduğu kuvvet tipi, sıkıştırma kuvvetidir, kemiğin gerilme kuvvetlerine dayanımı sıkıştırma kuvvetinden %30 daha azdır [39].

2.8.2. Gerilme

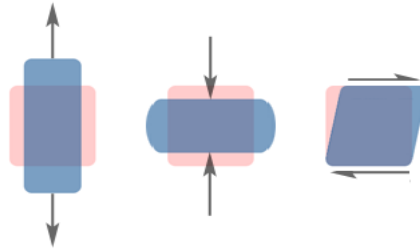
Bir alana uygulanan kuvvetin etkisine gerilme denir. Gerilme (s) veya (σ) ifadesi ile gösterilir. Kayma gerilmeleri ise τ ile sembolize edilir. Cisim üzerinde oluşan gerilmeler genelde tek başına oluşmaz, bir kuvvet baskın olmakla beraber, 3 kuvvet de aynı anda uygulanırken oluşan gerilmelere birleşik (kompleks) gerilmeler denir.

Gerilme birimi Paskal ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N} / \text{m}^2$) dır. Fakat diş hekimliği araştırmalarında incelenen boyutlar mm cinsinden tanımlandığı için Megapaskal ($1 \text{ MPa} = 10^6 \text{ Pa}$) kullanılmaktadır [39].

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (1)$$

Kuvvetler yönlerine bağılı olarak üç farklı gerilme türüne sebep olurlar (Şekil 2.18).

1. Çekme Gerilmesi: Aynı doğrultuda fakat zıt yönde uygulanan, cisimleri birbirinden ayıran kuvvetin oluşturduğu gerilmedir.
2. Basma Gerilmesi: Aynı doğrultuda fakat zıt yönde uygulanan cisimlerin birbirine yaklaşmasını sağlayan kuvvetin oluşturduğu gerilmedir.
3. Kayma Gerilmesi: Birbirine paralel ters yönde uygulanan cisimlerin birbirleri üzerinde kaymasına neden olan gerilme tipidir.



Şekil 2.26. Çekme, basma ve kayma gerilmeleri [39].

Kemik üzerindeki en zararlı etkiye sahip kuvvet tipi olan kayma kuvvetleri diğer kuvvet tiplerine oranla %65 daha zararlıdır. Kemiğin en dirençli olduğu gerilme tipi basma gerilmesidir, kemiğin çekme mukavemeti basınç gerilmesine mukavemetinden %30 daha azdır. Kayma ve çekme gerilmesi implant kemik bağlantısına olumsuz etki eden gerilmelerdir [39].

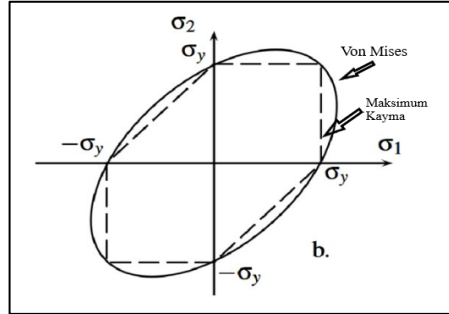
2.8.3. Von Mises

Sünek malzemelerin plastik deformasyona uğrayıp uğramadıklarını gösteren gerilme kriteridir. Titanyum ve diğer implant malzemeleri genel olarak sünek oldukları için meydana gelen gerilmelerin akma mukavemeti altında kalmalarını öğrenmek için von Mises gerilme kriteri yaygın olarak kullanılmaktadır.

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + (\sigma_{22} - \sigma_{33})^2 + (\sigma_{33} - \sigma_{11})^2 + 6(\sigma_{12}^2 + \sigma_{23}^2 + \sigma_{31}^2)]}$$

(2)

Herhangi bir gerilme durumu, üç asal gerilmeye dönüştürülebilir. Bu durum eğer üç koordinat olarak düşünülürse, farklı kombinasyonlar için von Mises gerilmesi çizilebilir. Herhangi bir noktadaki gerilme durumu silindir dışında bulunuyorsa, yapıdaki bu noktada plastik şekil değiştirme başlamıştır. Gerilme sadece iki eksen üzerinde meydana gelirse von Mises gerilmesine göre güvenilir bölge elips içinde kalan bölge olacaktır (Şekil 2.19) [42].



Şekil 2.27. Von Mises kriteri için güvenli alan [42].

2.8.4. Gerinme (Strain)

Bir cisme kuvvet uygulandığında kuvvet sonucu oluşan gerilme cisimde şekil değişikliğine neden olur. Cisimde meydana gelen boyutsal değişimin cismin orijinal boyutuna oranı Gerinme (Strain) olarak adlandırılır [43].

$$\epsilon = \Delta L / L \quad (3)$$

ϵ = Gerinim ΔL = Boyutsal değişim L = Cismin ilk uzunluğu

2.8.5. Elastik Modülü (Young Module)

Uygulanan kuvvet sonucu cisimlerde deformasyon meydana gelir. Cisimlerin uygulana gerilemeye yönelik deformasyon direncine elastik modülü denilir.

Başka bir deyişle elastik modülü gerilme ve gerinme arasındaki oranı gösteren malzemenin geri dönebilen deformasyona karşın özelliğine belirleyen ölçüdür. Elastik modülün birimi Paskal'dır (N/m^2). Materyallerin kendine özgü elastisite modülü vardır. Bir cismin deformasyonu arttıkça elastisite modülü de artar. Hook denklemi; $\sigma = E\epsilon$ [43].

2.8.6. Poisson Oranı

Malzemenin basma ve çekme kuvvetlerine maruz kaldığında aksiyal ve lateral yönde değişim meydana gelir. Çekme kuvvetleri sonucu materyalin aksiyal boyutunda artış meydana gelir, lateralde azalma gerçekleşir. Basma kuvvetleri sonucu aksiyal boyut kısılır, lateral boyut artar. Bu kuvvetler sonucu lateral yöndeki boyut değişimi ve aksiyal yöndeki boyut değişiminin oranına "Poisson oranı" denir. "v" ile gösterilir.

Elastisite modülü, Poisson oranı, akma mukavemeti ve çekme dayanımı, basma dayanımı, sertlik, kayma modülü, kayma dayanımı, eğilme modülü, eğilme dayanımı, rijitlik, kırılma tokluğu, yorulma dayanımı, darbe dayanımı, aşınma direnci gibi özellikler ise tasarımda dikkat edilmesi gereken mekanik özelliklerdendir [44].

Yorulma Mukavemeti: Bu özellik bir implantın bozulmadan ne kadar süre çalışabileceğini tanımlar. İmplantın günlük aktiviteleri sırasında ortaya çıkan döngüsel yüklenmesiyle stresler oluşturur ve zamanla implant materyalinde çatlğa neden olabilir. Çatlak kritik bir boyuta ulaştığında, materyalde yorulma kırılması meydana gelir ve bu da implantın başarısız olmasına neden olur. İmplantın biyomekanik performansı ve yorulma mukavemeti, önemli ölçüde yapıldığı malzemenin mikro yapısına bağlıdır.

Metal ve alaşımlara kuvvet uygulandığında materyalin elastik limitine bağlı kırık oluşmadan Şekil değişikliğine uğrayabilirler. Metallere elastik limitini aşacak Şekilde kuvvet uygulandığında, kuvvet ortadan kalktıktan sonra materyal eski haline dönemez ve materyalde kalıcı deformasyon oluşur. Eğer uygulanan kuvvet daha da arttırılırsa daha fazla plastik deformasyon ile sonuçta kırık meydana gelir. Tekrarlanan kuvvetler altında ise yüzeyde oluşun küçük çatlaklar büyüyerek materyalin dayanımının daha altında bir gerilme seviyesinde kırılmasına yol açar [45].

Dental implantların mekanik dayanımını inceleyen birçok çalışma literatürde mevcuttur. Yükleme sayısı, frekansı, uygulanan açı ve yükleme yapılan kuvvetlerin, araştırmalarda incelenen konuya göre farklılık gösterdiği görölmektedir [46–49].

2.9. LİTERATÜR

İmplant ve dayanağı birbirine bağlayan alana implant-dayanak bağlantısı denir. Bu bağlantı implantın prognozunun uzun dönemdeki sağlamlığını etkileyen önemli bir nedendir. Yapılan çalışmalarda protetik restorasyonlarda en sık görülen komplikasyonun dayanak vidasındaki gevşeme ve kırılmadır. Bu tür komplikasyonların önlenmesi için firmalar farklı bağlantı tasarımları geliştirmişlerdir. Şu an sıklıkla dayanağın implanta vida ile tutturulduğu vidalı implant abutment bağlantısı kullanılmaktadır [50].

Kaleli ve ark yaptıkları çalışmada implant-abutment bağlantı şeklinin abutment üzerine etki eden stres değerinin abutment için kullanılan materyalden daha fazla etkilediğini gözlemlemişlerdir. İmplantlardaki stres değerleri farklı bağlantı şekilleri arasında benzerdir ancak internal bağlantılarda daha yüksek konsantrasyonda stres ortaya çıktığını vurgulamışlardır. Son olarak hibrit abutmentler ile titanyum abutmentler benzer mekanik özelliklere sahip olduğunu göstermiş ve zirkonya abutmentlerden daha iyi mekanik özellik sergilemişlerdir [23].

Broggini ve diğerleri tarafından yapılan bir araştırmada implant abutment bağlantısı; abutment vidasının gevşemesini veya kırılmasını, kuvvetlerin implant-kemik ve implant-abutment arayüzüne nasıl aktarıldığını etkilemekte olduğunu vurgulamıştır. Bağlantı gücü ve stabiliteyi, implant ve abutmentin mekanik bütünlüğü ve implantların çevresindeki kuvvetlerin büyüklüğü implant abutment arayüzünün tasarımı etkilemektedir. İmplant-abutment ara yüzündeki mekanik bağlantının derecesi, abutment vidasının ön yükleme kuvvetiyle, mikro hareketlerle ve dinamik yorgunlukla ilişkilidir. İmplant ve abutment arasında hassas uyumun olmaması biyolojik ve biyomekanik hasarlara neden olmaktadır [51]

Muraev ve ark. internal bağlantıların estetik özelliği, bağlantı gücü, mikrobiyal sızdırmazlığı eksternal bağlantılara göre daha üstün olduğunu belirtmiştir. Bu üstün bağlantı gücü, özellikle molar bölgeler gibi yüklerin arttığı alanlarda önemli olduğunu ispatlamıştır [52].

Gelen oklüzal kuvvetlerin büyüklüğü, implantın çene üzerindeki yerleşimine bağlı değişmektedir. Çeşitli çalışmalarda bu oklüzal kuvvetler araştırıldığında oluşan maksimum oklüzal ısırma kuvvetlerinin birinci premolar bölgede 200 N'dan düşük ve ikinci premolar ve molar bölgede ise 300 N olarak bulunmuştur [53].

Kim ve Cho'nun 2016 yılında yaptığı çalışmada hex abutment ve implant yüzeyi arasındaki yaklaşık 10 µm'lik boşluk nedeniyle temas yüzeyinin az olduğu saptanmıştır ancak kuvvet uygulandığında hex yapı implantın iç yüzeyi ile temas ettiği ve hex abutmentten implanta gerilimi dağıttığı sonucu bulunmuştur [54].

Geng ve ark, sonlu eleman analizi çalışmalarında dental implant analizi yapılırken sadece aksiyal ve horizontal yüklerinin hesaplanmasının yeterli olmadığını kombine yüklerin de (vertikal, oblik) önem taşıdığı sonucuna ulaşmıştır. Oklüzal yüklerin daha gerçekçi sonuçları temsil etmekte olduğunu da vurgulamıştır [55].

Mao ve arkadaşları çalışmalarında abutment ve implant vidası kalınlıklarının implant ve kemik üzerinde oluşturdukları stresi incelemiştir. Buna göre abutment ve implant vidasının dizaynının, implant ve kemik üzerindeki stresin artması veya azalması yönünde bir etkisi olmadığı sonucuna ulaşmıştır. Çalışmada vertikal kuvvetlerin abutmentin duvarlarındaki stresin artmasına yol açmadığı görülmüştür ancak implant-abutment bütünlüğüne oblik kuvvetlerinde eklenmesiyle abutment üzerindeki gerilim artmıştır. [56].

Maria ve ark. yapmış oldukları çalışmada metal-seramik kişiye özel implant abutmentleri (525.89 N) zirkon abutmentlere göre (413.7 N) daha yüksek değerlerde kırılmıştır. [57].

Özkan K. yaptığı çalışmada implant-abutment bağlantılarında solid abutmentlerin kırılma direnci değerlerinin dijital abutmentlere göre daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Solid abutmentlerin ortalama kırılma değerleri 2350 N, dijital implantların ortalama kırılma değerleri 1089 N olarak bulunmuştur. Dijital abutmentlerin tamamı implant-abutment kompleksinin en zayıf bölgesi olan implant-abutment sınırından kırılmıştır [58].

Tanyel ve ark, 2012 yılında yaptıkları çalışmalarında, Dental İmplant KA® marka implantlar üzerinde yapılan bir çalışmada solid dayanaklar üzerine 30° açı ile 50 N, dikey yönde 100 N, yatay yönde 30 N kuvvetler önce ayrı ayrı, sonra aynı anda uygulanarak stres alanları değerlendirilmiş ve uygulanan kuvvetler karşısında streslerin en çok implantın boyun bölgesinde olduğunu bildirmişlerdir. Yatay yöndeki kuvvet bileşenlerin mümkün olduğunca azaltılarak implantlar üzerine gelen stresleri azaltılabileceğini ya da fizyolojik sınırlarda tutulabileceğini önermişlerdir [59].

Okeson, posteriora gidildikçe çiğneme kuvvetlerinin arttığını ve birinci büyükazı dişlerine gelen çiğneme kuvvetlerinin 40-90 kg olduğunu bildirmiştir [60].

Morneburg ve Proshchel implant destekli sabit protezlerde, anterior bölgeye yapılan kuron protezinde en yüksek ısırma kuvvetini 91 N, büyük azı bölgesine yapılan kuron protezinde 129-314 N arası olarak belirlemişlerdir [41] .

Günümüzde farklı bağlantılarda implant-abutment modelleri kullanılmaktadır. Bağlantı şekli analiz sonuçlarını etkilemektedir. Çalışmalarda genel olarak internal hex bağlantılar ve konik bağlantıların karşılaştırmaları yapılmaktadır. Bu tezde literatürde en çok tercih edilen internal hex bağlantının silindirik ve silindirsiz formlarını karşılaştırmak amaçlanmıştır.

Literatürde premolar ve molar dişlerdeki kronların da kuvvet analizleri yapılmıştır. Premolar ve molar dişteki aynı uygulanan kuvvetlerin de sonuçları analiz edilecektir. Literatürü taradığımızda, internal ve eksternal bağlantılı implantların mekanik dayanımına ilişkin araştırmalar mevcutken kişiye özel tasarlanmış diş eti yüksekliğine ilişkin araştırmalar yapılan taramalara göre bulunmamaktadır. Son olarak da kişiye özel diş eti seviyesi tasarlanmış ve seri üretim abutmentlerle karşılaştırılacaktır.

BÖLÜM 3

MATERYAL VE YÖNTEM

Bu çalışmada sonlu elemanlar analizinde kullanılacak modeller vida, abutment ve implant Solidworks programında tasarlanmıştır. Kron geometrisi ise üç boyutlu tarama yapılarak Dental Wings programından tasarlanmıştır. Daha sonra dört parça yine Solidworks programında montaj edilmiştir. Abutment parçasının ölçüleri dördü seri üretim abutment ölçülerinden ve diğer dördü ise kişiye özel abutmentlerden elde edilmiştir. Böylelikle bu çalışmada toplam sekiz (8) analiz grubu incelenmiştir. Çizelge 3.1’de bu grupların detayları verilmiştir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılacak analiz grupları

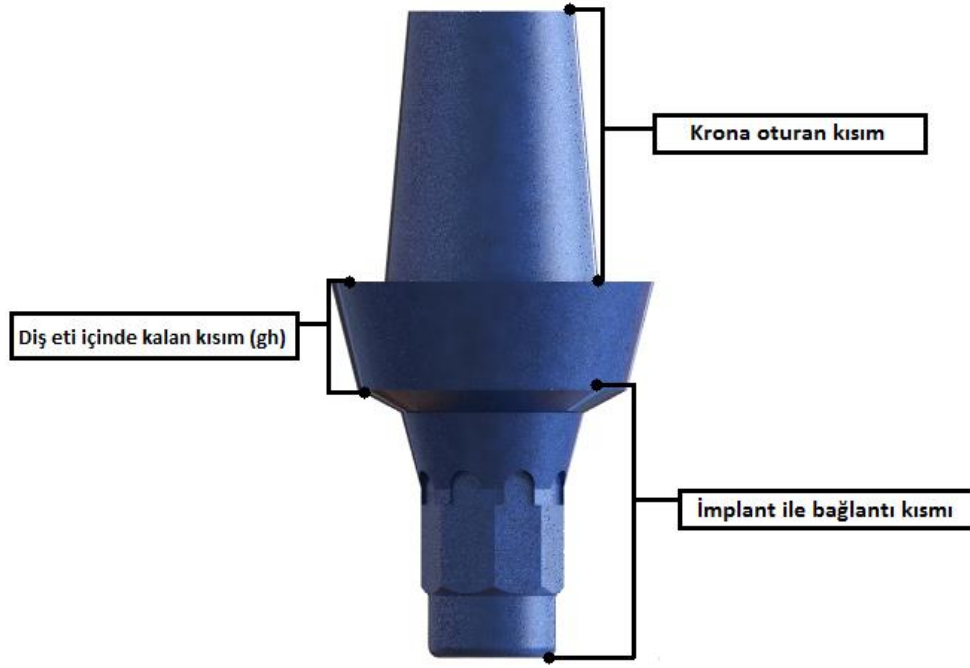
	Seri Üretim		Kişiye Özel Üretim
1	14 NOLU KRON 14 NOLU SİLİNDİR ABUTMENT SİLİNDİR İMPLANT VİDA	5	14 NOLU KİŞİYE ÖZEL KRON 14 NOLU KİŞİYE ÖZEL SİLİNDİR ABUTMENT SİLİNDİR İMPLANT VİDA
2	14 NOLU KRON 14 NOLU SİLİNDİR OLMAYAN ABUTMENT SİLİNDİR OLMAYAN İMPLANT VİDA	6	14 NOLU KİŞİYE ÖZEL KRON 14 NOLU KİŞİYE ÖZEL SİLİNDİR OLMAYAN ABUTMENT SİLİNDİR OLMAYAN İMPLANT VİDA
3	16 NOLU KRON 16 NOLU SİLİNDİR ABUTMENT SİLİNDİR İMPLANT VİDA	7	16 NOLU KİŞİYE ÖZEL KRON 16 NOLU KİŞİYE ÖZEL SİLİNDİR ABUTMENT SİLİNDİR İMPLANT VİDA
4	16 NOLU KRON 16 NOLU SİLİNDİR OLMAYAN ABUTMENT SİLİNDİR OLMAYAN İMPLANT VİDA	8	16 NOLU KİŞİYE ÖZEL KRON 16 NOLU KİŞİYE ÖZEL SİLİNDİR OLMAYAN ABUTMENT SİLİNDİR OLMAYAN İMPLANT VİDA

Analiz sonuçlarının daha kolay anlaşılması amacıyla modeller üretim yöntemi, silindirli veya silindirsiz abutmente sahip olması ve kron numarasına göre S-14-Si, S-14-Sz, S-16-Si, S-16-Sz, K-14-Si, K-14-Sz, K-16-Si ve K-16-Sz olarak kodlandırılmıştır. Burada S seri üretimi ve K ise modelin kişiye özel olarak üretildiğini göstermektedir. 14 ve 16 numarası kron ve ona ait diş numarasını göstermektedir (Şekil 2.28). Si modelin silindirli abutmente sahip olduğunu gösterirken Sz silindirsiz olan modeli temsil etmektedir.

3.1. ABUTMENT TASARIMI

Çalışmada abutment modellerinde üç parametre değiştirilerek analiz grupları oluşturulmuştur. **Birinci parametre:** İmplant-abutment bağlantısındaki silindirli kısım ve silindirsiz kısım olmak üzere 2 modelleme yapılmıştır. **İkinci parametre:** İmplant bağlantısından sonra gelen diş etinin içinde kalan kısım seri üretim ve kişiye özel olarak modellenmiştir. **Üçüncü parametre:** Molar ve premolar kron için abutmentin krona oturan kısımları dar ve geniş olarak modellenmiştir (Şekil 3.1).

Toplamda sekiz farklı abutment geometrisi dördü seri üretim dördü kişiye özel abutment olarak modellenmiştir. Seri üretimde kullanılan 2 abutment premolar diş için, 2 abutment molar diş için silindirli ve silindirli olmayan çeşitler oluşturulmuştur. Çizimler oluşturulurken Megagen adlı markanın blue-diamond serisinin ölçüleri referans alınmıştır .

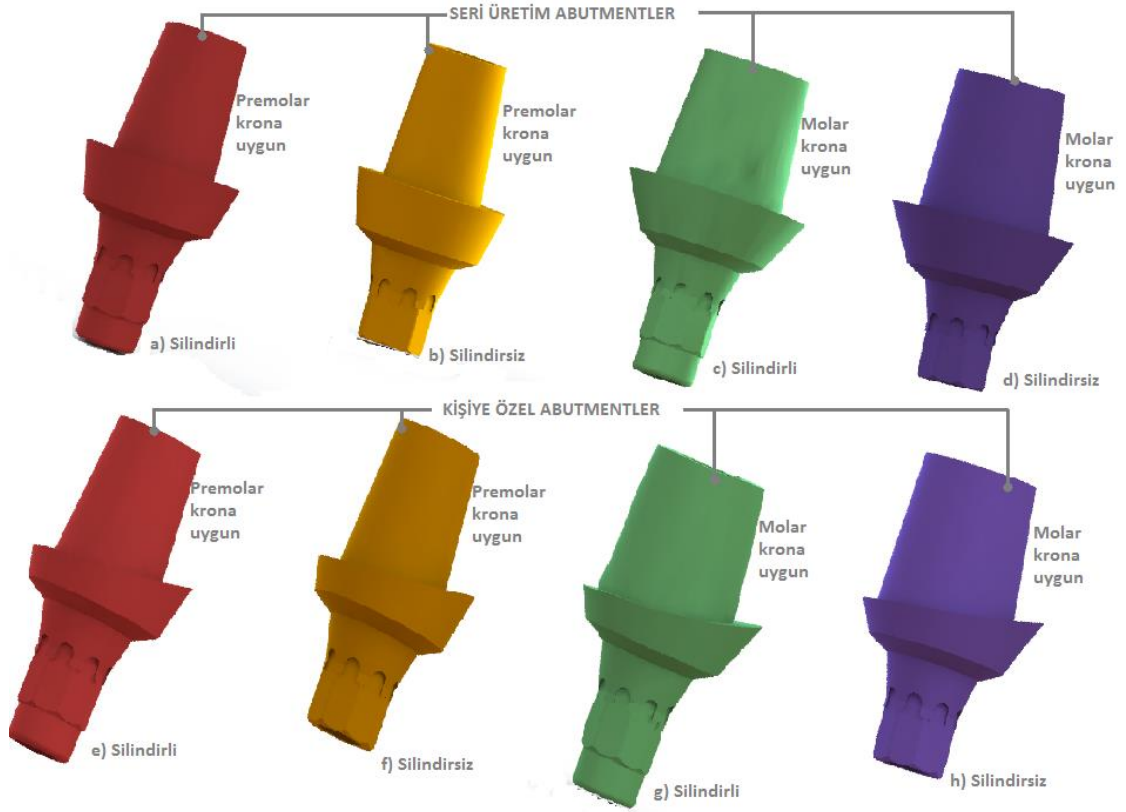


Şekil 3.1. Abutmentin bölümleri

Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan abutment ölçüleri

ABUTMENTLER	S-14-Si	S-14-Sz	S-16-Si	S-16-Sz	K-14-Si	K-14-Sz	K-16-Si	K-16-Sz
TAM BOY (mm)	12	11	12	11	12	11	12	11
DİŞ ETİ YÜKSEKLİĞİ (mm)	2	2	2	2	1.5	1.5	1.5	1.5
KRON İÇİ YÜKSEKLİK (mm)	4	4	5	5	4	4	5	5

Çizelge 3.2’de abutmentlerin tam boyu, diş eti içinde kalan kısmın yüksekliği ve kron içinde kalan kısmın yükseklikleri verilmiştir.



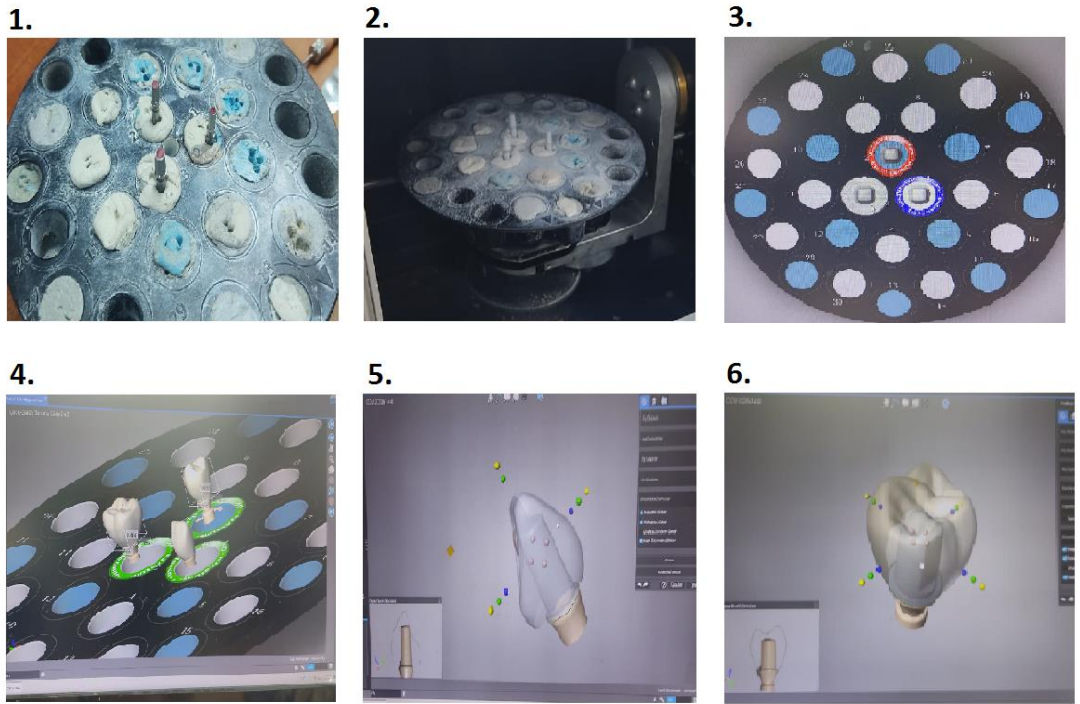
Şekil 3.2. Abutmentlerin CAD modelleri; a) seri üretim silindirik S-14-Si b) seri üretim silindirik olmayan S-14-Sz c) seri üretim silindirik S-16-Si d) seri üretim silindirik olmayan S-16-Sz e) kişiyeye özel silindirik K-14-Si f) kişiyeye özel silindirik olmayan K-14-Sz g) kişiyeye özel silindirik K-16-Si h) kişiyeye özel silindirik olmayan K-16-Sz abutment modelleri.

Abutment, vida, implant, montaj ve kron dosyalarının sekiz farklı analiz grubunda toplam deformasyonu ve von Mises gerilmeleri incelenmiştir. İncelenen sonuçlar grafik haline getirilmiştir.

3.2. KRON TASARIMI

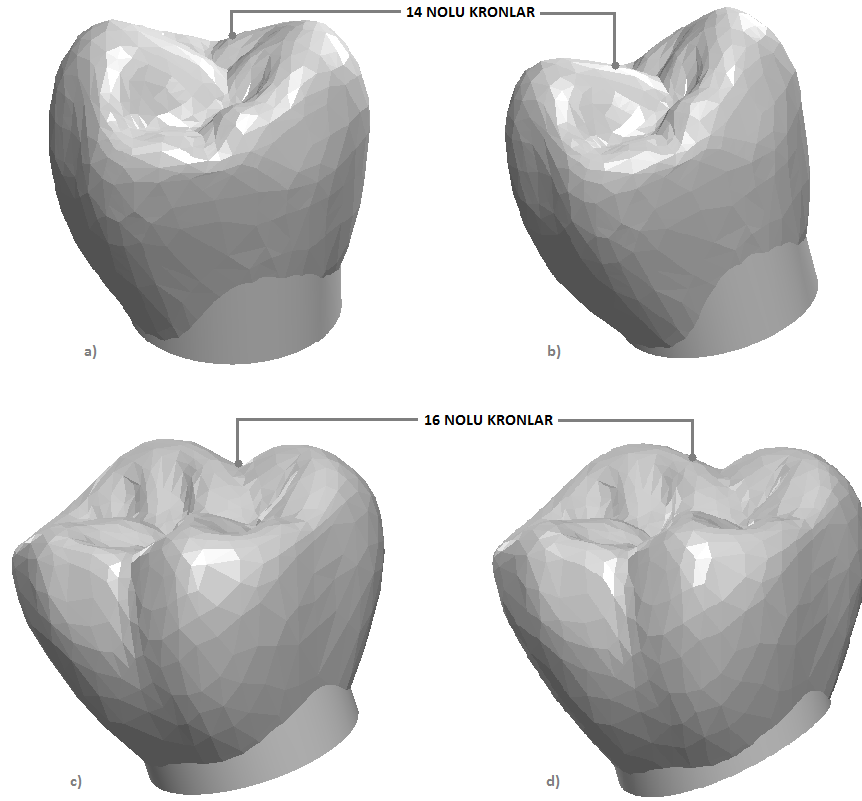
Çalışma için premolar ve molar kron kullanılmak üzere premolar kron için FDI sisteminin numaralandırma sistemine göre sağ üst ikinci premolar kron olan 14 numara, molar kron için sağ üst birinci molar kron olan 16 numaralı kron seçilmiştir. Molar kron premolar kroma göre anatomik olarak daha geniştir.

İlk olarak diş laboratuvarında bulunan premolar ve molar kronlar için implant firmalarında seri üretim yapılan abutmentler seçilmiştir. Aparat tarayıcıya yerleştirilmeden önce abutmentler taranırken metal parlaması olmasının diye matlaştırılmıştır. Seri üretim olan abutmentler Şekil 3.3’de görüldüğü gibi aparata yerleştirilmiştir (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Kronun Dental Wings programında tasarım aşamaları: 1) aparat üstüne yerleştirilen abutmentler 2) tarayıcıya yerleştirilmiş abutmentler 3) abutmentlerin programda taratılması 4) abutmentlerin programda taranırken oluşan görüntü 5) abutmentlerin üstüne seçilen kron numaralarının program tarafından yerleştirilmiş hali 6) kronun tasarımının düzenlenmesi.

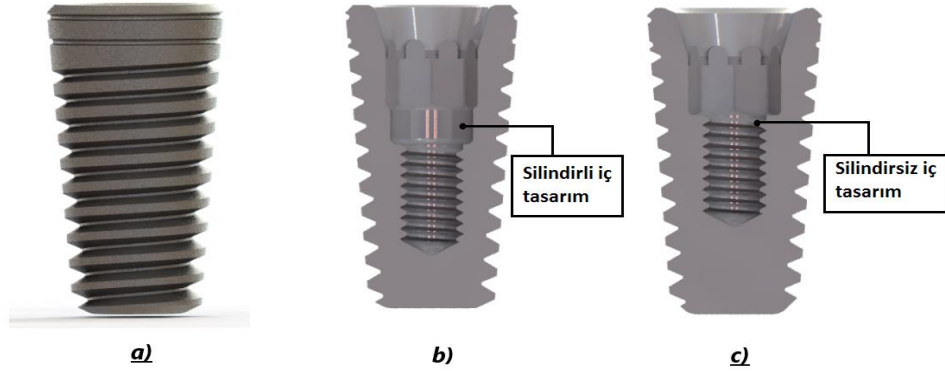
Daha sonra Dental Wings programında premolar ve molar diş kalınlıklarına uygun kronlar tasarlanmıştır. Stl formatında dosyalar oluşturulmuştur. Dosyalar son olarak oluşturulan diğer modellere uyum sağlaması için Solidworks programında tasarımsal değişiklikler yapılmıştır (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Kronlar: a) Premolar seri üretim kronu b) Premolar kişiye özel abutment kronu c) Molar seri üretim abutment kronu d) Molar kişiye özel abutment kronu

3.3. İMPLANT VE VİDA TASARIMI

Bu tez çalışmasında iki farklı tasarım implant kullanılmıştır. İmplantlar internal bağlantılı olarak silindirik ve silindirik olmayan iki çeşit iç bağlantılı olarak tasarlanmıştır. İmplant geometrisi silindriktir (Şekil 3.5) . Çizelge 3.3’ de kullanılan iki implantın dış ölçüleri verilmiştir.



Şekil 3.5. İmplantların CAD Modelleri: a) implant modeli b) silindirik implant modeli c) silindirik olmayan implant modeli

Çizelge 3.3. İmplant ölçüleri

İMPLANTLAR	B	C
ÇAP (mm)	5	5
BOY (mm)	10	10

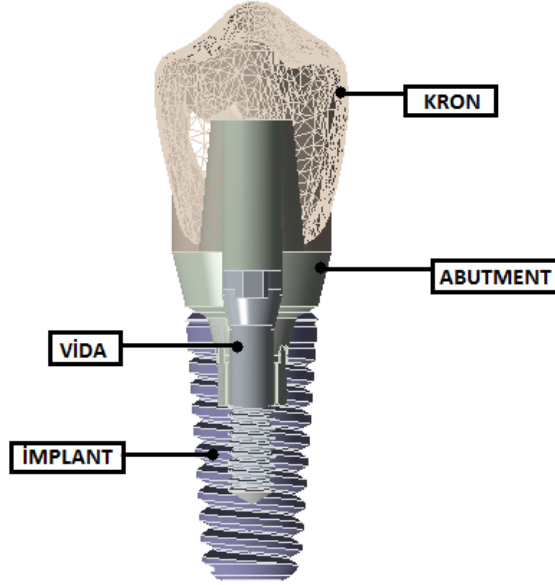
Vidalar tek tip ve metrik 1.6 x 0.35 sistemine göre tasarlanmıştır (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. VIDA CAD Modeli

3.4. MONTAJ CAD MODELİ

Modellerden sekiz adet montaj dosyası oluşturulmuştur. Şekil 3.7’de montajın kısımları gösterilmiştir.



Şekil 3.7. Montaj CAD Modeli

3.5. SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ

Mühendislik problemlerini çözmek için üç yöntem bulunmaktadır. Analitik, deneysel ve sayısal yöntemler yaygın olarak kullanılır. Karmaşık geometrilerin analizi için sayısal yöntemler tıp, diş hekimliği, havacılık, makine, inşaat gibi alanlarda kullanılmaktadır ve 1976 yılında Weinstein ve ark. tarafından implantoloji alanında da ilk defa kullanılmıştır [55].

Biyomekanikte karmaşık problemleri basit parçalara ayırıp kendi içinde çözüp bütünü tamamlayan matematiksel fonksiyonlar kullanılmaktadır [61]. Sonlu elemanlar analizi (SEA), modellerin istenilen sınır koşullarında çalışmasını inceler. SEA en uygun tasarımı oluşturup farklı malzeme türleri ile analiz imkânı sağlamaktadır. Problemleri tasarım aşamasında ve daha kısa sürede çözer, en büyük faydalarından biri ise maliyeti düşürerek verimi arttırmasıdır.

SEA uygulanacak olan deney parçasının üç boyutlu katı modelinin oluşturulması için bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans (MR) yardımıyla elde edilen görüntü bilgileri, 2 veya 3 boyutlu olarak bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. Geometrik şekli oluşturan tüm elemanların malzeme özelliklerini belirleyen, Poisson oranı ve elastisite modülün değerleri bilgisayar programına tanımlanır. Daha sonra fiziksel katı model sonlu elemanlar modeline dönüştürülüp gerekli sınır şartları uygulanarak meydana gelen gerilme ve deformasyon hesaplanabilir [62].

Avantajları:

1. Karmaşık geometriler kolay analiz edilir.
2. Deneysel metotlardan kısa sürede ve hassas hesaplamalar yapılabilir.
3. Farklı malzeme özellikleri aynı model üzerinde denenebilir.
4. Esnek bir yöntemdir ve gerekli olduğu durumlarda kolayca tekrarlanabilir.
5. Deneysel yolla yapılan her farklı analize farklı numune gerekirken burada çok farklı test aynı model üzerinde gerçekleştirilebilir [63].

Dezavantajları:

1. Analiz için bilgisayar ve yazılım gerekmektedir ki bazı ticari yazılımlar pahalı olabilir.
2. Analiz yapan kişinin yeterli teorik bilgi ve tecrübeye sahip olmalıdır.
3. Doğru analiz için düzgün geometri elde edilmeli ve gerçeğe yakın olmalıdır [63].

3.5.1. Malzeme Tanımlaması

Sonlu elemanlar analizinde montaj bileşenleri program içerisine her biri için ayrı ayrı malzeme özelliği tanımlamak gerekmektedir. Yaptığımız sonlu elemanlar analizi çalışmaları için malzemelerin Elastisite modülü ve Poisson oranının tanımlaması yeterli olmaktadır. Çizelge 3.4' de tanımlanılan değerler gösterilmektedir.

Abutment, implant ve vidalar titanyumdan üretilmiştir. Titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V), mekanik ve fiziksel dayanıklılığı yüksek, korozyona dirençli, biyolojik olarak uyumlu malzemedir. Titanyum alaşımları, saf titanyuma oranla daha dayanıklıdır, mekanik özellikleri daha olumludur [64].

Ansysis içerisindeki “Engineering Data” kısmında malzeme özellikleri tanımlaması yapıldıktan sonra, tanımlanan malzemelerin “Ansys Mechanical” içinde uygun geometriye atanması gerekmektedir.

Model	Elastisite Modülü (GPa)	Poisson Oranı
Ti-6Al-4V	110	0,33 [65].
ZİRKONYUM	205	0,19 [66].

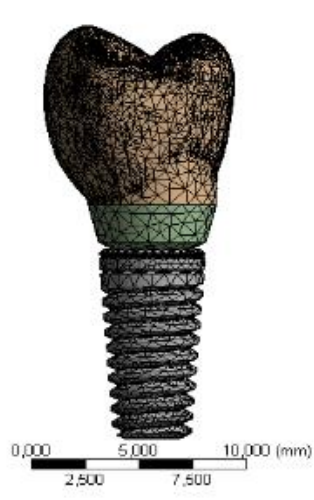
3.5.2. Modellerin Sonlu Elemanlar Ağ Örgüsü

Sonlu elemanlar analizinde model küçük parçalardan oluşan temel elemanlara (element) ayrılır ve buna mesh işlemi (ağ örgüsü) denir. Her elemanın köşesinde düğümler (node) bulunur, bir düğüm bir matrise karşılık gelir. Bütün düğümlerde denklem oluşturulur, hesaplamalar bu düğüm noktaları üzerinde gerçekleştirilir. Sonlu elemanlar analizinde elde edilen sonucun doğruluğu ağın boyutuna göre belirlenir [67].

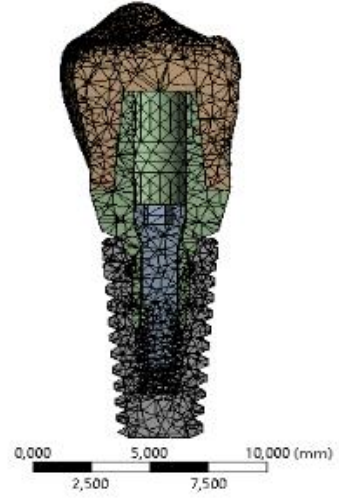
Sonlu elemanlar modelinin oluşturulabilmesi için öncelikle geometrik modeli oluşturmak gerekir. Ardından mesh işlemi ile eleman ve düğüm noktaları oluşturulur. En uygun ağ boyutunu seçerek doğru sonuca ulaşmak en kritik aşamadır. Çizelge 3.5’de analiz gruplarının eleman ve düğüm sayıları gösterilmektedir.

Çizelge 3.5. Analiz gruplarının eleman ve düğüm sayısı

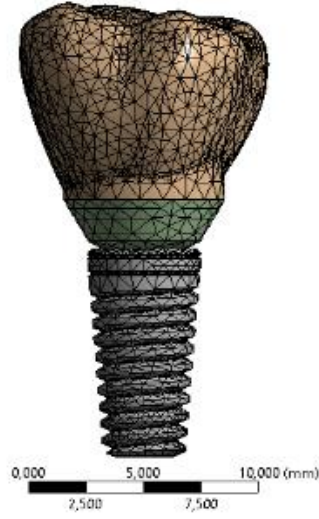
Analiz Grupları	S-14-Si	S-14-Sz	S-16-Si	S-16-Sz	K-14-Si	K-14-Sz	K-16-Si	K-16-Sz
Düğüm Sayısı	112214	106339	71051	58556	111982	107181	64693	59234
Eleman Sayısı	66375	62887	41697	34201	66204	63510	37790	34477



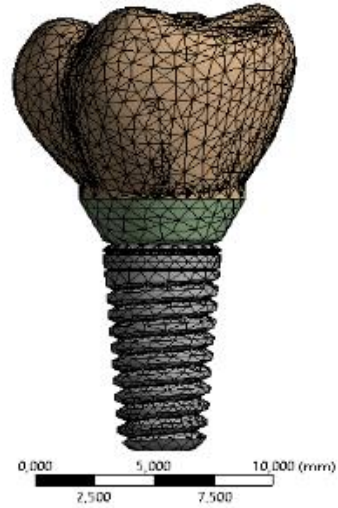
1.



2.

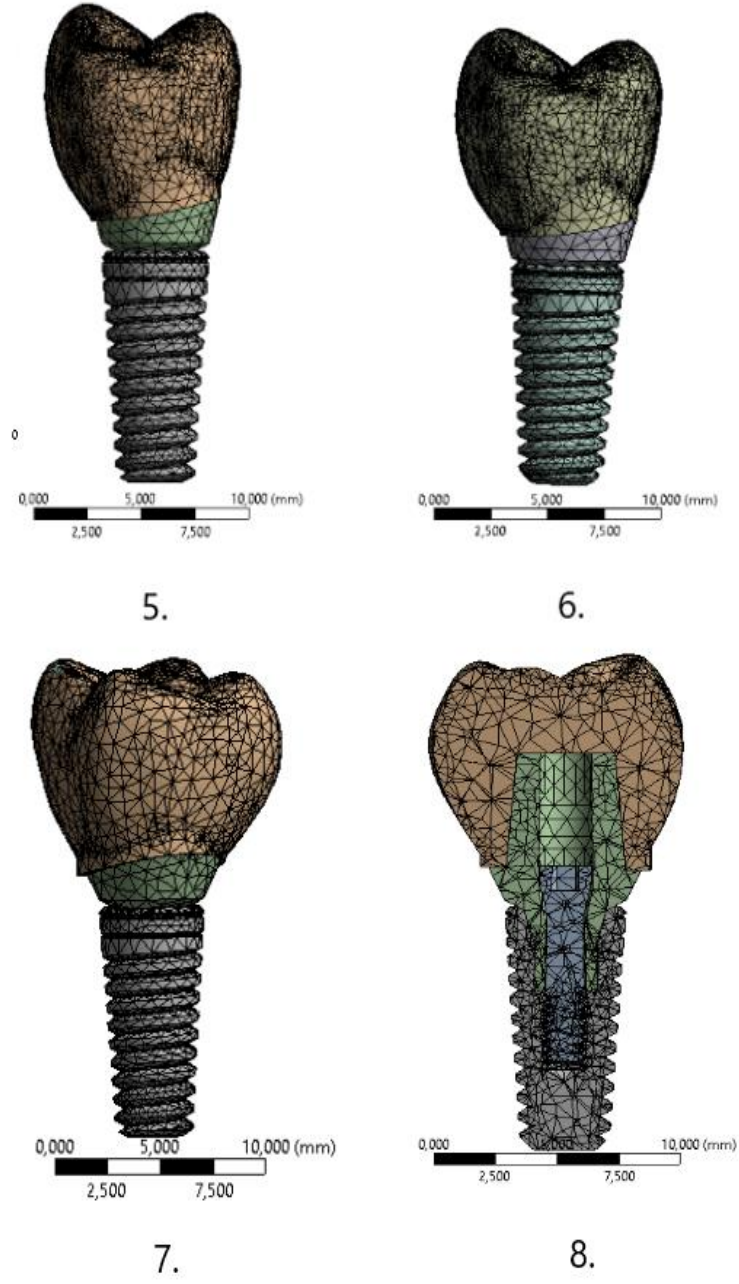


3.



4.

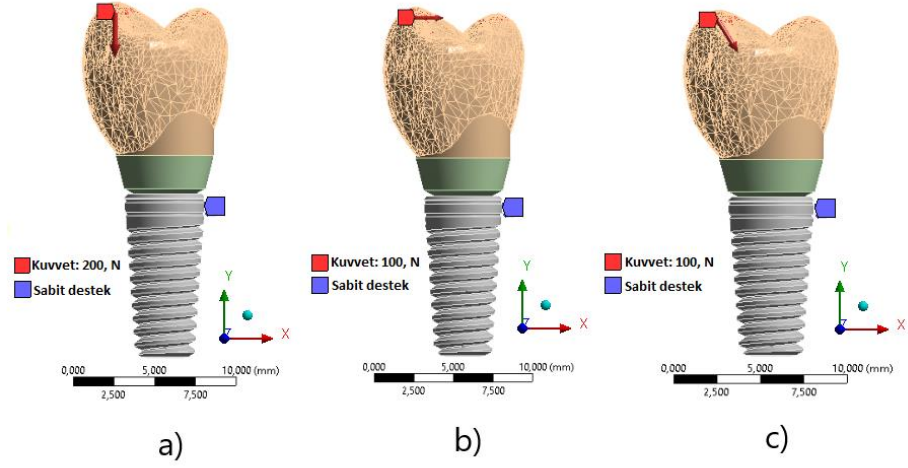
Şekil 3.8. Seri üretim İmplantların Ağ Örgüsü; 1) S-14-Si 2) S-14-Sz 3) S-16-Si
4) S-16-Sz



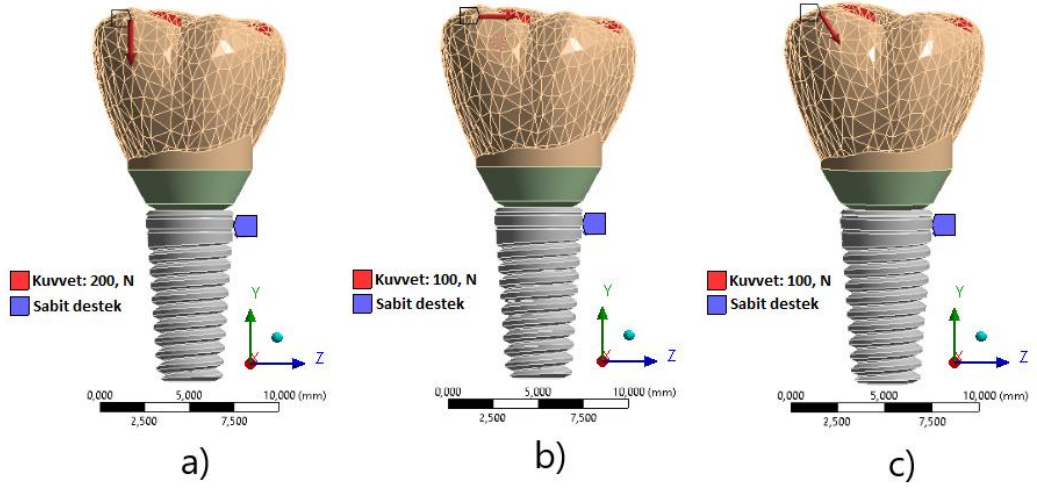
Şekil 3.9. Kişiyeye özel üretim İmplantların Ağ Örgüsü; 1) K-14-Si 2) K-14-Sz
3) K-16-Si 4) K-16-Sz

3.5.3. Sınır Şartları ve Biyomekanik Yükler

Bu çalışmada vertikal 200 N ve horizontal 100 N, bukkolingual 100 N kuvvetler uygulanmıştır. İmplant gövdesinden sabitleme yapılmıştır [68].



Şekil 3.10. Premolar kroma uygulanan: a) vertikal kuvvet b) horizontal kuvvet c) Oblik kuvvet



Şekil 3.11. Molar kroma uygulanan: a) vertikal kuvvet b) horizontal kuvvet c) açık kuvvet

BÖLÜM 4

BULGULAR VE TARTIŞMA

4.1. TASARLANMIŞ İMPLANTLARIN ANALİZLERİ

Dental implantların uzun süreli kullanılabilmesi için en önemli kriterlerden biri deformasyona karşı yeteri kadar dirençli olmasıdır. Aşırı deformasyona uğrayan implant kayba sebep olur ve yeniden implant uygulaması gerektirir. Dental implantlarında biyomekanik yüklere karşı meydana gelen deformasyon geometrisine ve üretildikleri malzemeye bağlıdır [23]. Deformasyonun kısıtlı olma zorunluğuyla birlikte implantlarda meydana gelen gerilme değeri ilgili bileşenin akma mukavemeti değerini aşmamalıdır, çünkü kalıcı bir deformasyon veya herhangi bir kırılma hasta için implant kaybını veya yeniden ameliyat geçirme riskini arttırmaktadır. Bu çalışmada tasarlanan modellerin implant, abutment ve abutmente monte olan vida için malzeme Ti-6AL-4V ve kronlar ise zirkonyum olarak seçilmiştir. Sekiz montajda meydana gelen toplam deformasyon ve von Mises gerilmesi hesaplanmıştır. Hesaplanan deformasyon ve von Mises gerilmesi hem kontur olarak hem de modelleri daha kolay karşılaştırmak için çubuk grafiklerde sunulmuştur.

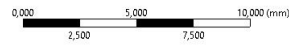
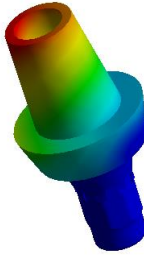
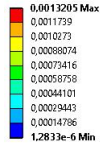
4.2 TOPLAM DEFORMASYON

Çalışmada analizi gerçekleştirilen sekiz ayrı analiz ve üç ayrı biyomekanik yük için modellerde her bileşende ve meydana gelen toplam deformasyon hesaplanmıştır.

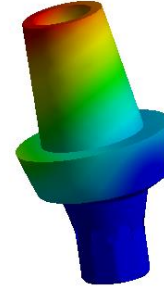
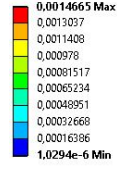
4.2.1. Seri ve Kişiyeye Özel Modellerde Abutmentin Deformasyonu

Çalışmada kullanılan modellerin abutmentte meydana gelen deformasyon şekil 4.1-4.6'da gösterilmiştir.

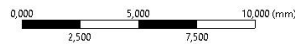
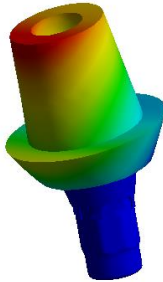
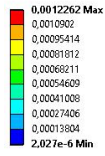
(a) S-14-Si



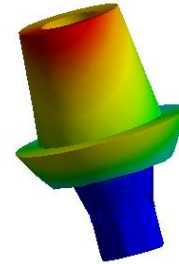
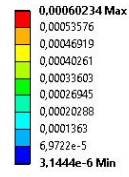
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

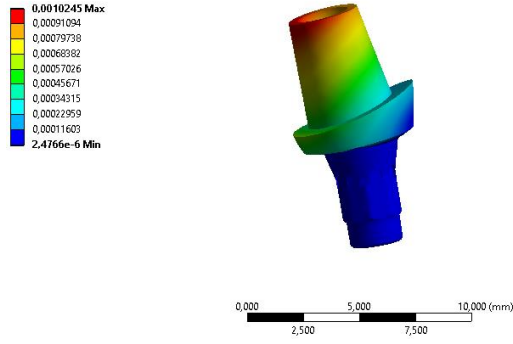


(d) S-16-Sz

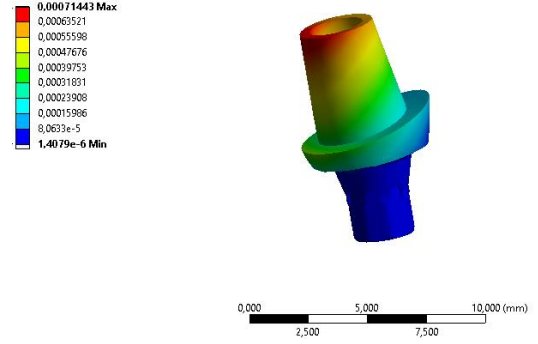


Şekil 4.1. Vertikal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentlerin deformasyonu (mm).

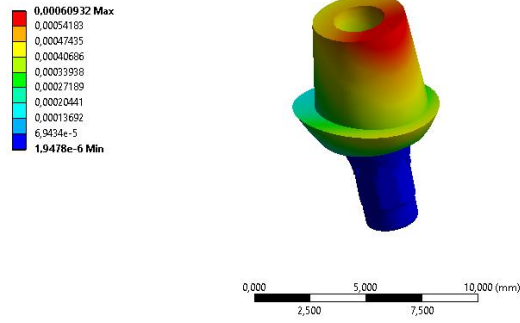
(a) K-14-Si



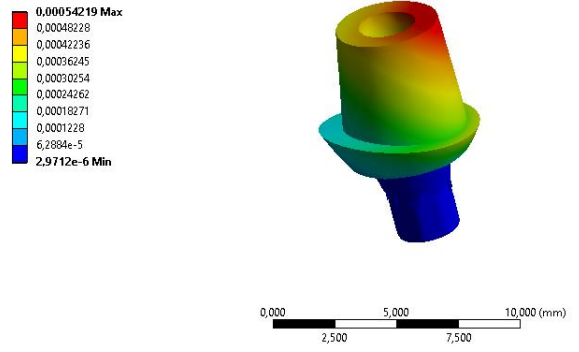
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

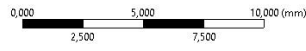
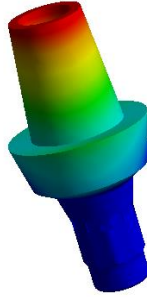
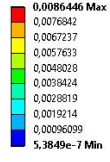


(d) K-16-Sz

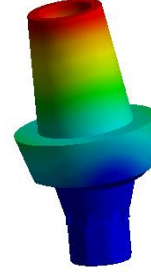
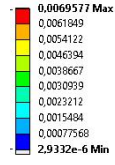


Şekil 4.2. Vertikal kuvvet uygulanan kişiye özel abutmentlerin deformasyonu (mm).

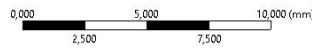
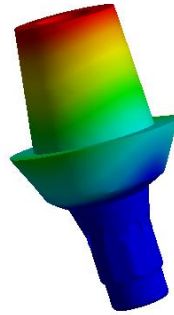
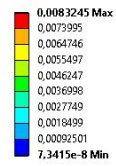
(a) S-14-Si



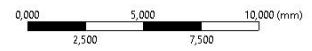
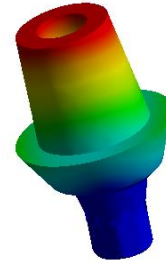
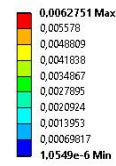
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

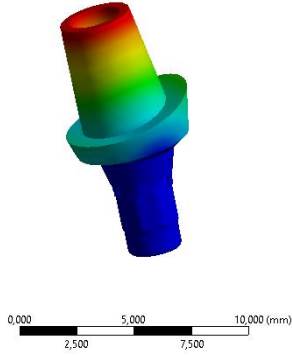
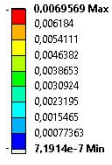


(d) S-16-Sz

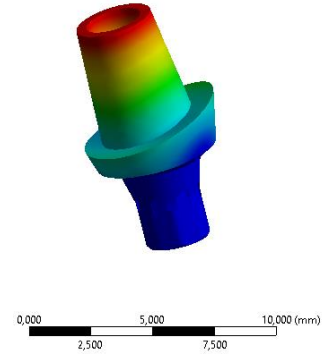
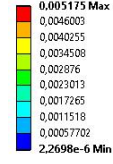


Şekil 4.3. Horizontal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentlerin deformasyonu (mm).

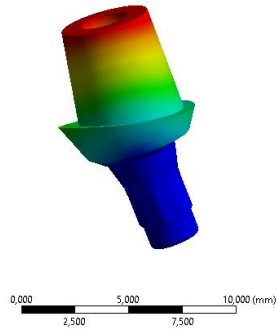
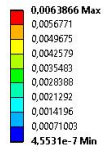
(a) K-14-Si



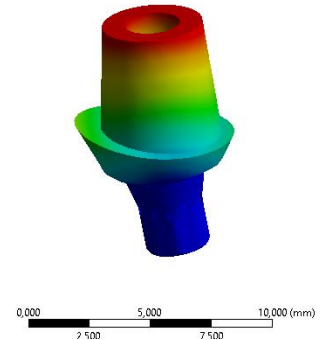
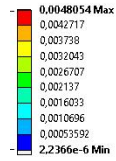
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

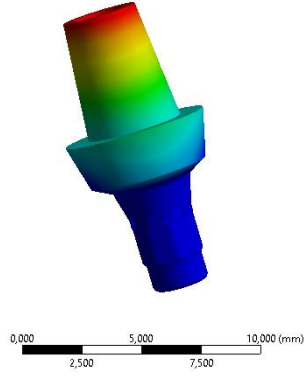
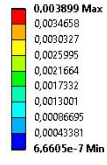


(d) K-16-Sz

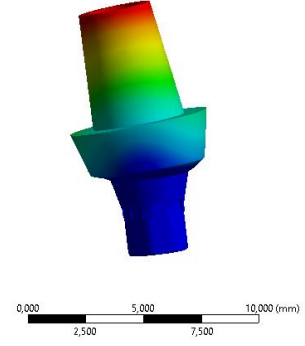
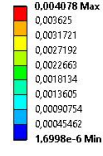


Şekil 4.4. Horizontal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentlerin deformasyonu (mm).

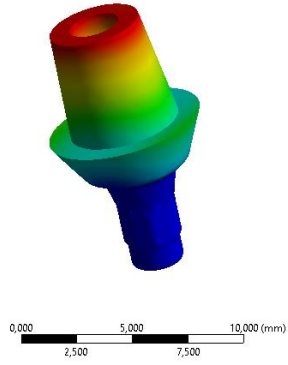
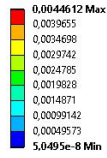
(a) S-14-Si



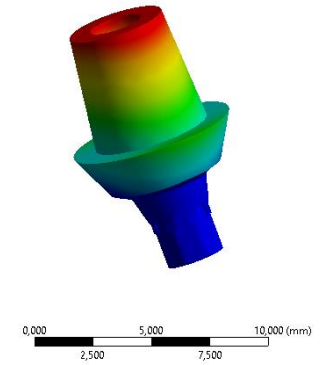
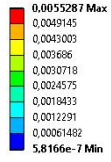
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

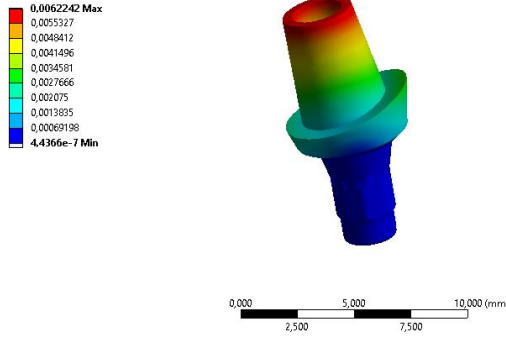


(d) S-16-Sz

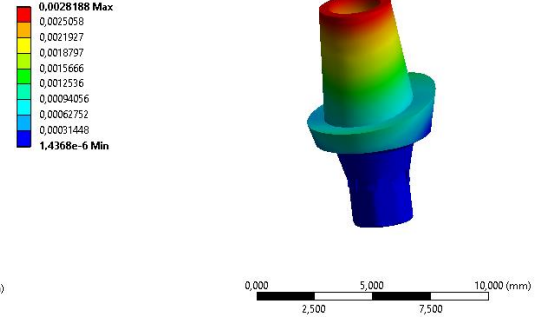


Şekil 4.5. Oblik kuvvet uygulanan seri üretim abutmentlerin deformasyonu (mm).

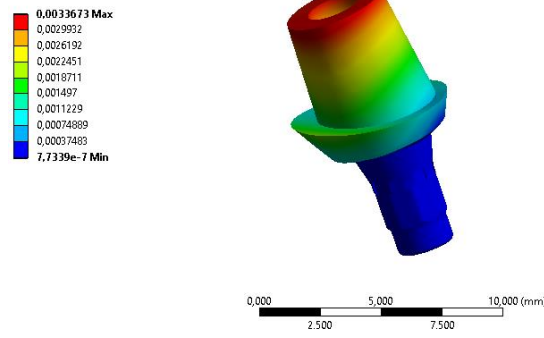
(a) K-14-Si



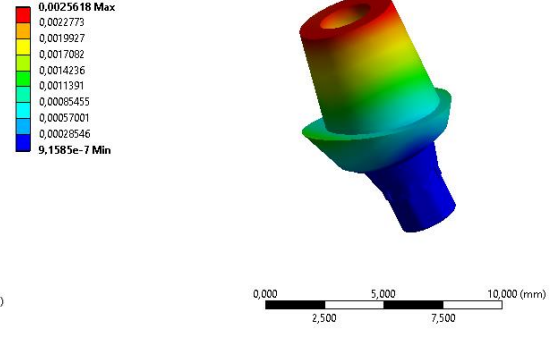
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si



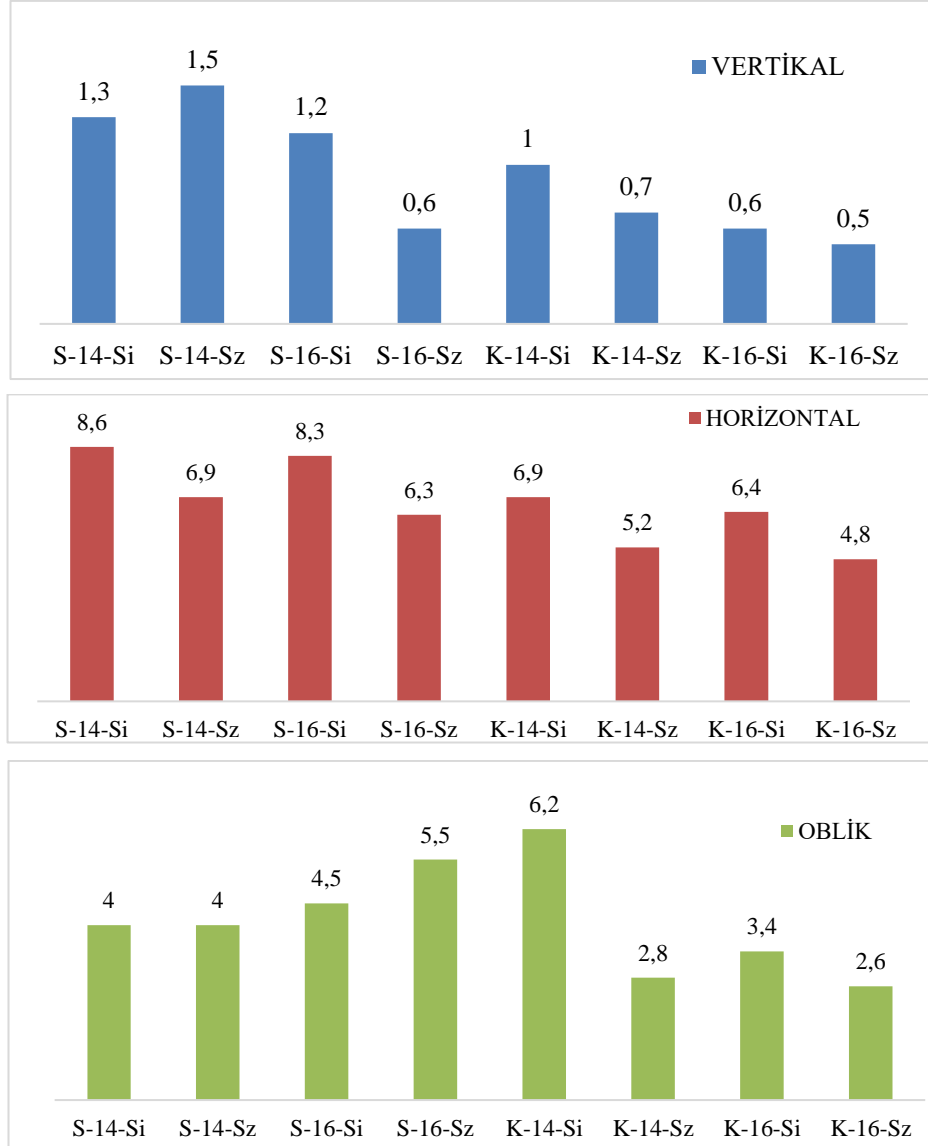
(d) K-16-Sz



Şekil 4.6. Oblik kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentlerin deformasyonu (mm).

Şekil 4.7’de abutmentlerde farklı yükeler karşın meydana gelen maksimum deformasyon verilmiştir.

Şekil 4.7’de görüldüğü gibi abutmentlerde vertikal kuvvet uygulandığında en düşük, horizontal kuvvetler uygulandığında en büyük deformasyonları oluşmuştur. Genel olarak seri üretim şeklinde üretilen abutmentler kişiye özel üretilen abutmentlere göre daha fazla deformasyona uğramıştır. Tüm modellerde (S-14’li grup vertikal ve S-16’lı grup oblik yüklemde hariç) silindirli abutmentler silindirsiz abutmentlere göre uygulanan üç kuvvette de daha fazla deformasyona uğramıştır.



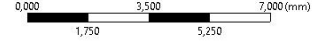
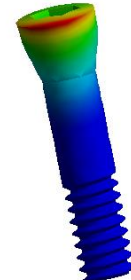
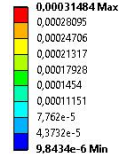
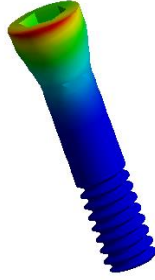
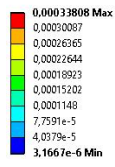
Şekil 4.7. Tüm modellerde abutmentte meydana gelen deformasyon (µm).

4.2.2. Seri ve Kişiyeye Özel Modellerde Vidanın Deformasyonu

Çalışmada kullanılan vidalarda meydana gelen deformasyon şekil 4.8-4.13'te gösterilmiştir.

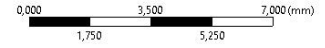
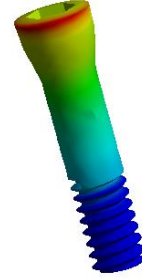
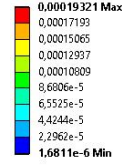
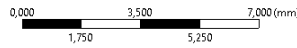
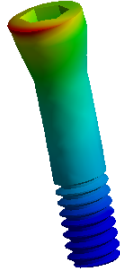
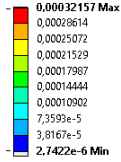
(a) S-14-Si

(b) S-14-Sz



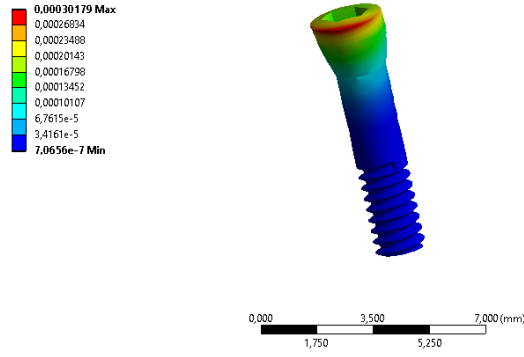
(c) S-16-Si

(d) S-16-Sz

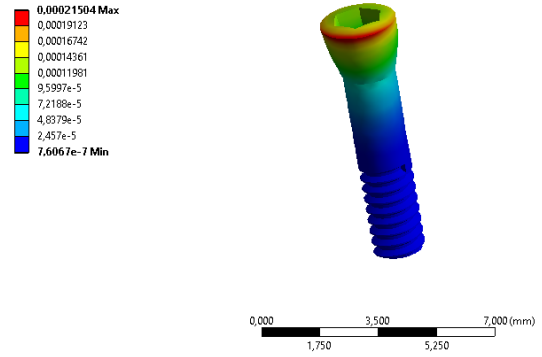


Şekil 4.8. Vertikal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerin vida deformasyonu (mm).

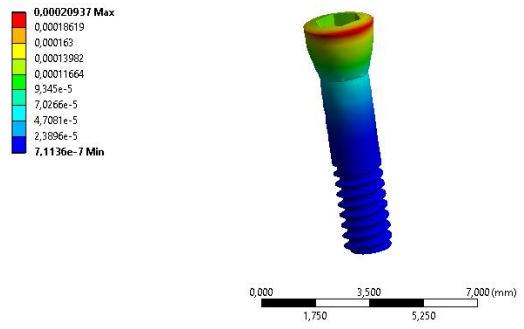
(a) K-14-Si



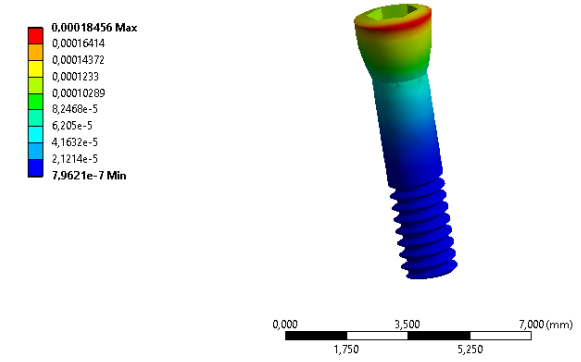
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

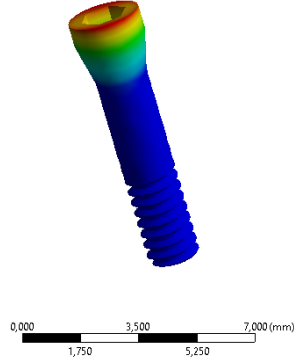
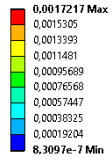


(d) K-16-Sz

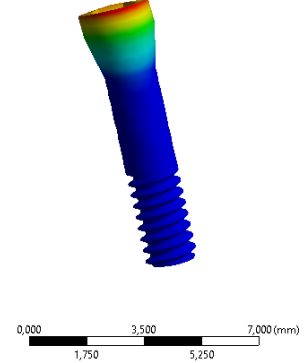
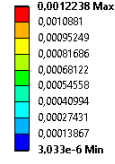


Şekil 4.9. Vertikal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerin vida deformasyonu (mm).

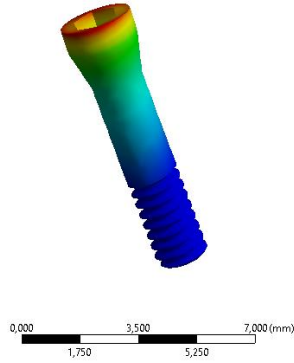
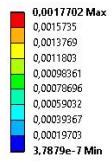
(a) S-14-Si



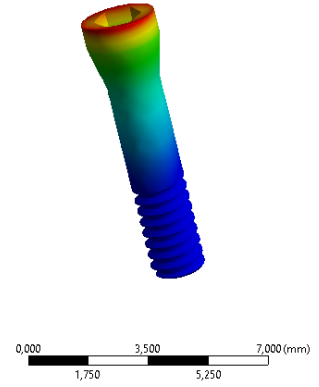
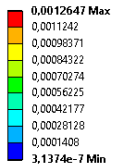
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

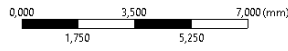
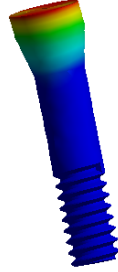
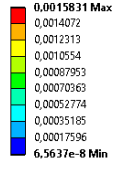


(d) S-16-Sz

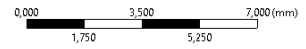
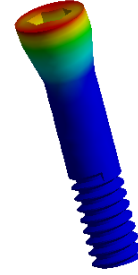
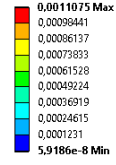


Şekil 4.10. Horizontal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde vidanın deformasyonu (mm).

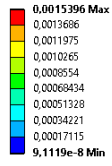
(a) K-14-Si



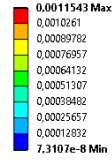
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

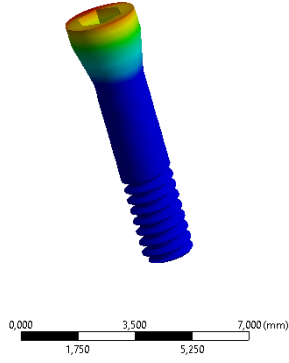
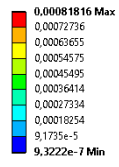


(d) K-16-Sz

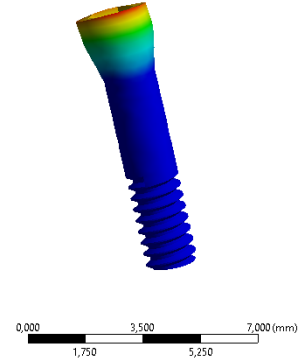
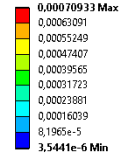


Şekil 4.11. Horizontal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde vidanın deformasyonu (mm).

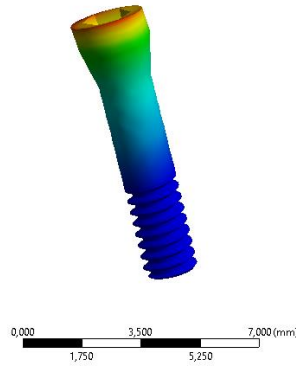
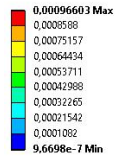
(a) S-14-Si



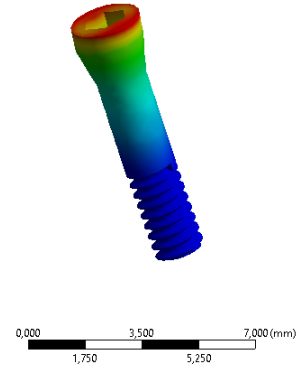
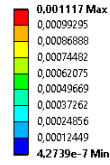
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

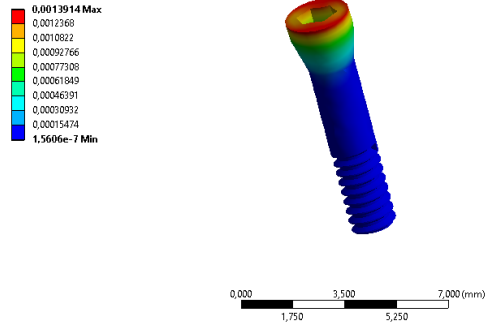


(d) S-16-Sz

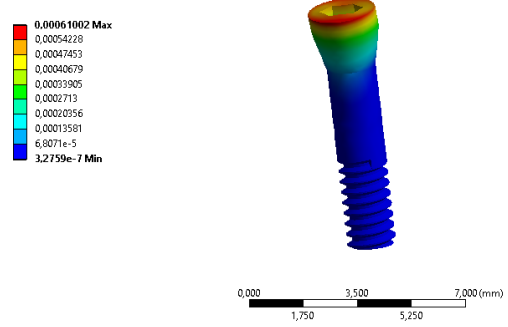


Şekil 4.12. Oblik kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde vidanın deformasyonu (mm).

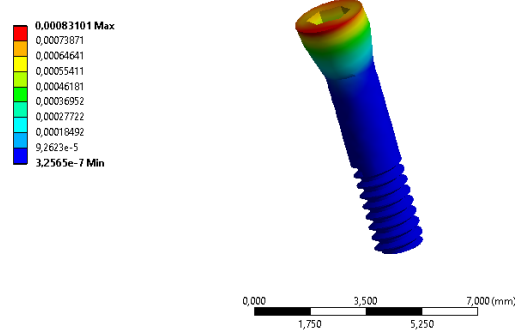
(a) K-14-Si



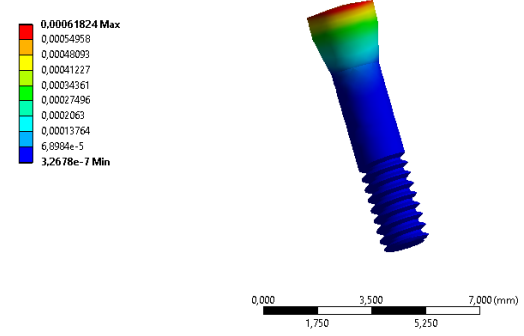
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si



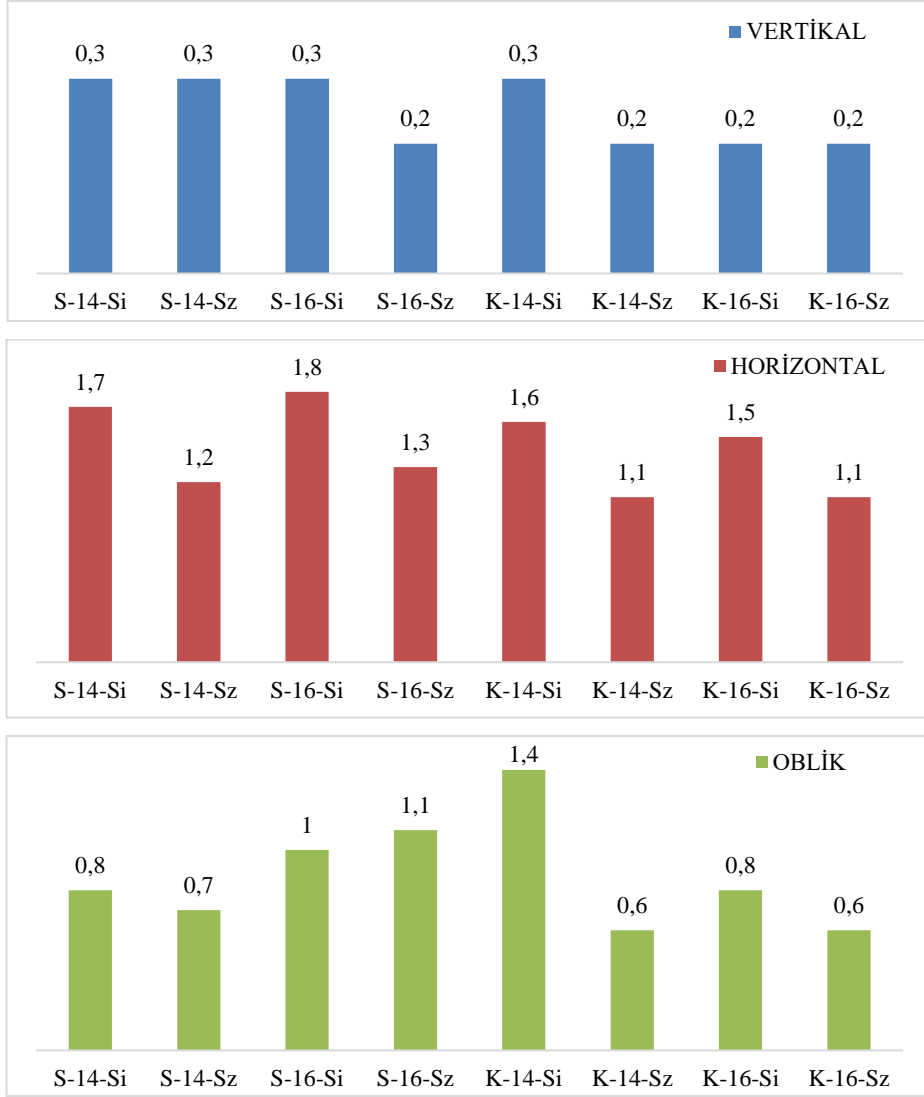
(d) K-16-Sz



Şekil 4.13. Oblik kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde vidanın deformasyonu (mm).

Vidalarda meydana gelen deformasyonu farklı modellerde karşılaştırmak amacıyla elde edilen toplam deformasyon değerleri Şekil 4.14'te gösterilmiştir.

Şekil 4.14'de görüldüğü gibi vidalar vertikal kuvvet uygulandığında en düşük, horizontal kuvvet uygulandığında en yüksek deformasyona uğramıştır. Vertikal kuvvet uygulanan sekiz farklı modelde vidalarda deformasyonlar çok yakın değerler göstermiştir. Horizontal kuvvet uygulanan analizlerin silindirli abutment kullanılan modellerinde vida silindirsiz abutment kullanılan modellere göre yaklaşık %40 daha fazla deformasyon göstermiştir.

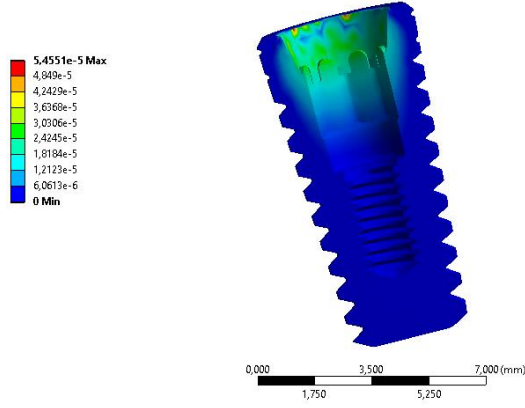


Şekil 4.14. Vidalarda meydana gelen maksimum deformasyon (µm).

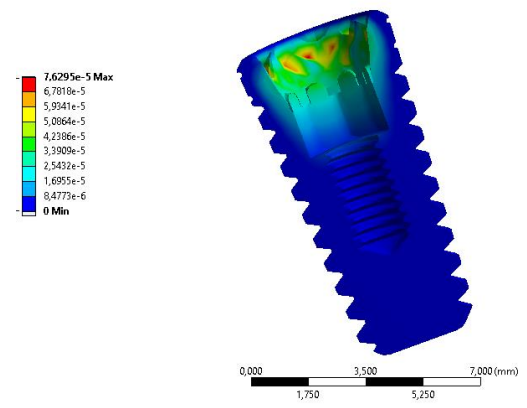
4.2.3. Seri ve Kişiyeye Özel Modellerde İmplantın Deformasyonu

Çalışmada kullanılan implantlarda meydana gelen deformasyon şekil 4.15-4.20’de gösterilmiştir.

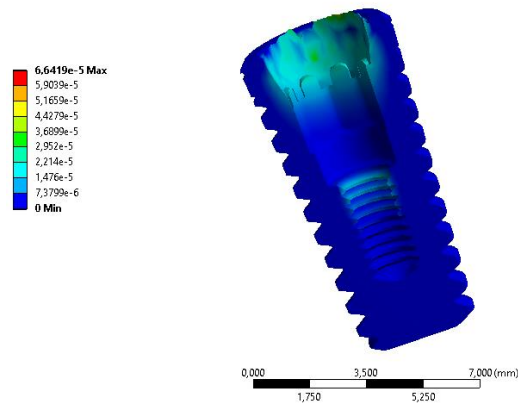
(a) S-14-Si



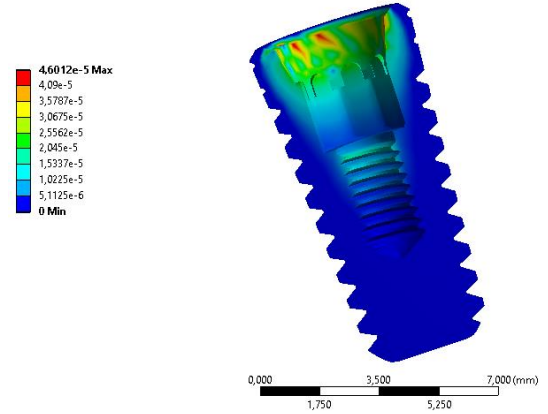
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

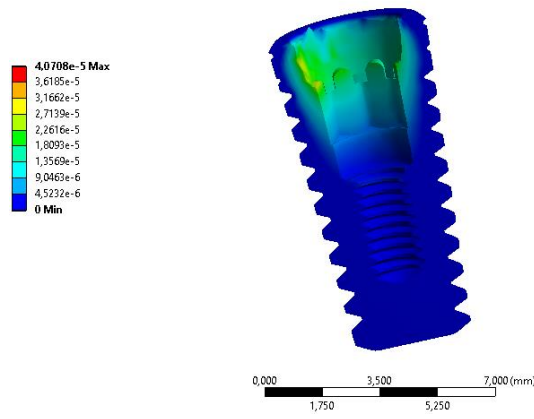


(d) S-16-Sz

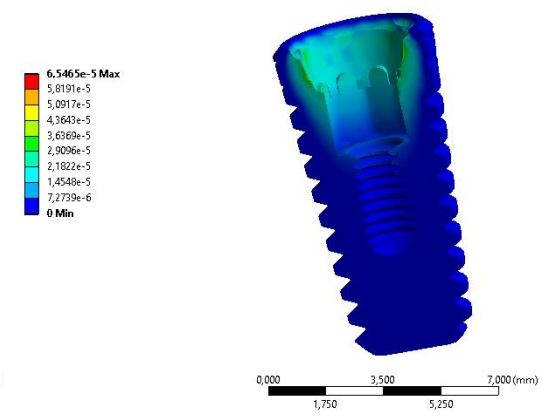


Şekil 4.15. Vertikal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde implantın deformasyonu (mm).

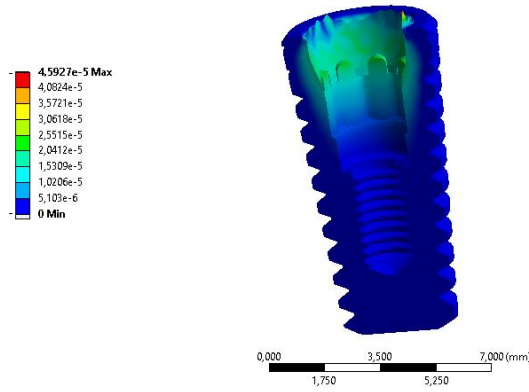
(a) K-14-Si



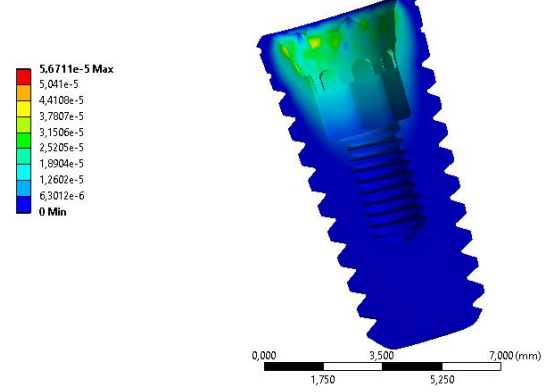
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

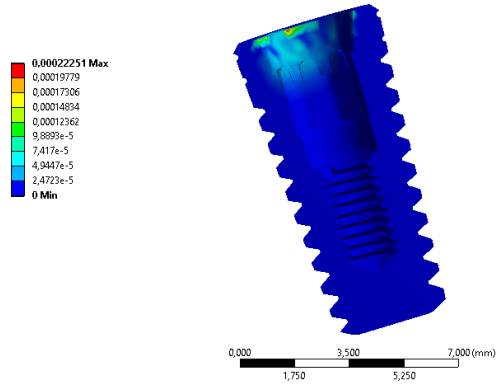


(d) K-16-Sz

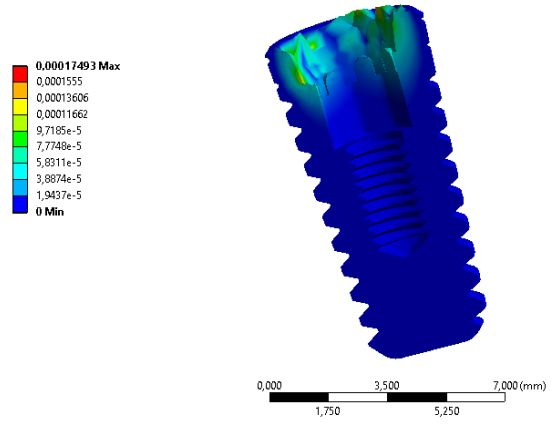


Şekil 4.16. Vertikal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde implantın deformasyonu (mm).

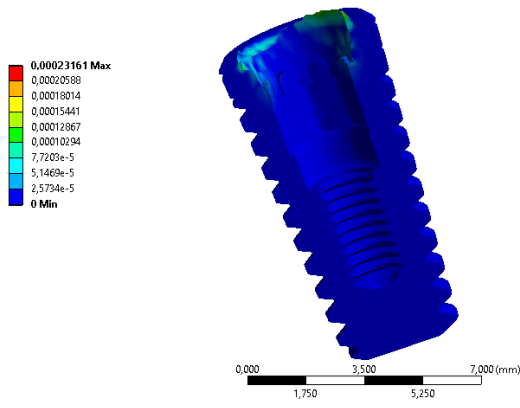
(a) S-14-Si



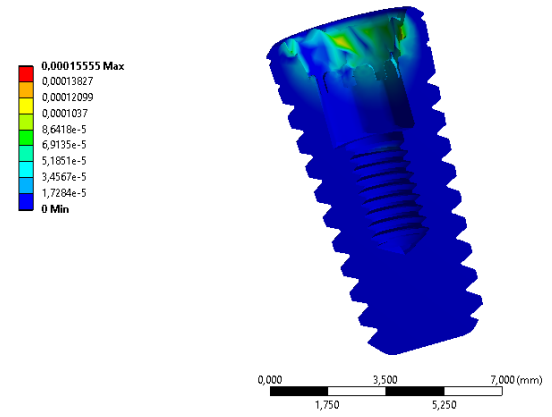
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

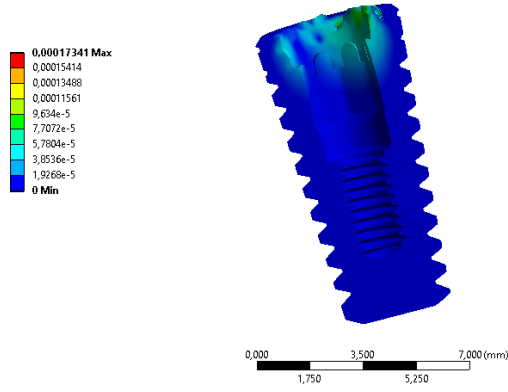


(d) S-16-Sz

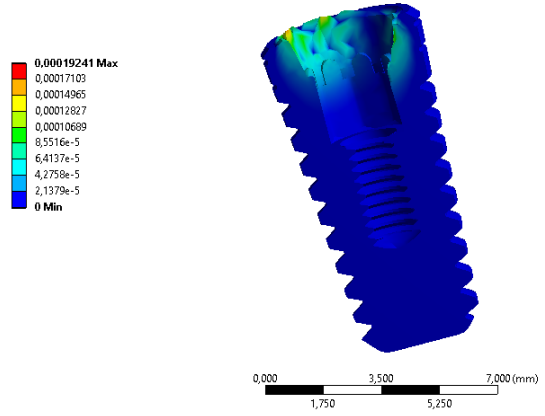


Şekil 4.17. Horizontal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde implantın deformasyonu (mm).

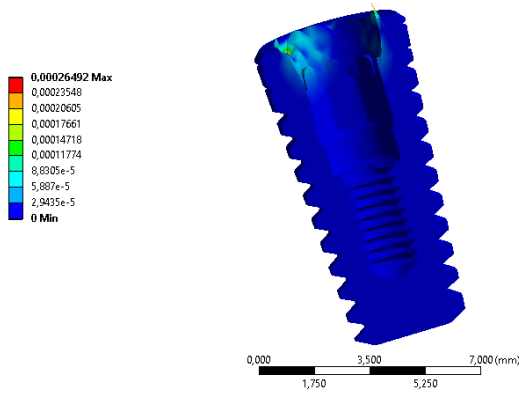
(a) K-14-Si



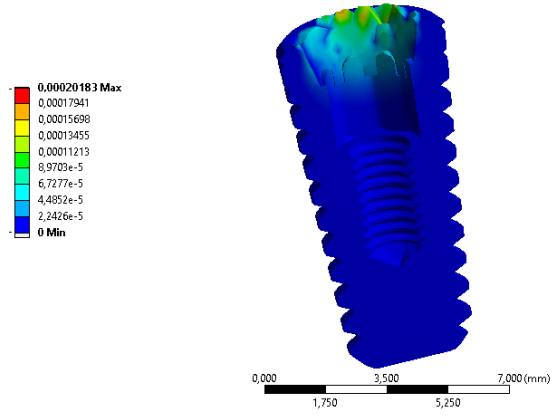
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

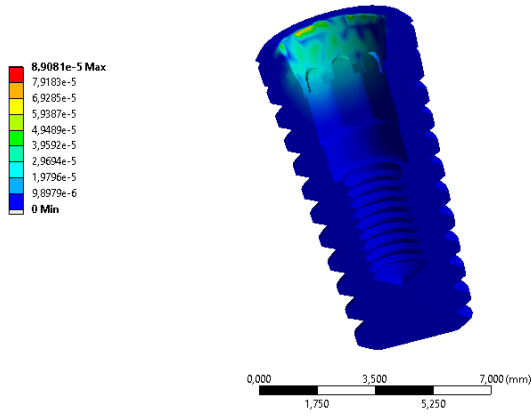


(d) K-16-Sz

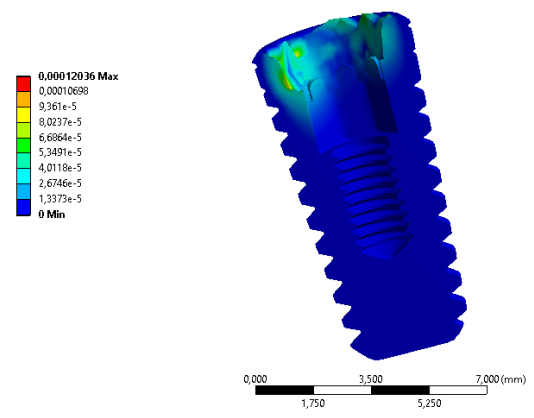


Şekil 4.18. Horizontal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde implantın deformasyonu (mm).

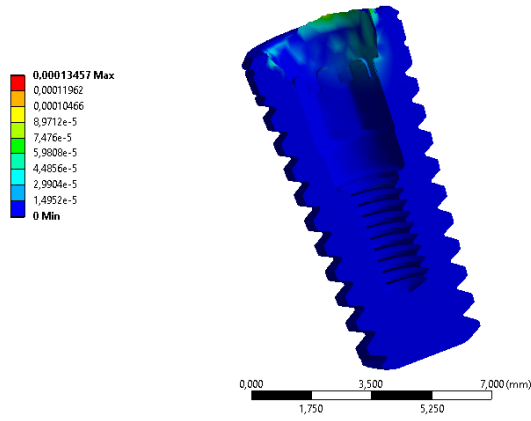
(a) S-14-Si



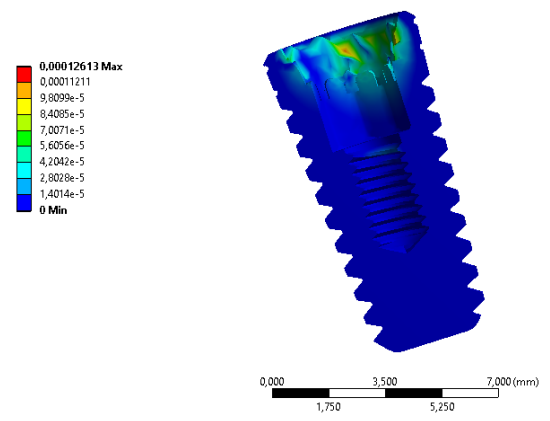
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

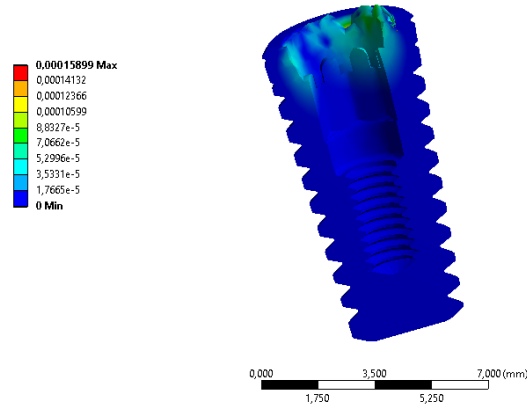


(d) S-16-Sz

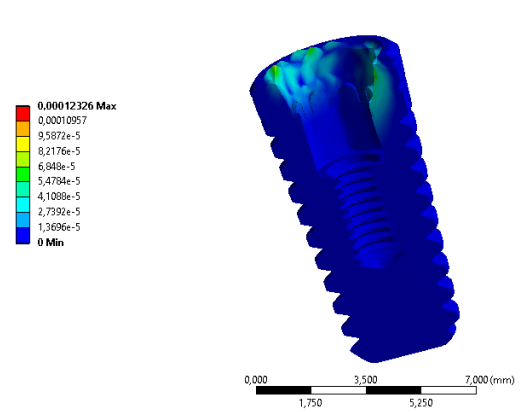


Şekil 4.19. Oblik kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde implantın deformasyonu (mm).

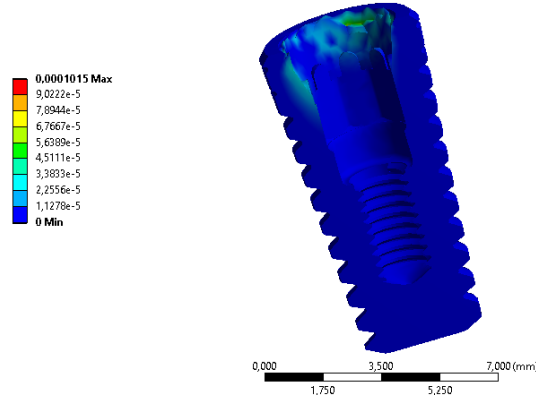
(a) K-14-Si



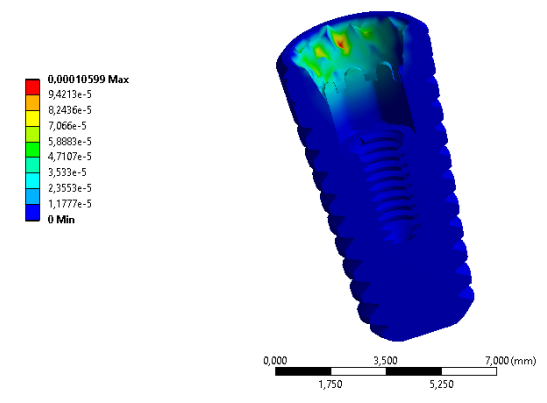
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si



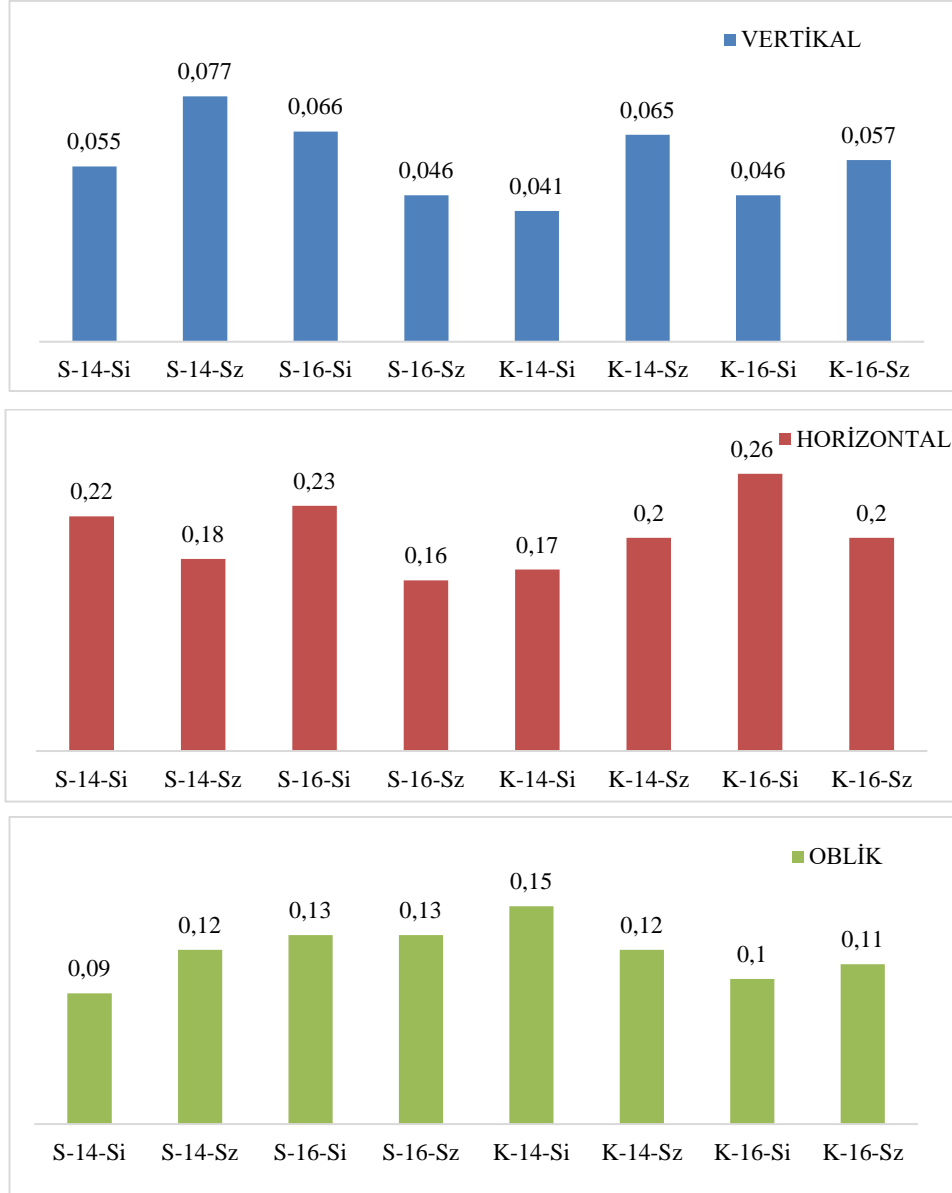
(d) K-16-Sz



Şekil 4.20. Oblik kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde implantın deformasyonu (mm).

Şekil 4.21’de implantlarda meydana gelen deformasyon tüm modeller için gösterilmiştir.

Şekil 4.21’de görüldüğü gibi üç farklı çigneme kuvvetine karşın en büyük deformasyon kuvvetin horizontal olarak uygulandığında ortaya çıkmıştır. Genel olarak bu modellerde seri üretim ait modellerde deformasyon kişiye özel modellere göre daha fazla saptanmıştır. Ancak görüldüğü gibi tüm modellerde implantta deformasyon göz ardı edilebilecek kadar küçüktür.

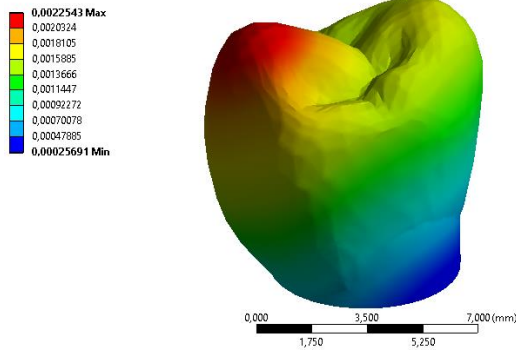


Şekil 4.21. İmplantta meydana gelen maksimum deformasyon (µm).

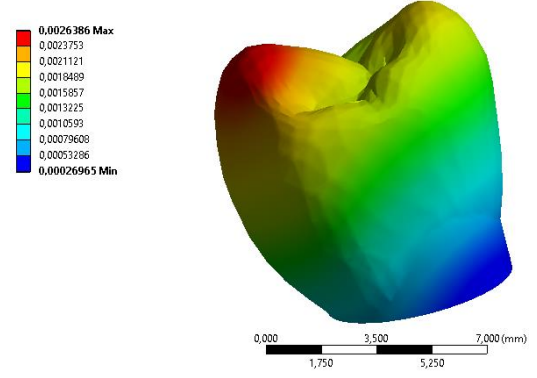
4.2.4. Seri ve Kişiyeye Özel Modellerde Kronun Deformasyonu

Çalışmada kullanılan kronlarda meydana gelen deformasyon şekil 4.22-4.27'de gösterilmiştir.

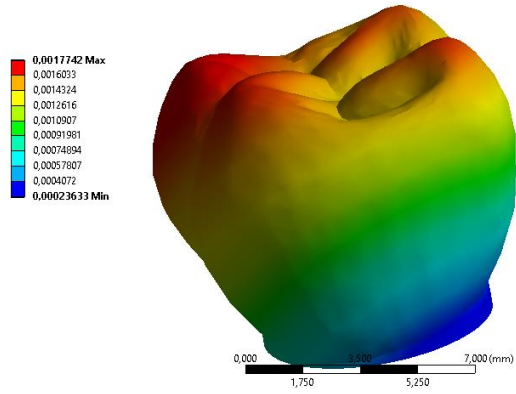
(a) S-14-Si



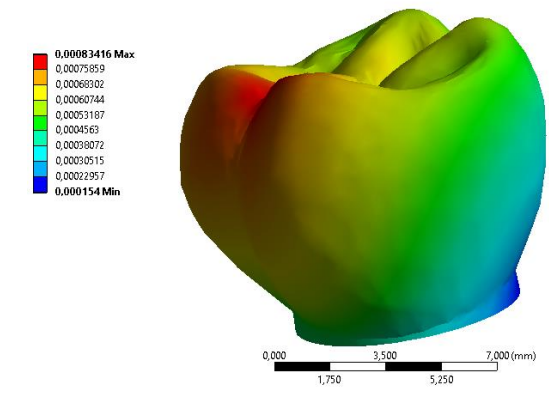
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

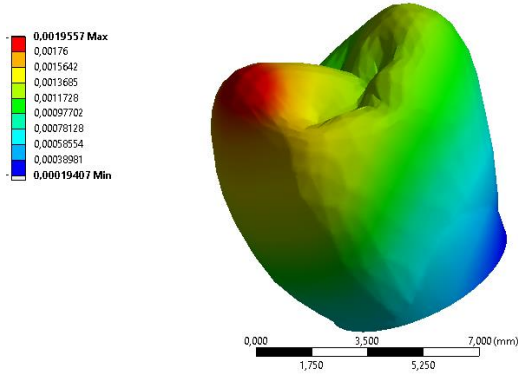


(d) S-16-Sz

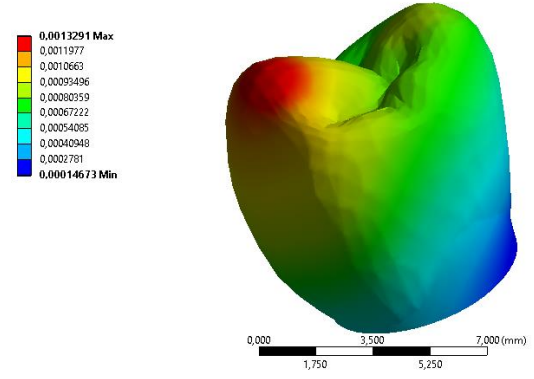


Şekil 4.22. Vertikal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentlerde kronun deformasyonu (mm).

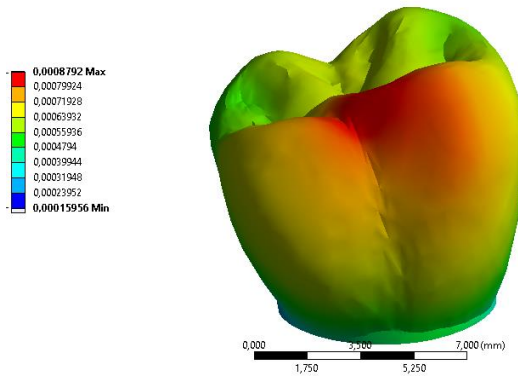
(a) K-14-Si



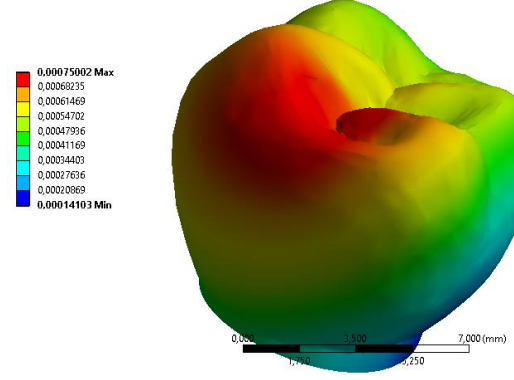
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

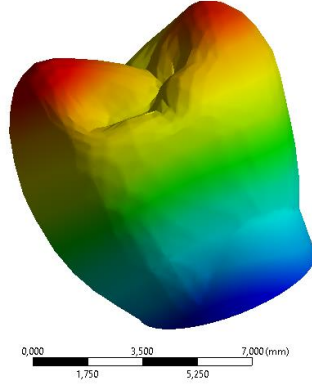
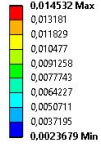


(d) K-16-Sz

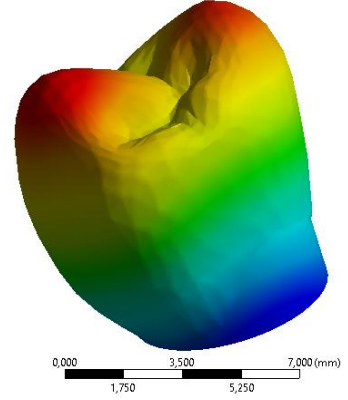
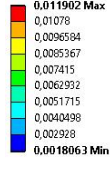


Şekil 4.23. Vertikal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentlerde kronun deformasyonu (mm).

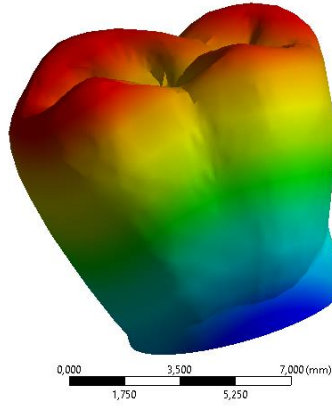
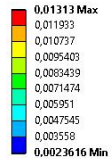
(a) S-14-Si



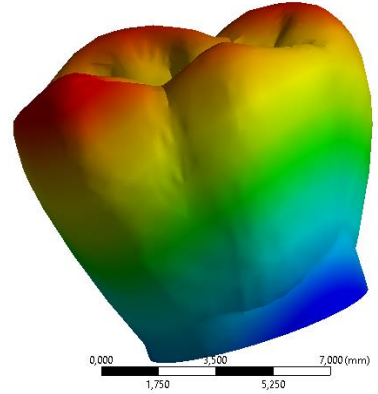
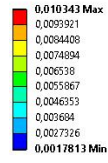
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

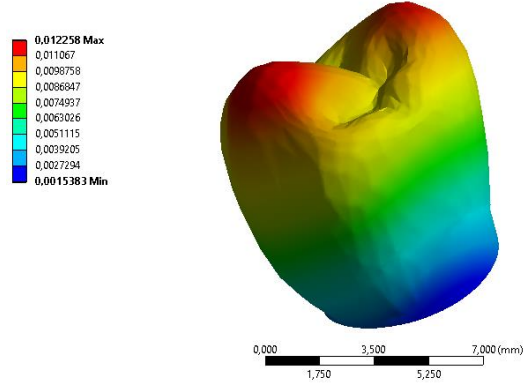


(d) S-16-Sz

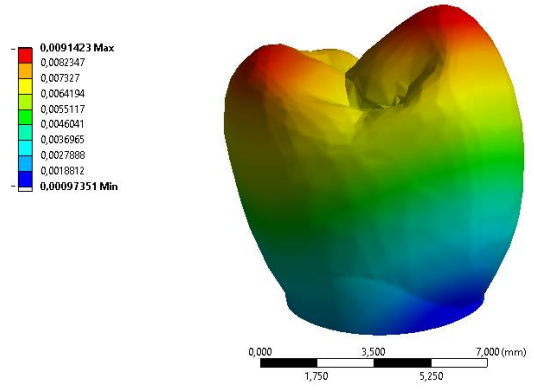


Şekil 4.24. Horizontal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentlerde kronun deformasyonu (mm).

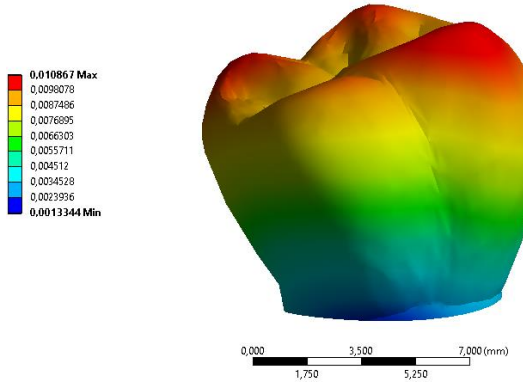
(a) K-14-Si



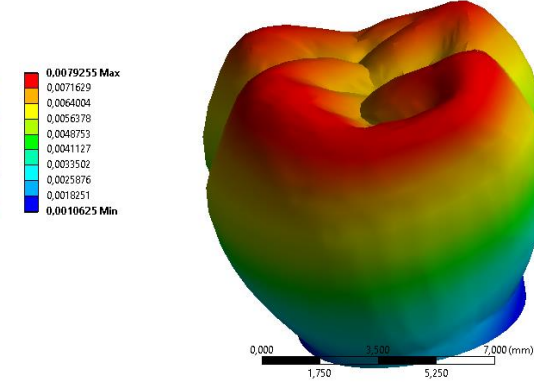
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

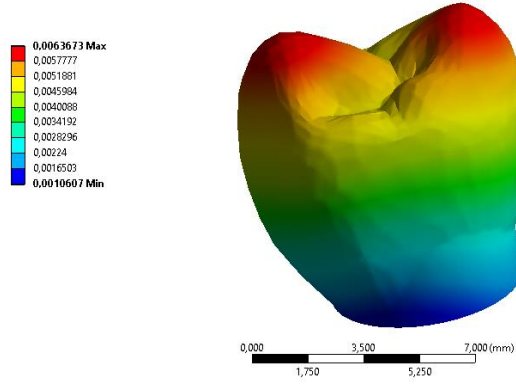


(d) K-16-Sz

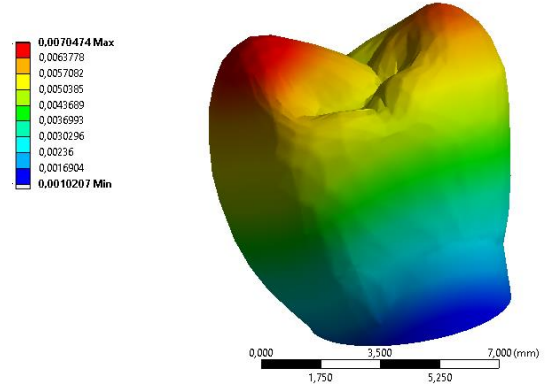


Şekil 4.25. Horizontal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentlerde kronun deformasyonu (mm)

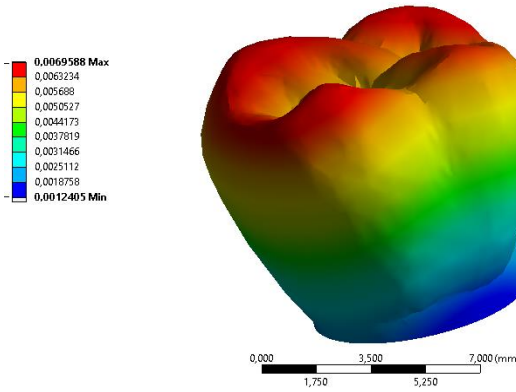
(a) S-14-Si



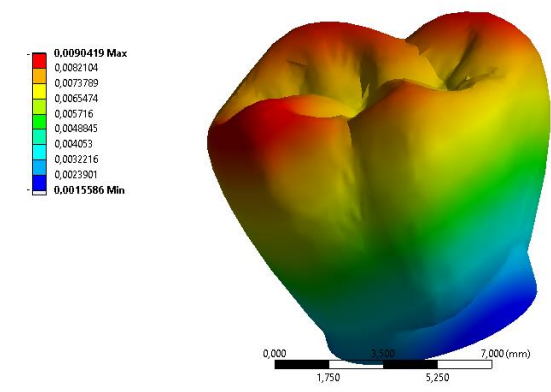
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

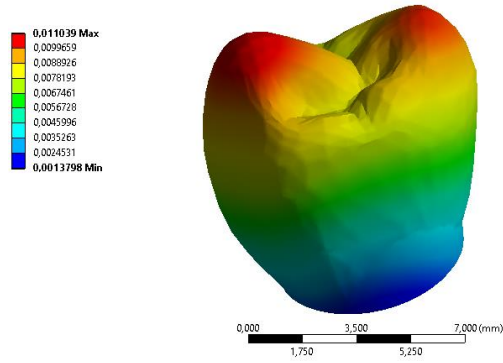


(d) S-16-Sz

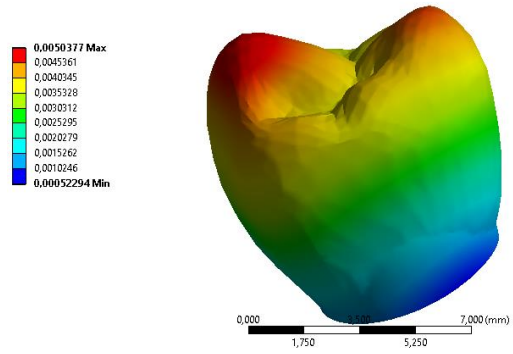


Şekil 4.26. Oblik kuvvet uygulanan seri üretim abutmentlerde kronun deformasyonu (mm).

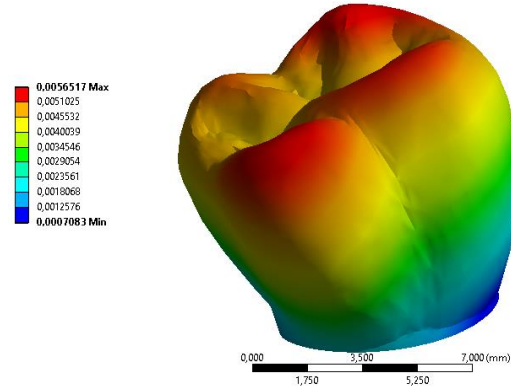
(a) K-14-Si



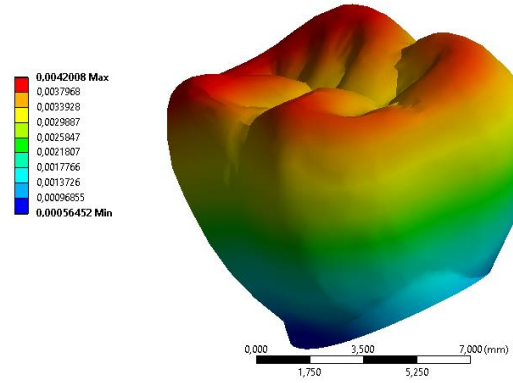
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si



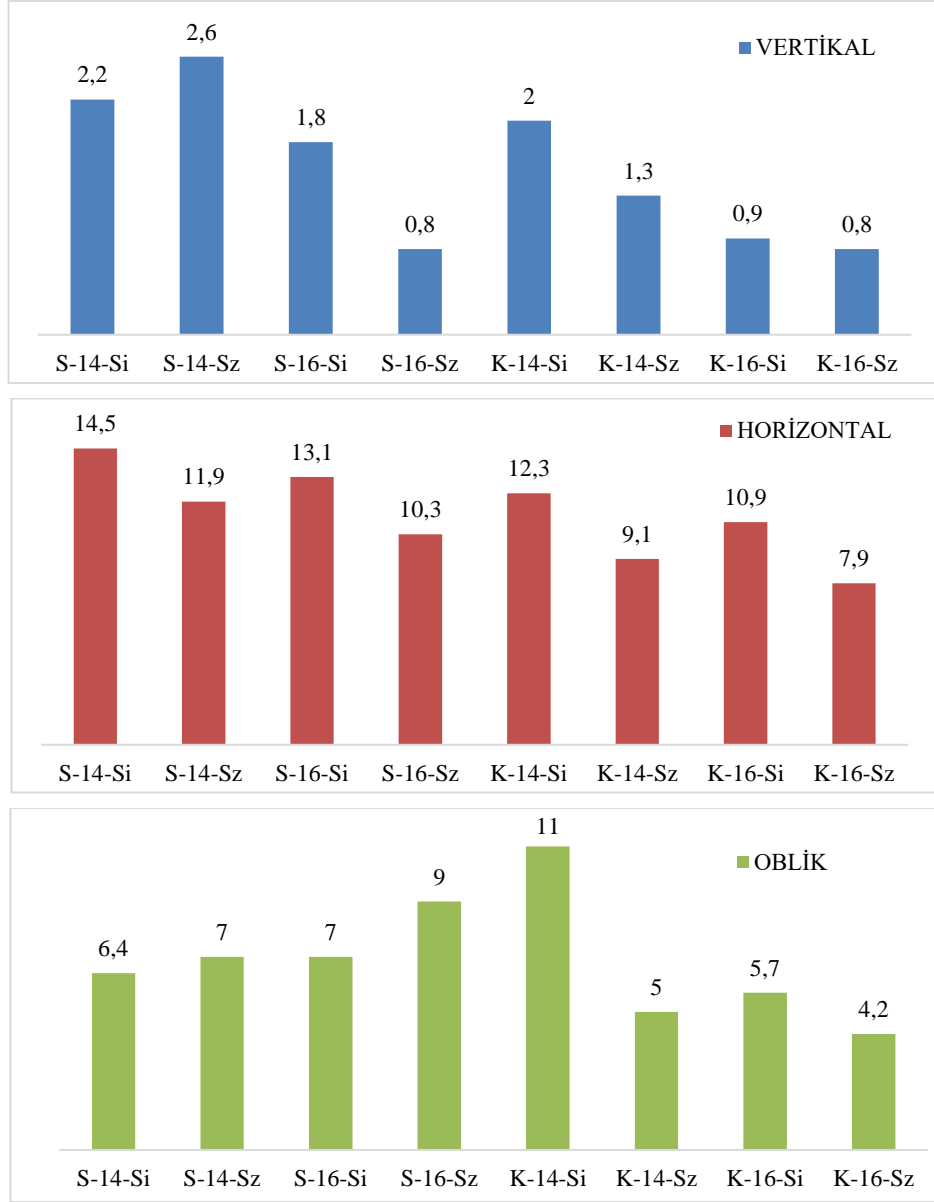
(d) K-16-Sz



Şekil 4.27. Oblik kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentlerde kronun deformasyonu (mm).

Modellerde son parça olan ve üzerinde direkt çiğneme yükü uygulanan parça krondur. Bu parçada meydana gelen deformasyon değerleri şekil 4.28’de verilmiştir.

Şekil 4.28’de görüldüğü gibi vertikal kuvvet için meydana gelen deformasyon diğer iki kuvvete göre daha düşük değerler göstermiştir. Horizontal kuvvet uygulaması için silindirik abutmente sahip modeller silindirsiz modellere göre daha fazla deformasyona uğradığı görülürken diğer iki kuvvet için böyle bir durum söz konusu değildir. Genel olarak seri üretim abutmentli gruplarda her üç kuvvet için de kişiye özel abutmentli gruplara göre daha fazla deformasyon hesaplanmıştır.

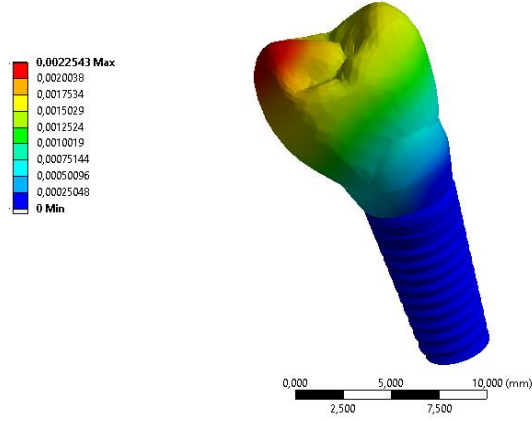


Şekil 4.28. Krongda meydana gelen maksimum deformasyon (µm).

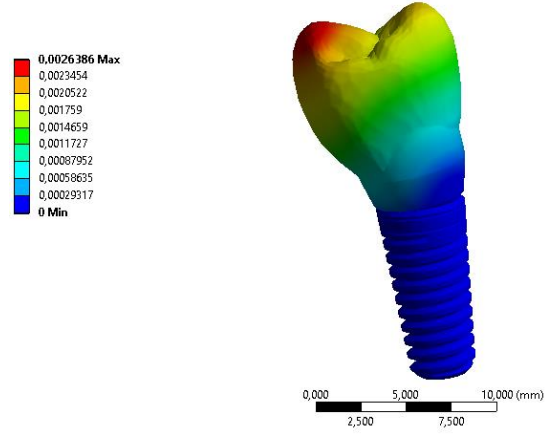
4.2.5. Seri ve Kişiyi Özel Modellerde Toplam Deformasyon

Şekil 4.29-4.34 modellerde meydana gelen toplam deformasyon gösterilmektedir.

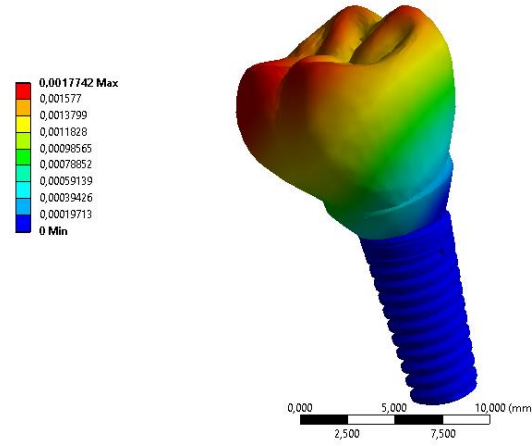
(a) S-14-Si



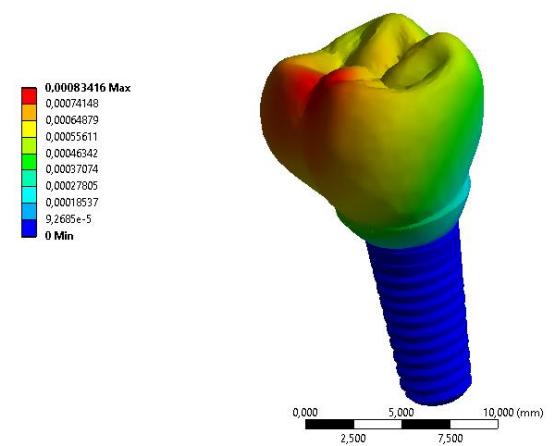
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

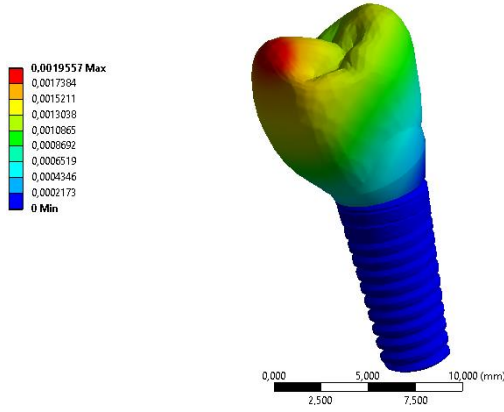


(d) S-16-Sz

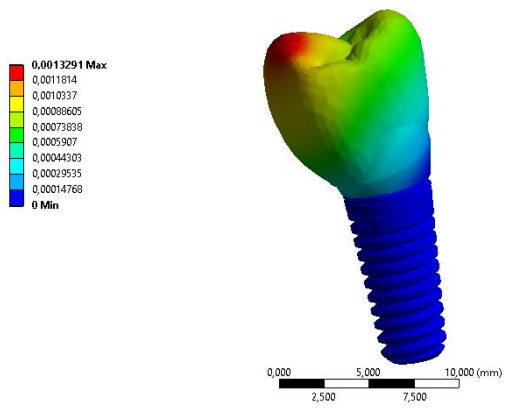


Şekil 4.29. Vertikal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde toplam deformasyonu (mm).

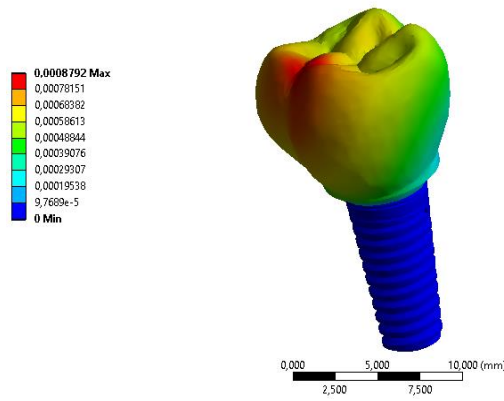
(a) K-14-Si



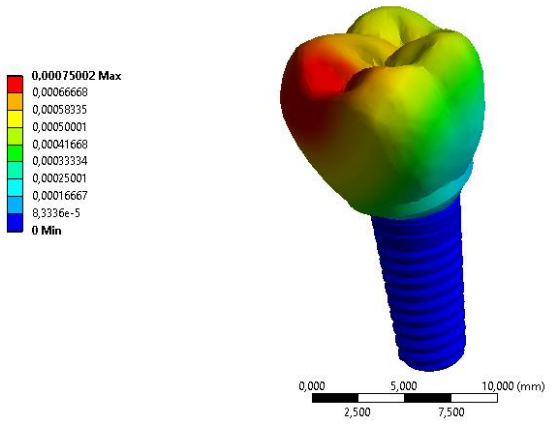
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

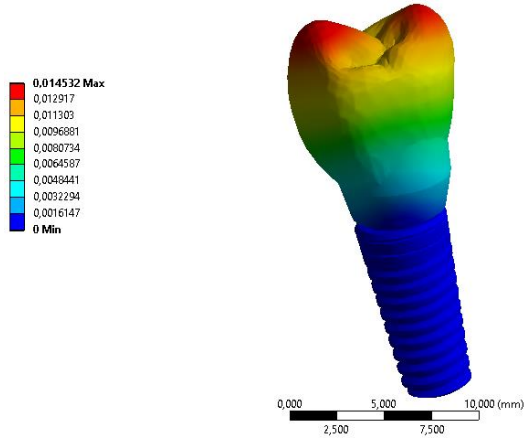


(d) K-16-Sz

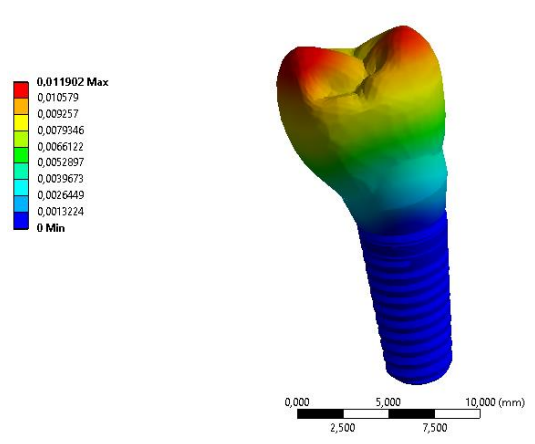


Şekil 4.30. Vertikal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde toplam deformasyonu (mm).

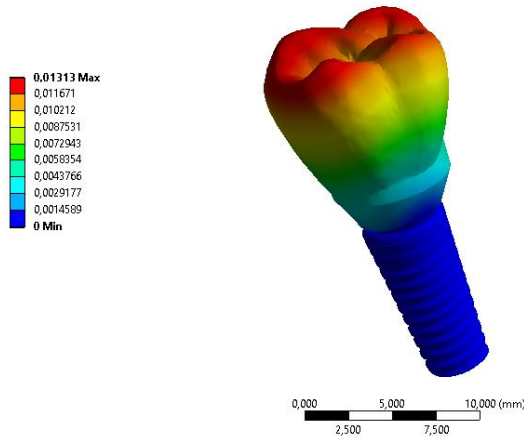
(a) S-14-Si



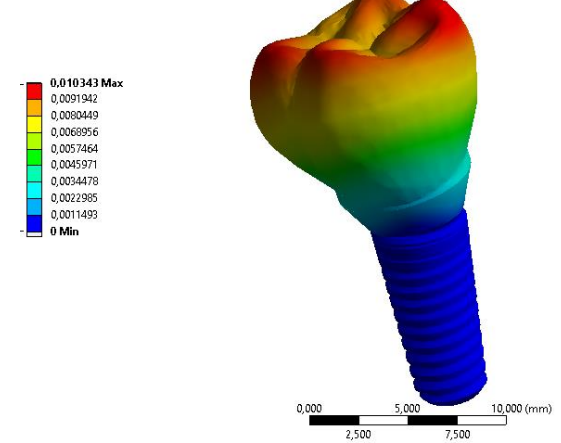
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

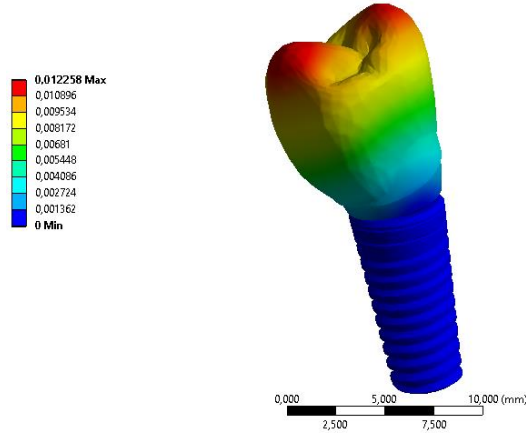


(d) S-16-Sz

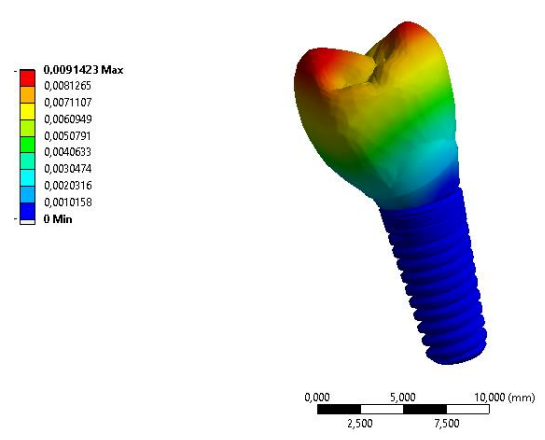


Şekil 4.31. Horizontal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde toplam deformasyonu (mm).

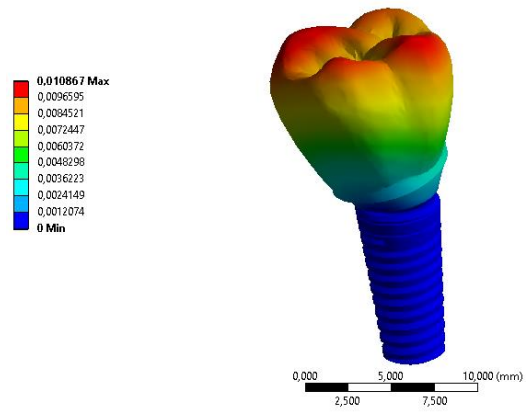
(a) K-14-Si



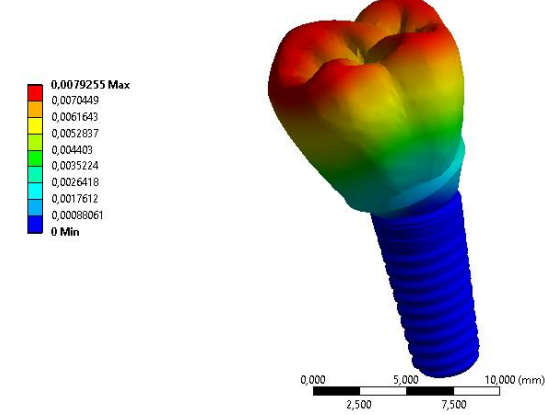
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

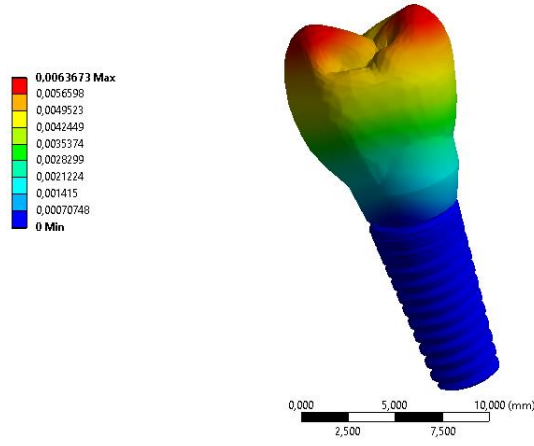


(d) K-16-Sz

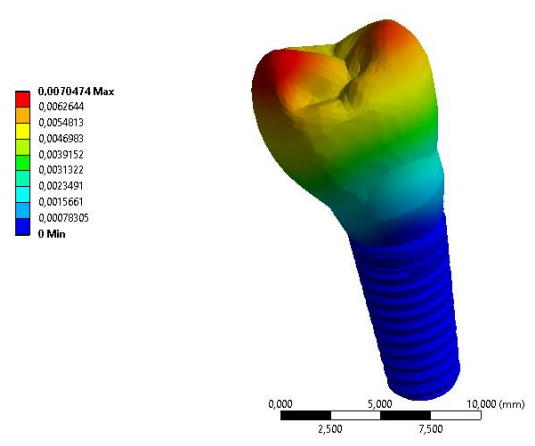


Şekil 4.32. Horizontal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde toplam deformasyonu (mm).

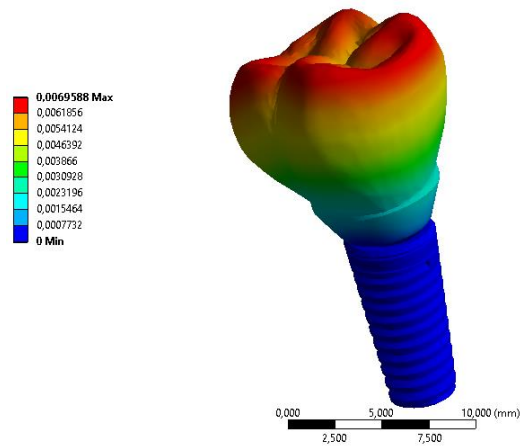
(a) S-14-Si



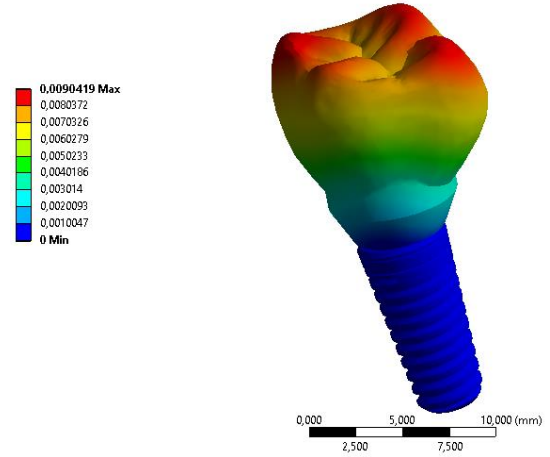
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

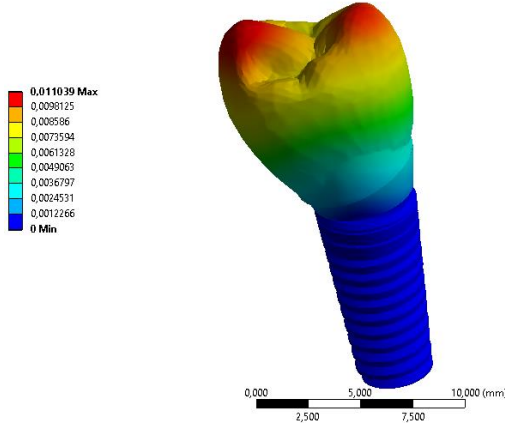


(d) S-16-Sz

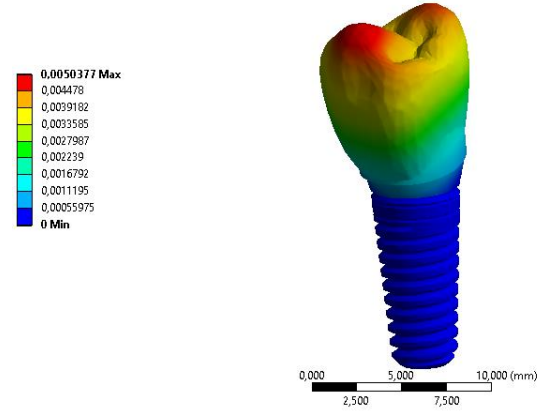


Şekil 4.33. Oblik kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde toplam deformasyonu (mm).

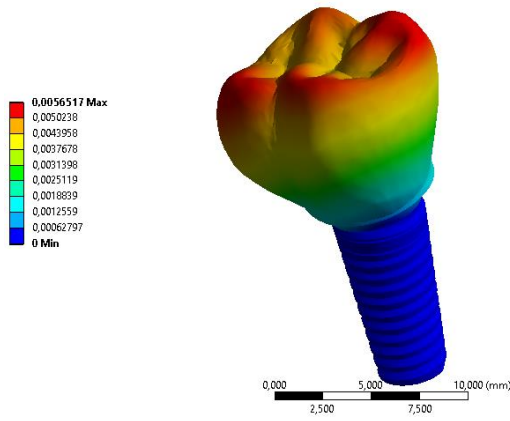
(a) K-14-Si



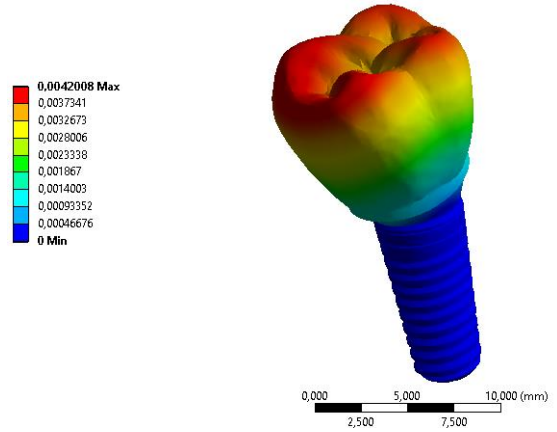
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si



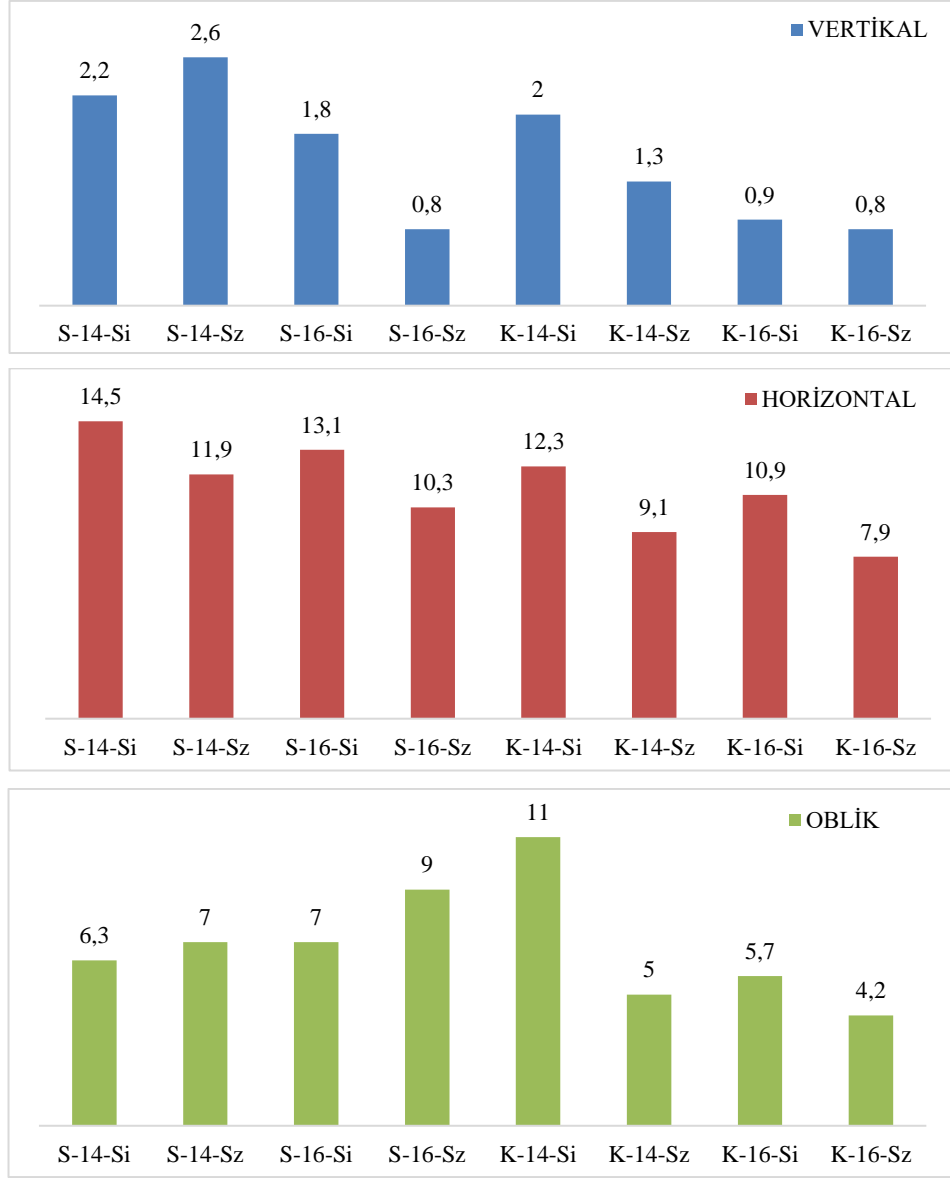
(d) K-16-Sz



Şekil 4.34. Oblik kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde toplam deformasyonu (mm).

Modellerde meydana gelen toplam deformasyon Şekil 4.35’de gösterilmiştir.

Şekil 4.35’de görüldüğü gibi toplam deformasyon kromda meydana gelen deformasyona yakın değerler göstermiştir ve bu da toplam deformasyonun büyük bir kısmının kromda oluştuğunu göstermektedir. Tüm modellerde (oblik yükleme 14-si model hariç) seri üretimi ait modellerde kişiye özel üretilmiş modellerde göre daha fazla deformasyon saptanmıştır.



Şekil 4.35. Tüm modellerin toplam deformasyonu (µm).

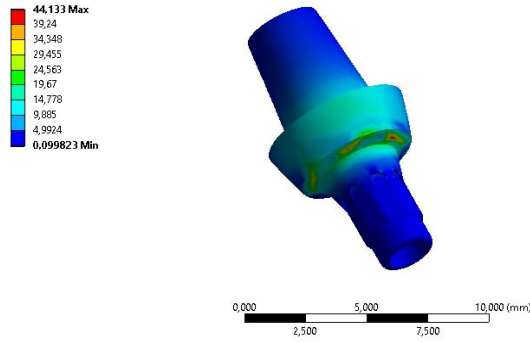
4.3. VON MİSES GERİLMESİ

Bu tarz implant tasarımlarında deformasyon direncin yanı sıra dayanıklılık, implantın fonksiyonunu sürdürülebilmesi açısından önemli bir husustur. Diğer mühendislik dallarında karmaşık modellerin analizi için von Mises gerilmesi önemli bir kriter olarak incelenmektedir. Çalışmada analizi gerçekleştirilen tüm modellerin bütün parçaları ayrı ayrı gerilmeleri hesaplanmıştır ve üç ayrı kuvvet için von Mises gerilmeleri hesaplanmıştır.

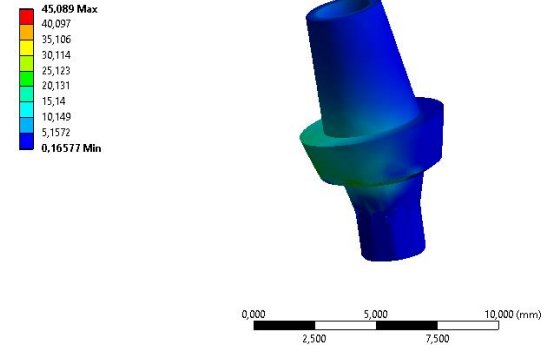
4.3.1. Seri ve Kişiyeye Özel Modellerde Abutmentte von Mises Gerilmesi

Şekil 4.36-4.41 modellerin abutment parçasında meydana gelen von Mises gerilmesini göstermektedir.

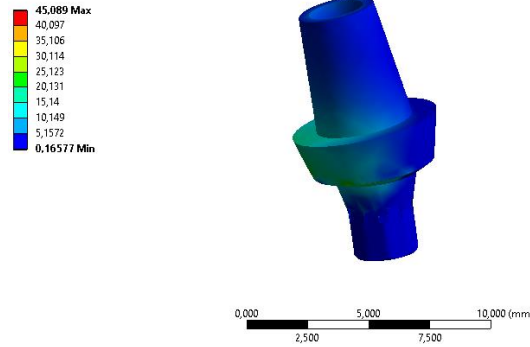
(a) S-14-Si



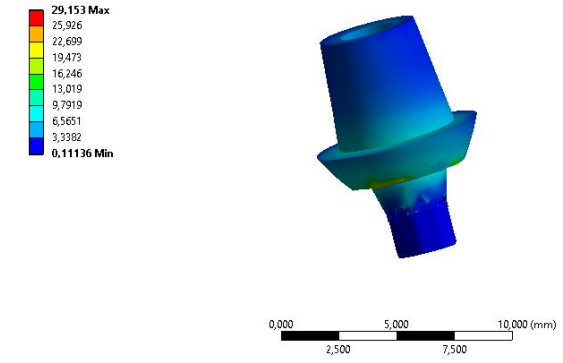
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

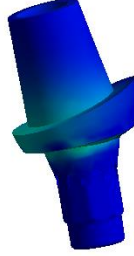
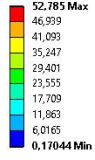


(d) S-16-Sz

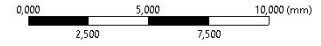
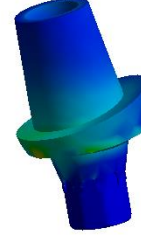
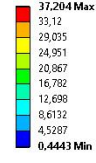


Şekil 4.36. Vertikal kuvvet uygulanan seri üretim modellerde abutmentte von Mises gerilmesi dağılımı (MPa).

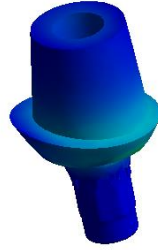
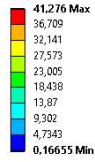
(a) K-14-Si



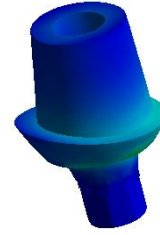
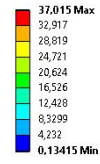
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

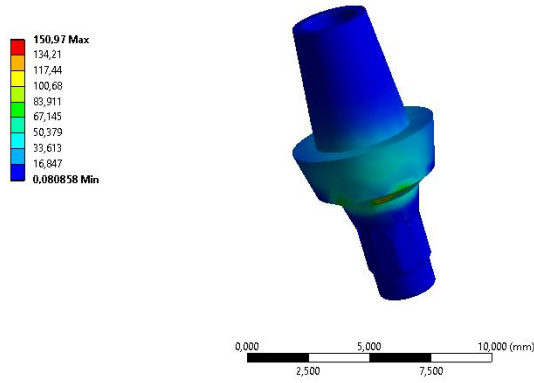


(d) K-16-Sz

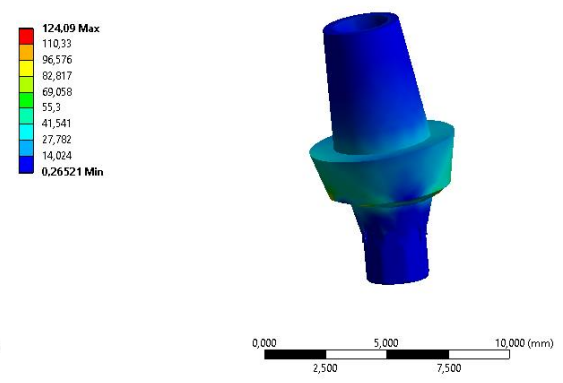


Şekil 4.37. Vertikal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim modellerde abutmentte von Mises gerilmesi dağılımı (MPa).

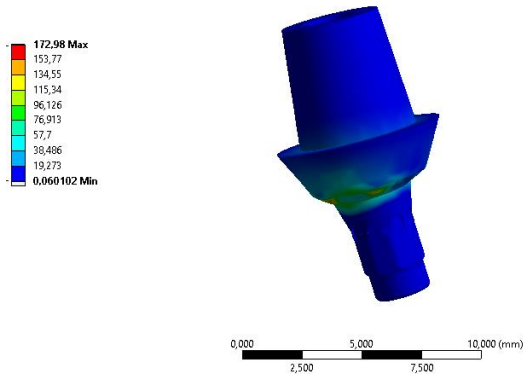
(a) S-14-Si



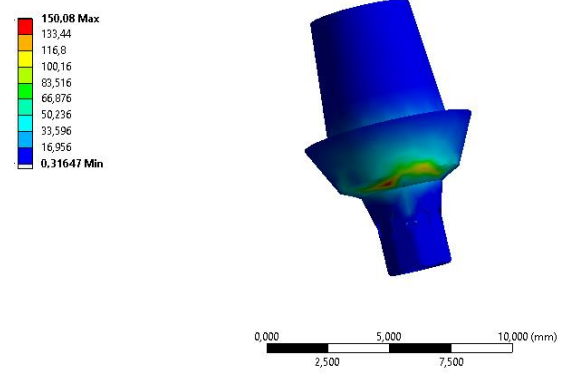
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

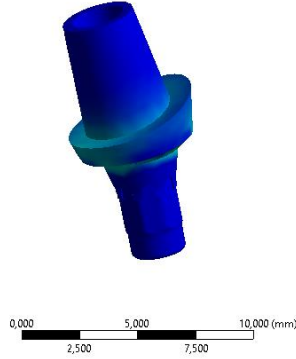
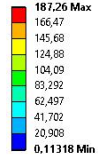


(d) S-16-Sz

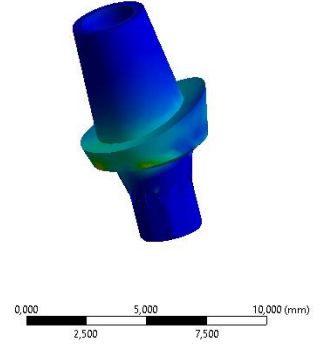
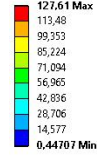


Şekil 4.38. Horizontal kuvvet uygulanan seri üretim modellerde abutmentte von Mises gerilmesi dağılımı (MPa).

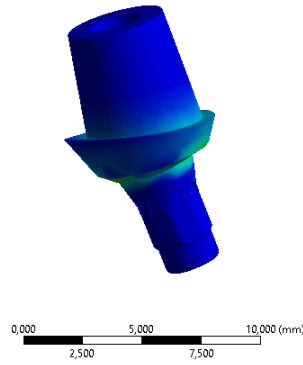
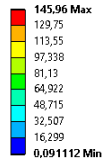
(a) K-14-Si



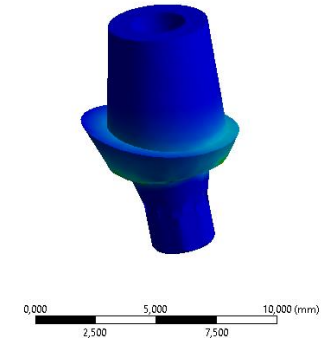
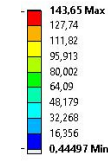
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

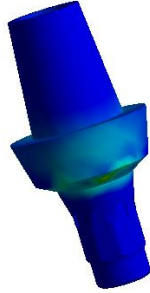
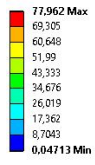


(d) K-16-Sz

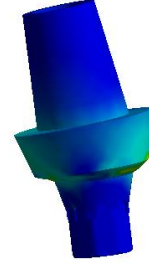
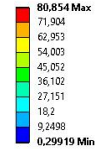


Şekil 4.39. Horizontal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim modellerde abutmentte von Mises gerilmesi dağılımı (MPa).

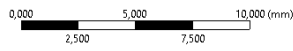
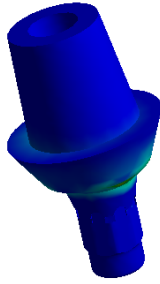
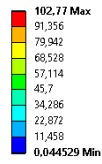
(a) S-14-Si



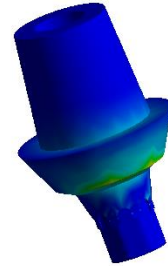
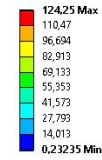
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

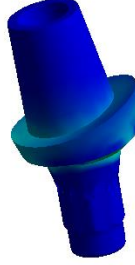
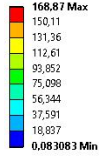


(d) S-16-Sz

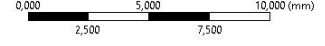
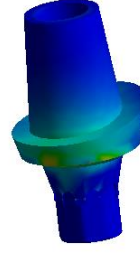
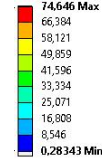


Şekil 4.40. Oblik kuvvet uygulanan seri üretim modellerde abutmentte von Mises gerilmesi dağılımı (MPa).

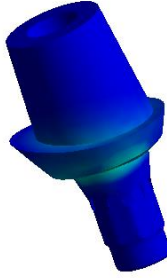
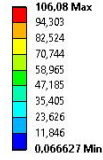
(a) K-14-Si



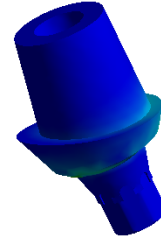
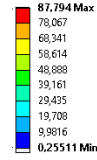
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si



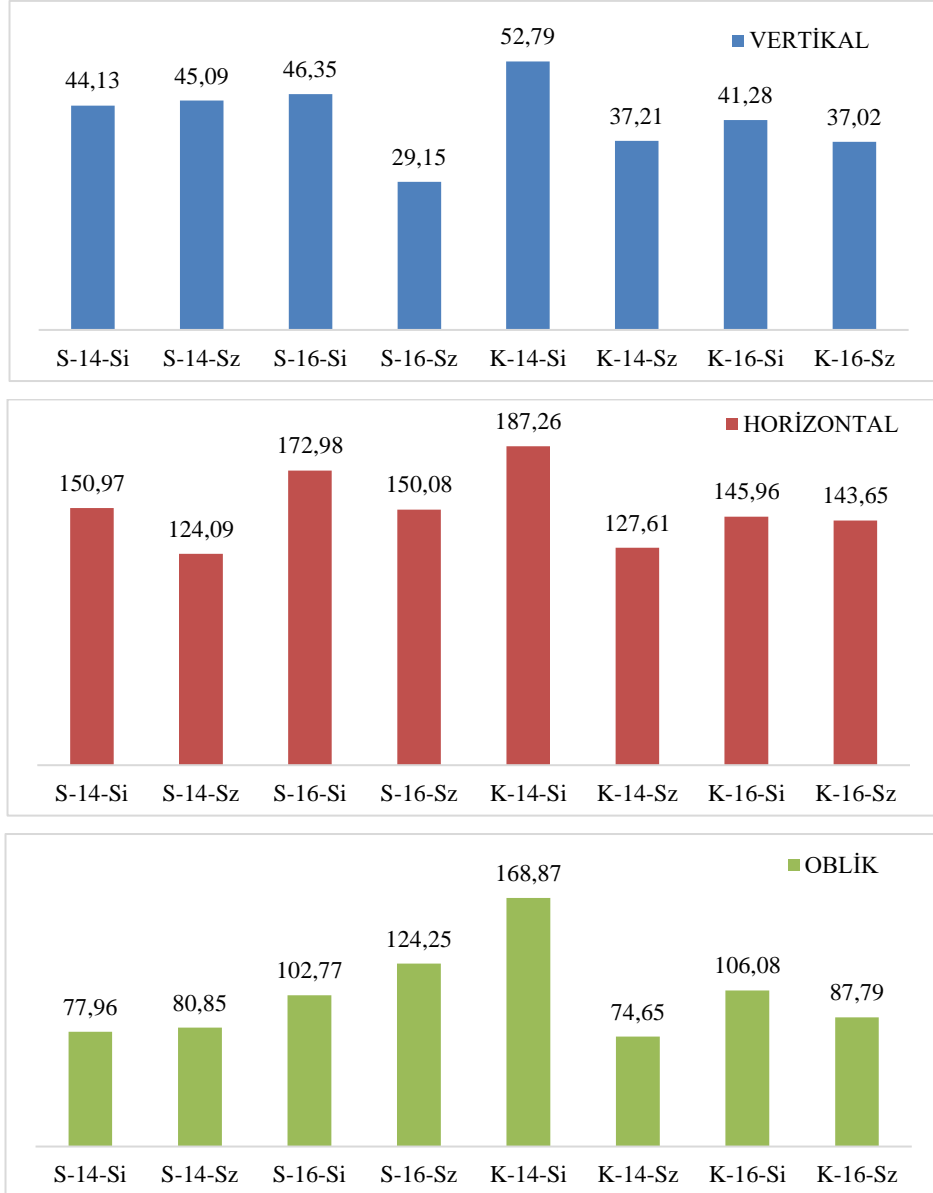
(d) K-16-Sz



Şekil 4.41. Oblik kuvvet uygulanan kişiye özel üretim modellerde abutmentte von Mises gerilmesi dağılımı (MPa).

Şekil 4.42’de tüm modellerde abutment bileşendinde meydana gelen maksimum von Mises gösterilmiştir.

Şekil 4.42’de görüldüğü gibi abutmentlerin üzerinde meydana gelen von Mises gerilme değeri horizontal kuvvette diğer iki kuvvet uygulamaya göre daha yüksektir. Vertikal yönde uygulanan kuvvet diğer ikisinde daha düşük von Mises gerilmesi göstermiştir. Vertikal ve horizontal yönde uygulanan kuvvetlerde silindirik abutmentler silindirsiz abutmentlere göre daha fazla gerilme oluşturmuştur.

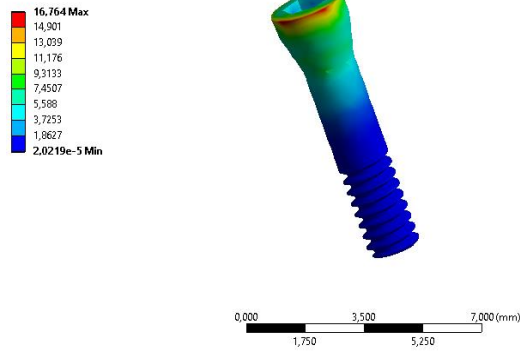


Şekil 4. 42. Abutmentlerde meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi (MPa).

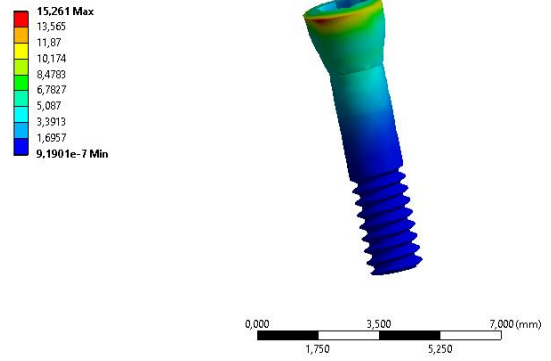
4.3.2. Seri ve Kişiyeye Özel Modellerde Vidadaki von Mises Gerilmesi

Şekil 4.43-48 modellerin abutmentte bağlanan vida parçasında meydana gelen von Mises gerilmesini göstermektedir.

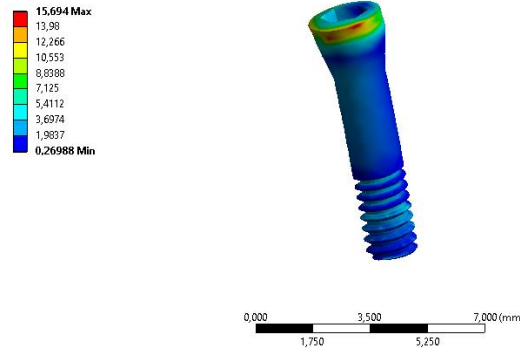
(a) S-14-Si



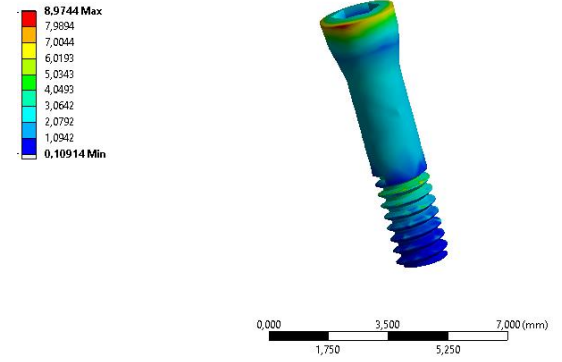
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

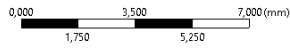
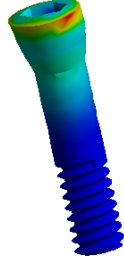
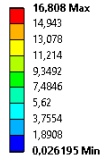


(d) S-16-Sz

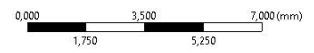
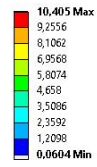


Şekil 4.43. Vertikal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).

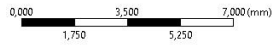
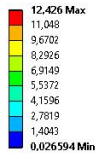
(a) K-14-Si



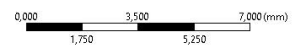
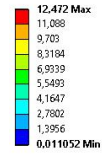
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

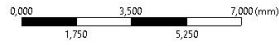
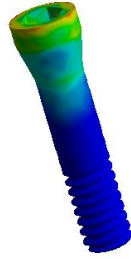
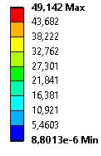


(d) K-16-Sz

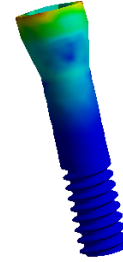
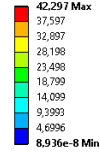


Şekil 4.44. Vertikal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).

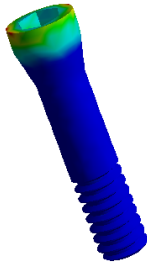
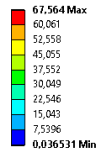
(a) S-14-Si



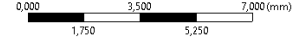
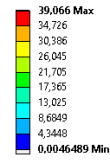
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

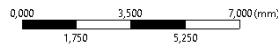
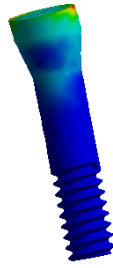
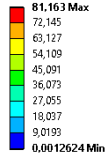


(d) S-16-Sz

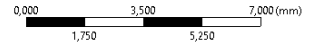
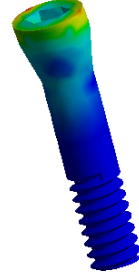
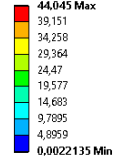


Şekil 4.45. Horizontal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).

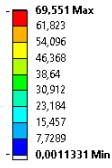
(a) K-14-Si



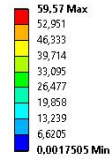
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

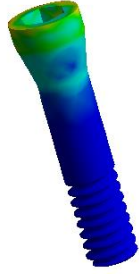
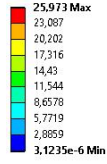


(d) K-16-Sz

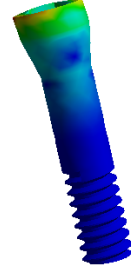
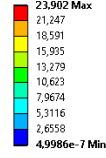


Şekil 4.46. Horizontal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).

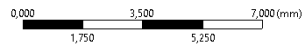
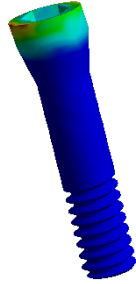
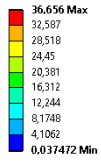
(a) S-14-Si



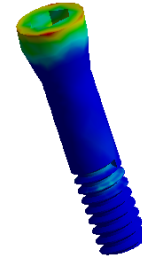
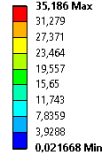
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

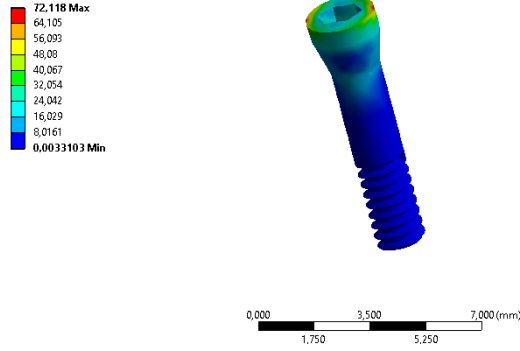


(d) S-16-Sz

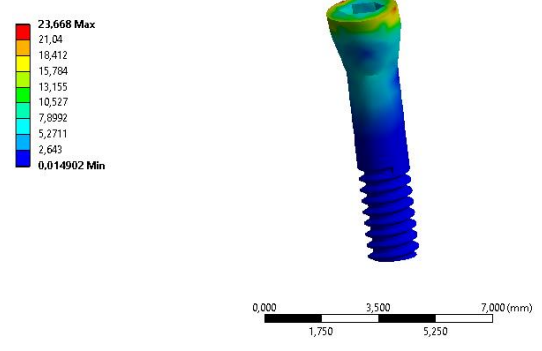


Şekil 4.47. Oblik kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).

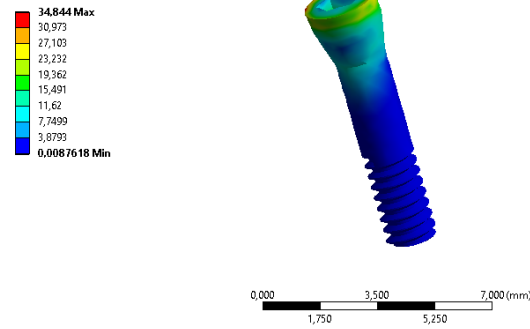
(a) K-14-Si



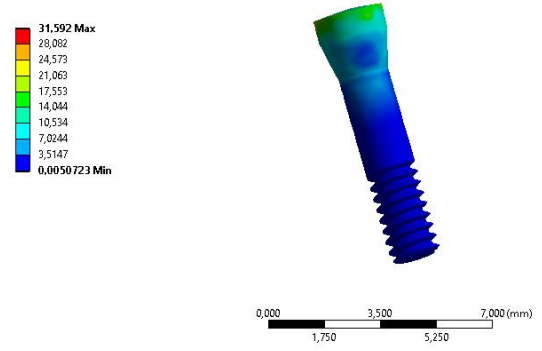
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si



(d) K-16-Sz

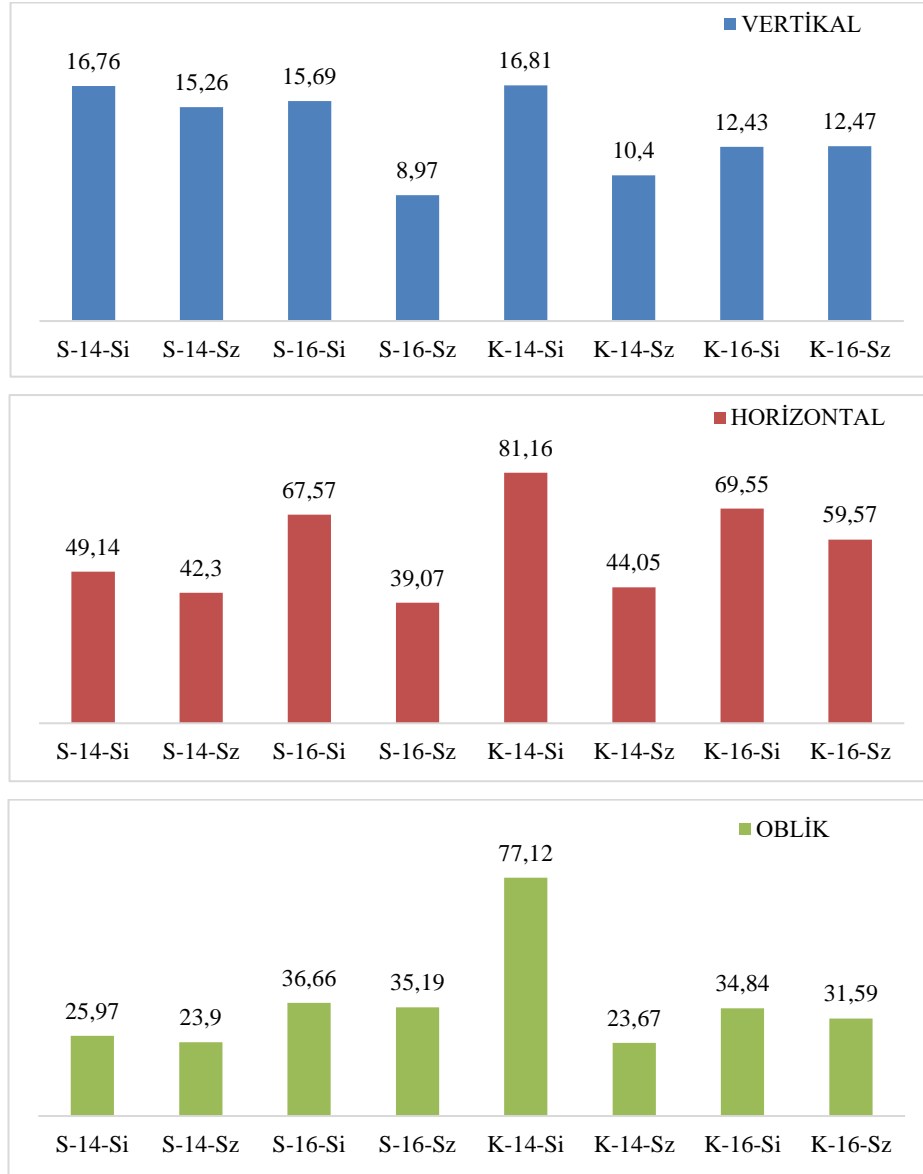


Şekil 4.48. Oblik kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentli modellerde vidada meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).

Şekil 4.49’da tüm modellerde kullanılan vidalarda meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi gösterilmiştir.

Şekil 4.49’da görüldüğü gibi vidaların üzerinde meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi yine de horizontal yöndeki kuvvette diğer kuvvetlere göre daha fazladır. Abutmentlerin silindirli ve silindirsiz olma durumuna bakıldığında silindirli olan modellerin vidasında silindirsiz olanlara göre her üç yöndeki kuvvette meydana gelen von Mises gerilmesi daha fazla olmuştur. Horizontal kuvvette görüldüğü gibi kişiye

özel abutmentli modellerde seri üretim abutmentli modellerde göre meydana gelen von Mises gerilmesi daha fazla olarak hesaplanmıştır.

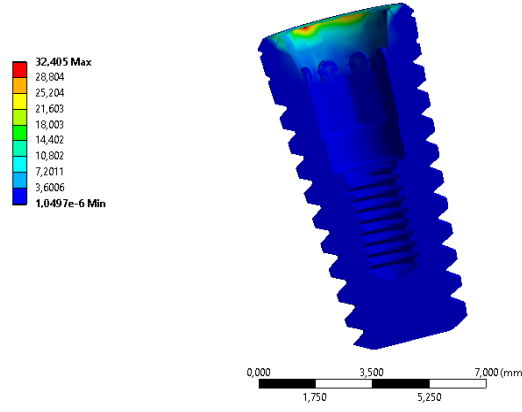


Şekil 4.49. Vidada meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi (MPa).

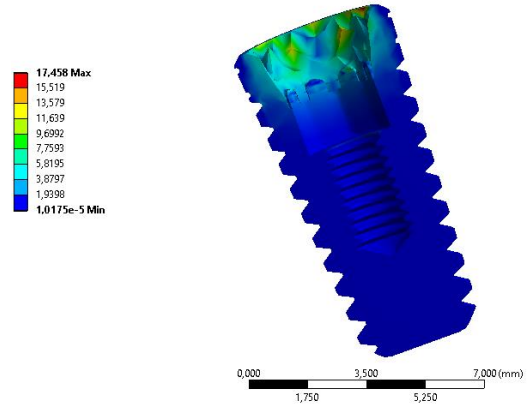
4.3.2. Seri ve Kişiyeye Özel Modellerde İmplanttaki von Mises Gerilmesi

Şekil 4.50-4.55’de implantlarda meydana gelen von Mises gerilmesi konturu gösterilmektedir.

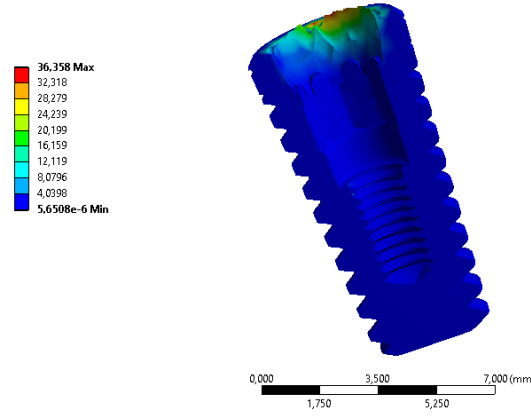
(a) S-14-Si



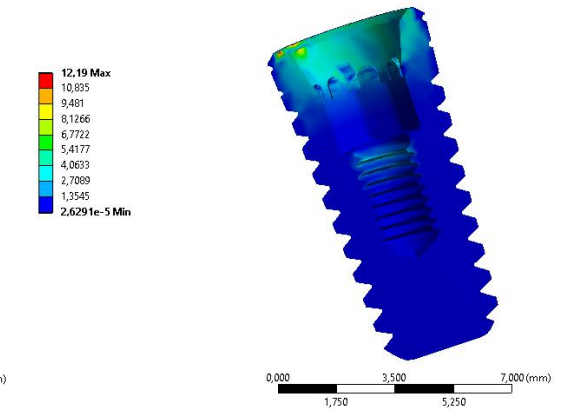
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

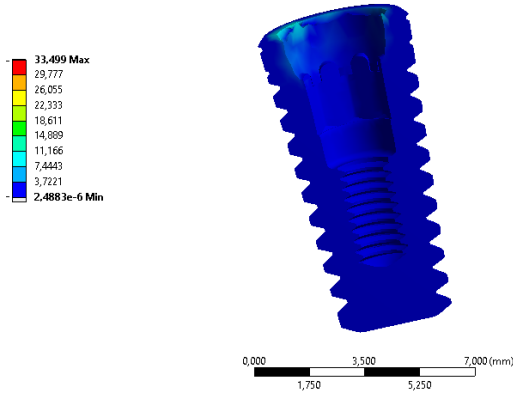


(d) S-16-Sz

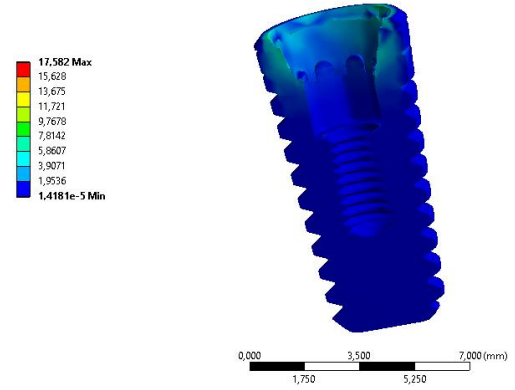


Şekil 4.50. Vertikal kuvvet uygulan seri üretim abutmentli modellerde implantın von Mises gerilmesi (MPa).

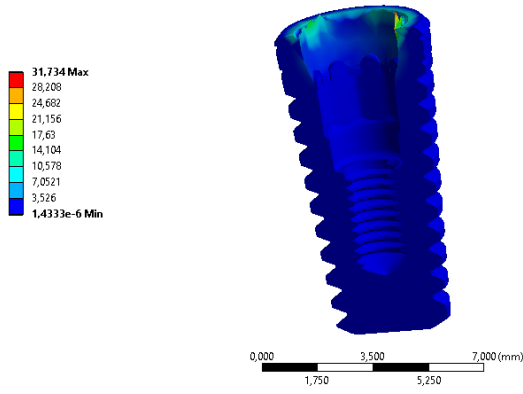
(a) K-14-Si



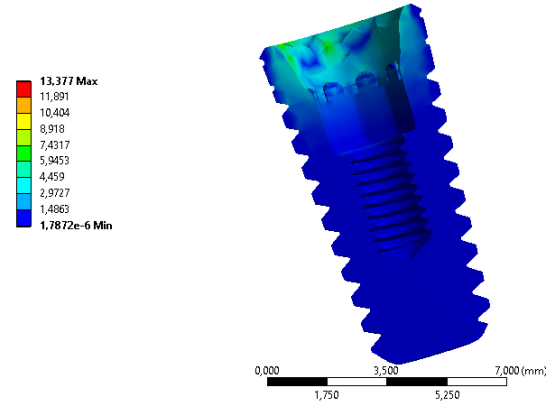
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

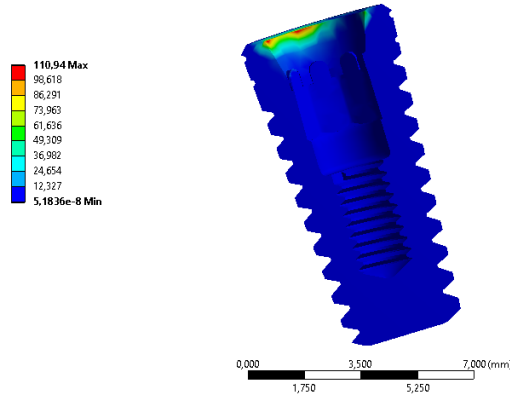


(d) K-16-Sz

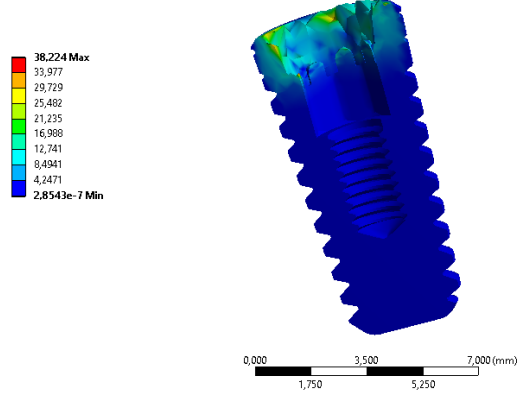


Şekil 4.51. Vertikal kuvvet uygulan kişiye özel üretim abutmentli modellerde implantın von Mises gerilmesi (MPa).

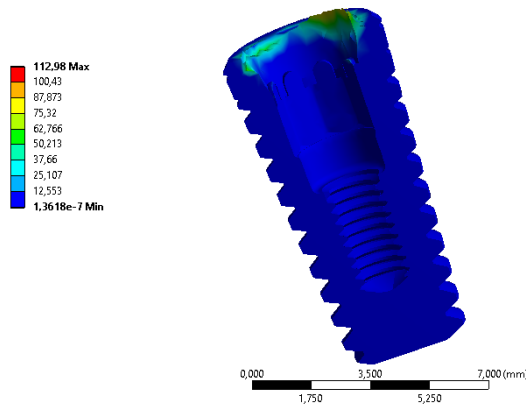
(a) S-14-Si



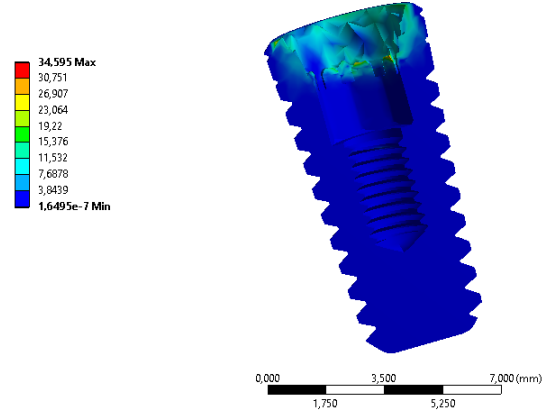
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

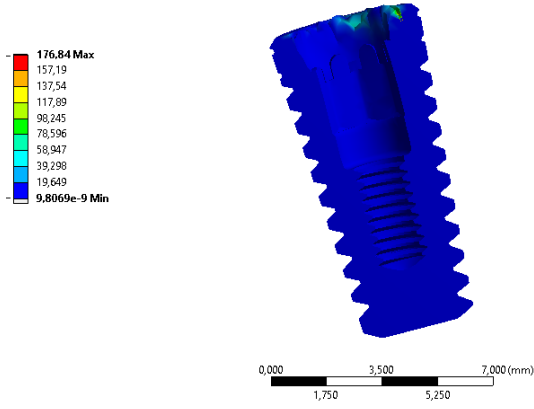


(d) S-16-Sz

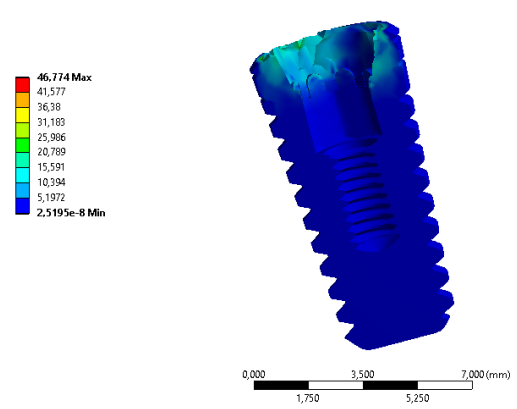


Şekil 4.52. Horizontal kuvvet uygulan seri üretim abutmentli modellerde implantın von Mises gerilmesi (MPa).

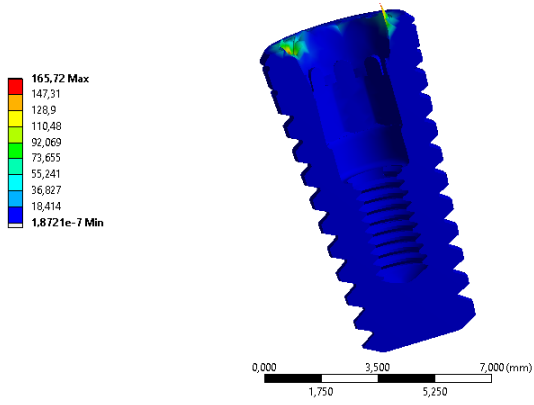
(a) K-14-Si



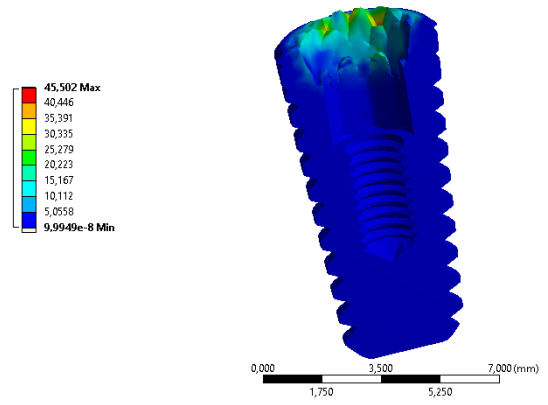
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

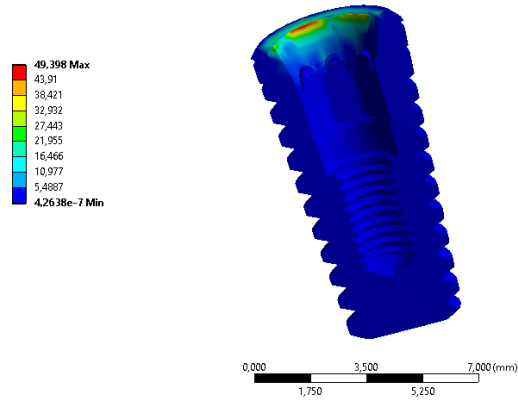


(d) K-16-Sz

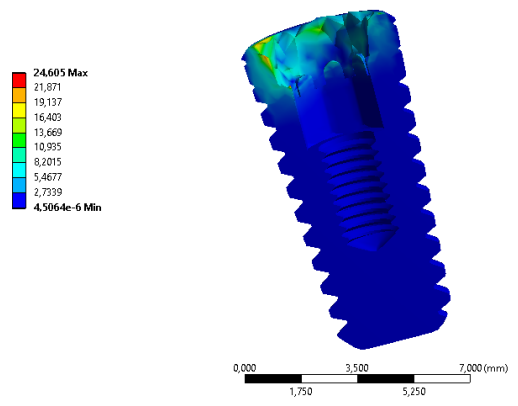


Şekil 4.53. Horizontal kuvvet uygulan kişiye özel üretim abutmentli modellerde implantın von Mises gerilmesi (MPa).

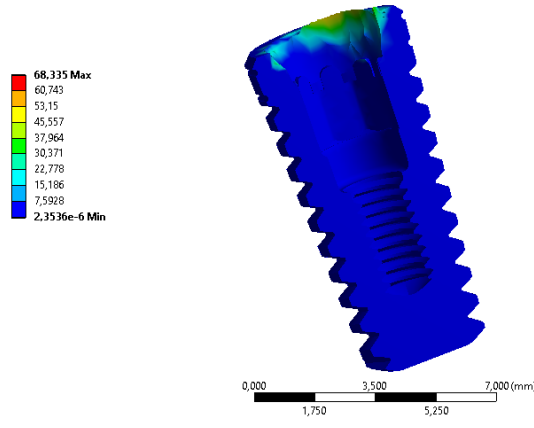
(a) S-14-Si



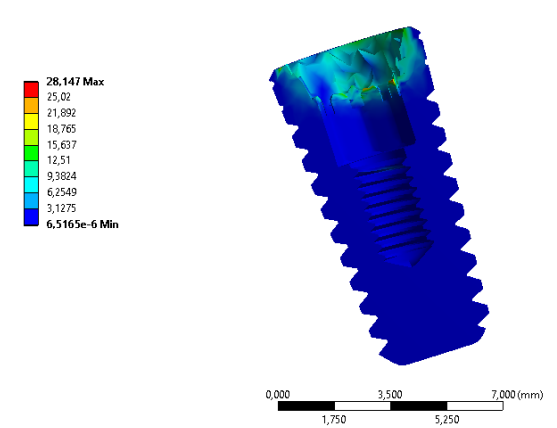
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

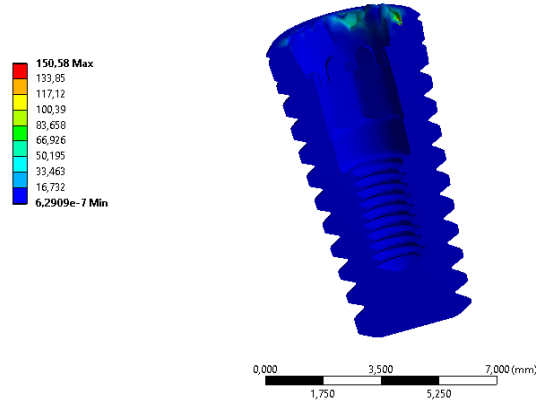


(d) S-16-Sz

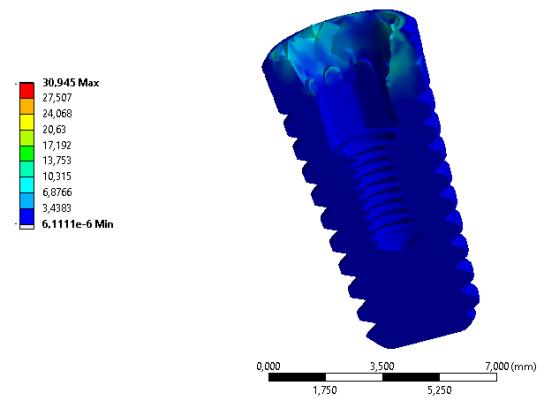


Şekil 4.54. Oblik kuvvet uygulanan seri üretim abutmentli modellerde implantın von Mises gerilmesi (MPa).

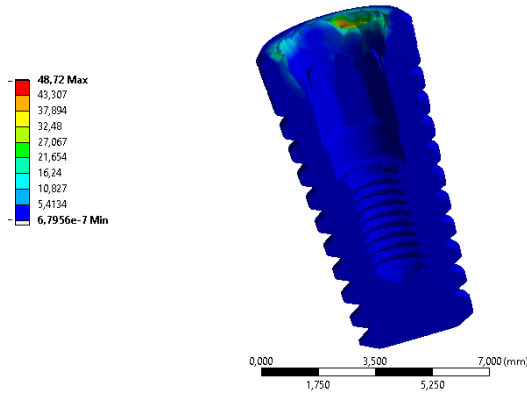
(a) K-14-Si



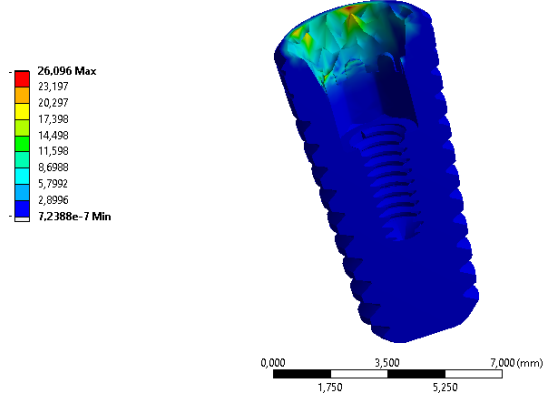
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si



(d) K-16-Sz



Şekil 4.55. Oblik kuvvet uygulan kişiye özel üretim abutmentli modellerde implantın von Mises gerilmesi (MPa).

Şekil 4.56'da tüm modellerin implant bileşeninde meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi verilmiştir.

Şekil 5.56'de görüldüğü gibi analiz gruplarının hepsinde implantların üzerinde horizontal yönde uygulanan kuvvet diğer iki kuvvet uygulamasına göre daha fazla von Mises gerilmesine sebep olmuştur. Analiz gruplarında vertikal yönde uygulanan yük diğerlerine göre daha düşük von Mises gerilmesi göstermiştir. Ayrıca, her üç yöndeki kuvvet için silindirik abutmentli modellerde silindirsiz abutmentli modellere göre hesaplanan maksimum von Mises gerilmesi daha yüksektir.

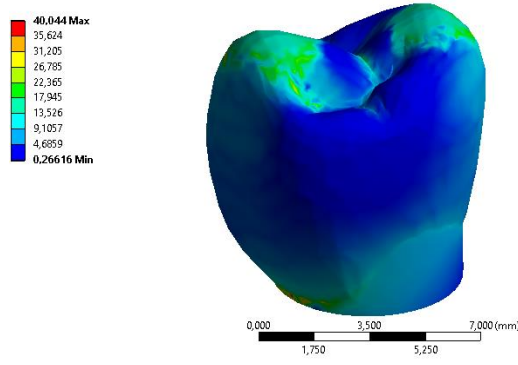


Şekil 4.56. İmplantta meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi (MPa).

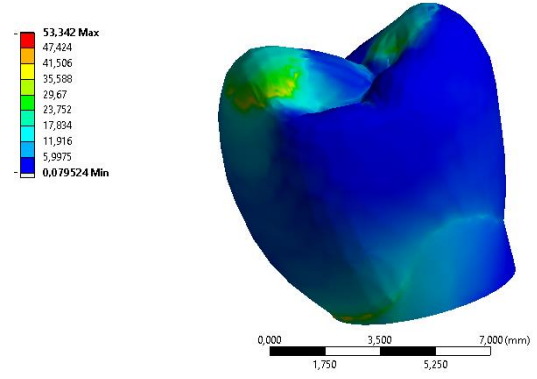
4.3.3. Seri ve Kişiyeye Özel Modellerde Krondaki von Mises Gerilmesi

Şekil 4.57-4.62 modellerde kron parçasında meydana gelen von Mises gerilmesi gösterilmiştir.

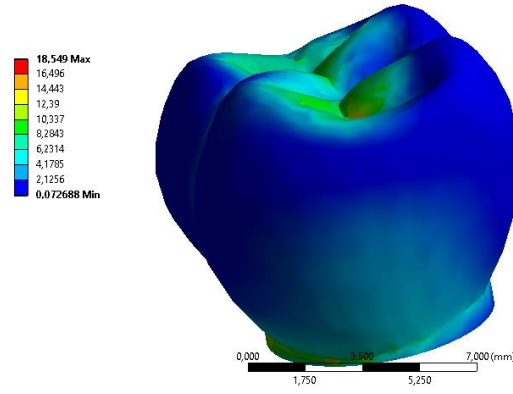
(a) S-14-Si



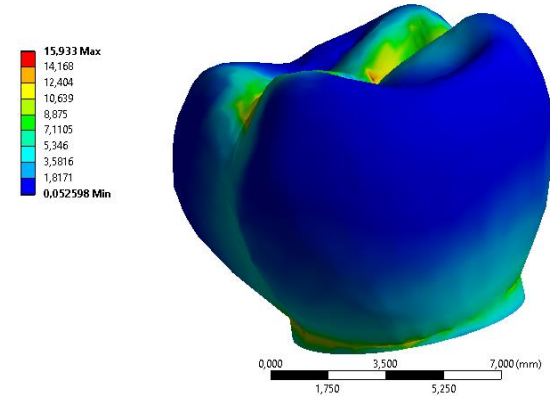
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

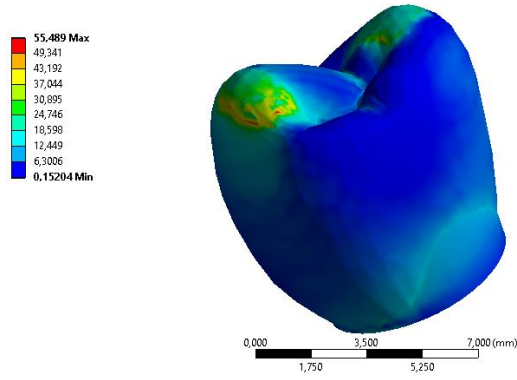


(d) S-16-Sz

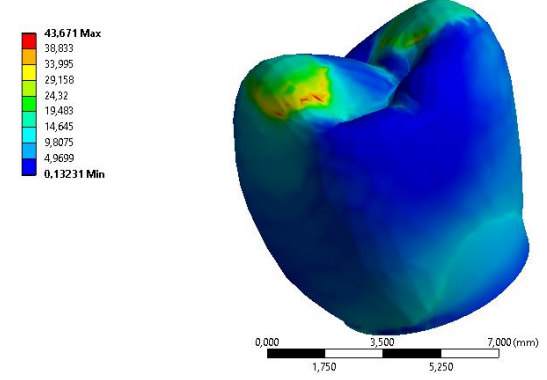


Şekil 4.57. Vertikal kuvvet uygulan seri üretim abutmentli modellerde kronların von Mises gerilmesi (MPa).

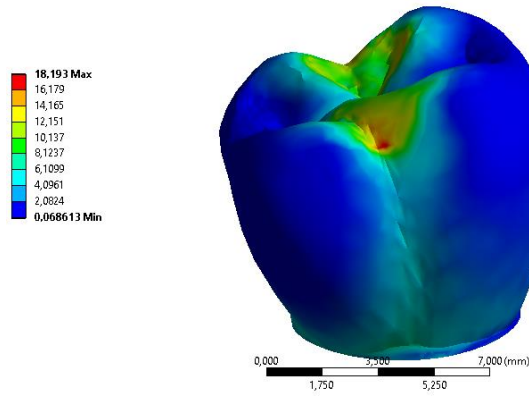
(a) K-14-Si



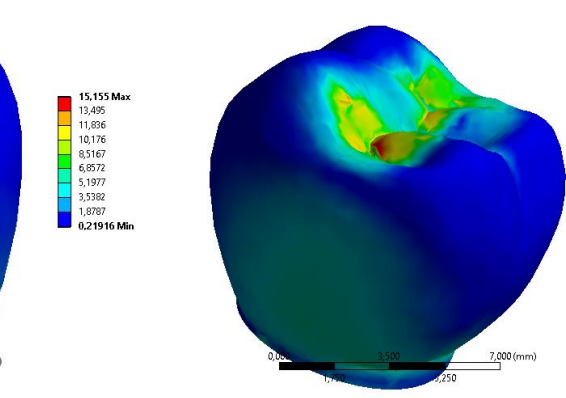
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

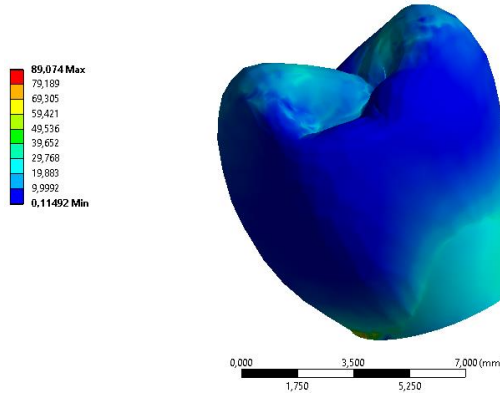


(d) K-16-Sz

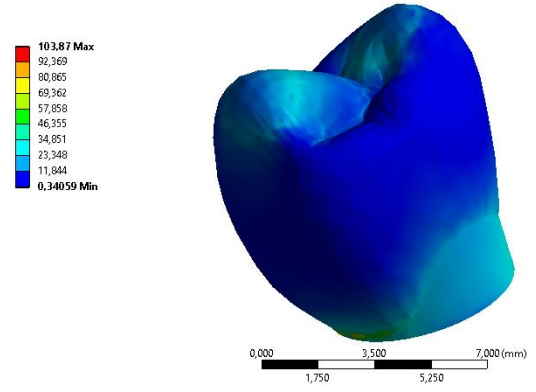


Şekil 4.58. Vertikal kuvvet uygulan kişiye özel üretim abutmentli modellerde kronların von Mises gerilmesi (MPa).

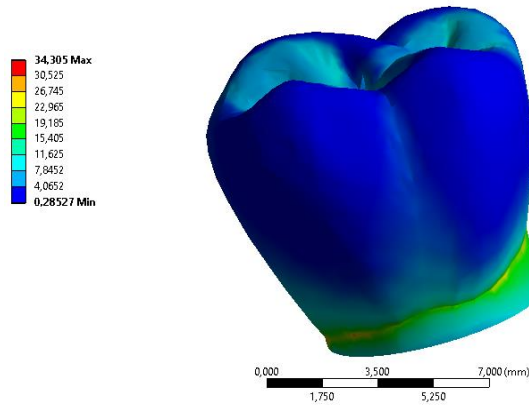
(a) S-14-Si



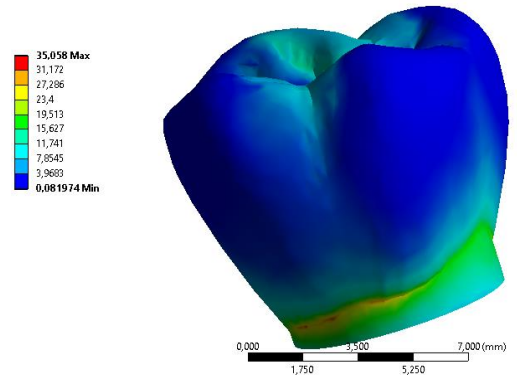
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

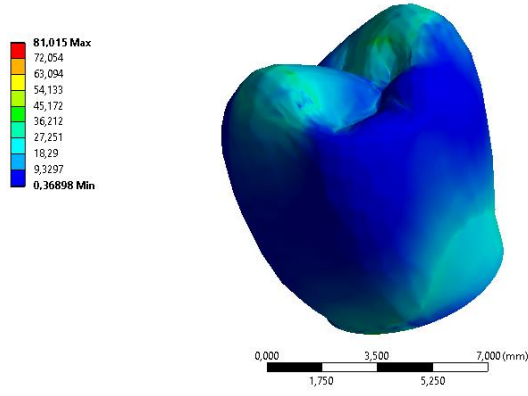


(d) S-16-Sz

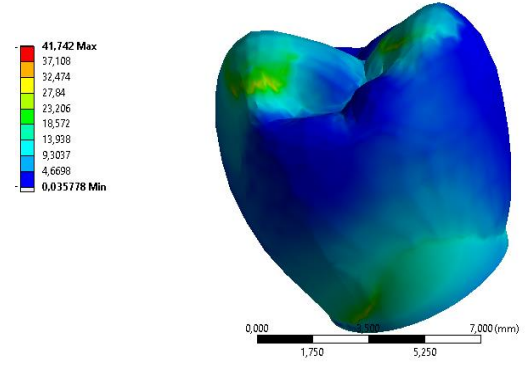


Şekil 4.59. Horizontal kuvvet uygulan seri üretim abutmentli modellerde kronların von Mises gerilmesi (MPa).

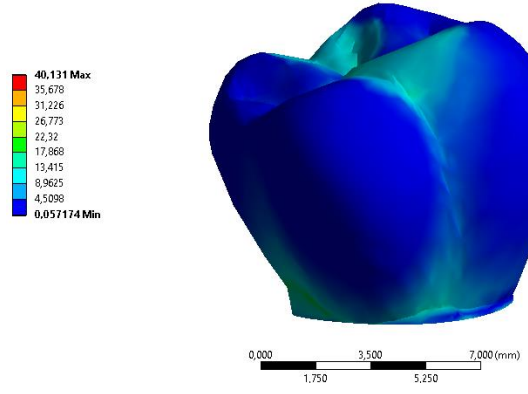
(a) K-14-Si



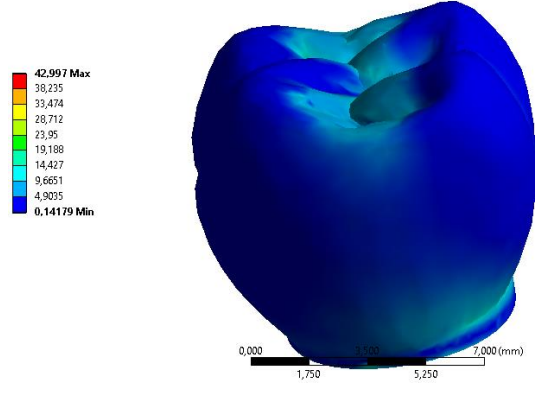
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

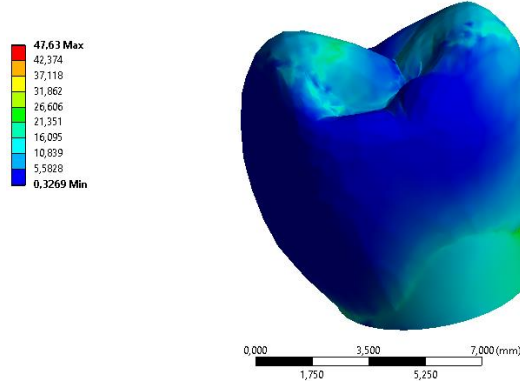


(d) K-16-Sz

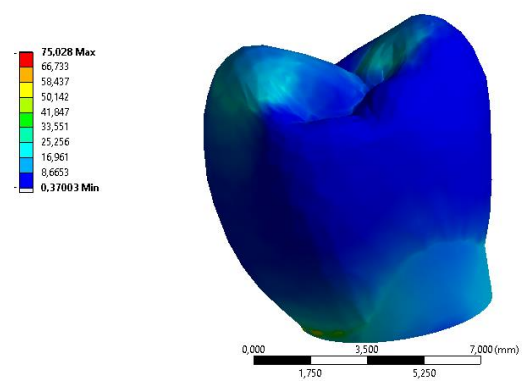


Şekil 4.60. Horizontal kuvvet uygulan kişiye özel üretim abutmentli modellerde kronların von Mises gerilmesi (MPa).

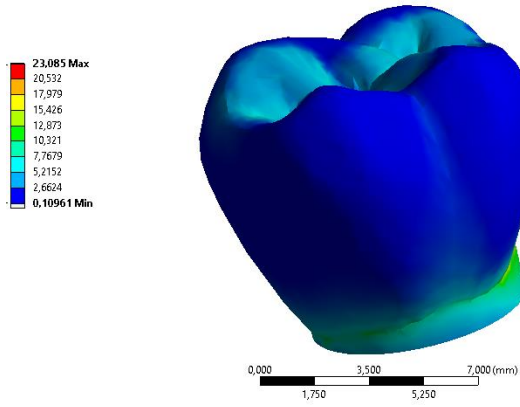
(a) S-14-Si



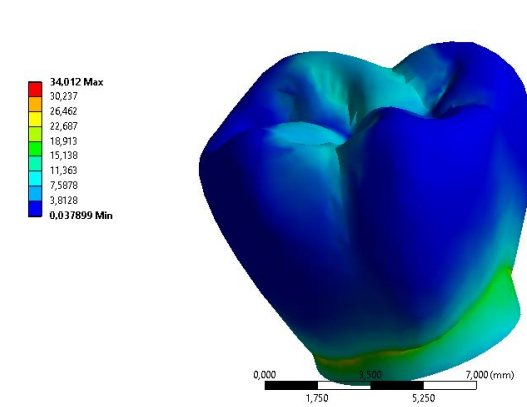
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

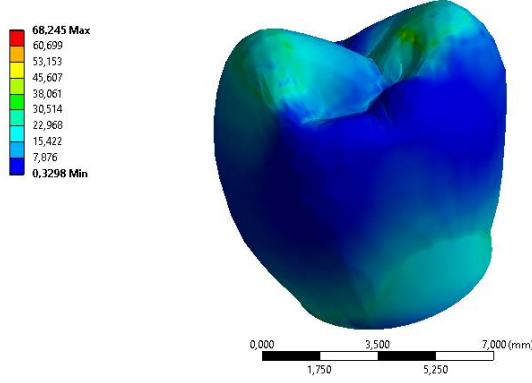


(d) S-16-Sz

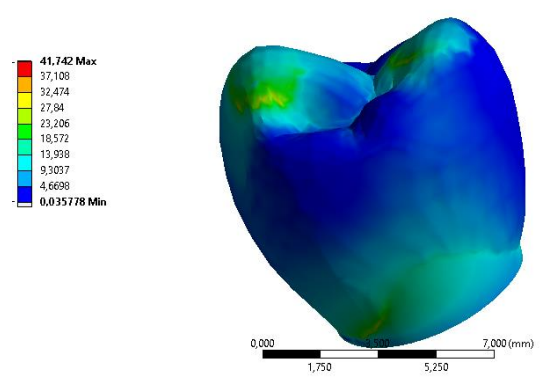


Şekil 4.61. Oblik kuvvet uygulan seri üretim abutmentli modellerde kronların von Mises gerilmesi (MPa).

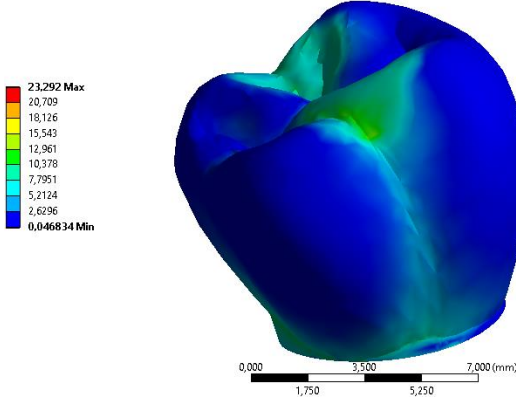
(a) K-14-Si



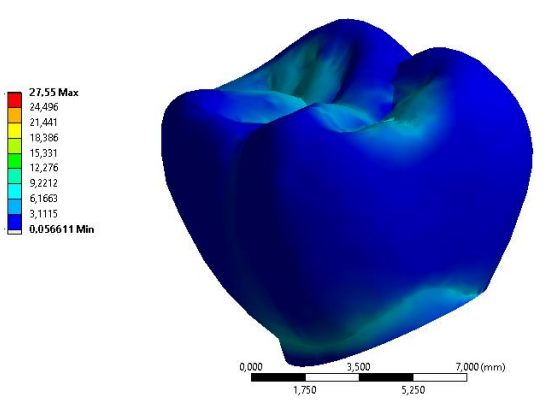
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si



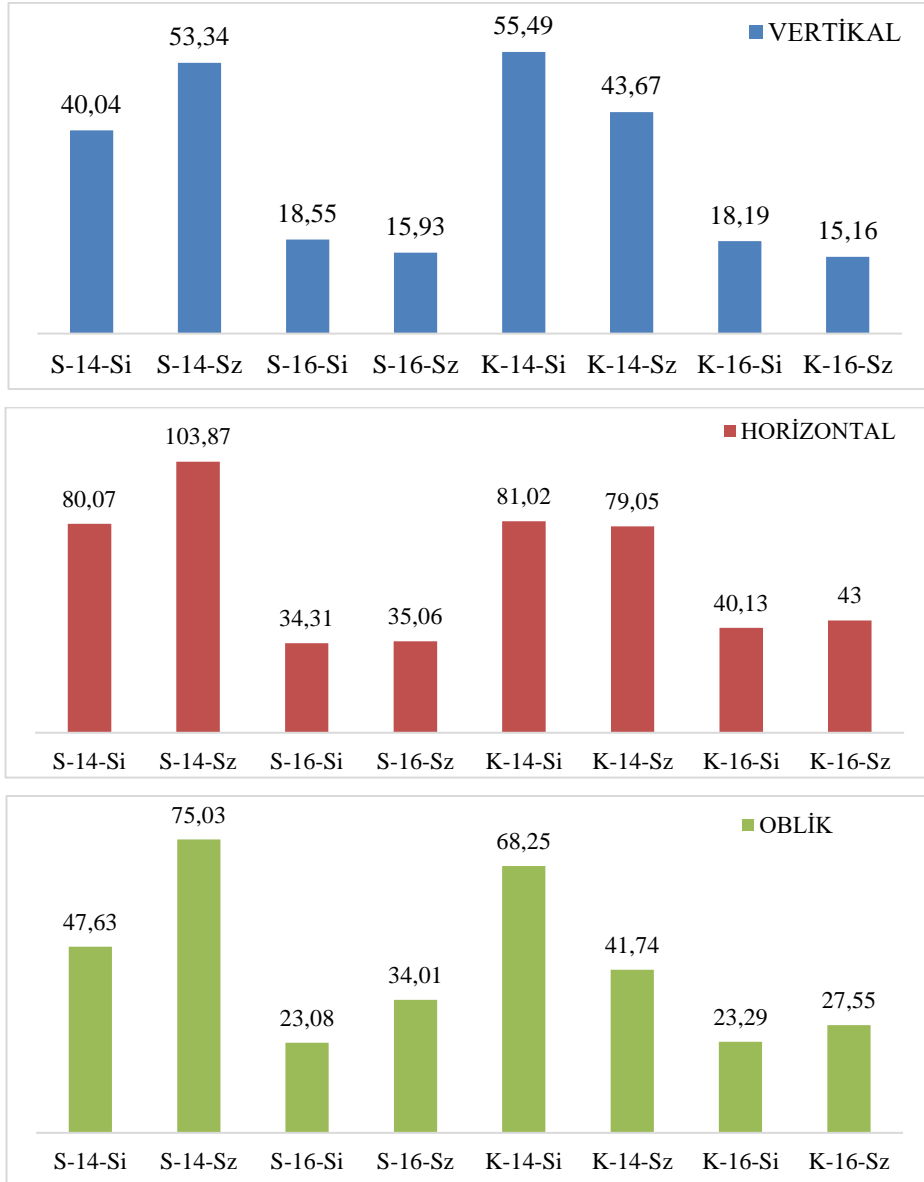
(d) K-16-Sz



Şekil 4.62. Oblik kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmenti modellerde kronların von Mises gerilmesi (MPa).

Şekil 4.63’de tüm modeller için kron parçasında meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi gösterilmiştir.

Şekil 4.63’de görüldüğü gibi krona maksimum von Mises gerilmesi genel olarak horizontal kuvvet yönünde en yüksek değerlerini göstermiştir. Her üç yönde uygulanan kuvvet için molar kronların (16) von Mises gerilmesi premolar kronlara (14) göre daha düşüktür.

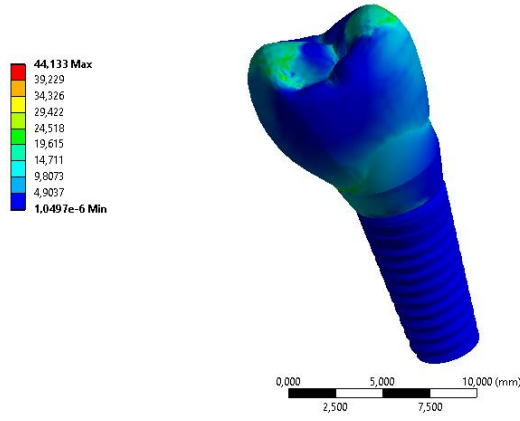


Şekil 4.63. Kronlarda meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi (MPa).

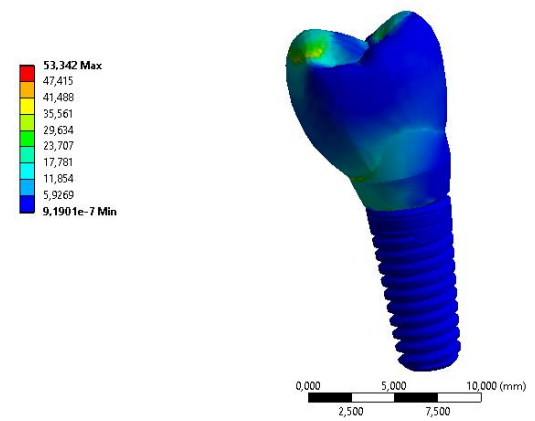
4.3.4. Seri ve Kişiyeye Özel Modellerde Montajdaki von Mises Gerilmesi

Şekil 4.64-4.69 modellerde kron parçasında meydana gelen von Mises gerilmesi gösterilmiştir.

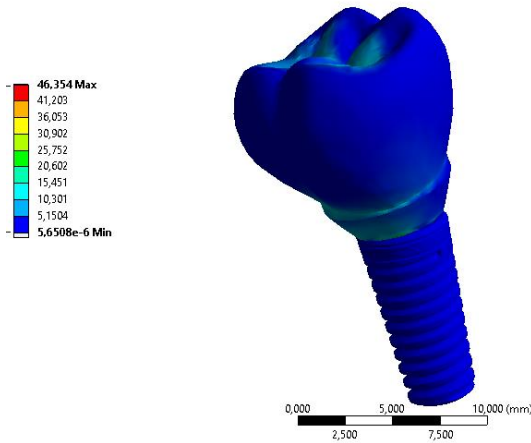
(a) S-14-Si



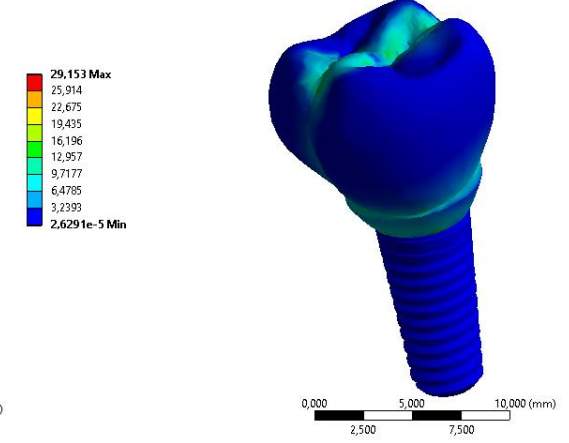
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

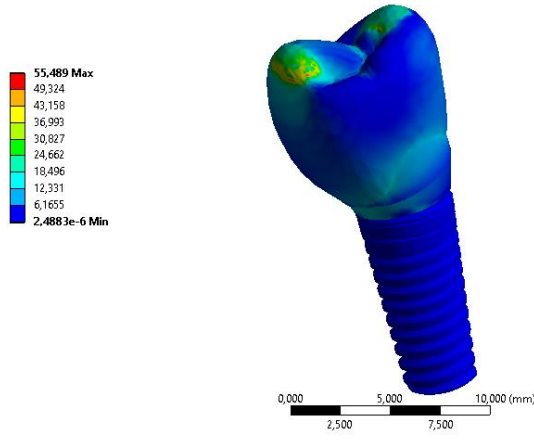


(d) S-16-Sz

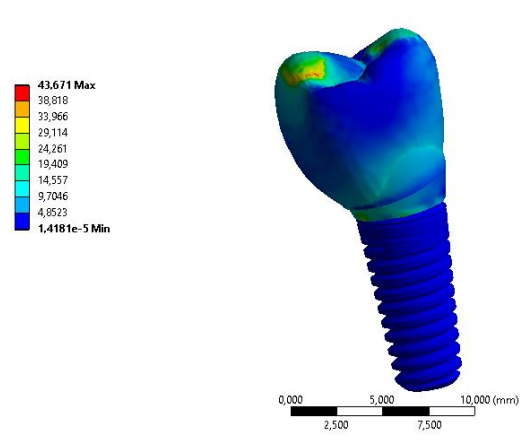


Şekil 4.64. Vertikal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentlerde montajların von Mises gerilmeleri (MPa)

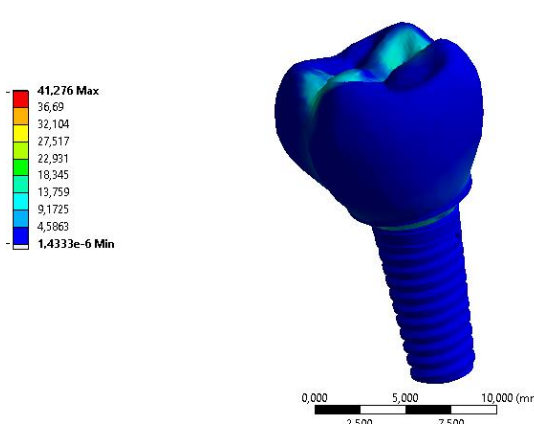
(a) K-14-Si



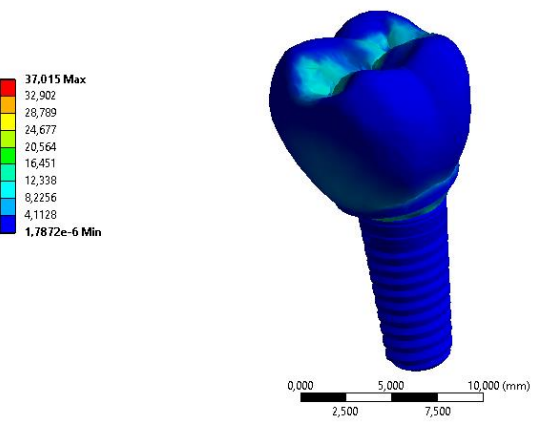
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

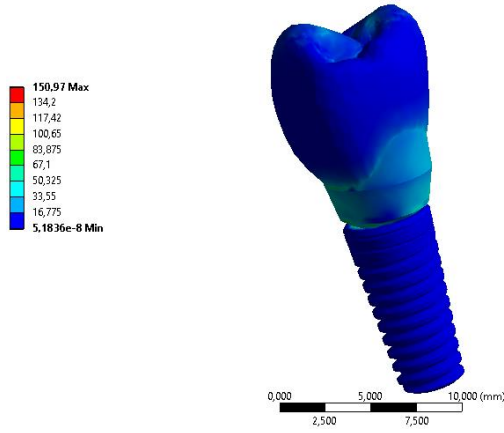


(d) K-16-Sz

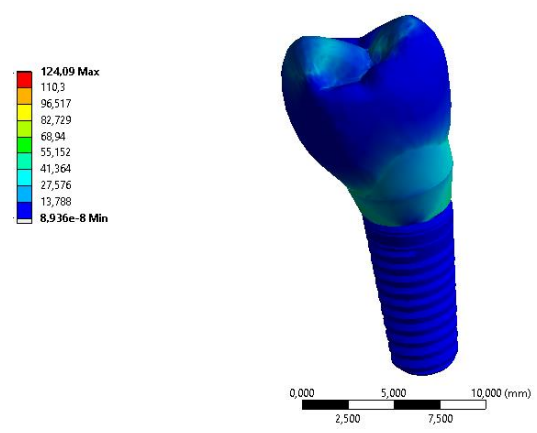


Şekil 4.65. Vertikal kuvvet uygulan kişiye özel üretim abutmentlerde montajların von Mises gerilmeleri (MPa).

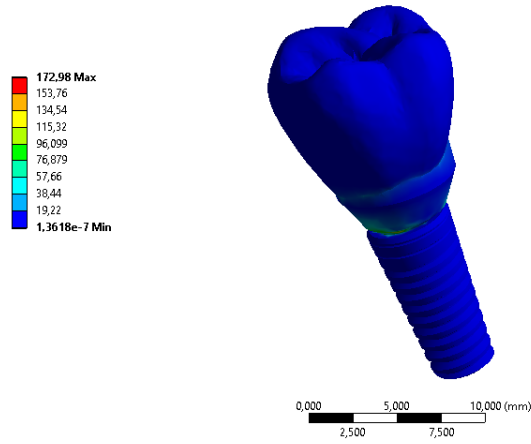
(a) S-14-Si



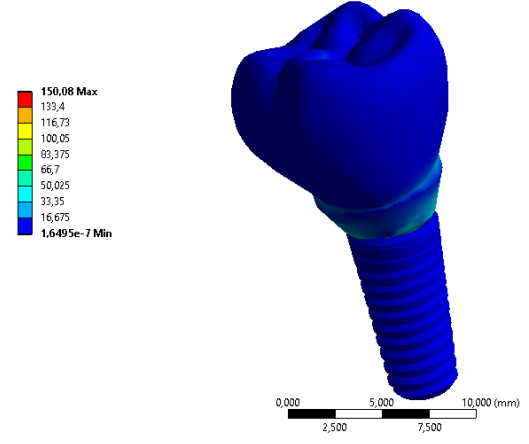
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

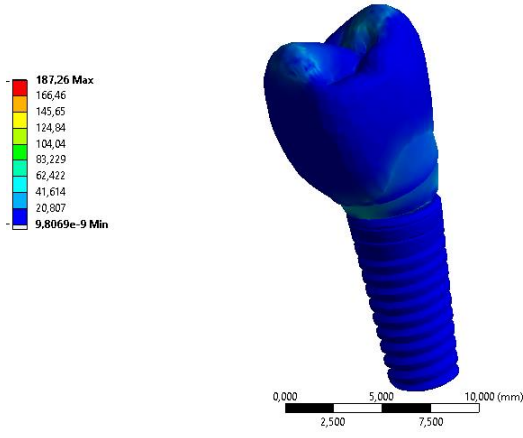


(d) S-16-Sz

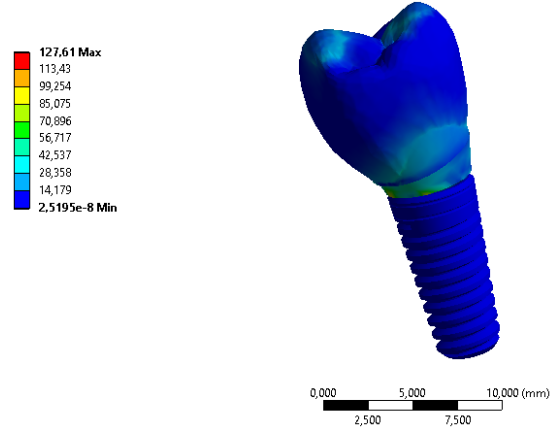


Şekil 4.66. Horizontal kuvvet uygulanan seri üretim abutmentlerde montajların von Mises gerilmeleri (MPa).

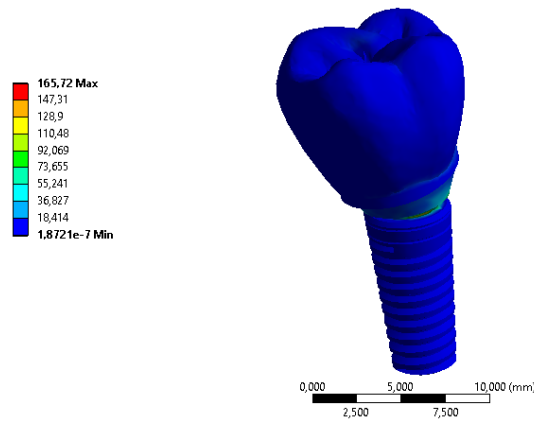
(a) K-14-Si



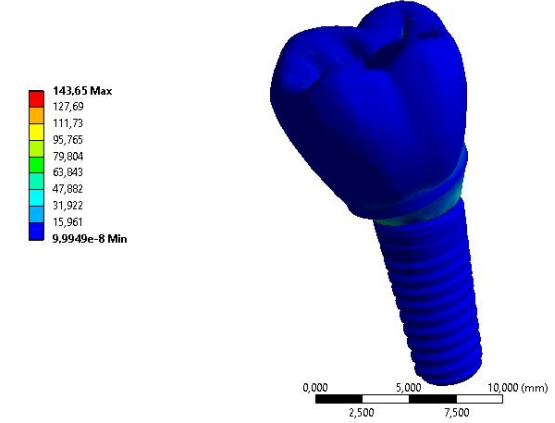
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

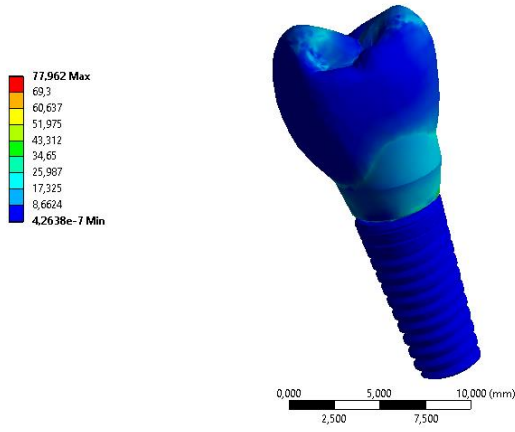


(d) K-16-Sz

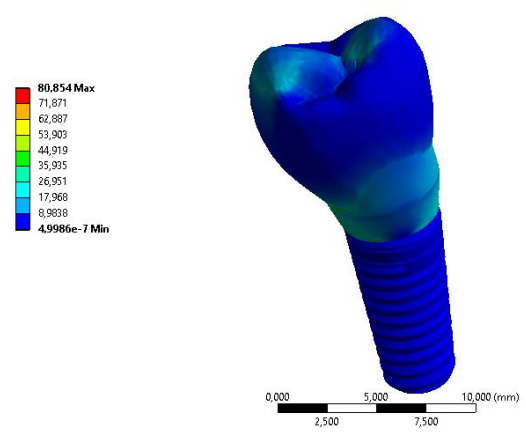


Şekil 4.67. Horizontal kuvvet uygulanan kişiye özel üretim abutmentlerde montajların von Mises gerilmeleri (MPa).

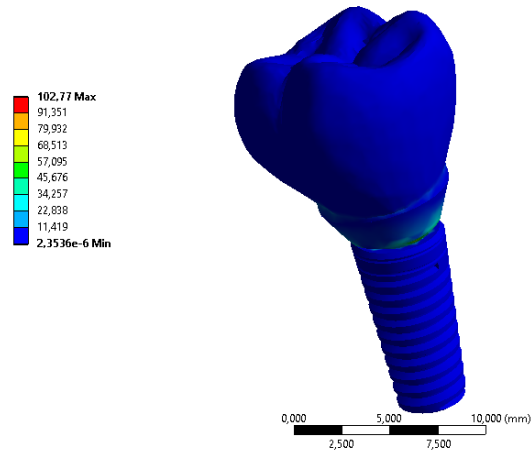
(a) S-14-Si



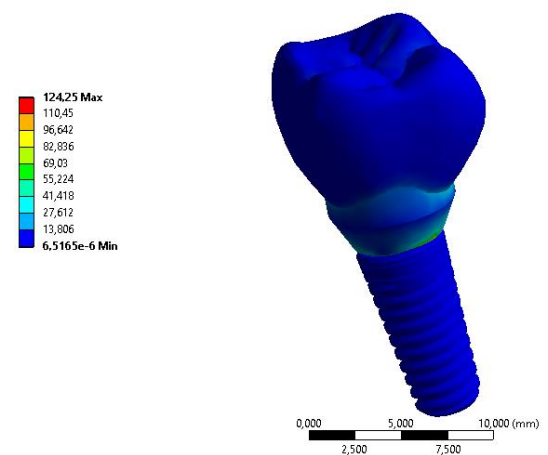
(b) S-14-Sz



(c) S-16-Si

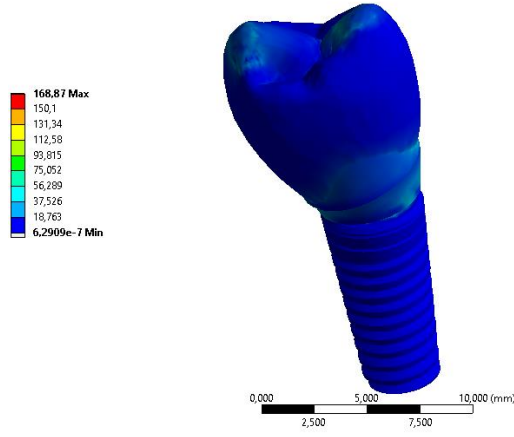


(d) S-16-Sz

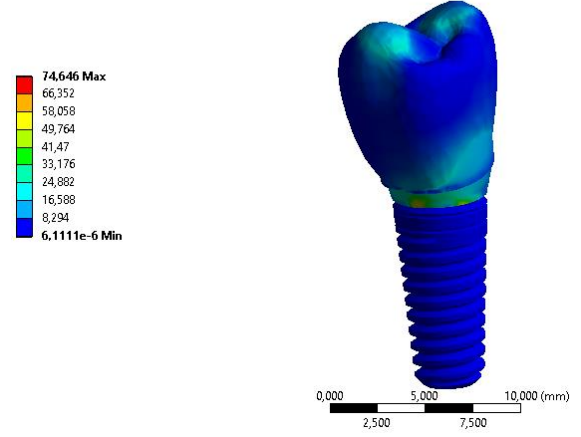


Şekil 4.68. Oblik kuvvet uygulanan seri üretim abutmentlerde montajların von Mises gerilmeleri (MPa).

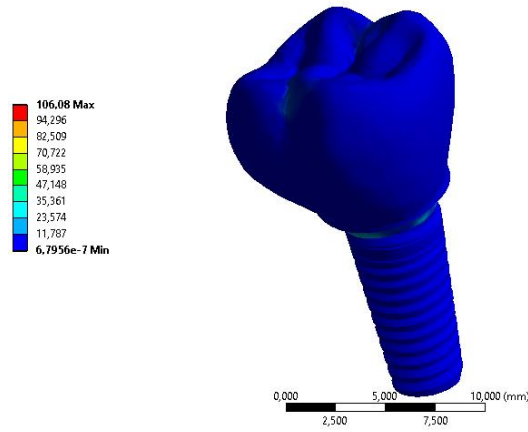
(a) K-14-Si



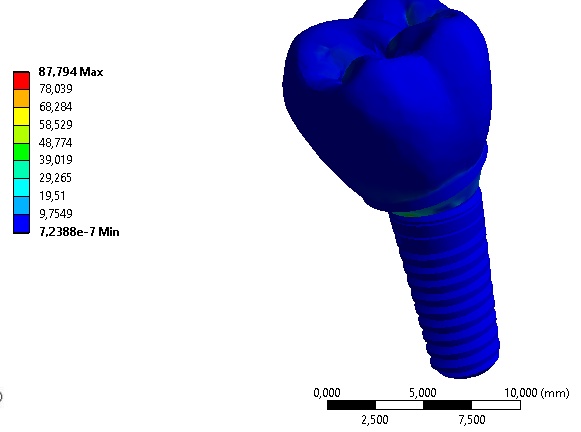
(b) K-14-Sz



(c) K-16-Si

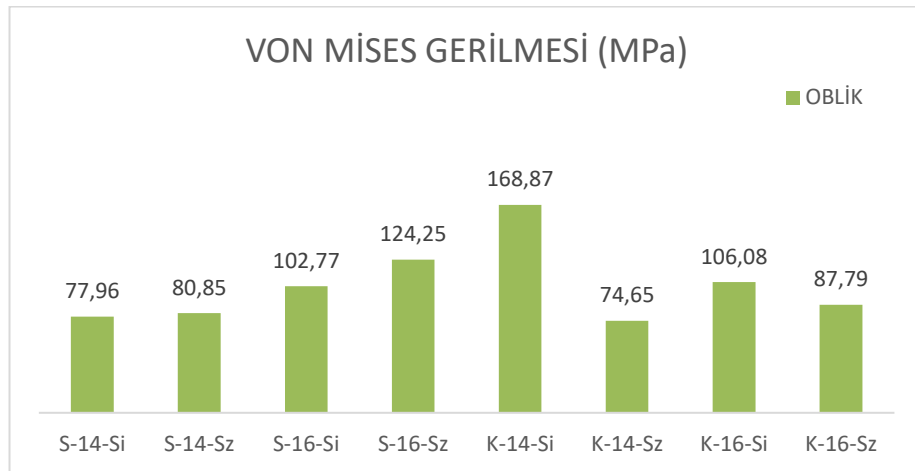
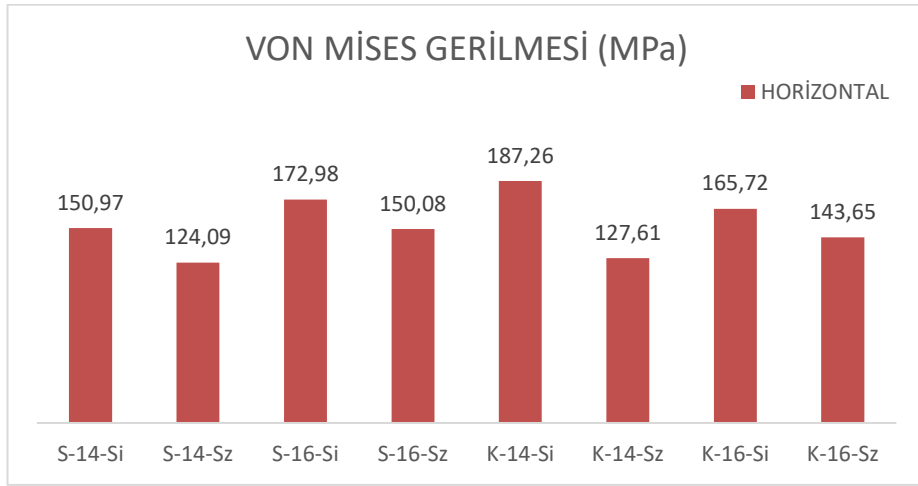
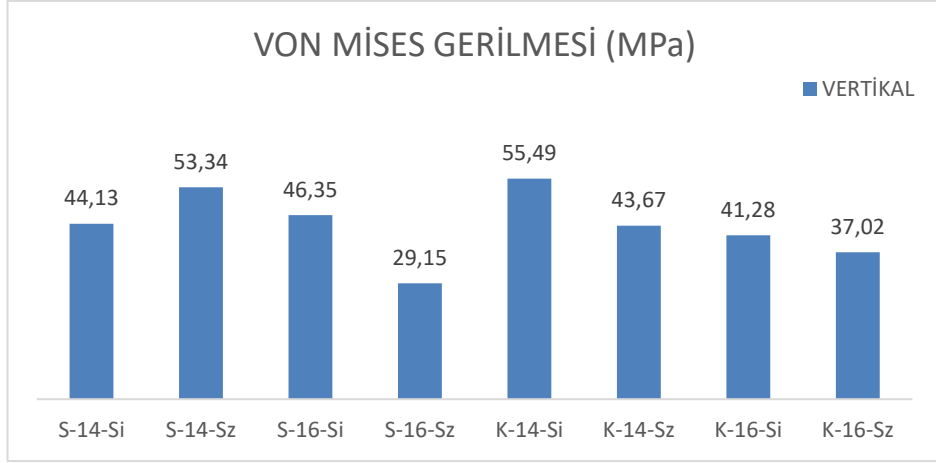


(d) K-16-Sz



Şekil 4.69. Oblik kuvvet uygulan kişiye özel üretim abutmentlerde montajların von Mises gerilmeleri (MPa).

Şekil 4.70'de görüldüğü gibi maksimum von Mises gerilmesi horizontal yönde meydana gelirken en düşük gerilme vertikal yönde meydana gelmektedir. Ayrıca premolar kronlarda meydana gelen von Mises gerilmeleri molar kronlarda meydana gelen gerilmelerden fazladır.



Şekil 4.70. Montajların von Mises gerilme grafikleri

4.4. TARTIŞMA

Diş İmplantlarında tasarım parametreleri ve aynı zamanda montaj uyumu uygulamanın başarısında önemli rol oynamaktadır. Çalışmaya bakıldığında hem abutmentlerin geometrisi hem de kron çeşidi ortaya çıkan deformasyon ve gerilmeleri etkilemiştir. Modellerde parçalar için seçilen malzemeler Ti-6Al-4V ve Zirkonyum olduğu için analizlerin elastik bölgede olup olmadığını von Mises sonuçlarını değerlendirerek öğrenmek mümkündür. Ti-6Al-4V ve Zirkonyumun akma mukavemetleri sırasıyla 800 MPa ve 900-1200 Mpa [69] olduğu için analizlerin elastik bölgede olduğu anlaşılmaktadır (Şekil 4.42-4.49-4.56-4.63). Ayrıca, güvenlik katsayısının tüm modellerde 4 üzerinde olduğu da ayrıca analiz sonuçlarının normal aralıklarda olduğunu göstermektedir.

4.4.1. Toplam Deformasyon

Deformasyon sonuçları vida ve implant bileşenindeki parçalarda meydana gelen deformasyonun çok küçük olduğunu göstermiştir (Şekil 4.14 ve 4.21). Bu durum analizlerde kullanılan sınır şartlarıyla ilgilidir. İmplant dış yüzeyinden (dişleri üzerinden) sabitlenmiştir (Şelil 3.10) ve bu nedenle fazla deforme olmamıştır. Deformasyonun en fazla olduğu parça kronudur (Şekil 4.28). Kron kuvvetin direkt üzerine uygulanan parça olduğu için en büyük deformasyonda bu parçada meydana gelmiştir. Şekil 4.71 görüldüğü gibi üç farklı kuvvet uygulaması arasında vertikal yük en düşük ve horizontal yük en fazla deformasyonuna sebep olmuştur. Vertikal yük sadece basınca sebep olarak kendi ekseninde lineer bir etkisi olduğu için meydana getirdiği deformasyon genel olarak aşağıya doğrudur. Ancak, horizontal ve oblik yükler daha çok eğilmeye sebep olup implantın enine yönde deformasyona yol açmıştır. Görüldüğü gibi implantlar vertikal bir kuvvet için gösterdikleri direnç açılı bir kuvvete gösterdikleri dirençten daha fazladır.

Yukarıda bahsedildiği gibi horizontal kuvvet diğer iki yüke göre daha fazla deformasyona sebep olmuştur. Dolayısıyla deformasyon değerlendirmeleri bu modeller üzerinden daha açıklayıcı olacaktır. Şekil 4.72 görüldüğü gibi horizontal yüklemde tüm silindirli modeller silindirsiz modellere göre daha fazla deformasyon sergilemiştir. Ayrıca, seri üretim modellerinde meydana gelen toplam deformasyon

kişiyeye özel üretim modellerine göre daha fazla deforme olmuştur. Bu iki sonuçtan yola çıkarak deformasyon açısından silindirsiz abutmentli modellerin silindirli abutmentli modellere göre daha iyi performans gösterdiği nettir. Aynı şekilde kişiyeye özel abutmentli modeller seri üretim abutmentli modellere göre daha avantajlı oldukları görülmüştür.

4.4.2. Von Mises Gerilmesi

Bu çalışmada ortaya çıkan tüm von Mises gerilme sonuçlarına bakıldığında en yüksek değerler tüm montaj bileşenleri arasında abutment parçasında ortaya çıkmıştır. Ayrıca, uygulanan kuvvete bakıldığında horizontal kuvvet en yüksek von Mises gerilmesine sebep olmuştur. Deformasyon sonuçları gibi burada da eğilme olayının daha fazla von Mises gerilmesine neden olduğu muhtemeldir. Dolayısıyla, modelleri gerilme performansını abutment parçası ve horizontal kuvvet için çıkan sonuçlarla değerlendirmek daha somut sonuç verebilir. Şekil 4.42’de görüldüğü gibi silindirsiz abutmentli modeller silindirli abutmentli modellere göre daha az von Mises gerilmesi sergileyerek kırılma açısından daha avantajlı olmaktadır. Ayrıca, seri üretim abutmentli modeller kişiyeye özel üretim abutmentli modellere göre az da olsa daha düşük von Mises gerilmesi göstererek kırılma açısından daha iyi oldukları ortaya çıkmıştır.

BÖLÜM 5

SONUÇLAR

Bu teorik çalışmada abutment tasarımı ve geometrik değişkenlerin çiğneme esnasında uygulanan yüklerin etkisiyle meydana gelen deformasyon ve gerilmenin etkisi incelenmiştir. Çalışmada elde edilen sonuçlar şunlardır:

1. Farklı çiğneme yükleri arasında enine yüklemeler implantta hem fazla deformasyon hem de daha yüksek gerilmelere sebep olduğu ortaya çıkmıştır. Dolayısıyla, diş implantı tasarımında direk basınç uygulama testi yanı sıra enine yüklerin de etkisi dikkate alınmalıdır.
2. Kişiyeye özel tasarlanmış abutment ve kron abutmentin deformasyonunu azaltmıştır. Böylece stabilite açısından kişiyeye özel abutmentli implantlar seri üretimle elde edilmiş implantlara göre daha iyi performans göstermiştir. Böylece, kişiyeye özel implant ve implantın bileşenleri onların başarılı olmasına olasılığını arttırabileceği bir daha bu çalışma sonuçları ışığında kanıtlanmıştır.
3. Diş implantı bileşenleri arasında en fazla von Mises gerilmesi implantta ortaya çıkmıştır ve bu parçanın diğer bileşenler göre daha fazla gerildiği görülmüştür. Bu nedenle diş implantı bileşenlerinde bu maxilla veya mandibulayla birleşecek parça diğer bileşenlere göre daha fazla odaklanacak parça olduğu görülmektedir.
4. Abutment silindirsiz şekilde tasarlandığı durumda gerilme açısından vidada az gerilmeye yol açtığı için daha iyi model olduğu görülmüştür. Vida kırığı oluşma ihtimalini düşürmektedir.
5. Çalışma sonuçları implant bileşeni seçimi ve tasarımı açısından klinik çalışmalara ışık tutabileceği düşünülmektedir. Ancak, teorik çalışmaların deneysel çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Abraham, C., "A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments", *The Open Dentistry Journal*, 8: 50–5 (2014).
2. Ring, M. E., "Dentistry: An Illustrated History", *Abroadale Press/Harry N. Abrams*, (1985).
3. Weigl, P., Trimpou, G., Grizas, E., Hess, P., Nentwig, G., Lauer, H.-C., and Lorenz, J., "All-ceramic versus titanium-based implant supported restorations: Preliminary 12-months results from a randomized controlled trial", *The Journal Of Advanced Prosthodontics*, 11: 48 (2019).
4. Misch, C. E., "Prosthetic options in implant dentistry", *Contemporary Implant Dentistry*, 3: 105–126 (1999).
5. Leonard I Linkow, "The Legends of Implant Dentistry with the History of Transplantology and Implantology", .
6. Branemark, P. I., Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallén, O., and Ohman, A., "Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period.", *Scandinavian Journal Of Plastic And Reconstructive Surgery. Supplementum*, 16: 1–132 (1977).
7. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., and Eriksson, A. R., "The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success", *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 1: (1986).
8. Misch, C. E. and Bidez, M. W., "Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale.", *Compendium*, 15 11: 1330, 1332, 1334 passim; quiz 1344 (1994).
9. Linkow, L., Wagner, J., and Chanavaz, M., "Tripodal mandibular subperiosteal implant: basic sciences, operational procedures, and clinical data", *J Oral Implantol*, 24 (1): 16–36 (1998).
10. <http://drhassandental.ca/wp-content/uploads/2017/02/endostealimplants.jpg>
11. Stellingsma, C., Vissink, A., Meijer, H. J. A., Kuiper, C., and Raghoobar, G. M., "Implantology and the Severely Resorbed Edentulous Mandible", *Critical Reviews In Oral Biology & Medicine*, 15 (4): 240–248 (2004).

12. Ilser Turkyilmaz and Gokce Soganci, "Rationale for Dental Implants", Current Concepts in Dental Implantology, *IntechOpen*, Rijeka, Ch. 1 (2015).
13. Misch, C. E. and Bidez, M. W., "Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale.", *Compendium*, 15 11: 1330, 1332, 1334 passim; quiz 1344 (1994).
14. MİSCH, St. Louis Missouri, "MİSCH, C.E., 2005, Dental Implant Prosthetics, Elsevier Mosby, St.Louis Missouri, 0- 3230195-2.", .
15. Resnik, R., "Misch's Contemporary Implant Dentistry e-Book", *Elsevier Health Sciences*, (2020).
16. Misch, C. E., "Dental Implant Prosthetics-E-Book", *Elsevier Health Sciences*, (2004).
17. Abuhussein, H., Pagni, G., Rebaudi, A., and Wang, H., "The effect of thread pattern upon implant osseointegration", *Clinical Oral Implants Research*, 21 (2): 129–136 (2010).
18. Davarpanah, M., Martinez, H., and Lazzara, R. J., "Clinical Manual of Implant Dentistry", *Quintessence Publishing Company*, (2002).
19. Shafie, H. R., "Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments", *John Wiley & Sons*, (2014).
20. Palmer RM., Smith BJ., Howe LC., Palmer PJ., "Implants in Clinical Dentistry", (2005).
21. Chang, C.-L., Chen, C.-S., and Hsu, M.-L., "Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis.", *International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 25 (2): (2010).
22. BERKİN ÖZTÜRK, "ÖZTÜRK, B., 2015, Farklı İmplant-abutment bağlantı tasarımlarında oluşan streslerin ve hareket serbestliğinin, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi.", .
23. Kaleli, N., Saraç, D., Kulunk, S., and Öztürk, Ö., "Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study", *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 119: (2017).
24. Joda, T., Wittneben, J., and Brägger, U., "Digital implant impressions with the "Individualized Scanbody Technique" for emergence profile support", *Clinical Oral Implants Research*, 25: (2013).
25. Holst, S., Blatz, M., Hegenbarth, E., Wichmann, M., and Eitner, S., "Prosthetic Considerations for Predictable Single-Implant Esthetics in the Anterior Maxilla", *Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery : Official Journal Of The American Association Of Oral And Maxillofacial Surgeons*, 63: 89–96 (2005).

26. Norton, M. R., "An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design", *Clinical Oral Implants Research*, 8 (4): 290–298 (1997).
27. Maeda, Y., Satoh, T., and Sogo, M., "In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication", *Journal Of Oral Rehabilitation*, 33 (1): 75–78 (2006).
28. Rangert, B., "Biomechanical principles preventing prosthetic overload induced by bending", *Nobelpharma News*, 7: 4–5 (1993).
29. Anil, S., Anand, P., Alghamdi, H., and Jansen, J. A., "Dental Implant Surface Enhancement and Osseointegration", (2011).
30. Rosa, A. and Beloti, M., "Effect of CPTI surface roughness on human bone marrow cell attachment, proliferation, and differentiation", *Brazilian Dental Journal*, 14: 16–21 (2003).
31. Layrolle, P., Guéhenec, L. A., and Soueidan, Y., "Amouriq. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration", *Dental Materials.*, 23: 844–854 (2007).
32. Kieswetter, K., Schwartz, Z., Dean, D., and Boyan, B., "The Role of Implant Surface Characteristics in the Healing of Bone", *Critical Reviews In Oral Biology And Medicine : An Official Publication Of The American Association Of Oral Biologists*, 7: 329–45 (1996).
33. Hansson, S. and Halldin, A., "Re: Effect of Microthreads and Platform Switching on Crestal Bone Stress Levels: A Finite Element Analysis. Schrottenboer J, Tsao YP, Kinariwala V, Wang HL. (J Periodontol 2008;79:2166-2172.)", *Journal Of Periodontology*, 80: 1033–5; authors response 1035 (2009).
34. Kato, E., Yamada, M., and Sakurai, K., "Retrospective clinical outcome of nanopolymorphic crystalline hydroxyapatite-coated and anodic oxidized titanium implants for 10 years", *Journal Of Prosthodontic Research*, 59: (2014).
35. Kulkarni, M., Mazare, A., and Schmuki, P., "Biomaterial Surface Modification Of Titanium and Titanium Alloys for Medical Applications", 111–136 (2014).
36. Le Guehenec, L., Soueidan, A., Layrolle, P., and Amouriq, Y., "Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration", *Dental Materials : Official Publication Of The Academy Of Dental Materials*, 23: 844–54 (2007).
37. Hekimliği, A. H. A. D., "Adli Tıp Kurumu Yayınları", *Toprak Ofset, İstanbul*, 269–274 (2004).

38. Lee, S., "Biomechanics in orthodontics principles and practice (2010)", *The European Journal Of Orthodontics*, 33: 734–734 (2011).
39. Misch, C. E., "Dental Implant Prosthetics", 1–993 (2014).
40. Morneburg, T. R. and Pröschel, P. A., "Success rates of microimplants in edentulous patients with residual ridge resorption.", *The International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 23 2: 270–6 (2008).
41. Morneburg, T. and Pröschel, P., "Measurement of Masticatory Forces and Implant Loads: A Methodologic Clinical Study", *The International Journal Of Prosthodontics*, 15: 20–7 (2002).
42. Oujebbour, F.-Z., Habbal, A., Ellaia, R., and Zhao, Z., "Multicriteria shape design of a sheet contour in stamping", *Journal Of Computational Design And Engineering*, 1 (3): 187–193 (2014).
43. Lim, H. and S.W. Hoag, Plasticizer effects on physical–mechanical properties of solvent cast Soluplus® films. Aaps Pharmscitech, 2013. 14(3): p. 903-910.
44. Litak, J., Szymoniuk, M., Czyżewski, W., Hoffman, Z., Litak, J., Sakwa, L., and Kamieniak, P., "Metallic implants used in lumbar interbody fusion", *Materials*, 15 (10): 3650 (2022).
45. Kj, A., "Phillips' science of dental materials", *St. Louis: WB Saunders*, 596: 41–43 (2003).
46. Pintinha, M., Camarini, E. T., Sábio, S., and Pereira, J. R., "Effect of mechanical loading on the removal torque of different types of tapered connection abutments for dental implants", *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 110 (5): 383–388 (2013).
47. Coppedê, A. R., Bersani, E., de Mattos, M. da G. C., Rodrigues, R. C. S., de Mattias Sartori, I. A., and Ribeiro, R. F., "Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study.", *International Journal Of Prosthodontics*, 22 (3): (2009).
48. Cavusoglu, Y., Akça, K., Gürbüz, R., and Cehreli, M. C., "A pilot study of joint stability at the zirconium or titanium abutment/titanium implant interface.", *International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 29 (2): (2014).

49. Steinebrunner, L., Wolfart, S., Ludwig, K., and Kern, M., "Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants", *Clinical Oral Implants Research*, 19 (12): 1276–1284 (2008).
50. Şen, N. and Ölçer Us, Y., "İmplant destekli sabit protetik restorasyonlar için dayanak seçimi", *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*, (2019).
51. Broggini, N., Mcmanus, L., Hermann, J. S., Medina, R. U., Schenk, R. K., Buser, D., and Cochran, D. L., "Peri-implant Inflammation Defined by the Implant-Abutment Interface", *Journal Of Dental Research*, 85: 473–8 (2006).
52. Muraev, A., Ivanov, S. Y., Leonov, S., Mrue, A., Muhametshin, R., and Gazhva, Y. V., "[Comparative analysis of different types of implant-abutment interface on the basis of three-dimensional finite element analysis data]", *Stomatologiia (Mosk)*, 98 (1): 11–16 (2019).
53. Monstaporn, M., Rungsiyakull, C., Jia-mahasap, W., Pleumsamran, N., Mahrous, A., Rungsiyakull, P., and Sentum, T., "Effects of Bone Types on Bone Remodeling of a Dental Implant: A Review of the Literature", (2021).
54. Song, S.-R., Park, K.-M., and Jung, B.-Y., "Fracture strength analysis of titanium insert-reinforced zirconia abutments according to the axial height of the titanium insert with an internal connection", *PLOS ONE*, 16: e0249208 (2021).
55. Geng, J.-P., Tan, K. B. C., and Liu, G.-R., "Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature", *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 85 (6): 585–598 (2001).
56. Mao, Z., Yi, D., and Cao, G., "Influence of sizes of abutments and fixation screws on dental implant system: a non-linear finite element analysis", *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik*, 62 (4): 357–364 (2017).
57. Protopapadaki, M., Monaco Jr, E. A., Kim, H.-I., and Davis, E. L., "Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment", *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 110 (5): 389–396 (2013).
58. Özkan, K., "İmplant-Abutment Kırılma Değerlerinin Karşılaştırılması", *Y. Lisans Tezi Yeditepe Üniversitesi*, (2014).
59. Tanyel, R.C., Ramazanoğlu, M., İbrahimoğlu, D., Ünlü, Ç., Özgül, M., Katiboğlu, "Dikey, yatay ve açılı kuvvetlerin Dental İmplant KA üzerinde oluşturduğu stres dağılımının incelenmesi: sonlu eleman analizi", (2012).

60. Badel, T., Marotti, M., Pavićin, I., and Basić-Kes, V., "Temporomandibular disorders and occlusion", *Acta Clinica Croatica*, 51: 419–24 (2012).
61. Sreirekha, A. and Bashetty, K., "Infinite to finite: an overview of finite element analysis", *Indian Journal Of Dental Research*, 21 (3): 425 (2010).
62. Liu, W. K., Li, S., and Park, H. S., "Eighty years of the finite element method: Birth, evolution, and future", *Archives Of Computational Methods In Engineering*, 29 (6): 4431–4453 (2022).
63. Farah, J., Craig, R., and Meroueh, K., "Finite element analysis of a mandibular model", *Journal Of Oral Rehabilitation*, 15: 615–24 (1988).
64. Haghighi, B., Tahani, M., Herzog, W., and Rouhi, G., "Prediction of Stress Shielding Around Orthopedic Screws: Time-Dependent Bone Remodeling Analysis Using Finite Element Approach", *Journal Of Medical And Biological Engineering*, 35: (2014).
65. Lee, H., Jo, M., Sailer, I., and Noh, G., "Effects of implant diameter, implant-abutment connection type, and bone density on the biomechanical stability of implant components and bone: A finite element analysis study", *The Journal Of Prosthetic Dentistry*, 128 (4): 716–728 (2022).
66. Chung, S.-Y., Lee, H., Chae, Y. K., Jung, Y. S., Jo, S.-S., Lee, K. E., Choi, S. C., and Nam, O. H., "Stress distribution in pediatric zirconia crowns depending on different tooth preparation and cement type: a finite element analysis", *BMC Oral Health*, 22 (1): 550 (2022).
67. Dutt, A., "Effect of mesh size on finite element analysis of beam", *International Journal Of Mechanical Engineering*, 2 (12): 8–10 (2015).
68. Yasemin Mert, "Farklı İmplant Tasarımlarının Farklı Dansitedeki Kemiklerde Meydana Getirdiği Stresin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi", 103s (2022).
69. Piconi, C. and Maccauro, G., "Zirconia as a ceramic biomaterial", *Biomaterials*, 20 (1): 1–25 (1999).

ÖZGEÇMİŞ

Sümeyye YILMAZ 2014 yılında Karabük Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Tıp Mühendisliği Bölümü'nde 2017 yılında Sağlık Meslek Yüksekokulu Fizyoterapi Bölümü'nde öğrenime başlayıp 2019 yılında bu bölümlerden mezun oldu. 2020 yılında İstanbul'da Özel dental firmada mühendis olarak göreve başladı. 2019 yılında Karabük Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı'nda başlamış olduğu yüksek lisans programını tamamladı. 2022 yılında Ankara'da dental firmada çalışmaya başladı ve halen aynı yerde çalışmaya devam etmektedir.