



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI BOYDAKİ İMPLANTLAR ARASINDA
GÖVDE UZUNLUĞU ARTIŞININ, GELEN
KUVVETLER KARŞISINDAKİ İMPLANT VE
ÇEVRE KEMİK DOKUSUNDA OLUŞAN STRES
DAĞILIMININ ÜÇ BOYUTLU SONLU
ELEMENLER ANALİZİ YÖNTEMİYLE
İNCELENMESİ**

Rüya Gizem KOÇAK

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ

TRABZON-2020



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI BOYDAKİ İMPLANTLAR ARASINDA
GÖVDE UZUNLUĞU ARTIŞININ, GELEN
KUVVETLER KARŞISINDAKİ İMPLANT VE
ÇEVRE KEMİK DOKUSUNDA OLUŞAN STRES
DAĞILIMININ ÜÇ BOYUTLU SONLU
ELEMENLER ANALİZİ YÖNTEMİYLE
İNCELENMESİ**

Rüya Gizem KOÇAK
ORCID: 0000-0002-9328-2662

UZMANLIK TEZİ

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

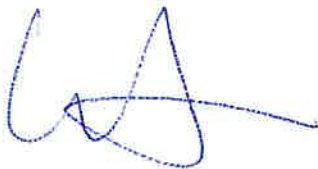
TRABZON-2020

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
Tez Sonuç Bildirme Formu

Adı Soyadı	Rüya Girel KOCAK
Anabilim/Bilim Dalı	Protetik Diş Tedavisi
Tez Başlığı	Farklı Boyutlu implantlar Arasında Gövde Uzunluğu Arttırının, Gelen Kuvvetler karşısındaki implant ve çene kemik dokusundaki oluşan stres dağılımının üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile incelenmesi
Danışman	Prof. Dr. Subutay Hon ALTINTAŞ
Sınav Yeri ve Tarihi	KTÜ Diş Hek. Fak. / 21.08.2020

Yukarıda adı geçen uzmanlık öğrencisi tez savunma sınavında başarılı / ~~başarısız~~ bulunmuş ve uzmanlık bitirme sınavına girmeye hak kazanmıştır / ~~kazanmamıştır~~.


Prof. Dr. Oğuz Eraslan
(Jüri Başkanı)

Doç. Dr. Elif Aydoğdu Ayar
(Üye)


Prof. Dr. Subutay Hon ALTINTAŞ
(Üye)
K.T.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Diploma Tespit No: 24976


BEYAN

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak 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 kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

21/08/2020

Rüya Gizem KOÇAK

İthaf

Uzmanlık tezimi, destekleri ve özverileriyle beni bugünlere getiren, tüm başarılarımın arkasındaki kahramanlarım canım babam Kemal KOÇAK ve canım annem Şeref KOÇAK'a ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık sürecim ve tez çalışma sürecim boyuncaengin bilgilerini benimle paylaşan, iyi ki bu fakültedeyim deme sebebim olan, mesleki ve manevi olarak hiçbir desteğini esirgemeyen, kıymetli danışman hocam Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ'a,

Eitim sürecim boyunca deerli bilgi ve yardımlarıyla her zaman yol gösteren deerli anabilim dalı hocalarım Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ'a, Do. Dr. Sedanur TURGUT'a, Do. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ'a,

Uzmanlık sürecim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, manevi desteğini hep hissettiğim değerli hocam Doç.Dr. Nuray YILMAZ ALTINTAŞ'a,

Zorlandığım ve mutlu olduğum her anda desteğiyle yanımda olan, bana güvenen ve beni varlığıyla güçlendiren Khalid HAMZA'ya, asistanlığımın ilk gününden itibaren beni her konuda destekleyen, onsuz ne yapardım dediğim canım arkadaşım Ahsen GÜLNAR'a, koşulsuz dostluğuyla her konuda yanımda olan canım arkadaşım Güzin GEROĞLU YILMAZ'a, güzel anılar biriktirdiğim, hepsi ailem gibi olan birbirinden değerli araştırma görevlisi arkadaşlarıma, tüm emekleri için klinik personellerimize ve teknisyenlerimize,

Varlıklarıyla beni her koşulda destekleyen üniversite yıllarımın bana kattığı şanslarım Buket DİNÇER ve Tuğçe ODABAŞ'a,

Bu şehre alışma sebebim olan, uzmanlık sürecimi güzel geçirmemi sağlayan canım arkadaşlarım Safiye Pelin TÜRKYILMAZ'a, Gülhan KOCABAŞ TAŞAN'a, Merve Sefa TEKİN'e, Aslıhan YAZICI'ya, üniversiteden buraya beraber geldiğim, her konuda yardımına koşan canım arkadaşlarım Merve KESER'e ve Merve SALMANLI'ya,

Tez çalışmamada TDH-2019-8274 numarası ile destek sağlayan Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine, tez çalışmamada özverili katkılarından dolayı Simutek Mühendislik'e ve Avrupa İmplant'a,

Hayatım boyunca yanımda olan, bana inanan her konuda destekçilerim canım babam Kemal KOÇAK'a, canım annem Şeref KOÇAK'a, canım abim Serdar KOÇAK'a ve tüm aileme,

Ve adını bu sayfaya sığdıramadığım herkese sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY	
BEYAN	
İthaf	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
KISALTMALAR, SİMGELER VE FORMÜLLER DİZİNİ	xvii
ÖZET	xix
ABSTRACT	xx
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. İmplant Tanımı	3
2.2. İmplant Tarihçesi ve Osseointegrasyon Tanımı	3
2.3. İmplant Başarısı	5
2.4. Dental İmplant Çeşitleri	5
2.4.1. Subperiostal İmplantlar	6
2.4.2. Transmandibular (Transosteal) İmplantlar	7
2.4.3. Endoosseoz İmplantlar	7
2.4.3.1. Blade/Plate İmplantlar	7
2.4.3.2. Kök Formundaki İmplantlar	8
2.5. İmplant Geometrisi	8
2.5.1. Yiv Geometrisi	9
2.5.1.1. Yiv Şekli	9
2.5.1.2. Yiv Adımı	10
2.5.1.3. Yiv Derinliği ve Genişliği	11
2.5.2 Kret Modülü	12
2.5.3. İmplant Çapı	12
2.5.4 İmplant Uzunluğu	13
2.5.4.1. Kısa İmplantlar	13
2.6. İmplant Destekli Protezler	15

2.6.1. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması	15
2.6.2. İmplant Destekli Sabit Protezler	17
2.7. Kemik Dokusu ve Rezorpsiyon Değerlendirilmesi	18
2.7.1. Kemik Doku ve Tipleri	18
2.7.2 Rezorpsiyon	20
2.8. Biyomekanik Kavramlar	21
2.8.1. Kuvvet ve Kuvvet Tipleri	21
2.8.2. Moment Kavramı	23
2.8.3. Stres (Gerilim)	24
2.8.3.1. Asal Gerilmeler (Principal Stresses)	25
2.8.3.2. Von Mises Gerilmesi	25
2.8.4. Deformasyon ve Gerinim	26
2.8.5. Elastisite Modülü (Young Modülü)	27
2.8.6. Elastik Limit ve Akma Dayanımı (Yield Strength)	27
2.8.7. Nihai Gerilme (Ultimate Stress)	27
2.8.8. Poisson Oranı	28
2.8.9. Hooke Kanunu	28
2.8.10. İzotropik, Anizotropik, Homojen Cisim	29
2.9. Kuvvet Analiz Yöntemleri	29
2.9.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi	29
2.9.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi	30
2.9.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi	30
2.9.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işın) ile Kuvvet Analiz Yöntemi	30
2.9.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	30
2.9.6. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi	31
2.9.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi	31
3. GEREÇ ve YÖNTEM	34
3.1. Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması	34
3.1.1. Alt Çene Modellerinin Oluşturulup Sayısallaştırılması	34
3.1.1.1. Trabeküler Kemik Modelinin Hazırlanması	36
3.1.1.2. Kortikal Kemik Modelinin Hazırlanması	36
3.1.2. İmplant ve Abutmentlerin Modellenmesi	37
3.1.3. Seramik Üst Yapı ve Krom-Kobalt Alt Yapı Modellerinin Oluşturulması	38

3.2. Kullanılan Eleman Tipi, Eleman ve Düğüm Noktası Sayısı	39
3.3. Materyal Özellikleri	40
3.4. Sınır Şartları	41
3.5. Yükleme Koşulları	41
3.6. Sonuçların Elde Edilmesi	43
4. BULGULAR	44
4.1. Vertikal Kuvvet ile Oluşan Gerilme Değerleri	44
4.1.1. Üç Üyeli Sabit Bölümlü Protez Modelindeki Gerilme Bulguları	44
4.1.1.1. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	44
4.1.1.2. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	45
4.1.1.3. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	46
4.1.1.4. Trabeküler Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	47
4.1.1.5. İmplant Çevresindeki ve Bağlantı Vidasındaki Von Mises Gerilme Değerleri	48
4.1.1.6. Abutment Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri	51
4.1.1.7. Krom-Kobalt Alt Yapı Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri	52
4.1.1.8. Seramik Üst Yapı Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri	53
4.1.2. Dört Üyeli Sabit Bölümlü Protez Modelindeki Gerilme Bulguları	54
4.1.2.1. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	54
4.1.2.2. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	55
4.1.2.3. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	57
4.1.2.4. Trabeküler Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	58
4.1.2.5. İmplant Çevresindeki ve Bağlantı Vidasındaki Von Mises Gerilme Değerleri	59
4.1.2.6. Abutment Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri	61
4.1.2.7. Krom-Kobalt Alt Yapı Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri	62
4.1.2.8. Seramik Üst Yapı Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri	63
4.2. Oblik Kuvvet ile Oluşan Gerilme Değerleri	64
4.2.1. Üç Üyeli Sabit Bölümlü Protez Modelindeki Gerilme Bulguları	64
4.2.1.1. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	64
4.2.1.2. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	65
4.2.1.3. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	66
4.2.1.4. Trabeküler Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	67

4.2.1.5. İmplant Çevresindeki ve Bağlantı Vidasındaki Von Mises Gerilme Değerleri	68
4.2.1.6. Abutment Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri	72
4.2.1.7. Krom-Kobalt Alt yapı Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri	73
4.2.1.8. Seramik Üst Yapı Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri	74
4.2.2. Dört Üyeli Sabit Bölümlü Protez Modelindeki Gerilme Bulguları	75
4.2.2.1. Kortikal Kemige Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	75
4.2.2.2. Kortikal Kemige Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	76
4.2.2.3. Trabeküler Kemige Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	77
4.2.2.4. Trabeküler Kemige Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	79
4.2.2.5. İmplant Çevresindeki ve Bağlantı Vidasındaki Von Mises Gerilme Değerleri	80
4.2.2.6. Abutment Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri	82
4.2.2.7. Krom-Kobalt Alt Yapı Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri	83
4.2.2.8. Seramik Üst Yapı Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri	84
4.3. Deformasyon Miktarı	91
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	93
6. KAYNAKLAR	105
ÖZGEÇMİŞ	125

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No	Sayfa
Tablo 1. Kullanılan eleman ve düğüm noktası sayısı	39
Tablo 2. Materyal özellikleri	40
Tablo 3. Kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerleri (MPa)	86
Tablo 4. Kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerleri (MPa)	86
Tablo 5. Trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerleri (MPa)	87
Tablo 6. Trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerleri (MPa)	87
Tablo 7. İmplanta ait Von Mises gerilme değerleri (MPa)	88
Tablo 8. Bağlantı vidasına ait Von Mises gerilme değerleri (MPa)	88
Tablo 9. Abutmente ait Von Mises gerilme değerleri (MPa)	89
Tablo 10. Cr-Co alt yapıya ait Von Mises gerilme değerleri (MPa)	89
Tablo 11. Seramik üst yapıya ait Von Mises gerilme değerleri (MPa)	90

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa
Şekil 1. Dental implant çeşitleri	8
Şekil 2. Farklı yiv şekilleri	10
Şekil 3. Yiv geometrisi	11
Şekil 4. Lekholm ve Zalb'ın kemik kalite sınıflaması	19
Şekil 5. Misch'in kemik sınıflaması	20
Şekil 6. Kuvvet ve deformasyon tipleri	22
Şekil 7. Kuvvet büyüklüğü ve uygulandığı nokta arası mesafe çarpılarak oluşan moment yüklerinin hesaplanması	23
Şekil 8. Üç düzlemde oluşan 6 adet moment kolları	24
Şekil 9. Klinik moment kolu olarak; oklüzal yükseklik, kantilever uzunluğu, oklüzal genişlik	24
Şekil 10. Deformasyon ve gerinim	26
Şekil 11. Gerilim-Gerinim grafiği	28
Şekil 12. Eleman tipleri	32
Şekil 13. 3 boyutlu tarama cihazı Medit Identica Blue	34
Şekil 14. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü protezi ağ yapısı oluşturulmuş model	35
Şekil 15. Tamamlanan model görüntüsü	35
Şekil 16. Oluşturulan trabeküler kemik modeli	36
Şekil 17. Oluşturulan kortikal kemik modeli	36
Şekil 18. 12 mm ve 6 mm uzunluğundaki implant modelleri	37
Şekil 19. 12 mm ve 6 mm uzunluğundaki implantların abutment modelleri	37
Şekil 20. Bağlantı vidası modeli	37
Şekil 21. Sabit bölümlü protezin üç üyeli ve dört üyeli Cr-Co alt yapı modelleri	38
Şekil 22. Sabit bölümlü protezin üç üyeli ve dört üyeli seramik üst yapı modelleri	39
Şekil 23. Sınır şartlarının belirlenmesi	41
Şekil 24. Vertikal kuvvetlerin uygulanması	42
Şekil 25. Bukkolingual yönde 30° açılı oblik kuvvetlerin uygulanması	42
Şekil 26. Analize hazır hale getirilmiş model	43
Şekil 27. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	44

Şekil 28. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	45
Şekil 29. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	45
Şekil 30. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	46
Şekil 31. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	46
Şekil 32. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	47
Şekil 33. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	47
Şekil 34. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	48
Şekil 35. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu implantlara ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	49
Şekil 36. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu implantlara ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	49
Şekil 37. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu bağlantı vidalarına ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	50
Şekil 38. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu bağlantı vidalarına ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	50
Şekil 39. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu abutmentlere ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	51
Şekil 40. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu abutmentlere ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	51
Şekil 41. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu Cr-Co alt yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	52
Şekil 42. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu Cr-Co alt yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	52
Şekil 43. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu seramik üst yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	53

Şekil 44. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu seramik üst yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	53
Şekil 45. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	54
Şekil 46. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	56
Şekil 47. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	56
Şekil 48. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	56
Şekil 49. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yüklemde trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	57
Şekil 50. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	57
Şekil 51. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	58
Şekil 52. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	58
Şekil 53. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu implantlara ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	59
Şekil 54. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu implantlara ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	60
Şekil 55. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu bağlantı vidalarına ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	60
Şekil 56. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu bağlantı vidalarına ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	61
Şekil 57. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu abutmentlere ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	61
Şekil 58. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu abutmentlere ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	62
Şekil 59. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu Cr-Co alt yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	62

Şekil 60. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu Cr-Co alt yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	63
Şekil 61. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu seramik üst yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	63
Şekil 62. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu seramik üst yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	64
Şekil 63. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	64
Şekil 64. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	65
Şekil 65. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	65
Şekil 66. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	66
Şekil 67. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	66
Şekil 68. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	67
Şekil 69. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	67
Şekil 70. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	68
Şekil 71. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu implantlara ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	69
Şekil 72. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu implantlara ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	70
Şekil 73. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu bağlantı vidalarına ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	71
Şekil 74. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu bağlantı vidalarına ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	71
Şekil 75. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu abutmentlere ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	72

Şekil 76. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu abutmentlere ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	72
Şekil 77. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu Cr-Co alt yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	73
Şekil 78. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu Cr-Co alt yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	73
Şekil 79. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu seramik üst yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	74
Şekil 80. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu seramik üst yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	74
Şekil 81. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	75
Şekil 82. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	76
Şekil 83. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	77
Şekil 84. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	77
Şekil 85. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	78
Şekil 86. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	78
Şekil 87. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	79
Şekil 88. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı	79
Şekil 89. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu implantlara ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	80
Şekil 90. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu implantlara ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	81
Şekil 91. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu bağlantı vidalarına ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	82

Şekil 92. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu bağlantı vidalarına ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	82
Şekil 93. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu abutmentlere ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	83
Şekil 94. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu abutmentlere ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	83
Şekil 95. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu Cr-Co alt yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	84
Şekil 96. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu Cr-Co alt yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	84
Şekil 97. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu seramik üst yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	85
Şekil 98. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu seramik üst yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı	85
Şekil 99. Solda iki kısa implant sağda iki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu toplam deformasyon miktarı	91
Şekil 100. Solda iki kısa implant sağda iki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yüklemede toplam deformasyon miktarı	91
Şekil 101. Solda iki kısa implant sağda iki standart ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yüklemede toplam deformasyon miktarı	92
Şekil 102. Solda iki kısa implant sağda iki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yüklemede toplam deformasyon miktarı	92

KISALTMALAR, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

2D	2 Dimension-İki Boyutlu
3D	3 Dimension-Üç Boyutlu
a	Cismin İvmesi
A	Yüzey
ark.	Arkadaşları
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
Cm	Santimetre
F	Kuvvet
GPa	Giga Pascal
HP	Hareketli Protez
kg	Kilogram
m	Cisim Kütlesi
mm	Milimetre
m/s²	Metre/Saniye ²
MPa	Mega Pascal
MS	Milattan Sonra
N	Newton
N/m²	Newton/metre ²
Psi	İnç Kareye Pound Cinsinden Uygulanan Kuvvet
San. Tic. Ltd. Şti.	Sanayi ve Ticaret Limited Şirketi
SP	Sabit Protez

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
Formüller	
Cr-Co	Krom-Kobalt
Ti-6Al-4V	Titanyum alüminyum vanadyum alaşımı



ÖZET

Farklı Boydaki İmplantlar Arasında Gövde Uzunluğu Artışının, Gelen Kuvvetler Karşısındaki İmplant ve Çevre Kemik Dokusunda Oluşan Stres Dağılımının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle İncelenmesi

Aşırı rezorbe kreterlerde dental implantlar için yeterli kemik hacmi elde etmek bazı ek cerrahi işlemleri gerektirir. Kısa implantlar, kemik rekonstrüksiyonu amacıyla yapılan cerrahi tedavilerin risklerinden kaçınmak için kısıtlı kemik hacminde uygulanabilen alternatif bir tedavi seçeneğidir. Fakat standart implantlara göre çevre kemikle daha az yüzey teması olması nedeniyle uygulanımı tartışılmaktadır. Çalışmamızın amacı; kısa ve standart uzunluktaki implantlarla desteklenen sabit bölümlü protezlerin gövde uzunluğu artışının fonksiyonel kuvvetler altında çevre kemik, implant ve protetik yapılar üzerine etkisinin incelenmesi ve karşılaştırılmasıdır.

Çalışmamızda 6 mm ve 12 mm boylarında, 4.2 mm çapında iki implantla desteklenen üç üyeli ve dört üyeli sabit bölümlü protez modellerine uygulanan vertikal ve oblik kuvvetler sonucu oluşan stresler, ANSYS 2019R2 sonlu elemanlar analizi paket programı ile değerlendirildi. Kortikal ve trabeküler kemik için maksimum ve minimum asal stres değerleri, implant ve tüm yapılar için Von Mises stres değerleri karşılaştırıldı. Ayrıca tüm yapılarda kuvvetler sonucu oluşan deformasyon görüntüleri yorumlandı.

Oluşturulan dört üyeli implantüstü sabit bölümlü protez modellerinde, üç üyeli modellere göre tüm yapılarda daha yüksek stres değerleri elde edildi. İki gövde uzunluğunda da implant gövdesinde oluşan stres değerleri kısa implantta daha fazla meydana geldi. Çevre kortikal kemikte protez uzunluğundaki artışa bağlı kısa implantlarda daha yüksek stres değeri oluşurken, standart implantta bu etki bağlantı vidasında bulundu. Protez gövde uzunluğunun artması sonucunda oblik yüklemeler altında kısa ve standart implant çevresi kortikal kemikte ve standart implant bağlantı vidasında yüksek stres değerleri elde edildi. İmplant destekli dört üyeli sabit protezler için oblik kuvvetlerden kaçınılması gerektiği sonucuna varıldı.

Anahtar Kelimeler: Dental implant, sabit bölümlü protez, sonlu elemanlar analizi, pontik

ABSTRACT

Evaluation of Stress Distribution of the Implant and Surrounding Bone Against the Forces on Increased Length of Pontics Supported by Different Length Implants, Using Three-Dimensional Stress Analysis

Some additional surgical procedures are required to obtain sufficient bone volume for dental implants in severely resorbed alveolar crest. Short implants are alternative treatment option for limited bone volume to avoid the risks of surgical treatment for bone reconstruction. However, its usage is controversial since it has less surface contact area with the surrounding bone than standard implants. The aim of our study to investigate and compare the effect of increased span length of short and standard length implant supported fixed partial prosthesis on the surrounding bone, implant and prosthetic structures under functional forces.

The stresses which were generated under vertical and oblique forces on three and four unit fixed prosthesis supported with 6 mm and 12 mm length, 4.2 mm diameter implants were evaluated by using ANSYS 2019R2 finite element package program. The maximum principle stress and the minimum principle stress for cortical and cancellous bones, the Von Mises stress for implant and whole structures are used to compare stress. In addition, deformation images under forces were interpreted in all structures.

In all models, higher stress values were observed for four-unit implant supported fixed prosthesis compared to three-unit models. The stress values for the implant body in both span lengths were higher in the short implant. Connected to increased prosthesis length greater stress value was occurred in the surrounding cortical bone of short implants, while this effect was in the connection screw in the standard implant. Due to the increased prosthesis length high stress values were achieved for both the surrounding bone of short and standard implants and standard implant connection screw under oblique loads. It was concluded that oblique forces should be avoided for 4-unit implant supported fixed prosthesis.

Keywords: Dental implant, finite element analysis, fixed partial prosthesis, pontic,

1) GİRİŞ ve AMAÇ

Günümüz diş hekimliğinin temel amacı; hastanın kaybettiği fonksiyon, fonasyon, estetik ve sağlığın tedavi edilmesidir. Bu amaçla; ideal bir tedavi seçeneği olan dental implantlar, çene kemiğine cerrahi olarak yerleştirilen, yapay dişleri destekleyen biyouyumlu materyallerdir (1). Dental implantların yerleştirilebilmesi için, yeterli kemik hacminin olması gerekmektedir. Kemik hacmi elde etmek için uygulanan cerrahi prosedürlerin risklerinden ve fazla maliyetten kaçınmak için alternatif olarak kısa implantlar özellikle atrofik bölgelerde son zamanlarda sıkça kullanılan bir yöntem olmuştur (2).

Biyomekanik; canlı dokunun yapısı ve fonksiyonu arasındaki bağlantıyı araştırmak için mühendislik mekaniğinde kullanılan araçları ve yöntemleri kullanır. İmplant planlamasında komplikasyon riskini azaltmak için ana unsur biyomekanik prensiplerin iyi anlaşılmasıdır (3).

Fonksiyonel kuvvetler, implant-protez yapısında gerilme ve gerinimlere neden olur ve implant etrafındaki kemik şekillenmesini etkiler (4). Oklüzal kuvvetler protetik yapılar vasıtasıyla, implantlara ve çevre kemik dokuya iletilirler. İmplant uzun aksına paralel gelen kuvvetler homojen dağılım gösterirken, uzun aksa açılı gelen kuvvetler kemik-implant ara yüzünde stres artışına neden olur. Kontrol edilemeyen kuvvetler implantlarda devrilmeye, implant çevresindeki kemikte ise rezorpsiyona neden olur (5). İmplant destekli sabit bölümlü protezlerde implantlar arası gövde uzunluğunun artması ile oklüzal kuvvetler karşısında protez gövdesinde esneme oluşur. Bu esneme sonucunda implantlara istenmeyen kesme ve makaslama kuvvetleri ulaşır (6). Belirli bir seviyeye kadar implantlar ve çevre kemik, esnemenin yarattığı stresi tolere edebilir. Kemik rezorpsiyonun önüne geçmek için yapıların tolere edebileceği implant gövde uzunluğu sınırını bilmek önemlidir. İmplant destekli köprü protezleri ile yapılan çalışmalarda standart boyda implantlar incelendiği için kısa implantların sabit bölümlü protezlerde kullanımı konusunda kesin bir sonuç çıkarılamamıştır. Bunun yanında iki implantla desteklenen sabit bölümlü protezlerde gövde uzunluğu artışı nedeniyle oluşan stresin kemikle temas yüzeyi az olan kısa implantlarda nasıl dağılım göstereceği bilinmemektedir.

Diş hekimliğinde deneysel biyomekanik incelemeler sıklıkla, güvenilirliği ve hesaplama kolaylığı gibi avantajları nedeniyle sonlu elemanlar analizi yöntemiyle yapılmaktadır. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi diş, implant ve anatomik bölge gibi karmaşık biyomekanik sistemlerin gerçeğe uygun matematiksel modelini çıkartıp, küçük

basit elemanlara ayrıştırılarak bilgisayarla çözümlenmesinde kullanılır (7). Bu analiz yönteminde yapıların yüklemeler altındaki koşullara karşı tepkisi kaydedilir (8).

Bu çalışmada, günümüzde kullanımı yaygınlaşmaya başlayan kısa implantlar ile standart implantların desteklediği sabit protezlerin gövde uzunluğundaki değişikliğin çiğneme kuvvetleri altında oluşan çekme, basma ve Von Mises gerilme değerlerinin ve dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır. Bunun yanında sağ kalımı konusunda tartışmaları devam eden kısa implantlar konusunda yeni bulgular oluşturmak hedeflenmiştir.



2) GENEL BİLGİLER

2.1) İmplant Tanımı

Çeşitli nedenlerden dolayı oluşan diş kayıpları hastalarda fonksiyonel, fonetik ve estetik sorunlar yaratmaktadır. Restoratif diş hekimliğinin hedefi, hastanın kaybedilen dişlerinin yerine konulması, hastaya gerekli fonksiyon, fonetik ve estetiğin geri verilmesidir. Bu amaçla; kayıp diş sayısına göre hastalara hareketli parsiyel veya total protezler, sabit protezler, implant destekli sabit veya hareketli protezler planlanmaktadır.

İmplantlar, çene kemiğine cerrahi olarak kalıcı yerleştirilen apareylerdir, kaybedilen tek veya birçok dişin yerini alırlar veya tam dişsiz hareketli protezleri desteklerler. İmplantlar için literatürde birçok tanımlama yapılmıştır. Bir tanımlamada doğal veya yabancı dokuların ve cisimlerin vücut dokularına yerleştirilmesi implantasyon terimi olarak belirtilmiştir (9). Başka bir tanımlamada, vücut içinde, tamamı veya bir bölümü epitel altında kalacak şekilde yerleştirilmiş bir veya daha fazla biyomateryalden elde edilen medikal aygıtlara implant denilmiştir (10). İmplant terimleri sözlüğüne göre ise, mevcut kemik içerisine veya üzerine yerleştirilen, üzerine gelecek sabit veya hareketli protezlere desteklik sağlayacak alloplastik materyallere dental implant denir (11).

İmplant destekli protezlerin sağlıklı kemik yapısını desteklemek, komşu diş yapılarını korumak gibi diğer sabit ve hareketli protez seçeneklerine karşı pek çok avantajları bulunmaktadır (12). Bunlara ek olarak kemik doku rezorpsiyonunun engellenmesi, oklüzal dikey boyutun korunması, kasların desteklenmesi ile yüz estetiğinin korunması, fonetik ve çiğneme performansının gelişmesi gibi avantajları vardır (13).

2.2) İmplant Tarihçesi ve Osseointegrasyon Tanımı

Çağlar boyu insanoğlu kaybedilen dişlerin yerini doldurmak için çeşitli materyallerin arayışı içerisine girmiştir. Milattan önceki yıllarda eski Mısırlılar ve Yunanlılar kaybedilen dişleri tekrar yerine altın tellerle stabilize etmişler ve bu amaçla, başka insanların ve hayvanların dişlerini kullanmışlardır.

İlk olarak MS 600 yılında Mayalar deniz kabuğunu implant olarak kullanmışlardır. 1970’de yapılan araştırmalardan alınan radyograflarda, Mayaların implant olarak kullandığı deniz kabuklarının, kompakt kemik kaynaşması günümüzdeki blade implantlar ile karşılaştırılmış ve bu kaynaşmanın blade implantlar kadar başarılı olduğu görülmüştür. Bunun dışında, tarihte taş, tahta gibi farklı materyallerle de implantasyon gerçekleştirilmeye

alışılmıştır (14). 1809’ de J.Maggiolo tarafından altın implant taze diş çekimi soketine yerleştirilmiş fakat sonrasında ilgili bölgede gingival inflamasyonla karşılaşılmıştır. Sonrasında iridyum, platin, gümüş, kobalt içerikli yapılarla denemeler olmuştur. 1930’larda Stock kardeşler ortopedik olarak kalça kemiğine yerleştirilen vitallium (%65 kobalt, %30 krom, %5 molib) içerikli implantları incelemişler ve bunu insan ve köpeklerde kaybedilen dişlerin yerine yerleştirmek için kullanmışlardır. Bu, uzun dönemde ilk başarılı kemik içi implant denemesi olmuştur (14).

1952 yılında Brnemark tavşan fibulasında kan akımını izlemek için kemik içerisine titanyum bir bölme yerleştirmiştir. Araştırmasını bitirdikten sonra titanyum bölmeyi çıkaramamış, titanyumun kemik ile çok iyi fıkse olduğunu grmştir ve bu fikri diş hekimliğine taşımıştır. 1965’te saf titanyum implantı ilk hastalarına uygulamış ve başarılı sonuçlar almıştır (15). Böylelikle ‘osseointegrasyon’ terimi oluşmuş ve bu terim uluslararası konferanslarda kabul grmştir. Brnemark bu terimi ‘düzgün, canlı kemik ve yüklenen implant yüzeyi arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı’ olarak tanımlanmaktadır (7). Brnemark’tan sonra osseointegrasyona yeni tanımlamalar yapılmıştır. El Askary ve ark. osseointegrasyonu, yeniden şekillenmiş kemik ile implant yüzeyi arasında bağ dokusu olmaksızın kurulan direkt bir bağlantı olarak belirtmişlerdir (16).

Osseointegrasyon, yükleme sırasında gelen kuvvetlerin implanttan kemiğe etkin bir şekilde iletilmesini sağlar (17). Osseointegrasyonun başarısını etkileyen başlıca faktörler, Albrektsson ve ark. 1986 tarafından (18);

- İmplant materyal zellikleri,
- İmplant tasarımı,
- İmplant yüzeyi zellikleri,
- İmplantın yükleme zamanı,
- İmplant yerleştirilecek bölgedeki kemiğin zellikleri,
- Cerrahi prosedürler olarak belirtilmiştir.

Günümüz diş hekimliğinde düzgün osseointegrasyon göstermiş implantlarla sık ve başarılı dental tedaviler yapılabilmektedir.

2.3) İmplant Başarısı

İmplant başarı ve sağ kalım oranları, kontrollü klinik çalışmalarla ve sistematik incelemelerle kayıtlara geçilmiştir (19, 20). Bu incelemelere göre başarı kriterleri;

- İmplant seviyesinde; implant yerleştirilmesi sonrası mobilite, ağrı, radyolusensi görülmemesi, ilk yıl 1.5 mm'den az, ilk yıl sonrası 0.2 mm'i geçmeyen peri-implant kemik kaybı,
- İmplant çevresi yumuşak doku açısından; iltihaplanma, kanama, cep derinliği görülmemesi, yeterli yapışık dişeti varlığı ve implant çevresinde radyolusent alan bulunmaması,
- Protetik açıdan; teknik komplikasyonlar görülmemesi, temizlenebilirlik, 5 yıllık periyotta yeterli işlev ve estetik sağlaması,
- Hasta açısından; konfor ve estetik memnuniyet, fonksiyon ve çiğneme sırasında yeterli işlev sağlaması olarak kabul edilmiştir.

Dental implantlarda uzun süreli başarı sağlamak için biyomekanik faktörler göz önüne alınmalıdır (21). Biyomekanik kavramlar, implant destekli protezler için düşünüldüğünde; mekanik yapı olarak implant, abutment, abutment vidası ve protetik üst yapı, biyolojik yapı olarak ise implantın yerleştirildiği kemik ile yumuşak dokular anlaşılmalıdır. Bu biyolojik yapılar değişen şartlara olumlu ya da olumsuz yanıt vermektedir (4).

Biyomekanik faktörleri etkileyen unsurlar arasında; implantın tasarımı, uzunluğu, çapı, yüzey yapısı, implantın sayısı ve arktaki yerleşimi, kuvvetin yönü, şiddeti, protezin tipi, materyali, parafonksiyonel alışkanlıklar, kemik dansitesi, kemik-implant arayüz özelliği, hastaya özel faktörler, kantilever varlığı, kron/kök oranı, kron/implant oranı, protez gövdesinin uzunluğu yer almaktadır (12, 13). Bu biyomekanik faktörler göz önüne alınarak yapılan protezlerde başarı oranı artacaktır.

2.4) Dental İmplant Çeşitleri

Dental implantların sınıflandırılmaları incelendiğinde, implantın materyali, yerleştirildiği doku, şekli, geometrik formu ve implant ve doku arasındaki ilişki gibi değişik sınıflandırılmalar bulunmaktadır (22). En sık kullanılan, implant materyali ile implantın yerleştirildiği yer ve destek dokulara göre yapılan sınıflandırmadır.

İmplantlar kemikle olan ilişkilerine göre 3 grupta incelenebilir (23):

- a. Subperiosteal/Epostal (kemik üzeri) implantlar
- b. Transmandibular (Transosteal-kemik boyunca) implantlar
- c. Endosseoz (kemik içi) implantlar

2.4.1) Subperiostal İmplantlar

İlk olarak 1943 yılında Dahl tarafından subperiostal implantlarda teknik, alveolar kret ve mukoza arasında, kemiğe boylu boyunca uzanan geniş, kafes şeklinde kişiye özel hazırlanan yapılar olarak tanımlanmıştır (24). 1948’de ise, Gerskoff ve Goldberg vitallium içerikli ilk subperiostal implantı yerleştirmişlerdir. Öncesinde direkt alveolar kret üzerine yerleşecek şekilde hazırlanan subperiostal implantlara 1982’de Linkow tripodal mandibular subperiostal implant adı altında farklı bir dizayn önermiştir. Bu yöntemde, implant kortikal kemiğin kalın olduğu ve fibröz ataçmanların fazla olduğu bölgeler olan simfiz bölgesi ve eksternal oblik krete oturur ve oklüzal kuvvetlerin geniş bir alana dağıtılmasını sağlar (25).

Subperiostal implantların yapımı iki aşamalı olarak gerçekleştirilir ve yerleştirilmesi için iki aşamalı cerrahi işlem gereklidir. İlk aşamada implantın koyulacağı kemik yapı mukoperiostal flep kaldırılarak ortaya çıkartılır, bu bölgeden polivinilsinoksal ölçü materyali ile alınan ölçüden elde edilen kemik doku modeli üzerinde krom-kobalt alaşım dökümü ile implant elde edilir. Bu yapı, ikinci cerrahi aşamayla subperiostal olarak yerleştirilir. Üzerine yerleştirilecek sabit veya hareketli protezler yapıdan uzanan transmukozal postlara bağlanır (14).

Bu yöntemde, iki cerrahi işlem arasındaki bekleme süresi boyunca oluşan dokusal değişiklikler ile implant-kemik doku arasındaki uyumun bozulması tedavide başarısızlıklara neden olur. Bu durumu önlemek için bilgisayar destekli tomografi ve CAD-CAM (bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim) ile kemik modelasyonu elde edilebilir (26). Retrospektif bazı çalışmalar bu yöntemin 10 yıllık sağ kalımının %60 ve %75 arasında olduğunu göstermektedir (27).

Uzun ve kısa dönem takipte işlem sonrası yapısal bozulmalar, epitelyal büyümenin olmaması, parestezi, implantın ayrılması ve enfeksiyon gibi klinik durumlar izlenmiştir (28). Gözlenen dezavantajlarından ötürü bu implant türü başarısız kabul edilmiştir ve günümüzde yaygın olarak kullanılmamaktadır.

2.4.2) Transmandibular (Transosteal) İmplantlar

Transmandibular implantlar, ileri derecede atrofik mandibula tedavisinde kullanılmak üzere 1970'lerin ortasında Dr. Hans Bosker tarafından geliştirilmiştir (23). Transmandibular implantların uygulanabilmesi için kaninler arası bölgede en az 9 mm alveolar kemik kalınlığı olmalıdır. Bu sistemde mandibular foramenler arasında, mandibula tabanına uygulanan plak beş kortikal vida ile sabitlenir. Dört adet transosseöz postlar plaktan çıkarak mandibulayı perfore edip oral kaviteye açılır ve postoperatif olarak bir barla bağlanır. Bu implant sistemi ekstraoral olarak genel anestezi altında yerleştirilmektedir (29, 30).

Uygulaması travmatik ve cerrahi uygulama süresi uzun olan, mandibular fraktür, enflamasyon, enfeksiyon, parestezi ve hiperplazi gibi riskleri bulunan bu sistemin rutinde kullanımı bulunmamaktadır (31).

2.4.3) Endosseoz İmplantlar

Endosseoz implantlar, maksilla ve mandibulada kemiğin içine yerleştirilen, kaybedilen diş kökünün yerini alan implant çeşitleridir (32). Retantif parçaların bir bütün oluşturduğu transmandibular implant sistemlerinden farklı olarak bu sistemde tekli parçalar bulunur bu durum, implantların istenildiği şekilde ayarlanmasını ve değiştirilmesini mümkün kılar. Bu sistem kemik içerisine yerleştirilen endosseoz implant gövdesi ve endosseoz implant-abutment adı verilen retantif komponentlerden oluşur (23).

2.4.3.1) Blade/Plate İmplantlar

Bıçak sırtı veya metal plaka şekilli blade implantlar ince, yassı, çoğunlukla dikdörtgen şekilli metal bir yapı olup bıçak sırtı yapısının uzun tarafında bir veya iki ucu bulunur ve bu uçlar ağıza açılarak sabit restorasyonları veya overdenture protezleri destekler.

Genişlemiş temas yüzeyi bulunmasıyla dar kretler için 1966 tarihinde Linkow tarafından geliştirilmiştir (33). İmplantların içerisindeki delikler kemik oluşumunu kolaylaştırmak için hazırlanmıştır. Bu tarz implantlar için öncelik, vertikal boyuttan daha çok horizontal uzunluğu fazla sağlamaktır. Bu sayede yıkıcı tork kuvvetleri azaltılmış olur ve lateral hareketlere karşı direnç artar. Bıçak sırtı kretlerde başarılı bir şekilde uygulanabilmesi, fazla kemik-implant teması gibi avantajları bulunmasına rağmen primer stabilite sağlanmasının zorluğu, yükleme zorluğu, hızlı kemik kaybı ve doku enflamasyonu

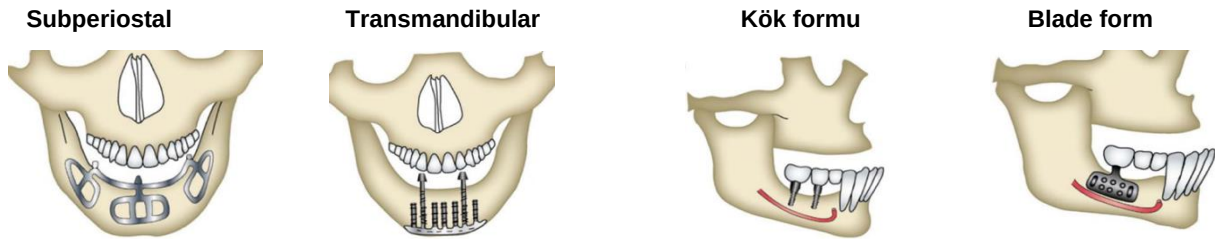
gibi postoperatif komplikasyonlarının bulunmasıyla başarısızlık oranları yüksektir bu nedenle kullanımları yaygınlaşmamıştır (34, 35).

2.4.3.2) Kök Formundaki İmplantlar

Vida ve silindirik tarzda tipleri bulunan kök formundaki implantlar günümüzde en çok kullanılan implant sistemleridir. Vidalanan tarzda implantlar özel enstrümanlarla kemik içerisine yerleştirilir ve vida yapılarından sağlanan osseointegrasyon nedeniyle diğer implant çeşitlerine göre en iyi primer stabilizasyonu gösterir (36). Bu tip implantlarda, aksiyel gerilim ve sıkıştırma kuvvetleri ilk olarak vida yivlerinin eğimli yüzeylerindeki sıkışma ile kemiğe iletilir. Böylece kemiğin tüm makaslama kuvvetlerine karşı direnci bu bağlantı karşılar ve ara yüze gerilim ulaşmaz (37).

Kök formundaki silindirik çaplı implantlarda, implantların çapı yerleştirilecek bölgeden daha fazladır böylelikle implant dış yüzeyi ile kemik arasındaki sürtünme ile primer stabilizasyon sağlanmış olur. Bu tarz implantlarda osseointegrasyonu arttırmak için implant yüzeyi hidroksiapatit ve titanyum plazma sprej ile kaplanabilmektedir (38).

Osseointegrasyonu ve kemik ankrajını arttırmak için kök formundaki implantların, yan duvarlarında çapraz açılım, oluklu, çıkıntılı, paralel, açılı-konik veya basamaklı gövdeli, düz, oval veya sivri uçlu olarak çeşitli formları bulunmaktadır.



Şekil 1. Dental implant çeşitleri (Balaji'den, (39))

2.5) İmplant Geometrisi

Dental implantlar doğal dişler gibi devamlı olarak çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle statik ve dinamik kuvvetlere maruz kalırlar. Doğal dişler ile çevre kemik arasında bulunan periodontal ligament kuvvet kırıcı etkisiyle yastık görevi görür fakat implantlarda oklüzal kuvvetler direkt olarak kemiğe iletilir (40). Kuvvet dağılımı kontrol edilemezse, düzensiz bir biçimde yayılarak implantın boyun bölgesinde ve sivri köşelerde stres yoğunlaşması

gözükür ve bu bölgelerde kemik rezorpsiyonuna neden olur (41). İmplant geometrisindeki ayarlamalar stres yoğunlaşmasını önler ve stresin düzenli bir şekilde dağıtılmasını sağlar.

İmplantların uzunluğu, çapı gibi makroskobik gövde tasarımları erken yükleme ve geç yükleme periyotlarında, implant dizaynının mikroskobik komponentleri ise başlangıç iyileşme ve başlangıç yükleme periyotlarında oluşan stres dağılımına etkilidir (42, 43).

2.5.1) Yiv Geometrisi

Yiv geometrisi, yüzey alanının ve primer stabilizasyonun artmasıyla stres dağılımının kontrol edilebilmesi ve implantın uzun dönem sağ kalımı açısından önemli bir kriterdir.

Fonksiyonel yüzey alanı, her birim alandaki yivlerin geometrik parametrelerini değiştirerek modifiye edilebilir. Bu parametreler; yiv şekli, yiv adımı, yiv derinliği ve yiv genişliğidir (42).

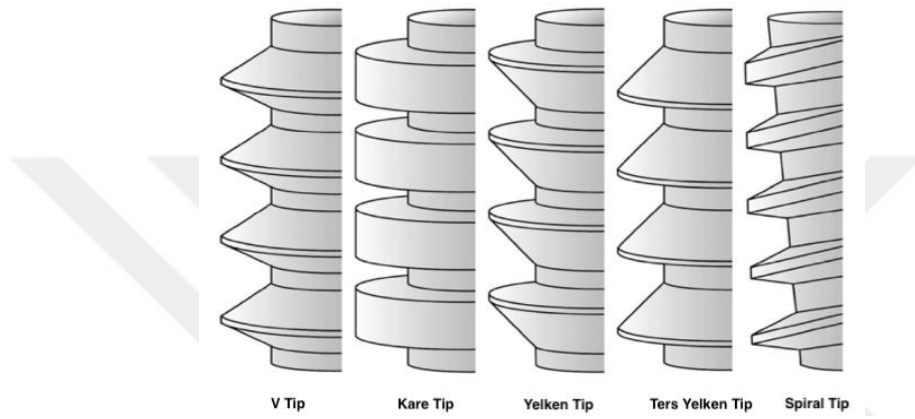
2.5.1.1) Yiv Şekli

İmplant vida dizaynları ile implant vidası ve etrafındaki kemikte stres dağılımı benzer olarak ayarlanabilmekte ve böylelikle stresin kemik üzerindeki etkisi minimize edilebilmektedir (44). Ayrıca implant dizaynı ile elde edilebilen uniform stres alanlarıyla Wolff kanuna göre belirli seviyedeki mekanik stimülasyonla kemik modelizasyonu ve osseointegrasyon sağlanabilmektedir.

İmplant ve kemik ara yüzeyine baskı, makaslama, çekme olmak üzere 3 tip kuvvet ulaşır. Çoğu materyaller baskı kuvvetlerini daha kolay tolere edebilir hatta fizyolojik sınırlar içerisindeki baskı kuvveti ile kemik yoğunluğunun artırılabilceği görülmüştür. İdeal vida dizaynı, baskı ve makaslama gerilim kuvvetleri arasında balans sağlamalı, makaslama kuvvetlerini minimize etmelidir (45).

Günümüzde v tipi, kare tip, yelken tip, ters yelken tip olarak 4 çeşit yiv dizaynı vardır (42, 46). Yapılan çalışmalarda kare tipi mikroyive sahip implantlar yivlerin uzun aksla paralel olması nedeniyle proteze gelen aksiyal yüklemelerin, implant gövdesinden kemiğe gövde boyunca aynı şekilde aksiyal olarak iletilmesini sağlar, böylelikle v tipi ve yelken tipi yivli implantlara göre kemiğe daha az makaslama ve daha fazla baskı kuvveti transfer etmeleriyle kemik sitümulasyonuna daha çok katkı sağlarlar (42, 46). Gelen kuvvetleri baskı kuvveti olarak transfer etmekte başarılı olan kare tip yive sahip implantların klinik olarak kemiğe yerleştirilmesi v tipi yive sahip implantlara göre daha zordur. Kemiği en fazla

makaslama kuvvetlerine maruz bırakan vida şekli v tipi yivli implantlardır. Bunun nedeni ise, uzun aksa yaklaşık 30 derece eğimli duran yiv yapısı olarak gösterilmektedir ve bu yapısı nedeniyle kare tip yivlere göre 10 kat daha fazla makaslama kuvvetlerine neden olur. Özellikle yüksek çiğneme kuvvetlerinin geldiği bölgelerde, kısa implantlarda, kemik kalitesinin ve seviyesinin azaldığı durumlarda kemik-implant arayüzünde makaslama kuvvetlerin etkisini azaltıp, baskı kuvvetlerinin artırılması gereklidir (42, 47, 48).



Şekil 2. Farklı yiv şekilleri (Abuhussein H'den, (45))

2.5.1.2) Yiv Adımı

Yiv adımı, aynı akstaki iki komşu yiv arasındaki mesafe olarak tanımlanır ve her birim uzunluktaki yiv sayısını belirtir. Tüm yüzey değişkenleri içerisinde yüzey alanını değişimine en çok yiv adımının katkısı bulunmaktadır çünkü daha kısa yiv adımı daha fazla yiv sayısı demektir (42). Daha kısa vida adımı implant yerleştirilmesi sırasında daha fazla dönüş yapmayı gerektirir. Kong, 0.8 mm'lik yiv adımının primer stabilite için optimal değer olduğunu belirtmiştir (49, 50).

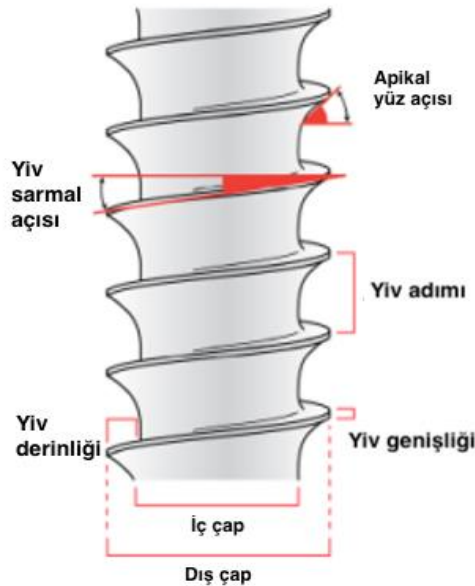
Yiv adımından farklı olarak bir vidanın, bir tam dönüşünde aksiyal yönde ilerleyeceği mesafe lead olarak tanımlanır. Tek yivli vidada lead, yiv adımına eşdeğerdir, iki yivli vidada iki adıma, üç yivli vidada üç adıma eş değer kabul edilir. Yani tüm şartlar aynı kabul edildiğinde implantın kemiğe yerleştirme hızını belirler örneğin iki yivli implantta tek yivli implantın hızında iki kere yerleştirilir. Üç yivli implantta ise tek yivli implant için gerekli zamanın üç katı zaman gerekir (45).

Yiv adımının artması implant-kemik yüzey alanının artmasını sağlar, bu yüzey alanı artışının primer stabilizasyon ve osseointegrasyon için önemi fazladır.

2.5.1.3) Yiv Derinliği ve Genişliği

Yiv derinliği, bir vida yivinin en dış kısmı ile implant gövdesi arasındaki mesafe olarak tanımlanır. Yiv genişliği ise, aynı aks üzerinde bir yivin en üst ve en alt noktası arasındaki mesafe olarak tanımlanır. Yiv derinliğinin stres dağılımına etkisinin yiv genişliğine göre daha etkili olduğunu gösteren çalışmalar vardır (51). Genel kabul edilen bilgilere göre daha derin yivler daha fazla yüzey alanı demektir. Yapılan çalışmalarda aynı yoğunluktaki kemiklerde aynı çapa sahip implantlar arasında derin yive sahip implantlarda daha yüksek torklama değerleri bulunmuştur, bu durum primer stabilitenin derin yive sahip implantlarda yüzeysel yivli implantlara göre daha fazla olduğunu göstermektedir (52). Daha nceki çalışmalar vida genişliğinin 0.18 ve 0.3 mm vida derinliğinin 0.35 ve 0.5 mm olduğu aralığın optimal ölçüler olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca, yiv derinliğinin stres dağılımına etkisinin, yiv genişliğine göre daha anlamlı olduğu bulunmuştur (53).

Günümüzde yeni geliştirilen bazı implantlarda (Ankylos, Dentsply Friadent, Mannheim, Germany) apikalde derinliği fazla koronale doğru derinliği azalan yiv tasarımı uygulanmıştır. Bu tasarımda kuvvet transferi esnek olan trabeküler kemiğe, kortikal kemikten daha fazla ulaşmakta bu da istenmeyen kortikal kemik rezorpsiyonunu engellemektedir (45).



şekil 3. Yiv geometrisi (Abuhussein H'den, (45))

2.5.2) Kret Modülü

İmplant boynuna kret modül adı verilir. Steril bölgedeki implant gövdesinin ağız kavitesine açıldığı bölgedir ve etrafındaki kemik yoğunluğunun daha kalın olması nedeniyle primer stabilizasyona etkisi fazladır. Kret modülü, implant gövdesinin yük taşıma bölgesine bağlantısını oluşturur ve mekanik stresin en çok yoğunlaştığı transosteal bölgedir (54, 55). Bu bölgeye yiv eklenmesinin ve çap artışıyla elde edilen yüzey alanı artışının kemik stimülasyonunu arttırdığını ve stres dağılımına etkisinin olumlu olduğunu gösteren çalışmalar yer almaktadır (56). Bu nedenle, bölgede kemik-implant ara yüzeyini arttırmak için mikro yivler tasarlanmıştır fakat stresin bu bölgede daha çok yoğunlaştığı görülmüştür. Bakteriyel birikimi önlemek için geliştirilen parlak yüzeylerde ise kemik entegrasyonunun olmadığı görülmüştür bu nedenle yivsiz, parlak olmayan, pürüzlendirilmiş yüzeyler kullanılmaya başlanmıştır (57).

2.5.3) İmplant Çapı

Bir dental implantın çapı en geniş olan implant yivinin karşı noktasındaki yivin dış kısmı arasında ölçülen uzunluk olarak tanımlanır. Standart implant genişliği 3.75 mm ile 4.0 mm arasında olarak belirtilmektedir (58). 3 mm ve 3.75 mm arası implant genişliğine sahip implantlara dar çaplı implantlar, 3 mm'den ince implantlara ise ekstra dar implantlar adı verilmiştir (59). İmplant yerleştirilecek olan kretin meziyodistal mesafesinin 7 mm'den daha az olduğu durumlarda ise 3.50 mm'den dar çaplı implantlar kullanılabilir.

Parafonksiyon, artmış kron yüksekliği, fazla kas kuvveti, kretin posterior bölgeleri gibi kuvvet faktörlerinin fazla olduğu durumlarda yüzey alanının arttırılması gerekmektedir (60). İmplant çapının arttırılması hasta kuvvet faktörlerini, kantilever uzantıları, düşük yoğunluklu kemik varlığını kompanse eder, ayrıca kısa implant kullanımında yüzey alanının arttırılmasını sağlar (6, 61). Bu durumda kemiğe iletilmesi muhtemel fazla stres yoğunluğu kontrol altına alınmış olur, protetik açıdan, sonrasında yapılacak kronun çıkış profilinin doğal dişe benzemesine yardımcı olur (62). Ayrıca, geniş çaplı implantların vida genişlikleri de fazla olabilmektedir. Bu durum, abutment vida torkunun daha yüksek değerlerde tutulabilmesini sağlar. Abutment vida torkunun 45 N.cm kadar yüksek olması vida gevşeme riskini azalttığı ve implant stabilitesine katkısı olduğu belirtilmiştir (63).

İmplant çapının artmasıyla, implant sertliğinde artma gözlemlendiği için kırılmaya karşı dayanıklılıkta artış görülür. Forsmalm tarafından yapılan araştırmada 3.3 mm çaplı

implantların kırılma dayanımının standart implantlara göre %25 daha az olduğu görülmüştür (58).

Posterior bölgeye doğru ilerledikçe oklüzal kuvvetlerin artması nedeniyle insanlarda normal dişlerin çapı da artmaktadır. Klinik uygulamalarda ise posterior bölgelerde kullanılan implantların çapının da doğal dişlerin çapları gibi artması beklenilmektedir. Böylelikle implant materyali üzerinde meydana gelen eğilme momentlerine karşı dayanımda artacaktır.

Geniş çaplı implantların avantajları bulunmasına rağmen her bölgede uygulanamamalarının nedeni “stress shielding” olarak adlandırılan normal sınırlar içerisindeki fizyolojik kuvvetlerin çevre kemik dokusuna iletilememesiyle oluşan kullanılmama atrofisine bağlı istenmeyen kemik rezorpsiyonudur (6). Ayrıca yapılan bir derleme çalışmasında dar çaplı implantların sağ kalım oranının %95-100 arasında olduğu ve bu başarının %89’un altına düşmediği görülmüştür (64).

2.5.4) İmplant Uzunluğu

İmplant gövde uzunluğu, implant platformu ve implantın en apikali arasındaki mesafedir (6, 63). İmplant uzunluğu sınıflaması için farklı görüşler bulunmaktadır. Olate ve ark. tarafından 8 mm’den kısa implantlar için kısa, 9-13 mm arası orta (standart), 13 mm’den uzun implantlar ise uzun implant olarak belirlenen sınıflama Avrupa Dental İmplantolojistler Derneği tarafından 2011’de düzenlenen 6. Avrupa konferansında onaylanmıştır (65).

2.5.4.1) Kısa İmplantlar

İmplant yerleştirilebilmesi için yeterli kemik hacminin olması gerekmektedir (66, 67). Birçok vakada ilk kaybedilen diş molar dişler olduğundan posterior maksilla ve mandibula bölgeleri kemik atrofisine en uygun bölgelerdir. Diş çekimi sonrası patolojik durumlara da bağlı olarak kemik atrofisi %30-90 artmaktadır (2). Kemik atrofisi dişsiz bölgedeki boşluklara standart implant yerleştirmesini zorlaştırmaktadır ve yeterli kemik hacmi elde edebilmek için kret agumentasyonu, blok grefti, distraksiyon osteogenezisi, üst çenede sinüs lift, alt çenede sinir distalizasyonu gibi ek cerrahi işlemler gerekmektedir (68–70). Bu ek cerrahi işlemler fazladan zaman, maliyet ve komplikasyon riski içerdiğinden günümüzde kısıtlı kemik seviyesi bulunan atrofik bölgelere kısa implant yerleştirmek avantajlı bir seçenek olarak görülmektedir.

Günümüzdeki kısa implant terimi, kemik içi uzunluğu 6 ile 8 mm olan implantlar için tanımlanmıştır, kemik içi uzunluğu 6 mm’den kısa implantlar için ise ultra kısa implant

tanımlaması yapılmıştır (71, 72). Piyasaya 7 mm uzunluğundaki ilk implantlar 1979'da Branemark sistemle tanıtılmıştır. 1985'te ise Bicon dizaynı ile 8 mm uzunlukta implantlar piyasaya sunulmuştur. Günümüzde çoğu implantoloji firması klinik olarak kanıtlanmış vakalara dayanarak 8 mm kısa implantları önermektedir (2, 70).

Daha önceki çalışmalarda, bazı araştırmacılar, çalışma sonuçlarına göre kısa implantlarda başarısızlık oranının standart uzunluktaki implantlara göre daha fazla olduğunu belirtmişlerdir (73, 74). Bunun yanında implant kemik ara yüzünde aşırı stres birikimini önlemenin implant çapı ve uzunluğunu artırıp, implant yüzey özelliklerini değiştirerek daha geniş bir implant yüzeyi ile sağlanabileceği görüşü nedeniyle yıllardır klinisyenler tarafından kısa implant kullanımından kaçınılmıştır (75–77). Bunların aksine sonlu elemanlar analizi çalışmaları oklüzal kuvvetlerin tüm yüzeydense ilk olarak implant servikal bölgesini saran implant boyun bölgesini saran kemikte dağıldığını ortaya koymuştur. Buna göre çiğneme kuvvetleri ideal olduğunda kemik kuvvetleri tolere edebilir bu nedenle implant boyu biyomekanik stabiliteye doğrudan etkili değildir (63). Ayrıca son retrospektif çalışmalarda ise, kısa implantların uzun implanta göre daha az kayıp oranı olduğu görülmüştür (78–80).

Kısa implantların avantajları (81):

- Daha az cerrahi prosedür nedeniyle daha az ağrı, şişkinlik, morbidite görülür.
- Daha az madde gerektiğinden hasta maliyeti düşer.
- Daha az cerrahi zaman gerektiğinden daha az stres, doku hasarı oluşur ve daha az maliyet gerekir.
- Daha az postoperatif ve preoperatif komplikasyon görülür.
- Var olan diş köklerine daha az zarar riski bulunur.
- Optimal implant pozisyonu daha rahat elde edilir.

Kısa implantların dezavantajları:

- Primer stabilizasyon daha zor sağlanır.
- Tip 4 kemikte uygulandığında büyük riski bulunur.
- Genellikle implantın kapalı iyileşmesi önerilir bu nedenle iyileşme periyodundan sonra üstü yeniden açılmalıdır.

- Uzun dönem data'lara ihtiyaç olmasından dolayı, uzun dönem komplikasyonları bilinmemektedir.

2.6) İmplant Destekli Protezler

Günümüz diş hekimliğinin temel amacı kaybedilen kontürü, fonksiyonu, estetiğı, fonasyonu ve stomatognatik yaralanmaları restore etmektir. Ancak kayıp diş sayısı arttıkça geleneksel tedavi yöntemleri yetersiz kalmaktadır. Bu durumda, implant destekli protezler destek ve retansiyonu arttırmak için sıkça kullanılmaktadır (82).

İmplant destekli protezlerin, sahip olduğı avantajlar ve artan toplum bilinci nedeniyle kullanımı ve ihtiyacı günden güne artmıştır (6).

İmplant destekli protezlerin avantajları:

- Kemik hacminin korunması
- Oklüzal vertikal boyutun tedavi edilmesi ve korunması
- Fasiyal estetiğın korunması
- Estetik, fonetik, oklüzyon ve oral propriyosepsiyonun geliştirilmesi
- Protetik başarının artırılması
- Mastikatör performansın artırılması
- Protez boyutlarının azaltılması
- Hareketli protezlerin stabilizasyonun ve retansiyonunun artırılması
- Daha sabit tedavi seçenekleri sunması

2.6.1) İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması

İmplant yerleşiminde farklı kemik seviyeleri farklı tedavi planı ihtiyacı doğurur. 1989'da Misch implant destekli protezler için beş unsurlu sınıflandırma yapmıştır (6).

Bu sınıflandırmaya göre:

SP-1. Doğal dişe benzer, sadece kaybedilen kronu restore eden sabit protez

SP-2. Oklüzal bölgede normal, gingival bölgede hiperkontürlü, kron ve kökün

bir kısmını restore eden sabit protez

SP-3. Kronun, diş eti ve dişsiz alanın bir kısmının yerini alan sabit protez

HP-4. Tamamen implantla desteklenen overdenture tip hareketli protez

HP-5. Yumuşak doku ve implant destekli overdenture tip hareketli protez

İmplantlarla protezlerin bağlanma şekline göre yapılan sınıflandırmaya göre implant üstü protezler (6);

1. Sabit implant üstü protezler
2. Yarı sabit implant üstü protezler
3. Hareketli implant üstü protezler

Sabit implant üstü protezler; serbest sonlu vakalarda ve total dişsizliklerde implant üzeri simante edilerek veya vidalanarak elde edilen kron veya köprü tarzı protezlerdir.

Yarı sabit implant üstü protezler; İmplantlar veya bar gibi ara yapılara vidalanarak elde edilen, hastanın kendi başına çıkaramadığı, gerektirdiği takdirde hekim tarafından çıkarılabilen kron ve köprü protezleridir.

Hareketli implant üstü protezler; İmplanttan destek alan retantif ataşmanlara bağlanan ve yükün alveolar kret ve implantlar üzerinde paylaşılmasını sağlayan protezlerdir.

Üst yapı protezlerinin destek aldığı bölgelere göre (6, 83);

1. Sadece implant destekli üst yapı protezleri,
2. İmplant-diş destekli üst yapı protezleri,
3. İmplant-doku destekli üst yapı protezleri.

Dişsizlik durumuna bağlı implant üstü protez sınıflaması (83);

1. Total Diş Eksikliğinde Protetik Tedavi
 - a. İmplant destekli overdenture protezler
 - b. Hibrit protezler
 - c. İmplant destekli sabit köprüler
2. Bölümlü Diş Eksikliğinde Protetik tedavi
 - a. İmplant üstü tek kron restorasyonlar
 - b. İmplant-doğal diş destekli köprüler
 - c. Serbest sonlanan bölgede bulunan köprüler

2.6.2) İmplant Destekli Sabit Protezler

İmplant destekli sabit protezler yüksek başarı oranları ile kısmi veya tam dişsiz hastalarda tercih edilen bir tedavi seçeneğidir. İmplant destekli protezlerin yapımında birçok farklı parametrenin düşünülmesi gerekir (84). Bu parametreler;

- Protez retansiyonuna göre; vidalı veya simante,
- Abutment dizaynına göre; stok, kişiye özel stok veya tamamen kişiye özel, metal veya metal olmayan alt yapı dizaynı ve materyali
- Veneerleme tekniklerine göre; presleme, el ile yığma ve eritme
- Üst yapısına göre; tam veya kısmi veneerlenmiş ya da veneerlenmemiş üst yapı

Birden fazla diş eksikliği durumunda planlanan implant destekli sabit bölümlü protezlerde abutmentler arası protez gövde mesafesi arttığında protez gövdesinde bulunan metal yapı daha çok esnemeye uğrar ve bu esneme ile beraber abutmentlere makaslama ve çekme kuvvetleri ulaşır. Esneme, pontik sayısının küpü kadar oluşur. Örneğin iki abutment arası 2 pontiğe sahip gövdelerde tek pontikli gövdelere göre 8 kat, 3 pontiğe sahip gövdelerde 27 kadar daha fazla esneme oluşur. Daha çok esneme, daha çok porselen kırılma riskine, desimante protezlere ve abutment vida gevşemesine yol açar. İmplantların doğal dişlere göre daha rijit olması ve doğal diş köklerinde oluşan apikal ve lateral hafif mobilite sayesinde doğal dişlerin stresi absorbe edebilmesi gibi nedenlerle uzun gövdeye sahip sabit protezlerin materyalinde oluşan esneme implantlarda doğal dişlere göre daha fazla sorun yaratır (6).

Çoklu diş eksikliğinde dişsiz bölgeye yerleştirilecek ideal implant pozisyonları için 4 adet genel kılavuz bulunmaktadır (3):

1. Kısmi dişsiz hastalar veya tam dişsiz maksillada, protezlerde kantilever oluşturmaktan kaçınılmalıdır; bu nedenle restorasyondaki terminal abutmentler anahtar konumlardır.
2. Üç adet pontiğe sahip protezler özellikle posterior bölgede planlanmamalıdır.
3. Kanin kayıplarında, kanin yeri özellikle komşu dişlerin eksikliğinde anahtar konumdur.
4. Tüm kısmi dişsiz hastalar ve tam dişsiz maksillada birinci molar diş kayıplarında, birinci molar dişin yeri anahtar konumdur.

2.7) Kemik Dokusu ve Rezorpsiyon Değerlendirilmesi

2.7.1) Kemik Doku ve Tipleri

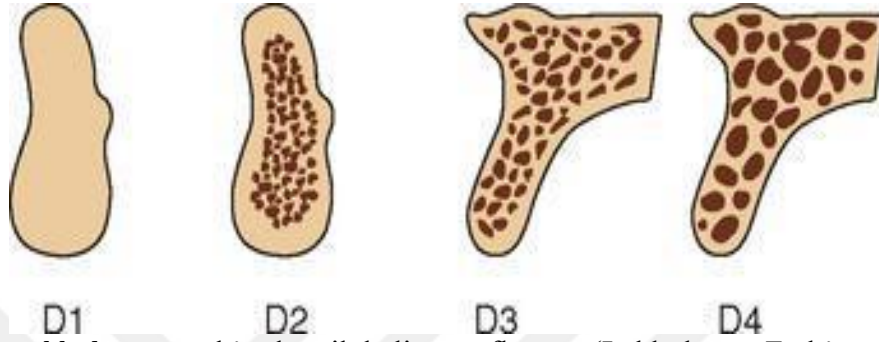
Kemik doku, inorganik yapıların mineralizasyonu ile oluşan rijit bir bağ dokusu çeşididir. Ağırlık olarak %33, hacimsel olarak %50'si organik materyallerden, ağırlık olarak %67'si ise hidroksiapatit kristallerden oluşan inorganik materyallerden oluşur (85). Yeni kemik yapımından sorumlu osteoblastlar, osteoblastlar ve kemiği kaplayan hücreler arasında iletişim kuran osteositler, osteoblastlara farklılaşan osteojenik (osteoprogenitör) hücreler, kemik yıkımından sorumlu osteoklastlar ve kemiği kaplayan hücreler bulundurulur. Kemik doku devamlı osteoklastlar sayesinde yıkıma uğrayan ve osteoblastlar tarafından yeniden yapılan dinamik bir yapıdır. Bu durum kemik yeniden şekillenmesi (remodelling) olarak adlandırılır. Çekim yapılan bir bölgede alveolar soket önce kan ile dolar, daha sonra burada vaskülarize granülasyon dokusu oluşur bu rejenerasyon sırasında osteoklastik kemik rezorpsiyonu ile nekrotik dokular ve kemik debrisleri uzaklaştırılır. Aynı anda osteoblastik profilasyon başlar. Kavite 20-28 gün içinde yeni düzensiz kemik dokusuyla dolar ve bu yeni kemik dokusu olgun lameller kemiğe dönüşünce kemik yeniden yapılanmış olur (86). Sürekli devam eden kemik yapım ve yıkımı, hormonlar, sitokinler ve biyomekanik simülasyon gibi bazı lokal ve sistemik faktörlere bağlıdır (87).

Kemik morfolojik olarak kortikal (kompakt) ve trabeküler (spongios) olarak 2 şekilde bulunur. Trabeküler yapı, arasında kemik iliği bulunan düzensiz kemik trabeküllerinden oluşur. Kemik dokunun beslenmesi, kemik iliğindeki damarlar sayesinde gerçekleştirilir (88). %70 oranında yumuşak dokudan meydana geldiğinden kortikal kemiğe göre daha az yoğun ve serttir. Koruma ve destek sağlayan, trabeküler kemiği çevreleyen en dış kısma ise kortikal kemik denir. Elastisite modülü fazla olan kortikal kemik %95'e kadar mineralizedir, yoğunluğunun fazla olması kemik direncini artırır ayrıca fonksiyonel kuvvetler karşısında daha dayanıklı olmasını sağlar (89).

Pek çok kemik sınıflandırması bulunmasına rağmen en sık kullanılan Lekholm ve Zarb'ın 1985'te yaptığı kemik kalitesine göre yapılan sınıflandırmadır (90). Bu sınıflandırma;

1. Tip I (Q1) kemik kalitesi: Homojen kortikal kemiği,
2. Tip II (Q2) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemiği,

3. Tip III (Q3) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği,
4. Tip IV (Q4) kemik kalitesi: Düşük yoğunlukta trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği ifade eder.



Şekil 4. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalite sınıflaması (Lekholm ve Zarb'tan, (90))

Misch tarafından 1988 yılında makroskopik kortikal ve trabeküler kemik yoğunluğuna göre sınıflandırma yapılmıştır (6). Bu sınıflandırmaya göre;

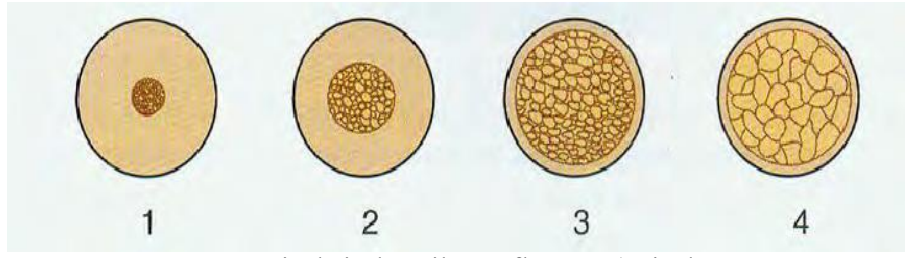
Tip 1 kemik (D1): Yüksek oranda mineralize kortikal kemikten oluşur, dişsiz alt anterior ve posterior bölgelerinde görülür.

Tip 2 kemik (D2): Kalın kortikal kemikle çevrili kaba dokulu yoğun trabeküler kemikten oluşur, alt çenenin anterior ve posterior bölgeleri ile üst çenenin palatinal bölgesinde görülmektedir.

Tip 3 kemik (D3): İnce kortikal kemikle çevrili yeterli dirence sahip yoğun trabeküler kemikten oluşur, daha çok üst çenenin anterior ve posterior bölgelerinde, alt çenenin posterior bölgesinde görülür.

Tip 4 kemik (D4): İnce kortikal kemikle çevrili düşük yoğunlukta trabeküler kemikten oluşur. Üst çenenin posterior bölgesinde görülmektedir.

Tip 5 kemik (D5): Mineralizasyonunu tamamlamış çok yumuşak kemikten oluşur.



Şekil 5. Misch'in kemik sınıflaması (Misch'ten, (6))

Linkow, kortikal kemiğin daha çok yük taşıma kapasitesine sahip olması nedeniyle Tip 1 kemiği implant protezleri için en ideal kemik türü olduğunu belirtmiştir, yapılan araştırmalara göre Tip 4 düşük yoğunluktaki kemikte en çok kayıp oranı olduğu görülmüştür ve bu oran %38'e kadar çıkmaktadır (3, 6). Buna göre implantlardan uzun vadede beklenen başarıyı elde edebilmek için yoğunluğu daha az olan kemikte daha geniş temas yüzeyli implantlar yerleştirilmesi önerilmiştir (91).

2.7.2) Rezorpsiyon

Kemik remodelizasyonu osteoklastlar tarafından oluşan başlangıç kemik rezorpsiyonu, rezorpsiyondan sonra yeni kemik formasyonuna geçiş ve osteoblastlarca oluşan kemik formasyonu aşamalarından oluşan bir süreçtir (87). Bu süreç mekanik ve fizyolojik faktörlerle kontrol edilir. Wolff prensibine göre stres ve kuvvetin geldiği noktalarda kemiğin mekanik strese verdiği cevap olarak osteoblastlarca kemik yapımı artar ve yapı kuvvete karşı koyabilecek şekilde güçlenir, stresin az olduğu bölgelerde ise stimülasyon eksikliği nedeniyle kemik rezorpsiyonu daha çok görülür ve kemik doku daha zayıf bir hal alır. Anatomik, inflamatuvar, mekanik, sistemik nedenler sonucunda düzenli bir süreç halinde ilerleyen kemik şekillenmesi bozulur ve osteoklast aktivitesi daha çok artarak kemik yıkımı oluşur (92). Bu durumun dışında, mekanik olarak fizyolojik limitlerin üzerinde yükleme yapıldığında da çevre kemikte deformasyon meydana gelir ve rezorpsiyon başlar.

Diş çekiminden sonra oluşan kemik kaybı şekli ve miktarı maksilla ve mandibula posterior bölgelerde farklıdır. Maksilla daha fazla bukko-palatinal yönde horizontal kayba uğrarken, vertikal kemik kaybı daha yavaştır. Bu vertikal kayıp, kemik remodelizasyonu ve maksiller sinüs pnömatizasyonu olarak iki yönde oluşur. Mandibulada ise asıl olarak vertikal kemik kaybı meydana gelir (93).

Trabeküler (spongios) kemik gelen kuvvetleri absorbe edip dağıtma özelliğine sahiptir. Maksiller rezidüel kemik mandibuladakine göre daha trabeküler yapıda ve maksilladaki trabekül yapısı kompresyon deformasyonuna paralel yönelimli olduğundan

deformasyona direnç oluşur. Ayrıca, çiğneme kuvvetleri dağılımında mandibulaya daha fazla yük gelmektedir. Bu nedenlerden ötürü mandibuladaki rezorpsiyon hızı maksillaya göre 4 kat daha fazladır (94).

Diş çekiminden sonra ilk altı ayda en hızlı alveolar kemik resorpsiyonu gözlenir ve her yıl %0,5-1'lik bir oranla hayat boyu devam eder. İyileşmiş bir socketin koronal seviyesi hiçbir zaman çekilmiş diş varken bulunan koronal seviyeye gelemmez. Ashman, uzun dönem çalışmasında ilk 2-3 yılda uzunluk ve genişlik olarak alveolar kemiğin %40-60 daraldığını belirtmiştir (95). Bu nedenle rezorpsiyon sonrası oluşan yetersiz kemik boyu ve önemli anatomik yapılar posterior atrofik bölgelere implant yerleşimini daha kompleks hale çevirmektedir.

Kemik yüksekliğinin aynı kalması için rapor edilen fonksiyonel stres değerleri 200-700 psi arasındadır (5). Bu gerilim ve gerilme değerlerinden daha fazlası kemik dokuda dejenerasyona, bu değerlerden daha azıda kemikte atrofiye neden olur (96). Kortikal kemiğin çekme kuvvetlerine karşı 135 MPa kadar baskı kuvvetlerine karşı 205 MPa, makaslama kuvvetlerine karşı 67 MPa kadar dayanabildiği bilinmektedir. Bu değerlerden fazla yükleme yapıldığında kemik dokuda yıkım başlar. Fazla kemik rezorpsiyonu olmaksızın kemik formasyonu oluşabilmesi için implant yapıya ve kemiğe iletilen stresin uniform olarak dağıtılabilmesi gerekmektedir.

2.8) Biyomekanik Kavramlar

Biyomekanik, vücudun dokuları ve organları arasındaki her türlü etkileşimi ve bunlara etki eden kuvvetleri tanımlar, başka bir deyişle biyolojik dokuların uygulanan kuvvetlere karşı tepkisidir. Dental implantların başarısı basit biyomekanik prensiplerin ve dental implantların biyomekaniğini etkileyen faktörlerin iyi anlaşılmasına bağlıdır (97). Başarısızlığı önlemek için fonksiyonel streslerin implant ve çevre kemik dokuya iletimi kontrol altında olmalıdır.

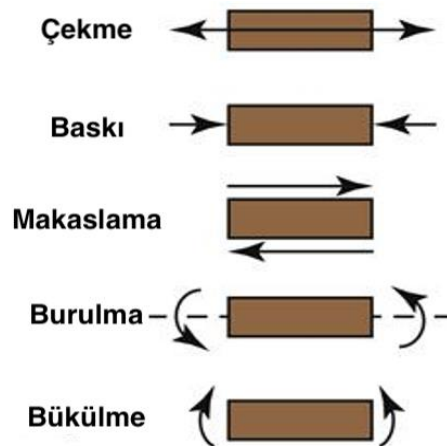
2.8.1) Kuvvet ve Kuvvet Tipleri

Kuvvet iki veya daha fazla yapı arasındaki etkileşim olarak ifade edilen fiziki bir faktördür ve vektörel büyüklükler oldukları için yoğunluk, süre, yön ve çarpım faktörlerine bağlıdır. Newton yasasına göre kuvvet (F), cismin kütlesi (m) ve ivmesinin (a) çarpımı olarak ifade edilir ($F = m \times a$ veya $N = \text{kg} \times \text{m/s}^2$). Cisimlere kuvvet etki ettiğinde ya hareket ederler ya da şekil değiştirirler (6).

Çiğneme sırasında birçok kas aktivitesiyle oklüzal kuvvetler oluşur. Fizyolojik limitler içerisinde gelen kuvvetler kemik tarafından tolere edilebilir. Fizyolojik limitleri aşan kuvvetler implant çevresi kemikte rezorpsiyona neden olur.

Bir implantın ömrü yalnızca kuvvetin yoğunluğundan ve süresinden değil, aynı zamanda yönünden de etkilenir. Kuvvetin etkisini anlamak için, kuvvet vektörü genel olarak horizontal, oblik ve vertikal olan üç ana eksen boyunca üç bileşene ayrılır. Oklüzyon genelde vertikal kuvvetleri karşılayabilir ama diğer iki eksenlerdeki kuvvetler implant için potansiyel risk oluşturmaktadır (98).

Kuvvetler baskı, çekme ya da makaslama olmak üzere 3 çeşit olarak tanımlanır. Baskı kuvveti, iki kütleyi birbirine itme eğilimindedir, çekme kuvveti ayırma, makaslama kuvveti bir kütlenin diğerinin üzerine kaymasına neden olur (Şekil 6). 1975 yılında Reilly tarafından kortikal kemiğin çekme ve makaslama kuvvetlerinden ziyade baskı kuvvetine karşı daha dirençli olduğu gösterilmiştir (99). Kemik yapının baskı kuvvetlerine karşı en kuvvetli, çekme kuvvetine karşı %30, makaslama kuvvetlerine karşı %65 daha zayıf olduğu belirtilmiştir (100). Aynı şekilde simanlar, vidalalar, implant komponentleri ve kemik-implant ara yüzü çekme ve makaslama kuvvetinden ziyade baskı kuvvetlerine daha fazla adapte olabilmektedirler (98, 101). Baskı tarzı kuvvetler kemik-implant bağlantı ara yüzeyinde kaynaşmaya yardımcı olurken çekme tarzı kuvvetler ara yüzeyde ayrılmaya neden olur. Kemiğin kırılmaya karşı dayanıklılığı ise makaslama kuvvetlerine karşı daha az olduğundan oklüzal yükleme koşullarında makaslama kuvvetlerinden olabildiğince kaçınılmalıdır.



Şekil 6. Kuvvet ve deformasyon tipleri (Powers'tan, (102))

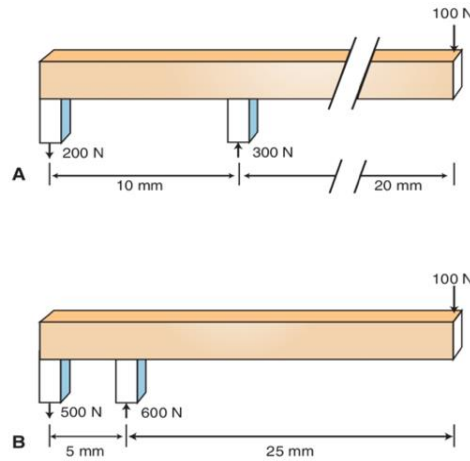
2.8.2) Moment Kavramı

Bir noktadaki kuvvete ait moment, dönme veya bu noktaya eğilme eğilimidir. Moment bir vektör olarak tanımlanır ve büyüklüğü, kuvvet büyüklüğü ile ilgili nokta ve kuvvetin uygulandığı yer arasındaki mesafeyle çarpılarak bulunur (3) (Şekil 7). Bu dayatılan moment yükü ayrıca tork veya burkulma kuvveti olarak da adlandırılır ve implant sistemlerine zarar verebilir. Başarılı bir tedavide uygulanan kuvvetleri ve sebep olduğu moment yüklerini iyi planlamak gerekir.

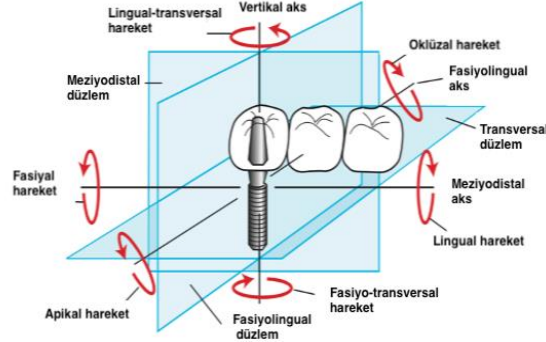
Fasiyolingual, meziyodistal, vertikal akslar etrafında altı tane moment (rotasyon) oluşur ve bu moment yükleri mikrorotasyon ve stres yoğunlaşmalarıyla implant-kemik ara yüzeyindeki alveolar kemikte kayıplara neden olabilmektedirler (Şekil 8) (3).

İmplant diş hekimliğinde oklüzal yükseklik, kantilever uzunluğu, oklüzal genişlik gibi üç adet klinik moment kolları bulunmaktadır (Şekil 9). Başarısız implant tedavisinin önüne geçebilmek için bu moment kollarını olabildiğince minimum tutmak gerekir (3).

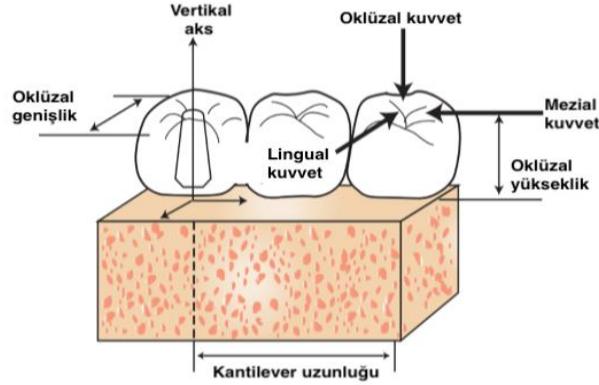
İki destekli sabit restorasyonda, restorasyonun orta noktasından kuvvet uygulandığında desteklere ulaşan stres değeri eşit olarak paylaşılır ve zararlı tork etkisi sıfırdır (103). Kuvvet destek noktadan uzaklaştıkça kemik üzerine etki eden stres büyüklüğünde artış görülür.



Şekil 7. Kuvvet büyüklüğü ve uygulandığı nokta arası mesafe çarpılarak oluşan moment yüklerinin hesaplanması (Misch'ten, (6))



Şekil 8. Üç düzlemde oluşan 6 adet moment kolları (Misch'ten, (6))



Şekil 9. Klinik moment kolu olarak; oklüzal yükseklik, kantilever uzunluğu, oklüzal genişlik (Misch'ten, (6))

2.8.3) Stres (Gerilim)

Bir alanın üzerine kuvvetin dağılma şekli mekanik stres olarak tanımlanır ve ‘Eşitlik 1’ denklemi ile hesaplanır. Mekanik stresin ölçü birimi Pascaldır ($P = N \text{ (Newton)}/m^2$, $1 \text{ MPa} = 10^6 \text{ N}/m^2$, $1 \text{ GPa} = 10^9 \text{ N}/m^2$) (6). Diş hekimliğinde megapaskal (MPa) gerilme birimi daha çok kullanılmaktadır (104).

$$\sigma \text{ (gerilim)} = F(\text{kuvvet}) / A(\text{yüzey}) \quad (\text{Eşitlik 1})$$

Bu denkleme göre stresin yoğunluğu kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin dağıldığı kesit alanına bağlıdır. Daha dar bir alana uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres daha büyük olacaktır. Bu nedenle fazla stres değerleri oluşturmamak için kuvvetlerin daha geniş alana yayılması gerekmektedir. İmplantlara ulaşan kuvvet yoğunluğu ise eksen dışı yüklemelerin azaltılması ile düşürülebilir. Doğal diş kökleri etrafındaki periodontal ligament nedeni ile

gelen kuvvet absorbe edilir ve kök uzunluğu boyunca stres etrafındaki kemiğe yayılır. İmplantlarda ise gelen kuvvetler direk kemiğe iletilir ve homojen bir şekilde dağıtılamaz (105). İmplant servikalini saran, oklüzal yüzeyin 5 mm altındaki fonksiyonel transversal alan, stresin yayılması ve taşınmasını sağlayan yüzey olarak tanımlanır ve implant geometrisinin ayarlanmasıyla optimize edilebilir (106).

Bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında kuvvetle aynı değerde ve karşıt doğrultuda bir reaksiyon oluşur. Malzeme içinde oluşan gerilim uygulanan kuvvetin üzerinde yaptığı etkiye göre isimlendirilir. Baskı, çekme, makaslama kuvvetleri uygulanan yüzeylerde, aynı tarzda gerilmeler oluşur. Bir yapıda eğilme kuvveti her üç gerilim türünü de üretebilir fakat kırılma, çekme kuvveti tarafından oluşur. Bu durumda çekme ve baskı stresleri asal aksiyal streslerdir, makaslama stresi de baskı ve çekme streslerinin kombinasyonudur (107).

2.8.3.1) Asal Gerilmeler (Principal Stresses)

Makaslama stresinin olmadığı durumda materyallerin enine kesitine dik etkiyen, uzama ve baskıya neden olan gerçek, ölçülebilir streslerdir.

-Maksimum asal gerilme (σ_1): Yükleme koşullarında en yüksek çekme stresini ifade eden en büyük pozitif değerdir.

-Ara asal gerilme (σ_2): Ara değeri gösterir.

-Minimum asal gerilme (σ_3): En yüksek sıkışma (baskı) stresini ifade eden en küçük negatif değerdir (104).

Bir stres elemanında belirgin ölçüde, hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse, o stres elemanı daha büyük olan stres tipinin etkisi altındadır. Örneğin negatif değer yani minimum asal stres değeri pozitif değer yani maksimum asal stres değerinden büyük olduğu bölgelerde sıkışma stresinin önemli olduğu düşünülmelidir (108).

2.8.3.2) Von Mises Gerilmesi

Gerilme analizinde kullanılan malzemede, zarar oluşturacak streslerin kombinasyonu, Von Mises gerilme teorisi ile hesaplanır. Metaller gibi çekilebilir (ductility) özelliği olan materyaller için anlamlıdır ve stresi, statik ve dinamik durumlar için ölçülebilir. Von Mises gerilme değeri asal gerilmelerden farklı olarak gerilimlerin dağılımı ve yoğunluğu hakkında bilgi verirken tipi ve yönü hakkında herhangi bir bilgi vermez (109).

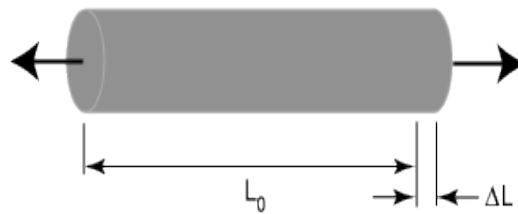
Bu teoride üç asal stres değeri, eşdeğer stres olarak toplanır ve materyalin akma dayanımı kıyaslanır (yield stress). Yani üç asal gerilme değeri koordinat olarak değerlendirilirse, çok eksenli oluşan gerilme tek eksene düşürülür. Von Mises gerilme değeri “Eşitlik 2” denklemi ile hesaplanır (99).

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

Materyal fazla gerilmelere maruz kaldığında eşdeğer gerilim (Von Mises gerilimi), materyalin akma dayanımı noktasını aşarsa malzemede hasar (kırılma/kopma) görülür bu nedenle malzemede hasar oluşmaması için Von Mises gerilmesi, malzemenin akma dayanımından eşit veya küçük olmalıdır.

2.8.4) Deformasyon ve Gerinim

Materyal üzerine kuvvet uygulandığında, yapısında şekil değişikliği, deformasyon meydana gelir. Gerinim (strain), stres uygulanan her birim bölgedeki uzunluk değişimi ve deformasyonu ifade eder. Uzunluk değişiminin, orijinal uzunluğuyla oranlanması ile bulunur. İnch/inch ya da cm/cm olarak ifade edilir. 1 Gerinim (strain) %100 uzamayı belirtmektedir (Şekil 10) (104). Gerinim, gerilme (stres) ile kıyaslandığında, gerilme, materyalin atomlarının yer değiştirmesine karşı koyan kuvvet olup, büyüklüğü ve yönü belli olan kuvvet değeridir. Gerinim ise uygulanan kuvvetin birim alanda meydana getirdiği deformasyon miktarıdır ve yalnızca bir büyüklüktür (110).



$$\text{Gerinim} = \frac{\text{Boydaki uzama } (L_0)}{\text{Orijinal uzunluk}(L)}$$

Şekil 10. Deformasyon ve gerinim

Gerinim, elastik, plastik, elastik ve plastik veya viskozite ve elastik gerinim özelliklerini taşıyan viskoelastik olabilir. Elastik gerinim reversibl özellik gösterir, kuvvet vektörü ortadan kaldırıldığında materyal tamamen eski şekline dönmektedir. Plastik gerinim de ise kalıcı şekil değişikliği söz konusudur. Örneğin parsiyel protezdeki kroşe kolu kuvvet karşısında plastik deformasyon gösterir, bu durumda elastik ve plastik gerinim gözlenir, kuvvet kaldırılınca sadece elastik gerinime uğrayan bölge eski haline döner (107).

Materyallerin kuvvete karşı verdiği stres ve gerinim cevaplarını grafiğe dökerek olursak bize stres-gerinim eğrisini verir. Materyallerin mekanik özelliklerini karşılaştırmak için oluşan stres ve gerinim değerlerinin belirtilmesi önemlidir.

2.8.5) Elastisite Modülü (Young Modülü)

Gerilimin (stres) gerinime oranıdır. Kuvvet uygulandığında materyalde oluşan elastik şekil değiştirmesinin ölçüsüdür ve gerilim-gerinim grafiğinde lineer ve elastik kısmın eğiminden ölçülür. Materyalin sertlik derecesini belirtir, elastisite modülü yüksek olan materyallerin deformasyona direnci artmaktadır. Gerilim-gerinim grafiğindeki eğimden materyalin sabit sertlik derecesini belirttiği için uzunluk ve kalınlık artışından bağımsız bir değerdir ve bu nedenle materyalin dayanıklılık ve esneklik değerlerini belirtmez (107).

2.8.6) Elastik Limit ve Akma Dayanımı (Yield Strength)

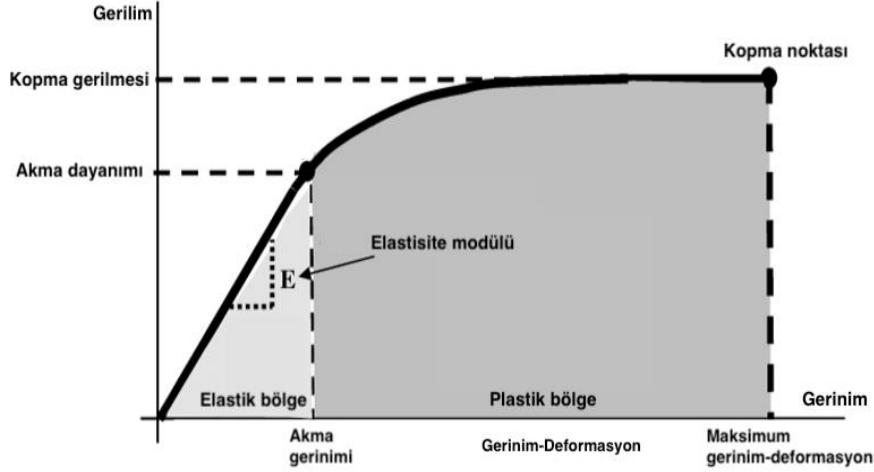
Elastik gerilme sınırları üzerinde bir kuvvet uygulandığında stres/gerinim eğrisi üzerindeki orantının bozulduğu noktayı tanımlar. Uygulanan kuvvet bu noktadan önce kaldırılırsa yapı eski haline dönebilir fakat bu noktayı aşan kuvvetler kaldırılrsa dahi kalıcı deformasyon görülmektedir (102).

Akma dayanımı (Yield strength), orantısallığın bozulduğu noktanın tespiti çok hassas yapılamadığından izafi olarak seçilen kalıcı gerinim değerindeki bir stres olarak belirlenir. Bu noktada bir miktar plastik deformasyon bulunmaktadır (102).

2.8.7) Nihai Gerilme (Ultimate Stress)

Fazla kuvvet uygulandığında materyal kopar veya kırılır, gerilim/gerinim eğrisinde bu nokta kopma gerilmesi olarak belirtilir. Baskı gerilimine karşı kırılma olursa bu nokta maksimum baskı gerilmesi, çekme gerilimine karşı oluşursa maksimum çekme gerilmesi ve makaslama gerilmesine karşı oluşursa maksimum makaslama gerilmesi adını alır.

Mine dokusu, amalgam, kompozit gibi kırılabilen materyaller baskıya çekmeden daha dayanıklıdır (102).



Şekil 11. Gerilim-Gerinim grafiği

2.8.8) Poisson Oranı

Bir cisme aksiyal kuvvetler uygulandığında cismin hem eninde hem de boyunda deformasyon oluşur örneğin çekme kuvveti uygulandığında bir cisim uzar ve inceler (107). Uygulanan kuvvete bağlı materyalin enindeki (transversal) büzülme veya genişleme geriniminin, boydaki (aksiyal) uzama gerinimine oranına ‘Poisson Oranı’ denir (Eşitlik 3).

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

Çekilebilir özelliği olan materyallerde bu oran büyür. Her iki gerinim değeri birimsiz olduğu için Poisson oranı da birimsizdir. Çoğu materyal için 0-0,5 arasında bir değer olan poisson oranı, -1’den az ve 0.5’den büyük bir değer olamaz. Mükemmel izotropik elastik bir malzeme için poisson oranı 0,25 olarak kabul edilir (111).

2.8.9) Hooke Kanunu

Hooke Kanunu, malzemelerin birim uzama miktarı ile elastik deformasyonundan gerilimin hesaplanması esasına dayanmaktadır. Bu kanuna göre, gerilme, birim uzama ile doğru orantılıdır. Kuvvet ne kadar ise uzama da aynı oranda o kadar olur. Hooke Kanunu ‘Eşitlik 4’ denklemleri hesaplanarak bulunur (108).

$$\text{Malzeme gerilimi} (\sigma) = \text{Birim uzama} (\epsilon) \cdot \text{Malzemenin Elastisite Modülü} (E) \quad (\text{Eşitlik 4})$$

2.8.10) İzotropik, Anizotropik, Homojen Cisim

Homojen cisim her bölgesinde uniform özellik gösteren materyallerdir. Metaller, alaşımlar, seramikler homojen materyaller arasına girer.

Aksiyal, lateral ve diğer tüm yönlerde aynı fiziksel ve mekanik özellikler gösteren cisimlere ise izotropik, farklı özellikler gösteren materyallere anizotropik madde denir. İzotropik cisimlerdeki kimyasal bağlanma uniform ve her yerde aynı özellik gösterirken, anizotropik materyalin molekülleri arasında farklı ve değişken kimyasal bağlanma söz konusudur (112).

Çoğu araştırmada kullanılan modeller izotropik özellikte kabul edilmiştir, izotropik olmayan yapılar günümüz teknikleriyle ölçülememektedir (113).

2.9) Kuvvet Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde biyolojik yapılarda ve materyallerde oluşan gerilimlerin belirlenmesi ve mekanik dayanıklılıklarının artırılması amacıyla çeşitli gerilim analiz yöntemleri kullanılmaktadır (114). Bu yöntemler;

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

2.9.1) Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntemde, sentetik rezin içerisine yerleştiren incelenecek olan yapıda yükleme ile oluşan gerilme polarize ışık ile görünür hale gelir ve cisme ait gerilme dağılımı ve şiddeti tespit edilir. Analiz için kullanılacak cisim çift kırınım özelliğine sahip olmalıdır. Cisim çift kırınım özelliğine sahip değilse cismin iki ya da üç boyutlu modeli çift kırınım özelliğine sahip materyallerden üretilir ya da cisim bu özelliğe sahip bir materyal ile kaplanır (115). Bu yöntemde incelemeler düz modellerle sınırlı kalır, optik çözünürlük sınırlıdır ve modelde kullanılan sentetiklerin materyal özellikleri orijinal yapılara tam uygunluk göstermez (116).

2.9.2) Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi

Gerinim ölçer analizi, elektrik direnci ve gerinim ölçüm aygıtları ile mikro gerinimlerin ölçülmesini sağlayan bir tekniktir. Gerinim ölçerler yardımıyla belirli malzemeler kuvvete maruz kaldıklarında elektrik dirençlerinde oluşan değişiklik ile yapı içinde oluşan gerilim miktarı belirlenir ve uygulanan kuvvet sonucu oluşan şekil değiştirme, deformasyon ölçülür (117). Gerinim ölçerler, hafif deformasyon altında, akımlarında oluşan direnci değiştirirler ve yakalanan elektrik sinyali bir veri toplama kartına gönderilir, daha sonra bu veriler dijital sinyale dönüştürülür ve bilgisayar tarafından okunur. Göstergeler, gerilime maruz kalan herhangi bir nesnenin deformasyonunu kesin olarak kaydedebilir (8). Statik ve dinamik yükleme altında hem in vivo, hem in vitro ölçüm yapılmasını sağlar. Gerinim ölçerin kullanımı, boyutları nedeniyle küçük objelerde sınırlıdır ve farklı güçler altında benzer gerinim sonuçları ölçebilir.

2.9.3) Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi

İncelenecek yapı üzerine vernik malzemesi homojen şekilde püskürtülür ve model fırınlanarak sertleşmesi sağlandıktan sonra istenilen yönde ve şiddette model üzerine kuvvet uygulanır. Verniğin gerilme direnci üzerine çıkan gerilmeler sonucu oluşan çatlakların sıklığı kuvvetin yoğunlaştığı bölgeleri gösterir ve bunun dışında kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir. Hazırlanan modelin çatlatıldıktan sonra tekrar kullanılamaz hale gelmesi ve canlı dokular üzerinde uygulanamaması bu yöntemin dezavantajlarıdır (114).

2.9.4) Holografik İnterferometri (Lazer Işınlı) ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Lazer ışını kullanılarak holografik film üzerine modelin üç boyutlu görüntüsünün kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Deformasyon miktarı görünür ışık saçakları şekline dönüştürülerek tespit edilir (114). Aynı örneğin tekrar incelenebilir olması, orijinal büyüklükteki cisimler üzerine direkt uygulanabilmesi, dış etkenlerin materyalde meydana getirdiği değişiklikleri gözlemleyebilmesi bu yöntemin avantajları içerisinde yer alırken, sadece dış yüzeyde inceleme yapılması, cismin istenmeyen hareketi sonucu oluşan saçakların holografik değerlendirmeyi engellemesi dezavantajlarıdır (118).

2.9.5) Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Lord Kelvin tarafından bulunan bir prensibi esas almaktadır. Bu prensibe göre; homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde, ısıda oluşan periyodik

değişiklikler materyalin ilgili noktasındaki asal gerilmelerin toplamı ile doğrudan orantılıdır (119).

2.9.6) Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu metot birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısız transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Gerinim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet verir ve bu durum radyotelemetrenin frekansını etkileyip sonuçları oluşturur. Bu yöntemin avantajı, veri iletiminde ara malzeme olarak herhangi bir kablo kullanılmamasıdır. Dezavantajları arasında, termal ve mekanik yorulma sonuçlarının dental malzemelerde oluşturduğu etkilerinin incelenememesi ve canlı dokularda oluşan gerilim dağılımlarının değerlendirilememesi yer alır (118, 119).

2.9.7) Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi yöntemi kompleks geometriye sahip yapıları küçük elemanlara bölerek analitik çözümleme yapılmasını sağlayan bir yöntemdir (7). Bu yöntemin kökeni 1909'da Ritz tarafından tanımlanan numerik analiz metodudur. 1960 yılında ilk olarak havacılık ve uçak mühendisliği için geliştirilmiştir ve yıllar boyu birçok farklı mühendislik dallarında kompleks problemlere kesin çözümler bulmak için kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde ise ilk olarak Ledley ve Huang matematiksel bir diş modeli geliştirmişlerdir. İmplantolojide 1973'te Tesk ve Widera tarafından yapılan ilk çalışmada implant çevresi kemikte oluşan gerilim değerleri incelenmiştir (5). Bir kez bilgisayar programı yazıldıktan sonra sadece giriş datasını değiştirerek birçok probleme çözüm sağlaması, bu metodun zamanla mühendislik dallarının yanı sıra ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, estetik cerrahi gibi tıp dallarındaki ve diş hekimliğindeki popüleritesini arttırmıştır (120).

Bu yöntemde modelin çizgisel, iki veya üç boyutlu analizleri yapılabilmektedir fakat üç boyutlu analiz yöntemi simetrik olmayan anatomik yapılarda daha gerçekçi sonuçlar verdiğinden diş hekimliğinde daha çok tercih edilmektedir (121).

Sonlu elemanlar analizi üç temel aşamada gerçekleşir (122):

- Hazırlık aşaması (Pre-processing): Bu aşamada manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi görüntülerinin bilgisayar yazılımına aktarılması veya bilgisayar destekli dizayn (Cad/Computer-Aided Designing) ile, iki veya üç boyutlu model hazırlanır, modellenen yapı eleman adı verilen geometrik parçalara bölünerek ağ yağısı

oluşturulur, materyal özellikleri (elastik modülü ve poisson oranları), yükleme koşulları ve sınır koşulları belirlenir.

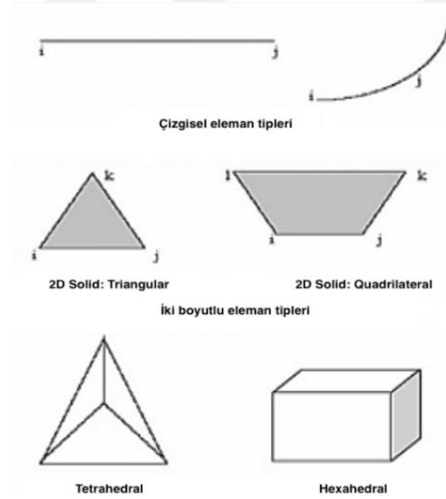
- Çözümleme (Processing): Bilgisayar yazılımı ile yazılım formülasyonları, ters çevirme, çarpma ve çözümleme gibi hesaplamaların yapıldığı aşamadır.
- Sonuç işlemi (Post-processing): Sonuçlar ve doğrulamalar bu aşamada alınır.

Analiz yapılacak olan dokunun iki veya üç boyutlu katı modellemesi yapılır, elde edilen bir problemi belirten fiziksel model ‘sonlu’ boyutlarda küçük ‘elemanlara’ ayrıştırılır. Hassas sonuçların elde edilmesi için mümkün olduğu kadar fazla eleman kullanılmalıdır. Sonlu elemanlar yönteminde kullanılan eleman çeşitleri (104):

Çizgisel Elemanlar (Line Element): Düğüm noktasından oluşurlar uç, uca eklenebilirler.

İki Boyutlu Katı Elemanlar (2D Solid Elements): Yassı yüzeylerden oluşurlar, kalınlıkları sabittir.

Üç boyutlu Katı Elemanlar (3D Solid Elements): Dört veya altı yüzeyi bulunur.



Şekil 12. Eleman tipleri (Küçükkurt'tan, (104))

Model üzerinde elemanların ayrışmasıyla ‘ağ (mesh) yapı’ elde edilir. Her eleman belirli bir geometrik şekil alabilir. Elemanlar birbirlerine ‘düğüm’lerle bağlı olduklarından bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemanlara da yansır (122). Elemanın geometrisinin ve yapısal ve malzeme özelliklerinin birleştirilmesi, elemanlara etkiyen dış kuvvetler ile köşe noktalarında (düğümler) meydana gelen yer değiştirmeler arasında ilişki kurulmasını

sağlar. Tüm elemanların poisson oranları ve elastik modülü değerleri bilgisayar programına tanıtılır, bu değerler elemanların materyal özelliklerini belirler. Matematiksel modeldeki elemanlar dışarıdan bir yükleme ile materyal özelliklerine ve geometrik kenar koşullarına göre deforme olurlar bunun sonucunda düğüm noktalarında yer değiştirmeler oluşur ve bu deformite nedeni ile gerilim ve gerinimler meydana gelir. Her eleman için farklı denklemler oluşur, oluşan lineer ve lineer olmayan cebirsel denklemler bilgisayar algoritmasında kullanılmak üzere en uygun şekilde yazılır (123, 124).

Sonlu elemanlar yönteminin diğer stres analizi yöntemlerine göre pek çok avantajları bulunmaktadır (125–127). Bu avantajlar:

- Karmaşık geometriye sahip cisimler yazılımlar sayesinde gerçeğe yakın bir şekilde modellenenir.
- Her bir eleman orijinal yapının mekanik özelliklerini koruduğu için, oluşturulan matematiksel modelin herhangi bölgesinden detaylı nicel veri elde edilebilir.
- İlgilenilen bölge etrafındaki gerilme dağılımı ve yer değiştirmeleri detaylı ve doğru bir şekilde incelenebilir.
- Uygulanan kuvvetin yönü ve büyüklüğü kontrol edilebilir.
- Analiz, malzeme özellikleri, kuvvet ve geometriler değiştirilerek kolay bir şekilde birçok kez tekrarlanabilir.
- Statik ve dinamik analizlerin ikisi de yapılabilir.

Sonlu elemanlar analizi yönteminin dezavantajları (124, 127, 128):

- İyi bir bilgisayar ve yazılım bilgisi gerektirir.
- Bilgilerde, istatistiklerde ve yorumlamalarda herhangi bir hata olması, yanlış sonuçlar elde edilmesine neden olur.
- Cismin modellenmesi, yükleme şartları, malzeme özelliklerinin aktarımı ve analiz programının kullanımı araştırmacıya bağlı olduğu için hatalı sonuçlar çıkabilmektedir.
- Kas kuvvetleri gibi ağız içerisindeki doğal durumu tamamiyle oluşturmak imkansız olduğundan asıl değerleri vermekten çok gerilim farklılıklarının gösterilmesini sağlar.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma, Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Bölümü ve Simutek Mühendislik Danışmanlık Makine San. ve Tic. Ltd. Şti iş birliği ile gerçekleştirildi.

Çalışmanın amacı bilgisayar ortamında elde edilecek mandibular molar bölgede iki kısa ve iki standart implantlar arasında üç ve dört üyeli sabit bölümlü protezlerde uygulanan vertikal ve oblik kuvvetlerin oluşturduğu gerilim dağılımlarını üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile gerilme ve deformasyonlarının hesaplanıp, karşılaştırılmasının yapılmasıdır.

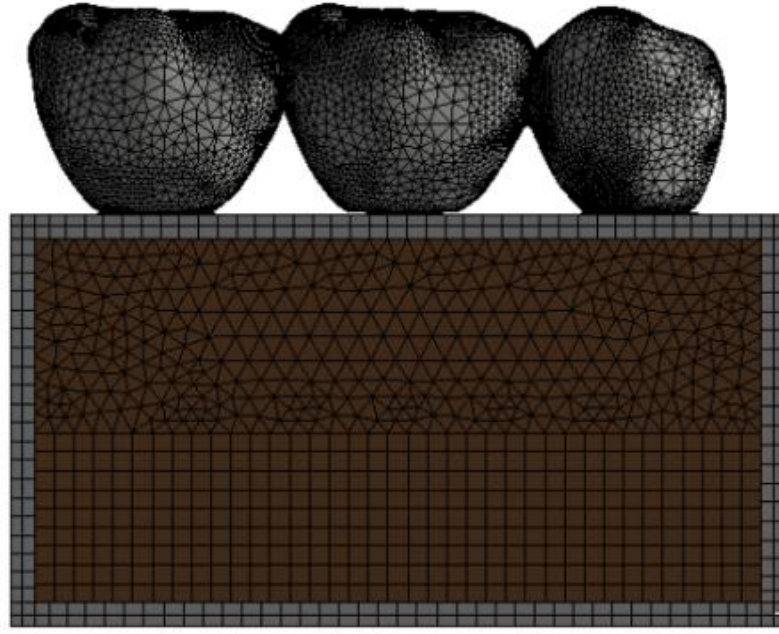
3.1. Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması

3.1.1. Alt Çene Modellerinin Oluşturulup Sayısallaştırılması

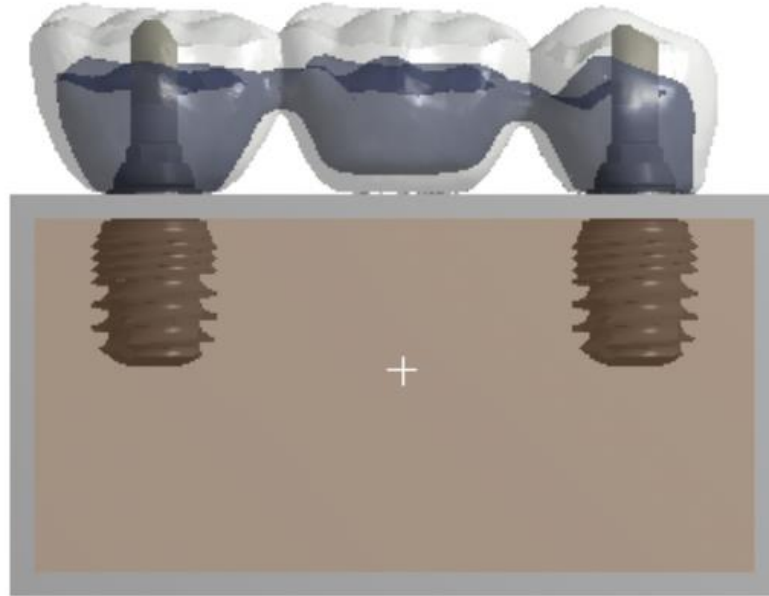
Üç boyutlu modelleme işlemi için öncelikle incelenecek alt çene kemiği ve dişlerin Medit Identica Blue (IDS Medical Equipment, HCM City, Vietnam) üç boyutlu tarama cihazı ile nokta bulutu görüntüsü alındı (Şekil 13). Nokta bulutu formatından oluşturulan 3D Modeller yüzey temizleme programı vasıtasıyla sonlu elemanlar modeline uygun formatta hazırlandı. Hazırlanan matematiksel model ANSYS 2019R2 sonlu elemanlar analizi paket programı kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 14). Analizi yapılan üç boyutlu model Şekil 15'te verilmiştir.



Şekil 13. 3 boyutlu tarama cihazı Medit Identica Blue



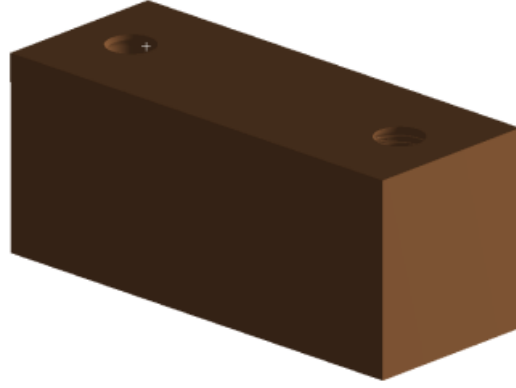
Şekil 14. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü protezi ağ yapısı oluşturulmuş model



Şekil 15. Tamamlanan model görüntüsü

3.1.1.1. Trabeküler Kemik Modelinin Hazırlanması:

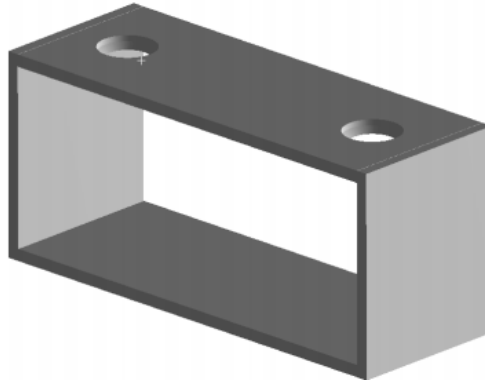
Trabeküler kemik modeli implant boyları baz alınarak ölçeklendirildi, ANSYS 2019R2 sonlu elemanlar analizi paket programına ait SpaceClaim yazılımıyla materyal özelliklerine bağlı kalınarak hazırlandı.



Şekil 16. Oluşturulan trabeküler kemik modeli

3.1.1.2. Kortikal Kemik Modelin Hazırlanması:

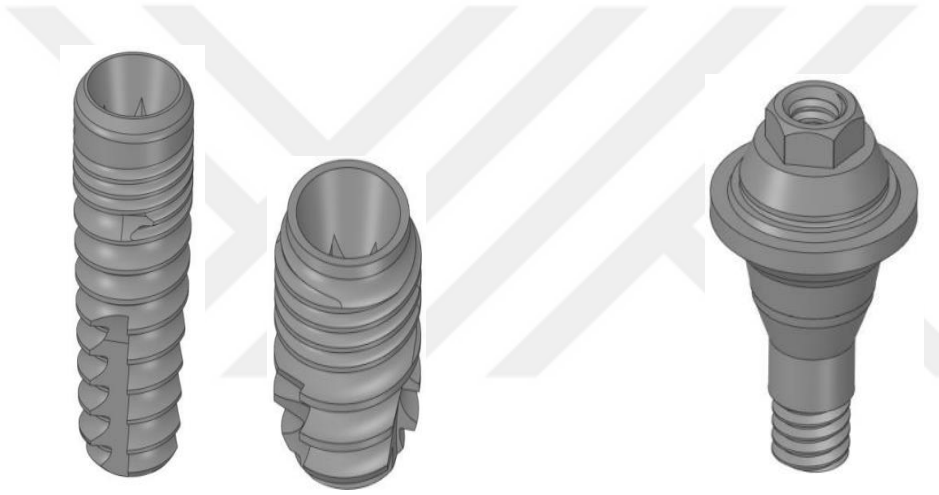
Lekholm ve Zarb'ın kemik kalite sınıflaması dikkate alınarak, bu sınıflamada yer alan kemik özelliklerine uygun olacak şekilde kortikal kemiğin kalınlığı 1 mm olarak belirlendi ve SpaceClaim yazılımında trabeküler kemik referans alınarak 1 mm dışarı kalınlık oluşturularak (offset) elde edildi. Modeldeki eleman-düğüm sayısını azaltmak amacıyla alt çene modelinin yalnızca dişsiz premolar ve molar bölgesi kullanıldı.



Şekil 17. Oluşturulan kortikal kemik modeli

3.1.2. İmplant ve Abutmentlerin Modellenmesi

Çalışmamızda standart ve kısa boylu implant modelleri için Bioinfinity markasına (Avrupa İmplant, Türkiye) ait implant modellerinin, abutmentlerin ve bağlantı vidasının üretici firma tarafından Siemens NX programı ile üç boyutlu çizimleri yapıldı, görselleri oluşturuldu. Kronlar ve abutment arası retansiyon, bağlantı vidası ile gerçekleştirildi. Standart boy implantlar için 12 mm uzunluğunda, kısa implantlar için 6 mm uzunluğunda implant görüntüleri elde edildi, implantların ikisi için de 4.2 mm çap kullanıldı. Ayrıca farklı parametrelerin sonucu etkilememesi amacıyla implantların yüzey özellikleri ve geometrileri aynı tutuldu.



Şekil 18. 12 mm ve 6 mm uzunluğundaki implant modelleri

Şekil 19. 12 mm ve 6 mm uzunluğundaki implantların abutment modelleri

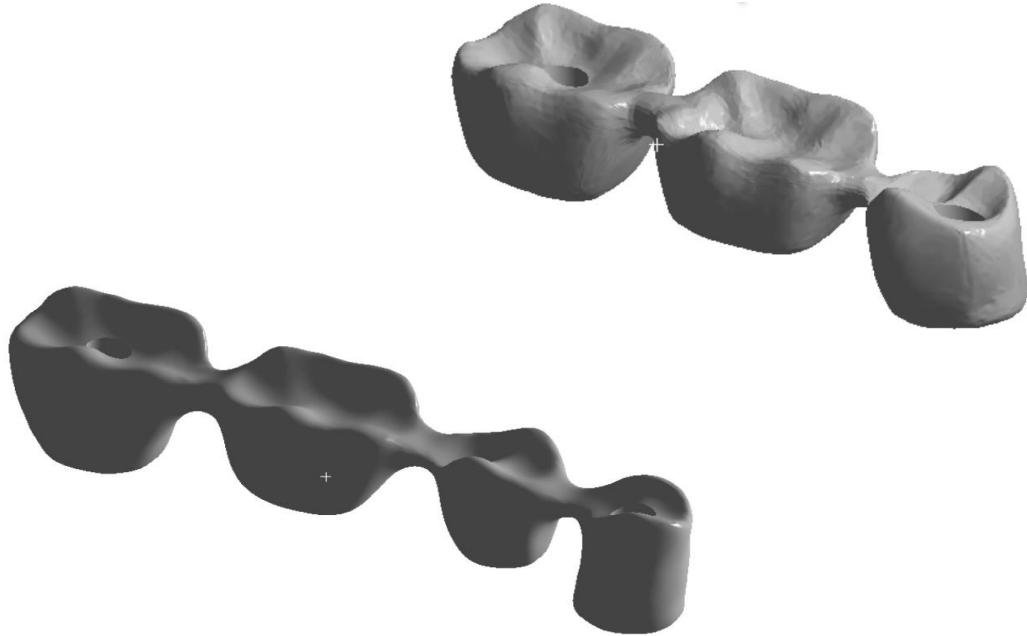


Şekil 20. Bağlantı vidası modeli

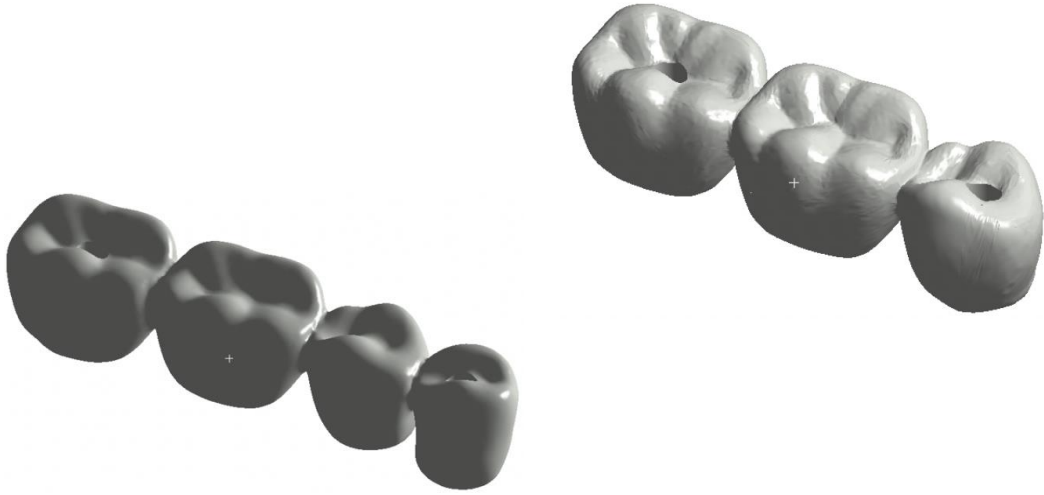
3.1.3. Seramik Üst Yapı ve Krom-Kobalt Alt Yapı Modellerinin Oluşturulması

Üst yapının oluştuğu seramik kronların görüntüleri için Medit Identica Blue (IDS Medical Equipment, HCM City, Vietnam) üç boyutlu tarama cihazı ile nokta bulutu görüntüsü alınan alt çene premolar ve molar dişler, nokta bulutu datası olan stl formatına dönüştürüldü ve yüzey ANSYS yüzey temizleme programı SpaceClaim vasıtasıyla '.iges' formatına çevrilip geometrik düzeltmeleri yapıldı, sonlu elemanlar modeline uygun formatta hazırlandı.

Kronların alt yapıları için Cr-Co dayanak destek modeli seramik kron yapısının 1 mm içeri offset edilmesiyle oluşturuldu. Elde edilen bu kopingler gövde alt yapıları ile birleştirilirken bağlantılardaki köşeler yuvarlatıldı ve kontakt bağlantı alanı yaklaşık 9 mm² (3mm x 3 mm) yapmaya özen gösterildi. Katı modelleri elde edilen seramik üst yapılar, daha önce elde edilen Cr-Co alt yapısı ve implant abutmentleri ile birleştirildi. Metal ve seramik yapılarda destek dişlerin kronlarının oklüzal yüzeyinde vida girişi açıldı. Retansiyon, bağlantı vidası ile sağlandı ve vida girişini kapatmak için kompozit rezin kullanıldı. Seramik yapının materyal özelliklerine bağlı kalındı ve seramik kalınlığının Cr-Co alt yapı üzerinde 1-1.5 mm kalınlık oluşturulmasına dikkat edildi.



Şekil 21. Sabit bölümlü protezin üç üyeli ve dört üyeli Cr-Co alt yapı modelleri



Şekil 22. Sabit bölümlü protezin üç üyeli ve dört üyeli seramik üst yapı modelleri

3.2. Kullanılan Eleman Tipi, Eleman ve Düğüm Noktası Sayısı:

İmplant modelinin boyutlarını göz önüne alarak fazla eleman yaratmak daha gerçekçi sonuçlar vereceğinden mümkün olduğunca fazla eleman yaratılmaya çalışıldı. Eleman yapısı Solid187 tetrahedral elemanlardan oluşturuldu ve toplam eleman sayısı 912289 olarak ayarlandı. Üç boyutlu montaj modelini oluşturan parçaların eleman dağılımları Tablo 1’de görülmektedir.

Tablo 1. Kullanılan eleman ve düğüm noktası sayısı

Parça Adı	Eleman Sayısı	Düğüm Noktası Sayısı
Kortikal Kemik	9990	56583
Trabeküler Kemik	349103	517148
Kron	166283	257115
Abutment	122261	180784
İmplant	142968	220212
Cr-Co Alaşım	88779	136331
Bağlantı Vidası	21523	35007
Kompozit Rezin	11144	11504

3.3. Materyal Özellikleri

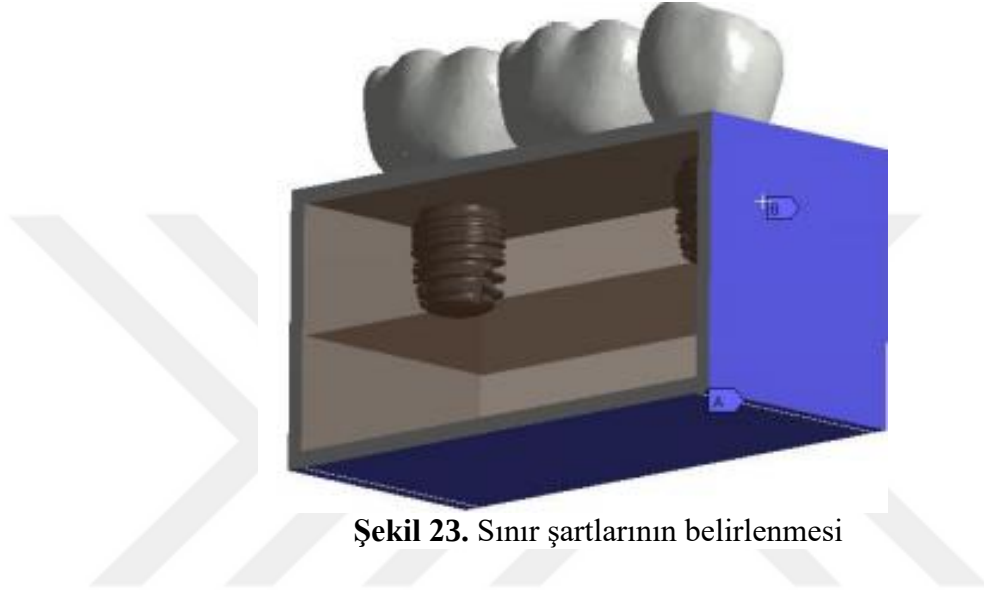
Çalışmada kullanılan tüm malzemeler homojen, izotropik ve lineer özellikte olduğu, tüm yapıların %100 kontakta olduğu ve implantların kemik yapı ile %100 osseointegre olduğu kabul edildi. Modellerde kullanılan yapıların fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal değerleri (elastik modülü ve poisson oranı) gerilim dağılımını etkileyeceğinden yazılıma yapıların Tablo 2 'de gösterilen materyal değerleri tanıtıldı.

Tablo 2. Materyal Özellikleri

Bileşenler	Malzeme	Elastik modülü (GPa)	Poisson Oranı	Kaynak
Kortikal Kemik	Tip 3	13.7	0.3	(129–131)
Trabeküler Kemik	Tip 3	1.37	0.3	(129–131)
Kron	Feldspatik seramik	82.8	0.35	(129, 131)
Abutment	Ti-6Al-4V	110	0.35	(132)
İmplant	Ti-6Al-4V	110	0.35	(132)
Bağlantı Vidası	Ti-6Al-4V	110	0.35	(132)
Alt yapı Materyali	Cr-Co	218	0.35	(130)
Kompozit	Kompozit Resin	7	0.20	(133)

3.4. Sınır Şartları

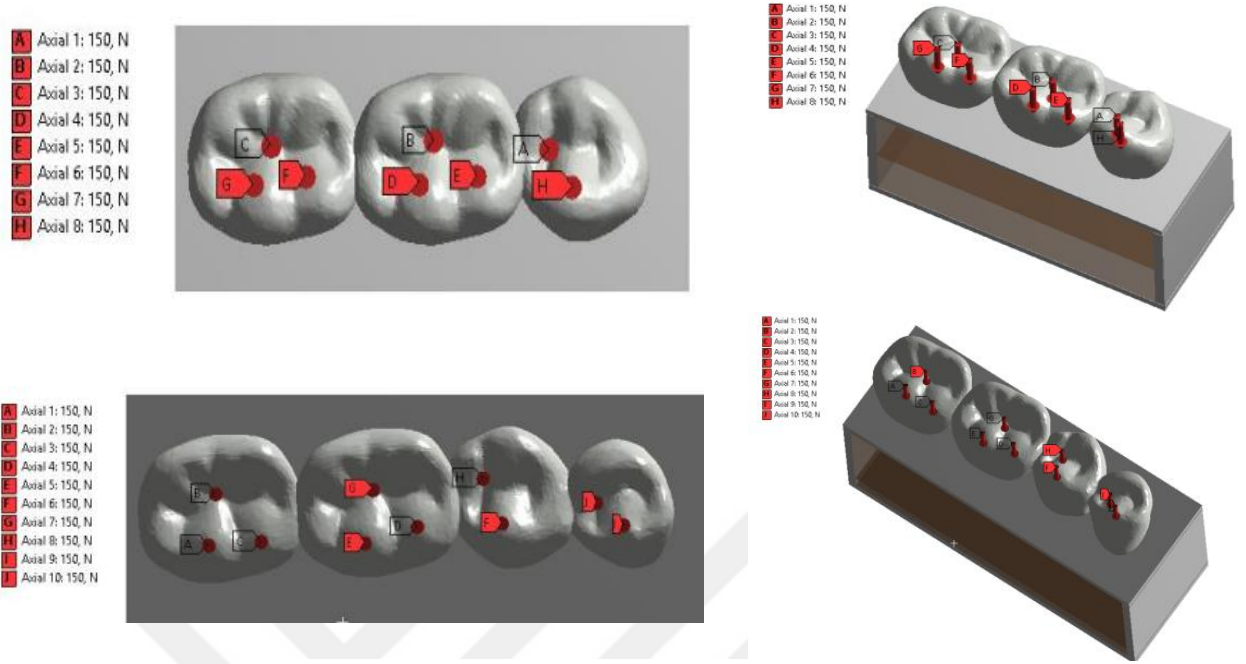
Çalışmada matematiksel model gerçek koşullara en yakın şartları sağlamak amacıyla kas bağlantılarının olduğu kemik modelin tabanı ve yanıl yüzeylerinden serbestlik verilerek sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlendi. Ayrıca tüm yapıların %100 kontakta olduğu varsayıldı.



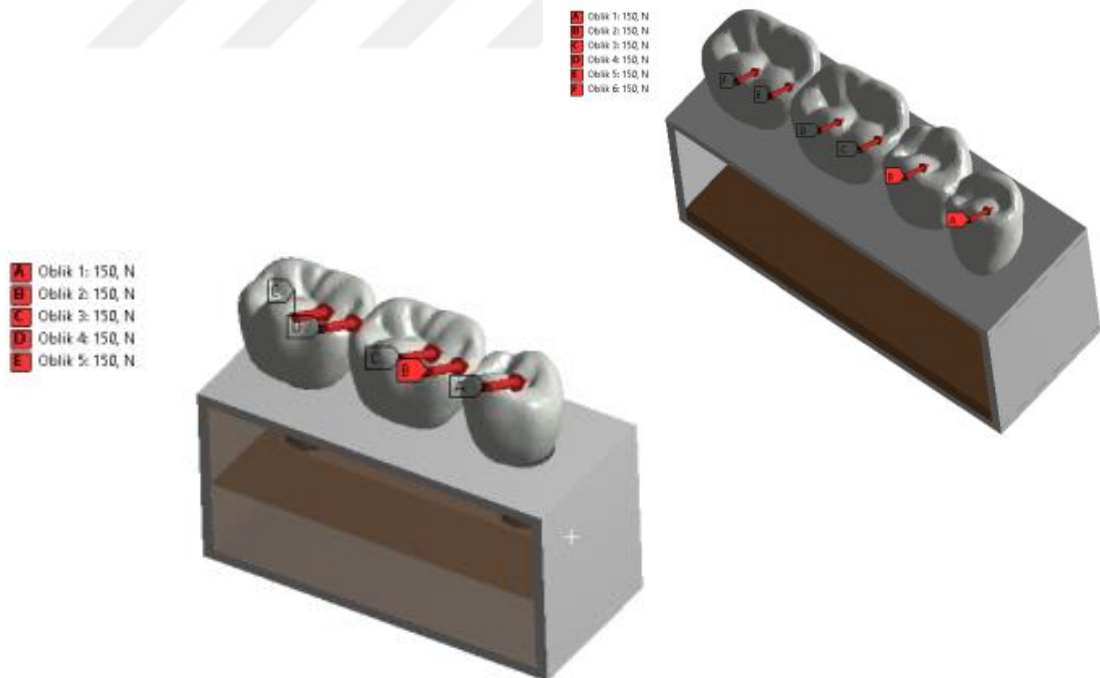
Şekil 23. Sınır şartlarının belirlenmesi

3.5. Yükleme Koşulları

Çalışmada protetik yapıya oblik ve vertikal olarak iki farklı yönde farklı büyüklükte kuvvet uygulandı. Vertikal yüklemede tek dişe bir diş temasını sağlamak için tüberkül-fossa ilişkisi temel alındı. Buna göre fonksiyonel tüberküllerin karşıt dişin santral fossalarına gelen noktalar belirlendi buna göre her noktadan aynı ve 150 N uygulandı, bu değer her premolar diş için 300 N, her molar dişler için ise 450 N olarak belirlendi. Oblik olarak ise dinamik oklüzyon esas alınarak alt dişlerin fonksiyonel tüberkül tepelerine bukkal-lingual 30 derece olacak şekilde her noktadan 150 N, her premolar için 150 N, her molar için 300 N kuvvet uygulandı. Her diş için uygulanan kuvvetler ve temas noktaları 3 üyeli ve 4 üyeli implant üstü sabit protezlerde aynı olarak seçildi. Kuvvetlerin uygulama noktaları şekil 24 ve şekil 25'te gösterilmiştir.



Şekil 24. Vertikal kuvvetlerin uygulanması

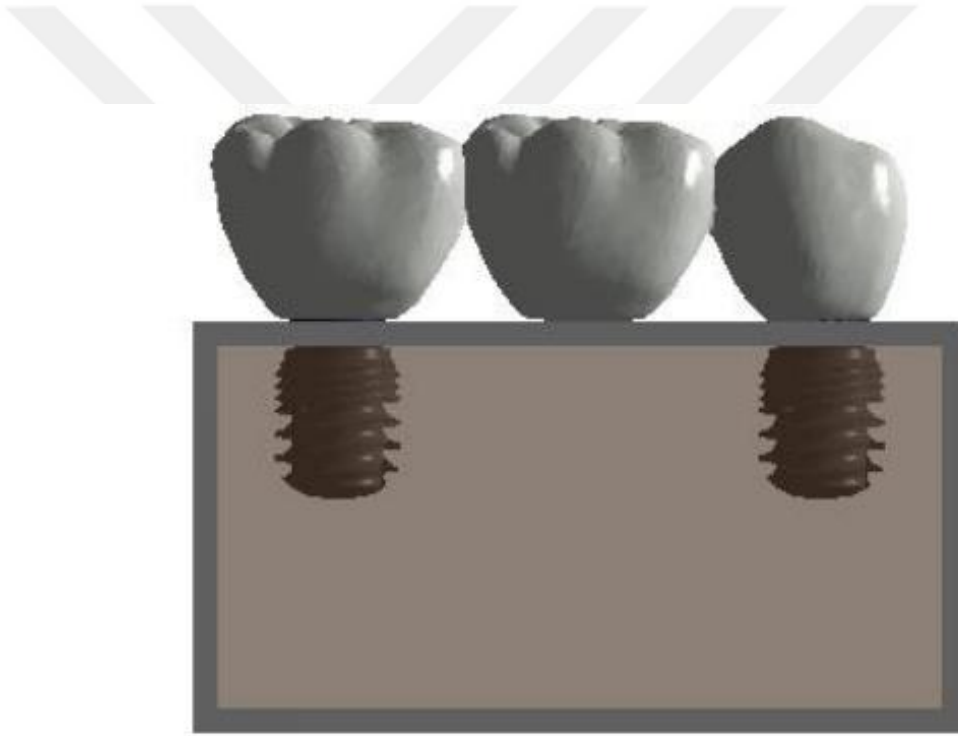


Şekil 25. Bukkolingual yönde 30° açılı oblik kuvvetlerin uygulanması

3.6. Sonuçların Elde Edilmesi

Çalışmamızda dört ayrı model elde edildi, sekiz ayrı sonlu elemanlar analiz yapıldı. Uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte maksimum ve minimum asal gerilme değerleri, implantlarda, abutmentlerde, bağlantı vidasında, krom-kobalt alt yapıda ve seramik üst yapıda Von Mises değerleri incelemeye alındı.

Sonlu eleman stres analizinde oluşan gerilim değerleri varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar ile oluştuğundan istatistiksel analiz yapılamamaktır. Elde edilen gerilim değerleri üye sayısına göre karşılaştırılmalı olarak değerlendirildi ve karşılaştırmayı kolaylaştırmak için, her gerilim değerinin farklı renklerle gösterildiği bir değer skalası tanımlandı.



Şekil 26. Analize hazır hale getirilmiş model

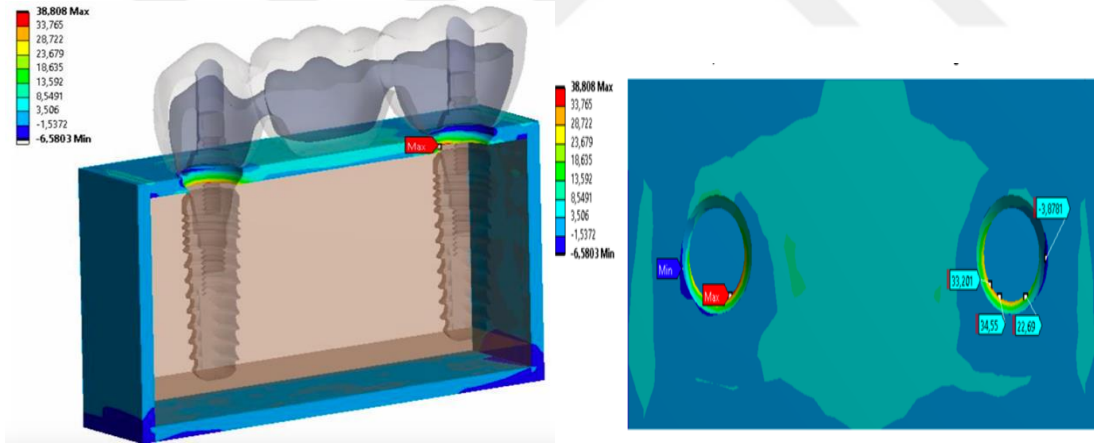
4. BULGULAR

4.1. Vertikal Kuvvet ile Oluşan Gerilme Değerleri

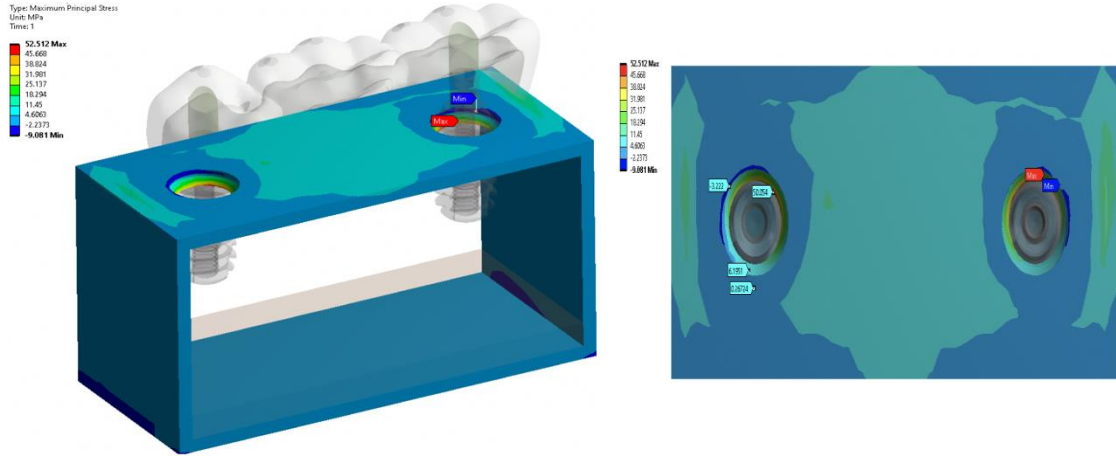
4.1.1. Üç Üyeli Sabit Bölümlü Protezdeki Gerilme Bulguları

4.1.1.1. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

Vertikal yükleme sonucunda kortikal kemikte iki kısa implantla desteklenen üç üyeli sabit bölümlü protezde maksimum asal gerilme değeri standart implantta yüksek ve her iki implant uzunluğunda da 2. molar implantın bukkalinde oluşmuştur. İki standart implant destekli sabit bölümlü protezde vertikal yükleme sonucunda, kortikal kemikte oluşan en yüksek maksimum asal gerilme değeri, ikinci molar implantın bukko-servikal bölgesinde 38,808 MPa'dır. 2. premolar implant çevresinde ise alınan referans noktalar içerisinde en yüksek maksimum asal gerilme değeri 34,55 MPa'dır. İki kısa implant destekli sabit bölümlü protezde, kortikal kemikte gerilme yoğunlaşması aynı şekilde implant servikalini saran bukkal bölgede ve 2. molar etrafında 52,512 MPa'dır. 2. premolar implant çevresinde maksimum asal değer aynı şekilde implantın bukko-servikalinde ve 50,054 MPa'dır.



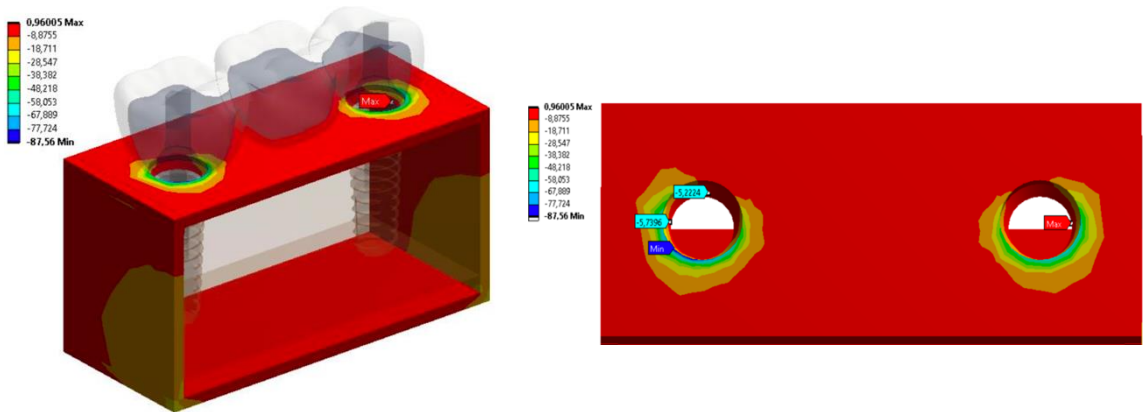
Şekil 27. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonuç kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı



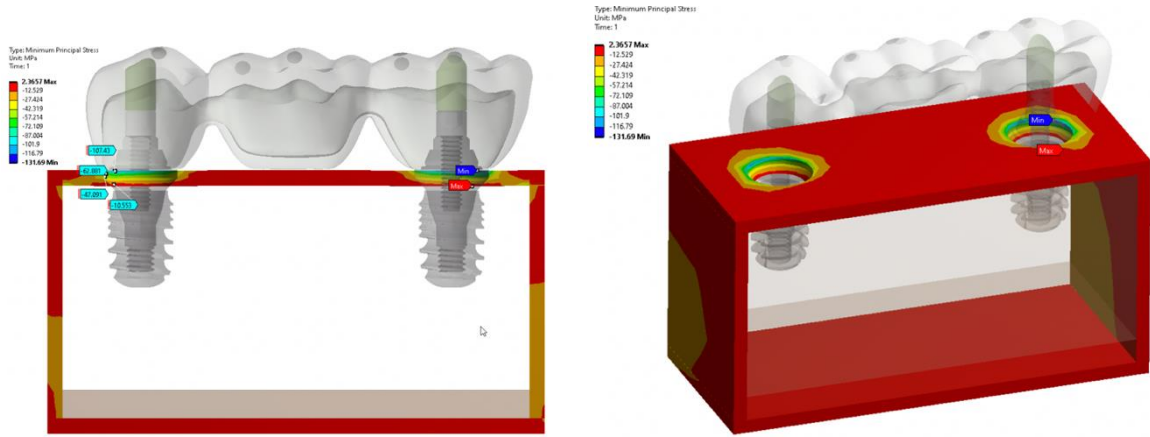
Şekil 28. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı

4.1.1.2. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

Vertikal kuvvet karşısında 3 üyeye sahip modellerde, iki standart boy implantla desteklenen yapıda kortikal kemiğin minimum asal gerilme değeri kısa implant çevresinde, standart implant çevresi kemikten daha yüksek ve iki implant uzunluğunda da 2. molar implantın bukkalinde oluşmuştur. Vertikal kuvvet karşısında 3 üyeye sahip modellerde, iki standart boy implantla desteklenen yapıda kortikal kemiğin en yüksek minimum asal gerilme değeri, 2. molar implant bukko-servikal bölgesinde -87,56 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen yapıda ise en yüksek minimum asal gerilme değeri 2. molar implantın bukko-servikalinde -131,69 MPa'dır.



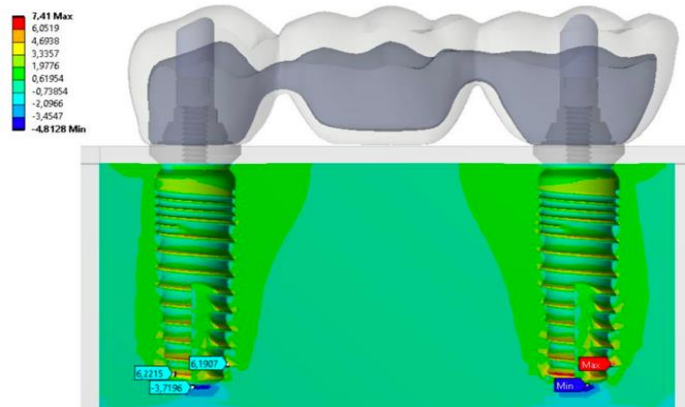
Şekil 29. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı



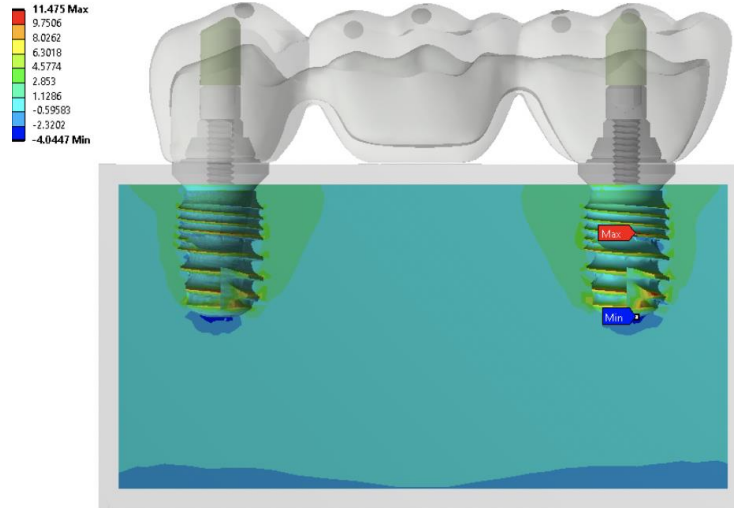
Şekil 30. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı

4.1.1.3. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

Vertikal yükleme sonucunda üç üyeli sabit bölümlü protezde, trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerinin kısa implant çevresinde standart implanttan daha fazla olduğu görülmüştür. En yüksek maksimum asal gerilme değeri iki standart implantla desteklenen modelde 2. molar implantın apikal bölgesinin çevresinde 7,41 MPa iken, 2. premolar implantın etrafındaki trabeküler kemikte ise aynı şekilde implant çevresindeki apikal bölgede 6,2215 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen modelde trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri 2. molar implant boyunun ortasında 11,475 MPa'dır.



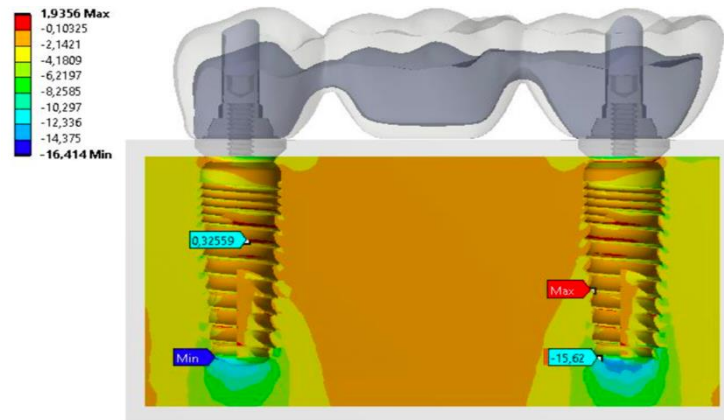
Şekil 31. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı



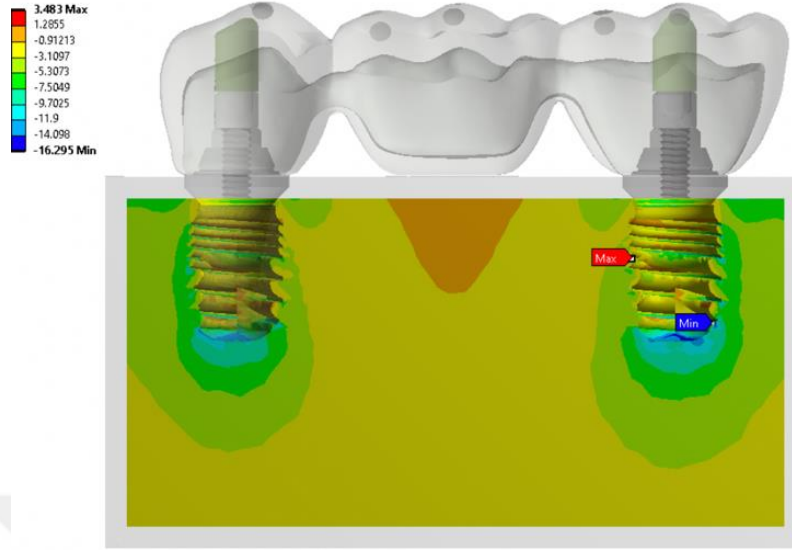
Şekil 32. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı

4.1.1.4. Trabeküler Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

Vertikal yükleme sonucunda üç üyeli sabit bölümlü protezde, trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerinin her iki implant uzunluğunda apikal bölgede ve kısa implantta daha yüksek olduğu görülmüştür. İki standart implantla desteklenen protez sisteminde trabeküler kemiğe ait en yüksek minimum asal gerilme değeri 2. premolar implant apikali etrafında -16,414 MPa'dır. 2. molar implantta oluşan en yüksek minimum asal değeri aynı şekilde apikal bölgede, ve -15,62 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen sistemde trabeküler kemiğe ait en yüksek minimum asal gerilme değeri 2. molar implant apikalinde -16,295 MPa'dır.



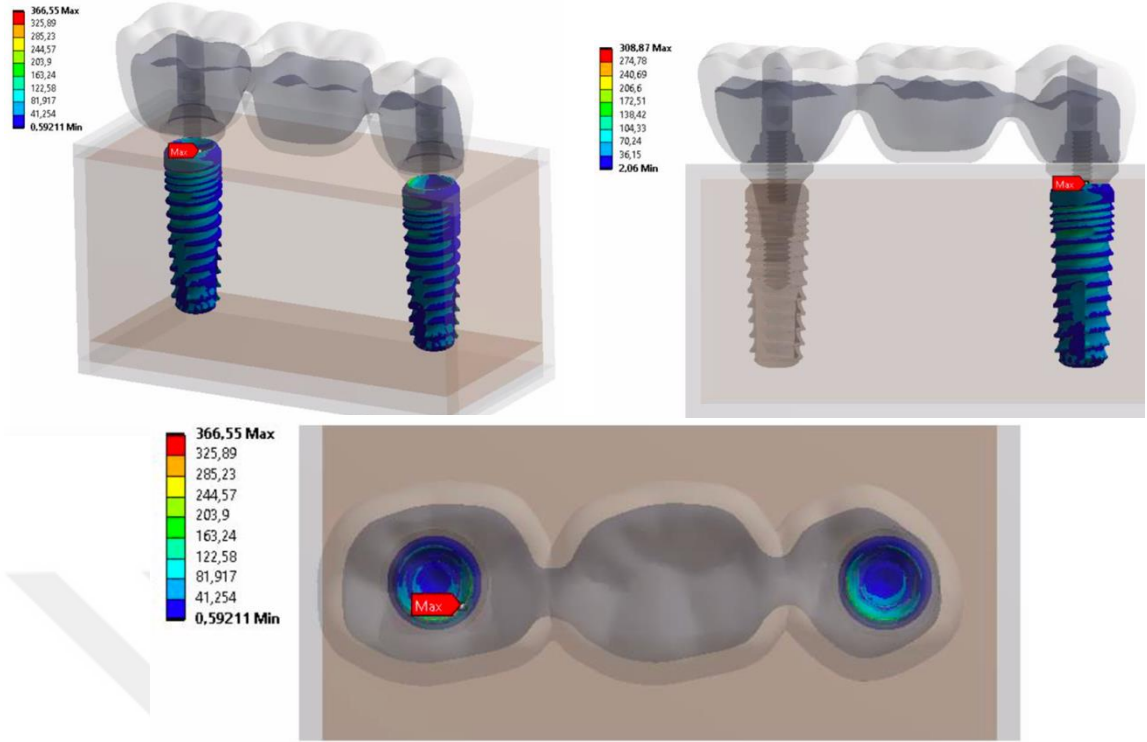
Şekil 33. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı



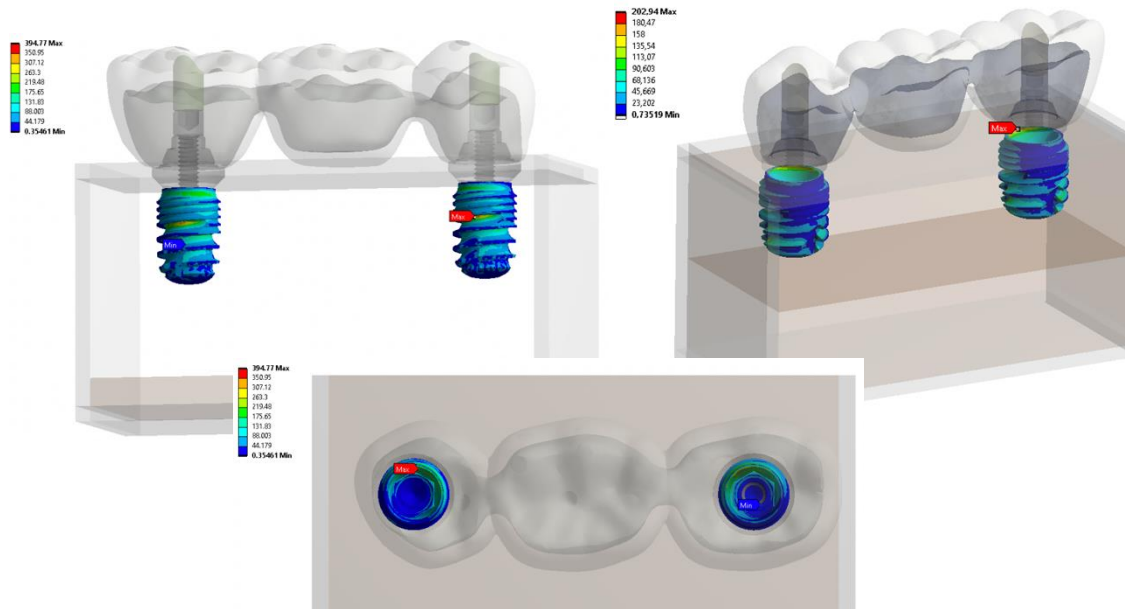
Şekil 34. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı

4.1.1.5. İmplant Çevresindeki ve Bağlantı Vidasındaki Von Mises Gerilme Değerleri

Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde uygulanan vertikal yükleme sonucu kısa ve standart implantların her ikisinde de implantın bukko-servikal bölgesinde en yüksek Von Mises değerlerinin oluştuğu görülmüştür. En yüksek Von Mises gerilme değeri kısa implantta daha yüksektir. İki standart implantta oluşan en yüksek Von Mises stres değeri, 2. molar implantın bukko-servikal bölgesinde 366,55 MPa'dır. 2. premolar implant üzerindeki en yüksek Von Mises stres değeri bukko-servikal bölgede 308,87 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen yapıda en yüksek Von Mises gerilme değeri 1. premolar implant gövdesinin orta kısmında bukkal bölgede 394,77 MPa'dır. Aynı sistemde, 2. molar implant bukko-servikal bölgesinin etrafında en yüksek Von Mises değeri 202,94 MPa'dır.

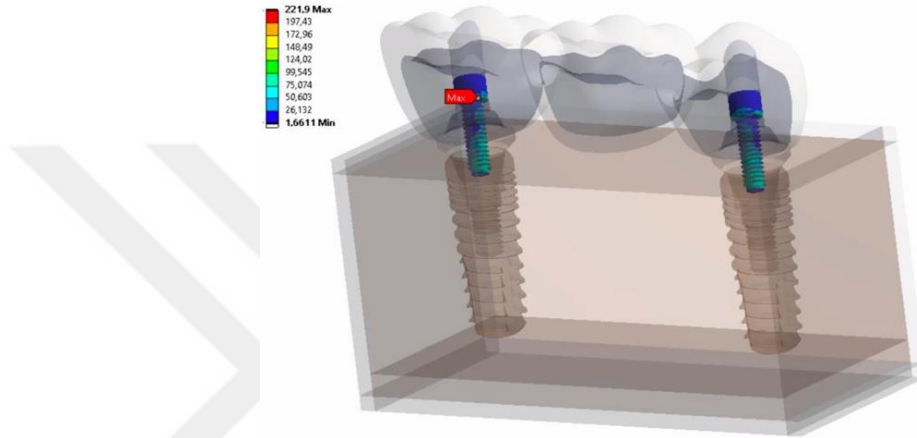


Şekil 35. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu implantlara ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

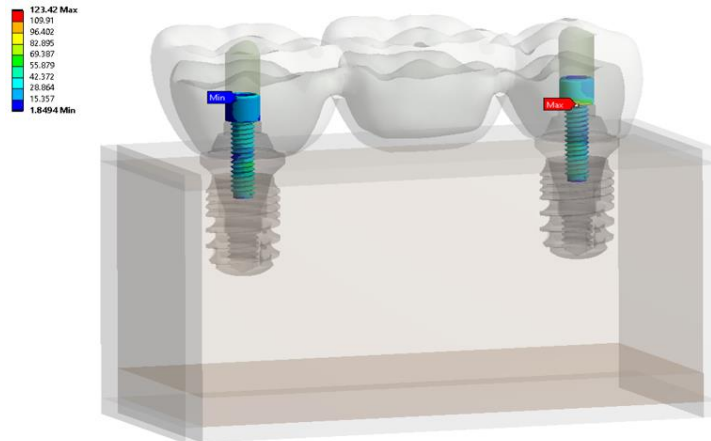


Şekil 36. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu implantlara ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

Vertikal kuvvet sonucu abutment bağlantı vidalarında en yüksek gerilme değerleri standart implantta kısa implanttan daha fazla oluşmuştur. İki standart implantla desteklenen üç üyeli sabit protezde oluşan en yüksek Von Mises gerilme değeri 2. molar implanta sahip vidanın yivlerinin başladığı bölgenin üzerinde 221,9 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen yapıda ise 2. premolar implanta ait bağlantı vidasında en yüksek Von Mises gerilme değeri aynı şekilde vidanın yivlerinin hemen üzerinde 123,42 MPa'dır.



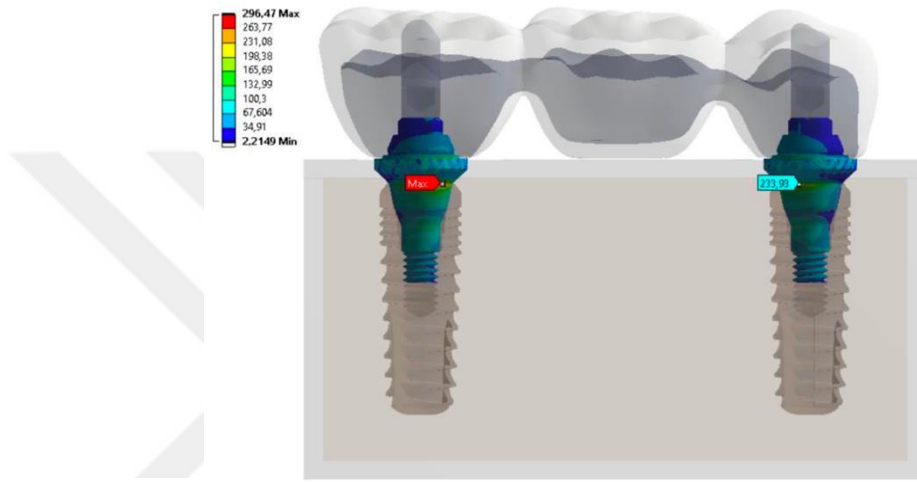
Şekil 37. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu bağlantı vidalarına ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı



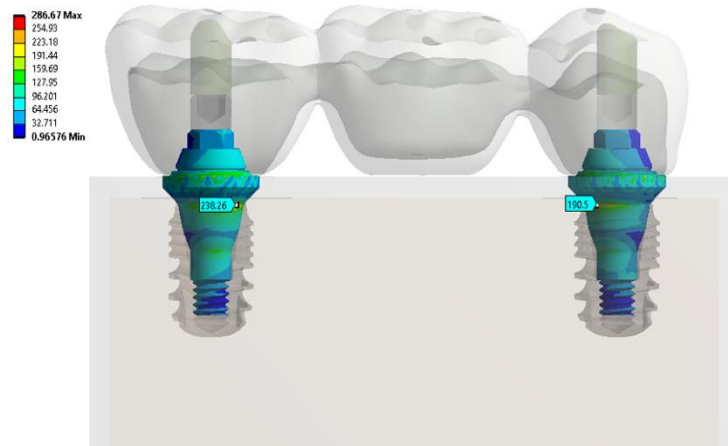
Şekil 38. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu bağlantı vidalarına ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

4.1.1.6. Abutment Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri

Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protezlerde uygulanan vertikal yükleme sonucu iki standart implantla desteklenen protezde abutment yapıda en yüksek Von Mises geril değeri, ikinci premolar abutmentin servikal bölgesinde 296,47 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen protezin abutmentlerinde en yüksek Von Mises gerilme değeri 2. molar abutment ile implantın birleştiği servikal noktada 286,67 MPa'dır.



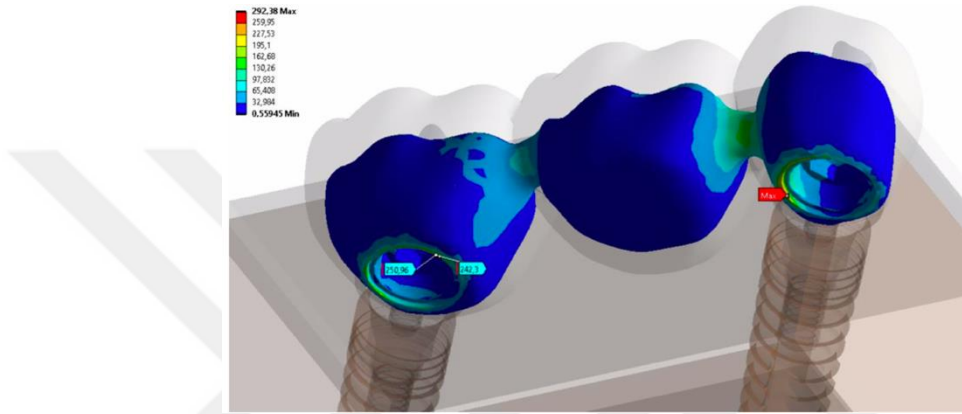
Şekil 39. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu abutmentlere ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı



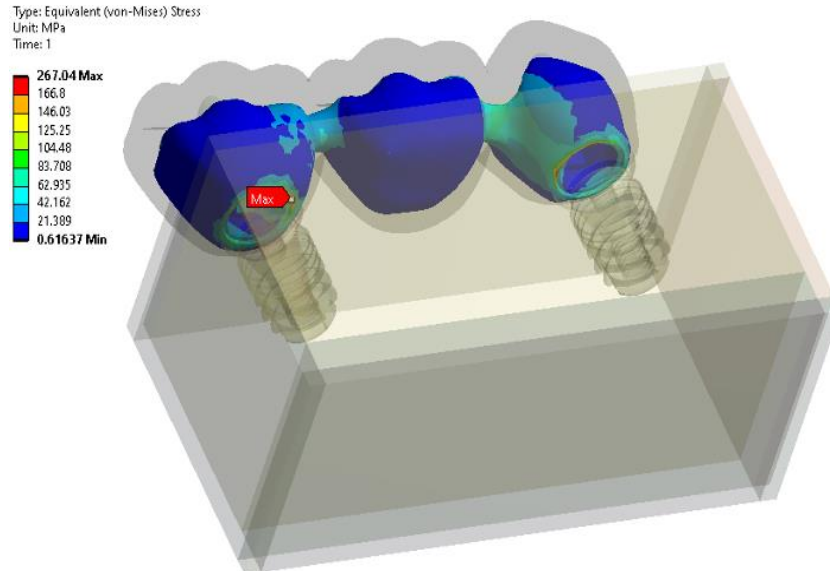
Şekil 40. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu abutmentlere ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

4.1.1.7. Krom-Kobalt Alt Yapı Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri

Oklüzal vertikal yükleme sonucunda iki standart implantla desteklenen üç üyeli sabit protezde alt yapıda kullanılan Cr-Co alt yapıda en yüksek Von Mises değeri 2. premolar kronun implantla birleştiği servikal bölgenin distalinde 292,38 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen yapıda ise 2. molar kronun abutmentle birleştiği mezio-servikal bölgede 267,04 MPa'dır.



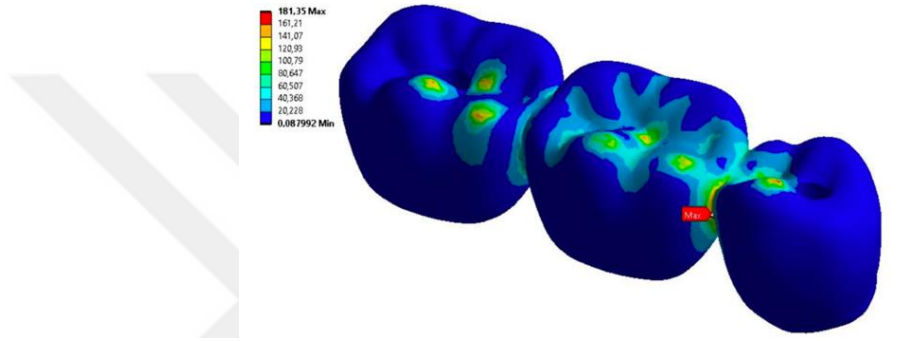
Şekil 41. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu Cr-Co alt yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı



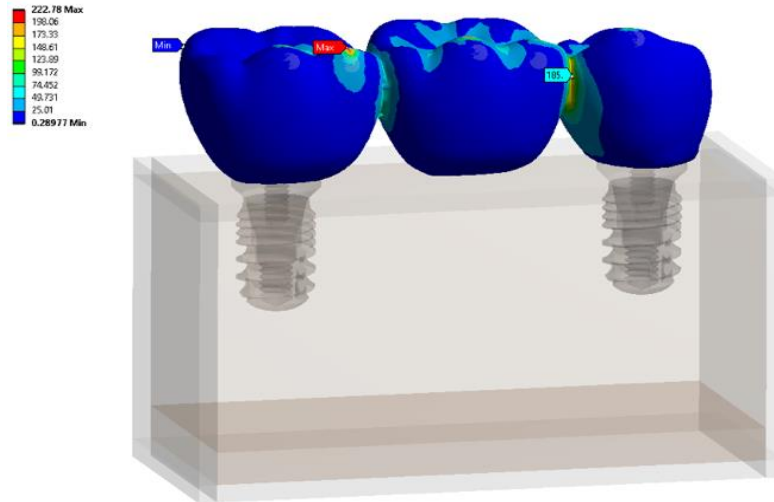
Şekil 42. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu Cr-Co alt yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

4.1.1.8. Seramik Üst Yapı Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri

Üç üyeli iki standart implant destekli sabit protezde vertikal yükleme ile seramik üst yapıda en yüksek Von Mises gerilme değeri 2. premolar ve 1. molar kronlar arasındaki kontakt bölgesinde 181,35 MPa'dır. İki kısa implant destekli sabit protezde 2. molar kronun bukkal tüberkül tepesinde 222,78 MPa'dır fakat bu bölge küçük bir nokta halinde olduğundan daha anlamlı olan gerilme yoğunlaşmasının aynı şekilde 2. premolar ve 1. molar kronlar arasında ve 185 MPa olduğu düşünülmüştür.



Şekil 43. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu seramik üst yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

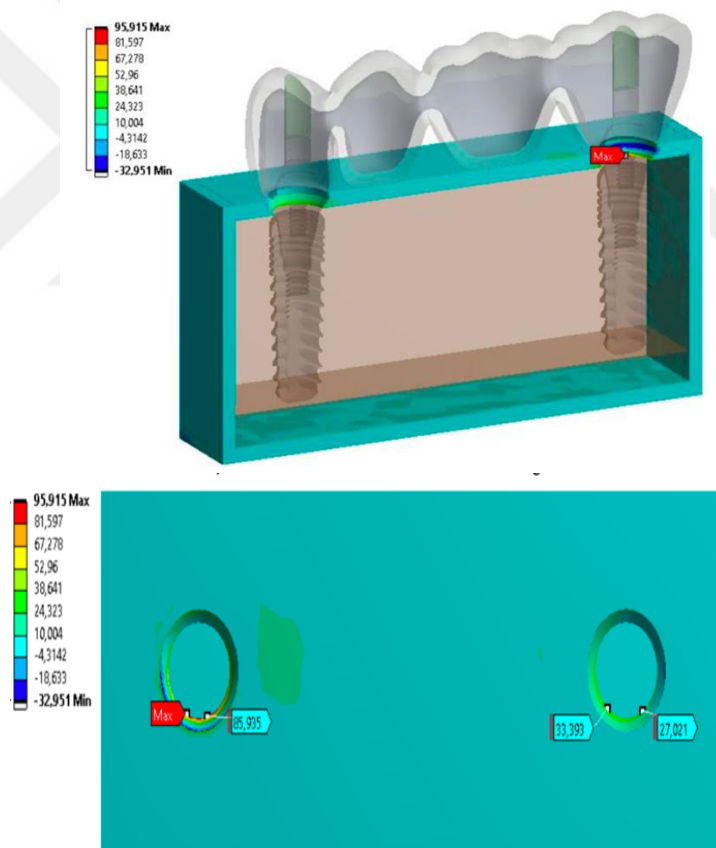


Şekil 44. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu seramik üst yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

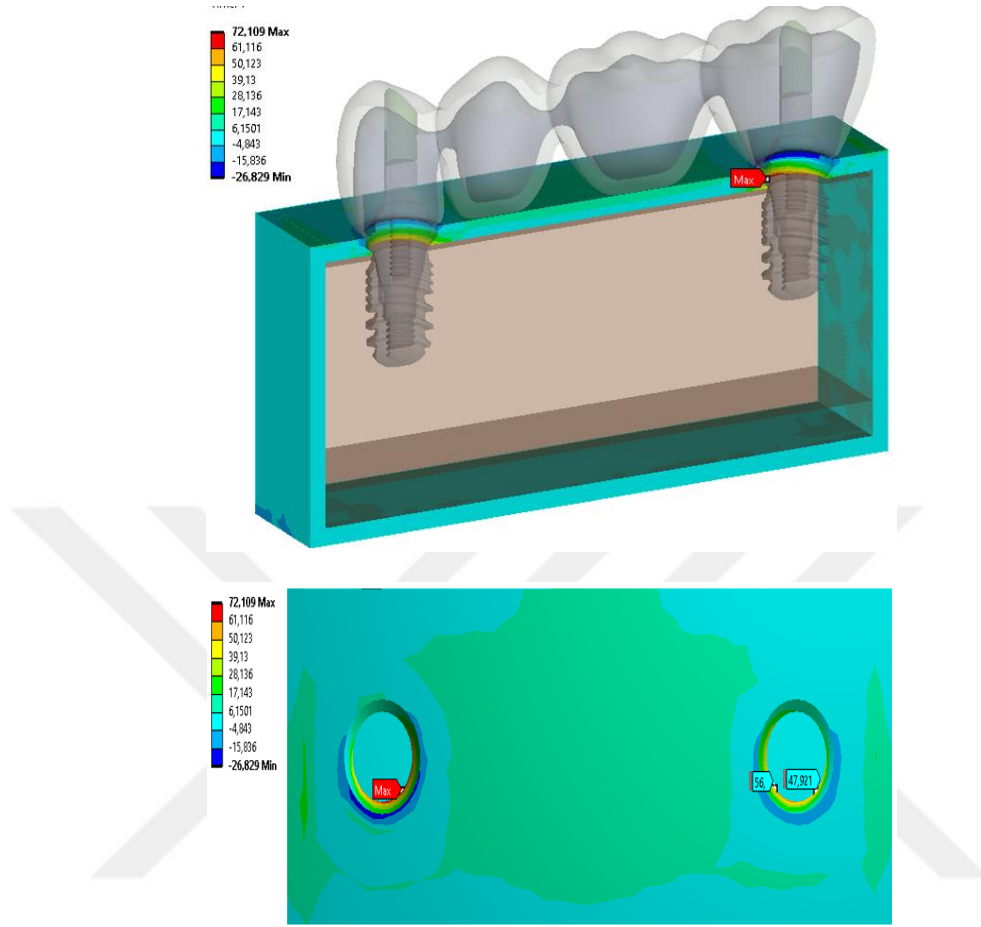
4.1.2. Dört Üyeli Sabit Bölümlü Protez Modelindeki Gerilme Bulguları

4.1.2.1. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

Vertikal yükleme sonucunda dört üyeli protezlerde kortikal kemiğe ait en yüksek asal gerilme değerleri her iki implant uzunluğunda da 2. molar kronun bukko-servikal bölgesinde ve standart implant çevresi kemikte fazla bulunmuştur. Standart implantla desteklenen yapıda en yüksek değer 2. molar implantın bukko-servikal bölgesinde 95,915 MPa'dır. Bu değer 1. premolar implant çevresinde 33,393 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen protezde kortikal kemiğe ait en yüksek asal gerilme değeri 2. molar implantın bukko-servikalinde 72,109 MPa'dır. 1. premolar implant çevresinde gösterilen en yüksek asal gerilim değeri 56 MPa'dır.



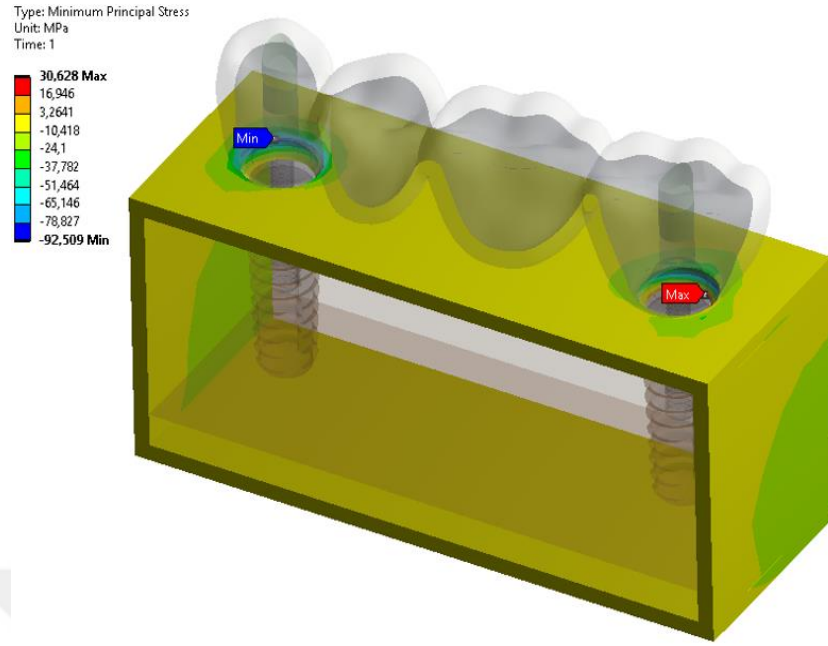
Şekil 45. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı



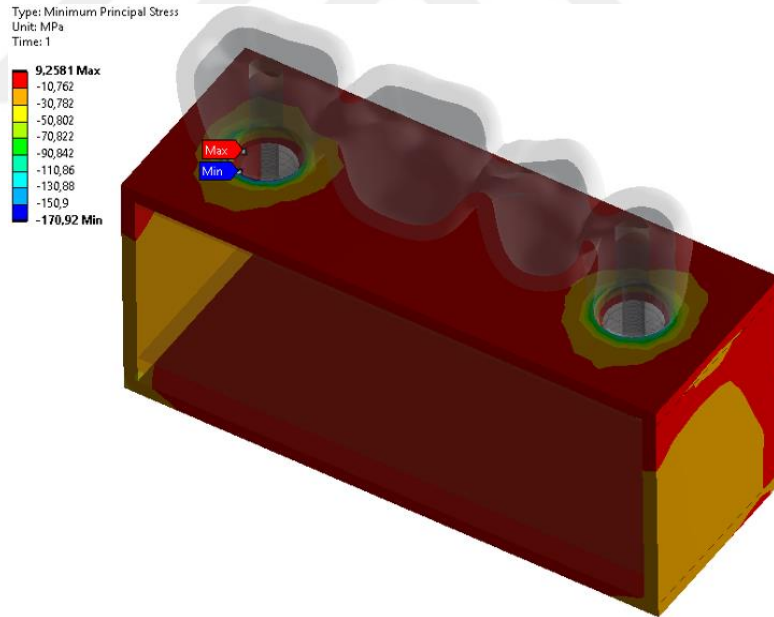
Şekil 46. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı

4.1.2.2. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

Vertikal yükleme sonucunda dört üyeli sabit protezde kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değeri kısa implant çevresinde daha fazla ve her iki implant uzunluğunda da bukko-servikal bölgede fazla bulunmuştur. İki standart implant destekli protezde kortikal kemiğe ait en yüksek minimum asal gerilme değeri 1. premolar implantın bukko-servikalinde -92,509 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen dört üyeli sabit protezde ise en yüksek minimum asal gerilme değeri 2. molar implantın servikalini saran bukkal kortikal kemikte -170,92'dir.



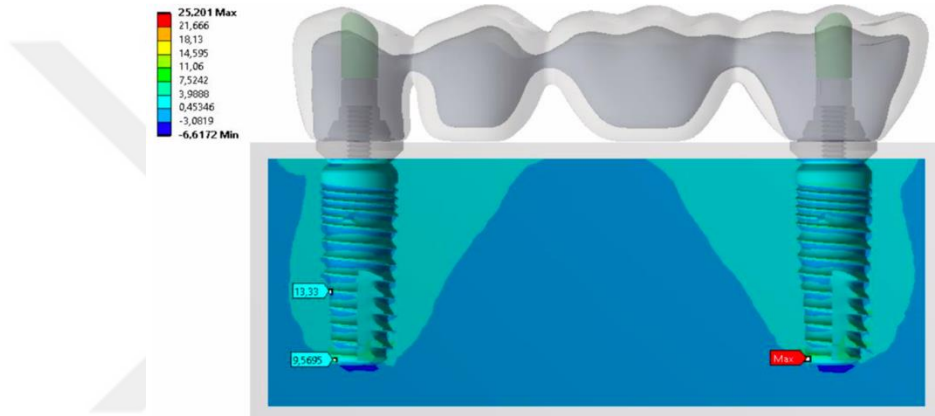
Şekil 47. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı



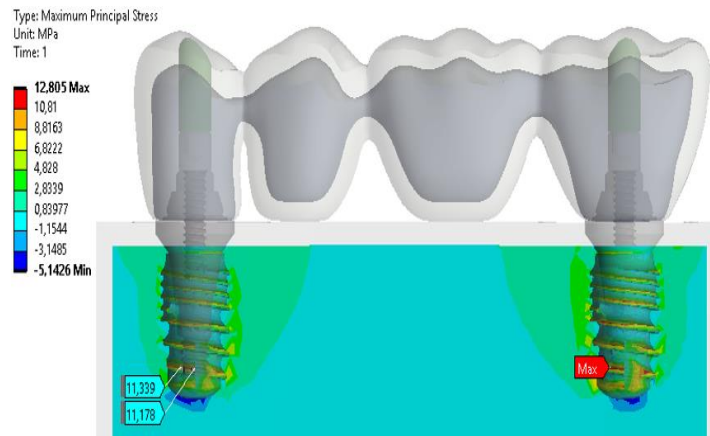
Şekil 48. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı

4.1.2.3. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

Dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri standart implantta kısa implanttan daha yüksek ve her ikisinde de implantın apikal bölgesi etrafında yüksek bulunmuştur. İki standart implant destekli dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan en yüksek maksimum asal gerilme değeri 2. molar implantın apikalinde 25,201 MPa'dır. Bu değer kısa implantla desteklenen yapıda 2.molar implantın apikali etrafındaki trabeküler kemikte 12,805 MPa'dır.



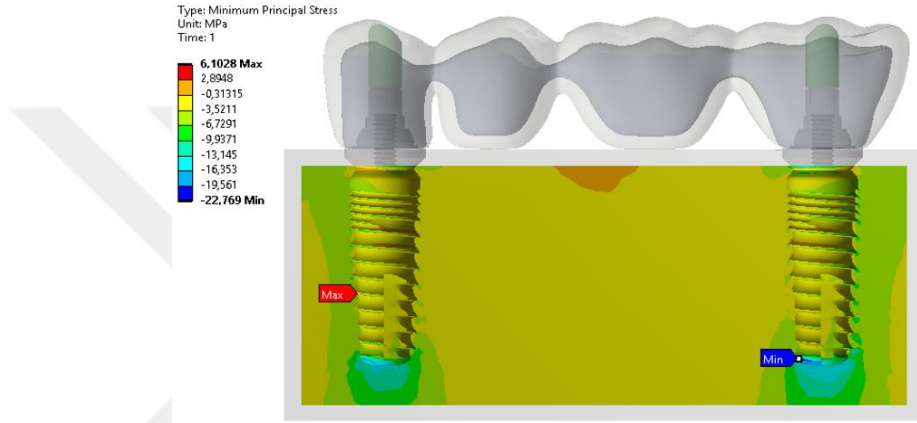
Şekil 49. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı



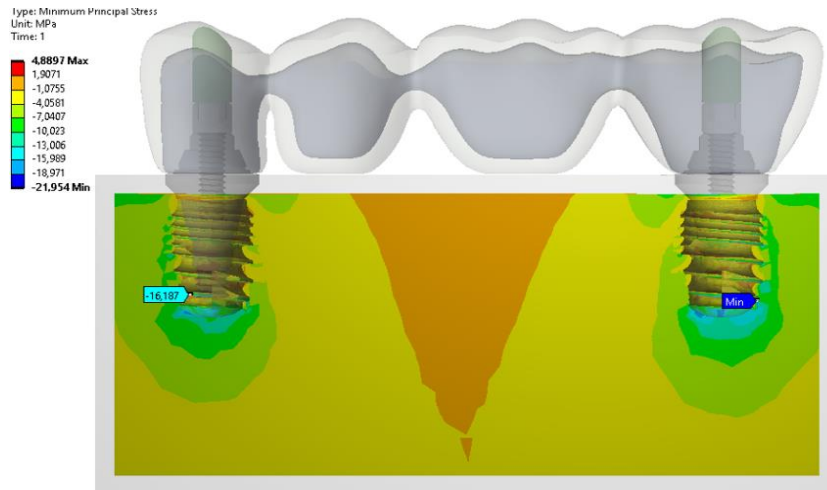
Şekil 50. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı

4.1.2.4. Trabeküler Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

Vertikal yükleme sonucunda dört üyeli sabit protezlerde trabeküler kemiğin minimum asal gerilme değeri standart implant için kısa implanttan yüksek ve her implant uzunluğunda da implantın apikali etrafında yüksek bulunmuştur. İki standart implantla desteklenen yapıda trabeküler kemikte oluşan en yüksek minimum asal gerilme değeri 2. molar implantın apikali etrafında -22,769'dur. Bu değer iki kısa implantla desteklenen yapıda 2. molar implantın apikalini saran trabeküler kemikte -21,954 MPa'dır.



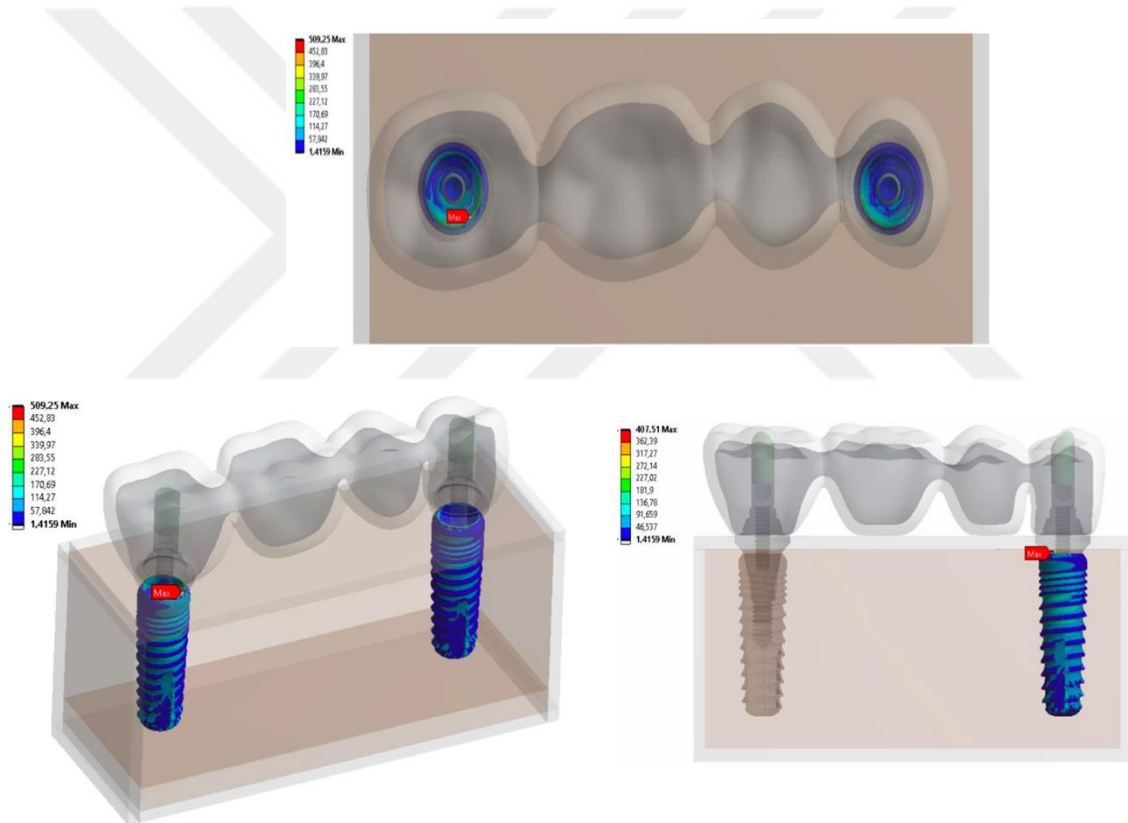
Şekil 51. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı



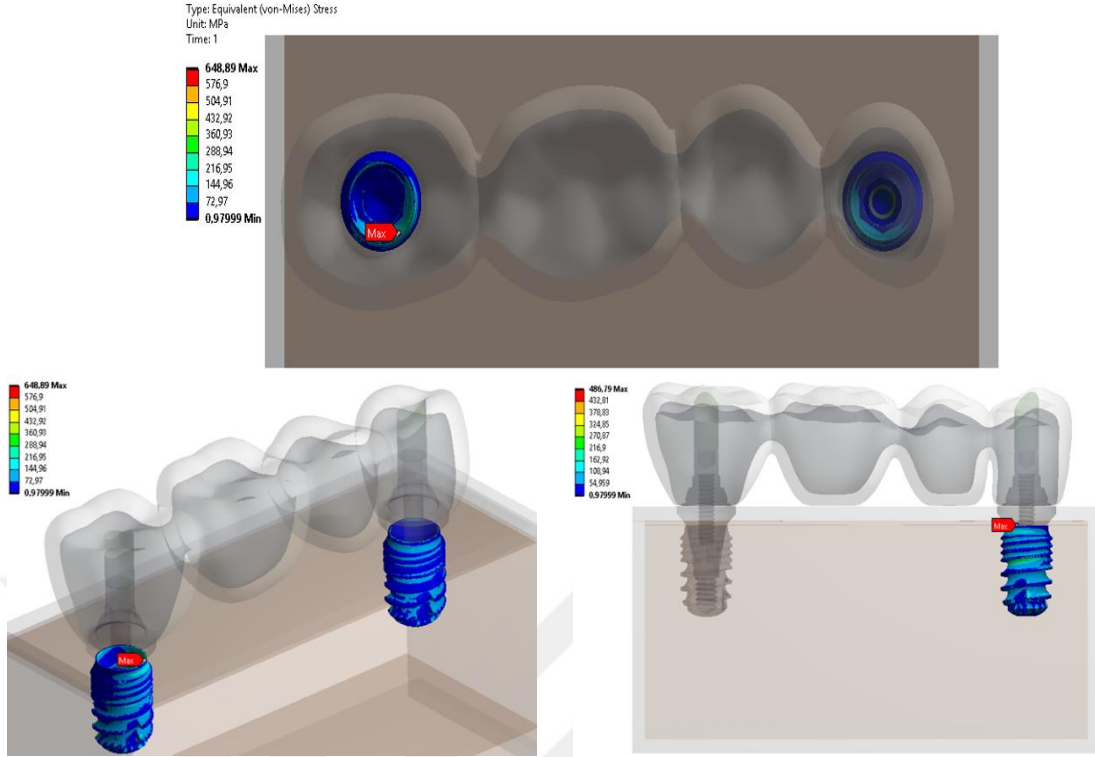
Şekil 52. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı

4.1.2.5. İmplant Çevresindeki ve Bağlantı Vidasındaki Von Mises Gerilme Değerleri

Dört üyeli protezlerde vertikal kuvvetler altında her iki implant uzunluğunda da 2. molar implantın bukko-servikal bölgesinde ve kısa implant içerisinde daha fazla stres yoğunlaşması görülmüştür. İki standart implantla desteklenen protezde en yüksek Von Mises gerilme değeri 2. molar implantın bukko-servikalinde 509,25 MPa'dır. Bu değer 1. premolar implant etrafında aynı şekilde servikal bölgede 407,51 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen düzenekte implantlara ait en yüksek Von Mises gerilme değeri 2. molar implantın bukko-servikalinde 648,89 MPa'dır. 1. premolara ait en yüksek Von Mises gerilme değeri implant servikalinde 486,79 MPa'dır.

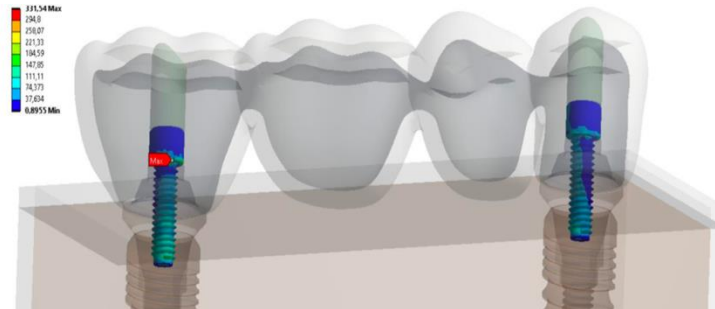


Şekil 53. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu implantlara ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

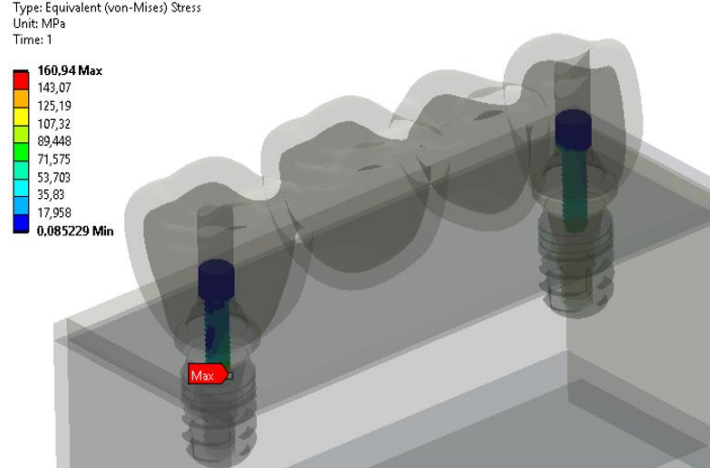


Şekil 54. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu implantlara ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

İki standart implant destekli sabit protezde bağlantı vidasında oluşan en yüksek Von Mises gerilme değeri 2. molar krona ait vida yivlerinin üst kısmında 331,54 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen sabit protezde 2. molar implanta ait bağlantı vidasının apikalinde 160,94 MPa'dır.



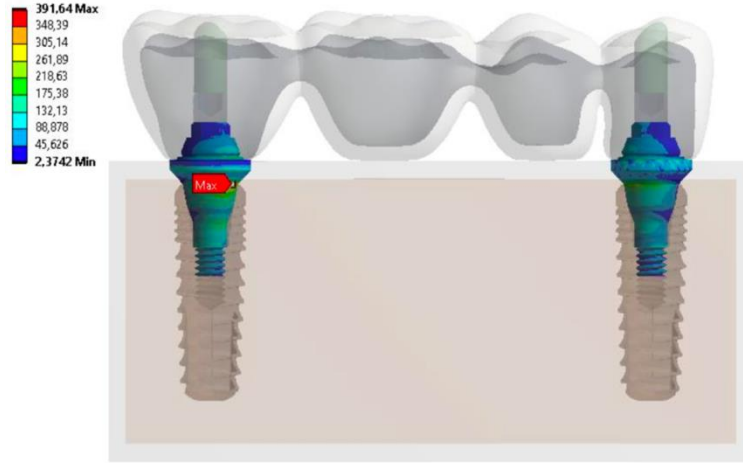
Şekil 55. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu bağlantı vidalarına ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı



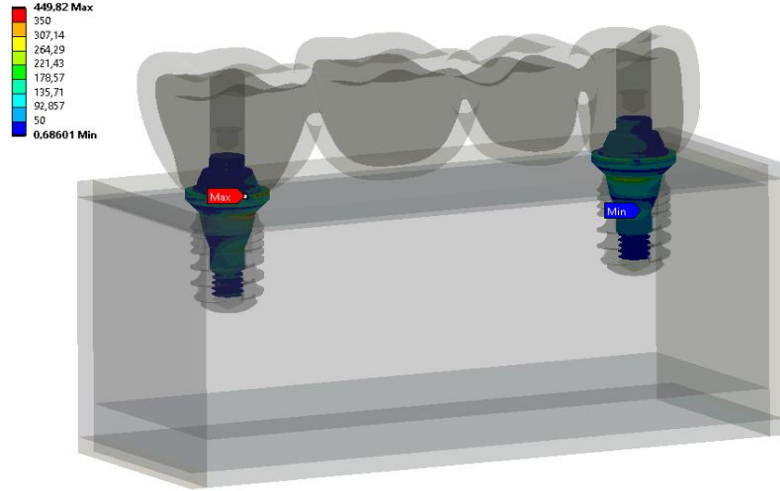
Şekil 56. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu bağlantı vidalarına ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

4.1.2.6. Abutment Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri

Vertikal yükleme sonucunda iki standart implant ile desteklenen sabit proteze ait yapıda abutmentlerin en yüksek Von Mises gerilme değeri, 2. molara ait implantın abutmentinde implantla bağlantı bölgesinin mezialinde 391,64 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen yapıda da aynı şekilde, 2. molar abutmentin implantla bağlantı bölgesinin mezialinde 449,82 MPa'dır.



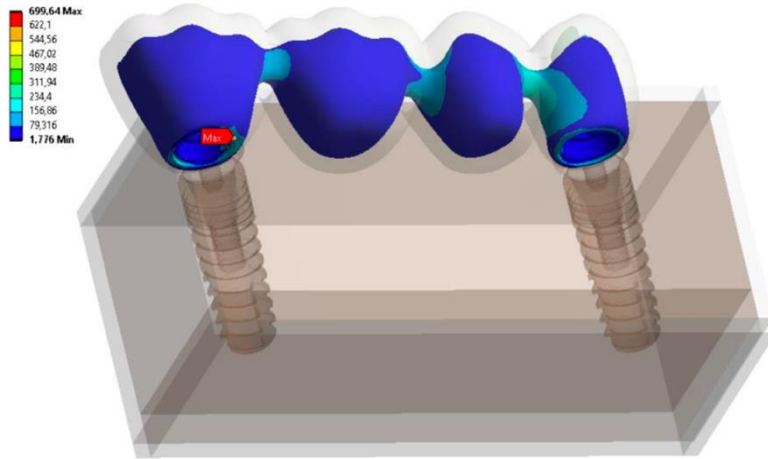
Şekil 57. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu abutmentlere ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı



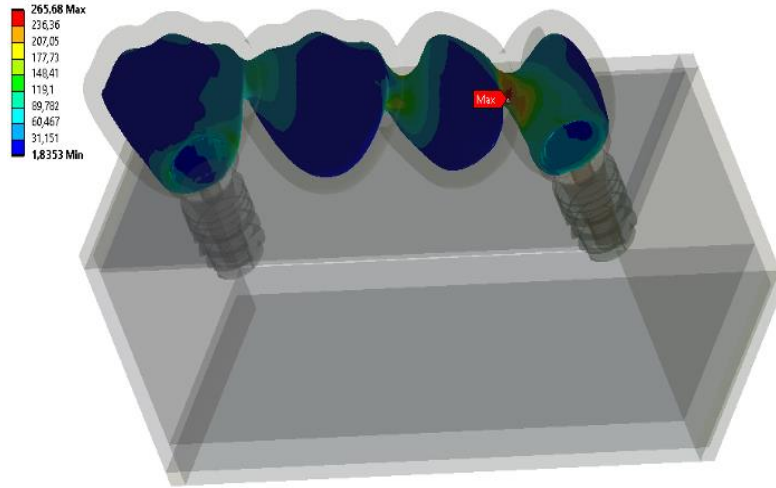
Şekil 58. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu abutmentlere ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

4.1.2.7. Krom-Kobalt Alt Yapı Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri

Vertikal kuvvet ile dört üyeli sabit protezlerde iki standart implantla desteklenen sistemde Cr-Co alt yapıda en yüksek Von Mises gerilme değeri 2. molar kronun abutmentle bağlanan servikal bölgesinin mezialinde 699,64 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen sistemde Cr-Co alt yapıda en yüksek Von Mises gerilme değeri 1.premolar ve 2.premolar kronlarının kontakt noktasında 265,68 MPa'dır.



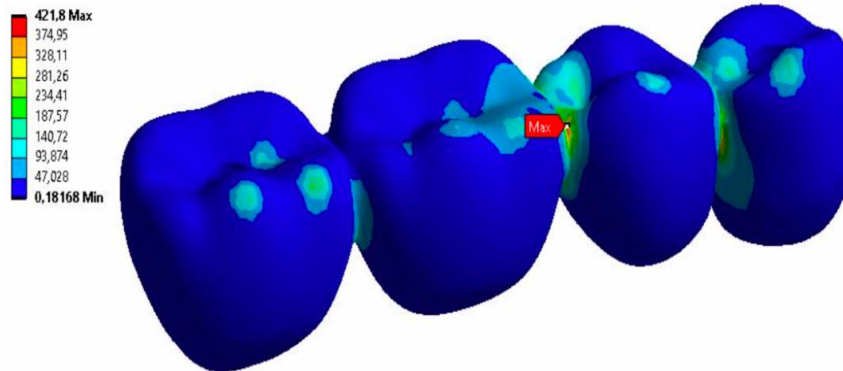
Şekil 59. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu Cr-Co alt yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı



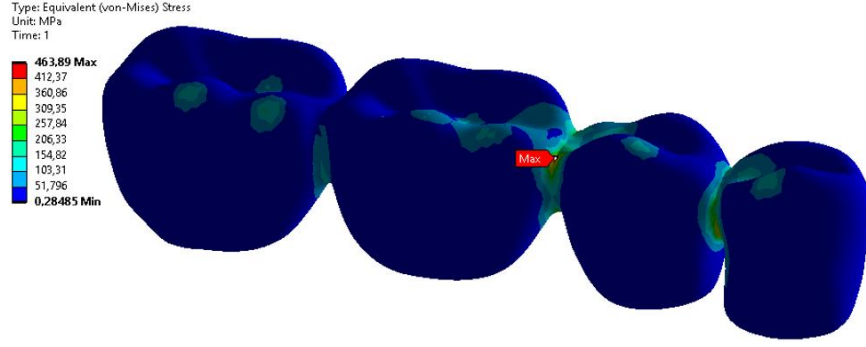
Şekil 60. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu Cr-Co alt yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

4.1.2.8. Seramik Üst Yapı Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri

İki standart implantla desteklenen dört üyeli sabit protezde seramik üst yapıda vertikal kuvvetler sonucunda en yüksek Von Mises gerilme değeri, 2. premolar ve 1. molar kronların kontakt noktasında 421,8 MPa'dır. Bu değer iki kısa implantla desteklenen sistemde aynı bölgede 2. premolar ve 1. molar kronların kontakt noktasında 463,89 MPa'dır.



Şekil 61. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu seramik üst yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı



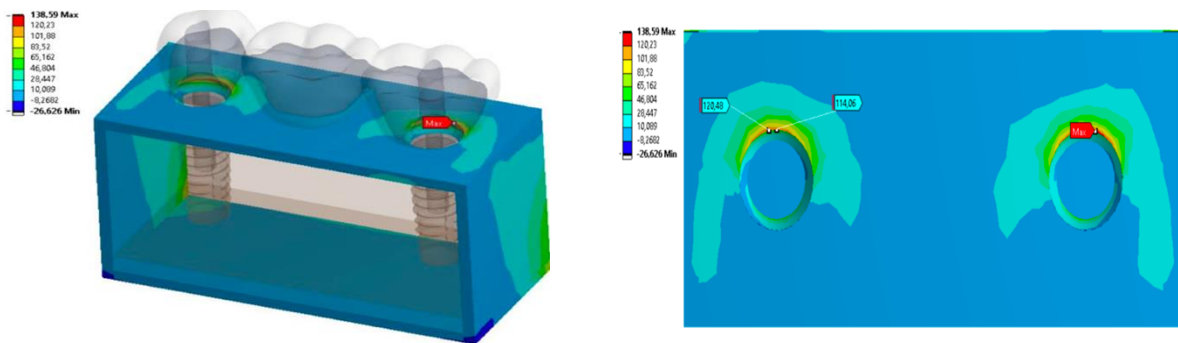
Şekil 62. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yükleme sonucu seramik üst yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

4.2. Oblik Kuvvet ile Oluşan Gerilme Değerleri

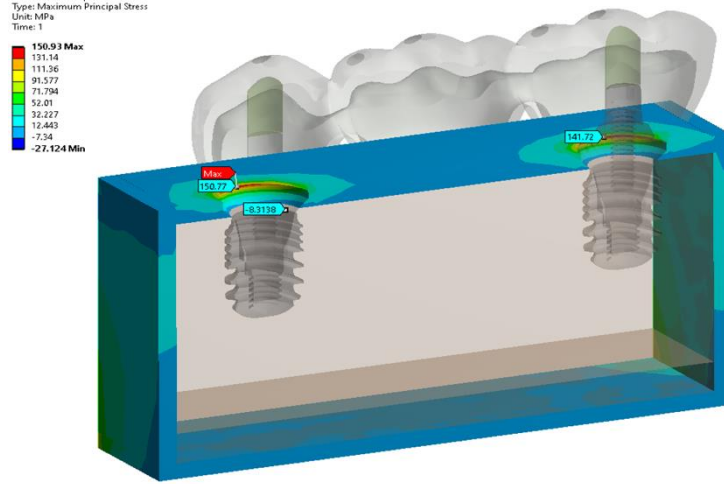
4.2.1. Üç Üyeli Sabit Bölümlü Protez Modelindeki Gerilme Bulguları

4.2.1.1. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

Dinamik çiğneme kuvvetiyle oluşan oblik kuvvetleri taklit etmek için 30 derecelik kuvvetler kronların bukkal yüzeyinden uygulanmıştır. Kısa implant çevresi kortikal kemikte standart implanttan daha fazla ve her ikisinde de implant çevresi bukko-servikal bölgede stres yoğunlaşması olduğu görülmüştür. İki standart implantla desteklenen protezde kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri. 2. molar implantın bukko-servikalinde 138,59 MPa'dır. 2. premolar en yüksek maksimum asal gerilme değeri bukko-servikal bölgede 120,48 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen protezde kortikal kemiğin en yüksek asal gerilme değeri 2. premolar implantın bukko-servikalinde 150,93 MPa'dır. 2.molar implant etrafında ise en yüksek kortikal asal gerilme değeri 2. molar implantın bukko-servikalinde 141,72 MPa'dır.



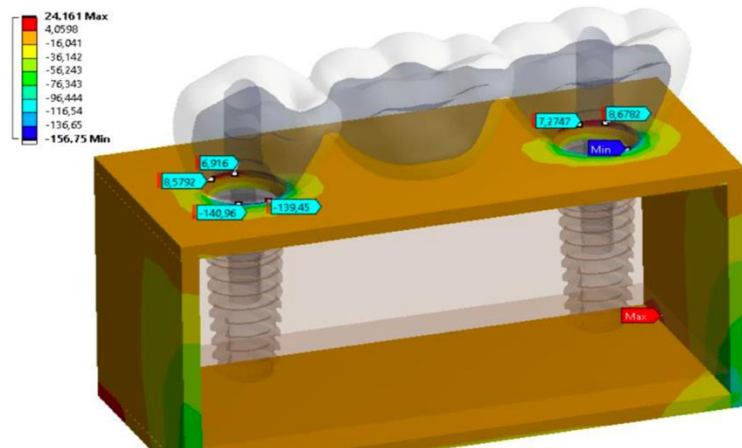
Şekil 63. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı



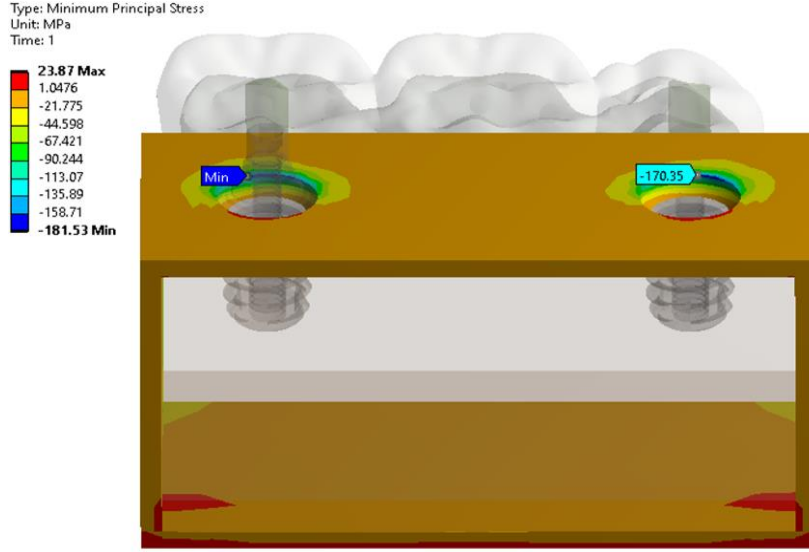
Şekil 64. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı

4.2.1.2. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

Oblik kuvvetler sonucu üç üyeli sabit bölümlü protezdeki kortikal kemikte stres yoğunlaşması kısa implantta daha fazla olacak şekilde her iki implant uzunluğunda da implant çevresi palato-servikal bölgede yüksek bulunmuştur. Standart implantla desteklenen protez için en yüksek minimum asal gerilme değeri 2. molar implantın çevresinde palato-servikalde -156,75 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen protez yapının kortikal kemiğinin en yüksek minimum asal gerilme değeri ise 2. molar implantın palato-servikalinde -181,53 MPa'dır.



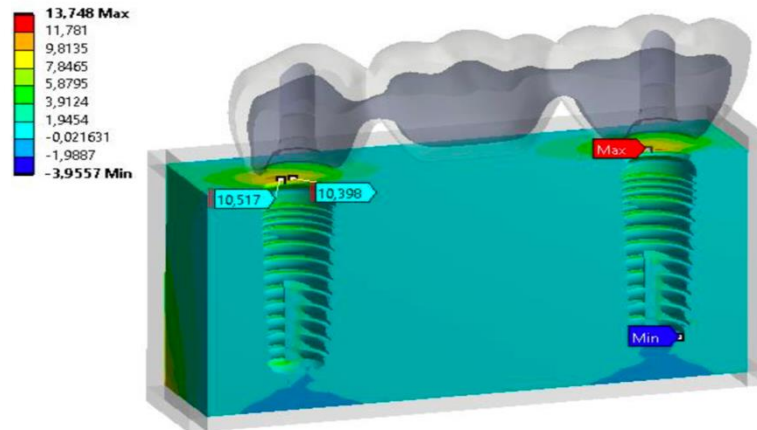
Şekil 65. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı



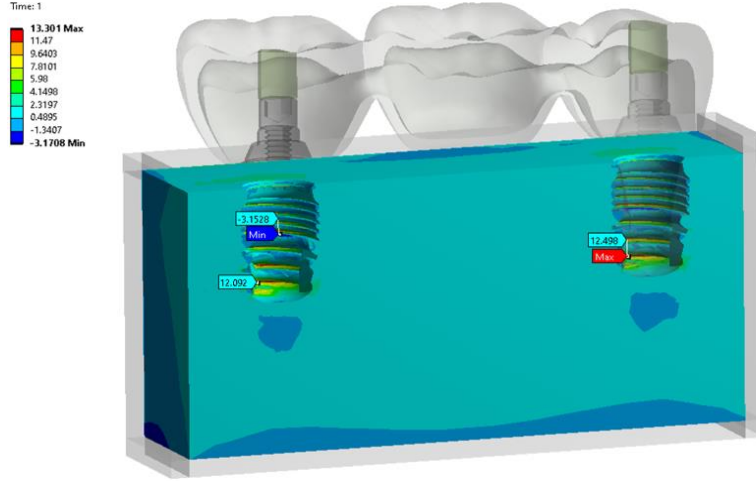
Şekil 66. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı

4.2.1.3. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

Oblik yükleme sonucu dört üyeli sabit protezlerde trabeküler kemiğin maksimum asal gerilme değeri standart implantta daha fazla bulunmuştur. İki standart implant destekli sabit protezde trabeküler kemiğin en yüksek maksimum asal gerilme değeri 2. molar implantın servikali etrafında 13,748 MPa'dır. İki kısa implant destekli sabit protezde trabeküler kemiğin en yüksek maksimum asal gerilme değeri 2. premolar implantın apikali etrafında 13,301 MPa'dır.



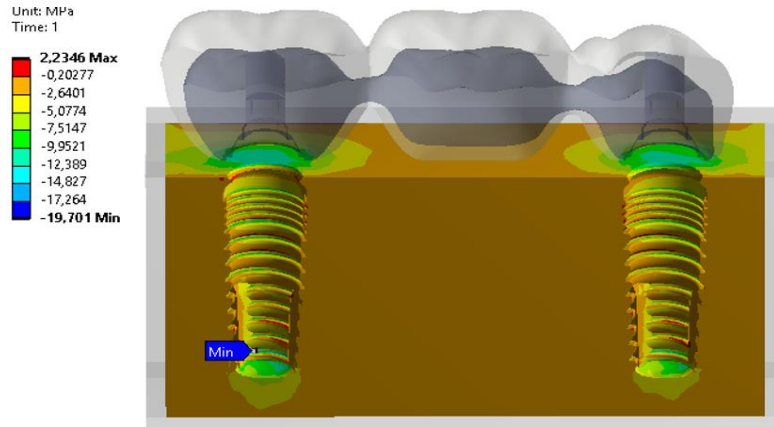
Şekil 67. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı



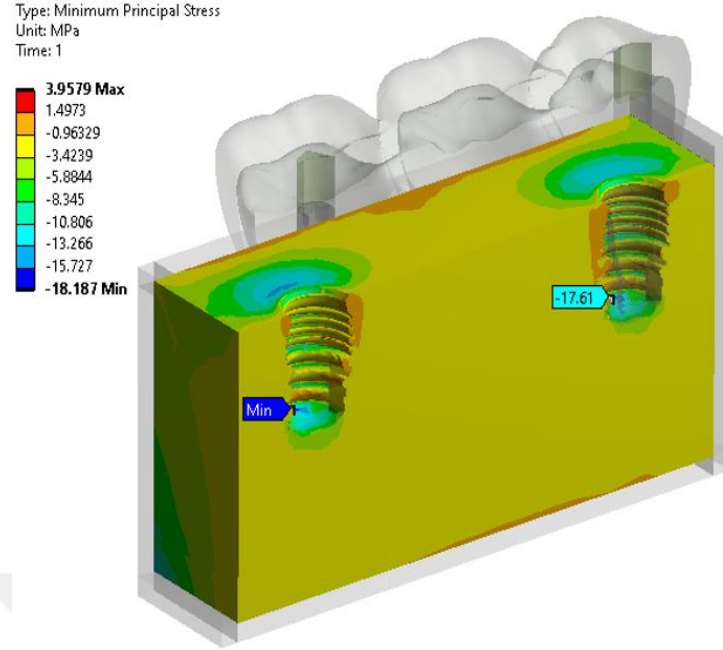
Şekil 68. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı

4.2.1.4. Trabeküler Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

Oblik yükleme sonucu üç üyeli sabit protezde trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değeri her iki implant uzunluğunda da 2. molar implantın apikali etrafında ve standart implantta kısa implanttan daha fazla bulunmuştur. İki standart implantla desteklenen protezde trabeküler kemiğe ait en yüksek minimum asal gerilme değeri, 2. molar implantın apikalinin palatinal bölgesinde -19.701 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen sabit protezde trabeküler kemiğin en yüksek minimum asal gerilme değeri 2. molar implantın apikali etrafında -18,187 MPa'dır.



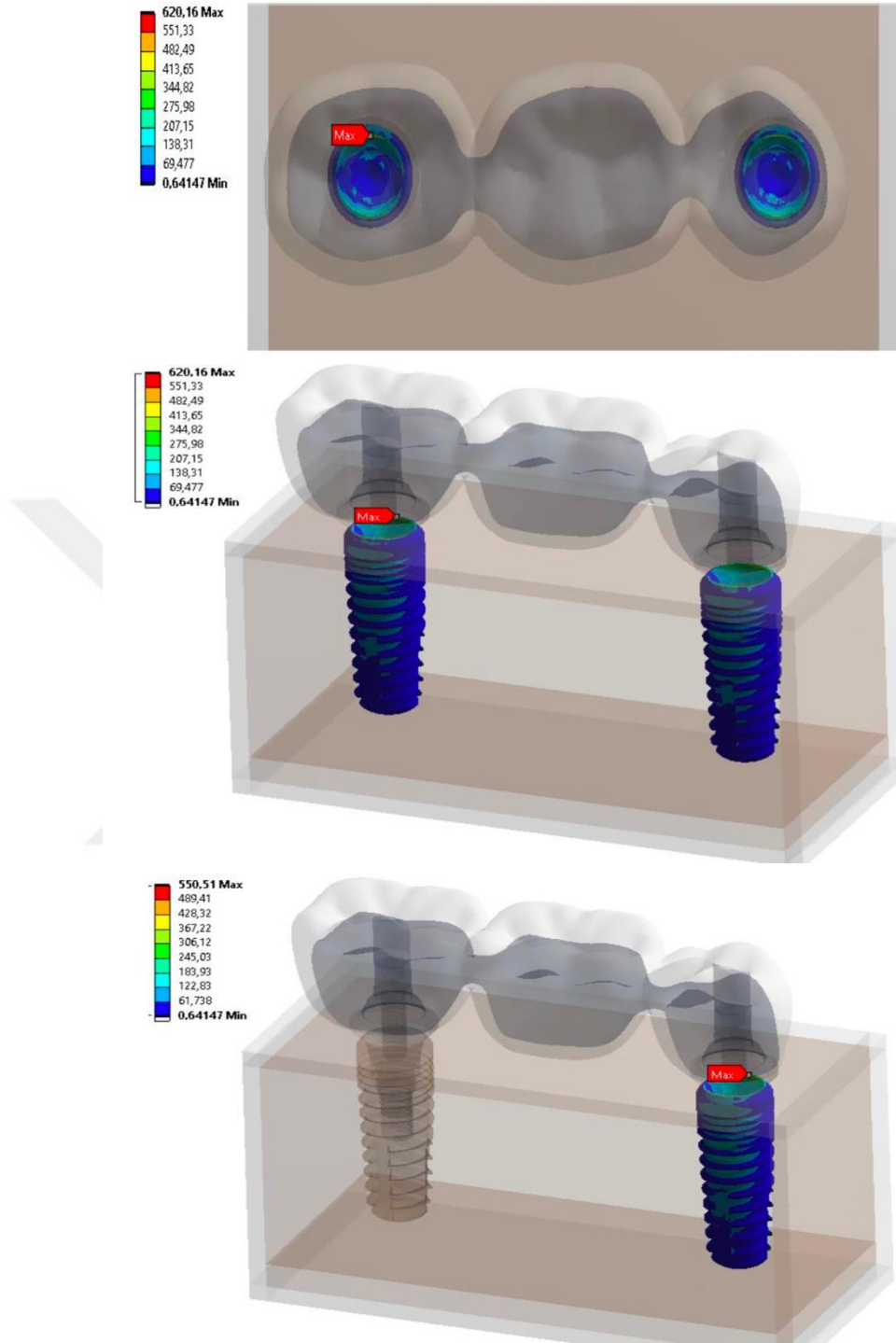
Şekil 69. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı



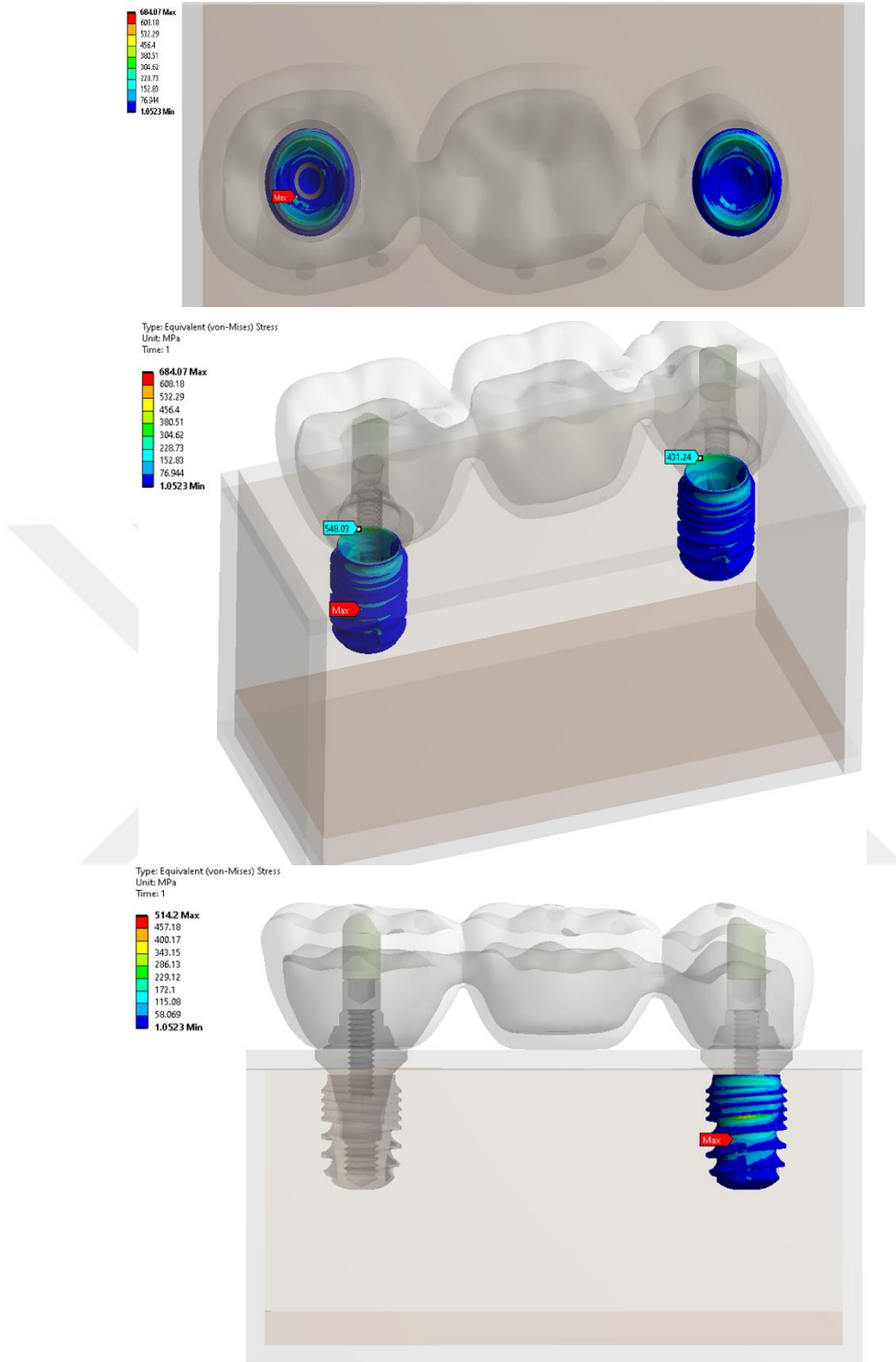
Şekil 70. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı

4.2.1.5. İmplant Çevresindeki ve Bağlantı Vidasındaki Von Mises Gerilme Değerleri

Çiğneme kuvvetlerini taklit eden oblik kuvvetler bukkal tüberküllerden uygulandığında üç üyeli protezlerde gerilme, implantların servikal bölgesinde yoğunlaşmıştır. Oluşan en yüksek gerilme değerleri kısa implantta standart implanttan daha yüksektir. İki standart implantla desteklenen yapıda en yüksek Von Mises gerilme değeri 2. molar implantın servikalinin palatinalinde 620,16 MPa'dır, 2. premolar implantın en yüksek Von mises gerilme değeri, servikal bölgenin palatinalinde 550,51 MPa'dır. İki kısa implantla desteklen yapıda implantlara ait en yüksek Von Mises gerilme değeri 2. molar implantın boyunun ortasında bukkal bölgede 684,07 MPa'dır. 2. premolar implantın en yüksek Von Mises gerilme değeri implant boyunun ortasında 514,2 MPa'dır.

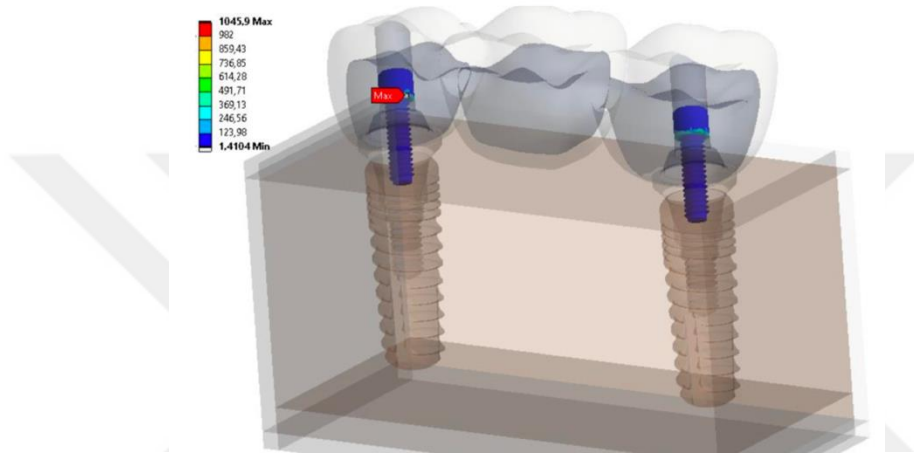


Şekil 71. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu implantlara ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

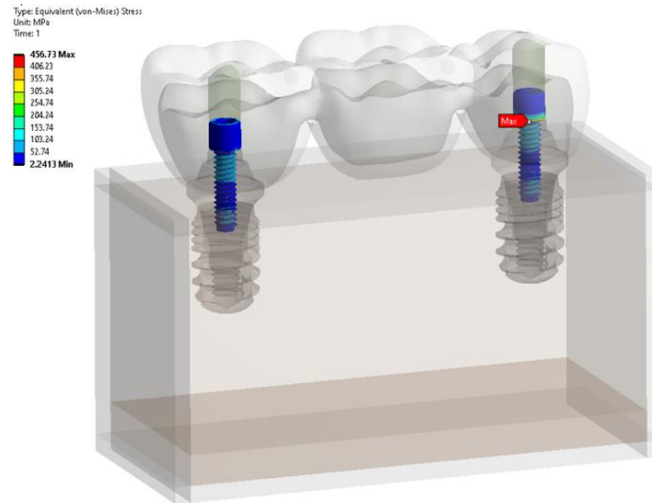


Şekil 72. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu implantlara ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

Oblik kuvvetler sonucu üç üyeli sabit protezlerde abutmentler ve kronlar arası bağlantıyı sağlayan vidalardaki stres yoğunlaşması standart implant için daha fazla ve her iki implant boyu için de aynı bölgede oluşmuştur. En yüksek Von Mises gerilme değeri iki standart implantla desteklenen sabit protezde 2. premolar implanta ait vidanın yivlerinin yukarısında 1045,9 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen sabit protezde aynı bölgede 456,73 MPa'dır.



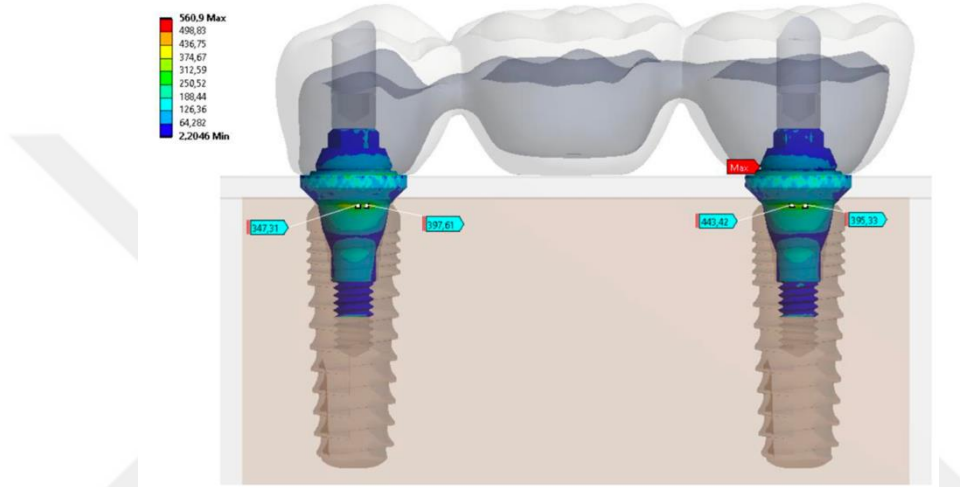
Şekil 73. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu bağlantı vidalarına ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı



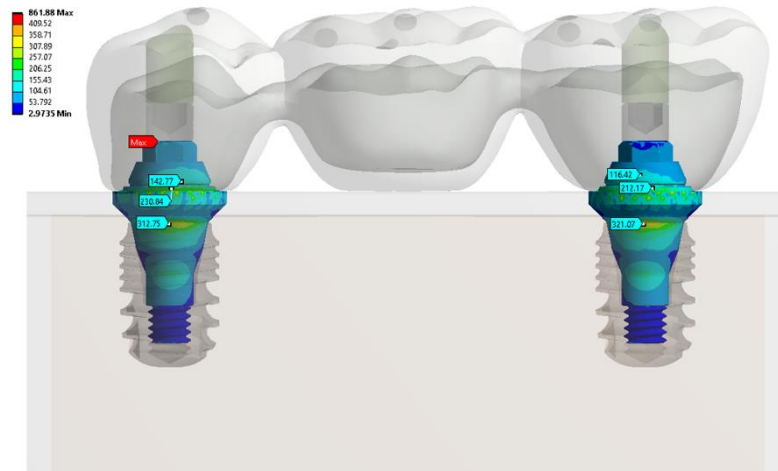
Şekil 74. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu bağlantı vidalarına ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

4.2.1.6. Abutment Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri

Oblik yükleme altında, iki standart implantla desteklenen üç üyeli sabit protezde abutmentlere ait en yüksek Von Mises gerilme değeri, abutment ile kron birleşme bölgesinde, 2. molar abutmentin mezialinde 560,9 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen üç üyeli sabit protezde abutmentler arasında en yüksek Von Mises gerilme değeri 2. premolar implanta ait abutmentin tepesinde 861,88 MPa'dır.



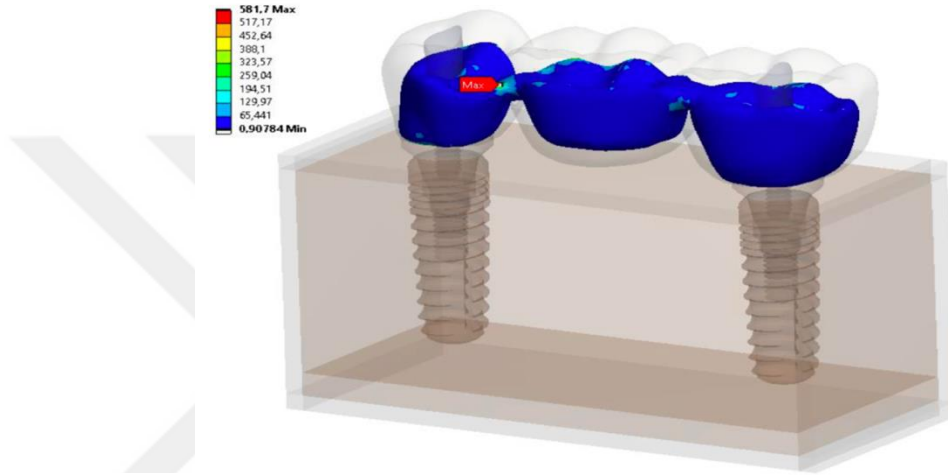
Şekil 75. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu abutmentlere ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı



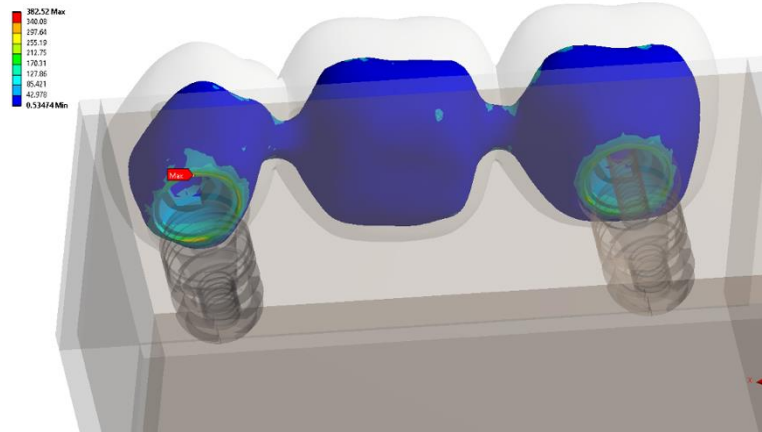
Şekil 76. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu abutmentlere ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

4.2.1.7. Krom-Kobalt Alt Yapı Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri

İki standart implant destekli üç üyeli sabit protezde oblik yükleme altında Cr-Co alt yapıda en yüksek Von Mises gerilme değeri 2. premolar ve 1. molar dişlerin kontakt noktasında 581,7 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen üç üyeli sabit protezde Cr-Co alt yapıda en yüksek Von Mises gerilme değeri 2. premolar kronun abutmentle birleştiği servikal bölgede 382,52 MPa'dır.



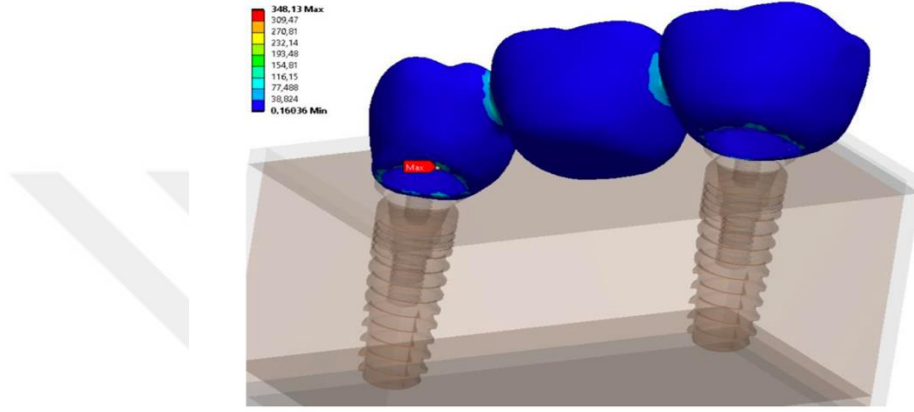
Şekil 77. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu Cr-Co alt yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı



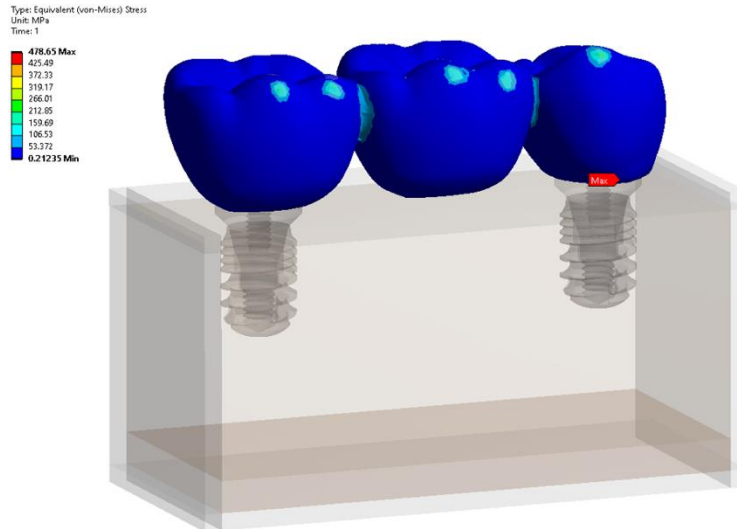
Şekil 78. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu Cr-Co alt yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

4.2.1.8. Seramik Üst Yapı Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri

Oblik yükleme sonucu iki standart implantla destekli üç üyeli sabit protezin seramik üst yapısında en yüksek Von Mises gerilme değeri 2. premolar kronun mezio-palatinalinde 348,13 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen üç üyeli sabit protezin seramik üst yapısına ait en yüksek Von Mises gerilme değeri ise 2. premolar kronun servikalinde 478,65 MPa'dır.



Şekil 79. İki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu seramik üst yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

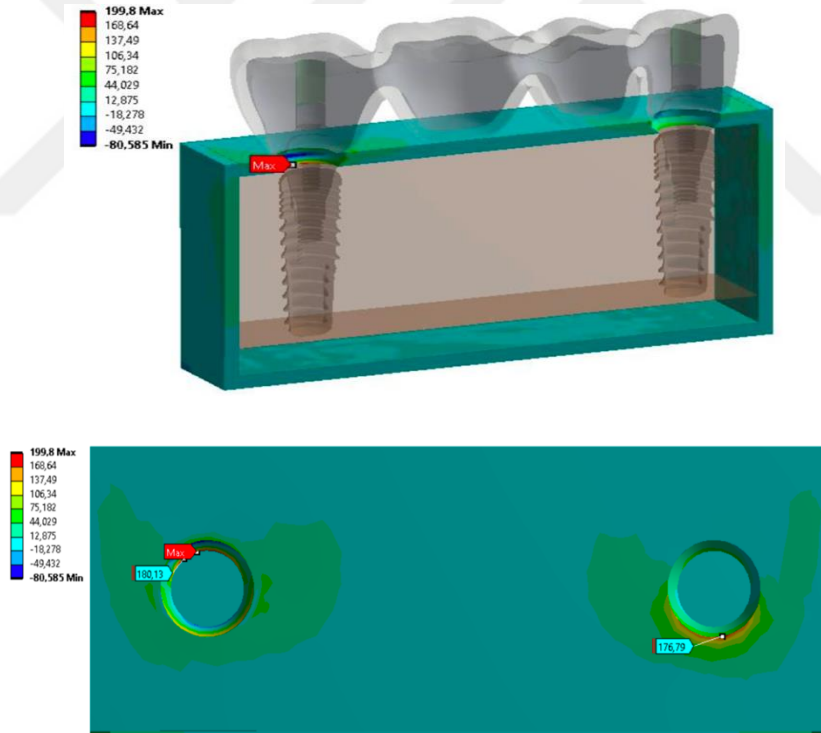


Şekil 80. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu seramik üst yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

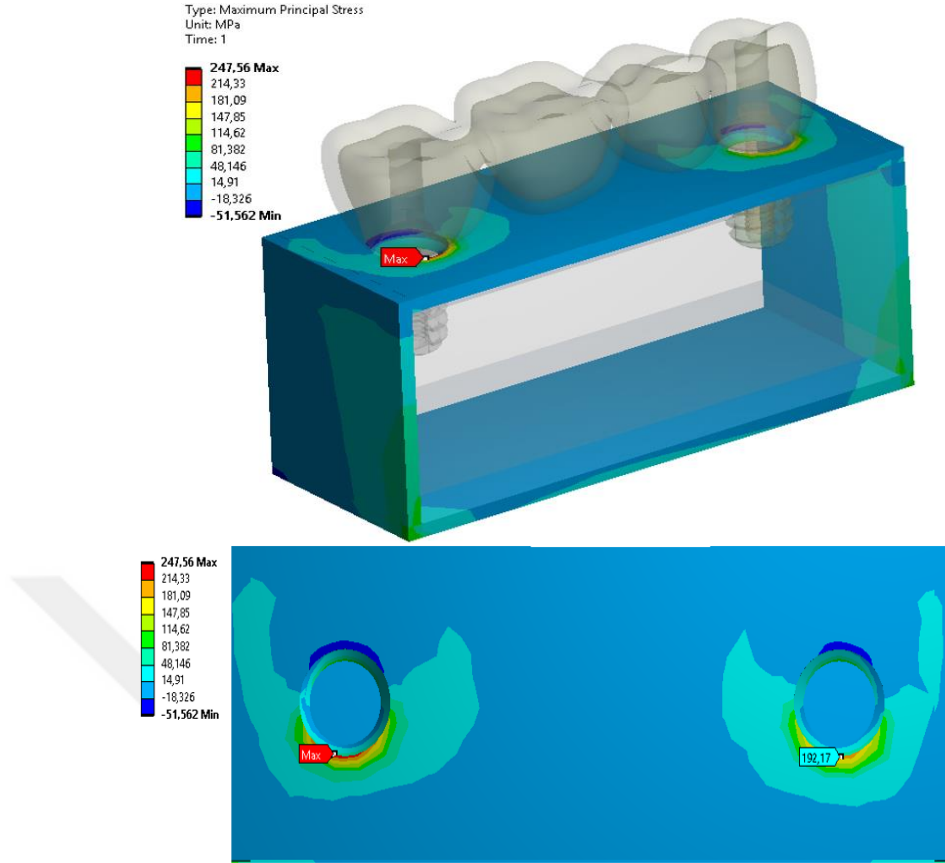
4.2.2. Dört Üyeli Sabit Bölümlü Protez Modelindeki Gerilme Bulguları

4.2.2.1. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

30 derece eğimle uygulanan oblik kuvvetler sonucu dört üyeli sabit protezdeki kortikal kemikte maksimum asal gerilme değerleri kısa implant için daha yüksek bulunmuştur. İki standart implantla desteklenen protezde kortikal kemiğin en yüksek maksimum asal gerilme değeri 2. molar implantın palato-servikalinde 199,8 MPa'dır. 1. premolar implantın etrafındaki kortikal kemikte implantın bukko-servikalinde 176,79 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen dört üyeli sabit protezde kortikal kemiğin en yüksek maksimum asal gerilme değeri 2. molar implantın çevresinde bukko-servikal alanda 247,56 MPa'dır. 1. premolar implantın etrafındaki kortikal kemikte ise bukko-servikalde 192,17 MPa'dır.



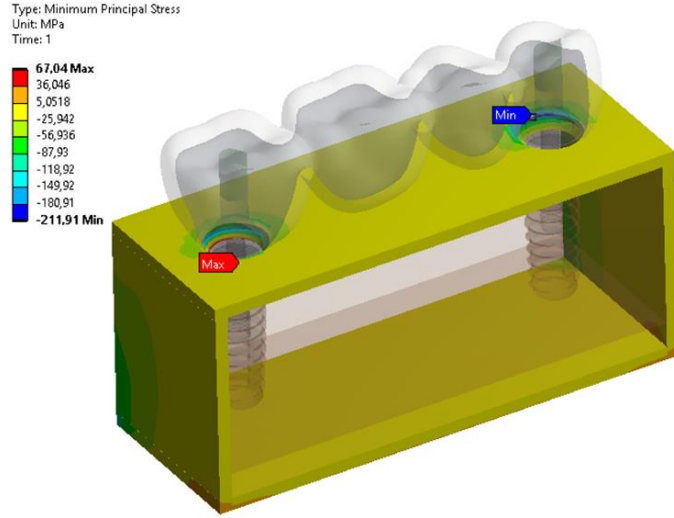
Şekil 81. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı



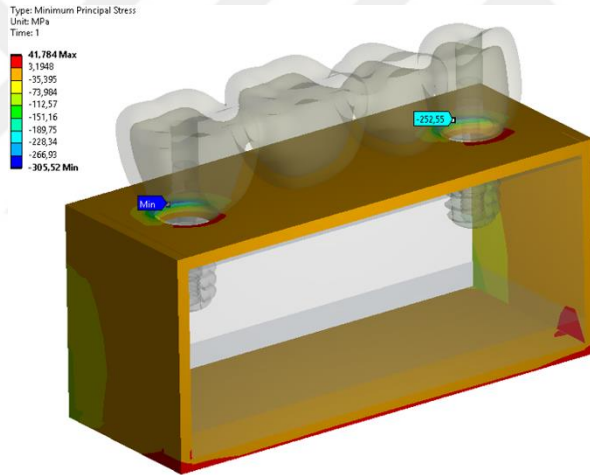
Şekil 82. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı

4.2.2.2. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

Oblik kuvvetler sonucu dört üyeli sabit protez yapısında kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değeri kısa implant için daha fazla ve her iki implant boyunca da implantın servikalindeki palatinal alanda yüksek bulunmuştur. Standart implant için kortikal kemiğin en yüksek minimum asal gerilme değeri 1. premolar implantın palato-servikali çevresinde -211,91 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen dört üyeli sabit protezde ise kortikal kemikteki en yüksek minimum asal gerilme değeri 2. molar implantın servikalindeki palatinal bölgede -305,52 MPa'dır.



Şekil 83. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı

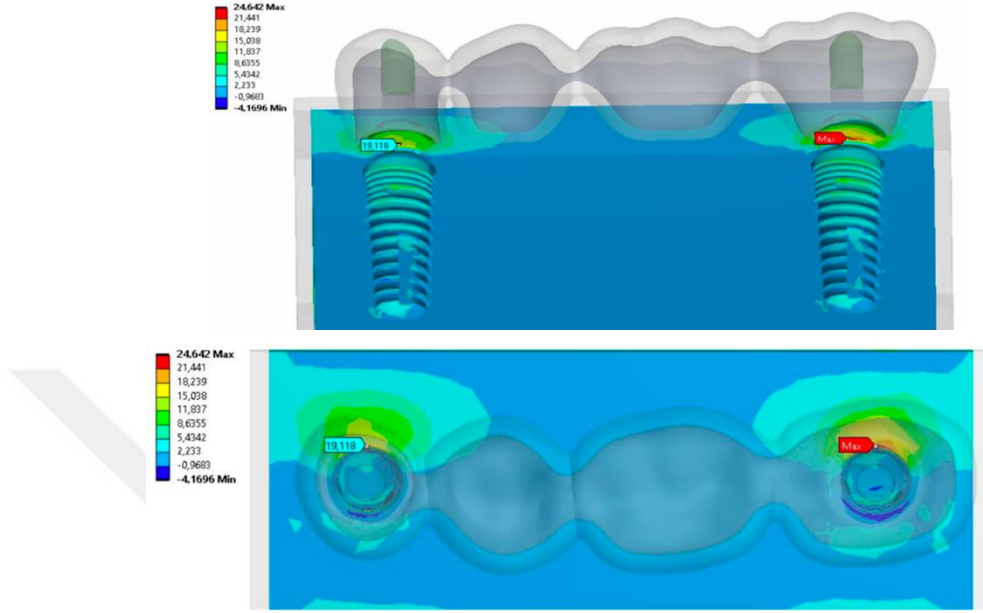


Şekil 84. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı

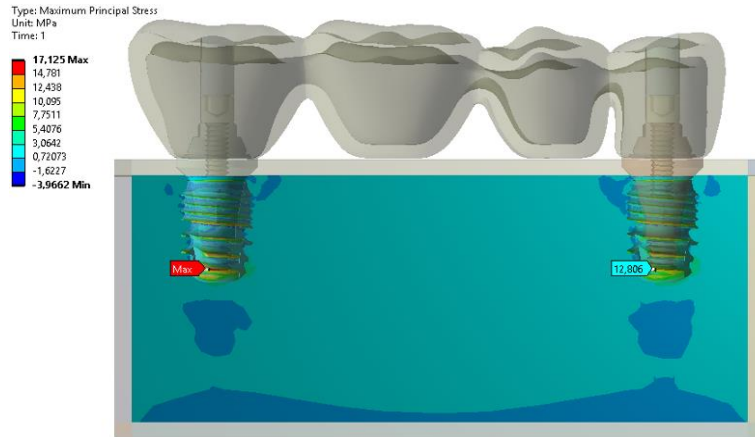
4.2.2.3. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

Oblik kuvvet sonucunda dört üyeli sabit protezde trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değeri standart implant için daha yüksek bulunmuştur. İki standart implant çevresindeki trabeküler kemikte en yüksek maksimum asal gerilme değeri 2. molar implantın bukko-servikalinde 24,642 MPa'dır. Bu değer 1. premolar implant çevresinde bukko-servikalde 19,118 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen dört üyeli sabit protez sisteminde trabeküler kemiğe ait en yüksek maksimum asal gerilme değeri ise 2. molar

implantın apikal etrafındaki bukkal kemikte 17,125 MPa'dır. Bu değer 1. premolar implantın etrafında aynı bölgede 12,806 MPa'dır.



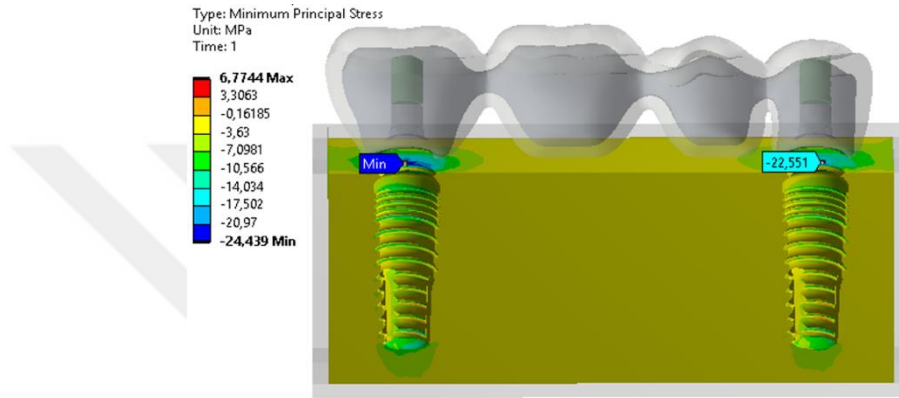
Şekil 85. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı



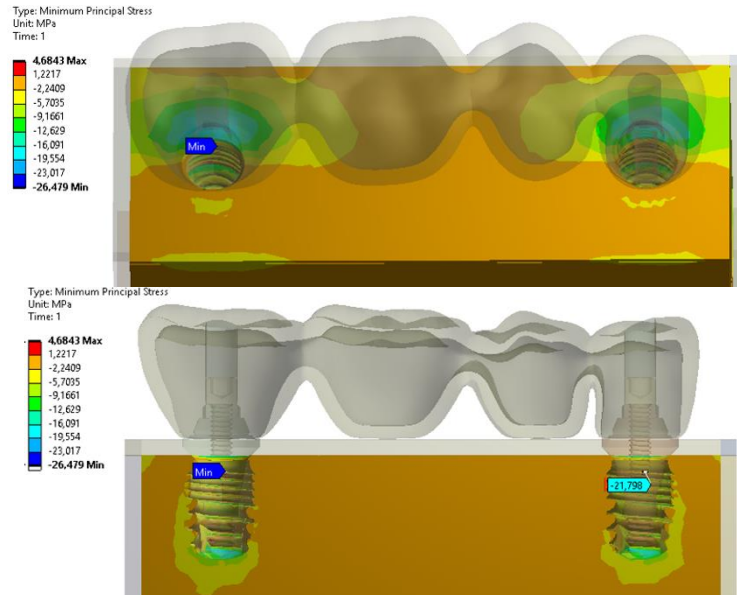
Şekil 86. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerlerinin dağılımı

4.2.2.4. Trabeküler Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

Oblik yükleme sonucu dört üyeli sabit protez sisteminde trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değeri kısa iimplant için daha yüksek bulunmuştur. Standart implantla desteklenen protezde trabeküler kemiğin en yüksek minimum asal gerilme değeri 2. molar implantın palato-servikalinde -24,439 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen sistemde de ise bu değer 2. molar implantın bukko-servikalinde -26,479 MPa'dır.



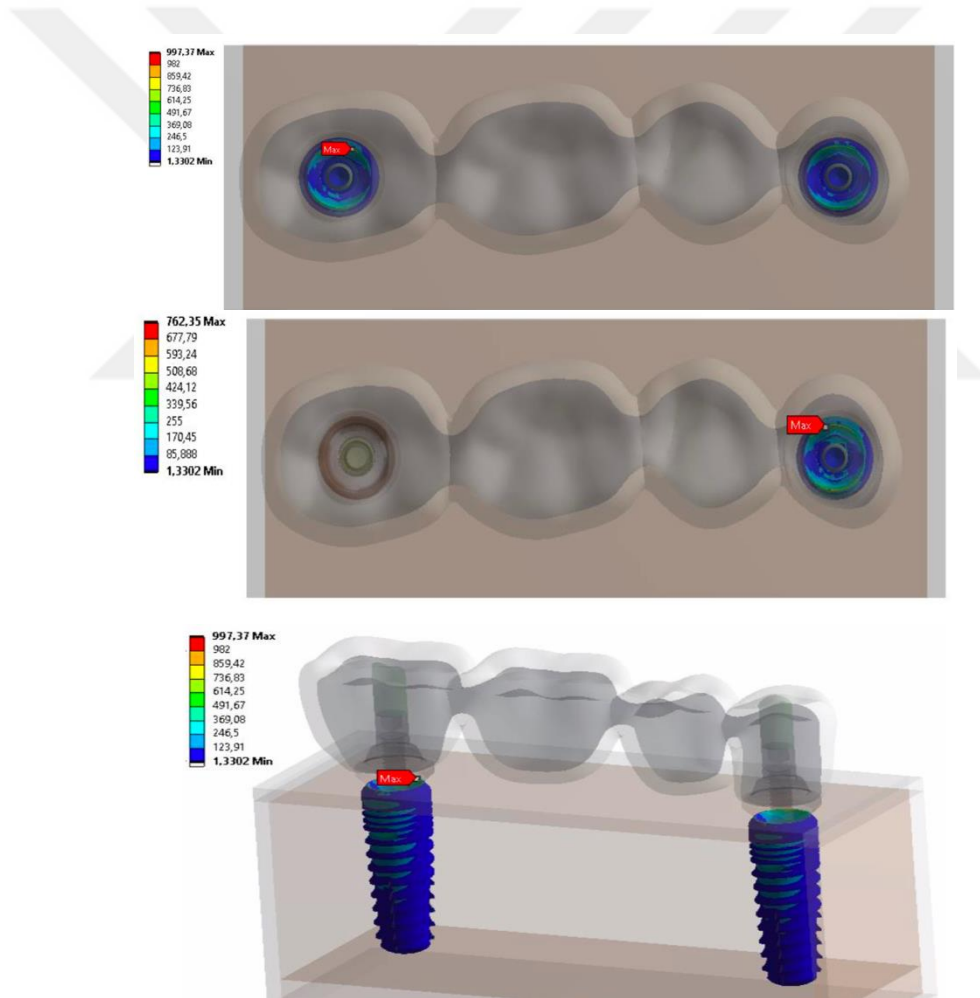
Şekil 87. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı



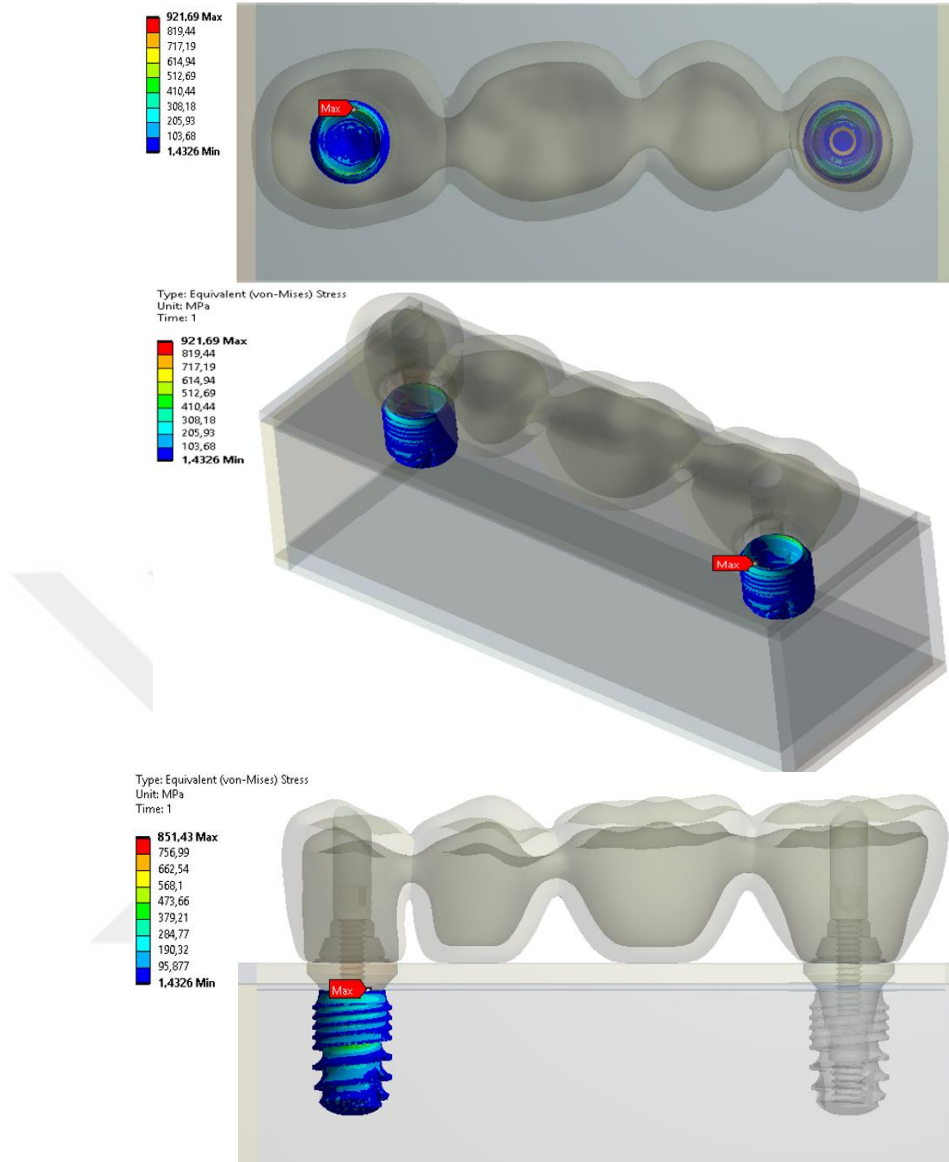
Şekil 88. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerlerinin dağılımı

4.2.2.5. İmplant Çevresindeki ve Bağlantı Vidasındaki Von Mises Gerilme Değerleri

Bukkal tüberküllerden uygulanan oblik kuvvetler sonucunda implantların servikalinin etrafındaki kortikal kemiğin palatinalinde stres yoğunlaşması meydana gelmiştir. İki standart implantla desteklenen dört üyeli protezde implantlar için en yüksek Von Mises gerilme değeri 2. molar implantın palato-servikalinde 997,37 MPa'dır. Bu değer 1. premolar implant için aynı şekilde palato-servikalde 762,35 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen dört üyeli protez yapısında en yüksek Von Mises gerilme değeri 2. molar implantın palato-servikalinde 921,69 MPa'dır. Bu değer 1. premolar implantın servikalinin palatinalinde 851,43 MPa'dır.

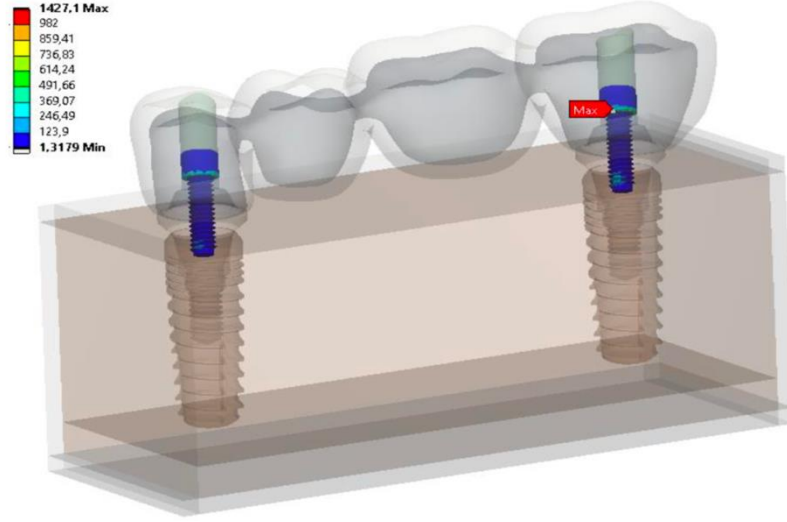


Şekil 89. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu implantlara ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

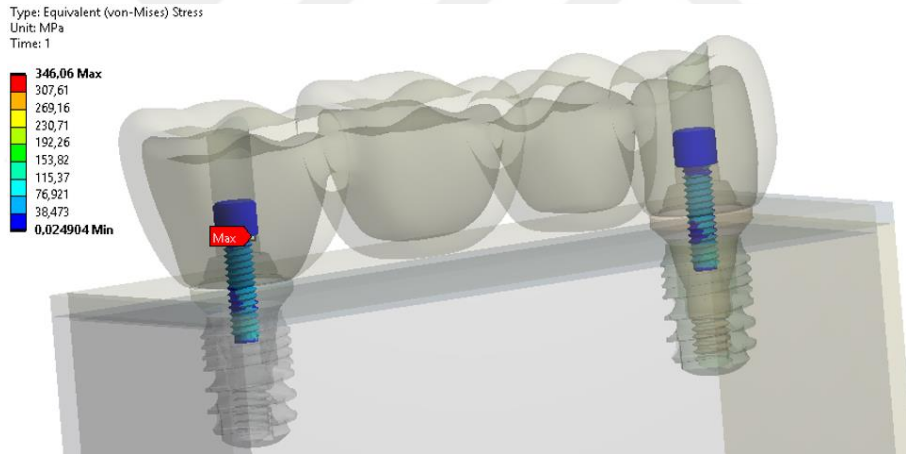


Şekil 90. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu implantlara ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

Oblik yükleme sonucunda dört üyeli proetizde abutmentler ve kron bağlantısını sağlayan vidalarda standart boy implantlarla desteklenen dört üyeli sabit protez sisteminde en yüksek maksimum Von Mises değeri 2. molar abutmente ait vidada, yivlerin başlangıç noktasının üzerinde ve 1427,1 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen sistemde ise bağlantı vidasının en yüksek Von Mises gerilme değeri 2. molar abutmente ait vidanın yivlerinin üzerinde 346,06 MPa'dır.



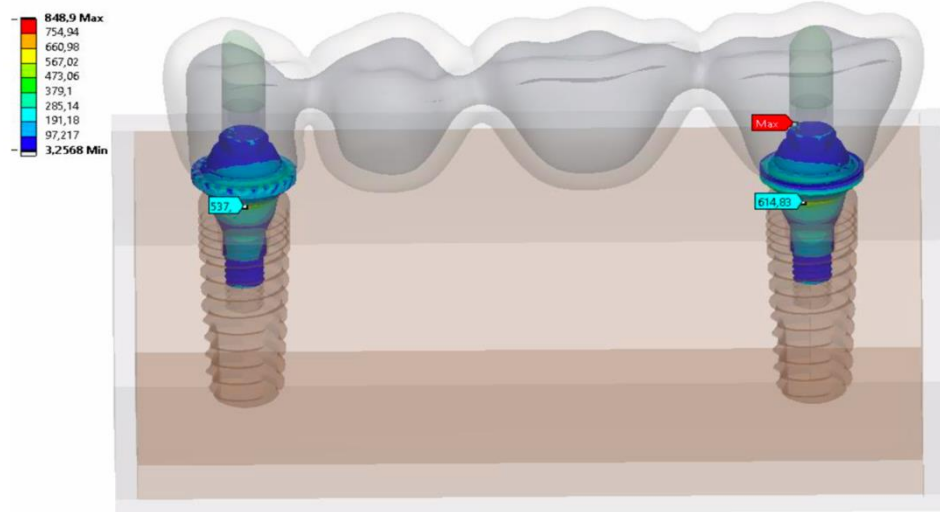
Şekil 91. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu bağlantı vidalarına ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı



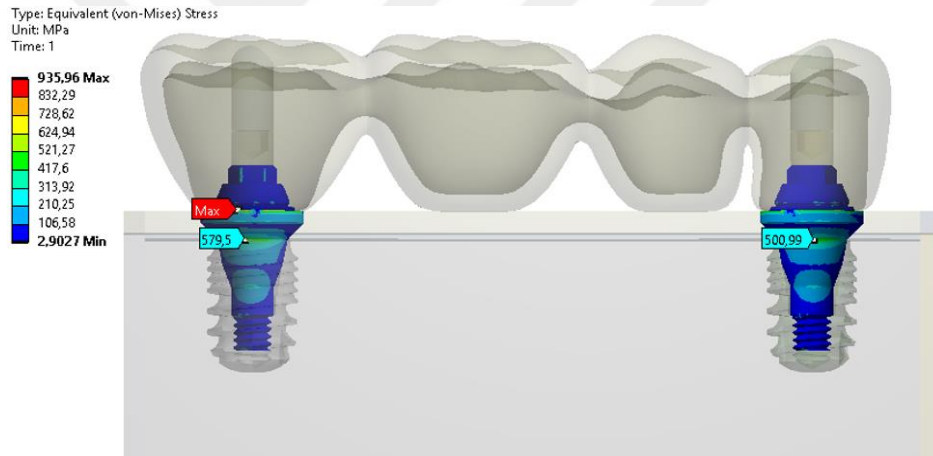
Şekil 92. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu bağlantı vidalarına ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

4.2.2.6. Abutment Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri

Standart boy implantlarla desteklenen dört üyeli sabit protez sisteminde oblik kuvvetler sonucunda abutmentler için en yüksek Von Mises stres değeri 2. molar abutmentin mezialinde 848,9 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen sistemde abutment yapıda en yüksek Von Mises gerilme değeri 2. molar abutmentin implantın servikali ile bağlandığı noktada 935,96 MPa'dır.



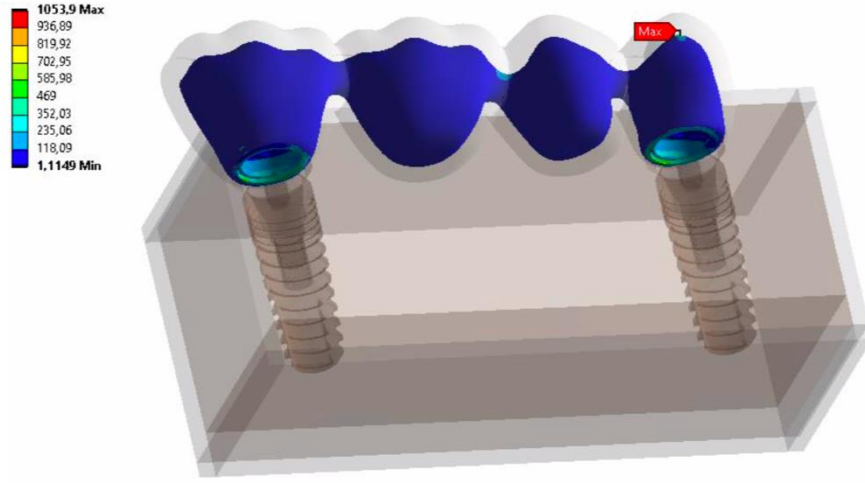
Şekil 93. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu abutmentlere ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı



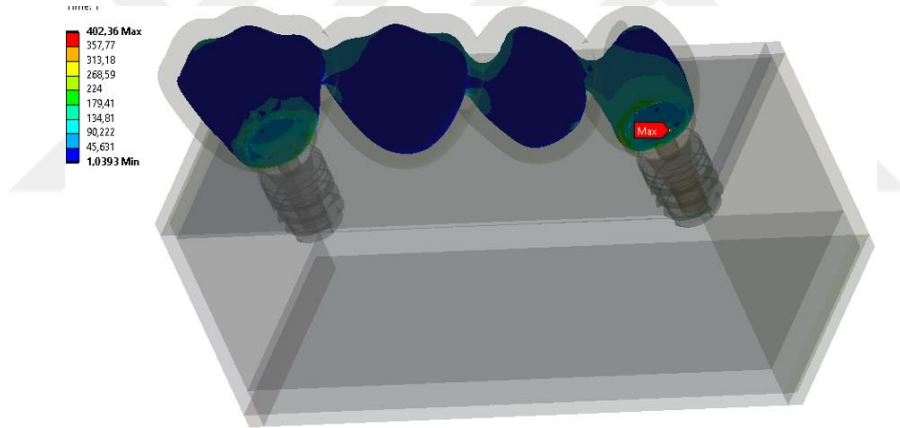
Şekil 94. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu abutmentlere ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

4.2.2.7. Krom-Kobalt Alt Yapı Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri

Oblik yükleme sonucu dört üyeli standart implantla desteklenen protez sisteminde Cr-Co alt yapı üzerinde en yüksek Von Mises gerilme değeri 1.premolar kronun tüberkül tepesinde 1053,9 MPa'dır. Bu değer kısa implantla desteklenen sistemde 1. premolar kronun servikalinin distalinde 402,36 MPa'dır.



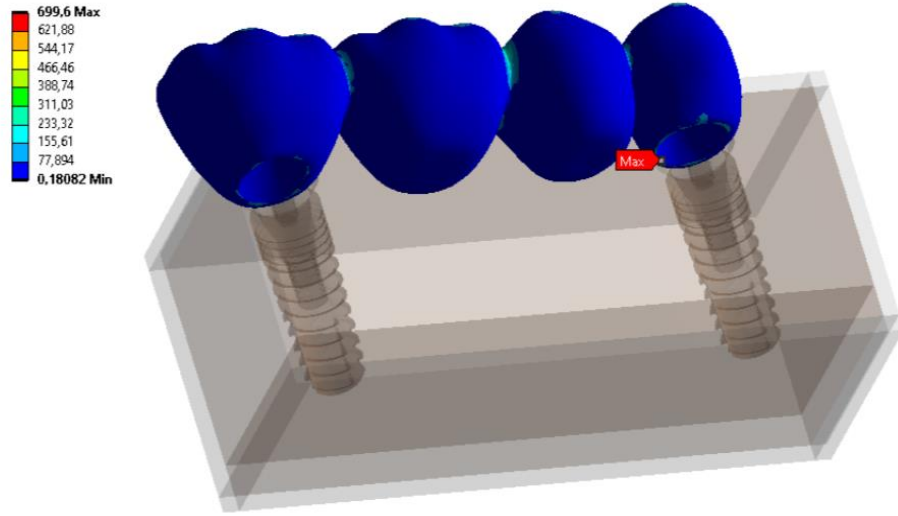
Şekil 95. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu Cr-Co alt yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı



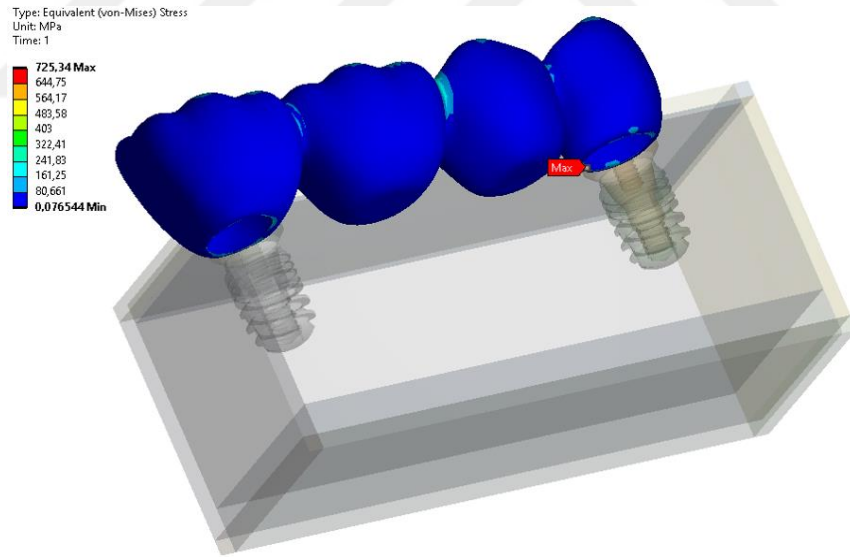
Şekil 96. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu Cr-Co alt yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

4.2.2.8. Seramik Üst Yapı Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri

Bukkal tüberküllerden oblik uygulanan kuvvetler sonucu seramik üst yapıda iki standart implantla desteklenen dört üyeli sabit protez sisteminde en yüksek Von Mises gerilme değeri 1. premolar kronun abutmentle birleştiği servikal bölgenin mezialinde 699,6 MPa'dır. İki kısa implantla desteklenen yapıda ise aynı bölge olan 1. premolar kronun servikalinin mezialinde 725.34 Mpa'dır.



Şekil 97. İki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu seramik üst yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı



Şekil 98. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yükleme sonucu seramik üst yapıya ait Von Mises gerilme değerlerinin dağılımı

Tablo 3. Kortikal kemiğe ait maksimum asal gerilme değerleri (MPa)

İMLANT UZUNLUĞU	ÜÇ ÜYELİ KÖPRÜ		DÖRT ÜYELİ KÖPRÜ	
	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET
KISA İMLANT	52,512	150,93	72,109	247,56
STANDART İMLANT	38,808	138,59	95,915	199,8

Tablo 4. Kortikal kemiğe ait minimum asal gerilme değerleri (MPa)

İMLANT UZUNLUĞU	ÜÇ ÜYELİ KÖPRÜ		DÖRT ÜYELİ KÖPRÜ	
	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET
KISA İMLANT	-131,69	-181,53	-170,92	-305,52
STANDART İMLANT	-87,56	-156,75	-92,509	-211,91

Tablo 5. Trabeküler kemiğe ait maksimum asal gerilme değerleri (MPa)

İMLANT UZUNLUĞU	ÜÇ ÜYELİ KÖPRÜ		DÖRT ÜYELİ KÖPRÜ	
	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET
KISA İMLANT	11,475	13,301	12,805	17,125
STANDART İMLANT	7,41	13,748	25,201	24,642

Tablo 6. Trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değerleri (MPa)

İMLANT UZUNLUĞU	ÜÇ ÜYELİ KÖPRÜ		DÖRT ÜYELİ KÖPRÜ	
	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET
KISA İMLANT	-16,295	-18,187	-21,954	-26,479
STANDART İMLANT	-16,414	-19,701	-22,769	-24,439

Tablo 7. İmplantta ait Von Mises gerilme değerleri (MPa)

İMLANT UZUNLUĞU	ÜÇ ÜYELİ KÖPRÜ		DÖRT ÜYELİ KÖPRÜ	
	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET
KISA İMLANT	394,77	684,07	648,89	921,69
STANDART İMLANT	366,55	620,16	509,25	997,37

Tablo 8. Bağlantı vidasına ait Von Mises gerilme değerleri (Mpa)

İMLANT UZUNLUĞU	ÜÇ ÜYELİ KÖPRÜ		DÖRT ÜYELİ KÖPRÜ	
	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET
KISA İMLANT	123,42	456,73	160,94	346,06
STANDART İMLANT	221,9	1045,9	331,54	1427,1

Tablo 9. Abutmente ait Von Mises gerilme değerleri (MPa)

İMLANT UZUNLUĞU	ÜÇ ÜYELİ KÖPRÜ		DÖRT ÜYELİ KÖPRÜ	
	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET
KISA İMLANT	286,67	861,88	449,82	935,96
STANDART İMLANT	296,47	560,9	391,64	848,9

Tablo 10. Cr-Co alt yapıya ait Von Mises gerilme değerleri (MPa)

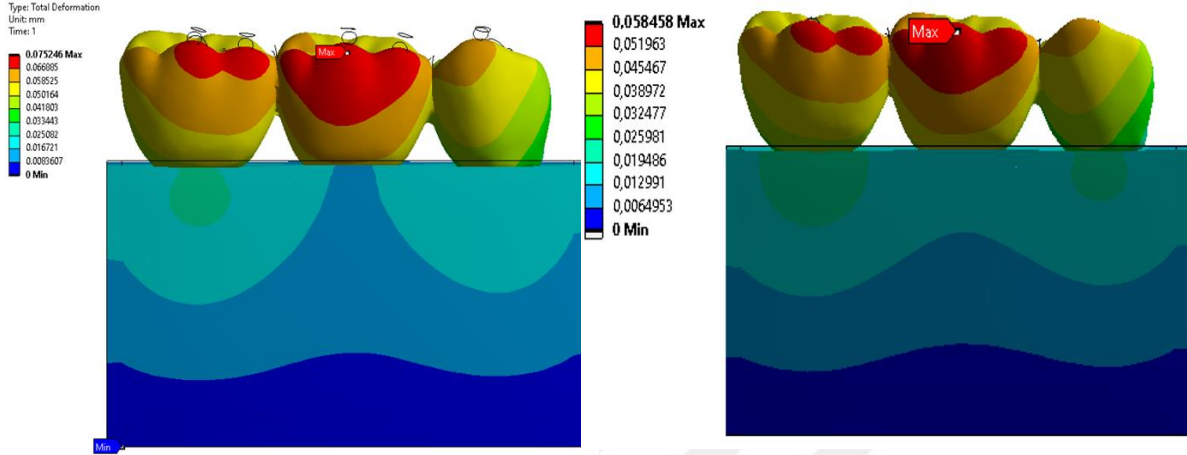
İMLANT UZUNLUĞU	ÜÇ ÜYELİ KÖPRÜ		DÖRT ÜYELİ KÖPRÜ	
	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET
KISA İMLANT	267,04	382,52	265,68	402,36
STANDART İMLANT	292,38	581,7	699,64	1053,9

Tablo 11. Seramik üst yapıya ait Von Mises gerilme değerleri (MPa)

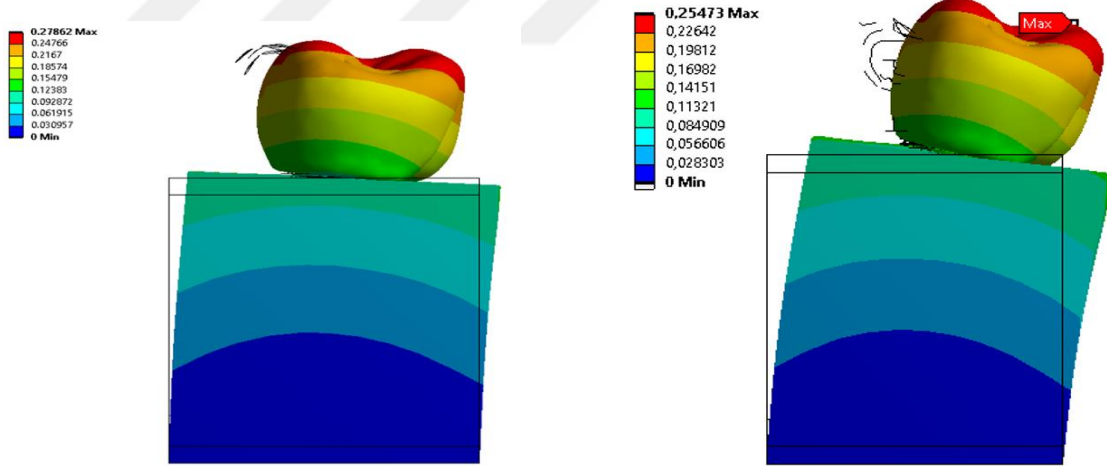
İMLANT UZUNLUĞU	ÜÇ ÜYELİ KÖPRÜ		DÖRT ÜYELİ KÖPRÜ	
	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET
KISA İMLANT	222,78	478,65	463,89	725,34
STANDART İMLANT	181,35	348,13	421,8	699,6

4.3. Deformasyon Miktarı

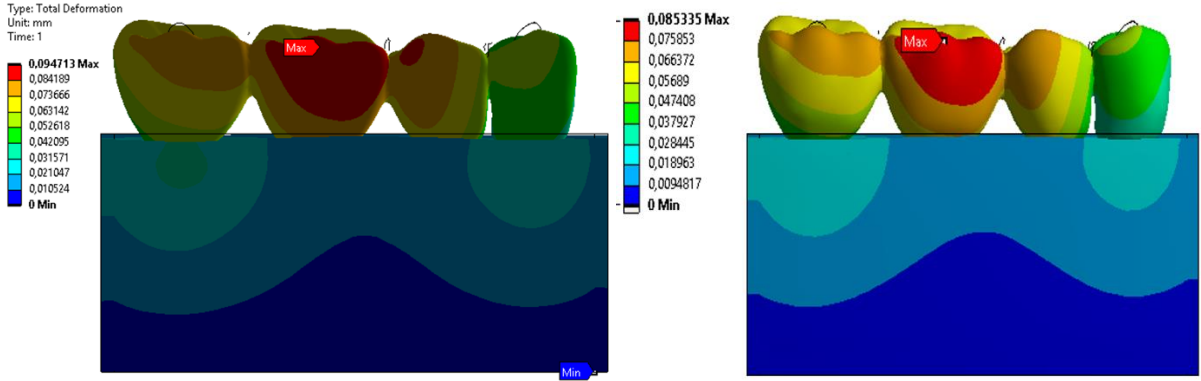
İki farklı uzunlukta implantla desteklenen üç ve dört üyeli sabit protezlerde modellerdeki tüm yapıda oluşan deformasyon miktarları Şekil 99-102’de görülmektedir.



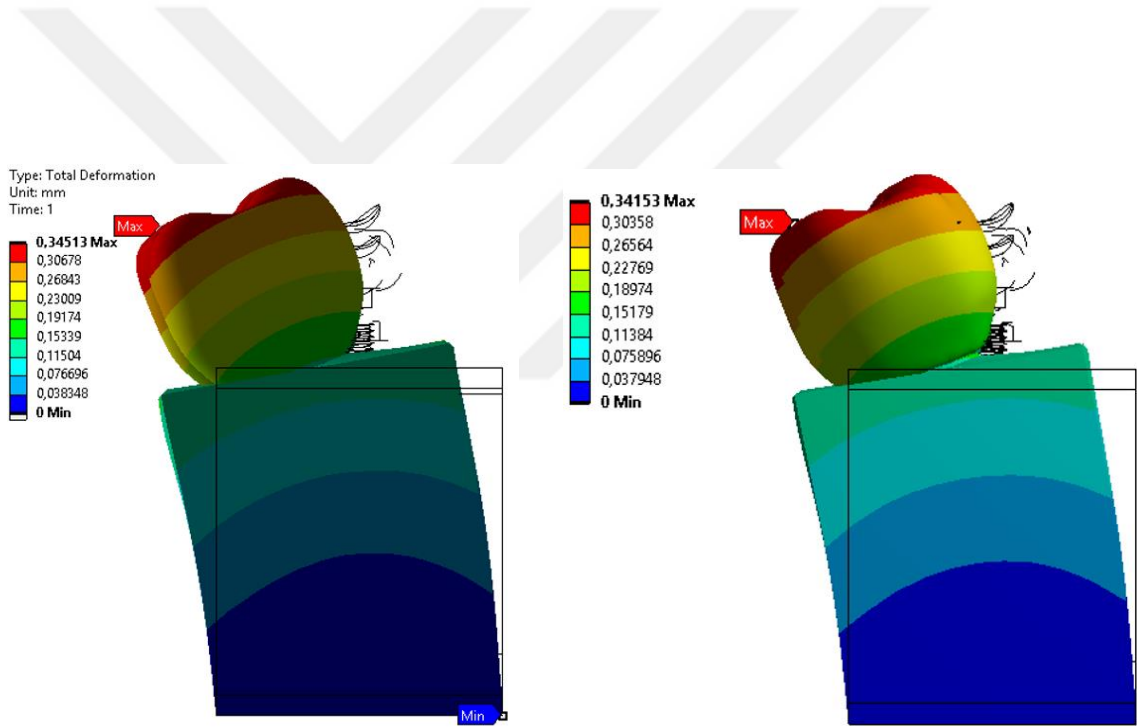
Şekil 99. Solda iki kısa implant sağda iki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde vertikal yüklemeye sonucunda toplam deformasyon miktarı



Şekil 100. Solda iki kısa implant sağda iki standart implant ile desteklenen üç üyeli sabit protezde oblik yüklemeye sonucunda toplam deformasyon miktarı



Şekil 101. Solda iki kısa implant sağda iki standart ile desteklenen dört üyeli sabit protezde vertikal yüklemde toplam deformasyon miktarı



Şekil 102. Solda iki kısa implant sağda iki standart implant ile desteklenen dört üyeli sabit protezde oblik yüklemde toplam deformasyon miktarı

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Çalışmamızda 6 mm uzunluğundaki kısa implantlar ve 12 mm uzunluğundaki standart implantlar ile desteklenen üç ve dört üyeli sabit bölümlü protezlerde vertikal ve oblik oklüzal yüklemeler altında oluşan gerilim değerleri ve dağılımları sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelenmiştir ve birbirleri arasında kıyaslama yapılmıştır. Çalışma sonucuna göre dört üyeli sabit bölümlü protezlerde oblik kuvvetler sonucunda çevre kortikal kemik için kısa implantta daha fazla olmak üzere iki implant boyunda da yüksek gerilim değerleri kaydedilmiştir.

Diş kaybı olan bölgeye implant yerleştirebilmek için yeterli kemik hacmi ve uzunluğunun olması gerekmektedir (134). Travmaya bağlı oluşan defektlere bağlı diş kayıpları veya diş kaybı sonrası uzun süre tedavi görmemiş hastalarda oluşan bıçak sırtı tarzı kreterler ve anatomik kısıtlamalar nedeniyle implant yerleşimi için yetersiz kemik hacmi oluşmaktadır (2). Bu durumlarda rezidüel kemik boyutlarını arttırmak amacıyla, rehberli kemik rejenerasyonu, blok greftler, sinüs agumentasyonu, distraksiyon osteogenezis ve inferior alveolar sinirin transplantasyonu gibi ek cerrahi işlemler uygulanmaktadır. İnflamasyon, sinüzit, sinir hasarı gibi komplikasyon risklerinin olması, ek cerrahi alan gerektirmesi, artan maliyet ve tedavi zamanı gibi dezavantajları nedeniyle hastalar bu ek cerrahi girişimleri kabul etmeyebilir (135). Bu nedenle günümüzde ilgili bölgeye açılı veya kısa boy implant yerleştirmek sıklıkla kullanılan tedavi alternatifleri olmuştur (136).

İmplant boyu sınıflandırması hakkında farklı düşünceler vardır. Birçok yayında kısa implant uzunluğu 5 mm ile 10 mm arasında belirtilmektedir. Tawil ve Younan tarafından implantların kısa implant olarak tanımlanabilmesi için uzunluğunun 10 mm veya daha kısa olması gerektiği belirtilmiştir (137). Renouard ve Nisand ise 8 mm ve daha kısa kemik içi uzunluğa sahip implantları kısa implant olarak kabul etmişlerdir (71). Başka bir sınıflamaya göre boyu 6 mm ve 10 mm arasındaki implantlar kısa, 6 mm'den kısa implantlar ise ultra kısa implantlar olarak tanımlanmıştır (59). Çalışmamızda kısa implantlarda oluşan gerilimleri incelemek amacıyla literatür bilgilerinden örnek alarak kısa implantlar için 6 mm implant uzunluğu tercih edilmiştir.

İmplant-kemik temas yüzeyinin az olması ve kron/implant boy oranının riskli olması nedeniyle kısa implantların endikasyonları hala tartışılmaktadır (138). Bazı çalışmalar klinik olarak kısa implantların daha fazla kayıp oranı olduğunu belirtmişlerdir (71, 139–141). Bunun yanında, son retrospektif çalışmalarda kaliteli kemik varlığında ve geliştirilmiş

implant dizaynları ile kısa implantların uzun implantlara eşit veya daha az kayıp oranı olduğu belirtilmiştir ve sonlu elemanlar analizleri maksimum kemik stresinin implant boyundan bağımsız olduğunu söylemektedir. (91, 142). Wyatt ve Zarb tarafından 7 mm uzunluktaki implantlar için %75, Winkler ve ark. tarafından 7 mm uzunluktaki implantların %74.4, Herrmann ve ark. tarafından 7 mm uzunluktaki implantların %78.2 lik sağ kalım oranı olduğu saptanmıştır (143). Uzun dönem retrospektif 661 vakada, 1.287 adet kısa implant değerlendirilmiş, 47.9-24.46 aylık kontrol periyodunda kısa implantların uzun dönem sağ kalım oranının %99,3 ve %98,8 olduğu belirtilmiştir (43). Fugazatto ve ark. 84 aylık kontrol periyodunda, 10 mm'den kısa 2073 adet implantı değerlendirmişler ve başarı oranını %98.1-%99.7 olarak belirtmişlerdir. Draenert ve ark. 1-3 yıl arası gözlem periyodunda kısa implantların uzun implantlarla aynı sağ kalım oranının bulunduğunu belirtmişlerdir (144). Sanchez Garces'in 10 mm'den kısa 273 implantı 18 ay-12 yıllık süre ile değerlendirdiği çalışmada kısa implantların başarı oranının %92.67 olduğunu ve bunlardan yüzeyi makine ile işlenmiş olan implantlarda, yüzeyi pürüzlendirilmiş olanlara oranla daha fazla kayıp olduğu gözlenmiştir (145). 2005'te Hermann ve ark. başarısız implant prosedürlerini analize etmiş, kısa implantların daha çok düşük dansiteli kemiğe uygulanırken, uzun implantların daha yüksek dansiteli kemik bölgelerine yerleştirildiğini belirtmişlerdir (139). Bu durumda, örneğin posterior maksilla gibi kemik dansitesinin az olduğu bölgelerde implant kaybının sadece implant uzunluğuyla alakası olmadığı anlaşılmaktadır. Esposito ve ark. daha önceden vertikal kemik grefti uygulanmış rezorbe posterior mandibulaya 6.3 mm ve 9.3 mm uzunluğunda implantlar yerleştirdiği 3 yıllık raporda hem iki kısa ve hem de üç standart uzunluktaki implantların başarısız olduğunu belirtmişlerdir (146). Pieri ve ark. 6-8 mm kısa implantlar ile lateral pencere sinüs greft cerrahisi ardından yerleştirdiği 11 mm implantları kıyaslamış, 3 yıl sonra implant sağ kalımlarının benzer olduğunu, cerrahi uygulanan grupta cerrahi komplikasyon yaşandığını belirtmiştir (147). Bunların yanında sistemik hastalıklar, sigara kullanımı, brüksizm gibi parafonksiyonel durumlarla oluşan fazla yüklenme, istenmeyen kron/implant boy oranı, düşük kalitede kemik varlığı kısa implantların sağ kalım süresini büyük ölçüde etkilemektedir.

İmplant-protez sisteminde çevresel kemikte oluşan stres dağılımı ve bunun implant şekli ve özellikleriyle bağlantısının incelenmesi, implant geometrisinin ve biyomekanik davranışın iyileştirilmesine önemli katkı sağlar. Dental implantların mekanik analizinde sonlu elemanlar analizi yöntemi birçok araştırmacı tarafından sıkça kullanılmıştır (41, 42, 51, 60, 91, 106, 148). Bu yöntem Cook ve ark.'ların belirttiği gibi implantasyon riskleri ve

masrafı olmadan, uygun, doğru, güvenilir sonuçlar sunmaktadır (149, 150). Sonlu elemanlar analizi yöntemi sonuçlarının doğruluk derecesi, modelin gerçek anatomik yapılara ve fizyolojik koşullara uyumuna, sınır koşullarına, materyal özelliklerine bağlıdır (149, 151). Bu yöntemde analizler tek, iki ve üç boyutta yapılabilir. Modellenecek yapıların şekil ve anatomilerinin düzensizliği nedeniyle diş hekimliğinde üç boyutlu modellemeler, stres dağılımlarının daha gerçekçi sonuçlar vermesi nedeniyle daha sık kullanılmaktadır (152). Çalışmamızda bu nedenlerden dolayı, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi tercih edilmiştir.

Protetik tedavilerde çiğneme kuvveti ile oluşan stresleri değerlendirmek için kullanılan sonlu elemanlar analizi yönteminin birçok avantajı olmasının yanında birtakım zorlukları ve kısıtlamaları söz konusudur. Diş hekimliğinde bu yöntem, çoğunlukla lineer elastik gerilim analizi kabul eder gerçekte ise, doku ve malzemelerde oluşan deformasyon kuvveti ile doğru orantılı olmayabilir (non-linear). Ayrıca gerçekte doğada hiçbir materyal %100 homojen ve izotropik kabul edilmemesine rağmen yapılan araştırmalarda dental materyaller homojen ve izotropik kabul edilmiştir. Fakat bu özellikler birçok faktöre bağlı değişebildiğinden materyal değerlerini ortalama değer olarak homojen ve izotropik saymak çalışma sonuçlarını etkilemeyecektir (114, 153, 154). Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda yapılar, homojen, izotropik ve lineer kabul edilmiştir.

Klinik olarak implant yerleştirilmesinden sonra iyileşme periyodunda kortikal ve trabeküler kemik implantı kılıf gibi sarmaya başlar ve bu durumun derecesi, karşılaştığı stres ve implantın çenedeki konumuna bağlıdır. Anterior mandibulada %100 kortikal osseointegrasyon görülürken bu oran posterior mandibulaya doğru azalmaktadır. Osseointegrasyon en az posterior maksillada görülmektedir (153). Bu şartların bilgisayar ortamına aktarılması mümkün olmadığı için, sonlu elemanlar analizi çalışmalarının çoğunluğunda modellemeyi kolaylaştırmak için kortikal ve trabeküler kemiğin implant ile mükemmel bir şekilde bağlandığı kabul edilir. Ayrıca Papavasiliou ve ark. sonlu elemanlar analizi yönteminde osseointegrasyon seviyesinin aksiyal ve oblik yüklemde oluşan stres seviyelerini ve dağılımını değiştirmediklerini belirtmişlerdir (155). Çalışmamızda, diğer sonlu eleman analizi çalışmalarına benzer şekilde dental implantların çene kemiğine %100 osseointegre olduğu kabul edilmiştir (91, 156, 157).

Kullanılan materyallerin mekanik özelliklerin belirlenmesinde, elastisite modülü ve poisson oranları kullanılır. Elastisite modülü, aksiyal yüklemde çekme ve baskı sırasında

oluşan materyal deformasyonudur, gerilim ve gerinimin oranlanmasıyla bulunur. Poisson oranı ise yatay gerinimin aksiyal gerinime oranıdır, materyalin hangi kenarlarının test sırasında ne kadar deformasyona uğradığı gösterir. Materyallerin mekanik özelliklerini belirten elastisite modülü ve poisson oranları daha önceki yapılan çalışmalardan örnek alınmıştır (129–132).

Sonlu elemanlar analizinin başka bir kısıtlaması da kemik yapının modellenmesinde yer almaktadır. Yapılan çoğu çalışmada tüm mandibulayı modellemektense sadece ilgili bölgedeki kesit modeli elde edilmiştir (91, 148, 157, 158). Kortikal kemik kalınlığının artması gerilim değerlerinde azalmaya neden olmaktadır. Okumura ve ark. kortikal kemiğin bulunmadığı sadece trabeküler kemik ile yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında implant çevresindeki gerilim değerlerinin en yüksek olduğunu tespit etmişlerdir (159). Bunun yanında kısa implantlar, çoğunlukla periodontal sorunlar veya bölgenin uzun süre boş kalmasına bağlı kemik kaybı nedeniyle genellikle yetersiz kemik varlığında zayıf kemiğin eşlik ettiği durumlarda uygulanır (160, 161). Çalışmamızda modellemeyi kolaylaştırmak için posterior mandibula kesitinde modellenen kısımda kortikal kemik tabakası, trabeküler kemiği homojen bir şekilde 1 mm kalınlıkta sarmaktadır. Daha önceki çalışmalardan örnek alınarak trabeküler kemiğin elastik modülüne 1.3 Gpa değeri verilmiştir (130, 131, 162–167).

Oklüzal çiğneme kuvvetleri, bireyden bireye farklılık oluşturmakta, bireyin yaşına, cinsiyetine, ağızda mevcut olan restorasyonlara, buriksizm gibi parafonksiyonel durumlara, hastanın mental durumuna göre büyük değişiklik göstermektedir. Bu nedenle çiğneme sırasında oluşan molar oklüzal kuvvetlerin değeri geniş bir aralık gösterir. Maksimum oklüzal kuvvetler anterior bölgeden posteriora doğru artış göstermektedir. Bu durum için çiğneme mekaniği sınıf 3 kaldıraç gibi düşünülmüş, kondil fulkrum ve çiğneme kasları da kuvvet olarak kabul edilmiştir. Buna göre fulkrum olarak kabul edilen kondile yaklaştıkça kuvvette artış olacaktır (3). Craig, vertikal ısırma kuvvetinin molar dişlerde 390-880 N, premolar dişlerde 453 N, keserlerde 222 N, Helkimo ve ark, erkeklerde maksimum ısırma kuvvetinin molarlarda 382 N, insizal bölgede 176 N olduğunu belirtmişlerdir (12, 168). Bir çalışmada sensör ve strain-gauge ısırma çatalıyla ortalama maksimum ısırma kuvvetleri 50-800 N, fiber Bragg kafes ısırma kuvvet ölçeri ile 176-635 N aralığı bulunmuştur. Başka bir aygıt olan quartz kuvvet dönüştürücü sensör ve likit kristal ekranlı mikroprosessor ile erkeklerde maksimum çiğneme kuvveti 847 N kadınlarda 597 N olarak tespit edilmiştir

(169). Attia'ya göre yetişkin oklüzal kuvvetler molar bölge için 400-800 N, premolar bölge için 300 N, anterior bölge için 200 N olarak kabul edilmiştir (170). Oklüzal kuvvet büyüklüğü ve dağılımının implant destekli köprüler ile diş destekli köprüler arasında yaklaşık aynı olduğu belirtilmiştir (171). Başka bir çalışmaya göre ise implant destekli restorasyonlarda, dişte bulunan propriosepsiyon duyusu olmadığı için daha fazla çiğneme kuvveti oluşmaktadır (172). Çalışmamızda, vertikal yöndeki kuvvet değerleri olarak ortalama bir değer olan premolar dişler için 300 N molar dişler için ise 450 N seçildi. Marjinal sırt-tüberkül kapanış ilişkisinde gelen kuvvetlerin kontakt diştten de karşılanması nedeniyle kuvvetler Okeson kapanış kriterlerine uyarak üç nokta teması şeklinde uygulandı ve tüberkül-fossa ilişkisi esas alındı (173). Gerçekçi simülasyon elde edebilmek için tek dişle oklüzal kontakt sağlandığı kabul edildi ve tüberkül fossa ilişkisinde fonksiyonel tüberküllerin temas noktalarının değdiği yerlerde tripod temas tipi oluşturuldu.

İmplant dayanımını anlamak için vertikal kuvvet dışında dinamik oklüzyondaki lateral hareketlerde implantlar üzerine gelen oblik kuvvetlerin yarattığı stres değerlerini belirtmek gereklidir çünkü oblik yükler, vertikal ve horizontal yüklere göre klinik durumu daha gerçekçi yansıtmaktadır (129, 156, 174). Literatür araştırmalarında en yüksek stres değerlerinin oblik kuvvetlerde olduğu gözlemlenmiştir. Çiğneme sırasındaki kuvvetlerin genelde oblik şekilde gelmesinden dolayı açılı oklüzal kuvvetler perimplant doku için zararlı etki gösterir (38, 156). Oblik kuvvetler sonucunda implant boynu etrafındaki destek kemiğin özellikle bukkalinde fazla stres konsantrasyonu görülür ve aşırı dinamik yüklemede bu bölgedeki kemik yoğunluğunda azalma ile birlikte krater tarzı defektler oluşur (4). Misch açılı kuvvetlerin kısa implantlarda uzun implantlara göre daha fazla değerlere sahip kuvvet momentleri üreteceğini doğrulamıştır (93). İmplant destekli protez sisteminde oblik yüklemelerden kaçınılması çevre kemiğe yayılan stresin azaltılmasını sağlar (175).

Oblik kuvvetlerde açı derecesi büyüdükçe gelen yıkıcı kuvvetler artmaktadır (98). Gelen kuvvetin eğiklik derecesi yapılan çalışmalardan örnek alınarak 30 derece olarak belirlenmiştir (109, 156, 176, 177). Lateral hareketler sırasında alt çenede çalışan tarafta fonksiyonel tüberkül tepelerinin bukkal eğiminden kuvvetler geldiği için temas noktaları bu noktalar seçilmiştir ve premolar dişler için 150 N, molar dişler için 300 N uygulanmıştır (178). Çalışmamızın sonuçlarında en yüksek stres değerleri açılı kuvvetler karşısında oluşmuştur. Vertikal kuvvetler karşısında üye sayısının artması ile hem kısa hem standart implantla desteklenen yapılarda risk oluşmaz iken, oblik kuvvetler karşısında üye sayısının

dörde çıkması kısa implantta daha fazla olmak üzere hem kısa hem standart implantların etrafındaki kortikal kemik için fazla stres değerleri meydana gelmiştir. Maksimum çiğneme kuvvetlerinin her insanda farklı olması ve geniş bir aralık bulunması nedeniyle yüklemelerle ile oluşan stres değerleri gelen kuvvet arttıkça artacaktır. Bu nedenle çalışma sonuçlarını sayısal olarak kıyaslamak doğru değildir daha çok genellemeler üzerinden yorumlama yapılmalıdır (179). Bunun yanında çalışmamızda uygulanan kuvvetler çiğneme sırasında oluşan yüksek değerdeki kuvvetlerdir.

Sonlu elemanlar analizinde, Von Mises, maksimum ve minimum asal gerilme değerleri karşılaştırılmaktadır. Analiz sonuçlarının değerlendirilmesinde; kırılğan materyaller (kemik, greft materyallleri) için asal gerilim değerleri, çelik, alüminyum gibi metaller gibi çekilebilir materyaller için Von Mises gerilme değerleri kullanılır (124, 143, 180). Asal gerilim değerleri için elde edilecek olan en yüksek maksimum asal gerilim değeri modelde oluşan çekme tip gerilimi; minimum asal gerilimi ise modelde oluşan sıkışma tip gerilimi ifade eder. Von Misses değerleri ile tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında bilgi elde edilir ama stresin yönü hakkında bilgi vermez (104). Çalışmamızda kortikal ve trabeküler kemik için asal stres değerleri, titanyum implant, abutment, vida, Cr-Co alt yapı ve seramik üst yapı için ise Von Mises gerilme değerleri üzerinden inceleme yapılmıştır. Birçok çalışmada, kuvvetin uygulandığı yönden bağımsız olarak sıkışma tipi gerilme değerleri (minimum asal gerilme) fazla bulunmuştur (108, 181, 182). Çalışmamızda da araştırmalarla paralel olacak şekilde kemik dokulardaki minimum asal geirlme değerleri, maksimum asal gerilme değerlerinden büyüktür. Bu durum oklüzal yükler sonucu implant çevresi kortikal ve trabeküler kemikte baskı gerilmesinin daha etkin olduğu anlamına gelir.

Stres değerleri materyal özellikleri, yapısal özellikler, kuvvet farklılıkları gibi değişikliklerden etkilenmektedir. Bu nedenle tüm modellerimizde tüm materyal özellikleri aynı tutulup sadece incelenecek olan köprü gövdesi uzunluğu ve implant uzunlukları değiştirilmiştir.

Sonlu elemanlar analizinde güvenilir sonuçların elde edilebilmesi için, eleman ve düğüm sayısının en az 30.000-200.000 arasında ve eleman boyutunda 150-300 μm olması gerekmekte ve 300 μm 'den daha büyük eleman boyutu yanıltıcı sonuçlar vermektedir (183). Çalışmamızda daha gerçekçi sonuçlar için kullanılan toplam eleman sayısı 912.289'dur.

Doğal dişe kuvvet uygulandığında var olan periodontal ligament nedeniyle gelen kuvvet absorbe edilir ve kök uzunluğu boyunca stres, etrafındaki kemiğe dağıtılır ancak

implantların çevresinde periodontal ligamentin olmaması sonucu gelen kuvvet direkt kemiğe aktarır. (115) Periodontal ligament sayesinde lateral kuvvetler karşısında dişte 56~108 µm'luk bir hareket ve kökün apikal üçlüsünde dönme merkezi oluşurken, implantlarda hareket sadece 10~50 µm düzeyinde olduğu için stres homojen şekilde dağıtılamaz ve dönme merkezi daha koronale yaklaşır. Oluşan lateral kuvvetler dönme momenti etkisiyle implant apikal ucu ve üst kortikal kemik hizasında gerilmelere neden olur. (103). Bir arada bulunan iki farklı elastik modülüne sahip yapılarda bir tanesine yükleme yapıldığında ara yüzeyde ve özellikle ilk temasta stres yoğunlaşması görülür (184, 185). Bunun yanında kortikal kemiğin elastik modülü trabeküler kemiğe oranla daha yüksek olduğu için gelen stresi daha fazla toplayabilir (186). Bu nedenlerle stres yoğunlaşması öncelik olarak implant servikalini saran, oklüzal yüzeyin 5 mm altındaki kortikal kemikte en fazla görülürken, implantın apikal kısmını saran kemiğe daha az stres ulaşır (187, 188). Saidat ve ark. çalışmasına göre implant boyun bölümünden itibaren implantın ilk üç yivinde en yüksek stres değerleri oluşurken, daha sonraki yivler çevresindeki stres değerleri daha az ve benzer bulunmuştur (189). Servikal bölgedeki implant-kortikal kemik birleşiminin 5 mm altındaki bu kemiksel alan rezorpsiona en yatkın bölgedir ve kemik kaybı bu bölgelerden başlar. Bu nedenle, kortikal kemikte oluşan yüksek stres değerleri implantların uzun dönem sağ kalımını etkileyen faktörlerden biridir (190). Trabeküler kemikte ise durum farklıdır, trabeküler kemikteki maksimum asal stres, kortikal kemikte gösterilenlerden çok daha düşük değerlerle implantların apikal bölgesinin yakınında görülür. Shetty ve ark. implant uzunluğu sayesinde artan kemik-implant yüzey alanı ile primer stabilitenin artabileceğini ancak, asıl riskli olan, yüksek baskı ve çekme yüklerini kemiğe transfer eden, stres yoğunlaşmasının en çok görüldüğü fonksiyonel yüzey alanının implant uzunluğunun artması ile değişmeyeceğini hatta kısa, geniş çaplı implant kullanımı ile hem primer stabilitenin hem de fonksiyonel yüzey alanının artabileceğini savunmuşlardır (191). Bizim çalışmamızın sonuçlarında diğer çalışma sonuçlarına paralel olarak stres, implant servikali etrafındaki kortikal kemikte yoğunlaşmış ve trabeküler kemik ile kıyaslayınca daha fazla stres değerleri gözlenmiştir (187, 189, 192, 193). Bu durum, en önemli kuvvet aktarım bölgesinin implant-dayanak birleşimini ifade eden implant servikali etrafında olduğunu doğrulamıştır.

Tip 5 titanyum implantın elastik modülü, kortikal kemikten 8 kat, trabeküler kemikten 80 kat daha yüksektir (194). Elastik modül değerinin çevre kemikten daha fazla olması oklüzal kuvvetlere karşı daha dayanıklı olmasını sağlar ve daha fazla stresi toplamaktadır. Çalışmamızın sonuçlarında, elastik modül farkından dolayı implantlar

içerisinde yoğunlaşan streslerin, çevre kortikal ve trabeküler kemikten daha fazla olduğu görülmüştür.

İmplant destekli protezlerde protetik bağlantı vidası en kırılgan yapı olarak belirtilmiştir (131). Moraes'ın yaptığı çalışmada bağlantı vidasının en fazla stres yoğunlaşması boyun kısmında görülmüştür (167). Pierrisnard ve ark.'ın yaptığı bir çalışmaya göre uzun implantlara göre kısa implantların çevresindeki kemikte daha fazla hareketlilik görülür ve bu hareketlilik stres kırıcı özellik gösterir. Uzun implantlar devrilmeye karşı daha fazla direnç gösterir (5). Buna göre uzun implantlara ulaşan fazla yüklemeler implantın bükülmesine neden olurken kısa implantlarda bu bükülme çevre kemiğin hareketliliği ile kompanse edilir. Bu durumda fazla yüklemelerde uzun implantlarda daha çok vida gevşemesi, vida kırığı ve implant kırığı gibi için mekanik komplikasyonlar görülürken, kısa implantlarda biyolojik problemler oluşur. Yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmasında, en yüksek stres, standart implantlara ait abutment vidasında oluşmuştur (142). Bizim çalışmamızda da tüm modeller içerisinde en yüksek stres değerleri oblik kuvvetler altında uzun implantlara ait abutment vidasındadır ve bu durum özellikle fazla oblik yüklemeler sonucunda uzun implantlarda daha fazla vida kırığı ve gevşemesi olacağını öngörmektedir.

Jomjunyong ve ark. yaptığı bir sonlu elemanlar çalışmasında kısa implantlar ile standart implantlar karşılaştırılmış, stres dağılımları yakın bulunmasına rağmen standart implantta çevre trabeküler kemikte oluşan stres değerleri kısa implantta oluşan değerlere göre daha fazla, kortikal kemikteki stres değeri kısa implanta göre daha az olduğu görülmüştür (156). Buna karşın Vidya Bhat ve ark.'ın yaptığı çalışmada kısa implantta hem trabeküler hem de kortikal kemikte daha yüksek stres değerleri oluşmuştur (195). Bizim çalışmamızın sonucunda ilk çalışmaya paralel olacak şekilde standart boy implantı çevreleyen trabeküler kemikte oluşan stres değerleri kısa implant çevresindeki trabeküler kemikten daha yüksek olmuştur.

Meijer, mandibulada yaptığı bir çalışmada üst yapı olmadan implantlar üzerine gelen oklüzal kuvvetlerle oluşan stres değerlerini mesial ve distal bölgede eşit, implantları birleştiren üst yapı yerleştirildiğinde streslerin distal bölgelerde daha çok olduğunu belirtmiştir. Bu durumu, yapı yüklendiğinde mandibulanın deforme olması ama üst yapı ve abutment parçaların yerinde kalmasına bağlamıştır. (193) Clelland ise, vertikal yüklemelerde stres yoğunlaşmalarının bukkal ve lingual bölgede mezial ve distal bölgeden daha fazla

olduğunu belirtmiştir (157) (181). Çalışmamızda da aynı şekilde vertikal yükleme yapıldığında kortikal kemikte implant çevresi servikal bölgenin bukkal ve lingual bölgelerinde daha çok stres yoğunlaşması oluşmuştur. Bu durumun oklüzal kuvvetlerin yönünden ve fonksiyonel tüberküllerin bukkal bölgede bulunmasından kaynaklandığı düşünülebilir.

İmplantların uzun dönemde başarılı olabilmeleri için çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu stres değerleri yapıların kaldırabileceği boyutta olmalıdır. Yapıların ne kadar strese dayanabileceği maksimum dayanım değerine bağlıdır. Kemikler için maksimum dayanımı, kemiğin taşıyabileceği maksimum stres değeri olarak, kırılma dayanımı ise kırılacağı stres değeri olarak geçer. Maksimum stres değeri ve kırılma dayanımı genellikle aynı değerlerdir. Maksimum dayanım değeri, stres tipine bağlıdır. Örneğin, kemik makaslama ve gerilme kuvvetlerine karşı baskı kuvvetinden daha dayanıksızdır (196). Gerilimlerin sıkışma veya çekme şeklinde olması asal gerilim değerleri ile anlaşılmaktadır. Bu değerlerden pozitif olanı gerilme, negatif olanı sıkışma tipi kuvvetleri belirtir ve burada belirtilen negatif değer kuvvetin yönünü bildirir. Büyük olan gerilim değeri hangi tip kuvvetin daha etkili olduğunu gösterir (182). Literatür incelemesinde insan kortikal kemiğinin dayanabileceği maksimum gerilme dayanımı 135 MPa, maksimum baskı dayanımı 205 MPa, makaslama dayanımı ise 67 MPa olarak belirtilmiştir (197). Trabeküler kemiğin mekanik dayanımı için 22-28 MPa maksimum değer olarak kabul edilmiştir ve bu değer trabeküler oryantasyonuna ve yoğunluğuna bağlı değişir (160, 167). Trabeküler kemik baskı dayanımı mandibular anterior bölgede posterior bölgeden %47-%68 daha yüksek değerde iken premolar ve molarlar bölge arasında bir fark görülmemiştir (3). Bu değerlerin üzerinde kuvvet gelmesi ile yapıda deformasyon oluşturacaktır. Bu nedenle bu değerlere dikkat edilmeli, yapılara bu değerlerin üzerinde stres ulaşmasından kaçınılmalıdır. Bizim çalışma sonuçlarımızda oblik kuvvetler altında dört üyeli sabit bölümlü protezde hem iki kısa implant hem de standart implantlarla desteklenen yapılar için oluşan stres değerleri kortikal kemiğin maksimum dayanım değerini aşmıştır.

Literatüre göre ideal olarak her bir kayıp diş için standart uzunlukta bir implant yerleştirilmesi gerekmektedir, köprü olarak planlanan bölgeler için ise her kayıp üç dişte 13 mm uzunluğunda iki implant yerleştirilebilir (6). Bunun dışında iki implantın destek olduğu üç veya dört üyeli sabit bölümlü protezlerin güvenli, beş veya daha fazla üyeye sahip sabit bölümlü protezlerin riskli olduğu belirtilmiştir (172). Rangert ve ark. iki implant arası köprü

protezlerin uzun dönemde riskli olduğunu savunmaktadır (198). Buna karşın Sullivan iki implantın üç üyeli sabit protezlere destek olabileceğini belirtmiştir (199). İplikçioğlu da çalışmasında implantların çapları 4.1 mm'den fazla ise üç üyeli sabit proteze iki implantın destek olabileceğini fakat parafonksiyon gibi risk faktörleri varlığında her kayıp diş yerine bir implant koyulması gerektiğini söylemişlerdir (91). Örnek verilen çalışmalarda standart boy implantlar kullanıldığından kısa implantlar konusunda kesin bir sonuç çıkarılmamıştır.

Sabit protez üye sayısı arttıkça, oklüzal kuvvetler altında dayanaklarda oluşan stres miktarı da artacaktır (200). İki implant arası pontik sayısına bağlı deformasyon miktarı pontik sayısının küpü kadar değişmektedir. Örneğin diğer tüm koşullar aynı kaldığında tek pontiğe göre iki pontik bulunan köprülerde deformasyon miktarı sekiz kat, üç adet pontik bulunan köprülerde 27 kat artmaktadır (201). Bu durum, protez yapısında daha fazla esnemeye ve destek implantlara fazla stres ulaşmasına neden olur. Çalışmamızda protez yapısındaki esneme ve artan kuvvet değeri nedeniyle üç üyeye sahip hem kısa hem de standart implantla desteklenen protez sistemlerinde üye sayısı dörde çıkınca tüm yapıların stres değerlerinde fark edilir artış görülmüştür. Yükleme noktasına yakın bir yerde deformasyon meydana gelirse, iletilen strese azalma olacaktır. Bu durum, kısa implantta yüksek stres görülürken bazı bölgelerde çevre kemiğe standart implanttan daha az stres iletilmesinin bir sonucu olarak gösterilebilir (202).

Vidya Bhat ve ark.'ın çalışmasında kısa implantların yatay ve dikey oklüzal yükler karşısında sonlu elemanlar analizi methoduyla oluşan stres değerleri standart implantlar ile karşılaştırılmış, yatay yükler altında kısa implant çevresi kemiğin daha fazla stres toplarken implantın kendisinde daha az stres oluştuğu, dikey yük karşısında ise tam tersi kısa implantın içerisinde daha fazla, çevre kemiğe daha az stresin ulaştığı sonucu çıkarılmıştır (195). Bizim çalışmamızın sonucuna göre, üç üyeli sabit bölümlü protezlerde kısa implantla desteklenen modellerde hem çevre kemikte hem de implantta oluşan stres değerleri daha yüksektir. Protezin üye sayısı dörde çıktığında protez rijit yapısında esneme oluşur bu esneme ile implantlarda daha fazla stres oluşacaktır. Vertikal kuvvetler karşısında dört üyeli sabit bölümlü protezlerde kısa implantlar içerisinde daha yüksek Von Mises gerilme değerleri oluşmuş, çevre kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri standart implanta göre daha az olmuştur. Oblik yüklemede ise, üye sayısı dörde çıktığında kısa implant içerisinde, standart implanttan daha az stres oluşmuş fakat kısa implantın çevre kortikal kemiğine daha fazla stres aktarılmıştır. Bu durum, vertikal kuvvet geldiğinde daha önceki çalışmada

vurgulandığı gibi kısa implantın daha fazla stres topladığı ve çevre kemiğe daha az stres aktardığı açılı kuvvet karşısında ise tam tersi çevre kemiğe daha çok stres aktardığı düşünülebilir.

Yapılan çalışmada matematiksel modeller üzerinde klinik koşullar taklit edilmeye çalışılmış, karşılaştırılmalı ve yoruma dayalı sonuçlar elde edilmiştir. Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında incelenecek yapıları doğal ortamda olduğu şekilde tam olarak modellemek bilgisayar ortamında mümkün olmamaktadır. Bu nedenle çalışmadan elde edilen verilerin klinik araştırmalarla desteklenmesi ve destek dokularda oluşabilecek etkilerini inceleyen uzun dönem in vivo klinik takiplerinin yapılması gereklidir. Ayrıca çalışma sonuçlarına göre, implantların çaplarının artırılması, oklüzal kuvvetlerin etkisinin farklı morfolojilerle ve farklı protez materyalleri ile incelenmesi gibi farklı araştırma konularına ihtiyaç doğmuştur.

SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu sonlu elemanlar çalışmasının limitleri dahilinde elde edilen bulgular ışığında aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

1. Tüm oblik kuvvet uygulanan modellerde, implant ve çevre kemik dokuda vertikal kuvvetlere oranla daha fazla stres oluşmuştur.
2. Sabit protezdeki üye sayısı artırıldığında tüm yapılardaki stres değerlerinde artış görülmüştür.
3. Vertikal ve oblik kuvvetler sonucunda implant ve çevre kemikte oluşan en yüksek stres değerleri sırasıyla en fazla implant içerisinde, daha sonra kortikal kemikte en az trabeküler kemikte oluşmuştur.
4. Kemik içerisinde çekme (maksimum asal stres) ve baskı (minimum asal stres) tipi stresler kıyaslanınca, baskı tipi streslerin daha yüksek değerde olduğu gözlemlenmiştir.
5. İmplantlar ve kortikal kemik için en yüksek stres değerleri implantın servikal boyun bölgesinde, trabeküler kemik için en yüksek stres değerleri implantın apikal bölgesi etrafında yoğunlaşmıştır.
6. Dört üyeli protezlerde kısa implantlarda daha fazla deformasyon oluşmuştur.
7. Kısa implantlar için oklüzal yüklemeler altında çevre kemikte baskı gerilimi daha etkilidir ve standart implantla arasındaki gerilim değerleri farkı en fazla baskı gerilim değerlerinde oluşmuştur.

8. Standart implant ile kısa implant kıyaslandığında implant içerisindeki stres değerleri kısa implantta daha fazla görülmüştür.
9. İmplant çevresi kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri kısa implant etrafında, trabeküler kemik için ise standart implant etrafında daha yüksektir.
10. Oblik yüklemeler altında kopma dayanımını aşan stres değerleri kısa implant için daha çok implant çevresi kortikal kemikte oluşurken, standart implantta bu etki abutment-kron bağlantı vidasında meydana gelmiştir. Bu nedenle protez gövde uzunluğunun artışıyla oblik kuvvetler altında kısa implant için çevre kortikal kemikte rezorpsiyon gibi biyolojik komplikasyon, standart implant için abutment-kron bağlantı vidasının kırılması gibi mekanik komplikasyon olacağı öngörülebilir.
11. Çevre kortikal kemik rezorpsiyonunu önlemek için özellikle oblik kuvvetlerin gelebileceği bölge ve durumlarda kısa implantla desteklenen dört üyeli sabit bölümlü protez kullanımından kaçınılması önerilebilir.
12. İmplant destekli dört üyeli sabit bölümlü protezlerde implant çapı ve sayısının artırılması ve farklı protetik materyal seçimi yeni araştırmalarla incenebilir ve klinik şartlara uygun yeni veriler elde edilebilir.

6. KAYNAKLAR

1. Oshida Y, Tuna EB, Aktören O, Gençay K (2010). Dental implant systems. *International Journal of Molecular Sciences* 11, 1580–1678.
2. 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* 19: 1037.
3. Misch CE (2004). Dental Implant Prosthetics-E-Book. *Elsevier Health Sciences*.
4. 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(7–8): 271–282.
5. Eskitaşçıoğlu G, Soykan E, Ünsal E, Bağış N (2013). Dental implantların biyomekaniği ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulamaları. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 39(2): 87–95.
6. Misch CE (1999). Contemporary Implant Dentistry. *Implant Dentistry*.
7. 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.
8. Pesqueira ARA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Dos Santos DM, Haddad MF, Pellizzer EP (2014). Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *Journal of Oral Implantology* 40(2): 217–228.
9. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T (1990). Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 5(4).
10. Spiekermann H (1995). *Color atlas of dental medicine, Implantology*, Stuttgart.
11. *The glossary of prosthodontic terms*. (2005). *The Journal of prosthetic dentistry*.
12. Sakaguchi R, Powers J (2012). *Craig's Restorative Dental Materials*. *Craig's Restorative Dental Materials*.
13. Newman, Michael G; Takei, Henry H; Carranza FA (2002). *Carranza's Clinical Periodontology 9th Ed*. *Carranza's Clinical Periodontology*.

14. Abraham CM (2014). A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments. *The Open Dentistry Journal* 8: 50–55.
15. Jayesh RS, Dhinakarsamy V (2015). Osseointegration. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences* 7(Suppl 1): S226–S229.
16. El Askary AS, Meffert RM, Griffin T (1999). Why do dental implants fail? Part I. *Implant dentistry* 30(1),: 85–95.
17. Smith DE, Zarb GA (1989). Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 62(5): 567–572.
18. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1(1): 11–25.
19. Papaspyridakos P, Chen C, Singh M, Weber H, Gallucci G (2012). Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *Journal of dental research* 91(3): 242–248.
20. Kürkçüoğlu I, Köroğlu A, Özkır SE (2010). Dental implantlarda başarı kriterleri ve başarı değerlendirme yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 20(3): 221–229.
21. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 18(3).
22. Hobo S, Ichida E, Garcia L (1989). Osseointegration and occlusal rehabilitation. *Quintessence Pub Co*.
23. 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(4): 240–248.
24. Lozada JL (1996). Long-term clinical experience and statistical analysis of CAT Scan subperiosteal implants at Loma Linda University. *J Prosthet Dent* 22: 34–36.
25. Moore, D J, Hansen PA (2004). A descriptive 18-year retrospective review of subperiosteal implants for patients with severely atrophied edentulous mandibles. *The Journal of prosthetic dentistry* 145–150.

26. Golec TS (1986). CAD-CAM multiplanar diagnostic imaging for subperiosteal implants. *Dental clinics of North America* 30(1): 85–95.
27. Young LJ, Michel JD MD (1983). A twenty-year evaluation of subperiosteal implants. *J Prosthet Dent* 49: 690–694.
28. Bodine RL, Yanase RT BA (1996). Forty years of experience with subperiosteal implant dentures in 41 edentulous patients. *J Prosthet Dent* 75: 33–44.
29. 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.
30. Linkow LI, Wagner JR, Chanavaz M (1998). Tripodal mandibular subperiosteal implant: basic sciences, operational procedures, and clinical data. *The Journal of oral implantology* 24(1): 16–36.
31. Paton G, Fuss J, Goss AN (2002). The transmandibular implant: A 5- and 15-year single-center study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*.
32. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL (2014). Current trends in dental implants. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 40(2): 50–60.
33. Roberts RA (1996). Types, uses, and evaluation of the plate-form implant. *The Journal of oral implantology* 22(2): 111–118.
34. Mangano F, Bazzoli M, Tettamanti L, Farronato D, Maineri M, Macchi A, Mangano C (2013). Custom-made, selective laser sintering (SLS) blade implants as a non-conventional solution for the prosthetic rehabilitation of extremely atrophied posterior mandible. *Lasers in Medical Science* 28(5): 1241–1247.
35. 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*.
36. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark PI (1986). Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthopaedica* 57(4): 285–289.
37. Sertgöz A (2005). Temel implantoloji. *ImplantTR Dergisi* 1: 64–69.
38. Skalak R (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry* 49(6): 843–848.

39. Balaji S, Balaji P (2018). Textbook of Oral & Maxillofacial Surgery-E Book. *Elsevier Health Sciences* 2: 429.
40. Weinberg LA (1993). The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 49(6): 843–848.
41. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation* 29(6): 565–574.
42. Shetty P, Yadav P, Tahir M, Saini V (2016). Implant Design and Stress Distribution. *International Journal of Oral Implantology & Clinical Research* 7(2): 34–9.
43. Anitua E, Orive G (2010). Short implants in maxillae and mandibles: a retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. *Journal of periodontology* 81(6): 819–826.
44. Gefen A (2002). Optimizing the biomechanical compatibility of orthopedic screws for bone fracture fixation. *Medical Engineering and Physics* 24(5): 337–347.
45. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL (2010). The effect of thread pattern upon implant osseointegration: Review. *Clinical Oral Implants Research*.
46. Eraslan O, Inan Ö (2010). The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: A 3D finite element analysis. *Clinical Oral Investigations* 14(4): 411–416.
47. Karaman, H, Yuce, C, Karpat, F, Dhanasekaran, L, Khandaker M (2008). Structural Analysis of Dental Implants with Various Micro Groove Profiles. *International Research Journal of Advanced Engineering and Science* 3(1): 101–104.
48. Oswal MM, Amasi UN, Oswal MS, Bhagat AS (2016). Influence of three different implant thread designs on stress distribution: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Indian Prosthodontist Society* 16(4): 359.
49. Kong L, Liu BL, Hu KJ, Li DH, Song YL, Ma P, Yang J (2006). Optimized thread pitch design and stress analysis of the cylinder screwed dental implant. *West China Journal of Stomatology* 24: 509-512–530.
50. Shukla, S, Chug, A, Mahesh L (2016). IMPLANT DESIGN INFLUENCING

- IMPLANT SUCCESS: A REVIEW. *International Journal of Dental Research&Development* 6(4): 39–48.
51. Kong L, Hu K, Li D, Song Y, Yang J, Wu Z, Liu B (2008). Evaluation of the cylinder implant thread height and width: A 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 23(1).
 52. Lee SY, Kim SJ, An HW, Kim HS, Ha DG, Ryo KH, Park KB (2015). The effect of the thread depth on the mechanical properties of the dental implant. *Journal of Advanced Prosthodontics* 7(2): 115–121.
 53. Kim WH, Lee JC, Lim D, Heo YK, Song ES, Lim YJ, Kim B (2019). Optimized dental implant fixture design for the desirable stress distribution in the surrounding bone region: A biomechanical analysis. *Materials* 12(17): 2749.
 54. Khanna V, Khanna R, Bansal A, Malik R (2014). Predictable biomechanics and implications of implant crest module: A clinical note. *Annals of Medical and Health Sciences Research* 4(7).
 55. Aparna IN, Dhanasekar B, Lingeshwar D, Gupta L (2012). Implant crest module: A review of biomechanical considerations. *Indian Journal of Dental Research* 23(2): 257.
 56. Schrottenboer J, Tsao Y-P, Kinariwala V, Wang H-L (2008). Effect of Microthreads and Platform Switching on Crestal Bone Stress Levels: A Finite Element Analysis. *Journal of Periodontology* 79(11): 2166–2172.
 57. Ferraz CC, Anchietà 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(4): 256–263.
 58. Davarpanah, M, Martinez, H, TECUCIANU, JF, Celletti, R, Lazzara R (2000). Small-diameter implants: indications and contraindications. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 12(4): 186–194.
 59. Al-Johany SS, Al Amri MD, Alsaeed S, Alalola B (2017). Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. *Journal of Prosthodontics* 26(3).
 60. Hsu JT, Fuh LJ, Lin DJ, Shen YW, Huang HL (2009). Bone Strain and Interfacial Sliding Analyses of Platform Switching and Implant Diameter on an Immediately

- Loaded Implant: Experimental and Three-Dimensional Finite Element Analyses. *Journal of Periodontology* 80(7): 1125–1132.
61. Ivanoff CJ, Sennerby L, Johansson C, Rangert B, Lekholm U (1997). Influence of implant diameters on the integration of screw implants: An experimental study in rabbits. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 26(2): 141–148.
 62. Cho SC, Small PN, Elian N, Tarnow D (2004). Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7-year longitudinal data. *Implant Dentistry* 13(3): 245–250.
 63. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*.
 64. Sohrabi K, Mushantat A, Esfandiari S, Feine J (2012). How successful are small-diameter implants? A literature review. *Clinical Oral Implants Research*.
 65. Shetty, S, Puthukkat, N, Bhat, SV, Shenoy K (2014). Implants: a new dimension in rehabilitation of atrophic maxilla and mandible. *Journal of Interdisciplinary Dentistry* 4(2): 66.
 66. Mittal Y, Jindal G, Garg S (2016). Bone manipulation procedures in dental implants. *Indian Journal of Dentistry* 7(2): 86.
 67. Shenoy V (2012). Single tooth implants: Pretreatment considerations and pretreatment evaluation. *Journal of Interdisciplinary Dentistry* 2(3): 149.
 68. McAllister BS, Haghighat K (2007). Bone Augmentation Techniques. *Journal of Periodontology* 78(3): 377–396.
 69. Chiapasco M, Zaniboni M, Rimondini L (2007). Autogenous onlay bone grafts vs. alveolar distraction osteogenesis for the correction of vertically deficient edentulous ridges: A 2-4-year prospective study on humans. *Clinical Oral Implants Research* 18(4): 432–440.
 70. 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*.
 71. Renouard F, Nisand D (2006). Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clinical Oral Implants Research* 17(S2): 35–51.

72. Neugebauer, J, Nickenig, H, Zöller J (2016). Update on short, angulated an diameter-reduced implants. *In Proceedings of the 11th European Consensus Conference (EuCC'16)* 1–9.
73. Petrie CS, Williams JL (2005). Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest - A three-dimensional finite-element analysis. *Clinical Oral Implants Research* 16(4): 486–494.
74. Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, Higuchi K, Laney W, Linden U, Astrand P (1990). Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 5(3).
75. Matsushita Y, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T (1990). Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *The Journal of oral implantology* 16(1): 6–11.
76. 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(1): 22–31.
77. 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. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 14(2).
78. Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L (2009). Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 11(4): 279–287.
79. 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(2).
80. Maló P, De Araújo Nobre M, Rangert B (2007). Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: A retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 9(1): 15–21.
81. Deporter D (2019). Short and ultra-short implants. *Quintessence Pub Co*.
82. Gowd MS, Shankar T, Ranjan R, Singh A (2017). Prosthetic consideration in implant-

- supported prosthesis: A review of literature. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*.
83. Sandallı P, Grafelmann H, Ozdemir T (2000). İmplant üstü protezler. Oral İmplantoloji. *Erler Matbaacılık, İstanbul* 1.
 84. Pieralli S, Kohal RJ, Rabel K, von Stein-Lausnitz M, Vach K, Spies BC (2018). Clinical outcomes of partial and full-arch all-ceramic implant-supported fixed dental prostheses. A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research* 29: 224–236.
 85. Tolstunov L (2015). *Horizontal Alveolar Ridge Augmentation in Implant Dentistry: A Surgical Manual*. John Wiley & Sons.
 86. Kotze MJ, Bütow KW, Olorunju SA, Kotze HF (2014). A comparison of mandibular and maxillary alveolar osteogenesis over six weeks: A radiological examination. *Head and Face Medicine* 10: 50.
 87. Florencio-Silva R, Sasso GRDS, Sasso-Cerri E, Simões MJ, Cerri PS (2015). Biology of Bone Tissue: Structure, Function, and Factors That Influence Bone Cells. *BioMed Research International*.
 88. Topaloğlu, U, Ketani, MA, Saruhan B (2017). Kemik Doku ve Kemikleşme Çeşitleri. *Dicle Üniversitesi Veteriner Fakültesi Dergisi* 10(1): 62–71.
 89. Burak Ozcelik T, Ersoy E, Yilmaz B (2011). Biomechanical Evaluation of Tooth- and Implant-Supported Fixed Dental Prostheses with Various Nonrigid Connector Positions: A Finite Element Analysis. *Journal of Prosthodontics* 20(1): 16–28.
 90. Lekholm U ZG (1985). In: Patient selection and preparation. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. *Chicago: Quintessence Publishing Company* 199–209.
 91. Iplikçioğlu 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(1): 41–46.
 92. 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 IntechOpen*.

93. Chizolini, EP, Rossi, AC, Freire, AR, Perussi, MR, Caria, PHF, Prado F (2011). Short implants in oral rehabilitation. *SBO Revista Sul-Brasileira de Odontologia* 8(3): 329–334.
94. DSouza D (2012). Residual Ridge Resorption – Revisited. *Oral Health Care - Prosthodontics, Periodontology, Biology, Research and Systemic Conditions* pp 15–24.
95. Pagni G, Pellegrini G, Giannobile W, Rasperini G (2012). Postextraction alveolar ridge preservation: Biological basis and treatments. *International Journal of Dentistry*.
96. Şenel, FV, Soydan, DSS, Ersöz, DE, Yılmaz D (2010). Farklı tipte ensoteal implantların, farklı kuvvetler altında çevre kemikte oluşturduğu değişikliklerin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 1: 25–33.
97. Jingade R, Rudraprasad I, Sangur R (2005). Biomechanics of dental implants: A FEM study. *Journal of Indian Prosthodontist Society* 5(1): 18.
98. Bidez MW, Misch CE (2015). Clinical Biomechanics in Implant Dentistry. *Dental Implant Prosthetics* pp 2: 95-106.
99. Reilly DT, Burstein AH (1975). The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of Biomechanics* 8(6): 393–405.
100. Cowin SC (2001). Mechanics of materials. *Bone Mechanics Handbook, Second Edition*.
101. Eraslan O, Inan Ö, Secilmis A (2010). The effect of framework design on stress distribution in implant-supported FPDs: A 3-D FEM study. *European Journal of Dentistry* 4(4): 374.
102. Powers J, Wataha J (2017). Dental materials: foundations and applications. *Elsevier Health Sciences*.
103. Terzioğlu S, Özkır S (2007). *Düz ve eğimli yerleştirilmiş farklı implant tasarımları üzerine yapılan sabit restorasyonların fotoelastik stres analizi ile incelenmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi.*
104. Küçük Kurt S (2018). Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ve dental implantoloji ile

ilgili yapılan araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Dergisi* 29(4): 701–710.

105. Yıldız K, Kahramanoglu E, Kulak Ozkan Y (2016). Burixism and dental implant success:A literatur review. *Cumhuriyet Dental Journal* 19(2): 172–180.
106. Herekar MG, Patil VN, Mulani SS, Sethi M, Padhye O (2014). The influence of thread geometry on biomechanical load transfer to bone: A finite element analysis comparing two implant thread designs. *Dental research journal* 11(4): 489.
107. Anusavice K, Shen C, Rawls H (2012). Phillips’ science of dental materials. *Elsevier Health Sciences*.
108. Çetin Ü (2012). Aşırı Atrofik Mandibulada Farklı İmplant Tasarımlarının 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi. *Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi*.
109. Yaşar M, Kılıç E, Alkan A (2017). Farklı Uzunluktaki Silindirik İmplantlarda Oluşan Stres Miktarının Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi. *Sağlık Bilimleri Dergisi* 26(1): 64–70.
110. Peşkersoy C, Gökay N (2013). Sağlıklı ve çürük diş dokuları ile estetik restoratif materyallerin, mekanik özelliklerinin nanoindentasyon yöntemiyle karşılaştırılması. *Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi*.
111. Daskalaki A (2009). Dental computing and applications: Advanced techniques for clinical dentistry. *Medical Information Science Reference* 174.
112. Gere J, Goodno B (2009). *Mechanichs of Materials, 8th Edition. Cengage Learning*.
113. Doblaré M, García JM, Gómez MJ (2004). Modelling bone tissue fracture and healing: A review. *Engineering Fracture Mechanics*.
114. Güngör MA, Dünder M, Artunç C (2005). Dişhekimliğinde Gerilme Analiz Yöntemleri. *EÜ Dişsheh Fak Derg* 26: 107–116.
115. Öndürücü A, Kılınç M (2018). Bruksizm Tedavisinde Kullanılan Oklüzal Splintlerdeki Gerilme Dağılımının Fotoelastik Yöntemle İncelenmesi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi* 22(2): 861–866.
116. Çağlar Alper AC (2001). İmplantolojide Biyomekanik. *Atatürk Üniversitesi Diş*

Hekimliği Fakültesi Dergisi 11(1): 90–95.

117. Nishioka RS, de Vasconcellos LGO, Jóias RP, Rode S de M (2015). Load-application devices: A comparative strain gauge analysis. *Brazilian Dental Journal* 26(3): 258–262.
118. Turan K (1998). Dişhekimliğinde Holografi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 8(2): 81–85.
119. Ulusoy M. AK (2003). Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. *Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları* 2. Baskı B.
120. Rao S (2004). The Finite Element Method in Engineering. *Elsevier Science and Technology Books* 4. Baskı.
121. Alper B, Gultekin P, Yalci S (2012). Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry. *Finite Element Analysis - New Trends and Developments* pp 21–54.
122. Srirekha A, Bashetty K (2010). Infinite to finite: An overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research* 21(3), 245.
123. Choi AH, Conway RC, Ben-Nissan B (2014). Finite-element modeling and analysis in nanomedicine and dentistry. *Nanomedicine*.
124. Gümrükçü Z, Kurt S (2018). Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 29(3): 534–541.
125. Hsu M, Chang C (2010). Application of finite element analysis in dentistry. *Finite element analysis* 43–60.
126. Adıgüzel Ö (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Diş Hekimliği Dergisi* 11: 18–23.
127. İnanc Ö, Sevimay M, Eraslan O, Eskitaşçıoğlu G (2009). Comparison of finite element and photoelastic stress analysis methods. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences* 15(2): 93–101.
128. Reddy M, Sundram R, Abdemagyd H (2019). Application of finite element model in implant dentistry: A systematic review. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*

11(2): 85.

129. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry* 91(2): 144–150.
130. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, dos Santos MBF (2013). Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of oral science* 55: 239–244.
131. Ramos Verri F, Santiago Junior JF, de Faria Almeida DA, de Oliveira GBB, de Souza Batista VE, Marques Honório H, Yoshito Noritomi P, Piza Pellizzer E (2015). Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *Journal of Biomechanics* 48: 138–145.
132. Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P (2009). Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge. Finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Medical Engineering and Physics* 806–815.
133. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry* 112: 1479–1488.
134. Akça K, Iplikcioğlu H (2002). Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of Oral Rehabilitation* 29(4): 350–356.
135. Barone A, Santini S, Sbordon 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(1): 81.
136. Monje A, Chan H, Fu J, Suarez F, Galindo Moreno P, Wang H (2013). Are short dental implants (< 10 mm) effective? A meta-analysis on prospective clinical trials. *Journal of Periodontology* 84(7): 895–904.

137. Tawil G, Younan R (2004). Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
138. Çelik E, Özden AN (2019). Dinamik Yükleme Yapılan Kısa İmplantlarda Kron/İmplant Oranının Stres Dağılımına Etkisinin İncelenmesi. *Selcuk Dental Journal* 6(3): 324–334.
139. Herrmann I, Lekholm U, Holm S, Kultje C (2005). Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 20(2).
140. Nisand D, Renouard F (2014). Short implant in limited bone volume. *Periodontology* 2000 66: 72–96.
141. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, Van Steenberghe D (2002). Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism Part 1: A longitudinal clinical evaluation. *Clinical Oral Implants Research* 13: 381–389.
142. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M (2003). Influence of Implant Length and Bicortical Anchorage on Implant Stress Distribution. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 5(4): 254–262.
143. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B (2000). Role of the finite element model in dental implants. *The Journal of oral implantology* 26(2): 77–81.
144. Draenert F, Sagheb K, Baumgardt K, Kämmerer P (2012). Retrospective analysis of survival rates and marginal bone loss on short implants in the mandible. *Clinical Oral Implants Research* 23(9): 1063–1069.
145. Sánchez Garcés MA, Costa Berenguer X, Gay Escoda C (2012). Short Implants: A Descriptive Study of 273 Implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 14(4): 508–516.
146. Esposito M, Cannizzaro G, Soardi E, Pellegrino G, Pistilli R, Felice P (2011). A 3-year post-loading report of a randomised controlled trial on the rehabilitation of posterior atrophic mandibles: Short implants or longer implants in vertically augmented bone? *European Journal of Oral Implantology* 4(4).
147. Pieri F, Caselli E, Forlivesi C, Corinaldesi G (2016). Rehabilitation of the Atrophic

- Posterior Maxilla Using Splinted Short Implants or Sinus Augmentation with Standard-Length Implants: A Retrospective Cohort Study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 31(5).
148. Çiftçi Y (2000). The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 15(4).
 149. Cruz M, Lourenço AF, Toledo EM, Barra LPDS, Lemonge ACDC, Wassall T (2006). Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries. *Technology and Health Care* 13: 1–18.
 150. Cook S, Klawitter J, Weinstein A (1982). A model for the implant-bone interface characteristics of porous dental implants. *Journal of dental research* 61(8): 1006–1009.
 151. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvičková S (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry* 91(1): 20–25.
 152. Ramoğlu S, Ozan O (2014). Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 24(3): 175–180.
 153. Rubo JH, Capello Souza EA (2010). Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 12(2): 105–113.
 154. Sagat G, Yalcin S, Gultekin BA, Mijiritsky E (2010). Influence of arch shape and implant position on stress distribution around implants supporting fixed full-arch prosthesis in edentulous maxilla. *Implant Dentistry* 19(6): 498–508.
 155. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne S, Felton D (1997). 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *Journal of Dentistry* 25(6): 485–491.
 156. 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. *ORAL & implantology* 10(4): 369.
 157. 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 and Physics* 28(3): 199–213.
158. 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(3): 2.
 159. Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S (2010). Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthodontic Research* 54(3): 133–142.
 160. Kang N, Wu YY, Gong P, Yue L, Ou GM (2014). A study of force distribution of loading stresses on implant-bone interface on short implant length using 3-dimensional finite element analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 118: 519–523.
 161. Chuepeng S, Ingham S, Chantarapanich N, Sitthiseripratip K (2017). Influence of Bone Implant Contact on Biomechanical performance of Short Implant Placed in Atrophic Posterior Mandible. *Applied Science and Engineering Progress* 10(3).
 162. Santiago JF, Verri FR, Almeida DADF, De Souza Batista VE, Lemos CAA, Pellizzer EP (2016). Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. *Materials Science and Engineering C* 63: 292–300.
 163. 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(4): 334–339.
 164. Kumar, G. A., Mahesh, B., & George D (2013). Three dimensional finite element analysis of stress distribution around implant with straight and angled abutments in different bone qualities. *The Journal of Indian Prosthodontic Society* 13(4): 466–472.
 165. 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.
 166. Moreira W, Hermann C, Pereira JT, Balbinoti JA, Tiossi R (2013). A three-dimensional finite element study on the stress distribution pattern of two prosthetic

- abutments for external hexagon implants. *European Journal of Dentistry* 7(4): 484–491.
167. 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(6): 635–641.
 168. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M (1977). Bite force and state of dentition. *Acta Odontologica Scandinavica* 35(6): 297–303.
 169. Flanagan D (2017). Bite force and dental implant treatment: A short review. *Medical Devices: Evidence and Research*.
 170. Attia MA (2018). Effect of material type on the stress distribution in posterior three-unit fixed dental prosthesis: A three-dimensional finite element analysis. *Egyptian Dental Journal*, 64(4-October (Fixed Prosthodontics, Dental Materials, Conservative Dentistry & Endodontics)) 3907–3918.
 171. Falk H (1990). On occlusal forces in dentitions with implant-supported fixed cantilever prostheses. *Swedish dental journal* Supplement: 1–40.
 172. English CE (1993). Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. *Implant Dentistry* 3: 221–242.
 173. Okeson JP (2008). *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*. *Journal of Prosthetic Dentistry*.
 174. Ozen J, Caglar A, Beydemir B, Aydin C, Dalkiz M (2007). Three-dimensional finite element stress analysis of different core materials in maxillary implant-supported fixed partial dentures. *Quintessence International* 38(6).
 175. 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* 199: 43–51.
 176. Grbović A, Mihajlović D (2017). Practical Aspects of Finite Element Method Applications in Dentistry. *Balkan Journal of Dental Medicine* 21(2): 69–77.
 177. Chang HS, Chen YC, Hsieh YD, Hsu ML (2013). Stress distribution of two commercial dental implant systems: A three-dimensional finite element analysis.

Journal of Dental Sciences 8(3): 261–271.

178. 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.
179. 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. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 13(1).
180. Ebrahimi F (2012). Finite Element Analysis: New Trends and Developments. *BoD–Books on Demand*.
181. Lee H, Park S, Noh G (2019). Biomechanical analysis of 4 types of short dental implants in a resorbed mandible. *Journal of Prosthetic Dentistry* 121: 659–670.
182. Yaşar M, KILIÇ E, ALKAN A (2017). Farklı uzunluktaki silindirik implantlarda oluşan stres miktarının sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. *Sağlık Bilimleri Dergisi* 26(1): 64–70.
183. 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(8): 640–643.
184. Kılıç A, Ataol M, Saruhan N, Gündoğdu M (2018). Maksilla Posterior Bölgede Vertikal Kemik Miktarının Yetersizliği Durumunda Uygulanan Kısa İmplantların Üzerindeki Ve Etrafındaki Kuvvet Dağılımının Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi. *SDÜ Tıp Fakültesi Dergisi* 25(4): 349–355.
185. Zarei M, Jahangirnezhad M, Yousefimanesh H, Robati M, Robati H (2018). A comparative study on the stress distribution around dental implants in three arch form models for replacing six implants using finite element analysis. *Journal of Indian Society of Periodontology* 22: 127–32.
186. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry* 91: 234–240.
187. Zanatta LCS, Dib LL, Gehrke SA (2014). Photoelastic stress analysis surrounding different implant designs under simulated static loading. *Journal of Craniofacial*

Surgery 25(3): 1068–1071.

188. Chen Y-Y, Kuan C-L, Wang Y-B (2008). Implant occlusion: biomechanical considerations for implant-supported prostheses. *J Dent Sci* 3(2): 65–74.
189. Siadat H, Hashemzadeh S, Geramy A, Bassir S, Alikhasi M (2015). Effect of offset implant placement on the stress distribution around a dental implant: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Implantology* 41(6): 646–651.
190. Rangert B (1993). Mechanical and biomechanical guidelines for the use of Brånemark System--general principles. *Australian prosthodontic journal / Australian Prosthodontic Society* 7: 39–44.
191. Puthukkat N, Shenoy Kk, Bhat Sv, Shetty S (2014). Short implants: A new dimension in rehabilitation of atrophic maxilla and mandible. *Journal of Interdisciplinary Dentistry* 4(2): 66.
192. Hedra HS (2002). Stress and strain distribution behavior in the bone due to the effect of cancellous bone, dental implant material and the bone height. *Bio-medical materials and engineering* 12(2): 111–119.
193. Meijer HJA, Kuiper JH, Starman FJM, Bosman F (1992). Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 68(1): 96–102.
194. 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.
195. Vidya Bhat S, Premkumar P, Kamalakanth Shenoy K (2014). Stress Distribution Around Single Short Dental Implants: A Finite Element Study. *Journal of Indian Prosthodontic Society* 14(1): 161–167.
196. Van Eijden TMGJ (2000). Biomechanics of the mandible. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine* 11(1): 123–136.
197. Martinez S, Lenz J, Schweizerhof K, Schindler HJ (2015). A Variable Finite Element Model of the Overall Human Masticatory System for Evaluation of Stress Distributions during Biting and Bruxism. *10th European LS-DYNA Conference, 2015, Germany*.

198. Rangert B1, Krogh PH, Langer B VRN (1996). Bending Oveload and implant fracture: a retrospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10.
199. Sullivan DY (1986). Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1(1).
200. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, Cain JR (2013). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics. Journal of Chemical Information and Modeling*.
201. Rosenstiel SF, Land MF (2015). Contemporary Fixed Prosthodontics. *Elsevier* 81.
202. Duyck J, Naert IE, Van Oosterwyck H, Van Der Sloten J, De Cooman M, Lievens S, Puers B (1997). Biomechanics of oral implants: A review of the literature. *Technology and Health Care* 5(4): 253–273.



ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Soyadı, Adı : KOÇAK, Rüya Gizem
Uyruğu : Türkiye Cumhuriyeti
Doğum Tarihi ve Yeri : 11.08.1993- Ankara
Telefon (İş) : 0 462 377 39 96
E-Posta : ruyagzm@gmail.com
Yazışma Adresi (İş) : KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi
Anabilim Dalı Trabzon

EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Lisan	Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2016
Lise	Adem Tolunay Anadolu Lisesi	2011

AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl -Yıl)
1. Araştırma Görevlisi	Karadeniz Teknik Üniversitesi/Diş Hekimliği Fakültesi	2017-

UZMANLIK ALANI

Protetik Diş Tedavisi

YABANCI DİLLER

İngilizce, İspanyolca

YAYINLAR/BİLDİRİLER

1. Kocak RG, Gulnar A, Altintas NY, Altintas SH, Nalcaci R. (2020). Prosthetic and Surgical Reconstruction of the Atrophic Anterior Maxilla with Iliac Bone Grafting and Malo Bridge Design: A Case Report. Nigerian Journal of Clinical Practise, 5 pages, https://doi.org/10.4103/njcp.njcp_237_20 (Kabul edildi)
2. Koçak RG, Kılıç S, Altıntaş NY, Altıntaş SH. Prosthetic rehabilitation with implant-supported hybrid prosthesis in different cases. 23. International Scientific Congress of Turkish Prosthodontics and Implantology Association, 9-12 November 2017. Dalaman, Turkey (Poster Sunum)
3. Koçak RG, Gülnar A, Altıntaş NY, Altıntaş SH, Nalçacı R. Otojen İliak Kemik ile Greftlenen MaxillerAnterior Alveolar Defektin Malo-Bridge ile Tedavisi. 30, 24. International Scientific Congress of Turkish Prosthodontics and Implantology Association, 31 September-1 November 2019. Dalaman, Turkey (Poster Sunum)
4. Koçak RG, Altıntaş NY, Altıntaş SH. Anterior Estetik Bölgede Yumuşak Doku Şekillendirilmesi. 35, 24. International Scientific Congress of Turkish Prosthodontics and Implantology Association, 31 September-1 November 2019. Dalaman, Turkey (Poster Sunum)
5. Çarıkçı A, Koçak RG, Gülnar A, Altıntaş SH. Anterior Bölgede Estetik Düzenlemeler: 2 Olgu Sunumu. 3, 24. International Scientific Congress of Turkish Prosthodontics and Implantology Association, 31 September-1 November 2019. Dalaman, Turkey (Poster Sunum)
6. Gülnar A, Koçak RG, Çarıkçı A, Altıntaş NY, Altıntaş SH. Dental İmplant Tedavisi Öncesi Protetik Yumuşak Doku Şekillendirme Teknikleri. 50, 24. International Scientific Congress of Turkish Prosthodontics and Implantology Association, 31 September-1 November 2019. Dalaman, Turkey (Poster Sunum)

KATILDIĞI KURS VE ALINAN SERTİFİKALAR

Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 24. Bilimsel Toplantısı, 31 Ekim- 03 Kasım 2019, Klinik Pratiğinde Dental Fotoğrafçılık Workshop, Muğla, Dalaman, Türkiye

Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği 6. Sempozyum Toplantısı, 2-4 Kasım 2018, İmplant Destekli Sabit Protez Uygulamalarında Siman-tutucu ve Vida-tutucu Sistemlerin Karşılaştırılması Workshop, Diyarbakır, Türkiye

PROJELERDE YAPTIĞI GÖREVLER

1. Farklı boydaki implantlar arasında gövde uzunluğu artışının gelen kuvvetler karşısındaki implant ve çevre kemik dokusunda oluşan stres dağılımının üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelenmesi, Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri 2019 (Araştırmacı)