



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI BOYDA İKİ İMPLANTLA
DESTEKLENEN SABİT RESTORASYONLARA
GELEN KUVVETLERE KARŞI İMPLANT VE
İMPLANT ÇEVRESİ KEMİKTE OLUŞAN STRES
DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Ahsen GÜLNAR

DOKTORA TEZİ

Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ

TRABZON-2021



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI BOYDA İKİ İMPLANTLA
DESTEKLENEN SABİT RESTORASYONLARA
GELEN KUVVETLERE KARŞI İMPLANT VE
İMPLANT ÇEVRESİ KEMİKTE OLUŞAN STRES
DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Ahsen GÜLNAR

DOKTORA TEZİ

Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ

TRABZON-2021

ONAY

Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı öğrencisi Ahsen GÜLNAR'ın hazırladığı “Farklı Boyda İki İmplantla Desteklenen Sabit Restorasyonlara Gelen Kuvvetlere Karşı İmplant ve İmplant Çevresi Kemikte Oluşan Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi” başlıklı çalışma Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 14.04.2021



Sağlık Bilimleri Enstitüsü'ne/...../20..... tarihinde teslim edilen bu tez Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../20..... tarih ve sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof. Dr. Ersan KALAY
Enstitü Müdürü

BEYAN

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

14.04.2021
Ahsen GÜLNAR

İthaf

Doktora tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan annem Munise METE'ye ve meslektaş olmanın onur duyduğum babam Dr. Dt. Kemal METE'ye ithaf ediyorum



TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca değerli bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen, mesleki ve manevi olarak her zaman desteğini hissettiğim, bana bir hocadan öte her konuda başvurabileceğim bir abi, bir arkadaş olan, her koşulda arkamda duran ve zor süreçlerde sabırla devam etmemi sağlayan çok kıymetli danışman hocam Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ'a,

Katkılarından dolayı sayın bölüm hocalarım Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ'a, Doç. Dr. Sedanur TURGUT'a ve Doç. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ'a,

Doktora hayatımda desteği, bilgisi ve önerileriyle her zaman bana yol gösteren ve bundan sonra da hayatımda olmasını dilediğim çok sevgili ablam Doç. Dr. Nuray YILMAZ ALTINTAŞ'a,

Bu süreçte çok şey paylaştığım, dostluklarıyla hayatımı renklendiren, yanımda oldukları her an için mutluluk duyduğum ve Trabzon'da birbirimize aile olduğumuz canım arkadaşlarım Rüya Gizem KOÇAK'a, Güzin GEROĞLU YILMAZ'a ve Khalid HAMZA'ya,

Birlikte çalışmaktan keyif aldığım, güzel anılar biriktirdiğim ve sohbetlerini tebessümle hatırlayacağım araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Tüm yardımları için bölüm personeline,

Bugünlere gelmem için çok emek veren, her zaman bana destek olan ve doğru tercihler yapmamı sağlayan canım aileme,

Her anımda yanımda olan, varlığıyla bana güç veren, desteğini ve sevgisini her zaman hissettiğim biricik eşim Burak GÜLNAR'a ve hayatımızı şenlendiren, mutluluk sebebim canım kızım Nil GÜLNAR'a

Sonsuz teşekkürlerimle...

Ahsen GÜLNAR

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇ KAPAK SAYFASI	
ONAY	
BEYAN	
İthaf	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
RESİMLER DİZİNİ	xi
KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ	xxii
ÖZET	xxiv
ABSTRACT	xxv
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. İmplant Tanımı	3
2.2. İmplant Tarihçesi ve Osseointegrasyon Tanımı	4
2.3. İmplant Üstü Protetik Restorasyonların Başarısı	5
2.4. Biyomekanik ve Dental İmplantlar	5
2.4.1. Kuvvet ve Kuvvet Tipleri	6
2.5. İmplant Geometrisi	8
2.5.1. İmplant Çapı	8
2.5.2. İmplant Uzunluğu	10
2.5.2.1. Kısa İmplantlar	10
2.6. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması	11
2.6.1. İmplant Destekli Sabit Protezler	13
2.7. Kemik Dokusu ve Rezorbsiyon	14
2.7.1. Kemik Dokusu	14
2.7.2. Kemik Rezorbsiyonu	16
2.8. Biyomekanik Kavramlar	16
2.8.1. Stres (Gerilim)	17

2.8.1.1. Asal Gerilme (Principal Stress)	18
2.8.1.2. Von Mises Gerilmesi	18
2.8.2. Strain (Gerinim)	18
2.8.3. Elastisite Modülü (Young Modülü)	19
2.8.4. Poisson Oranı	19
2.8.5. İzotrop, Anizotrop, Homojen Cisim	20
2.8.6. Lineer Elastik	20
2.9. Kuvvet Analiz Yöntemleri	20
2.9.1. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi	20
3. GEREÇ ve YÖNTEM	25
3.1. Üç Boyutlu Modellerin Hazırlanması	25
3.1.1. Alt Çene Modellerinin Hazırlanıp Sayısallaştırılması	25
3.1.1.1. Trabeküler Kemik Modelinin Hazırlanması	26
3.1.1.2. Kortikal Kemik Modelinin Hazırlanması	26
3.1.2. İmplant ve Abutment Modellerinin Hazırlanması	27
3.1.3. Seramik Üst Yapı ve Cr-Co Alt Yapı Modellerinin Hazırlanması	27
3.2. Kullanılan Eleman Tipi, Eleman ve Düğüm Noktası Sayısı	29
3.3. Malzeme Özellikleri	29
3.4. Sınır Şartları	30
3.5. Yükleme Koşulları	31
3.6. Sonuçların Elde Edilmesi	34
4. BULGULAR	35
4.1. Vertikal Kuvvet Sonucu Oluşan Gerilim Değerleri	35
4.1.1. Üç Üyeli İmplant Destekli Sabit Protezdeki Gerilme Bulguları	35
4.1.1.1. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	35
4.1.1.2. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	36
4.1.1.3. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	38
4.1.1.4. Trabeküler Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	39
4.1.1.5. İmplant Çevresi ve Bağlantı Vidasındaki Von Mises Gerilme Değerleri	41
4.1.1.6. Abutment Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri	44
4.1.1.7. Krom-Kobalt Alt Yapı Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri	45
4.1.1.8. Seramik Üst Yapıdaki Von Mises Gerilme Değerleri	47
4.1.2. Dört Üyeli İmplant Destekli Sabit Protezdeki Gerilme Bulguları	48

4.1.2.1. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	48
4.1.2.2. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	49
4.1.2.3. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	51
4.1.2.4. Trabeküler Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	52
4.1.2.5. İmplant Çevresi ve Bağlantı Vidasındaki Von Mises Gerilme Değerleri	53
4.1.2.6. Abutment Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri	56
4.1.2.7. Krom-Kobalt Alt Yapı Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri	58
4.1.2.8. Seramik Üst Yapıdaki Von Mises Gerilme Değerleri	59
4.2. Oblik Kuvvetler Sonucu Oluşan Gerilim Değerleri	60
4.2.1. Üç Üyeli İmplant Destekli Sabit Protezdeki Gerilme Bulguları	60
4.2.1.1. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	60
4.2.1.2. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	62
4.2.1.3. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	63
4.2.1.4. Trabeküler Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	65
4.2.1.5. İmplant Çevresi ve Bağlantı Vidasındaki Von Mises Gerilme Değerleri	66
4.2.1.6. Abutment Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri	69
4.2.1.7. Krom-Kobalt Alt Yapı Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri	71
4.2.1.8. Seramik Üst Yapıdaki Von Mises Gerilme Değerleri	72
4.2.2. Dört Üyeli İmplant Destekli Sabit Protezdeki Gerilme Bulguları	73
4.2.2.1. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	73
4.2.2.2. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	75
4.2.2.3. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri	76
4.2.2.4. Trabeküler Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri	77
4.2.2.5. İmplant Çevresi ve Bağlantı Vidasındaki Von Mises Gerilme Değerleri	79
4.2.2.6. Abutment Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri	81
4.2.2.7. Krom-Kobalt Alt Yapı Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri	83
4.2.2.8. Seramik Üst Yapıdaki Von Mises Gerilme Değerleri	84
4.3. Deformasyon Miktarı	90
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	92
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	103
7. KAYNAKLAR	104
ÖZGEÇMİŞ	124

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No	Sayfa
Tablo 1. Eleman ve düğüm noktası dağılımları	29
Tablo 2. Materyal özellikleri	30
Tablo 3. Vertikal yük miktarları	31
Tablo 4. Oblik yük miktarları	32
Tablo 5. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri (MPa)	86
Tablo 6. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri (MPa)	86
Tablo 7. Trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri (MPa)	87
Tablo 8. Trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri (MPa)	87
Tablo 9. İmplantta oluşan Von Mises gerilme değerleri (MPa)	88
Tablo 10. Bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri (MPa)	88
Tablo 11. Abutmentta oluşan Von Mises gerilme değerleri (MPa)	89
Tablo 12. Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri (MPa)	89
Tablo 13. Seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri (MPa)	90

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No		Sayfa
Şekil 1.	Kuvvet tipleri	7
Şekil 2.	Lekholm ve Zarb'ın kemik sınıflaması	15
Şekil 3.	Misch'in kemik sınıflaması	16
Şekil 4.	Stres-Strain grafiği	19



RESİMLER DİZİNİ

Resim No		Sayfa
Resim 1.	Ağ yapısı tamamlanmış üç üyeli sabit protez modeli	25
Resim 2.	İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü modeli	26
Resim 3.	Trabeküler kemik modeli	26
Resim 4.	Kortikal kemik modeli	27
Resim 5.	12 mm ve 6 mm uzunluğundaki implant, abutment ve bağlantı vidası modelleri	27
Resim 6.	Cr-Co alt yapı modelleri	28
Resim 7.	Seramik üst yapı modelleri	28
Resim 8.	Sınır şartlarının belirlenmesi	30
Resim 9.	Üç üyeli sabit proteze uygulanan vertikal ve oblik kuvvetler	33
Resim 10.	Dört üyeli sabit proteze uygulanan vertikal ve oblik kuvvetler	33
Resim 11.	Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	35
Resim 12.	İki standart boy implantla desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	36
Resim 13.	İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	36
Resim 14.	Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	37
Resim 15.	İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	37
Resim 16.	İki standart boy implantla desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	38

Resim 17.	İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	38
Resim 18.	Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	39
Resim 19.	İki standart boy implantla desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	39
Resim 20.	Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	40
Resim 21.	İki standart boy implantla desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	40
Resim 22.	İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	41
Resim 23.	İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	41
Resim 24.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	42
Resim 25.	İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	42
Resim 26.	İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri	43
Resim 27.	İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri	43

Resim 28.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri	44
Resim 29.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	44
Resim 30.	İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	45
Resim 31.	İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	45
Resim 32.	İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	46
Resim 33.	İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	46
Resim 34.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	46
Resim 35.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	47
Resim 36.	İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	47
Resim 37.	İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	48
Resim 38.	İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	48

Resim 39.	İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	49
Resim 40.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	49
Resim 41.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	50
Resim 42.	İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	50
Resim 43.	İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	50
Resim 44.	İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	51
Resim 45.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	51
Resim 46.	İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	52
Resim 47.	İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	52
Resim 48.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	53
Resim 49.	İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	53

Resim 50.	İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	54
Resim 51.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	54
Resim 52.	İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	55
Resim 53.	İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri	55
Resim 54.	İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri	56
Resim 55.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri	56
Resim 56.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	57
Resim 57.	İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	57
Resim 58.	İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	58
Resim 59.	İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	58
Resim 60.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	59

Resim 61.	İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	59
Resim 62.	İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	60
Resim 63.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	60
Resim 64.	İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	60
Resim 65.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	61
Resim 66.	İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	61
Resim 67.	İki standart boy implantla desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	62
Resim 68.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	62
Resim 69.	İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	63
Resim 70.	İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	63
Resim 71.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	64

Resim 72.	İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	64
Resim 73.	İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	65
Resim 74.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	65
Resim 75.	İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	66
Resim 76.	İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	66
Resim 77.	İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	67
Resim 78.	İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	67
Resim 79.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	68
Resim 80.	İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri	68
Resim 81.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri	69
Resim 82.	İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri	69

Resim 83.	İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	70
Resim 84.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	70
Resim 85.	İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	70
Resim 86.	İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	71
Resim 87.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	71
Resim 88.	İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	72
Resim 89.	İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	72
Resim 90.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	73
Resim 91.	İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	73
Resim 92.	İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	74
Resim 93.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	74

Resim 94.	İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	74
Resim 95.	İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	75
Resim 96.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	75
Resim 97.	İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	76
Resim 98.	İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	76
Resim 99.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	77
Resim 100.	İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri	77
Resim 101.	İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	78
Resim 102.	İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	78
Resim 103.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri	78
Resim 104.	İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	79

Resim 105.	İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	79
Resim 106.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	80
Resim 107.	İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri	80
Resim 108.	İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri	81
Resim 109.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri	81
Resim 110.	İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	82
Resim 111.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	82
Resim 112.	İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri	83
Resim 113.	İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	83
Resim 114.	Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	84
Resim 115.	İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	84
Resim 116.	İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	85

Resim 117. İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	85
Resim 118. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri	85
Resim 119. Sırasıyla iki kısa, iki standart, bir kısa bir standart boy implantla desteklenen üç üyeli sabit restorasyonlarda vertikal yükleme sonucu oluşan toplam deformasyon miktarı	90
Resim 120. Sırasıyla iki kısa, iki standart, bir kısa bir standart boy implantla desteklenen üç üyeli sabit restorasyonlarda oblik yükleme sonucu oluşan toplam deformasyon miktarı	91
Resim 121. Sırasıyla iki kısa, iki standart, bir kısa bir standart boy implantla desteklenen dört üyeli sabit restorasyonlarda vertikal yükleme sonucu oluşan toplam deformasyon miktarı	91
Resim 122. Sırasıyla iki kısa, iki standart, bir kısa bir standart boy implantla desteklenen dört üyeli sabit restorasyonlarda oblik yükleme sonucu oluşan toplam deformasyon miktarı	91

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

A	Alan
ark.	Arkadaşları
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
GPa	Gigapaskal
HP	Hareketli Protez
.iges	Initial Graphics Exchange Specification (Grafik Aktarım Formatı Dosyası)
a	İvme
kg	Kilogram
F	Kuvvet
m	Kütle
MPa	Megapaskal
m²	Metrekare
m/s²	Metre/Saniye ²
mm	Milimetre
mm²	Milimetre-kare
N	Newton
SP	Sabit Protez
San. ve Tic. Ltd. Şti	Sanayi ve Ticaret Limited Şirketi
STD	Standart boy implant
.stl	Stereolithography
S	Stres (Gerilim)

Simgeler

ε	Birim Uzama
$^{\circ}$	Derece
$<$	Küçüktür
μm	Mikrometre
ν	Poisson Oranı
σ	Stres (Gerilim)
%	Yüzde

Formüller

Cr-Co

Krom-Kobalt



ÖZET

Farklı Boyda İki İmplantla Desteklenen Sabit Restorasyonlara Gelen Kuvvetlere Karşı İmplant ve İmplant Çevresi Kemikte Oluşan Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi

Periodontal problemler sonucu görülen erken diş kayıpları, özellikle genç hastalarda bir takım fonksiyonel, estetik ve fonetik problemler meydana getirmektedir. Aynı şekilde sabit protetik restorasyon imkanı bulunmayan yaşlı hastalarda da, alveolar kretlerde meydana gelen aşırı rezorbsiyon sonucu hareketli protez kullanımı da mümkün olamamakta ve implant tedavisi ihtiyacı doğmaktadır. Gerek anatomik kısıtlamalar gerekse cerrahi risklerin artışı araştırmacıları mümkün olan en kısa implantların kullanımının araştırılmasına yönlendirmiştir. Çalışmamızın amacı, kısa ya da standart boyda implantlar ile desteklenen ve biyomekanik açıdan önemli olan sabit köprü protezlerin gövde uzunluğundaki artışın; implant ile çevre kemik dokusuna etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi ve karşılaştırılmasıdır.

Bu çalışmada her ikisi de 4.2 mm çapa sahip, 6 ve 12 mm uzunluğundaki implantlar ile desteklenen üç ve dört üyeli sabit protetik restorasyonlarda kemiğe ve implanta gelen vertikal ve oblik kuvvetler ANSYS 2019R2 programı ile incelendi. Kortikal ve trabeküler kemiğin maksimum ve minimum asal stres değerleri ile birlikte diğer yapıların Von Mises stres değerleri karşılaştırıldı.

Dört üyeli implant destekli sabit protez modellerinde, üç üyeli restorasyonlara göre bütün yapılarda daha fazla stres değerleri saptandı. İmplant içerisinde yoğunlaşan stres değerleri kısa implantta (6 mm) en yüksek değerdedir. Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen yapıda çevre kortikal kemikte fazla miktarda stres olduğu görüldü ancak bu değerin kısa implantla desteklenen modelden daha az miktarda olduğu bulundu. Standart implantlarda en yüksek stres değeri bağlantı vidasında tespit edildi. Hem üç hem dört üyeli restorasyonlar için oblik kuvvetlerden kaçınılması gerektiği sonucuna varıldı.

Anahtar Sözcükler: Dental İmplant, İmplant Destekli Protezler, Osseointegre Dental İmplant, Sabit Protetik Restorasyonlar, Sonlu Elemanlar Stres Analizi

ABSTRACT

Evaluation of the Stress Distribution of the Bone Implant Connection (BIC) Against Applied Forces to Fixed Partial Restorations Supported by Two Implants with Different Lengths Using Finite Element Analysis

The early loss of teeth due to periodontal problems (especially in youth) can cause a set of functional esthetic and phonetics problems. At the same time the elderly patient who is not suitable for fixed prosthesis or patients who are not favorable for movable prosthesis due to resorption of the alveolar bone gave rise for the need of implant treatment. The anatomic limitations are associated with surgical risks which directed the researchers for the research of using shorter implants. The aim of our study, in the fixed osseointegrated implant prosthesis, the length of the pontics in fixed prosthesis which is biomechanically important and the length of the implant body; the effect of the implant on the surrounding bone tissue will be investigated by three dimensional finite element stress analysis method.

In our study, vertical and oblique forces on three and four-unit implant-supported fixed prosthetic restorations, 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 and minimum principal stress values for cortical and cancellous bones and the Von Mises stress values of all structures were compared.

In four-unit implant supported fixed prosthesis models, higher stress values occurred in all structures compared to three-unit restorations. The stress values for the implant body were the highest in the short implant (6 mm). Greater stress value was occurred in the surrounding cortical bone of the model supported with a short and a standard length implant, but it was not more than the short implant. This value was in the connection screw in standard implants. It was concluded that oblique forces should be avoided for both three and four-unit implant supported fixed restorations.

Keywords: Bone-Anchored Prosthesis, Dental Implants, Dental Prosthesis, Finite Element Analysis, Prostheses and Implants

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Dental implantlar dişsiz ve kısmi dişsiz hastaların rehabilitasyonu için başarılı bir tedavi yöntemi olarak kabul edilir. Çiğneme fonksiyonları ve estetiğin yeniden düzenlenebilmesine olanak sağlar (1–3) . Ancak, atrofik çene kemiği ve anatomik engeller gibi durumlarda mevcut olan kemik dokusu uzun implantların yerleştirilmesi için uygun değildir, dolayısıyla ek cerrahi girişimler önerilmektedir. Fakat bu durum cerrahi komplikasyon, morbidite ve yüksek tedavi maliyetine sebep olabilir. Bu nedenle kısa implantların alternatif ve basit bir rehabilitasyon olduğu kabul edilir (3, 4). Bazı çalışmalarda kısa implantların, standart implantlarla karşılaştırıldığında elverişsiz biyomekanik davranışlar gösterdiği, kısa implantlar için daha düşük bir hayatta kalma oranı olduğu bildirilmiştir (3, 5–8). Bununla birlikte, bir kısım araştırmacı tarafından biyomekanik riskleri azaltmak için kısa implantların daha uzun implantlarla splintlenmesi önerilmiştir (3). Dental implantların başarısında cerrahi manipülasyonun yanı sıra bir diğer önemli unsur, doğru yapılmış protetik planlama, üst yapı ve gelen kuvvetin fizyolojik sınırlar içinde olmasıdır (4, 5).

Doğal dişler periodontal ligament gibi kuvvet emici bir yapıya sahipken, dental implantlarda implantların osseointegrasyonu nedeni ile böyle bir mekanizma söz konusu değildir. İmplantın üst yapısına gelen kuvvetleri direkt kemiğe iletirler (1, 9, 10). Dolayısıyla implant planlaması yapılırken kuvvet iletimini etkileyecek faktörler göz önünde bulundurulmalı, streslerin kemik dokusuna homojen dağılımı sağlanmalıdır (11). Bu nedenle hem implantın şekli hem de yapılacak üst yapı protezin planlaması önem kazanmaktadır.

Canlı doku ve organlara gelen kuvvetleri ölçmek çok zordur. Ayrıca, dokunun mevcut kuvvetler karşısında oluşturduğu tepkiyi ölçmek zor, riskli ve bazen imkansızdır. Canlı organı modellemek ve benzetilmiş modeller kullanarak dokunun biyomekaniğini analiz etmek uygun bir yöntemdir. Bu nedenle strain gauge, fotoelastik ve sonlu elemanlar analizi de dahil olmak üzere implantların biyomekaniğini analiz etmek için çeşitli in vitro teknikler kullanılır (2, 8, 12). Sonlu elemanlar analizi implant diş hekimliğinde stresi belirleyen bir tekniktir. Tüm modeli küçük parçalara bölerek ve bu parçaların sayısal yöntemlerle etkileşimini hesaplayarak sonuçları üreten cebirsel bir bilgisayar simülasyon tekniğidir. Dental implantların biyomekaniğini araştırmak için uygun bir analiz yöntemi olarak kabul edilir (2, 13).

Bu çalışmada ilk amaç bir kısa bir de standart boyda implant ile restore edilen köprü protezlerine gelen kuvvetlerin implant ve implant çevresi kemikte oluşturduğu stres dağılımını analiz etmek, ikinci amaç ise köprü uzunluğunun artırılarak bu stres üzerinde meydana getirdiği değişiklikleri incelemektir. Dolayısı ile kısa implantlar hakkında literatürdeki açığın kapatılmasını, anatomik koşullar gibi implant cerrahisinde zorluk oluşturan etkenlere çözüm olmayı, ve en önemlisi iyi bir protez planlaması için rehber oluşturmayı hedeflemekteyiz.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. İmplant Tanımı

Gerek çekim nedeniyle oluşan diş kayıpları, gerekse fizyolojik olarak meydana gelen kemik rezorbsiyonları alveoler kemik seviyesinin ve hacminin azalmasına neden olmaktadır. Bu durum, yapılacak protetik restorasyonun stabilitesi ve retansiyonunu olumsuz yönde etkileyerek çiğneme fonksiyonunun azalmasına ve yüz estetiğinin değişmesine neden olur. Ayrıca hasta psikolojisini de direkt olarak etkileyen faktörlerden biridir (4). Diş ya da doku destekli veya hem diş hem doku destekli protezler ile bu faktörler elimine edilmektedir. Diğer bir alternatif olarak ise oral implantoloji kavramı bu olumsuzlukları gidermek için ortaya çıkmış ve büyük bir hızla gelişerek diş hekimliğinde yerini almıştır (4, 14, 15).

İmplantasyon, yapay cisimlerin ya da biyomateryallerin canlı doku içerisine yerleştirilmesidir. İmplant, insan vücudunda eksik kısmın restorasyonu amacıyla tamamı veya bir kısmı kemik içerisine yerleştirilen medikal cisimlerdir. Dental implantoloji ise ağız dokularında meydana gelen sert ve yumuşak dokuların estetik, fonetik ve fonksiyon kayıplarının giderilmesini sağlayan kavramdır (5).

İmplant ile ilgili tedavilere duyulan ihtiyaçtaki artış pek çok etkene bağlıdır. Bunlar (16);

- Yaşlı popülasyonun yaşam süresinin artması,
- Yaşa bağlı olarak meydana gelen diş kayıpları,
- Sabit protez tedavilerindeki başarısızlıklar,
- Dişsizliğin anatomik sonuçları,
- Hareketli protezlerin düşük performansları ve hasta memnuniyetinin yetersizliği,
- Hareketli bölümlü protezlerden kaynaklanan sorunlar,
- Diş kayıplarının psikolojik yönleri,
- İmplant destekli protezlerin öngörülebilir uzun vadeli sonuçları,
- İmplant destekli restorasyonların avantajları,
- Toplum farkındalığının ve bilincinin artması olarak sayılabilir.

Dental implantların ilk kullanımı tarihler öncesine dayanmasına rağmen, gelişimi günümüz teknolojisinin ve bilimin gelişimine bağlı olarak artmakta, tam ve kısmi dişsiz vakalarda geniş kullanım alanı bulmaktadır.

2.2. İmplant Tarihçesi ve Osseointegrasyon Tanımı

Geçmişteki araştırmalar insanların uzun yıllar boyunca eksik dişleri, kök şekli verdikleri materyaller ile tedavi etmeye çalıştıklarını göstermektedir. Dört bin yıl önce Çin’de bambu çubukların diş eksiklikleri tedavisinde kullanıldığı bilinmektedir. Eski Mısır’da benzer şekilde kök formu verilmiş değerli metallere yararlanılmıştır. Bazı Mısır mumyalarında transplante edilmiş dişler bulunmuş ve fildişinden yapıldıkları tespit edilmiştir.

Yirminci yüzyılın başlarında farklı malzemelerden implantlar üretilmeye başlanmıştır. Greenfield, 1913’te en iyi implant dizaynını sunmuş, 1940 yılında Bothe, Beaton ve Davenport ilk implante edilebilir materyal olarak titanyumu kullanmışlardır.

Titanyum çubuklar 1951 yılında Gottlieb Leventhal tarafından tavşanlara implante edilmiş ve ameliyat için mükemmel bir materyal olduğu sonucuna varılmıştır. 1960’tan beri dental implantlar diş kayıplarının tedavisinde tercih edilir bir seçenek haline gelmiştir (8).

Bothe ve ark, osseointegrasyonu ilk tanımlayan araştırmacılarıdır. Osseointegrasyon daha sonra Per-Ingvar Branemark tarafından desteklenmiştir (8). 1965’ten itibaren Branemark ve ark. ankraj amaçlı yaklaşık 4000 adet titanyum implantı maksilla ve mandibulaya yerleştirmişler ve böylece şiddetli alveolar kemik rezorbsiyonu olan dişsiz hastaların protezlerine retansiyon yeteneği kazandırmayı başarmışlardır.

Kemik ile implant yüzeyi arasına herhangi bir fibröz doku müdahalesi olmaksızın direkt bağlantıyı sağlayan osteogenez indüksiyonuna “osseointegrasyon” adı verilir (17). Albrektsson ve ark. yaptığı tanımlamaya göre ise osseointegrasyon, canlı kemik ile implant arasında ışık mikroskobu düzeyindeki doğrudan temas anlamına gelen histolojik bir kavramdır (18, 19). Bu osseointegre arayüz, yani canlı kemik ile implant yüzeyi arasındaki direkt temas, implantın gelen yükler karşısında uzun vadeli stabilitesini sağlar (17).

Osseointegrasyonun başarı oranı kullanılan malzemeye bağlıdır (8). Bazı yazarlar, implant ile kemik arasında doğrudan temasın ancak implant materyali metal ise değil, seramik ise mümkün olduğuna inanmaktadır. Jacobs’a göre (1977), osseointegrasyon sadece seramik implantlarla veya kaplanmış metal implantlarla mümkündür. İlerleyen

yıllarda yapılan çalışmalarla paslanmaz çelik ve titanyum gibi farklı metal türleri ile de osseointegrasyonun sağlanabileceği görüşü rapor edilmiştir (18).

Dental implantoloji kavramı zamanla büyük bir gelişme göstermiş ve osseointegrasyon terimi deneysel anlamdan sıyrılarak klinik kullanımda rutin haline gelmiştir (2). Osseointegrasyonun başarısını etkileyen faktörler;

1. İmplant materyali
2. İmplant tasarımı
3. İmplant yüzey özellikleri
4. Kemğin kalite ve kantitesi
5. Cerrahi teknik
6. İmplant yükleme zamanları ve koşulları olarak belirtilebilir (17).

Bu sayede protetik restorasyonların fonksiyonel, estetik ve psikolojik rehabilitasyonu sağlanabilir (17, 18).

2.3. İmplant Üstü Protetik Restorasyonların Başarısı

Albrektsson ve Zarb'ın 1986 yılında yaptıkları çalışmaya göre implant başarı kriterleri şunlardır:

1. İmplantın klinik olarak hareketsiz olması,
2. Peri-implant radyolüensinin bulunmaması,
3. İmplant yerleştirilmesinin ilk yılının ardından vertikal kemik kaybının senede 0.2 mm'den az olması,
4. Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya mandibular kanal hasarı gibi kalıcı/geri dönüşü olmayan belirti ve semptomların olmaması,
5. Yukarıdaki maddeler kapsamında, beş yıllık bir gözlem sonunda %85 ve on yıllık bir gözlem sonunda ise %80'lik bir başarı asgari başarı kriterleridir (19).

2.4. Biyomekanik ve Dental İmplantlar

Günümüzde farklı uzunlukta, şekillerde ve boyutlarda dental implantlar kullanılabilmektedir. Dental implantın uzun vadeli başarısına karar vermek için biyomekanikten yararlanılır (8, 11).

İmplant destekli restorasyonlarda biyomekanik faktörler; ilgili kemiğin yapısı, çevre yumuşak dokular, biyomateryaller, abutment sistemleri ve üst yapı protezlerin özellikleridir (20).

İmplantların sayısı, uzunluğu, çapı, konumu ve yüzey özellikleri gibi mekanik karakterizasyonunun, ayrıca kemik-implant ara yüzü, kantilever varlığı, protetik restorasyon tipi, gelen kuvvetlerin özelliği, kron/kök oranı gibi faktörlerin implantların etrafındaki stres dağılımı ve kuvvet aktarımı üzerinde önemli etkiye sahip olduğu belirtilmiştir. Bu faktörlerin artışı, özellikle eğilme kuvvetlerine maruz kaldıklarında implantların biyomekanik davranışını iyileştirir (11, 21, 22).

2.4.1. Kuvvet ve Kuvvet Tipleri

Cisimlerin hareket durumunda veya şeklinde değişiklik yapabilen vektörel etkiye “kuvvet” adı verilir. 1687’de Sir Isaac Newton, günümüzde “Newton’un hareket yasaları” olarak bilinen tanımlamayı yapmıştır. Bir cismin kütlesinin ivmesiyle ters orantılı olduğunu ve bu ivmeye neden olan kuvvetle ise doğru orantılı olduğunu belirtmiştir “Eşitlik 1” denklemi kullanılarak hesaplanır.

$$F=m \times a \quad (\text{Eşitlik 1})$$

F, kuvveti [Newton (N)], m, kütleyi [kilogram (kg)], a ise ivmeyi [saniyede metrekare (m/s²)] temsil eder. Dental implant literatüründe kuvvet, genellikle kilogram kuvvet olarak ifade edilmektedir.

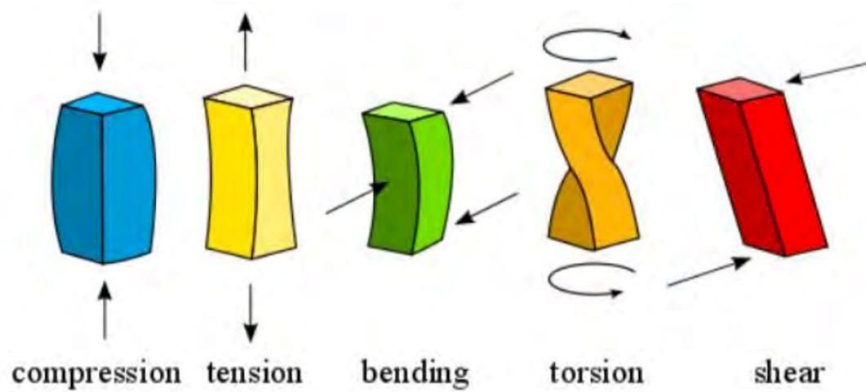
Kuvvetler tip, büyüklük, süre ve yön ile tanımlanabilir. Dental implantlara etki eden kuvvetler, büyüklük ve yöne sahiptir. Gelen yük yönünün implant ömrü ve kemik yapısı üzerinde önemli etkileri bulunmaktadır (22).

Doğal dişler periodontal ligamentlerdeki reseptörler sayesinde üzerlerine gelen kuvvetleri algılayabilirken, osseointegre dental implantlarda böyle bir mekanizma yoktur. Dolayısıyla implanta gelen kuvvetler direkt çene kemiğine iletilirler (9, 10, 23).

Doğal olarak dil ve çevre kasların etkisiyle oluşan perioral kuvvetler sebebiyle implantlar düşük fakat sık aralıklarla yatay yüklere maruz kalırlar. Bu kuvvetler küçük olmasına rağmen dil itme ve brüksizm gibi alışkanlıklarla şiddeti artabilir. Fizyolojik limitleri aşan bu gibi durumlarda implant çevresi kemikte rezorbsiyonlar kaçınılmazdır (22, 23).

Kuvvetler çekme (*tensile*), makaslama (*shear*) ve sıkıştırma (*compressive*) tip kuvvetler olmak üzere üç çeşittir. Çekme kuvvetleri cisimleri birbirinden ayırma eğilimindedir (Şekil 1). Makaslama kuvvetleri kayma hareketine neden olur. Sıkıştırma tip kuvvetler ise kütleleri birbirine doğru iter. Sıkıştırma tip kuvvetler kemik implant ara yüz bütünlüğünü korurken çekme ve makaslama kuvvetleri bu ara yüzün bütünlüğünü bozma eğilimindedir. Kortikal kemiğin çekme ve makaslama tipi kuvvetlere daha az, sıkıştırma tipi kuvvetlere ise daha dayanıklı olduğu belirtilmiştir (9). Bu nedenle implant destekli protezlerin planlamasında kemiğe iletilen sıkıştırma tip kuvvetlerin ve stresin büyüklüğünün kemik rezorbsiyonuna neden olan seviyenin altında tutulması önemlidir. Kemikte kompresif stresi sınırlamak, implantoloji alanında aktif araştırma alanlarından biridir. Özellikle dikkat edilmesi gereken, alveolar kemik için rezorbif sonuçlar doğmadan kemiğin ne kadar kompresif stresi tolere edebileceğidir. Bu sebeple sıkıştırma tip kuvvetlerin sınırlandırılmasında, protezin tasarımı, implant tipi, çapı ve uzunluğu önemli faktörlerdir (23).

Makaslama kuvvetleri diğer kuvvetlere göre kemik dokusu için daha yıkıcı özelliktedir. Kemik yapının çekme kuvvetlerine karşı %30, makaslama kuvvetlerine karşı ise %65 daha dayanıksız olduğu belirtilmiştir (24). Bu sebeple okluzal yükleme şartlarında mümkün olduğunca makaslama tip kuvvetlerden kaçınılmalıdır.



Şekil 1. Kuvvet tipleri

2.5. İmplant Geometrisi

Diş eksikliklerinin tedavisinde uygulanan dental implantların kaybedilmiş doğal dişlerin görevlerini yerine getirmeleri istenir. Ancak implant materyali ile doğal diş yapısı farklı olduğu gibi biyomekanikleri de farklıdır. Doğal dişlerde stres emici görevini üstlenen periodontal ligamentler implant ile çevre kemik arasında bulunmamakta, implant kemiğe sıkıca bağlanmaktadır. Dolayısıyla implantın klinik hareketi doğal diştan farklı olmakta ve gelen kuvvetler kemiğe direkt iletilmektedir (10, 25). İmplant geometrisi, yukarıda bahsedildiği gibi kemiğe iletilen stres miktarını belirleyen başlıca faktörlerdendir (10). Bu faktörler;

- a. İmplant çapı,
- b. İmplant uzunluğu ve
- c. Yiv tasarımı olmak üzere üç alt başlıkta incelenebilir.

2.5.1. İmplant Çapı

İmplant çapı, implant üzerindeki en geniş yivin tepe noktasından tam karşı tarafındaki en geniş yivin dış kısmına kadar ölçülen mesafedir. Çap, implantın dış boyutunun ölçümüdür.

İntraoral olarak farklı mekanik, estetik ve anatomik gereksinimlere daha iyi tedavi seçeneği sunabilmek ve çeşitli cerrahi kısıtlamalarda/komplikasyonlarda kullanılmak üzere farklı çaplarda ve boyutlarda implantlar üretilmektedir (26).

İmplant çapları 3 ila 7 mm arasında değişmektedir (27). Standart implant çapı 3.75 mm ile 4.0 mm'dir (28). Çap ve uzunluk tanımında bilimsel literatürde farklı görüşler mevcuttur. Örneğin, Renouard ve Nisand (29) geniş implantları 4.5 mm veya daha büyük çaplı implantlar olarak tanımlarken , Mijiritsky ve ark. (30) çapları 5 mm'den büyük implantlar için "büyük çaplı" olarak bahsetmiştir ; diğer yandan Jackson (31) , 4.7 mm çapındaki implantları "geniş implantlar" olarak kabul etmiştir.

Balaji ve ark. (32) 2.4 mm genişliğe sahip implantlar için "mini" terimini kullanırken, Christensen (33) aynı çapa sahip implantlardan "çap olarak küçük" diye bahsetmiştir. Al-Nawas ve ark. (34), başka bir çalışmada "standart" olarak kabul edilen 3.3 mm çapa sahip implantlar için "küçük" terimini kullanmıştır (35). Ayrıca Ertuğrul ve Pipko (36) 2.2 mm çaplı dental implantları mini implant olarak kategorize ederken, Sivamurthy ve Sundari'nin (37) çalışmasında çapları 1 ile 1.3 mm arasında değişen dental implantları "mini implant" olarak kabul etmiştir.

Romanos ve ark. (38) tarafından yakın zamanda yapılan bir çalışmada, "dar implant" terimi 3.7 mm çaplı bir implantı tanımlamak için kullanılmış; ancak Ioannidis ve ark. (39), 3.3 mm çapa sahip implantları tanımlamak için aynı terimi kullanmıştır. Christensen (33) 3.3 mm çaplı implantları "standart çaplı implantlar" olarak adlandırmıştır. Bu sonuçlar, implant boyutu (çap) tanımı üzerinde fikir birliği olmadığını göstermektedir (35).

İmplant çapı seçimi, kalan kemiğin hacmine, mevcut alan miktarına, çıkış profiline ve okluzyon tipine bağlı olarak değişir (28). Bir implantın çapı ne kadar büyükse, genel yüzey alanı da o kadar büyük olur. İlginç olan, yüzey alanındaki artışın uzunluktan çok çapa bağlı olmasıdır. 13 mm uzunluğunda 4 mm çaplı yivli bir implant, 16 mm uzunluğunda 3.25 mm çaplı silindir bir implanttan daha fazla yüzey alanına sahiptir. İmplant çapındaki her 0.25 mm'lik artış, silindir implant gövdesinde toplam yüzey alanının %5 ila %10 artmasına neden olur (26).

Geniş çaplı implantlar dar çaplı implantlara göre daha fazla çevresel kemik temas alanına sahiptir. İmplant-kemik temasının daha geniş yüzey alanına sahip olması ile kemiğe daha az stres iletilerek implant prognozu iyileştirilir. Daha geniş çap sayesinde elde edilen destek, yalnızca stresi azaltmakla kalmaz, aynı zamanda implant kırılma olasılığını da azaltır (10, 26, 27). Daha geniş çaplı implantlarda daha az abutment vida gevşemesi görülmektedir. Bu nedenle özellikle ek kuvvet faktörlerinin ve daha az yoğun kemiğin mevcut olduğu molar bölgede genellikle daha büyük çaplı, daha fazla sayıda implant kullanımı önerilir (26).

Gelen kuvvet miktarının daha az olduğu anterior bölgede doğal dişler daha dar çaplıdır. Kuvvet miktarı arttıkça premolar bölgede ve molar bölgede çap artmakta, alt anterior bölgeden maksiller molarlara doğru yüzey alanı %300 artış göstermektedir (26).

İdeal implant çapı, mine-sement birleşiminin 2 mm altındaki doğal diş genişliğine eşittir. İmplantlar her üç boyutta da yeterli miktarda kemik ile çevrelenmiş olmalıdır. Mevcut kemik genişliği miktarı (faciopalatal) implant çapından en az 1.0 mm daha fazla olmalıdır. Dolayısıyla 3.5 mm'lik bir implant en az 4.5 mm kemik genişliği gerektirir. Genellikle ideal implant çapları, santral kesici bir diş için 5.2 mm'lik bir implanta, lateral kesici bir diş için 3.5 mm'lik bir implanta ve bir kanin diş için ortalama 4.2 mm'lik bir implanta karşılık gelir (26).

2.5.2. İmplant Uzunluğu

İmplant uzunluğu, implant platformundan implant apeksine kadar olan mesafedir (27). İmplant uzunluğu sınıflamasında farklı görüşler mevcuttur ancak 8 mm'den kısa implantlar için "kısa", 9-13 mm arası uzunluktaki implantlar için "standart", 13 mm'den uzun implantlar için ise "uzun" dental implant olarak tanımlanan sınıflama, Avrupa Dental İmplantolojistler Derneği tarafından kabul edilmiştir (35, 40).

Diğer tüm değişkenler sabit olduğunda, implant uzunluğu genel implant yüzey alanıyla ilişkilidir. 10 mm uzunluğunda silindir bir implant, 7 mm uzunluğundaki bir implanta göre yüzey alanını yaklaşık %30 artırır ve 13 mm uzunluğundaki implantlara göre yaklaşık %20 daha az yüzey alanına sahiptir. İmplant uzunluğu seçiminde mevcut kemiğin yüksekliği önemlidir (24).

2.5.2.1. Kısa İmplantlar

İmplant yerleştirilebilmesi için öncelikle implant çevresinin yeterli kemik genişliği ve yüksekliği ile çevrili olması, aynı zamanda anatomik bölgelere belli bir uzaklıkta implant apeksinin sonlandırılması gerekmektedir. Diş çekimi ve patolojik durumlar sonrasında oluşan kemik atrofisine bağlı olarak azalan kemik hacmi nedeniyle implant cerrahisi zorlaşmaktadır. Sonrasında yeterli mesafe elde edebilmek amacıyla kemik augmentasyonu, alveolar distraksiyon osteogenezi, intraoral veya ekstraoral otojen kemik greftleri, sinüs lift ve mandibular sinir lateralizasyonu gibi ek cerrahi işlemler gerekmektedir. Bu işlemler için ekstra maliyet ve zaman gerekmekte aynı zamanda donör saha morbiditesine neden olmaktadır (41). Bu sebeple kısa implant kullanımı ön plana çıkan bir seçenek haline gelmektedir. Olası sinüs lifting ameliyatlarında kullanılmak üzere 4 mm'ye kadar kısa implantlar piyasaya sürülmüştür (42).

Uzun implantların daha iyi başarı oranına ve daha iyi prognoza sahip olduğu görüşü yaygın olmasına rağmen uzunluk ve başarı oranı arasında kanıtlanmış kesin bir ilişki yoktur ancak çalışmalar kısa implantların istatistiksel olarak daha düşük başarı oranlarına sahip olduğunu ileri sürmektedir (27, 43). İmplant kemik ara yüzünde aşırı stres birikimini önlemenin daha geniş bir implant yüzey alanı ile sağlanabileceği düşüncesiyle uzun yıllar klinisyenler tarafından kısa implant kullanımından kaçınılmıştır (44). Ancak sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmalarda okluzal kuvvetlerin tüm yüzeyden ziyade ilk olarak implantın servikal bölgesini çevreleyen kemikte dağıldığı görülmüştür. Bunun sonucunda çiğneme kuvvetleri ideal düzeyde olduğunda kemik tarafından tolere edilebilir

ve bu nedenle implant uzunluğu biyomekanik stabiliteye doğrudan etki etmez (27). Farklı implant boyutları üzerine yapılan retrospektif bir klinik analizde ise, uzun implant kullanımının her zaman biyomekanik bir avantaj sağlamadığı ve aslında daha kısa (6, 7 veya 8.5 mm) implantların bazı durumlarda uzun vadeli performans sunabileceğı belirtilmiştir (43).

Kısa dental implantların avantajları (45, 46);

- Kompleks cerrahi işlemlere olan ihtiyacın azalmasını veya ortadan kaldırılmasını sağlar,
- Morbidite ve tedavi süresi azalmış olur,
- Ek cerrahi işlemlerin komplike olduğu geriatrik hasta popölasyonunda önemli bir tedavi alternatifidir,
- Daha konservatif, hasta dostu, rahat ve yaşam kalitesini yükselten bir seçenektir,
- Mevcut diş köklerine daha az hasar riski vardır,
- Su irrigasyonu için doğrudan erişim imkanı ve kemiğin aşırı ısınma olasılığının azalması sayesinde basitleştirilmiş cerrahi prosedür,
- Optimal implant pozisyonu daha kolay sağlanabilir,
- Ekonomiktir.

Kısa dental implantların dezavantajları (47);

- Primer stabilizasyonun sağlanması daha zordur,
- Özellikle tip 4 kemikte uygulandığında risk fazladır,
- Uzun dönem komplikasyonları hakkında yetersiz data sebebiyle daha fazla araştırma yapılmasına ihtiyaç vardır.

2.6. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması

Kaybedilen doğal dişlerin yerini alan dental implantlar, rutin protetik tedavide gün geçtikçe daha çok kullanım alanı bulmaktadır. İmplant tedavilerinin yaygınlaşması ile birlikte protetik restorasyonlarda da çeşitlilik oluşmaktadır. Dolayısıyla farklı isimlerle benzer protezler yapılabilmekte, bu durumda implant üstü restorasyonlarda sınıflandırma ihtiyacı doğmaktadır.

İmplant üstü restorasyonlar için günümüze kadar pek çok sınıflama yapılmıştır ancak en sık kullanılan 1989 yılında Misch tarafından yapılmış olan sınıflamadır. Bu

sınıflamaya göre Misch, implant üstü protezleri sabit (SP) ve hareketli (HP) olmasına göre beş gruba ayırmıştır (24);

SP-1: Sabit protezlerde sadece kronu restore eder, doğal diş gibi görünür.

SP-2: Sabit protez kronun ve kökün bir kısmını restore eder.

SP-3: Sabit protez; eksik kronu, dişeti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eder.

HP-4: Sadece implant destekli, implant üstü hareketli protezlerdir.

HP-5: İmplant ve yumuşak doku destekli implant üstü hareketli protezlerdir.

İmplant üstü restorasyonlarda total ve kısmi diş eksikliğine göre yapılan sınıflamada ise (48);

I. Total Diş Eksikliğinde Protetik Tedavi

- İmplant destekli overdenture protezler
- Hibrit protezler
- İmplant destekli sabit kron ve köprü restorasyonlar

II. Kısmi Diş Eksikliğinde Protetik Tedavi

- İmplant üstü tek kron restorasyonlar
- İmplant-doğal diş destekli köprü restorasyonlar
- Serbest sonlu bölgelerde çok üye köprü restorasyonlar

İmplant üstü restorasyonlar, implanta bağlanma şekillerine göre üç grupta incelenebilir (24);

1. İmplant üstü sabit restorasyonlar,
2. İmplant üstü yarı-sabit restorasyonlar,
3. İmplant üstü hareketli restorasyonlar.

İmplant üstü sabit restorasyonlar, total diş eksikliklerinde ve serbest sonlu vakalarda implant üzerine simante edilen veya vidalanan kron veya köprü protezleridir.

İmplant üstü yarı-sabit restorasyonlar, vidalar aracılığıyla implantlara, barlara veya ara parçalara bağlanan kron ve köprü protezleridir. Gerekğinde klinisyen tarafından çıkarılabilirler.

İmplant üstü hareketli restorasyonlar, implanttan destek alan retantif ataşmanlara bağlanan, yükün alveolar kret ve implantlar tarafından paylaşıldığı protezlerdir.

Üst yapı protezleri destek aldıkları bölgelere göre (24, 48);

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

Üst yapı yalnız implanttan destek alıyorsa sadece implant destekli üst yapı protezi olarak adlandırılır.

Üst yapı, hem implanttan hem de doğal dişlerden destek alıyorsa implant-diş destekli üst yapı protezleri ismini alır.

Üst yapı, barlı bağlantılar veya retantif ataşmanların distal bölgesindeki alveol kretten destek alan hareketli bir protez ise, implant-doku destekli üst yapı protezleri olarak sınıflandırılır.

2.6.1. İmplant Destekli Sabit Protezler

İmplant diş hekimliğinin hedefi hastaların diş kaybı sonrası normal konum, kontur, fonksiyon, fonasyon, konfor ve estetiğin yeniden kazandırılmasıdır (16). İmplant destekli sabit restorasyonlar tam veya kısmi dişsiz hastalar için önemli bir tedavi alternatifidir. Protetik restorasyon planlanırken birkaç parametrenin değerlendirilmesi önemlidir (49);

- Protezin vida tutuculu veya simante retansiyona sahip olması,
- Abutment dizaynı ve üretiminin hazır (fabrike) olması veya kişiye özel hazırlanması,
- Metal veya metal olmayan altyapı dizaynı,
- Veneerleme tekniğinin elle yığma, presleme veya eritme şeklinde olması,
- Üst yapının tam veya kısmi veneerlenmiş olması ya da veneerlenmemiş üst yapı.

İmplant destekli sabit köprü restorasyonlarda abutmentlar arası gövde mesafesi arttıkça alt yapı daha fazla esnemeye başlar. Bu esneme sonucu protez, makaslama ve çekme kuvvetlerine maruz kalır. Pontik sayısının küpü kadar protetik yapıda esneme görülür. Örneğin iki pontiğe sahip gövde, tek pontikli bir köprü proteze göre 8 kat, üç pontiğe sahip gövde ise 27 kat daha fazla esner. Bu esnemenin fazla miktarda olması porselen kırıklarının daha çok olmasına, vida gevşemelerine ve protezlerin desimantasyonuna sebep olur. İmplantlarda periodontal ligamentin olmaması, doğal dişlere göre gelen kuvvetler karşısında daha fazla esneme problemlerine, stresi absorbe edememe gibi problemlere yol açar (24).

2.7. Kemik Dokusu ve Rezorbsiyon

2.7.1. Kemik Dokusu

İmplant uygulamalarında implant çevresinin yeterli genişlikte ve yükseklikte kemikle çevrili olması gerekmektedir (41). İmplant yerleştirilecek kemik yoğunluğu implant seçimini, protetik tedavi planlamasını, cerrahi aşamayı ve iyileşme sürecini etkileyen önemli bir faktördür (1).

Kemik doku, hücreler arası madde üzerine inorganik yapıların mineralize olması sonucu oluşan rijit bir bağ dokusudur. Bu şekilde sağlamlık, esneklik gibi fiziksel özellikler kazanmıştır. Kemik doku, matris adı verilen hücreler arası maddelerden oluşur. Matris, organik ve inorganik matris olarak iki bölümdür. Organik matrisin %95'i kollojen liflerden oluşmakta, inorganik matrisin yapısında ise kalsiyum, fosfor, sitrat, karbonat, magnezyum, sodyum, potasyum, flor ve su bulunmaktadır.

Kemik hücreleri osteoprogenitör hücreler, osteoblastlar, osteositler ve osteoklastlar olmak üzere 4 tanedir.

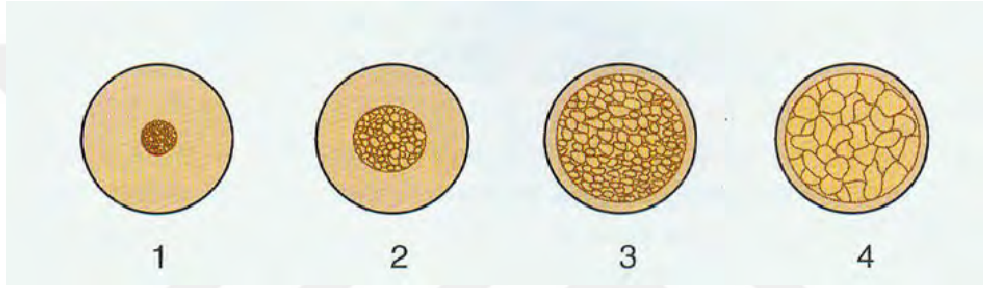
Osteoprogenitör hücreler, osteoblasta veya kondroblasta dönüşebilirler. Osteoblastlar, kemik yapımında görevli genç hücrelerdir, yüksek düzeyde metabolik aktivite gösterirler. Osteoklastlar, kemik dokunun yıkımı yani rezorbsiyonundan sorumludurlar. Osteositler ise, kemiğin asıl hücreleridir, kemik dokunun canlı kalmasını sağlarlar (50).

Kemik morfolojik olarak iki bölümden oluşur. Kompakt kemik sert, sıkı kemiktir. İnorganik maddelerin yoğun olduğu tabakadır. Kemiğin dış kısmında bulunur. Trabeküler kemik ise kemiğin iç kısmındaki boşluklu, süngerimsi yapıdır. Organik maddelerin yoğun olduğu tabakadır. Yapısındaki boşluklar kırmızı kemik iliğiyle doludur ve kırmızı kan hücresi üretir, bu şekilde kemik dokunun beslenmesini sağlar (51).

Günümüzde en sık kullanılan iki kemik sınıflandırması mevcuttur. Bunlardan biri Lekholm ve Zarb'ın (52) 1985'te yaptığı sınıflandırma, diğeri ise Misch'in (24) 1988 yılında bildirdiği sınıflandırmadır.

Lekholm ve Zarb'a göre kemik kalitesi 4'e ayrılır (Şekil 2) (52);

- Tip I (Q1) kemik kalitesi: Homojen kompakt kemiği,
- Tip II (Q2) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemiği,
- Tip III (Q3) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği,
- Tip IV (Q4) kemik kalitesi: İnce kortikal kemiği çevreleyen düşük yoğunluktaki kortikal kemiği ifade eder.

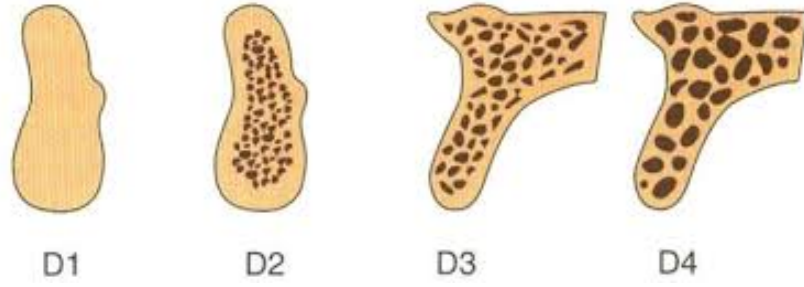


Şekil 2. Lekholm ve Zarb'ın kemik sınıflaması (Lekholm ve Zarb'tan, 52)

Misch'in sınıflandırmasına göre ise (Şekil 3) (24);

- D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur, dişsiz mandibula anteriorda görülür.
- D2 kemik: Yoğun kalın kortikal kemik ve altında kaba dokulu spongioz kemikten oluşur. Mandibula anterior-posterior ve maksilla anteriorda, nadiren maksilla posteriorda görülür.
- D3 kemik: İnce kortikal kemik ve altında ince spongioz kemikten oluşur. Maksilla anterior-posterior, mandibula posterior ve mandibula anteriorda görülür.
- D4 kemik: Nerdeyse hiç kortikal kemik tabakası yoktur, kemiğin tamamı spongioz kemikten oluşur. Genellikle maksilla posteriorda görülür.

Düşük ve yüksek kemik yoğunluklarına göre implant başarısının karşılaştırıldığı çalışmalarda, düşük yoğunluklu Tip 4 kemikte başarısızlık oranının daha fazla olduğu, kortikal kemik tabakasının yoğun olduğu Tip 1 kemiğin ise en ideal kemik tipi olduğu belirtilmiştir (24, 26).



Şekil 3. Misch'in kemik sınıflaması (Misch'ten, 24)

2.7.2. Kemik Rezorbsiyonu

Kemik dokusu yaşam boyu rezorbsiyon ve apozisyon döngüsü içerisinde. Osteoklastlar rezorbsiyona neden olurken, osteoblastlar yeni kemik formasyonundan sorumludurlar (53). Kortikal kemikte trabeküler kemiğe göre daha az metabolik aktivite görülür. Bu sebeple her yıl kortikal kemiğin %4'ü yenilenirken trabeküler kemikte bu oran %20'dir (54). Yeniden şekillenme, fizyolojik ve mekanik faktörlerin etkisi ile meydana gelir. Sıkıştırma tip streslerin kemik büyümesini stimüle ettiği, gerilme streslerinin ise kemikte rezorbsiyona neden olduğu bildirilmiştir. Wolff kanununa göre, kuvvetin geldiği bölgelerde kemik yapımı artar, yapı güçlenir, stresin azaldığı bölgelerde ise kemik rezorbsiyonu görülür ve kemik yapısı zayıflar. Ayrıca kritik bir stres değerinin varlığı bilinmektedir. Bu değer üzerinde yapılan yüklemelerde kemik yapıda deformasyon oluşur ve rezorbsiyon başlar (55).

Diş çekimi sonrası oluşan kemik kaybı maksilla ve mandibulada farklılık göstermektedir. Maksillada daha çok bukkopalatinal yönde horizontal kemik kaybı meydana gelirken, mandibulada daha çok vertikal kemik kaybı görülür (56). Maksillada daha yoğun olan trabeküler yapıdaki kemik, gelen kuvvetler sonucu oluşan stresleri absorbe edip dağıtma özelliğine sahiptir. Mandibulada ise çiğneme kuvvetlerinden daha fazla etkilenmektedir. Dolayısıyla mandibuladaki rezorbsiyon oranı maksillaya göre 4 kat daha fazladır (26).

2.8. Biyomekanik Kavramlar

Biyomekanik, mekanik prensipler dahilinde vücut dokuları ve organlarının uygulanan kuvvetlere verdikleri cevaplarla ilgilenen multidisipliner bir yaklaşımdır (57). Dental implantların başarısında biyomekanik prensiplerin bilinmesi ve ilgili faktörlerin anlaşılması önemlidir.

2.8.1. Stres (Gerilim)

Bir yapıya kuvvet uygulandığında, uygulanan kuvvete eşit şiddette ancak zıt yönde bir iç direnç meydana gelir. Oluşan bu reaksiyona stres adı verilir. Cismin tüm yüzeyinde dağılımı söz konusudur (58). Birim alana düşen kuvvet, gerilme olarak tanımlanır “Eşitlik 2” denklemi kullanılarak hesaplanır. S veya σ ile ifade edilir. Birimi Pascal’dır (24).

$$\sigma \text{ (Stres, Pascal)} = F \text{ (Kuvvet, Newton)} / A \text{ (Alan, m}^2\text{)} \quad (\text{Eşitlik 2})$$

Stres, yukarıdaki formülde de belirtildiği gibi kuvvet ile doğru, alan ile ters orantılıdır. Dolayısıyla kuvvetin uygulanacağı alanın belirlenmesi önem kazanmaktadır. Dar bir alana uygulanan kuvvetin etkileri daha büyük olacaktır. Bu nedenle fazla stres oluşturmamak için kuvvetin daha geniş alanlara yayılmasına dikkat edilmelidir. Doğal dişler periodontal ligament gibi bir kuvvet emici sayesinde gelen stresleri absorbe edebilirken, osseointegre implantlarda böyle bir oluşum söz konusu olmadığı için gelen kuvvetler direkt çene kemiğine iletilir (59).

Bir cisme dik olarak uygulanan kuvvet, cisim içerisinde sıkıştırma ya da çekme stresleri meydana getirir. Horizontal ya da teğet olarak uygulanan kuvvetler ise makaslama/kayma stresleri oluştururlar. Üç ayrı stres tipi mevcuttur. Cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan, aynı doğrultuda fakat ters yönde iki kuvvetin etki etmesiyle oluşan streslere çekme tip stresler (*tensile stress*) denir. Cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin etki etmesiyle oluşan gerilmelere sıkıştırma/baskı tip stresler (*compressive stress*) adı verilir. Cismin moleküllerini birbiri üzerinde kaymaya zorlayan zıt yöndeki iki kuvvetin oluşturduğu stresler sonucu ise makaslama tip stresler (*shear stress*) meydana gelir (60, 61).

Baskı/sıkışma tip kuvvetler kemiğin en dayanıklı olduğu kuvvetlerdir. Makaslama/çekme tip kuvvetler ise kemik-implant ara yüzünde olumsuz etkilere sahiptir. Diğer kuvvetlerle karşılaştırıldığında makaslama tip kuvvetler kemik üzerinde en yıkıcı etkiye sahip olanlardır (62). Çekme kuvvetlerine maruz kalan kemikte direnç kaybı %30 iken, makaslama kuvvetlerine maruz kalan kemikte bu oran %65 olmaktadır (63). Dolayısıyla gelen kuvvetler implantın uzun aksına yönlendirilecek şekilde tasarlanmalıdır.

2.8.1.1. Asal Gerilme (Principal Stress)

Üç boyutlu bir elemanda en büyük gerilme değerleri, bütün makaslama bileşenlerinin sıfır olduğu durumda meydana gelir. Bir eleman bu konumda olduğu zaman normal gerilmelere “asal gerilme” denir. Asal gerilme maksimum, ara (*intermediate*) ve minimum asal gerilme olarak üçe ayrılır. Maksimum asal gerilme, en yüksek çekme (gerilme) stresini yani en büyük pozitif değeri, minimum asal gerilme ise en yüksek sıkışma (baskı) stresini yani en küçük negatif değeri ifade eder. Ara asal gerilme ise ara değeri temsil eder.

Bir stres elemanında hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse, o stres tipinin etkisi altında olduğu anlamına gelir. Örneğin negatif olan minimum asal stres değeri mutlak değer olarak pozitif olan maksimum asal stres değerinden fazlaysa, o bölgede sıkışma stresinin önemli olduğu düşünülür. Kemik gibi kırılma materyallerde principal stres değerleri daha önemlidir (4).

2.8.1.2. Von Mises Gerilmesi

Bir cismin belli bir bölümündeki iç enerji belli bir sınır değerini aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirir. Bu durum, Von Mises ve ark. tarafından bir biçim değiştirme enerjisi olarak tanımlanmıştır (64). Metaller gibi bükülebilir materyaller için anlamlıdır dolayısıyla implantlar üzerinde oluşan streslerin değerlendirilmesinde Von Mises stres değerlerinden yararlanılır. Von Mises değerleri meydana gelen streslerin dağılımı ve yoğunluğu hakkında bilgi verir (65).

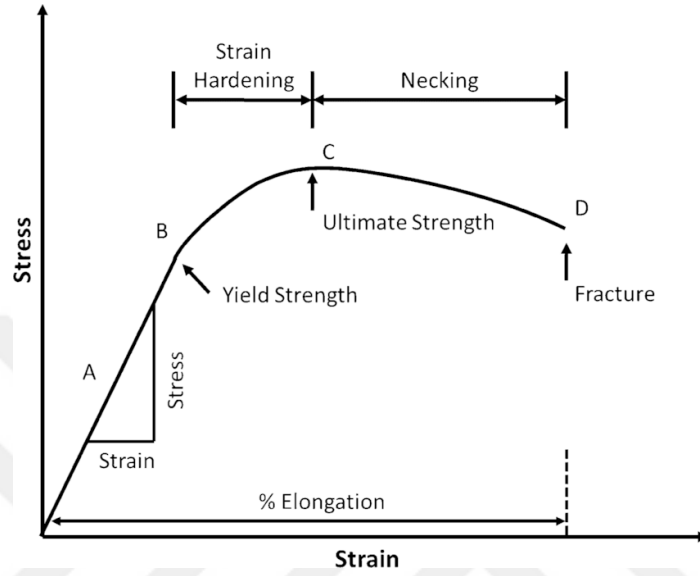
2.8.2. Strain (Gerinim)

Bir cisme kuvvet uygulanması sonucu materyalin yapısında meydana gelen gerilme, cisimde şekil değişikliğine sebep olur. Oluşan bu deformasyon strain (*gerinim*) olarak adlandırılır. Yapının birim uzunluğunda meydana gelen değişimin cismin başlangıç boyutuna oranıdır (66).

Elastik ve plastik olmak üzere iki tip strain mevcuttur. Elastik strain geri dönüşümlüdür. Kuvvet sonucu oluşan stres ortadan kalkınca yapı içerisindeki atomlar eski haline dönerler. Plastik strain’de ise geri dönüşüm söz konusu değildir. Stres sonucu yapı içerisindeki atomlar daimi olarak yerlerinden oynarlar. Oluşan stresin bileşke kuvveti aştığı durumlarda materyalde kopma veya kırılma meydana gelebilir (Şekil 4).

Strain'in birimi yoktur, kuvvet değildir, sadece bir büyüklüktür (Eşitlik 3). Yüzde (%) ile ifade edilir (66, 67).

Strain (Gerinim) = Boyuttaki değişim / İlk boyut şeklinde hesaplanır. (Eşitlik 3)



Şekil 4. Stres-Strain grafiği

2.8.3. Elastisite Modülü (Young Modülü)

Stres/strain yani gerilimin gerinime oranı olarak tanımlanır. Malzemenin katılık derecesini gösterir. Cisme uygulanan kuvvetin ortadan kalkmasıyla cismin başlangıç haline dönebilme özelliğine elastisite denir, başlangıç haline dönebilen cisimlere ise elastik cisim adı verilir (68). Birimi Gigapaskal (GPa)'dır. Her maddenin farklı elastisite modülü vardır. Bir cismin elastisite modülünün yüksek olması o cismin deformasyon direncinin de fazla olduğu anlamına gelir (69).

2.8.4. Poisson Oranı

Poisson oranı, bir cisme kuvvet gelmesi sonucu eninde meydana gelen deformasyon miktarının, boyunda meydana gelen deformasyon miktarına oranıdır. Cisimler için ayırt edici bir özelliktir, değeri 0 ile 0.5 arasında değişir (70). ν ile sembolize edilir “Eşitlik 4” denklemi ile formülize edilir;

$$\nu = -\varepsilon_2 / \varepsilon_1 \quad (\text{Eşitlik 4})$$

Bir cisme çekme kuvveti uygulandığında kuvvet yönünde uzama, kuvvete dik olan diğer boyutlarda ise kısalma meydana gelir. Sıkışma kuvvetleri altında ise cismin boyu kısalırken eni kalınlaşır (66).

2.8.5. İzotrop, Anizotrop, Homojen Cisim

Üç asal ekseninde (x, y, z eksenlerinde) aynı elastik özellikler gösteren materyallere izotropik, farklı elastik özellikler gösterenlere ise anizotropik cisim denir (61). Bir cismin elastik özelliği değişmeyip, her noktada aynı olduğu durumda ise homojen cisim olarak adlandırılır. Yapısındaki her eleman benzer mekanik özellikler gösterir (71).

2.8.6. Lineer Elastik

Uygulanan kuvvetler sonucu cismin yapısında oluşan gerilme ve strainin doğru orantılı olarak meydana geldiği varsayılan cisimler lineer elastik cisimlerdir (1, 67).

2.9. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Intraoral yapılar, çevre dokular ve kullanılacak materyaller çeşitli fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlerin etkisi altındadır. Bu kuvvetler sonucu ağız ve çevre dokularda meydana gelen streslerin yoğunluğu, fizyolojik tolerans sınırları, uygun malzeme seçimi ve materyallerin biyolojik dokulara etkisinin bilinmesinde, aynı zamanda bir malzemenin yük, sıcaklık, basınç gibi dış etkenlere karşı dayanıklılığının tespitinde ve yapısında meydana gelecek gerilmelerin değerlendirilmesi amacıyla diş hekimliğinde çeşitli gerilme analizi yöntemlerinden yararlanılır (72). Bunlar;

1. Fotoelastik stres analiz yöntemi
2. Gerinim ölçer (Strain Gauge) kuvvet analiz yöntemi
3. Kırılgan vernik (Brittle Lacquer) kuvvet analiz yöntemi
4. Holografik interferometri ile kuvvet analiz yöntemi
5. Termografik kuvvet analiz yöntemi
6. Radyotelemetri kuvvet analiz yöntemi
7. Sonlu elemanlar (Finite Element) kuvvet analiz yöntemi

2.9.1. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi

Biyomekanik olarak incelenmek istenen cismin, belirli sayıda elemanlara bölünerek analizlerinin gerçekleştirilmesine sonlu elemanlar (finite element) kuvvet analizi yöntemi denir (69). Başka bir deyişle, karmaşık geometrilere sahip yapılar küçük elemanlara

bölünerek basite indirgenir, bilgisayar ortamında küçük alt elemanlardan oluşan bir model hazırlanır. Eleman sayısı ne kadar fazla olursa o kadar gerçeğe yakın ve hassas sonuçlar elde edilir (73).

İlk olarak Ritz'in 1909 yılında nümerik analiz metoduyla tanımlanan sonlu elemanlar analiz yöntemi, 1956'da Turner ve ark. yayınladığı ilk makale ile bir gelişim dönemine girmiştir (74). 1960 yılında uzay endüstrisi ve havacılık alanında kullanılmış olup, günümüzde pek çok alanda bu yöntemden yararlanılmaktadır (75, 76). 1968'de Ledley ve Huang matematiksel bir diş modeli geliştirerek sonlu elemanlar analiz yönteminin diş hekimliğindeki kullanımını genişletmişlerdir (77). İmplantlar ise ilk kez 1973 yılında Tesk ve Widera tarafından yapılan çalışma ile sonlu elemanlar analizinde kullanılmışlardır (75).

Dental sistemler, oldukça karmaşık geometriye sahiptir ve bu sistemlerle ilgili problemlerin çözümü için sonlu elemanlar stres analizi yöntemi oldukça uygundur. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde tüm sistemin ağ yapısı, elemanları, düğümleri ve sınır koşulları ya da araştırılmak istenen unsur oluşturularak problem çözülmektedir. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde problem, şekilsel fonksiyonlar kullanılarak çok daha küçük ve basit elemanlara ayrılmakta ve sonuç, varyasyonel prensiplere dayanarak tespit edilmektedir.

Kompleks bir cisme ait (ör. maksilla ve mandibula) modellemenin güçlüğü nedeniyle bu yapılar daha basit yapıdaki üçgen, dörtgen, piramit gibi geometrik birimlere bölünerek işlem kolaylaştırılır. Bu geometrik birimlere "eleman", elemanlara bölünmüş geometrik cisme "matematiksel model" ve bu elemanları birleştiren noktalara "düğüm (node)" adı verilir (70). Düğümler sayesinde, bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemanlara da yansır (76). Geometrik şekli oluşturan bütün elemanların materyal özelliklerini belirleyen Poisson oranı ve elastisite modülü gibi değerlerin bilgisayar ortamına tanımlanması gerekmektedir (70). Bu şekilde, uygulanan kuvvetlerin, malzeme özellikleri ve geometrileri gibi parametrelerin kolayca değiştirilmesi ve analizin tekrarlanabilmesi mümkündür (76).

Diş hekimliğinde sonlu eleman analiz yöntemi şu alanlarda kullanılmaktadır (70, 78);

- Dental materyaller
 - Mine, dentin, sement
 - Amalgam
 - Kompozit rezinler, simanlar
 - Cam, seramik ve porselen sistemler
 - Metaller ve metalik sistemler
 - Post ve kanal dolgu maddeleri
- Oral ve maksillofasiyal yapıların mekaniği ve cerrahisi
 - Maksilla ve mandibula kırıkları ile bunların fiksasyonu, osteotomi
 - Temporomandibular eklem mekaniği
 - Periodontal ligament, alveol kemiği, trabeküler kemik, kortikal kemik
 - İmplant materyalleri, mini vida ve plak
- Ortodontik tedaviler, dişlerin hareket ettirilmesi, ortodontik apareyler
- Konservatif ve endodontik tedaviler, kavitelerin modellenmesi, köle defektleri, kök kanal sisteminin modellenmesi, kanal içi stresler, kanal eğeleri, irrigasyon sistemleri ve iğneleri
- Dental restorasyonlar
 - Dolgu materyalleri
 - Kron ve köprü protezleri
 - Sabit ve parsiyel protezler
 - Dental implantlar
 - Dizayn özellikleri
 - Materyal özellikleri
 - Kuvvet yükleme ve diğer parametreler
 - Osseointegrasyon

Sonlu elemanlar yöntemi, deneysel analizinin yapılması mümkün olmayan birçok yapının stresler karşısındaki davranışlarının belirlenmesinde çok önemli bir yöntemdir, gelişen teknoloji ile birlikte önemi daha da artmaktadır (79).

Sonlu Elemanlar Analizinin Aşamaları

a. Hazırlık aşaması (Pre-processing): İlk aşama manyetik rezonans veya bilgisayarlı tomografi görüntülerinin ya da CAD (Computer Aided Design) (bilgisayar destekli tasarım) tarafından oluşturulan modelin bilgisayara aktarılma aşamasıdır. Üzerinde çalışılacak model mümkün olduğunca küçük ve fazla sayıda “eleman” adı verilen yapılara bölünür. Tüm bu yapıya “ağ”, elemanların birleşme noktalarına ise “düğüm (node)” denir. Bu bölme işlemine yani ağ yapısının oluşturulmasına ise “mesh generation” adı verilir. Ardından elastik modülü, Poisson oranları gibi materyalin mekanik özellikleri ve yükleme koşulları belirlenir. Aynı zamanda kuvvetin yönü, şiddeti ve açısı tanımlanır.

b. Çözümleme (Processing): Bilgisayar programı tarafından çarpma, çözümleme gibi hesaplama işlemlerinin yapıldığı aşamadır.

c. Sonuç işlemi (Post-processing): Sonuçlar bu aşamada alınır ve yorumlanır (1, 47).

Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları

- Karmaşık geometriye sahip katı cisimler basit yapılara indirgenerek modellenabilir.
- Bilgisayar yazılımları sayesinde gerçeğe yakın modeller elde edilir.
- Her eleman orjinal yapının mekanik özelliklerini korur, böylece ayrıntılı sonuçlar elde edilebilir.
- Sonlu elemanlar boyut ve şekil çeşitliliği sayesinde pek çok farklı geometriyi temsil edebilir.
- Değişik materyaller ile istenen sayıda farklı modeller oluşturulabilir.
- Gelen kuvvet özelliklerinin, malzeme özelliklerinin ve geometrilerin kolayca değiştirilmesi mümkündür.
- Gerilme dağılımı ve lokalizasyonları hassas bir şekilde elde edilebilir.
- Sebep-sonuç ilişkisine dair problemler çözülebilir.
- Noninvaziv bir tekniktir.
- Hem statik hem de dinamik analizler yapılabilir.
- Analizlerin tekrarlanabilmesi kolaydır.
- Analiz sonuçları kısa sürede elde edilebilir
- Stresi ve gerginliği değerlendirmek için hayvan deneylerine olan ihtiyaç azalmış olur (80–82).

Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları

- Bilgisayar programları patentlidir, kullanılabilmeleri için lisans ihtiyacı vardır.
- Programlara sıkça güncelleme yapılması gerekmektedir.
- İyi bir bilgisayar donanımına ve bilgisine sahip olmak gerekir.
- Maliyeti fazladır.
- Doğru analiz ve sonuç için modelin gerçeğe yakınlığının sağlanması önemlidir.
- Deneysel verilerin aktarımı ve programın kullanımındaki teknik detaylar araştırmacıya bağlı olduğu için hatalı sonuçlar elde edilebilir.
- Canlı dokuların taklit edilebilmesi için doğal hayatta büyük değişiklikler gösteren faktörlerin sabit olarak kabul edilmesi gerekmektedir (81, 83).

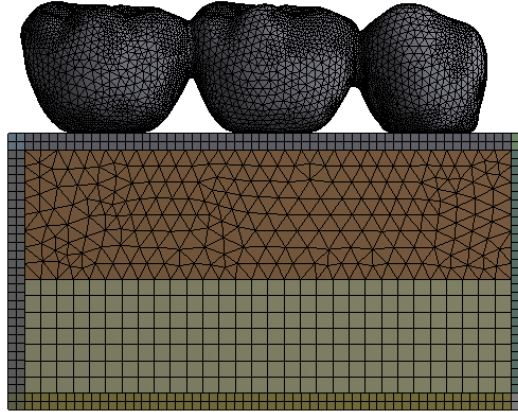
3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu araştırma, Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Simutek Mühendislik Danışmanlık Makine San. ve Tic. Ltd. Şti.'de gerçekleştirilmiştir. Bilgisayar ortamında oluşturulan mandibular molar bölgede iki kısa, iki standart ve bir kısa bir standart boy implantlar arasında üç ve dört üye implant destekli sabit protezlere uygulanan vertikal ve oblik kuvvetlerin meydana getirdiği stres dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi ve karşılaştırılması yapılmıştır.

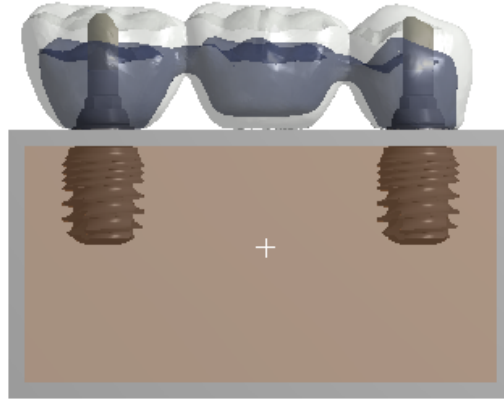
3.1. Üç Boyutlu Modellerin Hazırlanması

3.1.1. Alt Çene Modellerinin Hazırlanıp Sayısallaştırılması

Bu çalışmada öncelikle alt çene kemiği ve dişlerin Medit Identica Blue (IDS Medical Equipment, HCM City, Vietnam) tarama cihazı ile nokta bulutu görüntüsü alınarak nokta bulutu formatında üç boyutlu modeller oluşturuldu (Resim 1). Ardından SpaceClaim yüzey temizleme programı vasıtasıyla sonlu elemanlar modeline uygun formatta hazırlandı. Hazırlanan matematiksel model ANSYS 2019R2 sonlu elemanlar analizi paket programı yardımıyla gerçekleştirildi (Resim 2).



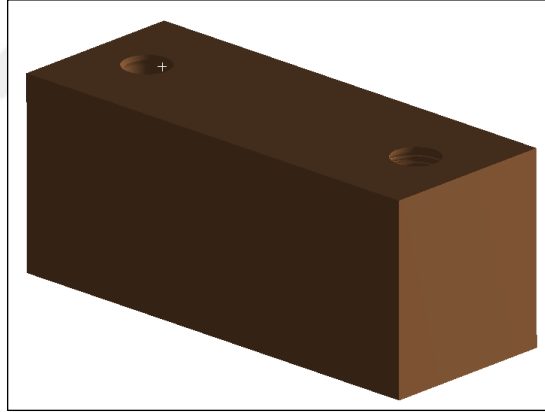
Resim 1. Ağ yapısı tamamlanmış üç üyeli sabit protez modeli



Resim 2. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü modeli

3.1.1.1. Trabeküler Kemik Modelinin Hazırlanması

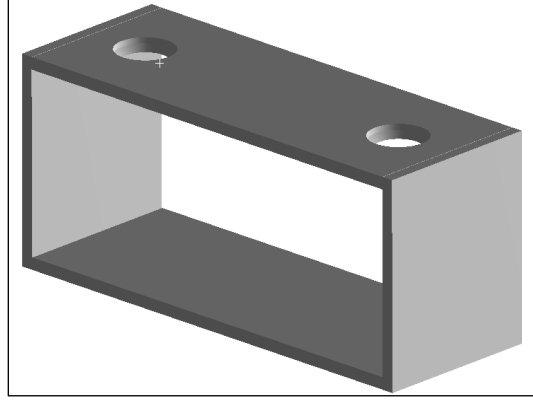
Trabeküler kemik modeli, implant boyları dikkate alınarak ölçeklendirildi, SpaceClaim yazılımında hazırlandı (Resim 3).



Resim 3. Trabeküler kemik modeli

3.1.1.2. Kortikal Kemik Modelinin Hazırlanması

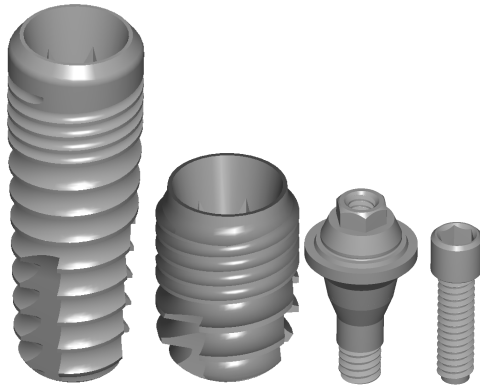
Lekholm ve Zarb'ın kemik sınıflamasına göre, kortikal kemik kalınlığı 1 mm olarak belirlendi, trabeküler kemik modeli referans alınarak 1 mm offset (kalınlık) ile SpaceClaim yazılımında elde edildi. Alt çenenin tamamı değil sadece analizi yapılacak olan posterior (premolar-molar) dişsiz bölge modele edildi (Resim 4).



Resim 4. Kortikal kemik modeli

3.1.2. İmplant ve Abutment Modellerinin Hazırlanması

Çalışmamızda dental implant modelleri için Bioinfinity (Avrupa İmplant, Türkiye) markasına ait implant modelleri, abutmentlar ve bağlantı vidasının Siemens NX programı ile üç boyutlu çizimleri yapıldı. Kronlar ve abutmentlar arası bağlantı vida yardımıyla gerçekleştirildi. Kısa implantlar için 6 mm, standart boy implantlar için 12 mm uzunluğunda görüntüler oluşturuldu, her iki boy için de 4.2 mm çap kullanıldı (Resim 5). Farklı parametrelerin sonucu etkilememesi için implantların yüzey özellikleri, geometrileri ve çapları aynı seçildi.



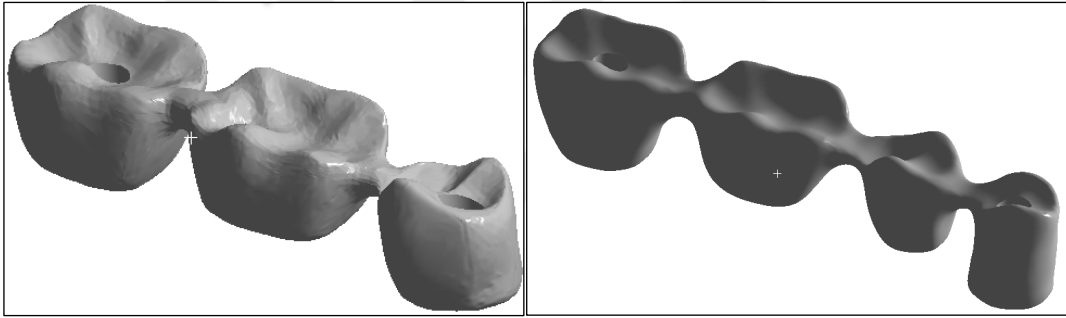
Resim 5. 12 mm ve 6 mm uzunluğundaki implant, abutment ve bağlantı vidası modelleri

3.1.3. Seramik Üst Yapı ve Cr-Co Alt Yapı Modellerin Hazırlanması

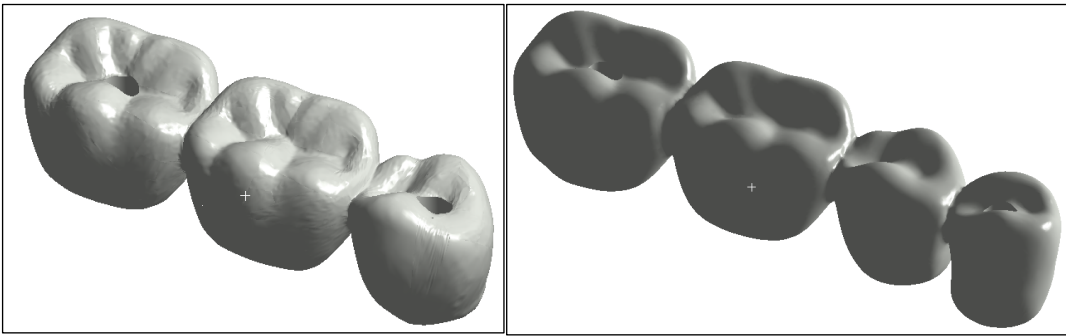
Üst yapıyı oluşturan seramik köprü modelin hazırlanmasında 3 üyeli ve 4 üyeli olmak üzere iki farklı model için Medit Identica Blue (IDS Medical Equipment, HCM

City, Vietnam) tarama cihazı ile alt çene premolar ve molar dişlerin nokta bulutu görüntüsü alındı ve “.stl” (Stereolithography) formatta oluşturuldu. Yüzey ANSYS yüzey temizleme programı SpaceClaim vasıtasıyla “.iges” (Initial Graphics Exchange Specification) formatına çevrildi, geometrik düzenlemeleri yapıldı ve sonlu elemanlar modeline uygun hale getirildi.

Cr-Co alt yapı modeli, seramik köprü modelinin 1 mm içeri offset edilmesiyle oluşturuldu. Tüm modeller hazırlandıktan sonra SpaceClaim assembly modülü ile montaj yapıldı. Kontakt alanı yaklaşık 9 mm² (3x3 mm) olarak hazırlandı. Destek dişlerin okluzal yüzeylerinde bağlantıyı sağlamak için vida girişi açıldı (Resim 6). “Assign”, “Orient”, “Translate” komutları ile abutment ve vidalar implant ile hizalanıp dişler de aynı yöntem ile abutment yapısına oturtuldu. Vida yuvasının kapatılması için kompozit rezin kullanıldı. Seramik kalınlığı 1-1.5 mm olarak ayarlandı (Resim 7).



Resim 6. Cr-Co alt yapı modelleri



Resim 7. Seramik üst yapı modelleri

3.2. Kullanılan Eleman Tipi, Eleman ve Düğüm Noktası Sayısı

Kullanılan eleman sayısı arttıkça gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edileceği için eleman sayısının mümkün olduğunca fazla sayıda oluşturulmasına dikkat edildi. Eleman yapısı Solid187 tetrahedral elemanlardan oluşturuldu ve toplam eleman sayısı 912 289 olarak hazırlandı. Üç boyutlu modeli oluşturan parçaların eleman sayıları Tablo 1’de yer almaktadır.

Tablo 1. Eleman ve düğüm noktası dağılımları

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

3.3. Malzeme Özellikleri

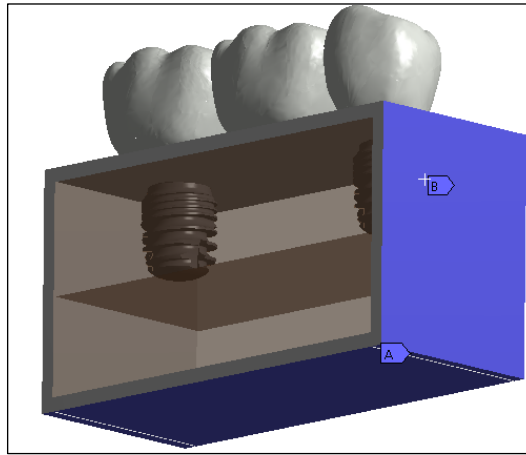
Çalışmada yer alan tüm malzemelerin homojen, izotropik ve lineer özelliğe sahip olduğu, tüm yapıların %100 kontakta olduğu ve implantların kemiğe %100 osseointegre olduğu kabul edildi. Malzemelerin fiziksel özelliklerini belirleyen elastik modülüsü ve poisson oranı gibi materyal değerleri (Tablo 2), gerilim dağılımını etkileyeceği için programa tanıtıldı.

Tablo 2. Materyal özellikleri

<i>Bileşenler</i>	<i>Malzeme</i>	<i>Elastik modülü (GPa)</i>	<i>Poisson oranı (Referans)</i>
<i>Kortikal Kemik</i>	Tip 3	13.7	0.3 (58, 84, 85)
<i>Trabeküler Kemik</i>	Tip 3	1.37	0.3 (58, 84, 85)
<i>Kron</i>	Seramik	82.8	0.35 (58, 85)
<i>Abutment</i>	Titanyum	110	0.35 (86)
<i>İmplant</i>	Titanyum	110	0.35 (86)
<i>Bağlantı Vidası</i>	Titanyum	110	0.35 (86)
<i>Alt yapı Materyali</i>	Co-Cr	218	0.35 (84)
<i>Kompozit</i>	Kompozit Rezın	7	0.2 (87)

3.4. Sınır Şartları

Çalışmada matematiksel model gerçek koşullara en yakın şartlara sahip olmasını temsilen, kas bağlantılarından (kemik modelin tabanından, mezial ve distal yanıl yüzeylerden) hiç hareket olmayacak şekilde sabitlendi. Abutment vidasının modele yapışık (bonded) olduğu varsayıldı. Tüm yapıların %100 kontakta olduğu kabul edildi (Resim 8).

**Resim 8.** Sınır şartlarının belirlenmesi

3.5. Yükleme Koşulları

Çalışmada üç ve dört üyeli protetik modeller üzerine çiğneme kuvvetini simüle eden vertikal ve oblik olmak üzere 2 farklı yönde ve büyüklükte kuvvet uygulandı (Resim 9). Vertikal yüklemede tüberkül-fossa teması sağlandı. Böylece fonksiyonel tüberküllerin karşıt dişin santral fossası ile olan temas noktaları belirlendi ve her noktadan 150 N kuvvet uygulanması planlandı. Her bir premolar diş için toplam 300 N, her molar diş için ise toplam 450 N kuvvet uygulandı.

Oblik yüklemede dinamik okluzyon esas alındı. Böylece alt dişlerin fonksiyonel tüberküllerine bukkolingual olarak 30° ve her noktadan 150 N kuvvet gelmesi planlandı. Dolayısıyla her premolar diş için 150 N, her molar diş için ise toplam 300 N oblik kuvvet uygulandı. Bu değerler hem üç üyeli hem de dört üyeli restorasyonlar için aynı kabul edildi (Resim 10). Vertikal ve oblik kuvvetler sırasıyla Tablo 3 ve Tablo 4'te incelenebilir.

Tablo 3. Vertikal yük miktarları

<i>VERTİKAL YÜKLEME</i>			
<i>3 Üyeli Köprü Protezi</i>	Noktaya Uygulanan Kuvvet (N)	Uygulanan Nokta Sayısı	Toplam Kuvvet (N)
<i>Molar Diş</i>	150 N	3	450 N
<i>Molar Gövde</i>	150 N	3	450 N
<i>Premolar Diş</i>	150 N	2	300 N

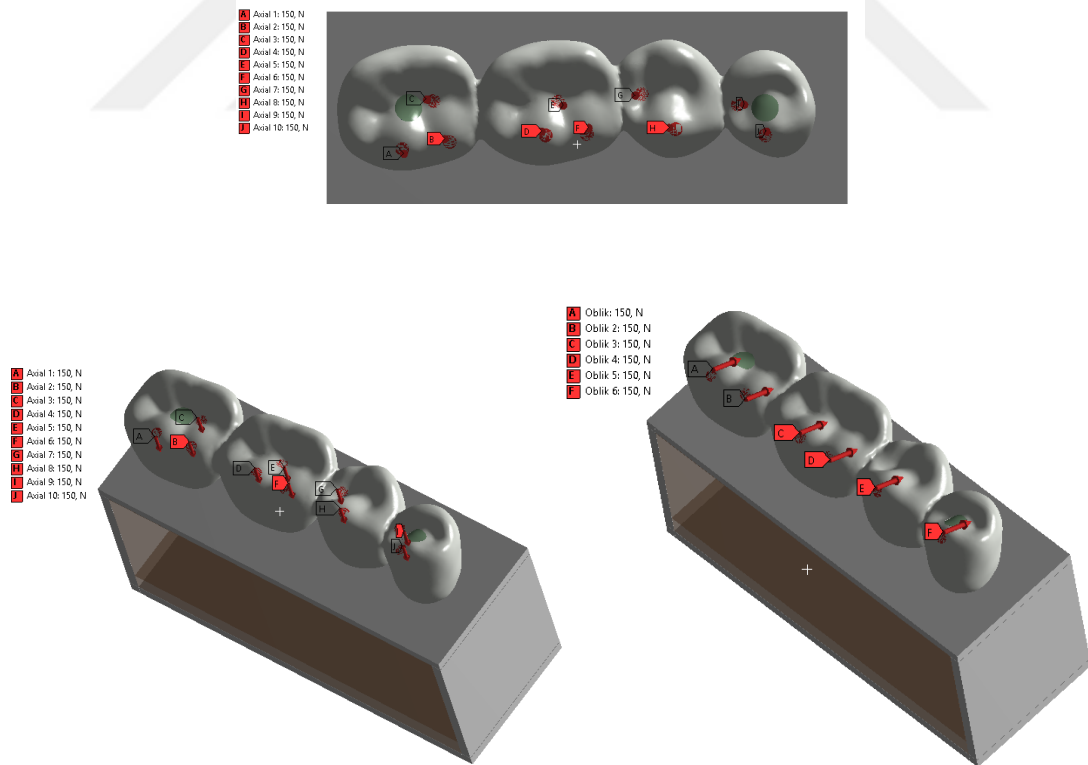
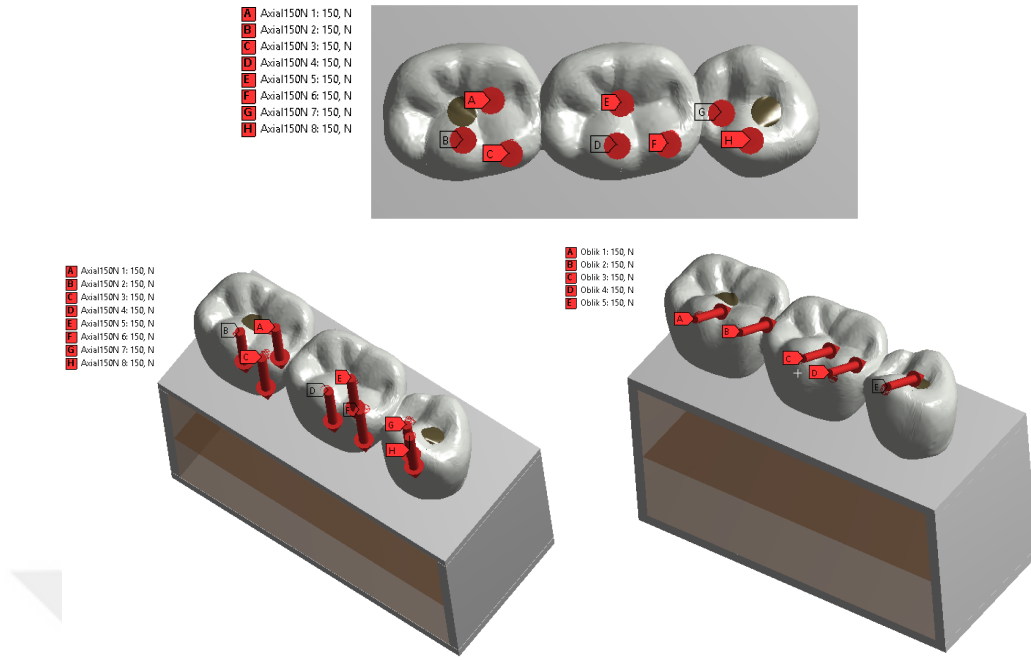
<i>VERTİKAL YÜKLEME</i>			
<i>4 Üyeli Köprü Protezi</i>	Noktaya Uygulanan Kuvvet (N)	Uygulanan Nokta Sayısı	Toplam Kuvvet (N)
<i>Molar Diş</i>	150 N	3	450 N
<i>Molar Diş</i>	150 N	3	450 N
<i>Premolar Gövde</i>	150 N	2	300 N
<i>Premolar Diş</i>	150 N	2	300 N

Tablo 4. Oblik yük miktarları**OBLİK YÜKLEME**

<i>3 Üyeli Köprü Protezi</i>	Noktaya Uygulanan Kuvvet (N)	Uygulanan Nokta Sayısı	Toplam Kuvvet (N)
<i>Molar Diş</i>	150 N	2	300 N
<i>Molar Gövde</i>	150 N	2	300 N
<i>Premolar Diş</i>	150 N	1	300 N

OBLİK YÜKLEME

<i>4 Üyeli Köprü Protezi</i>	Noktaya Uygulanan Kuvvet (N)	Uygulanan Nokta Sayısı	Toplam Kuvvet (N)
<i>Molar Diş</i>	150 N	2	300 N
<i>Molar Diş</i>	150 N	2	300 N
<i>Premolar Gövde</i>	150 N	1	150 N
<i>Premolar Diş</i>	150 N	1	150 N



3.6. Sonuçların Elde Edilmesi

Bu çalışmada altı farklı model elde edildi, on iki farklı sonlu elemanlar analizi yapıldı. Uygulanan kuvvetler sonucu trabeküler ve kortikal kemikte maksimum ve minimum asal gerilme principal stres değerleri, implantlar, abutmentlar, bağlantı vidaları, Cr-Co alt yapı ve seramik köprülerde ise Von Mises değerleri incelendi. Seramikler kırılğan yapıda olmasına rağmen kıyaslama amacıyla Von Mises değerleri kullanıldı. Elde edilen değerler üye sayısına göre karşılaştırıldı ve her gerilim değeri farklı renkle gösterildi.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucu elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu oluştuğu için istatistiksel analizlerin yapılması zorunlu değildir. Önemli olan, model görüntülerinin, düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde ele alınması, değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

4. BULGULAR

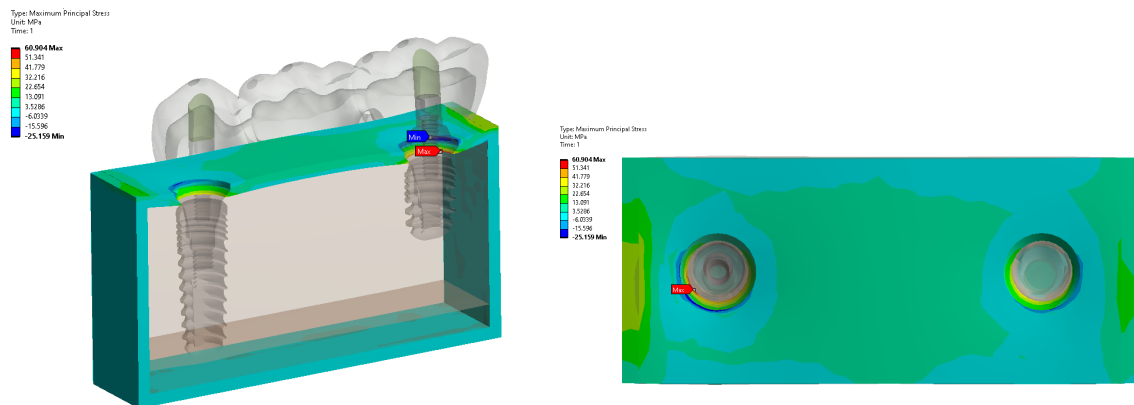
4.1. Vertikal Kuvvet Sonucu Oluşan Gerilim Değerleri

4.1.1. Üç Üyeli İmplant Destekli Sabit Protezdeki Gerilme Bulguları

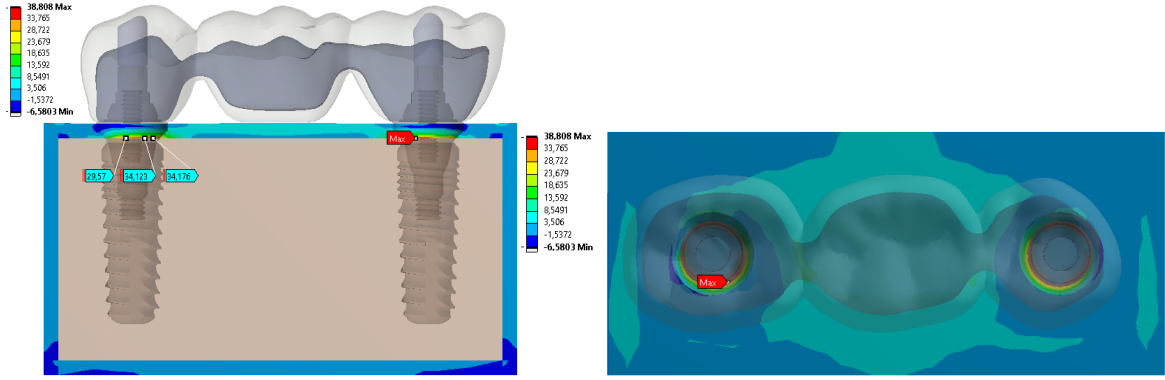
4.1.1.1. Kortikal Kemik Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

Üç üyeli implant destekli sabit protezde vertikal yüklemde, bir kısa (molar) bir standart boy (premolar) implantla desteklenen restorasyonda kortikal kemikteki maksimum asal gerilme değeri, iki standart ve iki kısa implantla desteklenen restorasyonlara göre fazladır. İki kısa implantla desteklenen restorasyonda kortikal kemikteki maksimum asal gerilme değeri ise iki standart boy implantla desteklenenden fazladır. Bu değer üç restorasyonda da 2. moların bukkalinde oluşmuştur (Tablo 5).

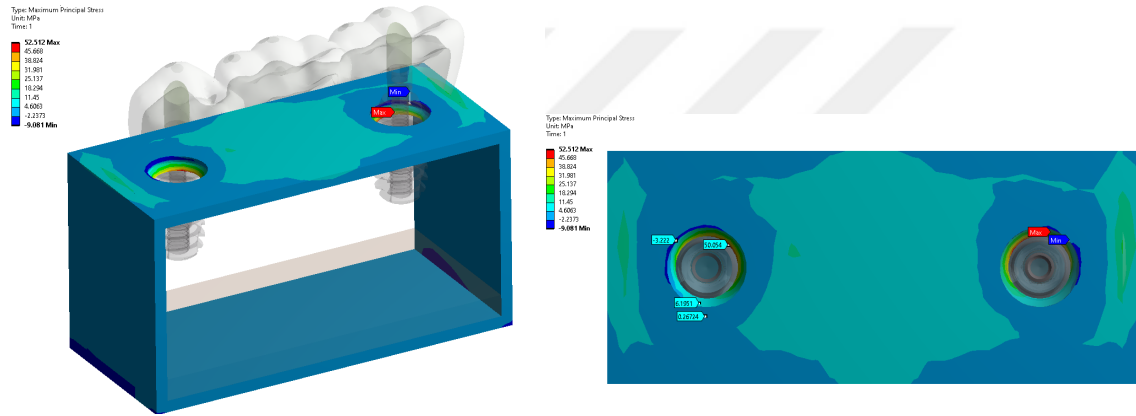
Bir kısa bir standart boy implantla destekli üç üyeli sabit bölümlü protezde kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal gerilme değeri 2.molar implantın servikalinde distobukkal yönde 60.90 MPa'dır, 2.premolar implant için yapılan ölçümlerde bu değer en fazla 31.29 MPa olarak bulunmuştur (Resim 11). İki standart boy implantla desteklenen üç üyeli restorasyonda kortikal kemikte maksimum asal gerilme değeri 2.molar implantın servikalinde bukkal yönde 38.81 MPa (Resim 12), iki kısa implantla desteklenen restorasyonda ise yine aynı bölgede 2.moların servikalinde bukkalde 52.51 MPa olarak ölçülmüştür (Resim 13).



Resim 11. Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri



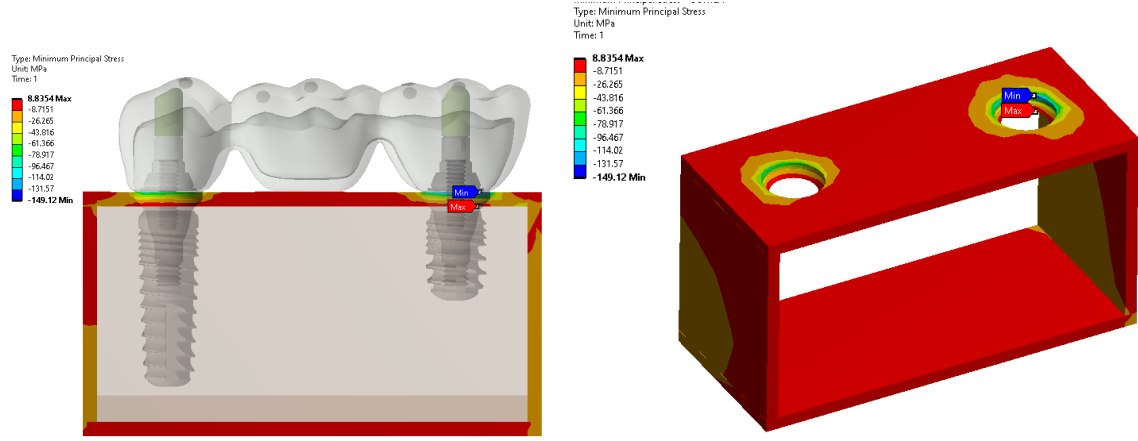
Resim 12. İki standart boy implantla desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri



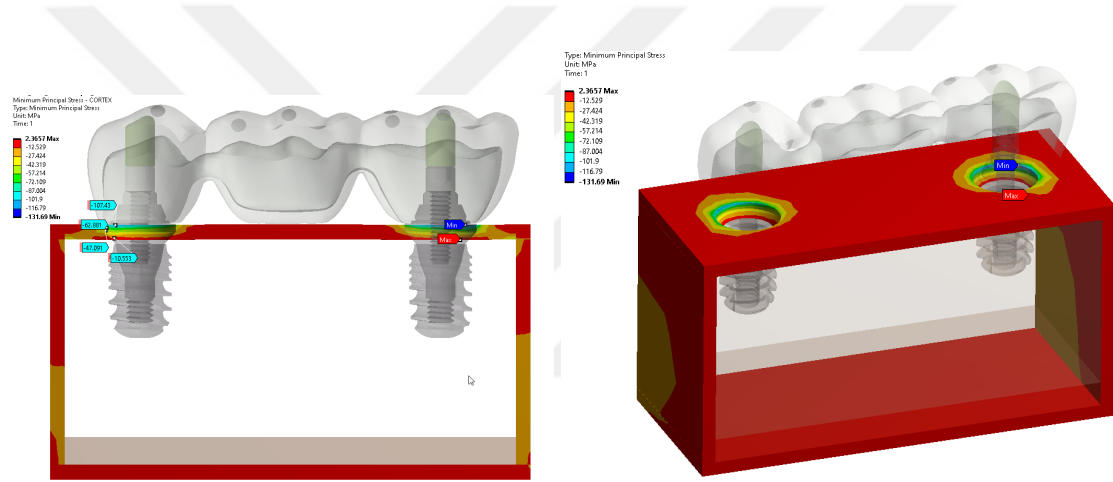
Resim 13. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri

4.1.1.2. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

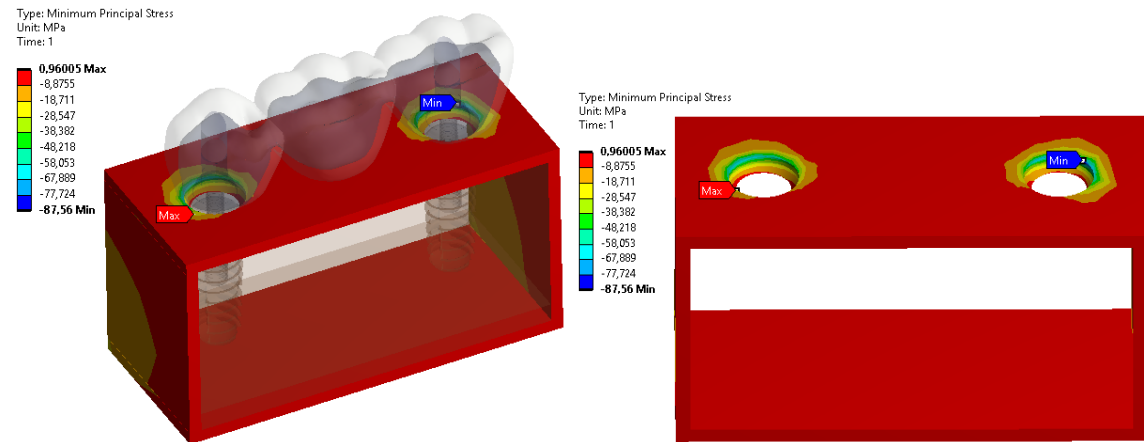
Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protez modellerine vertikal kuvvet uygulanması sonucu kortikal kemikte meydana gelen minimum asal gerilme değeri bir kısa (molar) bir standart (premolar) implantla desteklenen modelde kısa olan molar implantın servikalinde -149.12 MPa olarak en fazladır (Resim 14). İki kısa implantla desteklenen modelde bu değer -131.69 MPa (Resim 15), iki standart boy implantla desteklenen modelde ise -87.56 MPa'dır (Resim 16). Her üç modelde de 2.molar implantın bukkalinde meydana gelmiştir (Tablo 6).



Resim 14. Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri



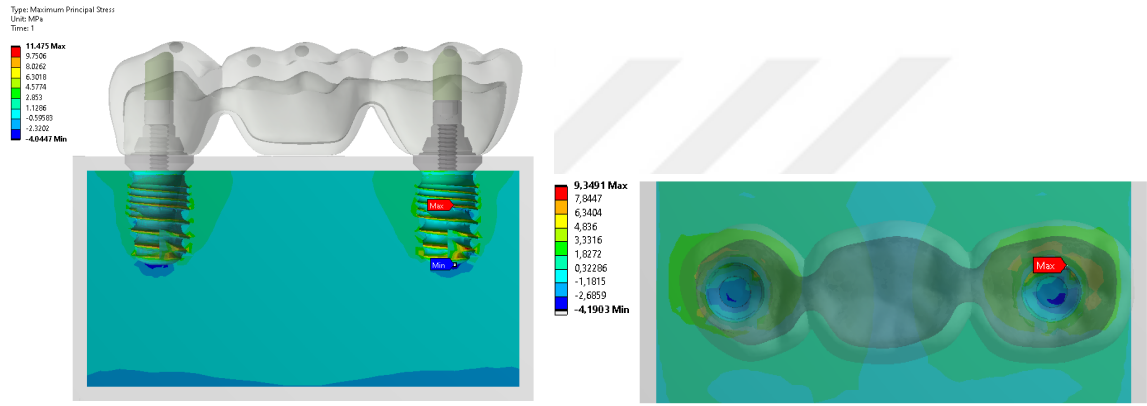
Resim 15. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri



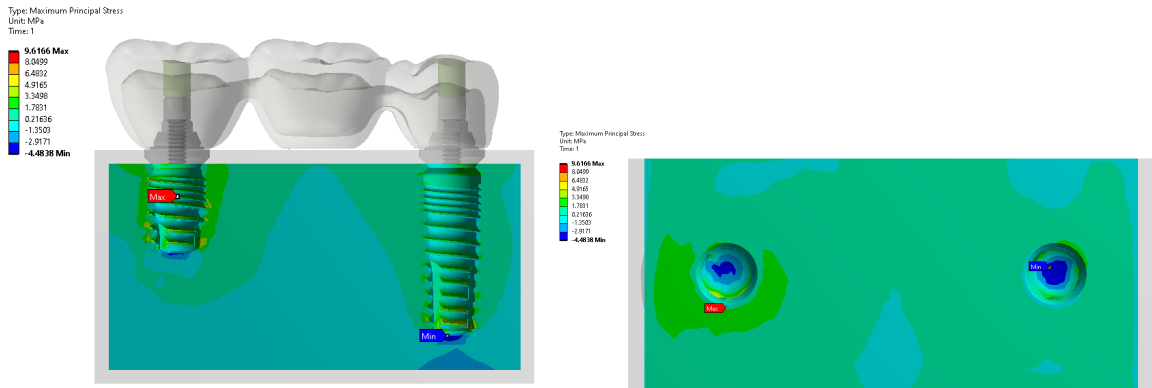
Resim 16. İki standart boy implantla desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri

4.1.1.3. Trabeküler Kemikçe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

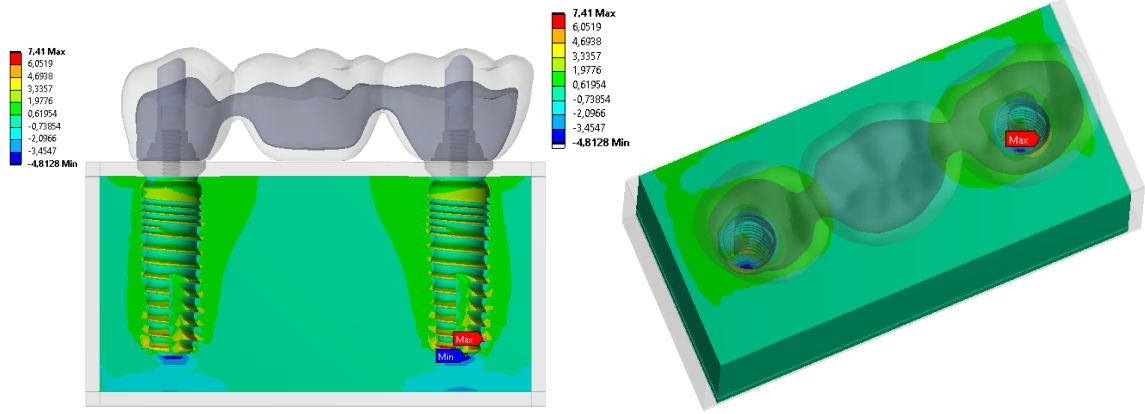
Vertikal kuvvet uygulanan üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protez modellerinde trabeküler kemikte meydana gelen maksimum asal gerilme değeri iki kısa implant destekli modelde en yüksek değere sahiptir (Tablo 7). Bu değer 2.molar implantın üzerinde 11.48 MPa olarak ölçülmüştür (Resim 17). Ardından bir kısa bir standart implantla desteklenen modelde yine 2.molar implant üzerinde 9.62 MPa (Resim 18), iki standart boy implantla desteklenen modelde ise 2.molar implantın apikalinde 7.41 MPa olarak bulunmuştur (Resim 19).



Resim 17. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri



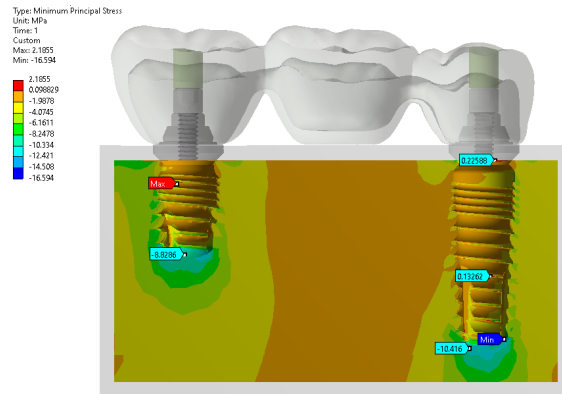
Resim 18. Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri



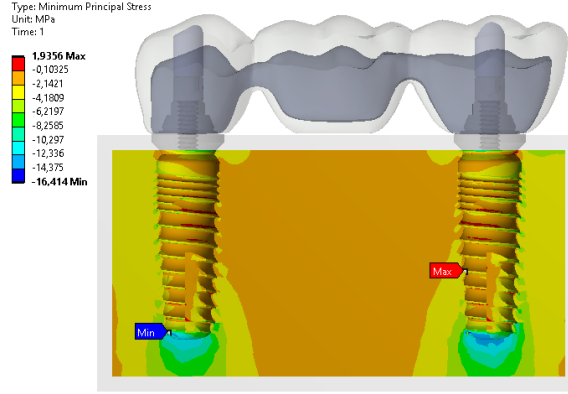
Resim 19. İki standart boy implantla desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri

4.1.1.4. Trabeküler Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

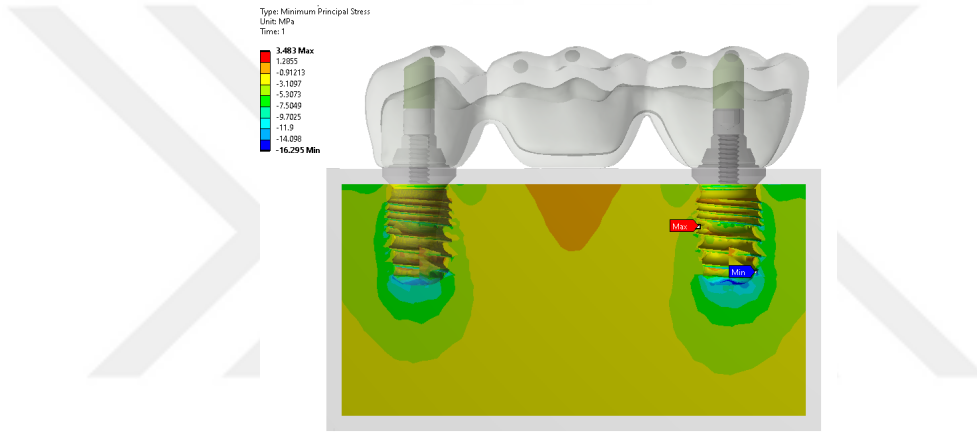
Vertikal yük sonucu üç üyeli sabit bölümlü protezlerde trabeküler kemikte meydana gelen minimum asal gerilme değeri bir kısa bir standart implantla desteklenen modelde 2.premolar implantın apeksinde -16.59 MPa olarak (Resim 20) diğer modellere göre en fazla değere sahiptir (Tablo 8). Bu değer iki standart boy implantla desteklenen modelde 2.premolar implantın apeksinde -16.41 MPa (Resim 21), iki kısa implantla desteklenen modelde ise 2.molar implantın apeksinde -16.30 MPa olarak ölçülmüştür (Resim 22).



Resim 20. Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri



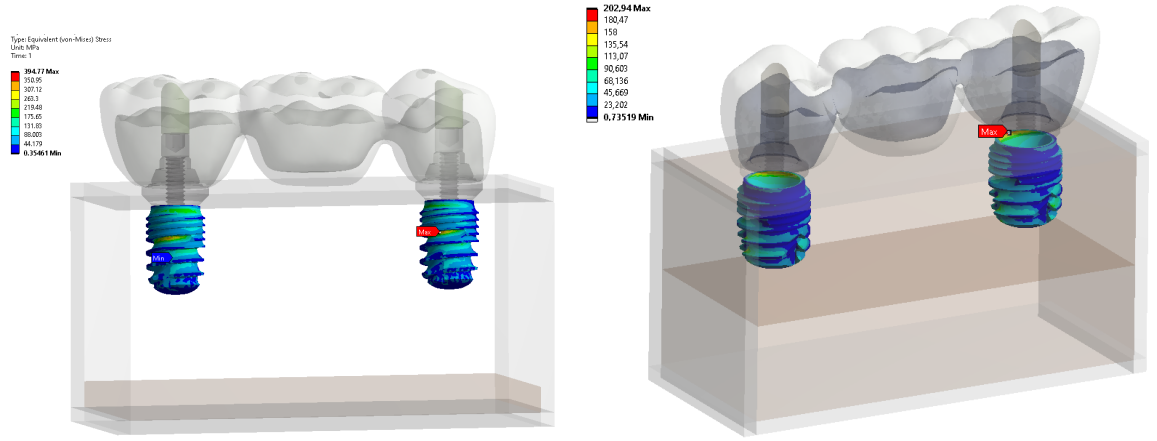
Resim 21. İki standart boy implantla desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri



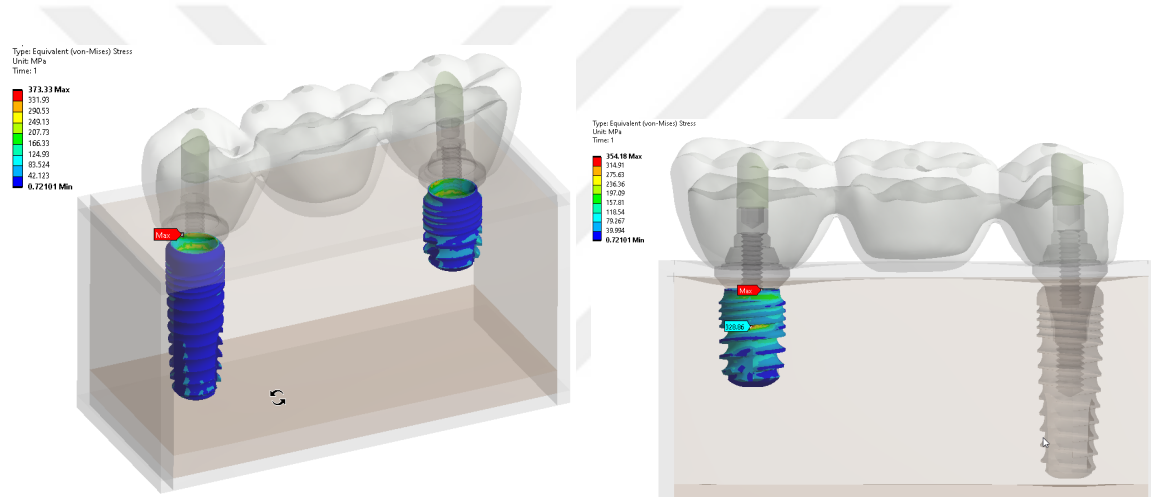
Resim 22. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri

4.1.1.5. İmplant Çevresi ve Bağlantı Vidasındaki Von Mises Gerilme Değerleri

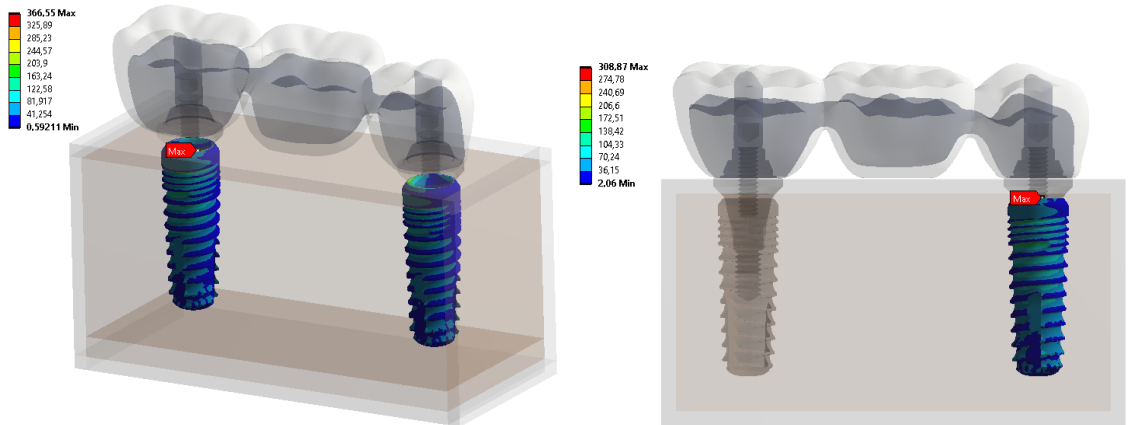
Üç üyeli implant destekli modellere uygulanan vertikal kuvvet sonucu implantlar üzerinde meydana gelen Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde iki kısa implantla desteklenen sabit protezde 2.premolar implant üzerinde 394.77 MPa olarak bulunan gerilme değeri diğer modellere göre en yüksek değere sahiptir (Resim 23) (Tablo 9). Bir kısa bir standart implantla desteklenen modelde uzun olan 2.premolar implant üzerindeki Von Mises değeri implantın servikalinde 373.33 MPa olarak ölçülmüştür (Resim 24). İki standart boy implantla desteklenen modelde ise 2.molar implant üzerindeki Von Mises değeri servikal bölgede 366.55 MPa'dır (Resim 25).



Resim 23. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri

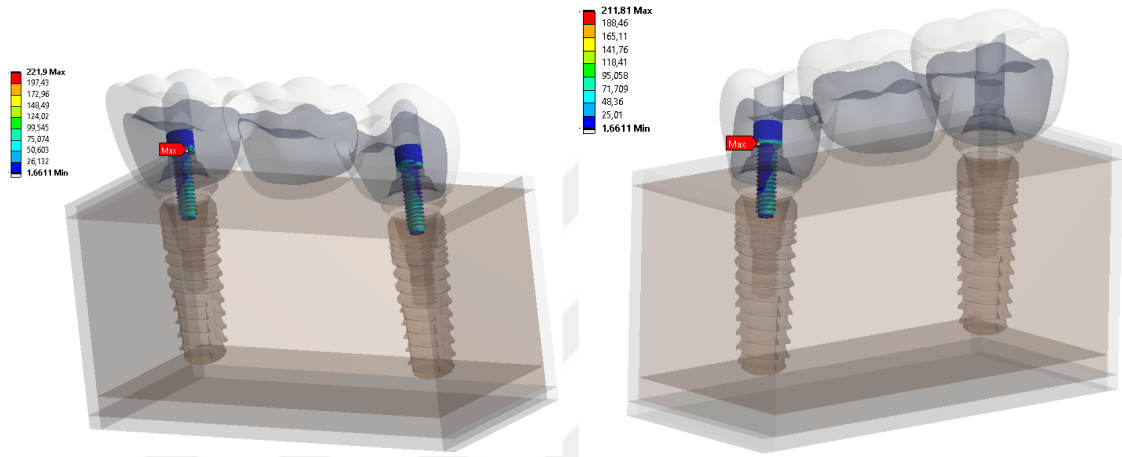


Resim 24. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri

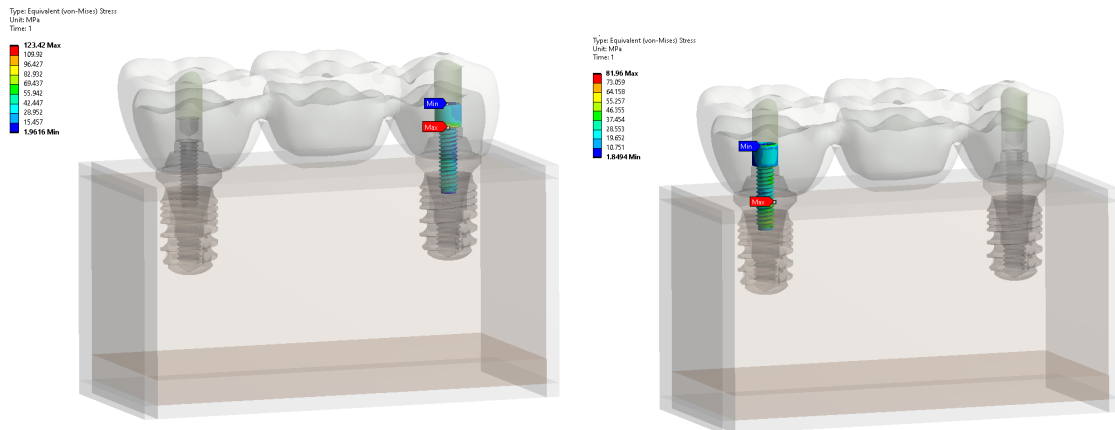


Resim 25. İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri

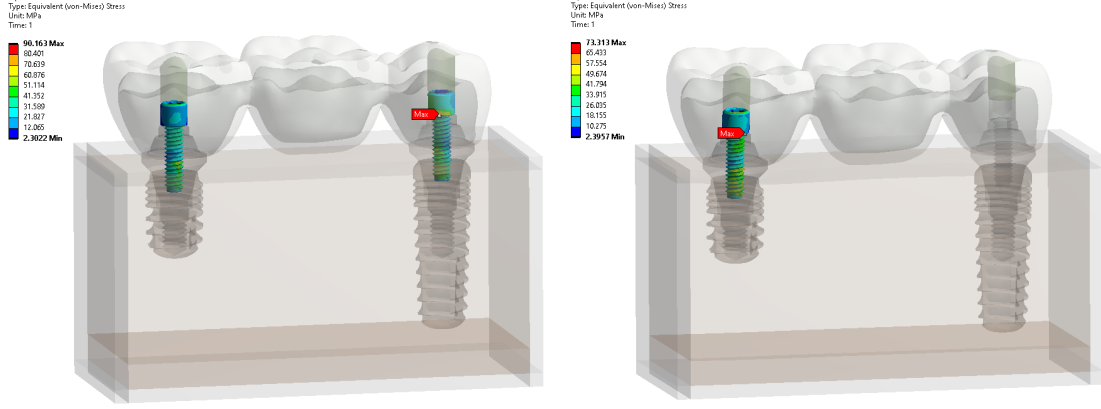
Vertikal yük uygulanan modellerde vida üzerindeki en yüksek Von Mises değeri iki standart boy implantla desteklenen modelde 2.molar implantın bağlantı vidasında boyun bölgesinde 221.90 MPa olarak ölçülmüştür (Resim 26) (Tablo 10). İki kısa implantla desteklenen restorasyonda 2.premolar bağlantı vidasının boyun bölgesinde 123.42 MPa olan bu değer (Resim 27), bir kısa bir standart boy implantla desteklenen modelde 2.premolar (standart boy) implantın bağlantı vidasında 90.16 MPa olarak bulunmuştur (Resim 28).



Resim 26. İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri



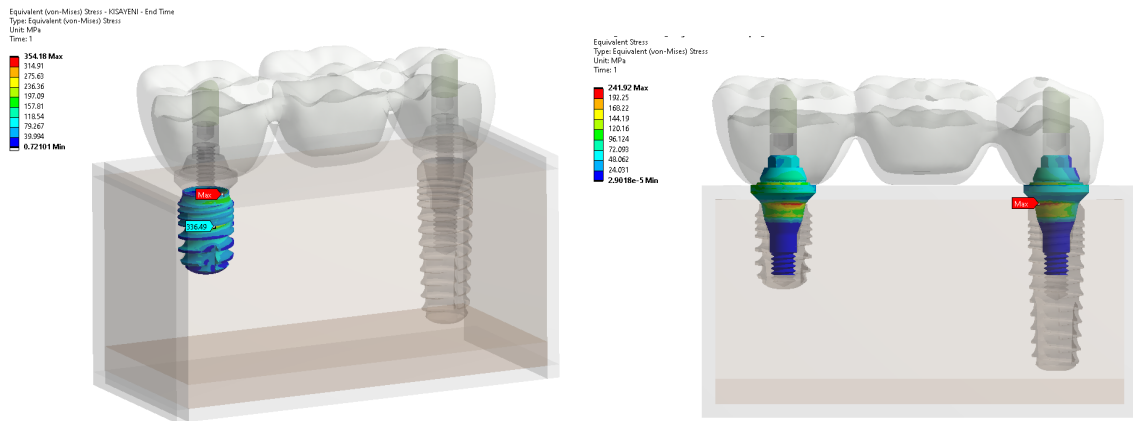
Resim 27. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri



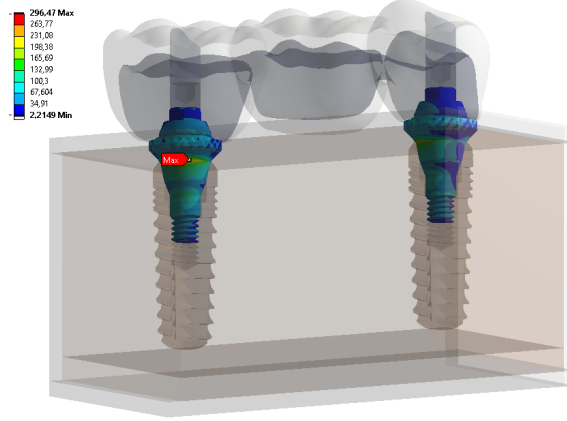
Resim 28. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri

4.1.1.6. Abutment Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri

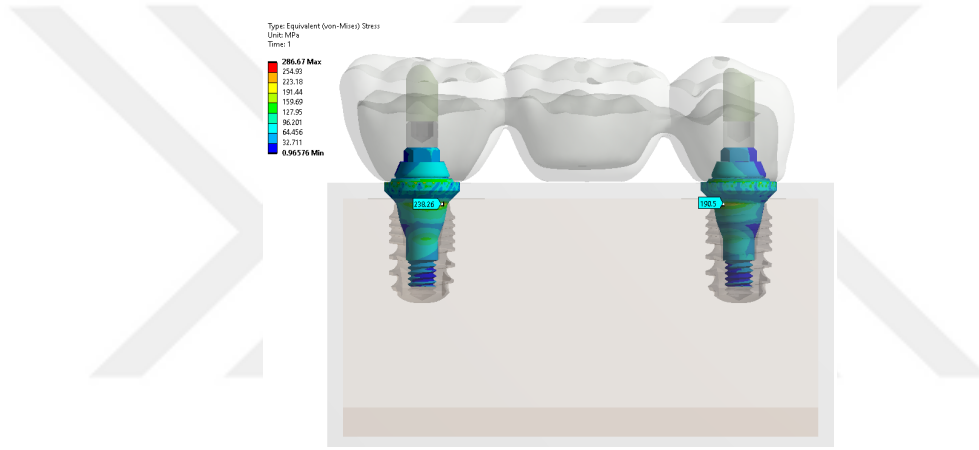
Üç üyeli implant destekli sabit bölümlü protez modellerinde vertikal kuvvet karşısında abutmentta oluşan Von Mises gerilme değeri bir kısa bir standart boy implantla desteklenen restorasyonda kısa boy implant (2.molar implant) üzerinde 354.18 MPa olarak en yüksek değere sahiptir (Resim 29) (Tablo 11). İki standart boy implantla desteklenen restorasyonda 2.molar implantın abutmentı üzerinde en yüksek 296.47 MPa olarak ölçülen bu değer (Resim 30), iki kısa implantla desteklenen restorasyonda yine 2.molar implantın abutmentında en fazla 286.67 MPa'dır (Resim 31).



Resim 29. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri



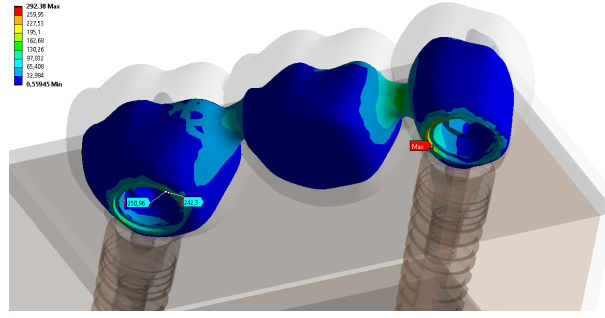
Resim 30. İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri



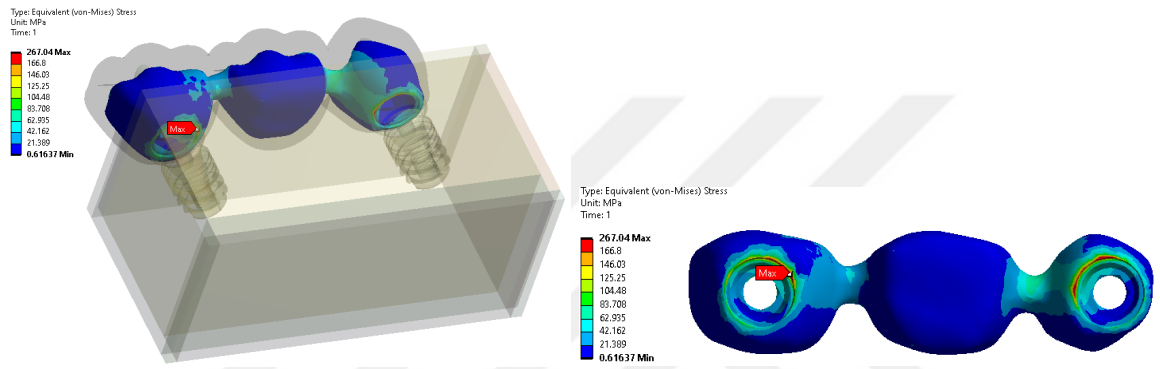
Resim 31. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri

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

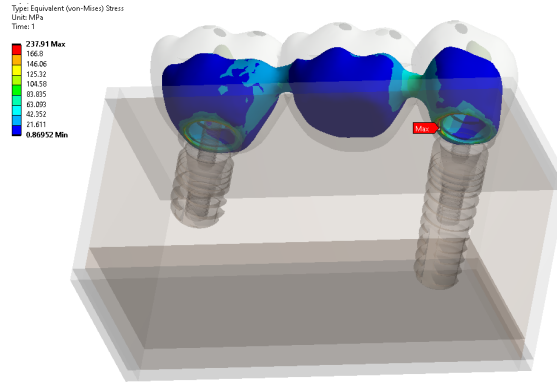
İki standart boy implantla desteklenen üç üyeli sabit protez modelinde vertikal yükleme sonucunda Cr-Co alt yapıda ölçülen en yüksek Von Mises değeri 2.premolar implantın servikalinde 292.38 MPa olarak bulunmuştur (Resim 32) (Tablo 12). İki kısa implantla desteklenen modelin altyapısında 2.molar implantın servikalinde ölçülen değer 267.04 MPa (Resim 33), bir kısa bir standart implant destekli modelin altyapısında ölçülen en yüksek değer ise standart boy olan premolar dişin yine servikalinde 237.91 MPa olarak bulunmuştur (Resim 34).



Resim 32. İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri



Resim 33. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri

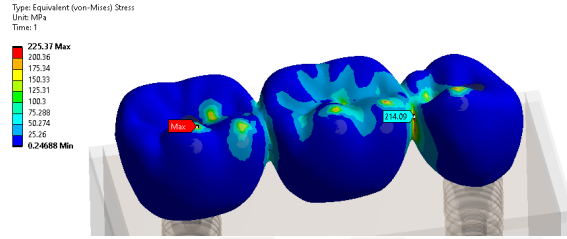


Resim 34. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri

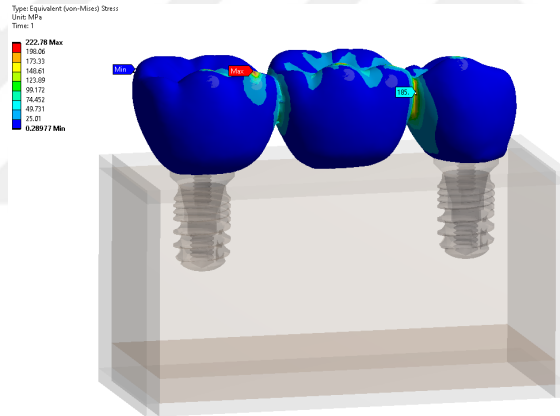
4.1.1.8. Seramik Üst Yapıdaki Von Mises Gerilme Değerleri

Vertikal kuvvet uygulanması sonucu üç üyeli modellerde seramik üst yapıda görülen en yüksek Von Mises değeri, bir kısa bir standart boy implantla desteklenen modelde 2.molar implantın bukkal tüberkül tepesinde 225.37 MPa olarak ölçülmüştür

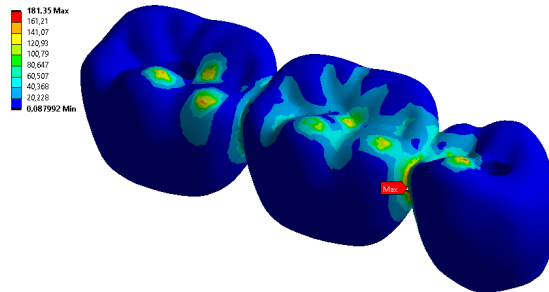
(Resim 35) (Tablo 13). İki kısa implantla desteklenen modelde 2.molar kronun bukkal tüberkül tepesinde ölçülen en yüksek Von Mises değeri 222.78 MPa'dır (Resim 36). İki standart boy implantla desteklenen üç üyeli modelde ise en yüksek ölçülen Von Mises değeri 181.35 MPa olarak 2.premolar ve 1.molar kronlarının birleşim bölgesindedir (Resim 37).



Resim 35. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri



Resim 36. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri

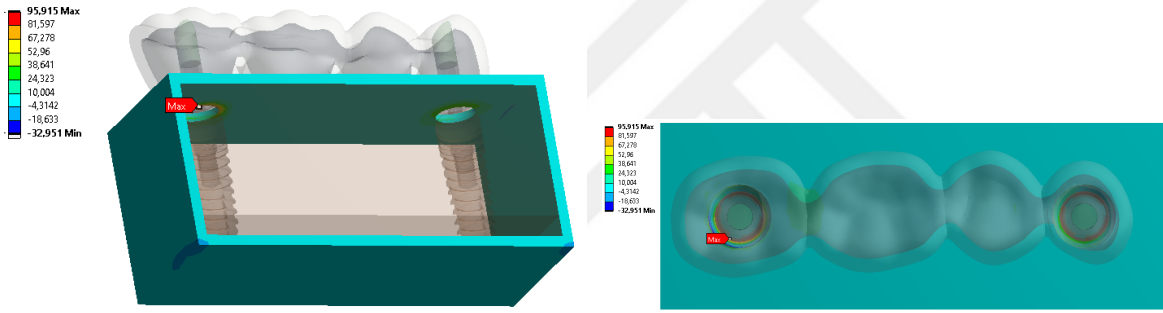


Resim 37. İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri

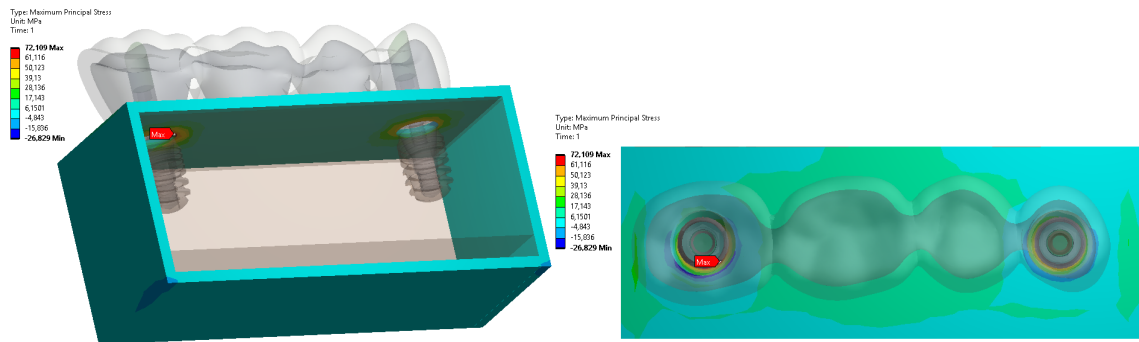
4.1.2. Dört Üyeli İmplant Destekli Sabit Protezdeki Gerilme Bulguları

4.1.2.1. Kortikal Kemik Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

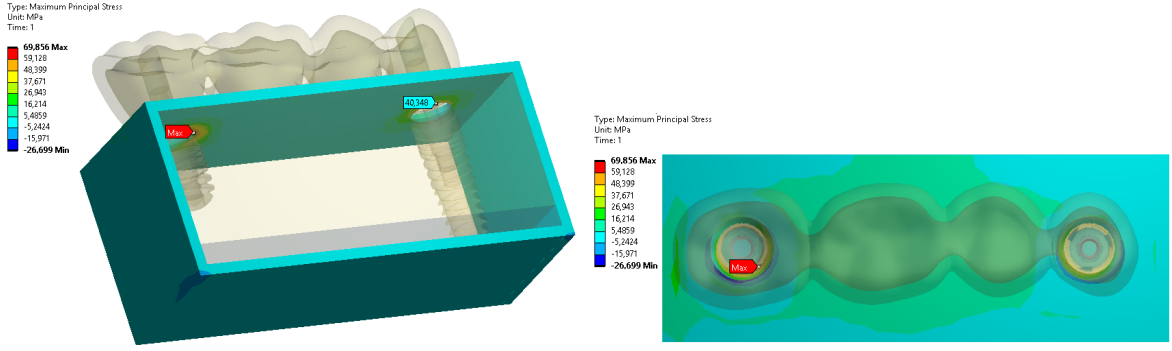
Dört üyeli implant destekli sabit bölümlü protez modellerine vertikal yük uygulanması sonucu kortekste meydana gelen en yüksek maksimum asal gerilme değeri, iki standart boy implantla desteklenen modelde 2.molar implantın servikalinde bukkal yönde 95.92 MPa olarak ölçülmüştür (Resim 38). İki kısa implantla desteklenen modelde kortikal kemikte en yüksek maksimum asal gerilme değeri yine 2.moların bukkalinde 72.11 MPa'dır (Resim 39). Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen modelde kortikal kemik üzerinde ölçülen en yüksek maksimum asal gerilme değeri ise 2.molar implantın bukkalinde yani kısa boy implantın çevresindeki kemikte 69.86 MPa olarak bulunmuştur (Resim 40).



Resim 38. İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri



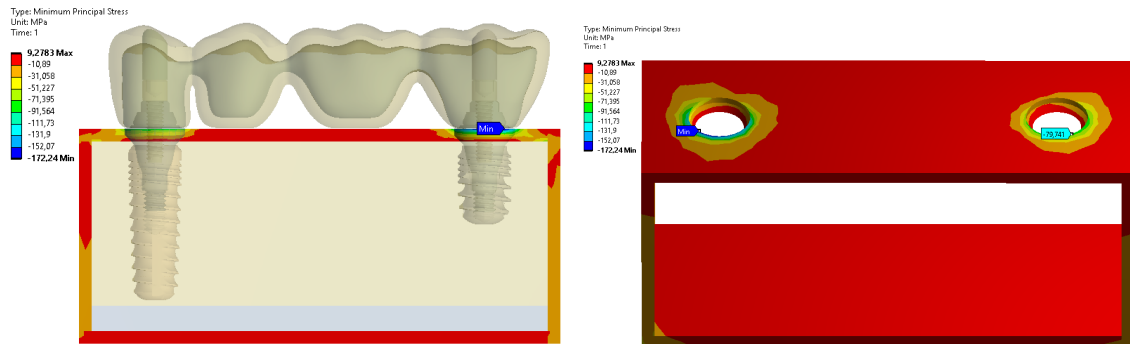
Resim 39. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri



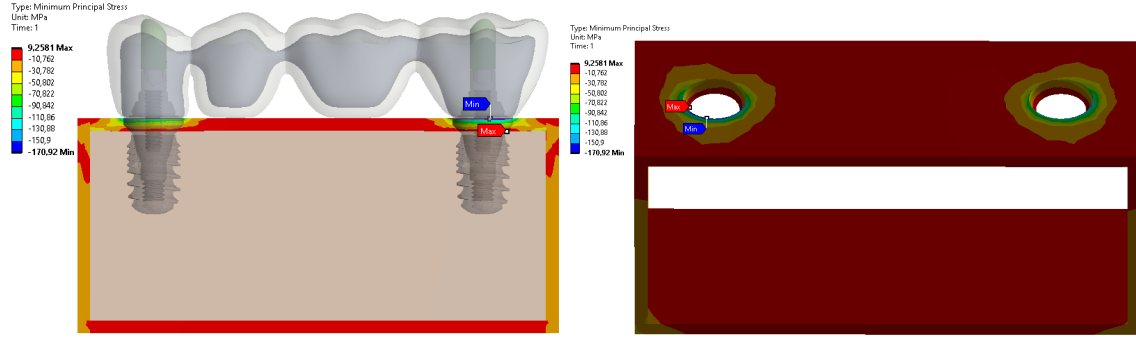
Resim 40. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri

4.1.2.2. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

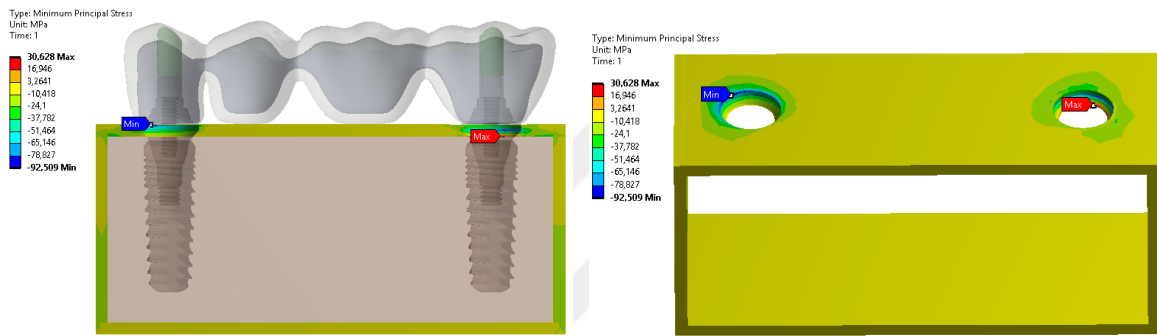
Okluzal yük uygulanan dört üyeli modellerde kortikal kemikte görülen minimum asal gerilme değerleri bir kısa bir standart implantla desteklenen modelde kısa implant olan 2.moların servikalinde bukkal yönde -172.24 MPa olarak tespit edilmiştir (Resim 41). İki kısa implantla desteklenen modelde 2.molar implantın servikobukkalindeki kortikal kemikte -170.92 MPa olarak ölçülen minimum asal gerilme değeri (Resim 42), iki standart boy implantla desteklenen modelde diğer modellerden farklı olarak 2. premoların çevresindeki kemikte -92.51 MPa olduğu görülmüştür (Resim 43).



Resim 41. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri



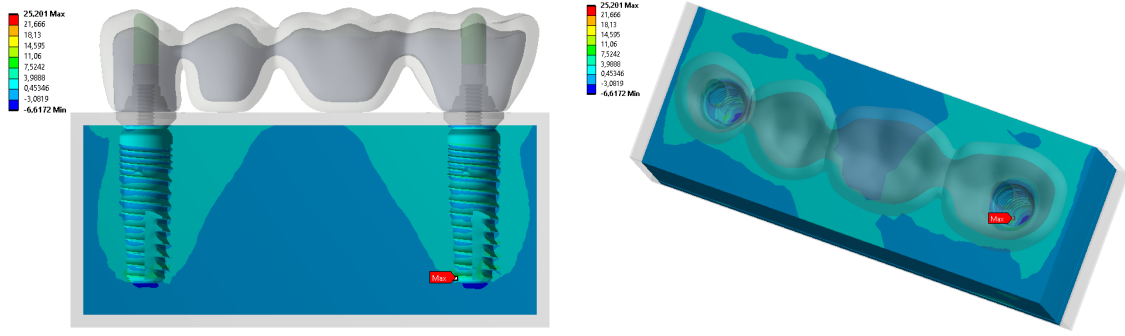
Resim 42. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri



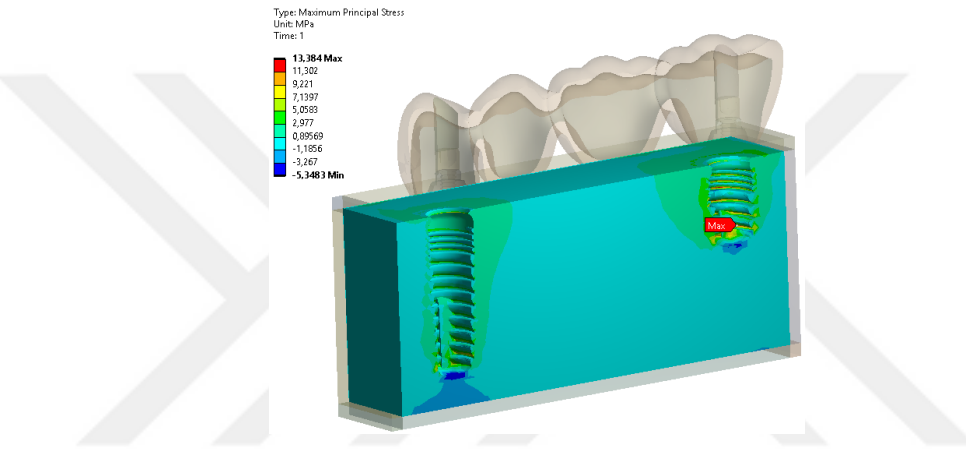
Resim 43. İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri

4.1.2.3. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

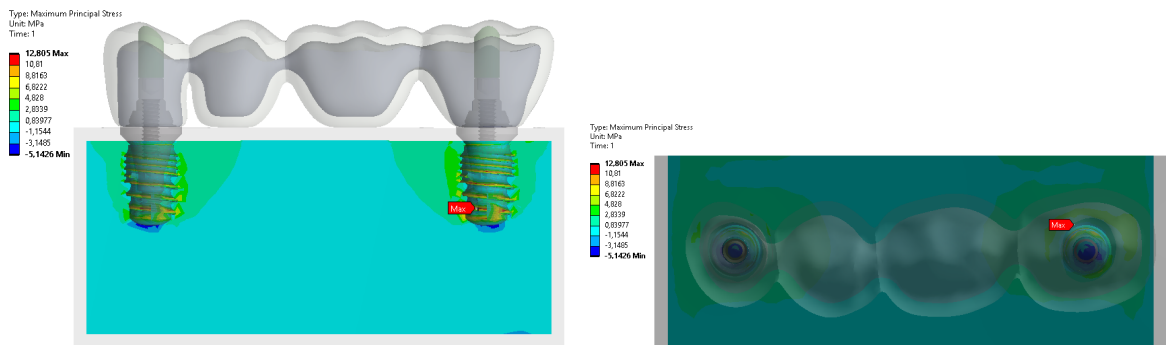
Dört üyeli modellere gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte görülen en yüksek maksimum asal gerilme değeri iki standart boy implantla desteklenen modelde 2.molar implantın apeksi etrafındaki kemikte meydana gelmiştir, değeri 25.20 MPa olarak tespit edilmiştir (Resim 44). Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen modelde 2.molar implantın çevresindeki kemikte maksimum asal gerilme değeri en fazla 13.38 MPa'dır (Resim 45). İki kısa implant destekli modelde yine 2.molar implantın çevresinde ölçülen trabeküler kemiğe ait en yüksek maksimum asal gerilme değeri 12.81 MPa'dır (Resim 46).



Resim 44. İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri



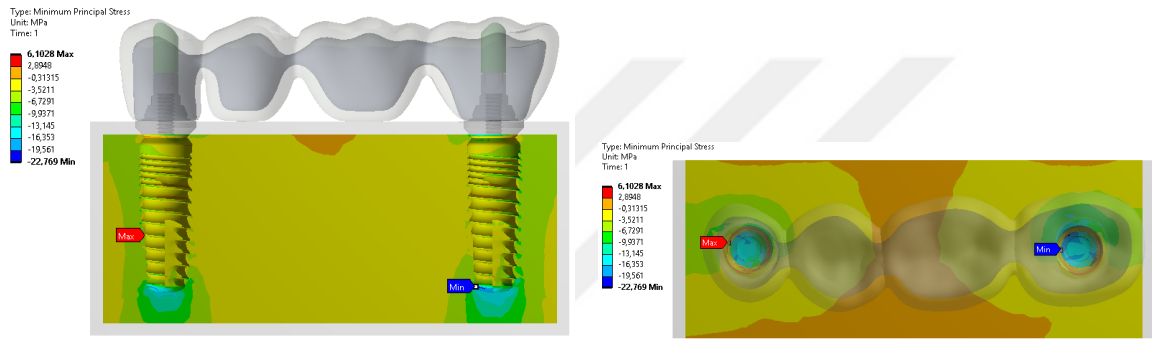
Resim 45. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri



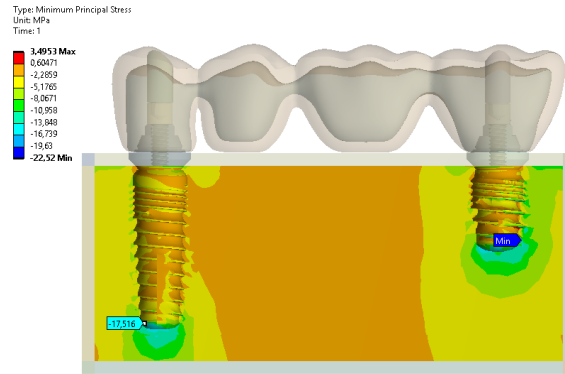
Resim 46. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri

4.1.2.4. Trabeküler Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

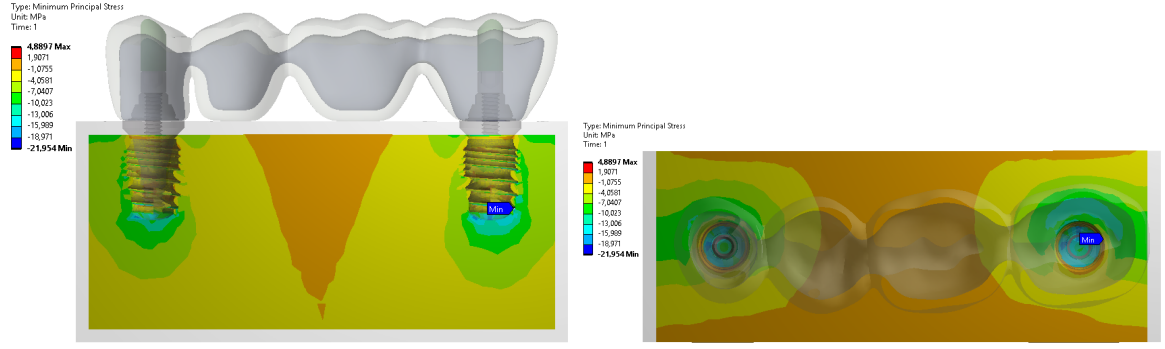
Vertikal kuvvet gelen dört üyeli modellerde trabeküler kemiğe ait en yüksek baskı kuvveti iki standart boy implantla desteklenen modelde 2.molar implantın apeksi çevresinde -22.77 MPa olarak diğer modellerden daha fazladır (Resim 47). Bir kısa bir standart implantla desteklenen modelde kısa olan 2.molar implantın apeksinde trabeküler kemiğe ait minimum asal gerilme değeri -22.52 MPa ölçülmüş (Resim 48), iki kısa implant destekli modelde -21.95 MPa olan bu değer yine 2.molar implantın apeksi çevresinde yoğunlaşmıştır (Resim 49).



Resim 47. İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri



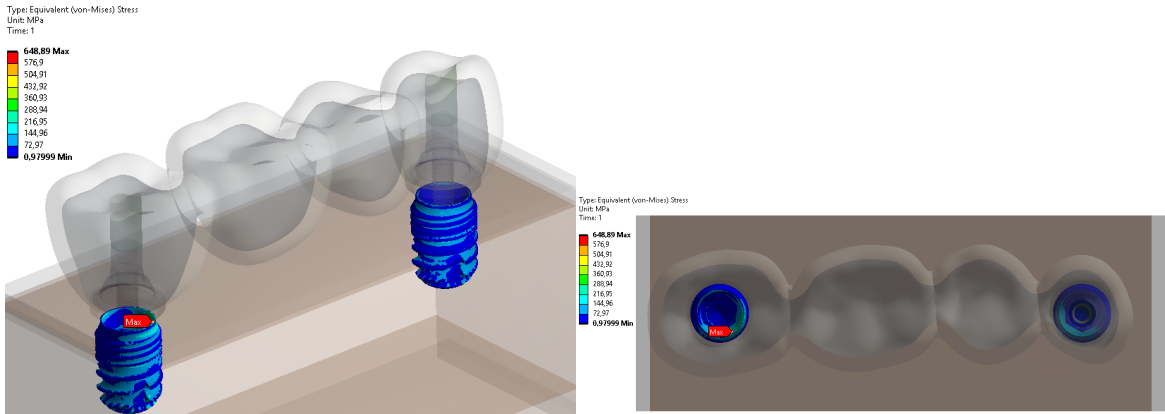
Resim 48. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri



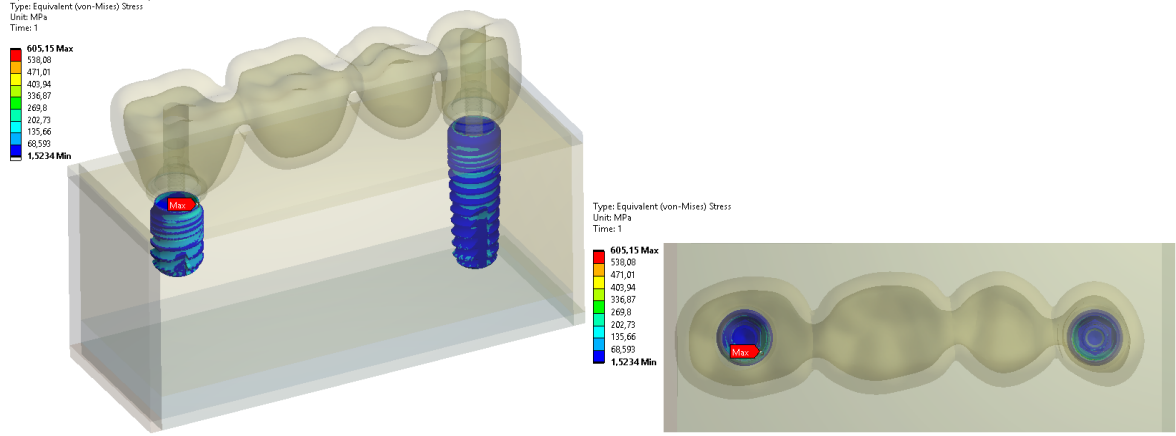
Resim 49. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri

4.1.2.5. İmplant Çevresi ve Bağlantı Vidasındaki Von Mises Gerilme Değerleri

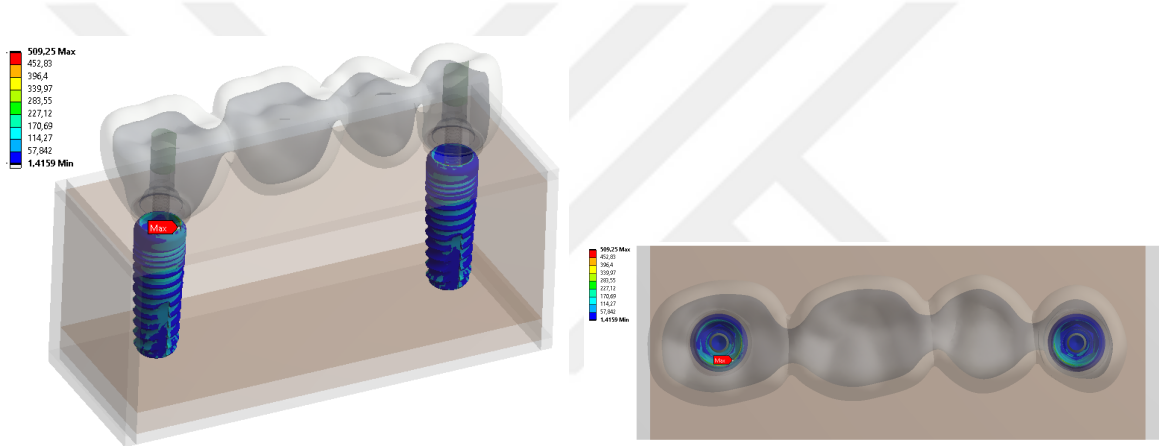
Okluzal kuvvet gelen dört üyeli modellerde implantta meydana gelen en yüksek Von Mises değeri iki kısa implantla desteklenen restorasyonda 2.molar implantın servikalinde 648.89 MPa olarak ölçülmüştür (Resim 50). Bu değer bir kısa bir standart boy implantla desteklenen restorasyonda kısa olan 2.molar implantın servikalinde bukkal yönde 605.15 MPa (Resim 51), iki standart boy implantla desteklenen restorasyonda ise 2.moların kole bölgesinde 509.25 MPa olarak tespit edilmiştir (Resim 52).



Resim 50. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri

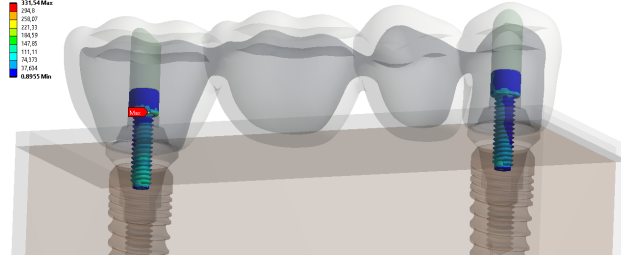


Resim 51. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri

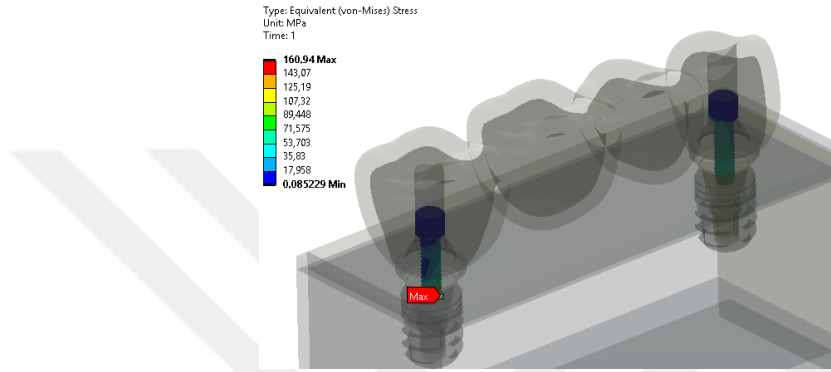


Resim 52. İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri

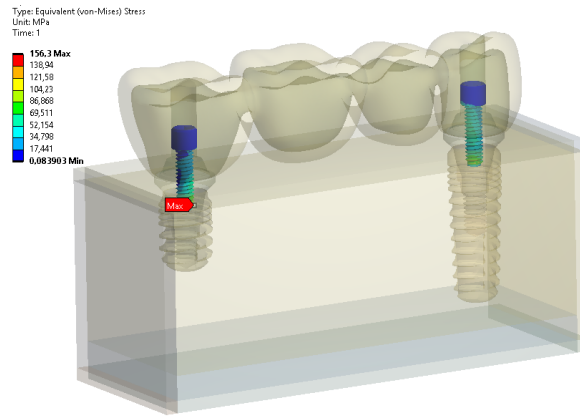
Bağlantı vidası değerlendirildiğinde, iki standart boy implantın desteklediği restorasyonda 2.molar dişin vida boynunda görülen en yüksek Von Mises değeri 331.54 MPa'dır (Resim 53). İki kısa implantla desteklenen restorasyonda 2.molar dişin bağlı olduğu vida apeksinde ölçülen en yüksek Von Mises değeri 160.94 MPa'dır (Resim 54). Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen modelde ise kısa implantla desteklenen 2.molar dişin bağlı olduğu vidanın apeksinde 156.30 MPa Von Mises gerilme değeri hesaplanmıştır (Resim 55).



Resim 53. İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri



Resim 54. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri

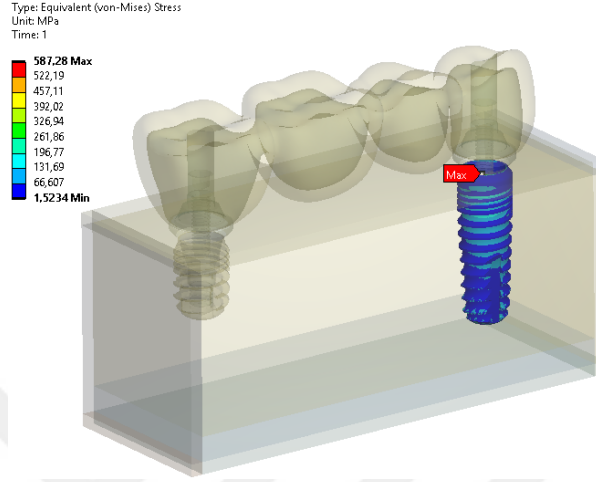


Resim 55. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri

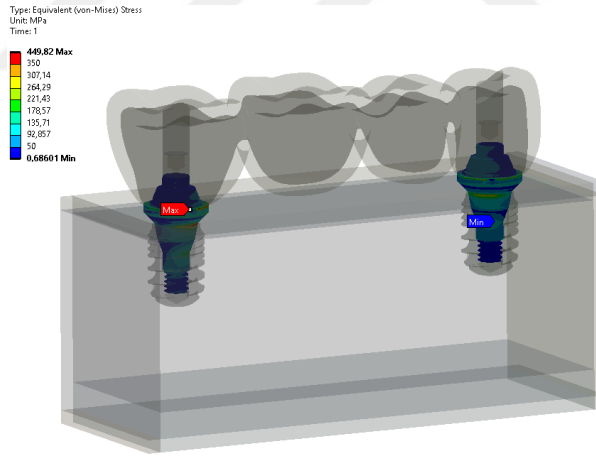
4.1.2.6. Abutment Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri

Dört üyeli implant destekli modellerde vertikal yükleme sonucu abutment üzerinde ölçülen en yüksek Von Mises değeri bir kısa bir standart boy implantla desteklenen modelde standart boy implantın abutmentı üzerinde en fazla 587.28 MPa'dır (Resim 56).

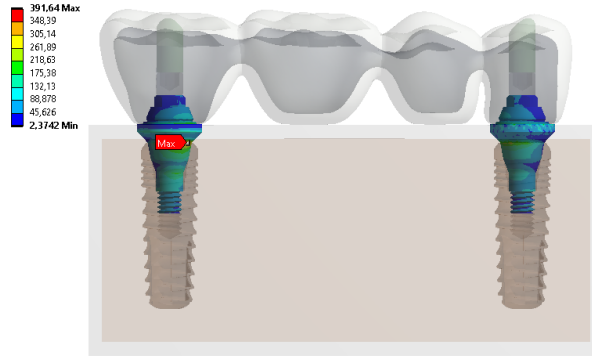
İki kısa implantla desteklenen restorasyonda 2.molar dişin abutmentında 449.82 MPa (Resim 57), iki standart boy implant ile desteklenen modelde 2.molar diş abutmentı üzerinde ise en yüksek 391.64 MPa Von Mises değeri hesaplanmıştır (Resim 58).



Resim 56. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri



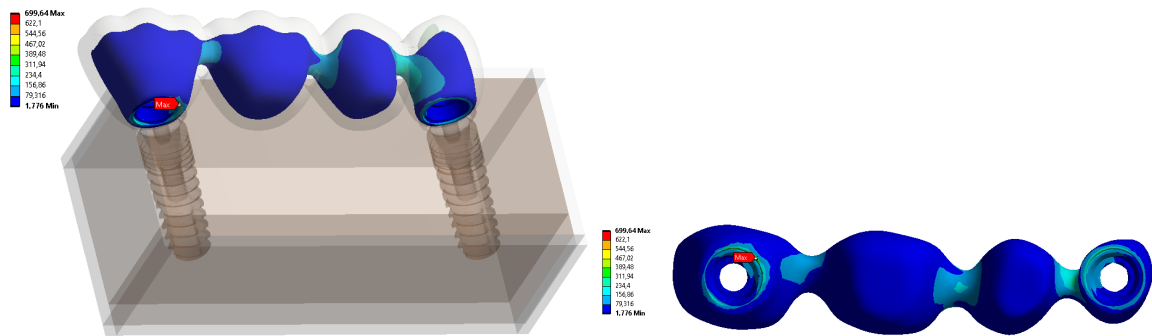
Resim 57. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri



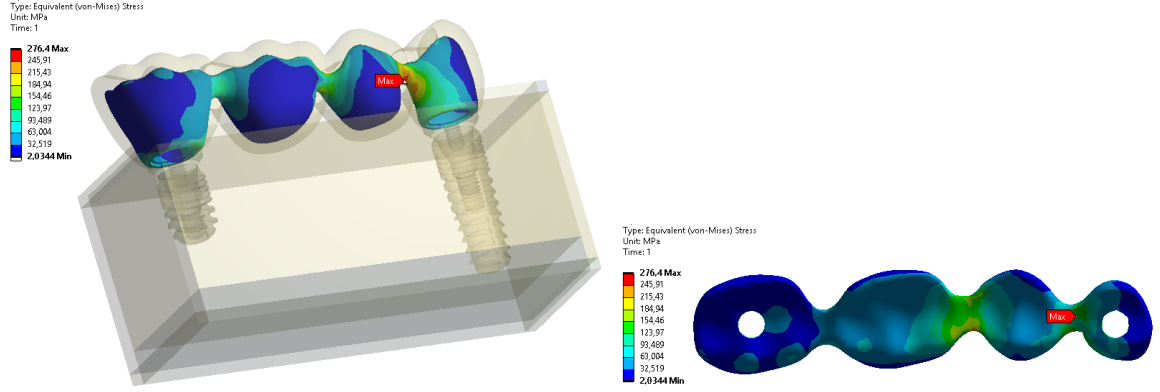
Resim 58. İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri

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

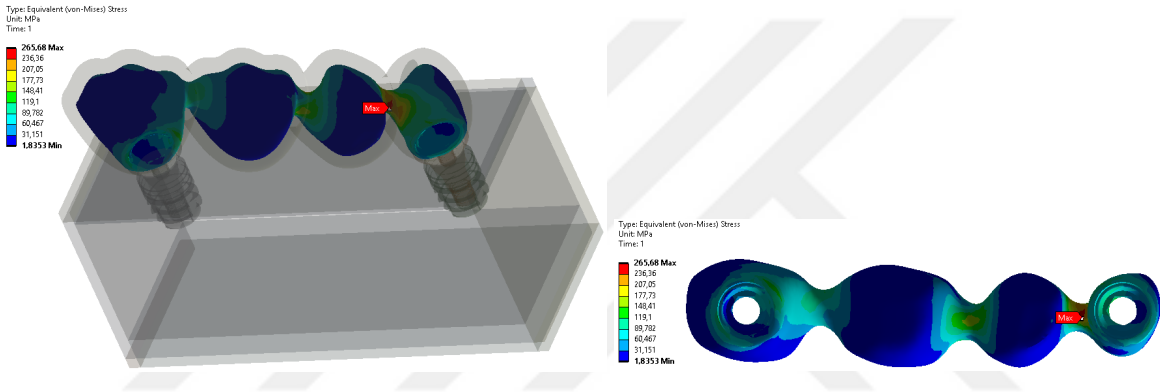
Vertikal kuvvet gelen dört üyeli modellerde Cr-Co alt yapı üzerinde meydana gelen en yüksek Von Mises gerilme değeri iki standart boy implantla desteklenen restorasyonda 2.moların servikalinde kron ile abutmentın birleşim noktasında 699.64 MPa olarak ölçülmüştür (Resim 59). Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen modelde standart boy implant üzerindeki 1.premoların distalinde 276.40 MPa Von Mises değeri oluşmuştur (Resim 60). İki kısa implantla desteklenen restorasyonda ise premolar dişlerin birleşimi olan konnektör bölgesinde en fazla 265.68 MPa Von Mises gerilme değeri hesaplanmıştır (Resim 61).



Resim 59. İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri



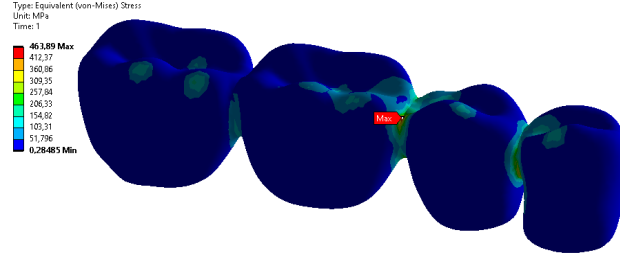
Resim 60. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri



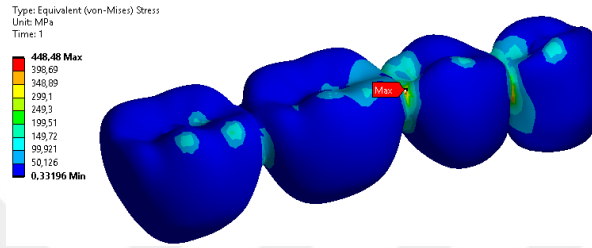
Resim 61. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri

4.1.2.8. Seramik Üst Yapıdaki Von Mises Gerilme Değerleri

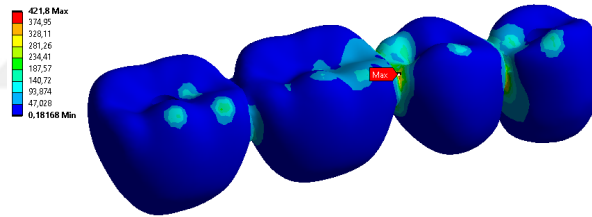
İki kısa implantla desteklenen dört üyeli sabit restorasyona uygulanan vertikal kuvvetler sonucu 2.premolar ve 1.molar dişlerin kontakt noktasında 463.89 MPa Von Mises değeri meydana gelmiştir (Resim 62). Bir kısa bir standart implantla desteklenen yapıda aynı noktada bu değer 448.48 MPa olarak ölçülmüştür (Resim 63). İki standart boy implantla desteklenen restorasyonda ise premolar ve molar kronların birleşim noktasında 421.80 MPa Von Mises gerilme değeri hesaplanmıştır (Resim 64).



Resim 62. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri



Resim 63. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri



Resim 64. İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen vertikal kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri

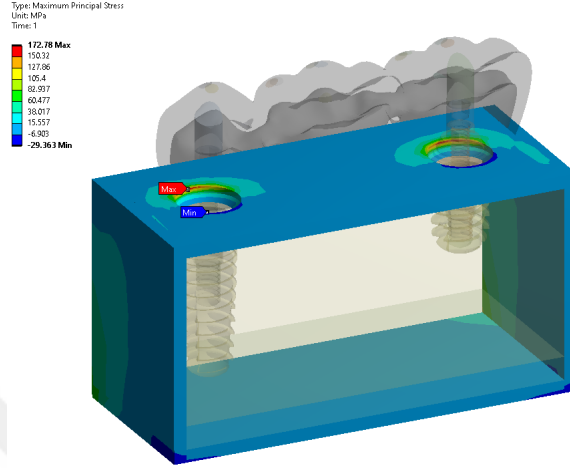
4.2. Oblik Kuvvetler Sonucu Oluşan Gerilim Değerleri

4.2.1. Üç Üyeli İmplant Destekli Sabit Protezdeki Gerilme Bulguları

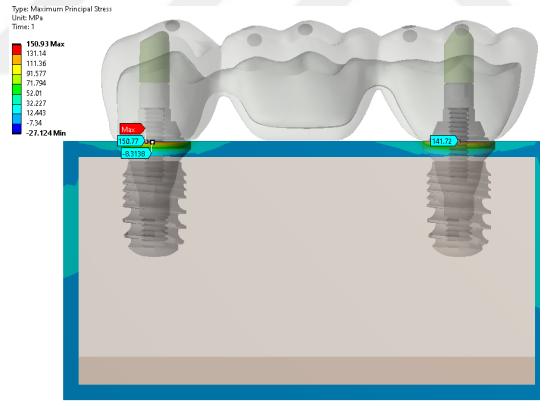
4.2.1.1. Kortikal Kemige Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

Çiğneme kuvvetlerini taklit etmek amacıyla oblik yönde 30^0 açı ile uygulanan kuvvetler karşısında implant destekli üç üyeli modellerde kortikal kemikte meydana gelen en yüksek maksimum asal gerilme değeri bir kısa bir standart boy implantla desteklenen modelde standart boyda olan premolar implantın çevresindeki kemikte 172.78 MPa değerinde servikalde bukkal yönde oluşmuştur (Resim 65). İki kısa implantla desteklenen modelde 150.93 MPa maksimum asal gerilme değeri 2.premolar implantın servikobukkal

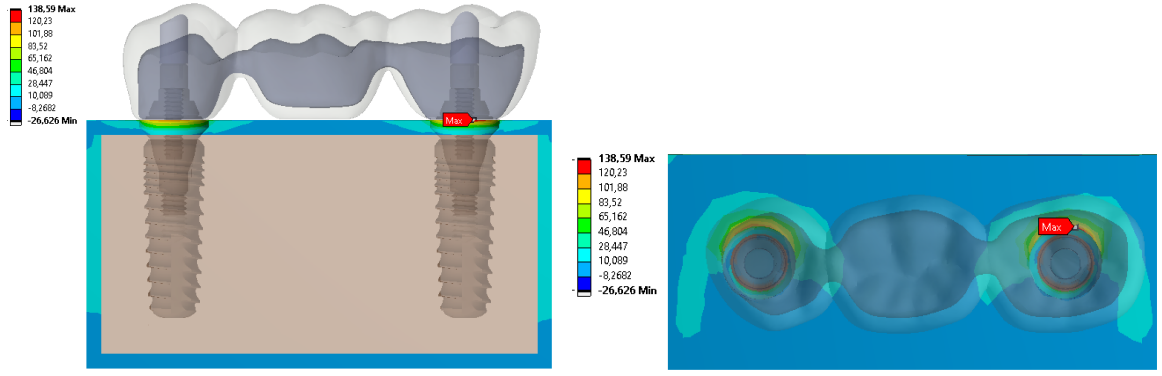
çevresindeki kemikte ölçülmüştür (Resim 66). İki standart boy implant destekli model için ise 2.molar implantın servikobukkalindeki kortikal kemikte 138.59 MPa maksimum asal gerilme değeri tespit edilmiştir (Resim 67).



Resim 65. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri



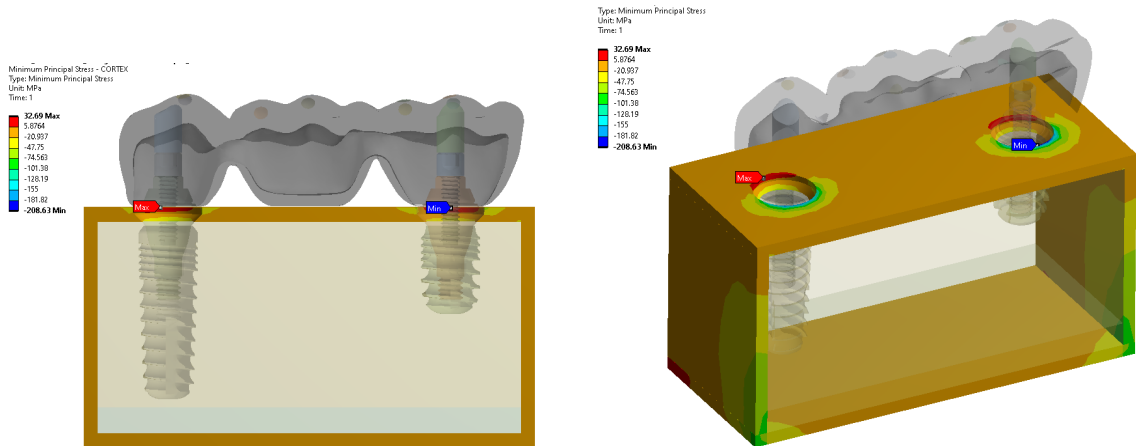
Resim 66. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri



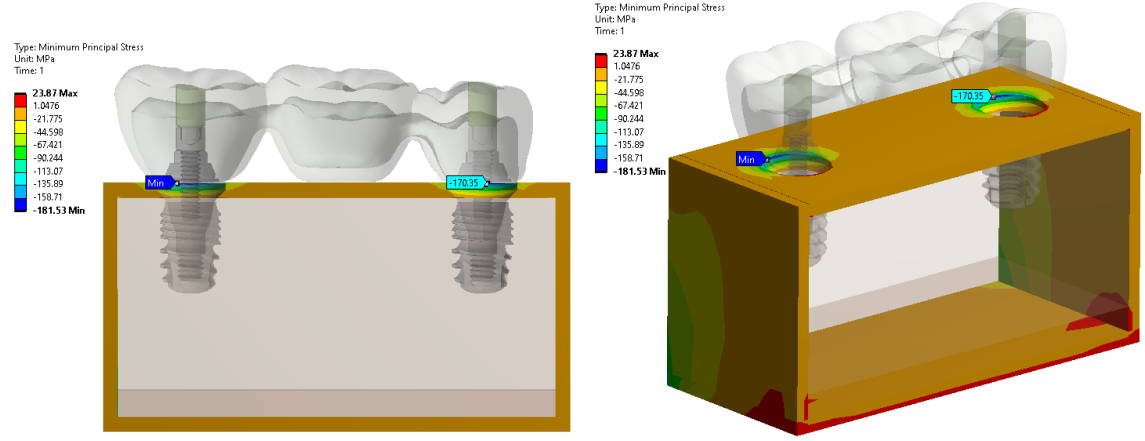
Resim 67. İki standart boy implantla desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri

4.2.1.2. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

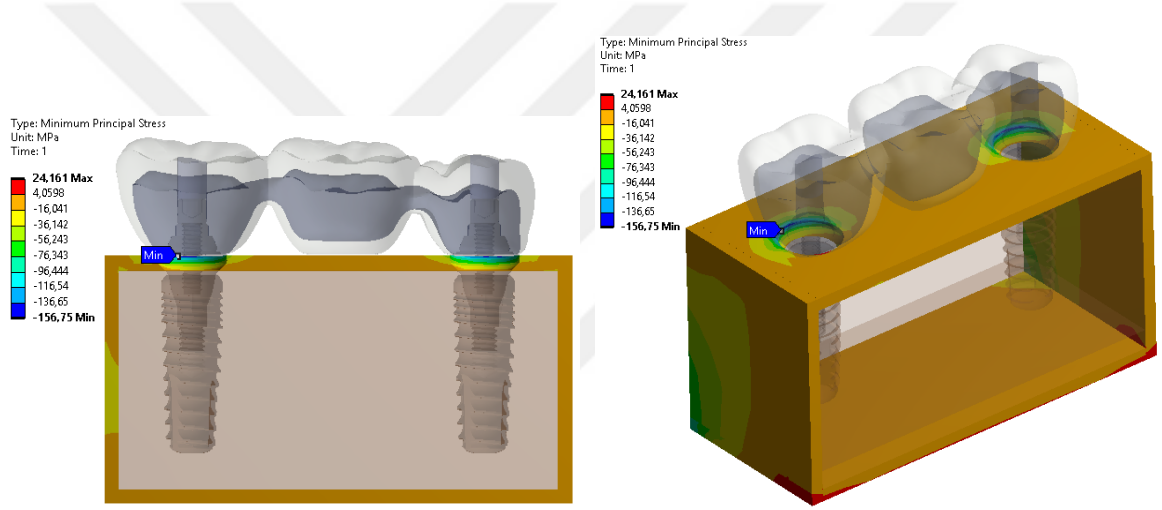
Oblik kuvvetler gelen üç üyeli modellerde bir kısa bir standart boy implantla desteklenen yapıda kısa implant olan 2.molar çevresindeki kemikte meydana gelen minimum asal gerilme değeri -208.63 MPa'dır implantın servikalinde lingual yönde olduğu görülmüştür (Resim 68). Kısa implantlarla desteklenen modelde 2.molar implantın servikolingual yönünde -181.53 MPa olan bu değer (Resim 69), standart implantlarla desteklenen modelde 2.molar implantın yine servikolingualinde -156.75 MPa'dır (Resim 70).



Resim 68. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri



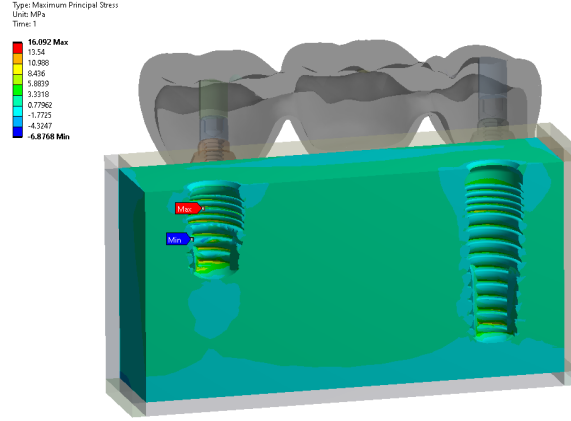
Resim 69. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri



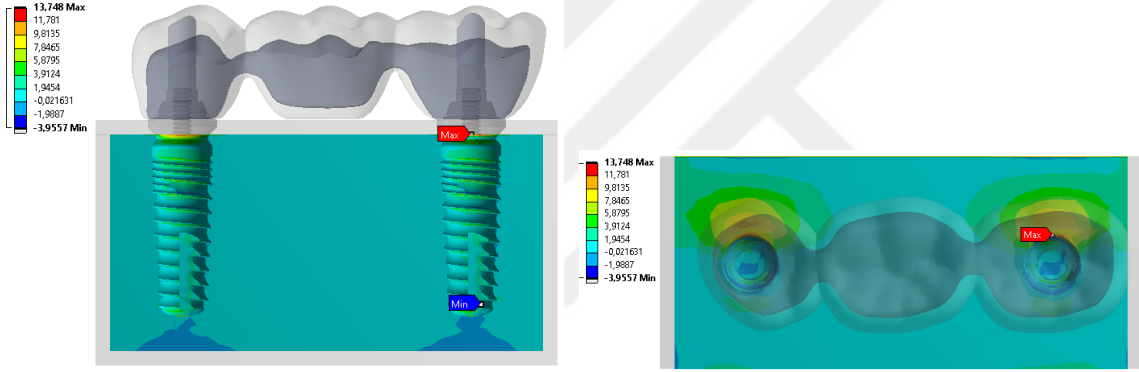
Resim 70. İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri

4.2.1.3. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

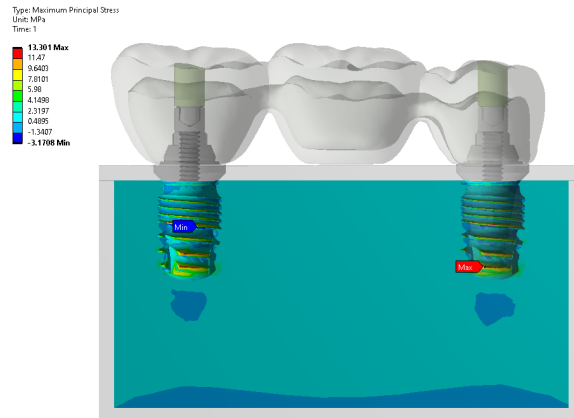
Üç üyeli modellere gelen oblik çiğneme kuvvetleri sonucu bir kısa bir standart implant destekli modelde kısa implant olan 2.molar diş etrafındaki trabeküler kemik çevresinde meydana gelen en yüksek maksimum asal gerilme değeri 16.09 MPa olarak lingual bölgede ölçülmüştür (Resim 71). İki standart boy implantla desteklenen restorasyonda 2.molar implantın servikobukkal çevresindeki trabeküler kemikte 13.75 MPa maksimum asal gerilme değeri tespit edilmiştir (Resim 72). İki kısa implantla desteklenen modelde ise premolar implantın apeksinde 13.30 MPa gerilme ölçülmüştür (Resim 73).



Resim 71. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri



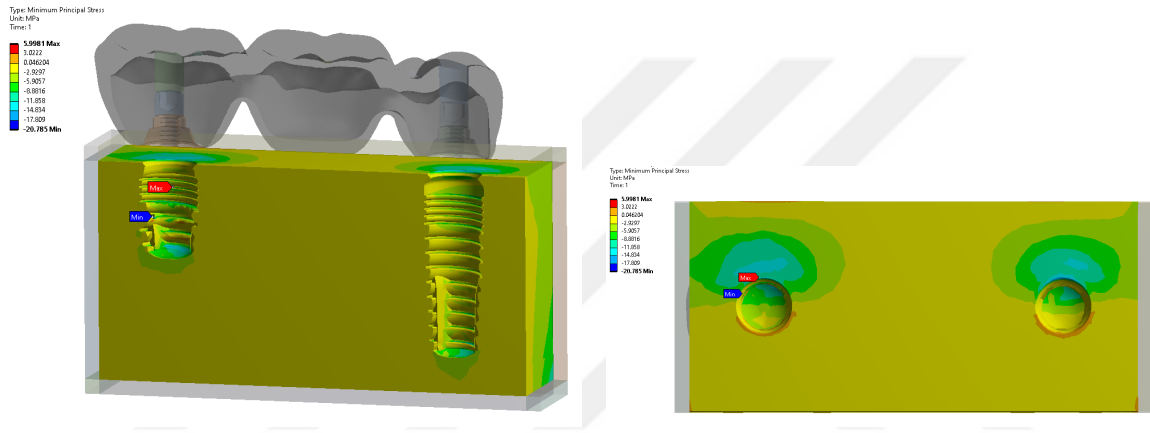
Resim 72. İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri



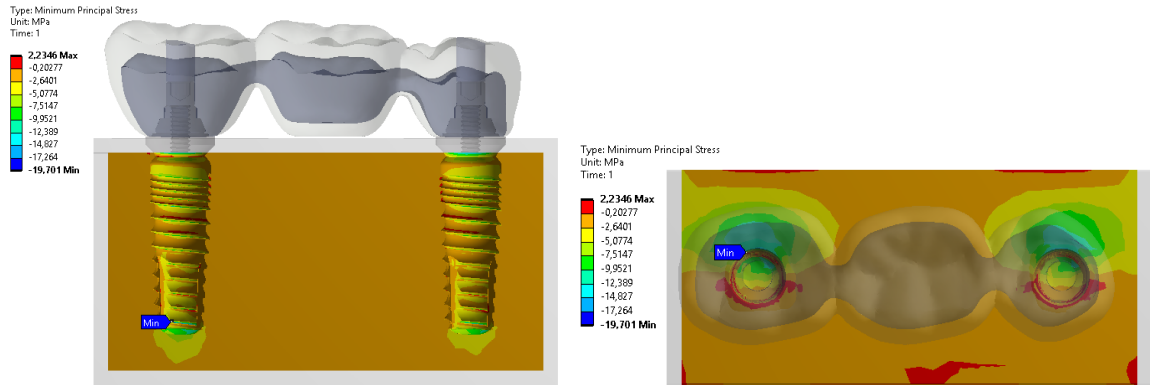
Resim 73. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri

4.2.1.4. Trabeküler Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

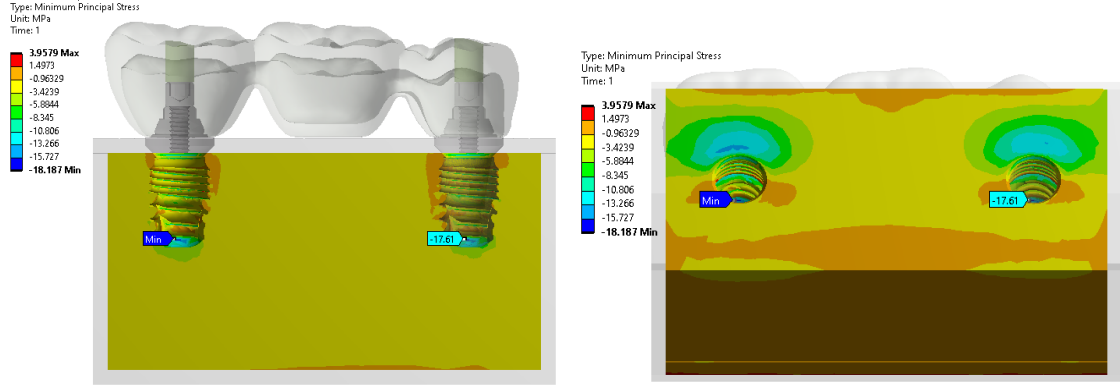
Oblik kuvvetler uygulanan üç üyeli modellerde trabeküler kemik etrafındaki en yüksek minimum asal gerilme değeri bir kısa bir standart boy implantla desteklenen modelde kısa olan 2.molar implantın lingualinde -20.79 MPa olarak hesaplanmıştır (Resim 74). İki standart boy implantla desteklenen modelde 2.molar implantın apeksi çevresindeki trabeküler kemikte ölçülen en yüksek minimum asal gerilme değeri -19.70 MPa'dır (Resim 75). İki kısa implantla desteklenen modelde 2.molar apeksi etrafında -18.19 MPa minimum asal gerilme değeri tespit edilmiştir (Resim 76).



Resim 74. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri



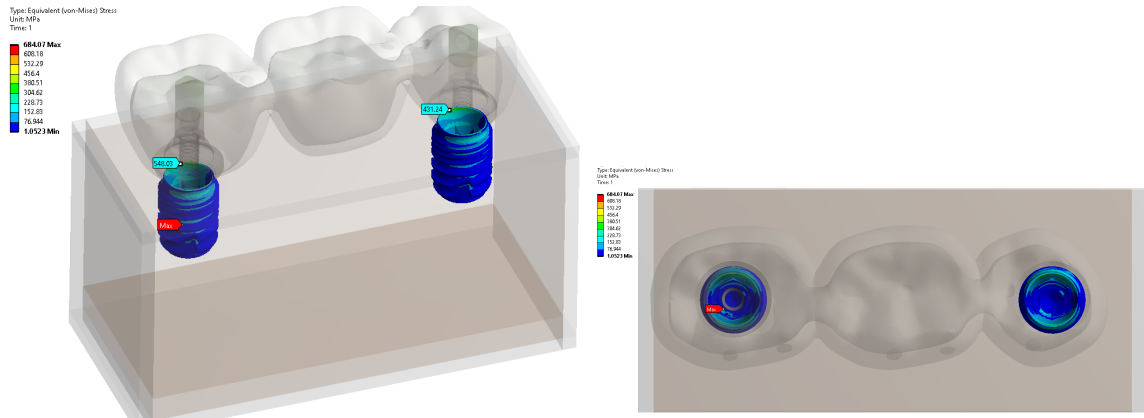
Resim 75. İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri



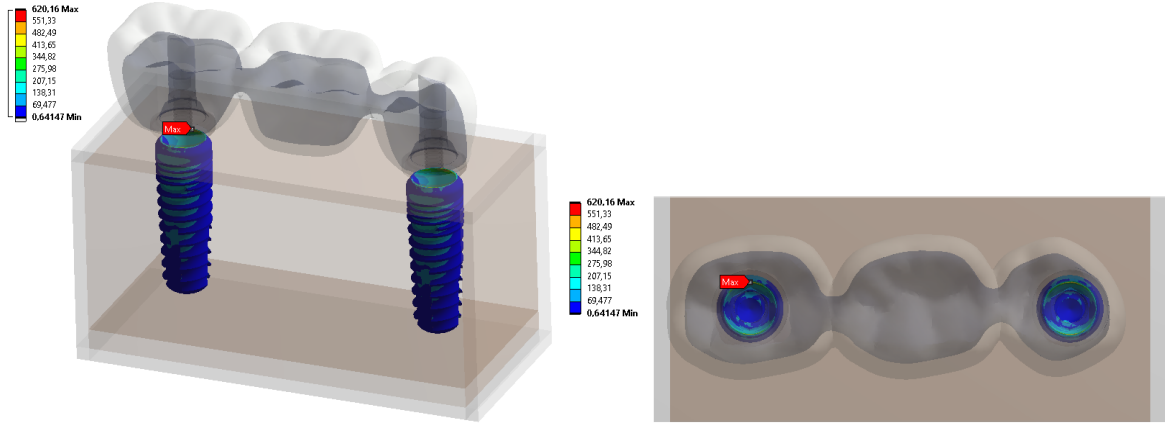
Resim 76. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri

4.2.1.5. İmplant Çevresi ve Bağlantı Vidasındaki Von Mises Gerilme Değerleri

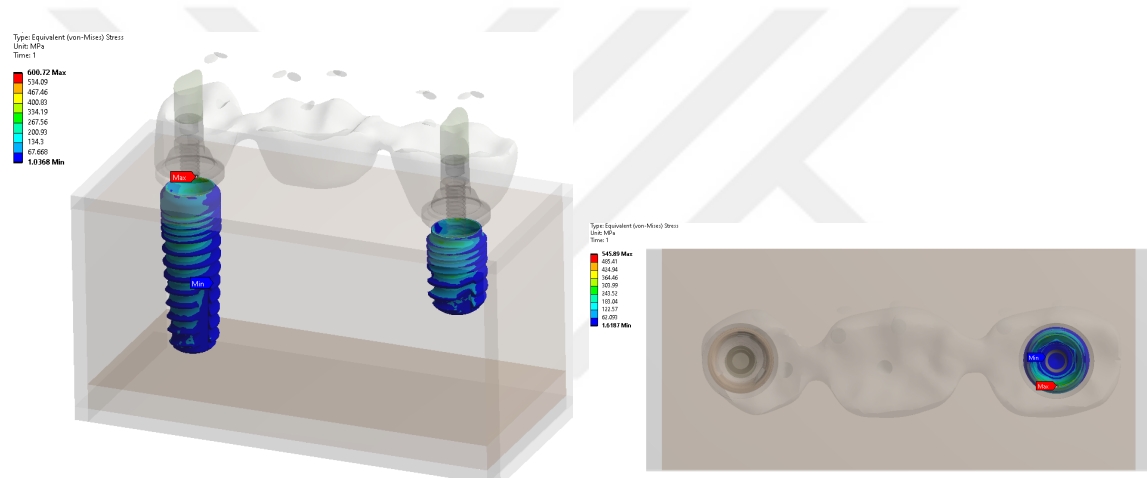
Bukkal tüberküllerden uygulanan oblik kuvvetler sonucu üç üyeli modellerde implantlarda meydana gelen en yüksek Von Mises değeri iki kısa implantla desteklenen modelde 2.molar implant üzerinde 684.07 MPa'dır (Resim 77). İki standart boy implantla desteklenen yapıda bu değer 2.moların servikalinde lingual yönde 620.16 MPa'dır (Resim 78). Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen modelde ise standart boyda olan premolar implantın servikobukkalinde 600.72 MPa Von Mises değeri hesaplanmıştır (Resim 79).



Resim 77. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri

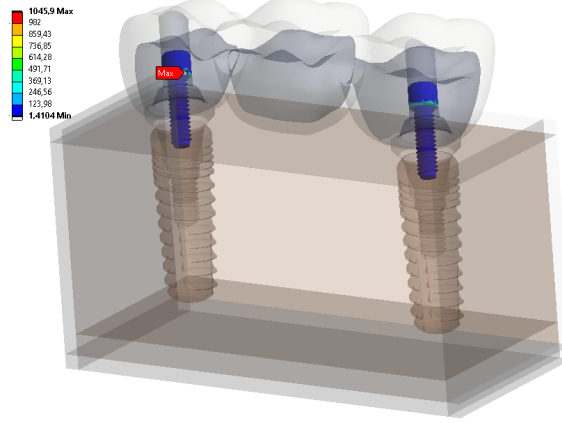


Resim 78. İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri

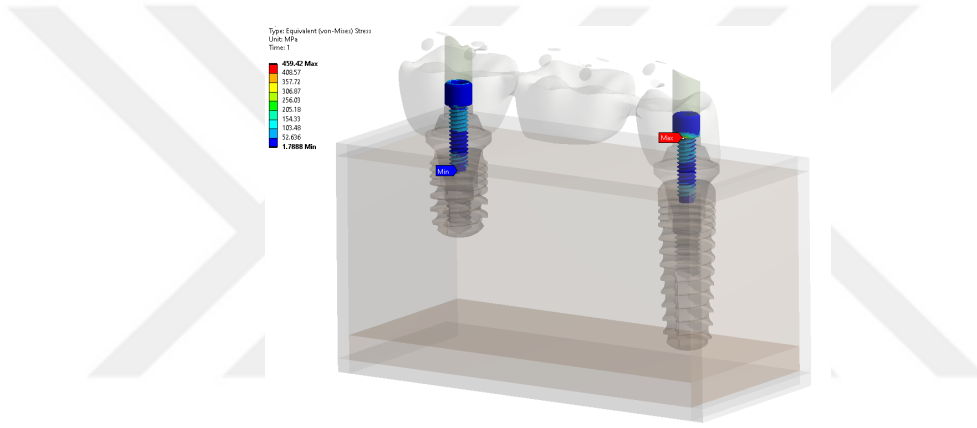


Resim 79. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri

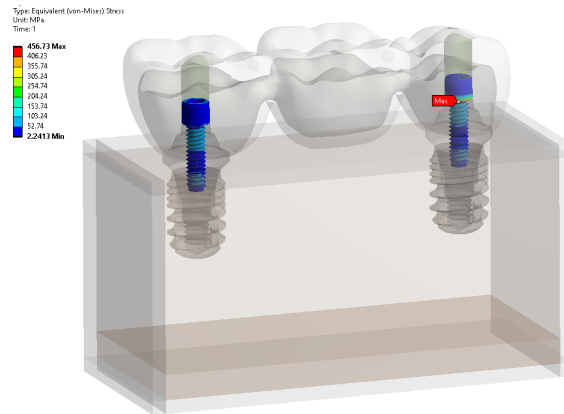
Üç üyeli modellerde bağlantı vidasında meydana gelen Von Mises değeri en yüksek iki standart boy implantla desteklenen yapıda premolar implantın vida boynunda 1045.90 MPa ölçülmüştür (Resim 80). Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen modelde standart boyda olan premolar implantın vida boynunda 459.42 MPa Von Mises gerilim değeri bulunmuştur (Resim 81). Kısa implantlarla desteklenen yapıda premolar implantın vida boynunda meydana gelen Von Mises değeri ise 456.73 MPa'dır (Resim 82).



Resim 80. İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri



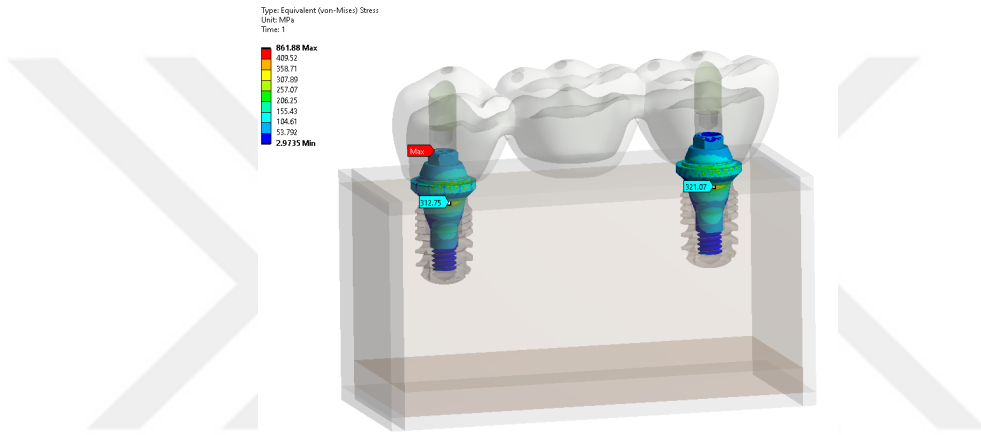
Resim 81. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri



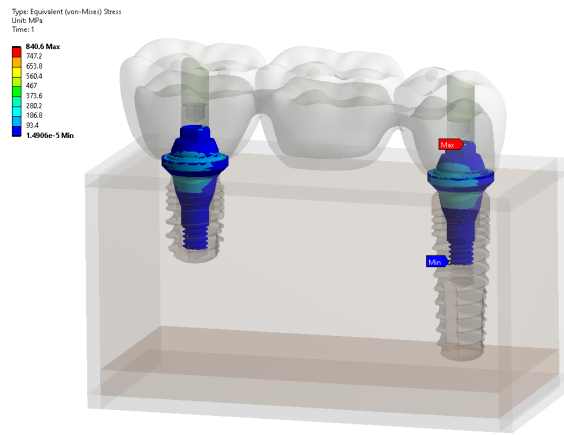
Resim 82. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri

4.2.1.6. Abutment Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri

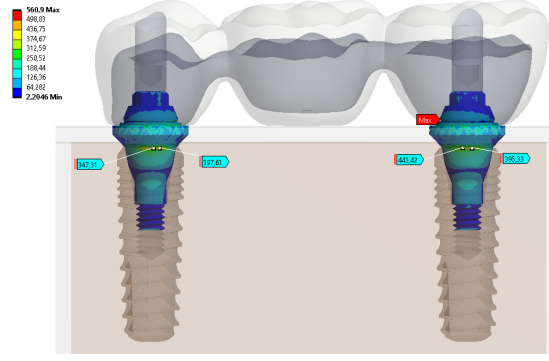
Bukkal tüberküllerden oblik kuvvet uygulanan üç üyeli modellerde kısa implantlarla desteklenen restorasyonda premolar implantın abutmentında 861.88 MPa Von Mises gerilme değeri hesaplanmıştır (Resim 83). Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen yapıda standart boyda olan premolar implanta ait abutmentta bu değer 840.60 MPa olarak ölçülmüştür (Resim 84). Standart implantlarla desteklenen modelde ise molar implantın abutmentında 560.90 MPa Von Mises gerilme değeri olduğu belirlenmiştir (Resim 85).



Resim 83. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri



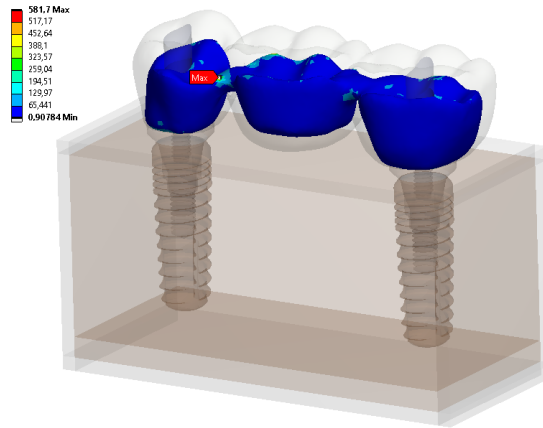
Resim 84. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri



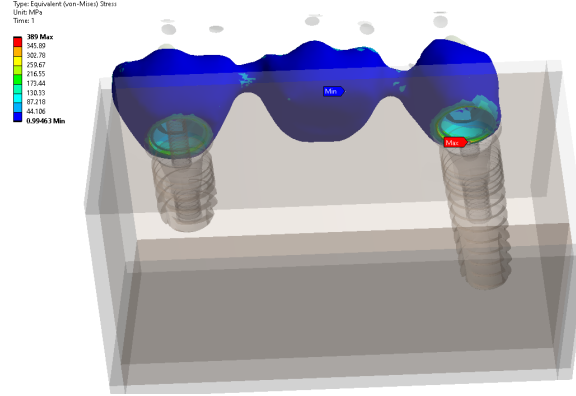
Resim 85. İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri

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

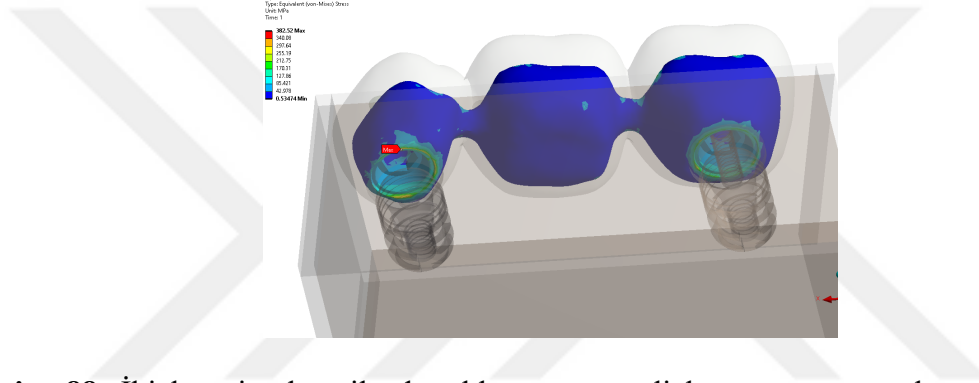
Çiğneme kuvvetlerini taklit etmek amacıyla bukkal tüberküllerden uygulanan oblik kuvvetler sonucu Cr-Co alt yapıda meydana gelen Von Mises gerilme değeri, standart implantlarla desteklenen yapıda 581.70 MPa olarak 2.premolar-1.molar kontakt noktasında tespit edilmiştir (Resim 86). Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen modelde standart boyda olan 2.premolar dişin servikalinde 389 MPa Von Mises değeri hesaplanmıştır (Resim 87). Kısa implantlarla desteklenen restorasyonda ise 2. premolar dişte 382.52 MPa Von Mises değeri olduğu belirlenmiştir (Resim 88).



Resim 86. İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri



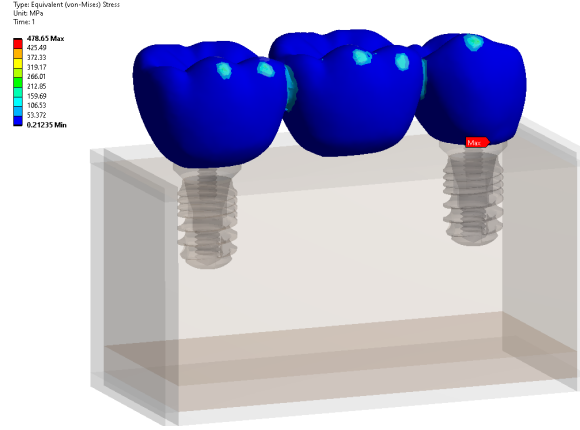
Resim 87. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri



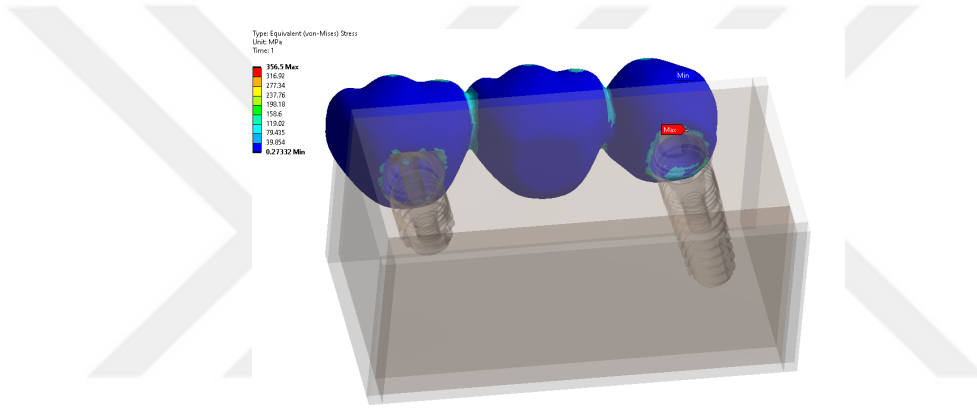
Resim 88. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri

4.2.1.8. Seramik Üst Yapıdaki Von Mises Gerilme Değerleri

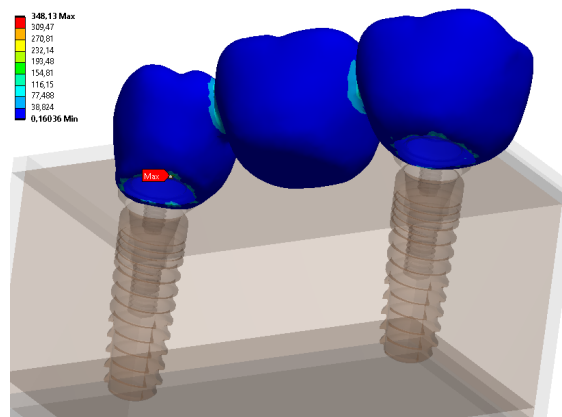
Üç üyeli modellere gelen oblik kuvvetlerin seramik üst yapıda oluşturduğu en yüksek Von Mises değeri kısa implantlarla desteklenen modelde 2 .premoların servikalinde 478.65 MPa olarak belirlenmiştir (Resim 89). Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen yapıda 2. premolar kronun servikalinde bu değer 356.50 MPa'dır (Resim 90). Standart boy implantlarla desteklenen modelde 2. premolar dişin servikalinde 348.13 MPa Von Mises gerilme değeri ölçülmüştür (Resim 91).



Resim 89. İki kısa implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri



Resim 90. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri

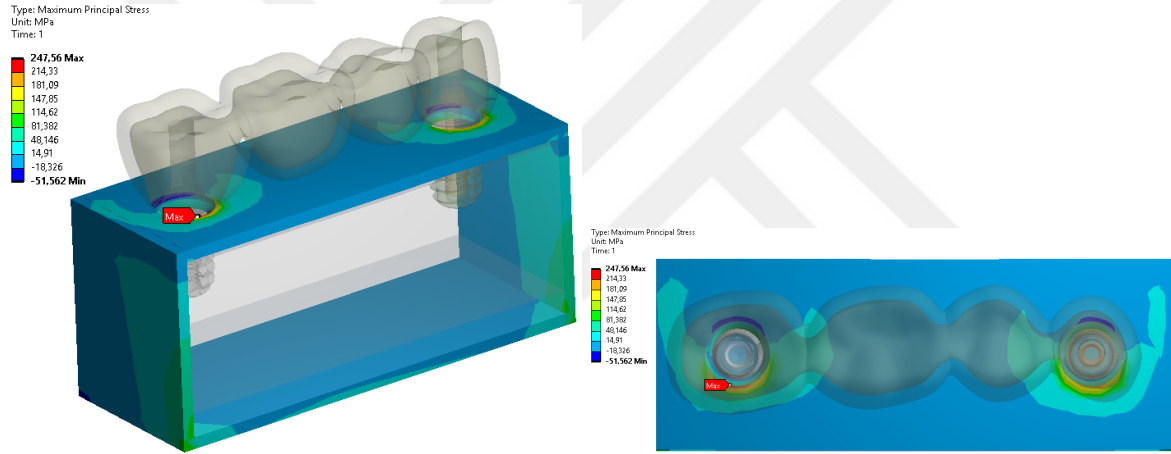


Resim 91. İki standart boy implant ile desteklenen üç üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri

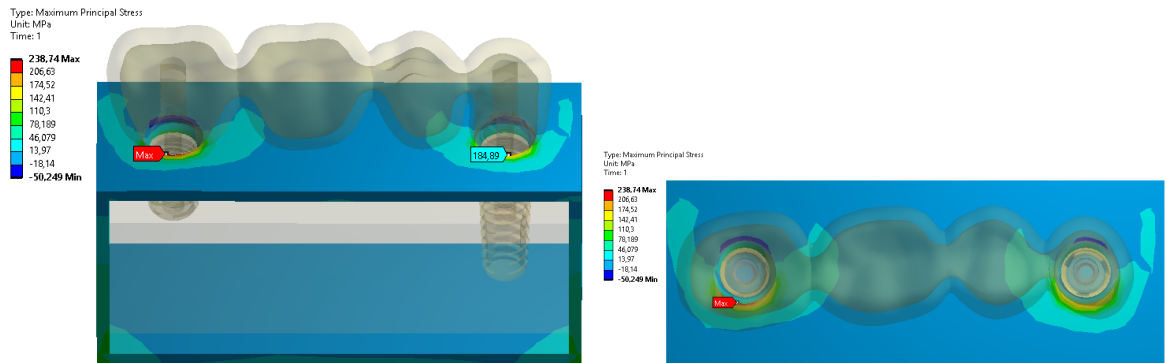
4.2.2. Dört Üyeli İmplant Destekli Sabit Protezdeki Gerilme Bulguları

4.2.2.1. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

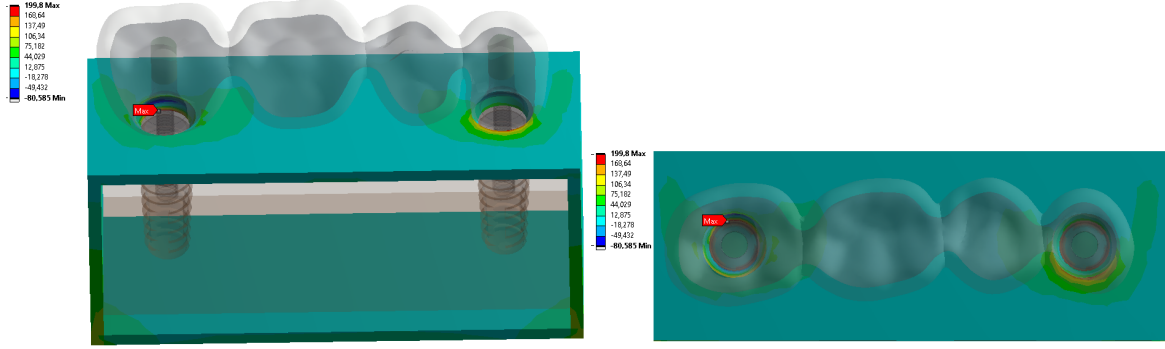
Oblik kuvvetler uygulanan dört üyeli modellerde kortikal kemikte meydana gelen en yüksek maksimum asal gerilme değeri kısa implantlarla desteklenen restorasyonda molar implantın servikobukkal çevresinde 247.56 MPa ölçülmüştür (Resim 92). Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen restorasyonda kısa olan molar implantın çevresindeki kortikal kemikte 238.74 MPa maksimum asal gerilme değeri tespit edilmiştir (Resim 93). Standart implantlarla desteklenen modelde ise molar implantın servikalini çevreleyen kemikte lingual yönde 199.80 MPa maksimum asal gerilme değeri bulunmuştur (Resim 94).



Resim 92. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri



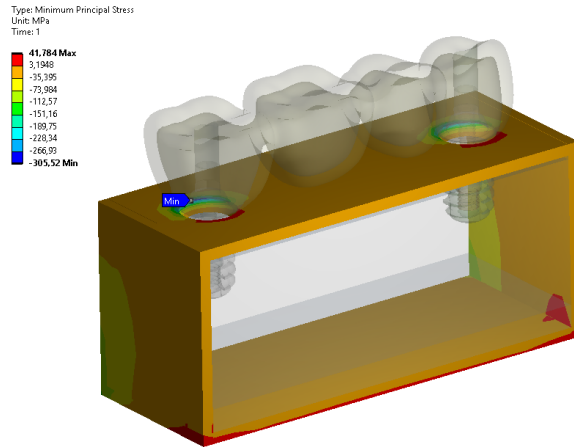
Resim 93. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri



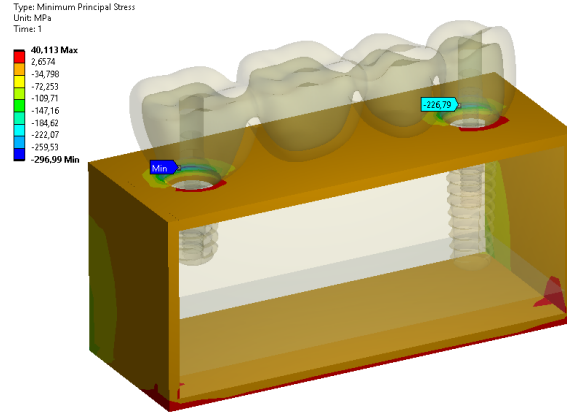
Resim 94. İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri

4.2.2.2. Kortikal Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

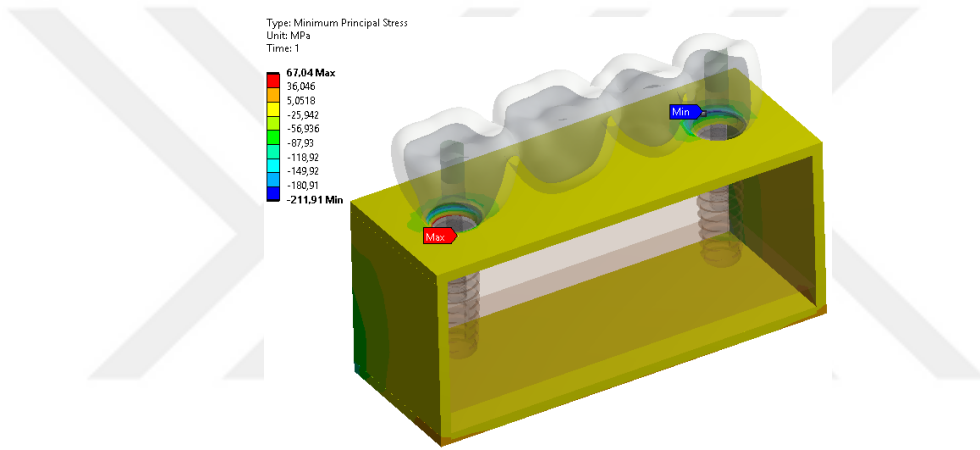
Çiğneme kuvvetlerini taklit eden oblik kuvvetlerin ardından dört üyeli modellerde kortikal kemik üzerinde meydana gelen minimum asal gerilme değeri en yüksek, kısa implantlarla desteklenen yapıda -305.52 MPa olarak molar implantın servikolingualinde ölçülmüştür (Resim 95). Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen modelde -296.99 MPa kısa olan molar implantın servikolingualinde baskı oluşmuştur (Resim 96). Standart implantlarla desteklenen modelde -211.91 MPa premolar implantın servikolingualinde minimum asal gerilme değeri bulunmuştur (Resim 97).



Resim 95. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri



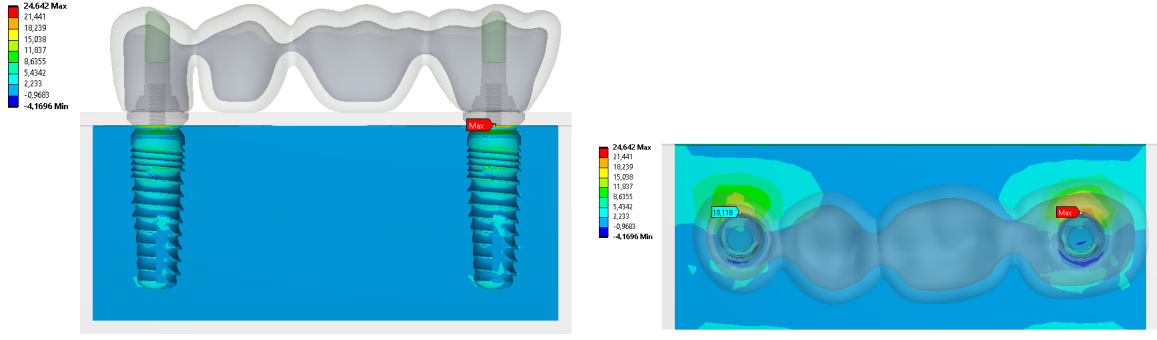
Resim 96. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri



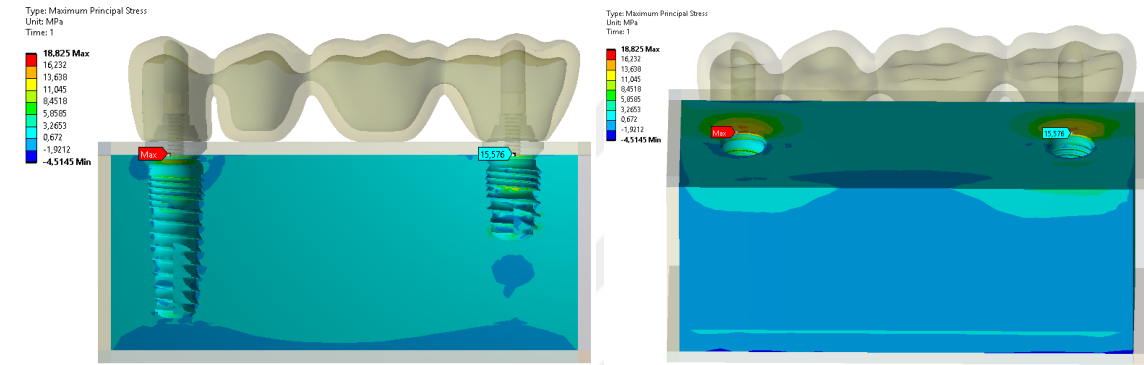
Resim 97. İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri

4.2.2.3. Trabeküler Kemiğe Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri

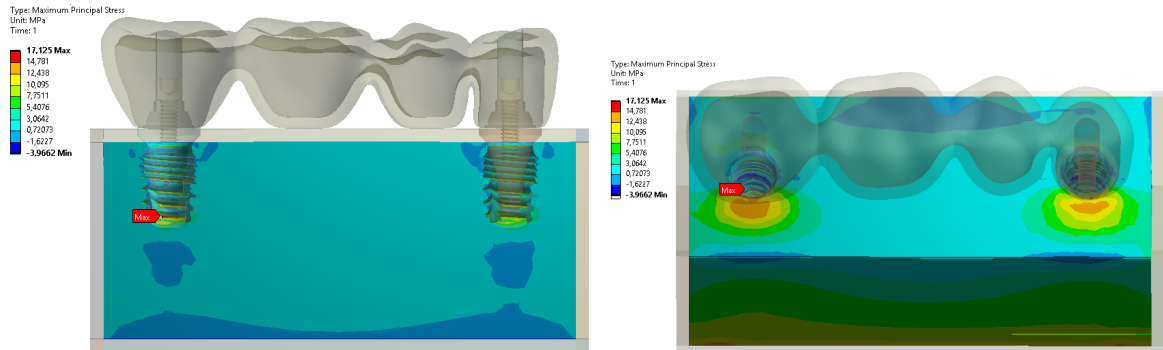
Dört üyeli modellere gelen oblik kuvvetler sonucunda standart implantlarla desteklenen modelde molar implantın çevresindeki trabeküler kemikte 24.64 MPa maksimum asal gerilme değeri ölçülmüştür (Resim 98). Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen yapıda standart boyda olan premolar implant çevresinde 18.83 MPa maksimum asal gerilme değeri oluşmuştur (Resim 99). Kısa implantlarla desteklenen restorasyonda ise molar implantın apeksi çevresinde 17.13 MPa gerilim oluşmuştur (Resim 100).



Resim 98. İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri



Resim 99. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri

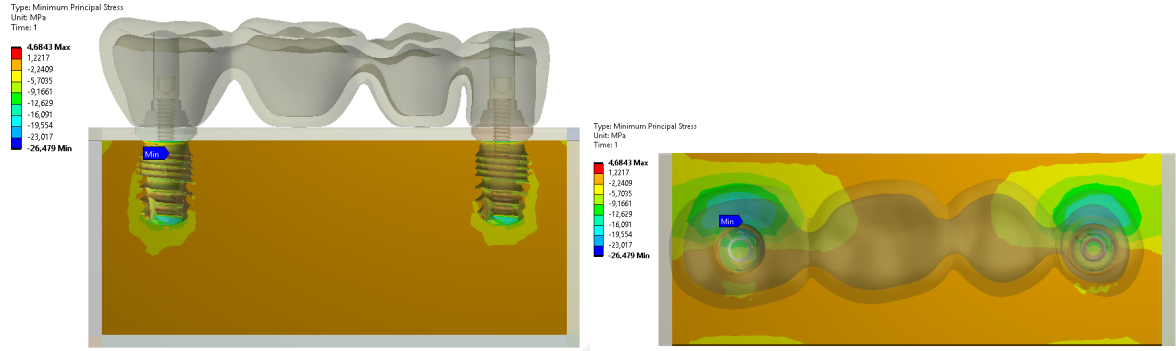


Resim 100. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri

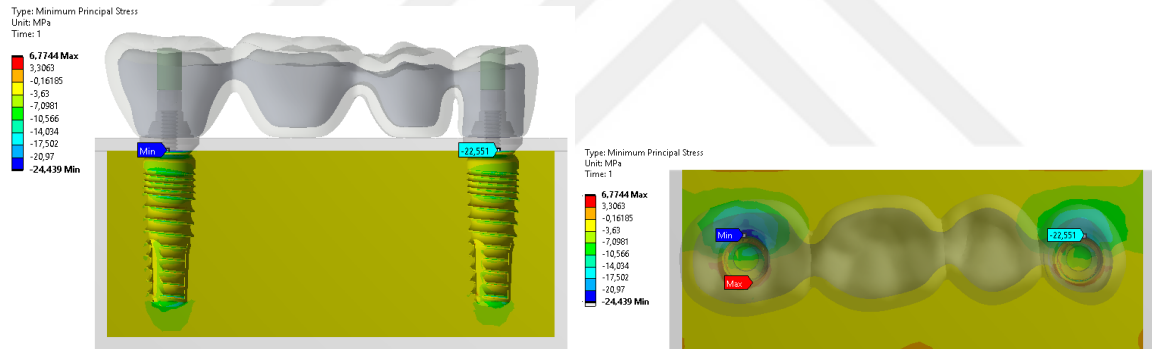
4.2.2.4. Trabeküler Kemiğe Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri

Oblik yükleme sonucu dört üyeli modellerde trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri en yüksek olarak kısa implantların desteklediği modelde -26.48 MPa

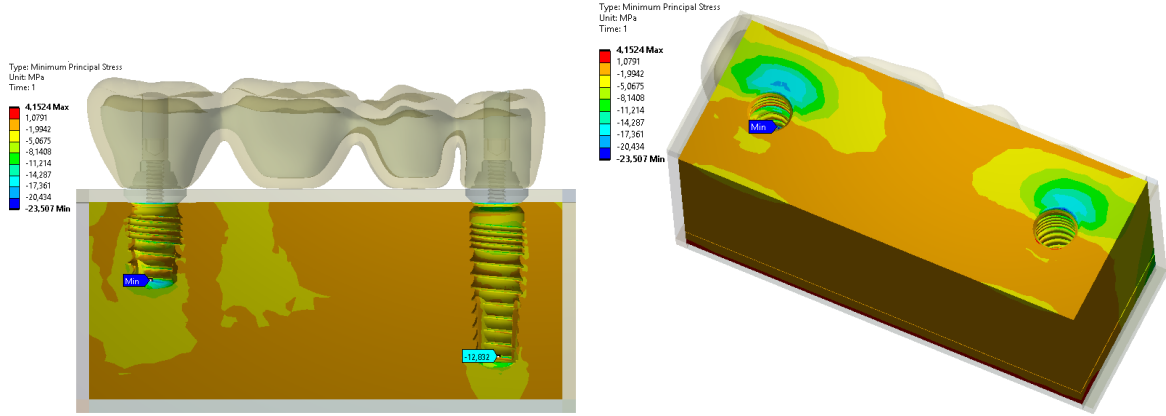
molar implant üzerinde meydana gelmiştir (Resim 101). Standart implantlarla desteklenen yapıda molar implantın servikalinde -24.44 MPa baskı oluşmuştur (Resim 102). Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen modelde ise kısa olan molar implantın apeksi çevresinde -23.51 MPa minimum asal gerilme değeri ölçülmüştür (Resim 103).



Resim 101. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri



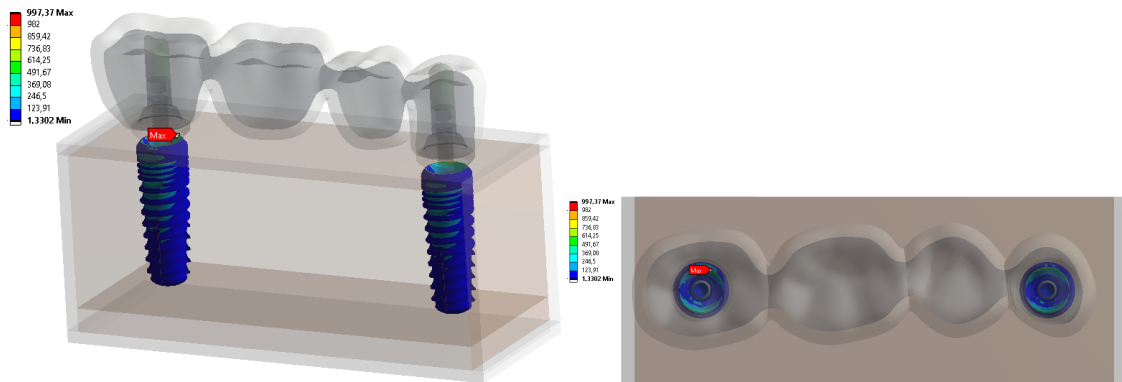
Resim 102. İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri



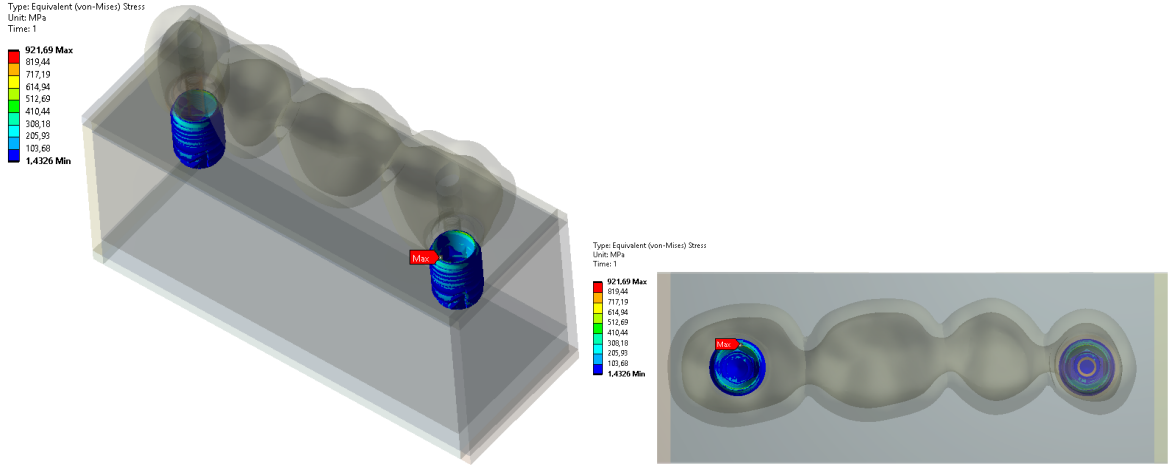
Resim 103. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri

4.2.2.5. İmplant Çevresi ve Bağlantı Vidasındaki Von Mises Gerilme Değerleri

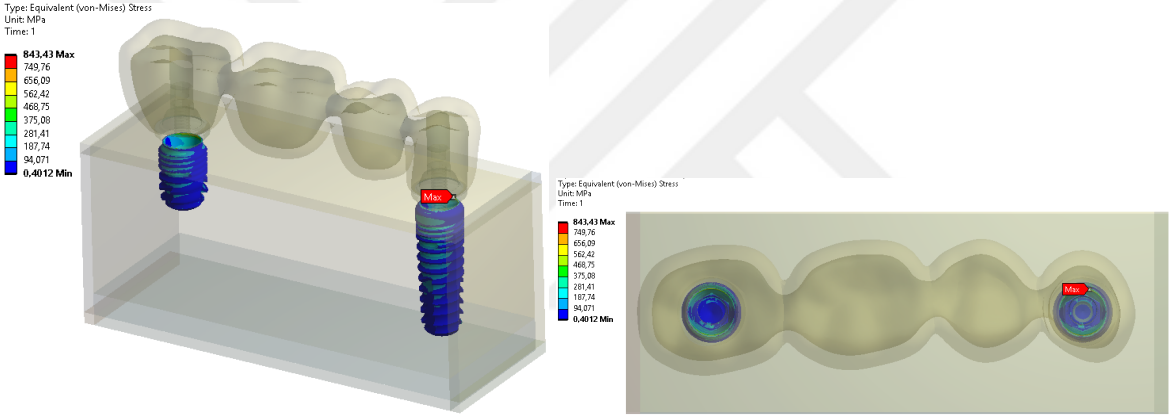
Dört üyeli implant destekli sabit protezlere gelen oblik yükler sonucu implant üzerinde meydana gelen Von Mises değerleri karşılaştırıldığında, en yüksek değer iki standart boy implantla desteklenen modelde molar implantın servikolingualinde 997.37 MPa olarak tespit edilmiştir (Resim 104). Ardından iki kısa implantla desteklenen restorasyon gelmektedir. Bu modelde molar implantın servikolingualinde 921.69 MPa Von Mises gerilme değeri ölçülmüştür (Resim 105). Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen modelde ise standart boyda olan premolar implantın servikolingualinde 843.43 MPa Von Mises gerilme değeri bulunmuştur (Resim 106).



Resim 104. İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri

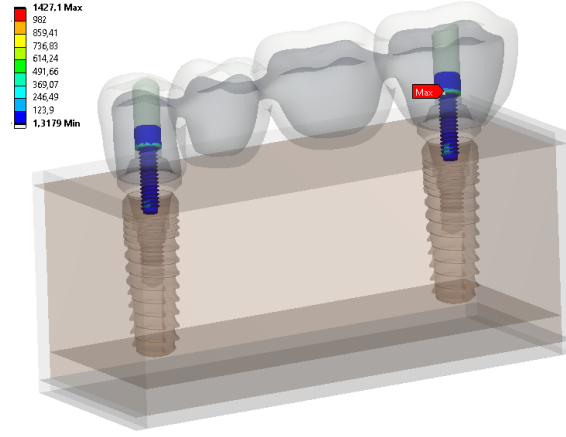


Resim 105. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri

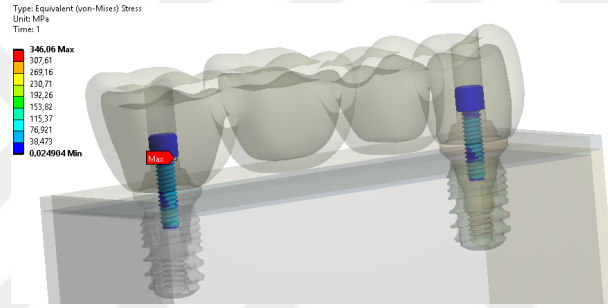


Resim 106. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri

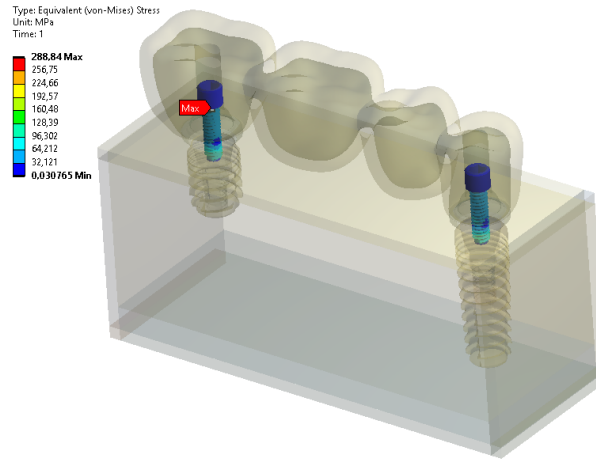
Bağlantı vidaları incelendiğinde, standart boy implantlarla desteklenen yapıda molar implanta ait bağlantı vidasının boyun kısmında 1427.10 MPa Von Mises değeri hesaplanmıştır (Resim 107). Kısa implantlarla desteklenen restorasyonda molar implantın bağlantı vidasında 346.06 MPa Von Mises değeri ölçülmüştür (Resim 108). Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen modelde ise kısa olan molar implanta ait bağlantı vidasında 288.84 MPa Von Mises değeri bulunmuştur (Resim 109).



Resim 107. İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri



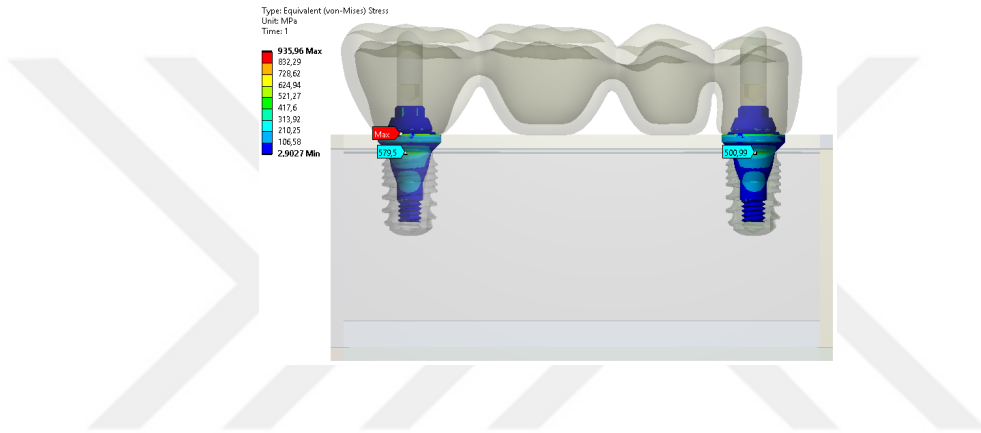
Resim 108. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri



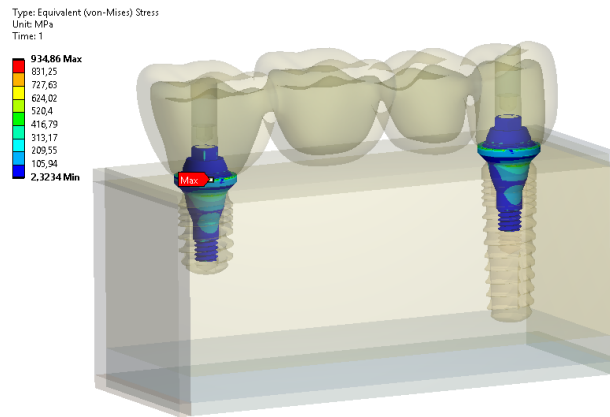
Resim 109. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu bağlantı vidasında oluşan Von Mises gerilme değerleri

4.2.2.6. Abutment Üzerindeki Von Mises Gerilme Değerleri

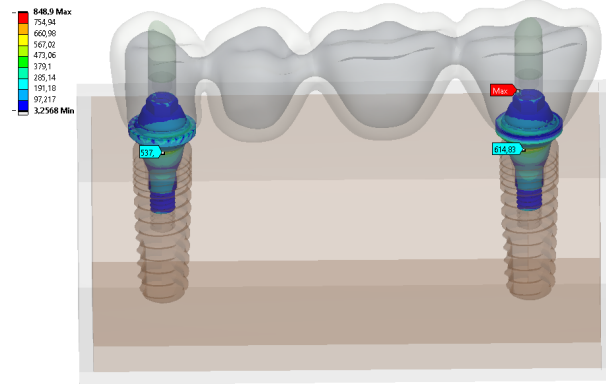
Oblik kuvvetlere maruz kalan dört üyeli modellerde abutmentlar üzerinde meydana gelen en yüksek Von Mises değeri, kısa implantlarla desteklenen modelde molar implanta ait abutmentta 935.96 MPa olarak hesaplanmıştır (Resim 110). Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen restorasyonda kısa implant olan molar dişe ait abutmentta 934.86 MPa Von Mises gerilme değeri oluşmuştur (Resim 111). Standart boy implantlarla desteklenen modelde molar implanta ait abutmentta 848.90 MPa Von Mises değeri bulunmuştur (Resim 112).



Resim 110. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri



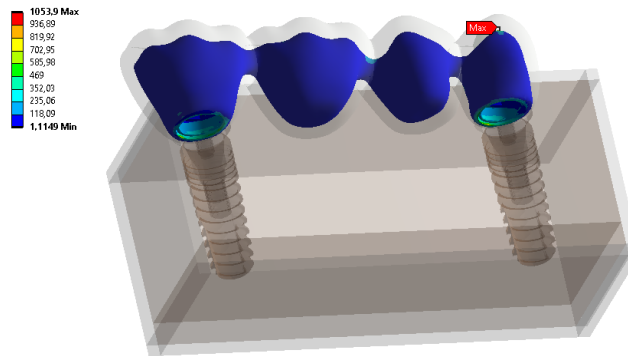
Resim 111. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri



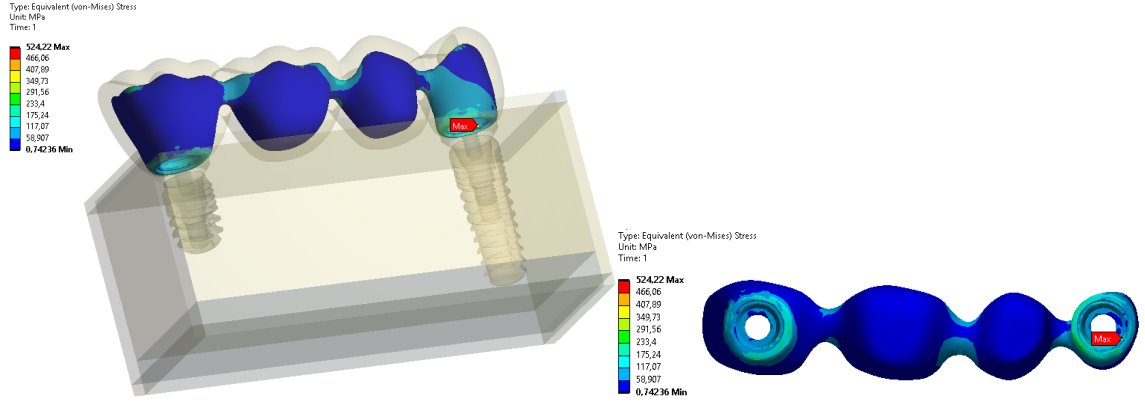
Resim 112. İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu abutmentlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri

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

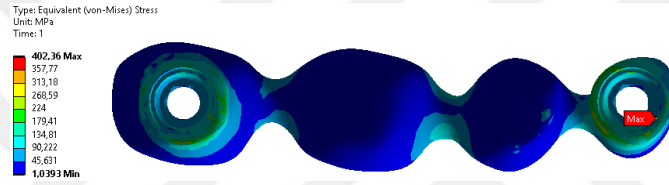
Oblik yük gelen dört üyeli modellerde Cr-Co altyapıda meydana gelen en yüksek Von Mises değeri, standart implantlarla desteklenen restorasyonda premolar kronun bukkal tüberkül tepesinde 1053.90 MPa olarak meydana gelmiştir (Resim 113). Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen restorasyonda standart boy implant üzerindeki premolar kronun servikalinde 524.22 MPa Von Mises değeri bulunmuştur (Resim 114). Kısa implantlarla desteklenen modelde ise premolar kronun servikalinde 402.36 MPa gerilme değeri ölçülmüştür (Resim 115).



Resim 113. İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri



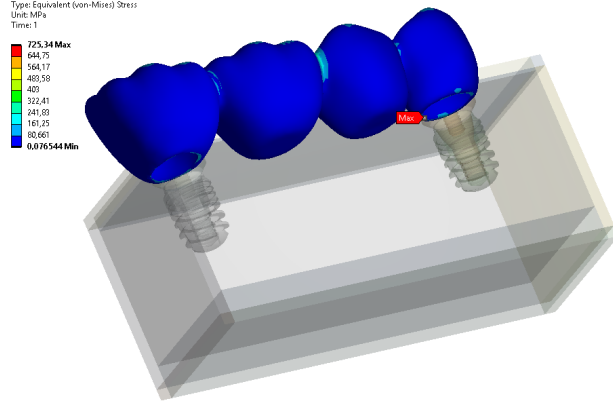
Resim 114. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri



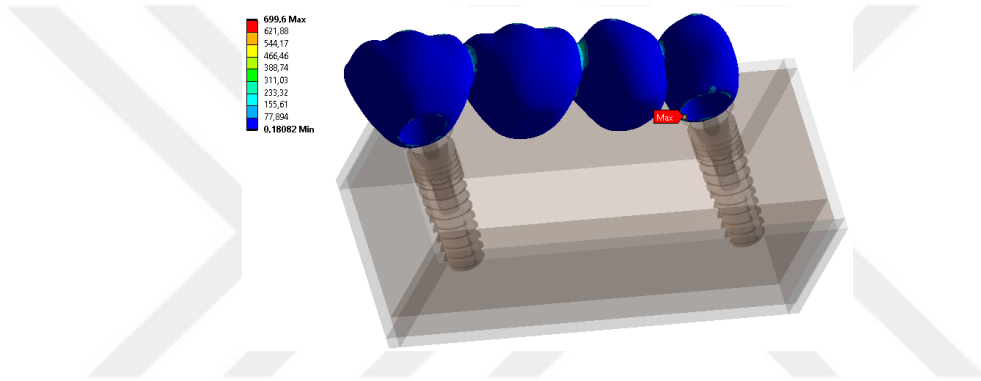
Resim 115. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri

4.2.2.8. Seramik Üst Yapıdaki Von Mises Gerilme Değerleri

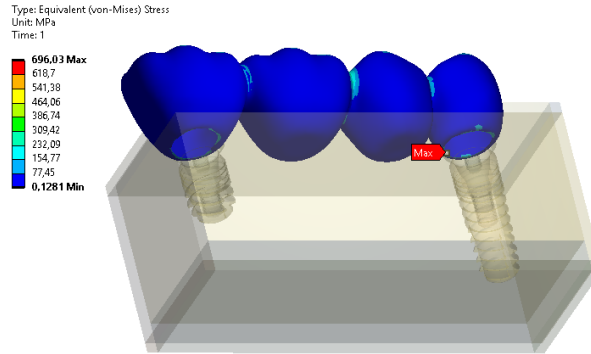
Dört üyeli restorasyonlara gelen oblik yükler sonucu seramik üst yapıda oluşan en yüksek Von Mises değeri kısa implantların desteklediği modelde premolar kronun servikalinde 725.34 MPa oluşmuştur (Resim 116). Standart implantlarla desteklenen yapıda premolar kronun servikalinde 699.60 MPa gerilim değeri meydana gelmiştir (Resim 117). Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen restorasyonda premolar kronun servikalinde 696.03 MPa Von Mises gerilimi ölçülmüştür (Resim 118).



Resim 116. İki kısa implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri



Resim 117. İki standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri



Resim 118. Bir kısa bir standart boy implant ile desteklenen dört üyeli köprü proteze gelen oblik kuvvet sonucu seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri

Tablo 5. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri (MPa)

İMLANT UZUNLUĞU	ÜÇ ÜYELİ KÖPRÜ		DÖRT ÜYELİ KÖPRÜ	
	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET
KISA İMLANT	52.51	150.93	72.11	247.56
STANDART İMLANT	38.81	138.59	95.92	199.80
1 KISA 1 STD	60.90	172.78	69.86	238.74

Tablo 6. Kortikal kemikte oluşan 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	-92.51	-211.91
1 KISA 1 STD	-149.12	-208.63	-172.24	-296.99

Tablo 7. Trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri (MPa)

İMLANT UZUNLUĞU	ÜÇ ÜYELİ KÖPRÜ		DÖRT ÜYELİ KÖPRÜ	
	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET
KISA İMLANT	11.48	13.30	12.81	17.13
STANDART İMLANT	7.41	13.75	25.20	24.64
1 KISA 1 STD	9.62	16.09	13.38	18.83

Tablo 8. Trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri (MPa)

İMLANT UZUNLUĞU	ÜÇ ÜYELİ KÖPRÜ		DÖRT ÜYELİ KÖPRÜ	
	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET
KISA İMLANT	-16.30	-18.19	-21.95	-26.48
STANDART İMLANT	-16.41	-19.70	-22.77	-24.44
1 KISA 1 STD	-16.59	-20.79	-22.52	-23.51

Tablo 9. İmplantta oluşan 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
1 KISA 1 STD	373.33	600.72	605.15	843.43

Tablo 10. Bağlantı vidasında oluşan 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	221.90	1045.90	331.54	1427.10
1 KISA 1 STD	90.16	459.42	156.30	288.84

Tablo 11. Abutmentta oluşan 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	560.90	391.64	848.90
1 KISA 1 STD	354.18	840.60	587.28	934.86

Tablo 12. Cr-Co alt yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri (MPa)

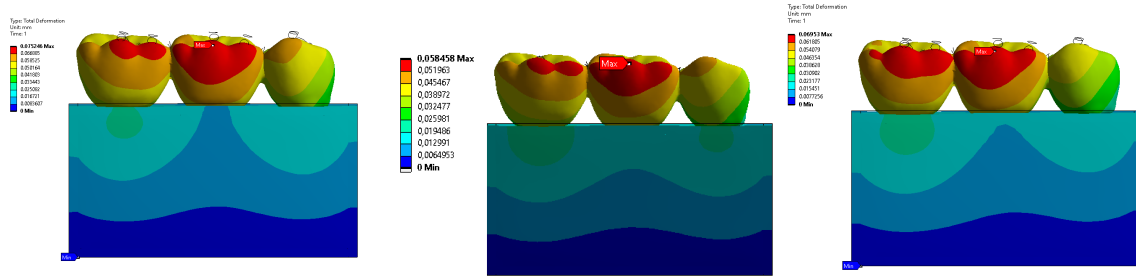
İMLANT UZUNLUĞU	ÜÇ ÜYELİ KÖPRÜ		DÖRT ÜYELİ KÖPRÜ	
	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET
KISA İMLANT	267.04	382.52	265.68	402.36
STANDART İMLANT	292.38	581.70	699.64	1053.90
1 KISA 1 STD	237.91	389	276.40	524.22

Tablo 13. Seramik üst yapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri (MPa)

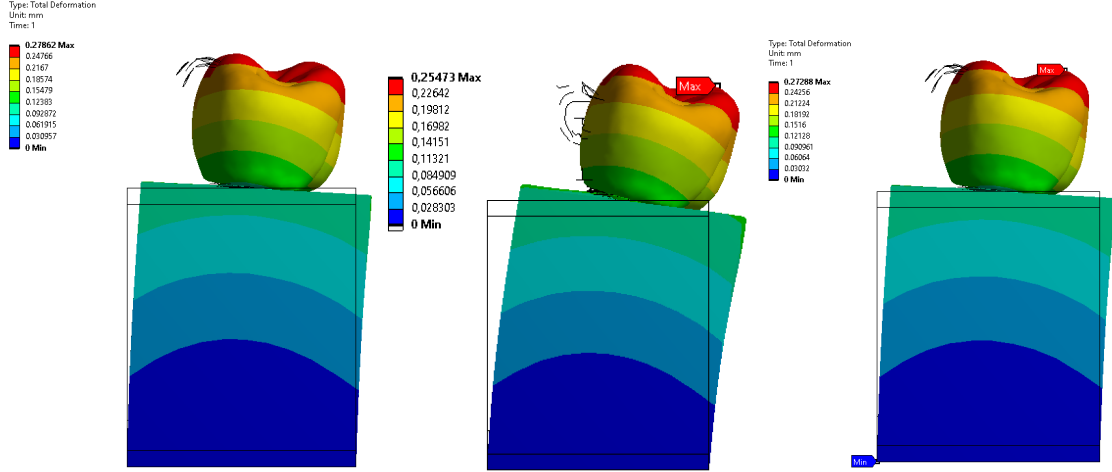
İMLANT UZUNLUĞU	ÜÇ ÜYELİ KÖPRÜ		DÖRT ÜYELİ KÖPRÜ	
	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET	VERTİKAL KUVVET	OBLİK KUVVET
KISA İMLANT	222.78	478.65	463.89	725.34
STANDART İMLANT	181.35	348.13	421.80	699.60
1 KISA 1 STD	225.37	356.50	448.48	696.03

4.3. Deformasyon Miktarı

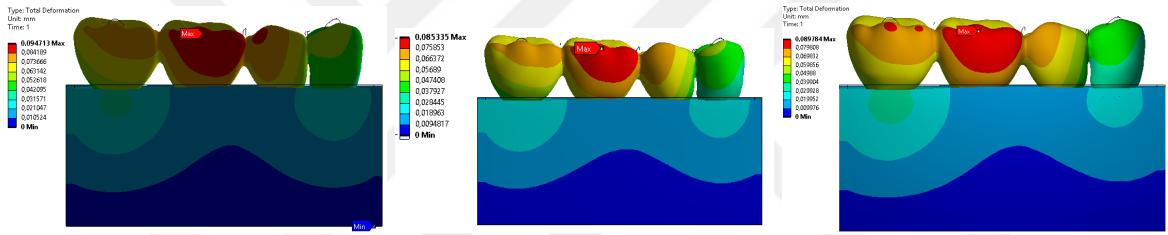
Farklı uzunluktaki implantlarla desteklenen üç ve dört üyeli sabit protetik restorasyonlarda meydana gelen deformasyon miktarları Resim 119, Resim 120, Resim 121 ve Resim 122’de görülmektedir.



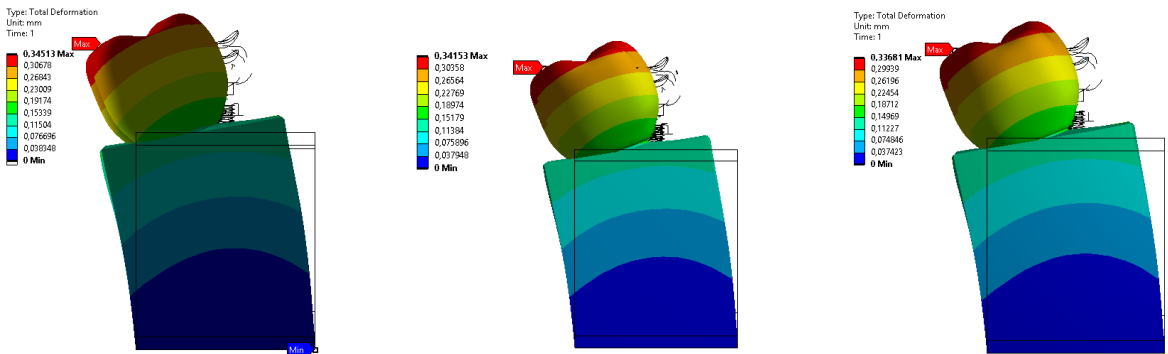
Resim 119. Sırasıyla iki kısa, iki standart, bir kısa bir standart boy implantla desteklenen üç üyeli sabit restorasyonlarda vertikal yükleme sonucu oluşan toplam deformasyon miktarı



Resim 120. Sırasıyla iki kısa, iki standart, bir kısa bir standart boy implantla desteklenen üç üyeli sabit restorasyonlarda oblik yükleme sonucu oluşan toplam deformasyon miktarı



Resim 121. Sırasıyla iki kısa, iki standart, bir kısa bir standart boy implantla desteklenen dört üyeli sabit restorasyonlarda vertikal yükleme sonucu oluşan toplam deformasyon miktarı



Resim 122. Sırasıyla iki kısa, iki standart, bir kısa bir standart boy implantla desteklenen dört üyeli sabit restorasyonlarda oblik yükleme sonucu oluşan toplam deformasyon miktarı

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu çalışmada 6 mm uzunluğunda iki kısa implant, 12 mm uzunluğunda iki standart boy implant ve bir kısa bir de standart boy iki implant ile desteklenen üç ve dört üyeye sahip sabit protezlere uygulanan vertikal ve oblik yükler sonucu, oluşan gerilim değerleri ve dağılımları sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmiş ve karşılaştırmaları yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre dört üyeli sabit protez modeline gelen oblik kuvvetlerin etkisiyle kısa implantları çevreleyen kortikal kemikte daha fazla olmak üzere tüm modellerde yüksek gerilim değerleri hesaplanmıştır.

Diş kaybı ile sonuçlanan kronik periodontitis gibi durumlarda diş eksiklikleri nedeniyle kemikte meydana gelen rezorbsiyonlar ve kretlerde oluşan düzensizlikler implant başarı oranını düşürmektedir. Travmatik çekim prosedürleri, uzun dişsiz dönem, uyumlu olmayan protezler, periapikal enfeksiyon, uygulanan diğer cerrahi işlemler ve travmanın neden olduğu diş kayıpları ve konjenital eksiklikler kemik hacmini azaltır, implant yerleştirilmesini engeller (88, 89). Posterior mandibulada mandibular kanalın ve mental foramenlerin konumu, posterior maksillada sinüs varlığı/pozisyonu gibi anatomik kısıtlamalar implant yerleştirilmesinde çeşitli problemlerin ortaya çıkmasına neden olmaktadır (88, 90). İmplantın osseointegrasyonu için yeterli kemik hacmi ön koşuldur. İmplant yerleştirilmesi, greftleme prosedürü ile birlikte veya iyileşmeyi takiben yapılabilir. Bunlar ise ekstra maliyet, zaman ve donör saha morbiditesi demektir (91). Posterior bölgede 10 mm'nin altında azalmış alveolar kemik yüksekliği varlığında, ek cerrahi müdahaleler olmadan daha uzun implantların yerleştirilmesi imkansız hale gelmektedir (92). Kısa implant kullanımıyla (<10 mm), daha uzun implantların yerleştirilmesi için gereken kemik yüksekliği ve augmentasyon işlemlerine olan ihtiyaç azaltılmış olur (93, 94). Buser ve ark. maksiller posterior bölgede sinüs elevasyonu gibi zorlu cerrahi işlemlerden kaçınmak için kısa implant kullanımının, uzun implant kullanımına karşı avantajlarından bahsetmişlerdir (95). Sonuç olarak, kısa implant uygulamaları önemli bir tedavi alternatifi haline gelmektedir.

İmplant uzunluklarının sınıflandırılmasında farklı tanımlamalar mevcuttur (27). Yapılan çeşitli çalışmalarda 5-10 mm arası uzunluğa sahip implantlar kısa dental implant olarak kabul edilmektedir (35, 96–100). Renouard ve Nisand kemik içi uzunluğu 8 mm veya daha az olan implantları “kısa implantlar” olarak sınıflandırarak, implantın kemik içi uzunluğunu rehber olarak belirlemişlerdir (29). Literatür bilgileri örnek alınarak bizim

çalışmamızda kısa implantlar üzerinde meydana gelen gerilimlerin incelenmesi amacıyla 6 mm uzunluğunda dental implant tercih edilmiştir. Standart boy implantlar için 12 mm uzunluk kullanılmıştır.

Kısa implantların kullanımı konusunda belirsizlikler hala mevcuttur. Bunun sebebi daha uzun implantların hem kron/implant oranı hem de osseointegrasyon için daha fazla implant yüzey alanına sahip olmaları nedeniyle, klinikte kısa olanlara göre daha avantajlı olacağının varsayılmasıdır (40, 94). Bazı çalışmalarda 10 mm'den uzun implantlara göre kısa implantlarda daha fazla başarısızlık oranı olduğu belirtilmiştir (101–105). Diğer yandan, posterior bölgeye ulaşım zorluğu, görünürlüğün az olması, yetersiz interark mesafe, diş çekimi sonrası kemik rezorbsiyonu ve düşük kemik kalitesi gibi durumlar bu alandaki implant başarı oranını düşürmektedir. Kısa implantların bu gibi durumlarda uzun implantlara alternatif olabileceği söylenmektedir (106, 107). Ayrıca son dönemde yapılan retrospektif çalışmalarda, uygun kemik varlığında, geliştirilmiş implant dizaynına sahip kısa dental implantların uzun implantlar kadar başarı oranına sahip olduğu bildirilmiştir (43, 94, 108–110). Esposito ve ark.nın yaptığı randomize kontrollü bir çalışmada, rezorbe posterior mandibulada 6,6 mm uzunlukta implantlar ile augmentasyon sonrası 9,6 mm uzunlukta implantların kullanılması karşılaştırılmıştır. 3 yıllık takip sonrası kısa implantların daha hızlı, daha ucuz olması ve daha az morbidite görülmesi nedeniyle augmentasyon sonrası daha uzun implant kullanımına alternatif olduğu sonucuna varılmıştır (111). Çalışmamızda tüm bu sebeplerle mandibular posterior bölgede 2.molar diş için kısa implant dizaynı tercih edilmiştir.

Günümüzde kısa implant kullanımının gittikçe artması sebebiyle implant boylarının kullanımı ile ilgili klinik çalışmaların yanı sıra bizim çalışmamızda olduğu gibi bilgisayar destekli çalışmalara da ihtiyaç doğmaktadır. Klinik çalışma öncesi yapılacak olan stres analiz yöntemi gibi çalışmalar kliniğe rehber olacaktır. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi, dental araştırmalarda sıklıkla kullanılmaktadır. Gerçek klinik durumlarda meydana gelen karmaşıklıkları ifade etmekte diğer yöntemlere göre birçok avantaj sunar (90, 112, 113). İn vivo olarak değerlendirilmesi pek mümkün olmayan kemik-implant-üst yapı gerilmelerinin ölçümlerinde rahatlıkla kullanılabilir (112). Kemik dokunun düzensiz geometrisini ve homojenliğini temsil edebilen tek yöntemdir (114). Sonlu eleman modelinin sonuçlarının doğruluğu malzeme özellikleri, sınır koşulları, uygulanan yükler ve geometri gibi girilen parametrelerin doğruluğuna bağlıdır (115). Testin istenilen zamanda tekrar edilebilme kolaylığı vardır (113, 116). Test sonuçlarını kısa sürede elde

etmek mümkündür. Lateral ve oblik yüklemeler yapılabilir (117–119). Soltesz ve Siegele, laboratuvar modelinde görülen yoğun stres bölgelerinin, köpeklerin çene kemiklerinde aynı tip implantlarla yaptıkları sonlu elemanlar analizinde meydana gelen rezorbsiyon bölgeleri ile çakıştığını belirtmişlerdir (120). Geometrik ve yapısal asimetriye sahip bir sonlu eleman modeli, iki boyutlu veya üç boyutlu olarak hazırlanabilir. Son zamanlarda sonlu elemanlar analizinde kullanılan üç boyutlu modeller dental araştırmalarda daha fazla tercih edilmektedir çünkü diş dokularının ve yapıların mekanik davranışının daha iyi analiz edilmesini, daha doğru sonuçlara ulaşılmasını sağlamaktadırlar (115, 121, 122). Bu avantajlar göz önünde bulundurularak bu çalışmada da üç boyutlu sonlu elemanlar analizi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizinin pek çok avantajı olmasının yanı sıra birtakım kısıtlamaları da söz konusudur. Doğada hiçbir materyal, biyolojik doku ve kemik %100 homojen değildir (non-homojen), farklı bölgelerde farklı özellikler gösterebilirler (non-izotropik) ve gelen kuvvet ile oluşan deformasyon doğru orantılı olmayabilir (non-lineer) (123, 124). Ancak sonlu elemanlar stres analizinde tüm bunların aksine bütün yapılar homojen, izotropik ve lineer kabul edilir (90, 115, 125). Kemik gibi karmaşık yapıya sahip canlı doku özelliklerinin bilgisayar ortamına tam olarak aktarılması mümkün olmamaktadır, dolayısıyla kemik-implant ilişkisinin simüle edilebilmesi için bazı basitleştirmeler yapılmaktadır (126–128). Bilgisayar ortamına aktarmada kullanılan geometrik basitleştirmelerin, tüm modeller aynı basitleştirmelere tabi tutulduğu için stres dağılımı açısından sonuçların doğruluğu üzerinde bir etkisinin olmadığı varsayılır (76, 116, 121). Literatür bilgileri değerlendirildikten sonra bahsedilen tüm bu sebeplerle birlikte bu çalışmada da yapılar homojen, izotropik ve lineer kabul edilmiştir.

Kemik-implant osseointegrasyonu biyolojik olarak hiçbir zaman %100 olamamakta ancak sonlu elemanlar stres analizinde osseointegrasyon %100 kabul edilmektedir (90, 116, 129). Osseointegrasyon oranında azalmanın kemikteki streste artışa sebep olduğu bildirilmiştir. Spivey ve ark. %100 olan osseointegrasyonu %83.3 kabul ettiklerinde peri-implant kemikte %5 stres artışı tespit etmişlerdir (130). Bu tür çalışmalarda her modelde %100 osseointegrasyon olduğu varsayıldığı için sonuçların yanıltıcı olmadığı düşünülür (131). Bu çalışmada da kemik-implant osseointegrasyonunun %100 olduğu kabul edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizinde kullanılan her bir malzemenin elastisite modülü ve poisson oranı gibi materyal özellikleri programa tanıtılmalıdır. Malzemeler için mekanik davranışın, stresin, gelen kuvvetler ile yapıda oluşan değişiklikler arasındaki ilişkinin belirlenmesinde önemlidir (132). Bunlar için kabul edilmiş tek bir doğru yoktur. Bu çalışmada da güncel literatür bilgileri referans alınarak çalışmanın materyal metod kısmında belirtilen değerler kullanılmıştır (58, 84–87).

Sonlu elemanlar analizinde gerçeğe en yakın sonuçların elde edilebilmesi için hazırlanan modeldeki eleman ve düğüm sayısının mümkün olduğunca fazla olması, çalışılan model için ayrıntılı bir geometrinin oluşturulması oldukça önemlidir (76, 133, 134). Eleman sayısının en az 30 000-200 000 arasında olması gerekmektedir (127). Bu çalışmada kullanılan toplam eleman sayısı 912 289'dur.

Kemik yapının modellenmesi amacıyla tüm mandibulayı analize dahil etmek çok fazla eleman ve düğüm sayısına, zaman kaybına ve yüksek maliyete sebep olacağı için pek çok çalışmada sadece ilgili bölgenin kesit şeklinde değerlendirildiği görülmüştür (135–141). En fazla strese maruz kalan ve stresi en fazla absorbe eden tabaka kortikal kemik tabakasıdır. Kortikal kemik tabakası kalınlığı arttıkça gerilim azalmaktadır (1, 142, 143). Kortikal kemik, trabeküler kemiğe göre daha yüksek elastisite modülüne sahiptir, daha güçlüdür, deformasyona karşı daha dirençlidir ve trabeküler kemiğe göre daha fazla yük taşır (123, 143–145). İmplant yerleştirilecek alanın belirlenmesinde ve implantın primer stabilitesinde kemiğin hacmi ve kalitesi önemlidir (143, 146–149). Kısa implantlar özellikle zayıf kemik varlığında, posterior mandibula gibi uzun süre dışsızlığın neden olduğu rezorbsiyon bölgelerinde tercih edilirler (150, 151). Bacchi ve ark. posterior mandibula kesiti üzerinde yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında 1 mm kalınlığında kortikal kemik tabakası kullanmışlardır (84). Verri ve ark. ikinci molar bölgeyi içeren mandibular kemik modeli ile çalıştıkları sonlu elemanlar stres analizinde Tip III kemik dokusu tercih etmişlerdir (85). Akça ve İplikçioğlu, kısa implant kullanımını değerlendirdikleri sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında, posterior mandibulanın anatomik yapısı nedeniyle 1-1.5 mm kortikal kemik tabakası kalınlığı kullandıklarını belirtmişlerdir (90). Bu çalışmada da yukarıdaki çalışmalara benzer şekilde posterior mandibuladan bir kesit modellenmiş ve tip III kemik dokusu tercih edilmiştir, kortikal kemik tabakası trabeküler kemiği 1 mm kalınlıkta çevrelemiştir (125, 151–155).

Okluzal kuvvetlerin yeri ve büyüklüğü, kemik-implant protez yapısının tüm bileşenlerinde meydana gelen gerilmeleri ve miktarını belirler. Fonksiyonel kuvvetlerin uygulanması, implant protez kompleksi içinde gerilim ve gerilmeleri (stress/strain) indükler ve implantlar etrafındaki kemiğin yeniden şekillenme sürecini etkiler. Bu kuvvetlerin in vivo davranışını anlayabilmek için implantlar ve kemiğe gelen yüklerin miktarının belirlenmesi gerekir. Aşırı yükleme, kemik dokusu içinde mikro kırıklara neden olarak, implantların boyun çevresinde kemik yoğunluğunu azaltabilir ve krater benzeri defektlere yol açabilir (21). Maksimum ısırma kuvveti, kişiye, cinsiyete, dental arkın farklı bölgelerine, destek dokuların kuvveti tolere etme kapasitesine göre değişir (157–160). Doğal dişleri olan hastalar, tam protez kullanan hastalara göre 5-6 kat daha fazla ısırma kuvvetine sahiptir (157, 159). İmplant destekli sabit protez kullanan hastalar, doğal dişleri olan veya diş destekli sabit parsiyel protez kullanan hastalara benzer bir çiğneme kas fonksiyonuna sahiptir (161). Raadsheer ve ark. maksimum ısırma kuvvetini erkeklerde 888 N, kadınlarda 576 N olarak ölçmüştür (160). Mericske-Stern ve Zarb, implant destekli sabit parsiyel protez kullanan hastalarda birinci premolarlarda yaklaşık 200 N, ikinci premolarlarda yaklaşık 300 N maksimum ısırma kuvveti belirlemişlerdir (162). Craig, 1. ve 2. molarlarda maksimum ısırma kuvvetini 390-800 N arasında (ortalama 565 N), premolarlarda ise 288 N olarak bildirmiştir (163). Helkimo ve ark. erkeklerde maksimum ısırma kuvvetini molar bölgede 382 N, keserler bölgesinde ise 176 N, kadınlarda molar bölgede 216 N, keserler bölgesinde 108 N olarak tespit etmişlerdir (157). Başka bir çalışmada kesici dişler için yaklaşık 100 N'luk fonksiyonel yük kaydedilmiş, bu yükün molar bölgede 300 N'a yaklaşan bir değere yükseldiği belirtilmiştir (164). Eskitaşçıoğlu ve ark. 2.premolar dişe 300 N'luk vertikal kuvveti 1-2 ve 3 nokta teması şeklinde uygulamışlar, tek noktadan uygulanan kuvvet sonucu kemik ve implant üzerinde en yüksek stres değerini ölçmüşlerdir. 2 ve 3 noktadan uygulanan yüklemelerde oluşan stresler daha çok altyapıda ve okluzal yüzey üzerinde yoğunlaşmıştır. Kemikte ise birbirine yakın ve daha düşük gerilim değerleri tespit edilmiştir (58). Bu çalışmada da literatürden ortalama veriler kullanılarak vertikal yönde uygulanan kuvvet değerleri premolar dişler için toplam 300 N, molar dişler için toplam 450 N olarak belirlenmiştir. Bu kuvvetler tüberkül fossa ilişkisi esas alınarak Okeson kapanış kriterlerine uyacak şekilde üç nokta teması oluşturularak sağlanmıştır (165). Stres dağılımını değerlendirmek için fonksiyonel tüberküllerin temas noktaları üzerinde tripod temaslar oluşturulmuştur.

Sonlu elemanlar analizinin dental implantlara uygulanmasında sadece aksiyal ve horizontal yükleri değil, aynı zamanda oblik yükleri de dikkate almak önemlidir. Çünkü bu yükler daha gerçekçi okluzal yükleri temsil eder ve kortikal kemikte daha büyük stresler oluştururlar (58, 136, 166). Çiğneme esnasında oluşan kuvvetlerin genelde oblik yönde olması sebebiyle periimplant doku için zararlı etkileri söz konusudur (62, 166). Literatürde oblik kuvvetlerin uygulanmasında 15^0 , 30^0 , 33^0 , 45^0 , 60^0 , 75^0 ve 120^0 gibi farklı değerlerde açılarının kullanılabileceği bildirilmiştir (127, 130, 147, 160–165). Açılı derecesi arttıkça gelen kuvvetlerin yıkıcı etkisi de artmaktadır (22). Bu çalışmada literatür bilgileri ışığında, yatay kuvvet iletiminin en aza indirgendiği 30^0 oblik kuvvet açısı olarak belirlenmiştir (156, 166, 167, 172–177). Çiğneme esnasında mandibulanın lateral hareketleri sebebiyle kronlara ve dolayısıyla implantlara dikey kuvvetlerin yanı sıra yatay kuvvetler de etki ettiği için bu çalışmada çalışan taraf fonksiyonel tüberkül tepelerinin bukkal eğimlerinden premolarlarda 150 N, molarlarda toplam 300 N kuvvet uygulanmıştır (47, 126, 178).

Bu çalışmanın sonuçlarına göre en yüksek stres değerleri oblik kuvvetler ile oluşmuştur. Sabit bölümlü restorasyonlarda mevcut üye sayısı arttıkça çiğneme kuvvetleri sonucu dayanaklarda yoğunlaşan stres de artar (179). Esneme miktarı pontik sayısının küpü ile orantılı olarak değişir. Tek pontiğe göre iki pontikte 8 kat, üç pontikte 27 kat fazla esneme görülür (180). Bunun yanında destek implantlarda daha fazla stres artışı meydana gelir (181). Bizim çalışmamızda en yüksek stres değerlerinin oblik kuvvetler ile meydana gelmesinin yukarıdaki bilgilere benzer şekilde protez yapısındaki esneme ve artan kuvvet miktarları sebebiyle olduğu düşünülmektedir. Vertikal kuvvetlerin uygulanması sonucu modellerde risk oluşmazken, oblik kuvvetler karşısında üye sayısının artması ile kısa implantı çevreleyen kortikal kemikte ve diğer yapılarda yüksek stres değerleri görülmüştür.

Sonlu elemanlar analizinde metalik implantlar gibi çekilebilir/esneyebilir (ductile) materyaller için Von Mises gerilme değerleri, kemik gibi kırılğan materyaller için maksimum ve minimum asal gerilme değerleri karşılaştırılır (66, 80, 108, 182–184). Von Mises stres değerleri gerilimin tipi ya da yönü hakkında bilgi vermez, dağılımı ve yoğunluğu konusunda bilgi verir. Streslerin tipi hakkındaki bilgi asal gerilme değerleri ile anlaşılır (108). Maksimum ve minimum asal gerilme değerleri, gerilmelerin tipini belirtir. Yani pozitif olan maksimum asal gerilme değeri çekme tipi kuvvetleri, negatif olan minimum asal gerilme değerleri ise sıkışma tipi kuvvetleri ifade eder. Negatif değer kuvvet yönüdür. Mutlak değer olarak büyük olan gerilim değeri, hangi tip kuvvetin etkin

olduğunu gösterir (90, 167, 172, 185). Bu çalışmada kortikal ve trabeküler kemik için asal gerilme değerleri, implant, abutment, vida, Cr-Co altyapı ve porselen üst yapı için Von Mises değerleri analiz edilmiştir. Farklı araştırmalar incelendiğinde minimum asal gerilme değerinin fazla olduğu görülmüştür (4, 172, 186). Bu çalışmada da yukarıdaki araştırmalara benzer şekilde kemik dokularda meydana gelen minimum asal gerilme değerlerinin, maksimum asal gerilme değerlerinden büyük olduğu tespit edilmiştir. Böylece okluzal kuvvetler sonucu implant çevresi kemikte sıkışma (baskı) tip gerilmelerin daha etkin olduğu sonucuna varılabilir.

Doğal dişler, periodontal ligament varlığı sayesinde gelen kuvvetleri absorbe edip kök uzunluğu boyunca çevre kemiğe yayılımını sağlayabilirken, implant destekli proteze gelen yük periodontal ligament olmaması nedeniyle direkt olarak implanta ve destek kemiğe iletilir (187, 188). Takahashi ve ark. doğal diş ve blade-vent tipi implant ile desteklenmiş bir köprü protezi sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelemiş, kemikteki stres birikiminin doğal dişe oranla implant çevresinde daha fazla olduğunu belirtmişlerdir (189). Lateral kuvvetler sonucu periodontal ligamente sahip olan dişlerde 56~108 µm kadar hareket oluşur ve kökün apikal üçlüsünde dönme merkezi meydana gelir, ancak bu hareket implantlarda 10~50 µm kadardır, stres eşit şekilde dağılamaz ve dönme merkezi daha koronaldedir. Lateral kuvvetler dönme momentinin etkisiyle implantın apikal ucunda ve üst kortikal kemik seviyesinde gerilmelere sebep olur (190). Stresin mekanik dağılımı öncelikle kemik-implant ara yüzünde meydana gelir (106, 191, 192). Okluzal stresler implant aracılığıyla servikal kemiğe aktarılır. Trabeküler kemikte ise az miktarda stres apikal bölgeye aktarılır (122, 193). Bu sebeple stres yoğunlaşması en fazla okluzal yüzeyin 5 mm altında yani implant servikali etrafındaki kortikal kemikte görülmekte, implantın apikal çevresindeki kemiğe ise daha az stres ulaşmaktadır (188–192). Bizim çalışmamızda da bu çalışma sonuçlarına paralel olarak, stres yoğunlaşması implant servikali etrafındaki kortikal kemikte görülmüş ve trabeküler kemiğe göre daha fazla stres değerleri oluşmuştur. Bunun sebebinin yoğun kortikal kemikte, daha boşluklu yapıya sahip olan trabeküler kemiğe göre daha geniş kemik-implant temas alanlarının bulunması ve böylece kortikal kemikte stres dağılımının implantla yakın temas halinde olan alanlarda görülürken, trabeküler kemikteki maksimum asal stresin, kortikal kemiğe göre çok daha düşük değerlerde implantın apikal çevresi civarında yoğunlaşması sonucu olduğu düşünülebilir (196, 198, 199).

Topkaya ve Solmaz, yaptıkları çalışmada titanyum implantın elastik modülünün kortikal kemikten 8 kat, trabeküler kemikten ise 80 kat daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Sonuç olarak implantın elastik modülü çevre kemikten daha fazla olduğu için okluzal kuvvetlere karşı daha dayanıklıdır ve daha fazla stres karşılamaktadır (200). Bizim çalışmamızın sonucunda da implantlarda yoğunlaşan streslerin çevreleyen kortikal ve trabeküler kemikten daha fazla olduğu tespit edilmiştir.

McGlumphy ve ark. implant ve diş destekli köprü protezlerde yaptıkları çalışmada restorasyonda oluşan defleksiyon sonucu implant abutment ve vidasında kırıkların meydana gelebileceğini, ayrıca rijid abutment yapısında bağlantı vidasının en zayıf nokta olduğunu tespit etmişlerdir (201). Böylece implant destekli protetik restorasyonlarda en kırılabilir yapının bağlantı vidası olduğu bildirilmiştir (85). En fazla stres yoğunlaşmasının vidanın boyun kısmında olduğu görülmüştür (153). Pierrisnard ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışması sonucunda en yüksek stresin standart boydaki implantlara ait bağlantı vidasında olduğunu belirtmişlerdir (43). İmplant uzunluğunun artmasının vida üzerindeki olumsuz etkisinin, kuvvet kolunun uzaması ile görülen moment artışı olduğu düşünülmektedir. Kuvvetler destek noktadan uzaklaştıkça ilgili bölgede artan streslere neden olurlar (190). Standart boy implantta denge noktasından vidaya olan uzaklık kısa implanta göre fazla olduğu için yani kuvvet kolu uzadığı için stres büyüklüğünde artış görülebilir. Diğer yandan, gelen kuvvetler sonucu uzun implantlar eğilmeye karşı daha dirençlidir, sert ankrajları nedeniyle daha büyük bir yük payı alırken, kısa implantlar kemikteki daha fazla esneme nedeniyle daha düşük strese ve daha düşük vida gevşemesi ve/veya vida kırığı riskine maruz kalmaktadırlar (202, 203). Sonuç olarak fazla kuvvetlerde uzun implantlarda daha sıklıkla vida gevşemesi, bağlantı vidasında kırık, implantlarda kırık gibi mekanik problemler meydana gelirken, kısa implantlarda daha çok biyolojik sorunlar görülür Bizim çalışmamızda da bu araştırmalara paralel şekilde bütün modeller içerisinde en yüksek stres değerleri oblik kuvvetler sonucunda standart boydaki implantlara ait bağlantı vidasında görülmektedir. Böylece fazla miktardaki oblik kuvvetler sonucunda standart boydaki implantlarda daha fazla vida gevşemesi ve vida kırığı meydana geleceği öngörülebilir.

Kemik dokuya gelen aşırı yükler zamanla yorgunluğa neden olur. Bu yorgunluk, dokuda mikro çatlakların oluşması ve çoğalmasındır. Bu kuvvetlerin devamında mikro düzeydeki hasar artar ve kemik implant birleşiminde mikro hareketlilik meydana gelir. Bu

durum implantta eğilmeye neden olur. Uzun implantlar kısa implantlara göre devrilmeye karşı daha fazla direnç gösterir. Böylece uzun implantlara gelen kuvvetler implantın bükülmesine neden olurken, kısa implantlarda bu durum çevre kemiğin mikro hareketi ile kompanse edilir (43, 75). Bu deformasyon stres kırıcı özellik göstermektedir (47). Hasan ve ark. kısa ve standart boydaki implantları karşılaştırdıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında, en fazla yer değiştirmenin kısa implant çevresinde görüldüğünü, implant uzunluğu artırıldığında yer değiştirmenin gözle görülür şekilde azaldığını bildirmişlerdir (197). Bizim çalışmamızda bir kısa bir standart boy implantla desteklenen restorasyon kendi içerisinde incelendiğinde kısa implantın bağlantı vidasında fazla stres yoğunlaştığı görülmüştür. Bunun sebebinin yukarıda bahsedilen araştırmaya benzer şekilde kısa implantın kemik içerisinde daha fazla esnemesi ve böylece standart implantın bağlantı vidasına daha az stres aktarılması olarak açıklanabilir. Bu durum kısa implant çevresinde daha fazla kemik yıkımı olacağını öngörmektedir. Ayrıca implant biyomekaniğinde okluzal yükseklik, okluzal genişlik ve kantilever uzunluğu gibi üç adet klinik moment kolu bulunmaktadır. Başarılı bir implant tedavisi için bu moment kollarının minimumda tutulması gerekmektedir (26). Bu çalışmada kısa implant olan molar dişin okluzal genişliği standart boydaki premolar implanta göre daha geniştir. Tüberküllerden uygulanan toplam yük miktarının da molar dişte fazla olması ve vidaya olan uzaklığın artması moment kolunun uzaması anlamına gelmekte ve vida üzerine gelen fazla stres sonuçlarıyla uyum göstermektedir.

Kısa ve standart implantlar için benzer klinik başarı oranı bildiren çalışmaların yanı sıra, kısa implantlarda standart implantlara göre daha yüksek stres değerleri rapor eden çalışmalar da bulunmaktadır (106, 204, 205). Standart implant çevresindeki stres dağılımının daha geniş kortikal kemik alanına yayıldığını ve daha homojen olduğunu belirtmişlerdir (197). Bhat ve ark. yapmış oldukları çalışmada, kısa implantta hem kortikal hem trabeküler kemikte daha fazla stres değerleri rapor etmişlerdir (206). Jomjunyong ve ark. kısa ve standart boydaki implantları karşılaştırmışlar, standart boydaki implantta trabeküler kemikte meydana gelen stres değerlerinin kısa implanta göre daha fazla, kortikal kemikte ise kısa implantta oluşan stres değerine göre daha az olduğunu bildirmişlerdir (166). Bizim çalışmamızda da bu araştırmaya benzer şekilde standart boy implant etrafındaki trabeküler kemikte, diğer modellere göre daha fazla stres değerlerine rastlanmıştır. Kortikal kemik ankrajına sahip kısa implantlara göre standart implantların

trabeküler kemikte daha fazla yüzey alanına sahip olması sebebiyle, uzun implantlarda trabeküler kemikte daha fazla stres değerleri ile karşılaşılacağı varsayılabilir (43).

Aşırı okluzal yükler fazla stres birikimine ve sonunda kemik kaybına neden olur. İmplant tedavisi boyunca kemik kaybı açısından stres dağılımı önemli rol oynar. Kemik rezorbsiyonu riskini azaltmak ve tedavi prognozunu iyileştirmek için implant çevresine stres dağılımı eşit olmalıdır. Kemiğin mikrodeformasyonu implantların sağ kalımını riske atan önemli bir faktör olduğundan, kemikteki stres ve gerilme seviyesinin değerlendirilmesi kritiktir (86). İmplantların uzun dönem sağ kalımı için gelen kuvvetlerin maksimum dayanım değerini aşmaması, yani yapının tolere edebileceği miktarda olması gerekmektedir. Maksimum dayanım değeri, kemiğin taşıyabileceği maksimum stres değeridir, stres tipine bağlıdır. Örnek olarak, kemik makaslama ve gerilme kuvvetlerine karşı baskı kuvvetlerinden daha dayanıksızdır. Kırılma dayanımı ise kemiğin kırılacağı stres değerini ifade eder (207). Martinez ve ark. insan kortikal kemiğinin maksimum gerilme dayanımının 135 MPa, maksimum baskı dayanımının 205 MPa, makaslama dayanımının ise 67 MPa olduğunu bildirmişlerdir (208). Trabeküler kemiğin maksimum mekanik dayanımı 22-28 MPa olarak belirtilmiştir (150, 153). Trabeküler kemiğin baskı dayanımı mandibular anterior bölgede posterior bölgeye göre %47-68 daha yüksektir, ayrıca premolar ve molar bölge arasında fark belirtilmemiştir (26). Bu değerlerin üzerindeki kuvvetlerde yapıda deformasyon oluşur. Bu sebeple daha yüksek stres gelmesinden kaçınılmalıdır. Yaptığımız çalışmada dört üyeli protezlerde oblik kuvvetler sonucunda implant çevresi yapılarada oluşan stres değerlerinin kortikal kemiğin maksimum dayanım değerini aştığı görülmüştür. Bu stres değeri, üye sayısı dörde çıktığında özellikle kısa implantları çevreleyen kemikte en fazla olmak üzere bütün modellerde yüksektir. Bir kısa bir standart boy implantla desteklenen modelde ise kısa implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan stres değeri fazla ancak implantın kemik içindeki hareketi iki kısa implant ile desteklenen model kadar fazla değildir. Dolayısıyla bir kısa bir standart implant destekli modelin iki kısa implant destekli model kadar fazla stres almadığı ancak yine de oluşan stres değerinin kortikal kemik için fazla olduğu söylenebilir.

Kısa ve standart boydaki implantların karşılaştırıldığı bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında, kısa implantlara gelen yatay kuvvetler sonucu implantta daha az, çevre kemikte daha çok, dikey kuvvetler sonucu ise tam tersi olarak implantta daha fazla, çevre kemikte ise daha az stres olduğu rapor edilmiştir (206). Bu bulgular bizim çalışmamızda

elde ettiğimiz vertikal kuvvetler sonucu kısa implantta daha fazla stres yoğunlaşması ve çevre kemiğe daha az stres aktarılması, oblik kuvvetler sonucu ise tam tersi şekilde çevre kemiğe daha fazla stres aktarılması ile paralellik göstermektedir. Fugazzotto ve ark. kısa implantların uzun dönem takibini yaptıkları çalışmada, başarısızlıkla karşılaştıkları birkaç duruma sebep olarak kısa implantların olumsuz kron/kök oranını, parafonksiyonel alışkanlıkları, hasta seçimi ve tedavi planlamasını göstermişlerdir (204). Maksimum çiğneme kuvvetlerinin geniş bir aralığa sahip olması sebebiyle gelen yük arttıkça oluşan stres değerlerinde de artış görülecektir. Bu sebeple çalışma sonuçlarının sayısal verilerden ziyade genellemeler üzerinden yorumlanması daha doğru olacaktır (209). Buna göre kron/kök oranının yetersizliği ve parafonksiyonel aktiviteyi taklit edebilecek miktarda yüksek uygulanan okluzal kuvvetler bizim çalışmamızda kısa implantlar için elde ettiğimiz fazla streslerin nedenleri olarak varsayılabilir (75).

Sonlu elemanlar analizi, farklı geometrilere sahip yapılarda stres ve deformasyon seviyesini belirlemek için sayısal bir ölçek sağlar (210). Sonlu elemanlar analizinin avantajlarına rağmen, biyolojik sistemlerin gelen yüklere karşı davranışının modele edilmesinde bazı eksiklikler mevcuttur (211–213). Özellikle vital olan yapılar, klinik ortamda tamamen farklı davranışlar sergileyebilir (108). Bu nedenle, in vivo ve in vitro koşullar altında farklı materyallerin işlevi ve performansı açısından bazı farklılıklar görülebilir (139). Kısa ve uzun implantların performans ve başarı oranını üzerine stres dağılımının etkisini değerlendirmek için uzun süreli klinik çalışmalara ihtiyaç vardır. Bir protezde bu faktörlerin kapsamlı bir şekilde değerlendirilmesi, prognozu iyileştirmeye ve implantların klinik ömrünü uzatmaya yardımcı olacaktır. Daha kapsamlı bilgi elde etmek için farklı uzunluk ve çaplardaki implantlarla daha fazla sayıda model üzerinde çalışmak yararlı olacaktır. Sonlu elemanlar analizi ile faydalı bilgilere ulaşılsa da sonuçlar sanal simülasyonla sınırlıdır ve ağız içerisinde sürekli değişen kuvvetlerin meydana getirdiği klinik bulgular ile genelleme yapmak pek doğru olmayabilir. Bu nedenle, sonuçlarımız in vitro ve sonrasında in vivo çalışmalarla desteklenmelidir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu sonlu elemanlar analizinin bazı kısıtlamalara sahip olduğu bilinmekle birlikte elde ettiğimiz bilgilere göre aşağıdaki sonuç ve önerilere ulaşılmıştır;

1. Oblik kuvvetler, tüm modellerde implant ve çevre kemik yapısında vertikal kuvvetlere oranla daha fazla stres meydana getirmiştir.
2. İmplant destekli sabit restorasyonlarda üye sayısı dörde çıktığında bütün yapılardaki stres değerlerinde artış meydana gelmiştir.
3. Kemik dokulardaki minimum asal gerilme değerleri, maksimum asal gerilme değerlerine göre daha yüksek miktarda oluşmuştur. Böylece implant çevresi kemikte baskı tip streslerin daha etkin olduğu düşünülebilir.
4. Oblik kuvvetlerde kısa implant çevresi kemikte oluşan stres değeri kortikal kemiğin maksimum kopma dayanımı değerini aşmıştır. Oblik yüklerde gövde uzunluğunun artışıyla kısa implant çevresinde kemik rezorbsiyonu öngörülebilir.
5. Standart implantta bağlantı vidasının maksimum kopma dayanımı değerini aşması sebebiyle vida gevşemesi, vida kırığı meydana gelebilir.
6. Özellikle oblik yüklerin fazla gelebileceği durumlarda standart boy implantların kullanımı tavsiye edilir.
7. İmplant destekli dört üyeli restorasyonlarda implant sayısının ve çapın artırılması, okluzal tablanın küçültülmesi ve köprü protezler yerine tek kron restorasyonların kullanımı önerilebilir.
8. Deformasyon en fazla kısa implantlarla desteklenen dört üyeli restorasyonda oblik kuvvetler sonucu oluşmuştur.

7. KAYNAKLAR

1. Gümüş HÖ (2007). Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdıkları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara
2. Sancaklı E, Mumcu E, Geçkili O, Nekora Azak A (2011). Alt çene üç implant destekli protezlerde, kantilever varlığının implantlar üzerine gelen stres dağılımına etkisi. Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry 45(2): 9–17.
3. Levin L, Laviv A, Schwartz-Arad D (2006). Long-term success of implants replacing a single molar. Journal of Periodontology 77(9): 1528–1532.
4. Çetin Ü (2012). Aşırı atrofik mandibulada farklı implant tasarımlarının 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara
5. Mammadzada S (2009). İmplant dizaynının kemikteki stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İzmir
6. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard J-P, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP (1997). Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. Clinical Oral Implants Research 8(3): 161-172.
7. Lekholm ULF, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C, Van Steenberghe D (1999). Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 14(5): 639–645.
8. Velmurugan D, Masilamani Santha A, Gaurishankar Sarate S (2017). Dental implant materials, implant design, and role of fea- a brief review. Journal of Evolution of Medical and Dental Sciences 6: 3487–3492.
9. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO (1990). Finite element analysis of six endosseous implants. Journal of Prosthetic Dentistry 63(6): 671-676.
10. 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.

11. Carranza FA, Newman MG, Takei HH, Klokkevold PR (2002). Carranza's clinical periodontology 9th ed. Saunders Elsevier: 723.
12. Gross MD, Nissan J, Samuel R (2001). Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry. Part I. Journal of Prosthetic Dentistry 85(5): 442-449.
13. Benzing U, Gall H, Weber H (1995). Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. Implant Dentistry 10: 188-198.
14. 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.
15. Meijer HJA, Batenburg RHK, Raghoobar GM, Vissink A (2004). Mandibular overdentures supported by two Brånemark, IMZ or ITI implants: A 5-year prospective study. Journal of Clinical Periodontology 31(7): 522-526.
16. Misch CE (2011). Günümüz Diş Hekimliğinde İmplantoloji. Üçüncü baskı. Çeviri Editörü: Tulunoğlu İ F, Atlas Kitapçılık Tic Ltd Şti, Ankara: 26-37.
17. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, Rosen HM (1986). Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence Publishing 496-497.
18. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J (1981). Osseointegrated titanium implants: Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta Orthopaedica 52(2): 155-170.
19. 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.
20. Lemons JE (2004). Biomaterials, biomechanics, tissue healing, and immediate-function dental implants. Journal of Oral Implantology 30(5): 318-324.
21. 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.
22. Bidez MW, Misch CE (2005). Clinical biomechanics in implant dentistry. Dental Implant Prosthetics 2: 95-106.
23. Powers J, Wataha J (2017). Dental materials: foundations and applications. St Louis

- Missouri: Elsevier 11: 220.
24. Misch CE (1999). Contemporary implant dentistry. 2nd ed. St. Louis, MO: Mosby Inc: 90.
 25. Anusavice KJ (2013). Phillips' Science of Dental Materials. Elsevier Health Sciences: 502–517.
 26. Misch CE (2004). Dental Implant Prosthetics. St. Louis, Elsevier Mosby Inc: 325-330.
 27. 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* 94(4): 377–381.
 28. Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu JF, Celletti R, Lazzara R (2000). Small-diameter implants: Indications and contraindications. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 12: 186–194.
 29. Renouard F, Nisand D (2006). Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clinical Oral Implants Research* 17(2): 35–51.
 30. Mijiritsky E, Mazor Z, Lorean A, Levin L (2013). Implant diameter and length influence on survival: Interim results during the first 2 years of function of implants by a single manufacturer. *Implant Dentistry* 22: 394–398.
 31. Jackson BJ (2011). Small diameter implants: Specific indications and considerations for the posterior mandible: A case report. *J Oral Implantol* 37: 156–164.
 32. Balaji A, Mohamed JB, Kathiresan R (2010). A Pilot Study of Mini Implants as a Treatment Option for Prosthetic Rehabilitation of Ridges with Sub-Optimal Bone Volume. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery* 9: 334–338.
 33. Christensen GJ (2009). The increased use of small-diameter implants. *J Am Dent Assoc* 140: 709–712.
 34. Al-Nawas B, Brägger U, Meijer HJA, Naert I, Persson R, Perucchi A, Quirynen M, Raghoobar GM, Reichert TE, Romeo E, et al. (2012). A double-blind randomized controlled trial (rct) of titanium-13zirconium versus titanium grade iv small-diameter bone level implants in edentulous mandibles - results from a 1-year observation period. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 14: 896–904.
 35. Al-Johany SS, Al Amri MD, Alsaeed S, Alalola B (2017). Dental implant length and diameter: a proposed classification scheme. *Journal of Prosthodontics* 26: 252–260.

36. Ertugrul HZ, Pipko DJ (2006). Measuring mobility of 2 dental implant fixtures of different configurations: An in vitro study. *Implant Dentistry* 15: 290–297.
37. Sivamurthy G, Sundari S (2016). Stress distribution patterns at mini-implant site during retraction and intrusion a three-dimensional finite element study. *Progress in Orthodontics* 17:4.
38. Romanos GE, Delgado-Ruiz RA, Sacks D, Calvo-Guirado JL (2018). Influence of the implant diameter and bone quality on the primary stability of porous tantalum trabecular metal dental implants: an in vitro biomechanical study. *Clinical Oral Implants Research* 29(6): 649–655.
39. Ioannidis A, Gallucci GO, Jung RE, Borzangy S, Hämmerle CHF, Benic GI (2015). Titanium-zirconium narrow-diameter versus titanium regular-diameter implants for anterior and premolar single crowns: 3-year results of a randomized controlled clinical study. *Journal of Clinical Periodontology* 42: 1060–1070.
40. Shetty S, Puthukkat N, Bhat SV, Shenoy KK (2014). Short implants: A new dimension in rehabilitation of atrophic maxilla and mandible. *Journal of Interdisciplinary Dentistry* 4(2): 66–70.
41. Tamer Y, Veziroglu Senel F, Bayram B, Uckan S (2010). Atrofik alveoler kreterin agumentasyonunda intraoral otojen onley kemik grefti uygulamalarının komplikasyon ve implant sağ kalım oranlarının değerlendirilmesi. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 34(3–4): 29–36.
42. Lemos CAA, Ferro-Alves ML, Okamoto R, Mendonça MR, Pellizzer EP (2016). Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry* 47: 8–17.
43. 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.
44. Ivanoff CJ, Gröndahl K, Sennerby L, Bergström C, Lekholm U (1999). Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 14(2): 173–180.
45. Toffler M (2009). Short implants: a viable treatment option in the “anatomically challenged” patient. *Inside Dentistry* 5(1) [online]. Available from: <https://www.aegisdentalnetwork.com/id/2009/01/short-implants-a-viable-treatment-option-in-the-anatomically-challenged-patient>. [Accessed January 2009].

46. Muhamad AH, Georges C, Azzaldeen A (2017). Short implants in clinical practice. *Journal of Dental and Medical Sciences (IOSR-JDMS)* e-ISSN 16(5): 89–96.
47. Koçak RG (2020). 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. Uzmanlık tezi, Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Trabzon
48. Sandallı P (2000). Oral İmplantoloji. Erler Matbaacılık, İstanbul: 15-22.
49. 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(18): 224–236.
50. Soydan N (1985). Genel Histoloji. İÜ Yayın No: 3349, DF Yayın No: 56, İstanbul.
51. Topaloğlu U, Ketani M, Saruhan B (2017). Kemik doku ve kemikleşme çeşitleri. *Dicle Üniversitesi Veteriner Fakültesi Dergisi* 10(1): 62–71.
52. Lekholm U, Zarb GA (1985). Patient selection and preparation, in tissue integrated prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence Publishing 199–209.
53. Kalenderer Ö (2008). Çocuk kırıklarında yeniden şekillenmenin önemi. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Dergisi* 7(3–4): 133–137.
54. Clarke B (2008). Normal bone anatomy and physiology. *Clinical Journal of the American Society of Nephrology* 3: 131–139.
55. Chamay A, Tschantz P (1972). Mechanical influences in bone remodeling. Experimental research on Wolff's law. *Journal of Biomechanics* 5(2): 173–180.
56. Brown J, Chatterjee R, Lowe D, Lewis-Jones H, Rogers S, Vaughan D (2005). A new guide to mandibular resection for oral squamous cell carcinoma based on the Cawood and Howell classification of the mandible. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 34(8): 834–839.
57. Jingade RRR, Rudraprasad IV, Sangur R (2005). Biomechanics of dental implants: A FEM study. *Journal of Indian Prosthodontist Society* 5(1): 18.
58. 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.

59. Yıldız K, Kahramanoglu E, Kulak-Özkan Y (2016). Bruksizm ve implant başarısı: literatür derleme. Cumhuriyet Dental Journal 19(2): 172–180.
60. Güngör MA, Küçük M, Dündar M, Karaoğlu Ç, Artunç C (2004). Effect of temperature and stress distribution on all-ceramic restorations by using a three-dimensional finite element analysis. Journal of Oral Rehabilitation 31(2): 172–178.
61. 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.
62. Skalak R (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. The Journal of Prosthetic Dentistry 49(6): 843–848.
63. Reilly DT, Burstein AH (1975). The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. Journal of Biomechanics 8(6): 393–405.
64. Soğancı G (2012). Farklı implant planlamalarının yapıldığı tam dişsiz yarık damaklarda oklüzal kuvvetler altında oluşan gerilimin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara
65. Coşkun E (2015). Posterior maksilla modelinde değişik yiv tasarımlarına sahip titanyum ve zirkonyum kısa implant uygulamalarında kuvvet dağılımlarının sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Cerrahi Programı, Ankara
66. Küçük Kurt S (2019). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji ile ilgili yapılan araştırmalar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 29(4): 701–710.
67. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara: 27-30.
68. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y (2008). Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. Journal of Dentistry 36(7): 463–471.
69. Ulaşan AD (2016). Mandibula posterior implant biyomekaniği: Sonlu eleman analizi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara
70. Adıgüzel Ö (2010). Sonlu elemanlar analizi: derleme bölüm 1: Dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. Dicle Dişhekimliği Dergisi

11(1): 18–23.

71. Gezer T (2018). All-on-six tekniğine göre yerleştirilen implantlarda farklı alt yapı materyalleri kullanımının stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. Uzmanlık Tezi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Konya
72. Balathlıoğlu A (2000). Akrilik kaideli ve yumuşak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi ile incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul
73. Geramy A, Morgano SM (2004). Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *Journal of Prosthetic Dentistry* 92(5): 434–440.
74. Turner MJ, Clough RW, Martin HC, Topp LJ (1956). Stiffness and deflection analysis of complex structures. *Journal of the Aeronautical Sciences* 23(9): 805–823.
75. Soykan E, Eskitaşçıoğlu G, 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.
76. Geng JP, Tan KB, Liu GR (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry* 85(6): 585–598.
77. Ledley RS, Huang HK (1968). Linear model of tooth displacement by applied forces. *Journal of Dental Research* 47: 427–432.
78. Mackerle J (2004). Finite element modelling and simulations in dentistry: A bibliography 1990-2003. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 7(5): 277–303.
79. Özçelik E (2010). Farklı implant ataşman sistemlerinin kemik üzerine etkisinin sonlu elemanlar analizi yoluyla incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul
80. Gümrükçü Z, Kurt S (2018). Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 29(3): 534–541.
81. İnan Ö, Sevimay M, Eraslan O, Eskitaşçıoğlu G (2009). Comparison of finite element and photoelastic stress analysis methods. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi* 15(2): 93–101.

82. Reddy MS, Sundram R, Abdemagyd HAE (2019). Application of finite element model in implant dentistry: A systematic review. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences* 11(2): 85.
83. Şeker E, Ulusoy M, Ozan O, Özdemir Doğan D, Kuşakçı Şeker B (2013). Sinüs lifte alternatif implant destekli sabit protetik planlamaların destek dokulardaki stres dağılımlarının incelenmesi, 3 boyutlu SESA çalışması. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi* 19(1): 26–35.
84. 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(3): 239–244.
85. 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(1): 138–145.
86. 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* 31(7): 806–815.
87. 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(6): 1479–1488.
88. Becker C (2004). Cantilever fixed prostheses utilizing dental implants: A 10-year retrospective analysis. *Quintessence international* 35(6).
89. 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.
90. 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.
91. Balaji SM (2002). Management of deficient anterior maxillary alveolus with

- mandibular parasymphyseal bone graft for implants. *Implant Dentistry* 11(4): 363–369.
92. 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: 1037-1042.
 93. Guljé FL, Raghoobar GM, Vissink A, Meijer HJA (2014). Single crowns in the resorbed posterior maxilla supported by either 6-mm implants or by 11-mm implants combined with sinus floor elevation surgery: A 1-year randomised controlled trial. *European Journal of Oral Implantology* 7(3): 247–255.
 94. Fugazzotto PA (2008). Shorter implants in clinical practice: rationale and treatment results. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 23(3): 487–496.
 95. Buser D, Belser UC, Lang NP (1998). The original one-stage dental implant system and its clinical application. *Periodontology* 2000 17(1): 106–118.
 96. Felice P, Pistilli R, Barausse C et al (2015). Short implants as an alternative to crestal sinus lift: A 1-year multicentre randomised controlled trial. *European Journal of Oral Implantology* 8: 375–384.
 97. Malmstrom H, Gupta B, Ghanem, A et al (2015). Success rate of short dental implants supporting single crowns and fixed bridges. *Clinical Oral Implants Research* 22: doi: 10.1111/clr.12693.
 98. Karthikeyan I, Desai S, Singh R (2012). Short implants: A systematic review. *J Indian Soc Periodontol* 16: 302–312.
 99. Taschieri S, Corbella S, Del Fabbro M (2014). Mini-invasive osteotome sinus floor elevation in partially edentulous atrophic maxilla using reduced length dental implants: Interim results of a prospective study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 16: 185–193.
 100. Sun H, Huang C, YR W et al: (2011). Failure rates of short ($\leq$ 10 mm) dental implants and factors influencing their failure: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 26: 816–825.
 101. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, Higuchi K, Laney W, Linden U, Astrand P (1990). The 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): 272–281.

102. Friberg B, Jemt T, Lekholm U (1991). Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 6(2): 142–146.
103. Naert I, Koutsikakis G, Quirynen M, Duyck J, Van Steenberghe D, Jacobs R (2002). Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism Part 2: A longitudinal radiographic evaluation. *Clinical Oral Implants Research* 13(4): 381–389.
104. Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, Hürzeler MB, Faehn O, Sanavi F, Stach RM (2003). A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 18(3): 417–423.
105. Wyatt C, Zarb G (1998). Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 13(2): 204–211.
106. Memari Y, Fattahi P, Fattahi A, Eskandarion S, Rakhshan V (2020). Finite element analysis of stress distribution around short and long implants in mandibular overdenture treatment. *Dental Research Journal* 17(1): 25–33.
107. Lum LB (1991). A biomechanical rationale for the use of short implants. *The Journal of Oral Implantology* 17: 126–131.
108. 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.
109. Guljé F, Abrahamsson I, Chen S, Stanford C, Zadeh H, Palmer R (2013). Implants of 6 mm vs. 11 mm lengths in the posterior maxilla and mandible: a 1-year multicenter randomized controlled trial. *Clinical Oral Implants Research* 24: 1325–1331.
110. Buser D, von Arx T (2000). Surgical procedures in partially edentulous patients with ITI implants. *Clinical Oral Implants Research* 5(11): 83–100.
111. 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): 301–311.

112. Al-Sukhun J, Kelleway J (2007). Biomechanics of the mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 22(3): 455–466.
113. Romeed SA, Fok SL, Wilson NHF (2006). A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *Journal of Oral Rehabilitation* 33(3): 209–215.
114. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD (1990). Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *Journal of Biomedical Engineering* 12(5): 389–397.
115. Tajima K, Chen KK, Takahashi N, Noda N, Nagamatsu Y, Kakigawa H (2009). Three-dimensional finite element modeling from CT images of tooth and its validation. *Dental Materials Journal* 28(2): 219–226.
116. 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.
117. Güngör H (2015). Üst çene posterior bölgede yapılan tek implant destekli iki üniteli distal kantilever uzantılı sabit parsiyel protezlerin sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi. Kırıkkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Kırıkkale
118. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G (2002). Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clinical Oral Implants Research* 13(3): 334–341.
119. İplikçioğlu H, Akca K, Çehreli MC, Şahin S (2003). Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a morse taper implant. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 18(2): 258–265.
120. Soltesz U, Siegele D (1982). Principal characteristics of the stress distributions in the jaw caused by dental implants. *Biomechanics: Principles and Applications* 439–444.
121. Maurer P, Holweg S, Knoll WD, Schubert J (2002). Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 40(1): 76–83.
122. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans 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.
123. Cochran DL (2000). The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI dental implant system: a consensus report. *Clinical Oral Implants Research* 2(11): 33–58.
 124. Oyar P, Ulusoy M, Eskitaşçıoğlu G (2006). Finite element analysis of stress distribution of 2 different tooth preparation designs in porcelain-fused-to-metal crowns. *The International Journal of Prosthodontics* 19(1): 85–91.
 125. Güngör, M. A., Dündar M, Artunç C (2005). Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. *EÜ Dişhek Fak Derg* 26: 107–116.
 126. Özgen M (2012). Vertikal defektli anterior maksillaya farklı uygulamalar ile yerleştirilen implantlara gelen yüklerin sonlu eleman analizi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji Anabilim Dalı, İstanbul
 127. Sato Y, Teixeira E, 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.
 128. Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira ER (1999). The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation* 26(4): 288–291.
 129. 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.
 130. Spivey JD, Kong W, Fotos PG (1993). Stress distribution at the bone-to-implant interface: A 3D finite element analyses. *J Dent Res* 72: 117–120.
 131. Korkmaz FM (2008). Maksiller defektlerde kuvvet dağılımının uygulanan implantların tip ve lokalizasyonlarına göre sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara
 132. Mohammed Ibrahim M, Thulasigam C, Nasser KSGA, Balaji V, Rajakumar M, Rupkumar P (2011). Evaluation of design parameters of dental implant shape, diameter and length on stress distribution: A finite element analysis. *Journal of Indian Prosthodontist Society* 11(3): 165–171.
 133. Meijer HJA, Starmans FJM, Bosman F, A. SWH (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of*

- Oral Rehabilitation 20(2): 147–157.
134. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D (1991). Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 6(4): 391–398.
 135. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation* 25(4): 299–303.
 136. Çiftçi Y, Canay Ş (2000). The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 15(4): 571–582.
 137. 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.
 138. 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(3): 234–240.
 139. 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.
 140. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry* 100(6): 422–431.
 141. Pellizzer EP, Verri FR, De Moraes SLD, Falcón-Antenucci RM, De Carvalho PSP, Noritomi PY (2013). Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: Analysis by 3-dimensional finite element method. *Journal of Oral Implantology* 39(4): 425–431.
 142. Katranji A, Misch K, Wang H-L (2007). Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. *Journal of Periodontology* 78(5): 874–878.
 143. Baumgaertel S, Hans MG (2009). Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 136(2):

230–235.

144. Misch CE (1990). Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *The International Journal of Oral Implantology : Implantologist* 6(2): 23–31.
145. Kumar GA, Mahesh B, George D (2013). Three dimensional finite element analysis of stress distribution around implant with straight and angled abutments in different bone qualities. *Journal of Indian Prosthodontist Society* 13(4): 466–472.
146. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U (2001). Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: A finite-element analysis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 29(2): 100–105.
147. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R (2001). Optimal implant stabilization in low density bone. *Clinical Oral Implants Research* 12(5): 423–432.
148. Seong WJ, Kim UK, Swift JQ, Hodges JS, Ko CC (2009). Correlations between physical properties of jawbone and dental implant initial stability. *Journal of Prosthetic Dentistry* 101(5): 306–318.
149. Pham AV, Abarca M, De Mey A, Malevez C (2004). Rehabilitation of a patient with cleft lip and palate with an extremely edentulous atrophied posterior maxilla using zygomatic implants: Case report. *Cleft Palate-Craniofacial Journal* 41(5): 571–574.
150. Kang N, Wu Y-Y, Gong P, Yue L, Ou G-M (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(5): 519–523.
151. Chuepeng S, Inglam S, Chantarapanich N, Sitthiseripratip K (2017). Influence of bone implant contact on biomechanical performance of short implant placed in atrophic posterior mandible. *The Journal of King Mongkut's University of Technology North Bangkok* 10(3): 213–221.
152. 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.
153. 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.
154. 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.
 155. 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.
 156. Hsu ML, Chen FC, Kao HC, Cheng CK (2007). Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 22(2): 301–309.
 157. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M (1977). Bite force and state of dentition. *Acta Odontologica Scandinavica* 35(6): 297–303.
 158. van Eijden TMGJ (1991). Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Archives of Oral Biology* 36(7): 535–539.
 159. Haraldson T, Karlsson ULF, Carlsson GE (1979). Bite force and oral function in complete denture wearers. *Journal of Oral Rehabilitation* 6(1): 41–48.
 160. Raadsheer MC, Van Eijden TMGJ, Van Ginkel FC, Pahl-Andersen B (1999). Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *Journal of Dental Research* 78(1): 31–42.
 161. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B (1979). Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontologica Scandinavica* 37(4): 195–206.
 162. Mericske-Stern R, Zarb GA (1996). In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clinical Oral Implants Research* 7(2): 153–161.
 163. Sakaguchi RL, Powers JM (2012). *Craig's restorative dental materials: Restorative Materials Composites and Polymers*. 13th ed. Elsevier Health Sciences: 199-205.
 164. Allum SR, Tomlinson RA, Joshi R (2008). The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: A comparative laboratory study. *Clinical Oral Implants Research* 19(6): 553–559.
 165. Okeson JP (2008). *Management of temporomandibular disorders and occlusion*. 8th

- ed. Elsevier Health Sciences: 117-123.
166. Jomjunyong K, Rungsiyakull P, Rungsiyakull C, Aunmeungtong W, Chantaramungkorn M, Khongkhunthian P (2017). Stress distribution of various designs of prostheses on short implants or standard implants in posterior maxilla: a three dimensional finite element analysis. *Oral & Implantology* 10(4): 369–380.
 167. Akça K, İplikçioğlu H (2001). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 16(5): 722–730.
 168. Toparli M, Aykul H, Aksoy T (2002). Stress distribution associated with loaded acrylic-metal-cement crowns by using finite element method. *Journal of Oral Rehabilitation* 29(11): 1108–1114.
 169. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry* 92(6): 523–530.
 170. Juodzbalsys G, Kubilius R, Eidukynas V, Raustia AM (2005). Stress distribution in bone: Single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant Dentistry* 14(2): 166–175.
 171. Gharechahi J, Sharifi E, Nosohian S, Asadzadeh Aghdaee N (2008). Finite element method analysis of stress distribution to supporting tissues in a class iv aramany removable partial denture (part II: Bone and mucosal membrane). *Journal of Contemporary Dental Practice* 9(6): 65–72.
 172. Yaşar MT, Kılıç E, Alkan A (2017). Farklı uzunluktaki silindirik implantlarda oluşan stres miktarının sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. *Sağlık Bilimleri Dergisi* 26(1): 64–70.
 173. Ozen J, Caglar A, Beydemir B, Aydın 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): e355-363.
 174. Grbović A, Mihajlović D (2017). Practical aspects of finite element method applications in dentistry. *Balkan Journal of Dental Medicine* 21(2): 69–77.
 175. 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.
 176. Holmes DC, Loftus JT (1997). Influence of bone quality on stress distribution for

- endosseous implants. *The Journal of Oral Implantology* 23(3): 104–111.
177. Sivrikaya EC (2017). Silindirik ve konik implantların D1-D4 kemik densitesindeki çenelerde meydana getirdiği stresin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. Uzmanlık Tezi, Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Ordu
 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. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE (1997). *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Quintessence Publishing Company: 40-194.
 180. Rosenstiel SF, Land MF (2015). *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 5th ed. Elsevier Health Sciences: 352-356.
 181. 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.
 182. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *Journal of Prosthetic Dentistry* 93(3): 227–234.
 183. Huang H, Hsu J, Fuh L, Tu M, Ko C, Shen Y (2008). Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study. *Journal of Dentistry* 36(6): 409–417.
 184. Ayali A, Bilginaylar K (2017). Evaluating the biomechanical effects of implant diameter in case of facial trauma to an edentulous atrophic mandible: A 3D finite element analysis. *Head and Face Medicine* 13(5):1-7.
 185. Ebrahimi F (2012). Finite element analysis: new trends and developments. doi: 10.5772/3352.
 186. 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(4): 659–670.
 187. Rodrigues RCS, Faria ACL, MacEdo AP, Sartori IADM, De Mattos MDGC, Ribeiro RF (2009). An in vitro study of non-axial forces upon the retention of an O-ring attachment. *Clinical Oral Implants Research* 20(12): 1314–1319.
 188. Babbush C, Kirsch A, Mentag P, Hill B (1987). Intramobile cylinder (IMZ) two-stage osteointegrated implant system with the intramobile element (IME): Part I. Its

- rationale and procedure for use. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 2(4): 203–216.
189. Takahashi N, Kitagami T, Komori T (1978). Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 40(2): 186–191.
190. Özkır SE (2007). Düz ve eğimli yerleştirilmiş farklı implant tasarımları üzerine yapılan sabit restorasyonların fotoelastik stres analizi ile incelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara
191. Kılınç A, Ataoğlu M, Saruhan N, Gündoğdu M (2018). Maksilla posterior bölgede vertikal kemik miktarının yetersizliği durumunda uygulanan kısa implantların üzerindeki ve etrafındaki kuvvet dağılımının sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. *SDÜ Tıp Fakültesi Dergisi* 25(4): 349–355.
192. 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(2): 127–132.
193. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T (2005). Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 20(4): 578–583.
194. 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.
195. Chen YY, Kuan CL, Wang YB (2008). Implant occlusion: biomechanical considerations for implant-supported prostheses. *Journal of Dental Sciences* 3(2): 65–74.
196. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL (2000). Crestal bone changes around titanium implants. a histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *Journal of Periodontology* 71(9): 1412–1424.
197. Hasan I, Heinemann F, Aitlahrach M, Bourauel C (2010). Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. *Biomedizinische*

Technik 55(6): 341–350.

198. Siadat H, Hashemzadeh S, Geramy A, Bassir SH, 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.
199. Clift SE, Fisher J, Watson CJ (1992). Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: effect of variations in bone modulus. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 206(4): 233–241.
200. 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(10): 2102–2109.
201. McGlumphy EA, Campagni W V., Peterson LJ (1989). A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 62(5): 586–593.
202. Ivanoff CJ, Gröndahl K, Bergström C, Lekholm U, Brånemark PI (2000). Influence of bicortical or monocortical anchorage on maxillary implant stability: a 15-year retrospective study of Brånemark System implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 15(1): 103–110.
203. Morgan MJ, James DF, Pilliar RM (1993). Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 8(4): 409–413.
204. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A (2004). Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns: Preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *Journal of Periodontology* 75(2): 327–332.
205. Esposito M, Pellegrino G, Pistilli R, Felice P (2011). Rehabilitation of posterior atrophic edentulous jaws: Prostheses supported by 5 mm short implants or by longer implants in augmented bone? One-year results from a pilot randomised clinical trial. *European Journal of Oral Implantology* 4(1): 21–30.
206. Vidya Bhat S, Premkumar P, Kamalakanth Shenoy K (2014). Stress distribution around single short dental implants: a finite element study. *Journal of Indian Prosthodontist Society* 14(1): 161–167.

207. Van Eijden TM (2000). Biomechanics of the mandible. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine* 11(1): 123–136.
208. 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. 10^a European LS-DYNA Conference, Germany, 2015.
209. 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): 82–90.
210. van Staden RC, Guan H, Loo YC (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 9(4): 257–270.
211. Celik G, Uludag B (2007). Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *Journal of Prosthetic Dentistry* 97(4): 229–235.
212. Koriath TWP, Versluis A (1997). Modeling the mechanical behavior of the jaws and them related structures by finite element (FE) analysis. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine* 8(1): 90–104.
213. Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Lievens S, Puers R, Duyck J, Naert I (1998). The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clinical Oral Implants Research* 9(6): 407–418.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Soyadı, Adı : GÜLNAR, Ahsen :

Uyruğu

Doğum Tarihi ve Yeri

Telefon (İş)

E-Posta

Yazışma Adresi (İş)

EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık	Karadeniz Teknik Üniversitesi	2021
Lisans	Başkent Üniversitesi	2012
Lise	Nuh Mehmet Baldöktü Anadolu Lisesi	2006

AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl -Yıl)
1. Araştırma Görevlisi	Karadeniz Teknik Üniversitesi	2015-2021

YABANCI DİL

İngilizce

UZMANLIK ALANI

Protetik Diş Tedavisi

YAYINLAR

- Gulnar A**, Altintas SH, Yilmaz O, Ates G (2020). Rehabilitation of the completely edentulous young patient with the “Malo bridge”: A case report. Niger J Clin Pract 23(9): 1328-1331.
- 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. Niger J Clin Pract 23(12): 1767-1771
- Altintas SH, Kilic S, **Gulnar A** (2017). Sertlik testleri: Yüzey sertliği ve ölçümü,

yüzey pürüzlülüğü ve ölçümü. Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Dergisi 3: 216-223.

4. Kara M, Gürbüz E, **Mete A**, Şahin T (2009). Diş hekimliği fakültesi öğrencilerinde beslenme alışkanlığı ve ağız-diş sağlığı ilişkisi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 19(3): 161-167.

BİLDİRİLER

1. **Gülner A**, Altintas SH (2020). Maksiller anterior tek diş eksikliğinde yumuşak doku estetiği: Olgu sunumu. 1. Erciyes Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, Kayseri, 26-29 Şubat 2020, Pp.731-731.
2. **Gülner A**, Altintas SH, Yılmaz O (2020). Tam dişsiz genç hastanın Malo bridge ile rehabilitasyonu: Olgu sunumu. 1. Erciyes Üniversitesi Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, Kayseri, 26-29 Şubat 2020, Ss.426-431. (Sözlü sunum)
3. Altintas SH, **Gülner A**, Altintas NY (2019). Anterior diş eksikliğinde flapless immediate implant yerleşimi ve yüklenmesi. 24. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi, Muğla, 31 Ekim-3 Kasım 2019, Pp.293-293.
4. Çarıkçı A, Koçak RG, **Gülner A**, Altıntaş SH (2019). Anterior bölgede estetik düzenlemeler: 2 olgu sunumu. 24. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi, Muğla, 31 Ekim-3 Kasım 2019, Pp.218-218.
5. **Gülner A**, Altıntaş SH, Gülner B (2019). Bilateral kanin eksikliğinin dişeti şekillendirmesi ile protetik rehabilitasyonu: Multidisipliner tedavi. 24. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi, Muğla, 31 Ekim-3 Kasım 2019, Pp.286-286.
6. **Gülner A**, Koçak RG, Çarıkçı A, Altıntaş NY, Altıntaş SH (2019). Dental implant tedavisi öncesi protetik yumuşak doku şekillendirme teknikleri. 24. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi, Muğla, 31 Ekim-3 Kasım 2019, Pp.289-290.
7. **Gülner A**, Kılıç S, Altıntaş NY, Altıntaş SH (2017). Hibrit protez ile restore edilmiş hastaların uzun dönem takibi. 23. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi, Muğla, 9-12 Kasım 2017, Pp.298-299.
8. Kılıç S, Altıntaş SH, **Gülner A** (2017). Post-operatif fibröz dokuya sahip olan hastalarda OSU protokolü uygulanması. 23. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi, Muğla, 9-12 Kasım 2017, Pp.292-293.

ÖDÜLLER/ TEŞVİKLER/ BURSLAR

1. “Rejeneratif/antibakteriyel özellikli kompozit dolgu malzemelerinin geliştirilmesi ve performansının değerlendirilmesi” TUBİTAK TEYDEP-1505, Araştırma projesi, burslu öğrenci, 2019 Yürürlükte



