



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ALTYAPI MATERYALLERİYLE
ÜRETİLMİŞ DİŞ-İMLANT DESTEKLİ SABİT
PROTEZLERDEKİ STRES DAĞILIMININ
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ YÖNTEMİYLE
İNCELENMESİ**

Dt. Kağan SERTEL

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ

TRABZON-2022



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ALTYAPI MATERYALLERİYLE
ÜRETİLMİŞ DİŞ-İMLANT DESTEKLİ SABİT
PROTEZLERDEKİ STRES DAĞILIMININ
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ YÖNTEMİYLE
İNCELENMESİ**

Dt. Kağan SERTEL
ORCID: 0000-0001-5583-2152

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ
ORCID: 0000-0001-9324-2014

TRABZON-2022

ONAY



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.

Tarih

Kağan SERTEL

(İmza)

İthaf

Bu uzmanlık tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan sevgili aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

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

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

İhtiyaç duyduğum her zaman yanımda olan asistanlık günlerimi güzelleştiren, Trabzon'u eğlenceli kılan birbirinden değerli araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Üniversite yıllarının bana kazandırdığı, uzmanlığımda beni benden çok destekleyen canım yol arkadaşım Ayfer YILMAZ'a,

Tez çalışmama TDH-2021-9256 numarası ile destek sağlayan Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine, uzmanlık tezimin stres analizi aşamalarındaki özverili çalışma ve katkılarından dolayı AY TASARIM çalışanlarına,

Varlıklarıyla bana güç veren, hayatımın her anında sevgilerini ve desteklerini hep kalbimde hissettiğim canım annem Özlem SERTEL'e ve canım babam Tuncel SERTEL'e sonsuz teşekkürler.

Dt. Kağan Sertel

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇ KAPAK SAYFASI	
ONAY	
BEYAN	
İthaf	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar DİZİNİ	xiii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiv
RESİMLER DİZİNİ	xvi
KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ	xix
ÖZET	xxiii
ABSTRACT	xxv
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental İmplantlar ve Tarihçesi	4
2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması	5
2.2.1. Subperiostal İmplantlar	5
2.2.2. Transmandibular İmplantlar	6

2.2.3. Endosseoz İmplantlar	6
2.2.3.1. Vida Tipi İmplantlar	7
2.2.3.2. Blade İmplantlar	7
2.2.3.3. Silindirik İmplantlar	7
2.2.3.4. Vent Tipi İmplantlar	8
2.3. Doğal Dişler ve Dental İmplantların Karşılaştırılması	8
2.3.1. Uzun Ömürlülük	9
2.3.2. Mobilite	10
2.3.3. Perküsyon	10
2.3.4. Ağrı	10
2.3.5. Sondalama Derinliği	11
2.3.6. Kanama İndeksi	12
2.3.7. Krestal Kemik Kaybı	12
2.3.8. Radyografik Değerlendirme	12
2.3.9. Keratinize Doku	13
2.3.10. Peri-İmplant Hastalık	13
2.4. Dental İmplantların Endikasyonları	14
2.5. Dental İmplantların Kontrendikasyonları	14
2.5.1. Mutlak Kontrendikasyonlar	14
2.5.2. Göreceli Kontrendikasyonlar	14

2.5.3. İntraoral Kontrendikasyonlar	15
2.6. Dental İmplantların Başarı Kriterleri	15
2.7. Kemik	16
2.7.1. Kemik Sınıflandırmaları	17
2.8. Dental İmplant Destekli Protetik Restorasyonların Sınıflandırılması	18
2.9. Doğal Diş-Dental İmplant Destekli Köprü Protezleri	19
2.9.1. Doğal Diş-Dental İmplant Destekli Köprü Protezlerin Biyomekaniği	21
2.9.2. Doğal Diş-Dental İmplant Destekli Sabit Protezlerde Dikkat Edilmesi Gereken Hususlar	22
2.9.3. Bağlantı Seçenekleri	22
2.10. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Kullanılan Altyapı Materyalleri	23
2.10.1. Soy Metal Alaşımlar	23
2.10.2. Soy Olmayan Metal Alaşımlar	24
2.10.2.1. Nikel-Krom Alaşımlar	24
2.10.2.2. Krom-Kobalt Alaşımlar	24
2.10.2.3. Titanyum Alaşımları	25
2.10.3. Zirkonya	26
2.10.4. Polieter eter keton (PEEK)	27
2.10.4.1. PEEK'in Dental Kullanım Alanları	29
2.10.4.1.1. PEEK'in Dental İmplant Materyali Olarak Kullanımı	29

2.10.4.1.2. PEEK'in Hareketli Bölümlü Protez Materyali Olarak Kullanımı	30
2.10.4.1.3. PEEK'in Sabit Protezlerde Kullanımı	30
2.11. Biyomekanik	30
2.11.1. Oklüzal Kuvvetler	31
2.12. Kuvvet Analizleri	32
2.12.1. Kuvvet Analizlerinde Kullanılan Kavramlar	33
2.12.1.1. Gerilme (Stres)	33
2.12.1.2. Kuvvet	33
2.12.1.3. Gerinim (Strain)	34
2.12.1.4. Elastisite (Young's) Modülü	34
2.12.1.5. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)	34
2.12.1.6. Akma Noktası (Yield Point)	35
2.12.1.7. İzotropik, Anizotropik, Homojen Cisim	35
2.13. Kuvvet Analizi Yöntemleri	35
2.13.1. Gerinim Ölçer ile Stres Analizi Yöntemi	36
2.13.2. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi	36
2.13.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi	37
2.13.4. Holografik İnterferometre Analiz Yöntemi	37
2.13.5. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi	37
2.13.6. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	37

2.13.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi	38
3. GEREÇ ve YÖNTEM	42
3.1. Matematiksel Modellerin Hazırlanması	44
3.1.1. Mandibulanın Modellenmesi	45
3.1.2. Doğal Diş ve Sabit Protez Yapılarının Modellenmesi	48
3.1.3. Dental İmplant Yapılarının Modellenmesi	51
3.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Elemanlar Stres Analizi İçin Hazır Hale Getirilmesi	52
3.3. Sınır Koşullarının Belirlenmesi	56
3.4. Yükleme Koşulları	56
3.5. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Verilerinin Elde Edilmesi	57
4. BULGULAR	60
4.1. Vertikal Kuvvetler Sonucunda Oluşan Stresler	61
4.1.1. Üç Üyeli Sabit Köprü Protezi Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	61
4.1.2. Doğal Diş Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	64
4.1.3. Dental İmplant Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	67
4.1.4. Abutment Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	69
4.1.5. Bağlantı Vidası Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	72
4.1.6. Kortikal Kemik Modellerinde Oluşan Maksimum Asal Stres Değerleri	74

4.1.7. Kortikal Kemik Modellerinde Oluşan Minimum Asal Stres Değerleri	77
4.1.8. Trabeküler Kemik Modellerinde Oluşan Maksimum Asal Stres Değerleri	79
4.1.9. Trabeküler Kemik Modellerinde Oluşan Minimum Asal Stres Değerleri	82
4.2. Oblik Kuvvetler Sonucunda Oluşan Stresler	84
4.2.1. Üç Üyeli Sabit Köprü Protezi Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	84
4.2.2. Doğal Diş Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	87
4.2.3. Dental İmplant Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	90
4.2.4. Abutment Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	92
4.2.5. Bağlantı Vidası Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	95
4.2.6. Kortikal Kemik Modellerinde Oluşan Maksimum Asal Stres Değerleri	97
4.2.7. Kortikal Kemik Modellerinde Oluşan Minimum Asal Stres Değerleri	99
4.2.8. Trabeküler Kemik Modellerinde Oluşan Maksimum Asal Stres Değerleri	102
4.2.9. Trabeküler Kemik Modellerinde Oluşan Minimum Asal Stres Değerleri	104
5. TARTIŞMA	107
5.1 Çalışmanın Limitasyonları	126
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	128



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No		Sayfa
Tablo 1.	Çalışmada sonlu elemanlar stres analizi için oluşturulan modeller	44
Tablo 2.	Wheeler's atlası göre kullanılan dişlerin boyutları	48
Tablo 3.	Materyal özellikleri	53
Tablo 4.	Periodontal ligamentin nonlineer, nonizotropik davranışının materyal parametreleri	53

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No		Sayfa
Şekil 1.	Vertikal yükleme sonucunda köprü protezi modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	63
Şekil 2.	Vertikal yükleme sonucunda doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	66
Şekil 3.	Vertikal yükleme sonucunda dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	69
Şekil 4.	Vertikal yükleme sonucunda abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	71
Şekil 5.	Vertikal yükleme sonucunda bağlantı vidası modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	74
Şekil 6.	Vertikal yükleme sonucunda kortikal kemik modellerinde oluşan maksimum asal stres değerleri (MPa)	76
Şekil 7.	Vertikal yükleme sonucunda kortikal kemik modellerinde oluşan minimum asal stres değerleri (MPa)	79
Şekil 8.	Vertikal yükleme sonucunda trabeküler kemik modellerinde oluşan maksimum asal stres değerleri (MPa)	81
Şekil 9.	Vertikal yükleme sonucunda trabeküler kemik modellerinde oluşan minimum asal stres değerleri (MPa)	84

Şekil 10.	Oblik yükleme sonucunda sabit köprü protezi modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	87
Şekil 11.	Oblik yükleme sonucunda doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	89
Şekil 12.	Oblik yükleme sonucunda dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	92
Şekil 13.	Oblik yükleme sonucunda abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	94
Şekil 14.	Oblik yükleme sonucunda bağlantı vidası modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	96
Şekil 15.	Oblik yükleme sonucunda kortikal kemik modellerinde oluşan maksimum asal stres değerleri (MPa)	99
Şekil 16.	Oblik yükleme sonucunda kortikal kemik modellerinde oluşan minimum asal stres değerleri (MPa)	101
Şekil 17.	Oblik yükleme sonucunda trabeküler kemik modellerinde oluşan maksimum asal stres değerleri (MPa)	104
Şekil 18.	Oblik yükleme sonucunda trabeküler kemik modellerinde oluşan minimum asal stres değerleri (MPa)	106

RESİMLER DİZİNİ

Resim No		Sayfa
Resim 1.	Alt çenede kesici diş yerine yerleştirilen deniz kabukları	4
Resim 2	Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırması	17
Resim 3.	Misch'e göre kemik sınıflandırması	18
Resim 4.	Kemik ile titanyum arasında ışık mikroskobu ile gözlenen osseointegrasyon	20
Resim 5.	Kuvvet ve deformasyon tipleri	34
Resim 6.	Doğal diş-dental implant destekli üç üyeli sabit protez ve kemik modeli	42
Resim 7.	Lazer tarayıcısının görüntüsü (Activity 880 3D Optik Tarayıcı)	43
Resim 8.	Çalışmada oluşturulan modeller	45
Resim 9.	Modellerin oluşturulduğu BT görüntüsü	46
Resim 10.	Kullanılan tomografilerden model elde edilmesi	46
Resim 11.	Kortikal kemik modeli	47
Resim 12.	Trabeküler kemik modeli	47
Resim 13.	Birleştirilmiş kortikal-trabeküler kemik modeli	47
Resim 14.	Köprü modeli	49
Resim 15.	Koping modeli	49

Resim 16.	Prepare diş modeli	50
Resim 17.	Periodontal ligament modeli	51
Resim 18.	Bağlantı vidası, abutment ve dental implant modelleri	52
Resim 19.	Farklı düğüm sayısında elemanların görünümü	55
Resim 20.	Modellerin sınır koşulları ile gösterilmesi	56
Resim 21.	Vertikal (a) ve oblik (b) yükleme koşulları	57
Resim 22.	Vertikal yükleme sonucunda sabit köprü protezi modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri	63
Resim 23.	Vertikal yükleme sonucunda doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri	66
Resim 24.	Vertikal yükleme sonucunda dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri	68
Resim 25.	Vertikal yükleme sonucunda abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri	71
Resim 26.	Vertikal yükleme sonucunda bağlantı vidası modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri	73
Resim 27.	Vertikal yükleme sonucunda kortikal kemik modellerinde oluşan maksimum asal stres değerleri	76
Resim 28.	Vertikal yükleme sonucunda kortikal kemik modellerinde oluşan minimum asal stres değerleri	78
Resim 29.	Vertikal yükleme sonucunda trabeküler kemik modellerinde oluşan maksimum asal stres değerleri	81

Resim 30.	Vertikal yükleme sonucunda trabeküler kemik modellerinde oluşan minimum asal stres değerleri	83
Resim 31.	Oblik yükleme sonucunda sabit köprü protezi modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri	86
Resim 32.	Oblik yükleme sonucunda doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri	89
Resim 33.	Oblik yükleme sonucunda dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri	91
Resim 34.	Oblik yükleme sonucunda abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri	94
Resim 35.	Oblik yükleme sonucunda bağlantı vidası modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri	96
Resim 36.	Oblik yükleme sonucunda kortikal kemik modellerinde oluşan maksimum asal stres değerleri	98
Resim 37.	Oblik yükleme sonucunda kortikal kemik modellerinde oluşan minimum asal stres değerleri	101
Resim 38.	Oblik yükleme sonucunda trabeküler kemik modellerinde oluşan maksimum asal stres değerleri	103
Resim 39.	Oblik yükleme sonucunda trabeküler kemik modellerinde oluşan minimum asal stres değerleri	106

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

2D	Two dimension/ iki boyut
3D	Three dimension/ üç boyut
A	Cismin kesit alanı
ark.	Arkadaşları
ASTM	American Society for Testing and Materials/ Amerikan Test ve Materyal Kurumu
CAD/ CAM	Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim
E	Cismin elastisite modülü
F	Kuvvet
g	Gram
GPa	Gigapaskal
kg	Kilogram
L	Cismin uzunluğu
Maks.	Maksimum
Min.	Minimum
mm	Milimetre
mm²	Milimetrekare
modSLA	Modified sandblasted, large grit, acid-etched implant surface/ Kimyasal modifiye edilmiş kumlanmış ve asitlenmiş hidrofilik yüzey
MPa	Megapaskal
N	Newton
Ni	Nikel
µm	Mikrometre

nm	Nanometre
P	Paskal
PAEK	Poliaril eter keton
PEEK	Polieter eter keton
SLA	Sandblasted, large grit, acid-etched surface/ Kumlanmış ve asitlenmiş yüzey
Y-TZP	Yttriyumla kısmen stabilize polikristalin zirkonya



Simgeler

%	Yüzde
°	Derece
σ	Principal stress/ asal stres
σ_1	Maksimum principal stress/ maksimum asal stres
σ_2	Intermediate principal stress/ ara asal stres
σ_3	Minimum principal stress/ minimum asal stres
τ	Shear stress/ makaslama stresi
ν	Poisson oranı
ϵ	Birim uzama
<	Küçük
>	Büyük
$\geq$	Büyük eşittir
$\leq$	Küçük eşittir
%	Yüzde
=	Eşit
+	Artı
-	Eksi
$\pm$	Eksiği veya fazlası

Formüller

BaPO₄	Baryum fosfat
C₁₃H₈OF₂	Diflorbenzofenon
CpTi	Saf titanyum (Commercially pure titanium)
Cr-Co	Krom kobalt
CrCoMo	Krom kobalt molibden
Ti-6Al-4V	Titanyum 6-alüminyum 4-vanadyum
Ti-Al-V	Titanaks
TiF₄	Titanyum tetraflorür
TiO	Titanyum oksit
TiO₂	Titanyum dioksit
Ti₂O₃	Titan seskioksit

ÖZET

Farklı Altyapı Materyalleriyle Üretilmiş Diş-İmplant Destekli Sabit Protezlerdeki Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle İncelenmesi

Bu çalışmada doğal diş ve dental implant destekli sabit protetik restorasyonlarda kullanılan farklı elastisite modülüne sahip protetik materyallere gelen kuvvetlerin doğal diş, dental implant, bağlantı vidası, abutment, protetik materyal ve kemik üzerinde oluşturduğu streslerin sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla 34 numaralı doğal diştan ve 36 numaralı bölgeye yerleştirilen dental implanttan destek alan üç üyeli sabit protez ve bu protezi çevreleyen kemik kesitini içeren üç adet üç boyutlu model bilgisayar ortamında sanal olarak oluşturulmuştur. Bu üç boyutlu modellerde protetik materyal olarak krom-kobalt (Cr-Co), zirkonya (Zr) ve polietilen eter keton (PEEK) kullanılmıştır. Çalışmamızda periodontal ligament non-lineer olarak modellenirken doğal diş, dental implant, bağlantı vidası, abutment, protetik materyal ve kemik lineer olarak modellenmiştir. Bu çalışmada premolar dişlerin her birine 100 N, molar dişe 200 N olmak üzere toplam 400 N değerinde vertikal ve oblik yönlü kuvvet uygulanmıştır. Bu kuvvetlerin kortikal ve trabeküler kemikte oluşturduğu maksimum-minimum asal stresler ile doğal diş, dental implant, bağlantı vidası, abutment ve protetik materyalde oluşturduğu Von Mises stresleri incelenmiştir. Elde edilen sonuçlara göre PEEK materyalinin kullanıldığı modelde vertikal ve oblik kuvvet uygulamaları sonucunda doğal diş, protetik restorasyon ve bağlantı vidası üzerinde oluşan Von Mises stresleri ile peri-implant kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler diğer modellere göre daha yüksek tespit edilmiştir. Vertikal kuvvet uygulaması sonucunda Cr-Co ve Zr materyalinin kullanıldığı modellerde peri-implant kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler kemiğin tüm bölgelerinde benzer dağılım gösterirken, PEEK materyalinin kullanıldığı modelde peri-implant kortikal kemiğin distalinde yoğunlaşmıştır. Modellerin tümünde oblik kuvvetlerin kortikal kemik üzerinde oluşturduğu minimum asal stresler vertikal kuvvetlere göre daha yüksek tespit edilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda doğal diş-dental implant destekli sabit protezlerde, PEEK materyaline kıyasla daha rijit materyaller olan Zr ve Cr-Co kullanılmasının, yükleme sonucunda peri-implant bölgede oluşan streslerin dağılımlarını ve büyüklüklerini olumlu yönde etkilediği görülmüştür.

Doğal diş-dental implant destekli sabit protezlerde elastisite modülü yüksek protetik materyallerin kullanılması biyomekanik açıdan daha avantajlı olabilir.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, diş-implant bağlantısı, PEEK, sabit parsiyel protez, sonlu elemanlar analizi



ABSTRACT

Investigation of Stress Distribution in Dental-Implant Supported Fixed Dentures Manufactured with Different Infrastructure Materials by Finite Element Analysis

Method

The aim of this study is to investigate the effect of different prosthetic materials with different modulus of elasticity used in tooth-implant supported fixed prosthetic restorations on stress distribution and magnitude of teeth, dental implants, connection screws, abutments, prosthetic material and bone using finite element stress analysis method. Three 3D models containing three-unit fixed prosthesis supported by natural tooth 34 and dental implant placed in region 36, and bone section surrounding this prosthesis were created virtually in the computer environment. Cobalt-chromium (Co-Cr), zirconia (Zr) and polyether ether ketone (PEEK) were used as prosthetic materials in these three-dimensional models. In this study, while the periodontal ligament was modeled non-linearly, natural tooth, dental implant, connection screw, abutment, prosthetic material and bone were modeled linearly. A total force of 400 N was applied to the models in vertical and oblique directions; each 100 N on the premolar teeth and 200 N on the molar tooth. Maximum-minimum principal stresses created by these forces in cortical and trabecular bone and Von Mises stresses created in natural teeth, dental implants, connection screws, abutments and prosthetic materials were investigated by finite element stress analysis method. In our findings, the Von Mises stresses on the natural tooth, prosthetic restoration and connection screw as a result of vertical and oblique force applications and the minimum principal stresses on the peri-implant cortical bone were found to be higher in the model using PEEK material than in the other models. As a result of vertical force application, while the minimum principal stresses have a similar distribution of all regions in the peri-implant cortical bone of the models in which Co-Cr and Zr materials were used, the stresses were concentrated in the distal part of the peri-implant cortical bone in the model in which the PEEK material was used. In all models, stresses created by the oblique forces on the cortical bone were measured higher than the vertical forces. As a result of this study, it has been observed that the use of Zr and Cr-Co, which are more rigid materials compared to PEEK material, positively affect the distribution and magnitude of stresses in natural tooth-dental implant supported fixed prostheses. The use of prosthetic materials with a high modulus of elasticity in natural tooth-

dental implant supported fixed prostheses may be more advantageous in terms of biomechanics.

Keywords: Biomechanics, tooth-implant connection, PEEK, fixed partial dentures, finite element analysis



1. GİRİŞ ve AMAÇ

Osseointegrasyon sayesinde tam ve kısmi dişsiz çenelerin sabit ve hareketli protetik restorasyonlarla rehabilitasyonunda dental implantlar en önemli seçenek haline gelmiştir (1). Günümüzde dental implantlar ile doğal dişin bağlanması konusunda hala belirsizlikler mevcuttur. Dental implant ve doğal dişin farklı hareketlilik değerlerine sahip olması bu tedaviyi biyomekanik olarak karmaşık bir hale getirebilmektedir. Ancak bazı klinik olgularda dental implant ve doğal dişin bağlanması kabul edilebilir bir tedavi seçeneği olarak görülmektedir (2,3).

Doğal dişler dental implantlara göre horizontal yönde 5-6 kat (4), vertikal yönde ise 9-14 kat daha fazla hareket etmektedir (5,6). Bu nedenle doğal diş-dental implant destekli protezlerde kantilever etkisi oluşmaktadır. Oluşan kantilever etkisiyle yüksek bükme momenti ve bu momentten kaynaklanan yüksek stres birikimi meydana gelmektedir. Aşırı stres birikimi sonucunda osseointegrasyon kaybı, bağlantı vidasında gevşeme ya da protez kırığı gibi birçok biyolojik ve mekanik sorun gözlenebilmektedir (7).

Lang ve ark.'nın (8) 2004'te yayınladıkları makalede doğal diş-dental implant destekli protezlerde dental implant ve protez başarısının sadece dental implantlardan destek alan sabit protezlere göre daha düşük olduğu belirtilmiştir. Bu araştırmanın sonuçlarına göre sadece dental implantlardan destek alan sabit protezlerde dental implant ve kemikte vertikal ve oblik yüklemeler altındaki gerilme değerleri doğal diş-dental implant destekli sabit protezlerle karşılaştırıldığında daha düşük bulunmuştur (8). Bu nedenle sadece dental implantlardan destek alan protezler serbest sonlanan kısmi dişsizlik vakalarında ilk tedavi seçeneği olarak önerilmektedir (9). Diğer taraftan doğal diş-dental implant bağlantılı protetik restorasyonların doğru planlanması sonucunda güvenle kullanılabileceğini bildiren çalışmalar da literatürde yer almaktadır (10–15). Gunne ve ark. (14) on yıl takip ettikleri doğal diş-dental implant destekli sabit protezlerin uygulanabilir ve güvenilir bir tedavi alternatifi olduğunu rapor etmiştir. Rangert ve ark. (12) doğal diş-dental implant destekli protezlerde dental implantta mekanik olarak aşırı yüklenme riskinin bulunmadığını ve oluşan eğilme momentlerinin dental implantın maksimum mekanik yüklenme kapasitesinin altında kaldığını bildirmişlerdir.

Özellikle doğal diş kaybı sonrasında alveolar kretlerin çeşitli nedenlerle ileri rezorpsiyon gösterdiği posterior mandibula bölgesinde dental implant yerleştirme olanağı

çoğunlukla kısıtlıdır. Birçok vakada mandibular kanalın alveolar kret tepesine yakınlığı, mental foramenin lokalizasyonu, alveolar kretin bukko-lingual genişliğinin yetersizliği gibi anatomik sebepler ve yetersiz ekonomik koşullar dişsizliğin birden çok dental implant ile tedavisine engel olabilmektedir (13,14,16). Bu gibi durumlarda geleneksel hareketli bölümlü protezler yerine sabit protetik restorasyon uygulamasına olanak veren tek seçenek doğal diş ile dental implantın bağlandığı sabit parsiyel protezlerdir. Ancak doğal diş ve dental implantın hareketlilik farkından kaynaklanan biyomekanik faktörler bu tip restorasyonların uzun dönem başarısını önemli ölçüde etkilemektedir (17,18).

Fonksiyonel kuvvetler sonucunda oluşan stresler protetik materyal ve dental implant sistemini oluşturan parçalar tarafından alveolar kemiğe iletilir. Farklı elastisite modülüne sahip protetik materyallerin dental implant ve kemiğe iletilen stresleri etkileyebileceği bildirilmiştir (19). Rijit materyallerin biyomekanik olarak daha avantajlı sonuçlar vereceğini bildiren araştırmacılar olduğu gibi bunun aksini belirten çalışmalar da bulunmaktadır (18,20–22). Skalak ve ark. (18) yüksek elastisite modülüne sahip rijit materyallerin stresleri dental implantı çevreleyen alveolar kemiğe daha yüksek miktarda ilettiğini bildirmiştir. Benzer şekilde daha esnek olan rezin materyalinin ise stresleri absorbe ederek alveolar kemiğe daha düşük olarak ilettiğini belirtmişlerdir. Gracis ve ark. (20) protetik materyalin sertliği arttıkça alveolar kemiğe iletilen streslerin artacağını bildirmişlerdir. Ancak bu çalışmaların aksine, Lee ve ark.'nın (22) çalışmasında esnek PEEK materyalinin stresleri kemiğe daha fazla ilettiği, Zr ve titanyum (Ti) gibi daha rijit materyallerin stresleri kemiğe daha az ilettiği bildirilmiştir. Yu ve ark. (21) farklı altyapı materyallerini inceledikleri sonlu elemanlar stres analizinin sonucunda materyal esnekliğinin arttıkça kemiğe iletilen streslerin arttığını gözlemlemişlerdir.

Yapılan literatür incelemesinde doğal diş-dental implant destekli sabit protezlerde farklı elastisite modülüne sahip materyal kullanmanın stres dağılımı açısından nasıl bir etki yapacağı konusunda yapılan çalışmaların sınırlı sayıda olduğu gözlenmiştir.

Bu çalışmada doğal diş ve dental implant destekli sabit protetik restorasyonlarda kullanılan farklı elastisite modülüne sahip protetik materyallere gelen kuvvetlerin doğal diş, dental implant, bağlantı vidası, abutment, protetik materyal ve kemik üzerinde oluşturduğu streslerin sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi amaçlanmıştır. Bu işlem bilgisayar ortamında sanal olarak yaratılan Zr, Cr-Co ve PEEK protetik materyalleriyle

hazırlanmış üç farklı doğal diş-dental implant destekli sabit protez ile bu protezleri taşıyan doğal diş, dental implant ve kemik modelleri üzerinde gerçekleştirilmiştir. Bu modellere doğal çiğneme kuvvetleri temel alınarak belirlenen vertikal ve oblik kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetlerin doğal diş, dental implant, bağlantı vidası, abutment, protez, trabeküler kemik ve kortikal kemikte yarattığı streslerin miktarı ile dağılımı sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmiştir.

Çalışmamızın birinci yokluk hipotezi doğal diş-dental implant destekli sabit köprü protezlerinde farklı elastisite modüllerine sahip protetik materyal kullanımının doğal diş, dental implant, abutment, bağlantı vidası, protez, kortikal kemik ve trabeküler kemik yapılarında oluşan streslerin miktarı ve dağılımı üzerinde belirgin bir etki yaratmayacağıdır.

Çalışmamızın ikinci yokluk hipotezi doğal diş-dental implant destekli sabit köprü protezlerine gelen vertikal ve oblik kuvvetlerin sistemde oluşan stresler üzerinde bir farklılık yaratmayacağıdır.

Bu çalışmanın sonucunda doğal diş-dental implant destekli protezlerin planlamasında seçilecek protetik materyalin elastisite modülünün sistemin biyomekaniğine etkileri konusunda literatüre katkıda bulunmak, bu konu hakkında gelecekte yapılacak çalışmalara kaynak ve rehberlik sağlamak hedeflenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar ve Tarihçesi

Dental implantlar sabit veya hareketli protezlerde tutuculuk ve destek oluşturmak için mukozal ya da periostal tabakanın altına, kemiğin üzerine veya içine yerleştirilen alloplastik materyaller olarak tanımlanmaktadır (23). Dental implantların tarihsel gelişimi incelendiğinde günümüzdeki dental implantların kullanım alanı ile benzerlik gösteren doğal diş yerine yabancı bir materyal yerleştirme işlemi eski Mısır dönemine tekabül eden M.Ö. 3000’li yıllara kadar uzanmaktadır. Arkeolojik çalışmalar sonucunda günümüz İtalya’sının olduğu bölgede yaşamış olan Etrüsklere ait bant şeklinde tasarlanmış öküz dişleri içeren protez örnekleri olduğu gözlenmektedir (24). Eski Mısır, Güney Amerika, Arap ve Çin uygarlıklarının eksik dişleri tamamlamak amacıyla fildişi, ahşap, taş, deniz kabuğu, hayvan ve kadavralardan elde edilen dişleri kullandıkları bildirilmiştir (Resim 1) (25).



Resim 1. Alt çenede kesici diş yerine yerleştirilen deniz kabukları (26)

Eksik dişleri tamamlamak amacıyla metaller ve alaşımlarının kullanımı güncel sayılabilecek bir gelişmedir. Günümüzdeki modern implantoloji ile benzerlik gösteren dental implant formlarının ortaya çıkması tarihsel olarak 20. yüzyılın ortalarına rastlamaktadır (27).

1960'lı yılların ortalarına doğru Per-Ingvar Br nemark'ın osseointegrasyon kavramını keşfiyle birlikte dental implantların kullanımı yaygınlaşmıştır (28). Br nemark'ın yerleştirdiği ilk implantlar biyolojik olarak uyumlu olduğunu bildirdiği titanyum alaşımından yapılmıştır ve ilk çalışmalarındaki başarı oranları %50 olarak rapor edilmiştir. 1978 yılında Boston'da gerçekleştiren Harvard Konsensusu'nda dental implantların beş yıllık sağkalımı için gerekli kriterler belirlenmiş ve bu kriterler dental implantın çevresindeki kemik kaybının implantın boyunun üçte birinden az olması ve mobilitesinin en fazla 1 mm olması şeklinde bildirilmiştir (29). 1979 yılında ise Zarb ve ark. (30) köpeklerle uyguladıkları polimetil metakrilat implantlar üzerine yayınladıkları çalışmalarında başarısız sonuçlar elde ettiklerini bildirmişlerdir. Zarb ve ark.'nın bu araştırması ile Br nemark uluslararası literatürde ilk defa alıntılanmıştır (25). 1982 yılında George Zarb'ın öncülüğünde gerçekleştiren Toronto konferansı klinik diş hekimliğinde osseointegrasyon temasını içermektedir. Konferansta Br nemark'ın sunmuş olduğu otuz yıllık araştırmalarının ve yirmi yıla yakın olan vaka takiplerinin bulguları modern implantolojinin şekillenmesinde etkili olmuştur (31).

2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar kemik ile ilişkilerine göre üç sınıfta incelenebilmektedir (32):

1. Subperiostal implantlar
2. Transmandibular implantlar
3. Endosse z implantlar

2.2.1. Subperiostal İmplantlar

Subperiostal implantlar alveolar kret yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen, kişiye özel olarak tasarlanan implantlardır. Bu implant çeşidi kemik içi implantların yerleştirilmesinin zor olduğu, aşırı kemik rezorpsiyonu bulunan vakalarda uygulanmıştır. Subperiostal implantların özellikle döküm işlemlerinde büyük hassasiyet gerekmektedir (33). Subperiostal implantlar artmış enfeksiyon riski, osseointegrasyonun oluşmasında gözlenen sorunlar, implant yüzeyinin açığa çıkması gibi komplikasyonların yüksek olasılığı nedeniyle kullanım sıklığı azalmıştır (34). Ancak son dönemlerde dijital tasarım sistemlerinin ve materyal teknolojilerinin gelişmesi sayesinde subperiostal implantlarda

komplasyonların azaldığı ve bu implantların aşırı atrofik alveolar kretlerin varlığında tedavi alternatifini haline geldiği gözlenmektedir (35).

2.2.2. Transmandibular İmplantlar

Transmandibular implantlar mandibula simfiz bölgesinin alt kenarından başlayarak posterior bölgeye doğru ilerleyip kret tepesinde son bulmaktadır. Ağız ortamına açılan pin veya postları destekleyen vidalar sayesinde mandibulanın altında metal plakalar ile sabitlenmektedir (36). Bu implantların yerleştirilmesi sırasında daha geniş cerrahi alan görüşü gerektirmesi nedeniyle genel anestezi altında uygulanmaları önerilmektedir. Transmandibular implantlar stabiliteyi osseointegrasyon ile sağlamaktadır ve yalnızca mandibulaya uygulanabilmektedir. Bu implantlar dental implant çeşitleri arasında en travmatik cerrahi uygulamaya sahiptir (37). Cerrahi uygulamanın zorluğu, komplasyon olasılığının yüksek olması, genel anestezi altında uygulanmasının önerilmesi, travmatik bir cerrahi uygulama gerektirmesi gibi dezavantajları mevcuttur (38). Ayrıca gingival hiperplazi, mandibular fraktür, protezi tutan postlar etrafında artmış kemik rezorpsiyonu, enfeksiyon ve parestezi gibi komplasyonların gözlemlendiği rapor edilmiştir. Bu nedenlerle günümüzde oral implantolojide kullanılmamaktadır (39).

2.2.3. Endosseoz İmplantlar

Endosseoz implantlar maksilla ve mandibulada kemiğin içine yerleştirilen, kaybedilen diş kökünün yerini alan implantlar olarak tanımlanmaktadır (40). Bu sistem kemik içerisine yerleştirilen endosseoz implant gövdesi ve endosseoz abutment adı verilen tutucu parçalardan oluşmaktadır (39). Endosseoz implant uygulamaları ile hareketli ve sabit protezler için gerekli retansiyonun sağlanması amaçlanmaktadır. Kemik içerisine direkt olarak uygulanan bu implantlar stabilitesini osseointegrasyon ile sağlamaktadır ve her iki çeneye de uygulanabilmektedir. Cerrahi uygulama tekniğinin daha kolay olması, düşük enfeksiyon riski ve yüksek başarı oranına sahip olması nedeniyle günümüzde en sık kullanılan implant sistemidir (41).

Endosseoz implantların şekil olarak dört farklı çeşidi bulunmaktadır;

1. Vida tipi implantlar
2. Blade implantlar

3. Silindirik implantlar

4. Vent tipi implantlar

2.2.3.1. Vida Tipi İmplantlar

Vida tipi implantlar şekil olarak diş köküne benzeyen ve mekanik tutuculuğunu yivlerle sağlayan implantlardır. Bu yivler arasında oluşan kemiğin ilerleyen zamanlarda stabilizasyonu artırdığı ve diğer implant tiplerine göre avantaj sağladığı gösterilmiştir (42). Vida tipi implantlar günümüzde en sık uygulanan implant tipidir. Araştırmacılar bu implantlar üzerine gelen kuvvetlerin yivlerin eğimli yüzeyleri aracılığıyla kemiğe daha az ve daha homojen olarak iletildiğini belirtmişlerdir. Siegele ve Soltesz (43) çalışmalarında sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile silindirik, konik, basamaklı, vida ve vent tipi implant şekillerinde stres dağılımını incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda silindirik ve vida tipi implantların stresleri kemiğe daha az ilettikleri için eğimli (konik, basamaklı) implant çeşitlerinden daha avantajlı oldukları gözlenmiştir. Holmgren ve ark. (44) vida tipi ve silindirik implantları karşılaştırdıkları stres analizi çalışmalarında vida tipi implantların stresi daha homojen dağıttığını bildirmişlerdir.

2.2.3.2. Blade İmplantlar

Tarihsel olarak daha önce geliştirilmesine rağmen 1960'ların sonlarına doğru popülerlik kazanan blade implantlar özellikle bukko-lingual boyutun yetersiz olduğu durumlarda endikasyon alanı bulmaktadır. Bu implantlar alveolar krette kortikal kemik üzerinde hazırlanan yuvalar birleştirilerek elde edilen osteotomi hattına mümkün olduğunca derine penetre olacak şekilde yerleştirilmektedir (45). Bıçak şeklindeki bu implantlar ince ve düzdür. Protezin yerleşeceği yüzeylerinde post benzeri bir çıkıntısı mevcuttur. Blade implantların kullanım sıklığı yüksek enfeksiyon ve komplikasyon riski nedeniyle kök formulu implant tasarımının geliştirilmesinden sonra azalmıştır (46).

2.2.3.3. Silindirik İmplantlar

Silindirik implantlarda yüzeyler birbirine paralellik göstermektedir (40). Bu implantlarda implant yüzeyinde bulunan kaplama veya yüzey özellikleri sayesinde mikro retansiyon sağlanmaktadır (26). İmplant yüzey özelliklerinin osseointegrasyon başarısını sağlamakta kritik bir faktör olduğu bilinmektedir (34). Yüzey modifikasyon yöntemleri ile oluşturulan yüzey pürüzlülüğünün osteoblastların yüzeye tutunmasında ve böylece

osseointegrasyonu etkileyerek iyileşme sürecinde doğrudan rol oynadığı düşünülmektedir (47). Bagno ve Di Bello'ya (48) göre üç ayrı grupta yüzey pürüzlendirme yöntemi bulunmaktadır. Bunlar; mekanik yöntemler, kimyasal yöntemler ve biyokimyasal yöntemlerdir. Tornalama, işleme, zımparalama ve parlatma işlemleri, titanyum plazma sprej ile pürüzlendirme, kesme ve kumlama mekanik modifikasyonlar arasındadır. Çözücü ile temizleme, asitle pürüzlendirme, kumlama ve asitle pürüzlendirme [sandblasted, large-grit, acid-etched (SLA)], anodizasyon, kimyasal modifiye edilmiş kumlanmış ve asitlenmiş hidrofilik yüzey (modSLA) kimyasal modifikasyonlar arasında bulunmaktadır (48–50). Flor ile kaplama, hidroksiapatit ile kaplama ve kalsiyum fosfat ile kaplama biyokimyasal yöntemler arasında sayılmaktadır (51). İmplant yüzeyinin pürüzlendirilmesi vida tipi implantlardaki yivlere benzer bir kilitlenme sağlar. Bu yöntemlerle yüzeyde oluşturulan pürüzler vidanın yivlerine göre çok daha küçük boyuttadır. Ancak moleköl büyüklükleri sayesinde kemik ile dental implant arasında angström seviyesinde bir apozisyon sağlanmaktadır. Yerleştirilen implantların çapının implant yatağından daha geniş olması sayesinde yüzeyler arasında sürtünme oluşarak retansiyon sağlanmaktadır (34,43).

2.2.3.4. Vent Tipi İmplantlar

1976 yılında kullanılmaya başlanan içi boş silindir şeklindeki bu implantların üzerinde perforasyonlar bulunmaktadır. Bu perforasyonlarda amaç kemik yüzeyi ile olan teması artırmaktır. Tüm dişsizlik çeşitlerinde kullanılabilen bu implantların en önemli avantajı diğer implant çeşitlerindeki kadar kemik uzaklaştırılmadan yeterli primer stabilitenin sağlanabilmesidir. Bununla birlikte bu implantlarda transvers açıklık nedeniyle hızlı gelişen kemik rezorpsiyonu ve mobilite sonucunda implant kaybı görülebileceği, mikroorganizma üremesi için uygun ortamın oluşabileceği ve implantta kırık gibi komplikasyonların gözlenebileceği bildirilmiştir (52).

2.3. Doğal Dişler ve Dental İmplantların Karşılaştırılması

Dental implantların öncelikli görevi kısmi veya tam dişsizliği bulunan hastalarda doğal dişlerin yerini tutmaktır (23). Bu nedenle dental implantlar doğal dişlerde kökün kronu desteklemesine benzerlik gösteren bir protetik dayanak olarak işlev görmektedir. Bununla birlikte doğal diş ve dental implant arasında majör farklılıklar bulunmaktadır. Dental implant ve doğal dişleri çevreleyen dokuların farklılığından bahsedilebileceği gibi doğal dişlerin

çürüyebilmeleri veya endodontik/periodontal yapılara sahip olmaları bu farklılıklar arasında sıralanabilir (53).

Misch dental implant ve doğal dişler arasındaki farklılıkları on alt grupta incelemiştir. Bunlar; uzun ömürlülük, mobilite/rijit fiksasyon, perküsyon, ağrı, sondlama derinliği, kanama indeksi, krestal kemik kaybı, radyografik değerlendirme, keratinize doku ve peri-implant hastalık (53).

2.3.1. Uzun Ömürlülük

Endosteal implantlar için başarı kriterleri Schnitman ve Shulman (54), Cranin ve ark. (55), McKinney ve ark. (56), Albrektsson ve ark. (36) da dahil olmak üzere birçok yazar tarafından tanımlanmıştır. Albrektsson ve ark.'nın (36) çalışmasında dental implantların beş yıllık başarı oranının minimum %85, on yıllık başarı oranının ise en az %80 olması gerektiğini belirtilmiştir. Ancak bu çalışmada protetik restorasyonlar değerlendirilmemiştir. İmplant sağkalımının değerlendirilmesinde protetik sağkalımın da göz önünde bulundurulması önerilmektedir (53).

Misch tarafından önerilen ve Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi'nin Pisa Konsensus Konferansı'nda kabul edilen klinik kriterlerde hem dental implant hem protetik sağkalım değerlendirilmektedir ve on yıl için minimum %90 protetik başarı önerilmektedir (53). Dental implant destekli sabit tam ark restorasyonlarda ortalama implant kaybı maksillada %10 ve mandibulada %3 olarak belirtilmektedir. Dental implant destekli overdenture protezlerde bu oran maksillada ortalama %19 ve mandibulada ortalama %4 olarak tespit edilmiştir. Kısmi dişsizliğin rehabilite edildiği dental implant destekli sabit protetik restorasyonlarda ise bu oran maksilla ve mandibula için ortalama %6 olarak bildirilmektedir (57). Bu nedenle overdenture protezler implant destekli restorasyonun uygulanmasından sonra erken dönem implant kaybı ve komplikasyon gelişme riski en yüksek olan restorasyonlardır. Bunu sırasıyla sabit tam ark restorasyonlar ve sabit parsiyel restorasyonlar takip etmektedir. Literatürde implant kayıplarının en az olduğu ve böylece tedavi sonucunun en öngörülebilir olduğu restorasyonlar ise tek üye restorasyonlar olarak belirtilmektedir (57,58).

2.3.2. Mobilite

Dental implantlarla karşılaştırıldığında doğal dişleri çevreleyen destek yapıların diş, restorasyon veya krestal kemiğe iletilen biyomekanik kuvvetleri daha etkili olarak azalttığı gözlenmektedir. Bunun nedeni doğal dişlerdeki periodontal ligamentin varlığı ve diş kökünün biyomekanik tasarımıdır (59).

Doğal dişler vertikal, horizontal ve rotasyonel yönlerde normal fizyolojik hareketlenmeler gösterirler. Bu hareketlerin büyüklüğü kökün yüzey alanı ve şekli ile ilişkilidir. Bu nedenle köklerin sayısı, uzunluğu, çapı, şekli ve periodontal ligamentin sağlığı doğal dişlerin mobilitesini primer olarak etkilemektedir (60).

Sağlıklı bir posterior diş dikey yönde klinik olarak mobil değildir. Bu dişlerdeki fizyolojik dikey mobilite yaklaşık olarak 28 μm ' dir (5). Posterior dişlerin üzerine uygulanan kuvvetler kalktığında bu dişlerdeki ilk hareketin 8 μm büyüklüğünde olduğu bildirilmiştir (4). Dişin eski konumuna dönmesi ise yaklaşık 4 saat sürmektedir (6). Diğer taraftan dental implantların dikey yöndeki hareketinin 2-3 μm olduğu bildirilmiştir (6). Ayrıca dental implant ve doğal diş birleştiren sabit protetik restorasyonlarda hareket gözlemlendiği çeşitli çalışmalarda raporlanmıştır (7,9,13,61). Fenton ve ark.'nın (4) çalışmasında maksiller anterior diş ve dental implant üzerine 500 g'lık kuvvetler uygulandıktan sonra doğal dişte yatay yönde 57 μm hareket gözlenirken dental implantta bu hareket 10 μm olarak tespit edilmiştir. Doğal dişlerdeki yatay yönlü hareketin büyüklüğünün dikey yönlü hareketinden daha fazla olduğu bildirilmiştir (5).

2.3.3. Perküsyon

Perküsyon doğal dişler ve dental implantlarda farklı kullanım alanları bulmaktadır. Perküsyon doğal dişler için sıklıkla hassasiyete sebep olan dişin ayırıcı tanısında kullanılırken, osseointegre olmuş dental implantlarda rijit fiksasyonun varlığının değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Bununla birlikte perküsyon sonucunda osseointegre olmuş implantlarda klinik sağlık veya rijit fiksasyon hakkında kesin bir veri elde edilmesi mümkün değildir (53).

2.3.4. Ağrı

Ağrı hafif bir rahatsızlık ile dayanılmaz acı arasında değişiklik gösteren, nahoş hissiyat olarak tanımlanan sübjektif bir duygudur. Doğal bir diş çoğunlukla ısı ve perküsyona

duyarlılık göstererek ağrı semptomları göstermeye başlamaktadır (53). Dental implantlarda primer iyileşme sağlandıktan sonra nadiren ağrı veya hassasiyet gibi semptomlar gözlenmektedir. Dental implantlarda hiperemi, ısı ve perküsyon hassasiyeti veya travmatik oklüzyon kaynaklı erken semptomlar oluşmamaktadır (62). Bununla birlikte dental implantın anatomik landmarklara (mandibular kanal, mental sinir vb.) yakın olarak konumlanması, parafonksiyonel hareketlerin varlığı veya implant destekli protezlerden kaynaklanan biyomekanik sorunlar sonucunda dental implantların çevresinde hassasiyet veya ağrıdan söz edilebilmektedir. Ağrı ve hassasiyetin klinik olarak değerlendirilmesinde ısıрма çubuğundan faydalanılmaktadır (63).

2.3.5. Sondalama Derinliği

Doğal bir dişte sulkus ile alveolar kemik arasında ortalama 2.04 mm biyolojik derinlikten bahsedilmektedir. Bu derinlik, ortalama 1.07 mm bağ dokusu ataşmanı ile ortalama 0.97 mm epitelyal ataşmandan oluşmaktadır (60). Linkevicius ve ark. (64) dental implantlarda bu derinliği 3.8 mm olarak bildirmişlerdir. Doğal dişlerin aksine dental implantları çevreleyen bağ dokusu ataşmanında dental implanta bağlanan konnektif lifler bulunmamaktadır. Ayrıca doğal dişlerden farklı olarak peri-implant mukozanın alveol kemiği ve bağlantı epiteli arasında yer alan bağ dokusunda daha az fibroblast ve damarlanma, daha fazla miktarda kollajen bulunması nedeniyle burada yer alan bağ dokusu skar dokusuna benzetilmektedir (65).

Histolojik olarak incelendiğinde doğal dişi çevreleyen on iki farklı gingival fibril grubu gözlenirken (dentogingival, alveologingival, interkapiller, transgingival, sirküler, semisirküler, dentoperiosteal, transseptal, periosteogingival, intersirküler ve intergingival) dental implantların etrafında bu fibrillerden yalnız iki grup (sirküler ve periosteogingival) olduğu gözlenmiştir (60). Ayrıca fibriller periodontal dokularda diş yüzeyine dik bir şekilde uzanırken peri-implant dokularda implant yüzeyine paralel seyretmektedir. Bunun sonucunda peri-implant bağ dokusu ataşmanının üzerinde bulunan epitelyal ataşman sondalama esnasında kolaylıkla zedelenebilmekte ve dental implant yüzeyindeki bakterilerin apikale göçü fibril yönünü takip ederek daha kolay bir şekilde gerçekleşebilmektedir (53).

2.3.6. Kanama İndeksi

Doğal dişlerde sondalamada kanamanın gözlenmesi sulkular enflamasyon ve plak indeksi ile korelasyon göstermektedir. Bunun sonucunda kanama indeksi sulkular sağlığın bir göstergesi olarak kullanılmaktadır. Diğer taraftan dental implantların sağlığının değerlendirilmesinde kanama indeksi tek başına bir gösterge olarak güvenilir değildir (60). Doğal dişlerin aksine dental implantlarda yumuşak doku enflamasyonları daha sık krestal kemiğin koronalinde gözlenmektedir. Bunun sebebi dental implant ve alveolar kemik yüzeyi arasında periodontal membran ve fibröz dokunun bulunmamasıdır (53). Ayrıca dental implantları çevreleyen yumuşak dokuda doğal dişlere göre daha az kan damarının bulunması sonucunda dental implantlar etrafındaki enflamasyon ve kanamanın doğal dişlere göre daha az olduğu bildirilmiştir (66).

2.3.7. Krestal Kemik Kaybı

Dental implantların krestal bölgesini çevreleyen krestal kemik sıklıkla implant sağlığının bir göstergesi olarak kullanılmaktadır. Doğal dişlerin aksine dental implantlarda gözlenen krestal kemik kaybının sebebi çok etkenlidir ve farklı zaman aralıklarında kendini gösterebilmektedir. Bu kemik kayıpları; cerrahi kemik kaybı, erken kemik kaybı, erken yükleme sonucunda gözlenen kemik kaybı, ara dönemde gözlenen kemik kaybı ve uzun dönem kemik kaybıdır (53). Tüm zaman aralıklarında gözlenen kemik kayıplarının farklı etyolojik faktörleri bulunmaktadır. Adell ve ark. (67) krestal kemik kaybının fizyolojik sınırlarını implantın yerleştirildiği ilk yıl 1.2 mm, bunu takip eden her yıl için 0.1 mm olarak bildirmiştir. Albrektsson ve ark. (36) tarafından yapılan çalışmada bu miktar ilk yıl için en fazla 1-1.5 mm, bunu takip eden her yıl için en fazla 0.2 mm olarak belirtilmiştir.

2.3.8. Radyografik Değerlendirme

Doğal dişlerin radyografik olarak incelenmesi sonucunda çürük varlığı, endodontik lezyonlar ve periodontal kemik kaybı değerlendirilebilmektedir. Doğal dişlerde lamina duranın varlığı ve bütünlüğü, periodontal ligament genişliği veya krestal kemiğin morfolojisi radyografiler aracılığıyla gözlenebilmektedir. Diğer taraftan dental implantlarda çürük veya endodontik lezyon varlığı gibi durumlardan söz edilememektedir. Bu nedenle dental implantların sağlığının değerlendirilmesinde krestal kemik seviyesi radyografik olarak incelenmektedir (60,68). Bununla birlikte radyografilerin limitasyonları bulunmaktadır.

Radyografiler aracılığıyla krestal kemik seviyesi değerlendirilirken yalnızca mezial ve distal seviyeler net olarak takip edilebilmektedir. Ancak erken kemik kaybı çoğunlukla implantların fasiyal yüzeyinden başlamaktadır (53).

2.3.9. Keratinize Doku

Doğal dişler ve dental implantların çevresindeki keratinize diş etinin gerekliliği hala tartışmalı bir konudur (69–72). Ağız içerisinde keratinize dokunun en az olduğu dişler sıklıkla mandibular birinci premolarlar olsa da periodontal hastalık nedeniyle kaybedilen ilk dişler genellikle mandibular premolarlar değildir. Tüm periodontal parametrelerin sağlıklı olduğu durumlarda keratinize mukoza varlığının doğal dişlerin sağkalımı ile ilişkisinin çok az olduğu bildirilmiştir (60). Wennstrom ve ark. (69) ile Kennedy ve ark.'ın (73) çalışmaları sonucunda oral hijyenin sağlandığı koşullarda doğal dişlerin etrafındaki keratinize diş eti eksikliğinin uzun dönemde yumuşak ve sert doku sağlığını etkilemediği bildirilmiştir. Bununla birlikte keratinize dokunun gingival sağlık ve estetiğin korunmasında rol aldığını bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (74,75).

Dental implantların doğal dişlere kıyasla mikrobiyal invazyon veya plak akümüasyonu kaynaklı enflamasyona ve kemik kaybına daha yatkın olduğu bilinmektedir (76,77). Literatürde keratinize mukoza varlığının peri-implant bölgede ideal oral hijyene ulaşımı kolaylaştırdığı, mukogingival stresi önlemekte önemli rol oynadığı ve yetersizliğinin dental implantlarda başarısızlık için bir faktör olabileceği bildirilmiştir (71,78,79).

2.3.10. Peri-İmplant Hastalık

Gingivitiste doğal dişleri etkileyen mikrobiyal yük bağ dokusu ataşmanını etkilemeden yalnızca epitelyal ataşmanda sınırlı kalabilmektedir. Bunun sebebi doğal dişleri çevreleyen bağ dokusu ataşmanının krestal kemik seviyesinin ortalama 1.07 mm koronalinde yer almasıdır. Diğer taraftan peri-implant bölgede dental implantı çevreleyen ve bu sayede krestal kemiği koruyan bir yapı bulunmamaktadır (80). Bu nedenle dental implantlar mikrobiyal yüklere karşı daha korunmasızdır (53).

Periodontitis doğal dişler etrafında gözlenen bağlantı epitelinin apikale proliferasyonu, bağ dokusu ataşmanının kaybı ve alveolar kemiğin rezorpsiyonu ile karakterize bir hastalıktır. Periodontitiste primer etyolojik faktör bakterilerdir (63). Diğer taraftan dental implantlarda alveolar kemik kaybının primer sebebi her zaman bakteriler

değildir (81). Özellikle protetik yüklemelerden sonra gözlenen erken kemik kaybının temel sebebinin çoğunlukla strese kaynaklanan mekanizmalar olduğu düşünülmektedir (53,69,71).

2.4. Dental İmplantların Endikasyonları

1. Hareketli protezlerin tutuculuğunun yetersiz olduğu vakalar,
2. Hareketli protezler ile stabilitenin sağlanamayacağı durumlar,
3. Hareketli protezlerin kullanımında fonksiyonel olarak rahatsız olan hastalar,
4. Psikolojik olarak hareketli protez kullanımını reddeden hastalar,
5. Hareketli protezlerin stabilitesini bozan parafonksiyonel alışkanlıklar,
6. Ağızdaki mevcut dayanak dişlerin sayısının ve dağılımının yetersiz olduğu durumlar,
7. Sabit protezlerde kullanılacak dayanağın olmadığı durumlar,
8. Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksiklikleri,
9. Diş agenezisi,
10. Konservatif tedavi isteği (82).

2.5. Dental İmplantların Kontrendikasyonları

Dental implantların kontrendikasyonları üç alt grupta incelenebilmektedir:

2.5.1. Mutlak Kontrendikasyonlar:

1. Majör psikolojik bozukluklar,
2. Risk oluşturan kardiyak patolojiler,
3. Kontrol edilemeyen sistemik rahatsızlıklar,
4. Alkol ve ilaç bağımlılığı,
5. Hasta yaşı (büyüme çağındaki hastalar) (41).

2.5.2. Göreceli Kontrendikasyonlar:

1. Kemik kalitesi veya kantitesinin yetersiz olduğu hastalar,

2. Yeterli olmayan interoklüzal (çeneler arası) mesafe,

3. Risk taşıyan hastalar (radyasyon tedavisi görmüş hastalar, bruksizm, kontrol edilemeyen periodontitis, sigara vb.) (41).

2.5.3. İntraoral Kontrendikasyonlar:

1. Uygun olmayan interoklüzal ilişki,
2. İdeal olmayan oklüzal ve fonksiyonel ilişkiler,
3. Alveolar kemikte bulunan patolojiler,
4. İlgili çene kemiğinin radyasyona maruz kalması,
5. Oral mukozadaki patolojiler,
6. Kserostomi,
7. Makroglossi,
8. Oral hijyeni kötü olan hastalar (41).

2.6. Dental İmplantların Başarı Kriterleri

‘Başarı’ ve ‘başarısızlık’ terimleri birçok anlama gelebilen, açık ve geniş anlamalı kavramları içeren ifadelerdir. Literatürde dental implantların %75’inin beş yıl boyunca fonksiyon görmesi başarı kriterlerinden biri olarak görülmektedir (54). Dental implant uygulamalarında başarıyı değerlendirebilmek amacıyla çeşitli başarı kriterleri rapor edilmiştir (54,83–85). Bu kriterlerin oluşturulmasındaki amaç dental implant başarısını değerlendirirken objektif ve evrensel bir prosedür oluşturabilmektir (85). 1986 yılında Albrektsson, Zarb, Wirthington ve Eriksson’un (36) bilimsel verilere bağımlı olarak tarif ettiği dental implantlardaki başarı kriterleri osseointegre implantlar için hala geçerliliğini korumaktadır.

Bu kriterler şu şekilde tanımlanmıştır;

1. Dental implantlarda başka bir implanta veya bir restorasyona bağımlı olmadan klinik olarak mobilite gözlenmemelidir.

2. Radyografilerde peri-implant radyolusensi gözlenmemelidir.

3. Dental implantların yerleştirilmesini takip eden bir yıldan sonra her sene için 0.2 mm'den fazla kemik kaybı gözlenmemelidir.

4. Dental implantlarda ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi, mandibular kanalda zedelenme gibi devamlı veya geri dönüşümlü işaret ve semptom gözlenmemelidir.

5. Bir dental implantın başarılı sayılabilmesi için yukarıdaki kriterler beş yıllık gözlem periyodu sonunda %85 ve on yıllık gözlem periyodu sonunda %80 oranında yerine getirilmelidir.

Dental implantlarda uzun süreli başarı sağlamak için biyomekanik faktörler göz önünde bulundurulmalıdır (86). Biyomekanik faktörleri etkileyen durumlar arasında dental implantın tasarımı, uzunluğu, çapı, yüzey yapısı, sayısı ve arktaki yerleşimi, kuvvetin yönü, kuvvetin şiddeti, protetik restorasyonun türü, protetik restorasyon materyali, parafonksiyonel alışkanlıklar, kemik kantitesi, kemik-dental implant arayüz özelliği, hastaya özel faktörler, kantilever varlığı, kron/implant oranı ve protez gövdesinin uzunluğu bulunmaktadır (87).

2.7. Kemik

Kemik benzersiz mekanik ve biyolojik özelliklere sahip sert bir bağ dokusudur. Kemik dokusu vücut iskeletinin ana yapısını oluşturan, hayati önem taşıyan organları koruyan, kan hücrelerini yapan kemik iliğini içeren ve vücuttaki birçok süreç için gerekli olan kalsiyum, fosfor, sodyum, magnezyumu depolayan sert bir dokudur (88).

Kemik dokusu matriks olarak adlandıran hücreler arası madde ve hücrelerden oluşmaktadır. Matriks organik ve inorganik olmak üzere iki ana yapıdan oluşmaktadır (89). Kemiğin bileşenleri cinsiyet, yaş, beslenme alışkanlıkları ve hastalık varlığına bağlı olarak farklılık göstermektedir. Kemiğin yapısal komponentleri yaklaşık olarak %67 inorganik matriks ve %33 organik matriksten oluşmaktadır (90).

Kemik dokusunun gelişimi sürecinde primer kemiğin yerini lamelli bir matriks yapısı gösteren sekonder kemik almaktadır. Sekonder kemik makroskopik olarak trabeküler (süngerimsi) ve kortikal (kompakt) kemik olmak üzere ikiye ayrılır (88).

2.7.1. Kemik Sınıflandırmaları

Günümüzde en çok kabul gören iki kemik sınıflandırması bulunmaktadır. Bunlardan biri Lekholm ve Zarb (91) (Resim 2) sınıflandırması diğeri ise Misch (92) (Resim 3) sınıflandırmasıdır.

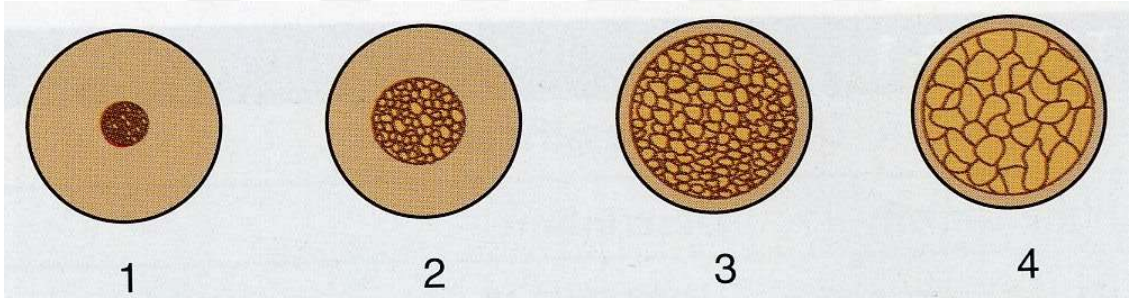
Lekholm ve Zarb sınıflandırmasına göre kemik 4 farklı kalite sınıfına sahiptir;

Tip I (Q 1) Kemik Kalitesi: Homojen kompakt kemiği,

Tip II (Q 2) Kemik Kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemiği,

Tip III (Q 3) Kemik Kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği,

Tip IV (Q 4) Kemik Kalitesi: İnce kortikal kemiği çevreleyen poröz (düşük yoğunlukta) kortikal kemiği temsil etmektedir.



Resim 2. Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırması (92)

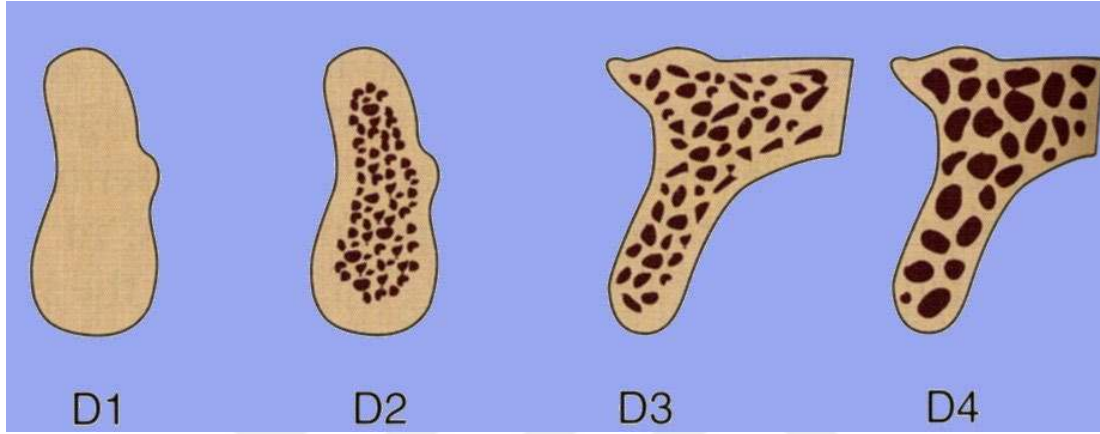
Misch sınıflandırmasına göre;

D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dişsiz anterior mandibulada bulunur.

D2 kemik: Alveolar kret tepesinde kalın poröz kortikal kemik ve altında kaba dokulu trabeküler kemikten oluşur. Anterior-posterior mandibulada, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.

D3 kemik: Alveolar kret tepesinde ince poröz kortikal kemik ve altında ince dokulu trabeküler kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksillada, posterior mandibulada ve anterior mandibulada görülür.

D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur. Kemğin tamamı ince trabeküler kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada bulunur.



Resim 3. Misch'e göre kemik sınıflandırması (92)

2.8. Dental İmplant Destekli Protetik Restorasyonların Sınıflandırılması

Geleneksel sabit ve hareketli dental protezleri tanımlayan terminoloji dental implant destekli protezler için kullanıldığında birtakım karışıklıklara ve belirsizliklere neden olmuştur (93).

Dental implantların uygulanmasında farklı krestal kemik seviyelerinin bulunması sonucunda farklı tedavi planlamalarına ihtiyaç duyulmaktadır. Misch (32) 1989 yılında implant destekli protezler için beş alt gruptan oluşan bir sınıflandırma geliştirmiştir.

Bu sınıflandırmaya göre:

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

SP-2. Oklüzal bölgede normal, gingival bölgede hiperkontürlü, kron ve kökün bir kısmını restore eden sabit protez,

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

HP-4. Tamamen dental implantla desteklenen overdenture tip hareketli protez,

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

Bir diğer sınıflama, Hobo ve ark. (94) tarafından mevcut doğal diş eksikliklerine göre yapılmıştır.

Bu sınıflamaya göre:

Parsiyel diş eksikliklerinde uygulanan protezler:

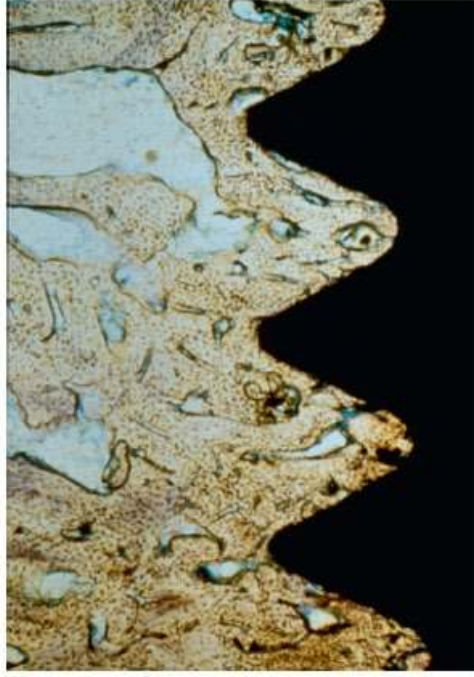
1. Sabit, vidalı kron protezler,
2. Simante kron ve köprü protezler,
3. Doğal diş- dental implant destekli köprü protezlerdir.

Tam diş eksikliklerinde uygulanan protezler:

1. İmplant destekli sabit simante köprü protezler,
2. İmplant destekli hibrit vidalı protezler,
3. İmplant destekli overdenture protezlerdir.

2.9. Doğal Diş-Dental İmplant Destekli Köprü Protezleri

Osseointegrasyonun tanımı ilk olarak Bränemark tarafından 1969 yılında yapılmıştır. Bränemark ve ark. (95) osseointegrasyonu canlı kemik ile titanyum arasında, ışık mikroskobu ile gözlenen, arada fibröz bir doku oluşmadan kurulan direkt bağlantı olarak tanımlamışlardır (Resim 4).



Resim 4. Kemik ile titanyum arasında ışık mikroskobu ile gözlenen osseointegrasyon (96)

Osseointegrasyon terimi bilimsel kanıtlara dayalı olarak Kuzey Amerika Dental Komitesi'nde tanıtıldığından beri dental implantlar diş hekimliğinde tedavi konsepti olarak kabul edilmiştir (97,98). Osseointegrasyonun uzun dönem başarısı kanıtlandıktan sonra dental implant rehabilitasyonu dişsizliğe sahip hastalarda önemli bir tedavi modeli haline gelmiştir (16,99).

Posterior mandibulada dental implantların uygulanabilmesini kısıtlayan birçok faktör bulunmaktadır (100). Çoğu vakada mandibular kanalın alveolar kret tepesine yakınlığı ve alveolar kretin bukkal-lingual genişliğinin yetersiz olması gibi anatomik nedenler sonucunda yalnızca kısa veya az sayıda implant yerleştirilebilmektedir (100). Anatomik yapının uygun olduğu bazı durumlarda ise ekonomik koşullar nedeniyle sayıca az implantın uygulanabildiği durumlarda doğal diş-dental implant destekli sabit protetik restorasyonlar gündeme gelmiştir (16). Gunne ve ark. (14) on yıl takip ettikleri doğal diş-dental implant destekli sabit protezlerin uygulanabilir ve güvenilir bir tedavi alternatifi olduğunu rapor etmiştir. Benzer şekilde Bragger ve ark. (101) dental implant destekli, doğal diş destekli ve doğal diş-dental implant destekli sabit protetik restorasyonlarda biyolojik ve teknik

komplifikasyonlar açısından anlamlı bir fark olmadığını bildirmiştir. Naert'in ve ark.'nın (13) on beş yıllık retrospektif bir çalışmasında doğal diş-dental implant bağlantılı protetik restorasyon uygulanan bireylerde yalnızca dental implanttan destekli protetik restorasyon uygulanan bireylere göre üç kat fazla krestal kemik kaybı rapor edilmiştir. Bununla birlikte bu değer yılda 0.07 mm olarak bildirilmiştir. Bu kayıp Albrektsson ve Zarb'ın (36) bildirdiği dental implantların başarı kriterlerine uymaktadır.

2.9.1. Doğal Diş-Dental İmplant Destekli Köprü Protezlerin Biyomekaniği

Osseointegre dental implantlar ve doğal dişlerin birbirinden farklı hareketlilik davranışı sergilemesi bu iki yapının birlikte kullanıldığı protezlere kuşkuyla bakılmasına neden olmuştur. Kemiğe iletilen kuvvetin dağılımının karakteri doğal dişlerde periodontal ligamentin esnekliği, dental implantlarda ise arayüzdeki osseointegrasyonun derecesi ile belirlenmektedir (7). Periodontal ligament alveol kretine gelen kuvvetlere karşı viskoelastik bir kuvvet emici olarak görev almaktadır. Böylece alveol kretine iletilen stresleri önemli ölçüde azaltmaktadır. Bu kuvvetler dental implantlarda alveolar kemik ile implant arasında oluşan osseointegre arayüzde yoğunlaşmaktadır (59). Kuvvetlerin iletim şekillerindeki bu farklılık dental implantların doğal dişler ile bağlandığı bir sistemde gelen yüklerin çoğunluğunun dental implant tarafından karşılanmasına neden olmaktadır. Ayrıca doğal diş-dental implant destekli protezlere gelen kuvvetlerin etkisiyle doğal diş dental implanta göre daha fazla yer değiştirmektedir. Bu nedenle protezde kantilever etkisi oluşmaktadır. Oluşan kantilever etkisiyle yüksek bükölme momenti ve bu momentten kaynaklanan stres birikimi meydana gelmektedir. Bunun sonucunda bağlantı vidasında gevşeme, simantasyon başarısızlıkları, dental implantlarda ve protezlerde kırılmalar gibi komplifikasyonların gözlenebileceği literatürde rapor edilmiştir (102). Ayrıca aşırı oklüzal kuvvetler sonucunda osseointegrasyonda başarısızlık ve dental implant çevresinde krestal kemik kaybı gözlenebileceği bildirilmiştir (9,103–105).

Dental implant ve doğal dişi birleştiren sabit protetik restorasyonlarda bükölme hareketi dökölmüş tek ünite gövdeli bir protezin 6 µm hareket ettiği, iki ünite gövdeli bir protezin ise 48 µm hareket ettiği bildirilmiştir. Sonuç olarak protetik restorasyonun bükölme hareketi sağlıklı doğal diş ve dental implant arasındaki dikey mobilite farkını bir miktar kompanse edebilmektedir (6).

2.9.2. Doğal Diş-Dental İmplant Destekli Sabit Protezlerde Dikkat Edilmesi Gereken Hususlar

Dental implant ve doğal dişler arasındaki farklılıklar nedeniyle bu iki yapının birbirine bağlanabilmesi için birtakım kriterlere dikkat edilmesi gerekmektedir (106,107).

Doğal diş-dental implant destekli protezlerde kullanılacak dayanak diş on yıl veya daha uzun süreli olarak öngörülebilir prognoza sahip olmalıdır. Ayrıca bu diş periodontal olarak sağlıklı olmalıdır ve dişin mobilitesi bulunmamalıdır. Dental implant uygulamaları tamamlanmadan önce doğal dişlerde bulunan çürük veya endodontik lezyonlar tedavi edilmelidir (106). Tedavilerin tamamlanmadığı durumlarda dental implant uygulamaları sırasında diş kaybı gelişerek tedavi planının değişikliğine neden olabilmektedir. Bu nedenle dayanak olarak kullanılacak doğal dişte çürük veya endodontik lezyonların bulunması durumunda bu sorunlara yönelik tedaviler protetik restorasyondan önce tamamlanmalıdır (107).

Dental implantların üzerine gelen lateral kuvvetler krestal kemik üzerinde artmış strese neden olabileceği için, protezlerde oklüzyon dental implantlar üzerine lateral kuvvetler gelmeyecek şekilde planlanmalıdır (107).

Doğal dişlerin periodontal destek alanları doğal diş-dental implant bağlantılarında dayanak seçiminde önemli rol oynamaktadır. Anterior dişlerin tek köke sahip olması nedeniyle periodontal destek alanları posterior dişlere göre daha azdır. Aynı nedenle anterior dişler posterior dişlere göre daha fazla hareketliliğe sahiptir. Bu nedenler göz önünde bulundurularak dental implantların anterior dişlerle bağlanmasından kaçınmak gerekebilir (106,107).

2.9.3. Bağlantı Seçenekleri

Bağlantı sistemleri; rijit ve non-rijit olmak üzere iki grupta incelenebilmektedir. Naert ve ark. (13) rijit bağlantının destek dişlerdeki intrüzyonu önleyeceğini fakat bağlanan dental implantın çevresinde belirgin kemik kayıplarının gözlenebileceğini ifade etmiştir.

Doğal diş ve dental implantların birbirine bağlandığı sistemlerde bu iki yapı arasındaki hareketlilik farkını elimine etmek amacıyla kuvvet kırıcı sistemler kullanılmıştır (10,11,108). Kuvvet kırıcılar dikey kuvvetlerin karşılanmasında başarılı olurken yatay kuvvetlere karşı etkisiz kalmaktadır. Non-rijit bağlantılar klinisyenin doğal dişe zarar

vermeden restorasyonun dental implant üzerindeki kısmını sökebilmesine olanak tanımaktadır. Özçelik ve ark.'nın (109) bir çalışmasının sonucunda non-rijit konnektörlerin dental implanta yerleştirildiği durumlarda dikey oklüzal kuvvetler sonucunda dental implantı çevreleyen kemikte oluşan stresin daha düşük seviyede olduğu gözlenmiştir.

Literatürde doğal dişlerde oluşabilecek intrüzyon riskinin non-rijit bağlantılarda rijit bağlantılara göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir (13,110). İntrüzyon oluşumu konnektörlerin ataçman bölümleri arasındaki sürtünme direnci sonucunda oklüzal yüklemekten sonra doğal dişin tekrar eski pozisyonuna dönememesi ile açıklanmaktadır (111). Özetle doğal dişlerde gözlenen intrüzyon doğal diş ve restorasyon arasında hareket serbestliği olması sonucunda oluşmaktadır. Bu olayın tekrarlanması ise dişin intrüzyonuna neden olabilecek ortodontik kuvvetleri açığa çıkarmaktadır. Bu nedenle non-rijit bağlantıların kullanımı önerilmemektedir (12,111–113).

Dental implant ile doğal diş arasındaki hareketlilik farkını giderebilmek amacıyla rezilient elemanlar içeren implantlar önerilmiştir (114). Ancak yapılan çalışmalarda bu rezilient parçaların güvenilirliği tartışmalıdır (115–117). Literatürde rezilient parçaların kemik üzerine gelen stresi azalttığını veya daha uniform bir stres dağılımı oluşturduğunu savunan araştırmacılar olduğu gibi (115,116,118–120) bu parçaların dental implantın servikal bölgesinde yoğunlaşan stresi azaltmadığını, hatta rijit titanyum bağlantı ile aynı derecede stres oluşturduğunu vurgulayan bir çalışma da bulunmaktadır (121). Bazı çalışmalarda kullanılan intramobil elemanın deformasyonunun dental implantın doğal dişe benzer elastisite göstermesini engellediği (122) ve dental implanta gelen bükme momentinde artışa neden olduğu savunulmuştur (123). Stres absorbe eden bu elemanların rezilienslerinin yalnızca periodontal ligamentle aynı büyüklükte olduğunda etkili olabilecekleri bildirilmiştir (124).

2.10. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Kullanılan Altyapı Materyalleri

2.10.1. Soy Metal Alaşımlar

Soy metal alaşımları yüksek korozyon direncine sahiptirler. Altın içerikli alaşımların mükemmel mekanik özellikleri, yüksek oranda dökülebilirlikleri ve kolay işlenebilirlikleri önemli özellikleri arasında yer almaktadır. Diğer taraftan özellikle gümüş içeriğe sahip olan alaşımların seramiklerde renklenmeye sebep olabileceği bildirilmiştir. Yüksek maliyetleri

nedeniyle soy metal alaşımların kullanımı yerine günümüzde daha çok soy olmayan metal alaşımlar kullanılmaktadır (125).

2.10.2. Soy Olmayan Metal Alaşımlar

2.10.2.1. Nikel-Krom Alaşımlar

Ni-Cr alaşımlar metal altyapılı seramik sistemlerde yaygın olarak kullanım alanı bulmaktadır. Bu alaşımların içeriğindeki krom, alaşımda korozyona ve kararmaya karşı direnç sağlamaktadır. Molibden eklenmesi ile termal genleşme katsayısının düşürülmesi, berilyum ile alaşımların erime derecesinin azaltılarak dökülebilirliğinin ve sertliğinin artırılması amaçlanmaktadır. Bununla birlikte berilyumun yüksek sıcaklıklarda yüzeyde oksidasyona uğraması toksisite sorunları oluşturabilmektedir (125).

Ni-Cr alaşımlar soy metal alaşımlara göre daha yüksek dayanıklılığa sahip olsa da esnemeye karşı olan dirençleri daha azdır. Yoğunluklarının düşük olması nedeniyle erime dereceleri daha yüksektir. Ayrıca sertleşme sırasındaki büzülmelerine bağlı olarak restorasyonun uyumu ile ilgili problemler oluşabilmektedir (125).

2.10.2.2. Krom-Kobalt Alaşımlar

Kobalt esaslı alaşımlar genel olarak yüksek aşınma direnci, yüksek sıcaklık direnci ve yüksek korozyon direncine sahip materyallerdir. Alaşımdaki krom korozyona karşı direnç sağlarken kobalt ise sertlik ve dayanıklılık sağlamaktadır. Alaşımların fiziksel özelliklerini ve dökülebilirliğini iyileştirmek amacıyla karbon, tungsten, nikel, molibden gibi elementler eklenmektedir. Alaşıma eklenen karbon esnekliği, sertliği ve dayanıklılığı etkilemektedir. Tungsten ilavesi ile korozyon direnci artırılmaktadır. Molibden ilavesi ile tanecik özellikleri iyileştirilmektedir (126).

Cr-Co alaşımların avantajları:

1. Korozyona ve lekelenmeye karşı dirençlidir.
2. Yüksek elastiklik katsayısı ve creep (yayılma) direncine sahip olduğu için eğilmeye ve bükülmeye çok dirençlidir. Böylece uzun gövdeli köprülerde kullanılabilir.
3. Seramik ile kuvvetli bağlantı kurabilir.
4. Soy alaşımlara göre daha ince hazırlanabilir.
5. Ucuzdur.

Cr-Co alaşımların dezavantajları:

1. Döküm işlemleri soy metal alaşımlarından daha zordur. Bunun sonucunda hassas bir döküm elde etmek kolay değildir.
2. Kron kenarlarında pürüzlülük gözlenebilir.
3. Kalın oksit tabakası seramik bağlantısında olumsuzluğa ve seramikte renklenmeye sebep olabilir.
4. Sertliği nedeniyle tesviyesi zordur.
5. İçeriğindeki nikel, alerjisi olan hastalarda toksik etki yapabilir.
6. Berilyum kapsayan alaşımlar sitotoksik özelliğinden dolayı sakıncalıdır (127).

2.10.2.3. Titanyum Alaşımları

Titanyum 1930'lerden itibaren biyomalzeme üretiminde kullanılmaktadır. Fiziksel ve kimyasal açıdan üstün özellikler gösteren titanyum, kobalt alaşımlarına göre daha hafif bir malzemedir. Korozyona neden olan kimyasal maddelerle tepkimeyi engelleyici bir oksit tabakası oluşturması nedeniyle titanyum korozyona karşı dirençlidir (128). Günümüzde titanyum ve alaşımları dental implant, kron köprü altyapısı, parsiyel protez iskeleti ve hibrit protez iskeleti yapımında kullanılmaktadır. Titanyumun mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla alüminyum, vanadyum ve demir gibi metallerle alaşımları yapılmaktadır (131).

Amerikan Test ve Materyal Kurumu (ASTM) dental implant materyali olarak kullanılabilecek altı tip titanyum olduğunu belirtmiştir. Saf titanyum (Cp-Ti) karbon, nitrojen, oksijen ve demir içeriğinin oranına göre dört farklı saflık derecesine ayrılmaktadır. Bunlar; Ti- 1 (0,15 Fe; 0,12 O₂), Ti-2 (0,20 Fe; 0,18 O₂), Ti-3 (0,25 Fe; 0,25 O₂), Ti-4 (0,30 Fe; 0,35 O₂)'tür. Bunların dışında iki tür titanyum alaşımı bulunmaktadır. Bunlar Ti-6Al-4V (Tip 5) ve Ti-6Al-4V [extra low interstitial (ELI)]'dir (129). Sınıflamada sayı arttıkça demir ve oksijen miktarı artmaktadır. Saf titanyuma az miktarda karbon, azot, oksijen ve demir katılması mekanik özellikleri belirgin olarak geliştirmektedir. Oksijen miktarının değişmesi metalin elastisite modülünü değiştirmektedir. Oksijen miktarının artışı metalin akma dayanıklılığı ve sertliğini artırırken uzamayı azaltmaktadır. Az miktarda oksijen, demir veya vanadyumun metale eklenmesi sertliği ve direnci artırmaktadır. Diğer taraftan oksijen içeriğinin artmasıyla metalin şekillendirilmesi zorlaşmaktadır. Oksijen veya azotun katılması ile çekme direnci ve esneklik sınırı artarken, darbe direnci azalmaktadır (130).

Titanyum ve alaşımlarının avantajları:

1. Biyouyumlu bir elementtir, ağız içindeki bakterilere karşı bakteriyostatiktir.
2. Kimyasal olarak aktif ve dolayısıyla soy olmamasına rağmen hava ile temas ettiğinde yüzeyinde süratle ince bir oksit tabakası meydana getirir.
3. Maliyeti düşüktür.
4. Isısal iletkenliği düşüktür.
5. Rezin simanlar ile porselenlere bağlanabilir.

Titanyum ve alaşımlarının dezavantajları:

1. Dökümü zordur (131).

2.10.3. Zirkonya

Dental restorasyonlarda üç tip Zr içerikli seramik kullanılmaktadır. Bunlar: zirkonya ile sertleştirilmiş alümina seramikler (ZTA), magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (Mg-PSZ) ve yitrium katyonlu tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP)'dir (132). Zr'nın monoklinik (0°C-1170°C), tetragonal (1170°C-2370°C) ve kübik (2370°C-2680°C) olmak üzere üç fazı bulunmaktadır. Oda sıcaklığında monoklinik fazı stabil değildir. Bu nedenle dental restorasyonlarda genellikle Y-TZP kullanılır. Yitriya eklenmesi ile Zr'nın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil olarak kalması amaçlanmaktadır (133). Y-TZP yüksek dayanıklılık ve kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahip bir seramiktir. Zr altyapı metal alaşımlar veya titanyum altyapılarla karşılaştırıldığında estetik ve biyouyumluluk açısından daha üstün özellikler göstermektedir (134). Yüksek bükülme dayanımı sayesinde anterior ve posterior bölgelerde olduğu gibi tam ark sabit restorasyonlar için altyapı materyali olarak kullanılabilir (135).

Zirkonyanın avantajları:

1. Yüksek kırılma sertliği ve dayanımı gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir
2. Biyouyumludur
3. Termal iletkenlik katsayıları düşüktür
4. Pulpada termal etki kaynaklı hasara neden olmaz
5. Radyopak görüntü verirler
6. Konvansiyonel simanlar ile simante edilebilirler (136,137).

Zirkonyanın dezavantajları:

1. Opak olmaları nedeniyle ışık geçirgenliği bulunmamaktadır
2. Yüzey işlemlerinin veya aşındırmanın uygulanması, materyalde mekanik olarak olumsuz etkilerin gözlenmesine ve materyalin yaşlanmasına neden olmaktadır
3. Bruksizm, derin kapanış veya parafonksiyonel hareketlerin varlığında kullanımı endike değildir.
4. Yüzey pürüzlendirmesi, Y-TZP seramiklerde diğer seramiklere göre daha zordur (137,138).

2.10.4. Polieter eter keton (PEEK)

PEEK ilk olarak 1978'de İngiliz bilim insanları tarafından geliştirilmiştir (139). Poliaril eter keton (PAEK) aile grubunun üyesi olan PEEK içeriğinde ketonlarla bağlanmış aromatik moleküler zincir ve fonksiyonel eter grupları bulundurmaktadır. Bu özellikleri sonucunda PEEK yarı kristal, termoplastik bir polimer olarak sınıflandırılabilir (140,141). Eter eter keton monomerinin polimerize olması sonucu gerçekleşen PEEK oluşum reaksiyonu bir bis-fenolat alkilasyon reaksiyonudur. Polieter eter sentezi ise 300°C'de 4.4 diflorbenzofenon ($C_{13}H_8OF_2$) ile polar çözücü içindeki (difenil sülfon) disodyum tuzu reaksiyonu sonucu oluşmaktadır (142,143).

PEEK yüksek sıcaklık dayanımı, iyi mekanik ve elektriksel özellikleri ile hidrolize direnç göstermesi gibi özelliklere sahiptir. PEEK materyali bu özellikleri sayesinde yaklaşık otuz yıldır kimya ve elektronik endüstrilerinde yaygın bir şekilde kullanım alanı bulmuştur (144). Kimyasal aşınmalara karşı gösterdiği yüksek direnç, radyasyon geçirgenliğinin az olması, çeşitli materyaller (cam, karbon fiberler vb.) ile modifiye edilebilir olması gibi özellikleri sayesinde birçok endüstriyel alanda metal alaşımlarına alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır (145).

Wenz ve ark. (146) PEEK'in sitotoksitesi, mutajenite, kanserojenite ve toksik formdaki immünojenisitesi hakkında hiçbir kanıt bulunmadığını belirtmişlerdir. Yapılan araştırmalar PEEK materyaline karşı klinik olarak belirgin bir enflamasyon bulgusu gözlenmediğini bildirmiştir (147).

PEEK materyali radyolusens özelliğe sahip olması sayesinde bilgisayarlı tomografi (BT), manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ve X-ray gibi görüntüleme teknikleriyle

kullanılabilmektedir. PEEK'in bu özelliği klinik hastalıkların teşhis ve tedavisine olanak sunmaktadır. Bu sebeple PEEK ortopedik ve travma vakalarında geleneksel metalik implant materyallerinin (titanyum, paslanmaz çelik vb.) yerine kullanılabilmektedir (148,149).

PEEK'in yapısında 10 miliGray'in (mGy) üzerindeki dozlarda bozulma oluşsa da bu değerin tıbbi cihazların sterilizasyonu için belirlenen standart dozların [25-40 kiloGray (KGy)] çok altında olması PEEK polimerinin sterilizasyonu esnasında sorun oluşturmamaktadır. 25-40 KGy gama radyasyonu ile dört defaya kadar tekrarlanan sterilizasyonun PEEK ve PEEK karbon fiber kompozitlerin mekanik özelliklerinde önemli anlamda değişiklik oluşturmadığı bildirilmiştir (150). PEEK çeşitli sterilizasyon işlemlerine karşı oldukça dirençlidir (148). Erime derecesinin 280°C'nin üzerinde olması sayesinde sıcak sterilizasyon işlemleri rahatlıkla uygulanabilmektedir (151).

PEEK malzemeler hem CAD-CAM sistemlerle hem de konvansiyonel yöntemlerle üretilabilmektedir (178). PEEK aminasyon, sülfonasyon ve nitrasyon gibi kimyasal süreçlerle, monomer modifikasyonlarının eklenmesiyle (pre-polimerizasyon veya post-polimerizasyon) modifiye edilebilmektedir (143). PEEK karbon fiber, cam fiber, %30 oranında baryum fosfat ($BaPO_4$) veya titanyum dioksit (TiO_2) gibi doldurucu materyal ilaveleriyle de kolaylıkla modifiye edilebilmektedir. PEEK'in karbon fiber takviyeli (Cfr-Peek) ve cam fiber takviyeli (Gfr-Peek) kompozitleri geliştirilmiştir ve elastisite modülü Cfr-Peek için 18 gigapaskal (GPa), Gfr-Peek için 12 GPa'a kadar yükseltilmiştir (153).

PEEK'in elastisite modülü yaklaşık 3-4 GPa olup, bu elastisite modül değeri insan trabeküler kemik dokusuna (3.78 GPa) yakın ve titanyum alaşımı (116 GPa) ile Cr-Co alaşımına (210 GPa) göre çok daha düşüktür (154). Seramikler yüksek elastisite modülüne sahip olan (210 GPa) çok sert materyallerdir. Alümina gibi yüksek sertlikte materyallerin kullanımı çiğneme aktivitesi sırasında iletilen kuvvetler sonucunda restorasyon ve dayanak dişlerin biyomekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilmektedir (155). Daha düşük elastisite modülüne sahip PEEK benzeri materyallerin ise kuvvet kırıcı gibi davranarak restorasyon yüzeyindeki gerilimi düşürdüğü bildirilmiştir (156).

PEEK polimeri tek yönden gelen baskı ve çekme kuvvetlerine bağlı olarak oluşabilecek şekil bozukluklarına direnç gösterebilmekte ve 1380 Newton'u (N) geçmeyen sıkıştırma kuvvetlerine dayanabilmektedir (157). Uygulanan testler PEEK materyalinin 1200 N'a kadar dayanıklı olduğunu göstermiştir (158). PEEK polimerinin inert olması

önemli özelliklerinden bir tanesidir. Oda sıcaklığında %98 oranındaki sülfürik asit solüsyonu dışında hiçbir çözeltinin PEEK polimerini çözemediği bildirilmiştir (159,160).

PEEK materyalinin metal restorasyonlara göre daha hafif olması, elastisite modülünün kemiğe daha yakın olması, şok absorpsiyon kabiliyeti, metal içermemesi, korozyon gözlenmemesi, yüksek yorgunluk direnci, yüksek doku uyumu ve düşük seviyede bakteri plağı tutulumu gibi özellikleri diş hekimliği alanında kullanılabilmesi için önemli avantajlar sağlamaktadır (140). Ayrıca PEEK'in yüzeyindeki biyofilm oluşumunun titanyum ve Zr gibi dental materyallere eşit veya daha düşük seviyede olduğu bildirilmiştir (161). Özetle PEEK geleneksel alaşımlar ve seramikler gibi dental malzemelere göre önemli avantajlar sağlamaktadır (140,162).

2.10.4.1. PEEK'in Dental Kullanım Alanları

PEEK polimeri diş hekimliğinde sabit protetik restorasyonlarda altyapı materyali (163), hareketli protetik restorasyonlarda ana bağlayıcı, tutucu parça ve diğer komponentlerin yapımı (164), geçici abutmentler (165), iyileşme başlıkları (166) ve dental implant materyali (167) gibi pek çok alanda kullanılmaktadır.

2.10.4.1.1. PEEK'in Dental İmplant Materyali Olarak Kullanımı

Dental tedavilerde içeriğinde metal ve alaşımları bulunmayan materyallerin kullanımını talep eden hastaların gün geçtikçe artması sonucunda titanyum ve alaşımlarına alternatif olarak kullanılabilen dental implant materyalleri diş hekimliğinde yer almaya başlamıştır (168). Bu anlamda üretilen biyouyumlu materyaller arasında elastisite modülü kemiğe en yakın olan materyal PEEK'tir. PEEK'in çözülmeye ve bozulmaya karşı dirençli olması dental implant materyali olarak kullanılabilecek uzun vadeli bir biyomalzeme olarak önerilmesini sağlamıştır (148).

PEEK titanyumla karşılaştırıldığında zayıf osteokondüktif ve hidrofobik özellikleri nedeniyle osteoblast farklılaşmasını düşük derecede uyarmaktadır (146). Mekanik ve biyolojik özelliklerini geliştirmek amacıyla PEEK materyalinde birtakım düzenlemeler yapılmaya başlanmıştır. Bununla birlikte günümüzde PEEK implantlar klinik olarak çok sık kullanılmamakta ve uzun süreli takiplerinin yapıldığı yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır (165,169).

2.10.4.1.2. PEEK'in Hareketli Bölümlü Protez Materyali Olarak Kullanımı

Cr-Co metal alaşımlardan yapılan hareketli protezler bölgesel dişsiz hastaların tedavisi için sonuçları öngörülebilir ve ekonomik bir tedavi seçeneği olmuştur. Cr-Co kullanılan hareketli bölümlü protezlerde estetik olmayan metal kroşe varlığı, artmış protez ağırlığı, metalik tat ve metalin oluşturduğu alerjik reaksiyonlar nedeniyle poliamid ve asetal rezinler gibi termoplastik özellik gösteren materyaller üretilmiştir (158).

Cr-Co metal alaşımlarına alternatif olarak kullanılan PEEK materyali hareketli bölümlü protezlerde altyapı materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır. PEEK materyali beyaz renkli oluşu sayesinde geleneksel metal altyapı materyallerine göre daha üstün estetik özellikler sağlamaktadır (158). Diğer avantajları ise alerjik reaksiyonlara sebep olmaması, metalik tadının bulunmaması, diğer materyallere göre üstün cilalama kapasitesi, plak tutuculuğunun az olması ve aşınmaya karşı direncinin fazla olmasıdır (151,170).

2.10.4.1.3. PEEK'in Sabit Protezlerde Kullanımı

Geleneksel metal alaşımların korozyona uğrayabiliyor olması, alerjik reaksiyon oluşturabilmesi ve translusent olmaması gibi dezavantajları bulunmaktadır (171). PEEK materyali estetik rengi, hafif olması ve kırılmaya karşı yüksek dayanıklılığı sayesinde sabit protetik restorasyonlar için alternatif olarak kullanılmaktadır (164).

PEEK biyouyumlu bir materyaldir ve metal restorasyonlara göre doğal diş rengine daha yakın bir görünüme sahiptir. Ancak estetik açıdan zayıf translusensi ve grimsi pigmentasyon göstermesi nedeniyle PEEK kron ve köprüler anterior bölgede monolitik olarak kullanılamamaktadır. Bu nedenlerle PEEK'in mutlaka estetik bir materyal ile kaplanması gerekmektedir (172).

2.11. Biyomekanik

Biyomekanik, mekanik prensipler içerisinde uygulanan kuvvetler sonucunda biyolojik dokuların verdikleri yanıtlarla ilgilenen multidisipliner yaklaşımdır. Bu açıdan biyoloji, fizyoloji, tıp ve mekanik konuları ile ilişkilidir (173).

Dental implant destekli sistemlerin uzun dönemdeki başarısını etkileyen en önemli faktör biyomekaniktir (204). Protezler teslim edildikten sonra uzun dönemdeki dental implant başarısızlıkları genel olarak biyomekanik komplikasyonlardan kaynaklanmaktadır.

Biyomekanik komplikasyonlar dental implant destekli protezlerde gözlenen komplikasyonlar arasında literatürde en sık raporlanan komplikasyonlardır (1).

2.11.1. Oklüzal Kuvvetler

Restorasyonlar üzerine gelen kuvvetler destek doğal dişler ya da dental implantlar aracılığıyla kemiğe iletilmektedirler (59). Ancak osseointegre bir dental implant doğal dişlerden farklı olarak kemikle direkt temas halindedir. Doğal dişler periodontal ligament sayesinde kuvvetleri absorbe edebilirken dental implantlar kuvveti direkt olarak kemiğe iletirler. Bu nedenle dental implant-kemik arayüzünün korunmasında oklüzal kuvvetlerin önemli bir rolü bulunmaktadır (175). Kemiğe iletilen kuvvetler belirli limitler dahilinde olduğunda kemiğin rezorpsiyonu ve apozisyonu denge halindedir. Böylece krestal kemik seviyesi korunmaktadır. Kemiğin, üzerine gelen kuvvetlere karşı geliştirdiği bu cevap Wolff kanunu ile açıklanmaktadır. Wolff'a göre hem kemik yoğunluğu hem de kemik trabeküllerinin organizasyonu yükleme kuvvetlerinin yarattığı baskı ve çekme streslerinin büyüklüğü ve yönü ile ilişkilidir (176).

Mekanik streslerin iki tip gerinim seviyesi arasında olduğu düşünülmektedir. Bunlardan minimum etkili gerinimin 1500–2500 mikrogerinim ($\mu\epsilon$) olduğu tahmin edilmektedir (177). Diğer gerinim seviyesi düşük efektif gerinim seviyesi olarak belirtilmektedir ve bu seviyenin yaklaşık 50–200 $\mu\epsilon$ olduğu bildirilmiştir (178). Bu iki gerinim seviyelerinin kombinasyonu kemik adaptasyonu ve mekanik yükleme için fizyolojik pencereyi oluşturmaktadır. Mekanik yükler bu pencerenin dışına çıktığında kemikteki apozisyon-rezorpsiyon dengesinde bozulmalar gözlenmektedir (179). Wolff kanununda kemik üzerine gelen ve 3000 $\mu\epsilon$ kadar olan gerinim miktarı tolere edilebilir sınır kabul edilmektedir. Bu sınır değerinin üzerinde alveolar kemikte rezorpsiyon ve hatta fraktürler gözlenebileceği bildirilmiştir. Bu sebeple oklüzal kuvvetlere maruz kalan dental implantların kemiğe en fazla 3000 $\mu\epsilon$ iletmesi istenmektedir (177,180,181).

Özetle alveolar kemik üzerine iletilen kuvvetlerin büyüklüğüne göre kemikte apozisyon veya rezorpsiyon gözlenmektedir. Fiziksel stresler belirli bir seviyenin üzerinde olduğunda kemik-dental implant ara yüzeyinde başarısızlık gözlenebilmektedir (182). Dental implant üzerine gelen aşırı kuvvetler alveolar kemiğin rezorbe olmasına neden olabilmektedir (1). Ayrıca dental implantın kırılması, bağlantı vidasının gevşemesi, implant destekli sabit protezlerde porselen veya metalin kırılması, implant gövdesinin boynunda

kırık gibi komplikasyonlar gelişebilmektedir. Diğer taraftan alveolar kemik üzerine yeterli kuvvetin uygulanmaması sonucunda kullanılmama atrofisi gelişerek kemik kayıpları gözlenebilmektedir (174,183).

Bir çalışmaya göre ısırma kuvvetlerinin 1. ve 2. molarlarda 390-800 N aralığında (ortalama 565 N), premolarlarda 288 N, kaninlerde 208 N, kesicilerde ise 155 N olduğu bildirilmiştir (184). Diğer bir çalışmada ise bu değerler molarlarda 665 N, premolarlarda 453 N, kesicilerde ise 222 N olarak rapor edilmiştir (185). Ferrario ve ark.'nın (186) çalışmasında doğal dentistisyondaki ısırma kuvvetleri kesicilerde 94-146 N, birinci premolarlarda 179-254 N ve birinci molarlarda 234-306 N olarak tespit edilmiştir. Doğal dentisyon için verilen bu ısırma kuvvetlerinin bireyin yaşı ve ağız içerisinde bulunan restorasyonlardan büyük oranda etkilendiği bildirilmiştir (185).

Dental implantlar üzerine gelen kuvvetler nadiren implantın uzun aksına paraleldir. Ayrıca kuvvetler çoğunlukla birden fazla eksen üzerinden iletilmektedir. Basit bir oklüzal temas sıklıkla üç boyutta (mezio-distal, bukkolingual, oklüzo-apikal) iletilen oklüzal kuvvetlerden oluşmaktadır (187). Dental implantın uzun aksı boyunca iletilen kuvvetler dental implantın gövdesinde bulunan yivler aracılığı ile doğrudan kemiğe iletilir. Diğer taraftan dental implant üzerine gelen kuvvet veya bileşeni dental implantın uzun aksına açılı olarak uygulanırsa dental implant üzerinde bir dayanak noktası oluşarak bükülme momenti meydana gelir. Bu durumda yalnızca dental implantın boyun kısmı ve apeksindeki yivler yükü karşılamaktadır. Bunun sonucunda hem dental implantı çevreleyen alveolar kemikte hem de dental implantta stres seviyelerinde artış gözlenmektedir. Bu nedenle osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetleri önemli bir rol oynamaktadır (188,189). Literatürde erken dönemde gözlenen dental implant kayıp nedenleri arasında parafonksiyonel çiğneme kuvvetlerinin bulunduğu belirtilmiştir (190).

2.12. Kuvvet Analizleri

Kuvvet analizleri bir cisme etki eden kuvvetlerin cismin yapısında oluşturduğu stresi belirlemek ve bu kuvvetlerin etkilerini değerlendirmek amacıyla yapılan analizlerdir (191). Kuvvet analizi yöntemlerini incelemek için analizler sırasında kullanılan kavramların göz önünde bulundurulması gerekmektedir.

2.12.1. Kuvvet Analizlerinde Kullanılan Kavramlar

2.12.1.1. Gerilme (Stres)

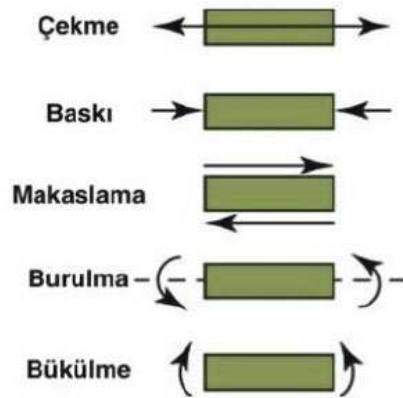
Mekanik stres, kuvvetin belirli bir alan üzerindeki dağılımının şekli olarak tanımlanmaktadır ve ölçü birimi Pascaldır ($P=N/m^2$). Diş hekimliğinde MPa gerilme birimi olarak daha çok kullanılmaktadır (192).

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

Bu denkleme göre stresin yoğunluğu kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin dağıldığı kesit alanına bağlıdır. Daha dar bir alana uygulanan kuvvetin oluşturduğu stres daha büyük olacaktır. Bu nedenle fazla stres değerleri oluşturmamak için kuvvetlerin daha geniş alana yayılması gerekmektedir. Dental implantlara iletilen kuvvet yoğunluğu eksen dışı yüklemelerin azaltılması ile düşürülebilmektedir (193).

2.12.1.2. Kuvvet

Kuvvet, bir cisim üzerine uygulandığı zaman cismi harekete yönlendiren ya da mevcut hareketini değiştiren etki olarak tanımlanmaktadır (Resim 5). Kuvvetler cisimlerin doğrudan temasıyla veya cisimler arasındaki belirli bir mesafeden uygulanabilir. Bir cisim üzerine uygulanan kuvvet sonucunda cismin rijit ya da bükülebilir olmasına göre cisim yer değiştirir ya da deformasyona uğrar. Kuvvet uygulama noktası, büyüklük ve uygulama yönü özellikleri ile ifade edilir ve birimi Newton'dur (194).



Resim 5. Kuvvet ve deformasyon tipleri (195)

2.12.1.3. Gerinim (Strain)

Gerinim bir cismin elastik veya plastik fiziksel deformasyonudur. Bir cisme uygulanan kuvvet sonucunda cismin boyutunda oluşan birim uzunluktaki değişiminin cismin ilk boyuna oranı olarak tanımlanmaktadır (192). Bir cisim üzerine uygulanan stres ortadan kalktığında cisim eski haline dönüyorsa elastik gerinim; şekil değişiklikleri, kopmalar veya kırılmalar oluşuyorsa plastik gerinim gözlenmektedir. Tüm cisimler uygulanan kuvvetler altında elastik veya plastik deformasyona uğramaktadır (193,196). Gerilim ve gerinim birbirinden tamamen farklı kavramlar olmasına rağmen bir cisim üzerinde kuvvet karşısında gerilim oluştuğunda gerinim de oluşmaktadır. Gerilim büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim bir kuvvet değil yalnızca bir büyüklüktür (193,196).

2.12.1.4. Elastisite (Young's) Modülü

Elastisite modülü gerilimin gerinime oranlanmasıyla elde edilmektedir. Birimi Paskal (Pa) olan bu değer bir cisim için ne kadar büyükse o cisim daha rijittir. Yüksek bir elastisite modülüne sahip bir cisim aynı kuvvetler altında düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğramaktadır (192).

Elastisite bir cisme uygulanan kuvvetin kaldırılması sonucunda o cismin ilk haline dönme yeteneği olarak tanımlanmaktadır. Cisme uygulanan kuvvetin kalkması sonucunda ilk durumuna tamamen dönebilen cisimler elastik cisimler olarak adlandırılmaktadır (193,196).

Gerilme-gerinim eğrisi çekme ya da baskı testleri ile elde edilen, materyal üzerine uygulanan kuvvet miktarına bağlı olarak materyalde oluşan şekil değişimini gösteren bir eğridir. Oluşan eğride lineer kısmın eğimi elastisite modülünü temsil etmektedir (197). Elastisite modülü elastiklikten çok rijiditeyi belirten bir özelliktir. Dik bir eğim yüksek elastisite modülünü belirtir ve rijit bir materyali tanımlar. Eğimin hafif olması ise düşük elastisite modülünü ve bükülebilir bir materyali belirtmektedir (198).

2.12.1.5. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Poisson oranı bir cismin enine deformasyonunun boyuna deformasyonuna oranıdır. Elastik sınırlarda lateral gerinimin aksiyal gerinime oranlanmasıyla elde edilmektedir ve ν ile sembolize edilmektedir (199). Poisson oranı birçok materyal için 0 ile 0.5 arasında bulunmaktadır. Bu oran -1'den az ve 0.5'ten büyük bir değer alamaz. Mükemmel izotropik

elastik bir malzeme için Poisson oranı 0.25 olarak kabul edilmektedir. Çekilebilir özelliği olan materyallerde bu oran büyür. Poisson oranının birimi bulunmamaktadır (193,200).

2.12.1.6. Akma Noktası (Yield Point)

Son elastik deformasyon noktası bir materyalin kalıcı deformasyona uğramadan dayanabileceği en yüksek gerilme değeri olarak tanımlanmaktadır ve gerilim/gerinim eğrisinde orantının bozulduğu noktadır. Uygulanan kuvvet bu noktayı geçerse plastik deformasyon gözlenmeye başlamaktadır. Uygulanan kuvvet bu noktadan önce kaldırılırsa materyal eski haline dönebilir (199).

2.12.1.7. İzotropik, Anizotropik, Homojen Cisim

Üç asal ekseninde (x, y, z) aynı elastik özellikleri gösteren cisimler izotropik olarak tanımlanmaktadır. İzotropik cisimler farklı doğrultularda uygulanan kuvvetler sonucunda çekme, baskı, makaslama gerilmelerinde aynı elastisite modülüne sahiptir (201,202).

Üç asal ekseninde (x, y, z) farklı elastik özellikler gösteren cisimler anizotropik olarak tanımlanmaktadır. Anizotropik cisimler farklı doğrultularda uygulanan kuvvetler sonucunda çekme, baskı, makaslama gerilmelerinde farklı elastisite modülüne sahiptir (201,202).

Elastik özelliklerin cisim içerisindeki her noktada aynı olduğu ve yapısal olarak her elemanın aynı olduğu cisimler homojen cisim olarak tanımlanmaktadır (203).

2.13. Kuvvet Analizi Yöntemleri

Kuvvet analiz yöntemleri bir materyal üzerine gelen kuvvetin materyal üzerinde yoğunlaştığı bölgeleri nitelik ve nicelik olarak analiz etmeyi sağlayan, bu kuvvetlerin dağılımını incelemeye olanak tanıyan ve böylece materyallerin stres altındaki davranışlarının incelenmesini sağlayan analiz yöntemleridir (192,204).

Diş hekimliğinde kullanılan kuvvet analiz yöntemleri şu şekilde belirtilmiştir (192) :

- Gerinim Ölçer ile Stres Analizi Yöntemi
- Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
- Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi
- Holografik İnterferometre Analiz Yöntemi

- Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi
- Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi
- Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analizi Yöntemi

2.13.1. Gerinim Ölçer ile Stres Analizi Yöntemi

Gerinim ölçer kullanılan stres analizleri ile kuvvet altındaki materyallerde oluşan doğrusal şekil değişiklikleri saptanmaktadır (205). Bu yöntem elektrik direnci gerinim ölçerleri ve bunların ekipmanlarının kullanılmasıyla uygulanmaktadır. Kuvvet altında kalan materyallerde oluşan doğrusal şekil değişiklikleri akustik, elektronik, elektrik, optik, mekanik-optik ve mekanik özelliklere sahip aletlerle tespit edilmektedir. Böylece statik veya dinamik kuvvetlerin uyarıları in vivo veya in vitro olarak incelenebilmektedir (205,206).

2.13.2. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Fotoelastik kuvvet analiz yöntemleri çift kırıcılık özelliğine sahip transparan materyallere polarize ışık altında kuvvet uygulanması sonucunda oluşan çeşitli renkli desenlerin incelenerek yorumlanmasına olanak tanıyan bir yöntemdir (191). Polarize ışık, üzerine kuvvet uygulanmış fotoelastik bir materyalden geçerken iki farklı hızda hareket eden dikey titreşimlere dönüşmektedir. Bu durum fotoelastik etki olarak adlandırılmaktadır. Fotoelastik etki polariskop aracılığıyla gözlenerek oluşan gerilme düzeyleri incelenebilmektedir (191,206,207).

Fotoelastik kuvvet analizi materyaldeki kritik gerilme noktalarını ve düzensiz geometrideki gerilme yoğunluklarını belirlemede kullanılan önemli bir analizdir. Diğer kuvvet analizlerinden farklı olarak materyallerde oluşan ani kesintilerde gerilme dağılımı net bir şekilde incelenebilmektedir. Ayrıca modeldeki iç baskıların doğrudan gözlenmesine olanak tanımaktadır (191,206,207).

Fotoelastik kuvvet analizi iki boyutlu ve üç boyutlu olarak uygulanabilmektedir. İki boyutlu analizlerde 3-5 mm kalınlığa sahip fotoelastik bir materyalden oluşan levhalar kullanılarak cismin modeli hazırlanmaktadır. Bu modele daha sonra polariskop üzerindeyken yükleme yapılmaktadır veya modelin fotoğrafları çekilmektedir. Üç boyutlu analizlerde model üç boyutlu olarak hazırlanmaktadır. Bu model özel şartlarda yüklendikten

sonra ortaya çıkan kuvvetler tespit edilmektedir. Daha sonra kesitler alınarak polariskopta incelenir ve fotoğrafları çekilir (191).

2.13.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntemde analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik homojen olarak uygulandıktan sonra model fırınlanmaktadır. Daha sonra model üzerine kuvvetler uygulanarak vernik kaplama üzerinde oluşan çatlaklar ve kuvvet hattının doğrultusu incelenmektedir. Çatlaklar genellikle kuvvete dik yönlü izlenmektedir ve kuvvetin uygulandığı noktadan uzaklaştıkça çatlakların yoğunluğu azalmaktadır (206,208).

2.13.4. Holografik İnterferometre Analiz Yöntemi

Bu yöntemde cisimlerin üç boyutlu holografik görüntüsü lazer ışını kullanılarak holografik film üzerine kaydedilmektedir. Optik bir teknik kullanılan bu yöntemde görüntünün yeniden oluşum aşamasında yüzey deformasyonları nanometre boyutunda algılanarak görünür ışın saçaklarına dönüşmektedir. Oluşan ışın saçaklarının şekli, yönü ve saçaklar arası mesafe değerlendirilerek cisimde oluşan değişiklikler incelenebilmektedir (206) .

2.13.5. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi

Radyotelemetri kuvvet analiz yönteminde elde edilen veriler herhangi bir materyalle bağlantı kurmadan radyo frekansları ile iletilmektedir. Bu analiz yöntemi model üzerinde uygulanan gerilim ölçerler, yükseltici, anten, veri kaydedici ve güç kaynağından oluşan bir düzenden oluşmaktadır. Model üzerindeki gerilim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltajda düşüslere neden olarak radyo frekanslarını değiştirmektedir. Bu şekilde elde edilen değişiklikler analiz edilmektedir (206).

2.13.6. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Termografik kuvvet analiz yöntemi homojen ve izotropik bir materyale periyodik olarak uygulanan kuvvetlerin sonucunda oluşan ısı değişikliklerinin materyalin ilgili noktalarında gelişen asal streslerin toplamı ile doğru orantılı olması prensibine dayanmaktadır. Lord Kelvin isimli araştırmacının prensibini temel alan bu yöntem çığneme sırasında oluşan yükleme frekanslarında kullanılabilmektedir. Bununla birlikte dental

implantların statik yüklenmesi sırasında gerekli periyodik frekansın oluşamaması nedeniyle dental implantlarda bu analiz yöntemi kullanılamamaktadır (206).

2.13.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar stres analizi 1960'lı yılların başlarında havacılık ve uzay endüstrisinde kütle taşımacılığı, sıvı akışı, ısı transferi ve elektromanyetik konularda yapısal problemleri çözmek amacıyla geliştirilmiştir (209). Bu analiz yöntemi ilk defa 1976 yılında Weinstein ve ark. (210) tarafından diş hekimliğinde implantoloji alanında kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi parçadan bütüne gitmeyi hedefleyen bir analiz yöntemidir (211). Bu yöntem sürekli bir yapının daha küçük parçalara bölünerek her grubun kendi içerisinde analitik modellere ayrılması temeline dayanmaktadır. Bu modeller daha sonra ayrı ayrı hesaplanarak kompleks sorunların daha basit alt sorunlara (elemanlar) indirgenmesi sayesinde çözülmesini kolaylaştırmaktadır (212). Bu sayede her sonlu elemandan elde edilen çözüm formülü birleştirilerek bütüne ulaşmak hedeflenmektedir. Sonlu elemanlar stres analizi in vivo veya in vitro olarak incelenmesi zor olan implant, kemik ve protetik parça ara yüzlerinin değerlendirilmesine olanak tanımaktadır (209,211,212).

Sonlu elemanlar analizine başlarken ilk adım incelenecek cismin üç boyutlu modelinin hazırlanmasıdır. Modellerin hazırlanmasında bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans gibi farklı görüntüleme teknikleri kullanılabilmektedir. Bu sayede cisme ait görüntülerin bilgisayar ortamına aktarılması ve modelin oluşturulması sağlanmaktadır (211). Bunun dışında modellenecek cismin yüzeyinin üç boyutlu tarayıcılar ile her bir detayının taranıp bilgisayar ortamına aktarılması veya üç boyutlu modelleme programları kullanılarak cismin araştırmacı tarafından çizilmesi ile de çalışılacak modeller hazırlanabilmektedir (44). Sonlu elemanlar analizinde hazırlanan model eleman (element) olarak adlandırılan basit geometrik parçalara ayrılmaktadır. Elemanlar geometrik şekil (üçgen, paralel kenar, dörtgen), boyut (tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu) ve düğüm sayısı gibi özelliklerine göre sınıflandırılmaktadır (44,211).

Sonlu elemanlar stres analizinde elemanlar arasındaki köşelerin temas noktası düğüm (node) olarak adlandırılmaktadır ve bu noktalar bir araya gelerek ızgaraya benzer bir yapı oluşturmaktadır. Ağ (mesh) olarak adlandırılan bu yapı bir materyale uygulanması planlanan kuvvetlere karşı materyalin ne şekilde cevap vereceğini belirlemektedir. Ağ yapısının

oluşturulması aynı zamanda modelin daha basit bir modele indirgenmesini sağlayan elemanlara bölünme işlemidir (209,213). Düğümlerin yoğunlukları; stres dereceleri ve bu derecelerin değişiminin fazla olduğu alanlarda, gerilmenin olmadığı veya değişimin daha az olduğu alanlara göre daha fazladır (209,211).

Bir sonraki aşamada modele ait sınır koşullar tanımlanmaktadır. Bu koşullar kullanılan materyale özgü elastisite modülü, Poisson oranı ve cismin hangi noktalardan sabitlendiğidir. Daha sonra materyal üzerine uygulanacak kuvvetin şiddeti, yönü ve açısı belirlenerek analiz uygulanmaktadır (209,214).

Kuvvet dağılımının her eleman için ayrı ayrı değerlendirilmesi için daha hassas bir analiz gerçekleştirilebilmesi amacıyla eleman sayısının artırılması önerilmektedir (209). Ayrıca sonuçların bir bölgeden diğer bir bölgeye hızlı bir değişim gösterebileceği modellerde elemanların küçük ve fazla olmasının avantaj sağlayacağı belirtilmiştir (214).

Analiz sonucunda her nesnenin alt elemanları çözümlenmektedir. Böylece yapının bütününün çözümlemesi sağlanmakta, elde edilen veriler yorumlanmakta ve sonuca ulaşılmaktadır. Bu işlemler bilgisayar programları aracılığıyla yapılmaktadır (209).

Sonlu elemanlar stres analizi yorumlanırken kemik ve implantın detaylı geometrik yapısı, materyal özellikleri, sınır koşulları, kuvvet özellikleri, implant-kemik ara yüzeyinin özellikleri gibi faktörler analizin sonuçlarını doğrudan etkilemektedir (209).

Sonlu elemanlar stres analizinde farklı eleman çeşitleri kullanılabilir. Bunlar (197):

- Çizgisel Elemanlar (Line elements): Düğüm noktalarının birbirlerine eklenmesiyle oluşturulan çizgisel şekildeki elemanlardır.
- İki Boyutlu Katı Elemanlar (2D Solid Elements): Yassı yüzeye sahip bir geometrisi bulunan, sabit kalınlıkta ve genel olarak üçgen veya eşkenar yamuk şekline sahip, üç veya dört düğüm noktasına sahip elemanlardır.
- Üç Boyutlu Katı Elemanlar (3D Solid Elements): Dört veya altı yüzeyli olan üç boyutlu elemanlardır.

Diş hekimliğinde iki boyutlu sonlu elemanlar kuvvet analizinin uygulandığı birçok çalışma mevcuttur (215–218). Bununla birlikte doğal dişlerin düz ve simetrik bir yapıya sahip olmaması ve diş yapısındaki farklı materyallerin dağılımının simetrik bir yapıya sahip

olmaması nedeniyle iki boyutlu analizlerin yetersiz olduğu durumlar da bulunmaktadır. Bu gibi durumlarda daha güvenilir sonuçların elde edilebilmesi amacıyla üç boyutlu modellerin kullanılması önerilmektedir (219).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin avantajları (44,192,220):

1. Düzgün geometri göstermeyen karmaşık katı yapılar ve kendi içerisinde birden fazla malzemenin özelliklerine sahip yapılar kolaylıkla modellenebilir.

2. Düzgün bir geometriye sahip olmayan katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip farklı katmanlardan oluşan nesnelerin, farklı katmanlarının her birinin fiziksel özellikleri ve katmanlar arası birleşim özellikleri tam olarak yansıtılarak gerçek yapıya çok yakın modeller elde edilebilir.

3. Farklı yüzeyler arasındaki temas, sürtünme, adaptasyon ve yapışma durumları gerçeğe en yakın olacak şekilde belirlenebilir.

4. Gerilme (stress), gerinim (strain) ve yer değiştirme miktarları ayrıntılı şekilde elde edilebilir.

5. Hem incelenen objenin bütünü hem de incelenmek istenen bölgedeki elemanlara ait analiz sonuçları ayrı ayrı değerlendirilebilir.

6. Elemanlara ait boyutlar ayarlanabilir. Bu sayede önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilir ve aynı parçanın diğer bölgeleri daha büyük elemanlara ayrılarak işlem hızı arttırılabilir.

7. Oluşturulan modelin geometrisi, sınır şartları, kuvvet özellikleri gibi değişkenler modifiye edilebilir ve böylece analiz tekrar edilebilir.

8. Elde edilen çok sayıdaki verinin anlaşılıp yorumlanabilmesi amacıyla görselleştirme işlemi kullanılabilir. Bu işlemde, elde edilen veriler renk kodları olarak istenen açılarda alınan görüntülerin üzerine işlenmektedir.

9. Gerçek materyallerle çalışılmaması sayesinde birçok problemin çözümünde yalnızca tek bir model ve bilgisayar programı yeterlidir.

10. Hem statik hem dinamik analiz yapılmasına elverişlidir.

Sonlu elemanlar kuvvet analiz yönteminin dezavantajları (220–222):

1. Analiz yapılması için uygun donanım ve yazılım bilgisi gereklidir. Bu donanıma sahip bilgisayar ve yazılımların maliyetleri yüksektir.

2. Gerçek şartların katı modeller üzerinde uygulanması yazılım programının kapasitesi ile sınırlıdır.

3. Yapılan araştırmaların doğruluğu malzeme özelliklerinin ve model verilerinin sisteme doğru ve eksiksiz yüklenmesini gerektirmektedir. Bilgilerde, istatistiklerde ve yorumlamalarda herhangi bir hata olması yanlış sonuçlar elde edilmesine neden olabilmektedir.

4. Modellenen cisimler gerçekte dinamik kuvvetlere statik kuvvetlere göre daha fazla maruz kalmaktadırlar. Modellerde analizin dinamik olarak gerçekleştirilebilmesi mümkündür ancak uygulanması zordur.

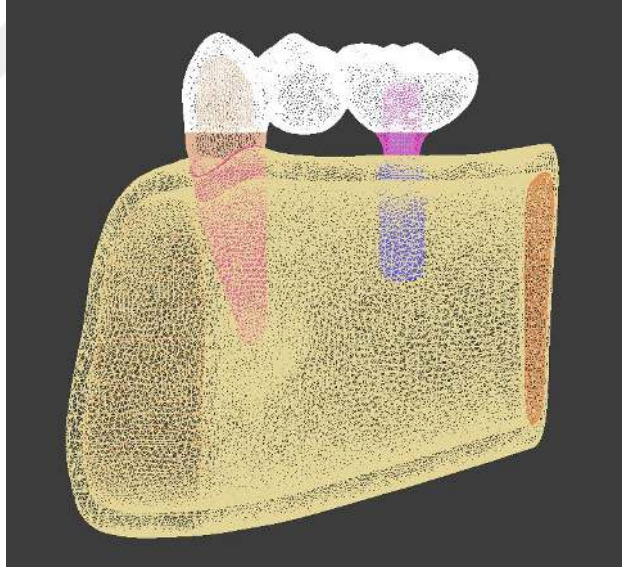
5. Teknolojik gelişmeler ile mevcut programların düzenli olarak güncellenmesi gerekmektedir.

6. Cisimlerin materyal özellikleri ve ağız içerisindeki koşullar birebir aktarılamamaktadır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda Ay Tasarım Ltd. Şti. (Ankara, Türkiye)'nin katkılarıyla gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada doğal diş 34 numaralı diş bölgesinde, dental implant ise 36 numaralı diş bölgesinde bulunmaktadır (Resim 6). Kullanılan titanyum dental implantın (Bone Level, Straumann, Basel, İsviçre) çapı 4.1 mm uzunluğu ise 10 mm'dir. Çalışmamızda üç farklı sabit protez materyali ve iki farklı kuvvet vektörü içeren toplam altı senaryo incelenmiştir. Bu senaryolarda protez, dental implant, abutment, bağlantı vidası ve doğal dişte oluşan Von Mises stresleri ile trabeküler kemik ve kortikal kemik üzerinde oluşan maksimum-minimum asal stresler karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Analizde dayanaklar ve kemikler modellenirken kuvvet dağılımına etkisi göz ardı edilebilecek kadar küçük olduğu için modellere siman ve ağız mukozası dahil edilmemiştir.



Resim 6. Doğal diş-dental implant destekli üç üyeli sabit protez ve kemik modeli

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı (Resim 7) ile üç boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 ABD) üç boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, ABD) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 ABD) analiz programından yararlanılmıştır.



Resim 7. Lazer tarayıcısının görüntüsü (Activity 880 3D Optik Tarayıcı)

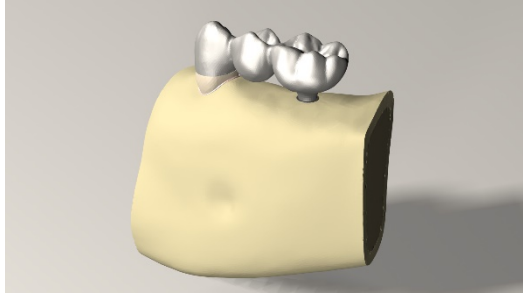
3.1. Matematiksel Modellerin Hazırlanması

Araştırmada incelediğimiz altı farklı senaryo için altı adet dijital model oluşturulmuştur (Tablo 1, Resim 8).

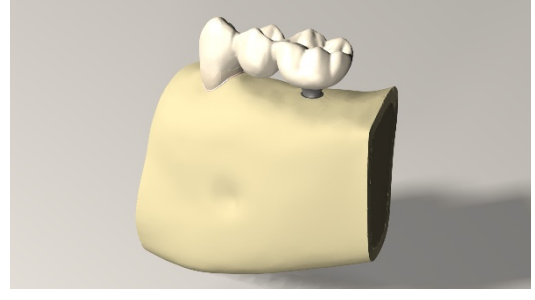
Tablo 1. Çalışmada sonlu elemanlar stres analizi için oluşturulan modeller

MODELLER	PROTEZ MATERYALİ	UYGULANAN KUVVET
MODEL 1	KROM-KOBALT (Cr-Co)	VERTİKAL (90°) OBLİK (45°)
MODEL 2	ZİRKONYA (Zr)	VERTİKAL (90°) OBLİK (45°)
MODEL 3	POLİETER ETER KETON (PEEK)	VERTİKAL (90°) OBLİK (45°)

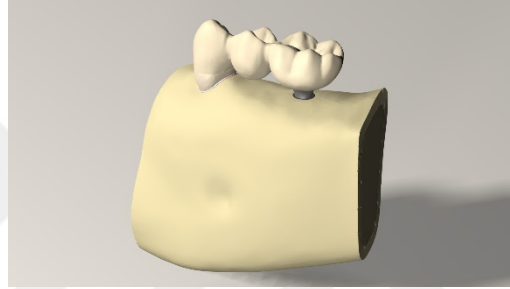
Çalışmada Cr-Co, Zr ve PEEK materyallerinden oluşan sabit protezler modellenirken protetik üstyapının kuvvet dağılımına etkisinin göz ardı edilebilecek kadar küçük olması nedeniyle ve stres analizini sadeleştirmek amacıyla protezler monolitik olarak hazırlanmıştır.



Model 1



Model 2



Model 3

Resim 8. Çalışmada oluşturulan modeller

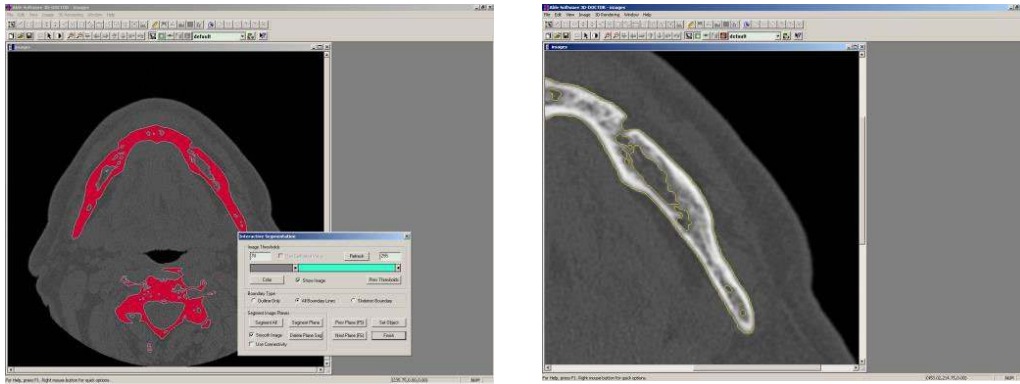
3.1.1. Mandibulanın Modellenmesi

Alt çeneye ait kemik dokularının modellenebilmesi için Ulusal Sağlık Enstitüsü'nün Birleşik Devletler Ulusal Tıp Kütüphanesi tarafından yürütülen “The Visible Human Project” isimli projesinin kapsamında yer alan ve kamu kullanımına açık veri bankasından elde edilmiş erişkin bir hastanın alt çene kemiğinin bilgisayarlı tomografi görüntülerinden yararlanıldı (Resim 9,10). Tomografi kesitleri 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, ABD) yazılımına aktarıldı ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler “ComplexRender” yöntemiyle üç boyutlu model haline getirildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu. Üç boyutlu model 3D-Doctor yazılımından ‘.stl’ formatında export edildi. Bu aşamada bilgisayar oluşturulan modelin sadece dış yüzeyini, yani kortikal kemiği tanıdığı için trabeküler kemiğin oluşturulması amacıyla istediğimiz kortikal kemik kalınlığı kadar (2 mm)

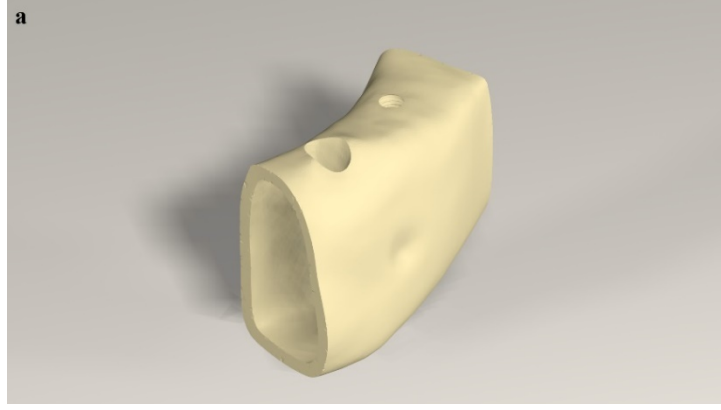
pay bırakılıp trabeküler kemiğin sınırları belirlendi (Resim 11,12,13). Bu işlemlerin yapılması için, '.stl' verileri Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 ABD) yazılımına aktarılıp offset yöntemi kullanıldı. Kortikal kemik kalınlığı kemik morfolojisini taklit etmek amacıyla periodontal ligamenti çevreleyen bölgede 0.7 mm, modelin geri kalanında ise 2 mm olarak hazırlandı (105,223). Misch (224) kemiğin makroskopik yapısını inceleyerek kortikal ve trabeküler kemik özelliklerine göre bir kemik yoğunluğu sınıflaması oluşturmuştur. Çalışmamızda posterior mandibula bölgesindeki kemik koşullarını temsil etmesi amacıyla bu sınıflamadaki D3 kemik kalitesi temel alınmıştır. Analizimizde mandibulanın tümüne gereksinim olmadığından sadece incelenecek bölgeler Boolean işlemi ile çıkarıldı. Boolean işleminde bütün yapıların koordinatları muhafaza edildiği için bilgi kaybı olmamaktadır.



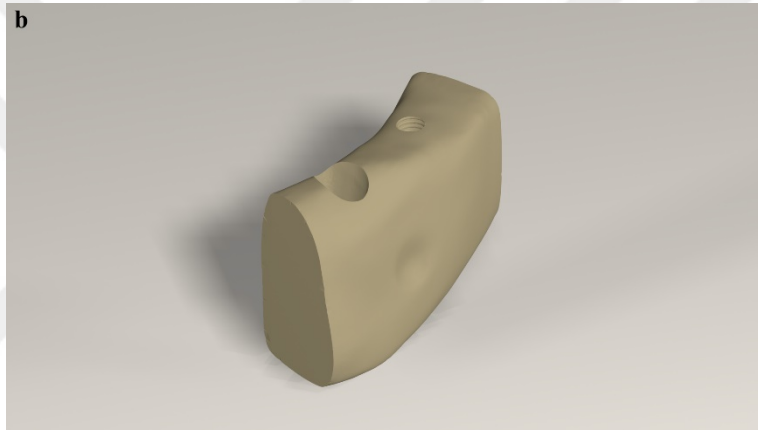
Resim 9. Modellerin oluşturulduğu BT görüntüsü



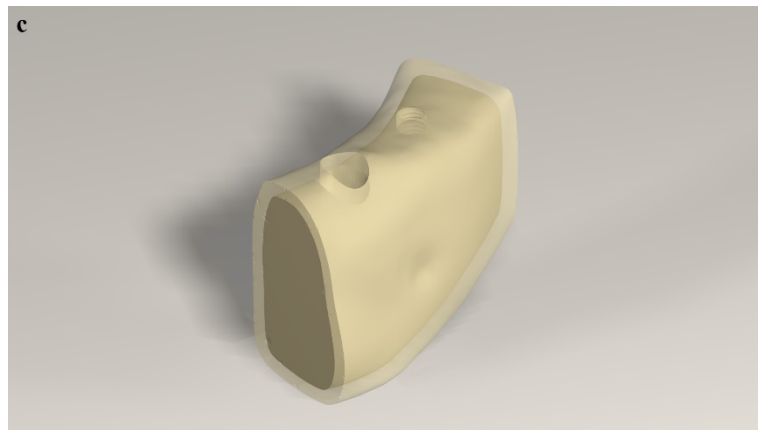
Resim 10. Kullanılan tomografilerden model elde edilmesi



Resim 11. Kortikal kemik modeli



Resim 12. Trabeküler kemik modeli



Resim 13. Birleştirilmiş kortikal-trabeküler kemik modeli

3.1.2. Doğal Diş ve Sabit Protez Yapılarının Modellenmesi

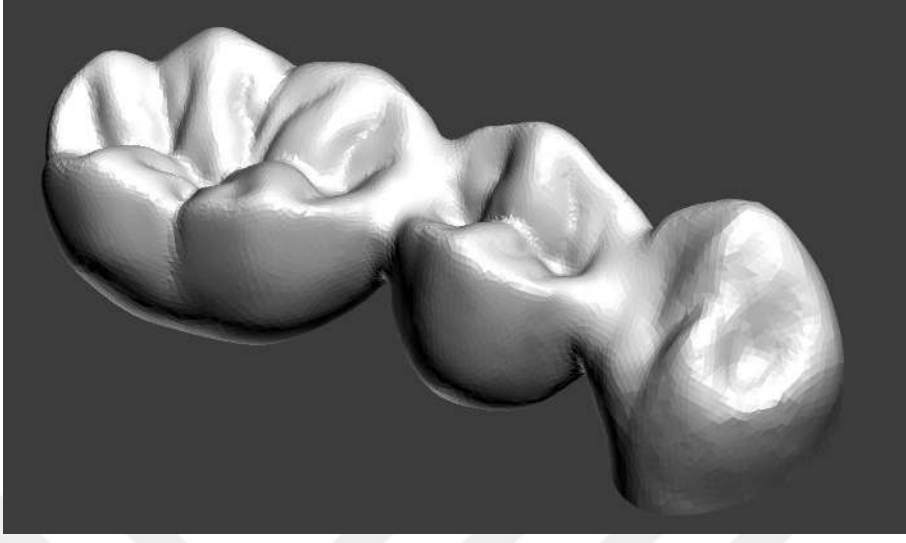
Çalışmada öncelikli olarak 34, 35, 36 numaralı doğal dişler üç boyutlu model olarak oluşturulmuştur. Bu işlem için öncelikle ilgili dişlerin büyütülmüş alçı modelleri SmartOptics (Bochum, Almanya) tarayıcısında üç boyutlu tarama işleminden geçirildi. Elde edilen nokta bulutu .stl formatında kaydedildi ve bu formattaki dosyalar Rhinoceros 4.0 yazılımında açılarak dişlerin Wheeler's atlasındaki (Tablo 2) ölçülerine göre uyumlandı. Böylece anatomik açıdan doğru diş modelleri elde edildi (225).

Tablo 2. Wheeler's atlası göre kullanılan dişlerin boyutları (225)

	Kron boyu	Mine-sement hizasında mezio-distal çap	Kronun ekvator hattındaki mezio-distal çap	Mine-sement hizasında bukko- lingual çap	Kronun ekvator hattındaki bukko- lingual çap
34 numaralı diş	8.5 mm	5.0 mm	7.0 mm	6.5 mm	7.5 mm
35 numaralı diş	8.0 mm	5.0 mm	7.0 mm	7.0 mm	8.0 mm
36 numaralı diş	7.5 mm	9.0 mm	11.0 mm	9.0 mm	10.5 mm

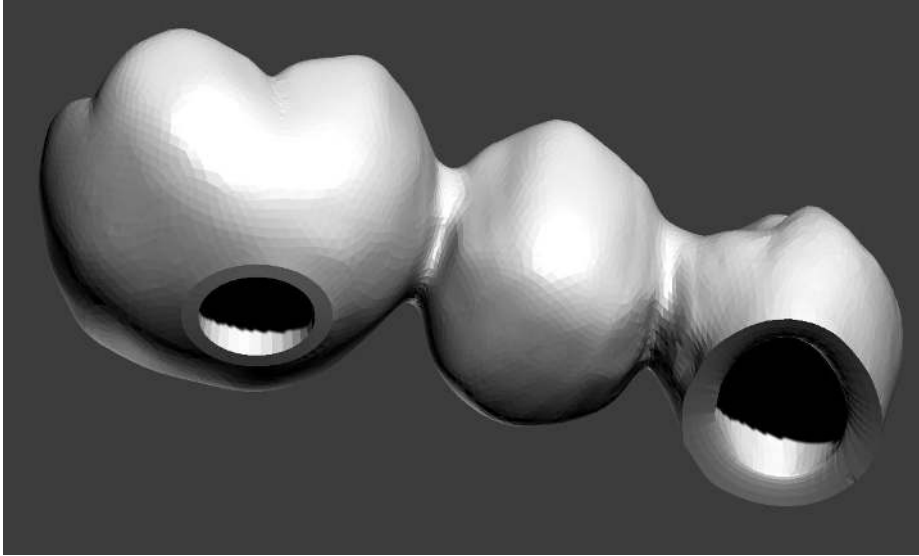
Elde edilen diş modelleri üzerinde VRMesh yazılımında “connect” komutu ile köprü bağlantıları oluşturuldu.

Diş modellerinin VRMesh yazılımıyla dental implanta ve planlanan altyapılara göre uygun yerlerden kesilmesi ve dental implant modeliyle uyumlanmasıyla offset öncesi köprü modeli elde edildi (Resim 14).



Resim 14. Köprü modeli

Diş modelinin istenen ölçülerde VRMesh yazılımında offsetlenmesiyle elde edilen modelin abutment ve dental implant ile uyumlanması sonucunda koping modeli elde edildi (Resim 15).



Resim 15. Koping görüntüsü

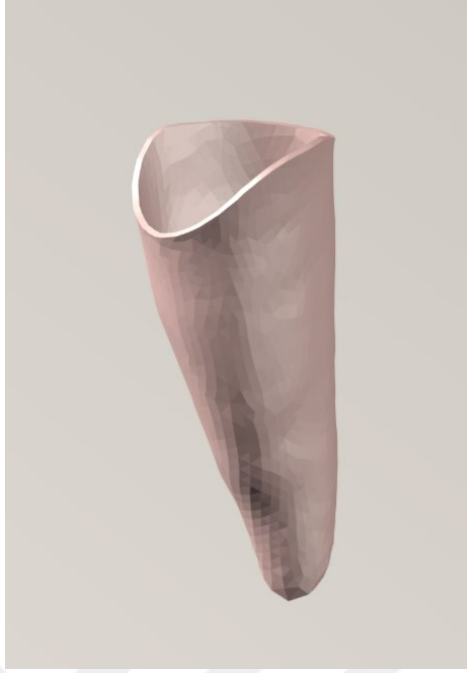
Koping modellerinden VRMesh yazılımında offset yöntemiyle prepare diş formları oluşturuldu. Diş kesimleri dentin tabakası ile birleştirilerek prepare diş formuna sahip dişler modellendi (Resim 16). Diş modeli analizi kolaylaştırmak adına sadece dentinden oluşacak şekilde modellenmiştir.

Ağız mukozasının elastisite modülü ve Poisson oranının çok düşük değerlerde olması ve hareketli protezlerin aksine sabit protezlerin kuvvet dağılımına önemli bir etkisinin olmaması nedeni ile alveolar mukoza modellere dahil edilmemiştir. Ancak diş preparasyonundaki basamak seviyesi 2 mm kalınlığında bir ağız mukozası mevcut kabul edilerek kemik kret tepesinin 2 mm üzerinde konumlandırılmıştır.

Doğal diş modellerinin kemik hizasından VRMesh yazılımında kesilip 0.2 mm kalınlık verilmesi ile non-lineer özellikteki periodontal ligament modellendi (Resim 17).



Resim 16. Prepare diş modeli



Resim 17. Periodontal ligament modeli

3.1.3. Dental İmplant Yapılarının Modellenmesi

Çalışmada kullanılan dental implant modeli 36 numaralı diş bölgesine denk gelecek şekilde pozisyonlandırılmıştır. Abutment modelinin basamak sınırları 2 mm kalınlığında ağız mukozası mevcut kabul edilerek kemik kret tepesinin 2 mm üzerine konumlandırılmıştır. Çalışmada 4.1 mm çapında, 10 mm uzunluğunda, yelken (buttress) yiv şekline sahip titanyum dental implant (Bone Level, Straumann, Basel, İsviçre) ve 0° açılı titanyum abutment (RC Cementable Abutment, Straumann, Basel, İsviçre) kullanıldı. Tedarik edilen dental implant, abutment ve bağlantı vidalarının demo modelleri Activity 880 3D tarayıcı ile tarandı ve .stl formatında elde edilen modeller Rhinoceros 4.0 yazılımına gönderildi. Böylece modellemeler tamamlandı (Resim 18). Boolean yöntemi ile dental implant, abutment, bağlantı vidasının birbiri ile ve kemik modelleri arasında uyumu sağlandı. Analiz yapılmadan önce modelde dental implant, abutment ve bağlantı vidası birleşim bölgelerinde kontakt fiksasyon tanımlandı. Bu bölgelerde sürtünme katsayısı 0,5 olarak tanımlandı (105,226). Çalışmamızda dental implantın kemikle tam olarak birleşmiş olduğu kabul edilmiştir.



Resim 18. Bağlantı vidası, abutment ve dental implant modelleri

3.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Elemanlar Stres Analizi İçin Hazır Hale Getirilmesi

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

Tablo 3. Materyal özellikleri

Materyal (Referans)	Elastisite Modülü (Mpa)*	Poisson oranı
Kortikal kemik (227)	13700	0.30
Trabeküler kemik (227)	1370	0.30
Dentin (228)	18600	0.31
Titanyum (229)	110000	0.35
(Dental implant, Abutment, Vida)		
Cr-Co (229)	218000	0.33
Zr (230)	206000	0.30
PEEK (231)	4100	0.40

* Mpa: Megapaskal

Periodontal ligament dışındaki tüm modeller lineer ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Periodontal ligamentin kuvvetler karşısında gösterdiği davranışları gerçeğe yakın bir biçimde inceleyebilmek için periodontal ligament nonlineer ve nonizotropik olarak kabul edilmiştir (Tablo 4).

Tablo 4. Periodontal ligamentin nonlineer, nonizotropik davranışının materyal parametreleri (232).

E_a (Mpa)	0.1
E_b (Mpa)	0.8
C₁₀ (Mpa)	-0.0048
C₀₁ (Mpa)	0.00505

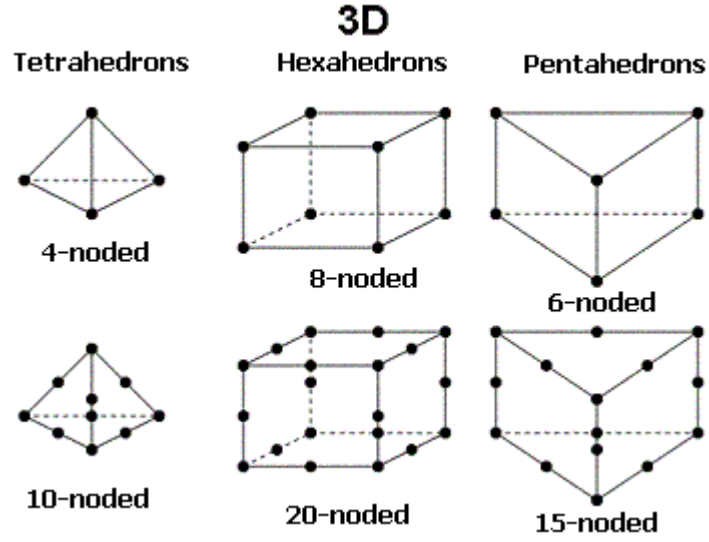
Tablo 4. (Devam)

C₁₁ (Mpa)	0.0012
C₂₀ (Mpa)	0.008
C₃₀ (Mpa)	0.004
E₁ (Mpa)	0.8
E₂ (Mpa)	0.165
E₃ (Mpa)	0.017
τ_1 (s)	7
τ_2 (s)	52
τ_3 (s)	950

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

Meshleme işleminde modeller mümkün olabildiğince sekiz düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturuldu. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanıldı. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmaya çalışıldı. Kemik modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirildi.

Burada modeller brick ve tetrahedral elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Brick ve tetrahedral katı modelleme sisteminde Algor Fempro modelde oluşturabildiği kadar sekiz nodlu elemanlar kullanıldı. Sekiz nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda yedi nodlu, altı nodlu, beş nodlu ve dört nodlu elemanlar kullanıldı (Resim 19).

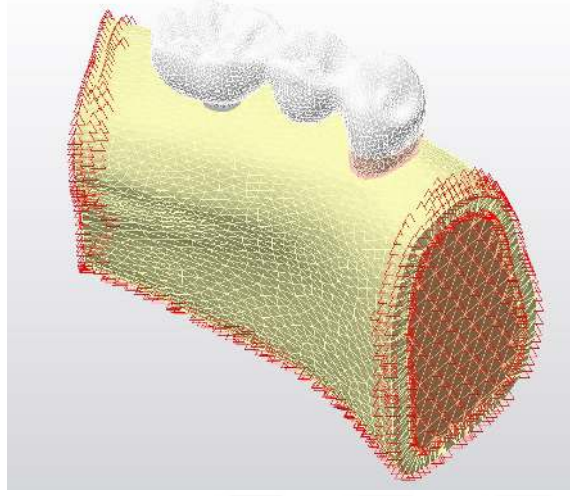


Resim 19. Farklı düğüm sayısında elemanların görünümü (233)

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde çene kemiği modelinin boyutlarını göz önüne alınarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçildi. Tüm modellerde 29.418 düğüm ve 139.140 eleman sayısı elde edilmiştir.

3.3. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

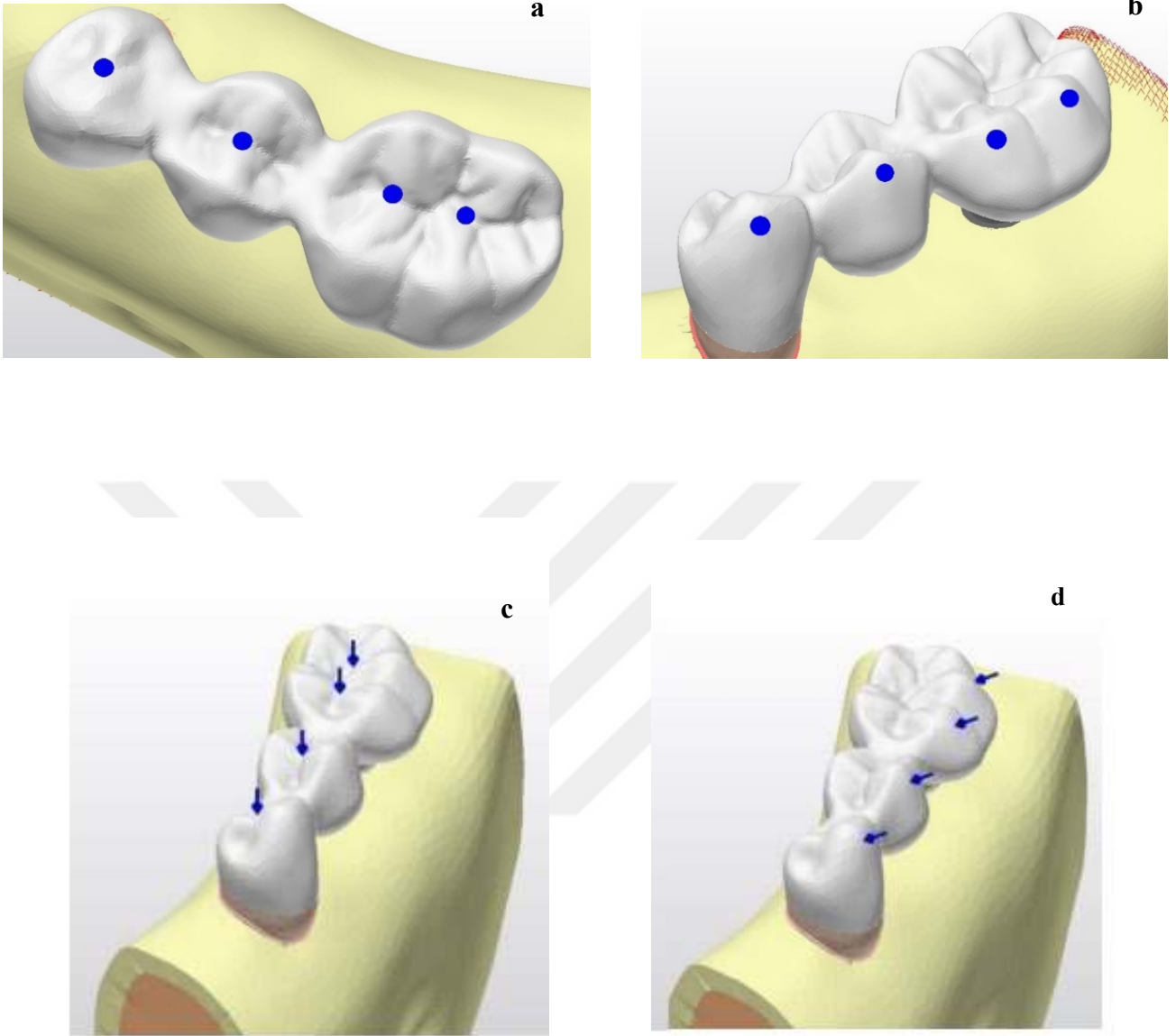
Analizin yapılabilmesi için modelin sınırlarının tanımlanması ve periferik noktalardan bağlanması gerekir. Çalışmada kullanılan tüm modellerde mandibulanın ön, arka ve alt kısımlarına sıfır serbestlik verildi. Destek alanları stresin bu bölgelere aktarılmaması ve hatalı sonuçlarla karşılaşılması için analizin yapılacağı bölgelerin uzağına yerleştirildi (Resim 20).



Resim 20. Modellerin sınır koşulları ile gösterilmesi

3.4. Yükleme Koşulları

Çalışmada farklı protetik materyallerden oluşan üç modelin her birine vertikal ve oblik yönlerde kuvvet uygulanmıştır. Vertikal yüklemede tüberkül-fossa ilişkisi temel alınarak karşıt dişlerin fonksiyonel tüberküllerinin temas noktaları belirlendi. Santral fossaların merkezine denk gelen her bir noktaya 100 N olmak üzere toplamda dört noktaya kuvvet uygulanmıştır. Böylelikle premolar dişlerin her birine 100 N, molar dişe 200 N değerinde olmak üzere toplamda 400 N vertikal kuvvet uygulanmıştır. Oblik yüklemede kuvvetler dinamik oklüzyon göz önünde bulundurularak fonksiyonel tüberkül tepelerine bukkal-lingual yönde 45 ° açıyla uygulanmıştır. Her noktaya 100 N olacak şekilde, premolar dişler için 100 N, molar diş için 200 N olarak toplam 400 N oblik kuvvet uygulanmıştır (Resim 21).



Resim 21. Vertikal (a, c) ve oblik (b, d) yükleme koşulları

3.5. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Verilerinin Elde Edilmesi

Sonlu elemanlar stres analizinde önemli olan kesit görüntülerinin, düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Algor Fempro bilgisayar programı oluşan yirmi beş farklı stresin değerlerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres tipinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağı bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler [maksimum ve minimum asal stresler (σ)] ve kesme stresleri (τ) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresleri $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere asal stres denir. Asal stres; maksimum asal stres, intermediate asal stres ve minimum asal stres olarak üçe ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1 : Maksimum asal stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek çekme stresini simgeler.

σ_3 : minimum asal stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek baskı stresini simgeler.

$$\sigma' = \left[\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right]^{1/2}$$

Analiz sonuçlarında artı değerler çekme streslerini eksi değerler ise baskı streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gereken de o stres tipidir.

Kırılgan materyaller için asal stres değeri önemlidir. Çünkü maksimum asal stres en yüksek çekme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum asal stresin mutlak değeri en yüksek baskı dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Von Mises stresleri metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve üç asal stres değerinden hesaplanır. Von Mises stres değerleri stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir (319, 320).



4. BULGULAR

Çalışmada farklı protetik materyallerden oluşan üç adet doğal diş-dental implant destekli üç üyeli sabit protez modeli bulunmaktadır. Modellere dikey ve oblik kuvvetler uygulanması sonucunda toplamda altı adet sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirildi.

Kuvvetlerin uygulanması sonucunda doğal diş, dental implant, abutment, bağlantı vidası ve protetik yapılarda oluşan Von Mises stres değerleri incelendi. Kortikal kemik ve trabeküler kemikte maksimum ve minimum asal stres değerleri incelendi. Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, kesit görüntüleri, düğümlerdeki stres miktarı ve dağılımı hassas bir şekilde değerlendirildi ve yorumlandı.

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

Elde ettiğimiz bulgularda her üç modelde de oblik kuvvetlerin kortikal kemik üzerinde oluşturduğu minimum asal stresler vertikal kuvvetlere göre daha fazla çıkmıştır. Vertikal ve oblik kuvvetler sonucunda her üç modelde de stres yoğunluğunun dental implantların boyun bölgesinde en fazla olduğu gözlenmiştir. Kortikal kemik üzerinde oluşan minimum asal stresler oblik kuvvet uygulandığında modellerin hepsinde aynı bölgelerde gözlenmiştir. Vertikal kuvvetlerde Cr-Co ve Zr modellerinde kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler kemiğin tüm bölgelerinde benzer dağılım gösterirken PEEK modelinde peri-implant kemiğin distalinde yoğunlaşmıştır. Doğal diş üzerinde oluşan Von Mises stresleri hem oblik hem vertikal uygulamalarda PEEK modelinde en fazla olarak tespit edilmiştir. Benzer şekilde protetik restorasyon üzerinde oluşan Von Mises stresleri hem oblik hem vertikal kuvvetler sonucunda PEEK modelinde en fazla olarak tespit edilmiştir. Bağlantı vidasında oblik ve vertikal yönlü kuvvet uygulamaları sonucunda en yüksek Von Mises stresleri PEEK protetik materyalinin kullanıldığı modelde gözlenmiştir. Abutment incelendiğinde oblik ve vertikal yönlü kuvvet uygulamaları sonucunda en düşük Von Mises stresleri PEEK protetik materyalinin kullanıldığı modelde gözlenmiştir.

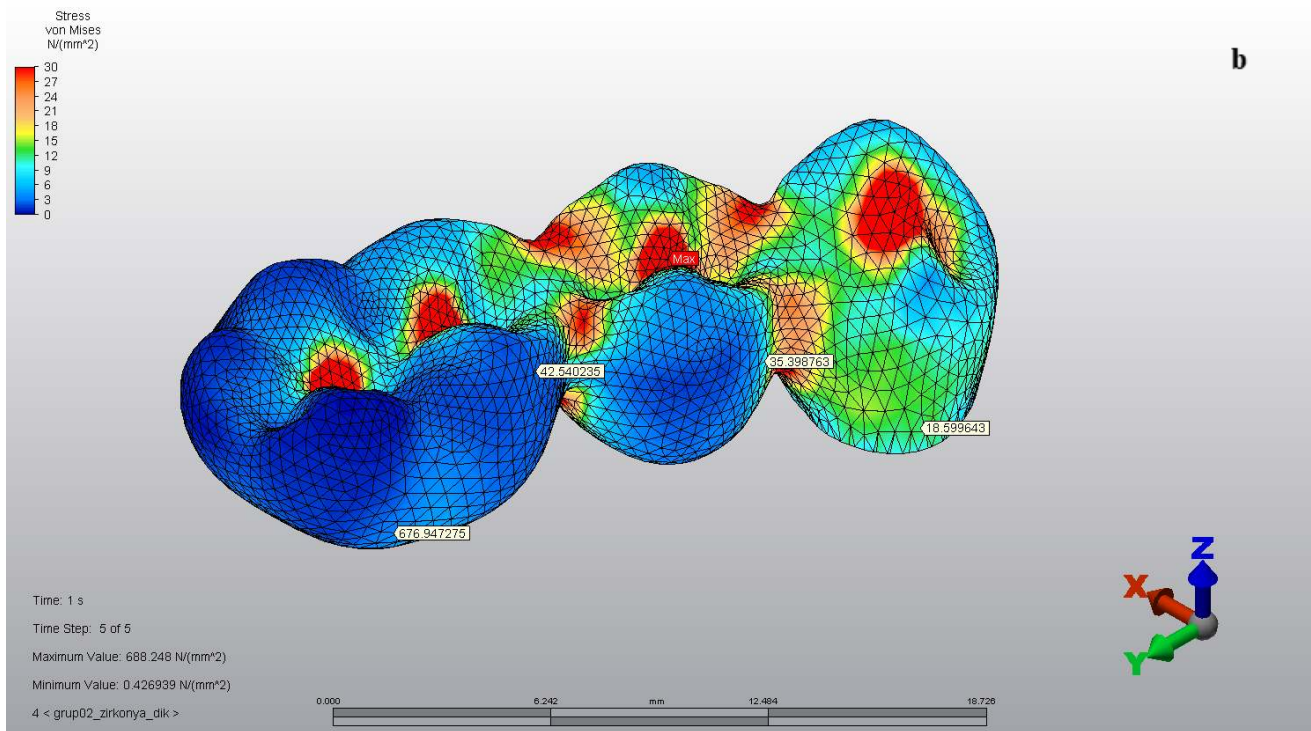
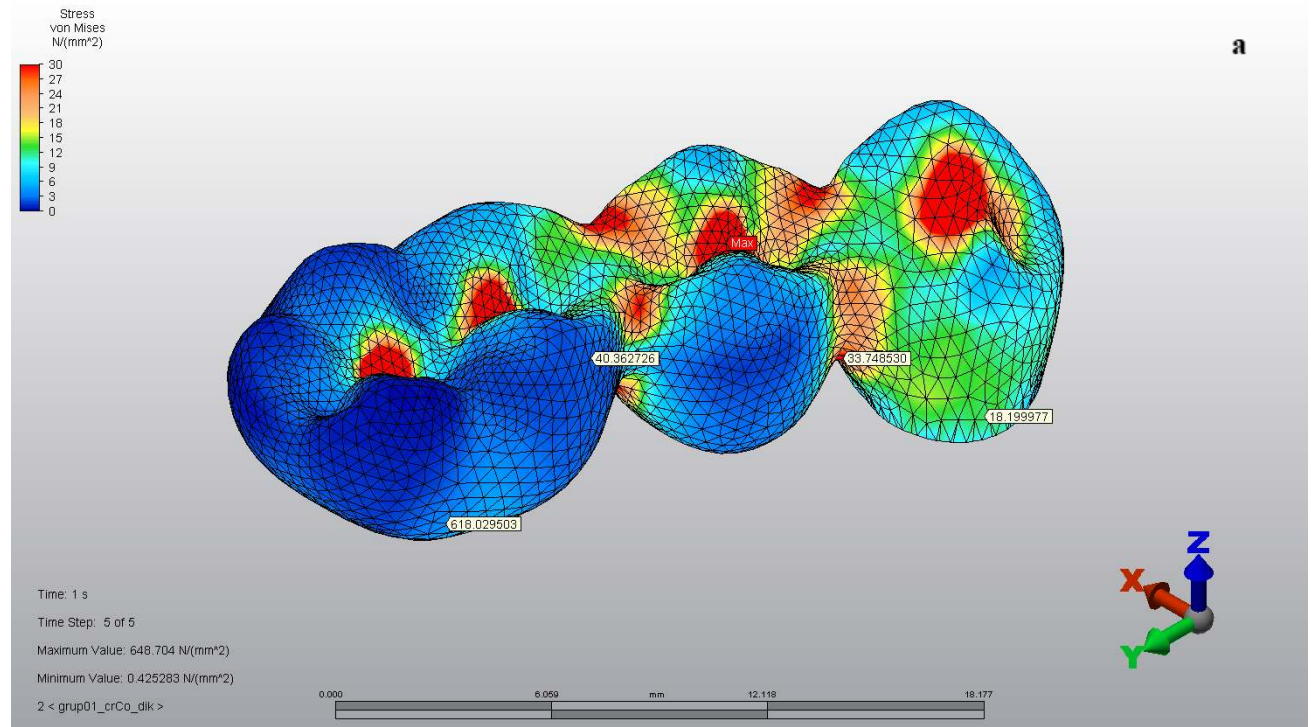
4.1. Vertikal Kuvvetler Sonucunda Oluşan Stresler

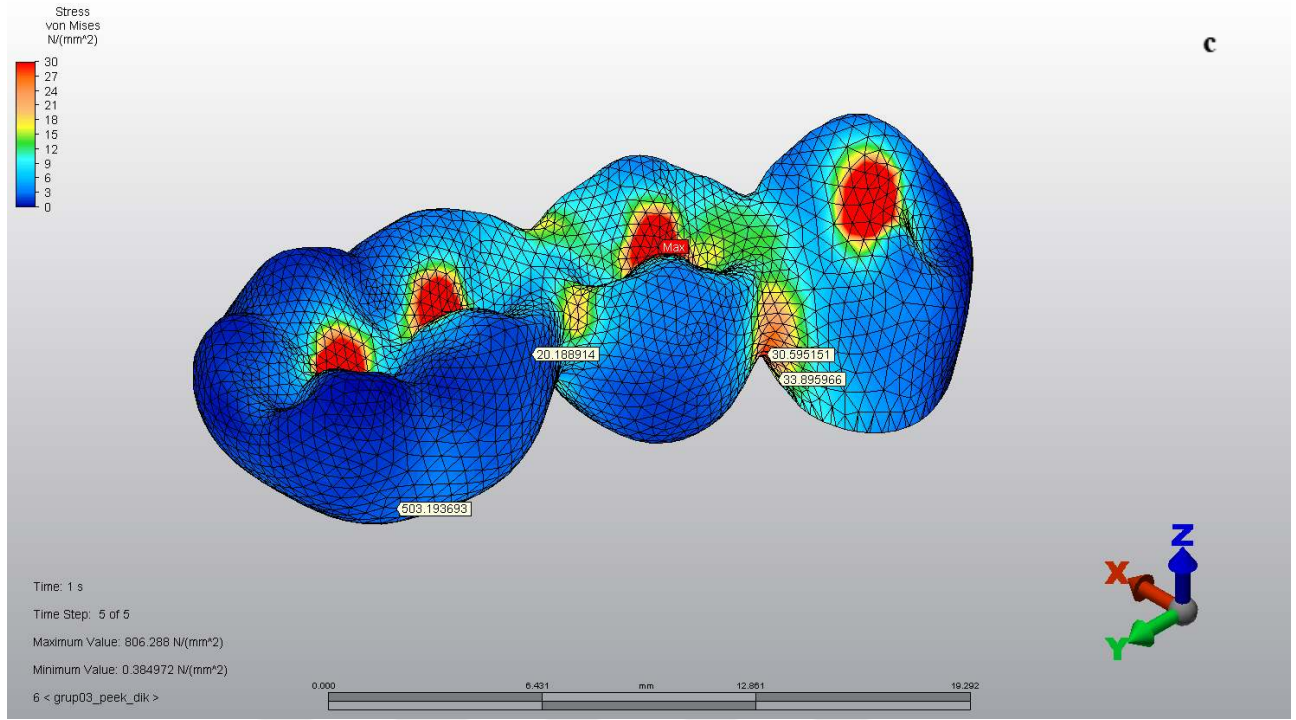
4.1.1 Üç Üyeli Sabit Köprü Protezi Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Tüm modellerde en yüksek Von Mises stres değerleri 35 numaralı pontiğin kuvvet uygulama noktasında gözlenmiştir. Bu değerler yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 3'te 806.29 MPa, Model 2'de 688.25 MPa ve Model 1'de 648.70 MPa olarak tespit edilmiştir.

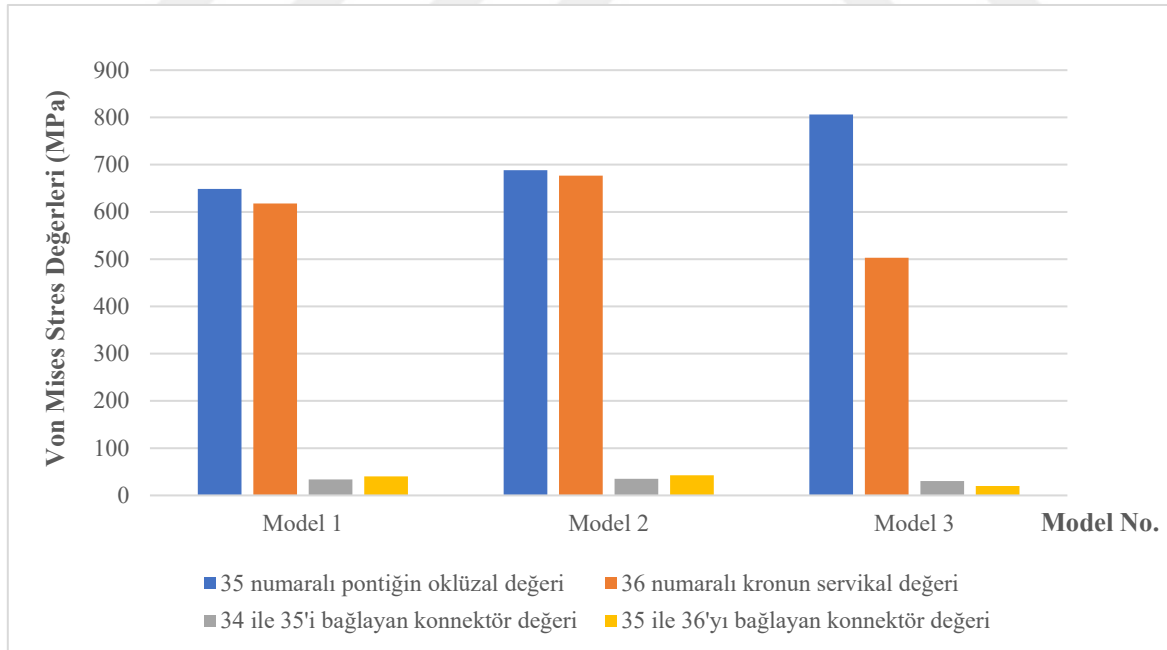
35 numaralı pontiğin kuvvet uygulama noktasından sonra en yüksek Von Mises stres değerleri 36 numaralı kronun serviko-lingualinde oluşmuştur. Bu değerler yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 2'de 676.95 MPa, Model 1'de 618.03 MPa ve Model 3'te 503.19 MPa olarak tespit edilmiştir.

Sabit köprü protezi modellerindeki konnektörlerin gingival yüzlerinde stres yoğunlaşmaları tespit edilmiştir. Model 1 ve Model 2'de 35 ve 36 numaralı kronların arasındaki konnektörde oluşan Von Mises stres değerleri 35 ve 34 numaralı kronların arasındaki konnektörde oluşan Von Mises stres değerlerine göre daha fazla tespit edilmiştir. Model 3'te ise bu ilişkinin tam tersi bir durum gözlenmiştir. Model 1'de 35 ve 36 numaralı kronların arasındaki konnektörde 40.36 MPa, 35 ve 34 numaralı kronların arasındaki konnektörde 33.75 MPa Von Mises stres değeri tespit edilmiştir. Model 2'de 35 ve 36 numaralı kronların arasındaki konnektörde 42.54 MPa, 35 ve 34 numaralı kronların arasındaki konnektörde 35.40 MPa Von Mises stres değeri tespit edilmiştir. Model 3'te 35 ve 36 numaralı kronların arasındaki konnektörde 20.19 MPa, 35 ve 34 numaralı kronların arasındaki konnektörde 30.60 MPa Von Mises stres değeri tespit edilmiştir (Resim 22, Şekil 1).





Resim 22. Vertikal yükleme sonucunda sabit köprü protezi modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (a: Model 1, b: Model 2, c: Model 3)

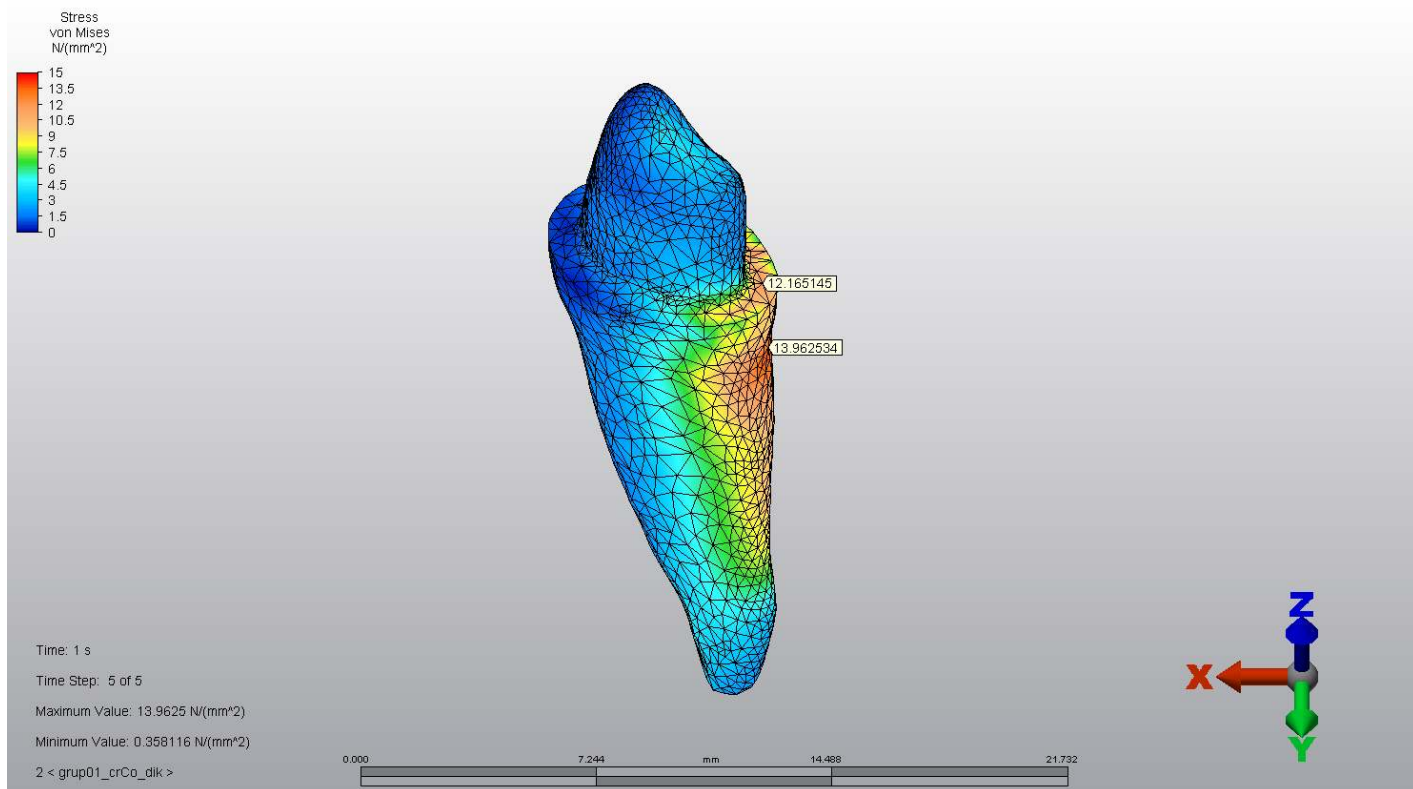
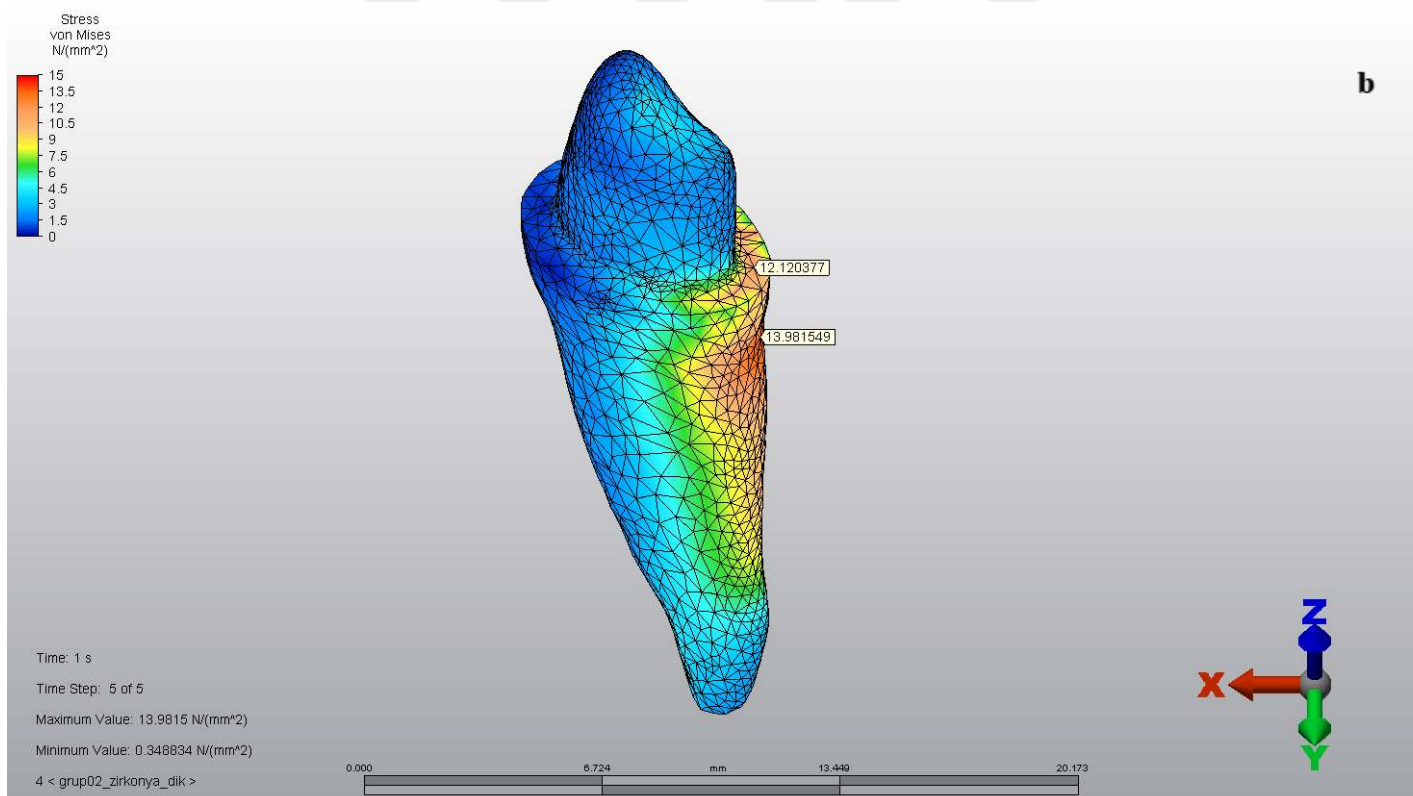


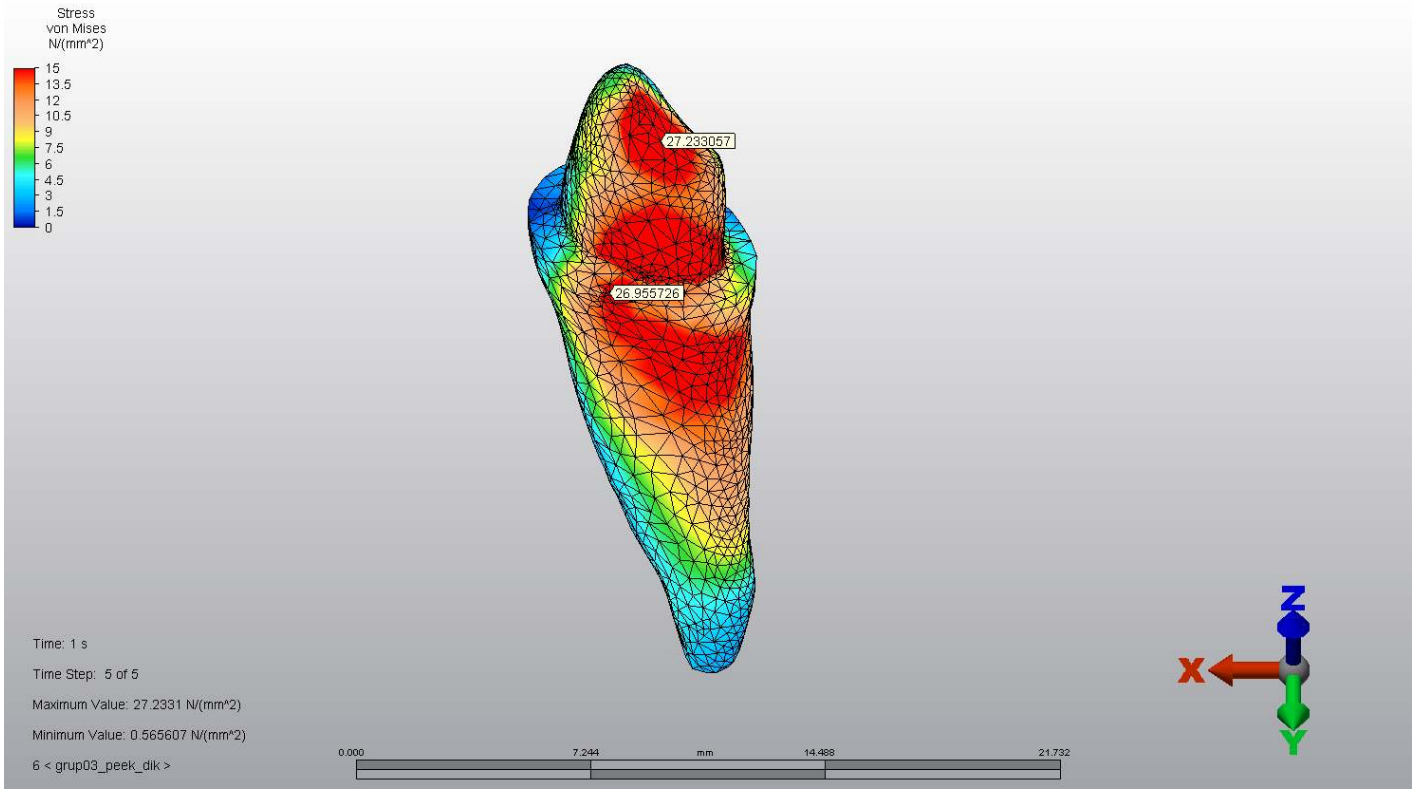
Şekil 1. Vertikal yükleme sonucunda sabit köprü protezi modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

4.1.2. Doğal Diş Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

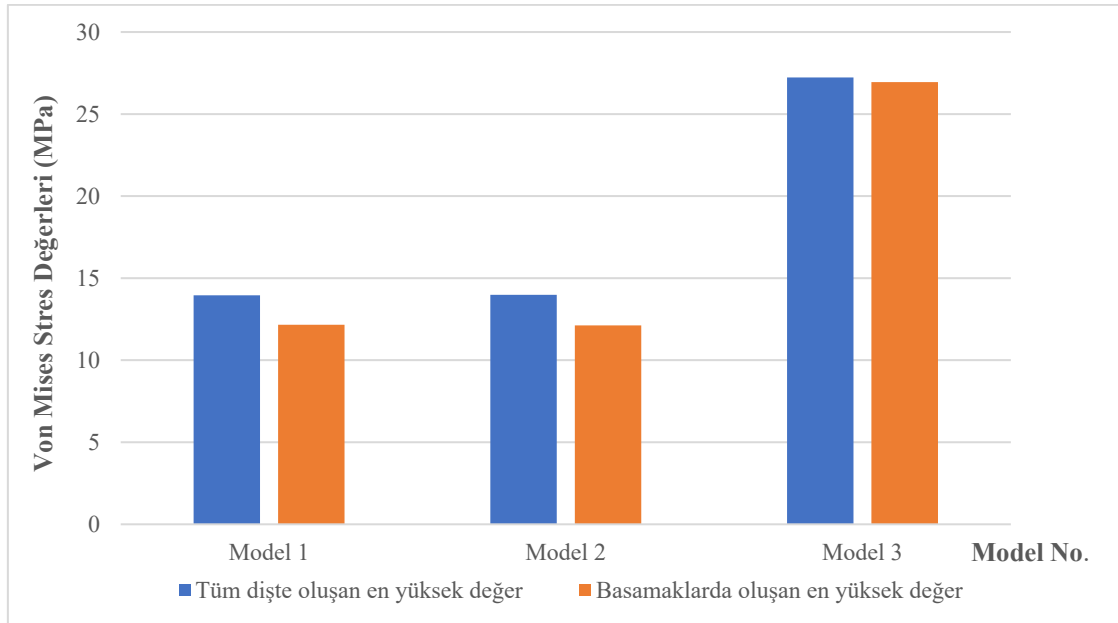
Von Mises stres değerleri doğal diş modellerinin arasında en yüksek olarak Model 3'te gözlenmiştir. Stres yoğunlaşması prepare dişin oklüzalinde 27.23 MPa olarak kaydedilmiştir. Model 3'ten sonra en yüksek Von Mises stres değerleri Model 2' de tespit edilmiştir. Stres yoğunlaşması diş kökünün palatinal yüzünün servikal 1/3'lük bölümünde 13.98 MPa olarak kaydedilmiştir. Model 1'de Von Mises stres değerleri Model 2 ile aynı noktada ve 13.96 MPa olarak tespit edilmiştir.

Doğal diş modellerinde tespit edilen en yüksek Von Mises stres değerlerine ek olarak preparasyon basamaklarında stres yoğunlaşmaları gözlenmiştir. Basamaklarda en yüksek Von Mises stres değeri Model 3'te kaydedilmiştir. Bu değer distal basamakta 26.96 MPa olarak tespit edilmiştir. Model 3'ten sonra basamaklardaki en yüksek Von Mises stres değeri Model 1'de gözlenmiştir. Model 1'in lingual basamağında 12.17 MPa Von Mises stres değeri tespit edilmiştir. Üçüncü yüksek değer Model 2'nin basamağında Model 1 ile aynı noktada ve 12.12 MPa olarak tespit edilmiştir (Resim 23, Şekil 2).

a**b**



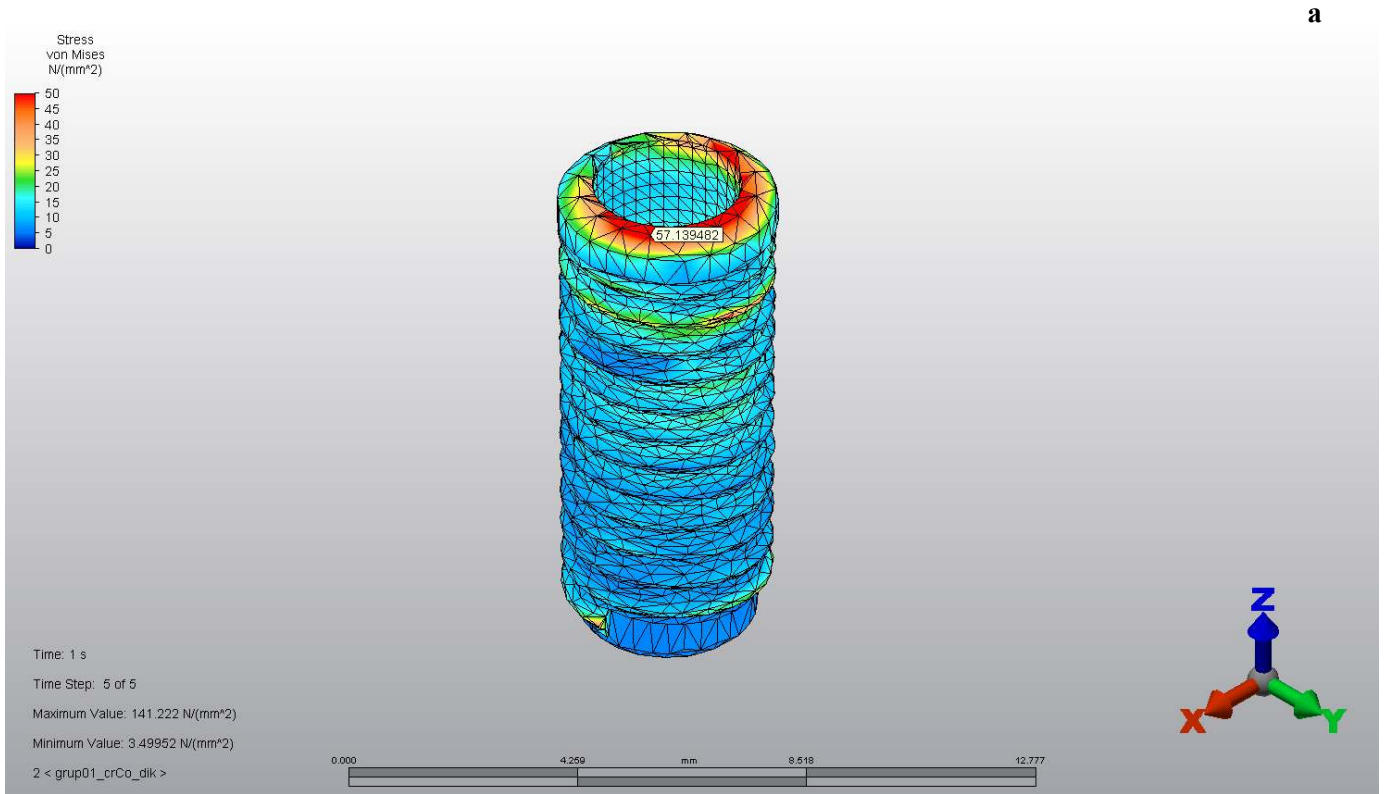
Resim 23. Vertikal yükleme sonucunda doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (a: Model 1, b: Model 2, c: Model 3)

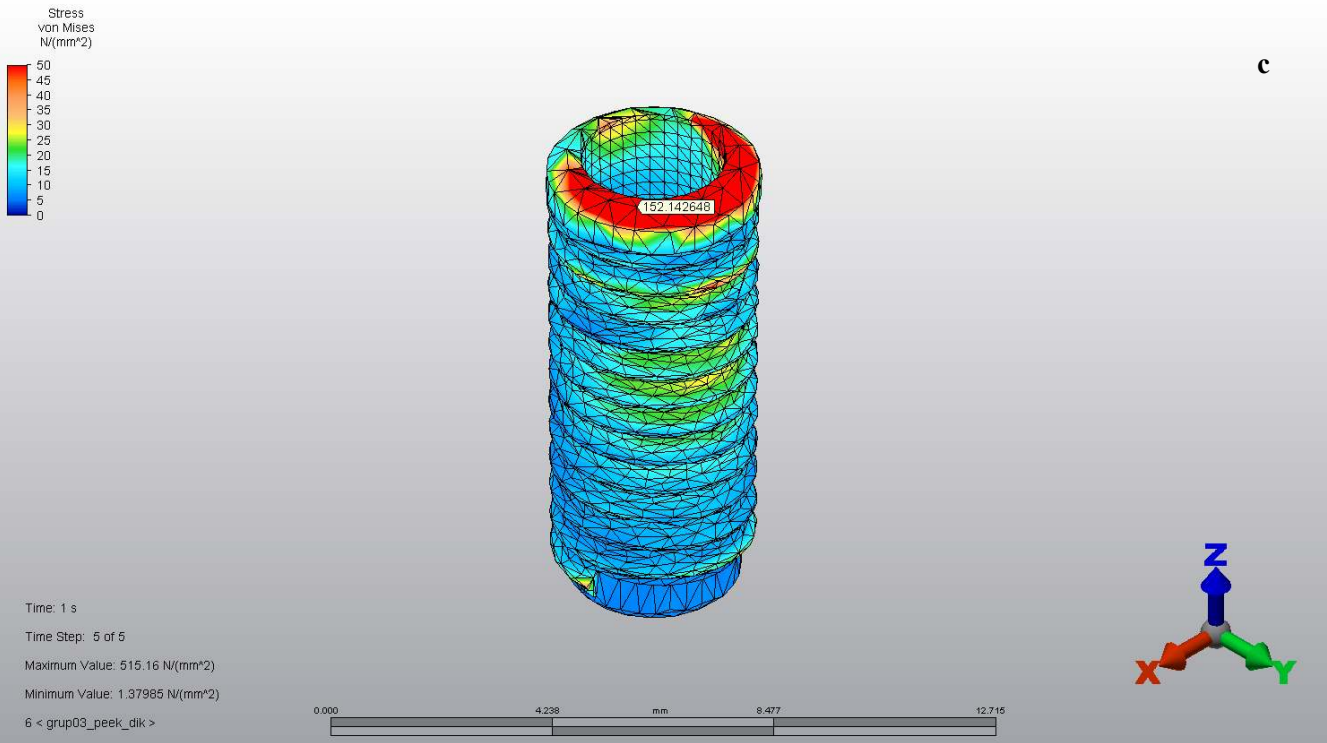
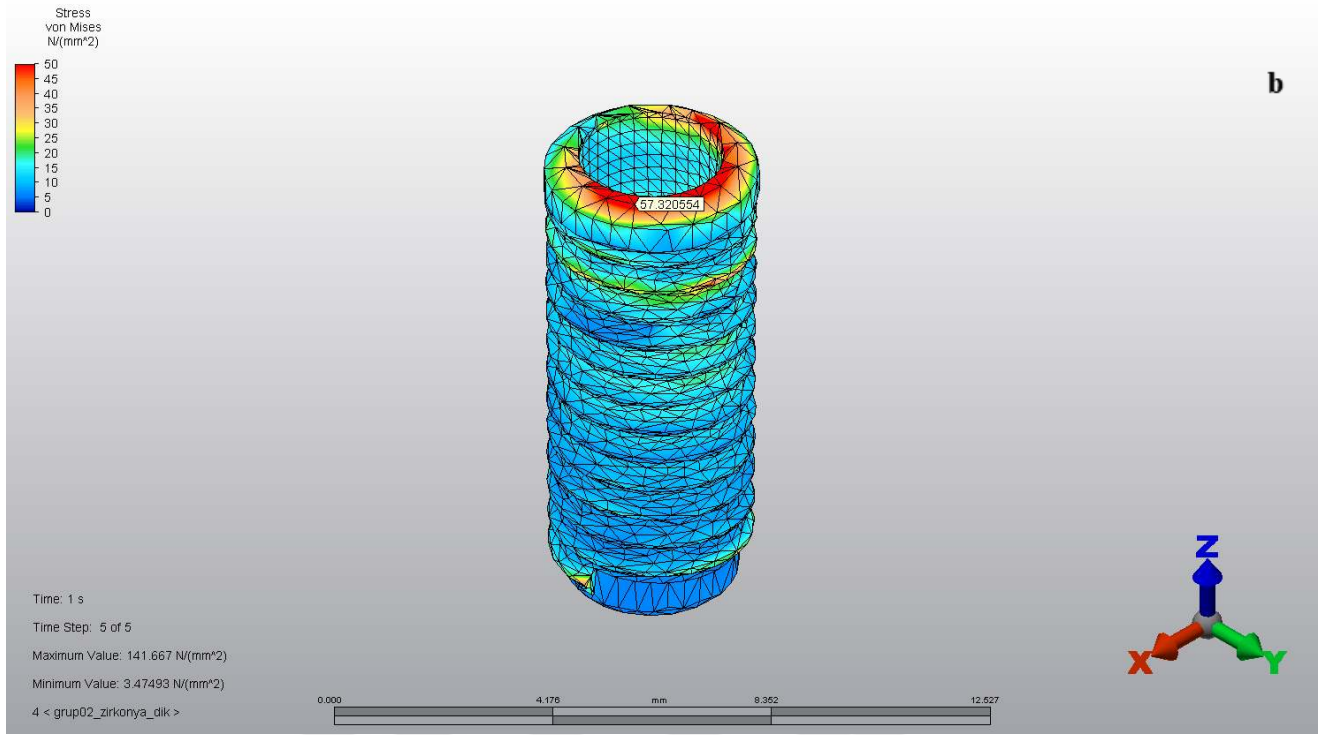


Şekil 2. Vertikal yükleme sonucunda doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

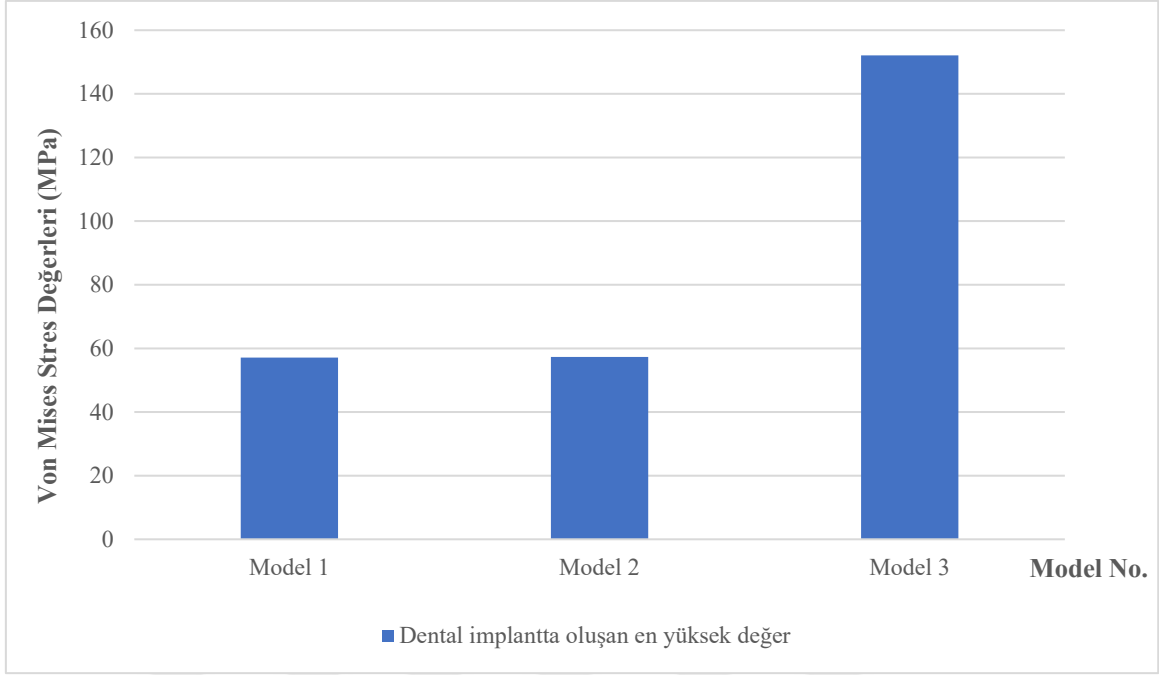
4.1.3. Dental İmplant Modellerinde Oluşan Von Mises Stres değerleri

Dental implant modellerinde Von Mises stresleri dental implantların boyun bölgesinin distalinde yoğunlaşmıştır. En yüksek değerler boyun bölgesinin disto-bukkalinde tespit edilmiştir. Modeller içerisinde en yüksek stres değerleri Model 3'te görülmüştür. Bu değerler yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 3'te 152.14 MPa, Model 2'de 57.32 MPa ve Model 1'de 57.14 MPa olarak tespit edilmiştir (Resim 24, Şekil 3).





Resim 24. Vertikal yükleme sonucunda dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (a: Model 1, b: Model 2, c: Model 3)

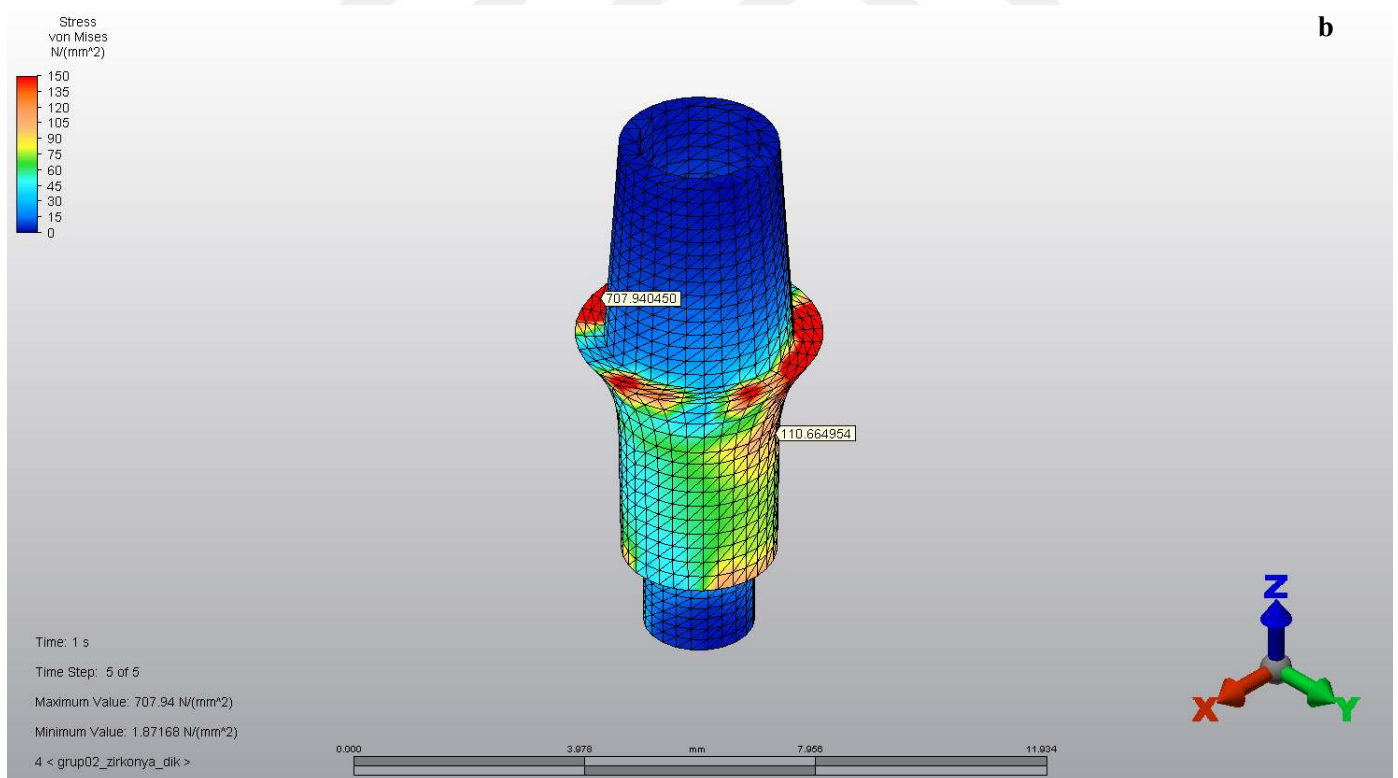
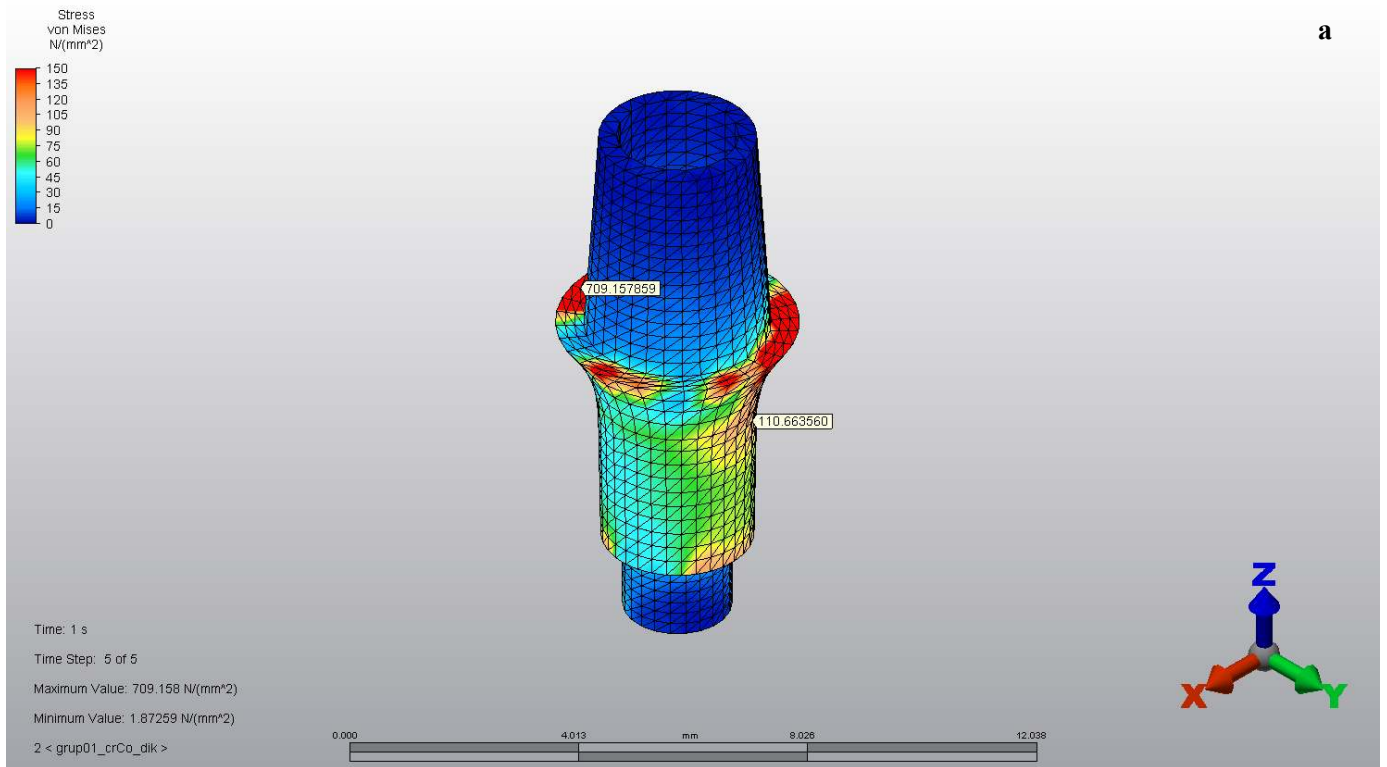


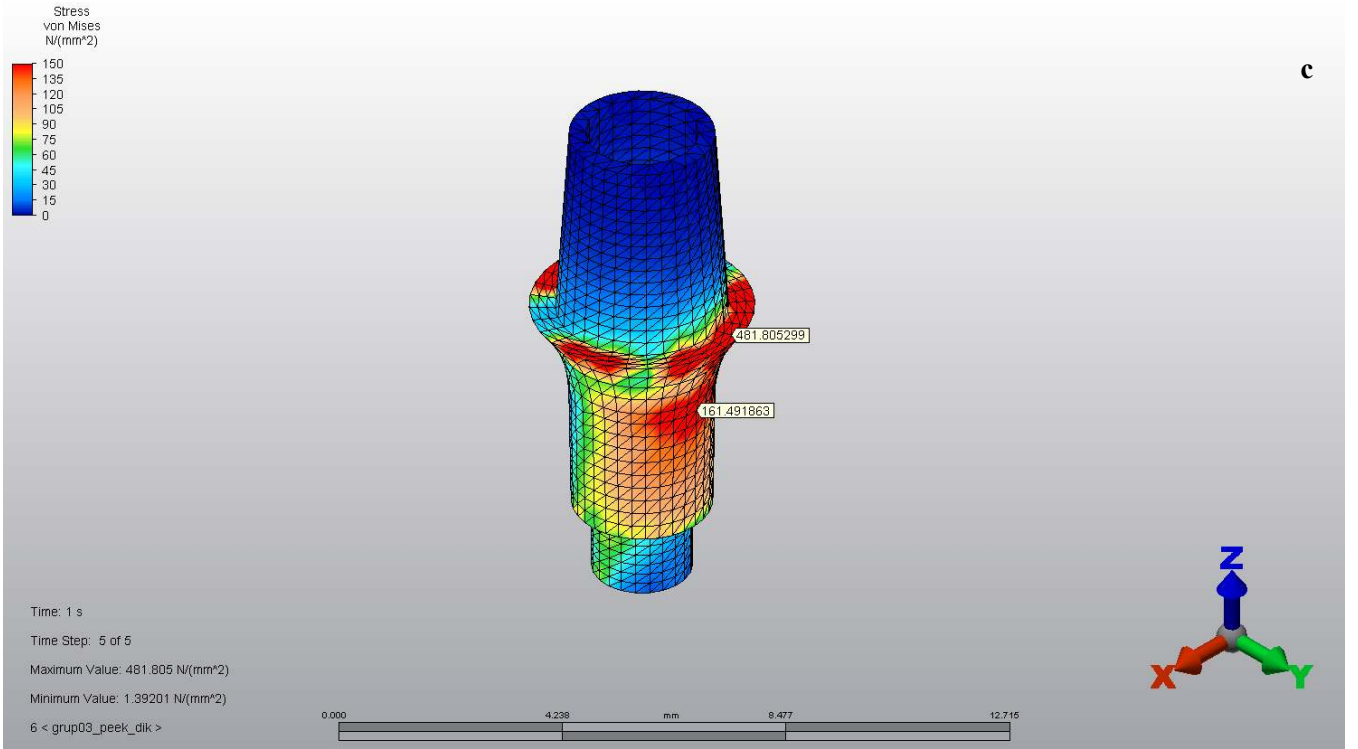
Şekil 3. Vertikal yükleme sonucu dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

4.1.4. Abutment Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

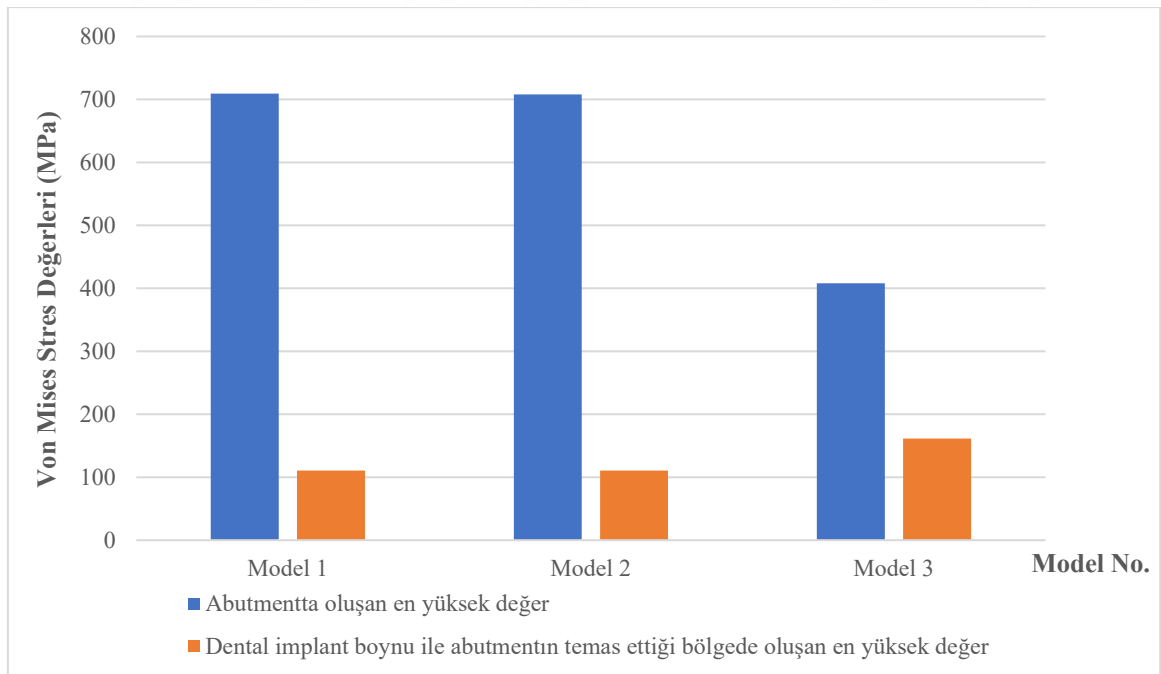
Abutment modellerinde en yüksek Von Mises stres değerleri abutmentin basamak bölgelerinde tespit edilmiştir. Bu değerler yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 1’de mezial basamakta 709.16 MPa, Model 2’de mezial basamakta 707.94 MPa ve Model 3’te distal basamakta 481.81 MPa olarak tespit edilmiştir.

Basamaklarda gözlenen maksimum Von Mises stres değerlerine ek olarak abutment ve dental implant boynunun temas ettiği bölgelerde Von Mises streslerinin yoğunlaştığı alanlar oluşmuştur. Dental implant boynu ile olan temasın distalinde gözlenen bu alanlarda oluşan Von Mises stres değerleri: Model 3’te 161.49 MPa, Model 2’de 110.66 MPa ve Model 1’de 110.66 MPa olarak tespit edilmiştir (Resim 25, Şekil 4).





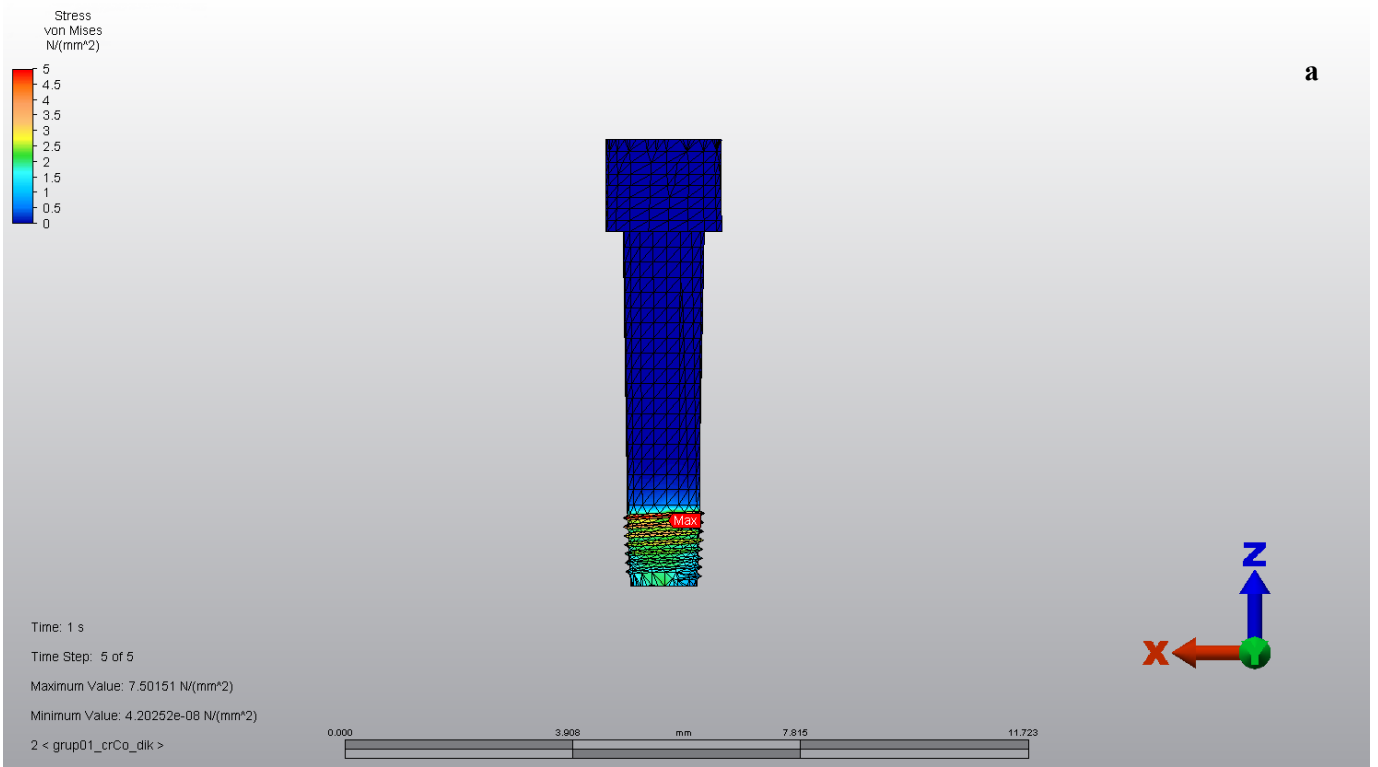
Resim 25. Vertikal yükleme sonucu abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (a: Model 1, b: Model 2, c: Model 3)

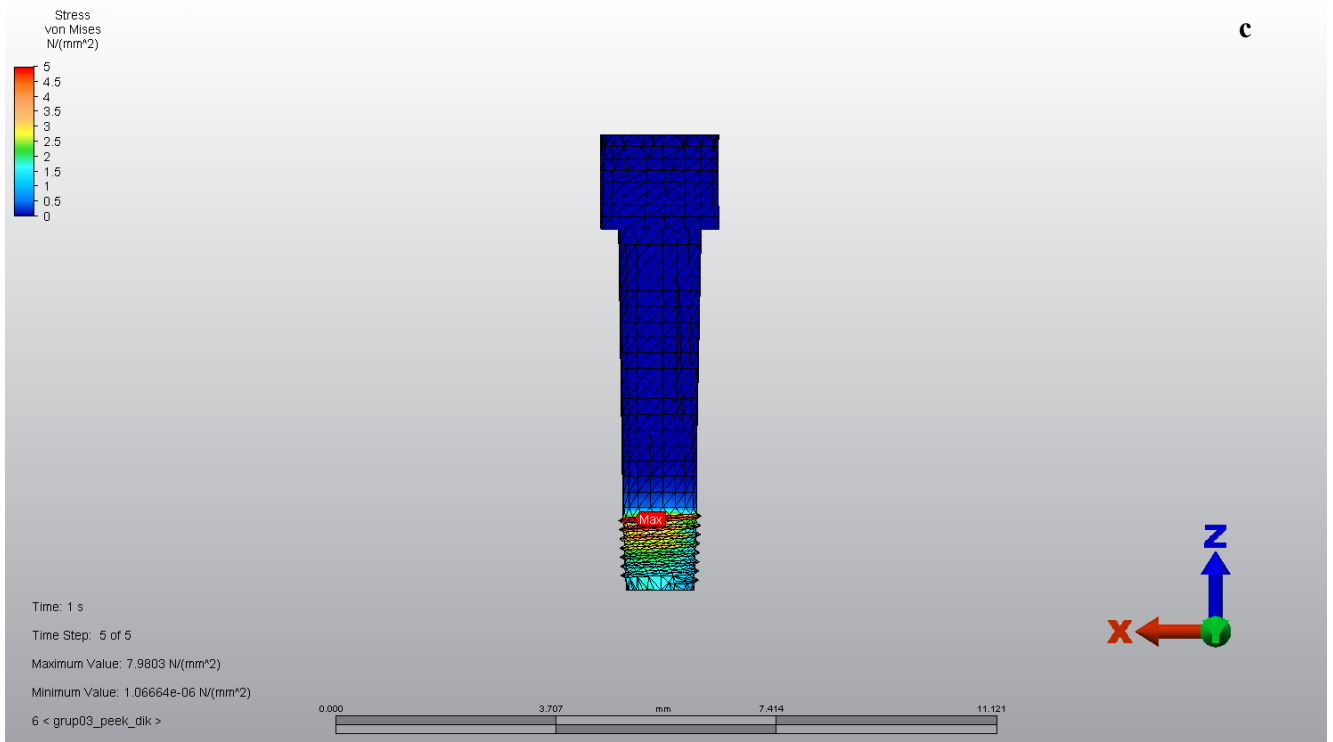
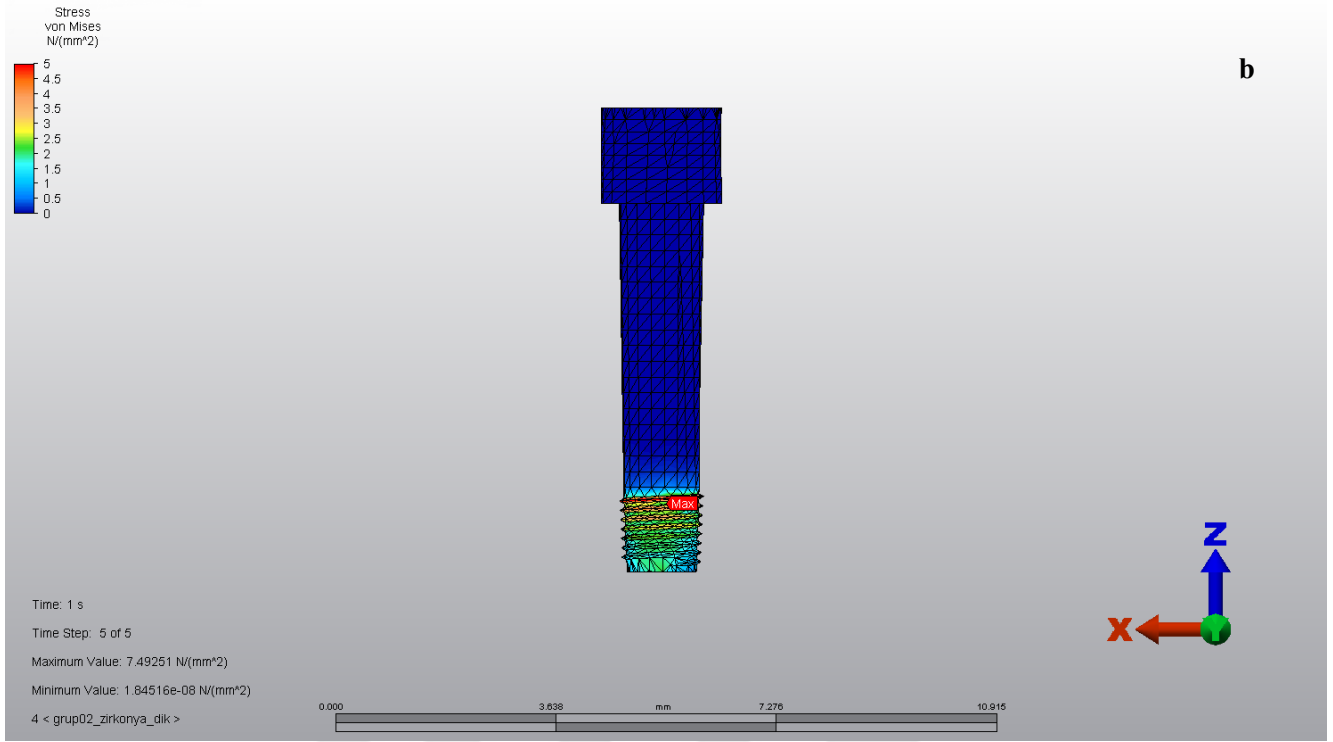


Şekil 4. Vertikal yükleme sonucu abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

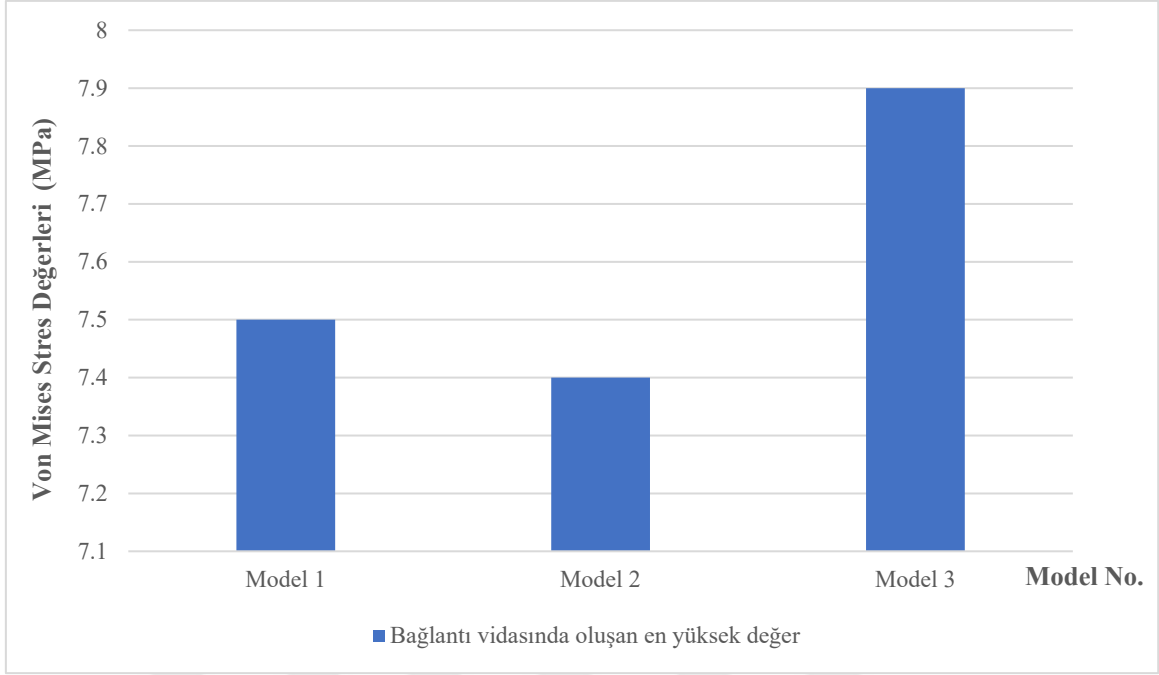
4.1.5. Bağlantı Vidası Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Bağlantı vidası modellerinde en yüksek Von Mises stres değerleri bağlantı vidalarının yiv bölgelerinde oluşmuştur. Bu değerler yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 3’te 7.98 MPa, Model 1’de 7.50 MPa ve Model 2’de 7.49 MPa olarak tespit edilmiştir (Resim 26, Şekil 5).





Resim 26. Vertikal yükleme sonucu bağlantı vidası modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (a: Model 1, b: Model 2, c: Model 3)



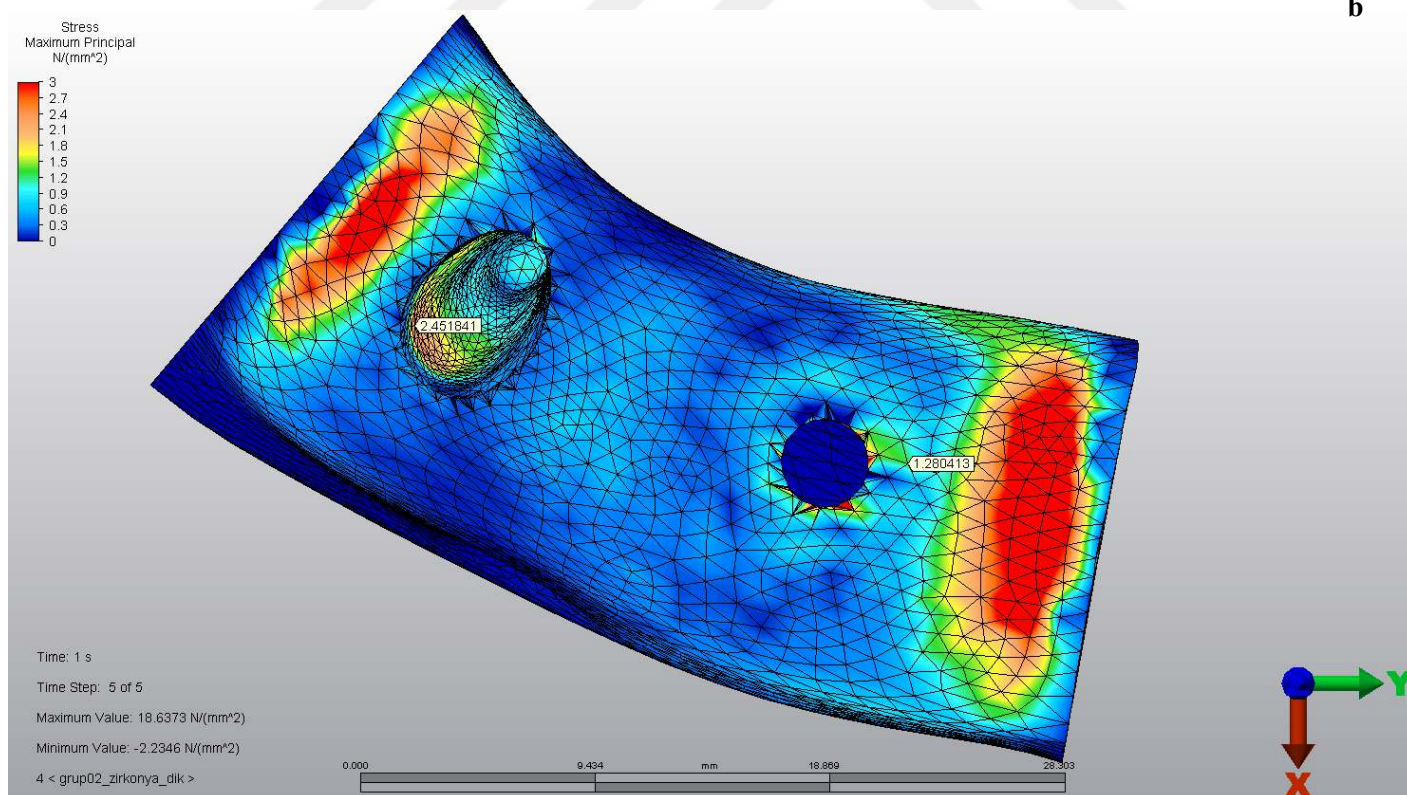
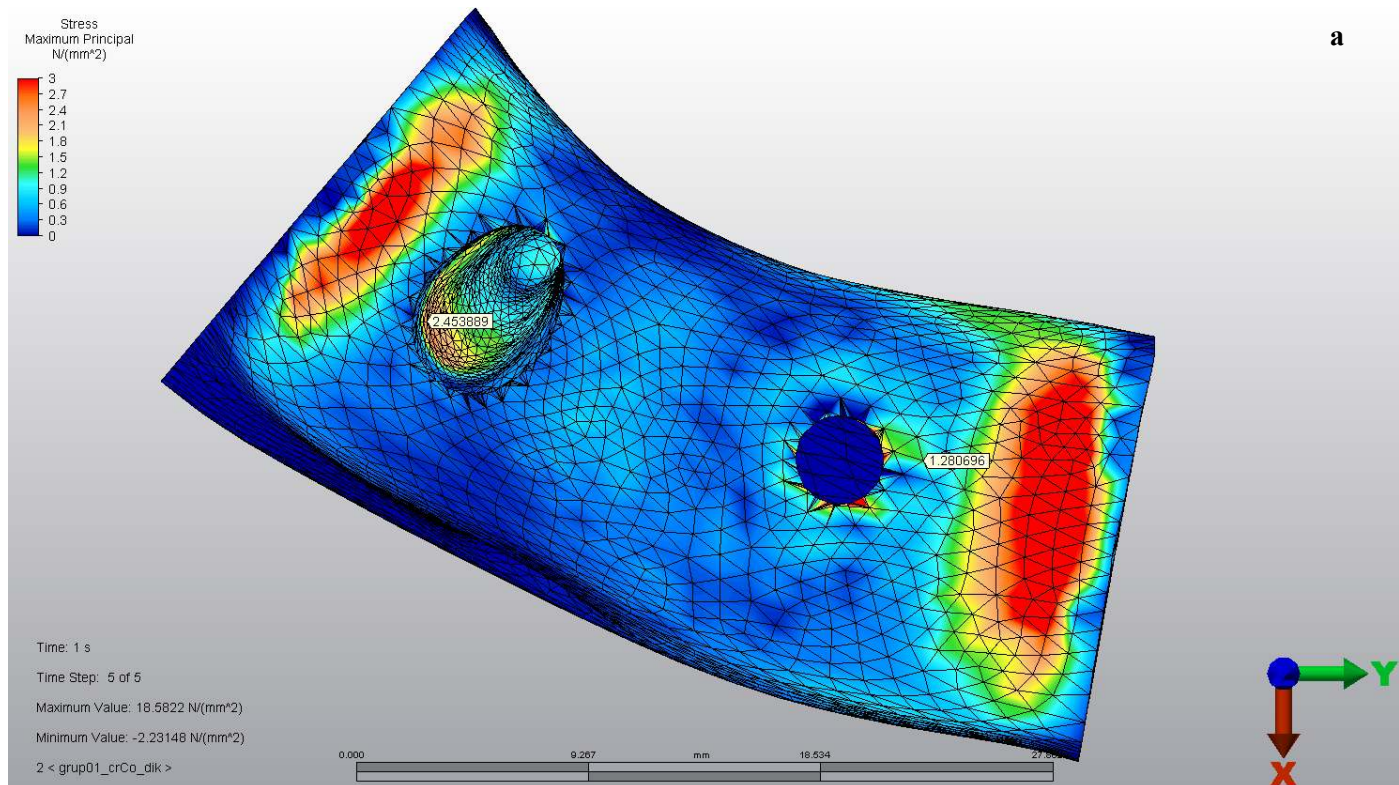
Şekil 5. Vertikal yükleme sonucu bağlantı vidası modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

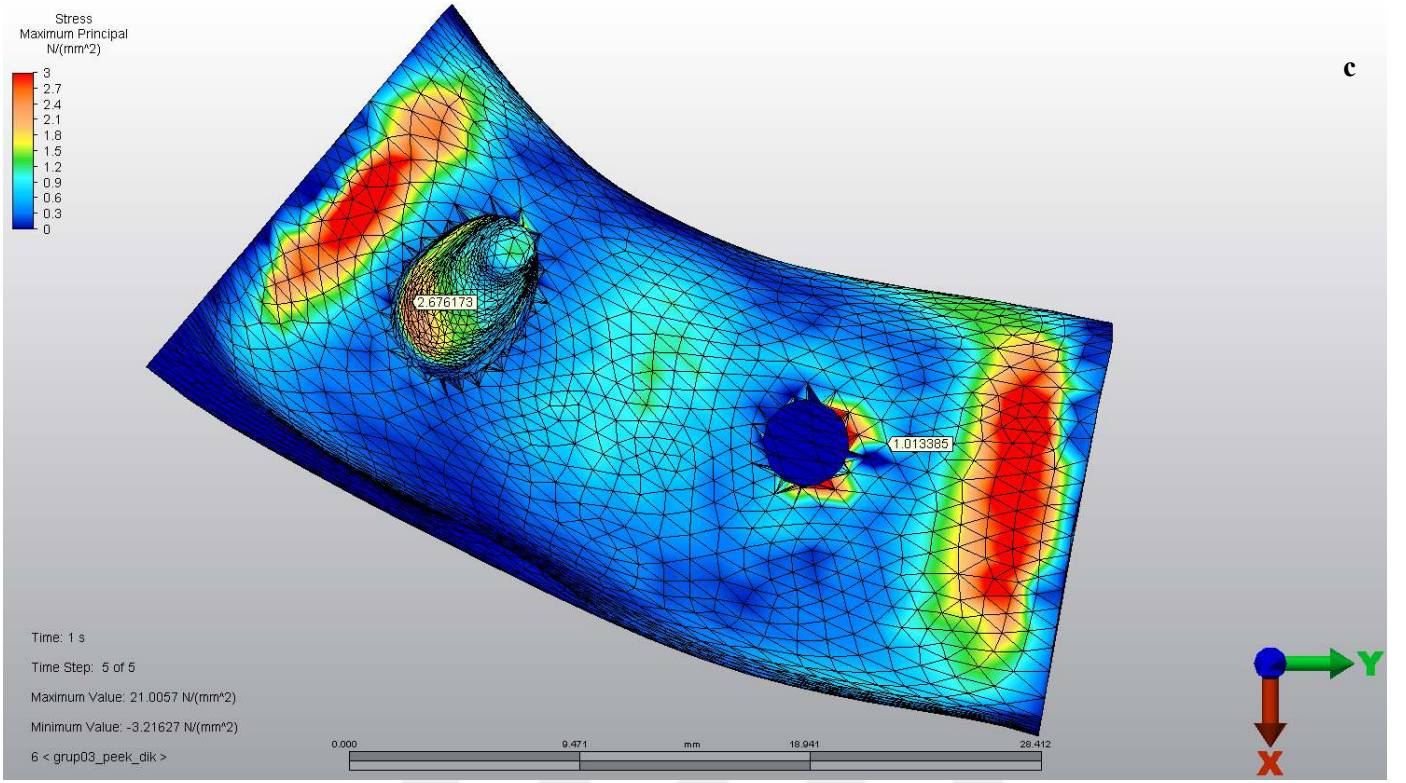
4.1.6 Kortikal Kemik Modellerinde Oluşan Maksimum Asal Stres Değerleri

Üç modelde de maksimum asal stres değerleri diş socketinde ve dental implantın boyun bölgesine temas halinde olan kortikal kemik bölgesinde yoğunlaşmıştır.

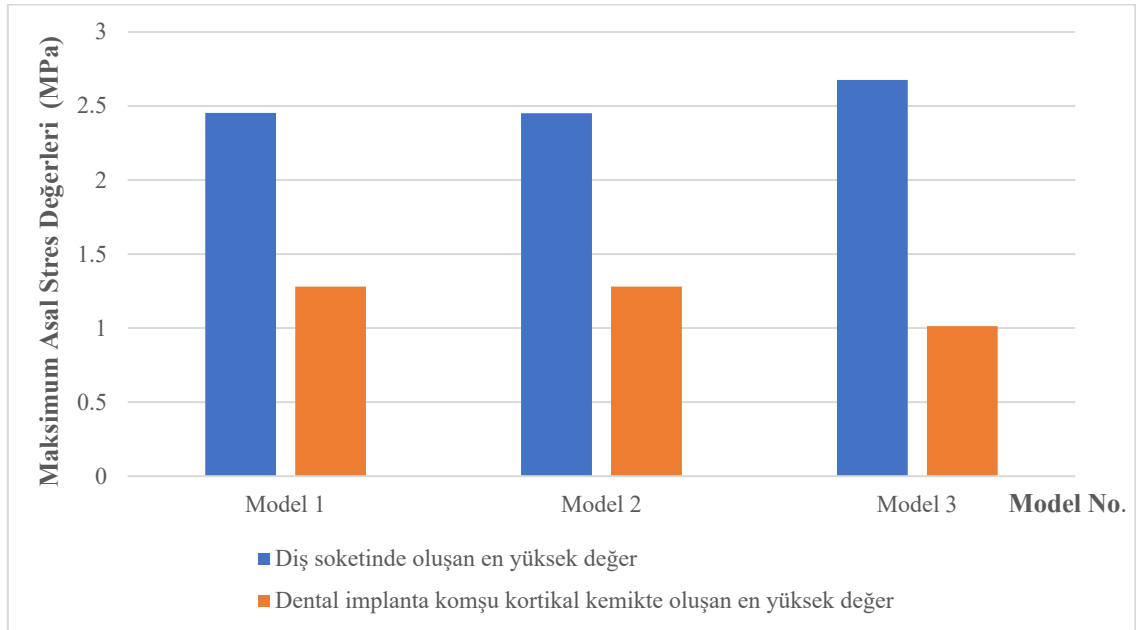
Diş socketinde maksimum asal stres değerleri en fazla bukkal yüzün servikal 1/3'lük kısmında gözlenmiştir. Bu değerler: Model 3'te 2.68 MPa, Model 1'de 2.45 MPa ve Model 2'de 2.45 MPa olarak tespit edilmiştir.

Dental implantın boynu ile temasta olan kortikal kemik bölgesinde maksimum asal stres değerleri en fazla bölgenin distal kısmında gözlenmiştir. Bu değerler: Model 1'de 1.28 MPa, Model 2'de 1.28 MPa ve Model 3'te 1.01 MPa olarak tespit edilmiştir (Resim 27, Şekil 6).





Resim 27. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan maksimum asal stres değerleri (a: Model 1, b: Model 2, c: Model 3)



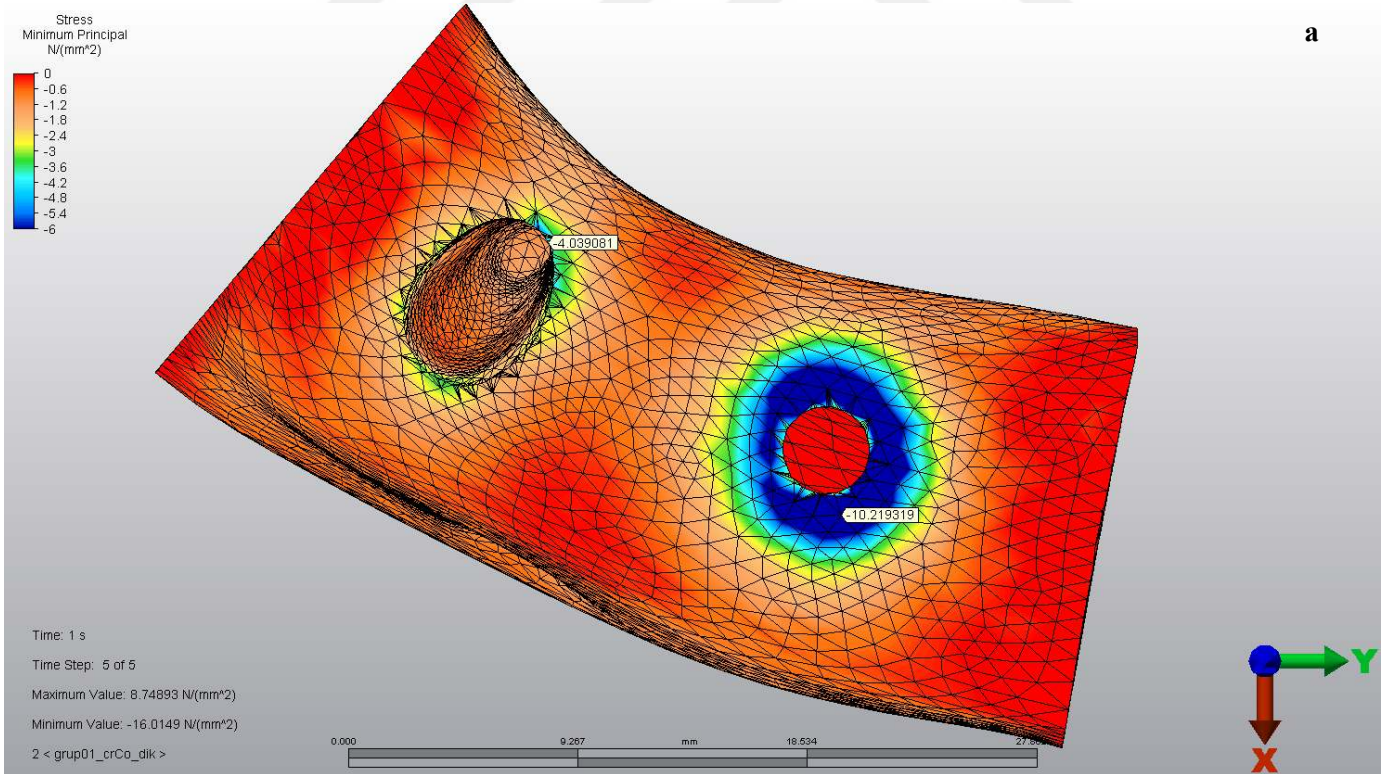
Şekil 6. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan maksimum asal stres değerleri (MPa)

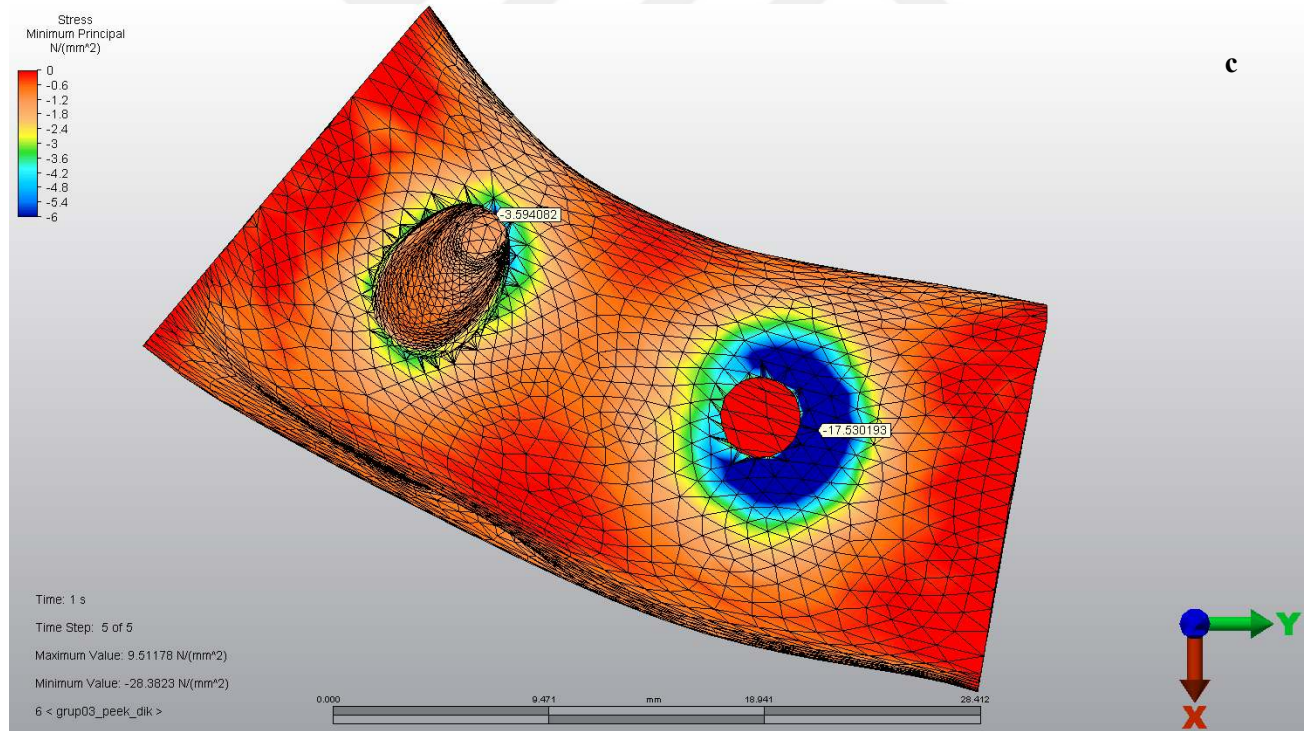
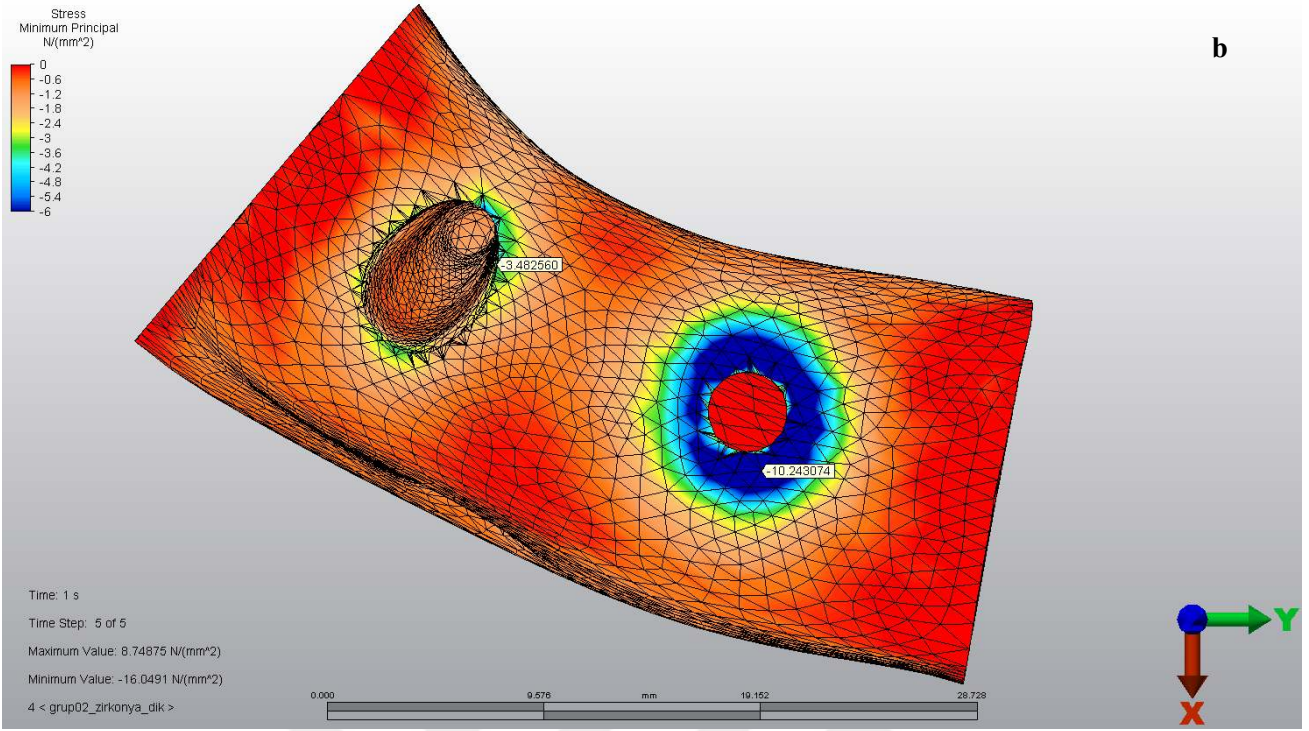
4.1.7. Kortikal Kemik Modellerinde Oluşan Minimum Asal Stres Değerleri

Üç modelde de minimum asal stres değerleri diş socketinde ve dental implantın boyun bölgesine temas halinde olan kortikal kemik bölgesinde yoğunlaşmıştır.

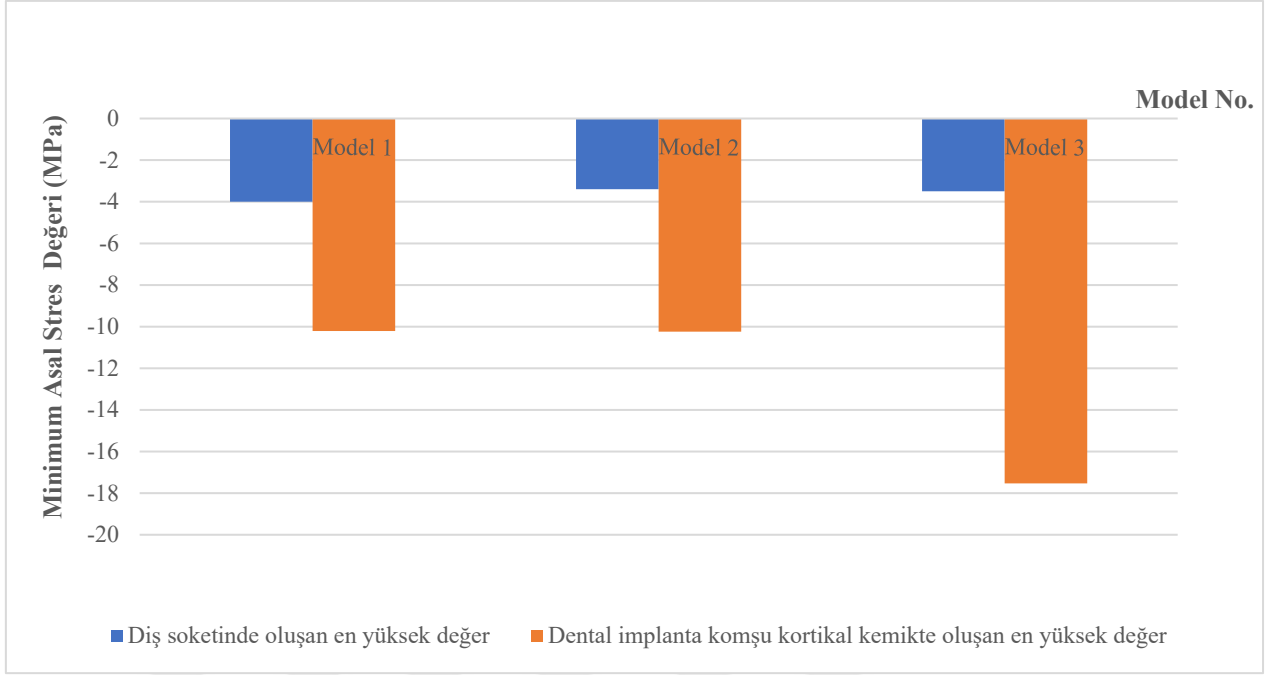
Diş socketinde minimum asal stres değerleri en fazla lingual yüzün servikal 1/3'lük kısmında gözlenmiştir. Bu değerler yüksekte düşük olana doğru sırasıyla: Model 1'de -4.04 MPa, Model 3'te -3.59 MPa ve Model 2'de -3.48 MPa olarak tespit edilmiştir.

Model 1 ve Model 2'de minimum asal stres değerleri dental implantın boyun bölgesine temas eden kortikal kemiğin tüm bölgelerinde benzer dağılım göstermektedir. En yüksek değerler ise bu bölgedeki kemiğin disto-bukkalinde kaydedilmiştir. Model 3'te ise stresler dental implant boynuna temas eden kortikal kemiğin distal kısmında yoğunlaşmıştır ve en yüksek değerler bölgedeki kemiğin distalinde gözlenmektedir. Bu değerler yüksekte düşük olana doğru sırasıyla: Model 3'te -17.53 MPa, Model 2'de -10.24 MPa ve Model 1'de -10.22 MPa olarak tespit edilmiştir (Resim 28, Şekil 7).





Resim 28. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan minimum asal stres değerleri (a: Model 1, b: Model 2, c: Model 3)



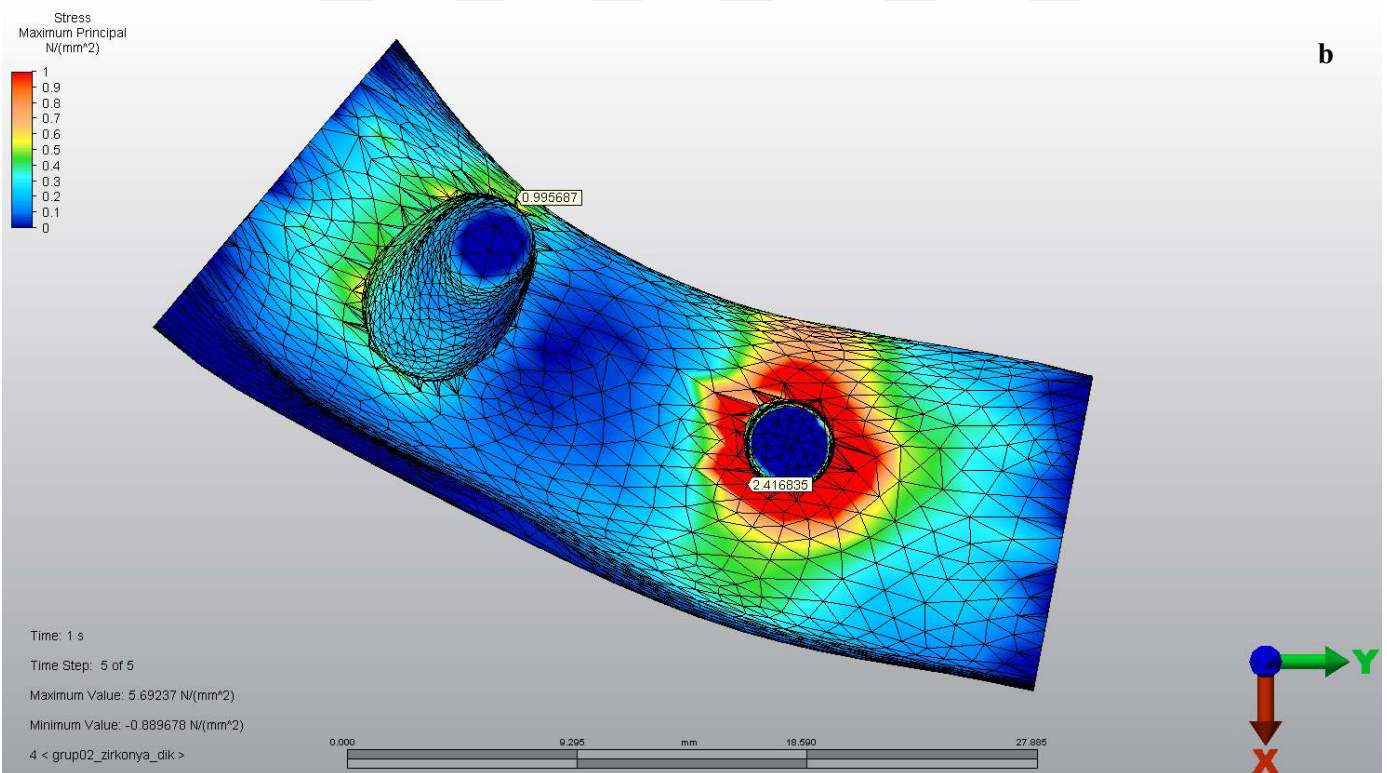
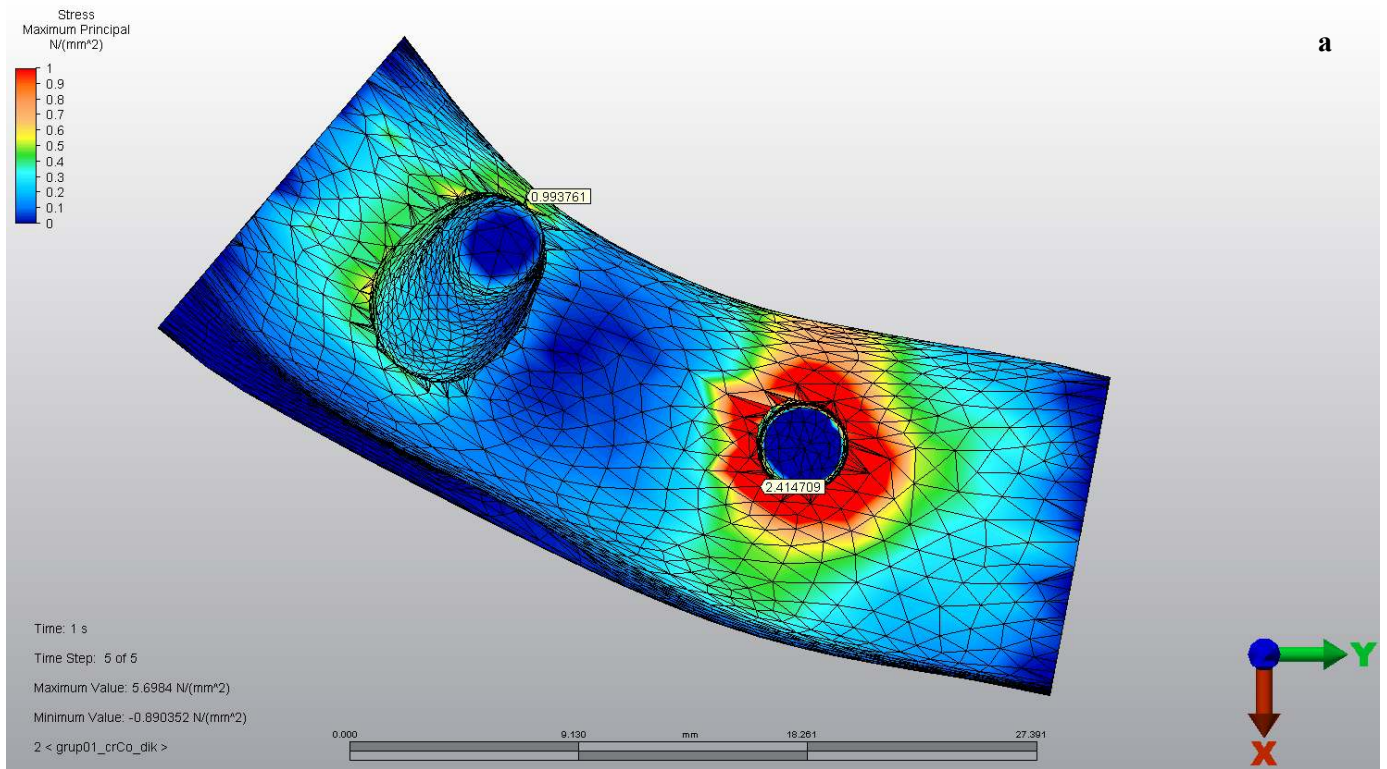
Şekil 7. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan minimum asal stres değerleri (MPa)

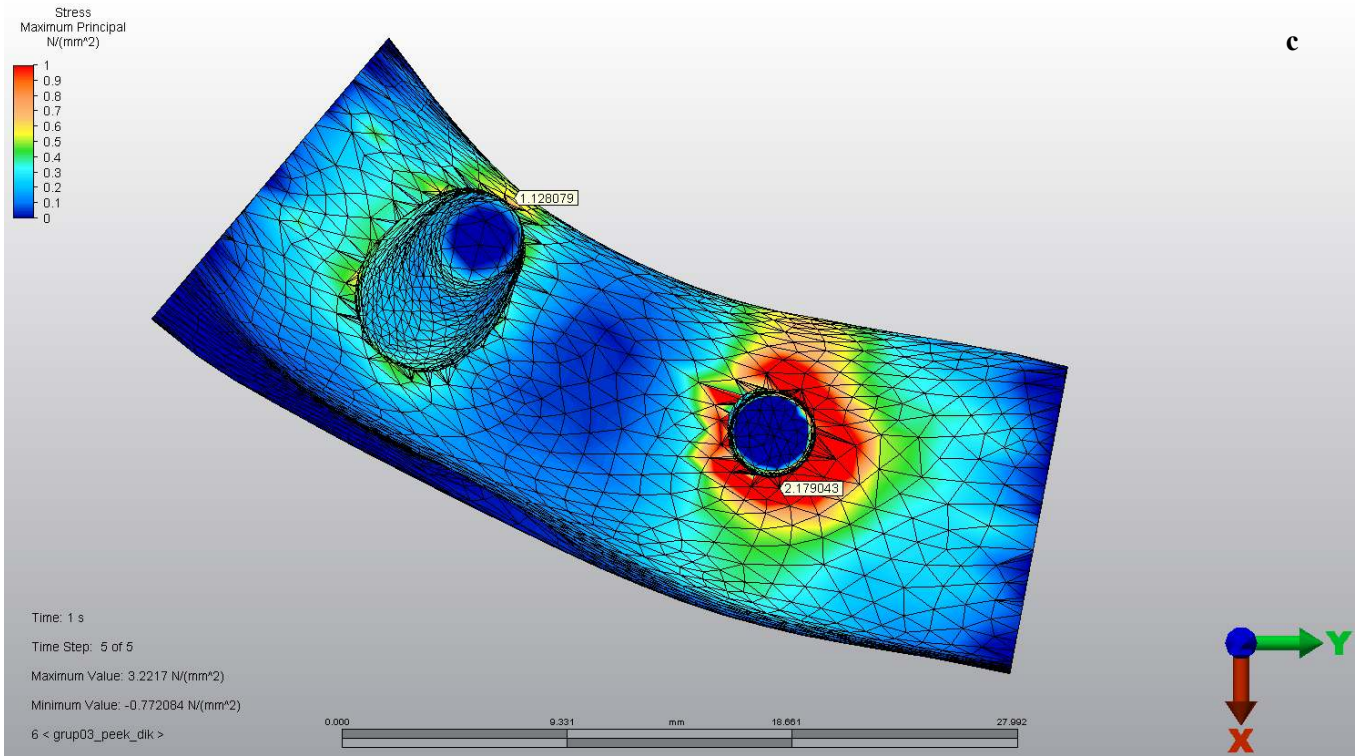
4.1.8. Trabeküler Kemik Modellerinde Oluşan Maksimum Asal Stres Değerleri

Üç modelde de maksimum asal stres değerleri diş soketini ve dental implantın boyun bölgesini çevreleyen trabeküler kemik bölgelerinde yoğunlaşmıştır.

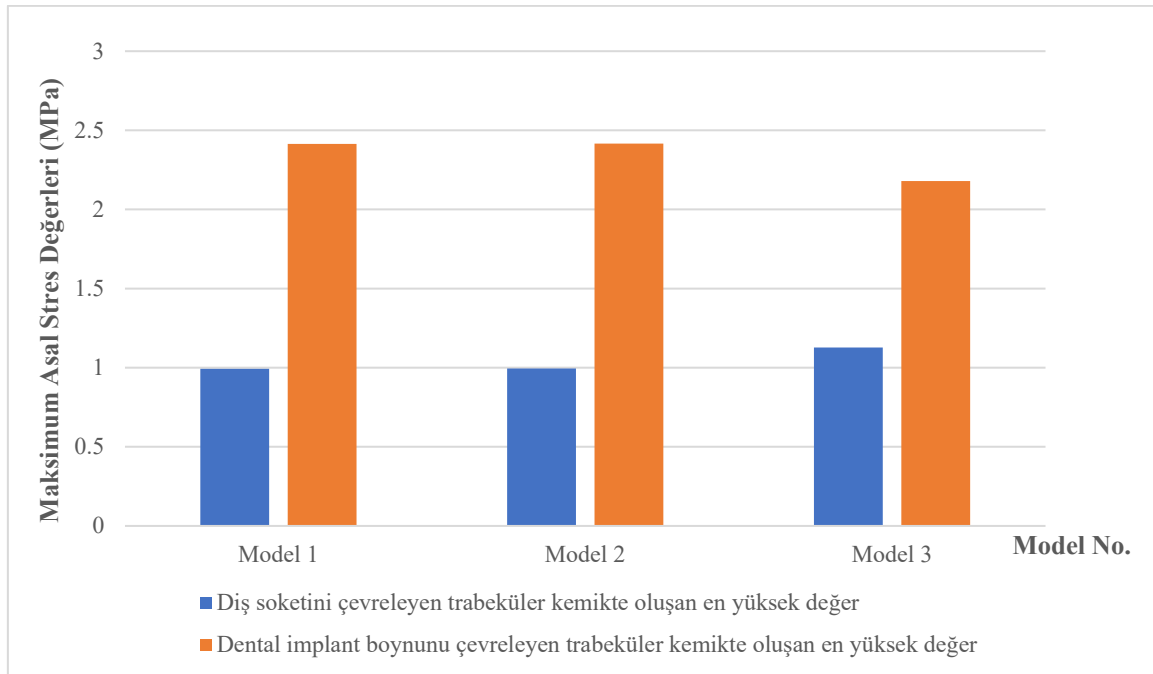
Diş soketini çevreleyen trabeküler kemikte maksimum asal stres değerleri en fazla lingual yüzün apikal 1/3'lük kısmında gözlenmiştir. Bu değerler yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 3'te 1.13 MPa, Model 2'de 1.00 MPa ve Model 1'de 0.99 MPa olarak tespit edilmiştir.

Model 1 ve Model 2'de maksimum asal stres değerleri dental implantın boyun bölgesini çevreleyen trabeküler kemiğin tüm bölgelerinde benzer dağılım göstermektedir. En yüksek değerler ise bu bölgedeki kemiğin bukkalinde kaydedilmiştir. Model 3'te ise stresler dental implant boynunu çevreleyen trabeküler kemiğin distal kısmında yoğunlaşmıştır ve en yüksek değerler bölgedeki kemiğin disto-bukkalinde gözlenmektedir. Bu değerler yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 2'de 2.42 MPa, Model 1'de 2.41 MPa ve Model 3'te 2.18 MPa olarak tespit edilmiştir (Resim 29, Şekil 8).





Resim 29. Vertikal yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan maksimum asal stres değerleri (a: Model 1, b: Model 2, c: Model 3)



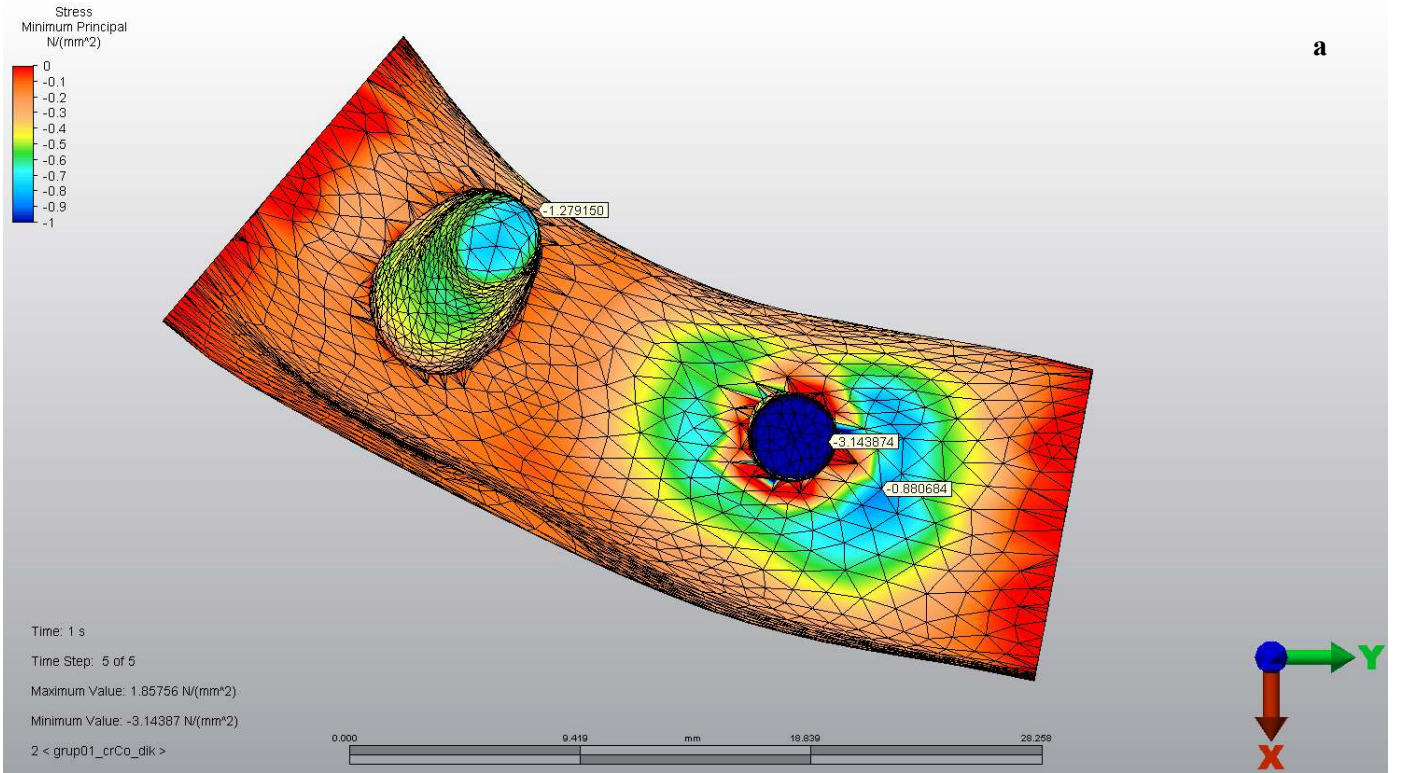
Şekil 8. Vertikal yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan maksimum asal stres değerleri (MPa)

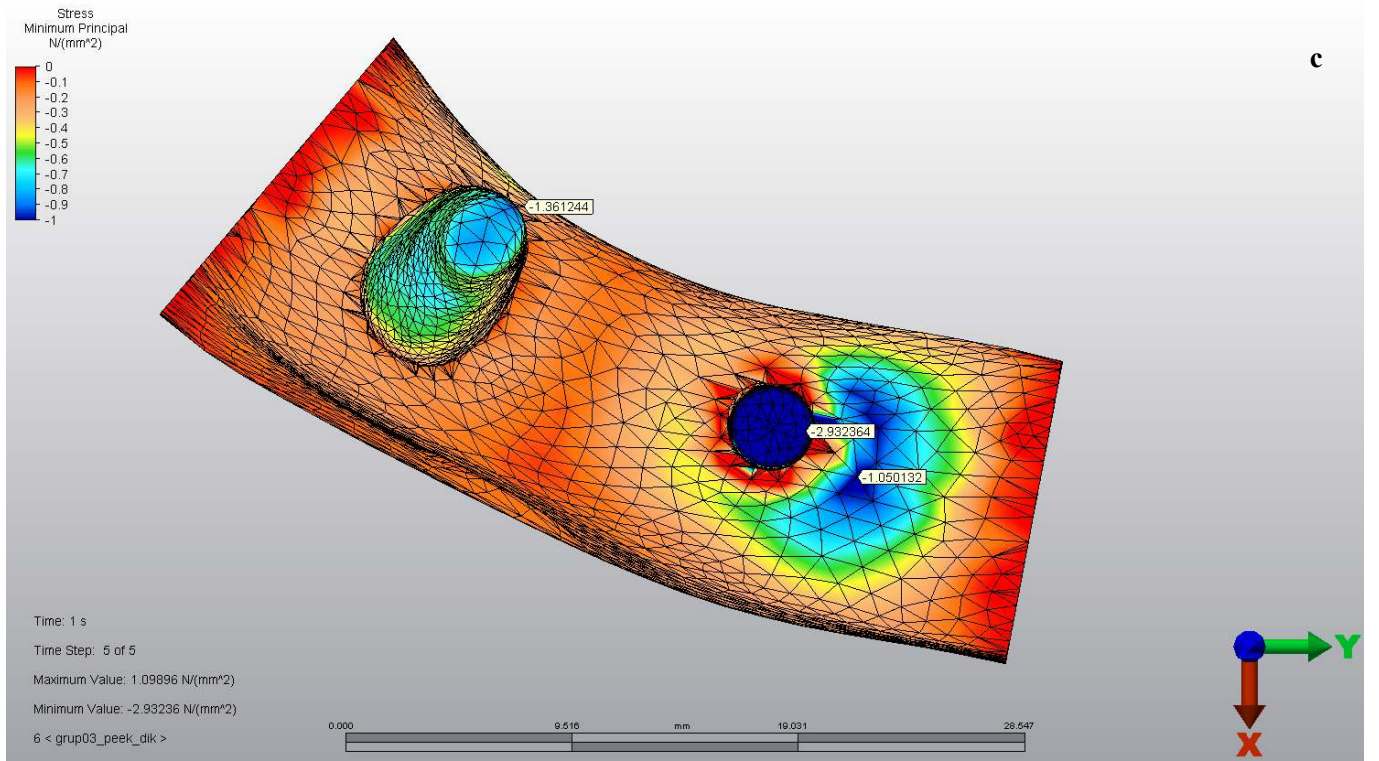
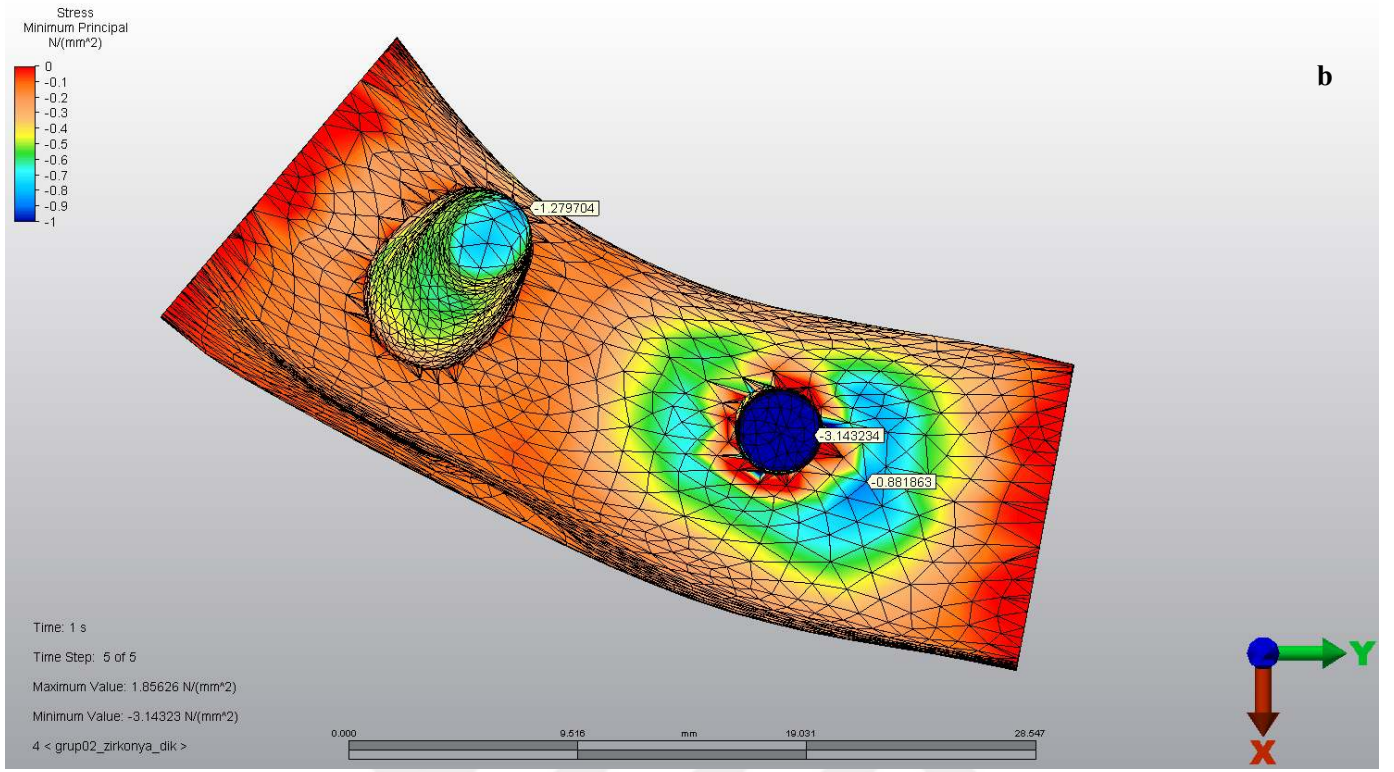
4.1.9. Trabeküler Kemik Modellerinde Oluşan Minimum Asal Stres Değerleri

Üç modelde de minimum asal stres değerleri diş soketini ve dental implantın apikal bölgesini çevreleyen trabeküler kemik bölgelerinde yoğunlaşmıştır.

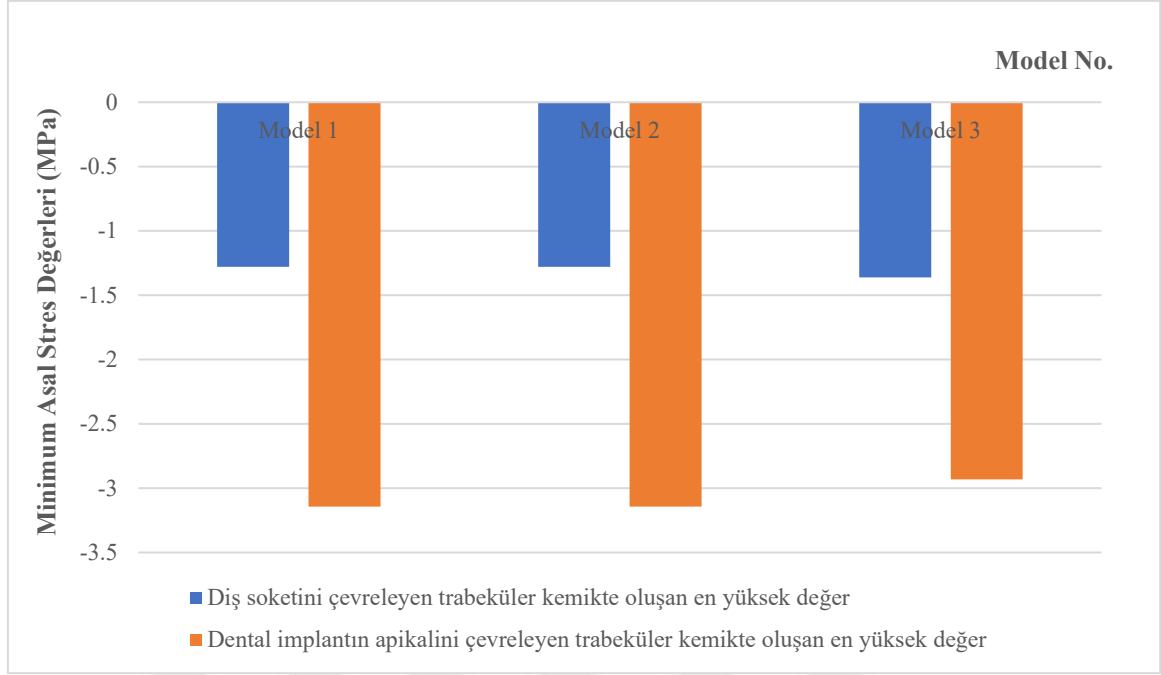
Diş soketini çevreleyen trabeküler kemikte minimum asal stres değerleri en fazla lingual yüzün apikal 1/3'lük kısmında gözlenmiştir. Bu değerler: Model 3'te -1.36 MPa, Model 2'de -1.28 MPa ve Model 1'de -1.28 MPa olarak tespit edilmiştir.

Dental implantın apikal bölgesini çevreleyen trabeküler kemikte minimum asal stres değerleri en fazla dental implantın tabanını oluşturan yüzüne komşu bölgede gözlenmiştir. Bu değerler: Model 1'de -3.14 MPa, Model 2'de -3.14 MPa ve Model 3'te -2.93 MPa olarak tespit edilmiştir (Resim 30, Şekil 9).





Resim 30. Vertikal yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan minimum asal stres değerleri (a: Model 1, b: Model 2, c: Model 3)



Şekil 9. Vertikal yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan minimum asal stres değerleri (MPa)

4.2. Oblik Kuvvetler Sonucunda Oluşan Stresler

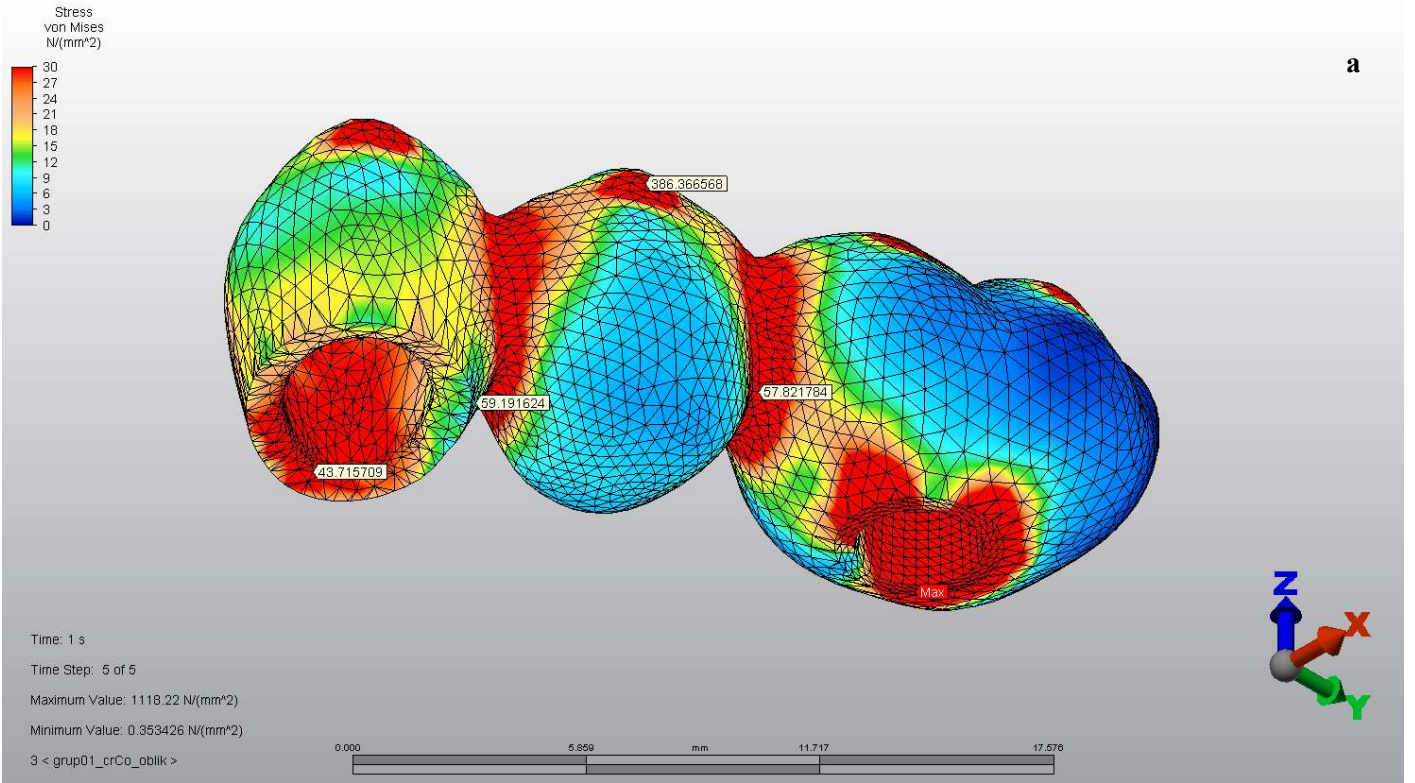
4.2.1. Üç Üyeli Sabit Köprü Protezi Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

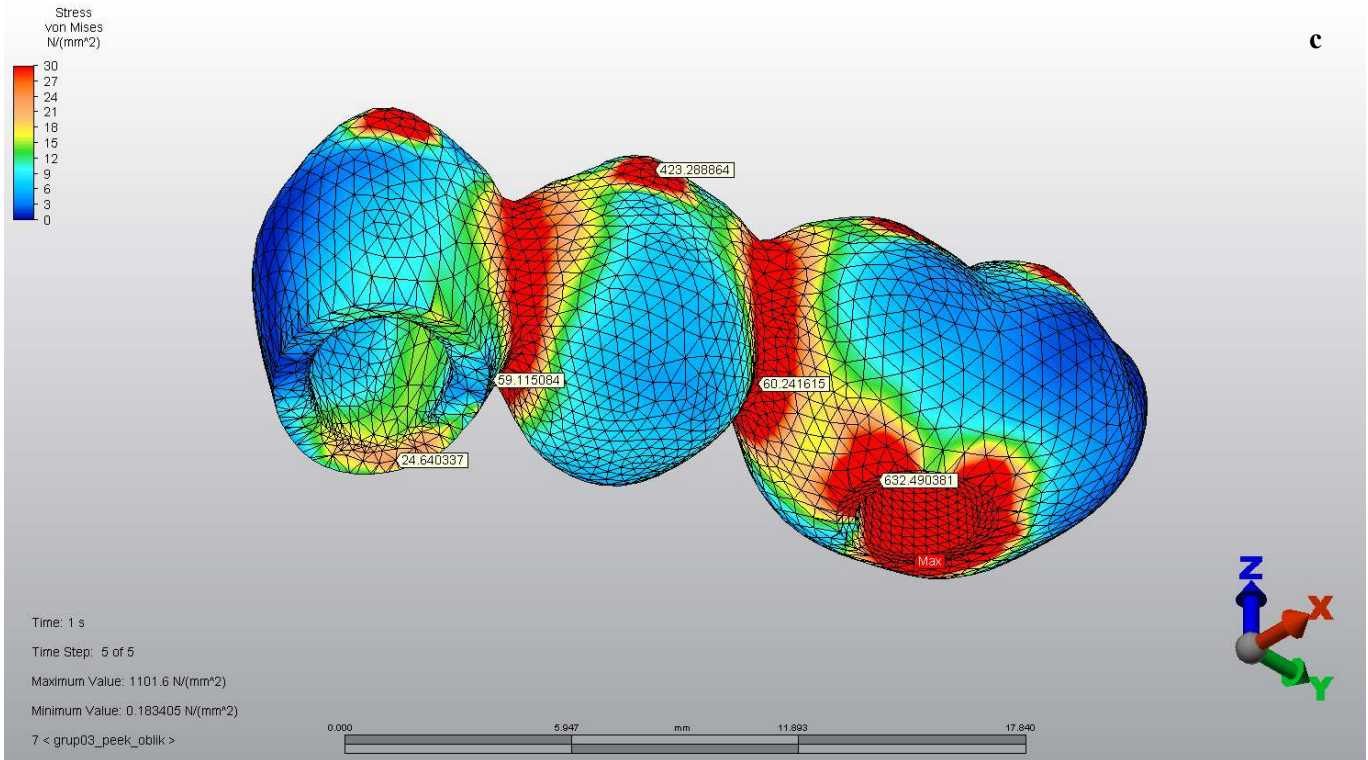
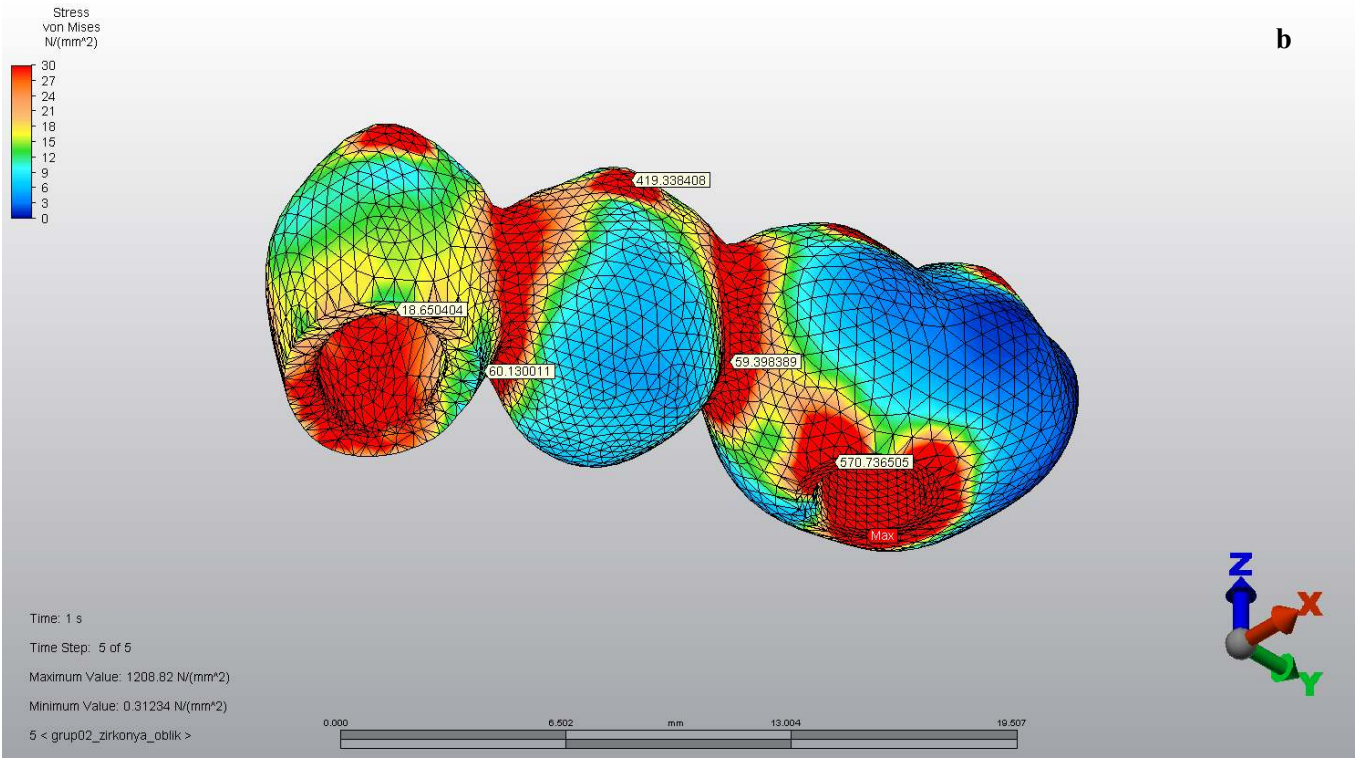
Tüm modellerde en yüksek Von Mises stres değerleri 36 numaralı basamak temas bölgesinin disto-lingualinde gözlenmiştir. Bu değerler yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 2’de 1208.82 MPa, Model 1’de 1118.22 MPa ve Model 3’te 1101.60 MPa olarak tespit edilmiştir.

Kuvvet uygulama noktaları içinde en yüksek Von Mises stres değerleri 35 numaralı pontiğin kuvvet uygulama notasında oluşmuştur. Bu değerler yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 3’te 423.29 MPa, Model 2’de 419.39 MPa ve Model 1’de 386.37 MPa olarak tespit edilmiştir.

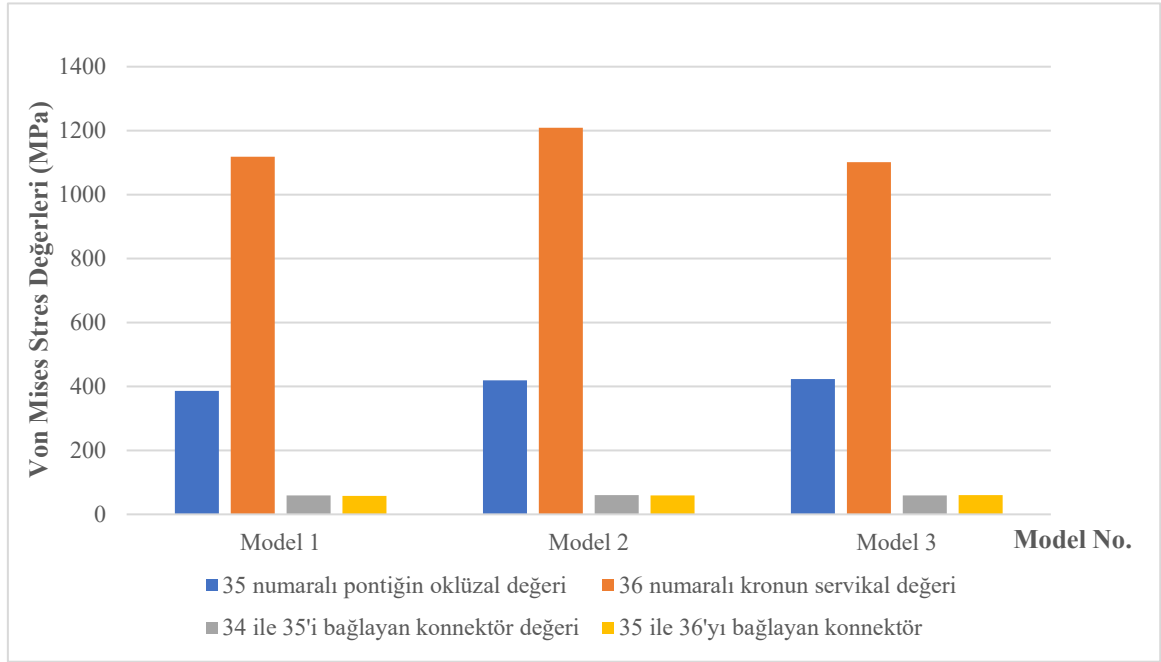
Sabit köprü protezi modellerindeki konnektörlerin gingival yüzlerinde stres yoğunlaşmaları tespit edilmiştir. Model 1 ve Model 2’de 34 ve 35 numaralı kronların arasındaki konnektörde oluşan Von Mises stres değeri 35 ve 36 numaralı kronların arasındaki konnektörde oluşan Von Mises stres değerlerine göre daha fazla tespit edilmiştir.

Model 3'te ise bu ilişkinin tam tersi bir durum gözlenmiştir. Model 1'de 35 ve 36 numaralı kronların arasındaki konnektörde 57.82 MPa, 35 ve 34 numaralı kronların arasındaki konnektörde 59.19 MPa Von Mises stres değeri tespit edilmiştir. Model 2'de 35 ve 36 numaralı kronların arasındaki konnektörde 59.40 MPa, 35 ve 34 numaralı kronların arasındaki konnektörde 60.13 MPa Von Mises stres değeri tespit edilmiştir. Model 3'te 35 ve 36 numaralı kronların arasındaki konnektörde 60.24 MPa, 35 ve 34 numaralı kronların arasındaki konnektörde 59.12 MPa Von Mises stres değeri tespit edilmiştir (Resim 31, Şekil 10).





Resim 31. Oblik yükleme sonucu sabit köprü protez modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (a: Model 1, b: Model 2, c: Model 3)

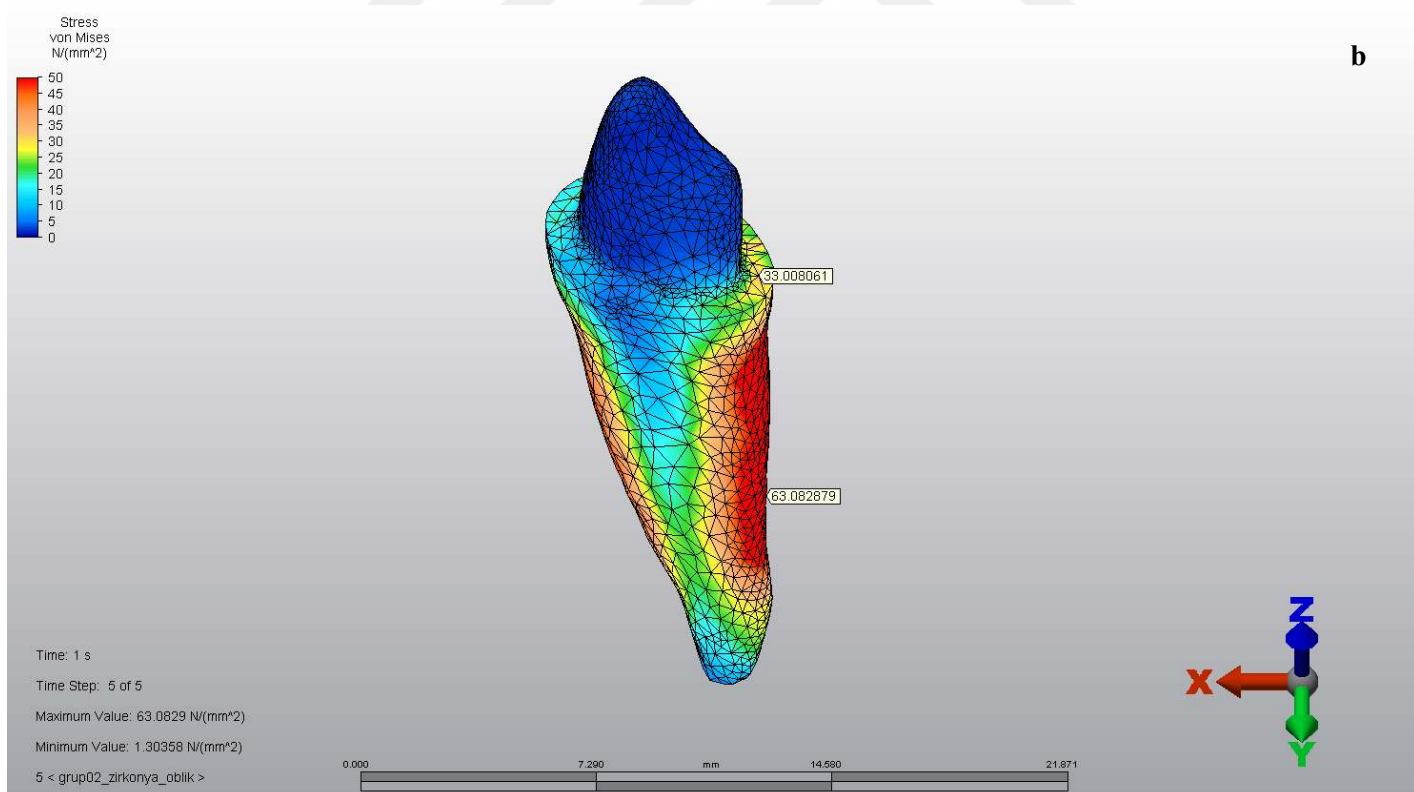
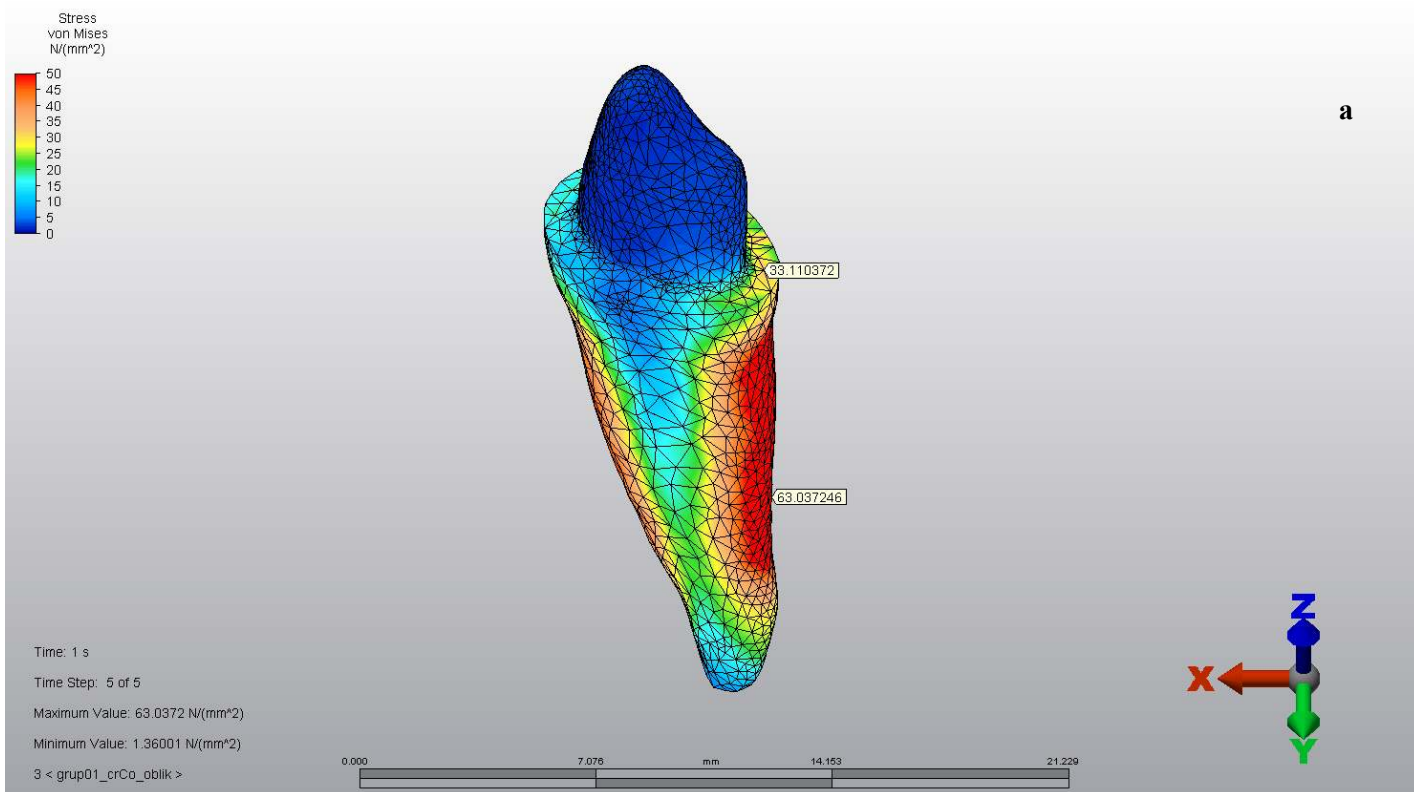


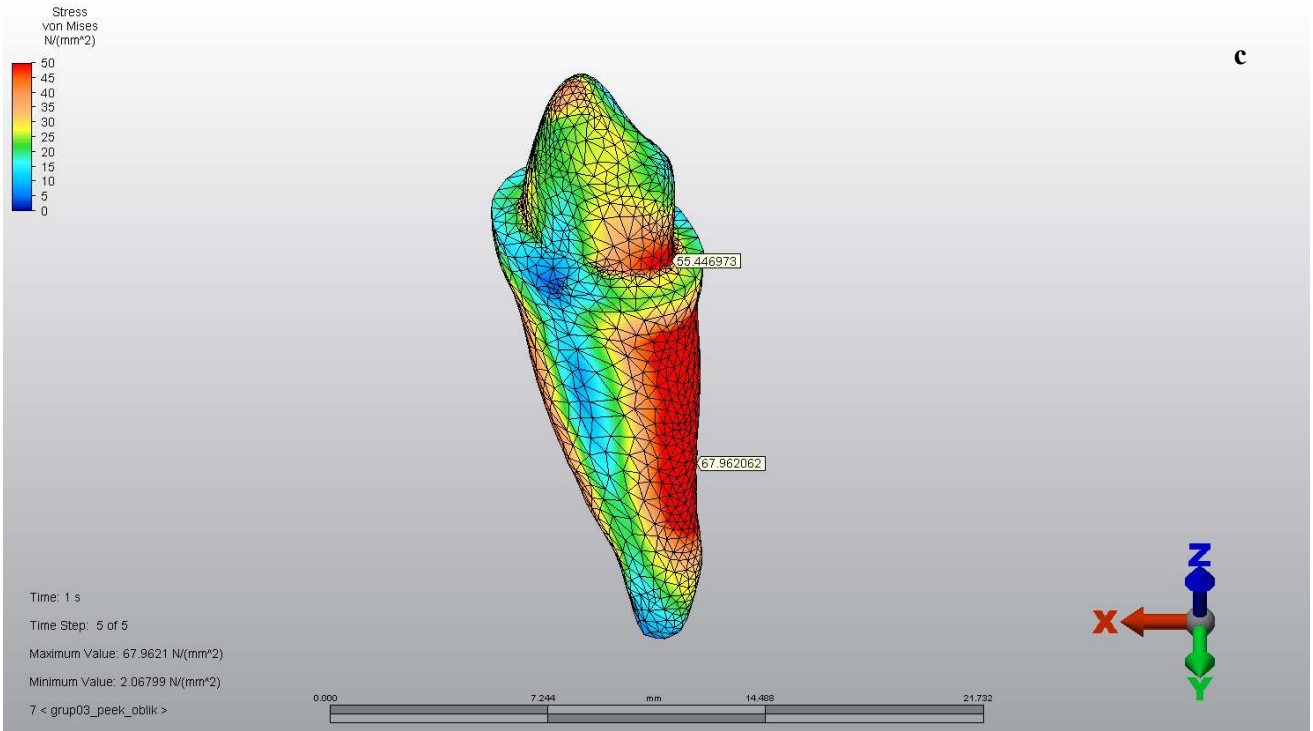
Şekil 10. Oblik yükleme sonucu sabit köprü protez modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

4.2.2. Doğal Diş Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

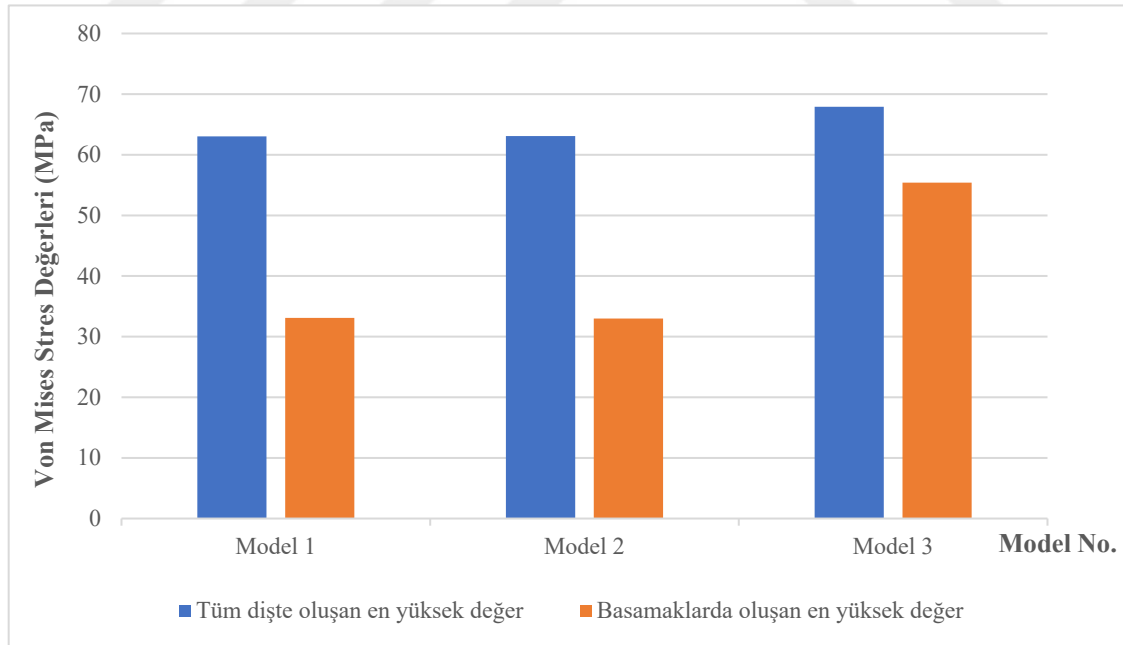
Von Mises stresleri doğal diş modellerinin içerisinde en yoğun olarak Model 3'te gözlenmiştir. Stres yoğunlaşması prepare diş kökünün lingualinde, orta 1/3 kök yüzeyinde 67.96 MPa olarak kaydedilmiştir. Model 3'ten sonra en yüksek Von Mises değeri Model 2'de tespit edilmiştir. Stres yoğunlaşması diş kökünün lingualinde, orta 1/3 kök yüzeyinde 63.08 MPa olarak kaydedilmiştir. Model 1'de en yüksek Von Mises değeri Model 2 ve Model 3 ile aynı noktada ve 63.04 MPa olarak tespit edilmiştir.

Doğal diş modellerinde tespit edilen en yüksek Von Mises stres değerlerine ek olarak preparasyon basamaklarında stres yoğunlaşmaları gözlenmiştir. Basamaklarda en yüksek Von Mises stres değeri Model 3'te kaydedilmiştir. Bu değer lingual basamakta 55.45 MPa olarak tespit edilmiştir. Model 3'ten sonra basamaklardaki en yüksek Von Mises stres değeri Model 1'de gözlenmiştir. Model 1'in lingual basamağında 33.11 MPa Von Mises stres değeri kaydedilmiştir. Üçüncü yüksek değer Model 2'nin basamağında Model 1 ve Model 3 ile aynı noktada ve 33.00 MPa olarak tespit edilmiştir (Resim 32, Şekil 11).





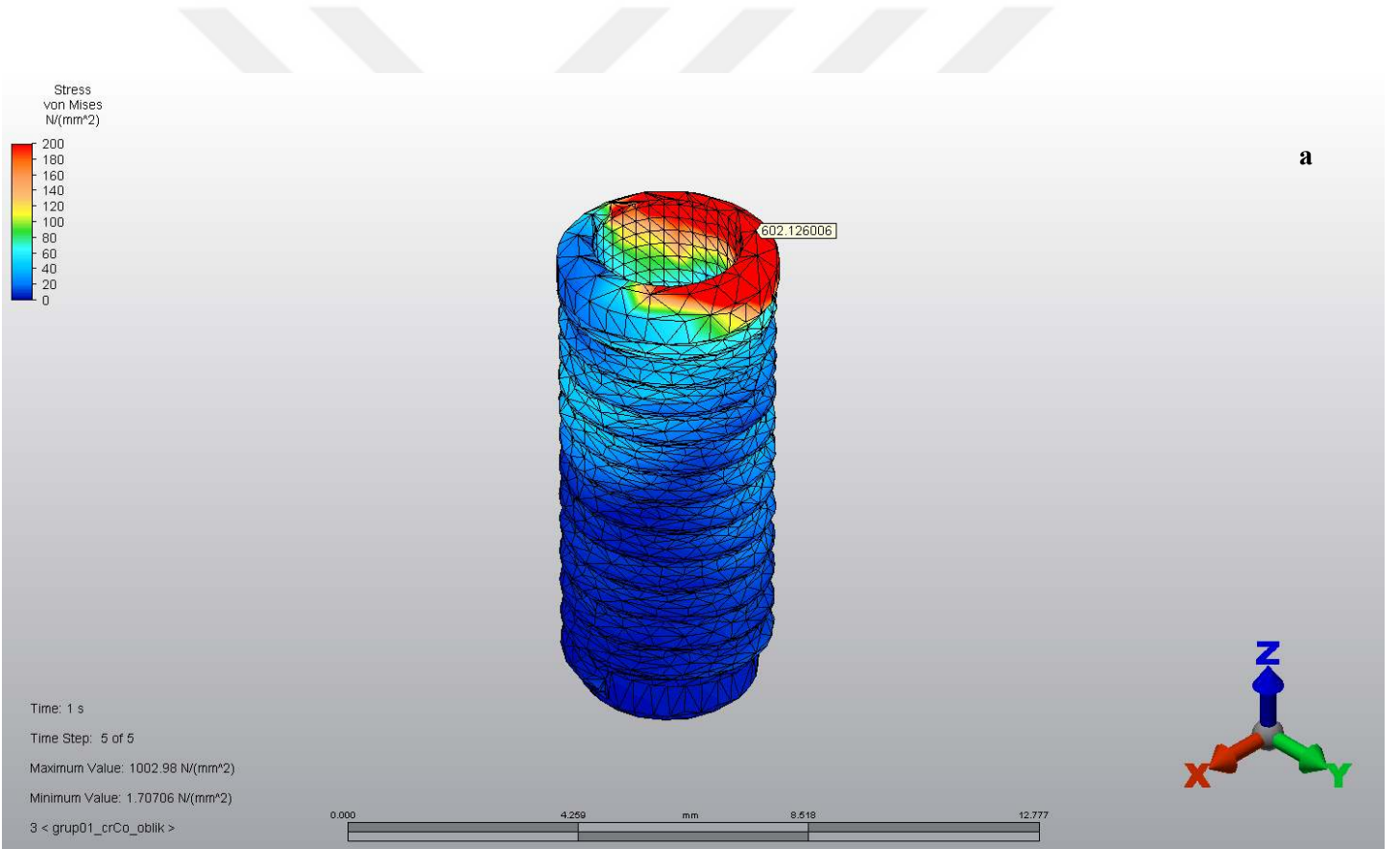
Resim 32. Oblik yükleme sonucu doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (a: Model 1, b: Model 2, c: Model 3)

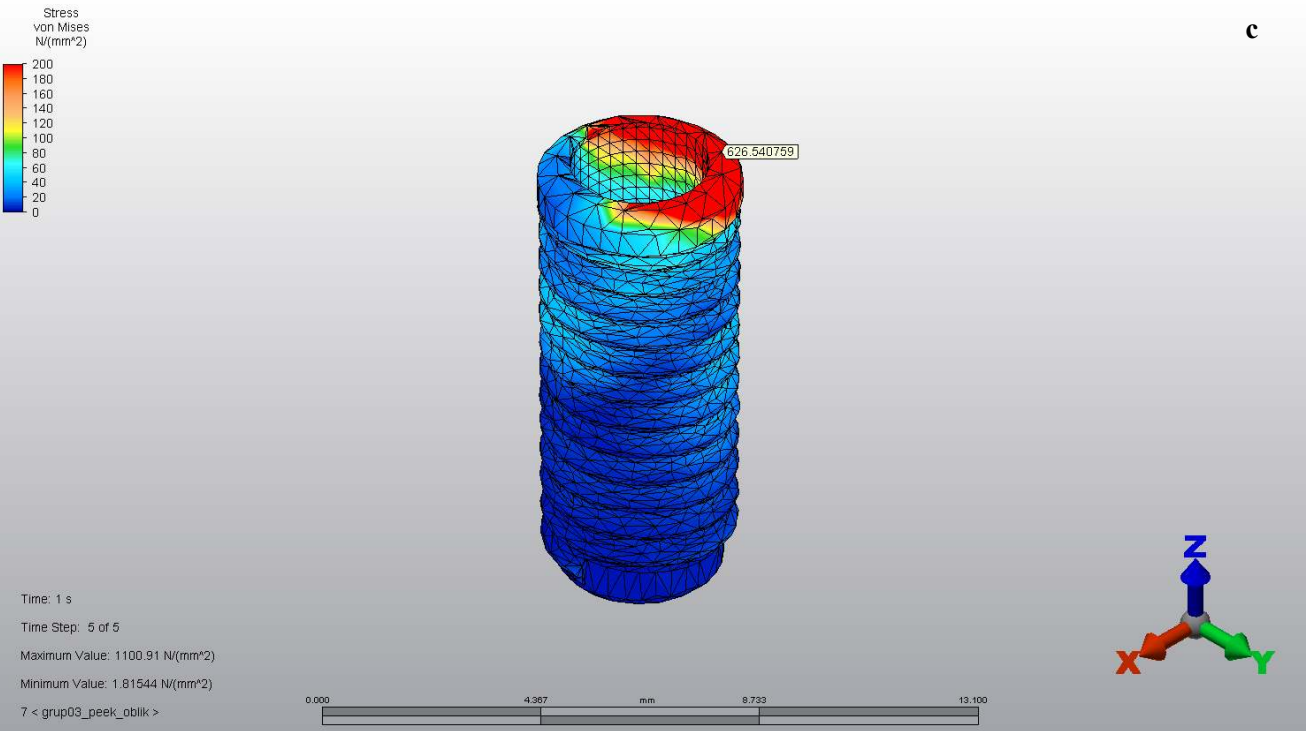
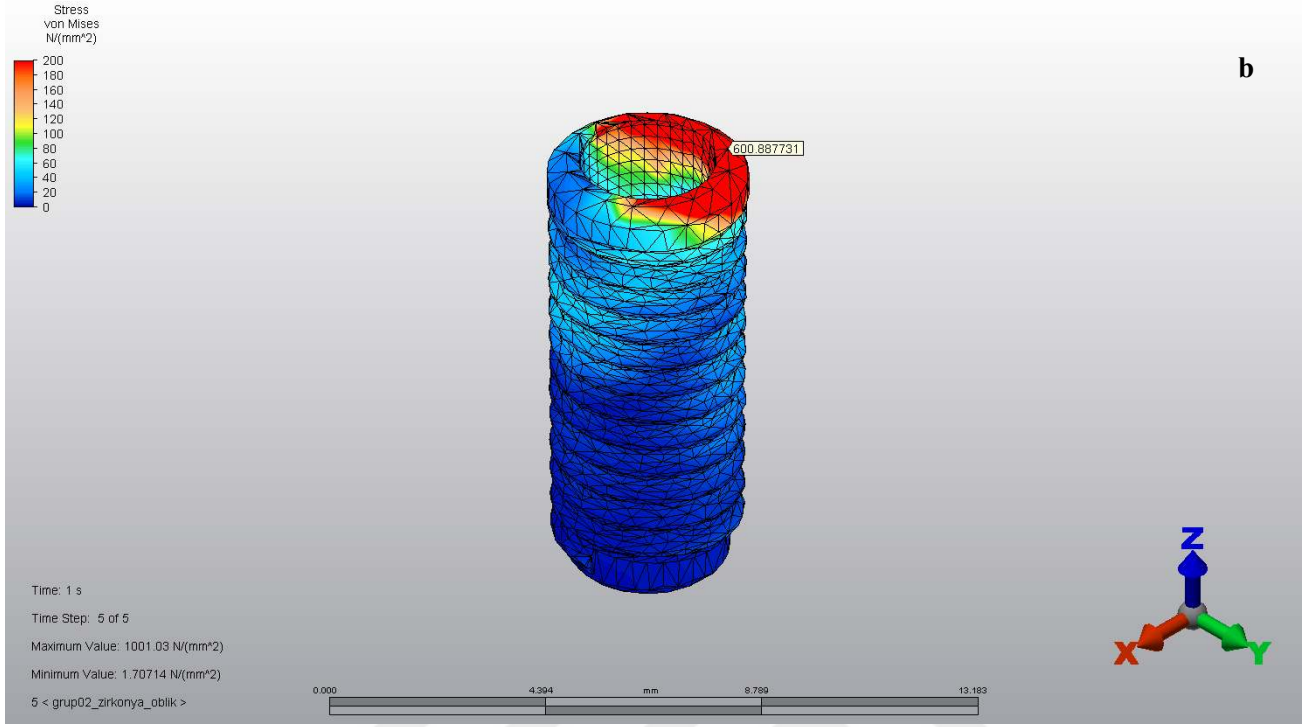


Şekil 11. Oblik yükleme sonucu doğal diş modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

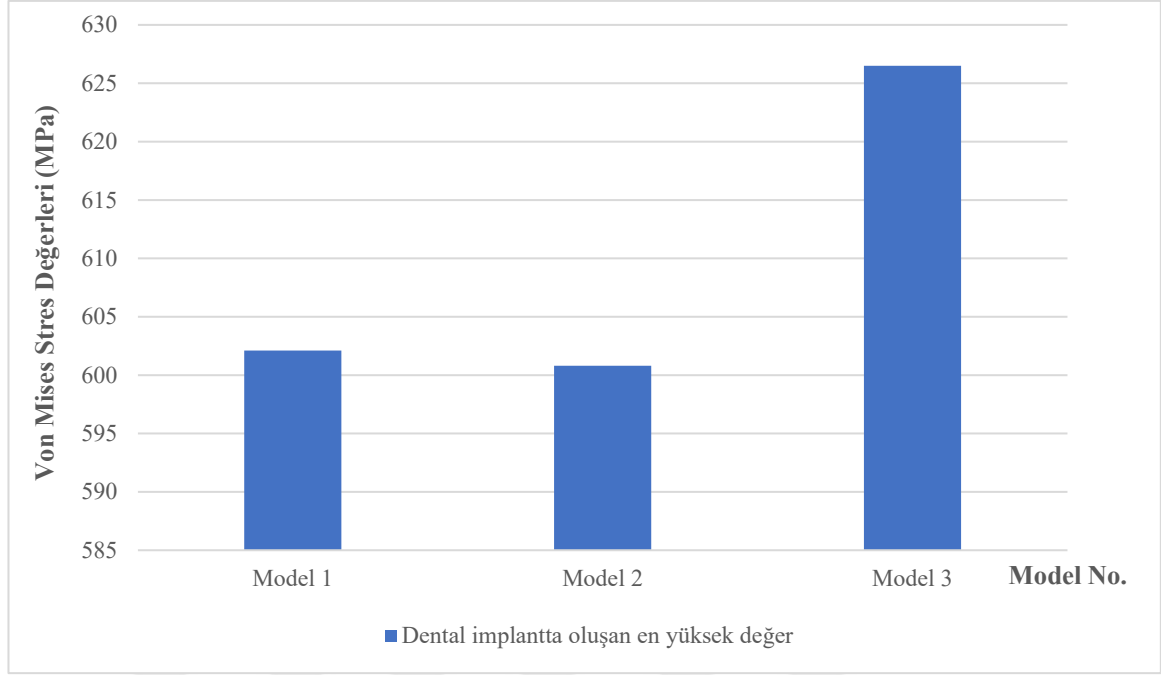
4.2.3. Dental İmplant Modellerinde Oluşan Von Mises Stres değerleri

Dental implant modellerinde Von Mises stresleri dental implantın boyun bölgesinin lingualinde yoğunlaşmıştır. En yüksek değerler boyun bölgesinin lingual kısmında tespit edilmiştir. Modeller arasında en yüksek stres değerleri Model 3’te görülmüştür. Bu değerler yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 3’te 626.54 MPa, Model 1’de 602.13 MPa ve Model 2’de 600.89 MPa olarak tespit edilmiştir (Resim 33, Şekil 12).





Resim 33. Oblik yükleme sonucu dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (**a:** Model 1, **b:** Model 2, **c:** Model 3)

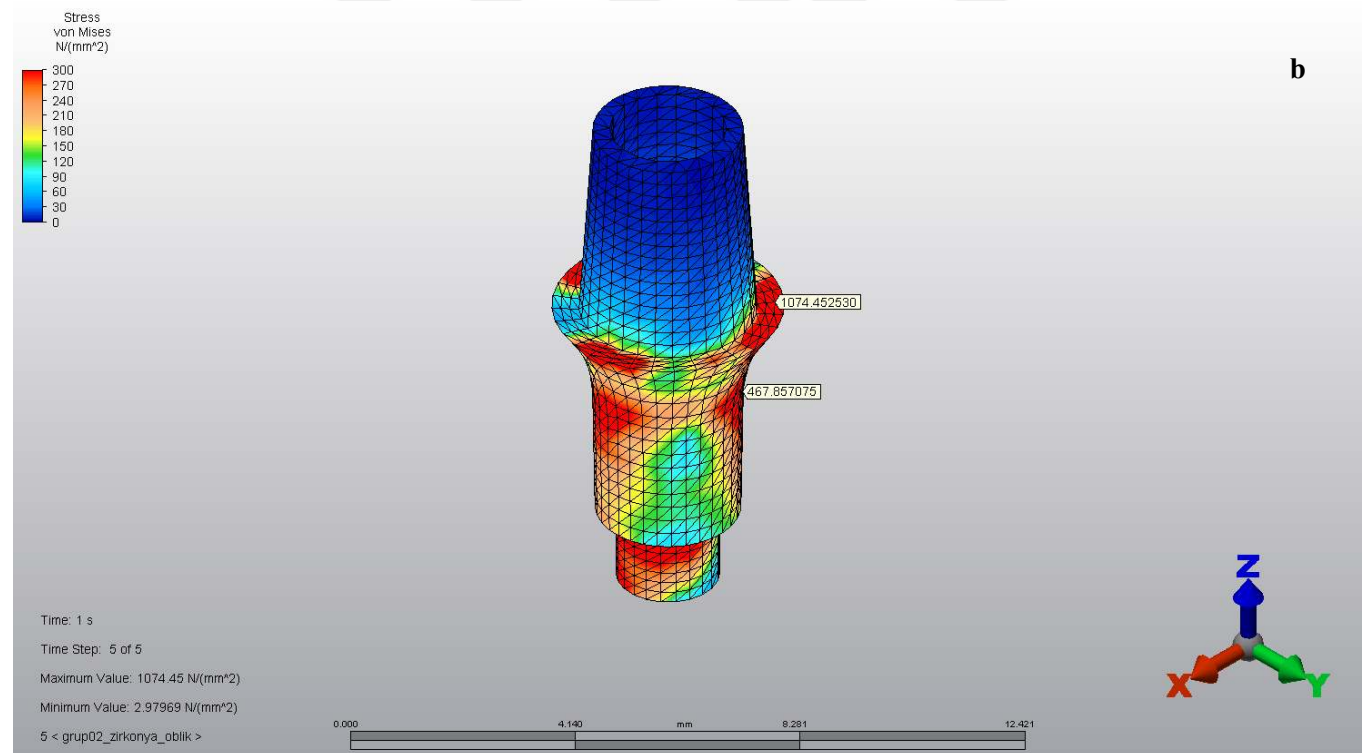
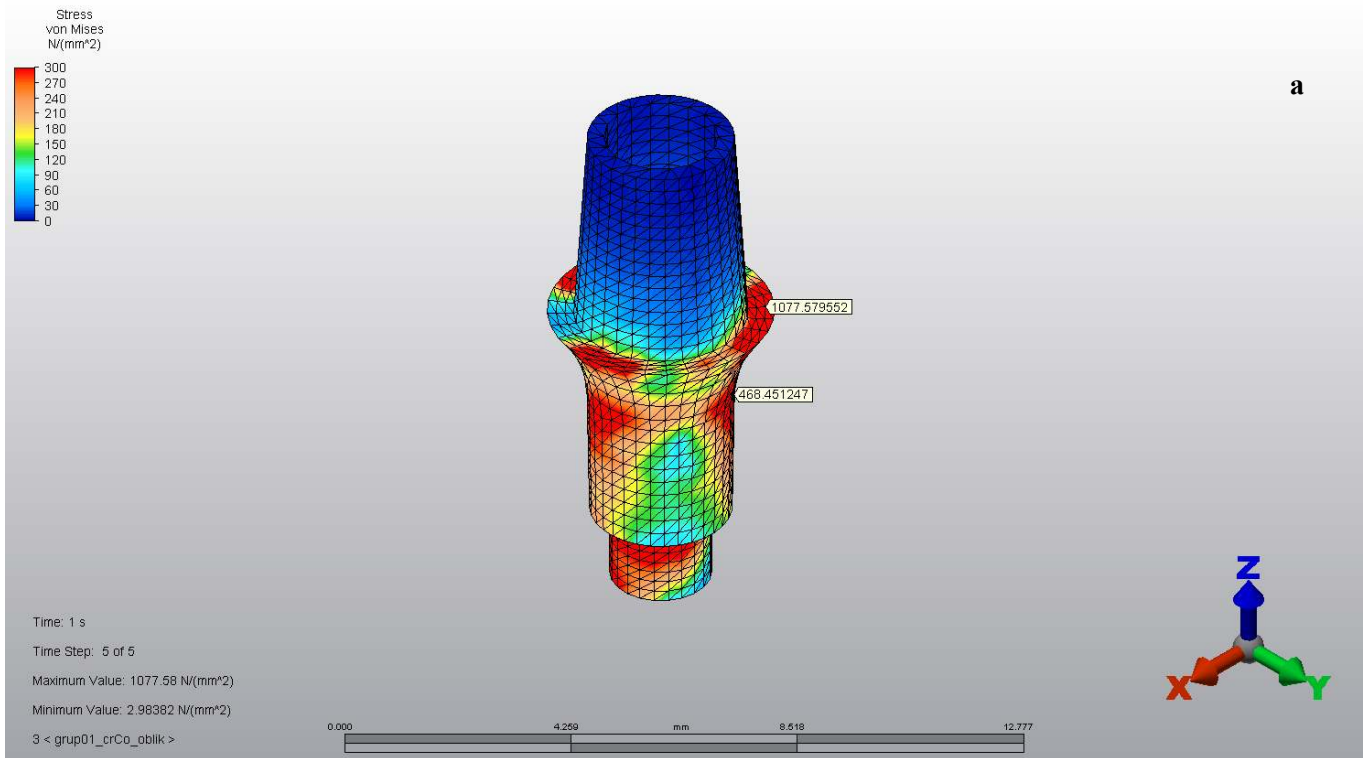


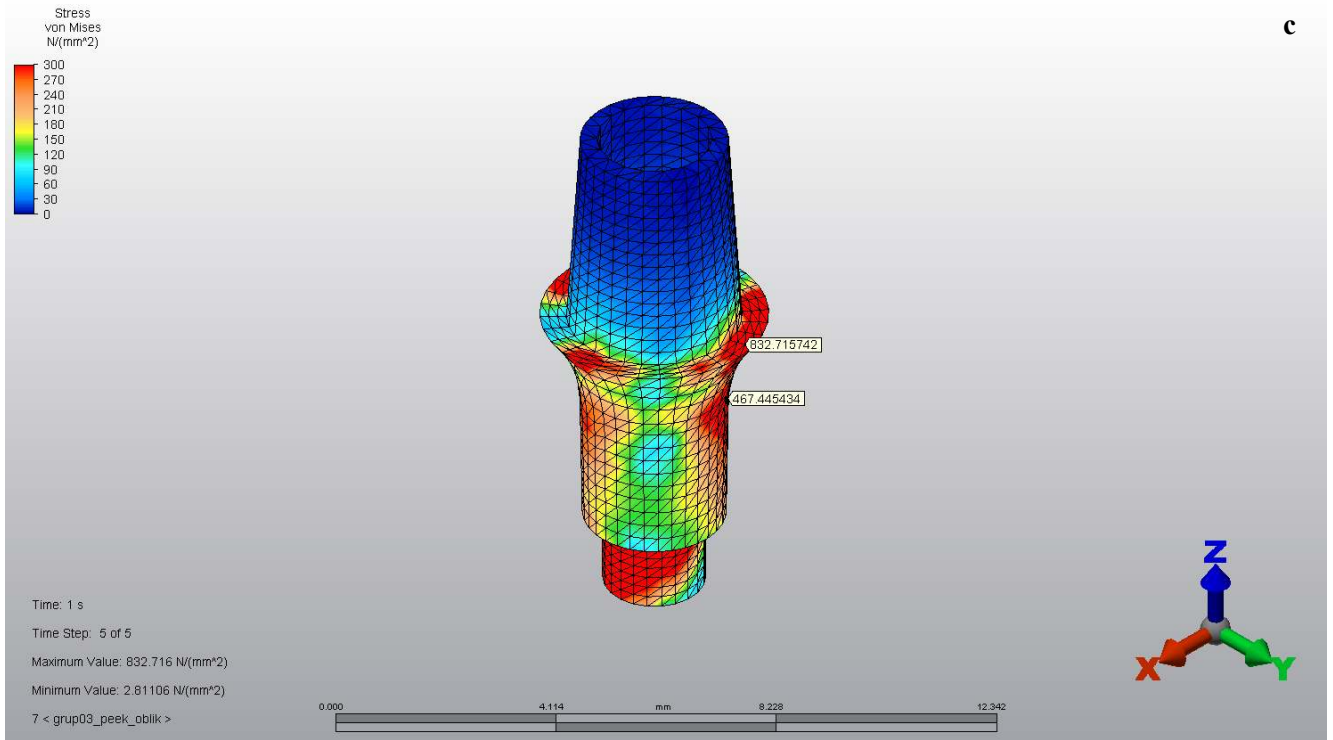
Şekil 12. Oblik yükleme sonucu dental implant modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

4.2.4. Abutment Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

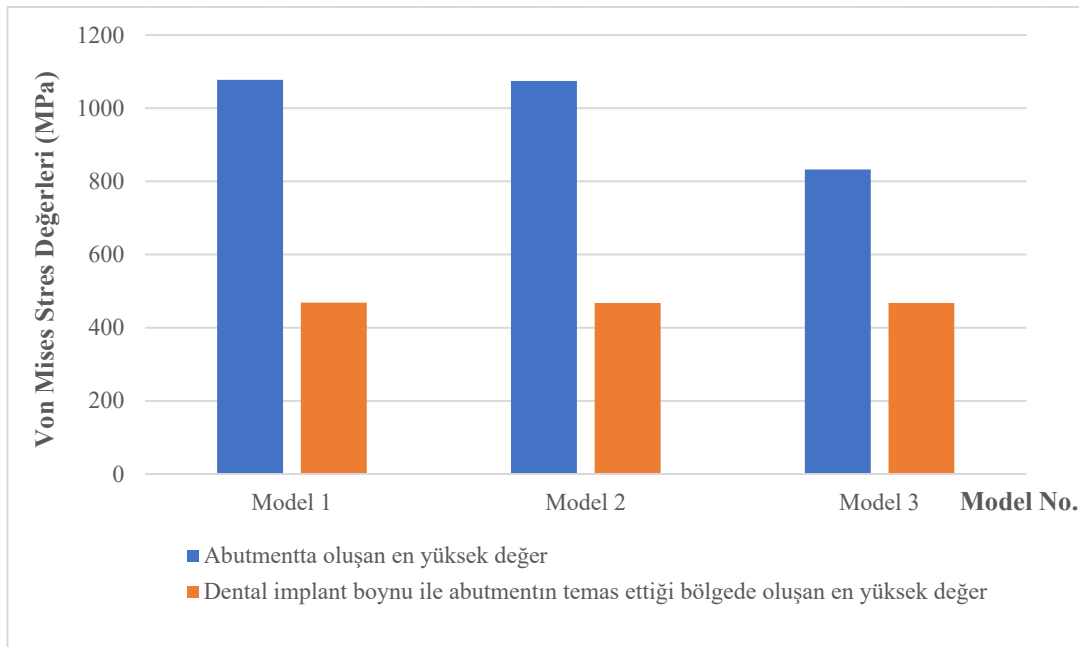
Abutment modellerinde en yüksek Von Mises stres değerleri basamak bölgelerinde tespit edilmiştir. Bu değerler yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 1’de disto-lingual basamakta 1077.58 MPa, Model 2’de disto-lingual basamakta 1074.45 MPa ve Model 3’te distal basamakta 832.72 MPa olarak tespit edilmiştir.

Basamaklarda gözlenen en yüksek Von Mises stres değerlerine ek olarak abutment ve dental implant boynunun temas ettiği bölgelerde Von Mises streslerinin yoğunlaştığı alanlar oluşmuştur. Her üç modelde de dental implant boynu ile olan temasın disto-lingualinde gözlenen ve bu alanlarda oluşan Von Mises stres değerleri yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 1’de 468.45 MPa, Model 2’de 467.86 MPa ve Model 3’te 467.45 MPa olarak tespit edilmiştir (Resim 34, Şekil 13).





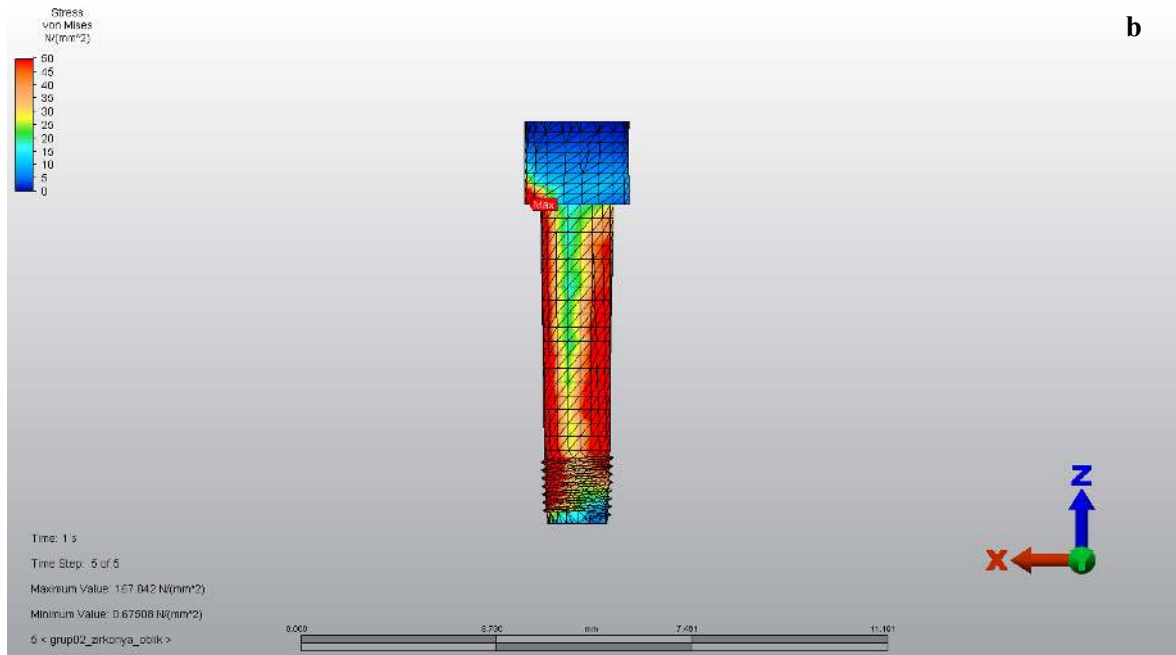
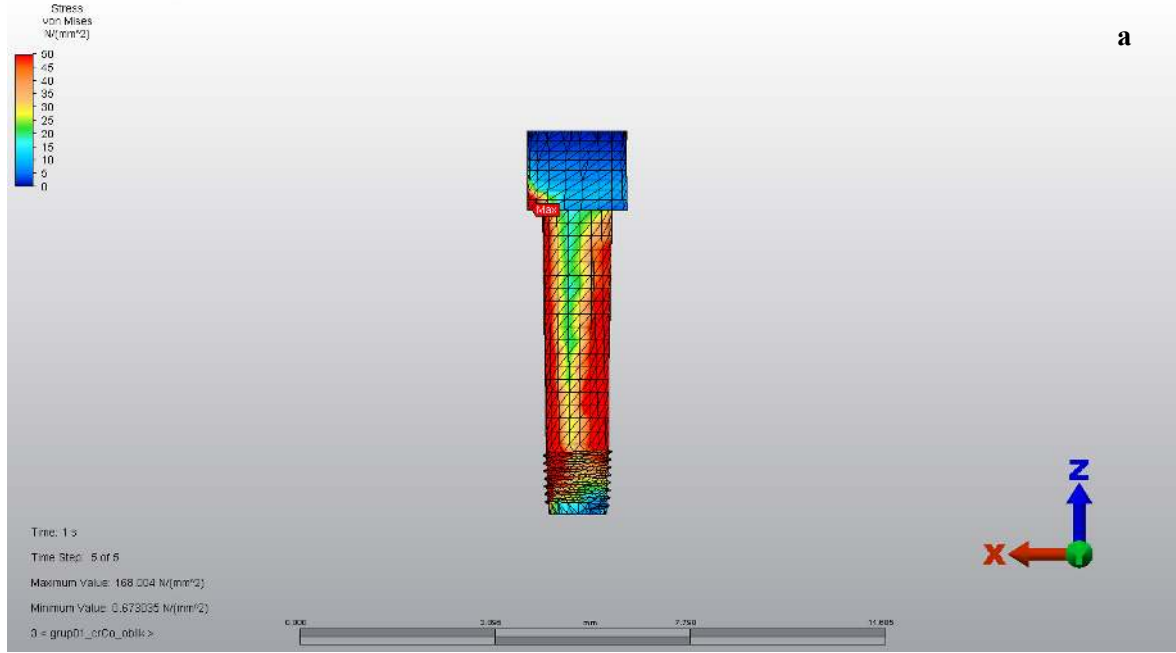
Resim 34. Oblik yükleme sonucu abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri
(a: Model 1, b: Model 2, c: Model 3)

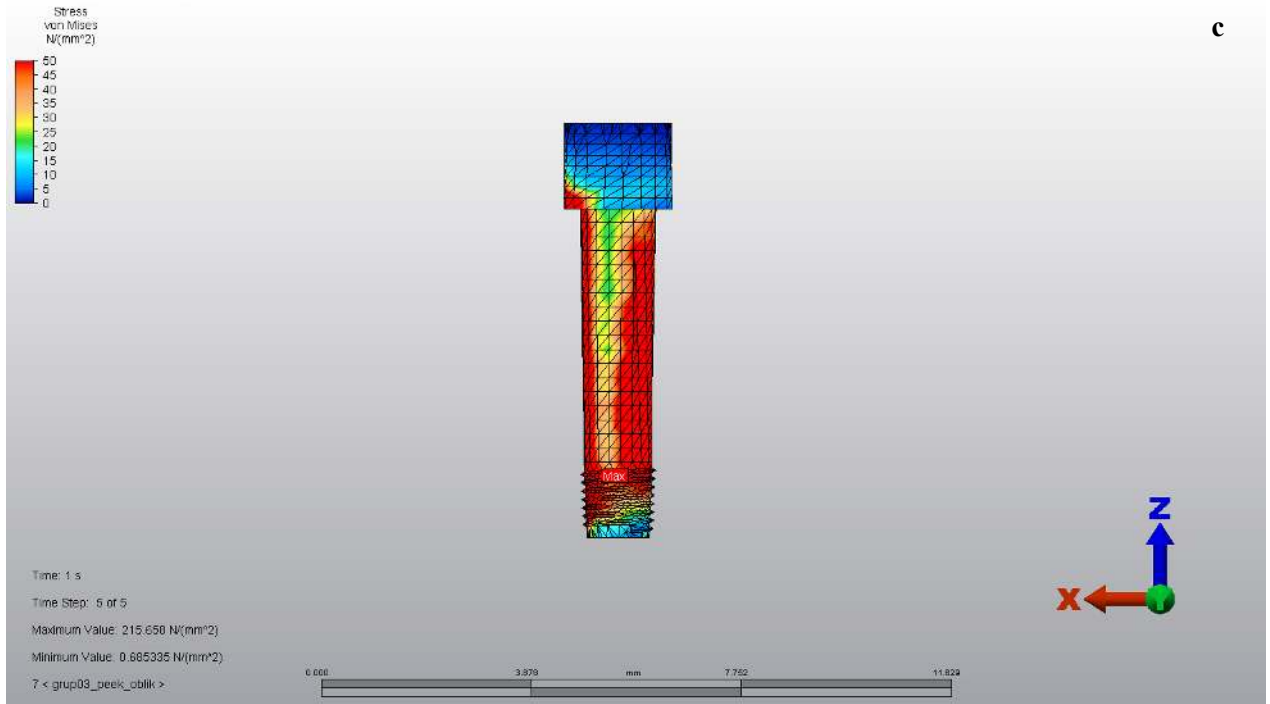


Şekil 13. Oblik yükleme sonucu abutment modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

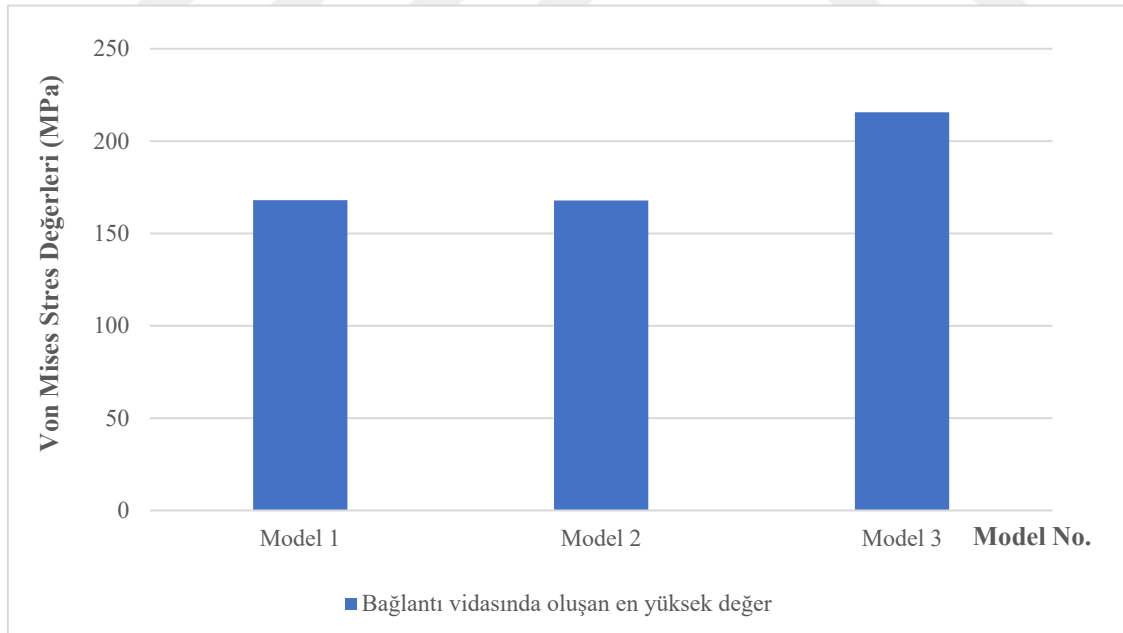
4.2.5. Bağlantı Vidası Modellerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Bağlantı vidası modellerinde en yüksek Von Mises stres değerleri Model 1 ve Model 2’de bağlantı vidasının başının apikal yüzünün bukkalinde, Model 3’te ise bağlantı vidasının yivlerinin distalinde oluşmuştur. Bu değerler yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 3’te 215.66 MPa, Model 1’de 168.00 MPa ve Model 2’de 167.84 MPa olarak tespit edilmiştir (Resim 35, Şekil 14).





Resim 35. Oblik yükleme sonucu bağlantı vidası modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (a: Model 1, b: Model 2, c: Model 3)



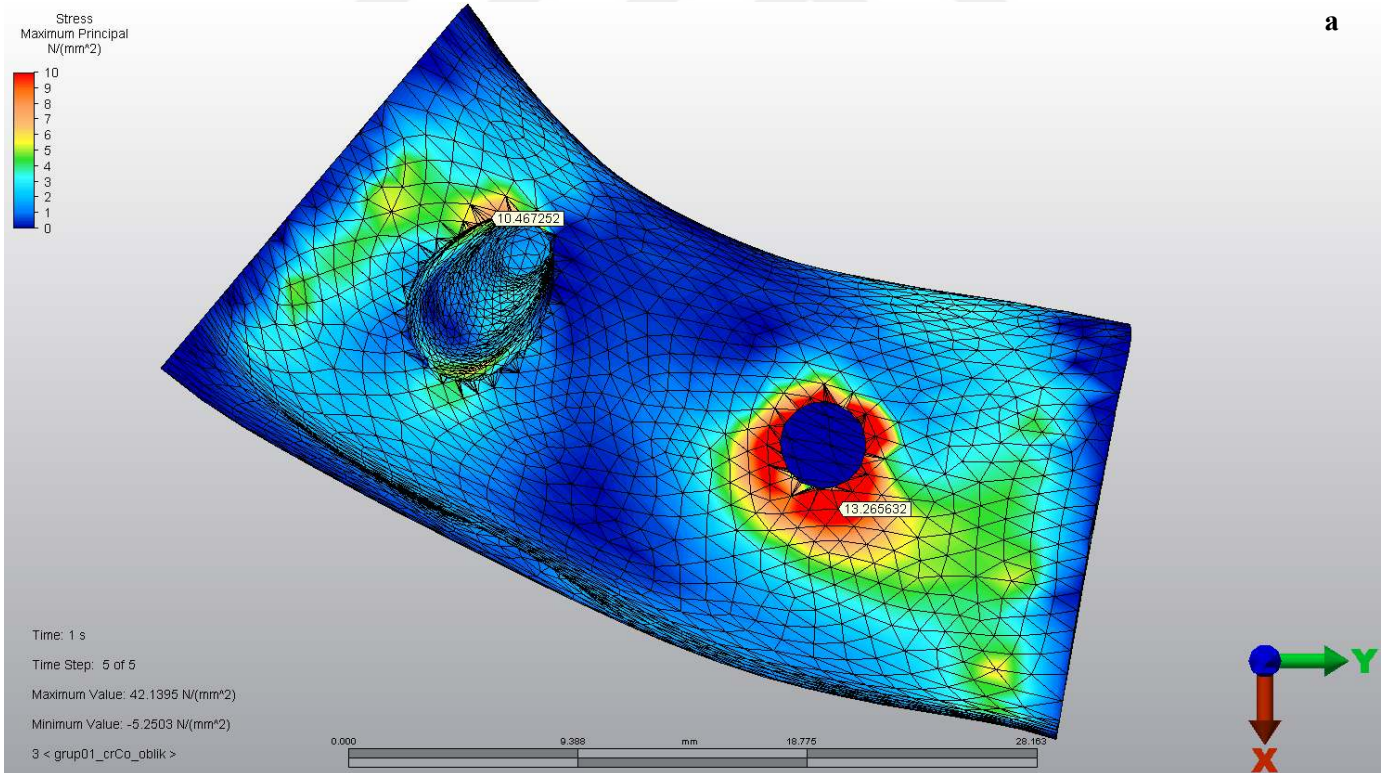
Şekil 14. Oblik yükleme sonucu bağlantı vidası modellerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

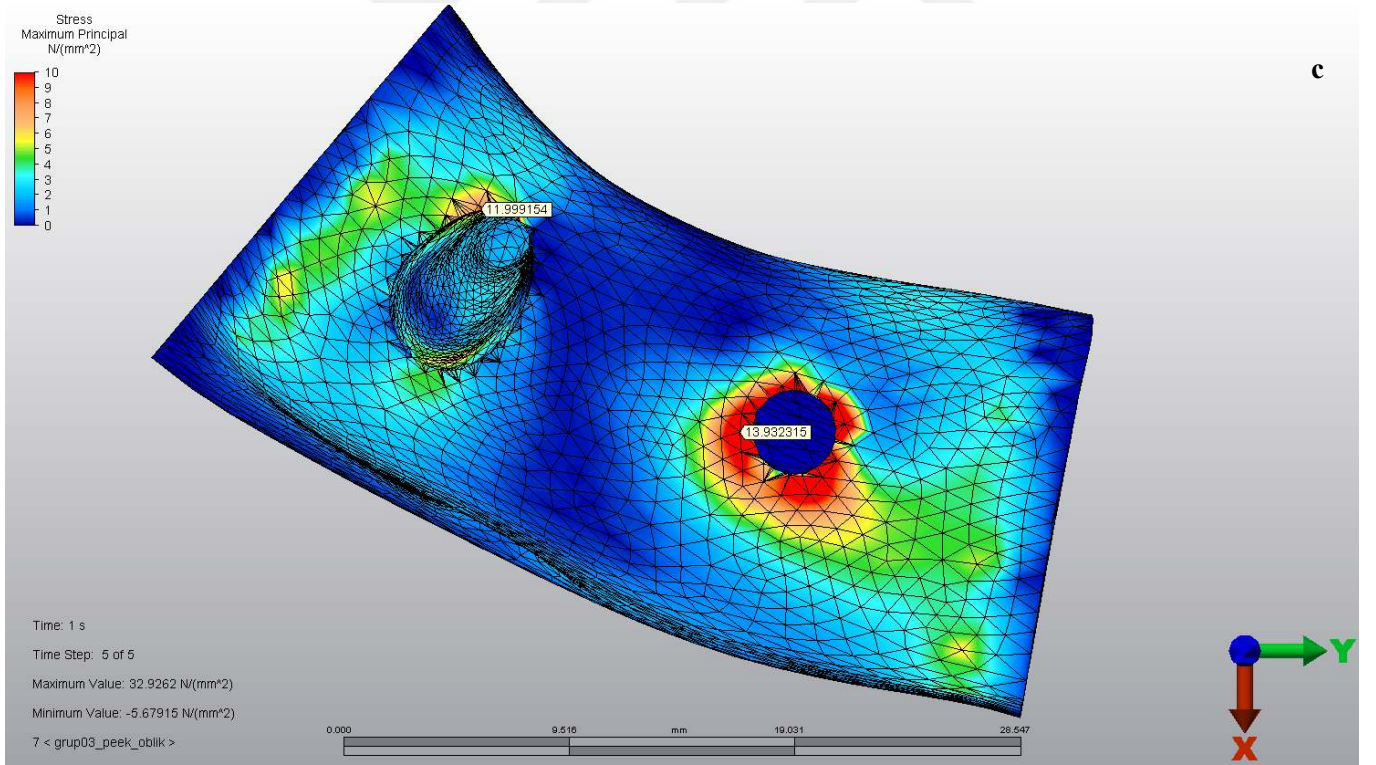
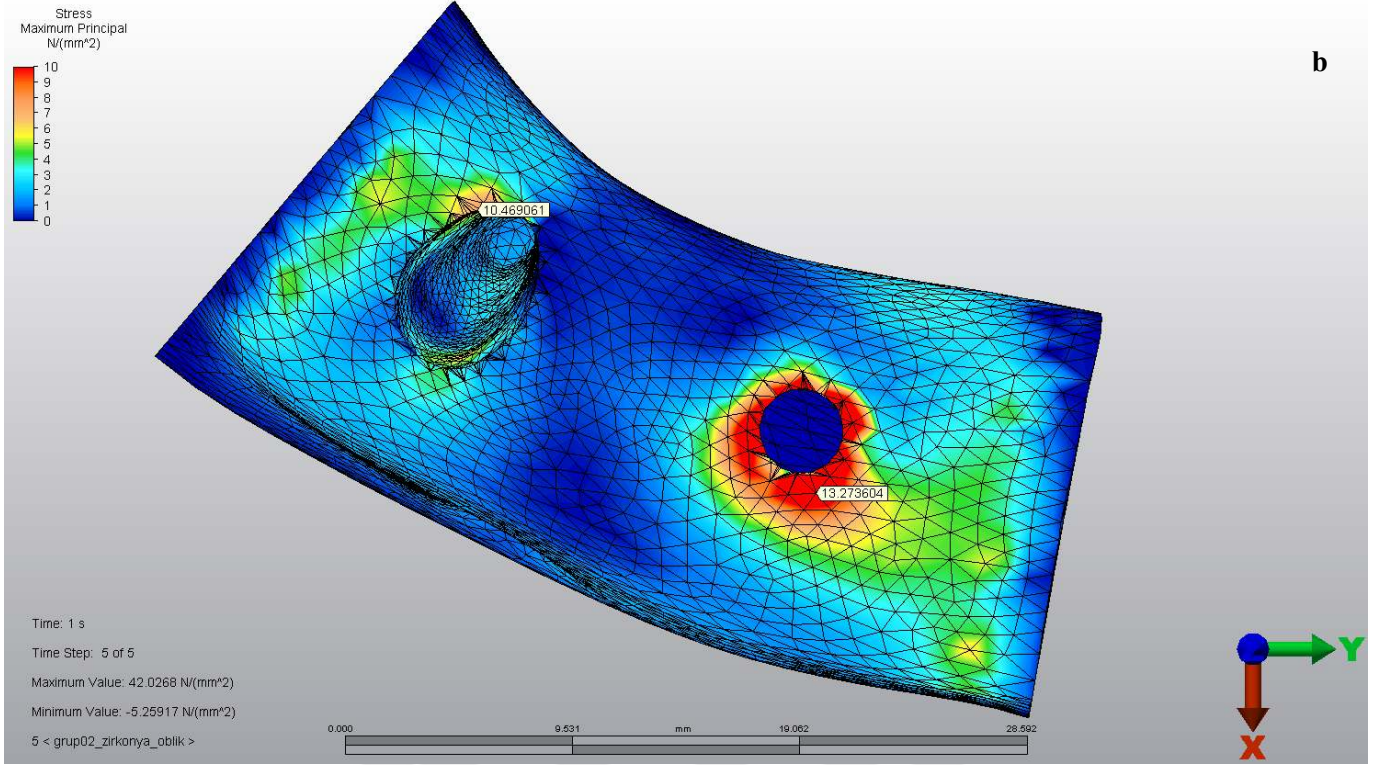
4.2.6 Kortikal Kemik Modellerinde Oluşan Maksimum Asal Stres Değerleri

Üç modelde de maksimum asal stres değerleri diş soketinde ve dental implantın boyun bölgesine temas halinde olan kortikal kemik bölgesinde yoğunlaşmıştır. Her üç modelde de en yüksek maksimum asal stres değeri dental implantın boynunu çevreleyen kortikal kemikte gözlenmiştir.

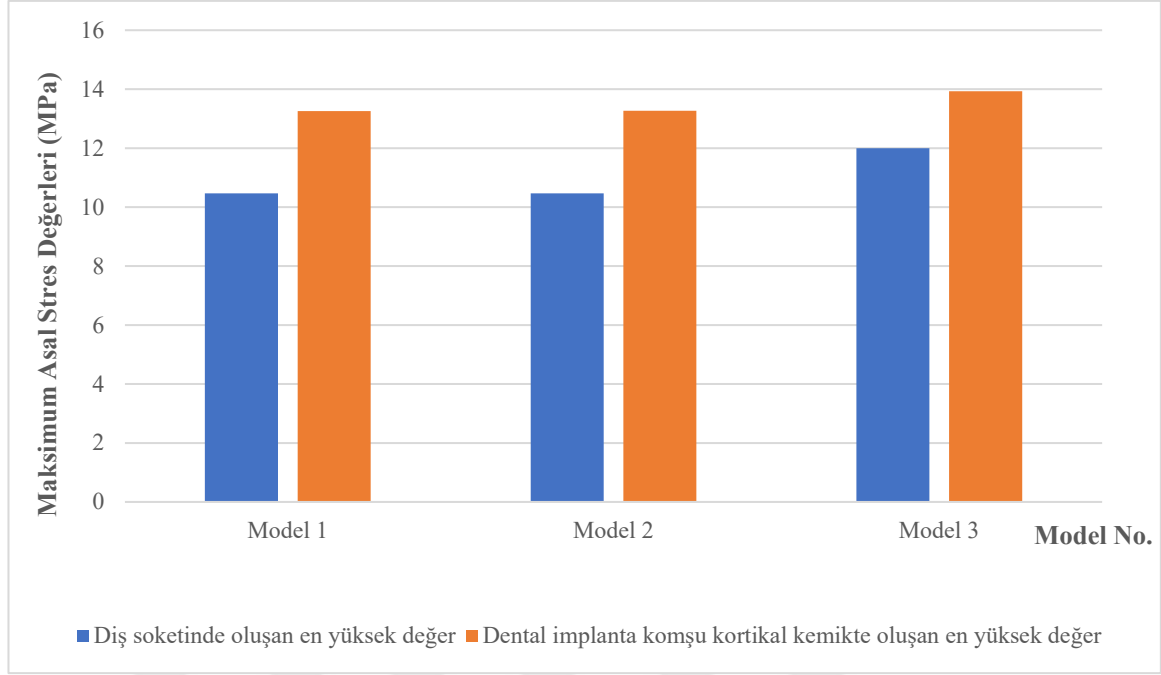
Diş soketinde gözlenen maksimum asal stres değerleri en fazla kökün servikalinin mezio-lingual yüzeyiyle komşuluk yapan kortikal kemikte görülmüştür. Bu değerler: Model 3'te 12.00 MPa, Model 2'de 10.47 MPa ve Model 1'de 10.47 MPa olarak tespit edilmiştir.

Dental implantın boynu ile temasta olan kortikal kemik bölgesinde maksimum asal stres değerleri Model 1 ve Model 2'de en fazla dental implantın boyun bölgesinin disto-bukkalinde kalan kortikal kemikte, Model 3'te ise dental implantın boyun bölgesinin mezio-bukkalinde kalan kortikal kemikte gözlenmiştir. Bu değerler: Model 3'te 13.93 MPa, Model 2'de 13.27 MPa ve Model 1'de 13.27 MPa olarak tespit edilmiştir (Resim 36, Şekil 15).





Resim 36. Oblik yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan maksimum asal stres değerleri (a: Model 1, b: Model 2, c: Model 3)



Şekil 15. Oblik yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan maksimum asal stres değerleri (MPa)

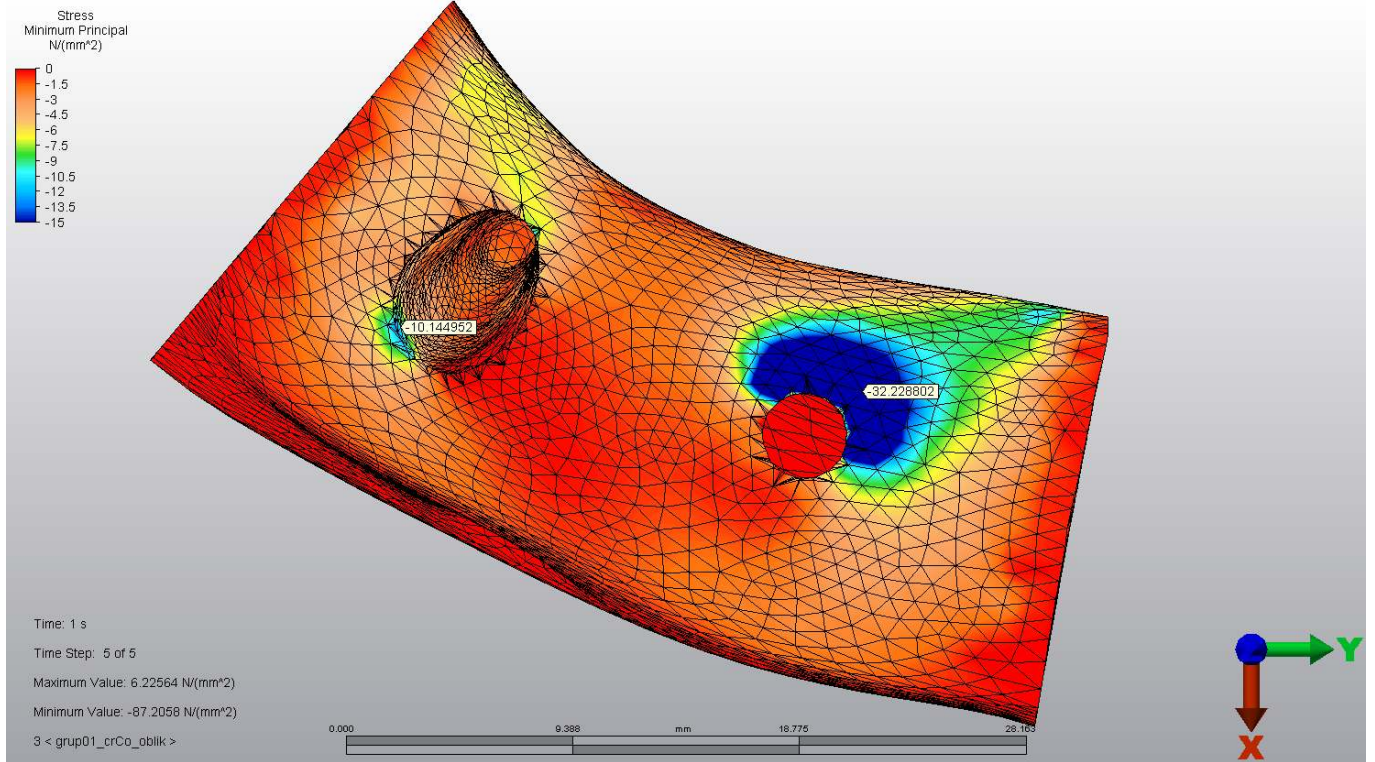
4.2.7. Kortikal Kemik Modellerinde Oluşan Minimum Asal Stres Değerleri

Üç modelde de minimum asal stres değerleri diş soketinde ve dental implantın boyun bölgesine temas halinde olan kortikal kemik bölgesinde yoğunlaşmıştır. Her üç modelde de en yüksek minimum asal stres değeri dental implantın boynunu çevreleyen kortikal kemikte gözlenmiştir

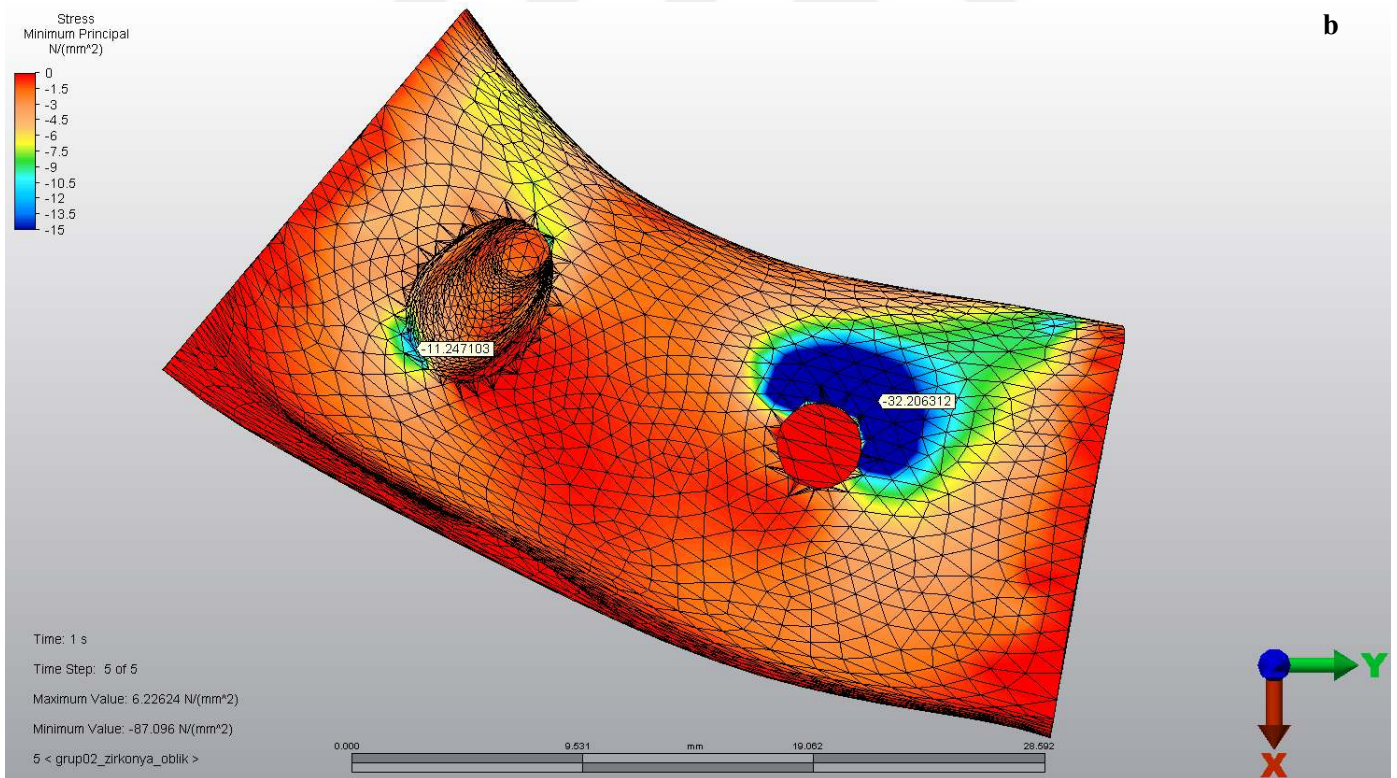
Diş soketinde minimum asal stres değerleri en fazla bukkal yüzün servikal 1/3'lük kısmında gözlenmiştir. Bu değerler yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 2'de - 11.25 MPa, Model 3'te -10.22 MPa ve Model 1'de -10.14 MPa olarak tespit edilmiştir.

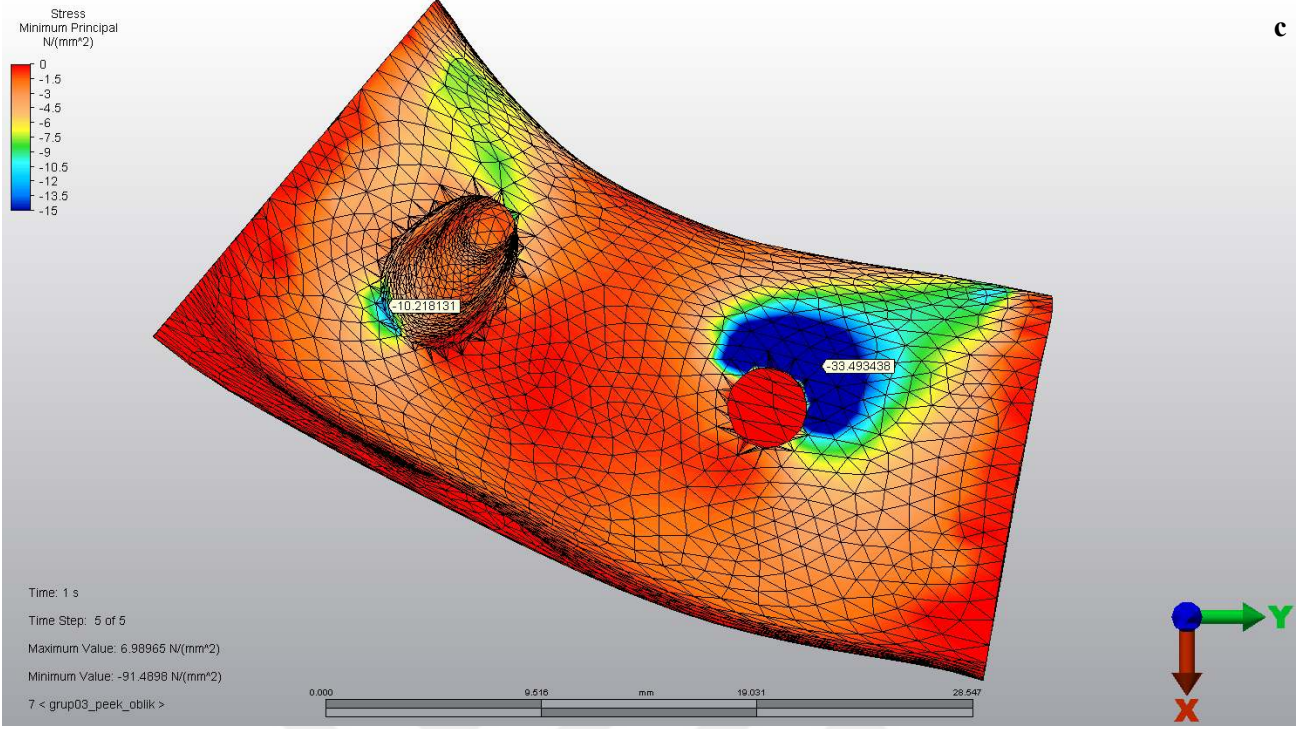
Dental implantın boynu ile temasta olan kortikal kemik bölgesinde minimum asal stres değerleri en fazla dental implantın boyun bölgesinin disto-lingualinde kalan kortikal kemikte gözlenmektedir. Bu değerler yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 3'te - 33.49 MPa, Model 1'de -32.23 MPa ve Model 2'de -32.21 MPa olarak tespit edilmiştir (Resim 37, Şekil 16).

a

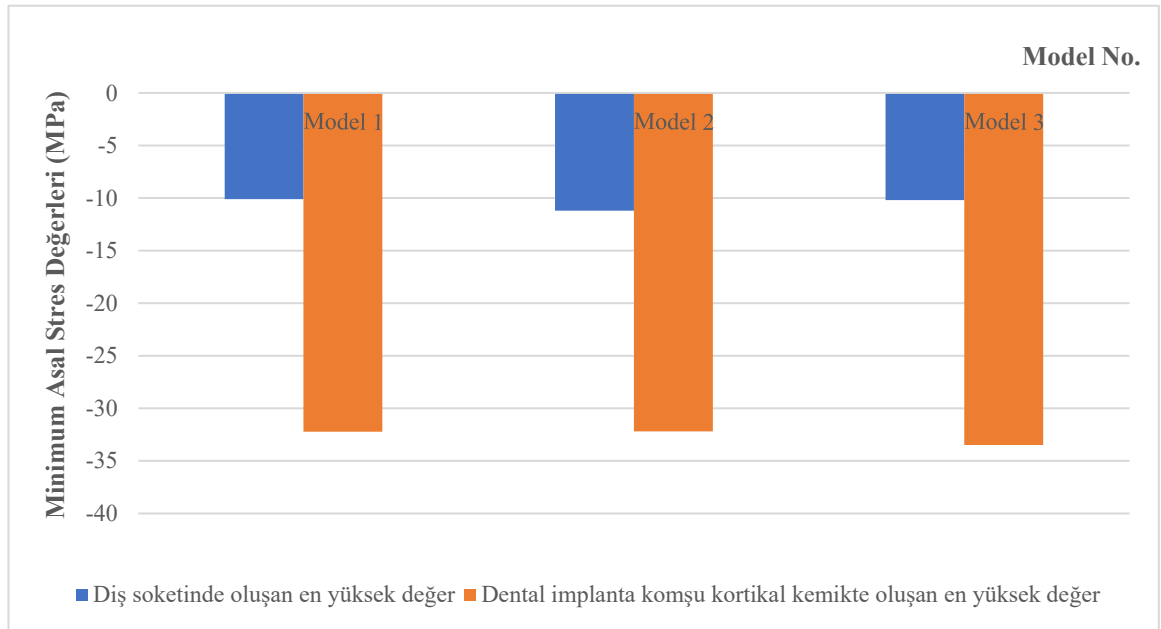


b





Resim 37. Oblik yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan minimum asal stres değerleri (**a:** Model 1, **b:** Model 2, **c:** Model 3)



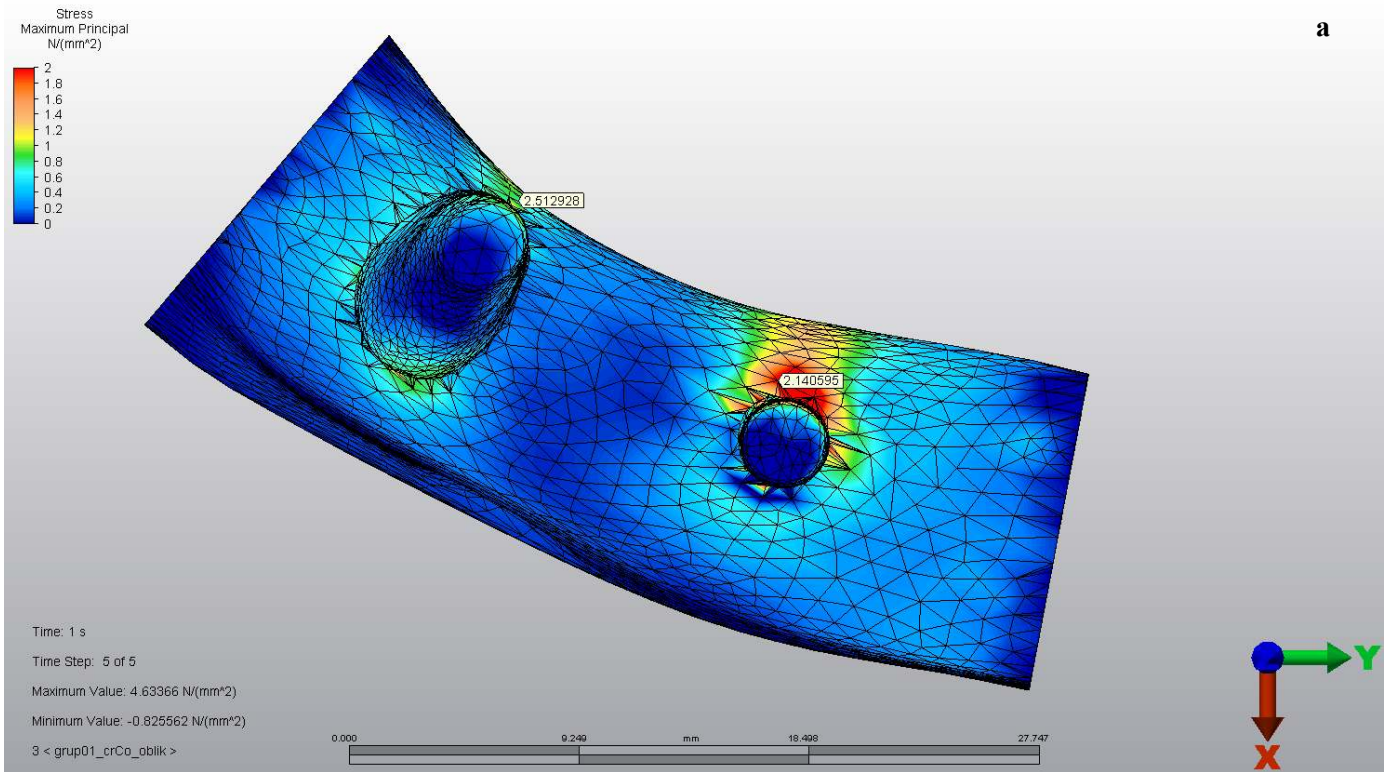
Şekil 16. Oblik yükleme sonucu kortikal kemik modellerinde oluşan minimum asal stres değerleri (MPa)

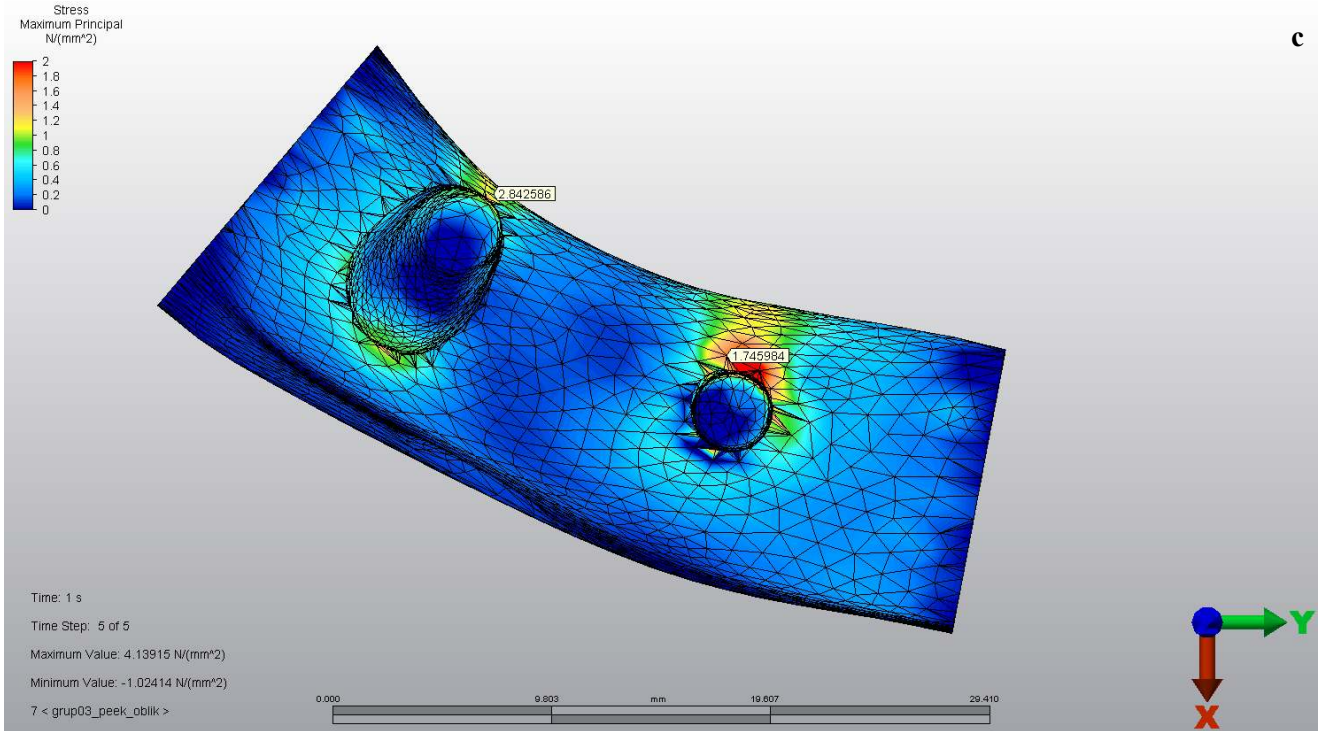
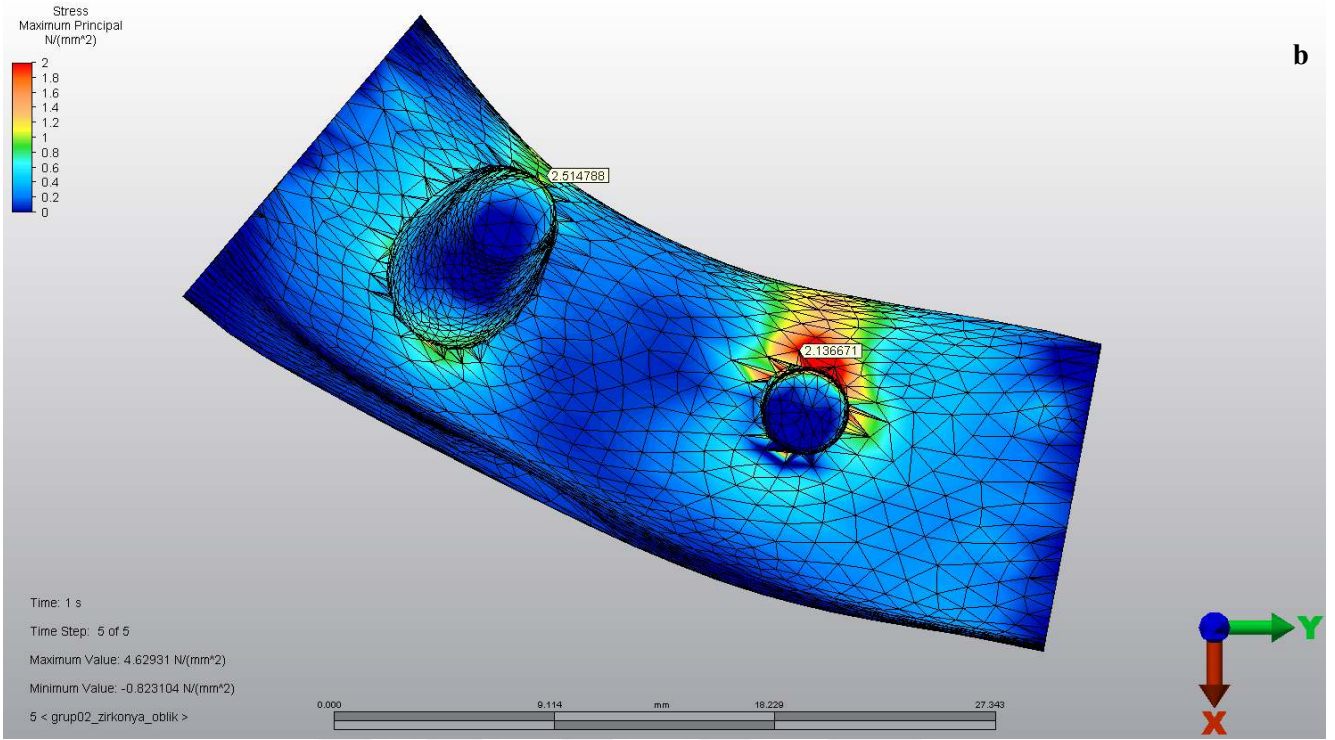
4.2.8. Trabeküler Kemik Modellerinde Oluşan Maksimum Asal Stres Değerleri

Üç modelde de maksimum asal stres değerleri diş soketini ve dental implantın boyun bölgesini çevreleyen trabeküler kemik bölgelerinde yoğunlaşmıştır. Her üç modelde de en yüksek maksimum asal stres değeri diş soketini çevreleyen trabeküler kemikte gözlenmiştir.

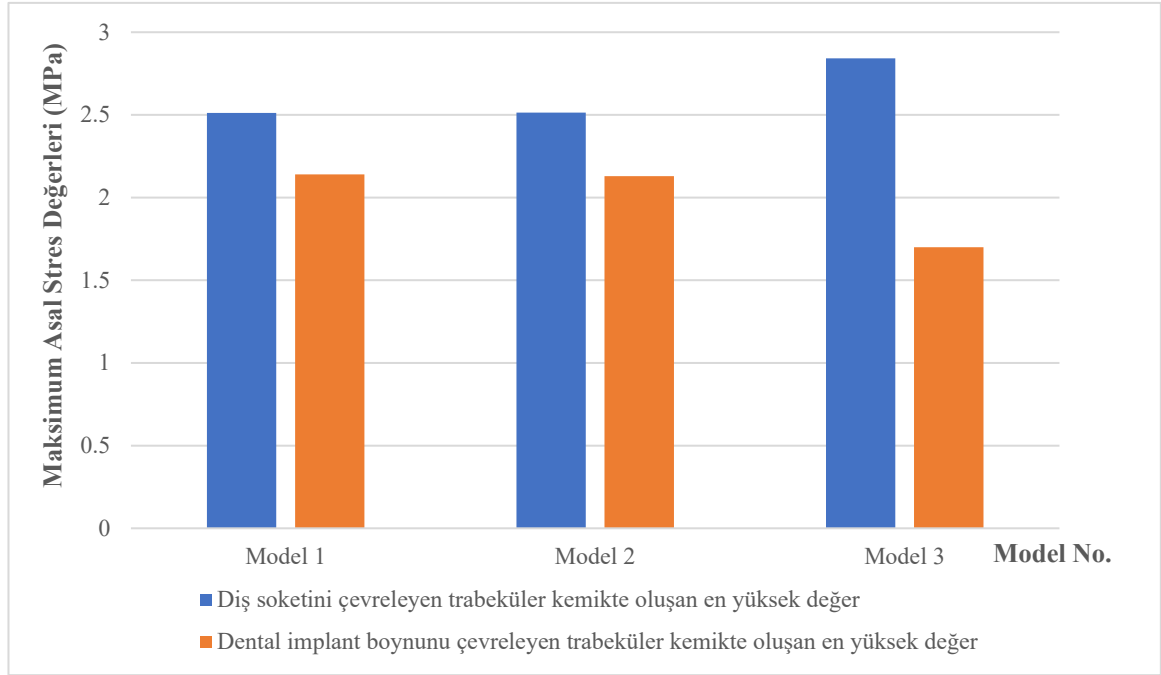
Diş soketini çevreleyen trabeküler kemikte maksimum asal stres değerleri en fazla lingual yüzün apikal 1/3'lük kısmında gözlenmiştir. Bu değerler: Model 3'te 2.84 MPa, Model 2'de 2.51 MPa ve Model 1'de 2.51 MPa olarak tespit edilmiştir.

Dental implantın boynu ile temasta olan trabeküler kemik bölgesinde maksimum asal stres değerleri en fazla dental implantın boyun bölgesinin lingualinde kalan trabeküler kemikte kaydedilmiştir. Bu değerler: Model 1'de 2.14 MPa, Model 2'de 2.14 MPa ve Model 3'te 1.75 MPa olarak tespit edilmiştir (Resim 38, Şekil 17).





Resim 38. Oblik yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan maksimum asal stres değerleri (a: Model 1, b: Model 2, c: Model 3)



Şekil 17. Oblik yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan maksimum asal stres değerleri (MPa)

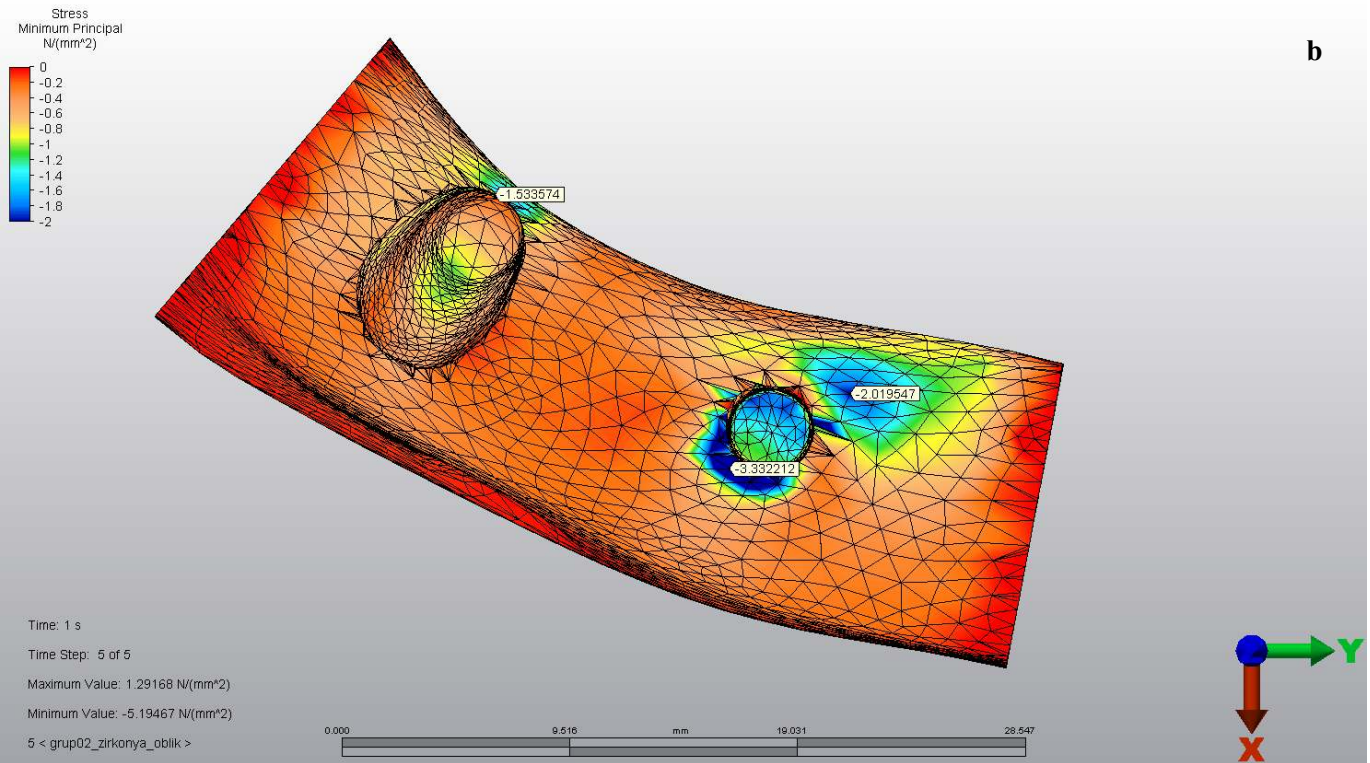
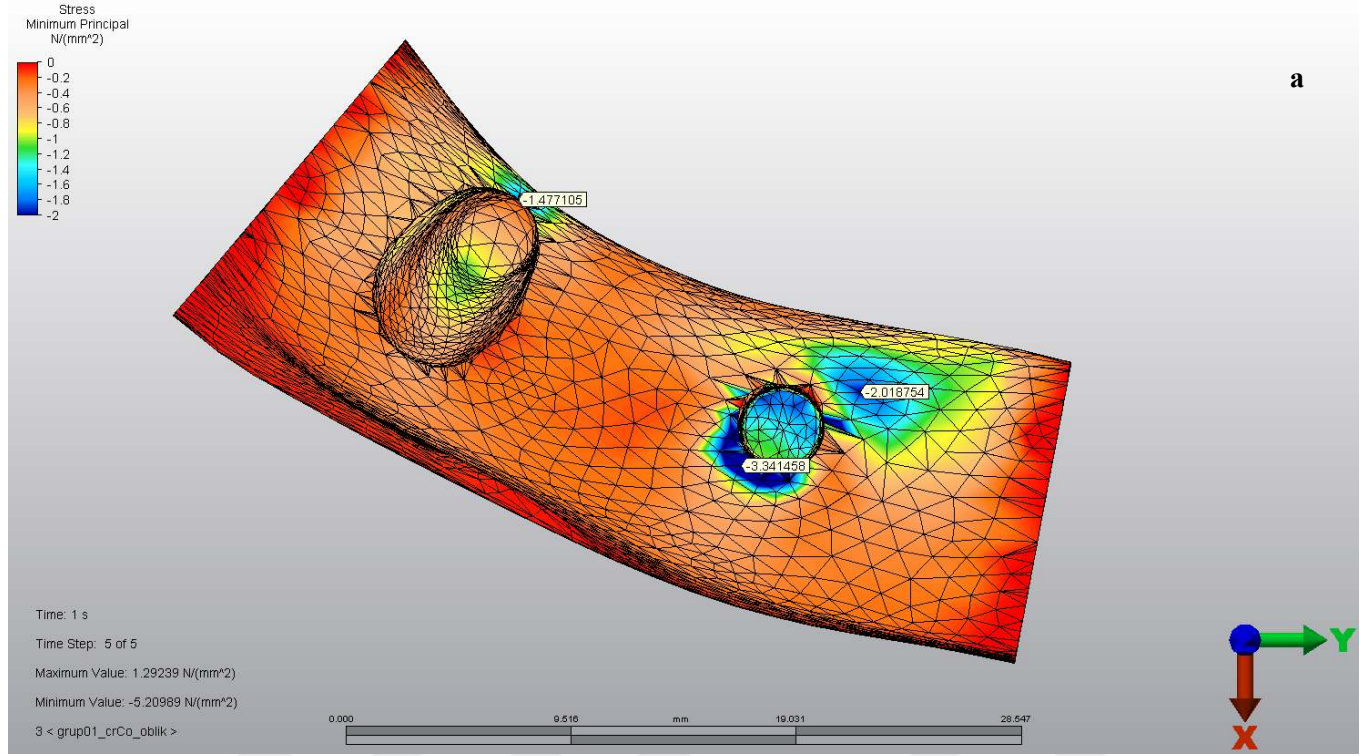
4.2.9. Trabeküler Kemik Modellerinde Oluşan Minimum Asal Stres Değerleri

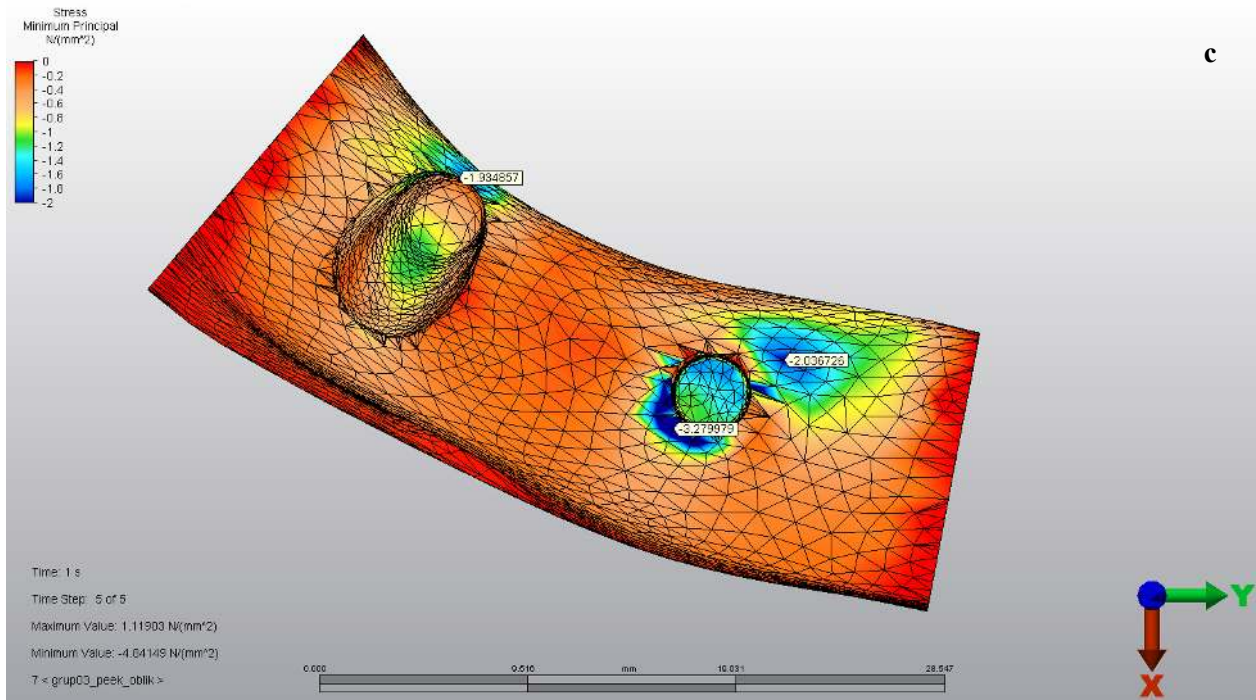
Üç modelde de minimum asal stres değerleri diş socketini ve dental implantın servikal bölgesini çevreleyen trabeküler kemik bölgelerinde yoğunlaşmıştır. Her üç modelde de en yüksek minimum asal stres değeri dental implant boynunu çevreleyen trabeküler kemikte gözlenmiştir.

Diş socketini çevreleyen trabeküler kemikte minimum asal stres değerleri en fazla lingual yüzün servikal 1/3'lük kısmında gözlenmiştir. Bu değerler yüksekten düşük olana doğru sırasıyla: Model 3'te -1.93 MPa, Model 2'de -1.53 MPa ve Model 1'de -1.48 MPa olarak tespit edilmiştir.

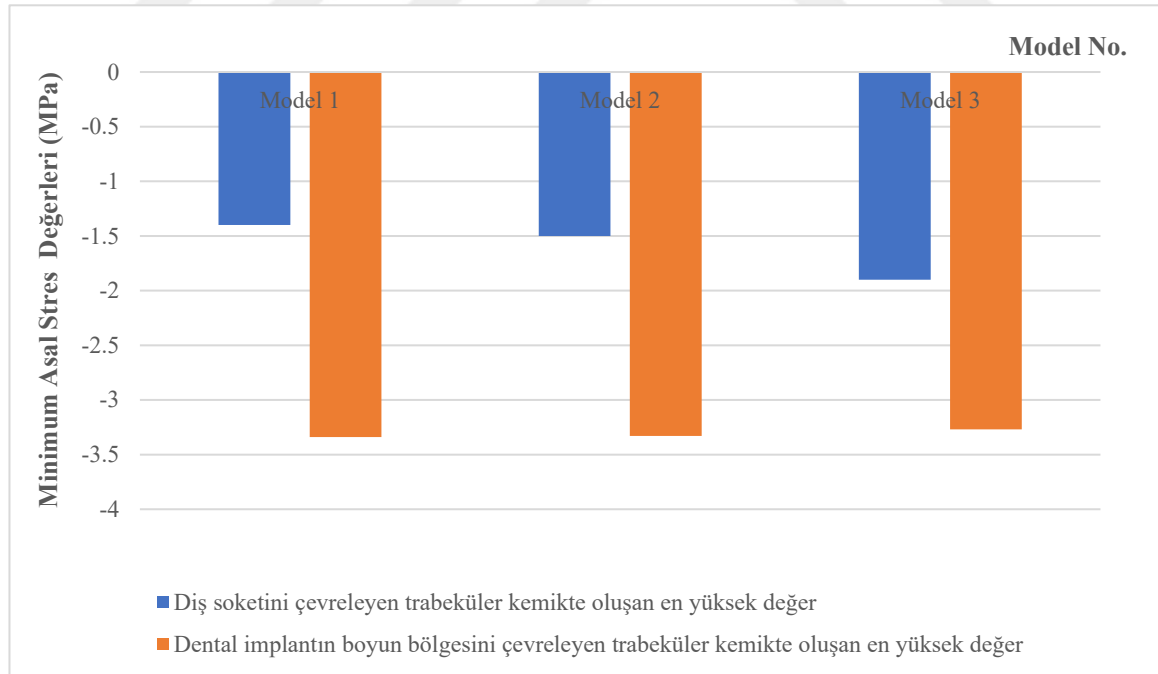
Dental implantın boyun bölgesini çevreleyen trabeküler kemikte minimum asal stres değerleri en fazla bukkal bölgede gözlenmiştir. Bu değerler yüksekten düşük olana doğru

sırasıyla: Model 1’de -3.34 MPa, Model 2’de -3.33 MPa ve Model 3’te -3.28 MPa olarak tespit edilmiştir. (Resim 39, Şekil 18).





Resim 39. Oblik yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan minimum asal stres değerleri (a: Model 1, b: Model 2, c: Model 3)



Şekil 18. Oblik yükleme sonucu trabeküler kemik modellerinde oluşan minimum asal stres değerleri (MPa)

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada doğal diş ve dental implant destekli sabit protetik restorasyonlarda kullanılan farklı elastisite modülüne sahip protetik materyallere gelen kuvvetlerin doğal diş, dental implant, bağlantı vidası, abutment, protetik materyal ve kemik üzerinde oluşturduğu stresler sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmiştir. Bu amaçla 34 numaralı doğal diştan ve 36 numaralı bölgeye yerleştirilen dental implanttan destek alan üç üyeli sabit protez ve bu protezi çevreleyen kemik kesitini içeren üç adet üç boyutlu model bilgisayar ortamında sanal olarak oluşturulmuştur. Bu üç boyutlu modellerde protetik materyal olarak Cr-Co, Zr ve PEEK kullanılmıştır. Çalışmamızın sonucunda protetik materyallerin elastisite modüllerindeki farklılıkların ve proteze uygulanan kuvvetlerin yönlerinin tüm sistemde oluşan streslerin dağılımını ve miktarını etkilediği gözlenmiştir. Tüm yüklemelerde PEEK materyaline kıyasla daha rijit olan Cr-Co ve Zr protetik materyallerinin kullanıldığı modellerde peri-implant kortikal kemikte minimum asal stresler daha düşük tespit edilmiştir. Vertikal kuvvetler sonucunda peri-implant kortikal kemikte oluşan minimum asal stres lokalizasyonu esnek PEEK protetik materyalinin kullanıldığı modelde peri-implant distal bölgede gözlenirken PEEK materyaline kıyasla daha rijit olan Cr-Co ve Zr protetik materyallerinin kullanıldığı modellerde peri-implant kortikal kemiğin tüm bölgelerinde benzer dağılım gözlenmiştir. PEEK protetik materyalinin Cr-Co ve Zr materyallerine kıyasla stres oluşumunda yarattığı bu farklılıklar nedeniyle çalışmamızın birinci yokluk hipotezi reddedilmiştir. Çalışmamızda proteze uygulanan oblik ve vertikal kuvvetlerin sistemde yarattığı stresler karşılaştırılmış ve bu karşılaştırma sonucunda oblik kuvvetlerin vertikal kuvvetlere göre daha yüksek değerlerde stresler oluşturduğu gözlenmiştir. Uygulanan kuvvetlerin yönlerinin stres oluşumunda yarattığı bu farklılıklar nedeniyle çalışmamızın ikinci yokluk hipotezi de reddedilmiştir.

Kısmi ve bölümlü dişsizliklerin tedavisinde daha yüksek başarı oranları elde etmek amacıyla teknik ve biyomekanik parametrelerin dikkatlice değerlendirilmesi çok önemlidir (36).

Doğal diş-dental implant destekli protezler sadece implantlardan destek alan protezlerin uygulanmadığı durumlarda hekimlerin faydalanabileceği bir tedavi alternatifidir (11). Doğal diş-dental implant destekli protezlerin tercih edilmesiyle sadece

implanttan destek alan protezler için gerekli olabilen birçok ileri cerrahi işlemde kullanılabilir (234).

İmplant destekli sabit protezlerde altyapı materyali olarak Cr-Co, fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin, PEEK, Zr, altın, gümüş-palladyum, krom-nikel ve titanyum gibi çok sayıda farklı materyal kullanılabilir (235). Günümüzde modern teknoloji ile beraber implant destekli sabit protezlerde materyal olarak rezin nano seramik, hibrit seramik, hibrit kompozit gibi güncel malzemeler de sıklıkla kullanılmaktadır (236,237). Ancak günümüzde en uygun materyalin hangisi olduğu konusunda az sayıda çalışma bulunmaktadır. Sınırlı sayıda çalışmanın bulunduğu bu alanda mevcut olan çalışmaların sonuçları birbiriyle çelişmektedir (238–246). Bonfante ve ark. (247) yaptıkları çalışmada implant üstü tek üye metal destekli seramik ve rezin nano seramik kronlar arasında başarısızlık oranları açısından anlamlı bir fark bulunmadığını yalnızca başarısızlık tiplerinde farklılık olduğunu belirtmişlerdir. Awada ve ark. (248) rezin nano seramikleri seramik ve polimer bazlı diğer CAD-CAM materyalleriyle kıyaslamış ve rezin nano seramiklerin dayanımlarının diğerlerinden daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir. Bhering ve ark. (249) üst çenede all-on-four ve all-on-six konseptinde yerleştirilmiş dental implantlar üzerine tasarlanan titanyum, Zr ve Cr-Co altyapılarının kemik, dental implant, bağlantı vidası ve abutmentler üzerinde oluşan streslere etkisini incelemişlerdir. Yapılan üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinde Cr-Co ve Zr gibi daha sert olan materyallerin biyomekanik davranışlarının titanyuma göre daha iyi sonuçlar verdiği tespit edilmiştir. Titanyum altyapı kullanıldığında ise kemik, dental implant, abutment ve bağlantı vidasında en yüksek stres değerleri elde edilmiştir. Tribst ve ark. (250) üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile yaptıkları çalışmada alt çenede beş adet vertikal olarak yerleştirilmiş dental implant üzerine tasarlanan titanyum ve Zr barların, protetik yapılarda oluşan streslere etkisini araştırmışlardır. Sonuç olarak bu araştırmacılar diğer çalışmalardan farklı şekilde Zr ve titanyumun biyomekanik davranışlarının birbirine benzediğini ve altyapı materyalinin protetik yapılarda oluşan streslere etkisinin olmadığını rapor etmişlerdir. Çalışmamızda değerlendirilecek protetik materyaller seçilirken materyallerin klinikteki kullanım sıklığı ve literatürde yer alan bu belirsizlik dikkate alınarak seçim yapılmıştır. Bu nedenle protetik materyal olarak hem esnek hem de rijit materyalleri temsil eden örneklere yer vermek amacıyla Cr-Co, Zr ve PEEK araştırmaya dahil edilmiştir.

Dental implant-doğal diş destekli protetik restorasyonların biyomekaniği konusunda gerçekleştirilen in vivo araştırmalar ve klinik gözlemler doğal diş, dental implant, protetik restorasyon ve kemikte oluşan streslerin büyüklükleri ve lokalizasyonları hakkında detaylı veriler sağlayamamaktadır (9,108,109,228). Bu nedenle araştırmalarda birçok in vitro biyomekanik inceleme yönteminden faydalanılmaktadır. Fotoelastik stres analizleri nicel olarak yeterli olsa da nitel olarak yeterli bulunmamaktadır ve modellerin üretildiği materyaller gerçeğe yakınlık açısından yetersizdir. Gerinim ölçer (strain gauge) yönteminde kullanılan araçların boyutları, küçük objelerde yöntemin uygulanmasına olanak vermemektedir (251). Bu yöntemlerin belirtilen dezavantajları nedeniyle günümüzde sonlu elemanlar stres analizi daha sık tercih edilen bir uygulama haline gelmiştir. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile sonuçlar hassas bir şekilde ortaya konulmaktadır ve modeller gerçeğe çok daha uygun bir şekilde hazırlanmaktadır (209,252). İnan ve ark. (220) yaptıkları bir çalışmada dental implant çevresindeki destek kemik dokusunda oluşan stres dağılımlarını fotoelastik ve sonlu elemanlar stres analizi yöntemleri kullanarak değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar çalışmanın sonucunda her iki stres analizi yöntemi ile stres dağılımının değerlendirilebileceğini fakat sonlu elemanlar stres analizinin daha detaylı ve kapsamlı bilgi sağladığını belirtmişlerdir. Eraslan ve ark. (253) porselen ve akrilik rezin materyallerinin kemik dokusundaki stres dağılımına etkisini değerlendirmek amacıyla yaptıkları bir çalışmada fotoelastik yöntem ve sonlu elemanlar stres analizi yöntemini karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak sonlu elemanlar stres analizi yönteminin fotoelastik yöntemle göre daha detaylı bilgi sağladığını ve modeldeki tüm yapılarda stres dağılımlarının incelenebilmesine olanak tanıdığını bildirmişlerdir. Yaptığımız bu çalışmada dental implant, abutment, bağlantı vidası, doğal diş, kortikal kemik, trabeküler kemik ve protezde oluşan stresleri değerlendirmek amacıyla sonlu elemanlar stres analizi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde iki ya da üç boyutlu modeller kullanılabilir. İki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yönteminin uygulanması kolay, hızlı ve düşük maliyetlidir. Bununla birlikte özellikle karmaşık geometriye sahip yapıların analizinde yeterli doğrulukta sonuçlar vermeyebilir. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile tüm eksenlerdeki kuvvetler değerlendirilebileceği için gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebilmektedir (209,212,254,255). İsmail ve ark. (256) blade tipi implant kullanarak iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizlerini karşılaştırdıkları

alışmalarında iki boyutlu stres analizinin stres dağılımlarını detayları ile yansıtmadığını bu analizin yalnızca asal stres dağılımları incelenmek istendiğinde yeterli olduğu belirtilmiştir. Bu bilgiler göz önünde tutularak daha gerçekçi modellemelerin yapılması ve daha gerçekçi sonuçların elde edilmesi amacıyla bizim çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi bilgisayar ortamında kesit görüntüleri ile düğümlerdeki stres miktarlarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasına olanak sağlamaktadır. Analiz sonuçları değerlendirilirken kemik gibi kırılğan materyaller için asal stres değerleri; dental implant, abutment, bağlantı vidası ve protez gibi çekilebilir materyaller için Von Mises stres değerleri kullanılmaktadır. Analiz sonuçlarında artı değerler çekme streslerini eksi değerler ise baskı streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gereken o stres tipidir (202,257). Bu bilgiler ışığında çalışmamızda kırılğan yapıya sahip kortikal ve trabeküler kemik materyallerinin değerlendirilmesinde minimum-maksimum asal stres değerleri, çekilebilir yapıya sahip doğal diş, dental implant, abutment, bağlantı vidası ve protez materyallerinin değerlendirilmesinde ise Von Mises stres değerleri kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde protez, dental implant, doğal diş, yumuşak dokular ve çene kemiği gibi karmaşık dokuların modelleri ile ilgili özümmler yapılırken bazı varsayımlar ve tanımlar yapılmalıdır. Bu varsayımlar ve tanımlar kortikal kemik ve trabeküler kemik iç yapısı, dental implant-kemik ara yüzü, modelleri oluşturan düğüm noktaları ve eleman sayıları, sınır koşulları, kullanılan materyallerin mekanik özellikleri ve uygulanacak kuvvet değerlerini kapsamaktadır (204,258,259). Belirlenen bu parametreler sonlu elemanlar stres analizi yöntemi uygulanacak modellerin ve analiz sonucunda elde edilecek verilerin gerçeğe olabildiğince yakın olması için önem taşımaktadır. Elde edilen gerçekçi bulgular çalışma sonucunda yapılacak yorumların doğruluğunu etkilemektedir (209).

Anatomik yapıların ideale yakın olarak modellenmesiyle sonlu elemanlar stres analizlerinde daha başarılı sonuçlar elde edilebileceği belirtilmiştir (260). Bunun için eleman ve düğüm sayısının mümkün olan en yüksek miktarda belirlenmesi gerektiği vurgulanmıştır. Belirli bir objenin geometrik modellemesinde kullanılan eleman ve düğüm sayısının artması

eleman boyutunun küçülmesine neden olmaktadır. Modelin yapı taşı oluşturulan elemanların boyutunun küçülmesi ve sayısının artması modelin detayını artırmakta ve modeli gerçeğe daha yakın hale getirmektedir (257,260–266). Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde modeller farklı boyutlarda tasarlanabildiği için eleman ve düğüm sayılarında farklılık gözlenebilmektedir. Çalışmalarında bizim analizimizdeki modellere benzer şekilde kısıtlı alanda modeller kullanan Stegaroiu ve ark. (267) 2 954 düğüm ve 14 773 eleman, Oruç ve ark. (268) 12 000 düğüm ve 9545 eleman, Şimşek ve ark. (269) 24 032 düğüm ve 121 877 eleman sayısı elde etmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan modellerde, belirtilen bu çalışmalardan daha yüksek olarak 29 418 düğüm ve 139 140 eleman kullanılmıştır. Bu düğüm ve eleman miktarları üç üyeli doğal diş-dental implant destekli sabit köprü protezini ve yalnızca bu protezi çevreleyen kemiği içeren kısıtlı alana sahip modelden elde edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizinde doğruya en yakın sonuçların elde edilebilmesi için modellerin içyapısının ve materyal özelliklerinin en gerçekçi şekilde tasarlanması gerekmektedir (270). Çalışmamızda standardizasyon sağlamak amacıyla literatürde bulunan çalışmalar referans alınarak periodontal ligament haricinde kemik dokusu dahil tüm yapılar homojen, izotropik ve lineer olarak modellenmiştir. Kemik-dental implant bağlantısı ise %100 osseointegre olarak kabul edilmiştir (12,249,271,272).

Modelleme sırasında karşılaşılan bir diğer problem ise periodontal ligamentin modellenmesidir. Periodontal ligament non-lineer bir yapıya sahiptir. Gelen kuvvetler karşısında doğal diş hareket ederken periodontal ligament de sıkışarak sertleşmeye başlar (273). Günümüzde non-lineer sonlu elemanlar stres analizi geleneksel lineer modeller tarafından sağlanamayan gerçekçi stres ve gerinim tahminlerini elde etmek için giderek daha güçlü bir yaklaşım haline gelmiştir. Periodontal ligament yapısının non-lineer simülasyonu çeşitli diş hareketlerinin stres ve gerinim üzerinde yarattığı etkilerinin incelenebilmesi için etkili bir yöntemdir (274). Periodontal ligamentin lineer özellikte kabul edilmesi hatalı çözümlemelere yol açabilir. Periodontal ligamentin elastisite modülü için tek bir sabit kullanılırsa doğal dişte gözlenen yer değiştirme düşük bir ısırma kuvveti altında gerçeğe göre çok küçük, yüksek bir ısırma kuvveti altında gerçeğe göre çok yüksek olacaktır (275). Toms ve ark.'nın (276) kadavra üzerinde yaptığı bir çalışmada mandibular kemiğin premolar segmentinden alınmış doğal diş-kemik kesitleri bilgisayar ortamına aktarılmıştır ve bu kesitlerin stres gerinim ilişkileri lineer ve non-lineer sonlu elemanlar stres analizi ile

değerlendirilmiştir. Periodontal ligamentin lineer olarak kabul edildiği modellerde kökün apeksi ve servikalinde gözlenen stres değerleri non-lineer modellere göre oldukça düşük olarak tespit edilmiştir. Arturo ve ark. (277) yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında lineer ve non-lineer periodontal ligament modellerinin biyomekanik özelliklerinin gerçeğe yakınlığını karşılaştırmışlardır. Yapılan bu çalışmada non-lineer periodontal ligament modellerinin kullanıldığı analizlerde doğal dişlerin kuvvetler karşısında gösterdiği hareket miktarına lineer modellere kıyasla daha yakın sonuçlar elde edilmiştir. Provatidis ve ark. (278) sonlu elemanlar stres analizlerinde periodontal ligamentin lineer veya non-lineer olarak modellenmesinin diş modellerinde hareket esnasında oluşan dönme merkezlerinin konumlarına olan etkisini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda lineer periodontal ligamente sahip modellerdeki dişlerin dönme merkezlerinin doğal dişlerin dönme merkezine göre daha koronal konumda olduğu, non-lineer periodontal ligamente sahip modellerdeki dişlerin dönme merkezlerinin ise doğal dişlerin dönme merkezine çok yakın konumda olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle Provatidis ve ark. (278) sonlu elemanlar stres analizi yönteminde periodontal ligamentin biyomekanik özelliklerinin daha iyi temsil edilebilmesi için periodontal ligamentin non-lineer olarak modellenmesi gerektiğini vurgulamışlardır. Çalışmamızda dental implant ve doğal dişin uygulanan kuvvet karşısında gösterdikleri farklı davranışlarının gerçeğe yakın olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Periodontal ligamentin non-lineer olarak modellenmesi doğal diş ve dental implantların stresler karşısında gösterdiği davranış farklılıklarını simüle edebilmemiz için önem taşımaktadır. Periodontal ligamentin non-lineer yapısı sonlu elemanlar stres analizi yöntemi için sayısal veri haline getirilmiştir (232). Çalışmamızda bu sayısal veriler kullanılarak analizler gerçekleştirilmiştir. Bu durum periodontal ligamentin lineer kabul edildiği çalışmalara göre, elde ettiğimiz verilerin güvenilirliğinin daha yüksek olmasını sağlamıştır.

Kemikte oluşan stresleri etkileyen diğer bir faktör dental implantların yerleştirildiği bölgedeki kemiğin yoğunluğudur. Kemik yoğunluğu arttıkça kemikte oluşan stresler azalmaktadır (279). Yapılan çalışmalar alt çene posterior bölgede %50 oranında tip 2 ve %46 oranında tip 3 kemik yoğunluklarıyla karşılaşıldığını göstermektedir (280). Çalışmamızda incelenen mandibular bölgedeki görülme sıklığı ve dental implant tedavisine elverişliliği

nedeniyle tip 3 kemik yoğunluğuna eşdeğer olan elastisite modülü ve Poisson oranları kullanılmıştır (281).

Sonlu elemanlar stres analizi tekniğinde özellikle modelin geometrisi ve kemiğin yoğunluğu hakkında varsayımların daha güvenilir olabilmesi amacıyla ileri dijital görüntüleme yöntemleri kullanılabilmektedir (209). Bilgisayarlı tomografi verileri sayesinde kişiye özel hazırlanan modeller ile birlikte kemiğin yoğunluk değerleri de bilgisayar programına kaydedilerek gerçeğe daha yakın modellemeler yapılabilmektedir (282). Dijital görüntüleme yöntemlerinden bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve lazer tarama yöntemleri kullanılabilmektedir. Bu tekniklerin kıyaslandığı bir araştırmada bilgisayarlı tomografi görüntülerinin en ayrıntılı üç boyutlu görüntüyü verdiği belirtilmiştir (283). Çalışmamızdaki kemik modelleri bilgisayarlı tomografi ile elde edilmiş mandibula görüntüleri kullanılarak hazırlanmıştır.

Çene kemiklerinden farklı boyutlarda kesitlerin alınması mümkündür. Sonlu elemanlar stres analizleri gerçekleştirilirken farklı boyutlarda elde edilmiş birçok kemik modeli kullanılmaktadır. Araştırmacılar çalışmalarında kemik modellerinin boyutlarını belirlerken inceledikleri protetik restorasyon çeşidinin ve dizaynının kemik üzerinde kapsadığı alanı göz önünde bulundurmaktadır (213,284–287). Bu araştırmacıların yaptığı çalışmalarda ortak noktalar tüm çene kemiği yerine yalnızca dental implantların ve çevre kemik dokusunun modellenmesinin yapılmasıdır. Bu sayede ihmal edilebilecek seviyede kuvvet iletiminin olduğu alanlar modellenmemiş olur. Böylece analizi ilgilendiren kesitte yüksek eleman ve düğüm sayılarıyla ayrıntılı şekilde modelleme yapılabilmektedir. Yapılan bir çalışmada dental implanttan 4.2 mm uzaktaki kemik modellemelerinin stres analizinin sonuçlarında kayda değer bir değişikliğe neden olmadığı belirtilmiştir (264). Çalışmamızda bu sonuçlar dikkate alınarak daha ayrıntılı bir model hazırlayabilmek amacıyla yalnızca kuvvet iletim bölgelerini içinde bulunduran kemik kesiti modellenmiştir. Bu kesit oluşan tüm stresleri kapsayacak şekilde 34 numaralı dişin 5 mm mezialinden 36 numaralı implantın 9 mm distaline kadar modellenmiş, modelleri uzayda sabit halde tutan destek alanları ise stresin bu bölgelere aktarılmasında ve hatalı sonuçlara izin vermemesi amacıyla analizin yapılacağı bölgelerin uzağına yerleştirilmiştir.

Osseointegre dental implantlar üzerine gelen kontrolsüz oklüzal yükler kemikte yüksek stres birikimlerine ve rezorpsiyona neden olmaktadır. Bu nedenle oklüzal yüklerin

dental implant destekli restorasyonların uzun dönem başarısında önemli bir faktör olduğu bilinmektedir (175). Oklüzal yüklerin dokular ve protetik yapılar üzerindeki etkileri araştırılırken en doğru sonuçların alınabilmesi için uygulanan kuvvetlerin yönü, konumu ve büyüklüğü doğru temsil edilmelidir (271,272,288,289). Klinik olarak kuvvetler ideal bir durumda dental implantlara ve protetik yapılara çiğneme kasları tarafından çift taraflı (bilateral) olarak uygulanmaktadır (290). Dental implant destekli protezlerde stres dağılımlarının değerlendirildiği daha önceki çalışmalarda uygulanan oklüzal kuvvetlerin büyüklüğü ve yönü farklılık göstermektedir (272,291–293). Uygulanan kuvvetlerin birbirinden farklı olmasının temel nedeni literatürde çiğneme kuvvetleri ve maksimum ısırma kuvvetlerinin büyüklüğüne dair birbirinden çok farklı değerlerin bildirilmiş olmasıdır (294–297). Bunun sebebi ise ısırma kuvvetlerinin bireyin yaşı, cinsiyeti, dişlerin periodontal durumu, eklem problemleri, ağrı varlığı, dental durum ve parafonksiyonel alışkanlıkların varlığı gibi birçok faktörden etkilenmesidir. Isırma kuvveti değerlerinin farklılığında ölçüm yapılan kayıt cihazı ve kayıt yöntemi faktörleri de etkilidir (298). Holmgren ve ark. (44) ısırma yönü ve ısırma kuvvetlerinin daha gerçekçi aktarılması için oblik kuvvetlerin kullanılmasının kortikal kemikte oluşan yüksek değerlerdeki lokalize streslerin gözlenebilmesi adına gerekli olduğunu vurgulamıştır. Birçok çalışma oblik kuvvetlerin oklüzal yükleri oldukça iyi yansıttığını göstermektedir (44,299–301). Bizim çalışmamızda daha gerçekçi analizler yapılabilmesi amacıyla hem vertikal hem oblik kuvvetler uygulanmıştır. Çalışmamızda Okeson'un (302) oklüzyon kriterlerine uyularak tüberkül-fossa ilişkisi esas alınmıştır. Tüberkül-fossa ilişkisi doğal dentisyonda görülen, doğal dişin fonksiyonel tüberkülünün karşıt dişin santral fossası ile üç nokta teması sonucunda oluşan oklüzal ilişkidir. Üç nokta teması doğal dişe gelen kuvvetlerin diş köküne paralel olarak iletilmesini sağlamaktadır. Oklüzal kuvvetlerin protetik restorasyonlarda dayanak olarak kullanılan doğal diş ve dental implantların uzun eksenine paralel şekilde kemiğe iletilmesi tedavinin prognozu açısından önemlidir. Bu nedenle yapılan restorasyonlarda temas tipi olarak tüberkül-fossa ilişkisinin kullanılması önerilmektedir (302,303). Çalışmamızda vertikal yüklemede tüberkül-fossa ilişkisi temel alınarak karşıt doğal dişlerin fonksiyonel tüberküllerinin temas noktaları belirlenmiştir. Santral fossaların merkezine denk gelen her bir noktaya 100 N kuvvet uygulanmıştır. Böylelikle premolar dişlerin her birine 100 N, molar dişe 200 N değerinde olmak üzere toplamda 400 N vertikal kuvvet uygulanmıştır. Oblik yüklemede kuvvetler dinamik oklüzyon göz önünde bulundurularak fonksiyonel

tüberkül tepelerine bukko-lingual yönde 45° açıyla uygulanmıştır. Her noktaya 100 N olacak şekilde, premolar dişler için 100 N, molar diş için 200 N olarak toplam 400 N oblik kuvvet uygulanmıştır. Tüm modellerde kuvvetler aynı noktalardan uygulanmıştır. Böylece kuvvetlerin sisteme eşit şartlarda uygulanması sağlanmıştır.

Uzun zamandır tartışma konusu olan doğal diş-dental implant bağlantısı üzerindeki çalışmalar hala sürmekte ve her geçen gün bu protez tipinin biyomekaniği daha iyi anlaşılmaktadır (304). Doğal diş-dental implant destekli protezlerde dayanakların alveolar kemikle ilişkilerinin farklı olması sonucunda doğal diş ve dental implantın biyomekanik cevabı birbirinden farklıdır (3). Uygulanan kuvvet doğal diş alveol soketinin içine doğru iterken dental implantta tork kuvvetlerine neden olmaktadır. Bu durum doğal diş-dental implant destekli protezlerin kullanımını kısıtlayabilmektedir (14). Diğer taraftan doğal dişlerin sahip olduğu periodontal ligament sayesinde doğal diş-dental implant bağlantılı sabit protezler üzerine gelen kuvvetlerin eşit paylaşılabileceği veya alveolar kemiğin elastik doğasının da doğal diş-dental implant bağlantısındaki kuvvet dağılımını dengelemeye yardımcı olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca dental implant-abutment bağlantısının elastikiyeti sonucunda dental implantlar stabil olsa da protezde mobilite oluşturduğu bildirilmiştir (2,14). Mandibular posterior bölgeye uygulanan üç üyeli doğal diş-dental implant destekli sabit protezler üzerinde yapılan çalışmalar bu protezlerin kullanımının teknik ve biyolojik komplikasyonlar açısından yüksek risk faktörü taşımadıklarını göstermiştir (14,15,101,305,306). Akça ve ark.'nın çalışmasında (307) doğal diş-dental implant bağlantılı protezlerin sadece dental implantlardan destek alan protezlerde olduğu gibi %100 implant başarısı gösterebildiği bildirilmiştir. Lindh ve ark. (11) doğal diş-dental implant destekli sabit protetik restorasyonları inceledikleri çalışmalarının sonucunda doğal diş-dental implant destekli sabit restorasyonların dental implant başarısı ve krestal kemik kaybı değerlendirildiğinde yalnızca dental implantlardan destek alan sabit restorasyonlar kadar öngörülebilir sonuçlar gösterdiğini belirtmişlerdir. Shenoy ve ark. (308) 1980-2011 yılları arasında doğal diş-dental implant bağlantılı sabit protetik restorasyonlar üzerinde gerçekleştirilen çalışmaları değerlendirdikleri bir literatür taramasında doğal diş-dental implant bağlantılı sabit protetik restorasyonların önemli bir tedavi alternatifi olduğunu bildirmiştir. Hamed ve ark. (309) doğal diş-dental implant destekli sabit protetik restorasyonların ekonomik ve klinik etkilerini inceledikleri çalışmada doğal diş-dental

implant bağlantısının implant destekli sabit protetik restorasyonlar için verimli ve ekonomik bir alternatif olabileceğini rapor etmişlerdir. Stein-Lausnitz ve ark.'ın (306) 2019 yılında yayınladıkları ve en az üç yıl takipli çalışmaları değerlendirdikleri bir meta-analizde doğal diş-dental implant bağlantılı sabit protetik restorasyonların kısmi dişsizliği bulunan bireyler için önerilebilir bir tedavi seçeneği olduğu bildirilmiştir. Lausnitz ve ark.'nın bu çalışmasının sonucunda doğal diş-dental implant bağlantılı sabit protetik restorasyonların beş ve on yıllık sağkalım oranlarının yüksek olduğu belirtilmiştir. La Monaca ve ark.'nın (310) 2021 yılında yayınladıkları meta-analizde doğal diş-dental implant destekli sabit protetik restorasyonlar ile sadece dental implantlardan destek alan sabit protetik restorasyonların sağkalım ve komplikasyon riskleri karşılaştırılmıştır. La Monaca ve ark.'nın (310) bu çalışmasında her iki restorasyon türü arasında başarısız dayanak (doğal diş ve dental implant) sayısı, biyolojik komplikasyon, protetik komplikasyon ve protetik başarısızlık oranlarında istatistiksel olarak önemli bir farklılık gözlenmemiştir. Çalışmanın sonucunda sadece dental implantlardan destek alan protetik restorasyonlar öncelikli tercih olsa da doğal diş-dental implant destekli restorasyonların kabul edilebilir başarı oranlarına sahip geçerli bir tedavi olduğu bildirilmiştir. Sadece dental implantlardan destek alan protezlerle karşılaştırıldığında doğal diş-dental implant destekli protezlerde hem dental implantların hem de restorasyonların başarısının daha düşük olarak rapor edildiği çalışmalar olmasına karşın anatomik zorunluluklar ve hastaya bağlı koşullar göz önünde bulundurulduğunda bu tip protezlerin kullanımının geçerliliğini hala koruduğu görülmektedir (8,11,305,306,308–310).

Doğal diş-dental implant destekli sabit köprü protezlerde rijit veya non-rijit konnektörler kullanılabilir. Rangert ve ark. (12) bir doğal diş ve bir dental implantın bağlandığı çalışmanın sonucunda dental implantta mekanik olarak aşırı yüklenme riskinin bulunmadığını ve dental implantta oluşan eğilme momentlerinin dental implantın maksimum mekanik yüklenme kapasitesinin altında kaldığını bildirmişlerdir. Bunun sonucunda sabit protetik restorasyonlarda rijit konnektörlerin uygulanması gerektiğini vurgulamışlardır. Doğal diş ve dental implantlarda farklı hareketliliklerin gözlenmesinden dolayı bu protezlerde dental implantın üzerine daha fazla yük geleceği ve bunun sonucunda implant kaybı gözlenebileceği belirtilse de (311) dental implant ve doğal dişi kapsayan kısa köprülerde rijit tasarımların sorun oluşturmadığı sonucuna varılmıştır (8,11,307). Doğal diş ve dental implantların hareket miktarlarındaki farklılıktan kaynaklanan biyomekanik

sorunların doğal dişin hareketlerine dental implanttan bağımsız bir şekilde serbestlik sağlayarak giderilebileceği öngörülmüştür. Bu nedenle protetik restorasyonlarda non-rijit, hareketli bağlantı sistemleri kullanılmıştır. Ancak güncel literatürde doğal diş-dental implant destekli protezlerde non-rijit yerine rijit bağlantıların kullanılması gerektiği vurgulanmaktadır (13–15,312). Çünkü yapılan biyomekanik çalışmalar non-rijit konnektörlerin protezde oluşacak yükleri destek dişe yönlendirdiği ve destek dişte intrüzyona sebep olduğunu göstermiştir (105,110,313). Bu nedenle çalışmamızda doğal diş-dental implant destekli protezde rijit bağlantı kullanılmıştır.

Fonksiyonel kuvvetler peri-implant kemiğe aktararak kortikal kemiği etkilemektedir (314). Bu durumun implant başarısını etkileyen bir faktör olduğu düşünülmektedir. Protez-dental implant kompleksine uygulanan kuvvet ile internal stres arasında doğrusal bir orantı mevcuttur. Uygulanan kuvvet arttıkça çekme ve baskı kuvvetleri artarak krestal kemiğe iletilmektedir. Dental implant destekli sabit protetik restorasyonlar üzerine uygulanan kuvvetler iki temel grupta incelenebilmektedir. Bunlardan ilki dental implantın uzun aksı boyunca iletilen vertikal kuvvetlerdir. Vertikal kuvvetler iletilirken kron boyundan etkilenmezler. Böylece bu kuvvetler kemiğe direkt olarak aktarılır. İkinci grup dental implantın uzun aksıyla açı yaparak iletilen oblik kuvvetlerdir. Kron boyu oblik kuvvetlerin kemiğe iletilmesinde bir kaldıraç işlevi görmektedir. Bu nedenle dental implant destekli sabit protetik restorasyonlar üzerine gelen oblik kuvvetler kron boyu ile doğru orantılı bir artış göstererek peri-implant kemiğe iletilmektedir (314). Literatürde oblik kuvvetlerin vertikal kuvvetlere göre daha fazla stres oluşturduğu belirtilmiştir (315–317). Oblik kuvvetler, vertikal ve horizontal kuvvet bileşenlerini de içermektedir. Lin ve ark. (9) doğal diş-dental implant destekli protezlerde rijit ve non-rijit konnektör tasarımlarının ve farklı oklüzal yüklemelerin kemik içerisinde yarattığı stres dağılımlarını inceleyen üç boyutlu bir sonlu elemanlar stres analizi çalışması yapmışlardır. Çalışmada dental implant, kemik ve protez içerisindeki Von Mises stresleri değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre oblik kuvvetlerin stres değerlerini belirgin derecede artırdığı görülmüştür. Verri ve ark. (317) yaptıkları sonlu eleman stres analizi çalışmasında farklı kron yüksekliğine sahip tek üye dental implant destekli protezlerde vertikal ve oblik yüklerin stres dağılımlarına etkisini incelemiştir. Çalışmanın sonucunda oblik kuvvetlerde daha yüksek stres değerlerinin gözlemlendiği belirtilmiştir.

Yaptığımız bu çalışmada oblik kuvvetlerin kortikal kemik üzerinde vertikal kuvvetlere göre belirgin derecede daha yüksek maksimum ve minimum asal stres değerleri oluşturduğu gözlenmiştir. Vertikal kuvvetlerin neden olduğu minimum asal stresler dental implant etrafındaki kortikal kemiğin tüm bölgelerinde benzer dağılım gösterirken oblik kuvvetlerin neden olduğu minimum asal stresler dental implant etrafındaki kortikal kemiğin lingualinde gözlenmiştir. Oblik kuvvetlerin vertikal kuvvetlere göre daha yüksek minimum asal stres değerleri oluşturması literatürde belirtilen daha önceki çalışmalar (9,315–317) ile benzerlik göstermektedir.

Bir materyalin stres absorpsiyon yeteneği o materyalin sertlik derecesiyle doğru orantılıdır (301). Stres; uygulanan kuvvete eşit olarak, zıt yönde birim alana uygulanan kuvvet olarak tanımlanmaktadır ve materyallerde şekil değişimine sebep olabilmektedir (287). Yüksek strese maruz kalan alveolar kemik remodelasyon fazına geçmektedir. Bu fazın sonucunda alveolar kemiğin bazı bölgelerinde kemik formasyonu stimüle edilirken bazı bölgelerinde ise rezorpsiyon gözlenmektedir. Alveolar kemiğin remodelasyon sonucunda hangi tepkiyi vereceği kemik üzerine gelen kuvvetin miktarı ile ilişkilendirilse de bu kuvvetin eşik değeri hakkındaki bilgilerimiz sınırlıdır (318). 1892 yılında Wolff mekanik kuvvetlerin kemiği etkileyebileceğini fark etmiştir ve bunun sonucunda günümüzde Wolff kanunu olarak bilinen teori ortaya çıkmıştır. Wolff kanununa göre kemiğin fonksiyonundaki her değişiklik kemiğin internal yapısında değişikliğe sebep olur ve bunun sonucunda kemiğin eksternal yapısında eşit derecede değişiklikler gözlenir. Wolff bu kanunıyla kuvvetler karşısında kemikte oluşan remodelasyonu bildirirse de bu durumun matematiksel olarak nasıl gerçekleştiği veya gerekli eşik değerler konularında yeterli bilgiyi sağlayamamıştır (319). Bunun üzerine Wolff kanunundan yola çıkarak kuvvetler karşısında kemikte oluşan değişimlere dair ilk ayrıntılı teori Frost (320) tarafından bildirilmiştir. Frost kemiğe gelen kuvvetlerin kemik yapım ve yıkım mekanizmalarında çeşitli etkiler gerçekleştirdiğini ifade ederek kemiğin belirli miktardaki kuvvetler altında deformasyonu karşılayabileceğini bunun ötesinde mikro kırıklar ve kemik kayıpları oluşabileceği bildirilmiş ve bu eşik değerler hakkında sayısal çalışmalar yapmıştır. Literatürde bu teoriyi destekleyen araştırmalar ilerleyen dönemlerde yer almıştır (321–323). Kemikte oluşan mikro çatlaklar dental implantların mikro hareketliliğine sebep olmaktadır. 150 µm'dan büyük hareketler kemik-dental implant sistemi tarafından iyi tolere edilemez ve bunun sonucunda

osseointegrasyon kaybı ve rezorpsiyon gelişebilmektedir (324). Alveolar kemikte rezorpsiyonun ilk gözleneceği yerler eşik değerleri aşan streslerin olduğu alanlardır. Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde en yüksek stres değerlerinin trabeküler kemikte değil kortikal kemikte olduğu gözlenmektedir (287,325). Alveolar kemikte gözlenen rezorpsiyonun çoğunlukla dental implantların koronal 1/3'ünde gözlenmesi bu bilgilerle uyusmaktadır (326).

Çalışmamızın sonucunda minimum asal stres değerlerinin (baskı stresi) hem dental implant hem doğal diş etrafında kortikal kemikte trabeküler kemiğe göre daha yüksek olması bu bilgilerle örtüşmektedir. Tüm modellerde vertikal ve oblik kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri trabeküler kemikteki değerlere göre daha yüksektir. Bu durum kortikal kemiğin elastisite modülünün trabeküler kemiğe göre daha yüksek olması ve model üzerine gelen kuvvetin ilk olarak kortikal kemik tarafından karşılanması ile açıklanabilir.

Kemikte 1-2 MPa üzerindeki stresler kemik yapımını uyarırken 60 MPa üzerindeki stresler ise kemikte rezorpsiyon oluşturmaktadır (181). Çekme streslerinin varlığında kemikte apozisyonu oluşturan ana etken periodontal liflerdir. Dental implantın çevresinde periodonsiyumun bulunmaması nedeniyle çekme ve baskı streslerinin her ikisinde de belirli değerler aşıldığında rezorpsiyon meydana gelmektedir (326). Skalak ve ark. (18) doğal diş ve dental implantların restorasyonlar aracılığıyla birbirine bağlanması sonucunda biyomekanik sorunların gelişebileceğini bildirmişlerdir. Bu durum dental implantların kemik ile rijit olarak bağlanması ve doğal dişler etrafında bulunan periodontal ligamentlerin şok absorpsiyon etkisinin dental implantta bulunmaması ile açıklanmaktadır. Bunun sonucunda oklüzal kuvvetler altındaki dental implantı çevreleyen kemikte doğal dişlerden farklı stres ve gerinim şemaları gözlenmektedir. Sağlıklı periodontal ligamentlere sahip olan doğal dişlerde 57 µm'lik horizontal hareketlilik gözlemlendiği bildirilmiştir. Osseointegre olmuş bir dental implantta ise bu değer 10 µm civarında olduğu belirtilmiştir (4). Dental implantlarda gözlenen hareketliliğin temel kaynağının kemiğin elastisitesi olduğu vurgulanmıştır (304). Doğal diş-dental implant destekli rijit bağlantılı protezlerde artmış stresler dental implantın boyun bölgesinde yoğunlaşmaktadır. Bunun nedeni doğal diş ile dental implantın dönme merkezlerindeki farklılık ile açıklanabilmektedir (100). Parfitt (5) lateral kuvvetler altında doğal dişlerin dönme merkezlerinin kökün 1/3 apikal üçlüsünde

olduğunu bildirmiştir. Ancak dental implantların doğal dişlerden farklı olarak lateral kuvvetlerde dönme merkezi trabeküler kemiğe göre çok daha yoğun bir yapı gösteren kortikal kemik bölgesinde yer almaktadır (327). Dental implantın boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemiğin elastisite modülü trabeküler kemikten çok daha yüksektir. Dolayısıyla kortikal kemik daha dirençlidir ve deformasyona daha yüksek dayanım gösterir. Buna bağlı olarak gelen kuvvetler kortikal kemikte yoğunlaşırlar (328). Bizim çalışmamızda tüm modellerde vertikal ve oblik kuvvetler sonucunda dental implant çevresindeki kortikal kemik etrafında gözlenen minimum asal streslerin doğal dişlerin etrafındaki kortikal kemiğe göre daha yüksek olarak tespit edilmesi literatürde belirtilen çalışmalarla (18,304,327,328) benzerlik göstermektedir.

Çalışmamızda farklı protetik materyallerin kortikal kemik üzerinde oluşan streslere etkisi incelenmiştir. Güncel literatürde bu ilişkiyi inceleyen benzer çalışmaların sayısı azdır. Bununla birlikte literatürde protetik materyalin peri-implant alveolar kemikte ve dental implantta oluşan stresler üzerinde önemli bir etkisinin olduğunu bildiren çalışmalar bulunmaktadır (329,330). Protetik restorasyonda kullanılan materyalin sertliği ile peri-implant kortikal kemikte oluşan stres arasında ters yönlü bir ilişki olduğu belirtilmiştir (21,22,162,249,267,329,331,332). Lee ve ark.'nın (22) çalışmasında dental implant destekli protezlerde Zr, Ti ve PEEK protetik materyallerinin dental implant, peri-implant alveolar kemik ve protezde oluşan streslere etkileri incelenmiştir. Bu çalışmanın sonucunda dental implantı çevreleyen alveolar kemikte oluşan çekme ve baskı stresleri büyükten küçüğe sırasıyla PEEK, Ti ve Zr olarak bildirilmiştir. Yu ve ark. (21) dental implant destekli sabit restorasyonlarda farklı protetik materyalleri sonlu elemanlar stres analizi ile inceledikleri çalışmada bu materyallerin kortikal kemik üzerinde oluşturdukları stresleri büyükten küçüğe sırayla PEEK, karbon fiberle güçlendirilmiş PEEK, altın alaşımı, saf titanyum, Cr-Co alaşımı ve Zr olarak bildirmişlerdir. Tekin ve ark. (162) PEEK materyalinin dental implant destekli sabit restorasyonlarda kullanımını sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirdikleri çalışmada titanyum ve PEEK abutmentler ile Cr-Co ve PEEK protetik restorasyon materyallerini dört ayrı grupta değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda peri-implant kortikal kemik üzerine gelen streslerin birbirine yakın olduğu ve protetik materyalin stres üzerinde anlamlı bir farklılık oluşturmadığı bildirilmiştir. Bununla birlikte Cr-Co materyalinin kullanıldığı modellerde kemik üzerinde PEEK modellerine göre daha az

stres oluştuğu vurgulanmıştır. Bhering ve ark. (249) all-on-four ve all-on-six konseptleri ile yerleştirilmiş dental implant destekli sabit protezlerde farklı protetik materyallerin kortikal kemik, trabeküler kemik, bağlantı vidası, dental implant ve protetik altyapı üzerindeki stres dağılımına olan etkilerini sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda kortikal kemik, dental implant ve bağlantı vidası üzerinde en yüksek streslerin titanyum materyalinin kullanıldığı modelde oluştuğu, Cr-Co ve Zr materyallerinin kullanıldığı modellerde ise birbirine yakın streslerin olduğu gözlenmiştir. Bacchi ve ark. (329) farklı protetik materyallerin dental implant destekli sabit protetik restorasyonlardaki stres dağılımı üzerine olan etkilerini sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelemişlerdir. Altın, gümüş-paladyum, titanyum, Zr ve Cr-Co protetik materyallerinin kullanıldığı çalışmanın sonucunda materyalin sertliği arttıkça peri-implant kemikte gözlenen stresin azaldığı bildirilmiştir. Stegaroiu ve ark. (267) protetik materyallerin tek üyeli dental implant destekli sabit protetik restorasyonlardaki stres dağılımına etkilerini üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile inceledikleri çalışmada altın alaşımı, akrilik rezin, kompozit rezin ve porselen protetik materyallerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda akrilik rezin ve kompozit rezin materyalleri kortikal kemikte altın alaşımı ve porselen materyallerine göre daha yüksek streslere neden olmuşlardır. Wang ve ark. (331) alışmalarında iki üyeli dental implant destekli sabit protetik restorasyonlarda altın alaşımı, rezin ve porselen protetik materyallerinin kemik üzerinde oluşan streslere etkilerini sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda rezin protetik materyalinin kullanıldığı modelde kemik üzerinde oluşan stres değerleri diğer materyallerin kullanıldığı modellere kıyasla daha yüksek olarak tespit edilmiştir. Ferreira ve ark. (332) dört adet dental implanttan destek alan tam ark sabit protetik restorasyonlarda titanyum, altın, gümüş-palladyum, Cr-Co ve nikel-krom protetik materyallerinin stres oluşumuna etkilerini sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle inceledikleri çalışmada kemik üzerinde oluşan streslerin altın protetik materyalinin kullanıldığı modelde diğer modellere göre daha yüksek olduğunu gözlemlemişlerdir.

Bu çalışmaların aksine literatürde protetik materyalin elastisite modülü ile kemik üzerinde oluşan stresler arasında doğru orantı olduğunu bildiren araştırmalar bulunmaktadır (333,334). Favot ve ark. (333) dört adet dental implanttan destek alan tam ark sabit protetik restorasyonlarda Zr, titanyum, altın ve nikel-titanyum protetik materyallerinin stres

dağılımlarına etkisini sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda kemik üzerinde oluşan en düşük stresler elastisite modülü en düşük olan nikel-titanyum protetik materyalinin kullanıldığı modelde gözlenmiştir. Gökçe ve ark. (334) üç üyeli dental implant destekli sabit protetik restorasyonlarda Cr-Co ve fiberle güçlendirilmiş rezin protetik materyallerinin stres dağılımına olan etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında Cr-Co protetik materyalinin kullanıldığı modelde kemik üzerinde oluşan streslerin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızın sonucunda vertikal kuvvetlerin kortikal kemik üzerinde oluşturduğu minimum asal streslerin PEEK modelinde en fazla olduğu, Cr-Co ve Zr modellerinde ise birbirine çok yakın olduğu gözlenmiştir. PEEK protetik materyalinin kullanıldığı modelde kortikal kemikte gözlenen minimum asal stresin daha yüksek olması, protetik materyalin sertliği ile peri-implant kortikal kemikte oluşan stres miktarı arasında ters yönlü bir ilişki olması ile açıklanabilmektedir. PEEK, Cr-Co ve Zr materyalleri incelendiğinde bu materyaller arasında sertlik derecesi en fazla olan materyal Cr-Co'tır ve Zr, Cr-Co'a yakın bir sertlik göstermektedir. PEEK ise bu üç materyal arasında en düşük sertlik derecesine sahip olan materyaldir. Çalışmamızın sonucunda elde edilen bulgular literatürde belirtilen ve yukarıda bahsedilen çalışmaların (21,22,162,249,267,329,331,332) sonuçlarıyla örtüşmektedir.

Literatürde dental implant-doğal diş destekli çeşitli materyallerden oluşan protetik restorasyonları değerlendiren çalışmalar incelendiğinde peri-implant kortikal kemik üzerinde oluşan streslerin mezial bölgede yoğunlaştığı gözlenmektedir (335,336). Mezial desteği doğal diş, distal desteği dental implant olan sabit köprü protezlere gelen kuvvetler bu iki dayanak arasında paylaşılmaktadır. Ancak doğal dişin gelen kuvvetlerin tamamını karşılayabilmesi için alveolar kret içine bir miktar gömülmesi gerekmektedir. Bu durumun nedeni periodontal ligamentin doğal dişe kuvvetler karşısında esneklik sağlamasıdır. Ancak protezin distal dayanağı olan dental implant bu esnekliğe sahip değildir. Bu nedenle bu tip protezlerde doğal diş, dental implantın ve protezin sahip olduğu esneklik kadar alveolar krete gömülebilir ve kuvvetleri karşılama potansiyelini tam olarak kullanamaz. Protezin mezial dayanağı kuvvetleri tam olarak karşılayamadığı için distaldeki dental implant dayanağında mezial yönlü bir tork kuvveti oluşmaktadır. Bu mezial yönlü tork kuvveti dental implant tarafından alveolar kemiğe iletilen streslerin dental implantın mezialindeki kortikal kemikte

yoğunlaşmasına neden olmaktadır (14). Akça ve ark. (335) parsiyel dişsizliği bulunan hastalarda doğal diş-dental implant destekli protetik restorasyonlarda ısırma kuvvetlerinin krestal kemiğe olan etkilerini in vivo olarak değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada doğal diş-dental implant bağlantılı üç üyeli sabit protezler ve sadece dental implantlardan destek alan üç üyeli sabit protetik restorasyonlar incelenmiştir. Doğal diş-dental implant bağlantılı restorasyonlar için premolar diş dayanak olarak kullanılmış ve posterior bölgeye bir adet dental implant yerleştirilmiştir. Çalışmanın sonucunda dental implant çevresindeki kortikal kemikte gözlenen streslerin dental implantın mezialinde yoğunlaştığı bildirilmiştir. Koosha ve Mirhashemi'nin (336) 2013 yılında gerçekleştirdikleri çalışmada üç farklı bağlantı türüne sahip doğal diş-dental implant destekli restorasyonda oluşan stresler sonlu elemanlar stres analizi ile incelenmiştir. Bu çalışmada mandibular ikinci premolar diş dayanak olarak kullanılmıştır ve bu dişin posterioruna bir adet implant yerleştirilmiştir. Çalışmanın sonucunda her model için peri-implant kortikal kemik üzerinde oluşan streslerin dental implantın mezio-servikalinde yoğunlaştığı bildirilmiştir.

Doğal diş-dental implant destekli protetik restorasyonlar üzerine gelen kuvvetlerin peri-implant kortikal kemiğin mezialinde stres oluşturduğunu bildiren çalışmalar olduğu gibi bu kuvvetlerin peri-implant distal bölgede yoğunlaştığını bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (227,337). Menicucci ve ark. (227) doğal diş-dental implant destekli altın alaşımından oluşan kronları sonlu elemanlar stres analizi ile inceledikleri bir çalışmada 34 numaralı kret bölgesindeki doğal diştten ve 36 numaralı kret bölgesindeki dental implanttan destek alan üç üyeli bir sabit köprü protezini değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda peri-implant kortikal kemikte gözlenen stres yoğunluğunun dental implantın distalinde olduğu bildirilmiştir. Özçelik ve ark.'nın (338) çalışmasının sonucunda doğal diş-dental implant destekli protetik restorasyonlarda peri-implant kortikal kemik üzerindeki streslerin dental implantın distal bölgesinde yoğunlaştığı bildirilmiştir. Her iki çalışmada (227,338) elde edilen bulgular tüm alt çeneyi kapsayan modellerde oklüzal kuvvetler sonucunda mandibulanın anguler bölgesinde oluşan devrilme kuvvetleri ile açıklanmıştır. Çalışmamızın sonucunda vertikal kuvvet uygulanan protetik materyallerden Cr-Co ve Zr'nın kullanıldığı modellerde peri-implant kortikal kemikte oluşan minimum asal stresler dental implant çevresindeki kortikal kemiğin tüm bölgelerinde benzer dağılım göstermiştir. Bununla birlikte çalışmamızda PEEK materyalinin kullanıldığı modelde vertikal kuvvetler sonucunda

peri-implant kortikal kemikte gözlenen minimum asal streslerin dental implantın distalinde yoğunlaştığı görülmektedir. PEEK materyalinin kullanıldığı modelde gözlenen bu durum doğal diş-dental implant destekli restorasyonlar üzerine gelen kuvvet vektörünün doğal dişin periodontal ligamentine bağlı olarak değişmesiyle açıklanabilmektedir. Model üzerine kuvvet uygulanmadığında doğal diş ve dental implant horizontal olarak aynı seviyede bulunmaktadır. Vertikal kuvvetin uygulanmasıyla doğal dişte bulunan periodontal ligamentin viskoelastik bir özelliğe sahip olması sonucunda, doğal diş dental implanta göre daha apikalde konumlanmaktadır. Doğal diş ve dental implantın horizontal olarak seviyelerinde farklılık göstermesi doğal diş ve dental implanttan destek alan kronun oklüzal düzleminin horizontal düzlem ile yaptığı açının değişmesine neden olmaktadır. Bu durumun oklüzal düzleme dik olarak uygulanan vertikal kuvvetlerin vektöründe distal yönlü bir sapma yarattığı düşünülmektedir. Bahsedilen durumun Cr-Co ve Zr protetik materyallerinde görülmeyip PEEK protetik materyalinde görülmesi PEEK materyalinin yüksek esneklik kabiliyetinin doğal dişin hareketliliğine daha fazla serbestlik sağlaması ile açıklanmıştır.

Lin ve ark. (105) 35 numaralı bölgedeki doğal diştten ve 37 numaralı bölgedeki dental implanttan destek alan üç üyeli sabit köprü protezi üzerinde yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi sonucunda protez konnektörlerinin gingival yüzeylerinde stres birikimleriyle karşılaşmışlardır. Lin ve ark. (9) yaptıkları bir diğer araştırmada 35 numaralı bölgedeki doğal diştten ve 37 numaralı bölgedeki dental implanttan destek alan üç üyeli sabit köprü protezlerinde rijit ve non-rijit bağlantı tipinin karşılaştırmasını sonlu elemanlar stres analizi ile gerçekleştirmişlerdir. Bu analizde rijit konnektörlerin gingival yüzlerinde stres birikimleriyle karşılaşmışlardır ve bu durumun doğal diş-dental implant destekli protezlerde devamlı yükleme durumunda başarısızlığa neden olacağını savunmuşlardır. Bizim çalışmamızda tüm modellerde vertikal ve oblik yüklemelerde konnektörlerin gingival yüzeylerinde Von Mises stres birikimleriyle karşılaşılmıştır. Bu durumun doğal diş ve dental implant arasındaki esneklik farkının protez üzerinde yarattığı bükülme momentinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Sertgöz (339) yaptığı sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında altın, gümüş-paladyum, Cr-Co ve titanyum alaşımı gibi farklı esnekliklerdeki protetik materyallerin dental implant destekli tam ark sabit protezlerdeki stres dağılımı üzerine etkisini değerlendirmiştir. Bu çalışmada Cr-Co materyalinin protezdeki stres dağılımları için en

uygun sonucu verdiği belirtilmiştir. Assuno ve ark. (340) daha rijit materyallerin kullanılmasının dental implant destekli protezlerin alt ve üstyapıları için biyomekanik açıdan daha uygun olduğunu bildirmiştir. Araştırmamızda bu çalışmalar ile uyumlu olarak protetik materyallerdeki rijitlik arttıa oluşan Von Mises streslerinin protezin diğer bölgelerine dağılımının daha homojen olduğu gözlenmiştir. Elastisite modülü düşük olan PEEK materyalinde vertikal kuvvet uygulanan bölgede aşırı bir stres birikimi oluşmuştur ve bu kuvvetler nedeniyle oluşan Von Mises stresleri protezin diğer bölümlerine homojen olarak aktarılamamaktadır. Bu nedenle kuvvetlerin uygulandığı noktada  protetik materyal içinde en yüksek Von Mises stres değerı PEEK materyalinde gözlenmiştir.

Karakurt (341) alışmasında mandibular 2.kkazı ve 2.bykazı bölgesinde bulunan titanyum dental implantlardan destek alan farklı protetik materyallerden üretilmiş  üyeli sabit köprü protezlerinin stres dağılımını sonlu elemanlar stres analizi ile incelemiştir. Bu çalışmanın sonucunda molar bölgedeki dental implantlarda PEEK materyalinin kullanıldığı modelde bağlantı vidası üzerinde oluşan stresler Cr-Co ve Zr modellerine göre daha yüksek bulunmuştur. Chand ve ark. (20) dental implant destekli tam ark rehabilitasyonda dört farklı protetik materyalin stres dağılımı üzerindeki etkisini sonlu elemanlar stres analizi ile incelemiştir. Bu çalışmanın sonucunda bağlantı vidası üzerinde oluşan stres değerleri Zr modelinde en yüksek tespit edilmiştir. Cr-Co ve PEEK modellerinde ise bu değerın çok yakın olduğu gözlenmiştir. Bacchi ve ark. (329) dental implant destekli  üyeli sabit protez tasarımında farklı protetik materyallerin stres dağılımı üzerindeki etkilerini sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelemişlerdir. Araştırmanın sonucunda protetik materyalin rijitliği azaldıkça bağlantı vidası üzerinde oluşan streslerin arttığı gözlenmiştir. Gomes ve ark. (246) st çene 1. premolar bölgesindeki dental implant destekli tek ye protezlerde altın, titanyum ve Zr altyapı materyallerinin stres dağılımı üzerindeki etkilerini sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelemişlerdir. Sonuç olarak en yüksek elastisite modülüne sahip olan Zr'nın bağlantı vidası üzerinde daha az strese neden olduğunu bildirmişlerdir. Sertgöz ve ark. (339) yaptıkları çalışmanın sonucunda rijitliği yüksek protetik materyal kullanmanın bağlantı vidası üzerinde oluşan stresleri azalttığını belirtmişlerdir. Bizim alışmamızda bu çalışmalarla benzer olarak oblik ve vertikal kuvvet uygulamalarında elastisite modülü daha düşük olan PEEK materyalinin kullanıldığı modeldeki bağlantı vidasında diğer materyallerin kullanıldığı modellere göre daha yüksek

Von Mises stres değerleri tespit edilmiştir. Bu durum rijit protetik materyallerin üzerlerine gelen stresleri kendi içinde dağıtıp alttaki yapılara geçmesini önlemesiyle açıklanmıştır.

Chand ve ark. (19) dental implant destekli tam ark rehabilitasyonda dört farklı protetik materyalin stres dağılımı üzerine etkisini sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelemiştir. Bu çalışmanın sonucunda abutment üzerinde oluşan stres değerleri Zr modelinde en yüksek tespit edilmiştir. Cr-Co ve PEEK modellerinde ise stres değerlerinin birbirine çok yakın olduğu gözlenmiştir. Premolar bölgesine yerleştirilmiş dental implant destekli tek üyeli sabit protez üzerinde yapılan bir sonlu elemanlar stres analizinde Cr-Co, karbon fiber ve PEEK protetik materyallerinin stres dağılımına etkisi incelenmiştir (342). Çalışmanın sonucunda abutment üzerinde en yüksek stres Cr-Co modelinde gözlenirken en düşük stres ise karbon fiber modelinde gözlenmiştir. Alt çenede 2.kkazy ve 2.bykazy bölgesindeki titanyum dental implantlardan destek alan ve farklı protetik materyallerden oluşan üç üyeli sabit köprü protezlerin incelendiği bir sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında premolar bölgesindeki dental implantlarda PEEK materyalinin kullanıldığı modelde abutment üzerinde oluşan stresler Cr-Co ve Zr modellerine göre daha düşük bulunmuştur (341). Dental implant destekli tek ye kron üzerinde yapılan, farklı protetik materyallerin stres dağılımı üzerine etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenen bir çalışmada (343) PEEK materyalinin kullanıldığı modelde abutment üzerinde oluşan stresler Cr-Co materyalinin kullanıldığı modele göre daha düşük olarak tespit edilmiştir. Bizim alışmamızda oblik ve vertikal yükleme sonucunda abutment üzerinde oluşan Von Mises stres değeri PEEK modelinde Zr ve Cr-Co modellerine göre daha düşük tespit edilmiştir. Bu durumun esnek PEEK materyalinin şok absorbe edici etkisinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

5.1. Çalışmanın Limitasyonları

1. Çalışma bilgisayar ortamında oluşturulan sanal modeller üzerinden gerçekleştirildiği için modellerin ve dolayısıyla elde edilen sonuçların gerçeğe yakınlığı, günümüzde sahip olduğumuz teknolojik olanaklar seviyesiyle sınırlıdır.
2. Kullanılan modellerdeki materyal özellikleri ve yükleme koşulları her ne kadar gerçeğe yakın olarak belirlenmeye çalışılsa da in vivo bir çalışma kadar gerçekçi değildir.

3. Çalışmada gerçek ağız ortamından farklı olarak osseointegrasyon %100 ve kemik yapısı homojen olarak kabul edilmiştir.
4. Çalışmada sisteme uygulanan kuvvetler güncel literatür göz önünde bulundurularak tarafımızca belirlenmiştir.
5. Stres analizleri boyutsal olarak aynı modeller üzerinde yapılmıştır. Çalışma farklı çene ve doğal diş anatomilerinde, farklı dental implant ve protez tasarımlarında oluşacak senaryolar ile ilgili kesin bilgiler sunmamaktadır.
6. Bu nedenle bu çalışma sonucunda elde edilen verilerin klinik araştırmalarla desteklenmesi, in vivo klinik takiplerinin yapılması gereklidir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı protetik materyallerle üretilmiş doğal diş-dental implant destekli sabit protezlerdeki stres dağılımını sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelediğimiz çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Tüm modellerde vertikal ve oblik kuvvetler sonucunda dental implant üzerinde oluşan stres yoğunluğu implantın boyun bölgesinde gözlenmiştir.
2. Tüm modellerde peri-implant kortikal kemikte oluşan stresler oblik kuvvetlerde vertikal kuvvetlere göre daha fazla gözlenmiştir.
3. Tüm modellerde oblik ve vertikal kuvvetler sonucunda kortikal kemikte oluşan stres yoğunluğu, dental implant çevresinde doğal dişe göre fazla gözlenmiştir.
4. Oblik ve vertikal kuvvetler sonucunda peri-implant kortikal kemikte oluşan stres yoğunluğu, en fazla PEEK materyalinin kullanıldığı modelde gözlenmiştir.
5. Peri-implant kortikal kemikte oluşan stres lokalizasyonu, vertikal kuvvetlerde PEEK materyalinin kullanıldığı modelde peri-implant kortikal kemiğin distal bölgesinde; Cr-Co ve Zr modellerinde ise peri-implant kortikal kemiğin mezial, distal, lingual ve bukkal bölgelerinde gözlenmiştir.
6. Peri-implant kortikal bölgede oluşan stres yoğunluğu oblik kuvvetlerde her üç materyal için de peri-implant bölgenin lingualinde konum olarak birbirlerine benzer bölgelerde gözlenmiştir.
7. Vertikal ve oblik kuvvetlerde doğal diş, protetik restorasyon ve bağlantı vidasında oluşan stres yoğunluğu protetik materyal olarak PEEK kullanılan modelde en fazla gözlenmiştir.
8. Vertikal ve oblik kuvvetlerde abutmentta oluşan stres yoğunluğu PEEK materyalinin kullanıldığı modelde en az gözlenmiştir.
9. Farklı protetik materyallerle üretilmiş doğal diş-dental implant destekli sabit protezlerdeki stres dağılımının incelendiği çalışmaların kısıtlı olması

nedeniyle, in vitro incelemelerin yapıldığı, daha uzun takip süresine sahip prospektif yapıda daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.



7. KAYNAKLAR

1. Misch CE. Clinical biomechanics in implant dentistry. In: Misch CE, editor. Contemporary Implant Dentistry. 2nd ed. St Louis: Elsevier Mosby; 1999. p. 303–16.
2. Rangert B, Gunne J, Glantz P, Svensson A. Vertical load distribution on a three-unit prosthesis supported by a natural tooth and a single Brånemark implant. An in vivo study. Clin Oral Implants Res. 1995;6(1):40–6.
3. Glišić M, Stamenković D, Grbović A, Todorović A, Marković A, Trifković B. Analysis of load distribution in tooth-implant supported fixed partial dentures by the use of resilient abutment. Srp Arh Celok Lek. 2016;144(3–4):188–95.
4. Fenton A, Jamshaid A, Davis D. Osseointegrated fixture mobility. In: Journal of Dental Research Amer Assoc Dental Research. 1987;(66):114–114.
5. Parfitt GJ. Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction. J Dent Res. 1960;39(3):608–12.
6. Bidez MW, Lemons JE, Isenberg BP. Displacements of precious and nonprecious dental bridges utilizing endosseous implants as distal abutments. J Biomed Mater Res. 1986;20(6):785–97.
7. Kayacan R, Ballarini R, Mullen RL. Theoretical study of the effects of tooth and implant mobility differences on occlusal force transmission in tooth/implant-supported partial prostheses. J Prosthet Dent. 1997;78(4):391–9.
8. Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years: II. Combined tooth–implant-supported FPDs. Clin Oral Implants Res. 2004;15(6):643–53.
9. Lin C, Wang J, Chang W. Biomechanical interactions in tooth–implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. Clin Oral Implants Res. 2008;19(1):107–17.

10. Ericsson I, Lekholm U, Brånemark P, Lindhe J, Glantz P, Nyman S. A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J Clin Periodontol*. 1986;13(4):307–12.
11. Lindh T, Dahlgren S, Gunnarsson K, Josefsson T, Nilson H, Wilhelmsson P, et al. Tooth-implant supported fixed prostheses: a retrospective multicenter study. *International J Prosthodont*. 2001;14(4).
12. Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical aspects of a Brånemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(2):177–86.
13. Naert IE, Duyck JAJ, Hosny MMF, Quirynen M, van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients: Part II: An up to 15-years radiographic evaluation. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(3):245–51.
14. Gunne J, Åstrand P, Lindh T, Borg K, Olsson M. Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report. *International J Prosthodont*. 1999;12(3):216–21.
15. Olsson M, Gunne J, Åstrand P, Borg K. Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant. A five-year prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 1995;6(2):114–21.
16. Uysal H, Avci M, Bilir ÖG, Kural O. Efficacy of the intramobile connector in implant tooth-supported fixed prostheses: an experimental stress analysis. *International J Prosthodont*. 1996;9(4):355–61.
17. Monteith BD. Minimizing biomechanical overload in implant prostheses: a computerized aid to design. *J Prosthet Dent*. 1993;69(5):495–502.
18. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983;49(6):843–8.
19. Chand YB, Mahendra J, Jigeesh N, Mahendra L, Shivasubramanian L, Perika SB. Comparison of stress distribution and deformation of four prosthetic materials in

- full-mouth rehabilitation with implants: A three-dimensional finite element study. *J Contemp Dent Pract*. 2020;21:1210–7.
20. Gracis SE, Nicholls JJ, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *International J Prosthodont*. 1991;4(3):282-292.
 21. Yu WQ, Li XQ, Chen SY, Ma XN, Xu X. Three-dimensional finite element analysis of different framework materials in implant-supported fixed mandibular prosthesis. *Chinese J of Stomatolog*. 2021;56(2):190–5.
 22. Lee KS, Shin SW, Lee SP, Kim JE, Kim JH, Lee JY, et al. Comparative evaluation of a four-implant-supported polyetherketoneketone framework prosthesis: a three-dimensional finite element analysis based on cone beam computed tomography and computer-aided design. *International J Prosthodont*. 2017;30(6):581-586.
 23. Dent J. The glossary of prosthodontic terms. 2008;94(1):10–83.
 24. Becker MJ. Etruscan gold appliances: origins and functions as indicated by an example from orvieto, italy, in the danish national museum. *Dental Anthropology Journal*. 1994;8(3):2–8.
 25. Norton MR. The history of dental implants. *US Dentistry*. 2006;7:24–7.
 26. Misch CE, Misch CM. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1992;68(5):809–12.
 27. Ring ME. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 2. *Compend Contin Educ Dent*. 1995;16(11):1132, 1134, 1136.
 28. Bra-nemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, Rosen HM. Tissue-integrated prostheses. osseointegration in clinical dentistry. *Plast Reconst Surg*1986:11–4.
 29. Schnitman PA, Shulman LB. Schnitman, P. A. Dental implant: Benefit and risk. In An NIH-Harvard consensus development conference 1980;1531(81):1-351
 30. Zarb GA, Smith DC, Levant HC, Graham BS, Staatsexamen WZ. The effects of cemented and uncemented endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1979;42(2):202–10.

31. Zarb, George A. Introduction to osseointegration in clinical dentistry. *J Prosthet Dent*, 1983;49(6):1-84, 824-837.
32. Misch CE. Contemporary implant dentistry. *Implant Dent*. 1999;8(1):90.
33. Harris BW. A new technique for the subperiosteal implant. *J Am Dent Assoc*. 1990;121(3):422-4.
34. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*. 1981;52(2):155-70.
35. Dimitroulis G, Gupta B, Wilson I, Hart C. The atrophic edentulous alveolus. A preliminary study on a new generation of subperiosteal implants. *Oral Maxillofac Surg*. 2022;26(1):1-10
36. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986;1(1):1-25.
37. Verhoeven JW, Cune MS, van Kampen FMC, Koole R. The use of the transmandibular implant system in extreme atrophy of the mandible; a retrospective study of the results in two different hospital situations. *J Oral Rehabil*. 2001;28(6):497-506.
38. Paton G, Fuss J, Goss AN. The transmandibular implant: A 5-and 15-year single-center study. *J. Oral Maxillofac. Surg.*. 2002;60(8):851-7.
39. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJA, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit. Rev. Oral Biol. Med.* 2004;15(4):240-8.
40. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL. Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2014;40(2):50-57.
41. Spiekermann H. Color atlas of dental medicine. *Implantology*. 1995;305-16.

42. Spiekermann H, Donath K, Hassell T, Jovanovic S, Richter Implantology: color atlas of dental medicine. Thieme Medical Publishers, Inc, New York. 1995;114(3):261–4.
43. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4(4):73-79.
44. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating Parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*. 1998;24(2):80–8.
45. Linkow LI. The blade vent—a new dimension in oral implantology. *Dent Concepts*. 1968;11(2):3–12.
46. Dal Carlo L, Pasqualini ME, Carinci F, Corradini M, Vannini F, Nardone M, et al. A brief history and guidelines of blade implant technique: A retrospective study on 522 implants *Ann. Maxillofac. Surg*. 2013;1(1):3.
47. Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford Jr J, et al. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *J Biomed Mater Res*. 1995;29(3):389–401.
48. Bagno A, di Bello C. Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. *J Mater Sci Mater Med*. 2004;15(9):935–49.
49. Szmukler-Moncler S, Testori T, Bernard JP. Etched implants: a comparative surface analysis of four implant systems. *J Biomed Mater Res B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2004;69(1):46–57.
50. Massaro C, Rotolo P, de Riccardis F, Milella E, Napoli A, Wieland M, et al. Comparative investigation of the surface properties of commercial titanium dental implants. Part I: chemical composition. *J Mater Sci Mater Med*. 2002;13(6):535–48.

51. Yamazoe J, Nakagawa M, Matono Y, Takeuchi A, Ishikawa K. The development of Ti alloys for dental implant with high corrosion resistance and mechanical strength. *Dent Mater J*. 2007;26(2):260–7.
52. Takeshita F, Suetsugu T, Higuchi Y, Oishi M. Histologic study of failed hollow implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(2):245-257.
53. Misch CE. An Implant Is Not A Tooth. In: Misch CE, editor. *Dental Implant Prosthetics*. 2nd ed. St Louis: Elsevier Mosby; 2015. p. 46–65.
54. Schnitman PA, Shulman LB. Recommendations of the consensus development conference on dental implants. Department of Health, Education, and Welfare, Public Health Service; 1979.
55. Cranin NA. The requirements and clinical performance of dental implants. *Bio Dent Mat*. 1982;
56. McKinney R v, Koth DC, Steflik DE. Clinical standards for dental implants. *Clinical Dentistry* Harperstown, PA: Harper & Row. 1984;27–41.
57. Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM, Misch CM, Marinbach M, Dabrowsky T, et al. Consensus conference panel report: Crown-height space guidelines for implant dentistry - Part 1. *Implant Dent*. 2005;14(4):312–21.
58. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, et al. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant Dent*. 2008;17(1):5–15.
59. Mühlemann HR, Savdir S, Rateitschak KH. Tooth mobility—its causes and significance. *J Periodontol*. 1965;36(2):148–53.
60. Misch CE. An implant is not a tooth: a comparison of periodontal indices. *Dental Implant Prosthetics-E-Book*. 2014;46:13–8.
61. Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang NP. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(3):326–34.

62. Levin LG, Law AS, Holland GR, Abbott P v, Roda RS. Identify and define all diagnostic terms for pulpal health and disease states. *J Endod.* 2009;35(12):1645–57.
63. Wolf HF, Rateitschak-Pluss EM. *Color Atlas of Dental Medicine: Periodontology: Periodontology.* Thieme; 2011.
64. Linkevicius T. *Zero bone loss concepts.* Quintessence Publishing Company, Incorporated; 2019.
65. Misch CE. Generic root form components terminology. *Contemporary implant dentistry.* 2014;26–38.
66. Berglundh T, Lindhe J, Jonsson K, Ericsson I. The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues in the dog. *J Clin Periodontol.* 1994;21(3):189–93.
67. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10(6):387–416.
68. White SC, Pharoah MJ. *Oral Radiology: Principles and Interpretation,* 6Eds. St Louis: Mosby Co. 2014;530–60.
69. Wennström JL. Lack of association between width of attached gingiva and development of soft tissue recession: A 5-year longitudinal study. *J Clin Periodontol.* 1987;14(3):181–4.
70. Lang NP, Loe H. The relationship between the width of keratinized gingiva and gingival health. *J Periodontol.* 1972;43(10):623–7.
71. Stetler KJ, Bissada NF. Significance of the width of keratinized gingiva on the periodontal status of teeth with submarginal restorations. *J Periodontol.* 1987;58(10):696–700.
72. Valderhaugw J, Birkeland JM. Periodontal conditions in patients 5 years following insertion of fixed prostheses: Pocket depth and loss of attachment. *J Oral Rehabil.* 1976;3(3):237–43.

73. Kennedy JE, Bird WC, Palcanis KG, Dorfman HS. A longitudinal evaluation of varying widths of attached gingiva. *J Clin Periodontol.* 1985;12(8):667–75.
74. Gobbato L, Avila-Ortiz G, Sohrabi K, Wang CW, Karimbux N. The effect of keratinized mucosa width on peri-implant health: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(6).
75. Lin G, Chan H, Wang H. The significance of keratinized mucosa on implant health: a systematic review. *J Periodontol.* 2013;84(12):1755–67.
76. Krygier G, Glick PL, Versman KJ, Dahlin CJ, Cochran DL. To minimize complications, is it essential that implant abutments be surrounded by keratinized tissue? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(1):127.
77. Mehta P, Lim LP. The width of the attached gingiva—Much ado about nothing? *J Dent.* 2010;38(7):517–25.
78. Listgarten MA, Lang NP, Schroeder HE, Schroeder A. Periodontal tissues and their counterparts around endosseous implants. *Clin Oral Implants Res.* 1991;2(1):1–19.
79. Warrer K, Buser D, Lang NP, Karring T. Plaque-induced peri-implantitis in the presence or absence of keratinized mucosa. An experimental study in monkeys. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(3):131–138.
80. Bauman GR, Rapley JW, Hallmon WW, Mills M. The peri-implant sulcus. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(3):243–262.
81. Oh T, Yoon J, Misch CE, Wang H. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol.* 2002;73(3):322–33.
82. Davis D. Clinical manual of implant dentistry. *Br Dent J.* 2004;196(2):118–129.
83. Kürkçüoğlu D, Köroğlu D, Özkır D. Dental implantlarda başarı kriterleri ve başarı değerlendirme yöntemleri. *Atatürk univ. diş hekim. fak. derg.* 2010;2010(3):221–9.
84. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1989;62(5):567–72.

85. Albrektsson T. Determinants of correct clinical reporting. *Int J Prosthodont.* 1998;11:517–21.
86. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(3):25-41.
87. Carranza FA, Newman M, Takei HH, Klokkevold PR. Carranza's clinical periodontology. Saunders Elsevier-2006-1286. 2002;
88. Soydan. N. Genel Histoloji. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları 1992. 72–80 p.
89. Jee WS. Integrated bone tissue physiology: anatomy and physiology. *Bone mechanics handbook.* 2001;2. ed.1–68.
90. F Dacke, C. G., Arkle, S., Cook, D. J., Wormstone, I. M., Jones, S., Zaidi, M., & Bascal, Z. A. Medullary bone and avian calcium regulation. *Journal of Experimental Biology,* 1993;184(1):63-88..
91. Lekholm U. Patient selection and preparation. *Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc. 1985;199–209.
92. Misch CE. Bone character: second vital implant criterion. *Dent today.* 1988;7(5):39–40.
93. Solomons YF. The outcome of implant overdentures from a prosthodontic perspective: proposal for a classification protocol. *Int J Prosthodont.* 2001;14(1):27-41.
94. Hobo S. Osseointegration and occlusal rehabilitation. Quintessence Publishing (IL); 1989.
95. Branemark PI. Tissue-integrated prostheses. Quintessence. 1985;99–115.
96. Albrektsson T, Chrcanovic B, Jacobsson M, Wennerberg A. Osseointegration of implants: a biological and clinical overview. *JSM Dent Surg.* 2017;2(3):212-235.

97. Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson Å. Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969;3(2):81–100.
98. Zarb GA, Symington JM. Osseointegrated dental implants: preliminary report on a replication study. *J Prosthet Dent*. 1983;50(2):271–6.
99. Becker CM, Kaiser DA, Jones JD, University of Colorado Health Science Center D. Guidelines for splinting implants. *J Prosthet Dent*. 2000;84(2):210–4.
100. Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. Canada. Mosby, Inc; 2008.
101. Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hämmerle CHF, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(1):26–34.
102. Misch C. Preimplant Prosthodontics: Overall Evaluation, Specific Criteria, and Pretreatment Prostheses. In: *Contemporary Implant Dentistry*. St Louis; 1993. p. 391–393.
103. Naveau A, Pierrisnard L. Mechanical effects of implant-tooth rigid connection by a fixed partial denture: a 3d finite element analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2009;17(3):98–104.
104. Pratheep K V, Abraham A, Annapoorni H, Vigneshwaran S. Comparative evaluation of stresses in tooth implant connected fixed partial denture by varying the implant design and position: a 3D finite element study. *Indian J Dent Res*. 2013;24(4):439–45.
105. Lin C, Chang S, Wang J. Finite element analysis of biomechanical interactions of a tooth-implant splinting system for various bone qualities. *Chang Gung Med J*. 2006;29(2):143–53.
106. Misch CE. Natural Teeth Adjacent to an Implant Site: Joining Implants to Teeth. In: Misch CE, editor. *Dental Implant Prosthetics*. 2nd ed. St Louis: Elsevier Mosby; 2005. p. 403–19.

107. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium*. 1994;15(11):1330–2.
108. Lin CL, Chang SH, Wang JC, Chang WJ. Mechanical interactions of an implant/tooth-supported system under different periodontal supports and number of splinted teeth with rigid and non-rigid connections. *J Dent*. 2006;34(9):682–91.
109. Burak Özcelik T, Ersoy E, Yilmaz B. Biomechanical evaluation of tooth-and implant-supported fixed dental prostheses with various nonrigid connector positions: a finite element analysis. *J Prosthodont: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2011;20(1):16–28.
110. Nishimura RD, Ochiai KT, Caputo AA, Jeong CM. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *J Prosthet Dent*. 1999;81(6):696–703.
111. Schlumberger TL, Bowley JF, Maze GI. Intrusion phenomenon in combination tooth-implant restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 1998;80(2):199–203.
112. Kay HB. Free-Standing Verses Implant-Tooth--Interconnected Restorations: Understanding the Prosthodontic Perspective. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1993;13(1):46-70.
113. Caswell CW, Clark Jr AE. Dental Implant Prosthodontics. *Implant Dent*. 1992;1(1):94.
114. Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent*. 1989;61(5):602–9.
115. Kirsch A, Ackermann KL. The IMZ osteointegrated implant system. *Dent Clin North Am*. 1989;33(4):733–91.
116. Kirsch A. The two-phase implantation method using IMZ (Intramobile Cylinder Implants). *J Oral Implantol*. 1983;11(2):197–210.
117. Babbush CA, Kirsch A, Mentag PJ, Hill B. Intramobile Cylinder (IMZ) Two-Stage Osteointegrated Implant System With the Intramobile Element (IME): Part I. Its

- Rationale and Procedure for Use. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1987;2(4):203–216.
118. Chapman RJ, Kirsch A. Variations in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(4):369–374.
 119. Gunne J, Jemt T, Lindén B. Implant treatment in partially edentulous patients: a report on prostheses after 3 years. *Int J Prosthodont*. 1994;7(2):143–148.
 120. Lindh T, Gunne J, Tillberg A, Molin M. A meta-analysis of implants in partial edentulism. *Clin Oral Implants Res*. 1998;9(2):80–90.
 121. Van Rossen IP, Braak LH, De Putter C, De Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent*. 1990;64(2):198–205.
 122. Lill W, Matejka M, Rambousek K, Watzek G. The ability of currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to imitate natural tooth mobility. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988;3(4):281–286.
 123. Laney WR, Tolman DE. Tissue Integration in Oral, Orthopedic, and Maxillofacial Reconstruction: Proceedings of the Second International Congress on Tissue Integration in Oral, Orthopedic, and Maxillofacial Reconstruction, Mayo Medical Center, Rochester, Minnesota, September 23. Vol. 2. Quintessence Publishing (IL); 1992.
 124. Meijer GJ, Starmans FJM, De Putter C, Van Blitterswijk CA. The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants. *J Oral Rehabil*. 1995;22(2):105–111.
 125. Powers JM, Sakaguchi RL. *Craig's restorative dental materials*. 2006;
 126. Kuzucu V, Ceylan M, Celik H, Aksoy I. Microstructure and phase analyses of Stellite 6 plus 6 wt.% Mo alloy. *J Mater Process Technol*. 1997;69(1–3):257–263.
 127. McLean JW, Hubbard JR, Kedge MI. The science and art of dental ceramics: The nature of dental ceramics and their clinical use. Vol. 1. Quintessence Publishing (IL); 1979. p. 233
 128. Park JB, Kim YK. Metallic biomaterials. In: *Biomaterials*. CRC press; 2007. p. 50.

129. McCracken M. Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. *J Prosthodont.* 1999;8(1):40–43.
130. Jaffee RI, Promisel NE. The science, technology and application of titanium: proceedings of an international conference organized by the institute of metals, the metallurgical society of aime, and the american society for metals in association with the japan institute of metals. Elsevier; 2013. p. 633
131. Ohkubo C, Hanatani S, Hosoi T. Present status of titanium removable dentures—a review of the literature. *J Oral Rehabil.* 2008;35(9):706–714.
132. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res.* 1989;23(1):45–61.
133. Drago C, Howell K. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *J Prosthodont: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry.* 2012;21(5):413–24.
134. Cho Y, Raigrodski AJ. The rehabilitation of an edentulous mandible with a CAD/CAM zirconia framework and heat-pressed lithium disilicate ceramic crowns: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2014;111(6):443–7.
135. Pozzi A, Tallarico M, Barlattani A. Monolithic lithium disilicate full-contour crowns bonded on CAD/CAM zirconia complete-arch implant bridges with 3 to 5 years of follow-up. *J Oral Implantol.* 2015;41(4):450–8.
136. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology *J. Biomed. Mater. Res. - B Appl.* 2009;88(2):519–29.
137. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur. J. Esthet. Dent.* 2009;4(2):130–51.

138. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain M V. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent. Mater. J.* 2004;20(5):449–56.
139. Eschbach L. Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury.* 2000;31(4):22–7.
140. Tekin S, Cangül S, Adıgüzel Ö, Değer Y. Areas for use of PEEK material in dentistry. *Int Dent Res.* 2018;8(2):84–92.
141. Kalaycı E, Avinç O, Yavaş A. Polieter eter keton (peek) lifleri. *Fen Bilimleri Dergisi (CFD).* 2017;38(2):168–86.
142. Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z., Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res.* 2016;60(1):12–9.
143. Staniland PA, Wilde CJ, Bottino FA, Di Pasquale G, Pollicino A, Recca A. Synthesis, characterization and study of the thermal properties of new polyarylene ethers. *Polymer (Guildf).* 1992;33(9):1976–81.
144. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1999;81(2):135–41.
145. Mark HF, Kroschwitz JI. *Encyclopedia of polymer science and engineering.* 1985:313–320 p.
146. Wenz LM, Merritt K, Brown SA, Moet A, Steffee AD. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J Biomed Mater Res.* 1990;24(2):207–15.
147. Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening J V, Von Foerster G. Polyetheretherketone—cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials.* 2002;23(8):1749–59.
148. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials.* 2007;28(32):4845–69.

149. Feerick EM, Kennedy J, Mullett H, FitzPatrick D, McGarry P. Investigation of metallic and carbon fibre PEEK fracture fixation devices for three-part proximal humeral fractures. *Med Eng Phys.* 2013;35(6):712–22.
150. Kwarteng KB, Stark C. Carbon fiber reinforced PEEK (APC-2/AS-4) composites for orthopaedic implants. *SAMPE quarterly.* 1990;22(1):10–4.
151. Siewert B, Parra M. A new group of material in dentistry. *Z Zahnärztl Implantol.* 2013;29(1):148–59.
152. Zoidis P, Papathanasiou I. Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *J Prosthet Dent.* 2016;116(5):637–41.
153. Lee W, Koak J, Lim Y, Kim S, Kwon H, Kim M. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2012;100(4):1044–52.
154. Ma R, Tang T. Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *Int J Mol Sci.* 2014;15(4):5426–45.
155. Zoidis P, Bakiri E, Papathanasiou I, Zappi A. Modified PEEK as an alternative crown framework material for weak abutment teeth: a case report. *Gen Dent.* 2017;65(5):37–40.
156. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barberà M, Cabratosa-Termes J. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2014;112(3):680–2.
157. Sproesser O, Schmidlin PR, Uhrenbacher J, Eichberger M, Roos M, Stawarczyk B. Work of adhesion between resin composite cements and PEEK as a function of etching duration with sulfuric acid and its correlation with bond strength values. *Int J Adhes Adhes.* 2014;54(3):184–90.
158. Zoidis P, Bakiri E, Polyzois G. Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: A short-term clinical report. *J Prosthet Dent.* 2017;117(3):335–9.

159. Cekic-Nagas I, Egilmez F, Ergun G, Vallittu PK, Lassila LVJ. Load-bearing capacity of novel resin-based fixed dental prosthesis materials. *Dent Mater J*. 2017;37(1):49–58.
160. Williams D. Polyetheretherketone for long-term implantable devices. *Med Device Technol*. 2008;1(8):10–1.
161. Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(11):1297–301.
162. Tekin S, Değer Y, Demirci F. Evaluation of the use of PEEK material in implant-supported fixed restorations by finite element analysis. *Niger J Clin Pract*. 2019;22(9):1252–8.
163. Sinha N, Gupta N, Reddy KM, Shastry YM. Versatility of PEEK as a fixed partial denture framework. *J. Indian Prosthodont. Soc.*. 2017;17(1):80–3.
164. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, et al. Polyetheretherketone, a suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2013;101(7):1209–16.
165. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res*. 2016;60(1):12–9.
166. AL-Rabab'ah M, Hamadneh W, Alsalem I, Khraisat A, Abu Karaky A. Use of high performance polymers as dental implant abutments and frameworks: a case series report. *J Prosthodont*. 2019;28(4):365–72.
167. Macdonald ML, Samuel RE, Shah NJ, Padera RF, Beben YM, Hammond PT. Tissue integration of growth factor-eluting layer-by-layer polyelectrolyte multilayer coated implants. *Biomaterials*. 2011;32(5):1446–53.
168. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2003;90(4):325–31.

169. Williams D. New horizons for thermoplastic polymers. *Med Device Technol.* 2001;12(4):8–9.
170. Kistler F, Adler S, Kistler S. PEEK-Hochleistungskunststoffe im implantat-prothetischen workflow. *Implantologie* 2013;7(1)17–42.
171. Karunagaran S, Paprocki GJ, Wicks R, Markose S. A review of implant abutments--abutment classification to aid prosthetic selection. *J Tenn Dent Assoc.* 2013;93(2):18–23.
172. Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig.* 2016;20(9):2493–500.
173. Cowin SC. *Bone mechanics handbook* Florida. 1991; p. 562-583
174. Şahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *J Dent.* 2002;30(6):271–82.
175. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(1):97–102.
176. Wolff J. Das gesetz der transformation der knochen. *Dtsch. Med. Wochenschr.* 1893;19(47):1222–4.
177. Frost HM. Bone “mass” and the “mechanostat”: a proposal. *Anat Rec.* 1987;219(1):1–9.
178. Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 2. Redefining Wolff’s law: the remodeling problem. *Anat Rec.* 1990;226(4):414–22.
179. Fuchs RK, Warden SJ, Turner CH. Bone anatomy, physiology and adaptation to mechanical loading. In: *Bone repair biomaterials*. Elsevier; 2009. p. 25–68.
180. Frost HM. *The laws of bone structure*. Springfield Il. Editor: Charles C Thomas. 1964; p. 1-167

181. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod.* 2004;74(1):3–15.
182. del Valle V, Faulkner G, Wolfaardt J. Craniofacial Osseointegrated Implant-Induced Strain Distribution: A Numerical Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(2):200–10.
183. Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(3):351–9.
184. Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials.* 12th ed. St Louis, Missouri: Mosby Co; 2002 p. 540-553.
185. Craig RG, Powers JM. *Restorative Dental Materials.* 10th ed. St Louis, Missouri: Mosby Co; 1996 p. 113-147.
186. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil.* 2004;31(1):18–22.
187. Misch CE. *Clinical Biomechanics in Implant Dentistry.* In: *Dental Implant Prosthetics.* 2nd ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.; 2014. p. 95–106.
188. Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *International J Prosthodont.* 2002;15(1):20–7.
189. P Palacci IE. Soft and Hard Tissue Management. In: *Esthetic Implant Dentistry.* 1st ed. Illinois: Quintessence Publishing Co., Inc.; 2000 p.143-195.
190. Misch CE. Force Factors Related to Patient Conditions (A Determinant for Implant Number and Size). In: *Dental Implant Prosthetics.* St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby; 2014. p. 206–36.
191. Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in clinical dentistry.* Quintessence Publishing (IL); 1987. P. 56-67
192. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi.* 2010;11(1):18–23.

193. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi Ankara Üniversitesi Basımevi. Ankara. 1993; p. 1-515.
194. Researches O, Supervision T. Glossary of Prosthodontics terms. J Prosthet Dent. 2005;94(1):10–92.
195. Sakaguchi RL, Powers JM. craig’s restorative dental materials. 13th ed. Elsevier Health Sciences; 2012. p. 34–35
196. Anusavice K. Phillips’ science of dental materials. 12th ed. St Louis: WB Saunders. 2003 p. 41–43.
197. Shigley J, Mischke C. Mechanical engineering design. 5th ed. Singapore: McGraw-Hill Book Co. Inc.; 1989. p. 121-130.
198. McCabe, J.F. Diş hekimliği maddeler bilgisi. 7th ed. İstanbul 1999 p. 4–24, 71–9, 80–9.
199. Jm P, RL S. Craig’s restorative dental materials. Mechanical Properties Philadelphia, United States: Mosby Inc. 2006 p. 51–96.
200. Daskalaki A. Dental Computing and Applications: Advanced Techniques for Clinical Dentistry: Advanced Techniques for Clinical Dentistry. IGI Global; 2009 p.241-274.
201. Boresi AP, Schmidt RJ, Sidebottom OM. Advanced mechanics of materials. Vol. 6. Wiley New York; 1985 p.41-73.
202. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. J Oral Implantol. 2000;26(2):77–81.
203. Marghitu DB. Mechanical engineer’s handbook. Elsevier; 2001 p. 142-154.
204. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2006;9(4):257–70.

205. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *International J Prosthodont*. 2002;15(2):42-56.
206. Ulusoy M, AK A. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara. 2003;16(2):33-52.
207. Lyons KM, Beumer III J, Caputo AA. Abutment load transfer by removable partial denture obturator frameworks in different acquired maxillary defects. *J Prosthet Dent*. 2005;94(3):281–8.
208. Chun H, Park D, Han C, Heo S, Heo M, Koak J. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral Rehabil*. 2005;32(3):193–205.
209. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585–98.
210. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res*. 1976;55(5):772–7.
211. Moaveni S. Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e. Pearson Education India; 2011 p.113-172.
212. Pesqueira A, Goiato MC, Filho H, Monteiro D, Santos D dos, Haddad M,. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*. 2014;40(2):217–28.
213. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KBC, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil*. 2004;31(3):233–9.
214. Shigley JE. Shigley's Mechanical Engineering Design. 11th ed. Tata McGraw-Hill Education; Part Four Special Topics 2011 p. 214-256.
215. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite element method—an effective research tool for dentistry. *J Clin Pediatr Dent*. 2010;34(3):281–5.

216. Lin D, Li Q, Ichim I, Swain M. Evaluation of dental implant induced bone remodelling by using a 2D finite element model. 5 th Australasian Congress on Applied Mechanics, ACAM 2007:301-306
217. Poiate IAVP, Vasconcellos AB, Mori M, Poiate Jr E. 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography. *Comput Methods Programs Biomed.* 2011;104(2):292–9.
218. Bijjargi S, Chowdhary R. Stress dissipation in the bone through various crown materials of dental implant restoration: a 2-D finite element analysis. *J Investig Clin Dent.* 2013;4(3):172–7.
219. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res.* 1983;62(2):82–6.
220. İnan Ö, Sevimay M, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G. Comparison of finite element and photoelastic stress analysis methods. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* 2009;15(2):93–101.
221. Gümrükçü Z, Sevda K. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. *Atatürk Univ. Diş Hekim. Fak. Derg.* 2019;29(3):534–41.
222. Reddy MS, Sundram R, Abdemagyd H. Application of finite element model in implant dentistry: a systematic review. *J Pharm Bioallied Sci.* 2019;11(2):85-97.
223. de Oliveira JC, Sordi B, da Cruz C, Zanetti RV, Betiol G, Vieira R. Number of dental abutments influencing the biomechanical behavior of tooth–implant-supported fixed partial dentures: A finite element analysis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2020;14(4):228-241.
224. Misch CE. Bone character: second vital implant criterion. *Dent today.* 1988;7(5):39–40.
225. Wheeler RC. An atlas of tooth form. Saunders; 1969.
226. Wang C, Huang F, Lin L. biomechanical responses of endodontically treated tooth implant–supported Prosthesis. *J Endod.* 2010;36(10):1688–92.

227. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth–implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(3):334–41.
228. Lin CL, Wang JC, Kuo YC. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. *J Biomech.* 2006;39(3):453–63.
229. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.* 2005;93(3):227–34.
230. Kim J, Dhital S, Zhivago P, Kaizer MR, Zhang Y. Viscoelastic finite element analysis of residual stresses in porcelain-veneered zirconia dental crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018;82(3):202–9.
231. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Lackmann J, Spintig T, Müller WD. The Application of PEEK in Dental Implant Suprastructures: A finite element analysis. In: 2nd International PEEK Meeting, Washington, DC. 2015. p. 23–4.
232. Qian L, Todo M, Morita Y, Matsushita Y, Koyano K. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. *Dental Materials.* 2009;25(10):1285–92.
233. Martins JA, Kövesdy I. Overview in the application of FEM in mining and the study of case: Stress analysis in pulleys of stacker-reclaimers: FEM vs. analytical. Chapter. Finite Element Analysis. Croatia, InTech 2012 p. 277–96.
234. Basa S, Varol A, Turker N. Alternative bone expansion technique for immediate placement of implants in the edentulous posterior mandibular ridge: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(4): 32-43.
235. Rojas-Vizcaya F. Full zirconia fixed detachable implant-retained restorations manufactured from monolithic zirconia: clinical report after two years in service. *J Prosthodont.* 2011;20(7):570–6.

236. Abou-Ayash S, Strasding M, Rücker G, Att W. Impact of prosthetic material on mid-and long-term outcome of dental implants supporting single crowns and fixed partial dentures: A systematic review and meta-analysis. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10(1):47–65.
237. Țâncu AMC, Pantea M, Butucescu M, Farcașiu AT. Prosthetic materials used for implant-supported restorations and their biochemical oral interactions: A narrative review. *Materials*. 2022;15(3):1016-29.
238. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, et al. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(3):511–7.
239. Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Med Eng Phys*. 2009;31(7):806–15.
240. Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, et al. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *J Prosthet Dent*. 2011;105(1):5–13.
241. Correa S, Ivancik J, Isaza JF, Naranjo M. Evaluation of the structural behavior of three and four implant-supported fixed prosthetic restorations by finite element analysis. *J Prosthodont Res*. 2012;56(2):110–9.
242. Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent*. 2013;109(1):9–21.
243. Carneiro BA, de Brito Jr RB, França FMG. Finite element analysis of provisional structures of implant-supported complete prostheses. *J Oral Implantol*. 2014;40(2):161–8.
244. Hussein MO, Rabie ME. Three-dimensional nonlinear contact finite element analysis of mandibular All-on-4 design. *J Oral Implantol*. 2015;41(2):12–8.

245. Sannino G. All-on-4 concept: a 3-dimensional finite element analysis. *J Oral Implantol.* 2015;41(2):163–71.
246. Alves Gomes É, Adelino Ricardo Barão V, Passos Rocha E, Oliveira de Almeida É, Gonçalves Assunção W. Effect of metal-ceramic or all-ceramic superstructure materials on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: Three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(6):1202–9.
247. Bonfante EA, Suzuki M, Lorenzoni FC, Sena LA, Hirata R, Bonfante G, et al. Probability of survival of implant-supported metal ceramic and CAD/CAM resin nanoceramic crowns. *Dental Materials.* 2015;31(8):168–77.
248. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2015;114(4):587–93.
249. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Mater. Sci. Eng.* 2016;69(7):715–25.
250. Tribst M, de Moraes C, Alonso A, Dal Piva M de O, Borges LS. Comparative three-dimensional finite element analysis of implant-supported fixed complete arch mandibular prostheses in two materials. *J. Indian Prosthodont. Soc.* 2017;17(3):255–89.
251. Bavbek AB, Doğan A, Çehreli MC. Biomechanics of implant-tooth supported prostheses: effects of mesiodistal implant angulation and mode of prosthesis connection. *J. Appl. Biomec.* 2011;9(2):118–26.
252. Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. *J Prosthet Dent.* 2005;93(4):324–30.
253. Eraslan O, İnan Ö, Eskitaşçıoğlu G. The effect of artificial tooth materials on stress distribution in complete dentures. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* 2009;15(2):81–6.

254. Barão R, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assunção WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible—a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J Biomech.* 2013;46(7):1312–20.
255. Chang L, Chen CS, Hsu L. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(2):295–304.
256. Ismail H, Pahountis N, Fleming JF. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implantol.* 1987;4(2):25–31.
257. Meijer A, Starmans M, Bosman F, Steen A. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil.* 1993;20(2):147–57.
258. Koriath P, Romilly DP, Hannam G. Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Am J Phys Anthropol.* 1992;88(1):69–96.
259. Koriath P, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit. Rev. Oral Biol. Med.* 1997;8(1):90–104.
260. Farah W, Craig G, Meroueh A. Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehabil.* 1988;15(6):615–24.
261. Clelland L, Ismail H, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(4):391–8.
262. Ko CC, Kohn DH, Hollister SJ. Micromechanics of implant/tissue interfaces. *J Oral Implantol.* 1992;18(3):220–30.
263. Hart T, Hennebel V V, Thongpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC. Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *J Biomech.* 1992;25(3):261–86.

264. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil.* 1998;25(4):299–303.
265. Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K, Shindoi N. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil.* 1999;26(8):640–3.
266. Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira ER. The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil.* 1999;26(4):288–91.
267. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(6): 172-95.
268. Oruc S, Eraslan O, Tukay HA, Atay A. Stress analysis of effects of nonrigid connectors on fixed partial dentures with pier abutments. *J Prosthet Dent.* 2008;99(3):185–92.
269. Şimşek B, Erkmén E, Yılmaz D, Eser A. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Med Eng Phys.* 2006;28(3):199–213.
270. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):15–46.
271. Almeida O, Rocha EP, Júnior F, Anchieta R, Poveda R, Gupta N, et al. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(5):332–42.
272. Silva C, Mendonça A, Lopes R, Landre Jr J. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(3):239–46.

273. Mühlemann HR. Periodontometry, a method for measuring tooth mobility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 1951;4(10):1220–33.
274. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent*. 2008;36(7):463–71.
275. Middleton J, Jones M, Wilson A. The role of the periodontal ligament in bone modeling: the initial development of a time-dependent finite element model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;109(2):155–62.
276. Toms R, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003;123(6):657–65.
277. Arturo N, Pavan PN, Scarpa C. Numerical analysis of tooth mobility: Formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. *Dent Mater J*. 2004;20(7):623–9.
278. Provatidis CG. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Med Eng Phys*. 2000;22(5):359–70.
279. Kitagawa T, Tanimoto Y, Nemoto K, Aida M. Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. *Dent Mater J*. 2005;24(2):219–24.
280. Misch CE. Bone density: a key determinant for treatment planning. *Contemporary Implant Dentistry* 3rd ed. St Louis: Mosby. 2007;130–46.
281. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*, 3rd ed. Mosby, St. Louis Missouri. 2005;32–41.
282. Keyak H, Meagher M, Skinner B, Mote Jr CD. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *J Biomed Eng*. 1990;12(5):389–97.
283. Coward TJ, Scott J, Watson M, Richards R. A comparison between computerized tomography, magnetic resonance imaging, and laser scanning for capturing 3-dimensional data from an object of standard form. *International J Prosthodont*. 2005;18(5):405–13.

284. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*. 2004;92(6):523–30.
285. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*. 2004;91(2):144–50.
286. Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent*. 2004;92(5):434–40.
287. Himmlova L, Káčovský A, Konvičková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2004;91(1):20–5.
288. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2007;97(6):35–43.
289. Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res*. 2010;54(4):179–84.
290. Chapman RJ. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. *Quintessence Int*. 1989;20(7):473–80.
291. Buser D, Mericske-stern R, Pierre Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(3):161–72.
292. Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(4):752–9.
293. Jensen T. Report Of The Sinus Consensus Conference of 1996. *Int J Oral Maxillofac Implants, Quintessence Dental Implantology*. 1999;6(2):330–52.

294. Bakke M. Bite force and occlusion. In: *Seminars in orthodontics*. Elsevier; 2006. p. 120–6.
295. Rismanchian M, Bajoghli F, Mostajeran Z, Fazel A, Eshkevari P. Effect of implants on maximum bite force in edentulous patients. *J Oral Implantol*. 2009;35(4):196–200.
296. de Abreu M, Pereira D, Furtado F, Prado GPR, Mestriner Jr W, Ferreira LM. Masticatory efficiency and bite force in individuals with normal occlusion. *Arch Oral Biol*. 2014;59(10):1065–74.
297. Takaki P, Vieira M, Bommarito S. Maximum bite force analysis in different age groups. *Int Arch Otorhinolaryngol*. 2014;18(4):272–6.
298. Koc D, Dogan A, Bek B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent*. 2010;4(02):223–32.
299. Ladd C, Kinney JH. Numerical errors and uncertainties in finite-element modeling of trabecular bone. *J Biomech*. 1998;31(10):941–5.
300. Demenko V, Linetskiy I, Nesvit K, Shevchenko A. Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. *J Dent Res*. 2011;90(10):1211–5.
301. Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S, Şeker E, Gül EB. Evaluation of “All-on-Four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(4):501–10.
302. Okeson JP. Criteria for Optimum Functional Occlusion. In: *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*. 8th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier; 2020. p. 74–87.
303. McNamara Jr JA, Seligman A, Okeson JP. Occlusion, Orthodontic treatment, and temporomandibular disorders: a review. *J Orofac Pain*. 1995;9(1):35-52.
304. Özçelik TB, Ersoy AE. An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. *J Prosthodont*. 2007;16(2):107–16.

305. Nickenig HJ, Spiekermann H, Wichmann M, Andreas SK, Eitner S. Survival and complication rates of combined tooth-implant—supported fixed and removable partial dentures. *International J Prosthodont*. 2008;21(2):152-81.
306. von Stein-Lausnitz M, Nickenig HJ, Wolfart S, Neumann K, von Stein-Lausnitz A, Spies BC, et al. Survival rates and complication behaviour of tooth implant—supported, fixed dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2019;88(6):103-167.
307. Akça K, Çehreli MC. Two-year prospective follow-up of implant/tooth-supported versus freestanding implant-supported fixed partial dentures. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2008;28(6):65-88.
308. Shenoy V, Rodrigue SJ, Prashanti E, Saldanha R. Tooth implant supported Prosthesis: A Literature review. *J. Interdiscip. Dent. Sc*. 2013;3(3):143-62.
309. Hamed T, Mously HA. Investigating economic and clinical implications of tooth implant supported prosthesis among patients and practitioners. *Int. J. Pharm. Res. Allied Sci*. 2019;8(4):116–21.
310. la Monaca G, Pranno N, Annibali S, Massimo C, Polimeni A, Patini R, et al. Survival and complication rates of tooth-implant versus freestanding implant supporting fixed partial prosthesis: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont Res*. 2021;65(1):1–10.
311. van Oosterwyck H, Duyck J, vander Sloten J, van der Perre G, de Coomans M, Lieven S, et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res*. 1998;9(6):407–18.
312. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, Dekeyser C, Callens A. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge: An up to 6-years retrospective study. *J Clin Periodontol*. 1992;19(2):118–26.
313. Ormianer Z, Brosh T, Laufer BZ, Shifman A. Strains recorded in a combined tooth-implant restoration: an in vivo study. *J Implant Dent*. 2005;14(1):58–62.

314. Misch C. Preimplant Prosthodontics: Overall Evaluation, Specific Criteria, and Pretreatment Prostheses. In: Misch C, editor. Contemporary Implant Dentistry. St.Louis: Mosby; 1993. p. 391–3.
315. Kaleli N, Ural Ç. Biomechanical behaviors of implant-supported zirconia restorations cemented to novel screw-retained abutment systems: A three-dimensional finite element analysis study. Türkiye Klinikleri Dishekimligi Bilimleri Dergisi. 2020;26(2):219–30.
316. Woo I, Le BT. Maxillary sinus floor elevation: review of anatomy and two techniques. J Implant Dent. 2004;13(1):28–32.
317. Verri FR, de Souza Batista E, Santiago Jr JF, de Faria Almeida A, Pellizzer EP. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. Mat. Sci. Eng. 2014;45(4):234–40.
318. Rubin CT, McLeod KJ. Biologic modulation of mechanical influences in bone remodeling. Biomechanics Of Diarthrodial Joints. 1st ed. Springer 1990 p. 97–118.
319. Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. Angle Orthod. 1994;64(3):175–88.
320. Frost HM. A determinant of bone architecture. The minimum effective strain. Clin Orthop Relat Res. 1983;(175):286–92.
321. Lerebours C, Buenzli PR. Towards a cell-based mechanostat theory of bone: the need to account for osteocyte desensitisation and osteocyte replacement. J Biomech. 2016;49(13):2600–6.
322. Tyrovolas JB, Odont XX. The “mechanostat theory” of frost and the OPG/Rankl/RANK system. J Cell Biochem. 2015;116(12):2724–9.
323. Mahnama A, Tafazzoli-Shadpour M, Geramipana F, Dehghan MM. Verification of the mechanostat theory in mandible remodeling after tooth extraction: Animal study and numerical modeling. J Mech Behav Biomed Mater. 2013;20(7):354–62.

324. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone–dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res*. 1998;43(2):192–203.
325. Aydın C, Özen J, Yılmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(1):43-52.
326. Türker N. All-on-four tekniğine göre farklı oklüzal şemalarla tasarlanmış tedavi seçeneklerinde implant ve destek dokulara iletilen kuvvetlerin sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmesi. Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2018, Doktora Tezi.
327. Kim SK, Lee JB, Koak JY, Heo SJ, Lee KR, Cho LR, et al. An abutment screw loosening study of a Diamond like carbon-coated CP titanium implant. *J Oral Rehabil*. 2005;32(5):346–50.
328. Ichikawa T, Kanitani H, Wigianto R, Kawamoto N, Matsumoto N. Influence of bone quality on the stress distribution. An in vitro experiment. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(1):18–22.
329. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, dos Santos MBF. 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. *J Oral Sci*. 2013;55(3):239–44.
330. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent*. 1992;1(4):289–94.
331. Wang TM, Leu LJ, Wang JS, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(2):34-46.
332. Ferreira MB, Barão VA, Faverani LP, Hipolito AC, Assuncao WG. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Mat Sci Eng* 2014;35(3):92–9.

333. Favot LM, Berry-Kromer V, Haboussi M, Thiebaud F, Zineb T ben. Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behaviour of a rehabilitated edentulous mandible. *J Dent*. 2014;42(3):287–97.
334. Meriç G, Erkmen E, Kurt A, Tunç Y, Eser A. Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *J Dent Sci*. 2011;6(1):25–32.
335. Akça K, Uysal S, Çehreli MC. Implant–tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17(3):331–6.
336. Koosha S, Mirhashemi FS. An Investigation of Three types of tooth implant supported fixed prosthesis designs with 3d finite Element Analysis. *J Dent*. 2013;10(1):51–63.
337. Demir B. Doğal diş implant destekli sabit protezlerde vidalı ve farklı simantasyon tasarımlarının kemik üzerinde oluşturdıkları streslerin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2006, Doktora Tezi.
338. Özçelik B. Doğal diş - implant destekli sabit protez tasarımlarının iki farklı stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, 2002.
339. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *International J Prosthodont*. 1997;10(1):72-88.
340. Assunção G, Gomes A, Barão R, Delben JA, Tabata F, de Sousa C. Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: a finite element analysis. *J. Craniofac. Surg*. 2010;21(3):689–95.
341. Karakurt M. Farklı üst yapı materyalleri ile hazırlanan implant üstü sabit köprü protezlerinin implant, abutment, vida ve kemik üzerindeki stres dağılımının sonlu

elemanlar analiz yöntemiyle incelenmesi. Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2018, Uzmanlık Tezi.

342. Cantó-Navés O, Medina-Galvez R, Marimon X, Ferrer M, Figueras-Álvarez Ó, Cabratosa-Termes J. A 3D finite element analysis model of single implant-supported prosthesis under dynamic impact loading for evaluation of stress in the crown, abutment and cortical bone using different rehabilitation materials. *Materials*. 2021;14(13):3519-32.
343. Tekin S. Titanyum abutment ve metal destekli restorasyonlara alternatif PEEK materyallerinin kullanımı sonrası peri-implant kemikte, implantta, krona, abutmentta ve vidada oluşan streslerin sonlu elemanlar stres analizi ile karşılaştırılması. Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2017, Uzmanlık Tezi

