



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**KRON YÜKSEKLİĞİNİN DENTAL
İMLANTLARIN FARKLI SAYI VE
POZİSYONDA YERLEŞTİRİLMESİYLE
KEMİK, İMLANT VE ÜST YAPIDA
OLUŞACAK STRESLER ÜZERİNE ETKİSİNİN
SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ
YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

Aybeni ÇARIKCI

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ

TRABZON-2021



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**KRON YÜKSEKLİĞİNİN DENTAL
İMLANTLARIN FARKLI SAYI VE
POZİSYONDA YERLEŞTİRİLMESİYLE
KEMİK, İMLANT VE ÜST YAPIDA
OLUŞACAK STRESLER ÜZERİNE ETKİSİNİN
SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ
YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

Aybeni ÇARIKCI
ORCID: 0000-0002-8509-2965

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ
ORCID: 0000-0002-4563-7035

TRABZON-2021

ONAY

Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi hazırladığı “.....” başlıklı tez Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oy birliği ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:

Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ
(Danışman)

Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ

Dr. Öğr. Üyesi Serdar KILIÇ

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak hazırlanarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

14/06/2021
Aybeni ÇARIKCI
(İmza)

İthaf

Uzmanlık tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan, sevgileri ve destekleriyle her zaman yanımda olan canım aileme ve büyük anneannem Hafize Biçici'ye ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Diş hekimliği eğitim sürecimin ilk gününden, uzmanlık eğitimim ve tez çalışma sürecim boyunca değerli bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, desteğini esirgemeyen, mesleki ve akademik becerilerimi kazanmamda büyük emeği olan çok değerli danışman hocam Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ'a,

Hem öğrencilik hem de uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, desteklerini hep hissettiğim değerli anabilim dalı hocalarım Doç. Dr. Sedanur TURGUT, Doç. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ ve Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ'a,

İhtiyaç duyduğum her zaman yanımda olan canım kıdemlilerim Ahsen GÜLNAR ve Rüya Gizem KOÇAK'a, asistanlık günlerimi güzelleştiren, Trabzon'u eğlenceli kılan birbirinden değerli araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Üniversite yıllarının bana kazandırdığı, uzmanlık için beni benden çok destekleyen canım arkadaşlarım Merve CİHAN MIHÇIOĞLU ve Elif Ezgi KAYNAK TAŞDEMİR'e,

Tez çalışmama TDH-2020-8973 numarası ile destek sağlayan Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine, uzmanlık tezimin stres analizi aşamalarındaki özverili çalışma ve katkılarından dolayı AY TASARIM çalışanlarına,

Varlıklarıyla bana güç veren, hayatımın her anında sevgilerini ve desteklerini hep kalbimde hissettiğim canım annem Esra ÇARIKCI'ya, canım babam Mustafa ÇARIKCI'ya ve biricik kardeşim Anıl ÇARIKCI'ya sonsuz teşekkürler.

Aybeni ÇARIKCI

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇ KAPAK SAYFASI	
ONAY	
BEYAN	
İthaf	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
RESİMLER DİZİNİ	xiii
KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ	xviii
ÖZET	xx
ABSTRACT	xxi
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. İmplant Tanımı ve Tarihi	3
2.2. Osseointegrasyon Tanımı	3
2.3. Dental İmplantolojide Başarıyı Etkileyen Faktörler	4
2.4. Dental İmplantların Sınıflaması	5
2.4.1. Subperiostal İmplantlar	5
2.4.2. Transmandibular İmplantlar	5
2.4.3. Endosseoz İmplantlar	6
2.4.3.1. Blade/Plate Tipi İmplantlar	6
2.4.3.2. Vent Tipi İmplantlar	6
2.4.3.3. Silindir Tip İmplantlar	7
2.4.3.4. Vida Tipi İmplantlar	7
2.5. İmplant Geometrisi	7
2.5.1. Yiv Geometrisi	8
2.5.1.1. Yiv Şekli	8
2.5.1.2. Yiv Adımı	9
2.5.1.3. Yiv Derinliği ve Genişliği	9

2.5.2. Krest Modülü	9
2.5.3. İmplant Çapı	10
2.5.4. İmplant Uzunluğu	10
2.6. İmplant Destekli Protetik Restorasyonlar	11
2.6.1. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması	12
2.6.2. İmplant Destekli Protezlerde Planlama	13
2.6.2.1. Tek Diş Eksiklikleri	13
2.6.2.2. Çoklu Diş Eksiklikleri	13
2.6.2.3. Total Diş Eksikliği	13
2.6.3. Eğimli Yerleştirilen İmplantlar ve Açılı Abutment Kullanımı	14
2.6.4. İmplant Destekli Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Üst Yapı Materyalleri	15
2.6.4.1. Seramik Restorasyonlar	16
2.6.4.2. Akrilik Rezin Restorasyonlar	17
2.6.4.3. Metal Restorasyonlar	17
2.6.4.4. Alternatif Restorasyon Materyalleri	17
2.6.5. Kron Yüksekliği ve Kron/İmplant Oranı	17
2.7. Kemik Dokusu ve Rezorbsiyon	19
2.7.1. Kemik Dokusu ve Sınıflandırılması	19
2.7.2. Rezorbsiyon	21
2.8. Biyomekanik Kavramlar	22
2.8.1. Kuvvet ve Kuvvet Tipleri	22
2.8.2. Stres (Gerilim)	23
2.8.2.1. Asal Gerilmeler (Principal Stresses)	23
2.8.2.2. Von Mises Gerilmesi	24
2.8.3. Strain (Gerinim)	24
2.8.4. Elastisite Modülü (Young Modülü)	25
2.8.5. Elastik Limit ve Akma Dayanımı (Yield Strength)	25
2.8.6. Nihai Gerilme (Ultimate Strength)	25
2.8.7. Moment Kavramı	26
2.8.8. Poisson Oranı	27
2.8.9. Hooke Kanunu	28
2.8.10. İzotropik, Anizotropik, Homojen Cisim	28

2.9. Stres Analiz Yöntemleri	28
2.9.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	29
2.9.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi	29
2.9.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Stres Analiz Yöntemi	29
2.9.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işınllı) ile Stres Analiz Yöntemi	29
2.9.5. Termografik Stres Analiz Yöntemi	29
2.9.6. Radyoteleometri Stres Analiz Yöntemi	30
2.9.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM	34
3.1. Çalışma Modellerinin Hazırlanması	35
3.1.1. Mandibulanın Modellenmesi	37
3.1.2. İmplant ve Abutmentlerin Modellemesi	38
3.1.3. İmplant Destekli Sabit Protezlerin Modellenmesi	40
3.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Eleman Analizi İçin Hazır Hale Getirilmesi	41
3.3. Sınır Koşullarının Belirlenmesi	43
3.4. Yükleme Koşulları	44
4. BULGULAR	46
4.1. 10 mm Kron Yüksekliğindeki Sabit Bölümlü Protez Modellerinde Vertikal Kuvvet Sonucunda Elde Edilen Bulgular	46
4.1.1. Modellerde Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Değerleri	46
4.1.2. İmplantlarda Von Mises Stres Değerleri	47
4.1.3. Abutmentlerde Von Mises Stres Değerleri	48
4.1.4. Bağlantı Vidalarında Von Mises Stres Değerleri	49
4.1.5. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	50
4.1.6. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	51
4.1.7. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	52
4.1.8. Trabeküler Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	54
4.2. 14 mm Kron Yüksekliğindeki Sabit Bölümlü Protez Modellerinde Vertikal Kuvvet Sonucunda Elde Edilen Bulgular	55
4.2.1. Modellerde Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Değerleri	55
4.2.2. İmplantlarda Von Mises Stres Değerleri	56
4.2.3. Abutmentlerde Von Mises Stres Değerleri	58
4.2.4. Bağlantı Vidalarında Von Mises Stres Değerleri	58

4.2.5. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	59
4.2.6. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	60
4.2.7. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	62
4.2.8. Trabeküler Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	63
4.3. 10 mm Kron Yüksekliğindeki Sabit Bölümlü Protez Modellerinde Oblik Kuvvet Sonucunda Elde Edilen Bulgular	68
4.3.1. Modellerde Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Değerleri	68
4.3.2. İmplantlarda Von Mises Stres Değerleri	69
4.3.3. Abutmentlerde Von Mises Stres Değerleri	70
4.3.4. Bağlantı Vidalarında Von Mises Stres Değerleri	71
4.3.5. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	72
4.3.6. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	73
4.3.7. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	74
4.3.8. Trabeküler Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	76
4.4. 14 mm Kron Yüksekliğindeki Sabit Bölümlü Protez Modellerinde Oblik Kuvvet Sonucunda Elde Edilen Bulgular	77
4.4.1. Modellerde Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Değerleri	77
4.4.2. İmplantlarda Von Mises Stres Değerleri	78
4.4.3. Abutmentlerde Von Mises Stres Değerleri	79
4.4.4. Bağlantı Vidalarında Von Mises Stres Değerleri	80
4.4.5. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	81
4.4.6. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	82
4.4.7. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	83
4.4.8. Trabeküler Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	85
4.5. Deformasyon Görüntüleri	90
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	93
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	105
7. KAYNAKLAR	106
ÖZGEÇMİŞ	126

TABLolar DİZİNİ

Tablo No		Sayfa
Tablo 1.	Çalışma modelleri	36
Tablo 2.	Materyal özellikleri	41
Tablo 3.	Modellerdeki düğüm ve eleman sayısı	43



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No		Sayfa
Şekil 1.	Dental implant çeşitleri	7
Şekil 2.	Yiv geometrisi	8
Şekil 3.	Yiv şekilleri	9
Şekil 4.	İmplant destekli sabit restorasyonlar: SP-1, SP-2, SP-3	12
Şekil 5.	İmplant destekli hareketli restorasyonlar: HP-4, HP-5	12
Şekil 6.	Anatomik ve klinik kron/implant oranı	19
Şekil 7.	Anatomik ve klinik kron/implant oranı krestal kemik kaybı	19
Şekil 8.	Lekholm ve Zarb'ın kemik kalite sınıflaması	20
Şekil 9.	Misch'in kemik sınıflaması	21
Şekil 10.	Kuvvet ve deformasyon tipleri	23
Şekil 11.	Deformasyon ve gerinim	25
Şekil 12.	Gerilim- Gerinim grafiği	26
Şekil 13.	Üç düzlemde oluşan 6 adet moment kolları	27
Şekil 14.	Klinik moment kolu olarak; oklüzal yükseklik, kantilever uzunluğu, oklüzal genişlik	27
Şekil 15.	Eleman çeşitleri	32
Şekil 16.	Farklı düğüm sayısında elemanların görünümü	42
Şekil 17.	Vertikal yüklemde üst yapıda oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	64
Şekil 18.	Vertikal yüklemde implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	65
Şekil 19.	Vertikal yüklemde abutmentlerde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	65
Şekil 20.	Vertikal yüklemde bağlantı vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	66
Şekil 21.	Vertikal yüklemde kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerleri (MPa)	66
Şekil 22.	Vertikal yüklemde kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerleri (MPa)	67

Şekil 23.	Vertikal yüklemde trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerleri (MPa)	67
Şekil 24.	Vertikal yüklemde trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerleri (MPa)	68 86
Şekil 25.	Oblik yüklemde üst yapıda oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	
Şekil 26.	Oblik yüklemde implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	87
Şekil 27.	Oblik yüklemde abutmentlerde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	87
Şekil 28.	Oblik yüklemde bağlantı vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	88
Şekil 29.	Oblik yüklemde kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerleri (MPa)	88
Şekil 30.	Oblik yüklemde kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerleri (MPa)	89
Şekil 31.	Oblik yüklemde trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerleri (MPa)	89
Şekil 32.	Oblik yüklemde trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerleri (MPa)	90

RESİMLER DİZİNİ

Resim No		Sayfa
Resim 1.	Üç implant destekli üç üyeli sabit protez modeli	34
Resim 2.	Lazer tarayıcısının görüntüsü (Activity 880 3D Optik Tarayıcı)	35
Resim 3.	Çalışma modellerinin Render görüntüsü	36
Resim 4.	Elde edilen tomografi görüntüsü	37
Resim 5.	Kemik modeli. (a) Kortikal kemik modeli. (b) Trabeküler kemik modeli. (c) Kortikal-trabeküler kemik modeli.	38
Resim 6.	İmplant, abutment, bağlantı vidası, oklüzal vida görüntüleri	39
Resim 7.	İmplant üstü protezlerin modellenmesi	40
Resim 8.	Modellerin sınır koşulları ile gösterilmesi	43
Resim 9.	Vertikal yükleme koşulları	44
Resim 10.	Oblik yükleme koşulları	45
Resim 11.	10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu üst yapıda oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.	47
Resim 12.	10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.	48
Resim 13.	10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu abutmentlerde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.	49
Resim 14.	10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu bağlantı vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.	50
Resim 15.	10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.	51
Resim 16.	10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.	52

- Resim 17.** 10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10. 53
- Resim 18.** 10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10. 54
- Resim 19.** 10 mm kron yüksekliğindeki modellerin vertikal yükleme sonucu sagittal kesitte Von Mises stres dağılımı 55
- Resim 20.** 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu üst yapıda oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14. 56
- Resim 21.** 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14. 57
- Resim 22.** 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu abutmentlerde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14. 58
- Resim 23.** 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu bağlantı vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14. 59
- Resim 24.** 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14. 60
- Resim 25.** 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14. 62
- Resim 26.** 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14. 62
- Resim 27.** 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14. 63

Resim 28.	14 mm kron yüksekliğindeki modellerin vertikal yükleme sonucu sagittal kesitte Von Mises stres dağılımı	64
Resim 29.	10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu üst yapıda oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.	69
Resim 30.	10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.	70
Resim 31.	10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu abutmentlerde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.	71
Resim 32.	10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu bağlantı vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.	72
Resim 33.	10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.	73
Resim 34.	10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.	74
Resim 35.	10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.	75
Resim 36.	10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.	76
Resim 37.	10 mm kron yüksekliğindeki modellerin oblik yükleme sonucu sagittal kesitte Von Mises stres dağılımı	77
Resim 38.	14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu üst yapıda oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.	78

Resim 39.	14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.	79
Resim 40.	14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu abutmentlerde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.	80
Resim 41.	14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu bağlantı vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.	81
Resim 42.	14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.	82
Resim 43.	14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.	83
Resim 44.	14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.	84
Resim 45.	14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.	85
Resim 46.	14 mm kron yüksekliğindeki modellerin oblik yükleme sonucu sagittal kesitte Von Mises stres dağılımı	86
Resim 47.	Model 1’de farklı kron yüksekliğinde vertikal kuvvet sonucu oluşan deformasyon görüntüleri. (a) Model 1-10. (b) Model 1-14.	90
Resim 48.	Model 2’de farklı kron yüksekliğinde vertikal kuvvet sonucu oluşan deformasyon görüntüleri. (a) Model 2-10. (b) Model 2-14.	91
Resim 49.	Model 3’te farklı kron yüksekliğinde vertikal kuvvet sonucu oluşan deformasyon görüntüleri. (a) Model 3-10. (b) Model 3-14.	91
Resim 50.	Model 1’de farklı kron yüksekliğinde oblik kuvvet sonucu oluşan deformasyon görüntüleri. (a) Model 1-10. (b) Model 1-14.	91
Resim 51.	Model 2’de farklı kron yüksekliğinde oblik kuvvet sonucu oluşan deformasyon görüntüleri. (a) Model 2-10. (b) Model 2-14.	92

Resim 52. Model 3’te farklı kron yüksekliğinde oblik kuvvet sonucu oluşan deformasyon görüntüleri. (a) Model 3-10. (b) Model 3-14.

92



KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

2D	2 Dimension-İki Boyutlu
3D	3 Dimension-Üç Boyutlu
a	Cismin İvmesi
A	Yüzey
ark.	Arkadaşları
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
F	Kuvvet
GPa	Gigapascal
HA	Hidroksiapatit
HP	Hareketli Protez
kg	Kilogram
Ltd. Şti.	Limited Şirketi
m	Cismin Kütlesi
mm	Milimetre
m/s²	Metre/Saniye ²
MPa	Megapascal
MR	Manyetik Rezonans
N	Newton
N/m²	Newton/metre ²
SI	System International
SP	Sabit Protez
stl	Stereolithography
TPS	Titanyum Plazma Sprey

Simgeler

%	Yüzde
°	Derece
σ	Gerilim (Stres)
σ_1	Maksimum Asal Gerilme
σ_2	Ara Asal Gerilme

σ_3	Minimum Asal Gerilme
ε	Birim Uzama
E	Elastisite Modülü
μ	Mikron
μm	Mikrometre
ν	Poisson Oranı



ÖZET

Kron Yüksekliğinin Dental İmplantların Farklı Sayı ve Pozisyonda Yerleştirilmesiyle Kemik, İmplant ve Üst Yapıda Oluşacak Stresler Üzerine Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle İncelenmesi

İmplant destekli sabit protezler, kısmi dişsiz hastalar için öngörülebilir, güvenilir ve biyouyumlu restorasyon prosedürü haline gelmiştir. Bununla birlikte kron yüksekliği, en uygun tedavi sonucunun elde edilmesinde kritik bir faktördür. Biyomekanik kuvvetlerdeki bir artış, kron yüksekliğindeki artışla doğrudan ilişkili olduğu için tedavi planı dikkatli bir şekilde değerlendirilmelidir. Çalışmamızın amacı; kron yüksekliğinin dental implantların farklı sayı ve pozisyonda yerleştirilmesiyle, fonksiyonel kuvvetler altında kemik, implant ve üst yapı üzerine etkisinin incelenmesi ve karşılaştırılmasıdır.

Çalışmamızda posterior mandibular bölgede aynı çap ve uzunlukta (4.1 mm×10 mm) dental implantlarla desteklenen üç planlama modeli oluşturuldu. Bu modellerde iki farklı kron yüksekliğine sahip üç üyeli sabit protezlere uygulanan vertikal ve oblik kuvvetler sonlu eleman stres analizi ile değerlendirildi. Kortikal ve trabeküler kemik için asal stres değerleri, implant ve tüm yapılar için Von Mises stres değerleri karşılaştırıldı.

Kron yüksekliğindeki artış, vertikal kuvvetler altında modellerdeki stres değerlerinde önemli bir etki göstermezken, oblik kuvvetler altında tüm modellerdeki stres değerlerini artırdı. Modellerdeki en yüksek stres değerleri 14 mm kron yüksekliğine sahip implant destekli sabit protezlere oblik kuvvetler uygulandığında meydana geldi. Kortikal kemik rezorbsiyonunu önlemek için, özellikle kron yüksekliğinin arttığı durumlarda kaybedilen her diş için bir implant gerektiği sonucuna varıldı. Kaybedilen her diş için bir implant yerleşiminin mümkün olmadığı ve anatomik yapıların implant yerleşimine engel olduğu durumlarda iki implantın 30 derece açıyla yerleştirilmesi, iki implantın dik yerleştirilmesine göre daha uygun bulundu.

Anahtar Sözcükler: Dental implant, Sabit parsiyel protez, Sonlu elemanlar analizi

ABSTRACT

FEM Analysis of Stresses on Implant, Surrounding Bone and Superstructure with Different Implant Number and Position for Implant Supported Fixed Prosthesis In Different Crown Heights

Implant-supported fixed partial prosthesis have become a predictable, reliable and biocompatible restoration procedure for partial edentulous patients. However, crown height is a critical factor against achieving the optimal treatment result. Because an increase in biomechanical forces in directly relationship to the increase in crown height, the treatment plan should be carefully considered. The aim of our study to investigate and compare the effect of crown height on the surrounding bone, implant and superstructure under functional forces by placing dental implants in different numbers and positions.

In our study, three planning models supported by dental implants of the same diameter and length (4.1 mm×10 mm) were simulated in posterior mandibula. In these models, the vertical and oblique forces applied to three-unit fixed dental prostheses with two different crown heights were evaluated by finite element stress analysis. The principal stress values for cortical and trabecular bones, the Von Mises stress values for all structures and implant were compared.

While the increase in crown height did not show a significant impact in the stress values in the models under vertical forces, it increased the stress values in all models under oblique forces. The highest stress values in the models occurred when oblique forces were applied to implant-supported fixed dental prostheses with a crown height of 14 mm. It was concluded that to prevent cortical bone resorption especially in cases of increase of crown height should be one implant for each lost tooth. In cases where one implant for each lost tooth is not possible and anatomical structure prevent from to place the implants in an optimal position, placing two implants at an angle of 30 degrees was found more appropriate than placing two implants straight.

Keywords: Dental implant, Fixed partial denture, Finite element analyses

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Diş kayıpları; çiğneme güçlüğü, fonasyon kaybı, estetik kaygı ve bunlara bağlı psikolojik problemlere sebep olur. Rehabilitasyonları için pek çok protetik yaklaşım bulunmasıyla birlikte implant kullanımı tedavi seçenekleri arasında üst sıralara yükselmiştir. İmplant destekli protezler, tam veya kısmi dişsiz hastalar için iyi bir tedavi seçeneği olarak kabul edilir ve her türlü rehabilitasyonda implant ve protezler için yüksek başarı ve sağ kalım oranları sunarlar (1). En iyi sonucu elde etmek amacıyla teknik ve biyomekanik parametrelerin dikkatlice değerlendirilmesi çok önemlidir (2).

Mevcut kemik, implant tedavisinde önemli bir faktör oluşturur ve dişsiz alanın sınırlarını belirler (3). Posterior bölgelerde uzun süreli dişsizliğin sebep olduğu doğal kemik rezorbsiyonunun bir sonucu olarak interark mesafesi artar ve buna bağlı olarak implant üzerindeki kron uzunluğu, doğal anatomik kron uzunluğundan daha fazla olur. Birçok faktör implant destekli restorasyonlarda mekanik yükleri artırabilir ve kron yüksekliğindeki artış da bu faktörlerden biridir. Kron yüksekliği protezin görünümüne ve oklüzal yüklemeye sırasında implant ve çevresinde krestal kemik üzerindeki moment kuvvetine etki eder (4). Kron boyu uzadıkça kuvvetin yatay bileşeni nedeniyle daha büyük moment oluşur. Yan yükler uygulandığında kron boyu dikey kaldıraç olarak etki gösterir ve kemik-implant ara yüzeyinde oluşan stresi artırır. Sonuç olarak, kron yüksekliğinin fazlalığı kuvvet miktarını artırdığı için, implant destekli protezle ilişkili mekanik komplikasyonları artırabilir (5).

İnterark mesafesi fazla olan ya da kemik rezorbsiyonuna bağlı kron yüksekliğinin normale göre artış gösterdiği durumlarda kron/implant oranı da artar. Artmış kron/implant oranı periimplant bölgede stres artışlarına neden olmaktadır ve bu nedenle protetik rehabilitasyonun başarısı için önemlidir. Planlama yapılırken klinik olarak en azından 1/1 kron/implant oranı sağlanmaya çalışılmalıdır (6). Fakat kemik rezorbsiyonunun bir sonucu olarak maksiller sinüse, mandibular sinire ve mental foremene yakınlık gibi anatomik durumlar nedeniyle istenilen boydaki implantları uygun konuma yerleştirmek her zaman mümkün olmayabilir (7). Sinüs tabanı yükseltme, kemik augmentasyonu gibi cerrahi işlemler ile kemik yüksekliği artırılabilir ya da implant sayısı artırılarak ek destek sağlanabilir. Fakat cerrahi işlemlerden dolayı implant başarısını etkileyecek komplikasyon riski artacak, tedavi süresi uzayacak ve maliyet yükselecektir (5, 8–10). Bu durumlarda anatomik yapıları korumak amacıyla implantları eğilendirerek kullanmak alternatif bir tedavi yaklaşımı olarak kabul edilir (7). İmplant yerleşimi hastanın anatomisiyle ilişkilidir

ve kron yüksekliği tüm bu tedavi seçenekleriyle beraber değerlendirilmesi gereken bir parametredir (5). Posterior bölgedeki kısmi dişsizlik durumlarında kron yüksekliği arttıkça, implant sayısı, yeri, konumu ve ayrıca en iyi köprü tasarımı hakkında bazı soruların cevaplanması gerekir.

Sonlu eleman stres analizi yöntemi; mekanik kuvvetlerin biyolojik sistemler üzerindeki etkisinin incelenmesine olanak veren ve invaziv olmayan, karmaşık geometriye sahip yapılar için uyumluluk, teorik temellerin güvenilirliği, hesaplama kolaylığı ve kullanışlı bir araç olarak kabul edilmesiyle birlikte oral implantolojide çiğneme kuvvetlerine bağlı implant ve kemik arasında oluşan değişiklikleri incelemek ve stres seviyelerini ölçmek amacıyla en çok kullanılan yöntemlerden biri olmuştur (11, 12).

Bu çalışmamızda posterior mandibular bölgede ard arda üç diş kaybında, farklı sayı ve pozisyonda yerleştirilen dental implantlarla yapılan planlama seçeneklerinde iki farklı kron yüksekliğindeki 3 üyeli sabit protezlere gelen aksial ve oblik kuvvetlerin; kortikal ve spongios kemik, implant ve üst yapıda oluşturduğu stres değerleri sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle hesaplanarak karşılaştırılacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. İmplant Tanımı ve Tarihi

İmplant; cerrahi olarak orofasiyal dokulara yerleştirilen, kaybedilmiş fonksiyonun geri kazanılması, terapötik, ankraj veya estetik amaçlarla kullanılan biyouyumlu alloplastik materyallerdir. Sabit ve hareketli proteze desteklik ve retansiyon sağlayan, maksilla veya mandibula kemiğinin içine veya üzerine yerleştirilen biyouyumlu materyallere ise dental implant denir (13).

Eksik dişlerin rehabilite edilebilmesi için yapılan arayışlar antik çağlara kadar dayanmaktadır. Yapılan arkeolojik kazılarda çenelere yerleştirilen taş, tahta parçaları, metaller, deniz kabuğu ve hayvan dişlerine rastlanılmıştır. 1809 yılında Maggiolo, altın materyaline diş kökü şekli vererek çekim soketine yerleştirilmiştir ve iyileşme tamamlandıktan sonra kron restorasyonu tamamlayarak kemik içi implantı tarihte ilk uygulayan olmuştur, fakat ilgili bölgede gingival inflamasyonla karşılaşmıştır. Greenfield 1906 yılında iridyum-platin alaşımından oluşan silindirik implantları tanıtmıştır. Strock ise 1938 yılında kobalt-krom-molibden alaşımından vida şeklindeki implantları, 1940 yılında ise endodontik implantı geliştirmiştir. Dahl 1938'de, dental implantları kemiğin üzerine yerleştirmiş ve ilk subperiosteal implantın yapımını gerçekleştirmiştir (14).

Modern diş hekimliğinde 1971 yılında Branemark ve arkadaşları titanyumun kemik dokusu ile uyumlu olduğunu ve dişetinde alerjik ve toksik reaksiyonlar oluşturmadığını, diş eksikliğinin tedavisinde kullanılabileceğini belirtmişlerdir (15). Ayrıca implantolojide önemli bir kavram olan 'osseointegrasyon' terimini ortaya koymuşlardır (16).

2.2. Osseointegrasyon Tanımı

Branemark ve arkadaşları osseointegrasyonu 'ışık mikroskobu altında canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında gözlenen, hiçbir doku bulunmaksızın, fibröz bağ dokusu tarafından engellenmeyen direkt, yapısal ve fonksiyonel bağlantı' şeklinde tanımlamışlardır (16, 17). Zarb ise klinik ortamda daha yararlı olabileceğini düşünerek osseointegrasyonu; fonksiyonel yükleme sırasında kemikte bulunan alloplastik materyallerin klinik olarak asemptomatik ve sert fiksasyonunun sağlandığı ve sürdürüldüğü bir süreç olarak tanımlamıştır (18).

İmplantın uzun süre sağlıklı bir şekilde fonksiyon gösterebilmesi, mevcut konumundaki stabilite ve retansiyonun sağlanabilmesi için tam bir osseointegrasyonun

sağlanması şarttır. Albrektsson ve arkadaşları osseointegrasyonun başarısını etkileyen başlıca faktörleri belirlemişlerdir. Bu faktörler:

- İmplant materyali
- İmplant tasarımı,
- İmplantın yüzey özellikleri
- İmplant yerleştirilecek bölgedeki kemiğin özellikleri,
- Cerrahi prosedürler
- İmplantın yükleme koşullarıdır (19).

2.3. Dental İmplantolojide Başarıyı Etkileyen Faktörler

Dental implantların başarısını ve sağ kalım oranlarını etkileyen pek çok faktör bulunmaktadır. İmplant başarısına travmatik cerrahi, asepsi, sağlık, beslenme, hastanın uyumu, cerrahın başarısı, periyodik kontroller, biyouyumlu materyal kullanımı, implantın biyomekanik tasarımı, biyoaktif yüzeyi, makro ve mikro tutuculuk (retansiyon), kemik kalite ve kantitesi gibi bir çok faktör etki etmektedir (20).

İmplantın başarı kriterlerine baktığımızda;

- İmplant klinik olarak değerlendirildiğinde mobil olmamalı,
- Radyolojik takiplerde implant çevresi ve kemik dokusunda radyolüsent alanlar bulunmamalı,
- Kemik kaybı, implantın yerleştirildiği ilk yıl 1.5 mm'den az, ilk yıl sonrası yıllık olarak 0.2 mm'den az olmalı,
- Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya mandibular kanal hasarı gibi kalıcı/geri dönüşü olmayan belirti ve semptomlar olmamalı,
- İmplant yerleşimi, hasta ve diş hekimi için tatmin edici bir görünüme sahip olan protezin yapımını engellememeli, fonksiyon ve çiğneme sırasında yeterli işlev sağlamalı,
- İmplant uygulamasından sonra ilk 5 yıllık takipte başarı oranı en az %85, ilk 10 yıllık takipte ise %80'den az olmamalıdır (21–23).

2.4.Dental İmplantların Sınıflaması

Dental implantlar farklı araştırmacılar tarafından; implantın kemikle olan ilişkisine, yapıldıkları materyale, makroskopik gövde tasarımlarına, yüzey özelliklerine, yükleme sürelerine vb. farklı özelliklerine göre sınıflandırılmıştır (24).

Dental implantlar kemikle olan ilişkilerine göre;

- Subperiosteal/Epöstal (kemik üzeri) implantlar
- Transmandibular (Transosteal-kemik boyunca) implantlar
- Endoosseöz (kemik içi) implantlar olarak sınıflandırılmıştır (Şekil 1) (25).

2.4.1. Subperiosteal İmplantlar

Subperiosteal implantlar, rezidüel alveolar kret yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen ve döküm işlemi büyük hassasiyet gerektiren, kişiye özel olarak hazırlanan implantlardır. Bu implantların kullanımı iki aşamalı bir cerrahi işlem gerektirir. İlk cerrahi işlemden mukoperiosteal flep kaldırılarak implantın yerleştirileceği alan ortaya çıkarılır ve ölçüsü alınır. Bu ölçüden elde edilen kemik doku modeli üzerine kobalt-krom alaşımından dökülmüş kişiye özel implant elde edilir ve ikinci operasyon sırasında subperiosteal olarak yerleştirilir. Sabit veya hareketli protezler implanttan uzanan transmukozal postlara bağlanır (25).

Yapılan alışmalar bu tip implantlarda yüksek oranda enflamasyon, işlem sonrası yapısal bozulmalar, parestezi, implantın ayrılması, kemik rezorbsiyonunun hızlanması gibi klinik sorunların varlığını ortaya çıkarmıştır (26). Bu dezavantajlar subperiosteal implantların başarısız kabul edilmesinin ve günümüzde tercih edilmemesinin sebeplerini oluşturmaktadır.

2.4.2. Transmandibular İmplantlar

Transmandibular implantlar, özellikle aşırı atrofik mandibula için geliştirilmiştir (25). Bu implantlar genel anestezi altında ekstraoral olarak yerleştirilir. Mandibulada submental bölgeye yerleştirilen ve kortikal kemiği dikey olarak geçen implantlardır. Kortikal kemiğin altına yerleştirilen plak beş vida ile sabitlenir ve dört transosseöz post plaktan çıkarak mandibula ve oral mukozayı perfore ederek oral kaviteye açılır. Postoperatif olarak bu dört transosseöz postlar bir barla bağlanır (27). Cerrahi sonrası enfeksiyon, transosseöz postların osseointegrasyon kaybı, postların kırılması, oral mukozanın

hiperplazisi, implant çevresinde kemik kaybı, mental sinir yaralanmaları gibi ciddi komplikasyonlar bildirilmiştir (25). Komplikasyon risklerinin fazlalığı nedeniyle rutinde kullanılmamaktadır.

2.4.3. Endosseoz İmplantlar

Maksilla veya mandibulanın alveolar veya bazal kemiğine yerleştirilen ve bir protezi desteklemek için kullanılan, kaybedilen kökün yerini alan implantlara endosseoz implantlar denir (13). Bu implant sistemi kemik içerisinde bulunan implant gövdesi ve endosseoz implant-abutment olarak adlandırılan retantif bir bileşenden oluşur (25). Bu tasarım mevcut anatominin kullanımını en üst düzeye çıkarmak ve protezi uygun şekilde desteklemek için yerleştirilen implantların sayı, konum ve boyutunu değiştirebilme fırsatı sunar. Endosseoz implantlar şu anda en yaygın kullanılan implant türleridir (28).

Kemik içinde kalan ana parçanın geometrik şekline göre;

- Blade tipi implantlar,
- Vent tipi implantlar,
- Silindirik tip implantlar,
- Vida tipi implantlar, olarak sınıflandırılır.

2.4.3.1. Blade/Plate Tipi İmplantlar

Blade tipi implantlar bıçak sırtı ya da plaka şeklinde olup, rehabilite edilecek bölgenin morfolojisine uyarlanabilen farklı şekillere sahiptir. Kemik içine yerleştirilen kısmı yatay olarak daha fazladır ve böylece tork en aza indirgenir, yanal kuvvetlere karşı direnç artar. Ayrıca kemik oluşmasına izin vermek için dikdörtgen şekilli gövdede büyük açıklıklar veya delikler mevcuttur (29). Tam dişsiz çenelerde veya ince kretilerde tedavi amaçlı olarak kullanılmışlar, fakat yumuşak doku problemleri ve hızlı kemik rezorbsiyonları nedeniyle kullanımları yaygınlaşmamıştır (30).

2.4.3.2. Vent Tipi İmplantlar

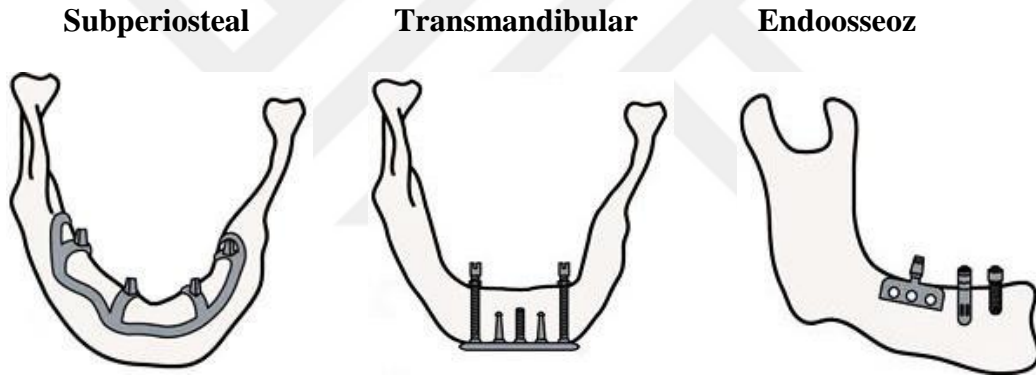
Bu implantlarda implantın hacmi küçültülmüştür ve gövdesinde bulunan delikler sayesinde tutunma yüzeyi artırılmıştır. Ayrıca bu delikleri dolduran kemik dokusu, fizyolojik yüklerde şok absorbe edici olarak görev yapar (31).

2.4.3.3. Silindir Tip İmplantlar

Kök formunda oluşturulmuş, yerleştirilen bölgeden daha geniş çaplı olan ve böylelikle stabilizasyonun implant yüzeyi ile kemik arasında sürtünme ile sağlandığı endoosseoz implantlardır. Bu sürtünme direncini artırmak için yüzeyleri hidroksiapatit (HA), titanyum plazma spreyi (TPS) ile kaplanmış çeşitleri bulunmaktadır (28).

2.4.3.4. Vida Tipi İmplantlar

Vida tipi implantlar diş köküne benzeyen formda üretilmiştir ve mekanik tutuculuk yivlerle sağlanmıştır. Yivler sayesinde yüzey alanını artmış, makaslama kuvvetlerine karşı direnç sağlanmıştır. Bu implantlar kendilerine özgü enstrümanlarla kemik içerisine yerleştirilir ve diğer implant çeşitlerine göre daha iyi primer stabilizasyon gösterir (16, 17). Vida tipi implantlar en çok tercih edilen implant tipleridir.



Şekil 1. Dental implant çeşitleri (Pocket'ten (32))

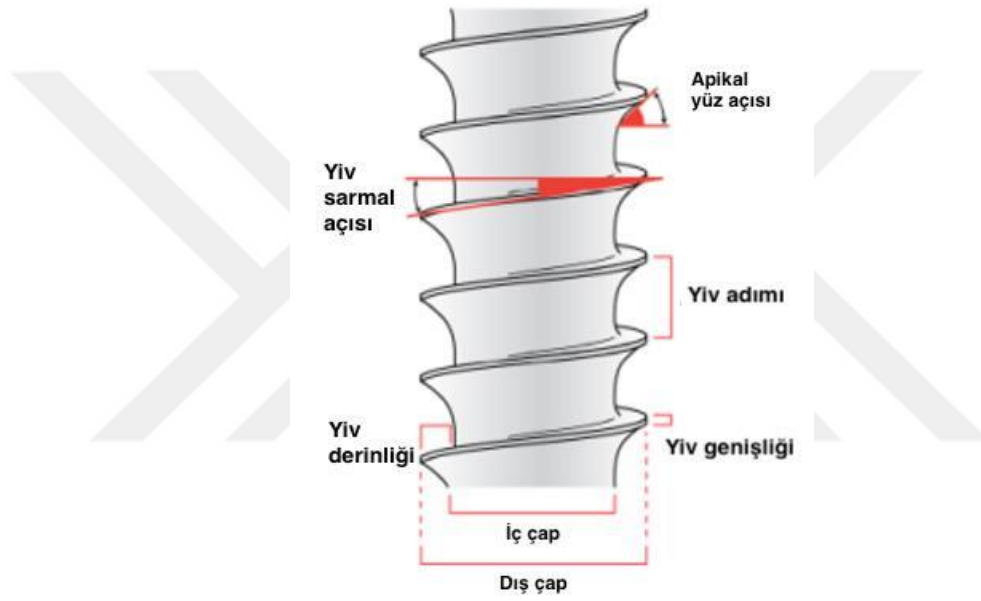
2.5. İmplant Geometrisi

İmplant biyomekaniğinde doğal dişlerde bulunan ve kuvvet kırıcı özelliğe sahip olan periodontal ligamentin olmaması, implant-protez sistemine uygulanan yükün doğrudan kemiğe aktarılmasına sebep olur (33). İmplant geometrisi, gelen çiğneme kuvvetlerinin kemik içinde düzenli bir şekilde dağıtılması ve implantın yerleştirilme sırasındaki primer stabilizasyon açısından önemli bir faktördür (28). Buna bağlı olarak implant çevresinde oluşan stresin dağılımı; implant çapı, implant boyu, yiv tasarımı, implant yüzey özellikleri ve boyun bölgesi özelliklerinden etkilenir (34).

2.5.1. Yiv Geometrisi

İmplant ile kemiğin temas alanını artırmak, kemik-implant ara yüzeyinde oluşan stresin daha düzgün dağılabilmesini sağlamak amacıyla implantlara yivler eklenmiştir (35–37).

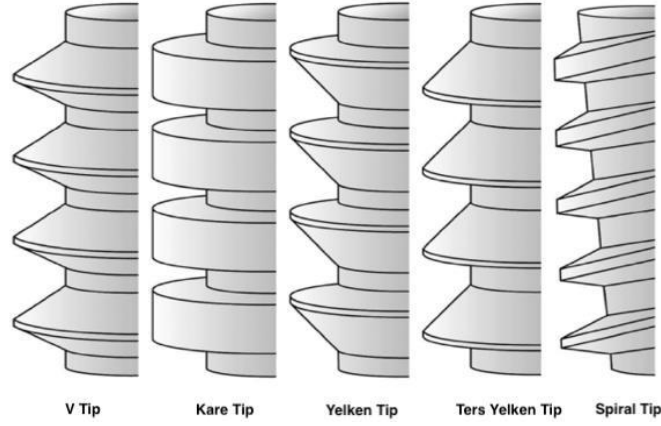
Yiv şekli, yiv adımı, yiv derinliği ve yiv genişliği implantın temas alanını artıran, yivin özelliklerini belirleyen ve implantın biyomekanik yük dağılımını etkileyen çeşitli geometrik parametrelerdir (Şekil 2) (37).



Şekil 2. Yiv geometrisi (Abuhussein H'den, (38))

2.5.1.1. Yiv Şekli

İmplantta gelen kuvvetleri karşılama ve çevre kemiğe iletmede yiv şekli oldukça önemlidir. İdeal bir yiv şeklinin implant-kemik ara yüzeyinde en yıkıcı kuvvet olan kesme tipi kuvvetleri azaltması gerekir. Günümüzde v tipi, kare tipi, yelken (buttress) tipi, ters yelken (reverse buttress) tipi yivler mevcuttur (Şekil 3) (37, 38).



Şekil 3. Yiv şekilleri (Abuhussein H'den (38))

2.5.1.2. Yiv Adımı

Komşu iki yivin uzun akslarına paralel iki çizgi arasındaki mesafedir, yani birim alandaki yiv sayısını ifade eder. Yiv adımının azalması birim alandaki yiv sayısının artmasını sağlar. Dolayısıyla implant ve kemik arasındaki fonksiyonel yüzey alanı artar (36–38).

2.5.1.3. Yiv Derinliği ve Genişliği

Yiv derinliği, implantın en geniş çaptaki yivin dış kısmı ile implant gövdesi arasındaki mesafedir. Başka bir deyişle implantın dış çapı ve iç çapı arasındaki farktır (37). Yiv genişliği ise bir yivin aynı düzlemdeki en üst ve en alt noktası arasındaki mesafedir (38). Her iki geometrik parametre implantın fonksiyonel yüzey alanına etki eder.

2.5.2. Krest Modülü

İmplantın boyun bölgesine krest modülü denir. İmplantın steril bir ortamdan ağız boşluğuna açıldığı, implantın yumuşak doku ile bulunduğu bu alan kortikal kemik ile çevrili olmasından dolayı primer stabilitenin sağlanması ve korunması için önemlidir. Ayrıca mekanik stresin en çok yoğunlaştığı transosteal bölgedir (38, 39). Mikroorganizma tutulumunu engellemek amacıyla düz ve parlak tasarlanan bu bölgeye implantın yüzey alanını artırmak amacıyla mikro yivler eklenmiş, fakat düz tasarımlara göre stresin arttığı görülmüştür (40, 41). Düz ve parlak yüzeylerde ise sert dokunun yeterince osseointegre olmadığı ve periodontal cep oluşumunu tetiklediği gösterilmiştir (42). Bu sebeple parlak olmayan, yivsiz, pürüzlendirilmiş yüzeyler kullanılmaya başlanmıştır (43).

2.5.3. İmplant Çapı

İmplantın en geniş yivi ile karşı tarafındaki yivin dış kısımları arasında ölçülen mesafeye implant çapı denir. İmplant çapının yüklerin çevre kemiğe dağılımında implant uzunluğundan daha önemli olduğu düşünülmektedir (44). İmplant çapındaki artış, implantın yüzey alanını artırarak daha fazla kemik teması sağlar. Kemiğe temas eden alanın artması, primer stabilitede artışa ve strese direnç sağladığı belirtilmiştir (45). İmplant çapının artması gelen kuvvetin birim alanda oluşturduğu gerilim ve baskı tipi kuvvet değerlerinin azalmasına yardımcı olur. Gelen kuvvetlerin yoğun olarak implantın boyun bölgesinde toplanmasından dolayı daha geniş çaplı implantların kullanımı, kuvvetin implant-kemik arasında daha iyi dağıtılmasını sağlar. Buna bağlı olarak boyun bölgesindeki kortikal kemikte gerilme tipi kuvvetlerin düşmesi, bu bölgedeki rezorbsiyonun azalmasına ve implant başarı oranının artmasına yardımcı olur (37, 46).

3.75-4.1 mm çapındaki implantlar standart çaplı implantlar olarak kabul edilmektedir. Başarılı bir dental implant için implant çevresinde en az 1 mm kalınlıkta kemiğin bulunması önerilir. Bu da sonuç olarak standart bir implant için en az 6 mm'lik krestal kemik genişliği gerektirir (47). İmplant çapının artması implantın mekanik gücünü ve kırılmaya karşı direncini de artırır (44). İmplant çapının artırılmasının sağladığı avantajların yanı sıra geniş implant kullanımında, implant yuvasının hazırlanması aşamasındaki enstrümantasyonun fazla olması nedeniyle kemiğin fazla ısıya maruz kalabileceği bildirilmiş ve kemik hasarını azaltmak için çapı 5mm'den az olan implantların kullanımı önerilmiştir (44, 48, 49).

3-3.75 mm çapındaki implantlar dar çaplı implantlar olarak adlandırılır. 3 mm'den daha dar implantlar ise ekstra dar implantlardır(50). Stres dağılımının ve kırılma dayanımlarının standart implantlara göre daha az olması sebebiyle dar çaplı implantların kullanımı kısıtlıdır (44).

2.5.4. İmplant Uzunluğu

İmplant platformu ve implant apeksi arası mesafe implant uzunluğu olarak tanımlanır. İmplant uzunluğundaki artış, implantın yüzey alanının artmasına bağlı olarak stres dağılımına etki eden parametrelerden biridir (37, 44). Ayrıca kret tepesinin maksiller sinüse, mental foramene, mandibular kanala olan mesafesi implant uzunluğunu belirlemede etkilidir.

İmplant uzunluğu ile başarı oranı arasında doğrusal bir ilişki kanıtlanmamış olmasına rağmen daha kısa implantların istatistiksel olarak daha düşük başarı oranları sergilediği görülmüştür (51, 52). Fakat anatomik kısıtlamalar ve cerrahi risklerin artışı kısa implantların kullanımının araştırılması gerekliliğini ortaya koymuştur (10, 53).

Kemik tipi ve kortikal kemik temasının implant uzunluğundan daha önemli faktörler olabileceği ifade edilmiştir (12). Kısa implantların kemik hacminin ve kemik kalitesinin düşük olduğu bölgelerde kullanılması, başarısının düşük olma sebeplerinden biri olabilir (44). İmplant uzunluğu artışının kemik-implant temas alanını artırdığı bilinse de yapılan sonlu eleman stres analizlerinde, gelen oklüzal kuvvetlerin implantın genelini destekleyen trabeküler kemik yüzeyinden daha çok kortikal kemikte yoğunlaştığı gösterilmiştir (51, 54).

2.6. İmplant Destekli Protetik Restorasyonlar

Geleneksel diş hekimliği, dişsiz hasta için sınırlı tedavi seçenekleri sunar. Kısmi dişsizlikte ise restorasyon tasarımı mevcut oral durumla sınırlı kalmaktadır. Öte yandan implant diş hekimliği, tam veya kısmi dişsizlikte proteze bir dizi dayanak sağlayabilir, böylece geniş bir tedavi seçeneği yelpazesine izin verir. Tercih edilen implant tedavi planı, hasta ve probleme dayalıdır (28).

Dental implant destekli protezlerin klasik doku destekli protezlere göre avantajları incelendiğinde;

- Oklüzal dikey boyutun korunması,
- Sabit protezde doğal dişe daha yakın çiğneme ve estetik,
- Kemik hacminin korunması
- Daha iyi fonasyon,
- Daha stabil ve fonksiyonel protezler,
- Güvenilir ve sabit protez retansiyonu,
- Uzun süre dayanıklılık,
- Protez hacminde azalma,
- Prognozun daha iyi olması şeklinde sıralanabilir (28).

2.6.1. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması

Misch implant destekli protetik restorasyonları beş sınıfta incelemiştir. İlk üç seçenek simante veya vidalı uygulanabilen sabit protez (Şekil 4), diğer iki seçenek ise hareketli protez türleridir (Şekil 5) (28, 55).

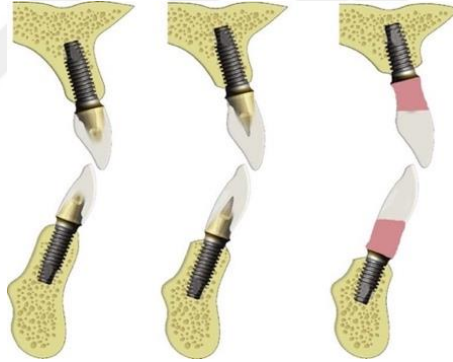
SP-1: Sadece kaybedilen kronun restore edildiği, doğal dişe benzeyen sabit protezdir.

SP-2: Kaybedilen kronu ve kökün bir kısmının restore edildiği, oklüzal bölgede normal, gingival bölgede hiperkontürlü sabit protezdir.

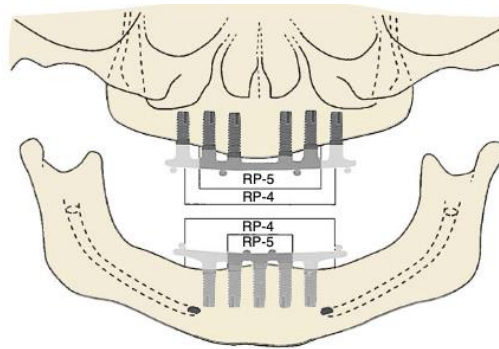
SP-3: Kaybedilen kronu, dişetini ve dişsiz bölgenin bir kısmının restore edildiği protezdir.

HP-4: Tamamen implantlarla desteklenen overdenture tip hareketli protezdir.

HP-5: Hem yumuşak doku hem de implantlarla desteklenen overdenture tip hareketli protezdir.



Şekil 4. İmplant destekli sabit restorasyonlar: SP-1, SP-2, SP-3 (Misch'ten, (55))



Şekil 5. İmplant destekli hareketli restorasyonlar: HP-4, HP-5 (Misch'ten, (55))

2.6.2. İmplant Destekli Protezlerde Planlama

2.6.2.1. Tek Diş Eksiklikleri

Tek eksik dişin yerine konulmasında birincil tedavi seçeneği implant destekli protezlerdir. Komşu dişlerin ve bu bölgedeki kemiğin korunması amacıyla en uygun tedavi seçeneği olduğu belirtilmektedir. Özellikle konjenital eksik dişlerde veya diş kayıplarından sonra psikolojik avantajı da önemlidir. Periodontal durumu ve ark şeklinin korunması için tek diş implant tedavisi çoğu durumda tercih edilen tedavi haline gelmiştir (55, 56).

2.6.2.2. Çoklu Diş Eksiklikleri

Birden fazla diş eksikliklerinde, doğal diş eksikliğinin az olması implant destekli sabit protez için avantaj sağlar. İdeal olan implantların dişlerle birleştirilmesi yerine tamamen implant destekli olmasıdır. Bu konsept tedavi planında daha fazla implant kullanımına yol açar. Dişsiz bölgeye yerleştirilen implant sayısının artırılması daha az pontik, daha retantif protez ve destekleyici kemiğe daha az stresle sonuçlanır. Sonuç olarak komplikasyonlar en aza indirilir ve protezin ömrü artar (28).

Çoklu diş eksikliğinde implant destekli sabit protezlerde kantilever oluşturmaktan kaçınılmalı, terminal implantlar buna göre planlanmalıdır. Özellikle posterior bölgede üç adet pontiğe sahip protezler planlanmamalıdır. İki pontiğe sahip bir restorasyon tek pontik bir protezden sekiz kat daha fazla bükülürken, üç pontik bir protez iki pontik bir protezden 18 kat, tek pontikten 27 kat daha fazla bükülür (55).

Kanın kayıplarında, kanin bölgesi oklüzal kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü sebebiyle özellikle komşu dişlerin eksikliğinde anahtar konumundadır. Yine kuvvet büyüklüğünün fazla olması nedeniyle herhangi bir kısmi dişsiz bölgede ya da tam dişsiz maksillada birinci molar diş kayıplarında molar dişin yeri planlamada önem teşkil etmektedir (55).

2.6.2.3. Total Diş Eksikliği

Tam dişsiz hastaların fonksiyonel ve estetik beklentileri, alveol kemiğin anatomisi, çeneler arası ilişki, ekonomik durum göz önünde bulundurulduğunda farklı tedavi seçenekleri değerlendirilir. Total diş eksikliğinde; İmplant destekli overdenture protezler, hibrit protezler, implant destekli sabit protezler uygulanabilir (55).

Total diş eksikliğinde seçilecek tedavi planlamasında hastanın anatomisiyle beraber kretler arası mesafe dikkate alınmalıdır. Kret tepesi ile oklüzal düzlem arasındaki mesafe 8-

15 mm arasında ise implant destekli sabit protez planlanabilir. Fakat bu mesafe 15 mm ve üstü ise hareketli ya da hibrit protezler düşünülmelidir (28, 55).

İmplant destekli overdenture protezler minimal invazivliği, diğer protez çeşitlerine göre daha az karmaşık yapısı ve ekonomik olması nedeniyle total dişsizlikte sık tercih edilen bir protez çeşitidir. Protez hem implant hem de mukoza ile desteklenir. Estetik, fonksiyon, oral hijyenin daha kolay sağlanmasının yanı sıra bu tip protezler bir miktar harekete izin verebilir, zaman içinde doku uyumunu kaybedebilir (57).

Tam dişsiz hastalarda implant destekli sabit protez planlanırken maxillanın mandibular kemiğe oranla kemik yoğunluğunun az olduğu unutulmamalıdır. Sınırlı sayıda implant kullanıldığında tüm implantlar tek parça protezle restore edilebilir. İmplant sayısının yeterli olduğu durumlarda restorasyon birkaç parça olarak planlanabilir. Bu sayede herhangi bir komplikasyonda bağımsız parçaların tamir edilebilme kolaylığı ortaya çıkar. Ayrıca implant sayısının artmasına bağlı olarak oklüzal kuvvetler daha iyi karşılanır ve kemikte gelişen stres azaltılmış olur (55, 58). Tam dişsizlikte implant destekli sabit protezler hareketli protezlere göre daha fazla çiğneme gücü sağlar. Psikolojik olarak daha kabul edilebilir olması hasta memnuniyetini artırır (28).

2.6.3. Eğimli Yerleştirilen İmplantlar ve Açılı Abutment Kullanımı

Uzun vadeli başarı için en iyi stres dağılımını elde etmek amacıyla implantların birbirine ve bitişik dişlere paralel olarak yerleştirilmesi gerekir (59, 60). İmplantlar üzerine gelen kuvvetlerin implantın uzun eksenine paralel gelmesi, uygun stres dağılımını sağlar. Fakat oklüzal yüzeylerin eğimli olması, gelen kuvvetlerin dikey ve yatay bileşenlere ayrılmasına neden olur. Bu da implantların eksen dışındaki yükler ile karşılaşması anlamına gelir (61, 62).

İmplant tedavisi iyi belgelenmiş ve güvenilir olmasına rağmen implant yerleşimi hastanın anatomisi ile sınırlıdır (8). Uzun süre dişsizliğe bağlı olarak farklı derecelerde kemik rezorpsiyonu meydana gelebilir. İmplant yerleştirmek için yeterli kemiğin olmaması, maksiller sinüs, mandibular sinir gibi anatomik yapıların yakınlığı sorun yaratabilir (7, 63). Bu durumlarda rehberli kemik rejenerasyonu, blok greftler, distraksiyon osteogenezis, inferior alveolar sinirin transplantasyonu ve sinüs augmentasyonu gibi cerrahi yaklaşımlar gerekebilir (5, 8–10). Fakat greft materyallerinin rezorpsiyonu, augmentasyon prosedürünün tamamlanması için uzun süre gerekmesi, maliyetin yükselmesi, komplikasyon riskinin artması gibi dezavantajlar mevcuttur (64). Optimal implant yerleşimine engel olan anatomik

yapıların varlığında bu tekniklere alternatif olarak implantlar eğimli yerleştirilebilir (7, 60, 65).

Distal implantların açılı yerleştirildiği ‘All-on-four’ konseptinde, optimal implant yerleşimine engel olan anatomik yapıların varlığında eğimli yerleştirilen implantlar sayesinde anatomik yapılar korunur, kemik ankrajını arttıran uzun implant yerleşimi sağlanır, posterior kantilever uzunluğu kısalır, implant sayısının azalmasıyla maliyet düşer (66–70).

Açılı yerleştirilen implantların üst yapıları hazırlanırken uygun giriş yolunu ve uygun oklüzyonu sağlayabilmek amacıyla açılı abutmentler kullanılmaktadır. Üretici firmalar ağız içindeki bu açı farklılıklarını düzeltmek için farklı derecelerde değişen çeşitli açılarda abutmentler sunmaktadır. Ayrıca kabul edilebilir bir protetik sonuç için özel açılı abutmentler dökülebilir (71).

2.6.4. İmplant Destekli Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Üst Yapı Materyalleri

İmplant destekli sabit protetik restorasyonlarda oklüzal yüzey malzemeleri, oklüzal temasların korunması ve kuvvetlerin iletimini etkiler. Üst yapı materyallerine baktığımızda; statik yük ve oklüzal kuvvetlere karşı koyabilme, çiğneme verimliliği, kırılma, aşınma, arklar arası mesafe gereksinimi, marjinal uyum ve estetik açıdan değerlendirilmelidir.

En yaygın kullanılan oklüzal malzemeler seramik, akrilik ve metallerdir (55).

I. Seramikler

- a. Metal destekli seramik restorasyonlar
- b. Tam seramik restorasyonlar

II. Akrilik rezin restorasyonlar

III. Metal restorasyonlar

IV. Alternatif Restorasyon Materyalleri

- a. Polyetheretherketon (PEEK)
- b. Kompozit

2.6.4.1. Seramik Restorasyonlar

Seramikler diş hekimliğinde uzun yıllardır kullanılmaktadır. Birçok dental uygulamada termal ve elektriksel yalıtımları, biyoyumlulukları, aşınma dirençleri, renk stabiliteyi, estetik üstünlükleri ile tercih edilen materyallerdir (72–74).

Metal destekli seramik restorasyonlar

Seramikler gerilme kuvvetlerine karşı dirençli materyaller olmadıkları için, bu olumsuz özellikleri dental porselenleri bir metal alt yapı ile kullanma ihtiyacını doğurmuştur (75). Metal destekli seramik restorasyonlar seramik materyalinin, metal bir alt yapı üzerine fırınlanması ile elde edilir. Kullanılacak alaşımın; teknik hassasiyeti, fiziksel ve kimyasal özellikleri, biyoyumluluğu, seramikle uyumu ve maliyeti değerlendirilmelidir (74).

Tam seramik restorasyonlar

Metal destekli seramik restorasyonlarda estetiğin yeterince sağlanamaması ve nadiren de olsa ortaya çıkan metal alejisi, yeni tip dental seramik materyallerinin geliştirilmesi gerekliliğini ortaya koymuştur. Tam porselenlerin korozyona uğramamaları, yüksek estetik özellikleri ve biyoyumlu olmaları gibi avantajları sayesinde metal alt yapılı porselen restorasyonlara alternatif olarak tercih edilir. Gerilmelere dayanıksız olmaları nedeniyle başlarda sadece anterior bölgede kullanılsa da güçlendirilmiş tam seramiklerin geliştirilmesiyle posterior bölgede de kullanılmaya başlanılmıştır (74, 76).

Tam zirkonyum porselenler (Monolitik Zirkonya): Zirkonya biyolojik uyumu ve yüksek dayanıklılığı nedeniyle diş hekimliğinin birçok alanında kullanılmaktadır (77). Ayrıca zirkonya alt yapılı porselenlerde zirkonya ve seramik bağlantısında ortaya çıkan sıkıntılardan dolayı porselende görülen koheziv kırılmalar, monolitik zirkonların kullanımını artırmıştır (78). Aşınma dirençleri doğal dişe benzerlik gösterir (79). Uzun gövdeli köprü protezlerinde, implant destekli protezlerde, full ark köprü protezlerinde, endokron, inley ve onleylerde, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda kullanım endikasyonu bulunmaktadır (80–82). Ayrıca CAD/CAM kullanımıyla protezin tamamının imal edilmesi ekstra avantaj sağlar (83). Özellikle posterior bölgede optik ve mekanik özellikleri yeterli olan monolitik zirkonya kronlar ve köprülerin kullanımı artmaktadır. Birçok araştırmacı ve klinisyen, implant destekli sabit protezlerde ve tam arklar dahil olmak üzere her türlü sabit protezde monolitik zirkonların kullanımını önermektedir (84–86).

2.6.4.2. Akrilik Rezin Restorasyonlar

Akrilik rezin materyaller, metal alt yapının sadece bukkal yüzeyine ya da tüm yüzeylerine uygulanabilir. Elastik modülleri düşük olduğu için implant üzerine gelen kuvvetleri absorbe ederler; fakat fazla yük altında aşınma ya da kırılma göstererek metal yüzeyinden ayrılma gösterirler, oklüzal ilişkinin bozulmasına neden olurlar (55, 87).

2.6.4.3. Metal Restorasyonlar

Karşıt ark arası mesafenin yetersiz olduğu ve simante bir protezin retansiyonunun artırılması gerektiğinde metal bir oklüzal protez daha uzun abutment yüksekliği sayesinde daha fazla tutuculuk sağlar. Çünkü abutment üzerinde porselen için 2 mm mesafe ihtiyacı varken metal için bu mesafe 1 mm 'dir. Ayrıca aşınmaya karşı dayanıklılığı ve döküm uyumunun iyi olması, karşıt ark arası mesafe yetersizliğinde implant üstü sabit restorasyonlarda metal protezler tercih edilebilir. Fakat estetiğin önemli olduğu bölgelerde kullanılamaması büyük bir dezavantajdır (55).

2.6.4.4. Alternatif Restorasyon Materyalleri

Polietereterketon; beyaz renkte, iyi mekanik özelliklere sahip, hafif protezlerin üretimine izin veren düşük özgül ağırlığı, elastik modülünün kemiğe yakın olması dental uygulamalarda kullanımını artırmıştır (88, 89). PEEK, implantlarda, geçici abutmentlerde, geçici protezlerde, implant üstü bar ve sabit protezlerde, hareketli protezlerde, ortodontik tellerde kullanılmaktadır (90–92). Ancak düşük yüzey enerjisi, kompozit rezinlere yeterli derecede bağlanamaması gibi dezavantajları bulunmaktadır (93, 94). PEEK dental uygulamalar için umut verici restorasyon materyalleridir (95).

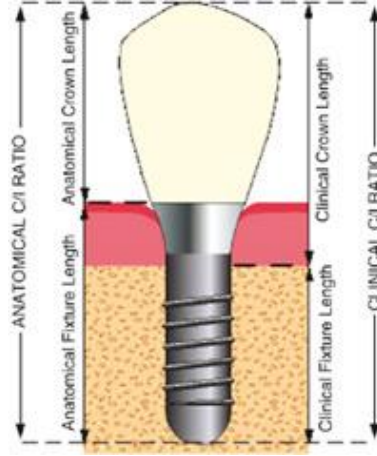
2.6.5. Kron Yüksekliği ve Kron/İmplant Oranı

Kabul edilebilir bir estetik ve fonksiyonel özelliklere sahip implant destekli sabit restorasyonların yapımı için restoratif alanın yüksekliği önemlidir (96). Oklüzal/insizal düzlem ile krestal kemiğin arasındaki mesafe 'kron yüksekliği boyutu (crown hight spaces)' olarak adlandırılır. İmplant destekli protezlerde tedavi planlaması için önemli bir parametredir. İmplant destekli sabit protezler için ideal kron yüksekliği boyutu; biyolojik genişlik, abutment yüksekliği ve oklüzal materyalin kalınlığı düşünüldüğünde 8 ile 12 mm'dir. Kron yüksekliği dikey bir konsoldur ve aynı zamanda kuvvet büyütedir. Sonuç olarak kron yüksekliği artıkça kuvvet miktarı da artar (5).

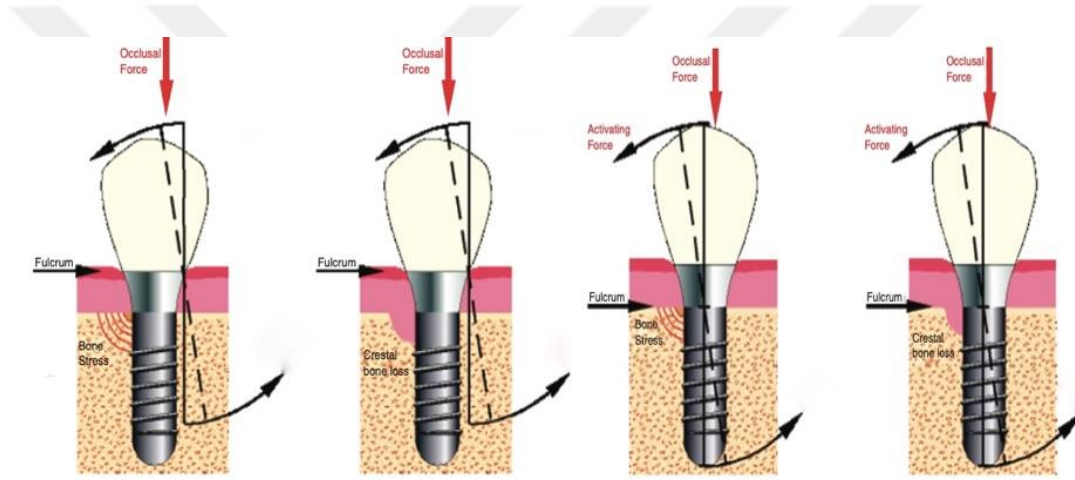
Posterior bölgelerde uzun süreli dişsizliğin sebep olduğu doğal kemik rezorbsiyonunun bir sonucu olarak interark mesafesi artar. Kemik rezorbsiyonuna bağlı olarak implant üzerindeki kron uzunluğu doğal anatomik kron boyundan daha fazla olur. Birçok faktör implant destekli restorasyonlarda mekanik yükleri artırabilir ve kron yüksekliğindeki artış da bu faktörler ile ilişkilidir. Kron yüksekliği protezin görünümüne ve oklüzal yükleme sırasında implant ve çevresindeki krestal kemik üzerindeki moment kuvvetine etki eder (4, 5). Oblik kuvvetler uygulandığında kron boyu dikey kaldıraç olarak etki eder ve kemik-implant ara yüzeyinde oluşan stresi artırır. Bu nedenle artmış kron yüksekliği, implantın etrafındaki krestal kemiğe giden kuvvetleri ve buna bağlı olarak kemik kaybı riskini de artırabilir (5).

Kron yüksekliğinin artışı kron/implant oranında (Şekil 6) da artışa sebep olur (97). Kron/implant oranı protetik rehabilitasyonun başarısı için önemli bir parametredir. Planlama yapılırken kron/implant oranının periimplant bölgede stres artışlarına neden olmaması için klinik olarak en az 1/1 kron implant oranı sağlanmaya çalışılmalıdır (6). Çalışmalarda iki farklı kron/implant oranından bahsedilmektedir. Anatomik kron/implant oranında fulkrum, implant boyun bölgesi ve abutment-kron kompleksi ara yüzündedir. Klinik kron/implant oranında ise fulkrum, en koronaldeki kortikal kemik seviyesi ile implant birleşimindedir (Şekil 7) (98). İmplant-abutment kompleksinin sertliği kortikal kemikten daha büyüktür, bu nedenle klinik kron/implant oranı protetik komplikasyonlar açısından biyomekanik olarak daha gerçekçi sonuçlar gösterir (99, 100).

Kron yüksekliği ile kron/implant oranı karşılaştırıldığında; kron yüksekliğinin biyomekanik komplikasyonları ölçmek için daha önemli bir faktör olduğu bildirilmiştir (97). İmplant destekli protezlerin planlanmasında kron yüksekliğinin artış gösterdiği durumlarda stresi azaltmak için; kantilever uzunluğu kısaltılmalı, protezin bukkal ve lingual bölgelerindeki ofset azaltılmalı, implant sayısı ve çapı artırılmalı, implantlar splintlenmelidir (5).



Şekil 6. Anatomik ve klinik kron/implant oranı (Noiset'ten, (101))



Şekil 7. Anatomik ve klinik kron/implant oranı krestal kemik kaybı (Noiset'ten, (101))

2.7. Kemik Dokusu ve Rezorbsiyon

2.7.1. Kemik Dokusu ve Sınıflandırılması

Kemik, vücudun iskelet sistemini oluşturan, mineralize organik matriks ile karakterize, esneklik ve sağlamlık gibi fiziksel özellikler kazanmış özel bir bağ dokusudur. Histolojik olarak incelendiğinde spongiöz (trabeküler) ve kortikal (kompakt) olarak iki farklı tabakadan oluşur. Spongiöz kemik metabolik fonksiyonları kontrol ederken kortikal kemik korumayı sağlar (102).

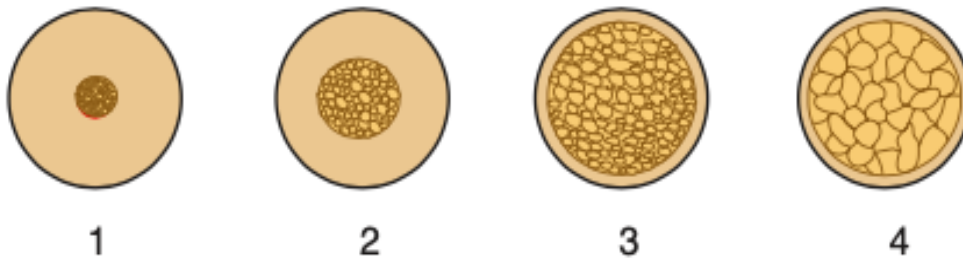
Mevcut kemik, implant üstü protetik tedavi planlamasında önemli bir parametredir ve implantların uygulanacağı alanın hacmini belirler (3). İmplant uygulamalarında implant yerleştirilecek kemiğin yeterli genişlikte ve yükseklikte olması istenir (103). Kortikal ve

trabeküler kemik; elastik modülü, mukavemet, kemik-implant temas yüzdesi, stres gibi bir dizi biyomekanik özellikleri yansıtan kalite ve yoğunluk açısından değerlendirilir. Mevcut kemik tedavi planlamasında, implant tasarımında, cerrahi yaklaşımda, iyileşme süreci ve protezin ilk yükleme zamanında belirleyici faktördür (55).

Kemik miktarı ve kemik yoğunluğunun implant başarısı üzerine etkisi bir çok araştırmacı tarafından uzun yıllardır incelenmektedir. Kemik kalitesi için yapılan sınıflandırmalardan en çok kullanılanı Lekholm ve Zarb'ın 1985'te yaptığı sınıflamadır (104).

Bu sınıflandırmaya göre;

- **Tip I (Q1) kemik kalitesi:** Homojen kortikal kemiği,
- **Tip II (Q2)kemik kalitesi:** Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemiği,
- **Tip III (Q3) kemik kalitesi:** Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği,
- **Tip IV (Q4) kemik kalitesi:** Düşük yoğunlukta trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği ifade eder (Şekil 8).

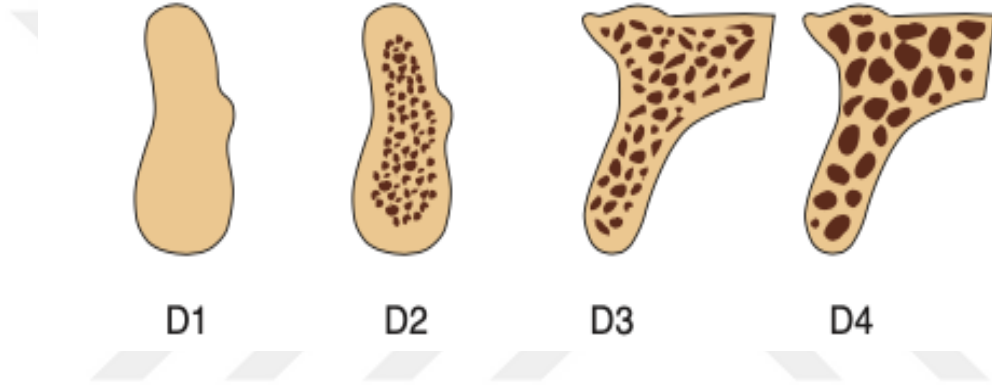


Şekil 8. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalite sınıflaması (Lekholm ve Zarb'tan, (104))

Misch ise kortikal ve trabeküler kemik yoğunluğuna göre sınıflandırma yapmıştır (Şekil 9) (45). Bu sınıflandırmaya göre;

- **D1 kemik:** Yüksek oranda mineralize olan yoğun kortikal kemiktir ve dişsiz anterior ve posterior mandibulada görülür.

- **D2 kemik:** Krette yoğun, kalın poröz kortikal kemik ve kalın trabeküler kemiktir; anterior ve posterior mandibula ve anterior maksillada lokalizedir.
- **D3 kemik:** İnce, poröz kortikal kemik ve ince trabeküler kemikten oluşmuştur; anterior ve posterior maksilla, posterior mandibulada görülür.
- **D4 kemik:** Çok ince kortikal kemik ve tüm kemik hacmini neredeyse düşük yoğunlukta trabeküler kemik oluşturur, posterior maksillada görülür.
- **D5 kemik:** Mineralizasyonunun tamamlanmadığı, olgunlaşmamış çok yumuşak kemiktir.



Şekil 9. Misch'in kemik sınıflaması (Misch'ten, (55))

2.7.2. Rezorbsiyon

Kemik yaşam boyunca, osteoklastlar tarafından oluşturulan rezorbsiyon ve osteoblastlar tarafında oluşturulan yeni kemik dokusu oluşumu şeklinde bir döngü içindedir (105). Bu döngü fizyolojik ve mekanik faktörler tarafından kontrol edilir. Wolff kanununa göre kemiğe gelen kuvvetler yeniden şekillenmeyi tetiklerken, kemik fonksiyon dışı kaldığında iç ve dış yapısında değişiklikler meydana gelir. Kemiğin yoğunluğunu ve formunu koruyabilmesi için uyarılması gerekir. Herhangi bir nedenle bu döngünün bozulması rezorbsiyonu başlatır (106).

Lokal ve sistemik faktörlerin kemik rezorbsiyonunda aldığı role baktığımızda; lokal faktörler anatomik, fonksiyonel ve protetik faktörlerdir. Lokal faktörler diş çekiminden sonra rezorbsiyonun erken döneminde etkilidir. Sistemik faktörler ise kretin büyük bir bölümünün kaybedilmesinden sonra etkin hale gelir (107, 108). Kemiğin lokal ve sistemik faktörlere verdiği cevapta maksilla ve mandibuladaki kortikal/trabeküler kemik miktarları

büyük rol oynar. Trabeküler kemiğin yoğun olduğu maksilla, ısırma kuvvetleri ile oluşan gerilim streslerini kortikal kemiği yoğun olarak bulunduran mandibulaya göre daha iyi absorbe eder. Ayrıca kuvvet mandibulada maksillaya göre daha az bir alana etki eder. Bu anatomik özellik mandibulanın maksillaya göre 4 kat daha fazla rezorbsiyon oranına neden olur (108, 109).

Maksilla ve mandibulada kemik kaybı sadece alveolar kemik ile sınırlı değildir. Şiddetli rezorbsiyonlarda bazal kemikte de kayıplar görülür. Özellikle mandibular posterior bölgedeki şiddetli kemik kayıplarında mandibular kanal veya mental foramenin kret tepesine yaklaşmasıyla akut ağrı, geçici ya da kalıcı sinir hasarı ve yüksek kuvvetlerde patolojik kırıklar oluşabilir (28).

2.8. Biyomekanik Kavramlar

Dental implantların temel görevi; fonksiyonel kuvvetleri destek dokulara dağıtmaktır. Bu nedenle implant tasarımının öncelikli amacı; bu yükleri çevre destek dokulara zarar vermeyecek şekilde yayılması ve dağıtılmasıdır (55). Mekanik prensip içinde, biyolojik dokulara uygulanan kuvvetlerin verdiği cevapları anlayabilmek için biyomekanik kavramların bilinmesi gerekir.

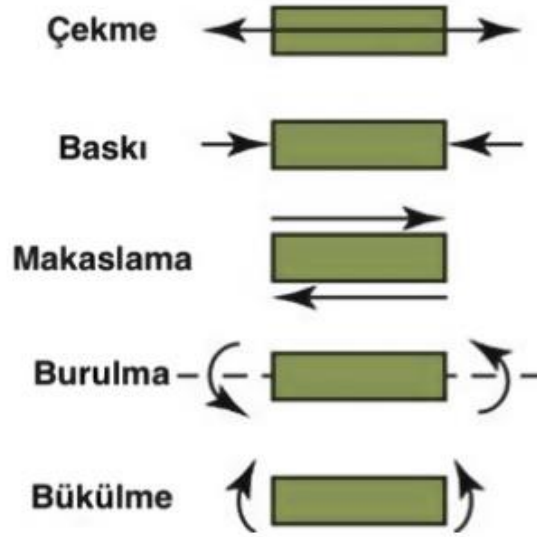
2.8.1. Kuvvet ve Kuvvet Tipleri

Kütleli bir cisme hareket kazandıran ya da hareket eden bir cismi durduran, cisimlerin yön, şekil ve doğrultusunu değiştirebilen etkiye kuvvet denir. Birimi SI sisteminde ‘Newton’(N) olarak ifade edilir (55). Dental implantları etkileyen birçok farklı kuvvet mevcuttur. Önemli olan bu kuvvetlerin süresi, tipi, yönü, büyüklüğü ve şiddetidir.

Doğal dişlerden farklı olarak, osseointegre implantlar kemikle doğrudan temastadır. Bu nedenle implant üstü protetik parçalara gelen kuvvetlerin doğrudan kemiğe iletilmesi, çiğneme kuvvetlerinin kemik-implant bütünlüğünün korunmasındaki önemini gösterir (110).

İmplantlar üzerine baskı (sıkışma) kuvvetleri, çekme (gerilme) kuvvetleri ve makaslama (kesme) kuvvetleri olmak üzere üç tip kuvvet etki eder (Şekil 10). Baskı kuvvetleri iki kütleyi birbirine iter, çekme kuvveti ayırır, makaslama kuvveti bir kütlenin diğeri üzerinden kaymasına neden olur. Kemik baskı gerilmelerine dayanıklıdır. Baskı kuvvetleri kemik-implant ara yüzünün bütünlüğünü koruma eğilimindeyken, çekme ve makaslama kuvvetleri bu ara yüze zarar verme eğilimindedir. Kesme kuvvetleri diğer kuvvet

türlerine kıyasla implantlara ve kemiğe en çok zarar veren kuvvet türüdür. Kortikal kemik baskı kuvvetlerine karşı dirençli, makaslama kuvvetlerine karşı zayıftır (55).



Şekil 10. Kuvvet ve deformasyon tipleri (Powers'tan, (74))

2.8.2. Stres (Gerilim)

Birim alana uygulanan kuvvet miktarına stres denir. Birimi Paskal'dır ($P=N/m^2$). Diş hekimliği alanındaki çalışmalarda, incelenen boyutlar genellikle milimetre (mm) olarak tanımlanır. Bu nedenle stres birimi megapaskal (MPa) olarak kullanılmaktadır. $1\text{ MPa}=10^6\text{ N/m}^2$, $1\text{ GPa}=10^9\text{ N/m}^2$ ye eşittir.

$$\text{Stres (S ya da } \sigma) = \text{Kuvvet (F) / Alan (A)} \quad (\text{Eşitlik 1})$$

Bu formüle göre stresin büyüklüğü, kuvvetin dağıldığı alana ve uygulanan kuvvetin büyüklüğüne bağlıdır (28, 74). Kuvvetin büyüklüğü; konsol uzunluğu, oküzal yükler ve oklüzal yükseklik azaltılarak kontrol edilebilir. Kuvvetin dağıldığı alan ise belirli bir dişsiz bölge için implant sayısını artırarak ve dikkatli bir şekilde tasarlanmış implant geometrisiyle optimize edilebilir (55).

2.8.2.1. Asal Gerilmeler (Principal Stresses)

Üç boyutlu stres elemanının x,y,z düzlemlerine, bir normal, iki kesme tipi stres etki eder. Üç boyutlu bir elemanda en büyük stres değeri, bütün kesme stres bileşenleri sıfır

olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda, bu gerilmelere ‘asal gerilme’ denir. Principle Stres:

- Maksimum asal gerilme (σ_1): Pozitif değerdir ve en yüksek gerilme stresini (tensile stres) ifade eder.
- Ara asal gerilme (σ_2): Ara değeri gösterir.
- Minimum asal gerilme (σ_3): En yüksek sıkışma (baskı) stresini ifade eden en küçük negatif değerdir (111).

Analiz sonucunda elde edilen stres değerlerindeki negatif değerler basma gerilimini, pozitif değerler ise çekme gerilimini belirtmektedir. Etkin stres tipini mutlak değeri daha büyük olan stres belirtmektedir (112).

2.8.2.2. Von Mises Gerilmesi

Von Mises stres değerleri, uygulanan kuvvetin çalışma modelleri üzerindeki dağılımı ve yoğunlaşma alanları hakkında fikir elde etmek için kullanılmaktadır. Metaller gibi çekilebilir özelliği olan materyaller içindir. Stresi statik ve dinamik durumlarda ölçebilir. Fakat gerilmelerin tipi ve yönü hakkında herhangi bir bilgi vermez (112, 113).

Materyalin belirli bir bölümündeki iç enerji, akma dayanımını aşarsa yapı bu noktada deformasyona uğrar. Bu nedenle materyalde hasar oluşmaması için Von Mises gerilme değeri malzemenin akma dayanımına eşit ya da küçük olmalıdır. Von Mises gerilmesi üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır (114).

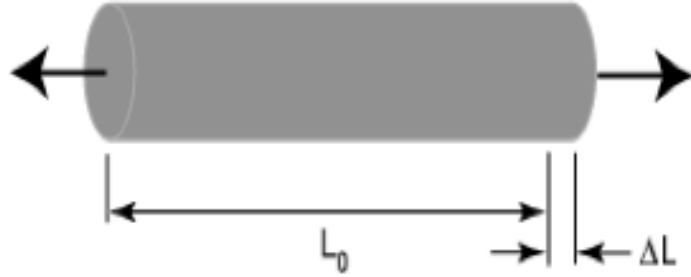
$$\sigma_e = \sqrt{\frac{((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2)}{2}} \quad (\text{Eşitlik 2})$$

2.8.3. Strain (Gerinim)

Tüm cisimler, uygulanan kuvvetler karşısında şekil değişikliği (deformasyon) gösterir. Stres uygulanan cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki değişime gerinim denir. Gerinimin ölçü birimi bulunmamaktadır, fakat deformasyonun orijinal uzunluğa oranı olarak tanımlanabilir (Şekil 11). Stres ve strain birbirinden farklı niceliklerdir. Atomlar arası yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler stres iken, atomların yer

değiştirme derecesi strain olarak isimlendirilir. Stres büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvettir, strain ise kuvvet değil sadece bir büyüklüktür (28, 111).

Gerinim= Boydaki uzama/Orijinal uzunluk



Şekil 11. Deformasyon ve gerinim

2.8.4. Elastisite Modülü (Young Modülü)

Elastisite modülü, gerilimin (stres) gerinime (strain) oranıdır. Elastisite modülünün birimi; birim alana uygulanan kuvvettir ve kg/mm^2 olarak ifade edilir. Elastisite modülü materyalin sertliği belirleyen bir ölçüttür. Materyalin sertliği arttıkça elastisite modülü değeri de artar. Aynı miktar yük uygulanmış iki materyalden elastisite modülü yüksek olan düşük olana göre daha az deforme olmaktadır (74).

2.8.5. Elastik Limit ve Akma Dayanımı (Yield Strength)

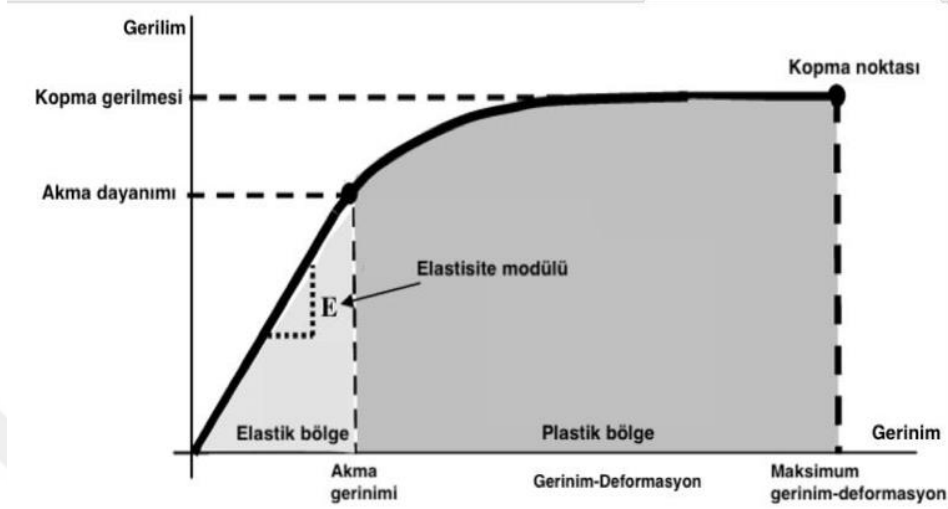
Elastik limit, bir malzemenin kalıcı deformasyon olmadan dayanabileceği maksimum gerilim olarak tanımlanır. Stres/strain eğrisinde orantının bozulduğu noktadır ve uygulanan kuvvet bu noktadan önce kaldırılırsa yapı eski haline dönebilir, fakat bu noktayı aşarsa kalıcı deformasyon görülür (74).

Akma dayanımı (Yield strength) ise materyalin plastik bir şekilde işlev görmeye başladığı gerilimi tanımlamak için kullanılır. Bu streste malzemede sınırlı bir kalıcı gerinim meydana gelir (74).

2.8.6. Nihai Gerilme (Ultimate Strength)

Ultimate strength cismin kırılmadan(kopmadan) dayanabileceği son noktayı göstermektedir. Bu noktadan sonra cismin molekülleri arasında bir kopma oluşmaktadır.

Başka bir deyişle malzemenin dayanabileceği maksimum gerilme, sıkışma veya kesme gerilimidir (74).

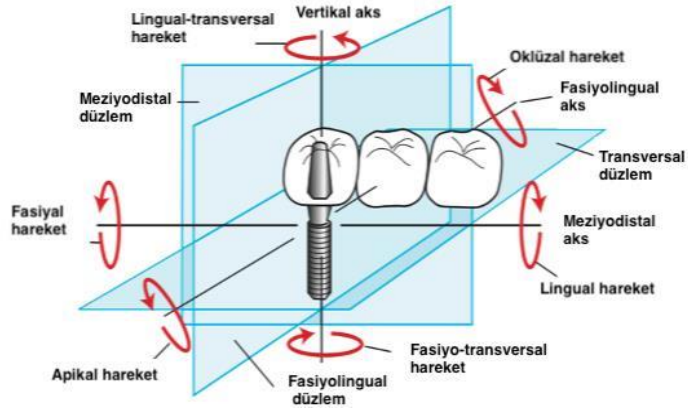


Şekil 12. Gerilim- Gerinim grafiği

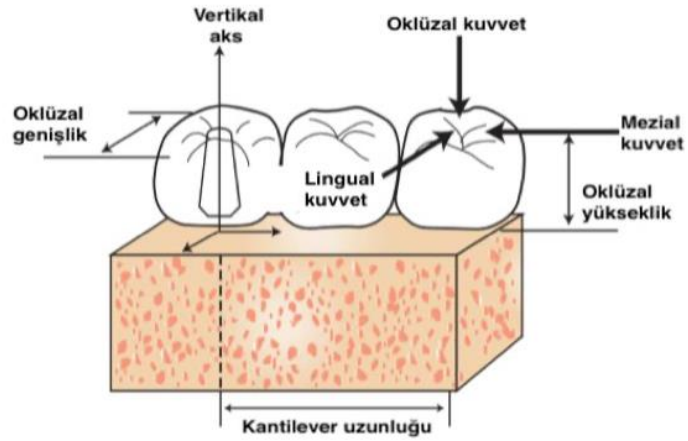
2.8.7. Moment Kavramı

Moment bir vektör olarak tanımlanır. Bir kuvvetin bir noktaya göre momenti, kuvvetin şiddeti ile noktanın kuvvet doğrultusuna dik uzaklığının çarpımına eşittir. Bu formüle göre uzaklık arttıkça oluşacak moment büyüklüğü de artar. Bu uzaklık kaldıraç kolu olarak da isimlendirilir. Moment yükü tork veya burkulma kuvveti olarak da adlandırılır ve ağız içerisinde meydana gelen kuvvetlerin etkisiyle yapılarda bükme ve dönme momentleri oluşur, bu da implant sistemine zarar verebilir. İmplant ve restoratif planlamalarda başarıyı yakalayabilmek için uygulanan kuvvet ve sebep oldukları moment yüklerini iyi planlamak gerekir (28).

Oklüzo-apikal, bukko-lingual, mesio-distal eksenlerler etrafında altı tane moment (rotasyon) oluşur (Şekil 13). Bu moment yüklerinin implant-kemik ara yüzeyinde mikrorotasyon ve stres yoğunlaşmasına neden olması krestal kemik kaybına neden olur. İmplant diş hekimliğinde oklüzal genişlik, oklüzal yükseklik ve konsol uzunluğu olarak üç adet klinik moment kolu bulunmaktadır (Şekil 14). Krestal kemik kaybını, restorasyonların ve implant bileşenlerinin zarar görmesini engellemek için bu moment kollarını olabildiğince minimumda tutmak gerekir (28).



Şekil 13. Üç düzlemde oluşan 6 adet moment kolları (Misch'ten, (55))



Şekil 14. Klinik moment kolu olarak; oklüzal yükseklik, kantilever uzunluğu, oklüzal genişlik (Misch'ten, (55))

2.8.8. Poisson Oranı

Aksiyal kuvvet uygulanan bir cismin hem eninde hem de boyunda deformasyon oluşur. Çekme kuvveti altındaki bir cisim kuvvet yönünde uzar ve inceler. Sıkışma kuvvetlerinde ise tam tersi meydana gelir. Stres altındaki cisimde elastik sınırlar içerisinde meydana gelen dik yöndeki gerininim yüklemeye yönündeki gerinime oranına Poisson oranı (ν) denir (74).

$$\text{Poisson oranı}(\nu) = -\epsilon_{\text{trans}} / \epsilon_{\text{axial}} \quad (\text{Eşitlik 3})$$

Çekme yüklerinde Poisson oranı, elastik deformasyon sırasında kesitteki azalmanın uzama ile orantılı olduğunu gösterir. Kesitteki azalma materyal kırılıncaya kadar devam

eder(74). Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0.5 arasında değişkenlik gösterir, maddeye ait ayırt edici bir özelliktir ve birimi yoktur (115).

2.8.9. Hooke Kanunu

Hooke Kanununa göre belirli yük sınırları çerçevesinde, elastik cisimler için gerilme-gerinim ilişkisinin doğrusal olduğu kabul edilir. Cisimde meydana gelen uzama, çekme kuvveti ve cismin uzunluğu ile doğru orantılı iken, kesit alanı ve elastisite modülü ile ters orantılıdır. Hooke Kanunu “Eşitlik 4” denklemi hesaplanarak bulunur (116).

Malzeme gerilimi (σ)= Birim uzama (ϵ) • Malzemenin Elastisite Modülü (E) (Eşitlik 4)

2.8.10. İzotropik, Anizotropik, Homojen Cisim

Üç asal ekseninde benzer özellik gösteren malzemelere izotropik, farklı özellik gösteren malzemelere anizotropik denir. İzotropik cisimler uygulanan kuvvetlerle oluşan çekme, sıkışma, makaslama gerilme streslerinde sabit ve aynı olan elastik modüle sahipken anizotropik cisimler farklı elastik modüle sahiptirler (117, 118).

Homojen cisim; yapısal olarak her elemanı aynı özellikte olan, elastik özelliklerinin cisim içerisinde farklılık göstermediği kabul edilen cisimlerdir (119).

2.9. Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde kuvvetlerin biyolojik yapılar ve materyallerde oluşturduğu gerilmeleri, yoğunlaştığı bölgeleri, materyal yapısında meydana gelebilecek deformasyonları belirleyebilmek amacıyla çeşitli gerilim analiz yöntemleri kullanılmaktadır (120). Bu yöntemler;

1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi
2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi
3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Stres Analiz Yöntemi
4. Holografik İnterferometri (Lazer Işınlı) ile Stres Analiz Yöntemi
5. Termografik Stres Analiz Yöntemi
6. Radyoteleometri Stres Analiz Yöntemi
7. Sonlu Elamanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi

2.9.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Bu yöntem, modelde yükleme sonucu oluşan gerilmeleri polarize ışık ile gözle görülebilen ışık taslakları haline dönüştürerek, cisme ait stres dağılımını ve şiddetini tespit edebilmeyi sağlayan bir analiz tekniğidir. Analizde kullanılacak cismin çift kırınım özelliğine sahip olması gerekir. Polarize edilmiş ışık, yüklemenin etkisinden olan cisimden geçtiğinde dikey titreşimlere dönüşür ve polariskop aleti ile bu titreşimler izlenir ve yorumlanır. Fotoelastik analiz iki boyutlu, üç boyutlu ve yarı üç boyutlu olmak üzere üç şekilde uygulanabilir (121, 122).

2.9.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi

Yük altındaki cisimlerin iletkenlik direncinin değişkenlik prensibine dayanır. Elastik limitler dahilinde gerilen cisim inceler, daha uzun bir forma kavuşur ve bu değişiklik yapı içinde elektriksel direnci artırır. Cisme baskı yapıldığında ise cisim kısalır, kalınlaşır ve elektriksel direnci azalır. Gerilim ölçer yöntemi ile bu elektriksel direncin ölçülmesiyle yapıda oluşan stres miktarı belirlenir (122, 123).

2.9.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Stres Analiz Yöntemi

Bu analiz yönteminde incelenecek olan modele özel bir vernik homojen şekilde püskürtülür ve vernikle kaplanan model fırınlanır. Sonrasında istenilen yönde ve şiddette uygulanan kuvvetin oluşturduğu çatlakların yoğunluğu ve kuvvet hatlarının doğrultusu incelenir ve yorumlanır. Modelin tekrar kullanılamaması dezavantajdır (120).

2.9.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işınlı) ile Stres Analiz Yöntemi

Kohorent ışık kaynağı olarak kullanılan lazer ile holografik film üzerine modelin üç boyutlu görüntüsünün kaydedilmesini sağlayan optik bir yöntemdir. Yüzeydeki nanometrik deformasyonlar, görünen ışın huzmelerine dönüştürülerek analiz edilir (120). Modellerde hasara sebep olmaz ve dış etkenlerin materyalde meydana getirdiği değişiklikleri inceleyebilen oldukça hassas bir yöntemdir (122).

2.9.5. Termografik Stres Analiz Yöntemi

Bu yöntemin esas aldığı prensibe göre; homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde ısıda oluşan periodik değişiklikler materyalin ilgili noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır. Termografik analiz yönteminde kuvvet altında materyallerdeki moleküler düzeyde ısı değişikliklerini ölçülür (74, 122).

2.9.6. Radyoteleometri Stres Analiz Yöntemi

Radyoteleometri kuvvet analiz yöntemi, bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Bu yöntemde; güç kaynağı, radiotransmitter, alıcı, cisme yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükseltici, anten ve veri kaydedici mevcuttur. Gerilim ölçerlerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebep olur ve bu durum radyotelemetrenin frekansını etkileyerek sonuçları oluşturur. Bu yöntemin avantajı, kablosuz bir veri iletiminin olmasıdır. Dezavantajı ise; dental malzemelerde mekanik ve termal yorulma sonuçlarının oluşturduğu etkilerin incelememesidir (122).

2.9.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi

Karmaşık geometriye sahip yapılardaki problemler için analitik bir çözüme ulaşmak zordur. Sonlu elemanlar stres analizi ile biyolojik açıdan incelenmek istenilen cisim belirli sayıda elemanlara bölünerek analitik çözümlenmeye hazır hale getirilir ve analizleri yapılır (12).

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi 1960'ların başında havacılık endüstrisindeki yapısal sorunları çözmek için geliştirilmiştir (11). Birçok mühendislik dalında kompleks yapılardaki sorunların çözümü için kullanılan sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, ilk defa Ledney ve Huang'ın bir diş modelini matematiksel olarak oluşturmasıyla diş hekimliğine adımını atmıştır. Dental implantolojide ise ilk kez 1976 yılında Weinstein ve arkadaşları tarafından kullanılmıştır (124). Böylece, deneysel olarak in vitro veya in vivo olarak analiz edilmesi mümkün olmayan kemik, implant ve protez bileşen ara yüzlerinin biyomekanik davranışının simüle edildiği ve değerlendirilmesine imkan veren sonlu elemanlar stres analizinin kullanımı yaygınlaşmıştır (125).

Bu yöntemle modelin çizgisel, iki boyutlu veya üç boyutlu analizleri yapılabilir. Diş hekimliğinde özellikle diş gibi anatomik yapıların simetrik olmaması iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizini yetersiz kılmaktadır. Daha güvenilir sonuçların elde edilmesi amacıyla üç boyutlu modelleme yapılması ve incelenmesi daha doğrudur (126, 127).

Sonlu elemanlar stres analizi ile elde edilecek sonuçların gerçeğe daha yakın olabilmesi için;

- Modellenen kemiğin ve implantın ayrıntılı geometrisi
- Materyal özellikleri

- Sınır koşulları
- Kemik-implantın ara yüzeyi önem taşımaktadır (12).

Sonlu elemanlar stres analizi üç aşamada gerçekleşir (128);

1.Aşama (Pre-processing): Bu aşama hazırlık aşamasıdır. Kuvvet uygulandığında davranışı incelenecek olan yapının manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi görüntülerinin bilgisayara aktarılması veya CAD (Computer-Aided Designing) programlarının kullanılması ile model oluşturulur. Bu aşamada incelenecek model eleman adı verilen geometrik parçalara bölünür ve elemanlar node adı verilen düğüm noktalarında birleşerek mesh denilen ağ yapısını oluştururlar. Mesh yapısı oluşturduktan sonra yapının mekanik ve malzeme özellikleri (elastik modülü ve poisson oranları) girilir. Daha sonra yapının sınır ve yükleme koşulları belirlenir.

2.Aşama (Processing): Çözümleme aşaması olan bu bölümde elemanların mekanik özellikleri diferansiyel denklemler ile belirlenir. Elemanların denklemleri birleştirilerek yapının denklemler sistemi elde edilir. Elde edilen sayısal sonuçlar birim uzama, gerilme ve reaksiyonların hesaplanmasında kullanılır.

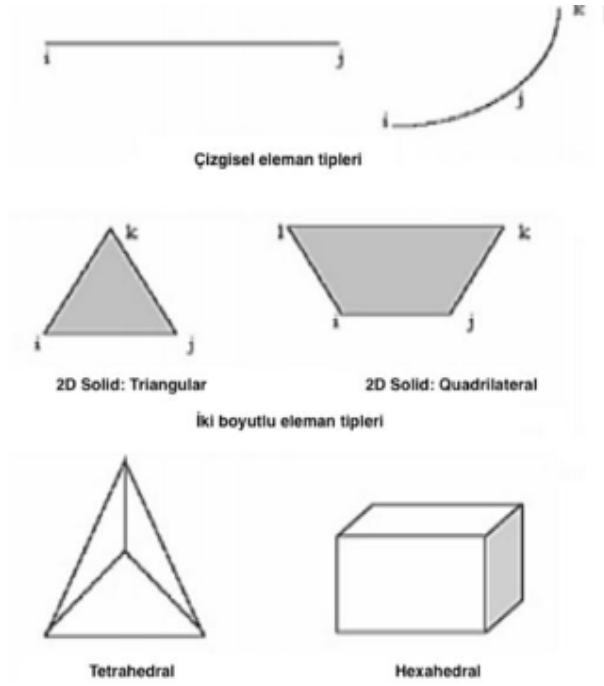
3. Aşama (Post- processing): Bu aşama sonuç aşamasıdır. Analiz sonucu elde edilen sayısal ve teorik değerler görselleştirilir ve anlaşılabilir hale gelmesi sağlanır.

Sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan eleman çeşitleri (111);

- Çizgisel Elemanlar (Line elements): Düğüm noktalarının doğrusal bir şekilde uç uca eklenmesi ile oluşur.

- İki Boyutlu Katı Elemanlar (2D Solid Elements): Belirli kalınlıkta, genellikle üçgen veya eşkenar yamuk biçiminde olan düğümlerden oluşur. 3 veya 4 düğüm noktasına sahip elemanlardır.

- Üç Boyutlu Katı Elemanlar (3D Solid Elements): Dört veya altı yüzeyli olan üç boyutlu elemanlardır (Şekil 15).



Şekil 15. Eleman çeşitleri (Küçükkurt'tan, (111))

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin diğer stres analizi yöntemlerine göre avantajlarını incelediğimizde;

- Yazılımlar sayesinde karmaşık geometriye sahip cisimler gerçeğe yakın bir şekilde modellenebilir.
- İstenilen sayıda ve değişik malzeme verileriyle farklı modeller oluşturulabilir.
- Her bir eleman orijinal yapının mekanik özelliklerini koruduğu için, oluşturulan matematiksel modelin herhangi bölgesinden detaylı nicel veri elde edilebilir.
- Uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve yönü kontrol edilebilir.
- İncelenmek istenen bölgede stres dağılımı ve yer değiştirmeler detaylı bir şekilde incelenebilir.
- Sonlu elemanlar boyut ve şekil çeşitliliği sayesinde pek çok farklı geometriyi temsil edebilir.
- Statik ve dinamik analizlerin ikisi de yapılabilir.
- Sebep-sonuç ilişkisine dair problemler çözülebilir.
- Noninvaziv bir tekniktir.
- Sonuçlar kısa sürede elde edilebilir (11, 129–132).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin diğer stres analizi yöntemlerine göre dezavantajlarını incelediğimizde;

- İyi bir bilgisayar ve yazılım bilgisi gerektirir, yorumlamalarda herhangi bir hata yanlış sonuçlara neden olur.
- Maliyeti fazladır.
- Doğru analiz ve sonuç için modelin gerçeğe yakınlığının sağlanması önemlidir.
- Cismin modellenmesi, malzeme özellikleri, yükleme şartları ve programın kullanımı araştırmacının sorumluluğundadır.
- Kas kuvvetleri gibi biyomekaniği etkileyen durumları tamamıyla oluşturmak imkansızdır (11, 130, 131).

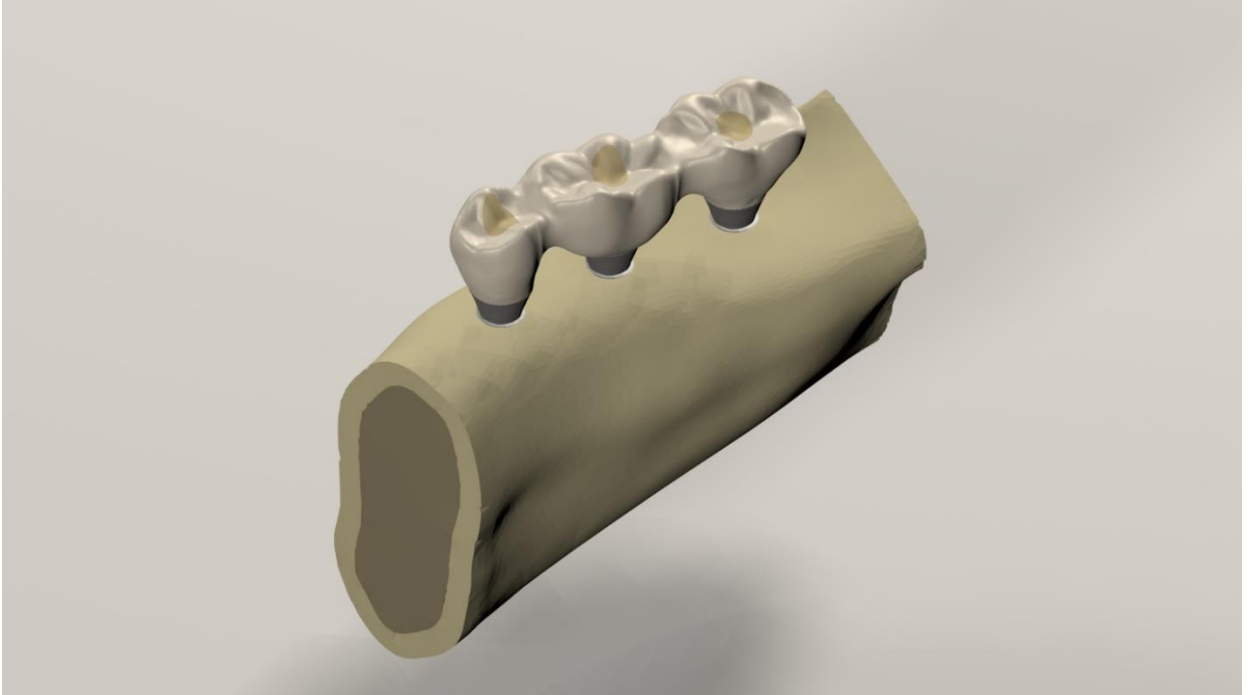
Önceki çalışmalar kron yüksekliğindeki artışın biyomekanik kuvvetlerdeki artışlarla doğrudan ilişkili olduğunu göstermektedir (4, 5, 133). İnterark mesafesi fazla olan ya da kron yüksekliği boyutu normale göre artış göstermiş olan hastalarda stresi azaltmak amacıyla implant sayısı artırılabilir (5). Fakat posterior mandibular bölgede rezorbsiyon sonucu kemik hacminin azaldığı, anatomik yapıların implant yerleşimine engel olduğu, kemik hacmini artırmak için ilave cerrahi tekniklerin uygulanmadığı durumlar mevcudiyetini korumaktadır (7, 63, 64). Bu durumlara alternatif sağlamak ve anatomik yapıların oluşturduğu limitasyonlardan kaçınmak için eğimli implantlarla desteklenmiş köprü restorasyonları ile ilgili yeterli literatür bulunmamaktadır. Ayrıca kron yüksekliğindeki artışın posterior mandibular bölgedeki köprü tasarımlarına etkisi ile ilgili çeşitli çalışmalara ihtiyaç duyulmuştur.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Ay Tasarım Ltd. Şti. (Ankara, Türkiye) iş birliği ile gerçekleştirildi.

Bu tez çalışmasında, dental implantların posterior mandibular bölgeye farklı sayı ve pozisyonda yerleştirilmesiyle elde edilen planlama seçeneklerinde, iki farklı kron yüksekliğindeki 3 üyeli sabit protezlere uygulanan vertikal ve oblik kuvvetlerin oluşturduğu en yüksek çekme, basma ve Von Mises stres değerlerinin incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlandı.

Oluşan stresleri incelemek amacıyla bilgisayar ortamında ve detaylı sayısal değerlerin elde edilmesine olanak sağlayan stres analizi yöntemlerinden üç boyutlu sonlu eleman stres analizi yöntemi kullanıldı. Araştırma statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi. Çalışmada implantların yerleştirileceği posterior mandibular kemiğin, titanyum implant, abutment, vida ve restorasyonların geometrik modelleri oluşturuldu.



Resim 1. Üç implant destekli üç üyeli sabit protez modeli

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU

3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı.



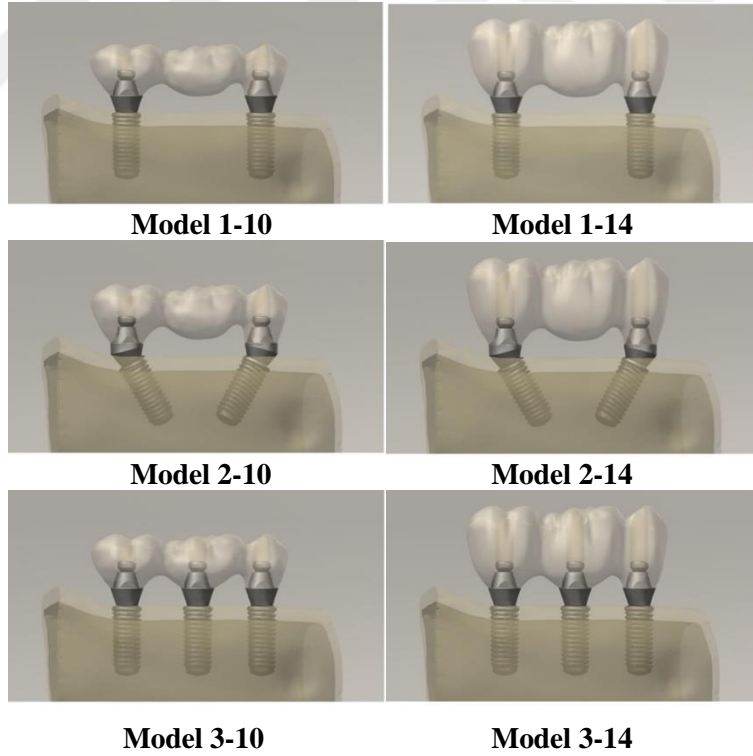
Resim 2. Lazer tarayıcısının görüntüsü (Activity 880 3D Optik Tarayıcı)

3.1. Çalışma Modellerinin Hazırlanması

Çalışmada titanyum implant ve abutmentlar ile desteklenen 3 farklı planlama modeli ve 2 farklı kron yüksekliğine sahip protezler ile tasarlanan toplam altı model oluşturuldu (Tablo 1) (Resim 3).

Tablo 1. Çalışma modelleri

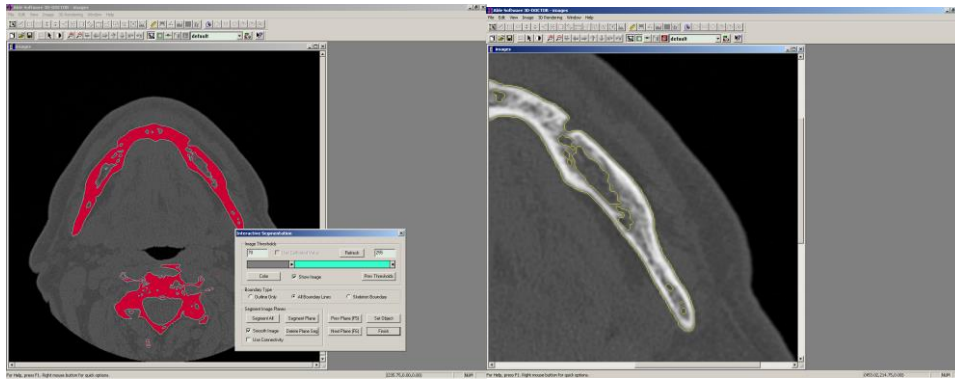
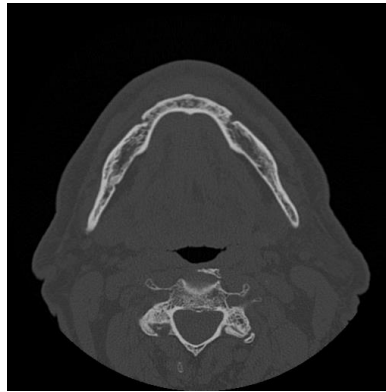
	2.PREMOLAR İMLANT	1.MOLAR İMLANT	2.MOLAR İMLANT	KRON YÜKSEKLİĞİ
MODEL 1-10	90°		90°	10 mm
MODEL 1-14	90°		90°	14 mm
MODEL 2-10	30°		30°	10 mm
MODEL 2-14	30°		30°	14 mm
MODEL 3-10	90°	90°	90°	10 mm
MODEL 3-14	90°	90°	90°	14 mm



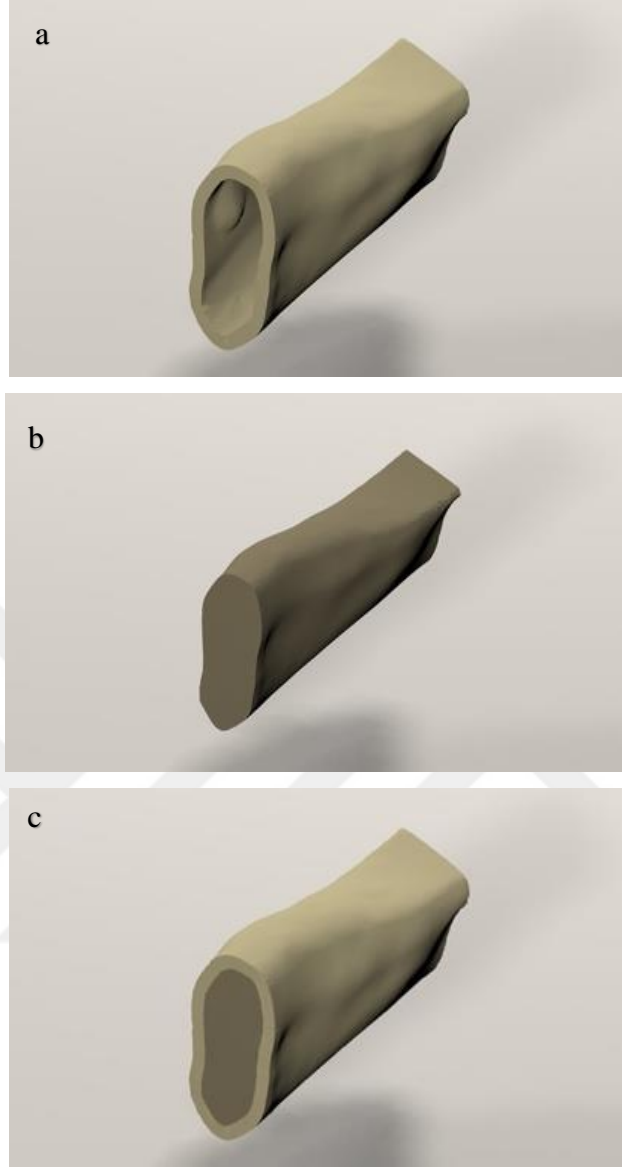
Resim 3. Çalışma modellerinin Render görüntüsü

3.1.1. Mandibulanın Modellenmesi

Alt çeneye ait kemik dokularının modellenebilmesi için, tam dişsiz erişkin bir hastanın Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) taranmış çene kemiği tomografisinden yararlanıldı (Resim 4). Tomografi kesitleri 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) yazılımına atıldı ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler “ComplexRender” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından ‘.stl’ formatında export edildi. Bu aşamada bilgisayar oluşturulan modelin sadece dış yüzeyini, yani kortikal kemiği tanıdığı için trabeküler kemiğin oluşturulması amacıyla istediğimiz kortikal kemik kalınlığı kadar (2 mm) pay bırakılıp trabeküler kemiğin sınırları belirlendi (Resim 5). Bu işlemlerin yapılması için, ‘.stl’ verileri Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına aktarılıp ofset yöntemi kullanıldı. Yapılan çalışmada mandibulanın tümüne gereksinim olmadığından sadece gerekli bölgeler Boolean işlemi ile çıkarıldı. Boolean işleminde bütün yapıların koordinatları muhafaza edildiği için bilgi kaybı olmamaktadır.



Resim 4. Elde edilen tomografi görüntüsü



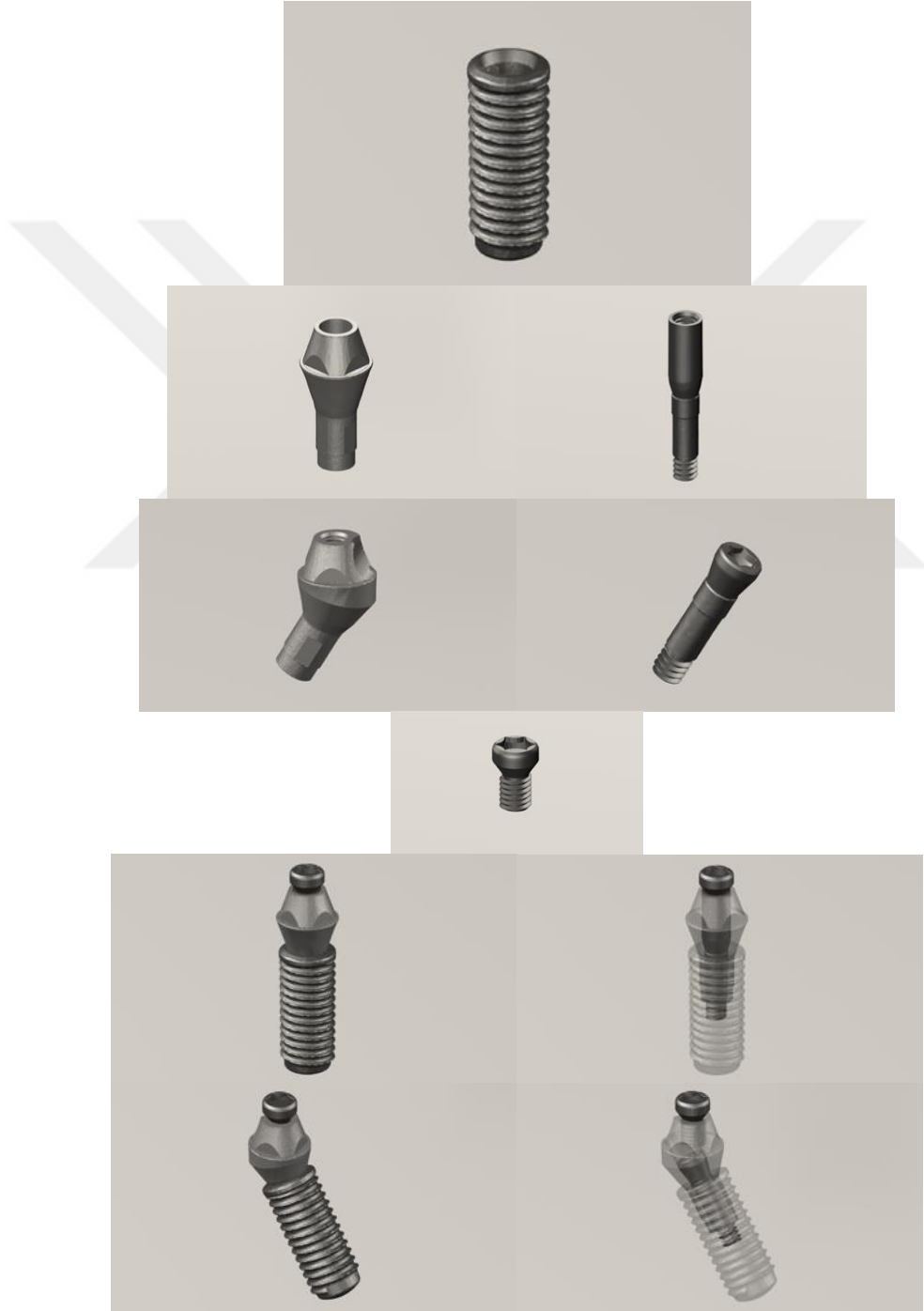
Resim 5. Kemik modeli. **(a)** Kortikal kemik modeli. **(b)** Trabeküler kemik modeli. **(c)** Kortikal-trabeküler kemik modeli.

3.1.2. İmplant ve Abutmentlerin Modellemesi

Kullanılacak implantların yerleştirilmesi için alt çene modeli üzerinde anatomik oluşumların rehber alındığı mental sinirin çıkış noktası olan foramen mentale referans noktası seçildi. Foramen mentale'den çene kemiğinin tepe noktasına çizilen dik doğrunun, 2. küçükazı dişinin kronunun mesial kenarından geçtiği düşünülerek kemik bölgesinin mesial sınırı belirlendi (134, 135).

Çalışmada çapı 4.1 mm, 10 mm uzunluğunda, yelken (buttress) yiv şekline sahip titanyum implant (Bone Level, Straumann, Basel, İsviçre), düz ve 30 derece açılı titanyum

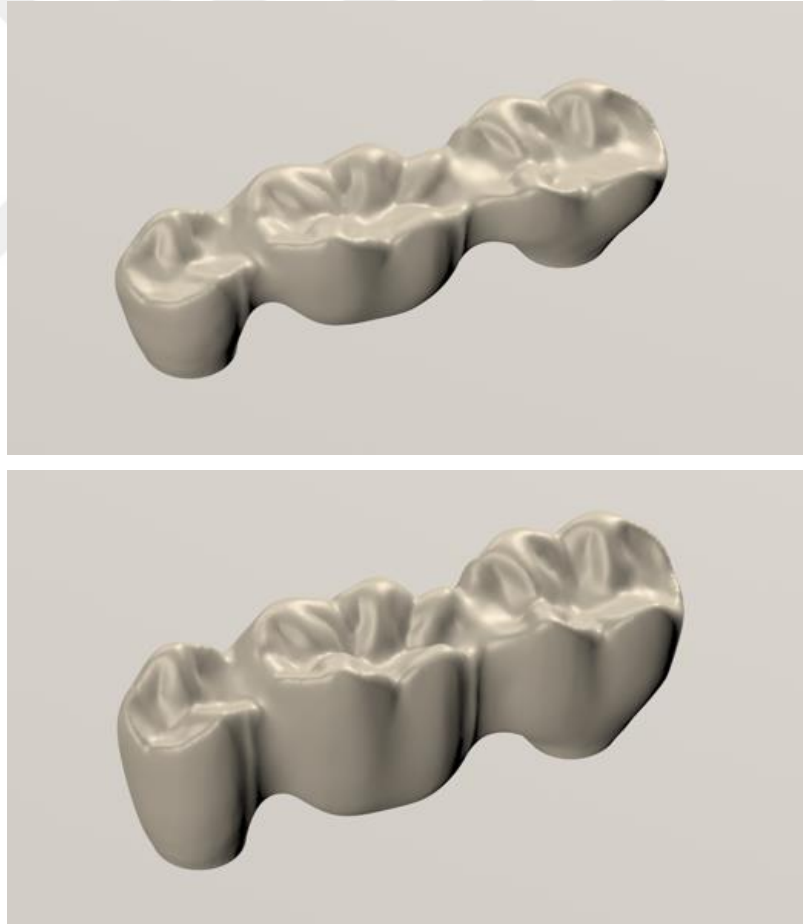
abutmentler (RC Screw-retained Abutment, Straumann, Basel, İsviçre) kullanıldı. Tedarik edilen implant, abutment ve vidaların demo modelleri Activity 880 3 D tarayıcı (Resim 2) ile tarandı. Stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 yazılımına gönderildi ve modellemeleri yapıldı. Boolean yöntemi ile implant, abutment, vidanın birbiri ile ve kemik modelleri arasında uyumu sağlandı (Resim 6).



Resim 6. İmplant, abutment, bağlantı vidası, oklüzal vida görüntüleri

3.1.3. İmplant Destekli Sabit Protezlerin Modellenmesi

Bu tez çalışmasında 45, 46, 47 numaralı diş eksikliği olan posterior mandibular bölgeye implant destekli sabit protezler planlandı. Diş boyutları ve görüntüleri Wheeler atlasından alındı (134). Bu görüntüler Rhinoceros yazılımında ölçeklendirilip modellendi ve anatomik olarak gerçeğe uygun protez modelleri elde edildi. Diş boyutları mesio-distal ve bukkal-lingual olarak atlasla bağlı kalırken, krestal kemik ve kronun en koronaldeki noktası baz alınarak kron boyu 10 mm ve 14 mm olan iki farklı yükseklikte protez tasarlandı (Resim 7). Restoratif materyal olarak ise monolitik zirkonya tercih edildi. Konnektör kalınlıkları ise 4 mmx4 mm ve 4 mmx8 mm şeklinde oluşturuldu. Tasarlanan sabit protezlerde destek dişlerin kronlarının oklüzal yüzeylerine vida girişi açıldı ve retansiyon bağlantı vidası ve oklüzal vida ile sağlandı. Vida girişlerini kapatmak için kompozit rezin kullanıldı.



Resim 7. İmplant üstü protezlerin modellenmesi

3.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Eleman Analizi İçin Hazır Hale Getirilmesi

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarıldı. Stl formatı 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, dış yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verildi (Tablo 2).

Tablo 2. Materyal özellikleri

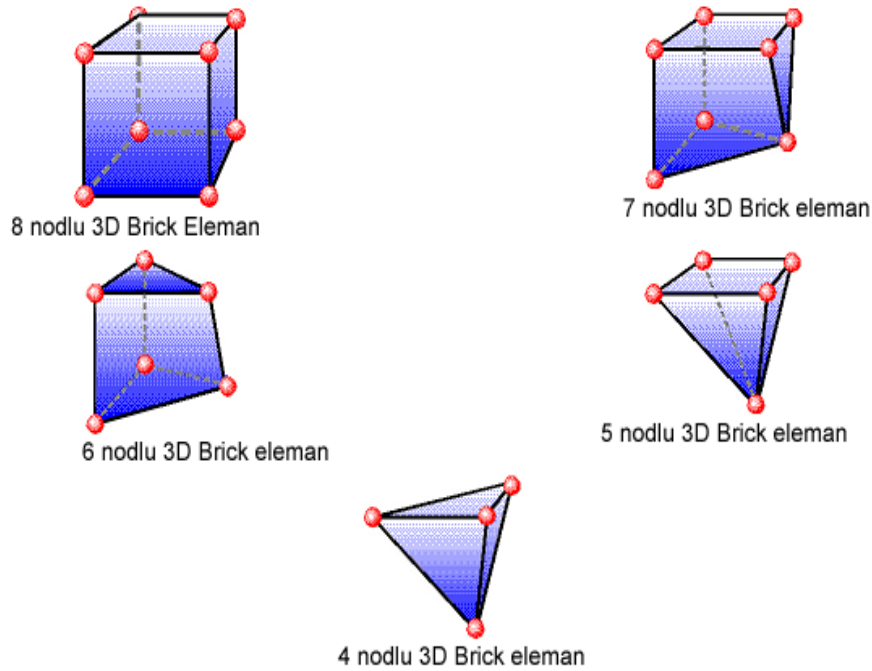
	Elastisite Modülü (GPa)	Poisson Oranı
Titanyum (implant, abutment, vida) (136–140)	110	0.35
Kortikal kemik (137–141)	13.7	0.30
Trabeküler kemik (137–141)	1.37	0.30
Monolitik zirkonya (138, 142, 143)	210	0.30
Kompozit (140, 144)	7	0.20

VR Mesh yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına stl şeklinde yüzey verisi olarak atıldı. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlendi.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olduğunca 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturuldu. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde

yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanıldı. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışıldı. Kemik modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirildi.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanıldı. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanıldı (Şekil 16).



Şekil 16. Farklı düğüm sayısında elemanların görünümü

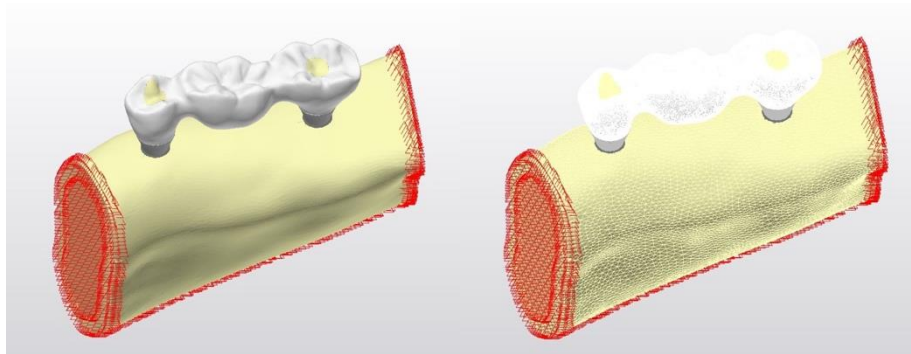
Tüm modeller lineer, izotropik ve homojen materyaller olarak, tüm yapıların %100 kontakta olduğu ve implantların kemik yapısı ile %100 osseointegre olduğu kabul edildi. Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiği modelinin boyutlarını göz önüne alarak, mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçildi. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları Tablo 3'te görülmektedir.

Tablo 3. Modellerdeki düğüm ve eleman sayısı

	Düğüm ve Eleman Sayısı	
Model 1-10	Düğüm sayısı	196 187
	Eleman sayısı	932 773
Model 1-14	Düğüm sayısı	196 947
	Eleman sayısı	939 152
Model 2-10	Düğüm sayısı	212 253
	Eleman sayısı	945 935
Model 2-14	Düğüm sayısı	215 151
	Eleman sayısı	963 065
Model 3 -10	Düğüm sayısı	242 220
	Eleman sayısı	1 170 436
Model 3-14	Düğüm sayısı	246 274
	Eleman sayısı	1 194 684

3.3. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

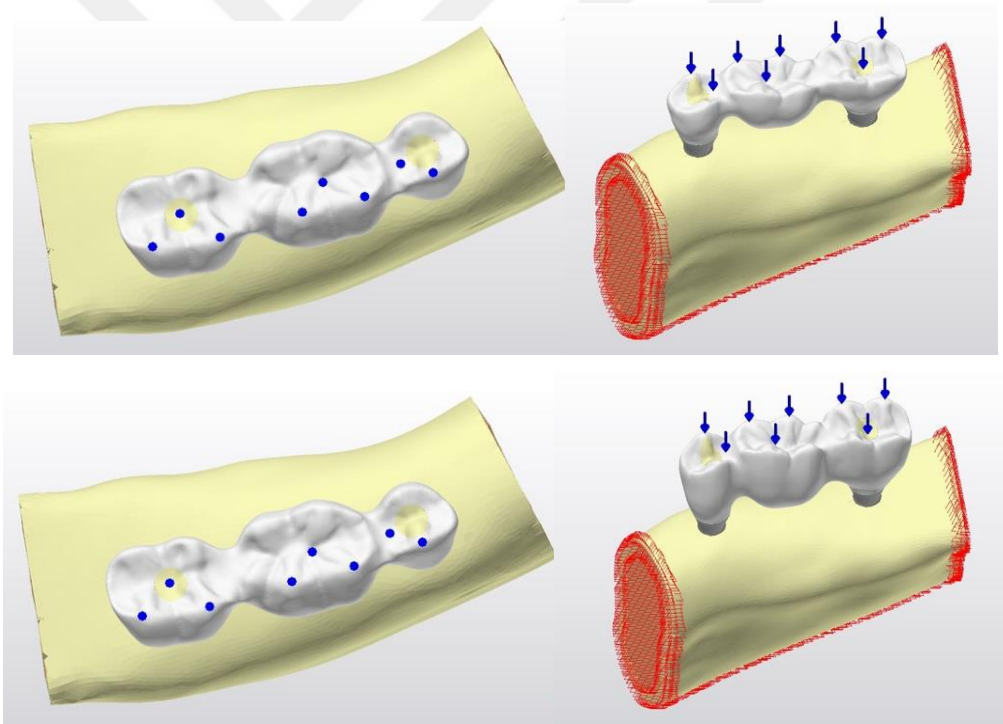
Modelin analizinin yapılabilmesi için sınırlarının tanımlanması ve periferik noktalardan bağlanması gerekir. Çalışmada kullanılan tüm modellerde mandibulanın ön, arka ve alt kısımlarına sıfır serbestlik verildi (Resim 8). Destek alanları, stresin bu bölgelere aktarılmaması ve hatalı sonuçlarla karşılaşılması için analizin yapılacağı bölgelerin uzağına yerleştirildi.



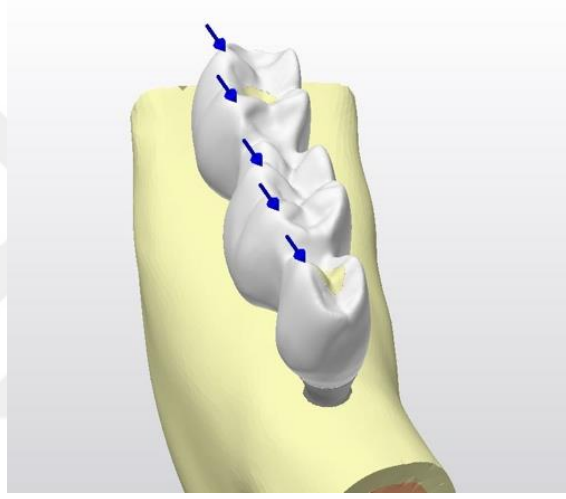
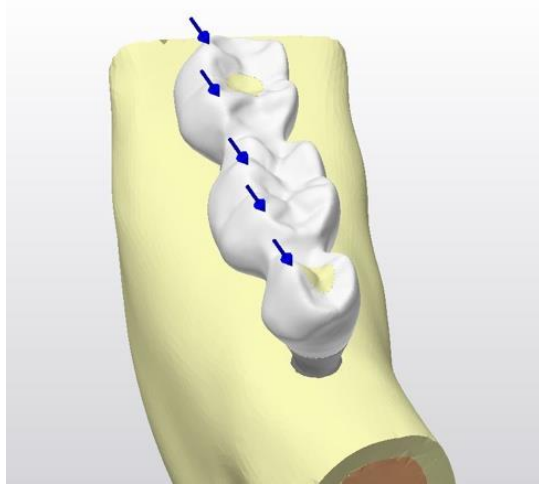
Resim 8. Modellerin sınır koşulları ile gösterilmesi

3.4. Yükleme Koşulları

Çalışmadaki üç farklı planlama ve iki farklı protez yüksekliği olan altı modelin her birine vertikal ve oblik olarak kuvvet uygulandı. Farklı klinik kron yüksekliğine sahip protezlerdeki oklüzal yüzeylerde kuvvet uygulanacak noktalar aynı koordinatlarda seçildi. Vertikal yüklemede tüberkül-fossa ilişkisi temel alınarak fonksiyonel tüberküller ve karşıt dişlerin fonksiyonel tüberküllerinin temas noktaları belirlendi. Her noktadan 100 N olmak üzere premolara 200 N, her molara 300 N olarak toplam 800 N vertikal kuvvet uygulandı. Oblik yüklemede dinamik oklüzyon göz önünde bulundurularak fonksiyonel tüberkül tepelerine bukko-lingual yönde 30° ve her noktadan 100 N olacak şekilde, premolar için 100 N, her molar için 200 N olarak toplam 500 N kuvvet uygulandı. Kuvvetlerin uygulama noktaları Resim 9 ve Resim 10'da gösterilmiştir.



Resim 9. Vertikal yükleme koşulları



Resim 10. Oblik yükleme koşulları

4. BULGULAR

Çalışmamızda, dental implantların farklı sayı ve pozisyonda yerleştirilmesiyle üç planlama grubu, her bir grup için klinik kron boyu 10 mm ve 14 mm olacak şekilde iki ayrı protez olmak üzere toplam altı model oluşturuldu. Her modele vertikal ve oblik kuvvetlerin uygulanmasıyla 12 sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirildi.

Kuvvetlerin uygulanması sonucunda; implant, abutment, bağlantı vidası ve protetik yapıda oluşan Von Mises stres değerleri, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri incelendi. Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, kesit görüntüleri, düğümlerdeki stres miktarı ve dağılımı hassas bir şekilde değerlendirildi ve yorumlandı.

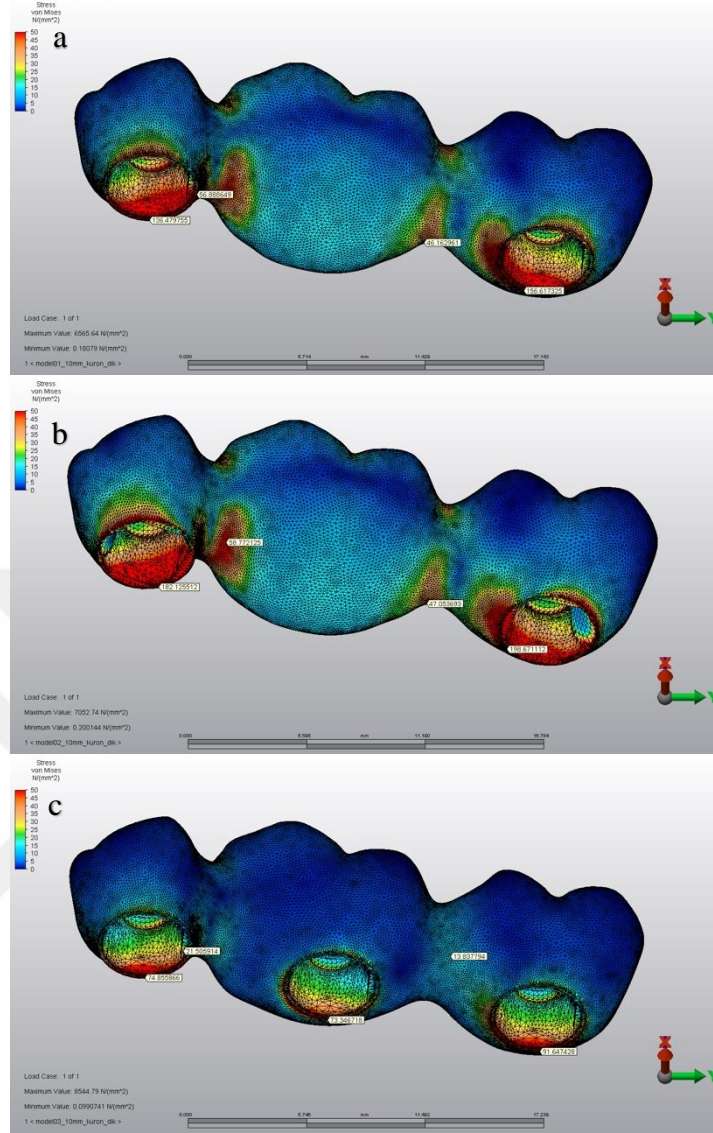
Analiz sonuçlarında pozitif değerler çekme streslerini, negatif değerler ise basma streslerini belirtmektedir. Stres elemanındaki mutlak değeri daha büyük olan, o elemanın hangi stres tipi etkisi altında olduğunu göstermektedir.

4.1. 10 mm Kron Yüksekliğindeki Sabit Bölümlü Protez Modellerinde Vertikal Kuvvet Sonucunda Elde Edilen Bulgular

4.1.1. Modellerde Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Vertikal yükleme sonucu 10 mm kron yüksekliğine sahip sabit bölümlü protezde en yüksek Von Mises değeri; Model 1-10 için 2.molar kronunun abutmentle birleşim yerinde serviko-bukkal bölgede 156.61 MPa'dır. Model 2-10 için 2.molar kronun abutmentle birleşim yerinde serviko-bukkal bölgede 198.67 MPa'dır. Model 3-10 için 2.molar kronunun abutmentle birleşim yerinde serviko-bukkal bölgede 91.64 MPa'dır (Resim 11).

Vertikal yükleme sonucunda 10 mm kron yüksekliğine sahip sabit bölümlü protezlerde üç model için de en yüksek Von Mises değerleri 2.molar kronunda ve serviko-bukkal bölgede ölçülmüştür. Modeller arasında protetik yapıda ölçülen en yüksek Von Mises stres değeri yüksekte az doğru; Model 2-10, Model 1-10, Model 3-10 şeklindedir (Şekil 17).

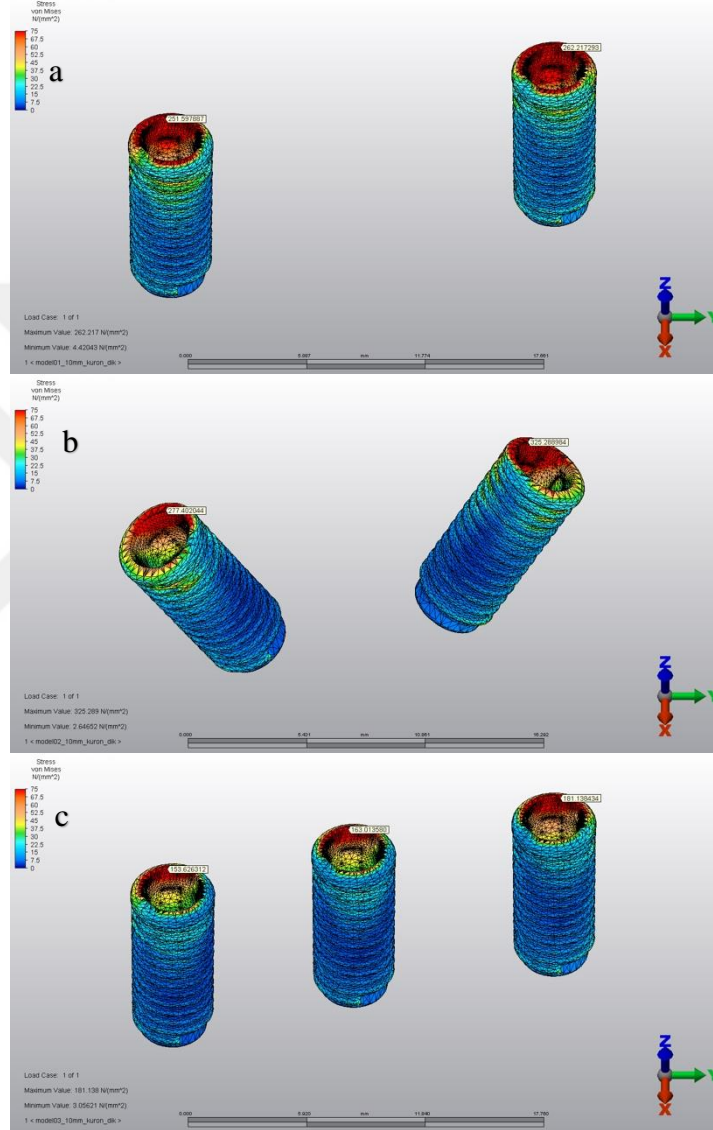


Resim 11. 10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yüklemeye sonucu üst yapıda oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.

4.1.2. İmplantlarda Von Mises Stres Değerleri

10 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde vertikal yüklemeye sonucunda her üç modelde implantlardaki en yüksek Von Mises stres değerleri 2.molar implantta ve implantların servikal bölgelerinde, bukkal tarafta ölçülmüştür (Resim 12). Model 1-10 için implantlardaki en yüksek Von Mises stres değeri 2.molar implantın bukkoservikal bölgesinde 262.21 MPa olarak ölçülmüştür. 2.premolar implattaki en yüksek değer ise servikal bölgede 251.59 MPa'dır. Model 2-10'da implantlardaki en yüksek Von Mises stres değeri 2.molar implantın servikal bölgesinde 325.28 MPa'dır. 2.premolar implanttaki

en yüksek değer ise servikal bölgede 277.40 MPa olarak llmtr. Model 3-10 için implantlardaki en yüksek Von Mises stres değeri 2.molar implantın servikal bölgesinde 181.13 MPa'dır. 1.molar implantta servikal bölgede 163.01 MPa, 2.premolar implantta servikal bölgede 153.62 MPa olarak llmtr (Resim 12).

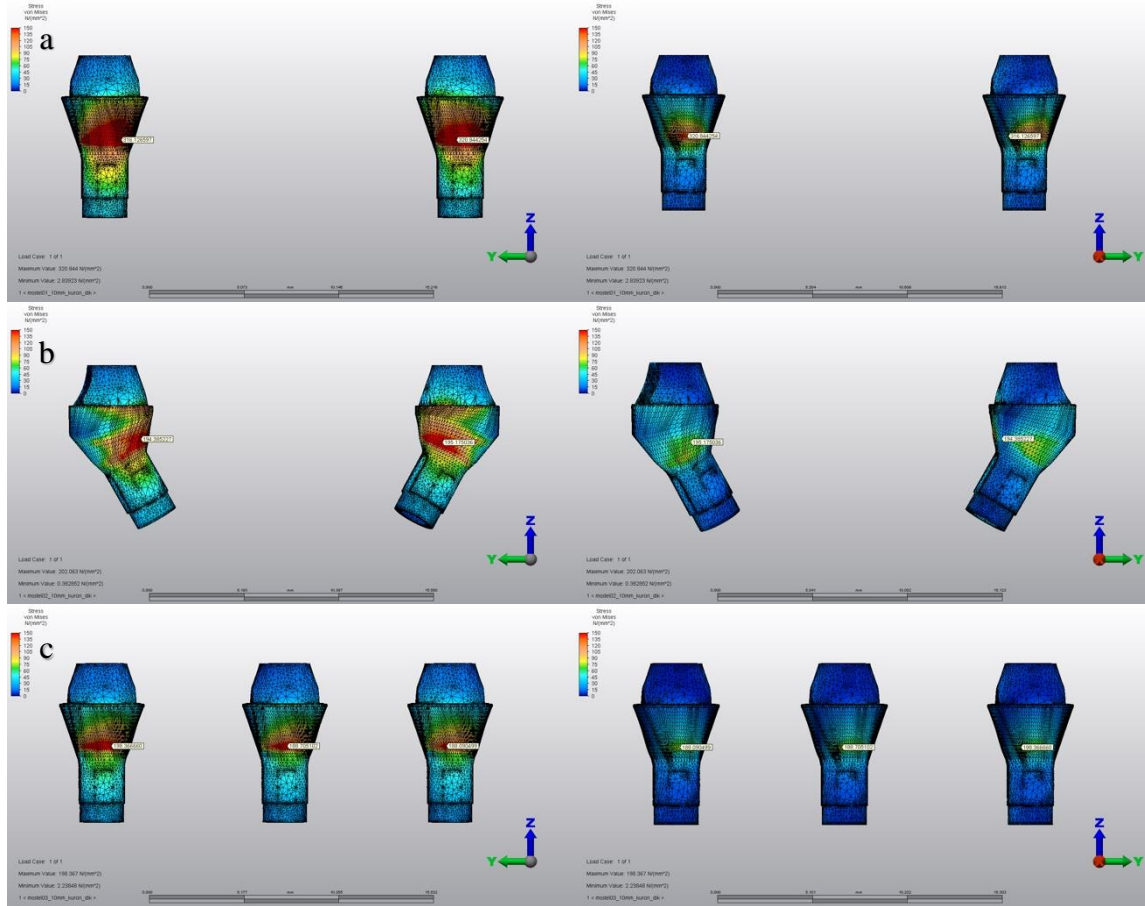


Resim 12. 10 mm kron yüksekliğindeki  yyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.

4.1.3. Abutmentlerde Von Mises Stres Değerleri

10 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde vertikal yükleme sonucunda abutmentlerdeki en yüksek Von Mises değerleri; implantların servikal

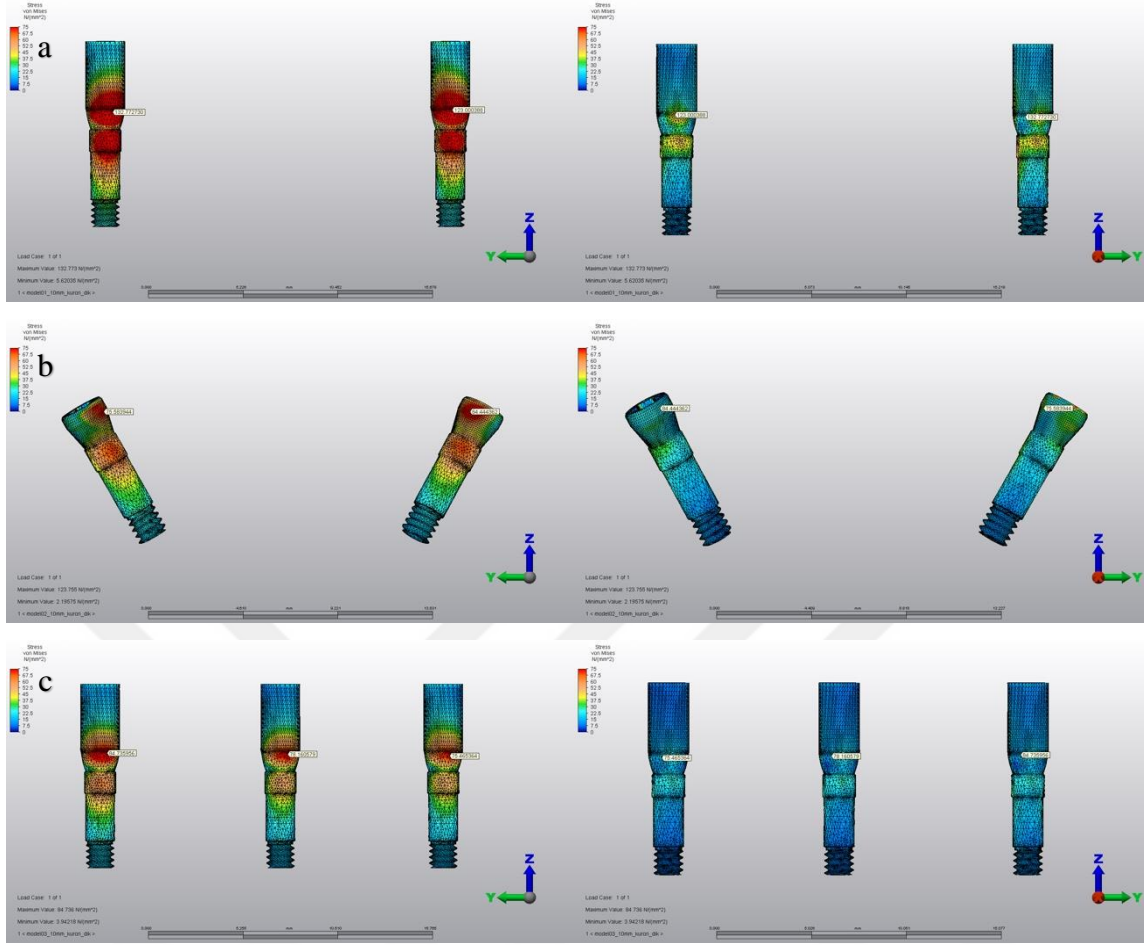
bölgelerinin abutment ile temas ettiği noktalarda bulunmuştur (Resim 13). Model 1-10'da 2.premolar abutmentinde 320.84 MPa, Model 2-10'da 2.premolar abutmentinde 195.17 MPa, Model 3-10'da 2.molar abutmentinde 198.36 MPa'dır (Şekil 19).



Resim 13. 10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu abutmentlerde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.

4.1.4. Bağlantı Vidalarında Von Mises Stres Değerleri

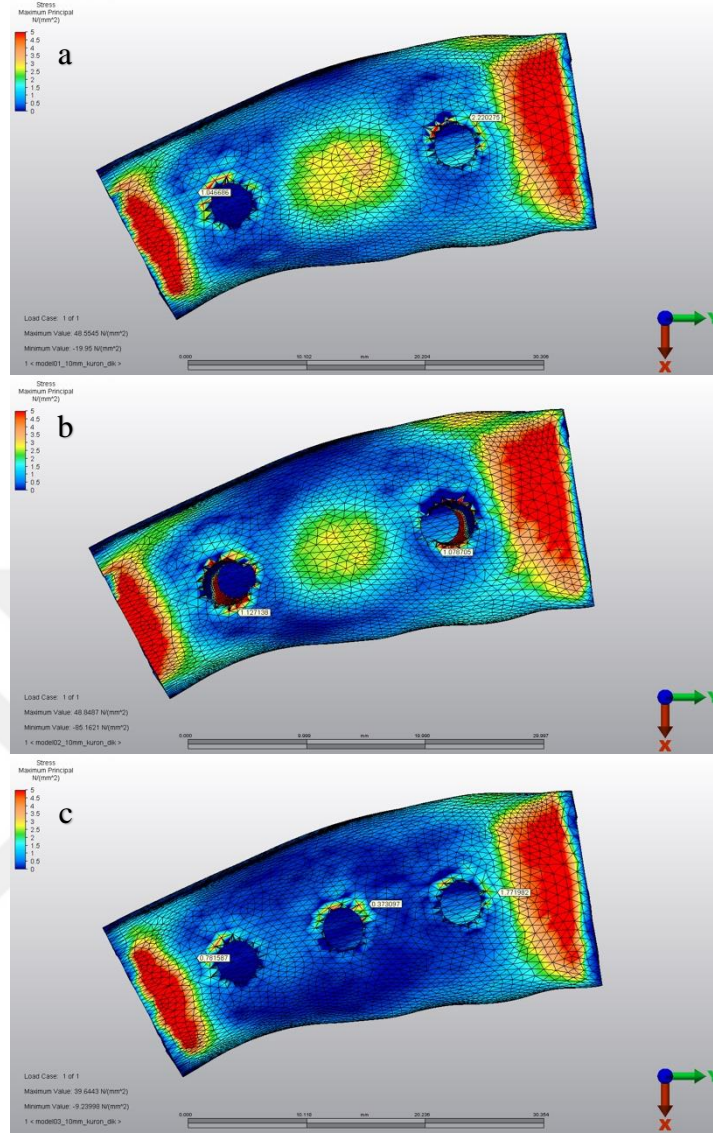
10 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde vertikal yükleme sonucunda bağlantı vidaları üzerindeki en yüksek Von Mises değerleri tüm modellerdeki her bağlantı vidası için bukkal bölgede bulunmuştur (Resim 14). Bu grup için bağlantı vidalarındaki en yüksek Von Mises değerleri Model 1-10'da 2.molar bağlantı vidasında 132.77 MPa, Model 2-10'da 2.premolar bağlantı vidasında 84.44 MPa, Model 3-10'da 2.molar bağlantı vidasında 84.73 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 20).



Resim 14. 10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu bağlantı vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.

4.1.5. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

10 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde vertikal yükleme sonucunda kortikal kemik üzerindeki maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde (Resim 15); Model 1-10'da en yüksek değer 2.molar implant çevresinde disto-bukkal bölgede 2.22 MPa'dır. 2.premolar implant çevresinde ise mesio-bukkal bölgede 1.04 MPa olarak ölçülmüştür. Model 2-10'da kortikal kemikteki en yüksek gerilme değeri 2.premolar implant çevresinde lingual bölgede 1.12 MPa'dır, 2.molar implant çevresinde ise lingual bölgede 1.07 MPa olarak ölçülmüştür. Model 3-10'da kortikal kemikteki en yüksek gerilme değeri 2.molar implant çevresinde distal bölgede 1.77 MPa'dır. 2.premolar implant çevresinde mesio-bukkal bölgede 0.78 MPa, 1.molar implant çevresinde disto-bukkal bölgede 0.37 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 21).

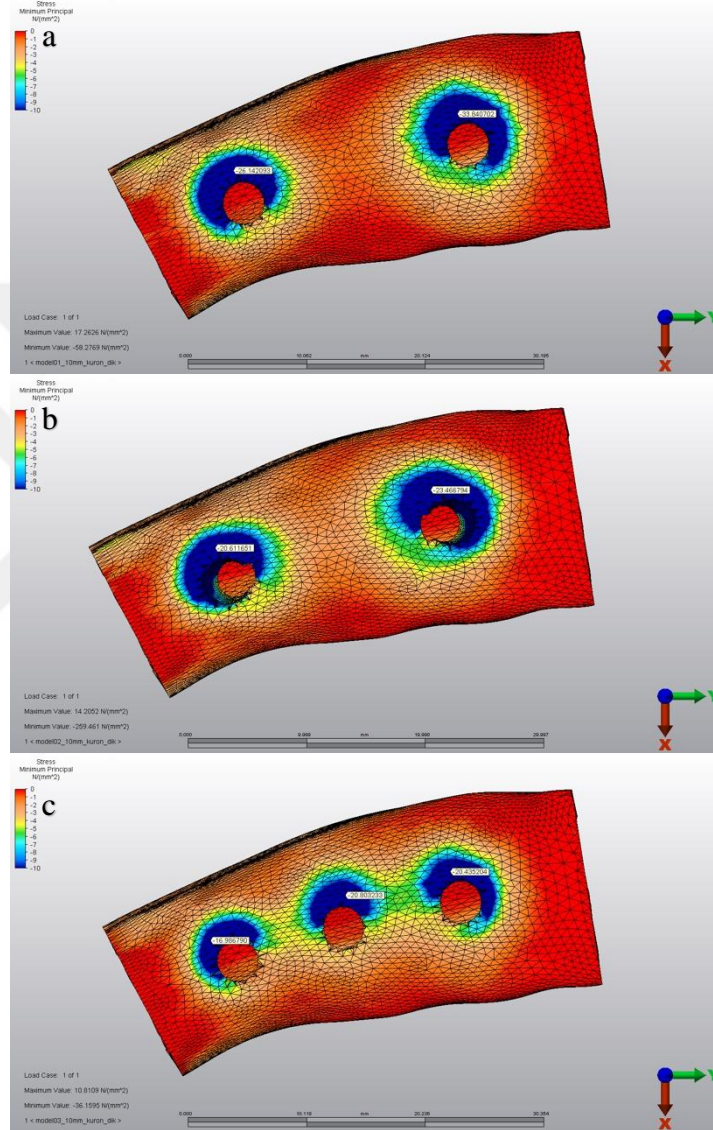


Resim 15. 10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yüklemeye sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.

4.1.6. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

10 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde vertikal yüklemeye sonucunda kortikal kemik üzerindeki minimum asal gerilme değerleri incelendiğinde; Model 1-10'da en yüksek değer 2.molar implant çevresinde bukkal bölgede -33.84 MPa'dır. 2.premolar implant çevresindeki en yüksek değer ise -26.14 MPa olarak ölçülmüştür. Model 2-10'da kortikal kemikteki en yüksek basma stres değeri 2.molar implant çevresinde bukkal bölgede -23.46 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde ise bukkal bölgede -20.61 MPa olarak ölçülmüştür. Model 3-10'da kortikal kemikteki en yüksek basma stres değeri 1.molar

implant çevresinde bukkal bölgede -20.80 MPa'dır, 2.molar implant çevresinde bukkal bölgede -20.43 MPa, 2.premolar implant çevresinde -16.98 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 22). Tüm modellerdeki kortikal kemiğe ait en yüksek minimum asal gerilme değerleri implantların çevresinde ve bukkal bölgede ölçülmüştür (Resim 16).

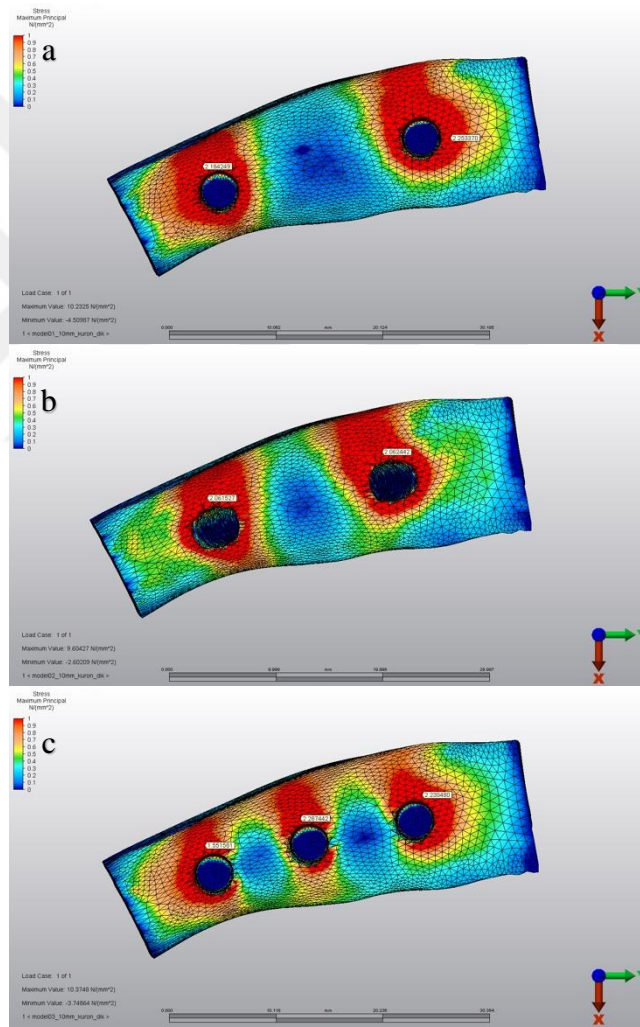


Resim 16. 10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.

4.1.7. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

10 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde vertikal yükleme sonucunda trabeküler kemik üzerindeki maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde

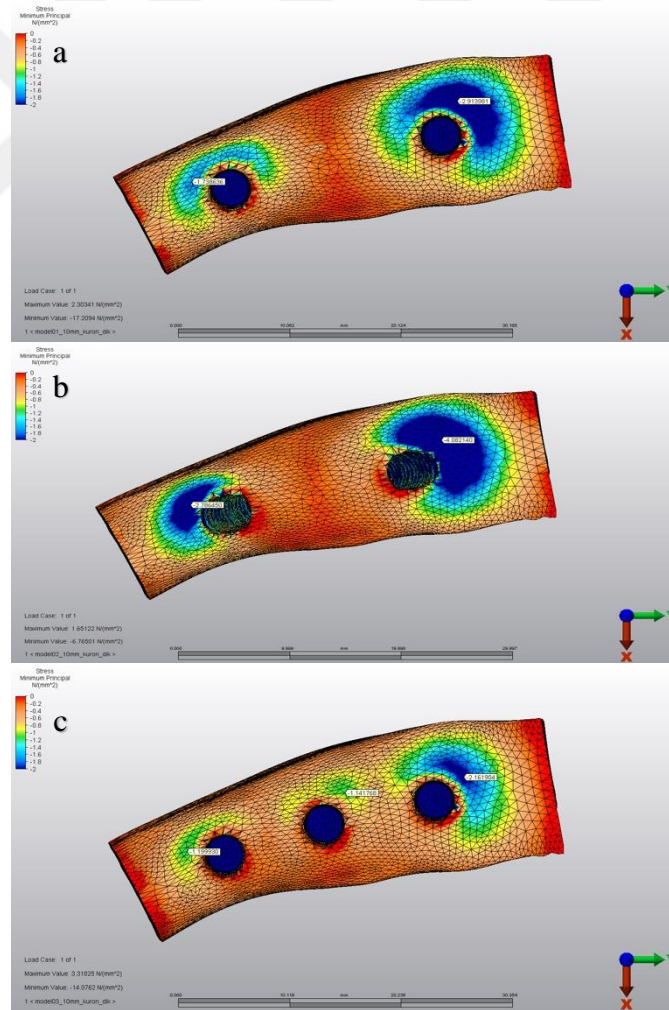
(Resim 17); Model 1-10'da en yüksek değer 2.molar implant çevresinde distal bölgede 2.25 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde ise bukkal bölgede 2.18 MPa olarak ölçülmüştür. Model 2-10'da trabeküler kemikteki en yüksek maksimum asal gerilme değeri 2.molar implantın çevresinde bukkal bölgede 2.062 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde ise bukkal bölgede 2.061 MPa olarak ölçülmüştür. Model 3-10'da trabeküler kemikteki en yüksek maksimum asal gerilme değeri 1.molar implantın çevresinde bukkal bölgede 2.28 MPa'dır, 2.molar implant çevresinde bukkal bölgede 2.23 MPa, 2.premolar implant çevresinde bukkal bölgede 1.55 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 23).



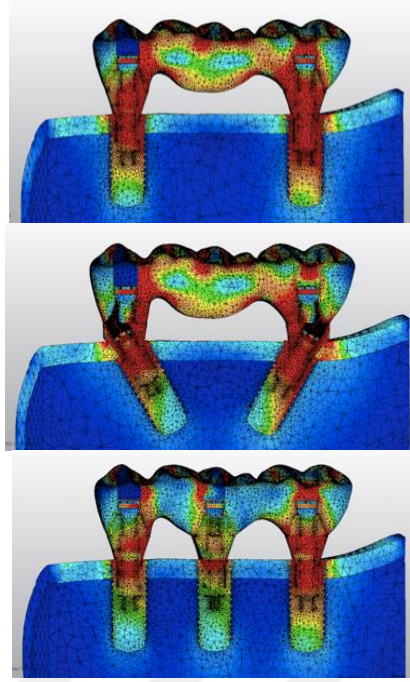
Resim 17. 10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.

4.1.8. Trabeküler Kemige Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

10 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde vertikal yükleme sonucunda trabeküler kemik üzerindeki minimum asal gerilme değerleri incelendiğinde (Resim 18); Model 1-10'da en yüksek değer 2.molar implant çevresinde disto-bukkal bölgede -2.91 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde mesio-bukkal bölgede -1.73 MPa olarak ölçülmüştür. Model 2-10'da trabeküler kemikte en yüksek minimum asal gerilme değeri 2.molar implantın disto-bukkal bölgede -4.08 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde mesio-bukkal bölgede -2.78 MPa olarak ölçülmüştür. Model 3-10'da trabeküler kemikte en yüksek minimum asal gerilme değeri 2.molar implant çevresinde disto-bukkal bölgede -2.16 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde mesio-bukkal bölgede -1.19 MPa, 1.molar implant çevresinde disto-bukkal bölgede -1.14 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 24).



Resim 18. 10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.



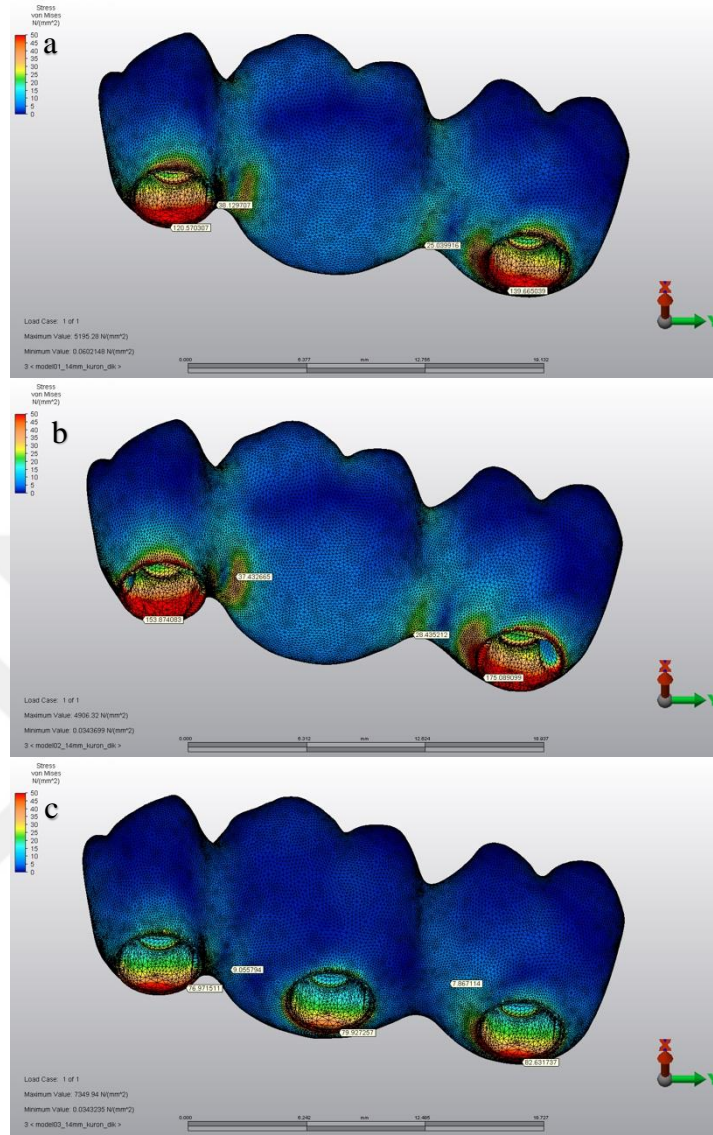
Resim 19. 10 mm kron yüksekliğindeki modellerin vertikal yükleme sonucu sagittal kesitte Von Mises stres dağılımı

4.2. 14 mm Kron Yüksekliğindeki Sabit Bölümlü Protez Modellerinde Vertikal Kuvvet Sonucunda Elde Edilen Bulgular

4.2.1. Modellerde Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Vertikal yükleme sonucu 14 mm kron yüksekliğine sahip sabit bölümlü protezde en yüksek Von Mises değeri Model 1-14 için 2.molar kronunun abutmentle birleşim yerinde serviko-bukkal bölgede 139.66 MPa'dır. Model 2-14'te 2.molar kronun abutmentle birleşim yerinde serviko-bukkal bölgede 171.08 MPa'dır. Model 3-14'te 2.molar kronunun abutmentle birleşim yerinde serviko-bukkal bölgede 82.63 MPa'dır (Resim 20).

Vertikal yükleme sonucunda 14 mm kron yüksekliğine sahip sabit bölümlü protezlerde üç model için de en yüksek Von Mises değerleri 2.molar kronunda ve serviko-bukkal bölgede ölçülmüştür. Modeller arasında protetik yapıda ölçülen en yüksek Von Mises stres değeri yüksekten aza doğru sırasıyla; Model 2-14, Model 1-14, Model 3-14 şeklindedir (Şekil 17).

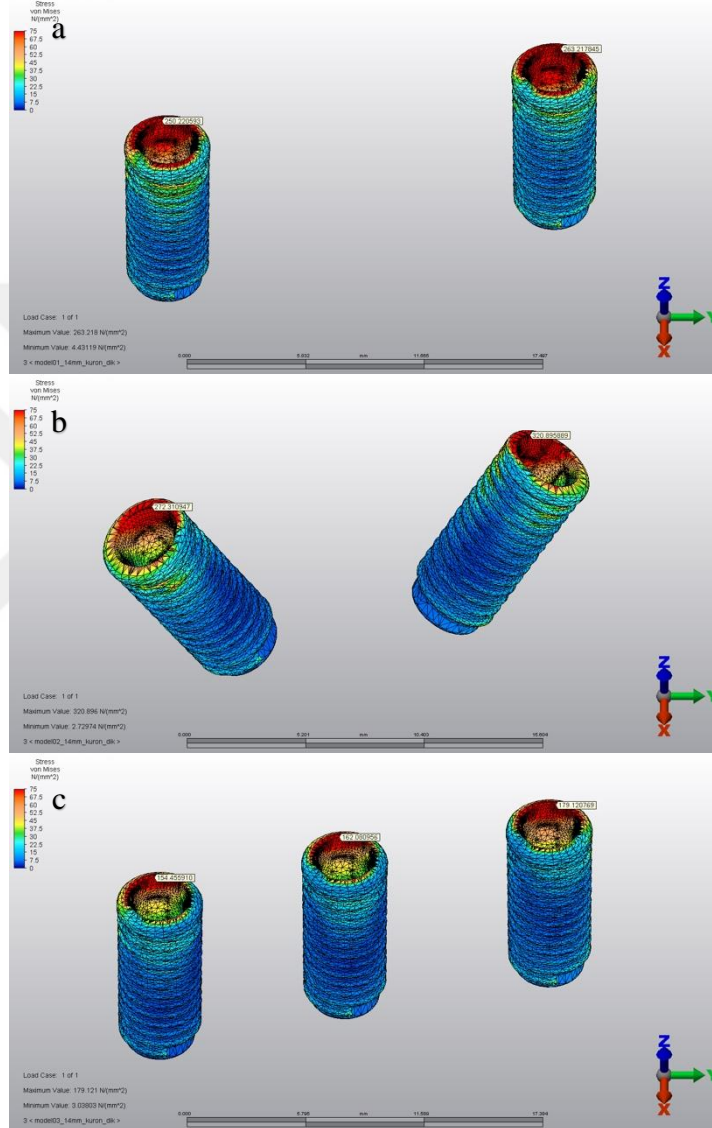


Resim 20. 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yüklemeye sonucu üst yapıda oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.

4.2.2. İmplantlarda Von Mises Stres Değerleri

14 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde vertikal yüklemeye sonucunda her üç modelde implantlardaki en yüksek Von Mises stres değerleri 2.molar implantta ve implantların servikal bölgelerinde, bukkal tarafta ölçülmüştür (Resim 21). Model 1-14'te implantlardaki en yüksek Von Mises stres değeri 2.molar implantın servikal bölgesinde 263.21 MPa olarak ölçülmüştür. 2.premolar implattaki en yüksek değer ise servikal bölgede 250.22 MPa'dır. Model 2-14'te implantlardaki en yüksek Von Mises stres değeri 2.molar implantın servikal bölgesinde 320.89 MPa'dır. 2.premolar implanttaki en

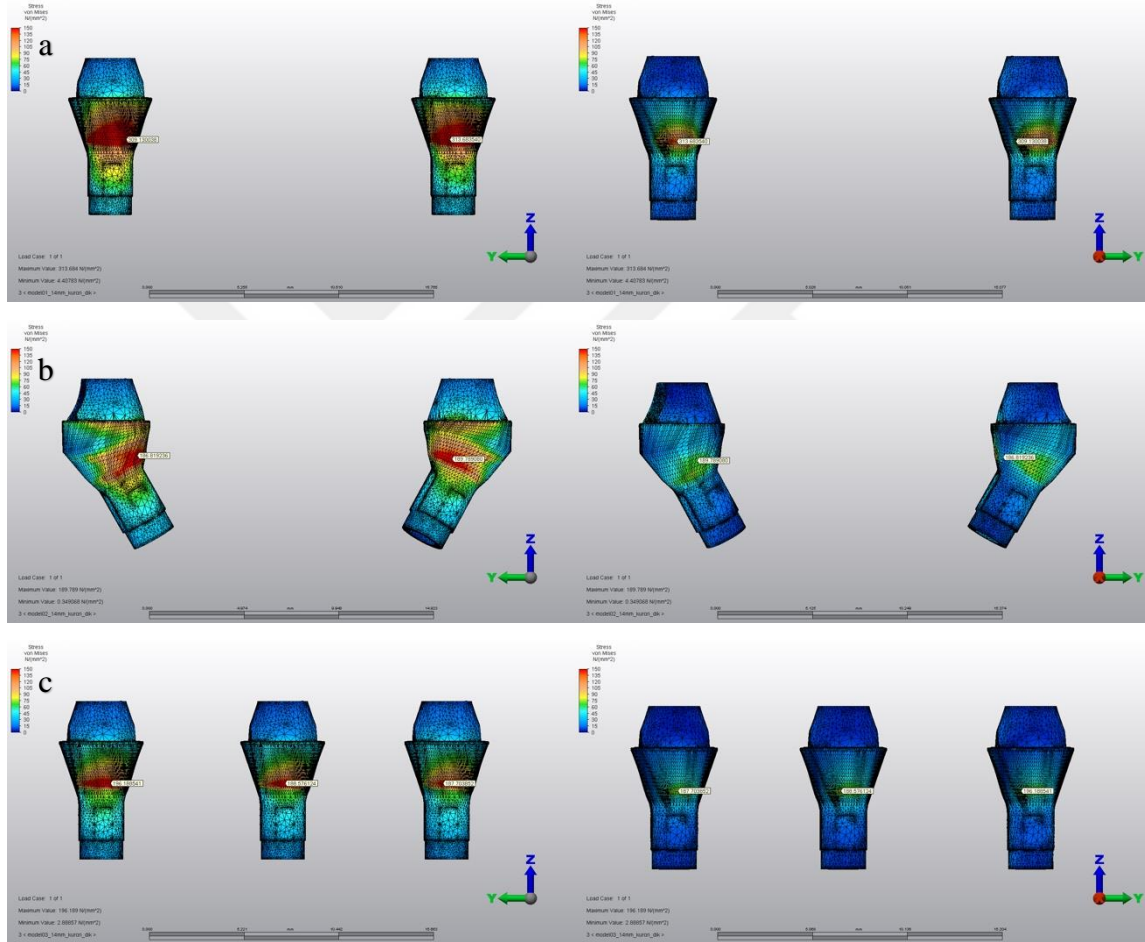
yüksek değer ise servikal bölgede 272.31 MPa olarak ölçülmüştür. Model 3-14'te implantlardaki en yüksek Von Mises stres değeri 2.molar implantın servikal bölgesinde 179.12 MPa'dır. 1.molar implantta servikal bölgede 162.08 MPa, 2.premolar implantta servikal bölgede 154.45 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 18).



Resim 21. 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.

4.2.3. Abutmentlerde Von Mises Stres Değerleri

14 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde vertikal yükleme sonucunda abutmentlerdeki en yüksek Von Mises değerleri; implantların servikal bölgelerinin abutment ile temas ettiği noktalarda bulunmuştur (Resim 22). Model 1-14'te 2.premolar abutmentinde 313.68 MPa, Model 2-14'te 2.premolar abutmentinde 189.78 MPa, Model 3-14'te 2.molar abutmentinde 196.18 MPa'dır (Şekil 19).

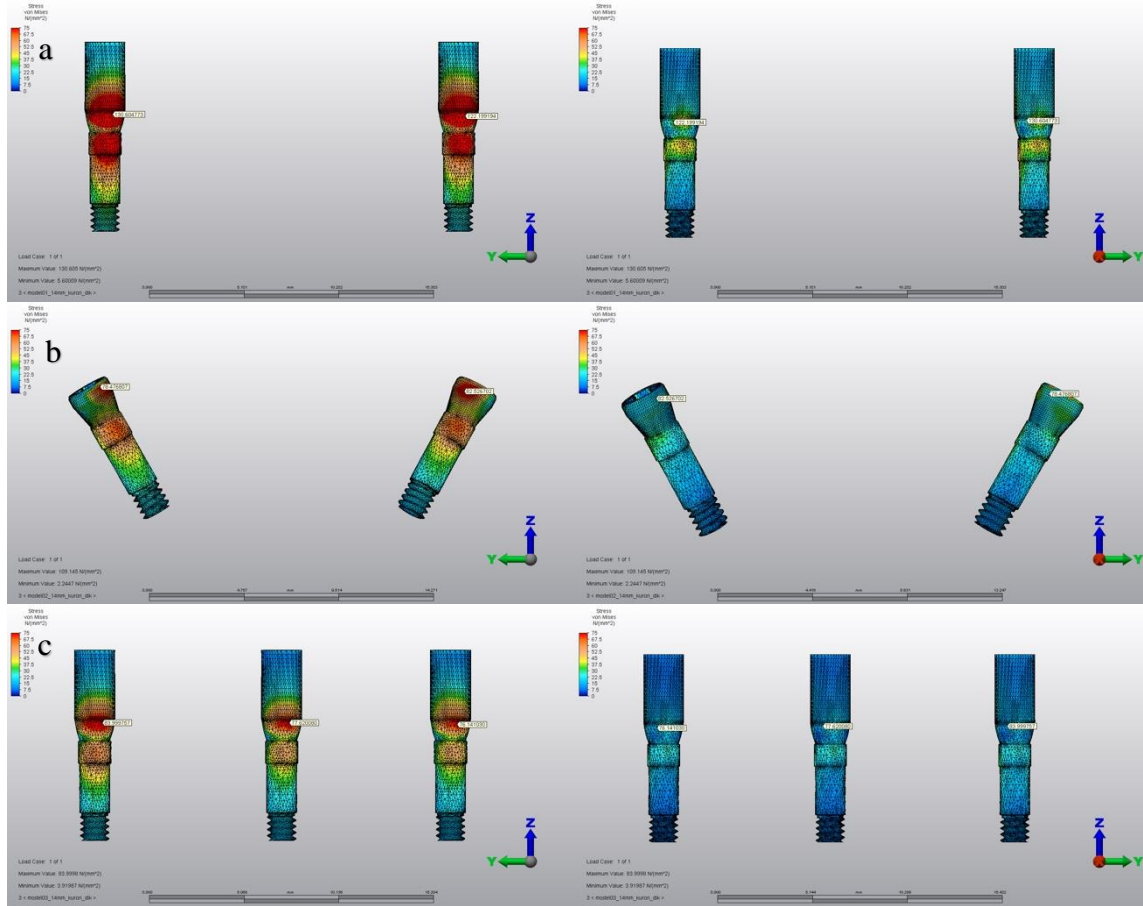


Resim 22. 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu abutmentlerde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.

4.2.4. Bağlantı Vidalarında Von Mises Stres Değerleri

14 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde vertikal yükleme sonucunda bağlantı vidaları üzerindeki en yüksek Von Mises değerleri tüm modellerdeki her bağlantı vidası için bukkal bölgede bulunmuştur (Resim 23). Bu grup için bağlantı

vidalarındaki en yüksek Von Mises değerleri Model 1-14'te 2.molar bağlantı vidasında 130.60 MPa, Model 2-14'te 2.premolar bağlantı vidasında 82.52 MPa, Model 3-14'te 2.molar bağlantı vidasında 83.99 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 20).

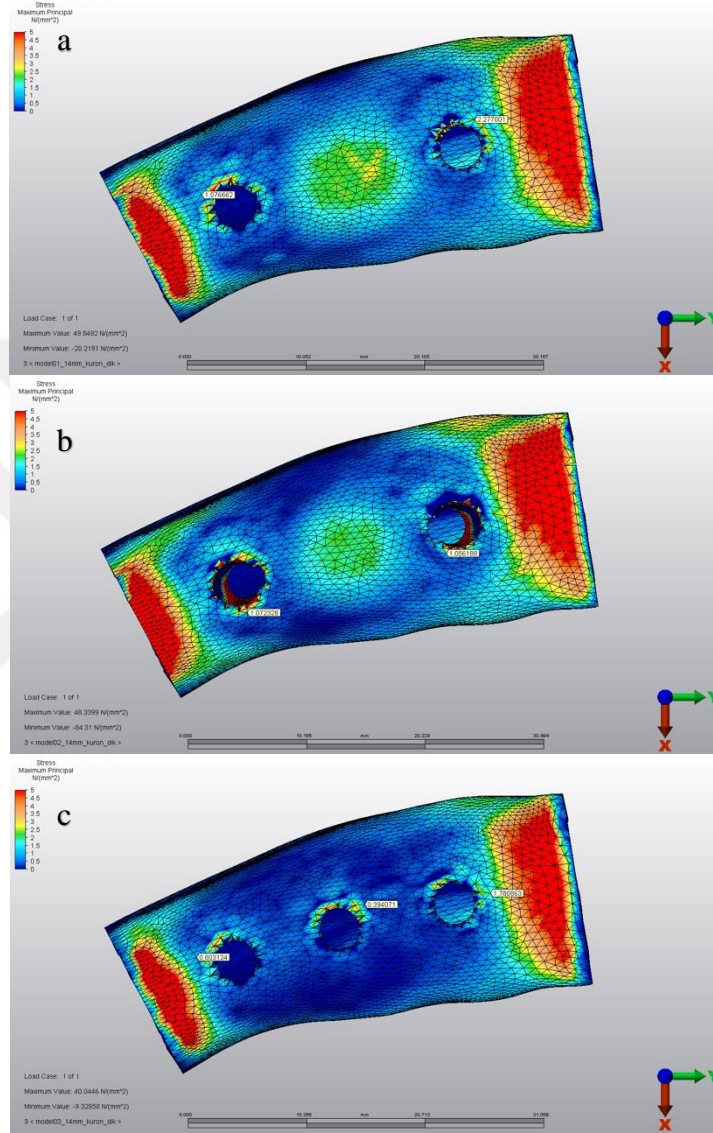


Resim 23. 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu bağlantı vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.

4.2.5. Kortikal Kemige Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

14 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde vertikal yükleme sonucunda kortikal kemik üzerindeki maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde (Resim 24); Model 1-14'te en yüksek değer 2.molar implant çevresinde disto-bukkal bölgede 2.27 MPa'dır. 2.premolar implant çevresinde ise mesio-bukkal bölgede 1.07 MPa olarak ölçülmüştür. Model 2-14'te kortikal kemikteki en yüksek gerilme değeri 2.premolar implant çevresinde lingual bölgede 1.07 MPa'dır, 2.molar implant çevresinde ise lingual bölgede 1.05 MPa olarak ölçülmüştür. Model 3-14'te kortikal kemikteki en yüksek gerilme

değeri 2.molar implant çevresinde distal bölgede 1.78 MPa'dır. 2.premolar implant çevresinde mesio-bukkal bölgede 0.80 MPa, 1.molar implant çevresinde disto-bukkal bölgede 0.39 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 21).

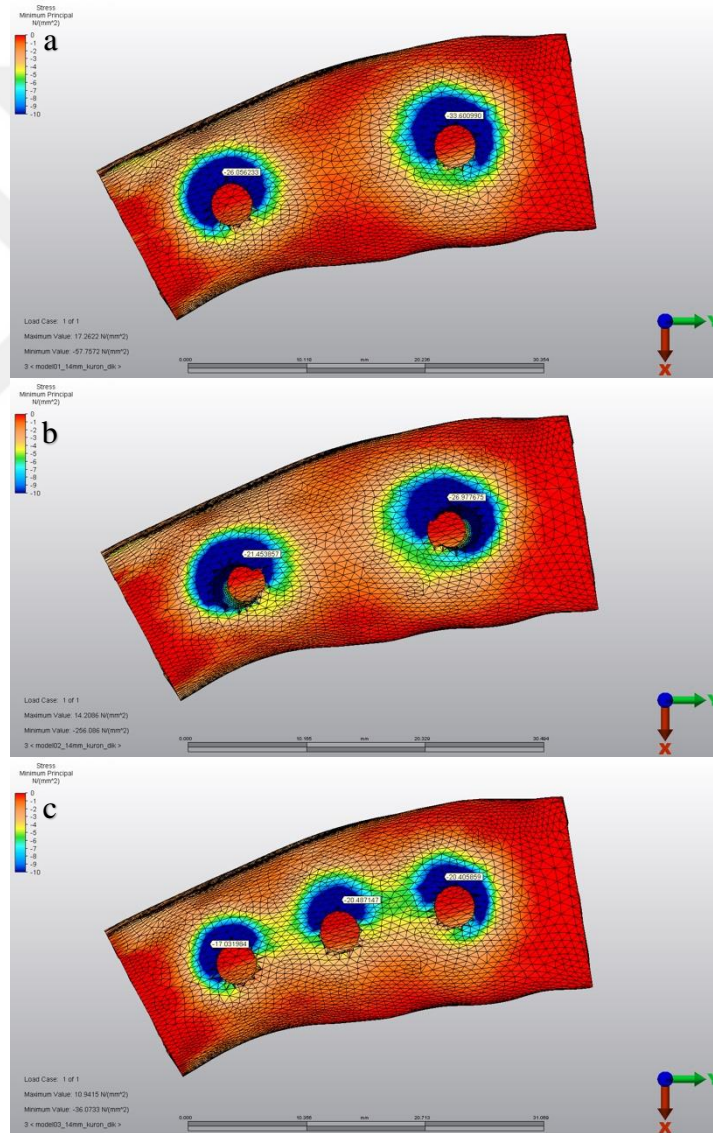


Resim 24. 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.

4.2.6. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

14 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde vertikal yükleme sonucunda kortikal kemik üzerindeki minimum asal gerilme değerleri incelendiğinde; Model 1-14'te en yüksek değer 2.molar implant çevresinde bukkal bölgede -33.60 MPa'dır.

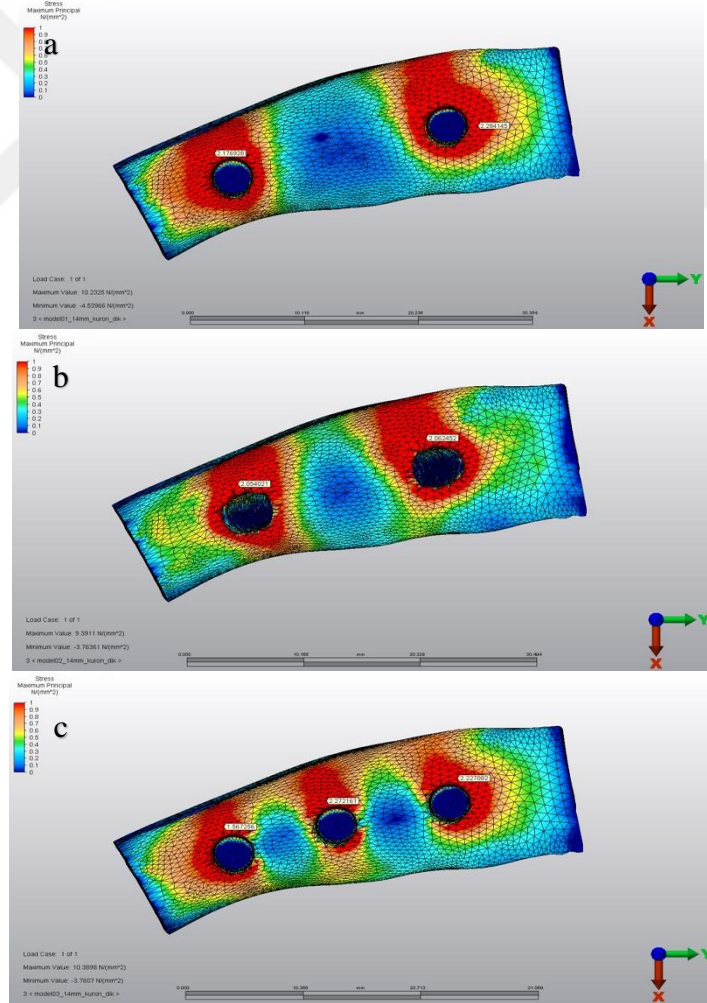
2.premolar implant çevresindeki en yüksek değer ise -26.05 MPa olarak ölçülmüştür. Model 2-14'te kortikal kemikteki en yüksek basma stres değeri 2.molar implant çevresinde bukkal bölgede -26.97 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde ise bukkal bölgede -21.45 MPa olarak ölçülmüştür. Model 3-14'te kortikal kemikteki en yüksek basma stres değeri 1.molar implant çevresinde bukkal bölgede -20.48 MPa'dır, 2.molar implant çevresinde bukkal bölgede -20.40 MPa, 2.premolar implant çevresinde -17.03 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 22). Tüm modellerde kortikal kemiğe ait en yüksek minimum asal gerilme değerleri implantların çevresinde ve bukkal bölgede meydana gelmiştir (Resim 25).



Resim 25. 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.

4.2.7. Trabeküler Kemige Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

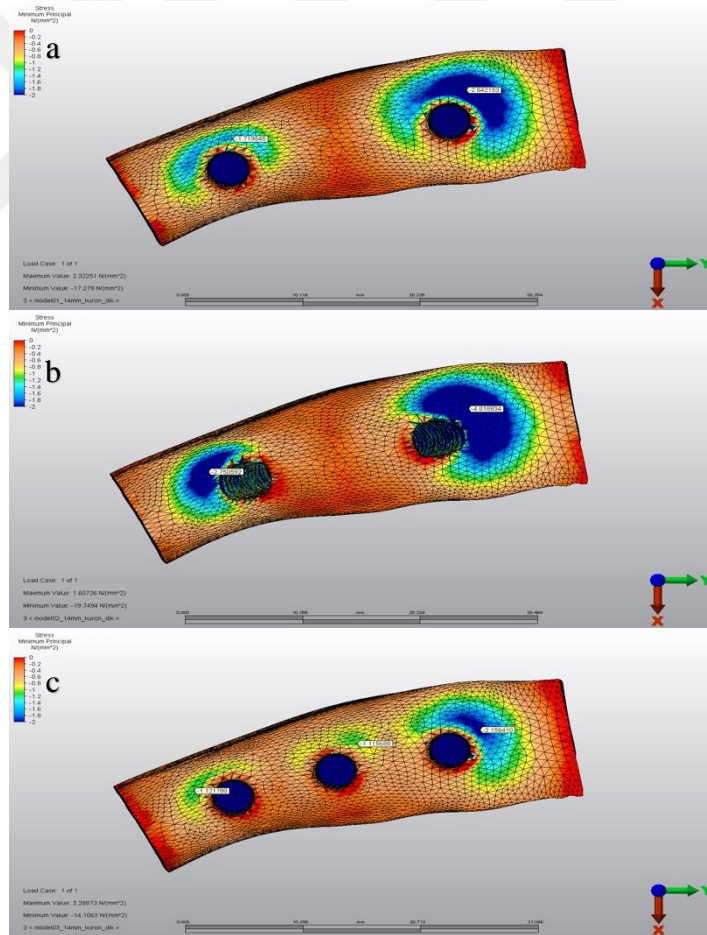
14 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde vertikal yükleme sonucunda trabeküler kemik üzerindeki maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde (Resim 26); Model 1-14'te en yüksek değer 2.molar implant çevresinde distal bölgede 2.28 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde ise bukkal bölgede 2.17 MPa olarak ölçülmüştür. Model 2-14'te trabeküler kemikteki en yüksek maksimum asal gerilme değeri 2.molar implantın çevresinde bukkal bölgede 2.06 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde ise bukkal bölgede 2.05 MPa olarak ölçülmüştür. Model 3-14'te trabeküler kemikteki en yüksek maksimum asal gerilme değeri 1.molar implantın çevresinde bukkal bölgede 2.27 MPa'dır, 2.molar implant çevresinde bukkal bölgede 2.22 MPa, 2.premolar implant çevresinde bukkal bölgede 1.56 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 23).



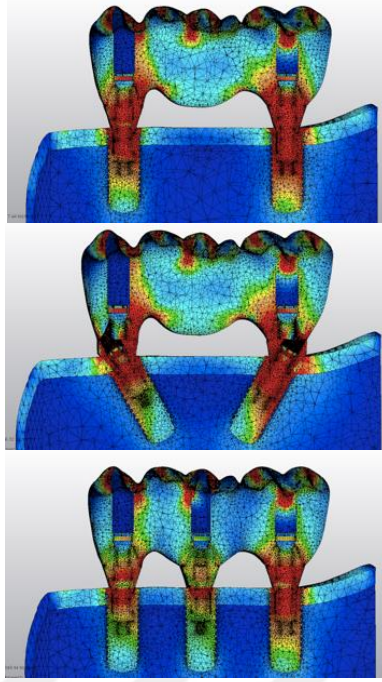
Resim 26. 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.

4.2.8. Trabeküler Kemige Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

14 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde vertikal yükleme sonucunda trabeküler kemik üzerindeki minimum asal gerilme değerleri incelendiğinde (Resim 27); Model 1-14'te en yüksek değer 2.molar implant çevresinde disto-bukkal bölgede -2.84 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde mesio-bukkal bölgede -1.71 MPa olarak ölçülmüştür. Model 2-14'te trabeküler kemikte en yüksek minimum asal gerilme değeri 2.molar implantın disto-bukkal bölgede -4.01 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde mesio-bukkal bölgede -2.75 MPa olarak ölçülmüştür. Model 3-14'te trabeküler kemikte en yüksek minimum asal gerilme değeri 2.molar implant çevresinde disto-bukkal bölgede -2.15 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde mesio-bukkal bölgede -1.21 MPa, 1.molar implant çevresinde disto-bukkal bölgede -1.11 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 24).

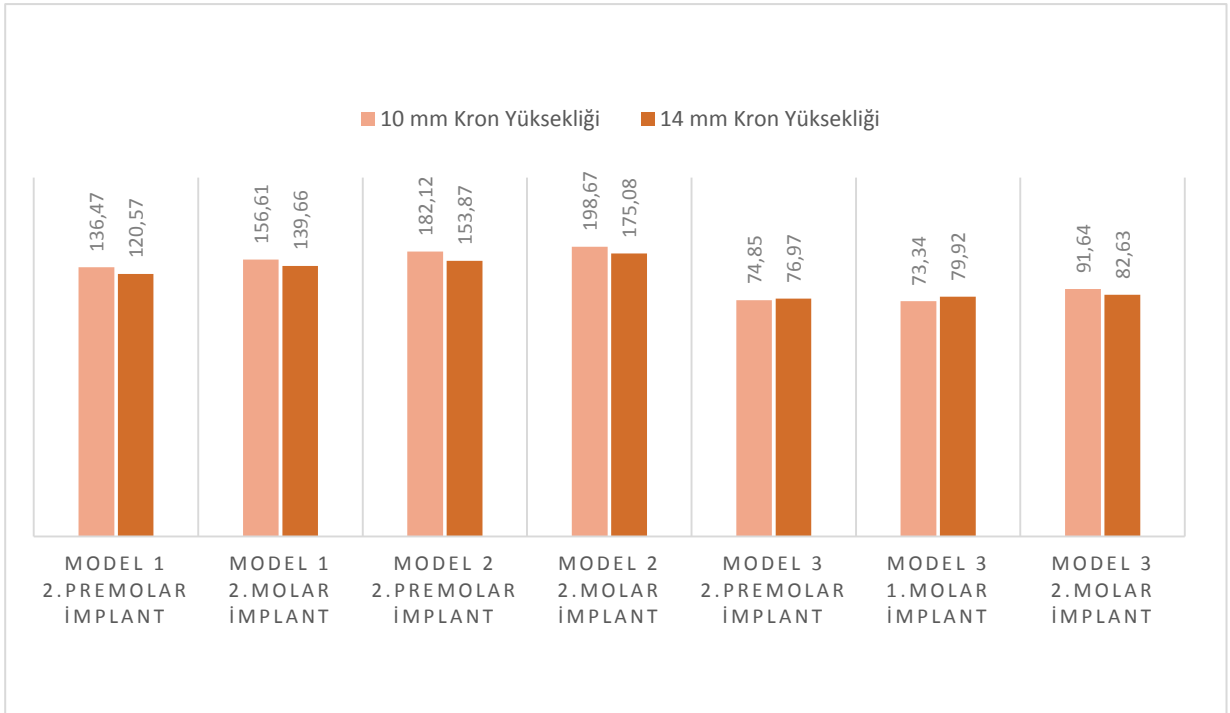


Resim 27. 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.

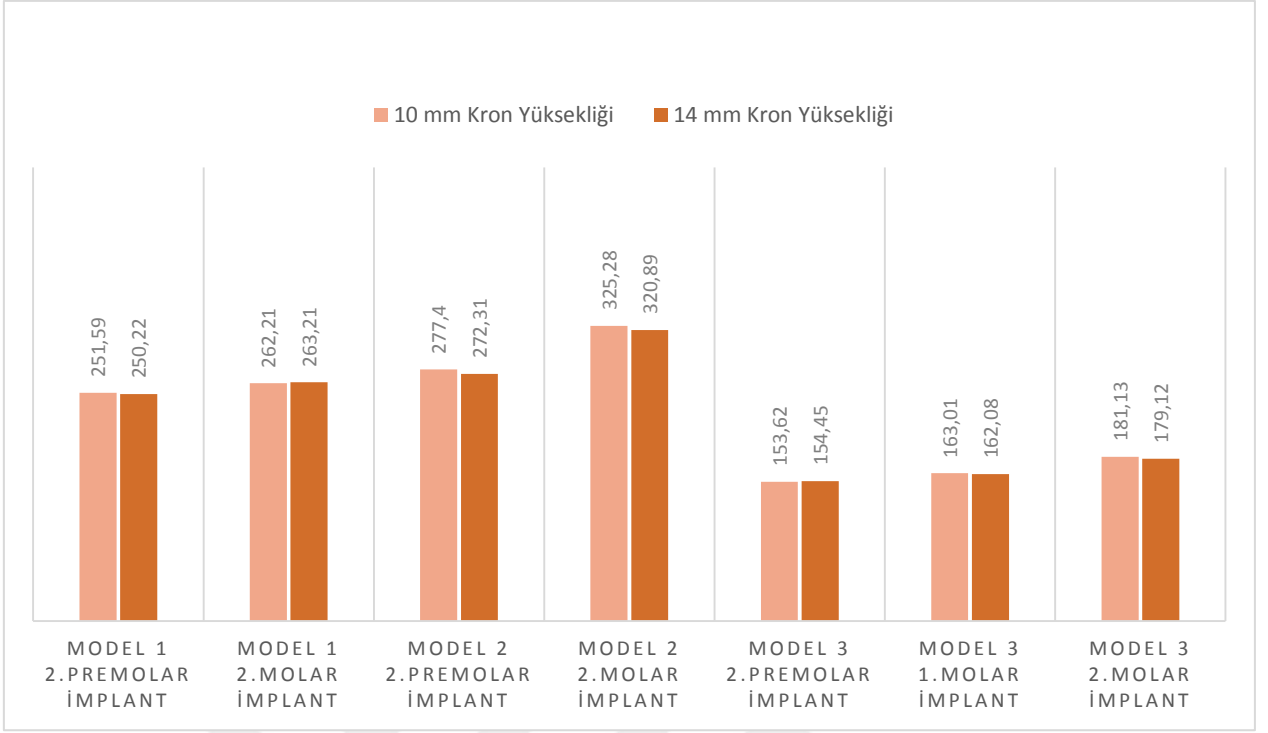


Resim 28. 14 mm kron yüksekliğindeki modellerin vertikal yükleme sonucu sagittal kesitte Von Mises stres dağılımı

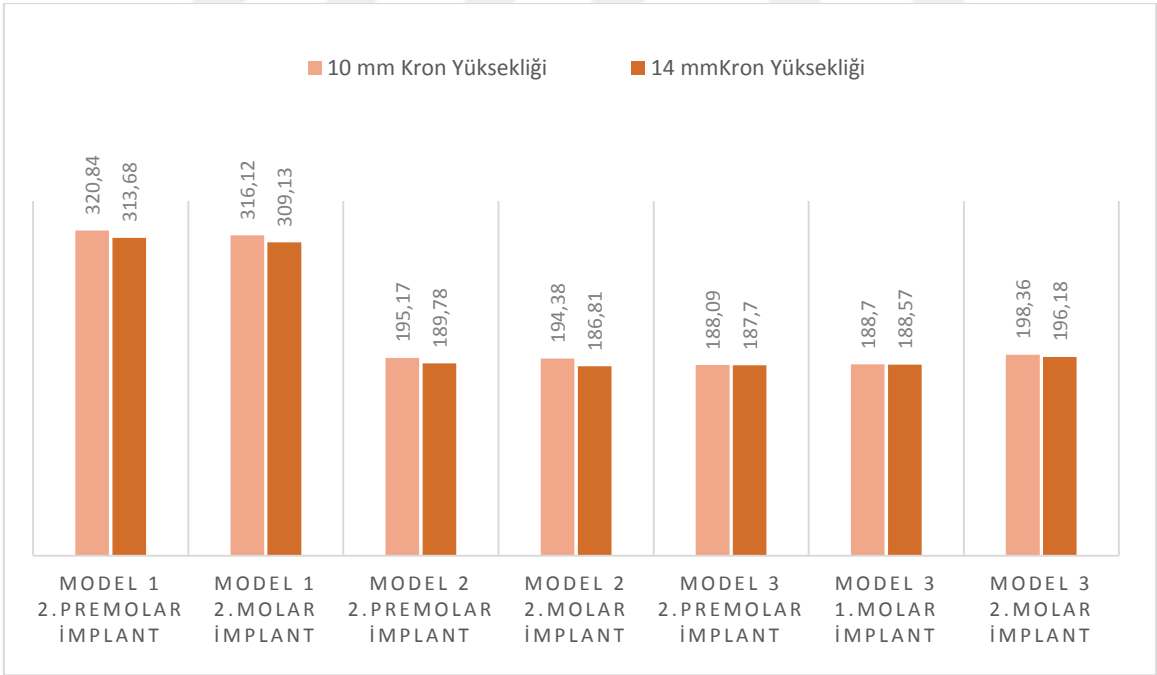
Vertikal yükleme sonucunda 10 mm ve 14 mm kron yüksekliğine sahip modellerde oluşan en yüksek stres değerleri, Şekil 17-24 'te görülmektedir.



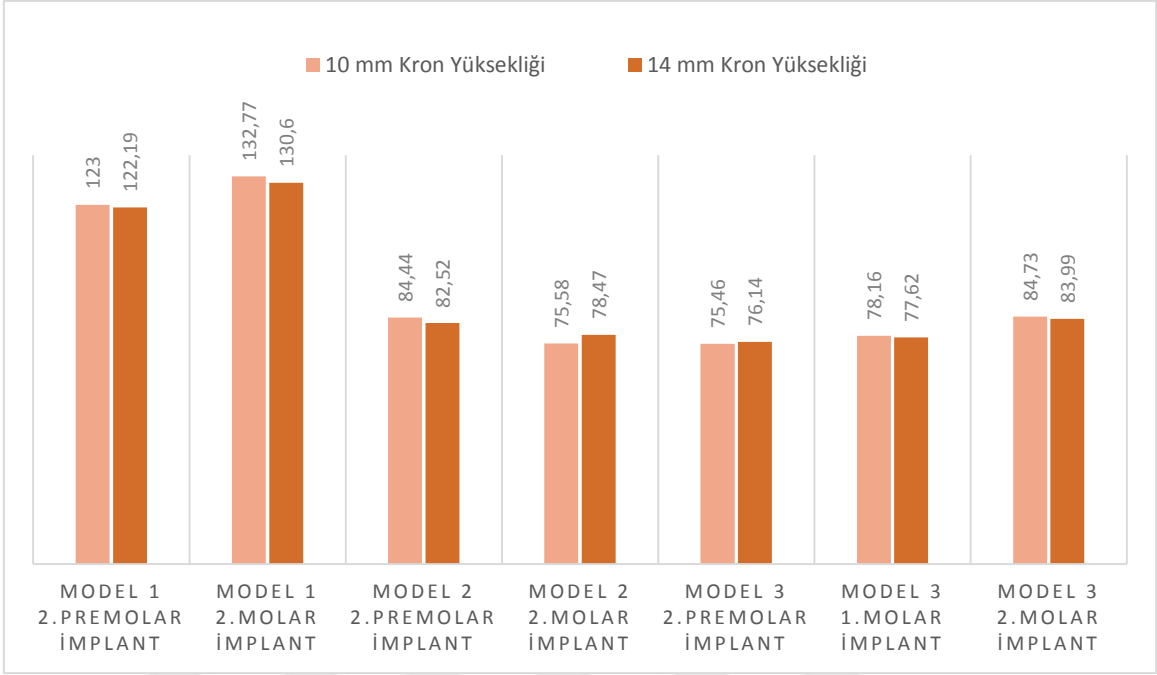
Şekil 17. Vertikal yüklemde üst yapıda oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)



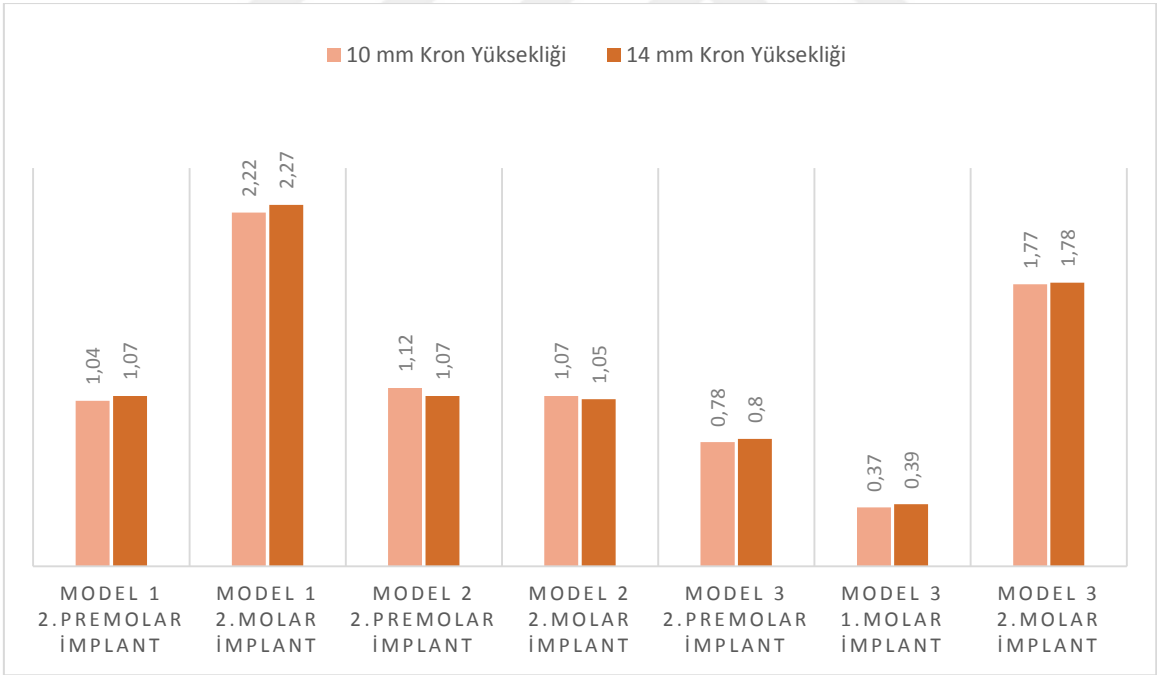
Şekil 18. Vertikal yüklemde implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)



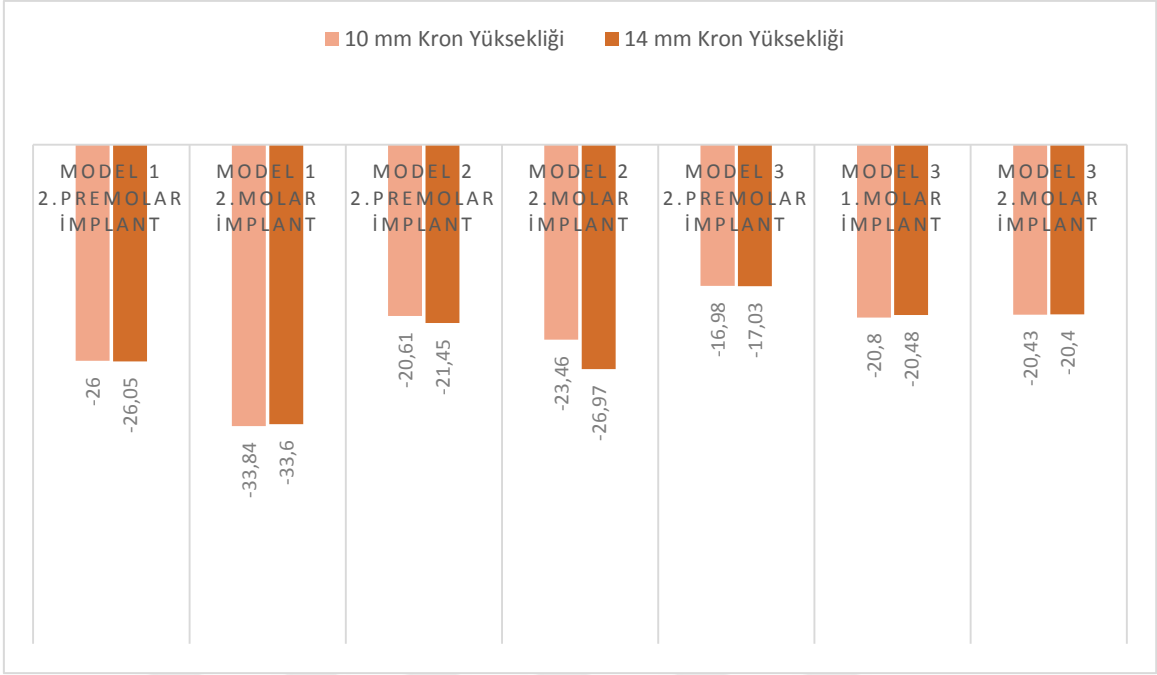
Şekil 19. Vertikal yüklemde abutmentlerde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)



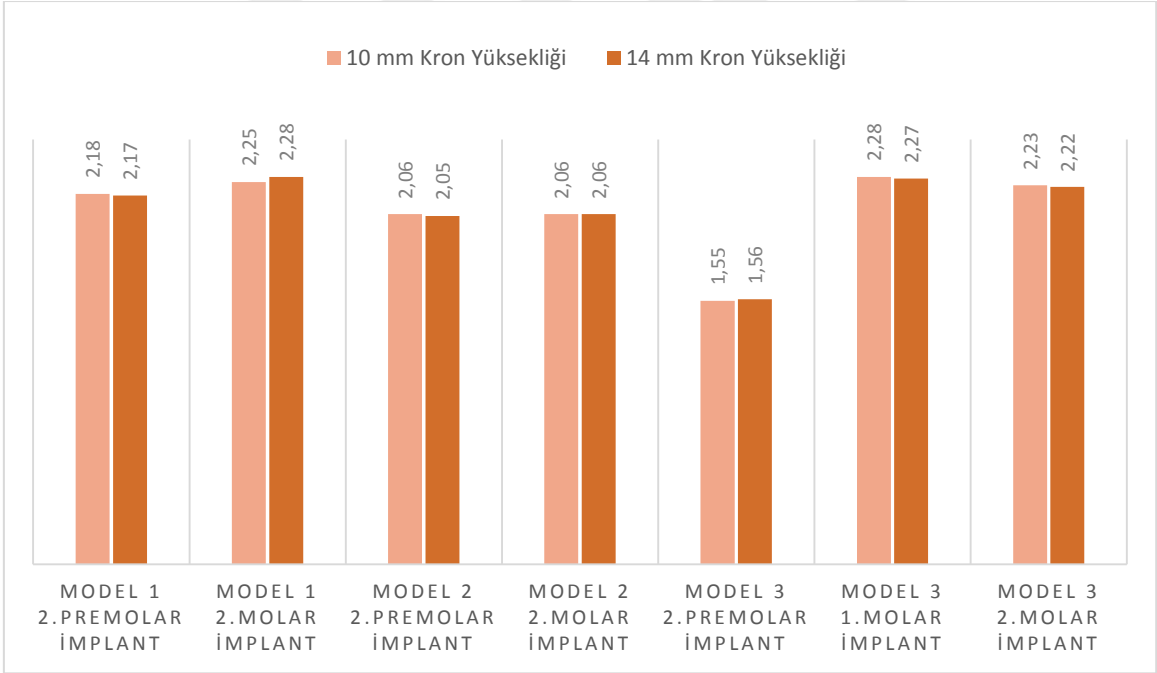
Şekil 20. Vertikal yüklemde bağlantı vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)



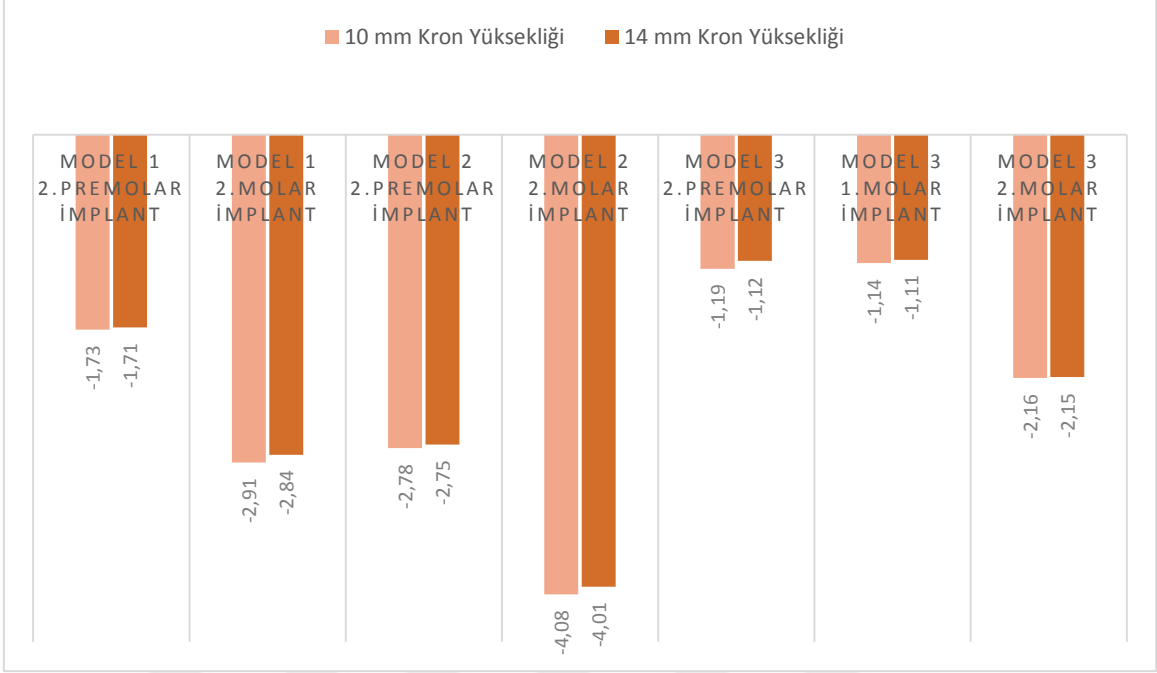
Şekil 21. Vertikal yüklemde kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerleri (MPa)



Şekil 22. Vertikal yüklemde kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerleri (MPa)



Şekil 23. Vertikal yüklemde trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerleri (MPa)

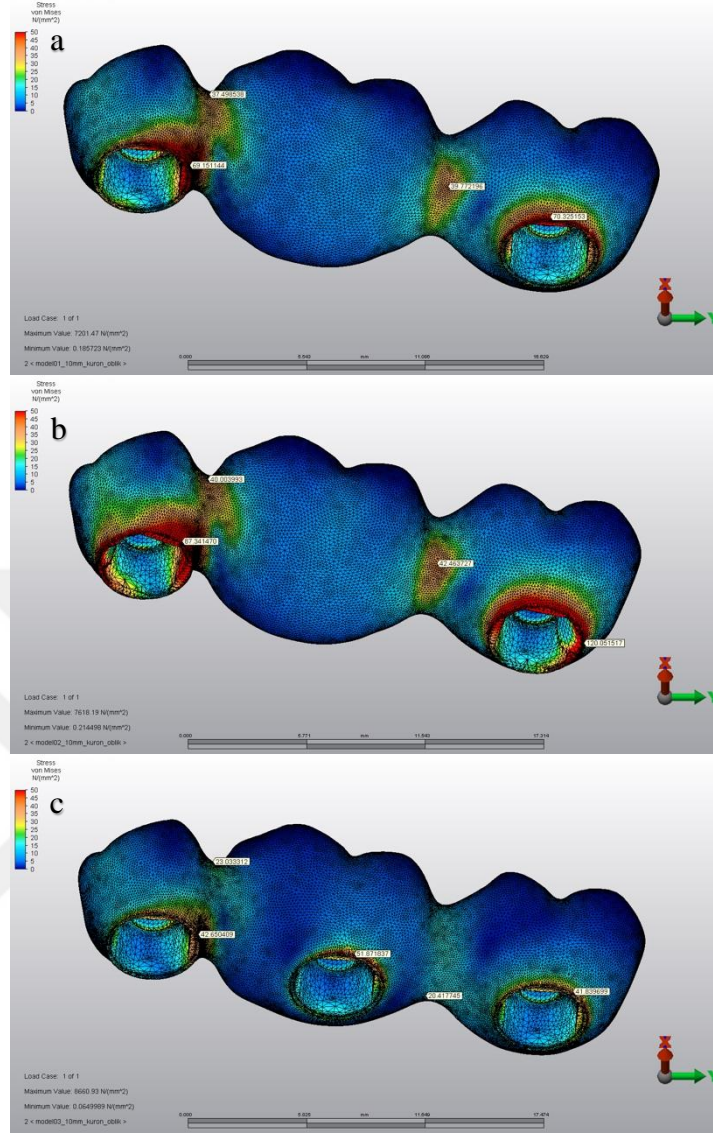


Şekil 24. Vertikal yüklemde trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerleri (MPa)

4.3. 10 mm Kron Yüksekliğindeki Sabit Bölümlü Protez Modellerinde Oblik Kuvvet Sonucunda Elde Edilen Bulgular

4.3.1. Modellerde Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Oblik yükleme sonucu 10 mm kron yüksekliğine sahip sabit bölümlü protezde en yüksek Von Mises değeri Model 1-10 için 2.molar kronunun abutmentle birleşim yerinde lingual bölgede 70.32 MPa'dır. Model 2-10'da 2.molar kronunun abutmentle birleşim yerinde distal bölgede 120.05 MPa'dır. Model 3-10'da 1.molar kronunun abutmentle birleşim yerinde lingual bölgede 51.87 MPa'dır (Resim 29). Oblik yükleme sonucunda 10 mm kron yüksekliğine sahip sabit bölümlü protezlerde üç model için de en yüksek Von Mises değerleri servikal bölgede ölçülmüştür. Modeller arasında protetik yapıda ölçülen en yüksek Von Mises stres değeri yüksekten aza doğru sırasıyla; Model 2-10, Model 1-10, Model 3-10 şeklindedir (Şekil 25).

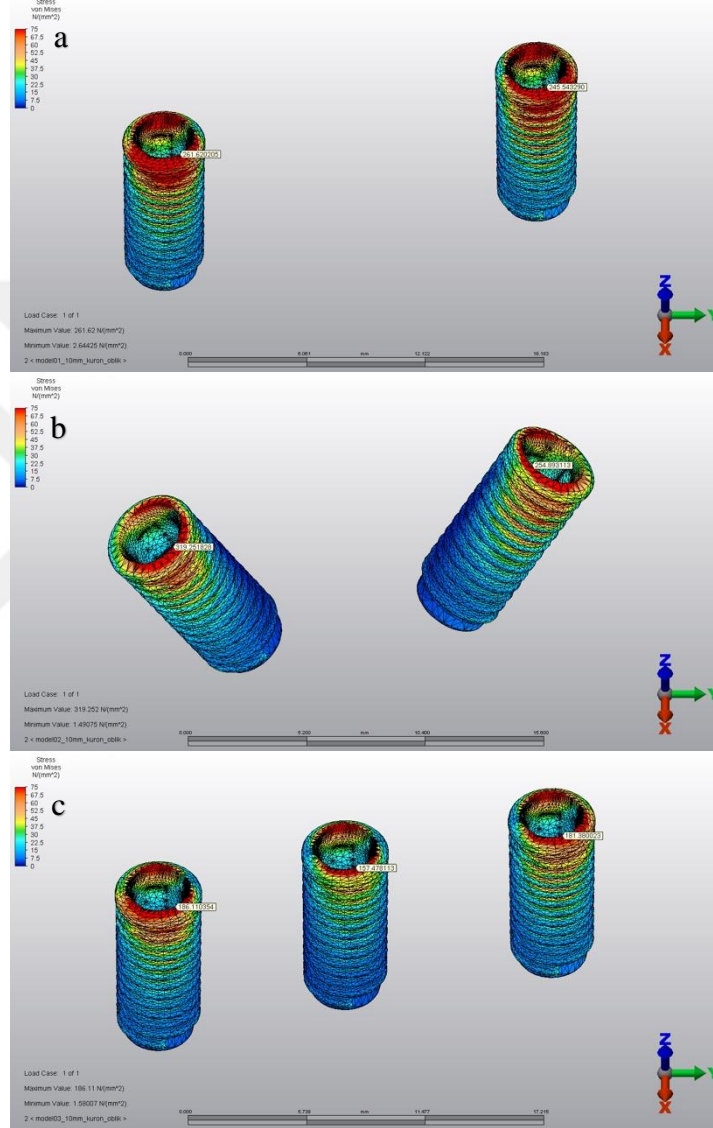


Resim 29. 10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu üst yapıda oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.

4.3.2. İmplantlarda Von Mises Stres Değerleri

10 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde oblik yükleme sonucunda her üç modelde implantlardaki en yüksek Von Mises stres değerleri 2.premolar implantta ve implantların servikal bölgelerinde, lingual tarafta ölçülmüştür (Resim 30). Model 1-10'da implantlardaki en yüksek Von Mises stres değeri 2.premolar implantın servikal bölgesinde lingual tarafta 261.62 MPa olarak ölçülmüştür. 2.molar implattaki en yüksek değer ise servikal bölgede 245.54 MPa'dır. Model 2-10'da implantlardaki en yüksek Von Mises stres değeri 2.premolar implantın servikal bölgesinde 319.25 MPa'dır. 2.molar

implanttaki en yüksek değer ise servikal bölgede 254.89 MPa olarak llmtr. Model 3-10'da implantlardaki en yüksek Von Mises stres değeri 2.premolar implantın servikal bölgesinde 186.11 MPa'dır. 2.molar implantta servikal bölgede 181.38 MPa, 1.molar implantta servikal bölgede 157.47 MPa olarak llmtr (ekil 26).

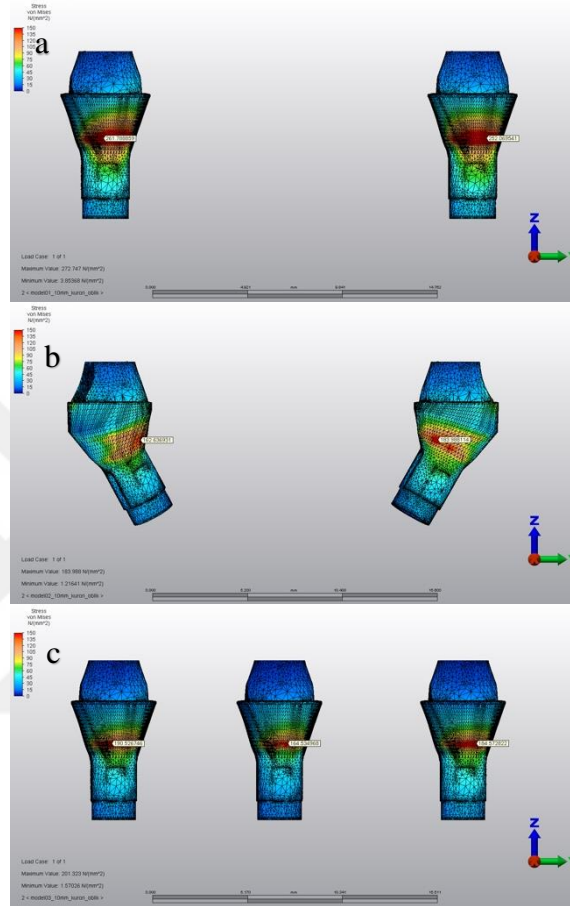


Resim 30. 10 mm kron ykseklğindeki c üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.

4.3.3. Abutmentlerde Von Mises Stres Değerleri

10 mm kron ykseklğindeki sabit bölümlü protez modellerinde oblik yükleme sonucunda abutmentlerdeki en yüksek Von Mises değerleri; implantların servikal

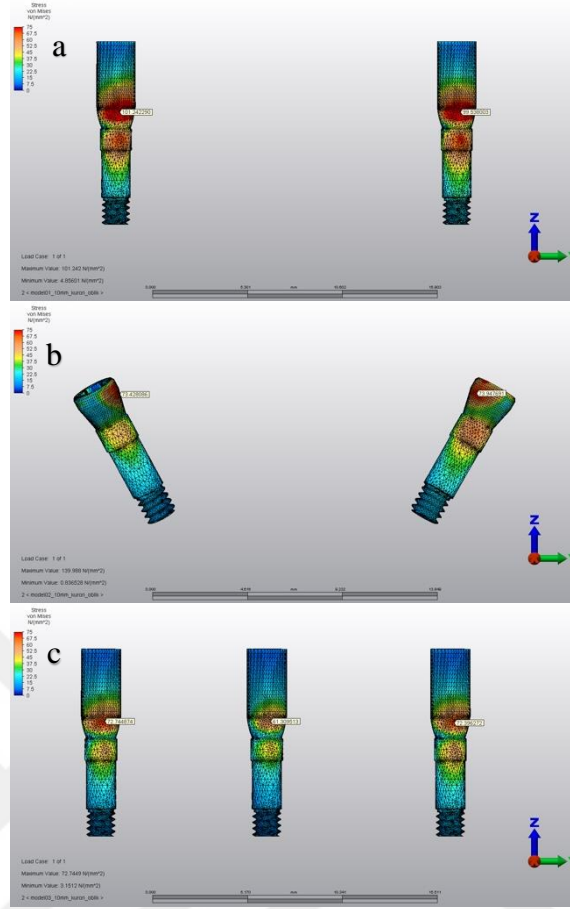
bölgelerinin abutment ile temas ettiği noktalarda lingual bölgede bulunmuştur (Resim 31). Model 1-10'da 2.premolar abutmentinde 261.78 MPa, Model 2-10'da 2.molar abutmentinde 183.98 MPa, Model 3-10'da 2.premolar abutmentinde 180.52 MPa'dır (Şekil 27).



Resim 31. 10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu abutmentlerde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.

4.3.4. Bağlantı Vidalarında Von Mises Stres Değerleri

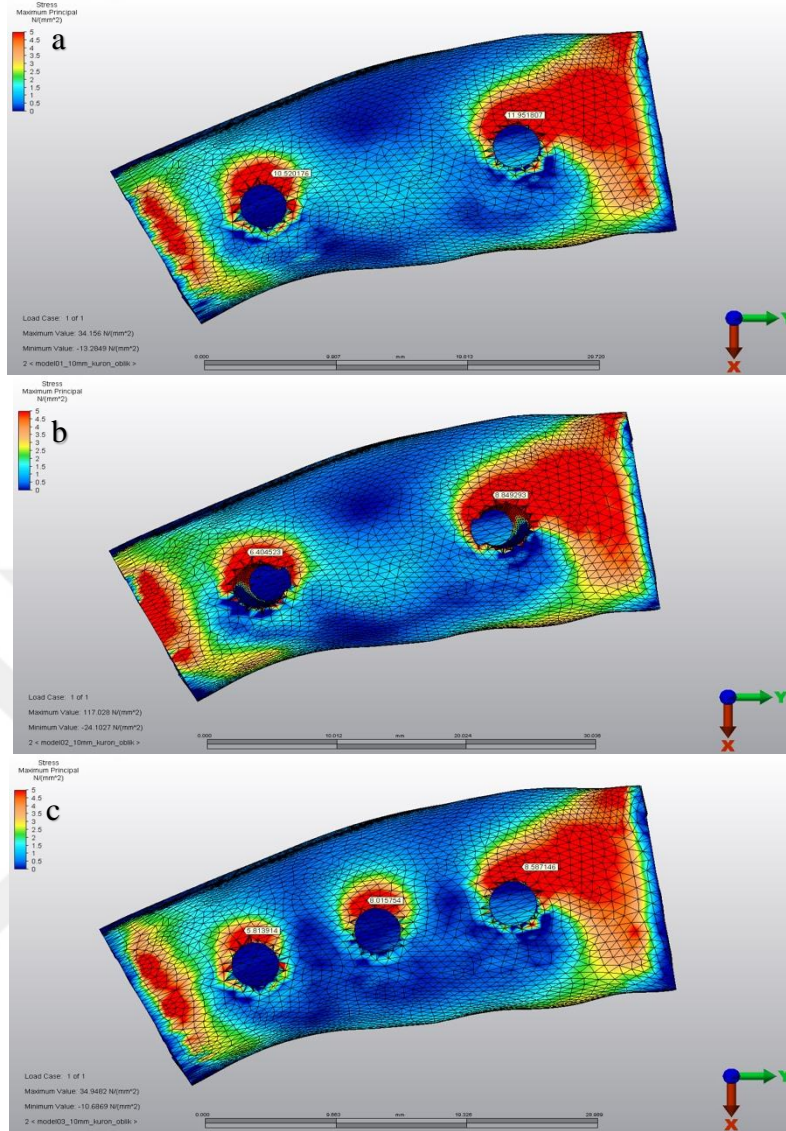
10 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde oblik yükleme sonucunda bağlantı vidaları üzerindeki en yüksek Von Mises değerleri tüm modellerdeki her bağlantı vidası için lingual bölgede bulunmuştur (Resim 32). Bu grup için bağlantı vidalarındaki en yüksek Von Mises değerleri Model 1-10'da 2.premolar bağlantı vidasında lingual bölgede 101.24 MPa, Model 2-10'da 2.molar bağlantı vidasında mesio-lingual bölgede 73.94 MPa, Model 3-10'da 2.premolar bağlantı vidasında lingual bölgede 72.74 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 28).



Resim 32. 10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu bağlantı vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.

4.3.5. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

10 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde oblik yükleme sonucunda kortikal kemik üzerindeki maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde; Model 1-10'da en yüksek değer 2.molar implant çevresinde bukkal bölgede 11.95 MPa'dır. 2.premolar implant çevresinde ise bukkal bölgede 10.52 MPa olarak ölçülmüştür. Model 2-10'da kortikal kemikteki en yüksek gerilme değeri 2.molar implant çevresinde bukkal bölgede 8.84 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde ise bukkal bölgede 6.40 MPa olarak ölçülmüştür. Model 3-10'da kortikal kemikteki en yüksek gerilme değeri 2.molar implant çevresinde bukkal bölgede 8.58 MPa'dır. 1 molar implant çevresinde bukkal bölgede 8.01 MPa, 2.premolar implant çevresinde bukkal bölgede 5.81 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 29). 10 mm klinik kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde oblik yükleme sonucunda kortikal kemik üzerindeki en yüksek maksimum asal gerilme değerleri bukkal bölgede meydana gelmiştir (Resim 33).

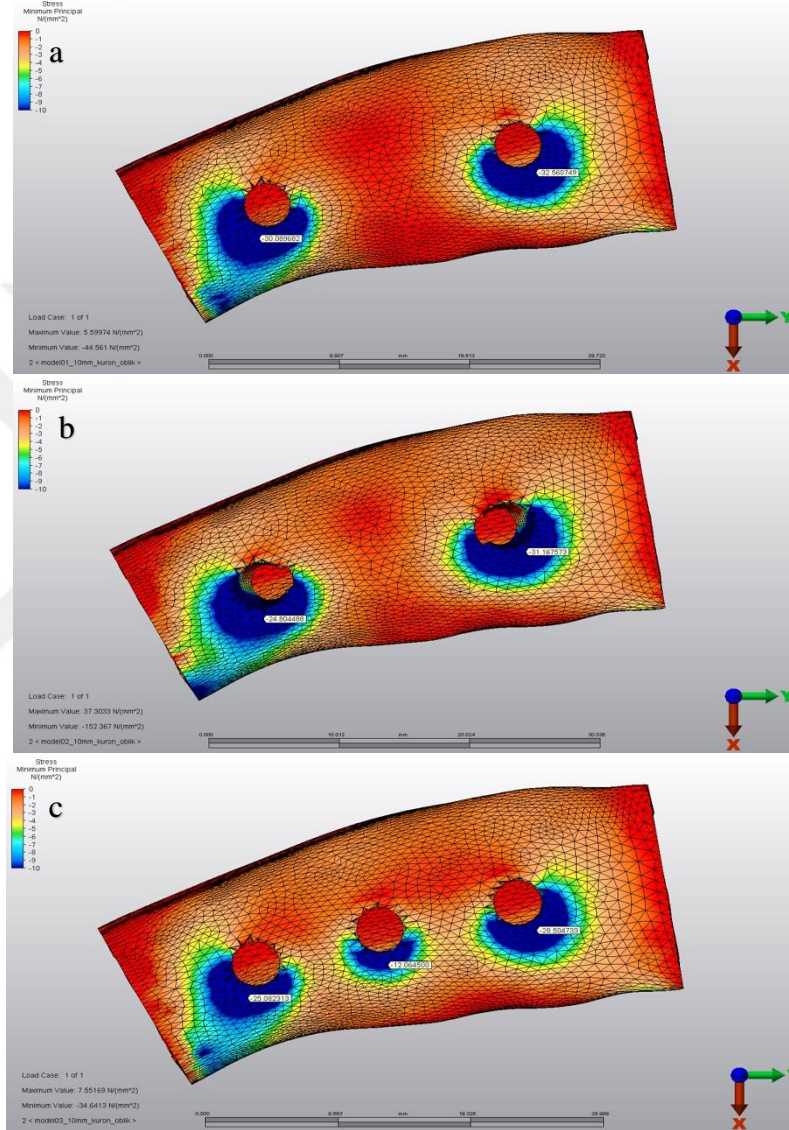


Resim 33. 10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.

4.3.6. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

10 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde oblik yükleme sonucunda kortikal kemik üzerindeki minimum asal gerilme değerleri incelendiğinde (Resim 34); Model 1-10'da en yüksek değer 2.molar implant çevresinde lingual bölgede -32.56 MPa'dır. 2.premolar implant çevresindeki en yüksek değer ise -30.08 MPa olarak ölçülmüştür. Model 2-10'da kortikal kemikteki en yüksek basma stres değeri 2.molar implant çevresinde lingual bölgede -31.16 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde ise lingual bölgede -24.80 MPa olarak ölçülmüştür. Model 3-10'da kortikal kemikteki en yüksek

basma stres değeri 2.molar implant çevresinde lingual bölgede -28.50 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde lingual bölgede -25.08 MPa, 1.molar implant çevresinde -12.06 MPa olarak ölçülmüştür. Modellerdeki kortikal kemiğe ait en yüksek minimum asal gerilme değerleri implantların çevresinde ve lingual bölgede meydana gelmiştir (Şekil 30).

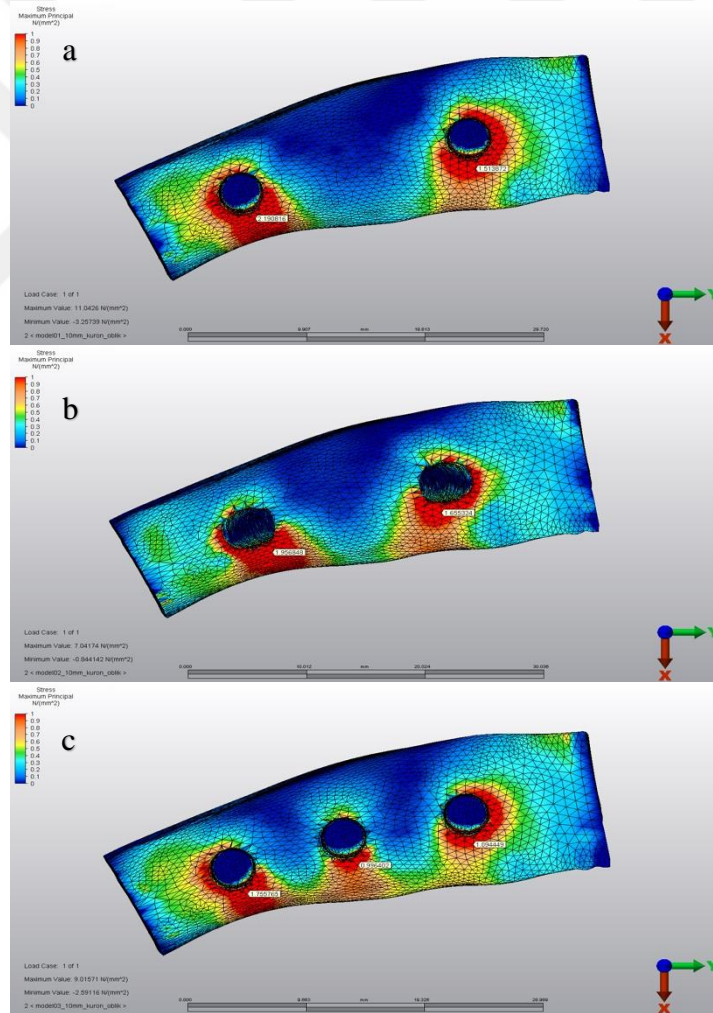


Resim 34. 10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.

4.3.7. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

10 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde oblik yükleme sonucunda trabeküler kemik üzerindeki maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde;

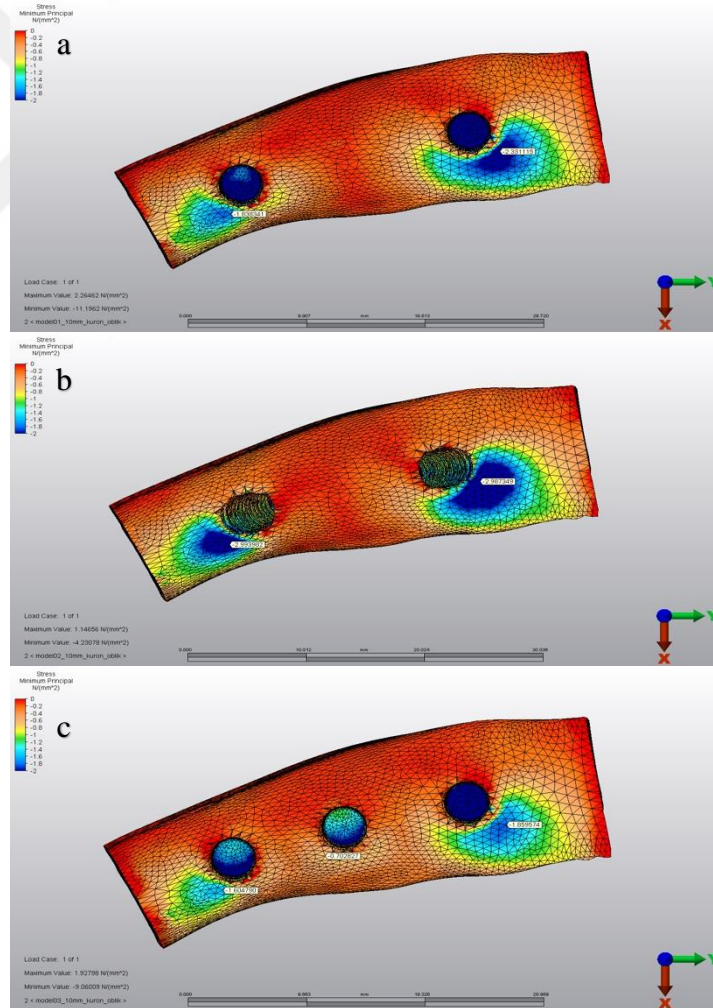
Model 1-10'da en yüksek değer 2.premolar implant çevresinde lingual bölgede 2.19 MPa'dır, 2.molar implant çevresinde ise lingual bölgede 1.51 MPa olarak ölçülmüştür. Model 2-10'da trabeküler kemikteki en yüksek maksimum asal gerilme değeri 2.premolar implantın çevresinde lingual bölgede 1.95 MPa'dır, 2.molar implant çevresinde ise lingual bölgede 1.65 MPa olarak ölçülmüştür. Model 3-10'da trabeküler kemikteki en yüksek maksimum asal gerilme değeri 2.premolar implantın çevresinde lingual bölgede 1.75 MPa'dır, 2.molar implant çevresinde lingual bölgede 1.09 MPa, 1.molar implant çevresinde lingual bölgede 0.99 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 31). Modellerdeki trabeküler kemiğe ait en yüksek maksimum asal gerilme değerleri implantların çevresinde ve lingual bölgede meydana gelmiştir (Resim 35).



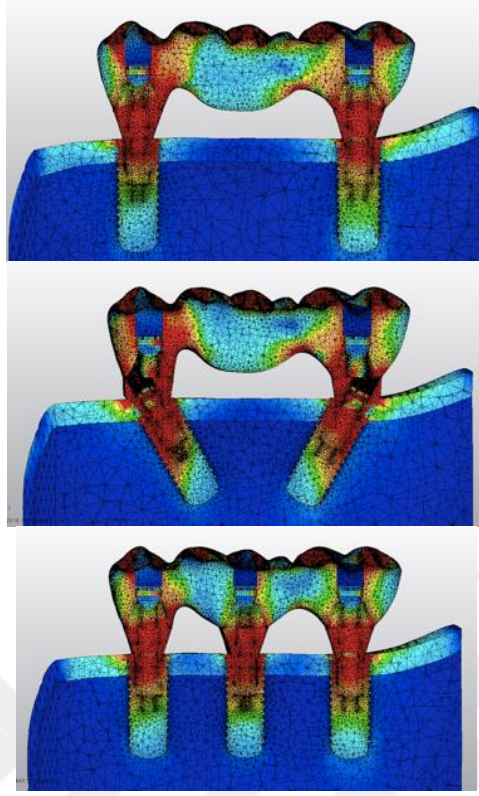
Resim 35. 10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.

4.3.8. Trabeküler Kemige Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

10 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde vertikal yükleme sonucunda trabeküler kemik üzerindeki minimum asal gerilme değerleri incelendiğinde (Resim 36); Model 1-10'da en yüksek değer 2.molar implant çevresinde disto-lingual bölgede -2.33 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde mesio-lingual bölgede -1.83 MPa olarak ölçülmüştür. Model 2-10'da trabeküler kemikte en yüksek minimum asal gerilme değeri 2.premolar implantın mesio-lingual bölgede -2.99 MPa'dır, 2.molar implant çevresinde disto-lingual bölgede -2.98 MPa olarak ölçülmüştür. Model 3-10'da trabeküler kemikte en yüksek minimum asal gerilme değeri 2.molar implant çevresinde disto-lingual bölgede -1,85 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde mesio-lingual bölgede -1.60 MPa, 1.molar implant çevresinde mesio-lingual bölgede -0.70 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 32).



Resim 36. 10 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-10. (b) Model 2-10. (c) Model 3-10.

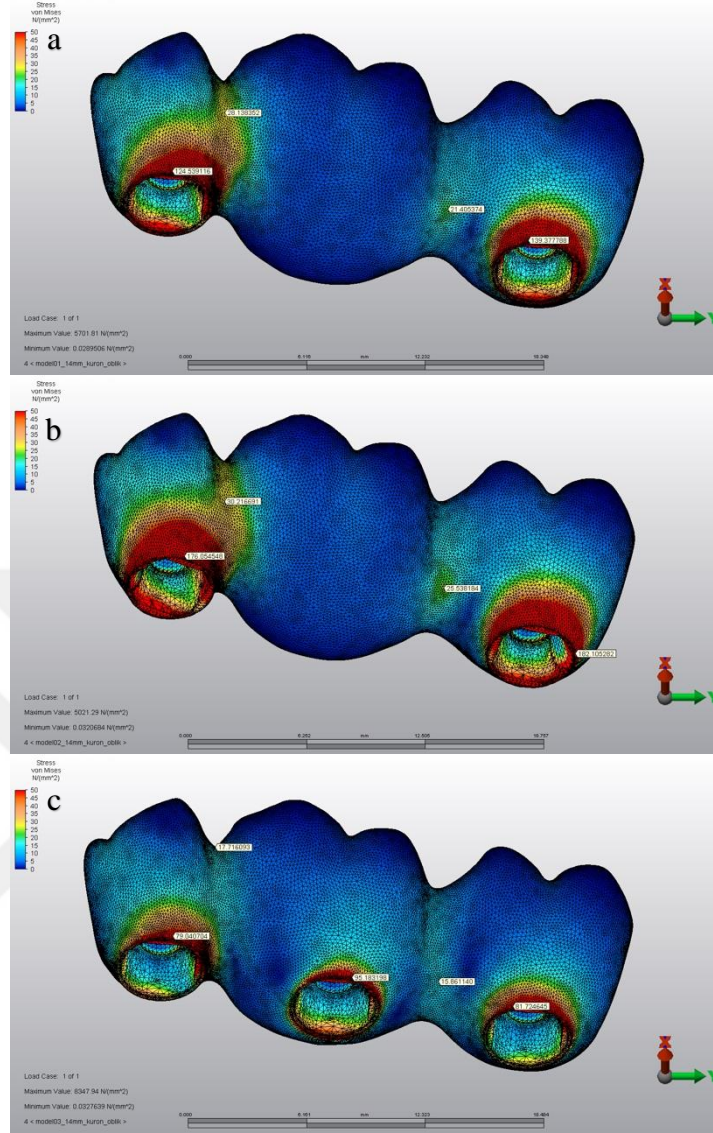


Resim 37. 10 mm kron yüksekliğindeki modellerin oblik yükleme sonucu sagittal kesitte Von Mises stres dağılımı

4.4. 14 mm Kron Yüksekliğindeki Sabit Bölümlü Protez Modellerinde Oblik Kuvvet Sonucunda Elde Edilen Bulgular

4.4.1. Modellerde Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Oblik yükleme sonucu 14 mm kron yüksekliğine sahip sabit bölümlü protezde en yüksek Von Mises değerleri (Resim 38), Model 1-14 için 2.molar kronunun abutmentle birleşim yerinde lingual bölgede 139.37 MPa'dır. Model 2-14'te 2.molar kronun abutmentle birleşim yerinde disto-lingual bölgede 182.10 MPa'dır. Model 3-14'te 1.molar kronunun abutmentle birleşim yerinde lingual bölgede 95.18 MPa'dır (Şekil 25).

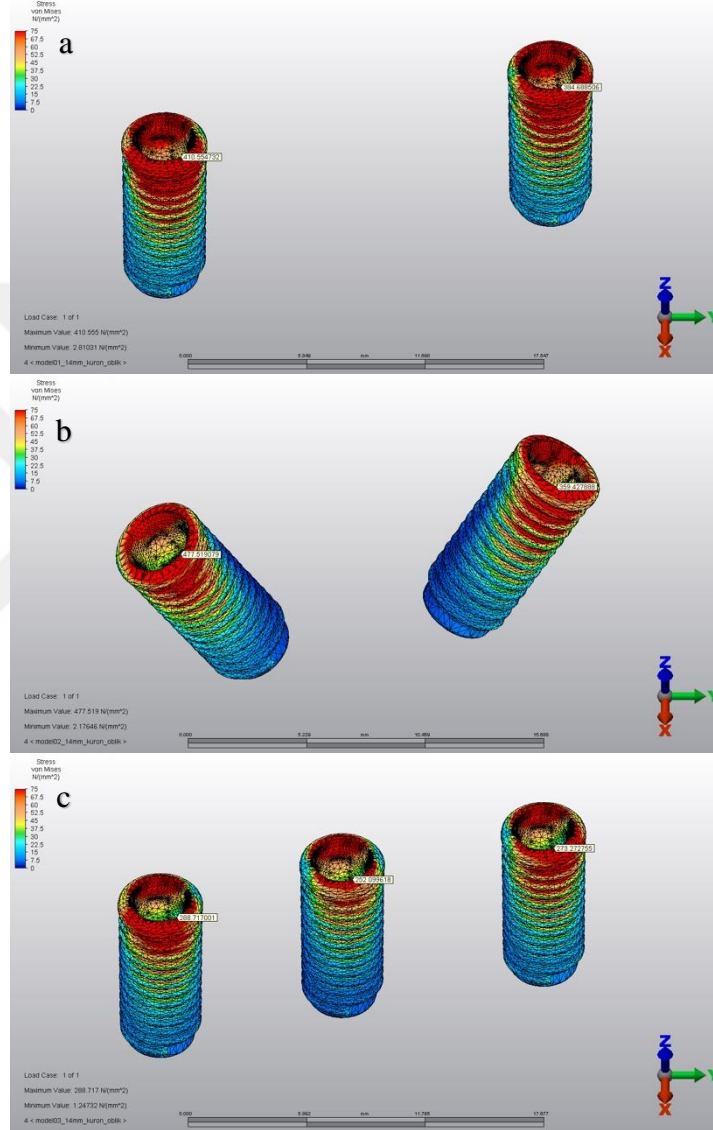


Resim 38. 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu üst yapıda oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.

4.4.2. İmplantlarda Von Mises Stres Değerleri

14 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde oblik yükleme sonucunda her üç modelde implantlardaki en yüksek Von Mises stres değerleri 2.premolar implantta ve implantların servikal bölgelerinde, lingual tarafta ölçülmüştür (Resim 39). Model 1-14'te implantlardaki en yüksek Von Mises stres değeri 2.premolar implantın servikal bölgesinde lingual tarafta 410.55 MPa olarak ölçülmüştür. 2.molar implattaki en yüksek değer ise servikal bölgede 384.68 MPa'dır. Model 2-14'te implantlardaki en yüksek Von Mises stres değeri 2.premolar implantın servikal bölgesinde 477.51 MPa'dır. 2.molar

implanttaki en yüksek değer ise servikal bölgede 359.42 MPa olarak llmtr. Model 3-14'te implantlardaki en yüksek Von Mises stres değeri 2.premolar implantın servikal bölgesinde 288.71 MPa'dır. 2.molar implantta servikal bölgede 273.27 MPa, 1.molar implantta servikal bölgede 252.09 MPa olarak llmtr (ekil 26).

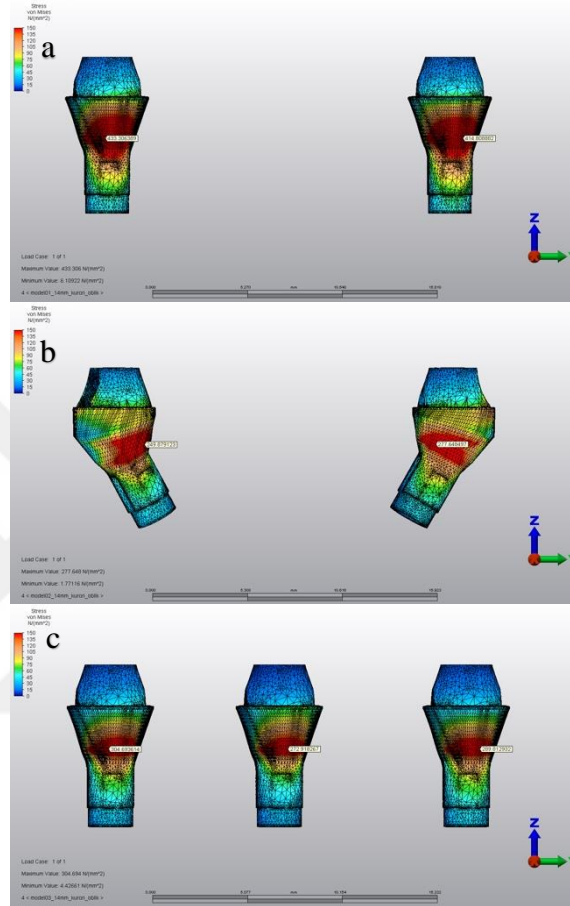


Resim 39. 14 mm kron yüksekliğindeki  üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.

4.4.3. Abutmentlerde Von Mises Stres Değerleri

14 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde oblik yükleme sonucunda abutmentlerdeki en yüksek Von Mises değerleri; implantların servikal

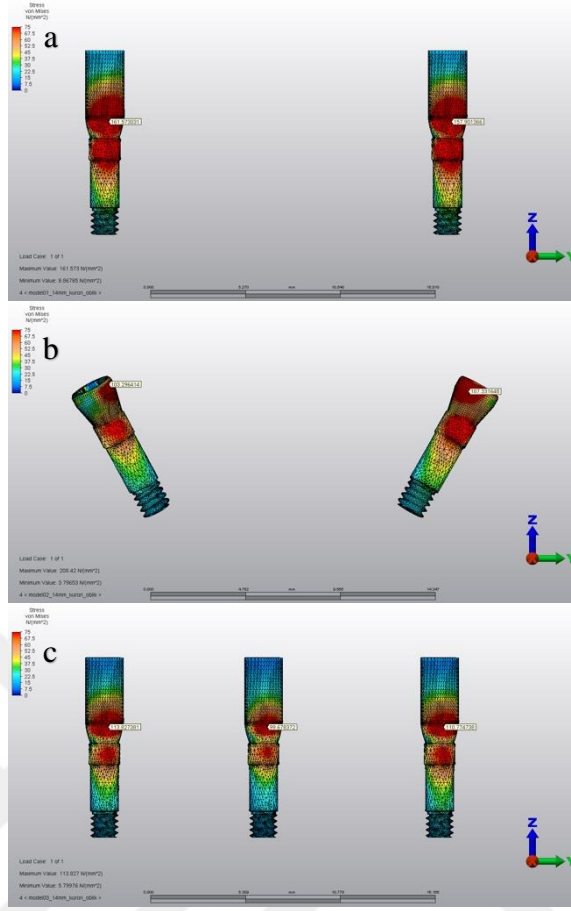
bölgelerinin abutment ile temas ettiği noktalarda lingual bölgede bulunmuştur (Resim 40). Model 1-14'te 2.premolar abutmentinde 433.30 MPa, Model 2-14'te 2.molar abutmentinde 277.64 MPa, Model 3-14'te 2.premolar abutmentinde 304.69 MPa'dır (Şekil 27).



Resim 40. 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu abutmentlerde oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.

4.4.4. Bağlantı Vidalarında Von Mises Stres Değerleri

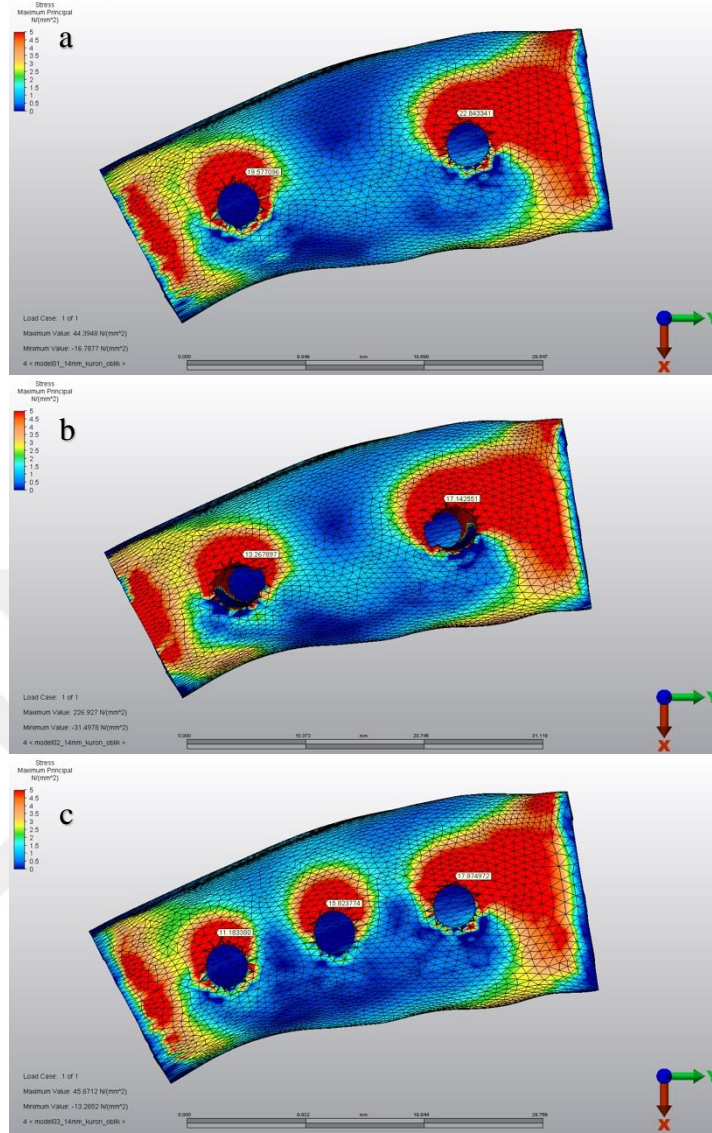
14 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde oblik yükleme sonucunda bağlantı vidaları üzerindeki en yüksek Von Mises değerleri tüm modellerdeki her bağlantı vidası için lingual bölgede bulunmuştur (Resim 41). Bu grup için bağlantı vidalarındaki en yüksek Von Mises değerleri Model 1-14'te 2.premolar bağlantı vidasında lingual bölgede 161.57 MPa, Model 2-14'te 2.molar bağlantı vidasında mesio-lingual bölgede 107.33 MPa, Model 3-14'te 2.premolar bağlantı vidasında lingual bölgede 113.82 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 28).



Resim 41. 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu bağlantı vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri dağılımı. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.

4.4.5. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

14 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde oblik yükleme sonucunda kortikal kemik üzerindeki maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde; Model 1-14'te en yüksek değer 2.molar implant çevresinde bukkal bölgede 22.84 MPa'dır. 2.premolar implant çevresinde ise bukkal bölgede 19.57 MPa olarak ölçülmüştür. Model 2-14'te kortikal kemikteki en yüksek gerilme değeri 2.molar implant çevresinde bukkal bölgede 17.14 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde ise bukkal bölgede 13.26 MPa olarak ölçülmüştür. Model 3-14'te kortikal kemikteki en yüksek gerilme değeri 2.molar implant çevresinde bukkal bölgede 17.87 MPa'dır. 1 molar implant çevresinde bukkal bölgede 15.82 MPa, 2.premolar implant çevresinde bukkal bölgede 11,18 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 29). 14 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde oblik yükleme sonucunda kortikal kemik üzerindeki en yüksek maksimum asal gerilme değerleri tüm modellerde bukkal bölgede meydana gelmiştir (Resim 42).

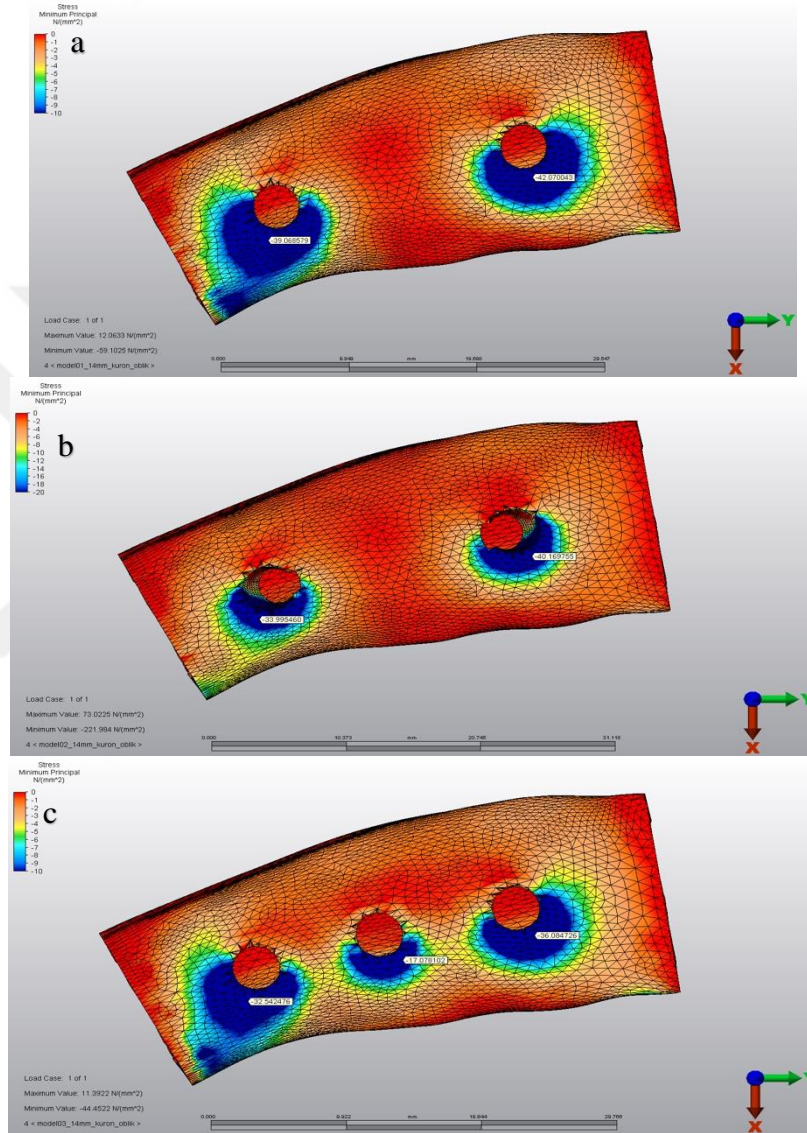


Resim 42. 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.

4.4.6. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

14 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde oblik yükleme sonucunda kortikal kemik üzerindeki minimum asal gerilme değerleri incelendiğinde (Resim 43); Model 1-14'te en yüksek değer 2.molar implant çevresinde lingual bölgede -42.07 MPa'dır. 2.premolar implant çevresindeki en yüksek değer ise -39.06 MPa olarak ölçülmüştür. Model 2-14'te kortikal kemikteki en yüksek basma stres değeri 2.molar implant çevresinde lingual bölgede -40.16 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde ise lingual bölgede -33.99 MPa olarak ölçülmüştür. Model 3-14'te kortikal kemikteki en yüksek basma

stres değeri 2.molar implant çevresinde lingual bölgede -36.08 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde lingual bölgede -32.54 MPa, 1.molar implant çevresinde -17.07 MPa olarak ölçülmüştür. Modellerdeki kortikal kemiğe ait en yüksek minimum asal gerilme değerleri implantların çevresinde ve lingual bölgede ölçülmüştür (Şekil 30).

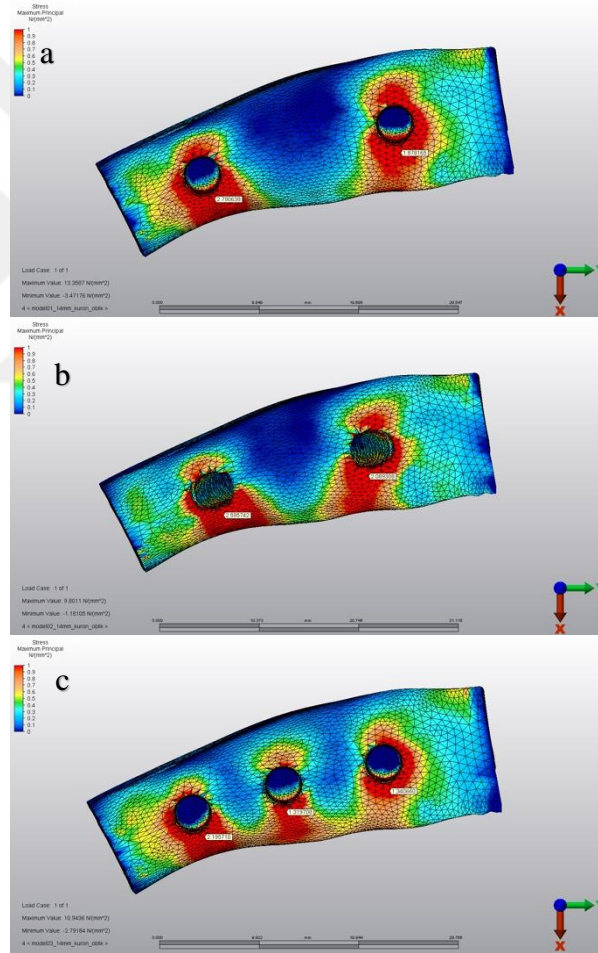


Resim 43. 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.

4.4.7. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

14 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde oblik yükleme sonucunda trabeküler kemik üzerindeki maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde;

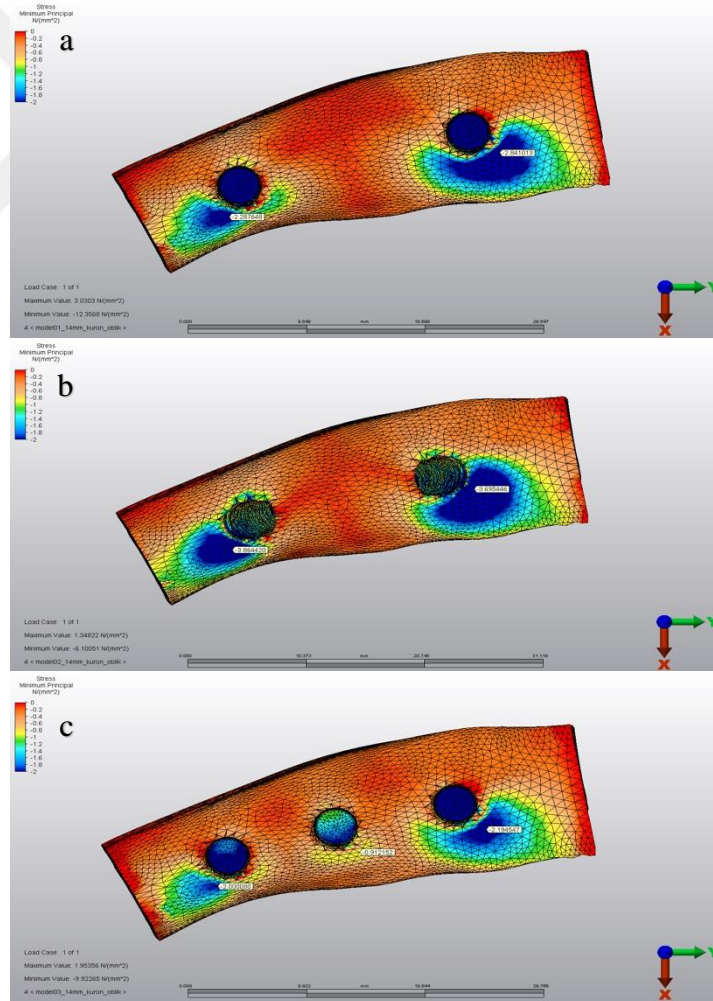
Model 1-14'te en yüksek değer 2.premolar implant çevresinde lingual bölgede 2.79 MPa'dır, 2.molar implant çevresinde ise lingual bölgede 1.87 MPa olarak llmüştür. Model 2-14'te trabeküler kemikteki en yüksek maksimum asal gerilme değeri 2.premolar implantın çevresinde lingual bölgede 2.59 MPa'dır, 2.molar implant çevresinde ise lingual bölgede 2.08 MPa olarak llmüştür. Model 3-14'te trabeküler kemikteki en yüksek maksimum asal gerilme değeri 2.premolar implantın çevresinde lingual bölgede 2.19 MPa'dır, 2.molar implant çevresinde lingual bölgede 1.34 MPa, 1.molar implant çevresinde lingual bölgede 1.31 MPa olarak llmüştür (Şekil 31). Trabeküler kemiğe ait en yüksek maksimum asal gerilme değerleri implantların çevresinde ve lingual bölgede llmüştür (Resim 44).



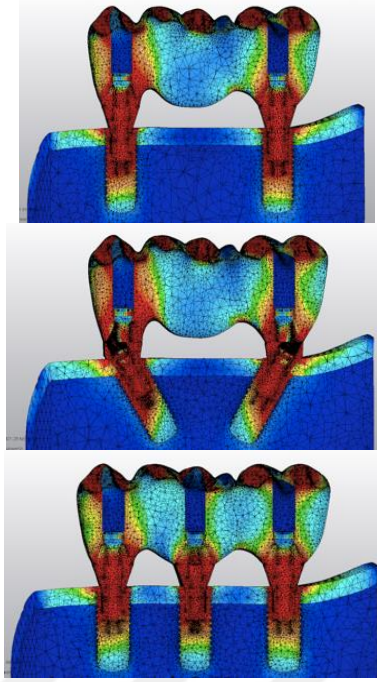
Resim 44. 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri. **(a)** Model 1-14. **(b)** Model 2-14. **(c)** Model 3-14.

4.4.8. Trabeküler Kemige Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

10 mm kron yüksekliğindeki sabit bölümlü protez modellerinde vertikal yükleme sonucunda trabeküler kemik üzerindeki minimum asal gerilme değerleri incelendiğinde (Resim 45); Model 1-14'te en yüksek değer 2.molar implant çevresinde disto-lingual bölgede -2.84 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde mesio-lingual bölgede -2.28 MPa olarak ölçülmüştür. Model 2-14'te trabeküler kemikte en yüksek minimum asal gerilme değeri 2.premolar implantın mesio-lingual bölgede -3.86 MPa'dır, 2.molar implant çevresinde disto-lingual bölgede -3.69 MPa olarak ölçülmüştür. Model 3-14'te trabeküler kemikte en yüksek minimum asal gerilme değeri 2.molar implant çevresinde disto-lingual bölgede -2.19 MPa'dır, 2.premolar implant çevresinde mesio-lingual bölgede -2.00 MPa, 1.molar implant çevresinde lingual bölgede -0.91 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 32).

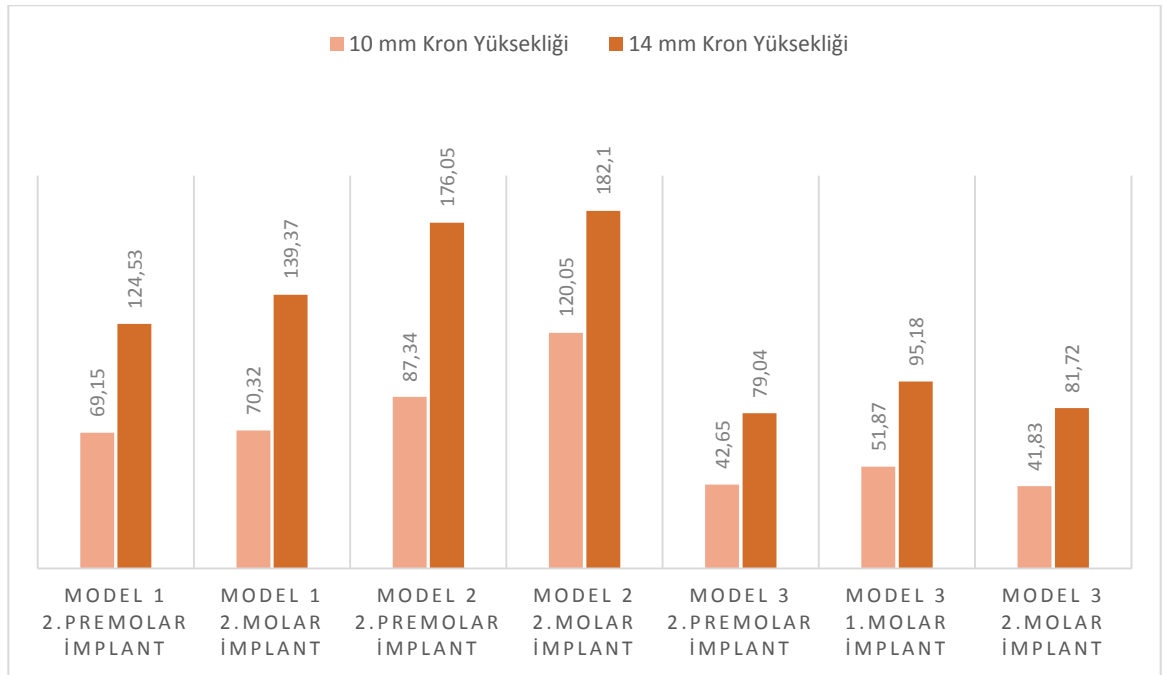


Resim 45. 14 mm kron yüksekliğindeki üç üyeli sabit protez modellerinde oblik yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri. (a) Model 1-14. (b) Model 2-14. (c) Model 3-14.

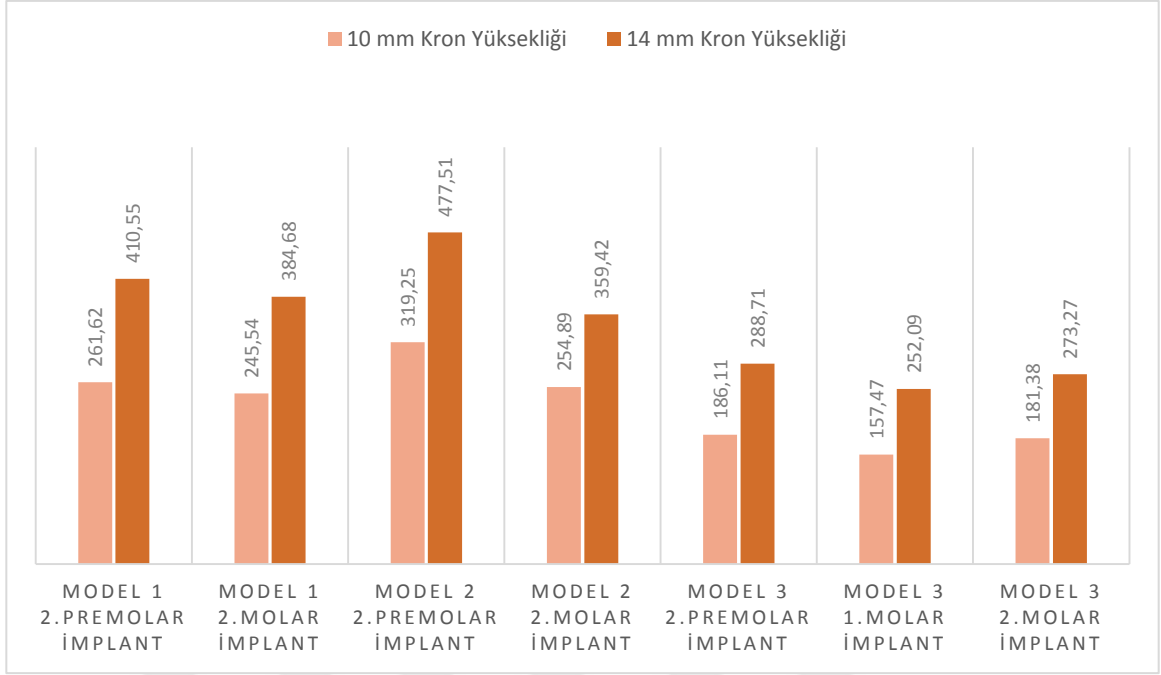


Resim 46. 14 mm kron yüksekliğindeki modellerin oblik yükleme sonucu sagittal kesitte Von Mises stres dağılımı

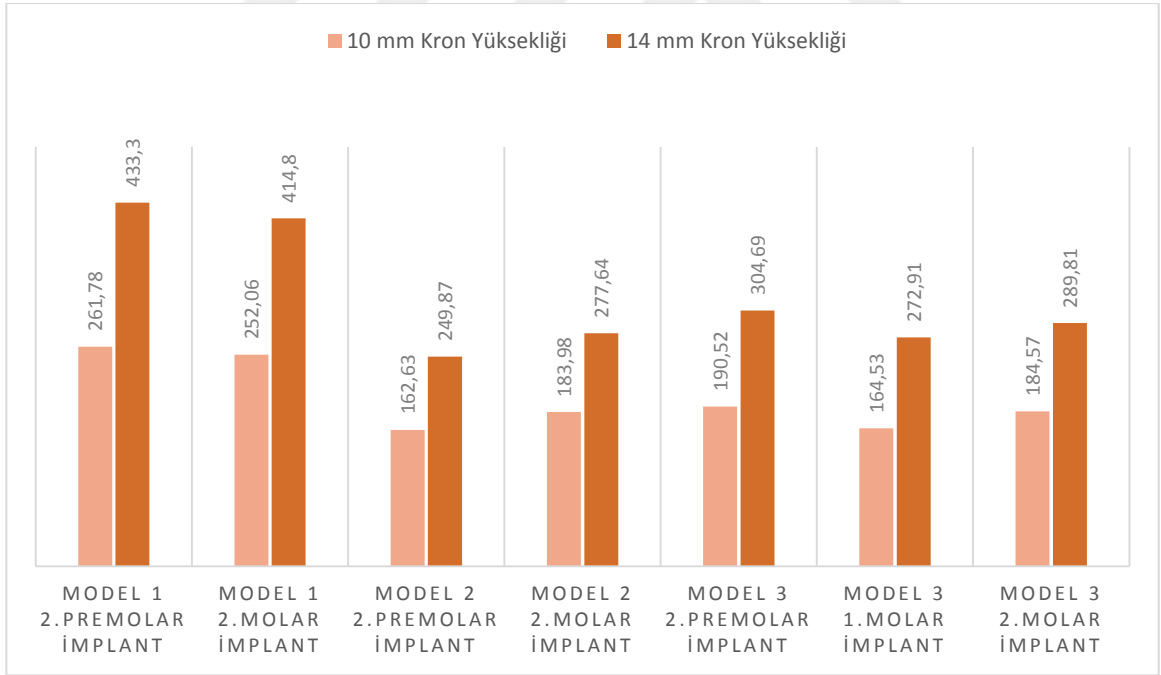
Oblik yükleme sonucunda 10 mm ve 14 mm kron yüksekliğine sahip modellerde oluşan stres değerleri, Şekil 25-32 'de görülmektedir.



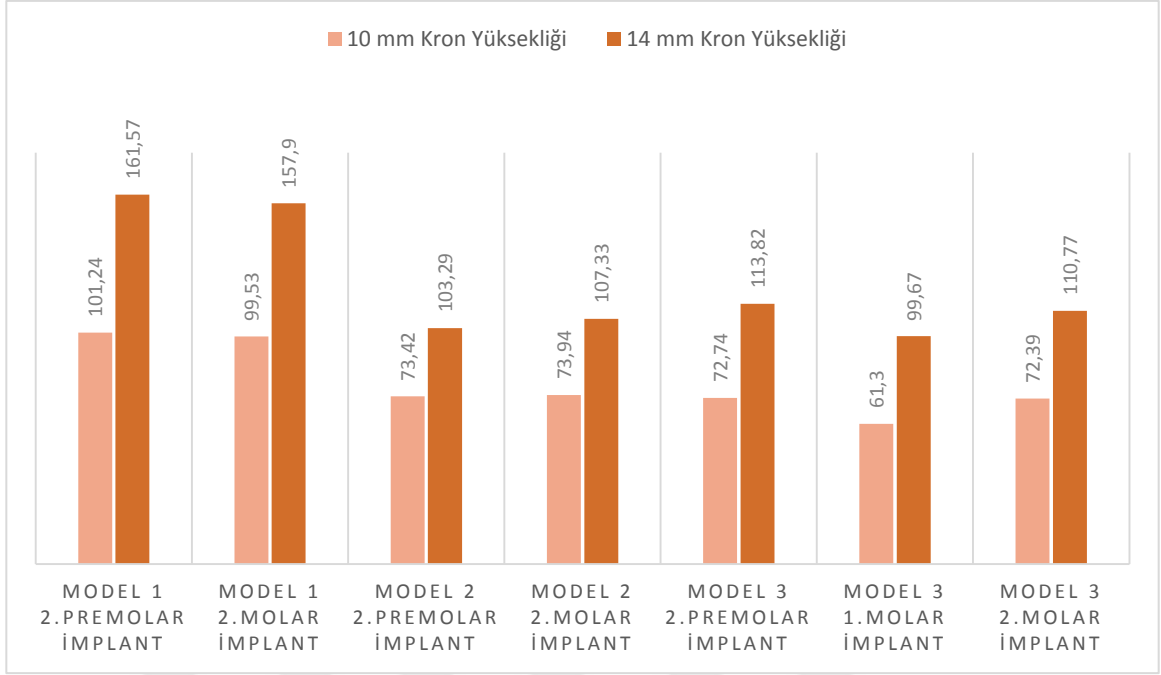
Şekil 25. Oblik yüklemede üst yapıda oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)



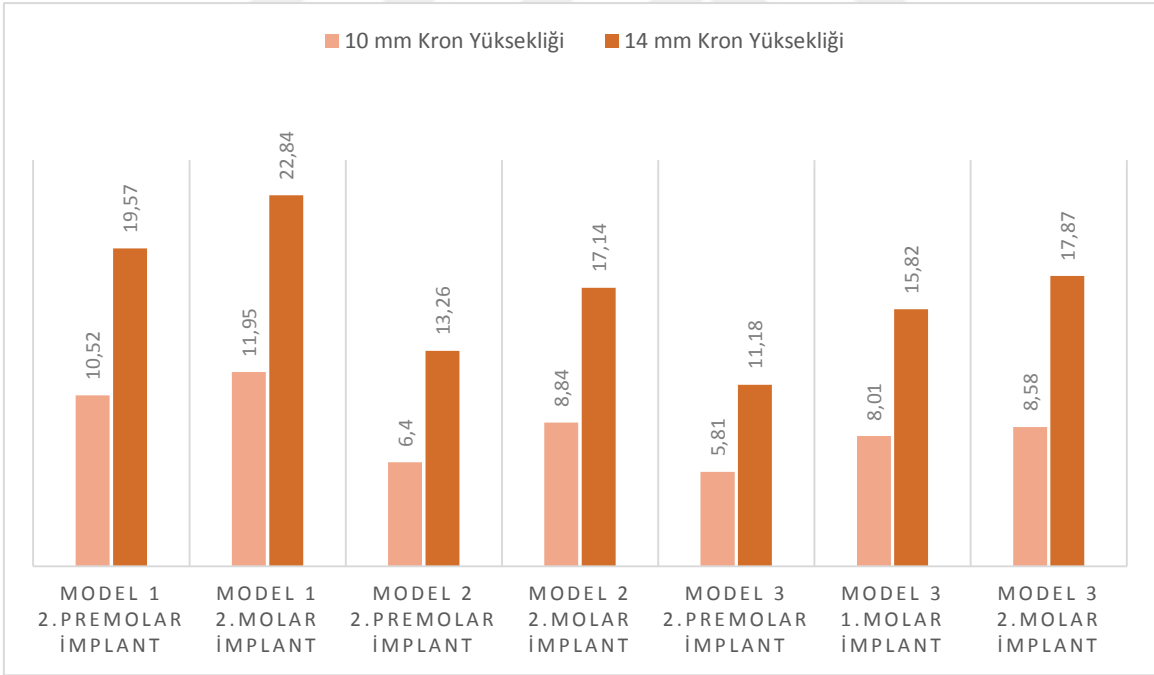
Şekil 26. Oblik yüklemde implantlarda oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)



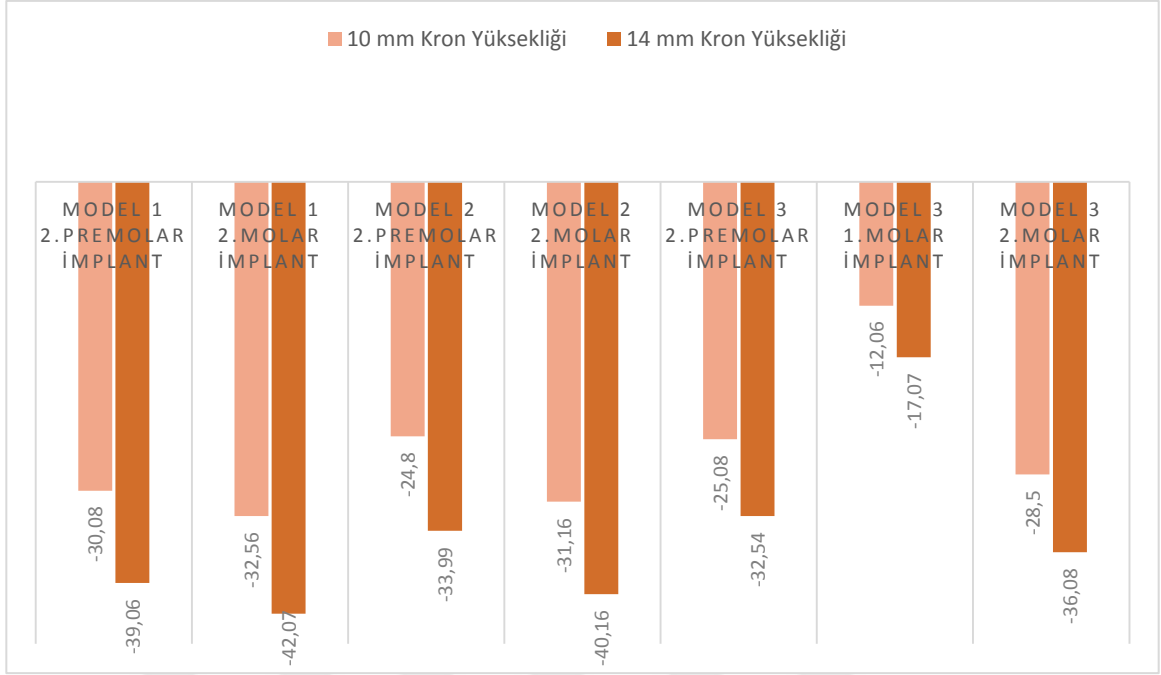
Şekil 27. Oblik yüklemde abutmentlerde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)



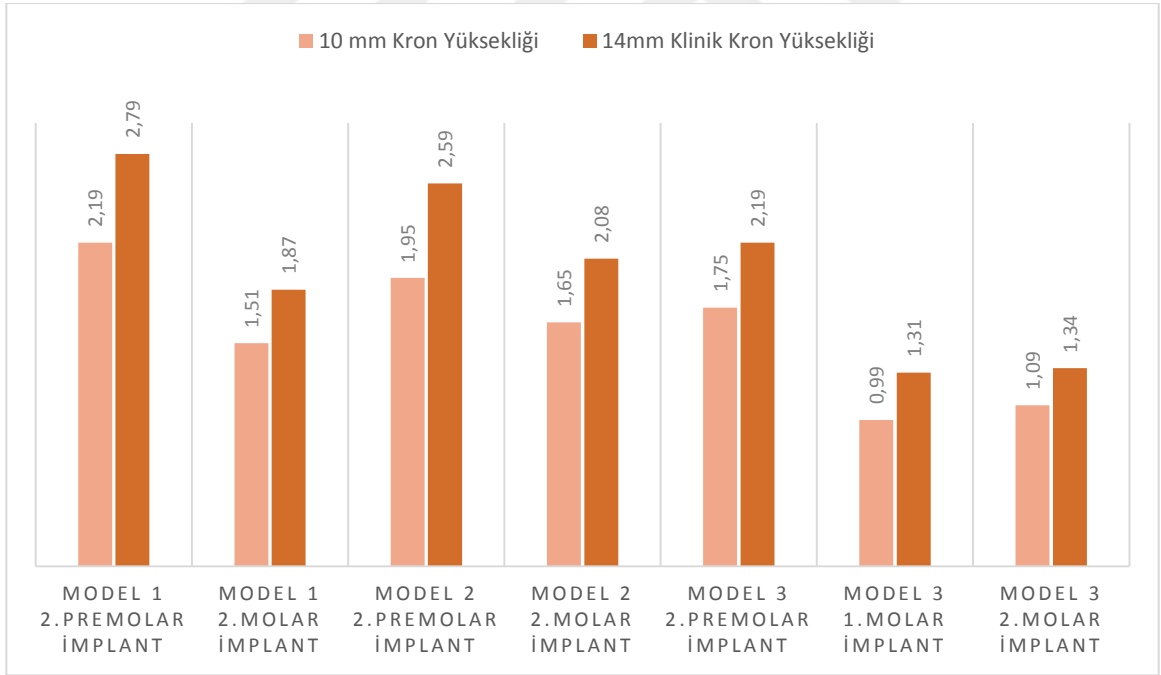
Şekil 28. Oblik yüklemde bağlantı vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)



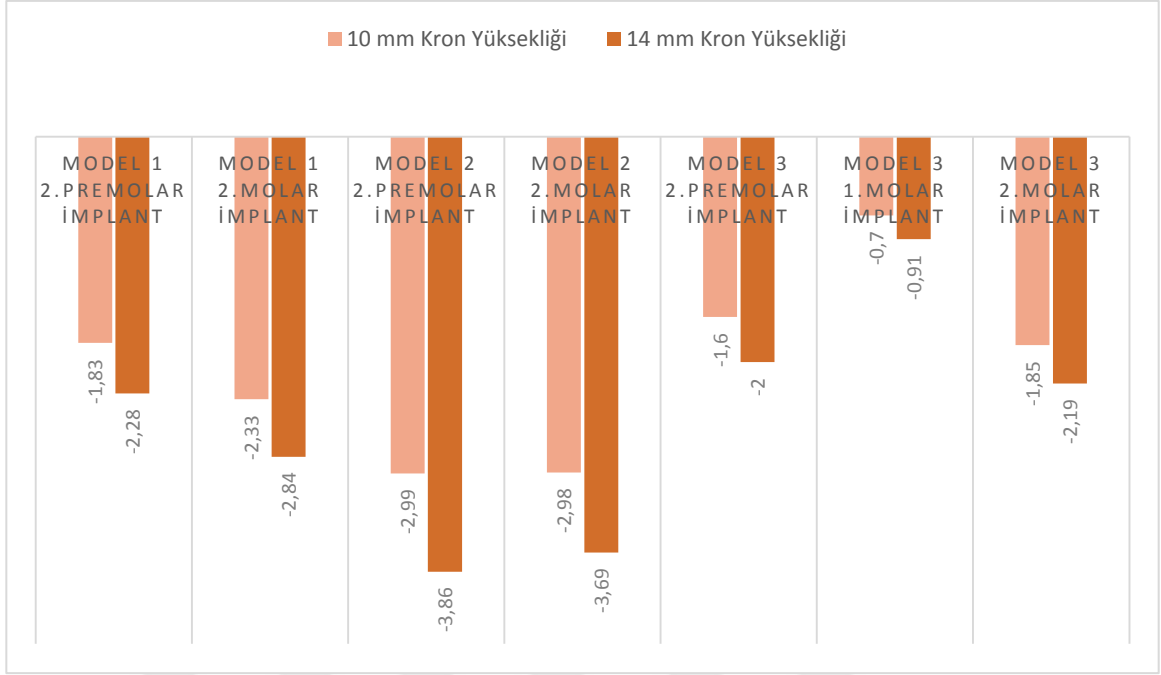
Şekil 29. Oblik yüklemde kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerleri (MPa)



Şekil 30. Oblik yüklemde kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerleri (MPa)



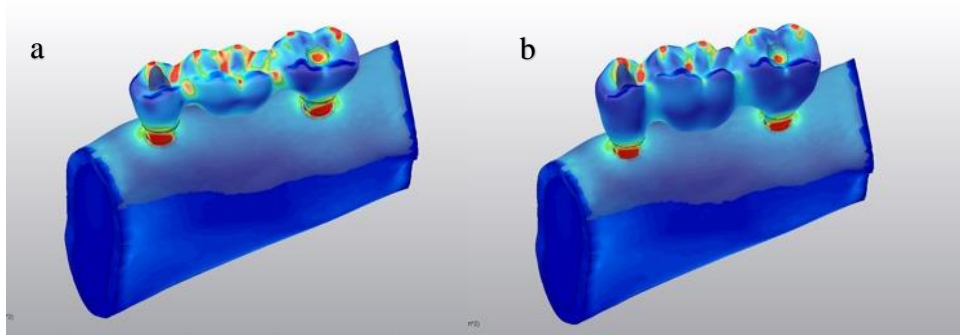
Şekil 31. Oblik yüklemde trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerleri (MPa)



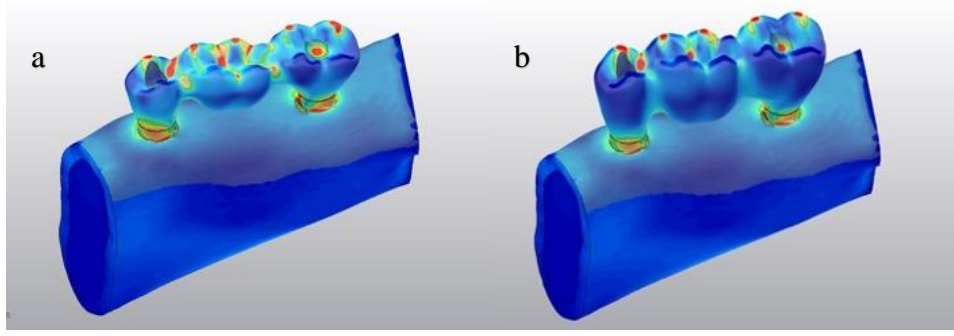
Şekil 32. Oblik yüklemde trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerleri (MPa)

4.5. Deformasyon Görüntüleri

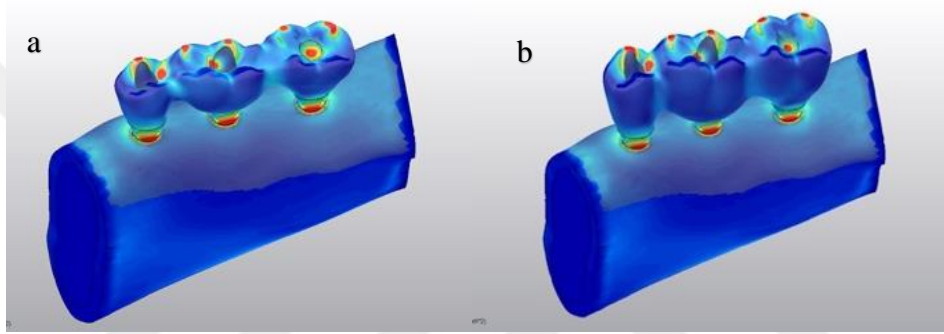
10 mm ve 14 mm kron yüksekliğindeki modellerde vertikal yüklem sonucu oluşan deformasyon görüntüleri beş kat büyütülmüş halde Resim 47-49'da görülmektedir.



Resim 47. Model 1'de farklı kron yüksekliğinde vertikal kuvvet sonucu oluşan deformasyon görüntüleri. (a) Model 1-10. (b) Model 1-14.

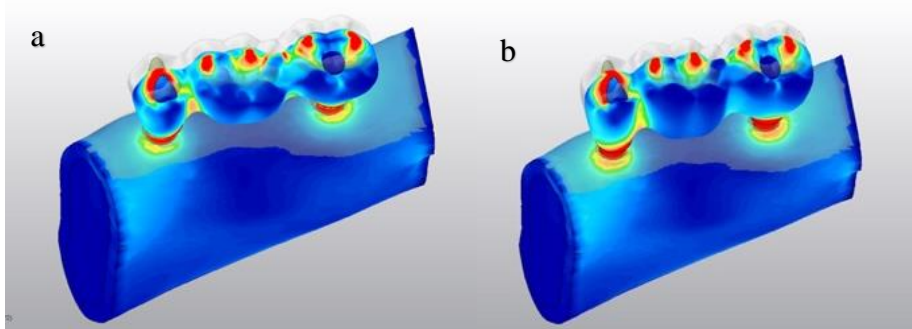


Resim 48. Model 2’de farklı kron yüksekliğinde vertikal kuvvet sonucu oluşan deformasyon görüntüleri. (a) Model 2-10. (b) Model 2-14.

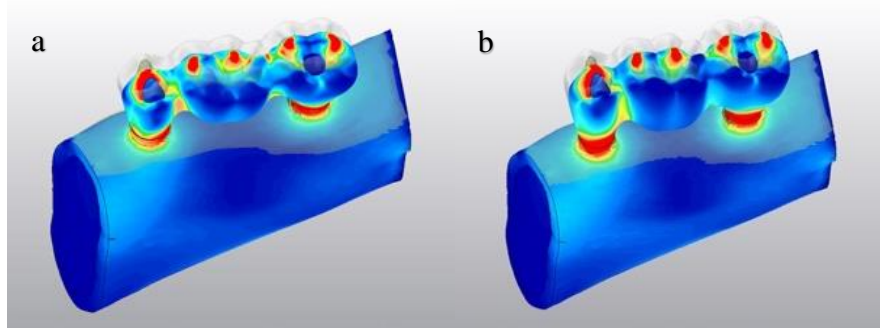


Resim 49. Model 3’te farklı kron yüksekliğinde vertikal kuvvet sonucu oluşan deformasyon görüntüleri. (a) Model 3-10. (b) Model 3-14.

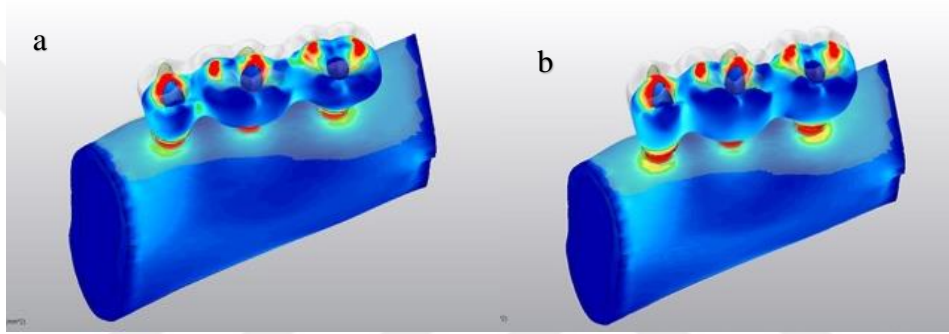
10 mm ve 14 mm kron yüksekliğindeki modellerde oblik yükleme sonucu oluşan deformasyon görüntüleri beş kat büyütülmüş halde Resim 50-52’de görülmektedir.



Resim 50. Model 1’de farklı kron yüksekliğinde oblik kuvvet sonucu oluşan deformasyon görüntüleri. (a) Model 1-10. (b) Model 1-14.



Resim 51. Model 2’de farklı kron yüksekliğinde oblik kuvvet sonucu oluşan deformasyon görüntüleri. (a) Model 2-10. (b) Model 2-14.



Resim 52. Model 3’te farklı kron yüksekliğinde oblik kuvvet sonucu oluşan deformasyon görüntüleri. (a) Model 3-10. (b) Model 3-14.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Çalışmamızda posterior mandibular diş eksikliğinde dental implantların farklı sayı ve pozisyonda yerleştirilmesiyle üç farklı tedavi planı oluşturulmuş, bu tedavi planlamalarında iki farklı kron yüksekliğinde üç üyeli sabit bölümlü protezlere gelen vertikal ve oblik kuvvetler, sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmiştir. Çalışma, üç üyeli sabit bölümlü protezlerde kron yüksekliğindeki artışın, oblik kuvvetler uygulandığında daha yüksek stres değerlerinin kaydedilmesi ile sonuçlanmıştır.

Kaybedilmiş dişlerin yerine iadesinde implant destekli protetik restorasyonlar, klinik diş hekimliğinde sık kullanılan bir tedavi yöntemi haline gelmiştir. Dental implantların uzun vadeli başarılı sonuçları, pek çok klinik durumda kullanımlarında artışa sebep olmuştur (101, 145, 146). Kısmen dişsiz arkların implant destekli sabit protezlerle tedavisi, hareketli protezlere alternatif olarak yaygın bir şekilde kabul görmüştür (147). Fakat posterior kısmi dişsizlik durumlarında en iyi sonucu elde etmek amacıyla teknik ve biyomekanik parametrelerin dikkatlice değerlendirilmesi çok önemlidir (2).

Kron yüksekliği boyutu; oklüzal/insizal düzlem ile krestal kemik arası mesafedir ve implant destekli protez planlamasında interark boşluğunu değerlendirmede önem teşkil eder. İmplantın uzun eksenini dışındaki kuvvetlerde kron boyu dikey kaldıraç etkisi gösterir ve kemik-implant ara yüzeyinde oluşan stresi artırır. Bu nedenle artmış kron yüksekliği, implantın etrafındaki krestal kemiğe giden kuvvetleri ve buna bağlı olarak kemik kaybı riskini de artırabilir (5). Mevcut kemik, implant tedavisinde önemli bir faktördür ve dişsiz alanın sınırlarını, implantların yerleştirileceği bölgenin hacmini belirler (3). Kemik rezorbsiyonuna bağlı olarak kron yüksekliğinde artış meydana gelirken kemik seviyesinde ise azalma gözlenir. İleri kemik rezorbsiyolarında maksiller sinüse, mandibular sinire ve mental foremene yakınlık gibi anatomik durumlar ortaya çıkabilir ve istenilen boydaki implantları uygun konuma yerleştirmek her zaman mümkün olmayabilir (7). Bu durumlarda rehberli kemik rejenerasyonu, blok greftler, distraksiyon osteogenezis, inferior alveolar sinirin transplantasyonu ve sinüs augmentasyonu gibi ilave cerrahi yaklaşımlar gerekebilir (5, 8–10). Ancak bu cerrahi yaklaşımlar komplikasyon riskini arttırabileceği gibi tedavi süresi ve tedavi maliyetini de arttıracaktır (10, 148). Bu nedenlerle günümüzde ilgili bölgelere implantların açılı yerleşimi veya kısa implantların kullanımı sıklıkla tercih edilen tedavi alternatiflerini haline gelmiştir (10, 66). Kemik-implant temas alanının az olması, kron/implant oranının geleneksel boydaki implantlara göre artış göstermesi nedeniyle kısa

implantların endikasyonları hala tartışılmaktadır (149). İmplant yerleşimi hastanın anatomisiyle ilişkilidir ve tüm bu tedavi seçeneklerinde en iyi sonuca ulaşmak için kron yüksekliği mutlaka değerlendirilmelidir (5, 8). Bu nedenle artmış kron yüksekliği ve mevcut kemiğin durumu; implantın sayısı, konumu ve pozisyonuyla birlikte biyomekaniğine bağlı stres dağılımını etkilediği için dikkat edilmesi gereken önemli parametrelerdir.

Diş hekimliğinde kuvvetlerin, materyallerde ve biyolojik dokularda oluşturduğu streslerin incelenmesinde çeşitli yöntemlerden faydalanılmaktadır (12, 120, 130). Bu çalışmada mekanik kuvvetlerin biyolojik sistemler üzerindeki etkisinin incelenmesine olanak veren, invaziv olmayan, karmaşık geometriye sahip yapılar için uyumluluk, teorik temellerin güvenilirliği, hesaplama kolaylığı ve kullanışlı bir yöntem olarak kabul edilen sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılmıştır (11, 12).

Günümüz çalışmalarında ağız içi dokuların ve implantlarda oluşan streslerin incelenmesinde iki boyutlu (2D) ve üç boyutlu (3D) stres analizi yöntemleri kullanılmıştır (7, 33). Bunlar arasında üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yönteminin, stresleri daha detaylı ve gerçeğe daha yakın analiz ettiği bildirilmiştir (117, 126, 127). Çalışmamızda bu nedenlerden dolayı, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalarla yapılır. Elde edilen sonuçlar, grup içinde ve gruplar arasında karşılaştırmalı olarak değerlendirilerek yorumlanır. Analiz sonuçları değerlendirilirken; kırılğan materyaller için asal gerilim değerleri, çekilebilir materyaller için Von Mises gerilme değerleri kullanılır (117, 150, 151). Çalışmamızda da kortikal ve trabeküler kemik için asal gerilim değerleri, implant, abutment, vida, üst yapı için Von Mises stres değerleri incelenmiştir.

Sonlu elemanlar analizi ile dental implantların mekanik davranışlarını incelemede en önemli parametrelerden biri kemiğin modellenmesidir. Çünkü kemik homojen değildir ve non-izotropiktir, dokunun değişik bölgeleri farklı özellik göstermektedir. Kemik dokusunun non-homojen ve non-izotropik olması kuvvetlerin uygulanması sonucu oluşan deformasyonun da orantılı olmamasına yani non-lineer olmasına neden olur (12, 39, 152). Ayrıca implant ile kemik arasındaki osseointegrasyon %100 değildir (117, 153). Bu şartların bilgisayar ortamına tam olarak aktarılamaması sonucu modelleme işlemi yapılırken basitleştirici varsayımlar ve sadeleştirmelerin yapılması gerekir. Modellemede kemik homojen, izotropik ve lineer kabul edilerek, kemik-implant arasında tam bir kaynaşmanın olduğu varsayılır (11, 153). Bir çok çalışmada sonlu elemanlar stres analizi yöntemi diğer

yöntemlerle karşılaştırılmıştır ve birbiriyle uyumlu sonuçların çıkması, varsayımsal kabul edilen durumların analiz sonuçlarının gerçekte örtüşmesini etkilemeyecek düzeyde olduğunu göstermiştir (153–155). Ayrıca doğruluğu daha yüksek modellerin elde edilebilmesi için manyetik rezonans görüntüleme (MR) ya da bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması sayesinde gerçeğe daha yakın kemik modelleri elde edilebilir (155, 156). Çalışmamızda oluşturulan alt çene modellemesinde bilgisayarlı tomografi görüntülerinden faydalanılmış, kemik homojen, izotropik ve lineer kabul edilmiş, ayrıca implantın %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır. Tüm materyallerin birbiriyle tam temasta olduğu kabul edilip sürtünmeyi içeren bir ilişki tanımlanmamıştır. Bu çalışmada oklüzal yük dağılımının değişimiyle oluşan stres farklılıklarının karşılaştırılması amaçladığı için materyaller arası temasların karakteristiği ihmal edilmiştir (157, 158).

Sonlu eleman stres analizinde incelenecek yapının tamamını analize tabii tutmak çok fazla eleman ve düğüm sayısına, yüksek maliyete ve zaman kaybına neden olmaktadır, bu nedenle sadece ilgili bölgenin modellenmesi yapılabilir (46, 159–161). Teixeira ve ark. (159) yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi sonucunda, implantlardan 4.2 mm uzaklıkta modellenen kemik yapılarının analizde etkisinin olmadığı sonucuna varmıştır. Çalışmamızda da bu sonuçlar dikkate alınarak daha ayrıntılı bir model hazırlayabilmek amacıyla sadece analizin yapılacağı bölgenin modellenmesinin yapılması tercih edilmiş, destek alanları stresin bu bölgelere aktarılmaması ve hatalı sonuçlara izin vermemek amacıyla analizin yapılacağı bölgelerin uzağına yerleştirilmiştir.

Kemik tipi, implant osseointegrasyonu ve uzun dönem başarıda önemli bir faktördür (162). Mandibular posterior bölgede en sık rastlanan kemik Tip II kemiktir (28). Katranji ve ark. (163) insan kadavrası üzerinde yaptığı incelemede dişsiz posterior mandibulada lingual kortikal kemik kalınlığının ortalama $2,39 \pm 0,62$ mm, bukkal kortikal kemik kalınlığını ortalama $2,06 \pm 0,69$ mm olarak ölçmüşlerdir. Çalışmamızda da bu veriler göz önünde bulundurularak 2 mm kortikal kemik kalınlığı ile çevrili trabeküler kemik içeren posterior mandibular kemik modellenmiştir (136, 160, 164–167).

Çalışmamızda oluşturulan implant üstü protetik yapılardaki diş morfolojilerinde Wheeler'in verileri referans olarak alınmıştır (134). Diş boyutları mesio-distal ve bukkolingual olarak atlasa bağlı kalırken 10 mm ve 14 mm olmak üzere iki farklı kron yüksekliği tasarlanmıştır. Kron yüksekliğindeki artış kron/implant oranının da değişmesine sebep olmaktadır. Çalışmalarda anatomik kron/implant oranı ve klinik kron/implant oranı olarak

iki farklı orandan bahsedilmektedir (101, 168–170). Anatomik kron/implant oranında fulkrum, implant boyun bölgesi ve abutment-kron kompleksi ara yüzündedir. Klinik kron/implant oranında ise fulkrum, en koronaldeki kortikal kemik seviyesi ile implant birleşimindedir (98). İmplant-kron kompleksinin implant-kemik kompleksinden daha sert olması, klinik kron/implant oranının biyomekanik olarak protetik komplikasyonlar açısından daha gerçekçi sonuçlar sunabileceğini gösterir (99, 100). Kron yüksekliği ile kron/implant oranı karşılaştırıldığında; kron yüksekliğinin biyomekanik komplikasyonları ölçmek için daha önemli bir faktör olduğu bildirilmiştir (97, 171). Çalışmamızda da kemik-implant kompleksinin biyomekanik parametrelerin değerlendirilmesinde gerçeğe daha uygun olduğu düşünülmüştür ve kron yüksekliği, kortikal kemiğin marjinal kısmı ile protezin en koronal bölgesi olarak belirlenmiştir.

Protez planlaması uygun şekilde yapılsa dahi kullanılacak materyal seçimi oldukça önemlidir. İmplant destekli sabit protezlerde metal-seramik restorasyonlar rutin olarak kullanılsa da daha iyi estetik, malzemenin yarı saydamlılığının daha fazla olması, daha düşük bakteri adezyonu, kron ve abutmentler arasındaki daha iyi marjinal uyum ve stresin daha homojen yayılmasını sağlayan tam seramik restorasyonların kullanımı artmıştır (83). Zirkonya alt yapıli porselen restorasyonlarda , zirkonya ve seramik bağlantısındaki problemlerden dolayı porselende görülen koheziv kırılmalar monolitik zirkonyanın kullanımını artırmıştır (78). Birçok araştırmacı ve klinisyen, tam arklar dahil olmak üzere implant destekli sabit protezlerde monolitik zirkonyanın kullanımını önermektedir (83–86). Çalışmamızda protetik yapı olarak klinikte güncel olarak kullanılan monolitik zirkonya tercih edilmiştir.

Multi-unit abutment üzerine vidalanan monolitik zirkonya restorasyonlar, vida ile abutmente bağlanabilir ya da titanyum kopinge simante edilerek abutmente vidalanabilir. Heller ve ark. (172) multi-unit abutmentler üzerine vidalanan monolitik zirkonya kronların statik ve dinamik yükler altında yük taşıma kapasitelerini ve hangi tarz başarısızlıkları gösterdiğini incelemiştir. Çalışmanın sonucunda koping olmadan doğrudan abutmente vidalanan zirkonya restorasyonların uygulanabilir bir prosedür olduğu gösterilmiş, hayatta kalma olasılıklarının koping simante restorasyonunkinden daha düşük olmadığı bildirilmiştir. Çalışmamızda da protetik yapı doğrudan abutmente vidalanan şekilde tasarlanmıştır.

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinde gerçeğe yakın sonuçların elde edilebilmesi için hazırlanan sayısal modeldeki düğüm ve eleman sayısı önemlidir. Analizin güvenilirliği ve gerçeğe yakın bir geometrinin elde edilmesi için en az 30 000 adet düğüm, 200 000 adet eleman sayısının kullanılması önerilmiştir (112, 173). Çalışmamızda da bu veriler ışığında gerçeğe yakın sonuçların elde edilmesi amacıyla her bir model için toplam düğüm ve eleman sayısı bu değerlere göre oldukça fazladır, her model için en az 196 187 düğüm sayısı ve en az 932 773 eleman sayısı kullanılmıştır.

Sonlu eleman stres analizinde modelleme yapılırken, materyal özelliklerinin verileri önemlidir. Kullanılan materyallerin mekanik özelliklerin belirlenmesinde ve bilgisayara aktarılmasında elastisite modülü ve poisson oranları kullanılır (112). Dental implantlarla yapılacak olan sonlu eleman stres analizinde, kemik, implant, abutment ve üst yapıların poisson oranları ve elastisite modülleri belirlenmelidir. İncelenen kemik dokusunda kortikal ve trabeküler kemiğin farklı özellikte olması ve implant, abutment, üst yapının üretildiği malzemeye bağlı olarak bu değerler değişebilir (46). Çalışmamızda da materyallerin mekanik özelliklerini belirten elastisite modülü ve poisson oranları daha önce yapılan çalışmalardan örnek alınmıştır (136–144).

Bu bilgiler ışığında, güncellenen teknoloji ile beraber modellerimiz üç boyutlu, gerçeğe uygun, anatomik formları taklit eden, olabildiğince detaylı ve titiz bir şekilde oluşturulmuştur.

Implant-kemik temasında periodontal aralığın bulunmaması, çiğneme kuvvetlerinin implant ile doğrudan kemiğe iletilmesine neden olur. Bu nedenle implant-kemik bağlantısının korunmasında çiğneme kuvvetlerinin etkisi büyüktür (110). Çiğneme kuvvetleri kişiden kişiye farklılık göstermekle birlikte, cinsiyet, yaş, arkın farklı bölgelesi, dişsizlik durumu, mevcut restorasyon, parafonksiyonel alışkanlıklar ve hastanın mental durumundan etkilenmektedir (174–176). Bu nedenle çiğneme sırasında oluşan oklüzal kuvvetlerin değeri geniş bir aralık gösterir. Çiğneme kuvvetleri ile ilgili pek çok çalışma yapılmasına rağmen bu kuvvetlerle ilgili farklı sonuçlar bulunmuştur. Gerinim ölçerler, telemetrik cihazlar, bilgisayar destekli sayısal simülasyonlarla ölçülen maksimum kuvvetler 200 ile 3500 N arasındadır. Yetişkinlerde ısırma kuvvetlerinin ölçüm değerleri molar bölgeden kesici dişlere doğru azalır, birinci ve ikinci molar dişlerdeki kuvvetler 400-800 N arasında değişir. Premolar, kanin ve kesici dişlerde ortalama olarak sırasıyla 300, 200, 150 N'dur (74). Ferrario ve ark. (177) yaptıkları bir çalışmada doğal dentisyondaki ısırma

kuvvetlerini incelemişler ve kesicilerde 94-146 N, ikinci premolarlarda 206-291 N ve birinci molarlarda 234-306 N olarak bulmuşlardır. Helkimo ve ark. (174) erkeklerde en yüksek ısırma kuvvetinin molarlarda 382 N, kesici dişlerde 176 N olarak bildirmişlerdir. Isırma kuvvetlerinin çeşitli cihazlarla ölçüldüğü farklı çalışmalarda; sensör ve strain gauge yöntemleriyle 50-800 N, fiber Bragg ısırma kuvveti ölçeri ile 176-635 N, quartz kuvvet dönüştürücü sensör- likit kristal ekranlı mikroprosesör ile erkeklerde 847 N, kadınlarda 597 N olmak üzere farklı sonuçlar elde edilmiştir (176). Mericske-Stern ve Zarb (175), implant destekli sabit parsiyel protez kullanan hastalarda birinci premolarlarda yaklaşık 200 N, ikinci premolarlarda yaklaşık 300 N maksimum ısırma kuvveti belirlemişlerdir. Çalışmamızda, ortalama değerler alınarak; premolar için 200 N, her bir molar için 300 N olmak üzere toplamda 800 N vertikal kuvvet uygulandı. Fonksiyonel tüberküller doğrudan çiğneme işlevine katılan tüberkül grubu olması nedeniyle karşıt dişler üzerinde oklüzyon kuvvetlerini oluşturur. Çalışmamızda da Okeson'un kapanış kriterlerine uyularak tüberkül-fossa ilişkisi esas alındı (178). Gerçekçi simülasyon elde edebilmek için tek dişle oklüzal kontakt sağlandığı kabul edildi ve tüberkül fossa ilişkisinde fonksiyonel tüberküllerin temas noktalarının değiştiği yerlerde tüberkül tepesi-fossa temas tipi oluşturuldu.

İmplantların doğal dişler gibi oblik kuvvetlere maruz kaldığı göz önüne alınması gereken bir parametredir (12). Yapılan çalışmalarda oblik kuvvetlerin vertikal kuvvetlere göre daha fazla stres yarattığı görülmektedir (6, 138, 174). Oblik kuvvetler, vertikal ve horizontal kuvvet bileşenlerini de içerir. Bu nedenle vertikal kuvvetlere nazaran stres birikimleri daha belirgin şekilde ortaya çıkmaktadır. Bu da oblik yükleme altında daha gerçekçi sonuçlar elde edilebileceğinin göstergesidir (110, 179). Çalışmamızda kuvvetlerin lateral hareketlerde, alt çenede çalışan tarafın fonksiyonel tüberkül tepelerinin bukkal eğimlerine gelmesi baz alınarak temas noktaları bu noktalar seçilmiş, premolar için 100 N, molar dişler için 200 N olmak kaydıyla toplamda 500 N oblik kuvvet uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetlerin eğiklik derecesi ağız içi oblik yükleri en ideal şekilde taklit ettiği düşünülerek yapılan çalışmalardan örnek alınmış ve 30⁰ bukko-lingual olarak belirlenmiştir (113, 180–182). Üç farklı modelde de kuvvetler aynı noktalardan uygulanmıştır, böylece uygulanan kuvvetlerin, protetik üst yapıda dağılımlarının eşit şartlarda olması sağlanmıştır.

Biyomekanik bakış açısıyla art arda üç eksik dişin protetik rehabilitasyonundaki en ideal durum, her bir eksik diş için bir implant yerleştirmektir (183–185). Köprü olarak planlanan bölgeler için ise art arda üç diş eksikliğinde iki implant yerleştirilebilir olarak

kabul edilmiştir (183, 186, 187). İki veya üç implant kullanma arasındaki seçim, kemik kalitesi, protezin biyomekaniği ve yükün nasıl dağıtıldığı ile de ilgilidir (183). Stegaroiu ve ark. (188) parsiyel dişsiz mandibulada yaptıkları sonlu elemanlar analizinde; üç implant destekli üç üyeli sabit protezi, iki implant destekli üç üyeli sabit protezi ve iki implant destekli mesial kantileverli üç üyeli sabit protez modellerini incelemişlerdir. Statik kuvvetler uygulanan çalışmada vertikal, bukkal-lingual, mesio-distal yüklemelerde en düşük kortikal stres değerleri üç implant destekli üç üyeli sabit protez grubunda bulunmuştur. Chen ve ark. (189) yaptığı sonlu elemanlar stres analizinde; bukkal-lingual olarak uyguladıkları yükler altında, üç implant destekli sabit protez verileri iki implant destekli sabit protez verilerine göre daha düşük bulunmuştur. Toniollo ve ark. (165) yaptıkları bir çalışmada üç implant destekli üç üyeli sabit protezin iki implant destekli üç üyeli sabit proteze göre daha fazla implant ile desteklenmesinin tüm yapıda stresi azalttığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda da vertikal ve oblik yükler altında üç implant destekli sabit bölümlü protez modelinin tüm yapıdaki stres değerleri, implantların dik yerleştirildiği iki implant destekli sabit bölümlü protez modelinin stres değerlerine göre daha düşük bulunmuştur.

İmplantların eğimli yerleştirilmesi, optimal implant yerleşimine engel olan anatomik yapıların varlığında anatomik yapıları korur, kısa implant kullanılacak bölgeye daha uzun implantın yerleştirilme olanağı sağlar. Böylece mümkün olduğunca daha çok kemik-implant teması sağlanmış olur ve primer stabilite artar (66, 190). Yapılan çalışmalarda, mandibular posterior bölgede implantların farklı açılarla yerleştirildiği görülmüştür (7, 65, 164, 191–193). Boukhelif ve ark. (167) yaptıkları bir çalışmada, dört üyeli sabit bölümlü protezi destekleyen implantların eğiminin kemikteki stres dağılımı üzerine etkisini sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelemişlerdir. Çalışmada düz yüzeyle implantlar kullanılmış, vertikal yükleme; 0°-0°, 15°-15°, 30°-30° eğimle oluşturulan modellere 1 mm yüksekliğindeki alt yapıya uygulanmıştır. Sonuçlara bakıldığında ise 30°-30° eğimli implant modellerinde stres değerleri diğer gruplara göre daha düşük çıkmıştır. Araştırmacılar sabit parsiyel protezlerde implant eğiminin stres dağılımında önemli bir rol oynadığını, özellikle kemik kalitesi azaldığında kemik kaybını ve implant başarısızlığını önlemede yardımcı olacağını bildirmişlerdir. Çalışmamızda eğimli implantlarla planladığımız modelimizde implantlar 30°-30° olacak şekilde açılacaktır. İmplantların eğimli yerleştirilmesinin kantilever uzunluğunun azalmasına, buna bağlı olarak gelen kuvvetlerin daha iyi dağıtılmasına olanak sağlaması gibi biyomekanik avantajları destekleyen çalışmalar bulunmaktadır (7, 66, 194). Yapılan çalışmalarda eğimli yerleştirilen implantların

osseointegrasyon sürecini olumsuz etkilemediği, eğimli ve dik yerleştirilen implantlar marjinal kemik kaybı açısından değerlendirildiğinde her iki çenede de önemli farklar bulunmadığı belirtilmiştir (66, 190, 195). Retrospektif çalışmalarda düz ve eğimli yerleştirilen implantlar arasında kemik kaybı bakımından fark görülmemiştir (196, 197). Başka bir çalışmada implant destekli sabit protezlerde düz ve eğimli yerleştirilen implantların biyolojik ve teknik komplikasyonları karşılaştırılmış, mevcut sistematik incelemenin sınırlamaları dahilinde, implant eğiminin implant sağ kalımı veya peri-implant kemik kaybı üzerinde hiçbir etkisi bulunmamıştır (198). Zampelis ve ark. (7) yaptıkları çalışmada; distale eğimli implantların, dik implantlarla sabit bir restorasyon ile splintlenmesinin stres dağılımına etkisini iki boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre; sabit restorasyonlarla splintlenen implantlarda distal eğimin, dikey yerleştirilmiş implantlara kıyasla kemik stresinde anlamlı bir artış görülmemiştir. Ayrıca distalde kantilever içeren sabit protezler yerine distale eğimli implantların kullanımının biyomekanik avantajları da ortaya konmuştur. Çalışmamızda implantları düz ve eğimli yerleştirdiğimiz modelleri karşılaştırdığımızda; açılı iki implant destekli sabit protez modelinin kortikal kemik stres değerleri implantları dik yerleştirdiğimiz modele göre daha düşük, üç implant destekli sabit protez modeline göre daha yüksek ya da yakın değerlerde bulunmuştur. Üç implant destekli sabit protezde implant sayısının diğer gruplara göre fazla olması kortikal kemikteki stres değerlerini düşürmüştür (165, 199).

Kron yüksekliği protezin biyomekaniğine bağlı stres dağılımına etki eden bir parametredir. İmplant destekli sabit protezlerde en uygun kron yüksekliği; ideal gingival çıkış profili, abutment yüksekliği ve oklüzal malzemenin kalınlığı baz alındığında 8-12 mm'dir. 15 mm'den daha büyük bir kron yüksekliği aşırı kabul edilerek mekanik komplikasyon riskini artırabileceği bildirilmiştir (5, 133). Nissan ve ark. (171) splintlenmiş implant destekli restorasyonların, farklı kron yüksekliği ve farklı kron/implant oranlarında fotoelastik stres analizi yöntemi ile stres dağılımına etkisini incelemiştir; kron yüksekliğinin 15 mm ve üstü olduğu durumlarda implantları splintlemenin protez başarısızlığını engellemediğini, kron yüksekliğinin 15 mm veya daha büyük olduğu durumlarda kemik augmentasyonunun gerekliliğini savunmuşlardır. Verri ve ark. (6), yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında farklı kron yüksekliğine sahip tek üye implant destekli protezlerde vertikal ve oblik yüklerin stres dağılımlarına etkisini incelemiştir. Vertikal yüklemde tüm modellerde benzer stres değerlerine rastlanırken, oblik yüklemde artan stres değerlerinin kron yüksekliğindeki artışla korelasyon gösterdiği bulunmuştur. Kaleli ve Ural (138) iki

farklı kron yüksekliğinde simante ve vidalı implant destekli restorasyonların vertikal ve oblik yüklemeler altında biyomekanik davranışlarını sonlu elamanlar analizi ile incelemiş, kron yüksekliğindeki artışın oblik yükler altında daha yüksek stres değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Kron yüksekliğinin atması kron/implant oranını değiştirmektedir ve implantların üzerindeki mekanik yükü artırabilmektedir (97, 200). de Moraes ve ark. (33), kron/implant oranının stres dağılımı üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında, kron yüksekliğindeki artışın oblik yükleme altında implant-kemik ara yüzünde stres artışına neden olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda iki farklı kron yüksekliği incelenmiş ve benzer sonuçlar elde edilmiştir. Kron yüksekliğinin artırılması vertikal kuvvetlerde tüm modeller kendi içinde benzer stres değerleri ile sonuçlanmıştır. Oblik kuvvetlerde ise kron boyundaki artış modellerdeki tüm stres değerlerini artırmıştır.

En yüksek stres değerleri, kuvvetin materyal üzerindeki etkisinin anlaşılması ve fizyolojik sınırlar içinde materyalin dayanımını belirlemek için önemlidir. Asal gerilme değerleri, implant-kemik ara yüzündeki kemik rezorpsiyonu ve kaybına neden alabilecek risk göstergesidir. Kortikal kemiğin çekme streslerine dayanımı 121-135 MPa iken basma streslerine dayanımı 167-205 MPa'dır. Trabeküler kemiğin ise bu streslere dayanımı 1-20 MPa arasındadır (114, 201). Sonlu eleman stres analizi ile yaptığımız çalışmamızda asal gerilme değerlerimiz bu sınırları aşmamıştır.

İmplant biyomekaniğinin değerlendirildiği sonlu eleman stres analizlerinde kuvvetlerin, implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte yüksek stres birikimleri oluşturduğu belirtilmiştir (191, 192, 202). Martin ve ark. (203) göre kortikal kemik üzerindeki basma stresleri, çekme streslerinden daha fazladır. Çalışmamızda da kuvvet yönünden bağımsız olarak kemikteki en yüksek stres değerleri, implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte ve basma stresleri olarak bulunmuştur. Basma kuvvetleri kemik-implant ara yüzünün bütünlüğünü koruma eğilimindeyken, çekme ve makaslama kuvvetleri bu ara yüze zarar verme eğilimindedir. Kemik basma streslerine dayanıklıyken çekme kuvvetlerine karşı dayanıksızdır (55). Çalışmamızda kortikal kemikteki çekme streslerinde kron boyunun artmasıyla birlikte oblik kuvvetin vertikal kuvvete göre daha fazla stres oluşturduğu gözlenmiştir. Bu sonuç oblik kuvvetlerin kortikal kemikteki yıkıcı stresleri artırdığını ve implant destekli protezlerde oblik yüklemelerden kaçınılması gerektiğini göstermektedir (204). Çalışmamızda kortikal kemikteki en yüksek çekme stres değeri, oblik yüklemelerde 14 mm kron yüksekliğindeki iki implant destekli modelde bulunmuştur. Aynı

şartlarda implantları eğimli yerleştirdiğimiz model ile üç implant destekli modelin kortikal kemikteki çekme stres değerleri arasındaki fark oldukça azdır.

Trabeküler kemiği incelediğimizde kron boyunun artırılması oblik kuvvet altında, basma ve çekme stres değerlerinin artmasıyla sonuçlanmıştır. Vertikal kuvvette ise modeller iki farklı kron yüksekliğinde benzer stres değerleri göstermiştir. Jomjunyong ve ark. (205) yaptıkları bir sonlu eleman çalışmasında kısa ve uzun implantları incelemiş, uzun implantların trabeküler kemikteki stres değerlerini daha fazla bulmuştur. Çalışmamızda da implantları eğimli yerleştirdiğimiz modelde trabeküler kemikteki basma stres değerlerinin diğer gruplara göre yüksek olması, trabeküler kemikteki temas alanının daha fazla olmasıyla açıklanabilir.

Titanyum implantın elastik modülü kortikal ve trabeküler kemikten daha fazladır. Bu nedenle okluzal kuvvetlere karşı daha dayanıklıdır ve daha fazla stres karşılamaktadır (206). Çalışmamızda da implantlardaki stres değerinin kortikal ve trabeküler kemikten daha fazla olduğu görülmektedir. İmplantlar için en yüksek Von Mises stres değerleri implantın servikal bölgesinde ve implant-abutment bağlantı alanlarında yoğunlaştığı ortaya çıkmıştır. Benzer şekilde abutment ve bağlantı vidası için de aynı durum söz konusudur. Bağlantı bölgelerinde gözlenen bu durum, çok parçalı yapıların birbiriyle temas ettiğinde ortaya çıkan doğal bir sonuçtur. Materyallerden birine gelen kuvvet sonucunda bağlantı alanlarında stres birikimi olmaktadır (123). Bağlantı alanındaki mikron seviyesindeki hareketlerin buna neden olduğu düşünülmektedir (138, 207). Çalışmamızdan çıkan bu sonuç diğer çalışmalarla desteklenmektedir (123, 138, 165, 207). Modeller arasında implantlardaki Von Mises stres değerlerini incelediğimizde en düşük değerler üç implant destekli sabit protez modellerinde gözlenmiştir. Kron yüksekliği ile beraber oblik kuvvetler implantlardaki stres değerlerini artırmıştır. Vertikal kuvvet uygulandığında açılı implantlarda meydana gelen stres değerleri diğer modellerdeki implantlara göre daha yüksektir. Eğimli implantlar üzerindeki artan stres değerleri eğimin neden olduğu makaslama kuvvetleri ile açıklanabilir (164, 208).

Açılı yerleştirilen implantlarda üst yapı giriş yolunun ve uygun bir oklüzyonun sağlanabilmesi için açılı abutmentler kullanılabilir. Hsu ve ark. (209) düz ve açılı abutmentler ile ilgili yaptıkları çalışmada; açılı abutmentlerin klinik performansı, çevre yumuşak doku cevabı ve hayatta kalma oranları açısından düz abutmentlerle karşılaştırılabilir olduğunu bildirmişlerdir. Ozan ve Kurtulmuş (164) all-on-four tedavi konseptinde farklı implant eğimlerinin biyomekanik davranışlarını sonlu eleman stres

analizinde karşılaştırmış, posterior implantların açısının artmasına rağmen her açı için uygun derecede kullanılan abutmentlerdeki stres seviyelerinin düştüğünü ifade etmişlerdir. Çalışmamızda eğimli yerleştirilen implantlarda açılı abutmentler tercih edilmiştir. Vertikal kuvvetler altında abutmentlerde en yüksek Von Mises stres değeri iki implantı dik yerleştirdiğimiz modelde gözlenirken, açılı model ile üç implant destekli modelde benzer stres değerleri ortaya çıkmıştır. Oblik kuvvetler altında ise abutmentlerdeki en düşük Von Mises stres değerleri açılı abutment kullandığımız Model 2-10'da gözlenmiştir. Bağlantı vidalarında en yüksek Von Mises stres değerleri Model 1'de gözlenmiş, kron yüksekliğindeki artışla beraber oblik yükleme stresin artmasına neden olmuştur.

Çekilebilir materyallerde Von Mises stres değerleri önem taşımaktadır. Çünkü akma (yield) dayanımı aşıldığında materyal elastik özelliğini kaybetmektedir. Von Mises stres değerleri, uygulanan kuvvetin çalışma modelleri üzerindeki dağılımını, yoğunlaşma alanlarını ve materyalin dayanım noktasına yaklaşım yaklaşmadığı hakkında fikir vermektedir (113). Clelland ve ark. (210) ideal koşullarda oklüzal yüklerin metallerde yorgunluğa sebep olmadığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda kullandığımız titanyum implant materyalinin akma dayanımı 520 MPa'dır (211). Bununla birlikte, herhangi bir implant modelinde bu değer üzerinde bir stres değeri gözlenmemiştir. Çalışmamızdaki Von Mises stres değerlerini incelediğimizde implant, abutment, bağlantı vidasındaki değerler oblik kuvvet uygulandığında kron yüksekliğinden etkilenmiş, en yüksek Von Mises değerleri akma dayanımını geçmemiştir. Herhangi bir başarısızlık söz konusu değildir.

Kron yüksekliğinin farklı abutment sistemleri üzerine etkisinin sonlu eleman stres analizi ile incelendiği çalışmalarda restorasyon modellerinde stres değerlerinin abutmentlere bakan servikal bölgede yoğunlaştığı bildirilmiştir (138, 207). Çalışmamızda da bu çalışmaya paralel olarak, tüm modellerdeki restorasyonlarda Von Mises stres değerlerinin restorasyonun abutmentle birleştiği bölgede yoğunlaştığı görülmüştür. Ayrıca konnektör bölgelerinin sabit parsiyel protezlerin en zayıf yerleri olduğunu belirten, kırılma ve deformasyona en yatkın alanların bu bölgeler olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur (212, 213). Heidari ve ark. (214) posterior zirkonya restorasyonların farklı konnektör boyutlarının kırılma direncine etkisini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda bu restorasyonların kırılma dayanımı konnektör boyutlarından etkilenmiştir ve 4 mmx4 mm konnektör kalınlığının diğer gruplara göre kırılma direncinin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Bazı yazarlar ise konnektör boyutunda yüksekliğin genişlikten daha önemli olduğunu belirtmişlerdir (213,

215). Çalışmamızda, 10 mm kron yüksekliğindeki monolitik zirkonya protezin konnektör kalınlığı 4 mmx4 mm, 14 mm kron yüksekliğindeki monolitik zirkonya protezin konnektör kalınlığı yükseklikteki artışa bağlı 4 mmx8 mm olarak tasarlanmıştır. Çalışmamızda vertikal ve oblik yükleme sonuçlarına göre, kron yüksekliğinin artmasıyla birlikte konnektör bölgesindeki yükseklik artışı, tüm modellerde konnektör bölgelerindeki stres değerlerinin düşmesiyle sonuçlanmıştır.

Bu tez çalışmasında matematiksel modeller üzerinde klinik koşullar taklit edilmeye çalışılmış, karşılaştırılmalı ve yoruma dayalı sonuçlar elde edilmiştir. Sonlu eleman stres analizinde incelenecek yapıların doğal ortamında olduğu şekilde bilgisayar sistemine taşınması tam olarak gerçekleştirilememektedir (11, 130). Sonlu elemanlar analizi ile yararlı bilgilere ulaşılsa da sonuçlar sanal simülasyonla sınırlıdır. Ayrıca vital yapılar, klinik ortamda tamamen farklı davranışlar sergileyebilir (153). Bu nedenle çalışma sonucunda elde edilen verilerin klinik araştırmalarla desteklenebilmesi, in vivo klinik takiplerinin yapılması gereklidir. Ayrıca çalışmanın sonuçlarına göre, implantların çaplarının artırılması, açılarının değiştirilmesi, oklüzal kuvvetlerin etkisinin farklı morfolojilerle ve farklı protez materyalleri ile incelenmesi gibi farklı araştırma konularına ihtiyaç doğmuştur.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, sonlu elemanlar stres analizi limitleri dahilinde elde edilen bulgular ışığında çıkarılan sonuçlar ve yapılan öneriler şu şekildedir;

1. Stres değerleri tüm gruplarda kortikal kemik ve trabeküler kemiğin dayanma sınırını ve implant materyalinin yorulma direncini aşmamıştır.
2. Kemikteki en yüksek stres değerleri, implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte ve basma tipi stresler olarak bulunmuştur.
3. Oblik kuvvetlerde kortikal kemikteki basma ve çekme stres değerleri vertikal kuvvetlere göre daha yüksektir.
4. Kron yüksekliğinin artırılması vertikal kuvvetlerde tüm modellerin kendi içinde benzer stres değerleri ile sonuçlanırken, oblik kuvvetlerde tüm modellerde stres değerlerini artırmıştır.
5. Vertikal ve oblik kuvvetler sonucunda implantlardaki en düşük stres değerleri üç implant destekli modeldeki implantlarda görülmüştür. İmplant ve abutmentler için en yüksek stres değerleri implant-abutment bağlantı alanlarında meydana gelmiştir.
6. Tüm modellerde restorasyonlardaki Von Mises stres değerlerinin, restorasyonun abutmentle birleştiği bölgede yoğunlaştığı görülmüştür.
7. Deformasyon görüntüleri incelendiğinde, oblik kuvvetlerin vertikal kuvvetlere göre daha fazla deformasyon oluşturduğu gözlenmiştir.
8. Özellikle oblik kuvvetlerin gelebileceği, kron yüksekliği boyutunun arttığı durumlarda eksik her diş için bir implant kullanımı önerilmektedir.
9. Çalışmamızdan çıkan veriler doğrultusunda; kaybedilen her diş için bir implant yerleşiminin uygun olmadığı kemik deformasyonlarında ya da mental foramen, mandibular sinir gibi anatomik oluşumların implant yerleşimine engel olduğu durumlarda iki implantın 30⁰ açıyla yerleştirilmesi ve protez ile splintlenmesi, iki implantın dik yerleştirilip splintlenmesine göre daha uygundur.

7. KAYNAKLAR

1. Wennerberg A, Albrektsson T (2011). Current challenges in successful rehabilitation with oral implants. *Journal of Oral Rehabilitation* 38: 286–294.
2. Feitosa PCP, de Lima APB, Silva-Concilio LR, Brandt WC, Claro Neves AC (2013). Stability of external and internal implant connections after a fatigue test. *European Journal of Dentistry* 7: 267–271.
3. Misch CE (1990). Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *The International Journal of Oral Implantology : Implantologist* 6: 23–31.
4. Misch CE (2008). Treatment Planning : Force Factors Related to Patient Conditions. *Contemporary Implant Dentistry* Mosby, pp 105–129.
5. Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM, Misch CM, Marinbach M, Dabrowsky T, English CE, Kois JC, Cronin RJ (2005). Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry—part 1. *Implant Dentistry* 14: 312–321.
6. Verri FR, Batista VEDS, Santiago JF, Almeida DADF, Pellizzer EP (2014). Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: A finite element analysis. *Materials Science and Engineering C* 45: 234–240.
7. Zampelis A, Rangert B, Heijl L (2007). Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 97: 35–43.
8. Woo I, Le BT (2004). Maxillary sinus floor elevation: review of anatomy and two techniques. *Implant Dentistry* 13: 28–32.
9. Boyne PJ (2004). Augmentation of the posterior maxilla by way of sinus grafting procedures: recent research and clinical observations. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America* 16: 19–31.
10. Tutak M, Smektała T, Schneider K, Gołebiewska E, Sporniak-Tutak K (2013). Short dental implants in reduced alveolar bone height: A review of the literature. *Medical Science Monitor: international medical journal of experimental and clinical research* 19: 1037–1042.
11. Trivedi S (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of Oral*

- Biology and Craniofacial Research* 4: 200–203.
12. Geng JPA, Tan KBC, Liu GR (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry* 85: 585–598.
 13. International Congress of Oral Implantologists. (2017). *Glossary of Implant Dentistry III* Fairfield, NJ: ICOI.
 14. Pasqualini U, Pasqualini ME (2009). The History of Implantology. *Treatise of Implant Dentistry* Ariesdue, pp 19–41.
 15. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A (1969). Intraosseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of plastic and Reconstructive Surgery* 3: 81–100.
 16. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark PI (1986). Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthopaedica* 57: 285–289.
 17. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery* 10: 387–416.
 18. Albrektsson T, Johansson C (2001). Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *European Spine Journal* 10: 96–101.
 19. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Lindström J (1981). Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 52: 155–170.
 20. Linkow LI, Rinaldi AW, Weiss WW, Smith GH (1990). Factors influencing long-term implant success. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 63: 64–73.
 21. Smith DE, Zarb GA (1989). Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 62: 567–572.
 22. Papaspyridakos P, Chen C-J, Singh M, Weber H-P, Gallucci GO (2012). Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *Journal of Dental Research* 91: 242–248.
 23. Kürkcüoğlu I, Köroğlu A, Özkır SE (2010). Dental implantlarda başarı kriterleri ve başarı değerlendirme yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*

- Dergisi* 20: 221–229.
24. Yalavarthi S, Ganapathy DM, Jain AR (2019). A literature review on the contemporary treatment modalities in implant dentistry. *Drug Invention Today* 11.
 25. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJA, Kuiper C, Raghoobar GM (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine* 15: 240–248.
 26. Bodine RL, Yanase RT, Bodine A (1996). Forty years of experience with subperiosteal implant dentures in 41 edentulous patients. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 75: 33–44.
 27. Powers MP, Bosker H, Van Pelt H, Dunbar N (1994). The transmandibular implant: From progressive bone loss to controlled bone growth. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 52: 904–910.
 28. Resnik R (2021). *Misch's Contemporary Implant Dentistry*, 4th ed. Canada: Elsevier Inc.
 29. Linkow LI, Winkler S, Shulman M, Carlo LD, Pasqualini ME, Rossi F, Nardone M (2016). A new look at the blade implant. *Journal of Oral Implantology* 42: 373–380.
 30. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 1: 11–25.
 31. Lubar RL, Katin RA (1990). Implant systems incorporating the hollow-basket concept. *Journal of the American Dental Association (1939)* 121: 384–388.
 32. 11. Dental Implants | Pocket Dentistry (n.d.). Available at: <https://pocketdentistry.com/11-dental-implants/>. [Accessed: 16 January 2021].
 33. de Moraes SLD, Verri FR, Junior JFS, de Faria DAA, de Mello CC, Pellizzer EP (2013). A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. *Brazilian Dental Journal* 24: 635–641.
 34. Barikani H, Rashtak S, Akbari S, Fard MK, Rokn A (2014). The effect of shape, length and diameter of implants on primary stability based on resonance frequency analysis. *Dental Research Journal* 11: 87–91.
 35. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO (1990). Finite element analysis of six endosseous

- implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 63: 671–676.
36. Kong L, Zhao Y, Hu K, Li D, Zhou H, Wu Z, Liu B (2009). Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software* 40: 474–478.
 37. Shetty P, Yadav P, Tahir M, Saini V (2016). Implant design and stress distribution. *International Journal of Oral Implantology & Clinical Research* 7: 34–39.
 38. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL (2010). The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clinical Oral Implants Research* 21: 129–136.
 39. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry* 92: 523–530.
 40. Ferraz CC, Anchieta RB, de Almeida EO, Freitas AC, Ferraz FC, Machado LS, Rocha EP (2012). Influence of microthreads and platform switching on stress distribution in bone using angled abutments. *Journal of Prosthodontic Research* 56: 256–263.
 41. Yalçın M, Kaya B, Laçın N, Arı E (2019). Three-dimensional finite element analysis of the effect of endosteal implants with different macro designs on stress distribution in different bone qualities. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 34: 43–50.
 42. Hermann J, Schoolfield J, Nummikoski P, Buser D, Schenk R, Cochran D (2001). Crestal bone changes around titanium implants: a methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 16: 475–485.
 43. Goswami MM (2009). Comparison of crestal bone loss along two implant crest module designs. *Medical Journal Armed Forces India* 65: 319–322.
 44. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 94: 377–381.
 45. Misch CE (1999). Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant Dentistry* 8: 376–386.
 46. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G (2008). The influence of

- implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry* 100: 422–431.
47. Klein M, Schiegnitz E, Al-Nawas B (2014). Systematic review on success of narrow-diameter dental implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 29: 43–54.
 48. English C, Bahat O, Langer B, Sheets CG (2000). What are the clinical limitations of wide-diameter (4 mm or greater) root-form endosseous implants? *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 15: 293–296.
 49. Ivanoff CJ, Gröndahl K, Sennerby L, Bergström C, Lekholm U (1999). Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 14: 173–80.
 50. Al-Johany SS, Al Amri MD, Alsaeed S, Alalola B (2017). Dental implant length and diameter: A proposed classification scheme. *Journal of Prosthodontics* 26: 252–260.
 51. Block MS, Delgado A, Fontenot MG (1990). The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 48: 174–178.
 52. Winkler S, Morris HF, Ochi S (2000). Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Annals of Periodontology / the American Academy of Periodontology* 5: 22–31.
 53. Goiato MC, de Medeiros RA, Sônego MV, de Lima TMT, Pesqueira AA, dos Santos DM (2017). Stress distribution on short implants with different designs: a photoelastic analysis. *Journal of Medical Engineering and Technology* 41: 115–121.
 54. Lum LB (1991). A biomechanical rationale for the use of short implants. *The Journal of Oral Implantology* 17: 126–131.
 55. Misch CE (2014). *Dental Implant Prosthetics.*, 2nd ed. St. Louis (MO): Elsevier.
 56. Mericske-Stern R, Grütter L, Rösch R, Mericske E (2001). Clinical evaluation and prosthetic complications of single tooth replacements by non-submerged implants. *Clinical Oral Implants Research* 12: 309–318.
 57. Burns DR (2000). Mandibular implant overdenture treatment: Consensus and

- controversy. *Journal of Prosthodontics* 9: 37–46.
58. Naert IE (1997). Patient evaluation and treatment planning. *Journal of Dentistry* 25.
 59. Ramaglia L, Toti P, Sbordone C, Guidetti F, Martuscelli R, Sbordone L (2015). Implant angulation: 2-year retrospective analysis on the influence of dental implant angle insertion on marginal bone resorption in maxillary and mandibular osseous onlay grafts. *Clinical Oral Investigations* 19: 769–779.
 60. Behnaz E, Ramin M, Abbasi S, Pouya MA, Mahmood F (2015). The effect of implant angulation and splinting on stress distribution in implant body and supporting bone: A finite element analysis. *European Journal of Dentistry* 9: 311–318.
 61. Kaukinen JA, Edge MJ, Lang BR (1996). The influence of occlusal design on simulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. *Journal of Prosthetic Dentistry* 76: 50–55.
 62. Weinberg LA, Kruger B (1995). A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *The International Journal of Prosthodontics* 8: 421–33.
 63. Graziani F, Donos N, Needleman I, Gabriele M, Tonetti M (2004). Comparison of implant survival following sinus floor augmentation procedures with implants placed in pristine posterior maxillary bone: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research* 15: 677–682.
 64. Del Fabbro M, Bellini CM, Romeo D, Francetti L (2012). Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 14: 612–621.
 65. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y (2005). Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 20: 533–9.
 66. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H (2000). Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 15: 405–14.
 67. Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N, Tella S, Abusaad M (2014). Prosthodontic perspective to all- On-4 ® concept for dental implants. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* 8: 16–20.

68. Ho CK (2012). Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the “All-on-4” immediate function concept. *Australasian Dental Practice* 23: 138–148.
69. Agliardi E, Panigatti S, Clericò M, Villa C, Malò P (2010). Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: Interim results of a single cohort prospective study. *Clinical Oral Implants Research* 21: 459–465.
70. Malchiodi L, Moro T, Cattina DP, Cucchi A, Ghensi P, Nocini PF (2018). Implant rehabilitation of the edentulous jaws: Does tilting of posterior implants at an angle greater than 45° affect bone resorption and implant success?: A retrospective study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 20: 867–874.
71. Eger DE, Gunsolley JC, Feldman S (2000). Comparison of angled and standard abutments and their effect on clinical outcomes: a preliminary report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 15: 819–23.
72. Lawson NC, Burgess JO (2014). Dental ceramics: a current review. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* 35: 161–6.
73. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 75: 18–32.
74. Sakaguchi RL, Powers JM (2012). *Craig’s Restorative Dental Materials*, 13th ed. Elsevier Health Sciences.
75. Dupont R (1968). Large ceramo-metallic restorations. *International Dental Journal* 18: 288–308.
76. Santos MJ, Costa MD, Rubo JH, Pegoraro LF, Santos Jr GC (2015). Current all-ceramic systems in dentistry: A review. *Compend Contin Educ Dent* 36: 31–27.
77. Zhang Y, Lee JJW, Srikanth R, Lawn BR (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials* 29: 1201–1208.
78. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C (2012). Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: A review literature. *Journal of Advanced Prosthodontics* 4: 76–83.
79. Lohbauer U, Reich S (2017). Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. *Clinical Oral Investigations* 21: 1165–1172.

80. Batson ER, Cooper LF, Duqum I, Mendonça G (2014). Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 770–777.
81. Klimke J, Trunec M, Krell A (2011). Transparent tetragonal yttria-stabilized zirconia ceramics: Influence of scattering caused by birefringence. *Journal of the American Ceramic Society* 94: 1850–1858.
82. Krell A, Hutzler T, Klimke J (2009). Transmission physics and consequences for materials selection, manufacturing, and applications. *Journal of the European Ceramic Society* 29: 207–221.
83. Anaraki MR, Torab A, Rad TM (2019). Comparison of stress in implant-supported monolithic zirconia fixed partial dentures between canine guidance and group function occlusal patterns: A finite element analysis. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects* 13: 90–97.
84. Abdulmajeed AA, Lim KG, Närhi TO, Cooper LF (2016). Complete-arch implant-supported monolithic zirconia fixed dental prostheses: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry* 115: 672–677.
85. Venezia P, Torsello F, Cavalcanti R, D’Amato S (2015). Retrospective analysis of 26 complete-arch implant-supported monolithic zirconia prostheses with feldspathic porcelain veneering limited to the facial surface. *Journal of Prosthetic Dentistry* 114: 506–512.
86. Altarawneh S, Limmer B, Reside GJ, Cooper L (2015). Dual jaw treatment of edentulism using implant-supported monolithic zirconia fixed prostheses. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 27: 63–70.
87. Menini M, Conserva E, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Signori A, Pera P (2013). Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: An in vitro study. *The International Journal of Prosthodontics* 26: 549–556.
88. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hämmerle CHF, Fischer J (2010). Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dental Materials* 26: 553–559.
89. Skinner HB (1988). Composite technology for total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 224–236.

90. Tetelman ED, Babbush CA (2008). A new transitional abutment for immediate aesthetics and function. *Implant Dentistry* 17: 51–58.
91. Santing HJ, Meijer HJA, Raghoobar GM, Özcan M (2012). Fracture strength and failure mode of maxillary implant-supported provisional single crowns: A comparison of composite resin crowns fabricated directly over PEEK abutments and solid titanium abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 14: 882–889.
92. Bayer S, Komor N, Kramer A, Albrecht D, Mericske-Stern R, Enkling N (2012). Retention force of plastic clips on implant bars: A randomized controlled trial. *Clinical Oral Implants Research* 23: 1377–1384.
93. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, Schmidlin PR (2013). Polyetheretherketone - A suitable material for fixed dental prostheses? *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials* 101: 1209–1216.
94. Noiset O, Schneider YJ, Marchand-Brynaert J (2000). Adhesion and growth of CaCo2 cells on surface-modified PEEK substrata. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition* 11: 767–786.
95. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research* 60: 12–19.
96. Kirov D, Stoichkov B (2020). Influence of crown height space in cases of detachment of the implant supported fixed partial dentures: Retrospective clinical study. *Journal of IMAB—Annual Proceeding Scientific Papers* 26: 3107–3113.
97. Nissan J, Ghelfan O, Gross O, Priel I, Gross M, Chaushu G (2011). The effect of crown/implant ratio and crown height space on stress distribution in unsplinted implant supporting restorations. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 69: 1934–1939.
98. Garaicoa-Pazmiño C, Suárez-López del Amo F, Monje A, Catena A, Ortega-Oller I, Galindo-Moreno P, Wang H-L (2014). Influence of crown/implant ratio on marginal bone loss: A systematic review. *Journal of Periodontology* 85: 1214–1221.
99. Blanes RJ (2009). To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clinical*

Oral Implants Research 20: 67–72.

100. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O (2004). Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three- dimensional finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research* 15: 401–412.
101. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC (2007). A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clinical Oral Implants Research* 18: 707–714.
102. Clarke B (2008). Normal bone anatomy and physiology. *Clinical journal of the American Society of Nephrology* 3: 131–139.
103. Tamer Y, Veziroğlu Şenel F, Bayram B, Uçkan S (2010). Atrofik alveoler kreterlerin agumentasyonunda intraoral otojen onley kemik grefti uygulamalarının komplikasyon ve implant sağ kalım oranlarının değerlendirilmesi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 34: 29–36.
104. Lekholm U, Zarb G (1985). Patient selection and preparation. *in tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry* Chicago: Quintessence Publishing Company, pp 199–209.
105. Lindh C, Petersson A, Klinge B, Nilsson M (1997). Trabecular bone volume and bone mineral density in the mandible. *Dentomaxillofacial Radiology* 26: 101–106.
106. Kwon JY, Naito H, Matsumoto T, Tanaka M (2012). Osteocyte apoptosis-Induced bone resorption in mechanical remodeling simulation - computational model for trabecular bone structure. *Apoptosis and Medicine* InTech.
107. Reich KM, Huber CD, Lippnig WR, Ulm C, Watzek G, Tangl S (2011). Atrophy of the residual alveolar ridge following tooth loss in an historical population. *Oral Diseases* 17: 33–44.
108. Atwood DA (2001). Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 86: 119–125.
109. Soikkonen K, Ainamo A, Xie Q (1996). Height of the residual ridge and radiographic appearance of bony structure in the jaws of clinically edentulous elderly people. *Journal of Oral Rehabilitation* 23: 470–475.

110. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical Oral Implants Research* 14: 97–102.
111. Küçük Kurt S (2019). Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ve dental implantoloji ile ilgili yapılan araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 29: 701–710.
112. Budynas RG, Nisbett JK (2011). *Shigley's mechanical engineering design*, 9th ed. New York: McGraw-Hill.
113. Yaşar M, Kılıç E, Alkan A (2017). Farklı Uzunluktaki Silindirik İmplantlarda Oluşan Stres Miktarının Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi. *Sağlık Bilimleri Dergisi* 26: 64–70.
114. Reilly DT, Burstein AH (1975). The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of Biomechanics* 8: 393–405.
115. Daskalaki A (2009). *Dental Computing and Applications: Advanced Techniques for Clinical Dentistry* IGI Global.
116. Rychlewski J (1984). On Hooke's law. *Journal of Applied Mathematics and Mechanics* 48: 303–314.
117. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B (2000). The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology* 26: 77–81.
118. Boresi AP, Schmidt RJ, Sidebottom OM (1985). *Advanced mechanics of materials* New York: Wiley.
119. Rennie R (2003). *The Facts on file dictionary of atomic and nuclear physics*.
120. Güngör MA, Dündar M, Artunç C (2005). Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. *EÜ Dişhek Fak Derg* 26: 107–116.
121. Caputo AA, Standlee JP (1987). *Biomechanics in clinical dentistry* Chicago: Quintessence Publishing (IL).
122. Ulusoy M, Aydın K (1988). *Bölümlü Protezler* Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları No: 13, Ankara Üniversitesi Basımevi.
123. Nishioka RS, Vasconcellos LGO de, Jóias RP, Rode S de M (2015). Load-application devices: a comparative strain gauge analysis. *Brazilian Dental Journal* 26: 258–262.

124. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R (1976). Stress analysis of porous rooted dental implants. *Journal of Dental Research* 55: 772–777.
125. Pesqueira AA, Goiato MC, Monteiro DR, Santos DM dos, Haddad MF, Pellizzer EP (2014). Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *Journal of Oral Implantology* 40: 217–228.
126. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H (1983). Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *Journal of Dental Research* 62: 82–86.
127. Darandeliler S, Darandeliler H, Kinoğlu T (1992). Analysis of a central maxillary incisor by using a three-dimensional finite element method. *Journal of Oral Rehabilitation* 19: 371–383.
128. Srirekha A, Bashetty K (2010). Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research* 21: 425.
129. Hsu M-L, Chang C-L (2010). Application of finite element analysis in dentistry. *Finite Element Analysis* 5: 43–46.
130. İnan Ö, Sevimay M, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G (2009). Comparison of finite element and photoelastic stress analysis methods. *Turkiye Klinikleri J Dental Sci* 15: 93–101.
131. Gümrükçü Z, Kurt S (2019). Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 29: 534–541.
132. Reddy MS, Sundram R, Abdemagyd HAE (2019). Application of finite element model in implant dentistry: A systematic review. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences* 11: 85.
133. Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM, Misch CM, Marinbach M, Dabrowsky T, English CE, Kois JC, Cronin Jr RJ (2006). Consensus conference panel report: Crown-height space guidelines for implant dentistry—part 2. *Implant Dentistry* 15: 113–121.
134. Nelson SJ (2014). *Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion-e-book* Elsevier Health Sciences.
135. Valdec S, Borm JM, Casparis S, Damerau G, Locher M, Stadlinger B (2019). Vestibular bone thickness of the mandible in relation to the mandibular canal—a

- retrospective CBCT-based study. *International Journal of Implant Dentistry* 5: 1–7.
136. Unsal GS (2020). Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations in enlarged first molar areas. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 35.
137. Eraslan O, İnan Ö (2010). The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis. *Clinical Oral Investigations* 14: 411–416.
138. Kaleli N, Ural Ç (2020). Biomechanical behaviors of implant-supported zirconia restorations cemented to novel screw-retained abutment systems: A three-dimensional finite element Analysis Study. *Turkiye Klinikleri Dishekimligi Bilimleri Dergisi* 26: 219–230.
139. Bahadirli G, Yilmaz S, Jones T, Sen D (2018). Influences of implant and framework materials on stress distribution: A three-dimensional finite element analysis study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 33.
140. Sertgöz A (1997). Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *International Journal of Prosthodontics* 10.
141. Korkmaz FM, Korkmaz YT, Yaluğ S, Korkmaz T (2012). Impact of dental and zygomatic implants on stress distribution in maxillary defects: a 3-dimensional finite element analysis study. *Journal of Oral Implantology* 38: 557–567.
142. Franco-Tabares S, Stenport VF, Hjalmarsson L, Johansson CB (2017). Limited effect of cement material on stress distribution of a monolithic translucent zirconia crown: A three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Prosthodontics* 31: 67–70.
143. Ma L, Guess PC, Zhang Y (2013). Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses. *Dental Materials* 29: 742–751.
144. Silva GC, Cornacchia TM, de Magalhães CS, Bueno AC, Moreira AN (2014). Biomechanical evaluation of screw-and cement-retained implant-supported prostheses: a nonlinear finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 1479–1488.

145. Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, Johns RB, McKenna S, McNamara DC, van Steenberghe D, Taylor R (1996). A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 11.
146. Jemt T, Lekholm U (1993). Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 8.
147. Wyatt C, Zarb GA (1996). Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses.
148. Barone A, Santini S, Sbordone L, Crespi R, Covani U (2006). A clinical study of the outcomes and complications associated with maxillary sinus augmentation. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 21: 81.
149. Çelik E, Özden AN (2019). Dinamik yükleme yapılan kısa implantlarda kron/implant oranının stres dağılımına etkisinin incelenmesi. *Selcuk Dental Journal* 6: 324–334.
150. Huang H-L, Chang C-H, Hsu J-T, Faligatter AM, Ko C-C (2007). Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 22.
151. Meijer HJA, Starmans FJM, Bosman F, Steen WHA (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation* 20: 147–157.
152. Cochran DL (2000). The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI® Dental Implant System: A consensus report Note. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 2* 11: 33–58.
153. İplikçioğlu H, Akça K (2002). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of Dentistry* 30: 41–46.
154. Keyak JH, Fourkas MG, Meagher JM, Skinner HB (1993). Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *Journal of Biomedical Engineering* 15: 505–509.
155. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote Jr CD (1990). Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *Journal of Biomedical*

Engineering 12: 389–397.

156. Magne P (2007). Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental Materials* 23: 539–548.
157. Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R (2011). Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 26.
158. Takahashi JMF, Dayrell AC, Consani RLX, de Arruda Nóbilo MA, Henriques GEP, Mesquita MF (2015). Stress evaluation of implant-abutment connections under different loading conditions: a 3D finite element study. *Journal of Oral Implantology* 41: 133–137.
159. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation* 25: 299–303.
160. Şimşek B, Erkmen E, Yilmaz D, Eser A (2006). Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Medical Engineering & Physics* 28: 199–213.
161. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T (2004). The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 91: 234–240.
162. de Almeida EO, Rocha EP, Freitas Jr AC, Martin Jr M (2010). Finite element stress analysis of edentulous mandibles with different bone types supporting multiple-implant superstructures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 25.
163. Katranji A, Misch K, Wang H (2007). Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. *Journal of Periodontology* 78: 874–878.
164. Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S (2018). Biomechanical comparison of different implant Inclinations and cantilever lengths in all-on-4 treatment concept by three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 33.
165. Toniollo MB, Vieira LJP, dos Santos Sá M, Macedo AP, Melo Jr JP de, Terada ASSD (2019). Stress distribution of three-unit fixed partial prostheses (conventional and pontic) supported by three or two implants: 3D finite element analysis of ductile materials. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 22: 706–

712.

166. Danza M, Zollino I, Paracchini L, Riccardo G, Fanali S, Carinci F (2009). 3D finite element analysis to detect stress distribution: spiral family implants. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery* 8: 334–339.
167. Boukhlif A, Merdji A, Roy S, Alkhalidi H, Abu-Alshaikh I, Della N, Cristache CM, Hillstrom R (2020). Effect of supporting implants inclination on stability of fixed partial denture: A finite element study. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 234: 1162–1171.
168. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R (2006). Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 21.
169. Schulte J, Flores AM, Weed M (2007). Crown-to-implant ratios of single tooth implant-supported restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 98: 1–5.
170. Lee K-J, Kim Y-G, Park J-W, Lee J-M, Suh J-Y (2012). Influence of crown-to-implant ratio on periimplant marginal bone loss in the posterior region: a five-year retrospective study. *Journal of Periodontal & Implant Science* 42: 231.
171. Nissan J, Gross O, Ghelfan O, Priel I, Gross M, Chaushu G (2011). The effect of splinting implant-supported restorations on stress distribution of different crown-implant ratios and crown height spaces. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 69: 2990–2994.
172. Heller H, Arieli A, Beitlitum I, Pilo R, Levartovsky S (2019). Load-bearing capacity of zirconia crowns screwed to multi-unit abutments with and without a titanium base: An In vitro pilot study. *Materials* 12: 3056.
173. Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K, Shindoi N (1999). The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation* 26: 640–643.
174. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M (1977). Bite force and state of dentition. *Acta Odontologica Scandinavica* 35: 297–303.
175. Mericske- Stern R, Zarb GA (1996). In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clinical Oral Implants Research* 7: 153–161.

176. Flanagan D (2017). Bite force and dental implant treatment: a short review. *Medical Devices* 10: 141.
177. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM (2004). Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of Oral Rehabilitation* 31: 18–22.
178. Okeson JP (2019). *Management of temporomandibular disorders and occlusion-E-book* Elsevier Health Sciences.
179. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 91: 144–150.
180. Arinc H (2018). Effects of prosthetic material and framework design on stress distribution in dental implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis. *Medical Science Monitor* 24: 4279–4287.
181. Grbović A, Mihajlović D (2017). Practical aspects of finite element method applications in dentistry. *Balkan Journal of Dental Medicine* 21: 69–77.
182. Chang H-S, Chen Y-C, Hsieh Y-D, Hsu M-L (2013). Stress distribution of two commercial dental implant systems: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Dental Sciences* 8: 261–271.
183. Jivraj S, Chee W (2006). Treatment planning of implants in posterior quadrants. *British Dental Journal* 201: 13–23.
184. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - A review. *Journal of Dentistry* 30: 271–282.
185. Chung H, Park C, Yun K-D, Lim H-P, Park S-W, Yang H (2020). Effects of implant alignment and load direction on mandibular bone and implant: finite element analysis. *Journal of Dental Rehabilitation and Applied Science* 36: 176–182.
186. Buser D, Belser UC, Lang NP (1998). The original one-stage dental implant system and its clinical application. *Periodontology 2000* 17: 106–118.
187. Sullivan DY (1986). Prosthetic Considerations for the Utilization of Osseointegrated Fixtures in the Partially Edentulous Arch. *International Journal of Oral &*

Maxillofacial Implants 1: 51–62.

188. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 13 1: 82–90.
189. Chen XY, Zhang CY, Nie EM, Zhang MC (2012). Treatment planning of implants when 3 mandibular posterior teeth are missing: A 3-dimensional finite element analysis. *Implant Dentistry* 21: 340–343.
190. Aparicio C, Perales P, Rangert B (2001). Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clinical implant dentistry and related research* 3: 39–49.
191. Lan TH, Huang HL, Wu JH, Lee HE, Wang CH (2008). Stress analysis of different angulations of implant installation: The finite element method. *Kaohsiung Journal of Medical Sciences* 24: 138–143.
192. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H (2003). Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology* 91: 31–36.
193. DeLlanos-Lanchares H, Alvarez-Arenal Á, Bobes Bascaran J, González-Gutiérrez C, Suarez Sanchez A, Blanco Álvarez F (2019). Comparison of the periimplant bone stress distribution on three fixed partial supported prosthesis designs under different loading. A 3D finite element analysis. *Journal of Experimental & Theoretical Artificial Intelligence* 31: 875–888.
194. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, Francetti L (2009). Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 24.
195. Agliardi EL, Francetti L, Romeo D, Del Fabbro M (2009). Immediate rehabilitation of the edentulous maxilla: preliminary results of a single-cohort prospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 24.
196. Koutouzis T, Wennström JL (2007). Bone level changes at axial- and non-axial-positioned implants supporting fixed partial dentures. A 5-year retrospective longitudinal study. *Clinical Oral Implants Research* 18: 585–590.

197. Bruschi E, Manicone PF, De Angelis P, Pastorino R (2019). Comparison of marginal bone loss around axial and tilted implants: A retrospective CBCT analysis of Up to 24 Months. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 39.
198. Apaza Alccayhuaman KA, Soto- Peñaloza D, Nakajima Y, Papageorgiou SN, Botticelli D, Lang NP (2018). Biological and technical complications of tilted implants in comparison with straight implants supporting fixed dental prostheses. A systematic review and meta- analysis. *Clinical Oral Implants Research* 29: 295–308.
199. Boukhelif A, Merdji A, Della N, Ould Chikh EB, Mukdadi O, Hillstrom R (2018). Numerical evaluation of biomechanical stresses in dental bridges supported by dental implants. *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering* 37: 43–54.
200. Bagegni A, Spies BC, Kern M, Hazard D, Kohal R (2021). The influence of prosthetic crown height and implant-abutment connection design selection on the long-term implant-abutment stability: A laboratory study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 113: 104095.
201. Akça K, İplikçioğlu H (2001). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 16.
202. Pellizzer EP, Verri FR, De Moraes SLD, Falcón-Antenucci RM, De Carvalho PSP, Noritomi PY (2013). Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: analysis by 3-dimensional finite element method. *Journal of Oral Implantology* 39: 425–431.
203. Martin RB, Burr DB, Sharkey NA, Fyhrie DP (1998). *Skeletal Tissue Mechanics* New York: springer.
204. Hasan I, Bourauel C, Keilig L, Stark H, Lückerrath W (2015). The effect of implant splinting on the load distribution in bone bed around implant-supported fixed prosthesis with different framework materials: A finite element study. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger* 199: 43–51.
205. Jomjunyong K, Rungsiyakull P, Rungsiyakull C, Aunmeungtong W, Chantaramungkorn M, Khongkhunthian P (2017). Stress distribution of various designs of prostheses on short implants or standard implants in posterior maxilla: a

- three dimensional finite element analysis. *ORAL & implantology* 10: 369.
206. Topkaya T, Solmaz MY (2015). The effect of implant number and position on the stress behavior of mandibular implant retained overdentures: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Biomechanics* 48: 2102–2109.
 207. Kaleli N, Ural Ç (2020). Hibrid abutment kron restorasyonlarda implant-abutment bağlantısının implant, abutment ve bazal vidadaki stres dağılımı üzerindeki etkisinin incelenmesi. *Turkiye Klinikleri Dishekimligi Bilimleri Dergisi* 26: 43–50.
 208. Sannino G (2015). All-on-4 concept: a 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Implantology* 41: 163–171.
 209. Hsu M-L, Chung T-F, Kao H-C (2005). Clinical applications of angled abutments-a literature review. *Chinese Dental Journal* 24: 15.
 210. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA (1995). A three- dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *Journal of Prosthodontics* 4: 95–100.
 211. Disegi J (2008). *Implant Materials. Unalloyed Titanium.*, 6th ed.
 212. Hamza TA, Attia MA, El-Hossary MMK, Mosleh IE, Shokry TE, Wee AG (2016). Flexural strength of small connector designs of zirconia-based partial fixed dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 115: 224–229.
 213. Gargari M, Gloria F, Cappello A, Ottria L (2010). Strength of zirconia fixed partial dentures: review of the literature. *ORAL and Implantology* 3: 15.
 214. Heidari B, Izadi A, Firouz F, Saleh A (2017). Laboratory investigation of fracture resistance of implant-supported fixed denture with different connector sizes in Zir/CAD/CAM. *Journal of Mashhad Dental School* 41: 121–128.
 215. Oh W, Anusavice KJ (2002). Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 87: 536–542.



NTN

GIB

Mevzu Oldu Kurumun Adı

Kararın Tebliğ Üniteleri Dış

Yerleşimi

Çevreli Çözümler

