



**İMPLANTLARIN FARKLI AÇILARLA YERLEŞTİRİLMESİYLE,
UZUNLUKLARININ ARTTIRILMASININ; KEMİK, İMPLANT VE
ÜST YAPIDA OLUŞACAK STRESLER ÜZERİNE ETKİSİNİN
SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİYLE
İNCELENMESİ**

Dt. Emel YÜREKLİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Serhat Emre ÖZKIR

2017 - Afyonkarahisar

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İMLANTLARIN FARKLI AÇILARLA YERLEŞTİRİLMESİYLE,
UZUNLUKLARININ ARTTIRILMASININ; KEMİK, İMLANT VE ÜST
YAPIDA OLUŞACAK STRESLER ÜZERİNE ETKİSİNİN SONLU
ELEMANTLAR STRES ANALİZİ
YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

Dt. Emel YÜREKLİ

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Serhat Emre ÖZKIR

2017- AFYONKARAHİSAR

KABUL ve ONAY

Afyon Kocatepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi programı

çerçevesinde yürütülmüş bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 20.04.2017

Prof. Dr. Bora BAĞIŞ
Katip Çelebi Üniversitesi
Jüri Başkanı

Yrd. Doç. Dr. Serhat Emre ÖZKIR
Afyon Kocatepe Üniversitesi

Üye

Yrd. Doç. Dr. Server ÜNAL
Afyon Kocatepe Üniversitesi

Üye

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Dt. Emel YÜREKLİ'nin "İmplantların Farklı Açılarla Yerleştirilmesiyle, Uzunluklarının Arttırılmasının; Kemik, İmplant ve Üst Yapıda Oluşacak Stresler Üzerine Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle İncelenmesi" başlıklı tezi 20.04.2017 günü saat 13.30'da değerlendirilerek kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Remziye SIVACI
Fakülte Dekan V.

ÖNSÖZ

Tez çalışmam sırasında ve uzmanlık eğitimim boyunca gerek mesleki gerekse hayat tecrübelerini, bilgisini, desteğini ve sabrını benden esirgemeyen; aynı zamanda geleneksel hoca öğrenci ilişkisinin ötesinde duygularımı ve düşüncelerimi rahatlıkla paylaşabildiğim, kullandığı her kelimenin hayatıma kattığı önemini asla unutmayacağım, çok değerli hocam, Yrd. Doç. Dr. Serhat Emre ÖZKIR' a,

Tezimin ve uzmanlık eğitiminin tüm aşamalarında desteğini yanımda hissettiğim, her konuda bilgi ve deneyimlerini benimle içtenlikle paylaşan sevgili hocam Yrd. Doç. Dr. Server MUTLUAY ÜNAL' a,

Her gün klinikte beraber çalıştığım, bu dönemde benim tüm huysuzluklarıma göz yumarak bana destek olan değerli asistan arkadaşım ve çalışma arkadaşlarıma,

Analiz çalışmalarında fazlasıyla yardımını gördüğüm Ay Tasarım Ltd.Şti. müdürü sayın Ayberk YAĞIZ'a,

Üniversite hayatımdan bu yana her durumda yanımda olduğunu hissettiğim, bu sürecin en büyük destekçilerinden biri olan değerli meslektaşım ve dostum Tuğba SERT' e,

Son olarak da hayatımın her döneminde olduğu gibi bu zorlu süreçte de beni destekleyip, daima yanımda oldukları için, başta ablam Elif YÜREKLİ olmak üzere, varlıklarıyla bana güç veren her şeyden çok sevdiğim canım aileme,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.



Çok değerli aileme ithaf ediyorum.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
Kabul ve Onay	ii
Önsöz	iii
İçindekiler	v
Simgeler ve Kısaltmalar	x
Şekiller	xii
Tablolar	xxv
1. GİRİŞ	
1.1. İmplant.....	3
1.2. İmplant Endikasyonları	3
1.3. İmplant Kontrendikasyonları.....	4
1.4. İmplant Sınıflaması	5
1.4.1. Subperiostal İmplantlar	5
1.4.2. Transmandibular İmplantlar	6
1.4.3. Endosteal(Kemikiçi) İmplantlar	7
1.5. İmplant.....	9
1.5.1. İmplant Gövdesi	9
1.5.2. Abutment	10
1.5.3. Abutment Vidası.....	11
1.6. İmplant Destekli Protetik Restorasyonların Sınıflaması	11
1.7. İmplant Destekli Protezlerde Planlama	13
1.7.1 Tek Diş Eksiklikleri.....	13
1.7.2. Çoklu Diş Eksiklikleri	13
1.7.3. Tam Ark Dişsizlikler	14
1.7.4. Eğimli Yerleştirme ve “All on Four” Tedavi Sistemi	14
1.8. İmplant Destekli Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Üst Yapı Materyalleri	17
1.8.1. Seramik Restorasyonlar	19
1.8.2. Akrilik Rezin Restorasyonlar	22

1.8.3.	Metal Restorasyonlar	22
1.8.4.	Alternatif Restorasyon Materyalleri	23
1.9.	Kemik Dokusu	25
1.9.1.	Kemik Yapısı	25
1.9.2.	Kemik Sınıflandırılması	26
1.9.3.	Osseoentegrasyon	28
1.10.	Dental İmplantolojide Başarıyı Etkileyen Faktörler	29
1.11.	Biyomekanik	30
1.12.	Biyomekanik Kavramlar	30
1.12.1.	Kuvvet	30
1.12.2.	Stres (Gerilme)	31
1.12.3.	Gerinim (Strain)	32
1.12.4.	Elastisite (Young's) Modülü	33
1.12.5.	Poisson Oranı	33
1.12.6.	İzotropi ve Anizotropi	33
1.13.	Oral İmplantolojide Biomekanik	34
1.13.1.	Yükleme Şiddeti ve Tipi	34
1.13.2.	İmplant Geometrisi	37
1.13.3.	İmplant Materyali ve Yüzey Özellikleri	41
1.13.4.	İmplant Kemik Arayüzeyi	42
1.13.5.	Çevreleyen Kemiğin Yoğunluğu	42
1.13.6.	Protez Materyali ve Tipi	43
1.14.	İmplantların Biomekaniğinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler	43
1.14.1.	Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	44
1.14.2.	Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi	45
1.14.3.	Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analizi Yöntemi	45
1.14.4.	Sonlu Eleman Analizi Çalışma Prensibi	46

2. MATERYAL VE METOD

2.1.	Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Modellerin Hazırlanması	54
------	--	----

2.1.1.	Kortikal ve Spongioz Kemik Modellenmesi	54
2.1.2.	İmplant ve Abutment Modellenmesi	55
2.1.3.	Protetik Üstyapıların Modellenmesi	55
2.2.	Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	56
2.3.	Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması	58
2.4.	Sistemin Birleştirilmesi	59
2.5.	Sonlu Elemanlar Analizi Programında Modellere Uygulanan Yükler ve Sınır Koşulları.....	59
2.6.	Sonlu Elemanlar Analiz Programında Analiz Sonuçlarının Alınması	60

3. BULGULAR

3.1.	Cr- Co Üstyapı Materyali Kullanılarak Hazırlanan Modellerde Kortikal Kemiğin Minimum ve Maksimum Asal Stres Değerlerinin ve İmplant ve Üstyapının von Mises Gerilme Değerlerinin İncelenmesi	61
3.1.1.	İmplantların 0° ile Hazırlandığı Model	61
3.1.2.	İmplantların 6° ile Hazırlandığı Model	64
3.1.3.	İmplantların 12° ile Hazırlandığı Model	67
3.1.4.	İmplantların 18° ile Hazırlandığı Model	70
3.1.5.	İmplantların 24° ile Hazırlandığı Model	73
3.1.6.	İmplantların 30° ile Hazırlandığı Model	76
3.1.7.	İmplantların 37° ile Hazırlandığı Model	79
3.1.8.	İmplantların 10 mm Olduğu 37° Açılı ile Hazırlanan Model	82
3.2.	Zirkonyum Üstyapı Materyali Kullanılarak Hazırlanan Modellerde Kortikal Kemiğin Minimum ve Maksimum Asal Stres Değerlerinin ve İmplant ve Üstyapının von Mises Gerilme Değerlerinin İncelenmesi.....	85
3.2.1.	İmplantların 0° ile Hazırlandığı Model	85
3.2.2.	İmplantların 6° ile Hazırlandığı Model	88
3.2.3.	İmplantların 12° ile Hazırlandığı Model	91
3.2.4.	İmplantların 18° ile Hazırlandığı Model	94
3.2.5.	İmplantların 24° ile Hazırlandığı Model	97

3.2.6.	İmplantların 30° ile Hazırlandığı Model	100
3.2.7.	İmplantların 37° ile Hazırlandığı Model	103
3.2.8.	İmplantların 10 mm Olduğu 37° Açılı ile Hazırlanan Model	106
3.3.	Ti Üstyapı Materyali Kullanılarak Hazırlanan Modellerde Kortikal Kemik Minimum ve Maksimum Asal Stres Değerlerinin ve İmplant ve Üstyapının von Mises Gerilme Değerlerinin İncelenmesi.....	109
3.3.1.	İmplantların 0° ile Hazırlandığı Model	109
3.3.2.	İmplantların 6° ile Hazırlandığı Model	112
3.3.3.	İmplantların 12° ile Hazırlandığı Model	115
3.3.4.	İmplantların 18° ile Hazırlandığı Model	118
3.3.5.	İmplantların 24° ile Hazırlandığı Model	121
3.3.6.	İmplantların 30° ile Hazırlandığı Model	124
3.3.7.	İmplantların 37° ile Hazırlandığı Model	127
3.3.8.	İmplantların 10 mm Olduğu 37° Açılı ile Hazırlanan Model	130
3.4.	PEEK Üstyapı Materyali Kullanılarak Hazırlanan Modellerde Kortikal Kemik Minimum ve Maksimum Asal Stres Değerlerinin ve İmplant ve Üstyapının von Mises Gerilme Değerlerinin İncelenmesi	133
3.4.1.	İmplantların 0° ile Hazırlandığı Model	133
3.4.2.	İmplantların 6° ile Hazırlandığı Model	136
3.4.3.	İmplantların 12° ile Hazırlandığı Model	139
3.4.4.	İmplantların 18° ile Hazırlandığı Model	142
3.4.5.	İmplantların 24° ile Hazırlandığı Model	145
3.4.6.	İmplantların 30° ile Hazırlandığı Model	148
3.4.7.	İmplantların 37° ile Hazırlandığı Model	151
3.4.8.	İmplantların 10 mm Olduğu 37° Açılı ile Hazırlanan Model	154
3.5.	Cr-Co Üstyapı Kullanılan Modellerde Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilmelerin Karşılaştırılması	157
3.6.	Cr-Co Üstyapı Kullanılan Modellerde İmplantta Meydana Gelen von Mises Streslerinin Karşılaştırılması.....	158
3.7.	Zirkonya Üstyapı Kullanılan Modellerde Kemikte Oluşan	

	Maksimum Ve Minimum Asal Gerilmelerin Karşılaştırılması	159
3.8.	Zirkonyum Üstyapı Kullanılan Modellerde İmplantta Meydana Gelen von Mises Streslerinin Karşılaştırılması	160
3.9.	PEEK Üstyapı Kullanılan Modellerde Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilmelerin Karşılaştırılması	161
3.10.	PEEK Üstyapı Kullanılan Modellerde İmplantta Meydana Gelen von Mises Streslerinin Karşılaştırılması	162
3.11.	Titanyum Üstyapı Kullanılan Modellerde Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilmelerin Karşılaştırılması	163
3.12.	Titanyum Üstyapı Kullanılan Modellerde İmplantta Meydana Gelen von Mises Streslerinin Karşılaştırılması	164
3.13.	Üst Yapı Materyallerinde Oluşan von Mises Streslerinin Karşılaştırılması	165
	4. TARTIŞMA	166
	5. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	183
	ÖZET.....	185
	SUMMARY	186
	KAYNAKLAR	187
	ÖZGEÇMİŞ.....	210

SİMGELER ve KISALTMALAR

%	Yüzde
°	Derece
Ag	Gümüş
Al	Alüminyum
Au	Altın
CAD	Bilgisayar destekli tasarım (Computer Aided Design)
CAM	Bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Manufacture)
Co	Kobalt
CpTi	Saf Titanyum
Cr	Krom
CT	Bilgisayarlı Tomografi
Cu	Bakır
E	Elastisite modülü
EQV	Equivalent Von Mises Stress
F	Kuvvet
GPa	Gigapaskal
HA	Hidroksi Apatit
HIV	Human Immunodeficiency Virus
kg/cm ²	kilogram/santimetrekaire
L	Cismin İlk Uzunluğu
m ²	Metrekare
mm	Milimetre
mm ²	Milimetrekare
MPa	Megapaskal
MR	Manyetik Rezonans
N	Newton
PEEK	Polietereterketon
SESA	Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Ti	Titanyum
Ti6Al4V	Titanyum-Alüminyum-Vanadyum Alaşımı
TPS	Titanyum Plazma Sprey
Zr	Zirkonyum
ΔL	Boyutsal Değişim
ϵ	Gerinim (strain)
μm	Mikrometre
σ	Asal (principle) Gerilme
σ_1	Maksimum Asal Gerilme (Maximum Principal Stress)
σ_2	Ara Asal Gerilme (Intermediate Principal Stress)
σ_3	Minimum Asal Gerilme (Minimum Principal Stress)
τ	Makaslama Tipi Stres (shear stress)

ŞEKİLLER

	Sayfa
Şekil 1.1. Subperiosteal implant	6
Şekil 1.2. Transmandibular implant.....	6
Şekil 1.3. Blade tipi implant	7
Şekil 1.4. Vent tipi implant	8
Şekil 1.5. Vida tipi implant	8
Şekil 1.6. İmplant sistemi; implant gövdesi, abutment, abutment vidası ve restorasyon.....	9
Şekil 1.7. Abutment çeşitleri.....	10
Şekil 1.8. Lekholm ve Zarb'ın kemik şekline göre kemik sınıflaması	26
Şekil 1.9. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesine göre kemik sınıflaması	27
Şekil 1.10. Çizgisel elemanlar (1-D Line Elements)	47
Şekil 1.11. 2 boyutlu katı elemanlar (2-D Solid Elements)	48
Şekil 1.12. 3 boyutlu katı elemanlar (3-D Solid Elements)	48
Şekil 1.13. Sonlu elemanlar modelinde kullanılan eleman ve düğüm noktalarının şematik görüntüsü.....	49
Şekil 2.1. Mandibulada 43-45-47 numaralı dişler bölgesine yerleştirilen implantlar ve üzerine uygulanan restorasyon modeli	52
Şekil 2.2. Kortikal ve spongiöz kemiğin modellenmesi	55
Şekil 2.3. İmplant ve abutmentin modellenmesi.....	55
Şekil 2.4. İmplant üstü protezlerin modellenmesi	56
Şekil 2.5. Modellenen protezlerin sanal ortamda implantların üzerine yerleştirilmesi	56
Şekil 2.6. Yükleme noktaları	59
Şekil 3.1.1. İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	61
Şekil 3.1.2. İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	62

Şekil 3.1.3.	İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri.....	62
Şekil 3.1.4.	İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	63
Şekil 3.1.5.	İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	63
Şekil 3.1.6.	İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	64
Şekil 3.1.7.	İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	65
Şekil 3.1.8.	İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	65
Şekil 3.1.9.	İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	66
Şekil 3.1.10.	İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	66
Şekil 3.1.11.	İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	67
Şekil 3.1.12.	İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	68
Şekil 3.1.13.	İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri.....	68
Şekil 3.1.14.	İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	69
Şekil 3.1.15.	İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	69
Şekil 3.1.16.	İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	70

Şekil 3.1.17.	İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	71
Şekil 3.1.18.	İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	71
Şekil 3.1.19.	İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	72
Şekil 3.1.20.	İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	72
Şekil 3.1.21.	İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	73
Şekil 3.1.22.	İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	74
Şekil 3.1.23.	İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	74
Şekil 3.1.24.	İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	75
Şekil 3.1.25.	İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	75
Şekil 3.1.26.	İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	76
Şekil 3.1.27.	İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	77
Şekil 3.1.28.	İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	77
Şekil 3.1.29.	İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	78
Şekil 3.1.30.	İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	78
Şekil 3.1.31.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında	

	kemikte oluşan gerilme stresleri	79
Şekil 3.1.32.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	80
Şekil 3.1.33.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	80
Şekil 3.1.34.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	81
Şekil 3.1.35.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	81
Şekil 3.1.36.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	82
Şekil 3.1.37.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	83
Şekil 3.1.38.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	83
Şekil 3.1.39.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	84
Şekil 3.1.40.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	84
Şekil 3.2.1.	İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	85
Şekil 3.2.2.	İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	86
Şekil 3.2.3.	İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri.....	86
Şekil 3.2.4.	İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	87

Şekil 3.2.5.	İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	87
Şekil 3.2.6.	İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	88
Şekil 3.2.7.	İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	89
Şekil 3.2.8.	İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	89
Şekil 3.2.9.	İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	90
Şekil 3.2.10.	İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	90
Şekil 3.2.11.	İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	91
Şekil 3.2.12.	İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	92
Şekil 3.2.13.	İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri.....	92
Şekil 3.2.14.	İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	93
Şekil 3.2.15.	İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	93
Şekil 3.2.16.	İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	94
Şekil 3.2.17.	İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	95
Şekil 3.2.18.	İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	95
Şekil 3.2.19.	İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında	

	implantlarda görülen von Mises stresleri.....	96
Şekil 3.2.20.	İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	96
Şekil 3.2.21.	İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	97
Şekil 3.2.22.	İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	98
Şekil 3.2.23.	İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	98
Şekil 3.2.24.	İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	99
Şekil 3.2.25.	İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	99
Şekil 3.2.26.	İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	100
Şekil 3.2.27.	İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	101
Şekil 3.2.28.	İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	101
Şekil 3.2.29.	İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	102
Şekil 3.2.30.	İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	102
Şekil 3.2.31.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	103
Şekil 3.2.32.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	104
Şekil 3.2.33.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	104

Şekil 3.2.34.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	105
Şekil 3.2.35.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	105
Şekil 3.2.36.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	106
Şekil 3.2.37.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	107
Şekil 3.2.38.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	107
Şekil 3.2.39.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	108
Şekil 3.2.40.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	108
Şekil 3.3.1.	İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	109
Şekil 3.3.2.	İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	110
Şekil 3.3.3.	İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri.....	110
Şekil 3.3.4.	İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	111
Şekil 3.3.5.	İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	111
Şekil 3.3.6.	İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	112
Şekil 3.3.7.	İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	113

Şekil 3.3.8.	İmplantların 6° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	113
Şekil 3.3.9.	İmplantların 6° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	114
Şekil 3.3.10.	İmplantların 6° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	114
Şekil 3.3.11.	İmplantların 12° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	115
Şekil 3.3.12.	İmplantların 12° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	116
Şekil 3.3.13.	İmplantların 12° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri.....	116
Şekil 3.3.14.	İmplantların 12° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	117
Şekil 3.3.15.	İmplantların 12° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	117
Şekil 3.3.16.	İmplantların 18° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	118
Şekil 3.3.17.	İmplantların 18° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	119
Şekil 3.3.18.	İmplantların 18° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	119
Şekil 3.3.19.	İmplantların 18° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	120
Şekil 3.3.20.	İmplantların 18° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	120
Şekil 3.3.21.	İmplantların 24° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	121
Şekil 3.3.22.	İmplantların 24° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında	

	kemikte oluşan sıkışma stresleri	122
Şekil 3.3.23.	İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	122
Şekil 3.3.24.	İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	123
Şekil 3.3.25.	İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	123
Şekil 3.3.26.	İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	124
Şekil 3.3.27.	İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	125
Şekil 3.3.28.	İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	125
Şekil 3.3.29.	İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	126
Şekil 3.3.30.	İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	126
Şekil 3.3.31.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	127
Şekil 3.3.32.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	128
Şekil 3.3.33.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	128
Şekil 3.3.34.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	129
Şekil 3.3.35.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	129
Şekil 3.3.36.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	130

Şekil 3.3.37.	İmplantların 37° açılı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	131
Şekil 3.3.38.	İmplantların 37° açılı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	131
Şekil 3.3.39.	İmplantların 37° açılı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	132
Şekil 3.3.40.	İmplantların 37° açılı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	132
Şekil 3.4.1.	İmplantların 0° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	133
Şekil 3.4.2.	İmplantların 0° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	134
Şekil 3.4.3.	İmplantların 0° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri.....	134
Şekil 3.4.4.	İmplantların 0° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	135
Şekil 3.4.5.	İmplantların 0° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	135
Şekil 3.4.6.	İmplantların 6° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	136
Şekil 3.4.7.	İmplantların 6° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	137
Şekil 3.4.8.	İmplantların 6° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	137
Şekil 3.4.9.	İmplantların 6° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	138
Şekil 3.4.10.	İmplantların 6° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında	

	restorasyonda oluşan von Mises stresleri	138
Şekil 3.4.11.	İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	139
Şekil 3.4.12.	İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	140
Şekil 3.4.13.	İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri.....	140
Şekil 3.4.14.	İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	141
Şekil 3.4.15.	İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	141
Şekil 3.4.16.	İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	142
Şekil 3.4.17.	İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	143
Şekil 3.4.18.	İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	143
Şekil 3.4.19.	İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	144
Şekil 3.4.20.	İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	144
Şekil 3.4.21.	İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	145
Şekil 3.4.22.	İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	146
Şekil 3.4.23.	İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	146
Şekil 3.4.24.	İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	147

Şekil 3.4.25.	İmplantların 24° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	147
Şekil 3.4.26.	İmplantların 30° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	148
Şekil 3.4.27.	İmplantların 30° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	149
Şekil 3.4.28.	İmplantların 30° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	149
Şekil 3.4.29.	İmplantların 30° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	150
Şekil 3.4.30.	İmplantların 30° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	150
Şekil 3.4.31.	İmplantların 37° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	151
Şekil 3.4.32.	İmplantların 37° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	152
Şekil 3.4.33.	İmplantların 37° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	152
Şekil 3.4.34.	İmplantların 37° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	153
Şekil 3.4.35.	İmplantların 37° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	153
Şekil 3.4.36.	İmplantların 37° açılı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri	154
Şekil 3.4.37.	İmplantların 37° açılı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri	155
Şekil 3.4.38.	İmplantların 37° açılı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri	155
Şekil 3.4.39.	İmplantların 37° açılı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu	

	modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri.....	156
Şekil 3.4.40.	İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri	156



TABLolar

	Sayfa
Tablo 1.1. Kemik Yoğunluğunun İzlendiği Bölgelere Göre Sınıflaması	28
Tablo 2.1. Çalışmada Kullanılan Modellerdeki Eleman ve Düğüm Sayıları	57
Tablo 2.2. Çalışmada Kullanılan Materyallerin Elastik Modülü ve Poisson Oranları	58



1.GİRİŞ

Protetik diş tedavisi, zaman içinde çeşitli etiyojik faktörler sonucunda kaybedilen diş ve/veya çevre dokuları yerine koymayı amaçlayan bir bilim dalıdır. Kısmi dişsiz hastalara, sabit protetik restorasyonlar ile, uzun dişsiz boşluklar ve/veya serbest sonlu vakalara hareketli bölümlü protezler ile, tam dişsiz hastalara ise; total protezler ile kaybetmiş oldukları fonksiyon, fonasyon, estetik ve ağız sağlığı yeniden kazandırılır. Fakat hastanın diş ve doku kaybı ne kadar fazla ise; tedavide başarıya ulaşmak da o oranda zorlaşır (Acar ve İnan, 2001).

Brenemark ve ark. osseointegrasyon kavramını tanımlamasından sonra, dental implantların cerrahi olarak yerleştirilmesi, diş hekimliği pratiğinde büyük gelişmelere yol açmış ve diş eksikliklerinin tedavisinde dental implantların kullanılması sıklıkla başvurulan bir yöntem olmuştur (Wood ve Vermilyea, 2004). Günümüzde; sabit protez tedavisindeki başarısızlıklar, hareketli protezlerdeki performans sorunları, tam dişsizlik sonucu oluşan anatomik değişiklikler, ortalama yaşam süresinin artması ve yaşa bağlı diş kayıplarındaki artışla beraber, implant destekli protezlerle elde edilen uzun süreli başarılı sonuçlar, implant destekli protezlerin avantajları gibi nedenlerden dolayı, implant tedavisine duyulan ihtiyaç büyük bir oranda artmıştır (Misch, 2005; Chapter 1). Böylece, implant destekli protezler, diğer tedavilere alternatif olarak ortaya konmuştur.

Son yıllarda implant diş hekimliği hızla gelişmiş, kısmi ve tam dişsiz hastaların rehabilitasyonunda önemli bir yer edinmiştir. İmplant tedavisinde; başarının elde edilmesi ve sürdürülmesi için en uygun biyomekanik koşullar sağlanmalıdır. İmplant çevresinde periodontal ligament bulunmadığından, implantlar üzerine gelen kuvvetler doğrudan çene kemiğine iletilmektedir (Şahin ve ark., 2002; Pesqueira ve ark., 2012). Bu sebeple, yükün doğrultusu, miktarı, protetik materyal, protez tasarımı, implant materyali, implant tasarımı, implant sayısı, kemik tipi ve özellikleri

kemikte oluşan stres dağılımlarını etkilemektedir (Magne ve ark., 1999; Şahin ve ark., 2002; Eraslan ve ark., 2009; Çiftçi ve Canay, 2001; Güngör, 2014).

İmplant destekli sabit bölümlü protezlerin mümkün olduğunca ilk seçenek olarak düşünülmesi gerekse de, kimi zaman implant için mesafenin yetersiz olduğu anatomik sınırlamalar veya osseointegrasyonda problem yaşanan durumlar, implant başarısızlıklarını da beraberinde getirir. Bu nedenle son yıllarda, kemik yüksekliğinin yetersiz olduğu bölgelerde implantların eğimli yerleştirilmesi sıklıkla kullanılmaya başlanmış ve oldukça başarılı sonuçlar elde edilmiştir.

Kortikal kemik, trabeküler kemik, implant ve üstyapıda oluşan ve in vivo çalışmalarla tespit edilmesi mümkün olmayan stres değerlerinin ve dağılımlarının 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi günümüzde sıkça tercih edilmektedir.

Bu tez çalışmasının amacı; farklı açılarla yerleştirilmiş implantlar ve farklı üst yapılar kullanılarak, çiğneme kuvvetleri altında kemikte oluşan stresleri, aynı zamanda implantların eğimli yerleştirilerek uzunluğunun artırılmasının oluşan stres dağılımına etkisini 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirmektir.

1.1. İmplant

Protez terimleri sözlüğüne göre; (2005) dental implant; sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan protetik alloplastik materyallerdir.

1809 yılında Maggiolo, altın materyaline, diş kökü şekli vermiş ve çekim soketine yerleştirmiştir. Doku iyileşmesi tamamlandıktan sonra, altın alt yapıların üzerine kron restorasyonu yaparak, kemik içi implantları tarihte uygulayan ilk kişi olmuştur (Misch, 2005).

Ulusoy ve Aydın (2003) ise, “metal veya seramik, doku tarafından kabul edilebilir bir materyalin doğrudan çene kemiği içerisine cerrahi olarak veya yine kabul edilebilir metal bir implantın, periodonsiyumunun kaldırılması sonrası doğrudan kemik üzerine yerleştirilmesi işlemini dental implantoloji, bu iş için kullanılan materyali de “dental implant” olarak tanımlamışlardır.

1.2. İmplant Endikasyonları

Günümüze kadar çeşitli araştırmacılar tarafından birçok implant endikasyonu bildirilmiştir. Bu araştırmacılara göre, tam dişsiz hastalar, hareketli bölümlü protez kullanamayan parsiyel dişsiz bireyler, dişsiz boşluğu uzun gövdeli köprü uygulamaları ile tedavi edilemeyecek hastalar ve hareketli protez kullanımını reddeden hastalar, protezi destekleyen dişsiz boşluklarda retansiyonu ileri derecede azaltacak morfolojik değişiklikler, ağız kaslarının zayıflamış koordinasyonu, düşük doku toleransı, protez stabilitesini etkileyen parafonksiyonel hareketler, total protez uygulamalarından gerçek dışı beklentileri olan hastalar, bulantı refleksi olan hastalar, psikolojik olarak hareketli proteze karşı olan hastalar, sabit bölümlü protez desteği için uygun sayıda ve lokalizasyonda doğal diş desteği olmayan hastalar ve tek diş

eksikliğinde komşu dişlerin preparasyonunun istenmediği durumlar, hareketli protezin tutuculuğunun yetersiz olması, hareketli protezin stabilitesinin olmaması, hareketli protezin kullanımında fonksiyonel rahatsızlık, mevcut dişlerin sayısının ve dağılımının yetersiz olması, sabit protezlerde kullanılacak dayanak bulunmayışı, diş agenezisi ve konservatif tedavi isteği olarak tanımlanmışlardır (Albrektsson ve ark., 1986; Zarb ve ark., 1987; Davarpanah ve ark., 2003). Bu sebeple implant kullanımının, protetik diş tedavisinin neredeyse tüm çalışma alanlarını kapsayan geniş bir endikasyon yelpazesi ortaya çıkmıştır.

1.3. İmplant Kontrendikasyonları

İmplant tedavisinin geniş endikasyon yelpazesinin yanısıra yapılmasının uygun olmadığı ya da tedbir alınması gereken durumlar da vardır. Zitzman ve arkadaşları (2009) implant kontrendikasyonlarını; medikal ve intraoral kontrendikasyonlar olarak 2'ye ayırmışlar ve kontrendikasyon sınıfına girmediği halde komplikasyon ve başarısızlığın arttığı durumları özetlemişlerdir.

Medikal Kontrendikasyonlar

- Akut enfektif hastalıklar
- Kanser kemoterapisi gören hastalar
- Sistemik bifosfonat tedavisi alanlar
- Renal osteodistrofi
- Ciddi depresyon vakaları
- Hamilelik
- Erüpsiyonu ve kranial gelişimi tamamlanmamış hastalar

İntraoral Kontrendikasyonlar

- Ağız içi yumuşak ve sert dokularda patolojik bulgular

Komplikasyon ve Başarısızlığın Arttığı Durumlar

- Agresif periodontitis hikayesi
- Ciddi sigara tüketimi
- Yetersiz oral hijyen
- Kontrol altında olmayan parafonksiyonlar
- Baş-boyun bölgesi radyasyon terapisi
- Osteoporözis
- Kontrol altında olmayan diabet
- Kontrol altında olmayan HIV
- Uzun süre immunosüpresan ve steroid kullanımı

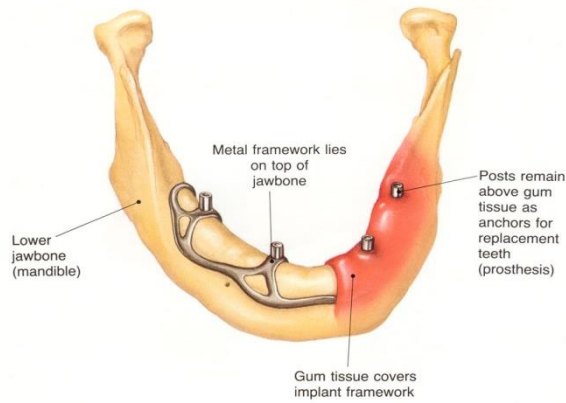
1.4. İmplant Sınıflaması

Dental implantlar kemiğe yerleştirilme pozisyonuna göre üç sınıfta toplanırlar (Misch, 1999):

1. Subperiosteal implantlar (Kemik üzeri)
2. Transosteal implantlar (Kemik boyunca uzanan)
3. Endosteal veya endosseöz implantlar (Kemik içi)

1.4.1. Subperiosteal İmplantlar

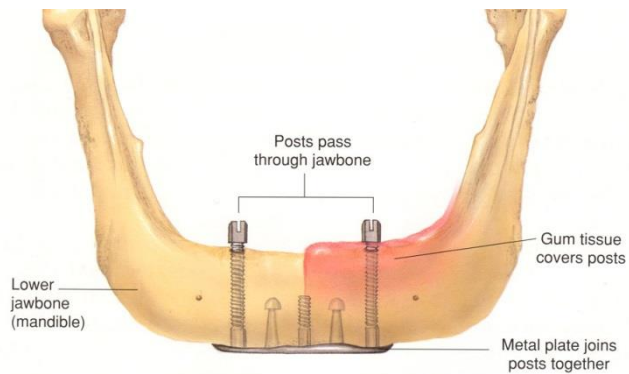
Günümüzde artık kullanılmayan subperiosteal implantlar, rezidüel alveolar kret yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen, kişiye özel olarak hazırlanan implantlardır (Şekil 1.1). Kemik içi implantların yerleştirilmesinin zor olduğu aşırı kemik rezorpsiyonlu vakalarda uygulanabilir. İmplantın özellikle döküm işleminde büyük hassasiyete ihtiyaç vardır (English, 1990; Harris, 1990).



Şekil 1.1. Subperiosteal implant

1.4.2. Transmandibular İmplantlar

Bu tip implantlar, metal bir plaka ve transosseal pinler veya postlardan oluşmuşlardır. Metal plaka, tutucu pinler veya vidalarla mandibulanın iç kenarına tutturulur (Şekil 1.2). İmplantların yerleştirilmesi için hastane ortamı ve genel anestezi gerekmektedir. İmplantların zor ve kapsamlı cerrahi tekniğe sahip olmalarından dolayı kullanımları çok yaygın değildir. Başarısızlık durumunda çıkarılması zordur ve çevre dokularda fazlaca zarar oluşmaktadır (Spiekermann ve ark., 1995).



Şekil 1.2. Transmandibular implant

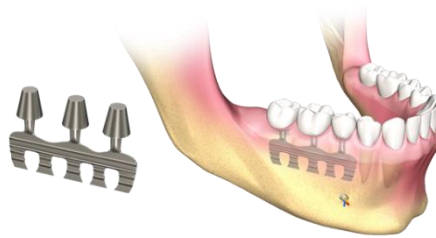
1.4.3. Endosteal (Kemikiçi) İmplantlar

Endosteal dental implantlar, alt veya üst çene alveolar kemiğin içinde yer alırlar. Kemik içinde kalan ve osseoentegre olan ana parça ile proteze destek sağlayan implant implantından oluşur. Günümüzde en yaygın kullanılan implant tipidir.

Kemik içinde kalan ana parçanın geometrik şekline göre;

- a. Blade tipi implantlar,
- b. Vent tipi implantlar,
- c. Silindirik tip implantlar,
- d. Vida tipi implantlar, olarak sınıflandırılır.

a. Blade Tipi İmplantlar: Blade tipi implantlar ilk olarak 1940'ların sonunda ortaya çıkmış ve yaklaşık olarak 30 yıl kullanılmıştır (Linkov ve Chercheve, 1970). Temel olarak tam dişsiz çenelerde tedavi amaçlı olarak kullanılmışlar, fakat deneysel ve klinik uzun dönem başarı oranları yetersiz bulunmuş, yumuşak doku problemleri ve kemikte atrofiye sebep olmuşlardır (Şekil 1.3). Bugün rutin olarak kullanılmamakta ancak aşırı rezorbe ağızlarında nadir olarak tercih edilmektedirler (Albrektsson, 1988).



Şekil 1.3. Blade tipi implant

b. Vent Tipi İmplantlar: Vent tipi implantlarda implantın yerleştirildiği bölgede daha az kemik defektine neden olmak için implantın hacmi küçültülmüştür. İmplantın gövdesinde delikler bulunur (Şekil 1.4). Kemik doku bu delikleri

doldurarak kemik implant ara yüzündeki kayma direncini artırır, ayrıca deliklerin içerisine doğru oluşan bu kemik bir çeşit şok absorbe edici olarak görev yapar (Lubar ve Katin, 1990).



Şekil 1.4. Vent tipi implant

c. Silindirik Tip İmplantlar: Bu tip implantlarda fiksasyon, titanyum plazma sprej (TPS) veya hidroksi apatit (HA) kaplama ile sağlanır. Ancak günümüzde birçok implant firması TPS ve HA kaplama yerine, Sanblasted Large Grid Acid-Etched (SLA) yüzey implantlar üretmektedir. İmplantın yüzeyinin pürüzlendirilmesi, vida tipi implantlardaki yivlere benzer bir kilitlenme sağlar. Yüzey pürüzleri, vidanın yivlerine göre çok daha küçüktür. Ancak molekül büyüklükleri sayesinde angström seviyesinde kemik ile implant arasında, bir apozisyon sağlanır. Yerleştirilen implant çapının, implant yatağından daha geniş olması ile yüzeyler arasında sürtünme oluşarak retansiyon sağlanır (Albrektsson ve ark., 1981; Siegele ve Soltesz, 1989).

d. Vida Tipi İmplantlar: Bu tip implantlarda, aksiyel gerilim ve sıkıştırma kuvvetleri ilk olarak vida yivlerinin eğimli yüzeylerindeki sıkışma ile kemiğe iletilir (Şekil 1.5). Bu yolla kemiğin tüm makaslama kuvvetlerine karşı ara yüz direncini sadece bağlantının kendisinden sağlar. Bu da streslerin ara yüz bağlantı tabakasına taşınma gerekliliğini ortadan kaldırır (Sertgöz, 2005).



Şekil 1.5. Vida Tipi İmplant

1.5. İmplant

Günümüzde kullanılan implantlar bir bütünü oluşturan parçalardan meydana gelmektedir. İmplant sistemi, implant gövdesi, abutment, bunları birleştiren vida ve üstte yer alan restorasyondan oluşan mekanik bir komplekstir (Şekil 1.6) (Misch, 2008).



Şekil 1.6. İmplant sistemi; implant gövdesi, abutment, abutment vidası ve restorasyon

1.5.1. İmplant Gövdesi

İmplantın tamamen kemik içinde kalan ve osseointegre olan ana parçasıdır. Misch implant gövdesini; boyun, gövde ve uç (apex) olarak üç kısma ayırmıştır (Misch, 2008). İmplant boynu, implantın kemik içindeki kısmının bittiği, yumuşak doku ile temasa geçtiği kısımdır.

1.5.2. Abutment

İmplant gövdesi ile restoratif üst yapı arasında bağlantıyı sağlayan, üst yapı protezine dayanak görevi gören ve “abutment” olarak adlandırılan parçadır. Abutmentlar şekillerine göre üçe ayrılır:

- Vida tutuculu abutmentlar
- Simante abutmentlar
- Ataçmanlı abutmentlar (Şekil 1.7).



Şekil 1.7. Abutment Çeşitleri

Ayrıca abutmentlar kendi içlerinde, implantın gövdesiyle dayanak arasındaki aksial duruma göre düz ve açılı olarak da sınıflandırılabilirler.

İmplant gövdesi ile abutmentın birleştiği bölge iki farklı şekilde olabilir (Misch, 2008).

Eksternal Bağlantı: Altıgen (heksagonal) ve sekizgen (octagonal) bağlantı en sık kullanılan eksternal bağlantı tiplerindedir. Ancak bu bağlantı tipinin bazı dezavantajları vardır. İmplant boyun bölgesi üzerinde yer alan altıgen yapının yüksekliği kısıtlı olduğundan, abutmentın oturup oturmadığının kontrolü mutlaka yapılmalıdır. Bu kısa bağlantı bölgesi abutment vidasının aşırı yüklenmesine neden olabilmektedir (Sykaras ve ark., 2000).

İnternal Bağlantı: İnternal heksagon ve internal octagon, internal bağlantı tiplerindedir. Bu sistemde, dayanak seçimlerinin ve restoratif işlemlerin daha kolay olması nedeniyle, günümüzde eksterna bağlantıların yerini almaktadır (Sykaras ve ark., 2000).

1.5.3. Abutment Vidası

Abutment ve implant gövdesini bağlayan vidaya “abutment vidası” denmektedir. İmplant sistemindeki en zayıf halkadır.

1.6. İmplant Destekli Protetik Restorasyonların Sınıflaması

İmplant uygulamaları, günümüzde artık rutin bir işlem olarak yapılmaktadır. İmplant firmaları, protez uygulamalarında ortaya çıkan güçlükleri gidermek amacıyla çeşitli protetik parçalar üretmektedirler. Ancak değişik adlarla benzer protezlerin yapılması, implant üstü protezlerde bir sınıflama yapılması gerekliliğini doğurmuştur (Sandallı ve ark., 2000).

Misch 1989 yılında yaptığı sınıflamayla, implant destekli protetik tedavi seçeneklerini beşe ayırmıştır. İlk üç seçenek vidalı veya simante uygulanabilen sabit protez, son iki seçenek ise hareketli protez türleridir (Misch, 2008).

FP-1: Diş kaybından sonra, yumuşak ve sert dokulardaki rezorpsiyonun minimum olduğu durumlarda uygulanan, protezin dişin sadece anatomik kuronunu restore ettiği sabit protezlerdir. Genellikle rezidüel kemiğin hacim ve pozisyonu, implantın doğal diş kökü gibi yerleştirilmesine izin verir. Böylelikle yapılan protezin hacmi ve konturu doğal diş ile oldukça benzer olabilir.

FP-2: Diş kaybından sonra kemik seviyesinin, doğal dişe kıyasla mine sement birleşiminin biraz daha apikalinde olduğu durumlarda uygulanan sabit protez türüdür.

FP-3: Bu tip protezler kron ve yumuşak dokunun bir kısmının restorasyonunda kullanılır. FP-2 protez çeşidinde de olduğu gibi kemik hacmi, rezorpsiyon nedeniyle azalmıştır.

İki çeşit FP-3 protez vardır: Akrilik ve metalden yapılan hibrit restorasyon veya metal porselen restorasyon. Restorasyon tipini belirleyen temel faktör kreterler arası mesafedir. Geleneksel metal porselen restorasyonlarda, porselen kalınlığı 2 mm olacağından, artmış arklar arası mesafe fazla miktarda metal kullanımını gerektirir. Bu durum da protezin üretimini zorlaştırır, restorasyonun ağırlık ve maliyetini arttırır. Oklüzal dikey boyutun 15 mm'den az olduğu durumlarda kullanımı daha uygundur. Hibrit restorasyonlar, geleneksel metal porselene restorasyona alternatiflerdir. Bu protez dizaynı daha az miktarda metal alt yapı, akrilik kaide ve diş takımından oluşurlar. Bu restorasyon türü maliyet açısından daha avantajlıdır ve diş takımının kullanımı ve pembe yumuşak dokunun taktit kolaylığı ile esnetiktir. Ek olarak akrilik kaide, dinamik oklüzal yüklerin gücünü azaltabilir. Tamiri kolaydır. Oklüzal dikey boyutun 15 mm'den fazla olduğu durumlarda hibrit restorasyonlar önerilir.

RP-4: Tamamen implant veya tamamen diş destekli hareketli protezdir. Uygulanması için alt çenede 5 veya 6, üst çenede 6 veya 8 implant desteği gereklidir.

RP-5: İmplant ve yumuşak doku destekli hareketli protezlerdir. İmplant sayısı değişkendir. Birbirinden bağımsız implantlar olabileceği gibi, birleşik yapılmış veya birleşik yapılarak kanat uzantılısı ilave edilmiş implantlar olabilir (Misch, 2008).

Desteklerin tiplerine göre ise protezlerin sınıflandırılması;

- a. Sadece implant destekli sabit üst yapı protezleri,
- b. İmplant-yumuşak doku destekli hareketli üst yapı protezleri.
- c. Kombine (implant-diş) destekli sabit üst yapı protezleri, olarak ayrılmaktadır (Misch, 2008).

1.7. İmplant Destekli Protezlerde Planlama

1.7.1. Tek Diş Eksiklikleri

Tek diş eksikliklerinin, implant destekli protezler ile restore edilmesinin, komşu dişleri ve uygulama yapılan kemiği korumak adına en uygun tedavi seçeneği olduğu belirtilmektedir (Mericske-Stern ve ark., 2001; Misch, 2008).

1.7.2. Çoklu Diş Eksiklikleri

Ağzın arka bölgesinde 3 ve daha fazla komşu dişin eksikliğinin, sabit bir köprü ile telafi edilmesi genellikle kontrendikedir. Sabit bir protezin esnemesi, uzunluğun küpü ile doğru orantılıdır. Bu nedenle diğer tüm şartlar eşit olduğunda; bir köprü gövdesine sahip sabit bir protez, iki gövdeli olandan 8 kat daha az ve 3 gövdeli olandan 27 kat daha az esnemektedir (Misch, 2008). Bu durum; restorasyonda porselen çatlağı, desimantasyon ve dayanak vida kaybı riskini artırır. Dayanak sayısının artırılması ve protez dizaynı ile çiğneme kuvvetlerin daha homojen dağılımının sağlanması gereklidir (Misch, 2008).

1.7.3. Tam Ark Dişsizlikler

Tam ark dişsizliklerde; implant destekli sabit veya hareketli protezler, implant ve doku destekli hareketli protezler ve doku destekli hareketli protezler yapılabilmektedir.

Tam ark dişsiz hastalarda tedavi planlamasında hastanın anatomisi kadar kretler arası mesafe de önemlidir. İmplant destekli sabit protezlerde, oklüzal düzlem ile kret tepesi arasındaki mesafe 8 mm ile 15 mm arasında olmalıdır. 15 mm ve üstü mesafelerde hareketli veya hibrit protezler düşünülmelidir (Misch, 2008).

Tam dişsizlikte, implant destekli sabit restorasyonu desteklemek için implant sayısı, alt çenede en az 4 tanesi mental foramenler arasında olacak şekilde, genellikle 5 ile 9 arasında değişmektedir. Dişsiz üst çenede ise, kemik yoğunluğunun daha az olması nedeniyle 6 ile 10 arasında değişen sayıda implant önerilir. Bu implantların en az 2 veya 3 tanesi, ark şekli ve diğer kuvvet faktörlerine bağlı olarak, premaksillaya yerleştirilmelidir. Daha sınırlı sayıda implantlar kullanıldığında, her iki arkta tüm implantlar birleşik restore edilir. Ancak implant sayıları izin verirse, restorasyon birkaç parça olarak planlanabilir. Kanat uzantıları ise sınırlandırılmalı ve mümkünse bir diş boyundan uzun olmamalıdır (Misch, 2008).

1.7.4. Eğimli Yerleştirme ve “All on Four” Tedavi Sistemi

İmplant diş hekimliğindeki büyük gelişmelerden biri atrofik çeneleri olan hastaların tedavisidir. Bu atrofi horizontal, vertikal ya da her ikisi birden olabilir; yeterli vertikal kemik mevcut olsa bile, alveolar kemik genişliğinin eksikliği 4 mm yada daha geniş implantların tedavisinde imkansız kalır. Yıllar içinde, birçok teknik, prosedür ve materyal atrofik çenelerin tedavisiyle ilgili kompleks problemleri çözmek için ortaya çıkmıştır.

Atrofik dişsiz mandibulada implant yerleşiminde inferior mandibular sinir engeli ile karşılaşırken, maksillada maksiller sinüs engeliyle karşılaşılır. Bu nedenle özellikle posterior bölgede implant yerleşimi için kemik ogmentasyonu ve greftleme, inferior mandibular sinir laterizasyonu, kısa implant ve zigoma ya da pterigoid implant kullanımı ya da uzun distal kantilever kullanımı tercih edilmiştir (Galindo ve Butura, 2012).

Fakat kemik ogmentasyon prosedürlerinin tamamlanması için uzun süre gerekmesi, maliyetinin yüksek olması, greft materyalinin hastalık oluşturma ve komplikasyon riski gibi dezavantajları mevcuttur (Del Fabbro ve ark., 2012). İmplantlar daha posteriora yerleştirilemediğinde uzun distal kantilever tercih edilmesi kemik ve üst yapılar üzerinde yıkıcı etkilere neden olacaktır. Yapılan biomekanik çalışmalar, kullanılan implant sayısından bağımsız olarak distal kantilever uzunluğunun optimal stabilite sağlaması için 7 mm'yi geçmemesi gerektiğini ve uzun kantileverin en distaldeki implantlara 2 kat daha fazla sıkışma kuvveti uyguladığını göstermiştir (Rangert ve ark., 1987; Tada ve ark., 2003). Kısa implantların kullanımı için bile alveol kemiği yüksekliğinin minimum 6-7 mm olması gereklidir bu yüzden son derece atrofik mandibula vakalarında alveolar sinirin yüzeyselleştiği yerlerde sinire zarar verme riski nedeniyle kısa implant kullanımı kontrendike olabilir (Renouard ve ark., 2006). Pterigoid ve zigoma implantlarının kullanımının da hem pterigopalatin fossa bölgesinde maksiller arter ve dalları bulunduğu için hasar oluşturma riski vardır hem de implant yerleşimi için yeterli deneyime sahip olmak gerekir (Branemark ve ark., 2004).

Bu dezavantajları nedeniyle bu tekniklere alternatif olarak optimal implant yerleşimine engel olan anatomik yapıların varlığında açılı implantların kullanımının, protezin anterioposterior stabilitesinden ödün vermeden distal kantilever uzunluğunu büyük ölçüde azaltan iyi bir tedavi seçeneği olduğu bildirilmiştir (Krekmanov ve ark., 2000).

'All-on-four' sistemi ilk olarak 2003 yılında Paulo Malo tarafından tamamen dişsiz çenelere ya da hemen çekim sonrasında 'köşe taşı' gibi yerleştirilen 2 düz anterior ve 2 açılı posterior implanttan oluşmuştur. Anterior implantların üzerine 0°-17° açılı çok parçalı abutmentlar kullanılır. Posterior implantlar mandibulada mental foramenin, maksillada maksiller sinüsün anterior duvarının anteriorundan geçecek şekilde meziodistal yönde meziale doğru okluzal düzlem ile yaklaşık 30° açı yapacak şekilde yerleştirilir. Bu konum yaklaşık olarak ikinci premolar ya da birinci molar pozisyonuna denk gelir. Posterior implantlar üzerine 30°-45° açılı çok parçalı vidalı abutmentlar kullanılır (Malo ve ark., 2003; Malo ve ark., 2005).

Distal implantların eğimli yerleştirilmesi implantların alveolar kret boyunca daha iyi dağılımı ile sonuçlanır. İmplantların bu yerleşimi, daha iyi yük dağılımı sağlar ve anterior-posterior mesafeyi arttırarak yapılacak protezin kısa bir kantilever ile 12 diş içermesine izin verir. Yapılan biyomekanik çalışmalar ve hasta takiplerinde olumlu sonuçlar bildirilmiştir (Francetti ve ark., 2008; Hinze ve ark., 2010; Francetti ve ark., 2012).

All-on-four tekniğinin avantajları (Agliardi ve ark., 2010; Ho, 2012; Bhardwaj ve ark., 2014; Taruna ve ark., 2014):

- Açılı posterior implantlar anatomik yapıları korur,
- Kemik ankrajını arttıran uzun implant yerleşimi sağlar,
- Posterior kantilever uzunluğu kısalmır,
- Dişsiz çenelerde kemik greftleme prosedürünü elimine eder,
- Yüksek başarı oranına sahiptir,
- Anterior-posterior abutment arası mesafe artar,
- Restorasyon sabit ya da hareketli olarak hazırlanabilir,
- İmmediat fonksiyon ve estetik sağlar,
- İmplant sayısının azalması ile maliyet düşer.

All-on-four tekniğinin dezavantajları (Taruna ve ark., 2014):

- Çok hassas bir tekniktir ve özenle hazırlanmış cerrahi splint gerektirir,
- Protez için istenen implant yerleşiminin implantların elle rastgele yerleştirilmesi ile her zaman mümkün olmayabilir,
- Kantilever uzunluğu belirli sınırın ötesine uzatılmamalıdır.

1.8. İmplant Destekli Sabit Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Üst Yapı Materyalleri

Okluzal yüzey için seçilen protez materyalleri kuvvet iletimini ve okluzal kontakların devamlılığını etkilerler. İmplant destekli sabit protetik restorasyonlarda kullanılan üst yapı materyalleri; estetik, kuvvetlere karşı koyabilme, statik yük, çiğneme etkinliği, kırık oluşumu, aşınma, ark arası mesafe gereksinimi ve marjinal uyum açısından değerlendirilmelidir.

En yaygın olarak kullanılan 3 okluzal materyal grubu; seramik, akrilik ve metaldir (Misch, 1999).

I. Seramik

a. Metal destekli seramik restorasyonlar

i. Baz metal alaşımı

1. Nikel (Ni)-Krom (Cr)-Berilyum (Be) alaşımı
2. Ni-Cr alaşımı
3. Kobalt (Co)-Cr alaşımı
4. Titanyum (Ti) ve Ti alaşımları

ii. Değerli metal alaşımı

1. Palladyum içeren alaşımlar (Pd)
 - a. Pd-Gümüş (Ag)

- b. Pd-Bakır (Cu)
- c. Pd-Co
- 2. Altın içeren alaşımlar (Au)
 - a. Au-Platin (Pt)-Pd
 - b. Au-Pt-Tantalyum (Ta)
 - c. Au-Pd
 - d. Au-Pd-Ag

b. Tam seramik restorasyonlar

Yapısına göre sınıflandırılması;

- 1) Cam seramikler
- 2) Kristalin katkılarla güçlendirilmiş cam seramikler
 - Alümina
 - Tetrasilicic floromica
 - Lösit
 - Lityumdisilikat
 - MgO ve alümina
 - Zirkonya ve alümina
- 3) Polikristalin seramikler (içinde cam olmayan seramikler)
 - Alüminyum oksit
 - Zirkonya

II. Akrilik rezin restorasyonlar

III. Metal restorasyonlar

IV. Alternatif Restorasyon Materyalleri

- 1. Polyetheretherketon (PEEK)
- 2. Kompozit

1.8.1. Seramik restorasyonlar

Diş hekimliğinde seramik, 1790 yılından beri kullanılmaktadır. Doku uyumları, aşınma dirençleri, renk stabilite ve doğal diş benzer estetik üstünlükleri nedeniyle dental restorasyonlarda sıklıkla tercih edilen materyallerdir (O'Brien, 2002). Dental seramiklerin mekanik özelliklerinin artırılması için, düşük gerilim streslerinde gelişen mikroçatlak oluşumunu engelleyici bir mekanizma bulunması gerekmektedir. Bu amaçla seramik, yüzeyde oluşan gerilim streslerini sınırlayan daha kuvvetli bir içyapı ile desteklenmelidir. Destekleyici içyapı, metal ya da yüksek dayanıklılığa sahip seramik olabilir (Gemalmaz, 2003).

- a. Metal destekli seramik restorasyonlar:** Seramik materyalinin, metal bir alt yapı üzerine fırınlanması ile oluşturulan metal destekli seramik restorasyonlar, seramik yapının kuvvetlendirilmesi için günümüzde sıklıkla tercih edilen bir uygulama şeklidir (Gemalmaz, 2003). Metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılacak alaşımın seçiminde alaşımın; fiziksel özellikleri, kimyasal özellikleri, biyouyumluluğu, teknik hassasiyeti, seramikle uyumu ve maliyeti değerlendirilmelidir (O'Brien, 2002; Gemalmaz, 2003).

Özellikle 1980'lerde soy metal alaşımlarının fiyatlarının yükselmesiyle beraber bazı metal alaşımlar hareketli ve sabit protezlerde yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Başarılı klinik uygulamalarıyla Cr-Co (krom-kobalt) alaşımlar bazı alaşım grubunun en yaygın olarak kullanılan ve en iyi bilinenidir. Isı direnci, korozyon ve paslanma direnci, yüksek biyouyumluluk, yüksek elastisite modülü ile gerekli dayanıklılık ve rijiditenin sağlanması ve alt yapının hafifliği ile Cr-Co alaşımlar 1930'lardan günümüze kadar en çok kullanılan alt yapı materyalleri olmuşlardır (Al Jabbari, 2014).

Bir metal olarak titanyumun, düşük yoğunluk, yüksek direnç ve mükemmel biouyumluluk gibi etkileyici özelliklere sahip olması, sabit protezlerin

altyapısında kullanımını neden olmuştur. Ayrıca, protezlerde kullanılan metal alaşımların galvanik etkilere sahip olması, titanyumun diş hekimliğinde kullanımı arttırmaktadır (Van Noort, 2002). Kron ve köprü protezlerinin yapımında, titanyumun ve türevleri kullanılabilir. Farklı titanyum alaşımları içerisinde diş hekimliğinde saf titanyum (CpTi) ve Ti-6Al-4V alaşımı çoğunlukla kullanılmaktadır. Titanyumun alüminyum ve vanadyum ile alaşımlanması, mekanik özelliklerini arttırmaktadır (Niinomi, 1998; Van Noort, 2002).

Konvansiyonel tekniklerle dökümün yapılması sırasında, titanyumun yüksek erime noktası ve geleneksel revetmanlarla etkileşiminden dolayı, ciddi problemler yaşanabilir (Mori ve ark., 1994; Zhang ve ark., 2006; Paulino ve ark., 2007). Titanyumun yüksek erime noktası, soğuma esnasında oluşan kontraksiyonun kompanse edilmesini zorlaştırır. Bu durum, özellikle implant üstü protezlerde, üst yapıların pasif oturmasını zorlaştırır (Hellden ve ark., 1999). Farklı döküm yöntemlerinin varlığına ilaveten tek veya çok üyeli kron köprü yapımlarında son 20 yıldır CAD-CAM teknolojisinin kullanılması, titanyumun da kullanımını arttırmıştır. Bu yöntem, titanyum restorasyonların daha uyumlu ve basit üretilmesini sağlamıştır (Wang ve Fenton, 1996; Boeckler ve ark., 2009). Günümüzde hazır titanyum blokları işleyebilen birçok CAD-CAM sistemi mevcuttur (Witkowski ve ark., 2006).

Metalik biomateryallerin en önemli özelliklerinden biri de korozyon direncidir. Korozyon, protezlerin bozulmasına ve protezlerden toksik ve alerjik maddelerin salınmasına sebep olarak ciddi problemler yaratabilir. Ancak hem CpTi hem de Ti-6Al-4V yüksek korozyon direncini sahip biomateryallerdir (Roach, 2007).

- b. Tam seramik restorasyonlar:** Dental seramiği güçlendirmek için kullanılan diğer bir mekanizma, seramiği, yüksek dayanıklılığa sahip başka bir seramikle desteklemektir. Metal destekli seramik restorasyonların, estetik

dezavantajı, fazla diş kesimi gereksinimi, overkontur riski, metal-seramik bağlantı sorunları, korozyon, renklenme ve alerji potansiyeli gibi dezavantajlarını önlemek için tam seramik restorasyonlar kullanılabilir (Zarone ve ark., 2011).

Özellikle son 30 yılda yetişen neslin yüksek estetik ve doğal görünüm beklentisi birçok yeni tam seramik restorasyonların ortaya çıkmasına neden olmuştur. Öncelikle, tüm tam seramik restorasyonlar aynı oranda estetik özelliğe sahip değildir. Feldspatik porselenler uygun biyouyumluluk ve baskı kuvvetlerine karşı dirençleri ile birlikte mükemmel estetik sağlarken; düşük gerilme direnci ile makaslama kuvvetleri karşısında kolayca kırılabilmektedir. Bugün en iyi estetik sonuçlar halen cam seramikler ile alınmaktadır. Yüksek ışık geçirgenliği, yüksek translüsensi ve farklı ışık tonlarında bile doğal görüntüsü zirkonya alt yapı seramiklerden dahi daha iyi estetik sonuçlar vermektedir (Zarone ve ark., 2011).

Zirkonya, zirkonyum elementinin (Zr) kristalin dioksitidir (ZrO_2). Günümüzde, dişhekimliğinde; implant, abutment, post, ortodontik braket, kron ve köprü yapımında kullanılmaktadır (Manicone ve Iommetti, 2007; Denry ve Kelly, 2008; Tholey ve Swain, 2009; Hjerpe ve Vallittu, 2009). Yüksek kırılma sertliği ve dayanımı gibi üstün mekanik özellikler sergilemesi, termal iletkenlik katsayısının düşük olması, opak yapısının titanyum abutmentleri ve renklenmiş dişleri maskeleymesi, radyoopasite özelliğinin marjinal uyumu değerlendirmeyi kolaylaştırması, adeziv ve konvansiyonel simantasyona olanak sağlaması gibi fiziksel özellikleri zirkonyayı, diğer tüm seramik sistemlerinden daha avantajlı hale getirir (Manicone ve Iommetti, 2007; Denry ve Kelly, 2008).

Tam seramik restorasyonlar estetik gereksinimleri çok iyi karşılmasına rağmen en önemli dezavantajı ise kırılmaya olan yatkınlıklarıdır (Ersoy, 2015).

Restorasyonda hangi seramik materyalinin kullanılacağı uygulanacak vaka ve materyal özellikleri göz önüne alınarak belirlenmelidir. Cam seramik ve alumina seramiklerin kırılma dirençleri zirkonya seramiklerden daha zayıftır. Bu nedenle bu seramik tipleri anterior bölgede ve en fazla üç üyeli restorasyonlarda tercih edilirken zirkonya seramikler yüksek kimyasal ve boyutsal stabiliteleri, mekanik dayanıklılık ve kırılma direnci gibi üstün özelliklerinden dolayı posterior bölge ve çok üyeli restorasyonlarda kullanılabilirler (Ersoy, 2015).

1.8.2. Akrilik Rezin Restorasyonlar

Akrilik rezin materyaller, metal alt yapının tüm yüzeylerine veya sadece bukkal yüzeylerine uygulanabilirler. Bir materyalin, darbe kuvvetleriyle meydana gelen stresi absorbe edebilmesi, o materyalin sertliği ile ilgilidir. Elastik modüllerinin düşük olması nedeniyle akrilik rezinler, implant üzerine gelen kuvvetleri absorbe ederler. Ancak, düşük aşınma dirençleri nedeniyle okluzal formlarını kaybederek okluzal ilişkinin bozulmasına neden olurlar (Gracis, 1991; Hobkirk, 1992; Misch, 1999). Akrilik rezinlerin metal alt yapı ile bağlantılarının fiziksel olması ve sıkışma dayanımlarının mineninkinin dörtte birine eşit olmaları nedeniyle, fazla yük altında veya uzun süreli yüklerde, kırılma ve metal yüzeyinden ayrılma gösterebilirler. Su emilimlerinin fazla olması, renk değişimine yol açarak estetiği olumsuz yönde etkilerler (Misch, 1999).

1.8.3. Metal Restorasyonlar

Metal restorasyonlar, aşınmaya karşı olan dayanıklılıkları, döküm uyumunun iyi olması ve karşıt ark arası mesafenin yetersiz olduğu durumlarda kullanılabilmeleri nedeniyle implant üstü sabit restorasyonlarda tercih nedeni olabilmektedir. Ancak, estetiğin önemli olduğu bölgelerde kullanılmamalıdır (Misch, 1999). Metal alaşımın

elastik modülüne göre, implanta ve çevre dokulara iletilen kuvvetleri seramike göre daha iyi tolere ettikleri belirtilmiştir (Meijer ve Kuiper, 1992).

1.8.4. Alternatif Restorasyon Materyalleri

Polietereterketon (PEEK), poliarileterketon grubuna ait, renksiz, organik bir termoplastik polimerdir. Keton ve eter fonksiyonel gruplarla birbirine bağlanmış, aromatik omurga moleküler zincirinden oluşan, nispeten yeni bir polimer ailesinin üyesidir. Etheretherketon monomerinin monomer birimi, bis fenolatın kademeli büyüme dialkilasyon reaksiyonu ile polietheretherketon olmak üzere polimerize olur. PEEK için ortak sentez yolu; 4,4-diflorobenzofen ile disodyum tuzu arasında, 300°C'de difenilsülfon gibi kutupsal bir solventte geçen reaksiyondur. PEEK, 335°C civarında bir erime noktasına sahip olan yarı kristalli bir materyaldir. Ayrıca sülfonasyon, aminasyon ve nitrasyon gibi kimyasal işlemlerle fonksiyonelleştirilmiş monomerler veya post-polimerizasyon modifikasyonları ile değiştirilebilir (Najeeb ve ark., 2016). Mekanik ve kimyasal dayanım özelliklerinin çok iyi olmasından dolayı PEEK, mühendisliğin birçok alanında kullanılmaktadır. Ayrıca, insan vücuduna biyouyumlu olması nedeniyle ortopedi ve diş hekimliği alanında da yaygın şekilde kullanılmaktadır (Kurtz ve Devine, 2007; Stawarczyk ve ark., 2013).

Diş hekimliğinde PEEK, implantlarda ve geçici abutmentlarda, ayrıca; geçici protez yapımında, implant üstü bar ve sabit protezlerde, hareketli protezlerde ve komponentlerinde, ortodontik tellerde kullanılmaktadır (Toth ve ark., 2006; Tetelman ve Babbush, 2008; Santing ve ark., 2012; Bayer ve ark., 2012; Tannous ve ark., 2012; Maekawa ve ark., 2015).

İmplant uygulamalarında başarı için en önemli özellik, materyalin kemiğe yakın elastik modülüne sahip olmasıdır (Skinner, 1988). Titanyum ve alaşımları, kemikle kıyaslandığında oldukça yüksek elastik modülüne sahiptir (Lee ve ark., 2012).

PEEK, yaklaşık 4GPa elastik modülü ile kemiğe oldukça yakın bir elastik davranış sunar (Rzanny ve ark., 2016).

PEEK, beyaz renk ve mükemmel mekanik özelliklere sahiptir, bu nedenle sabit ve hareketli protezler gibi diğer protez uygulamalarında ve geçici sabit protezlerde kullanılması önerilmiştir (Schmidlin ve ark., 2010; Costa-Palau ve ark., 2014). Metal restorasyonlarla kıyaslandığında, PEEK doğal bir diş rengi görünümündedir fakat estetik açıdan düşük saydamlık göstermesi ve grimsi pigmentasyon nedeni ile PEEK'in veneer materyaliyle beraber kullanılması gerekir (Noiset ve ark., 2000; Stawarczyk ve ark., 2013). Ayrıca PEEK'in başka bir dezavantajı da, düşük yüzey enerjisi ve farklı kimyasal işlemlere yüzey modifikasyona direnci nedeniyle, kompozit rezinlerle yeterli derecede bağlanma sağlayamamasıdır. Bu nedenle, PEEK'in altyapı materyali olarak kullanılması önerilir (Noiset ve ark., 2000; Stawarczyk ve ark., 2013).

PEEK, hafif protezlerin üretimine izin veren düşük özgül ağırlığa sahiptir ve işlev sırasında yüksek hasta konforu ve memnuniyeti sağlar. Sudaki çözünmezliği ve diğer maddelerle düşük reaktivitesi nedeniyle PEEK, metal alerjisi olan veya metalik tada duyarlı hastalar için uygun bir materyal olabilir. Veneer materyali ile bağlantısının iyi olmaması nedeniyle oluşabilecek problemlerde geleneksel kompozitlerle intraoral olarak tamiri yapılabilir. Benzer şekilde PEEK, geçici protezlerde estetik bölgede optimal estetik ve ideal bir yumuşak doku profili elde etmek için intraoral olarak modifiye edilebilir (Rzanny ve ark., 2016; Zoidis ve Papathanasiou, 2016).

Bu eşsiz fiziksel ve mekanik özelliklerden dolayı, günümüzde PEEK dental uygulamalar için umut verici bir materyal olarak anılmaktadır (Najeeb ve ark., 2015).

1.9. Kemik Dokusu

1.9.1. Kemik Yapısı

Kemik, benzersiz mekanik ve biyolojik özelliklere sahip sert bir bağ dokusu formudur. Örneğin; skar dokusu oluşumu olmadan iyileşebilir ve yüklem koşulları altında yapısını değiştirerek adapte olabilir (Lindhe ve ark., 2009).

Kemik doku, kortikal ve spongiyöz kemik olmak üzere iki bölümde incelenir. İçinde çok az boşluk bulunan ve kemiğin dış yüzünü oluşturan yoğun kemiğe kortikal ya da kompakt kemik denir. Bu tabakanın altında daha fazla boşluk bulunan kemiğe ise spongiyöz ya da trabeküler veya kansellöz kemik adı verilir (Leckholm ve Zarb, 1895).

Aynı kişide lokal kemik özellikleri bölgeden bölgeye değişebilmektedir. Kortikal kemiğin konfigürasyonu kemik içerisindeki gerilim durumunu etkileyen en önemli faktördür. Kortikal kemiğin miktarını arttırmak gerilim miktarlarını azaltmaktadır. Spongiyöz kemik ise poröz, yapısal olarak anizotropik ve homojen olmayan bir yapıdadır (Bidez ve Misch, 1992; Ito ve ark., 2002; Doblare ve Garcia, 2003).

Kemik dokusunun gerilmelere karşı verdiği yanıt “modelling” ve “remodelling” adı verilen histolojik reaksiyonlar sonucu açıklanmaktadır. “Modelling”, kemiğin okluzal kuvvetlere bağlı olarak oluşan gerilmeler sonucunda şeklinin değişmesi ile açıklanabilir. Osseointegrasyon tamamlandıktan sonra implant üzerine gelen okluzal kuvvetler kemikte “remodelling” sürecini neden olmaktadır. Remodelling gelen kuvvetlerin yönüne bağlı olarak kemik yapısının bir bölümünde rezorpsiyon, karşı tarafta ise apozisyon meydana gelerek kemiğin şeklinin gelen kuvvetlere bağlı olarak değişmesi sürecidir. Bu süreçte rezorpsiyon ve apozisyon olayları kemiğin farklı bölümünde meydana gelir, dolayısıyla kemikte yapısal farklılıklar meydana gelir (Misch, 1993; Frost, 1994; Kuroe ve ark., 2001).

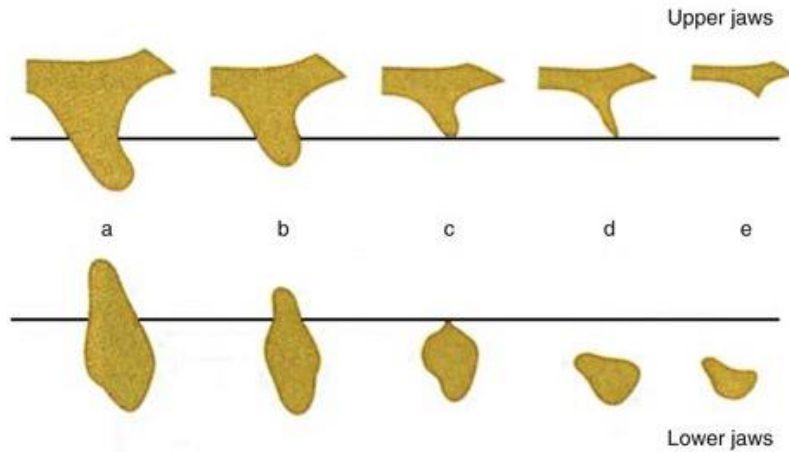
1.9.2. Kemik Sınıflandırılması

Günümüzde en sıklıkla rastlanılan ve kabul gören iki farklı kemik sınıflandırması vardır. Bunlardan biri Lekholm ve Zarb tarafından yapılmış olan sınıflandırma (Lekholm ve Zarb, 1985), diğeri ise Misch sınıflandırmasıdır (Misch, 1993).

Lekholm ve Zarb sınıflandırmasına göre kemik sınıflaması 2 gruptan oluşur. İlk grup çene kemiklerinin şekline, ikinci grup ise kalitesine göre yorumlanmıştır. Buna göre:

1. Grup (Kemik şekli) (Şekil 1.8)

- A. Alveolar rezidüel kemikte hemen hiç rezorpsiyon yoktur.
- B. Residüel krette az miktarda rezorpsiyon vardır.
- C. Residüel krette rezorpsiyon ilerlemiş düzeydedir ve sadece bazal kemik bulunmaktadır.
- D. Bazal kemikte de bir miktar rezorpsiyon vardır.
- E. Bazal kemikte ciddi anlamda rezorpsiyon bulunmaktadır.

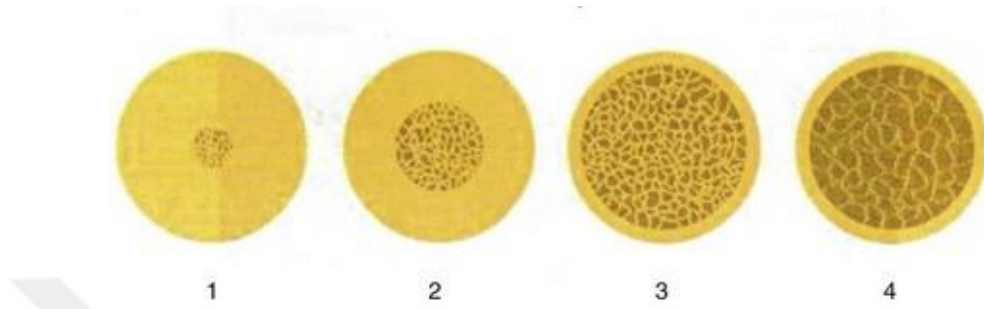


Şekil 1.8. Lekholm ve Zarb'ın kemik şekline göre kemik sınıflaması

2. Grup (Kemik kalitesi) (Şekil 1.9)

- Tip-I kemik kalitesi: Homojen kortikal kemik
- Tip-II kemik kalitesi: Yoğun spongiyoz kemiği çevreleyen kalın kortikal kemik

- Tip-III kemik kalitesi: Yoğun spongiyoz kemiği çevreleyen ince kortikal kemik
- Tip-IV kemik kalitesi: Düşük yoğunlukta spongiyoz kemiği çevreleyen ince kortikal kemik



Şekil 1.9. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesine göre kemik sınıflaması

Misch'in kemik sınıflandırmasında ise;

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

D2 kemik: Kret tepesinde kortikal kemik ve altında kalın spongiyoz kemikten oluşur. Anterior-posterior mandibula, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.

D3 kemik: Kret tepesinde ince poröz kortikal kemik ve altında kalın spongiyoz kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.

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

D5 kemik: Mineralizasyonu tamamlanmamış zayıf yapıda kemiktir.

Bu sınıflama kapsamındaki kemik yoğunluklarının alt ve üst çenede sıklıkla buldukları bölgeler aşağıdaki tabloda görülmektedir. (Tablo 1.1)

Tablo 1.1. Kemik Yoğunluğunun İzlendiği Bölgelere Göre Sınıflaması (Misch, 2005)

Kemik Yoğunluğu Tipi	Özellik	Lokalizasyon
D1	Yoğun Kortikal	Anterior Mandibula
D2	Poröz Kortikal/Kalın Spongiyoz	Anterior Mandibula, Postreior Mandibula, Anterior Maksilla
D3	Poröz Kortikal/İnce Spongiyoz	Anterior Maksilla, Posterior Maksilla, Posterior Mandibula
D4	İnce Spongiyoz	Posterior Maksilla

İmplantla temas eden kortikal kemik miktarının fazla olması implantın primer stabilizasyonunun iyi olmasını sağlarken, iyileşme sonrasında da streslerin iletimi yönünden avantaj sağlamaktadır (Herrmann ve ark., 2005).

1.9.3. Osseoentegrasyon

Osseoentegrasyon ilk olarak, Branemark ve arkadaşları tarafından belirtilmiş ve 1977 yılında ‘canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında fibröz bağ dokusu olmaksızın oluşan ve ışık mikroskobu düzeyinde görülen direk bağlantı’ olarak tanımlanmıştır (Branemark ve ark., 1977).

Yukarıdakine ek olarak 1985’te, canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında direkt yapısal ve işlevsel bağlantı tanımı getirilmiştir (Branemark ve ark., 1985). 1991’de Zarb, osseoentegrasyonun bilimsel anlamda yeterince tanımlanmadığı gerçeğini ortaya atmıştır; ancak Branemark’ın bildirmiş olduğu tanımlama, klinik olarak güvenli ve rijit bir implant fiksasyonunu sağladığı için

klınısyenler arasında popülerliğini korumuştur. Zarb ise osseoentegrasyonu, alloplastik materyallerin fonksiyonel yükleme esnasında kemikte klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyonunun elde edilmesi ve devam ettirilmesi işlemi olarak tanımlamıştır (Zarb, 1991).

Osseoentegrasyonda kemik ile implant doku arasında hiçbir doku bulunmaz ve kemik hücreleri implant yüzeyi ile direkt ilişkidir (Branemark ve ark., 1985).

Kemik içine yerleştirilen implant çevresindeki iyileşme normal kemik iyileşme sürecidir. İmplant yuvasının hazırlanmasını takiben, osseoentegrasyon üç evrede gerçekleşir (Schenk ve Buser, 2000):

1. Süngerimsi (woven) kemik oluşumu ile birleşme (takriben 4–6 hafta içinde oluşur)
2. Yüke göre kemik kütleinin oluşması (ikinci aydan sonra başlar)
3. Yüke göre kemik remodelasyonu (üçüncü aydan sonra başlar)

Osseoentegrasyon sürecini etkileyen altı adet faktör vardır. Bu faktörler genel olarak erken dönem başarısızlığına etki eder. Bu faktörler (Albrektsson ve ark., 1981):

- a. İmplant materyali,
- b. İmplant tasarımı,
- c. Yüzey özellikleri,
- d. Kemığın kalite ve kantitesi,
- e. Cerrahi teknik,
- f. İmplant yükleme zamanları ve koşullarıdır.

1.10. Dental İmplantolojide Başarıyı Etkileyen Faktörler

İmplant çalışmalarının başarısı maksiyofasiyal cerrah, protez uzmanı, periodontolog ve hasta arasındaki uyumun sonucuna bağlıdır. Yapılacak olan implantın başarılı olmasında pek çok faktör etkilidir. Bunlar (Türker ve Yüçetaş, 1997);

1. İmplant endikasyonu ve planlamasının doğru yapılması
2. Sert ve yumuşak dokuların implant tedavisi için uygunluğu
3. Uygulama metodu ve ekibin yeterliliği
4. İmplant materyalinin uygun özelliklere sahip olması
5. Uygulanacak protetik tedavilerin planlamasının ve uygulamasının doğru yapılması
6. Yüklemenin zamanında ve uygun şekilde yapılması
7. Postoperatif dönemde hastanın göstereceği özen.

1.11. Biyomekanik

Bir bilim dalı olarak biyomekanik; biyoloji ve mühendislik bilimlerinin, yaşayan canlılar üzerindeki uygulama alanıdır. Biyomekanikte; mühendislik yöntemleri kullanılarak, canlıların nasıl hareket ettikleri, hareketlerinin kontrolü, hareket sırasında oluşan kuvvetlerin canlı ve cansız dokular üzerindeki etkisi incelemektedir (Galloza ve ark., 2004).

1.12. Biyomekanik Kavramlar

1.12.1. Kuvvet

Hareket eden bir cismi durduran, duran bir cismi hareket ettiren, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye kuvvet denir. Kuvvet; belirli bir büyüklük ve doğrultuya sahip vektörel bir niceliktir.

Formülü F (kuvvet) = m (kütle) \times a (ivme);

Birimi, Newton (N) = $\text{Kg} \times \text{m/s}^2$ dir (Misch, 1999).

Dental implantlar üzerine gelen bir kuvvet nadiren tek bir eksen üzerinde ve uzun eksen yönündedir. Basit bir oklüzal temas sıklıkla 3 boyutta (mesiodistal, bukkolingual, oklüzoapikal) oklüzal kuvvetle sonuçlanır. Bu üç boyutlu kuvvet, total kuvvetin diğer eksenler üzerinde de iletilen komponent bölümleri ile tanımlanır (Misch, 2005; Chapter 19).

İmplantın aksı boyunca gelen kuvvetler implantın gövdesinde bulunan yivler aracılığı ile kemiğe iletilir. Ancak implant üzerine gelen kuvvet veya bileşeni implant aksına dik yönde uygulanırsa; implant üzerinde bir dayanak noktası oluşur ve bükülme momenti meydana gelir. Bu durumda sadece implantın boyun kısmındaki ve apekteki yivler yükü karşılamış olur. Hem kemikte hem de implantta stres seviyelerinde bir artış meydana gelir. Bu nedenle osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetleri önemli bir rol oynamaktadır (Palacci ve ark., 2000; Chapter 3; Morneburg ve Proschel, 2002).

İmplantlar üzerine 3tip kuvvet etki eder;

- Baskı/Sıkışma
- Çekme/Gerilme
- Makaslama/Kesme

Baskı kuvvetleri, kütledeki partikülleri birbirine sıkıştırma işlevi yapar. Çekme kuvvetleri objeleri birbirinden ayırır. Kemik üzerindeki en zararlı etkiye sahip kuvvet tipi makaslama kuvvetleridir. Diğer kuvvet tiplerine oranla %65 daha zararlıdır. Kemiğin en dirençli olduğu kuvvet tipi, sıkıştırma kuvvetidir, kemiğin gerilme kuvvetlerine dayanımı sıkıştırma kuvvetinden %30 daha azdır (Misch, 2005).

1.12.2. Stres (Gerilme)

Stres birim alana düşen kuvvet miktarıdır. Stresin büyüklüğü uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin dağıldığı alana bağlıdır (Misch, 2005). Bir cisme kuvvet uygulandığında, cisim içinde kuvvetle aynı miktarda ancak ters yönde bir tepki

gerilmesi oluşur. Kuvvet karşısında oluşan bu tepkiye stres adı verilir. Hem uygulanan kuvvet, hem de içerideki gerilme direnci cismin tüm yüzeyine yayılır (Craig ve ark., 1996)

Stres (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) olarak formülize edilir. Birimi Paskaldır (P= N/m²). Ancak yapılan çalışmalarda, genellikle gerilme birimi Megapaskal(MPa) olarak ifade edilmektedir. 1 MPa, 1N/mm² eşittir (Maurer ve ark., 2002; Boschian ve ark., 2006).

Kuvvet uygulaması sonucu sıkışma (compressive stress), gerilme (tensile stres) ve makaslama (shear stres) olmak üzere üç tip stres oluşabilmektedir. Sıkışma (germe) stresi aynı doğrultuda ve aynı yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur. Çekme stresi aynı doğrultuda, fakat ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur ve cismin bir bölümünü öbür tarafa kaymaya zorlar. Kortikal kemik tarafından en iyi tolere edilen kuvvetler sıkışma stresleridir. Sıkışma stresleri kemik-implant arayüzü oluşumunda olumlu etkiye sahip olan kuvvetlerdir. Öte yandan makaslama ve gerilme stresleri ise implant kemik bağlantısına olumsuz etki eden kuvvetlerdir (Misch, 2005; Chapter 19).

1.12.3. Gerinim (Strain)

Cisme kuvvet uygulandığında, yani stres oluştuğunda cismin her alanında meydana gelen birim uzunluktaki değişimi, cismin fiziksel deformasyonu (elastik veya plastik) olarak tanımlanır. Yani uzunluktaki değişimin, orijinal uzunluğa oranı olup, ölçü birimi yoktur (Adıgüzel 2010). Stresin olduğu her durumda gerinim de söz konusudur (Shigley ve Mischke, 1989; Chapter 2).

Gerinim ve gerilme birbirinden farklı niceliklerdir. Gerilim büyüklük ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür (Philips, 1991; Adıgüzel, 2010).

1.12.4. Elastisite (Young's) Modülü

Cisimlerin üzerine etkiyen kuvvetin kaldırılmasıyla, ilk durumuna dönme yetisine elastisite denir. Üzerindeki yükün kaldırılmasıyla ilk durumuna tamamen geri dönen cisimlere elastik cisim denir (İnan ve Sönmez, 1998; Wakabayashi ve ark., 2008).

Elastisite modülü, gerilmenin gerinime oranı olup (stres/strain), materyalin sertliğinin ölçüsünü verir. Birimi Gigapaskal (GPa)'dır (Adıgüzel, 2010). Elastisite modülü kg/cm^2 cinsinden ölçülür. Her madde kendine özgü elastisite modülüne sahiptir (İnan ve Sönmez, 1998).

Elastisite modülü arttıkça cismin katılığı da artar. Yüksek elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetler altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar (Adıgüzel, 2010).

1.12.5. Poisson Oranı

Poisson oranı bir objeye uygulanan belirli bir kuvvet altında materyalin boyca gösterdiği deformasyonun, kesitsel alanda gösterdiği deformasyona oranıdır (Shigley ve Mischke 1989; Chapter 2).

1.12.6. İzotropi ve Anizotropi

Üç asal eksen yönünde (x,y,z) farklı elastik özellikleri gösteren malzemelere anizotropik, benzer özellik gösteren malzemelere ise izotropik denmektedir. Anizotrop cisimlerden üç asal ekseninde de farklılık gösterenlerine ortotropik cisim, üç ekseninden birinde farklılık gösteren cisimlere de transvers izotropik cisim denilmektedir (Detolla ve ark, 2000).

1.13. Oral İmplantolojide Biomekanik

İmplant destekli sistemlerin uzun dönemdeki başarısını etkileyen en önemli faktör biyomekaniktir. Protezler teslim edildikten sonra uzun dönemdeki implant başarısızlıkları genel olarak biyomekanik komplikasyonlara dayanır (Şahin ve ark., 2002).

İmplantların yerleştirildiği yer, kompakt ve trabeküler kemik ile yumuşak dokulardan oluşan, değişen şartlara olumlu ya da olumsuz tepki veren biyolojik bir ortamdır. Doğal olarak birbirinden çok farklı bu iki sistemin birlikte fonksiyon görmesi, uyum içinde olması, bazı kriterlere uyulmasıyla olabilmektedir. Kuvvetin biyolojik etkilerini değerlendirirken kaynağını bilmek önemlidir. İmplant destekli bir protez eksternal (fonksiyonel ya da parafonksiyonel) ve/veya internal kuvvetlerin etkisi altında olabilir (Şahin ve ark., 2002).

İmplantlardan çevre kemik dokuya kuvvet iletimi aşağıdaki faktörlere bağlıdır (Cochran, 2000);

1. Yükleme tipi ve şiddeti
2. İmplant geometrisi
3. İmplantın materyal ve yüzey özellikleri
4. İmplant-kemik ara yüzeyi
5. Çevreleyen kemiğin yoğunluğu
6. Protez tipi ve materyali

1.13.1. Yükleme Tipi ve Şiddeti:

Dental implantlar üzerine fonksiyon sırasında kuvvetler gelebileceği gibi çiğneme olmadan da yanak, dudak ve dil kaslarının etkisiyle sürekli kuvvet gelebilmektedir; yani pasif uyuma sahip üstyapısı olan protezlerde, implantlara okluzal yükler dışında, birtakım kuvvetler etkili olmaktadır. Bu kuvvetler genelde çok küçük olmakla

beraber dil itme gibi parafonksiyonel alışkanlıklara sahip hastalarda alışkanlığın şiddeti ile artabilmektedir (Rieger ve ark., 1990; Jorneus ve ark., 1992; Haack ve ark., 1995; Misch, 1999; Martin ve ark., 2001; Chun ve ark., 2002).

Doğal dişlere gelen kuvvet, periodontal ligamentin mikro hareketi sayesinde dağıtılır. İmplantlarda ise böyle bir durum söz konusu olmadığından, fonksiyonel kuvvetlerin implant destekli protez üzerine gelmesiyle stres ve gerinimler oluşur ve bu da implantlar çevresindeki kemik remodelasyonunu etkiler. Eksternal bir kuvvetin implant destekli protez üzerine gelmesi tüm yapı üzerinde stres oluşturur ve teorik olarak kemikte de aynı şiddette fakat ters doğrultuda stres meydana gelir (Petrie ve ark., 2005).

İmplant, üzerine gelen kuvvetleri geometrik özelliklerine bağlı olarak bahsedilen üç tipe dönüştürerek kemiğe iletmektedir. Kemik ara yüzündeki vertikal yükler kret tepesinde yoğunlaşır. Lateral yükler ise bu kuvvetlerin büyüklüğünü artırır. İmplantlar üzerine gelen bu kuvvetlerin dağıtılmasında protez şekli ve kasp eğimleri de etkilidir (Weinberr, 1993).

İmplantın fonksiyonda yüklenmesi sırasında kuvvetler neredeyse hiç uzun eksen boyunca iletilmezler ve aks dışı yüklemeye neden olurlar. Kaldıraç kolu gibi davranan yapı kemikte esnemeye neden olur. Bir kaldıraçta kuvvet kolu uzadıkça yük koluna aktarılan kuvvet artar. Buna göre restorasyonun boyu uzadıkça ve kuvvetler destek noktadan uzaklaştıkça, bu durum kemik üzerinde artan streslere neden olacaktır (Petrie ve ark., 2005).

Kemik, belli bir eşik altındaki mekanik uyarılara ve bu uyarılar sonucu oluşan deformasyonlara remodelasyonla cevap vermektedir (Frost, 2004). Ancak, biyomekanik çalışmalar sonucunda elde edilen verilere göre kemik kaybı statik veya dinamik yüklemelerde farklılıklar göstermektedir. Araştırmacılar, yaptıkları çalışmalar kapsamında belirli bir değere kadar olan dinamik yüklemelerin kemik formasyonuna neden olabileceğini belirtmekle birlikte, aşırı dinamik yüklemelerin

kemik deformasyonuna sebep olacağını, statik yüklemelerin ise deney kapsamında uygulanan kuvvet limitleri dahilinde zararlı olmadığı sonucuna varmışlardır (Gotfredsen ve ark., 2001; Geng ve ark., 2001; Duyck ve ark., 2001). Ağız içerisinde bir implanta statik yük uygulamanın en tipik örneği pasif uyumu olmayan protetik üstyapılardır (Sartori ve ark., 2004).

İmplantlar yüklenmeden önce gözlenen kemik kaybı daha sonraki yükleme zamanlarına göre daha fazla olmaktadır. Yükleme takiben gözlenen az miktardaki kemik kaybı büyük olasılıkla biyomekanik faktörlerin devreye girmesi nedeniyle. Yükleme takip eden zamanlarda kemikteki rezorpsiyondaki bu hızlı yavaşlama kemiğin kuvvete bağlı remodelasyonu olarak ifade edilir (Kitamura ve ark., 2004).

Çiğneme Kuvveti

Doğal dişlerden farklı olarak implantlar kemikle direk temasta olduklarından üzerlerine gelen kuvvetleri doğrudan kemiğe iletirler. Bu nedenle kemik implant bütünlüğünün dolayısı ile osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetlerinin de belirgin önemi vardır (Ishigaki ve ark., 2003).

Dişsizlik süresi arttıkça maksimum çiğneme kuvveti azalmaktadır. Bununla birlikte implant yerleştirilmesini takiben yıllar içinde, çiğneme kuvvetlerinde tekrar artış görülebilir (Carr ve Laney, 1987). Kastaki kasılma gücü ve maksimum ısırma kuvveti; cinsiyet, kas hacmi, egzersiz, diyet, ısırma lokasyonu, parafonksiyon, dentisyonun durumu ve yaşa bağlı olarak değişir (Dean ve ark., 1992; Braun ve ark., 1995).

Dental implantlar üzerine gelen bir kuvvet nadiren tek bir eksen üzerinde ve uzun eksen yönündedir. Basit bir oklüzal temas sıklıkla 3 boyutta (mesiodistal, bukkolingual, oklüzoapikal) oklüzal kuvvetle sonuçlanır. Bu üç boyutlu kuvvet, total kuvvetin diğer eksenler üzerinde de iletilen komponent

bölümleri ile tanımlanır (Misch, 2005; Chapter 19). İmplantın aksı boyunca gelen kuvvetler implantın gövdesinde bulunan yivler aracılığı ile kemiğe iletilir. Ancak implant üzerine gelen kuvvet veya bileşeni implant aksına dik yönde uygulanırsa; implant üzerinde bir dayanak noktası oluşur ve bükülme momenti meydana gelir. Bu durumda sadece implantın boyun kısmındaki ve apeksteki yivler yükü karşılamış olur. Hem kemikte hem de implantta stres seviyelerinde bir artış meydana gelir. Bu nedenle osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetleri önemli bir rol oynamaktadır (Morneburg ve Proschel, 2002; Palacci, 2000; Chapter 3).

Erken implant kayıp nedenlerinden biri de parafonksiyonel çiğneme kuvvetleridir (Misch, 2005). Ağız ortamındaki çiğneme kuvvetleri göz önüne alındığında; sonlu elemanlar analizinde gerçeğe yakın sonuçlar alınabilmesi için sadece horizontal veya vertikal yüklemelerin değil aynı zamanda oblik yüklemelerin de özellikle uygulanması gerektiği literatürde belirtilmektedir. Ayrıca çiğneme kuvvetleri değiştirilemeyeceğinden bu yüklerden kemiğe iletilecek stresleri azaltma yöntemlerinin araştırılmasının önemi vurgulanmaktadır (Misch, 2005).

1.13.2. İmplant Geometrisi

İmplant gövdesinin makrodizaynı, implant-kemik ara yüzeyindeki kemik cevabı açısından önemli bir role sahiptir. İmplant gövdesinin şekli, fonksiyonel kuvvetler altında stres iletimi ve implantın yerleştirilmesi esnasında primer stabilite açısından önemlidir. Farklı tasarımlardaki implantların kemiğe ilettikleri stresler, bu streslerin dağılımı ve şiddetleri ile ilgili sonlu elemanlar analizi ile yapılmış birçok çalışma mevcuttur (Rieger ve ark., 1989, Rieger ve ark., 1990; Misch ve Bidez, 1994).

İmplant geometrisinden söz ederken implantın;

- Çapı,
- Uzunluğu,
- Yiv geometrileri,

- Yüzey özellikleri ve
 - Boyun bölgesi özelliklerinden bahsetmek gerekir.
- **İmplant Çapı:** İmplant çapındaki artış ile implant-kemik temas alanında artış sağlanmaktadır. Ancak bu artış geniş çaplı implant kullanımı ile elde edilen bir artış olarak düşünülmemelidir. Bu artışın geniş çaplı implantların aynı boydaki daha dar olan implantlara göre yüzey alanındaki artışa paralel bir artış olarak tanımlanması daha doğru olacaktır (Ettinger ve ark., 1993). Bu konuya bir örnek olarak; 3 mm' lik bir implantın çapındaki 1 mm'lik bir artış, aynı uzunluktaki implantın yüzey alanında % 35 artışa sebep olacaktır. Dolayısı ile artan temas alanı ile beraber, primer stabilitede ve streslere karşı dirençte artış sağlanacaktır (Misch, 1999). Ayrıca implant çapındaki artış ile belirli sabit bir kuvvet altında implantın kırılmaya karşı dayanıklılığı ve direnci de belirgin oranda artış göstermektedir. Böylece dayanak üzerindeki gerilmeler de azalmaktadır (Lee ve ark., 2002). Çaptaki artışla beraber primer stabilizasyonun sağlanmasında, implant boyundaki kısıtlamalar da telafi edilebilmektedir.

Geniş çaplı implantların bahsedilen avantajlarının yanı sıra bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda özellikle implant çapının 5 mm'den daha fazla olduğu durumlarda, implant yuvasının hazırlanması esnasındaki aşamaların enstrümantasyonun fazla olması nedeni ile kemiğin daha fazla ısıya maruz kalabileceği ve sonuçta kemik-implant ara yüzeyinde kısa dönemde başarısızlık olabileceği bildirilmiştir (Langer ve ark., 1993; English ve ark., 2000).

Dar çaplı (narrow-diameter) implantlar, implant yerleştirilmesi planlanan bölge eğer 5 mm'den daha az kemik çapına sahipse kullanılırlar. Dar çaplı implantlar, mini implantlar ile karıştırılmamalıdır. Mini implantların çapı 2,7 mm veya daha azdır (Kanie ve ark., 2004). Mini implantlar geçici protezlerin desteklenmesinde kullanılırlar, daimi protez yapımında kullanılabileceklerine

dair bilimsel veri bulunmamaktadır. Dar çaplı implantların birincil endikasyonu ise anterior maksiller lateral diş eksikliklerinin restorasyonudur (Vigolo ve Givani, 2000).

- **İmplant Uzunluğu:** İmplant uzunluğu implant platformu ve implant apeksi arasındaki mesafe olarak tanımlanır. İmplantolojide genel kanı implantın boyunu mümkün olduğu kadar uzun tutup, implant başarı oranını arttırmaktır (Lee ve ark., 2005). Bu ise ağızın pek çok bölgesinde anatomik kısıtlamalar nedeniyle yapılamamaktadır. Gerek anatomik kısıtlamalar gerekse cerrahi risklerin artışı araştırmacıları mümkün olan en kısa implantların kullanımının araştırılmasına yöneltmiştir (Misch, 1999).

Yapılan çalışmalarda; implant uzunluğu ve başarı oranı arasında belirgin bir doğrusal başarı ilişkisi kanıtlanmamış olsa da, kısa boylu implantların istatistiksel olarak daha az başarılı olduğu gösterilmiştir (Block ve ark., 1990). Winkler ve ark. (2000) yaptıkları klinik takipte, 7 mm uzunluğundaki implantlarda 3 senelik başarı oranının %66,7, 16 mm uzunluğundaki implantlarda ise %96,4 olarak göstermişlerdir.

- **Yiv Tasarımı:** Yiv tasarımları dental implantların biyomekaniği açısından önemli bir yere sahiptir (Rieger ve ark., 1990; Valen ve Locante, 2000; Steingenge ve ark., 2003) Yivler primer stabilizasyonu ve implant yüzey alanını arttırmak, implant kemik ara yüzeyinde stres dağılımını sağlamak için implant tasarımında kullanılırlar (Ivanoff ve ark., 1999). İmplanttaki fonksiyonel yüzey alanını belirleyen değişkenler şunlardır (Misch, 2005);
 - 1.Yiv Adımı (thread pitch)
 2. Yiv Şekli (thread shape)
 3. Yiv Derinliği (thread depth)

Yiv adımı: Komşu iki yiv formunun uzun aksına çizilen 2 paralel çizgi arasındaki mesafedir (V şekilli yivler için) veya aynı aksiyel düzlemde, birim uzunluktaki yiv sayısıdır (Misch, 1999).

Yiv şekli: İmplant yiv şekilleri çok çeşitli şekillerde olabilmelerine karşın “V” şekilli, kare şekilli ve ters payanda şekilli olanlar kullanılmaktadır. Dental implant uygulamalarında daha çok okluzal gömülme kuvvetlerine karşı direnç gösterecek yiv formlarına ihtiyaç vardır (Misch, 1999).

Yiv Derinliği: İmplantın en geniş çapı ve implant gövdesi arasındaki fark yiv derinliğini ifade eder (Binon, 2000). Diğer değişkenler sabit olduğunda implant yiv derinliğinin artması fonksiyonel yüzey alanını arttıracaktır.

İmplant Geometrisinin Stres Dağılımına Etkisi

Endoosseoz implantlarda kemikle bağlantıda periodontal fonksiyon yoktur. Bunun yerine yüzey basıncının azaltılarak karşılanması için implant yüzeyinin olabildiğince artırılması istenir. İmplant yüzeyi yivler veya çeşitli yüzey uygulamaları ile artırılabilir (Watzek, 1996).

İmplant gövdesinin makro dizaynı implant kemik ara yüzeyindeki cevap açısından önemli bir role sahiptir. İmplant uzunluğundaki artışın kemikteki streslerin azaltılmasında önemli etkisi vardır (Petrie ve ark., 2005). İmplant çapındaki artış, kontak yüzeyini arttırdığı için özellikle immediat yerleştirmelerde, implant stabilitesini arttırmakta ve uzun dönemde kortikal kemikteki stresi de azaltmaktadır (Himmlova ve ark., 2004; Akça ve ark., 2005; Petrie ve ark., 2005).

Himmlova ve arkadaşlarının (2004) yaptıkları bir çalışmada; uzunluğun stres üzerine olan etkisinin çapın etkisinden daha az olduğu görülmüştür. Stres daha çok implantın boyun bölümünde toplandığından geniş çaplı implantların kullanılması, çiğneme kuvvetlerinin daha iyi dağıtılmasını sağlar. İmplant boynu etrafındaki kortikal kemikte stresin daha az oluşması kortikal kemikteki rezorpsiyonu önleyerek implantların başarı oranını artırır.

İmplantın yerleştirilmesi esnasındaki primer stabilite fonksiyonel kuvvetler altındaki yük iletimi açısından önemlidir (Akpınar ve ark., 1996; Steigenga ve ark., 2004; Misch, 2005). İmplant makro dizaynındaki değişiklik, implant çapındaki değişikliğe göre yüzey alanını daha fazla etkiler. Aynı boyuttaki vida tipi implanta göre silindirik bir implant %30 daha az yüzey alanına sahiptir. 10 mm'de 10 yivi olan implantın yüzey alanı 5 yivi olana göre daha fazla olacaktır. Yiv derinliğinin 0,2 mm olduğu durum 0,4 mm olan duruma göre daha az yüzey alanına sahiptir (Misch, 2005).

1.13.3. İmplant Materyali ve Yüzey Özellikleri

Çiğneme sisteminde oluşan kuvvetlerin yoğunluğu ve şiddeti, dental implant materyallerinin seçiminde önemli bir etkiye sahiptir. Silikon, karbon, hidroksiapatit gibi birçok materyalin yapısal dayanıklılıkları, implant tasarımına uygun olmayacak ölçüde düşüktür. Bu tip materyaller ancak implantların yüzeylerini kaplamak için kullanılabilirler.

Titanyum ve titanyum alaşımlarının diş hekimliği ve ortopedik uygulamalarda uzun dönem çalışmalarda başarılı olarak kullanıldıklarını bildiren çok sayıda çalışma mevcuttur (Williams, 1981). Titanyum ve titanyum alaşımlarının mükemmel biyouyumluluğa sahip olduğu yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır (Williams, 1981). Titanyum, yüzeyindeki titanyumoksit tabakası sayesinde lokal dokular tarafından çok iyi tolere edilir. Titanyum alaşımlarından titanyum-alüminyum-vanadium (Ti- 6AL-

4V) mekanik, fiziksel özellikleri ve korozyona direnci açısından biyouyumluluğu en iyi olan metalik biyomateryallerdendir (Williams, 1981).

İmplantın osseointegrasyonunu ve yüzey alanını arttırmak için, implant yüzeyine birçok işlem uygulanmaktadır. İmplantların yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için rektifikasyon, titanyum plazma sprej, yüzey kaplaması ve fotolitografi kullanılmıştır. Ancak en sık kullanılan yöntem kuşlama yöntemidir (Natali, 2003). Ayrıca asitle aşındırma ile de implant yüzeyinde belirgin bir artış sağlanır (Cordioli ve ark., 2000). Pürüzlü implant yüzeyinde daha fazla kemik teması oluşur ve düz yüzeyli implantlara göre implantın yer değiştirmesi için daha fazla kuvvet gerekir (Buser ve ark., 1998; Cochran, 2000).

1.13.4. İmplant- Kemik Arayüzeyi

İmplant-kemik ara yüzünde 2 tip kemik implant ilişkisinden söz edilebilir.

1. Tam implant-kemik teması (osseointegrasyon)
2. Fibröz doku implant ilişkisi

İkinci durum klinik olarak başarısızlığı ifade eder. Albrektsson ve ark, fonksiyondaki bir implantta ilk yıl 1,2 mm'ye kadar, bunu takip eden her yıl için 0,2 mm'ye kadar olan krestal kemik kaybının klinik olarak kabul edilebilir olduğunu belirtmişlerdir (Albrektsson ve ark., 1986). Bu limitleri aşan kemik kaybı patolojik olarak kabul edilmiş ve plak birikimi veya aşırı okluzal kuvvetler nedeniyle oluştuğu öne sürülmüştür (Quirynen ve ark., 1992; Block ve ark., 1996; Gotfredsen ve ark., 2000).

1.13.5. Çevreleyen Kemiğin Yoğunluğu

Dişsiz alandaki kemiğin yoğunluğu; implant seçiminde, tedavi planlamasında, cerrahi yaklaşımda, iyileşme süresinde ve protetik üstyapının yüklenme aşamasında

belirleyici bir faktördür (Misch, 2005). Dental implantlarda osseointegrasyonun oluşabilmesi için, implantı çevreleyen kemiğin yeterli yükseklik ve genişlikte olmasının yanında aynı zamanda kemiğin yeterli yoğunlukta da olması gereklidir.

1.13.6. Protez Materyali ve Tipi

Yapılacak protezin tipi, implantın uzun dönem başarısı üzerinde etkilidir. Simanla yapıştırılan restorasyonlar vida deliklerine sahip olmadıkları için aksiyel yüklemeyi sağlayacak şekilde şekillendirilebilirken, vida bağlantılı sabit protez ya da overdenturelara gelen kuvvetler daha çok bükülme hareketine neden olurlar. Tasarımına bağlı olmaksızın bir implant-protez kompleksi oklüzal kuvvetleri periimplant kemiğe iletir. Bu nedenle protez materyalinin kuvvetleri absorbe edebilme özelliği de oldukça önemlidir. (Misch, 2005)

1.14. İmplantların Biomekaniğinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Yöntemler

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik dayanıklılıklarının artırılması ve dental yapılarda oluşan gerilmelerin belirlenmesi amacıyla, bu yapıların stres analizlerinin yapılması son yıllarda oldukça önem kazanmıştır. Başarılı bir restorasyon için diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin, çiğneme kuvvetleri karşısındaki stres ve gerilmelerinin iyi bir şekilde anlaşılması gerekmektedir (Adıgüzel, 2010). Bu amaçla en sık kullanılan yöntemler;

- Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi
- Gerinim ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi
- Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi (Ulusoy ve Aydın, 2003)

1.14.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Diğer analiz yöntemlerine kıyasla, modeldeki iç baskıları ve gerilimleri gözle görülebilen ışık taslakları haline dönüştürerek, gerilimin doğrudan gözlenmesine imkan veren bir analiz tekniğidir. Kuvvet altında çift kırıcılık göstermesi veya ışığın polarizasyonu sağlaması gibi iki temel prensiple çalışır. Işık, Nicol prizmasından geçince polarize olur. Bu polarize ışık huzmesi, yüklenmiş fotoelastik materyalden geçtiğinde maddeyi farklı hızlarda geçen dikey titreşimlere dönüşür. Bu faz farkı “Polariskopla” gözlenerek, oluşan stres düzeyleri tespit edilir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Bu yöntem, materyaldeki kritik stres noktalarının ve düzensiz geometrideki stres yoğunluğunun belirlenmesinde önemli bir analizdir (Zandman, 1959). Diş hekimliğinde ise; travmatize dişlerde kullanılan splint tekniklerinde, kanal preparasyonunda kullanılan rotary aletlerinde, endodontik post sistemlerinde ve kompozit restorasyonlarda meydana gelen stres dağılımında kullanılmaktadır. İmplant diş hekimliğinde ile ilgili birkaç çalışmada ise bu yöntem ile implant-abutment arasındaki açı, implant-abutment arayüz tasarımı, retansiyon mekanizmaları ve implant-diş destekli sabit köprülerin yük transferi incelenmiştir.

Yöntemin avantajları; ucuz ve kullanımı kolay olması, mekanik problemler hakkında genel bilgi vermesi ve obje içerisindeki yükleme koşullarını sergilemesidir. Dezavantajları ise; invivo çalışmalarda kullanılamaması, fotoelastik rezin kullanımı gerekliliği, internal rezidüel streslerin ölçüm sonuçlarında hataya neden olabilmesi ve nicel ölçümler için kullanımının zor olmasıdır (Karl ve ark., 2009).

1.14.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi

Gerinim ölçer denildiğinde, yük altındaki cisimlerde oluşan doğrusal şekil değişiklikleri saptayan aletler anlaşılır. Pratikte en çok elektriksel gerinim ölçerler kullanılır. Gerinim ölçer yönteminde, elektriksel direncin ölçülmesiyle yapı içinde oluşan stres miktarı belirlenir (Beer ve Johnston, 1992; Glantz ve ark., 1993; Assif ve ark., 1996).

Dental alanda gerinim ölçerler; vidalardaki öncül yüklemelerin araştırılmasında, kompozitlerin polimerizasyon büzülmesinde, endodontik tedavi sırasında oluşan kök deformasyonu kaydında, dental implantlar çevresindeki kemikte oluşan yüklerin farklı koşullar altında gözlemlenmesini ve farklı ölçü tekniklerinin doğruluğunun karşılaştırılmasında kullanılmaktadır (Karl ve ark., 2009).

Yöntemin avantajları; nicel değerlendirme yapabilmesi, verilerin matematiksel işlemlerde ve invivo uygulamalarda kullanılabilmesidir. Dezavantajları ise; gerinim ölçerlerin boyutlarından ötürü küçük objelerde kullanımı sınırlıdır ve farklı güçler benzer tek yönlü gerinim ölçümleri sonuçlarına yol açabilmektedir (Karl ve ark., 2009).

1.14.3. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (SESA) cismin matematiksel modelinin hazırlanarak, her bir elementin gerinim ve gerilmesini bilgisayar programları ile ölçme işlemlerini içerir. Yapısal analiz, eksternal kuvvet, basınç, termal değişiklikler ve diğer faktörlerin neden olduğu gerilim ve gerinimin belirlenmesine olanak tanır (Wakabayashi ve ark., 2008).

Sonlu elemanlar stres analizi, yapısal mühendislik problemlerinin çözümü amacıyla yıllardır kullanılmaktadır. Bu matematiksel analiz yöntemi, her ne kadar karmaşık

geometriye sahip mühendislik yapı sistemleri için geliştirilmiş olsada bilgisayar teknolojisinin gelişimiyle, diş hekimliği biyomekaniğinde de kullanım alanı bulmuştur. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemini implant diş hekimliğinde ilk kullanan Weinstein ve arkadaşları (1979) olmuştur. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile bir cismin 1, 2 veya 3 boyutlu analizi sayısal olarak yapılabilmektedir (Adıgüzel, 2010).

Birçok analiz yöntemine alternatif olan sonlu elemanlar analizinin diğer yöntemlerden üstün olan nitelikleri ise;

1. Kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği nedeniyle ele alınan bir cismin geometrisi tam olarak temsil edilir.
2. Bir veya birden çok delik veya köşeleri olan bölgeler kolaylıkla incelenebilir.
3. Değişik malzeme ve geometrik özellikleri bulunan cisimler incelenebilir.
4. Sebep ve sonuç ilişkisine ait problemler, genel direngenlik matrisi ile birbirine bağlanan genelleştirilmiş kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sonlu elemanlar metodunun bu özelliği problemlerin anlaşılmasını ve çözülmesini hem mümkün kılar hem de basitleştirir.
5. Sınır şartları kolayca uygulanabilir (Adıgüzel, 2010).

Sistemin dezavantajları ise; objelerin geometrisinin matematiksel modele çevirme gerekliliği, yüksek kapasiteli bilgisayara ihtiyaç duyulması ve malzeme parametreleri (izotropi, young modülü) ile ilgili varsayım yapılması gerekliliğidir.

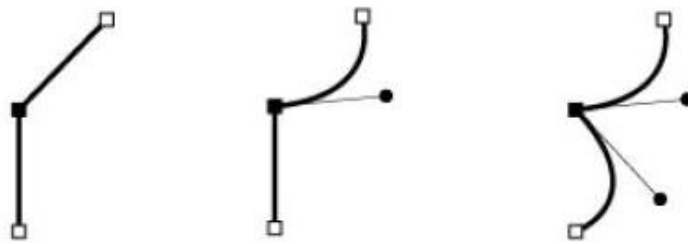
1.14.4. Sonlu Eleman Analizi Çalışma Prensi

Bu sayısal metodun prensibi; komplike geometriler ve basit analitik sonuçlar ile çözülemeyen durumlar içeren sistemleri, daha küçük ve daha basit alanlara bölmektir. Sonlu eleman analizlerinde ilk adım analiz edilecek canlı ya da cansız değişik şekillerdeki yapıların, bilgisayar ortamına aktarılarak gerçeğe en yakın

şekilde 3 boyutlu çalışma modeli elde edilmesidir. Bunun için CAD (bilgisayar destekli tasarım) yazılımlarından, manyetik rezonans (MR) ve/veya bilgisayarlı tomografi (CT) cihazlarından elde edilen verilerden ve koordinat belirleme cihazlarından yararlanılır.

Ardından bu karmaşık geometrideki modeller küçük parçalara bölünürler. Bu küçük parçalara eleman (element) adı verilir. Cismin boyutuna ve geometrisine uygun olarak seçilmiş elemanlara bölünmüş haline matematiksel model denir. Sonlu elemanlar analizlerinde, yapısal bir modelin küçük parçalara yani “elemanlara” bölünme işlemine “Ağ yapısı oluşturulması”, “Mesh Generation” denilmektedir. Piyasada ticari olarak satılan sonlu elemanlar analiz programlarının birçoğunda ağ yapısı otomatik bir şekilde oluşturulabilmektedir (Shigley ve Mischke, 1989, Chapter 8; Nafems, 1992). Sonlu elemanlar analizlerinde temel olarak kullanılan eleman çeşitleri şunlardır:

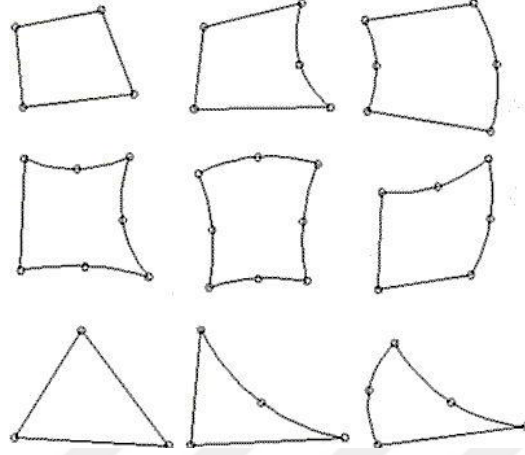
- **Çizgisel Elemanlar (1-D Line Elements):** Düğüm noktasından oluşan elemanlardır. Bu tip elemanlar uç uca eklenerek daha fazla düğüm noktasından da oluşabilirler (Şekil 1.10).



Şekil 1.10. Çizgisel elemanlar (1-D Line Elements)

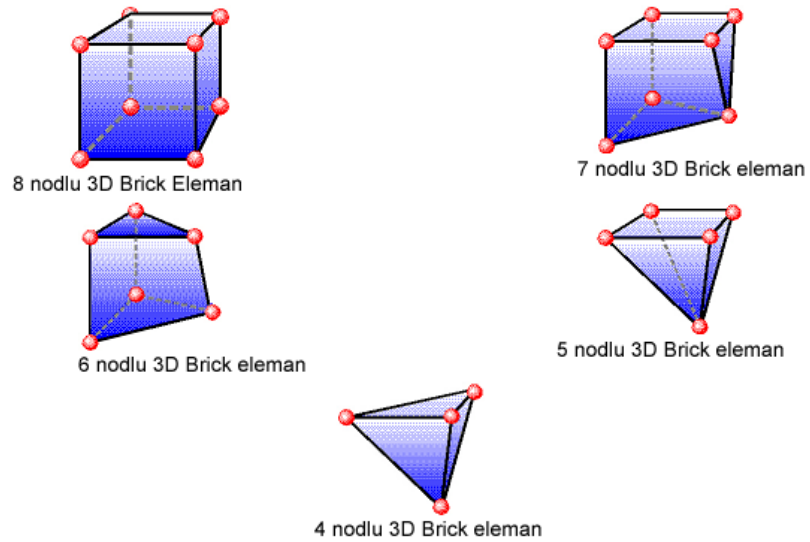
- **2 Boyutlu Katı Elemanlar (2-D Solid Elements):** Yassı yüzeylerden oluşan geometriye sahip elemanlardır. Bu tip elemanlar yüzey elemanlarıdır ve

kalınlıkları sabittir. Genelde üçgen veya eşkenar yamuk şeklinde, 3 veya 4 düğüm noktasından oluşan elemanlardır (Şekil 1.11).



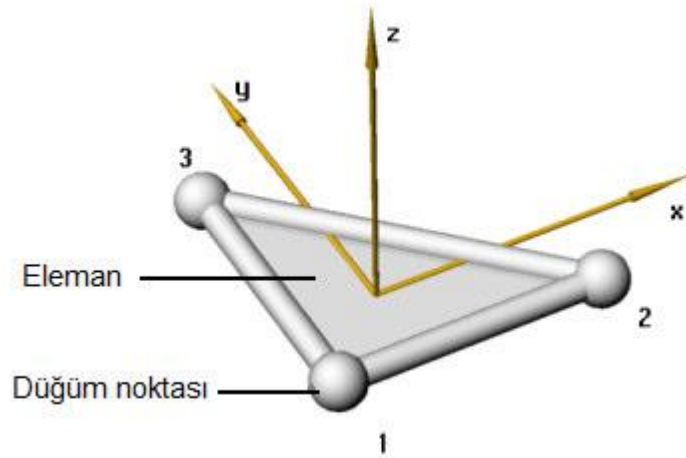
Şekil 1.11. 2 boyutlu katı elemanlar (2-D Solid Elements)

- **3 Boyutlu Katı Elemanlar (3-D Solid Elements):** Temel 3 boyutlu elemanlar tetrahedral (4 yüzeyli) veya hexahedral (6 yüzeyli) şekillerdedir (Şekil 1.12).



Şekil 1.12. 3 boyutlu katı elemanlar (3-D Solid Elements)

Bu elemanlar ana yapının geometrisi ile özdeşdir ve anayapının her bölgesinde belirlenen mekaniksel özellikleri gösterirler. Bir sonlu elemanlar modelinde seçilecek olan eleman tipi ve sayısı üst düzey bir mühendislik bilgisi ve deneyimi gerektirir. Bu noktada önemli olan iyi sonuçlar elde edebilmek için eleman boyutunu olabildiğinde küçük ancak hesaplamaların bilgisayar tarafından yapılabilmesi için de eleman sayısının optimum büyüklükte seçilmesi gerekliliğidir. Sonuç olarak artan eleman sayısı daha fazla çözülmesi gereken denklemi ifade eder ve dolayısıyla belirli bir alandaki eleman sayısını çok fazla arttırsak, bilgisayar kapasitesi çözümlenmesi gereken işlemleri kaldıramayabilir. Bu amaçla mühendislik firmaları sonlu elemanlar analizlerinde kullanmak amacıyla günümüz teknolojisinin izin verdiği ölçülerde olabildiğince yüksek kapasiteli bilgisayarlar kullanılmaktadırlar. Elemanların küçük ve çok sayıda olması, özellikle sonuçların bir bölgeden diğerine hızlı bir değişim gösterebileceği modellerde avantaj sağlar. Elemanlar, köşe noktalarından birleştirilir. Bu köşe noktaları düğüm noktaları olarak adlandırılır. Düğümler aracılığıyla, bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemanlara da yansır.



Şekil 1.13. Sonlu elemanlar modelinde kullanılan eleman ve düğüm noktalarının şematik görüntüsü

Ana yapıyı oluşturan her bir elemanın mekanik özellikleri bazı diferansiyel denklemler ile belirlenir. Diferansiyel denklemler bilgisayar destekli analizlerin yapılabilmesi için önce cebirsel denklemlere daha sonra da katılık matrisi denklemlerine dönüştürülür. Elemanlardan oluşan yapının denklemleri birleşerek

tüm yapının denklemini oluştururlar. Çalışmaya uygun yükleme ve sınır koşulları belirlenir ve bu veriler yapısal matrikse entegre edilir. Analizlerin yapılabilmesi için modeller çalıştırılır ve yapısal matriks çözülür. Sonlu eleman analizinde kullanıcının bu denklemleri çözebilmesi için bilgisayara aktarması gereken bilgiler;

1. İncelenecek yapının geometrisini oluşturan koordinatlar
2. Yapının geometrisine uygun eleman tipi
3. Elemanların Poisson oranı ve elastisite modül değerleri
4. Sınır koşulları
5. Yükleme koşulları
6. Yapılacak olan analiz tipidir (Shigley ve Mischke, 1989, Chapter 8; Nafems, 1992).

Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi σ ile sembolize edilir) ve makaslama stresleri (τ ile sembolize edilir) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir üç boyutlu stres elemanının x,y,z düzlemlerine, bir normal, iki makaslama tipi stres etki eder. Dolayısıyla, herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç makaslama stres komponenti ile tanımlanır. Üç boyutlu bir elemanda en büyük stres değeri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda, bu streslere “Asal Gerilme (Principal Stress)” denir. 3 çeşit asal gerilme vardır.

- Maksimum Asal Gerilme (Maximum Principal Stress) (Maks. PS veya σ_1) : Pozitif değerdir ve en yüksek gerilme stresini (tensile stress) ifade eder.
- Ara Asal Gerilme (Intermediate Principal Stress) (σ_2): Ara değerleri ifade eder.
- Minimum Asal Gerilme (Minimum Principal Stress) (Min. PS veya σ_3) : Negatif değerdir ve en yüksek sıkışma stresini (compressive stress) ifade eder. Bu değerleri şu şekilde sıraya koyabiliriz. $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$

Analiz sonuçlarında elde edilen verilerde pozitif değerler maksimum asal gerilme değerlerini, negatif değerler ise minimum asal gerilme değerlerini ifade etmektedir. Bir stres elemanında belirgin ölçüde hangi asal gerilme değeri daha büyük mutlak değere sahip ise, o stres elemanı daha büyük olan asal gerilme tipinin etkisi altındadır. Örneğin bir düğüm noktasında maksimum asal gerilme değeri 150 MPa, minimum asal gerilme değeri -40 MPa ise, o düğüm noktasında maksimum asal gerilme daha etkindir ve değerlendirilmesi gereken stres değeridir. Kırılgan materyaller için (kemik) asal stres değerleri önemlidir. Çünkü maksimum asal stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum asal stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile elde edilen bir başka veri ise; Von Mises gerilme (Von Mises Stress) değerleridir. Bu değerler, özellikle çekilebilir materyaller (titanyum) için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve çekilebilir materyallerin germe dayanıklılığını belirlemek için kullanılan bir terimdir.

Von Mises gerilme değerleri “bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirir” prensibine dayanır. İki veya üç boyutta oluşan streslerin kombinasyonlarının bileşkesinin, materyalin bir boyutta gösterdiği germe dayanıklılığı ile karşılaştırılması olarak da açıklanabilir. 3 asal stres değerinden hesaplanır;

$$\sigma_2 = [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2] / 2$$

σ_1 : Maksimum Asal Gerilme (Maximum Principal Stress)

σ_2 : Ara Asal Gerilme (Intermediate Principal Stress)

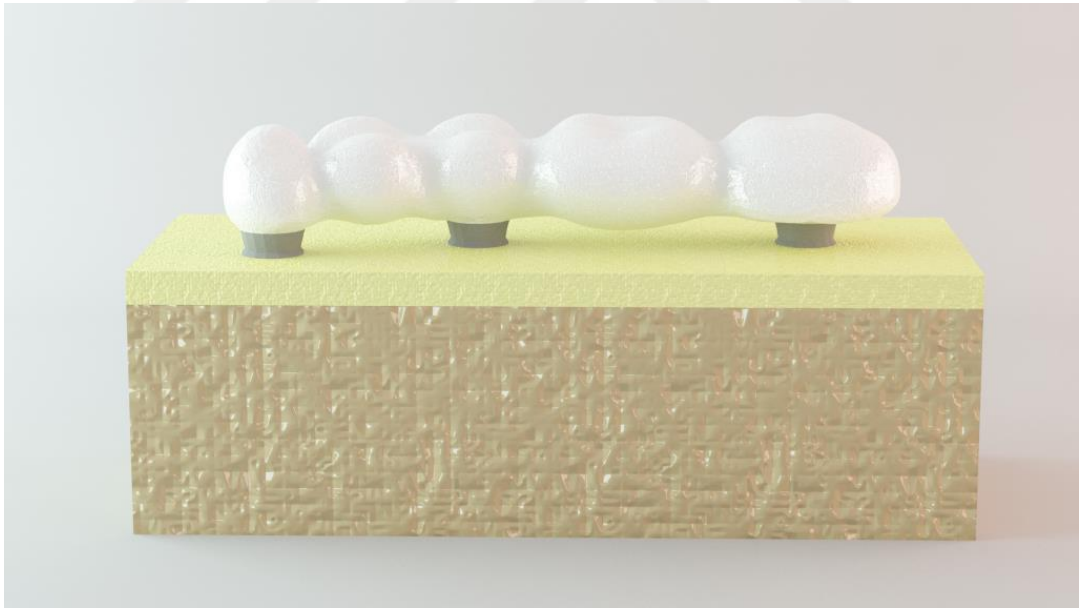
σ_3 : Minimum Asal Gerilme (Minimum Principal Stress)

Von Mises gerilme değerleri ile arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir (Shigley ve Mischke, 1989, Chapter 8; Nafems, 1992).

2. MATERYAL VE METOD

Bu çalışma Afyon Kocatepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirilmiştir.

Bu tez çalışmasında; aynı çap ve boya sahip (4mm-8mm) üç adet implant, alt çene posterior bölgeye yerleştirilmiş, ayrı bir modelde de 10 mm'lik implantlar kullanılmıştır. Daha sonra implantlar birbirlerine göre paralellikleri bozulmadan her modelde açı belirli oranda artacak şekilde, farklı açılarla eğimlendirilerek implant ve çevresindeki stres yoğunluklarının, sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca; implantların üzerine farklı üst yapı materyalleri ile yapılan köprü restorasyonlarının stres dağılımına etkisi de incelenmiştir (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Mandibulada 43-45-47 numaralı dişler bölgesine yerleştirilen implantlar ve üzerine uygulanan restorasyon modeli

Dental implant pazarında çok farklı sayıda implant tasarımı mevcuttur. Bu tasarım farklılıklarının sonuçlar üzerinde etkisi olması istenmediğinden; implantların modellenmesi esnasında herhangi bir marka temel alınmamış, jenerik modeller hazırlanmıştır. Bu sayede, implant geometrisinden bağımsız olarak, stres yoğunlaşmalarına odaklanmak amaçlanmıştır. İmplantlar posterior bölgede kanin, ikinci premolar ve ikinci molar diş bölgesine yerleştirilmiştir. İmplant-abutment bağlantısı, modeli sadeleştirmek amacıyla tek parça olarak düşünülmüş, abutment vidası göz ardı edilmiştir. Üst yapılar hazırlanırken, Cr-Co, zirkonyum, titanyum ve polietereketon (PEEK) materyalleri kullanılmıştır. Üst yapı hazırlanırken detaylandırılmamış, sadece altyapı modellenmiştir ve 5 üyeli simante restorasyonlar sanal ortamda abutmentlerin üzerine yerleştirilmiştir.

İmplantlar öncelikle aksiyal eksene dik olarak yerleştirilmiş, daha sonra aksiyal eksenle her seferinde açı 6° artacak şekilde, distal yönde açılarak, 7 farklı çalışma modeli elde edilmiştir. Bu sırada implantların birbirlerine göre paralellikleri korunmuştur. 8. çalışma modelinde, çalışmanın amaçlarından biri olan, implantın eğimlendirilmesiyle birlikte uzun implantların kullanılabileceği fikrine paralel olarak, implantların boyu, çapı değiştirilmeden 2 mm uzatılmış ve 10 mm uzunluğundaki implantlar kullanılmıştır. 7. ve 8. modeller arasındaki tek fark, implantların uzunluğundaki değişim olmuştur.

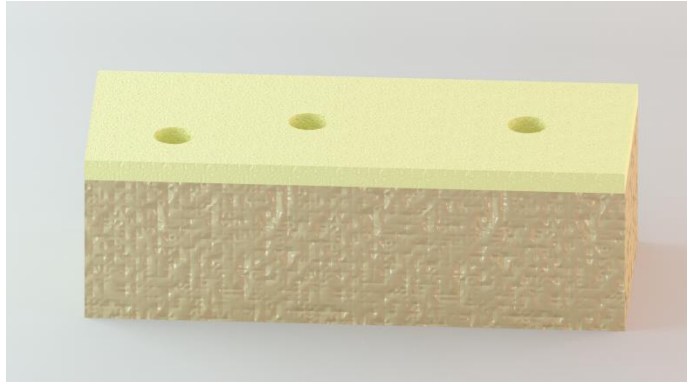
Üstyapılara belirli noktalardan oblik kuvvetler uygulanmıştır. İmplant dayanakları, üstyapı, kortikal ve spongiyöz kemikte referans noktaları belirlenmiş ve uygulanan kuvvetler sonucunda, bu noktalarda oluşan stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri incelenmiştir. Bu çalışmada, implant, implant çevresindeki kortikal ve spongiyöz kemik ve restorasyonların alt yapısında oluşan en yüksek çekme, basma ve von Mises stresleri miktarları ve dağılımları karşılaştırılmıştır. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir.

3 boyutlu katı modelin oluşturulması, 3 boyutlu ağ yapısının düzenlenerek daha homojen hale getirilmesi ve sonlu elemanlar stres analizi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemciye sahip; 500GB Hard disk, 14GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) 3 boyutlu sonlu eleman analiz programından yararlanılmıştır.

2.1.Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Modellerin Hazırlanması

2.1.1.Kortikal ve Spongioz Kemik Modellenmesi

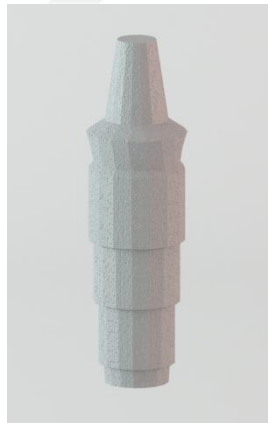
Kortikal ve spongioz kemik modellerini elde etmek için Rhinoceros yazılımı kullanılmıştır. Bu çalışmada, mandibulanın tümüne gereksinim olmadığından sadece gerekli bölge Boolean işlemi ile çıkarılmıştır. Bu işlemi gerçekleştirmek için mandibula modelinin istenilen bölgesi üzerinde bir küp çizilmiş, çizilen küp ile mandibulanın kesiştiği alan, gereğinden fazla mesh için hafıza harcanmasını gerektirmeyen kutu modelin elde edilmesini sağlamıştır. İç kısmı oluşturacak spongioz kemiği oluşturacak, istediğimiz kortikal kemik kalınlığı kadar (2 mm) pay bırakılıp, içi boş bir kutu elde edilmiştir. Elde edilen boş kısmın koordinatları muhafaza edilerek, spongioz kemik olarak tanımlanmıştır (Şekil 2.2). Bu uygulama sayesinde, elde edilen spongioz kemik kortikal kemiğin içine birebir yerleşebilmektedir. Boolean işleminde bütün yapıların koordinatları muhafaza edildiği için bilgi kaybı olmamaktadır.



Şekil 2.2. Kortikal ve spongioz kemiğin modellenmesi

2.1.2. İmplant ve Abutment Modellenmesi

Çalışmamızda aynı çapta ve boyutta jenerik implant ve abutment kullanılmıştır. Abutment vidası modellenmemiş, implant ve abutmentlar bir bütün olarak düşünülmüştür (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. İmplant ve abutmentin modellenmesi

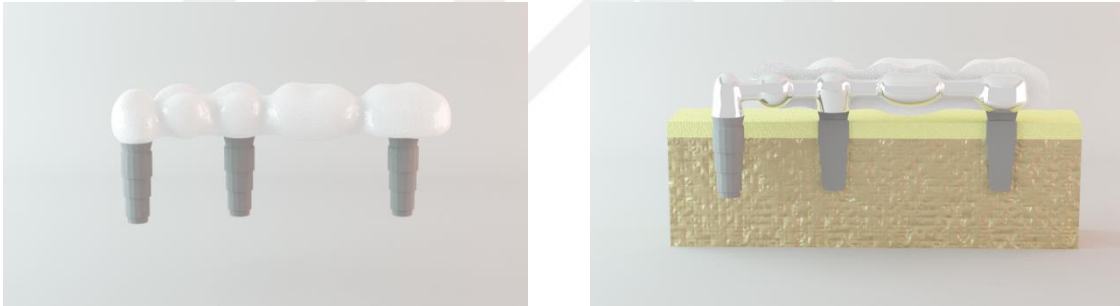
2.1.3. Protetik Üstyapıların Modellenmesi

Çalışmamızda, implant üstü sabit protezler, 5 üyeli köprü restorasyonu şeklinde planlanmış ve sadece protezin altyapıları modellenmiştir. Altyapılı materyali olarak krom-kobalt alaşımı, zirkonyum, titanyum ve PEEK kullanılmıştır. Üstyapılar koping

olarak hazırlanmış ve üstyapı porseleni modellenmemiştir (Şekil 2.4). Koping ve dayanak arasındaki siman tabakası, tabakanın inceliğinden ve malzeme değerinin düşüklüğünden ötürü, analize minimum etki yapacağı düşünülerek göz ardı edilmiştir (Şekil 2.5).



Şekil 2.4. İmplant üstü protezlerin modellenmesi



Şekil 2.5. Modellenen protezlerin sanal ortamda implantların üzerine yerleştirilmesi

2.2. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel model, geometrik model yüzeyinin ‘mesh’ olarak adlandırılan basit küçük parçalara bölünmesi ile oluşmaktadır. İlk mesh uygulamasından sonra (mesh generation), dik açılı ve dar yüzeyler gibi riskli bölgelerdeki elemanlar kontrol edilir ve bu bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak (mesh simplification) düzenli hale getirilir.

Çalışmamızda Rhinoceros yazılımı ile oluşturulan geometrik modeller (kemik, implant, abutment, üst yapı), matematiksel modelleri elde etmek üzere, 3 boyutlu koordinatları korunup, Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılarak, .stl formatında matematiksel modellere (mesh generation) dönüştürülmüştür.. Daha sonra bu modeller, belirlenen sınır koşulları altında Nastran çözücüsü ile çözdürülmüştür. Stl formatı 3 boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanarak, programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Matematiksel modellerde bricks ve tetrahedral elemanlar kullanılmıştır. Bricks ve tetrahedral katı modelleme sisteminde, Algor Fempro, modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanmıştır. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulması amaçlanmıştır. Modellerde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale (mesh simplification) getirilmiştir.

Çalışmamızda, kortikal kemik, spongioz kemik, implantlar, abutment ve üst yapı içeren 8 adet matematiksel modelin hazırlanması sırasında kullanılan eleman ve düğüm sayıları tabloda verilmiştir (Tablo 2.1).

Tablo 2.1. Çalışmada kullanılan modellerdeki eleman ve düğüm sayıları

Model Numarası	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
1	128676	26682
2	154994	30807
3	159087	32280
4	155688	30891
5	155329	30831
6	156332	31035
7	156054	30985
8	128676	26682

2.3. Malzeme Özelliklerinin Tanımlanması

Elde edilen matematiksel modellerin, sonlu elemanlar stres analiz programında çalışabilmesi ve sonuçların doğru olarak elde edilebilmesi için, sistem elemanlarının programa tanıtılması gerekmektedir. Bu çalışmada kullanılan tüm malzemeler; lineer, homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir. Çalışmamızda kullanılan yapıların, fiziksel özelliklerini tanımlayan elastik modülleri ve Poisson oranları Algor Fempro 3 boyutlu sonlu eleman analiz programına tanıtılmıştır. Ağız mukozasının elastisite modülü ve Poisson oranının çok düşük değerlerde olması nedeni ile mukoza modellere dahil edilmemiştir (Sevimay ve ark., 2005; Zampelis ve ark., 2007; Lan ve ark., 2008; Chang ve ark., 2010; Karabudak ve ark., 2014; Rzanny ve ark., 2016) (Tablo 2.2).

Tablo 2.2. Çalışmada kullanılan materyallerin elastik modülü ve poisson oranları

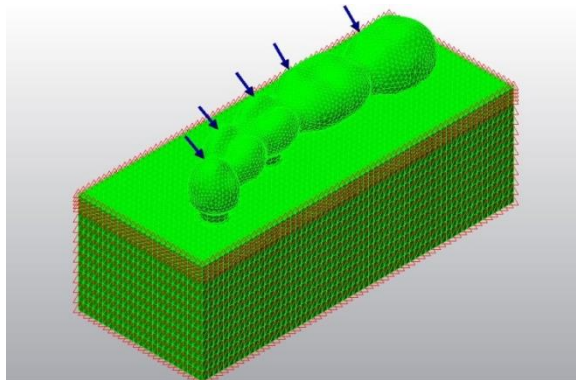
Malzeme	Elastiklik Modülü (GPa)	Poisson Oranı
Kortikal kemik	13.7	0,30
Spongiyoz Kemik	1,37	0,30
Titanyum Alaşımı	110	0,35
Cr-Co Alaşımı	210	0,35
Zirkonya	210	0,30
PEEK	4,8	0,30

2.4. Sistemin Birleştirilmesi

Oluşturulan matematiksel modellerin üzerinde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için modeli oluşturan parçaların birbirleri ile olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir. Bu amaçla; çalışmamızda incelenen tüm modellerde, kortikal kemik ile spongios kemiğin kendi iç özelliklerine uygun olarak yük aktarımı yaptıkları ve birlikte çalıştıkları kabul edilmiştir. Ayrıca, implant ile kemik dokusu, implant ile abutment ve abutment ile üst yapı materyalleri arasındaki bağlantı, basıncı kesintisiz olarak iletecek şekilde sağlanmıştır. İmplantların çene kemiğine %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır.

2.5. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Modellere Uygulanan Yükler ve Sınır Koşulları

Uzayda duran modelin analizinin yapılabilmesi için periferik noktalardan bağlanması ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir. Çalışmada kullanılan modellerin tümünde, mandibulanın ön, arka ve üst kısımlara sıfır serbestlik derecesi verilmiştir. Çalışmada oblik kuvvet uygulaması yapıldı. Bu kuvvet, sabit köprü protezin her bir üyesinin oklüzal lateral harekette temas eden fonksiyonel bukkal tüberkül tepelerine horizontal düzlemlerle 45° açı ile 100 N olarak uygulandı (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Yükleme noktaları

2.6. Sonlu Elemanlar Analiz Programında Analiz Sonuçlarının Alınması

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Analiz yapılırken, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanması gerekmektedir.

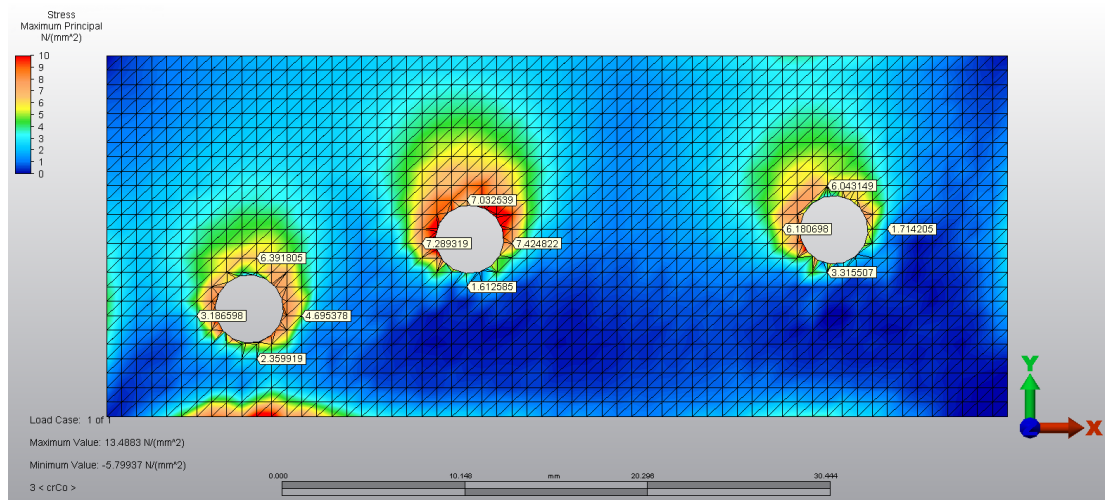
Çalışmamızda, implantların eğimlendirilmesiyle ve daha uzun implant kullanılmasıyla birlikte uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal ve spongiöz kemikte oluşan minimum ve maksimum asal gerilme değerleri ve implantlarda ve üst yapıda meydana gelen von Mises gerilme değerleri incelenmiştir. Elde edilen sayısal değerler, stres dağılımlarını gösteren kesit görüntüleri ile birlikte irdelenmiştir.

3. BULGULAR

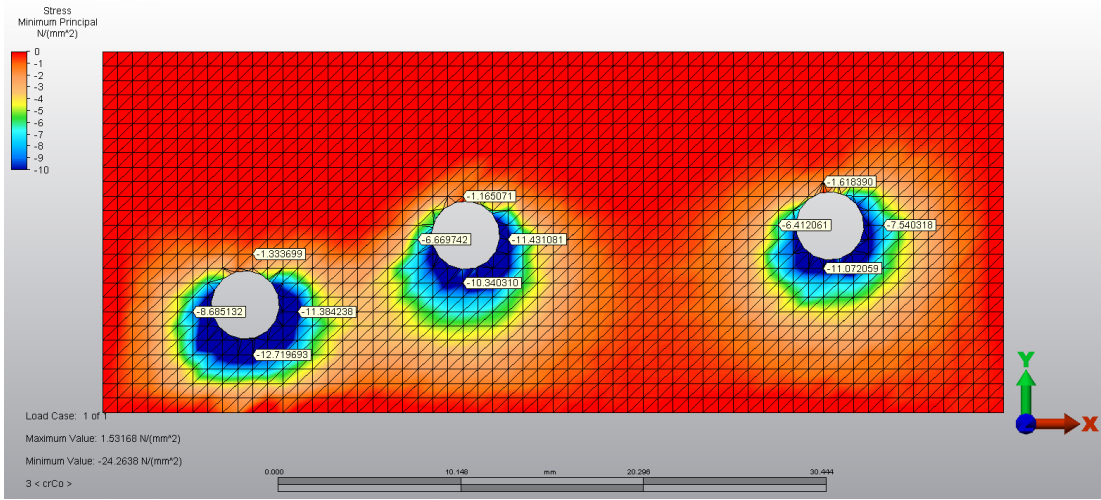
3.1. Cr- Co Üstyapı Materyali Kullanılarak Hazırlanan Modellerde Kortikal Kemikğin Minimum ve Maksimum Asal Stres Değerlerinin ve İmplant ve Üstyapının von Mises Gerilme Değerlerinin İncelenmesi

3.1.1. İmplantların 0° ile Hazırladığı Model

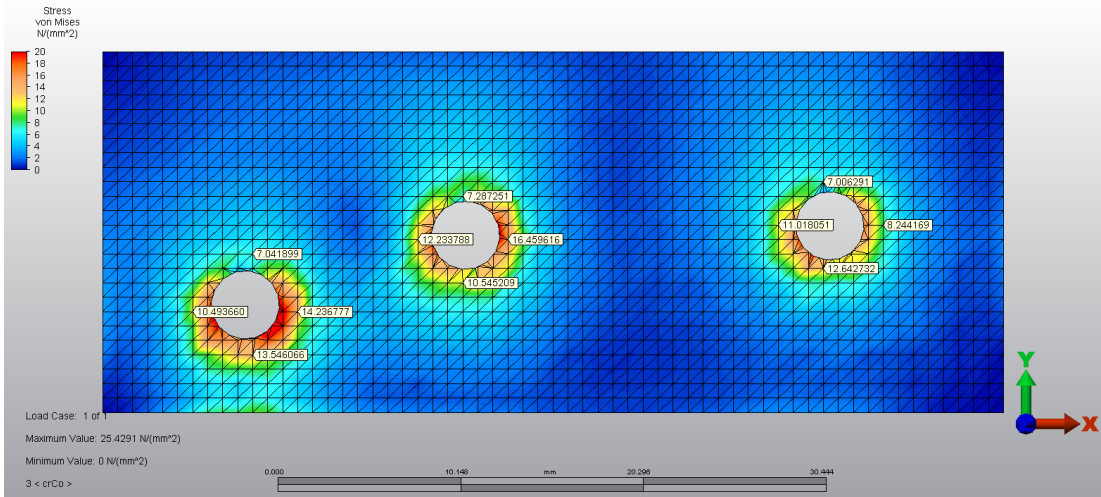
İmplantların dik yerleştirildiği modelde, kortikal kemikteki maksimum asal stresler en yüksek 45 numaralı implantın mesial ve distal bölgesinde ve 47 numaralı implantın mesialinde gözlenmiştir (7.42 MPa) (Şekil 3.1.1). En yüksek minimum asal stresler ise 43 numaralı implantın lingualinde gözlenmiştir (-12,71 MPa) (Şekil 3.1.2). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; stres yoğunlaşmaları 43 numaralı implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte (Şekil 3.1.3); implantlarda 45 ve 47 numaralı implantların distalinde gözlenmiştir (Şekil 3.1.4). Üst yapıda ise en yüksek stres yoğunlaşması, 43 numaralı dişin lingualinde gözlenmiştir (Şekil 3.1.5).



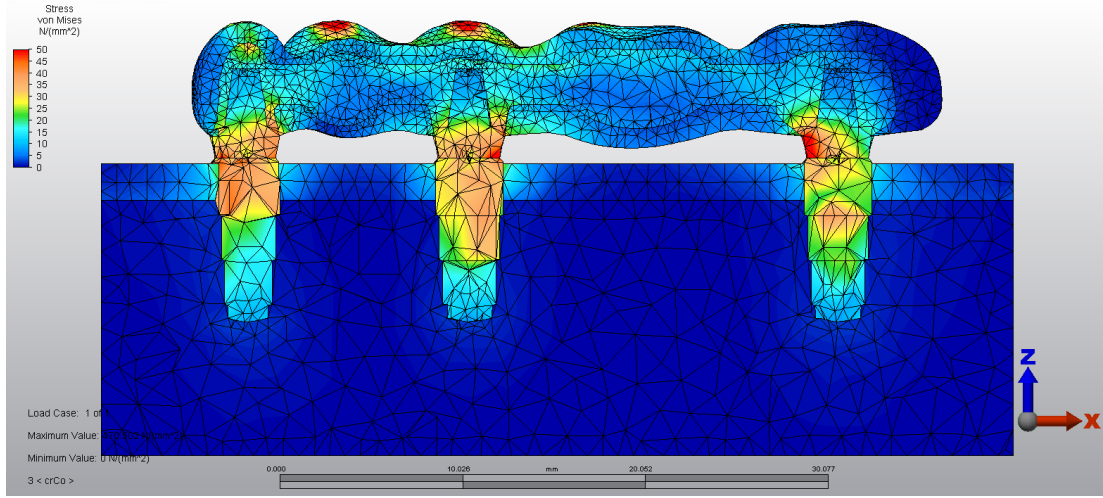
Şekil 3.1.1. İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



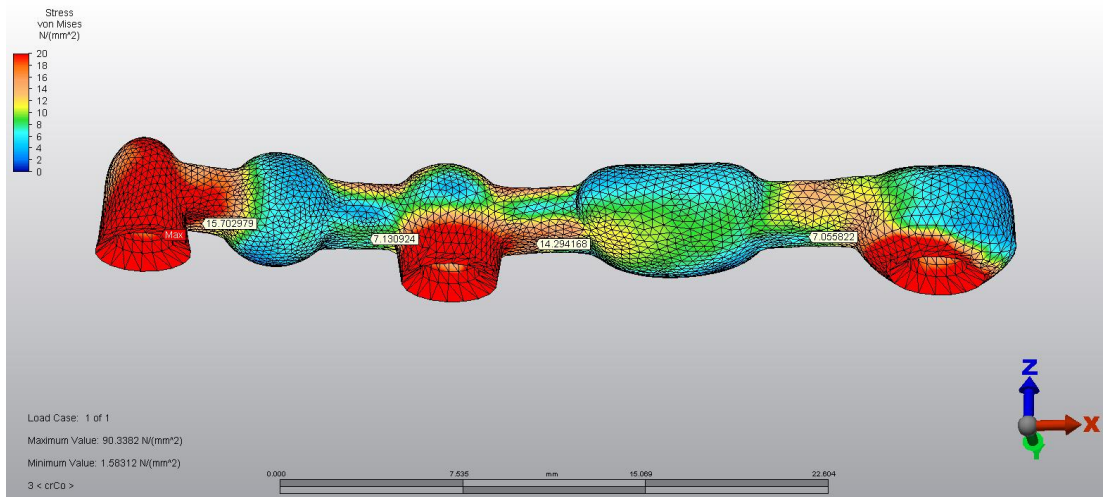
Şekil 3.1.2. İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.1.3. İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



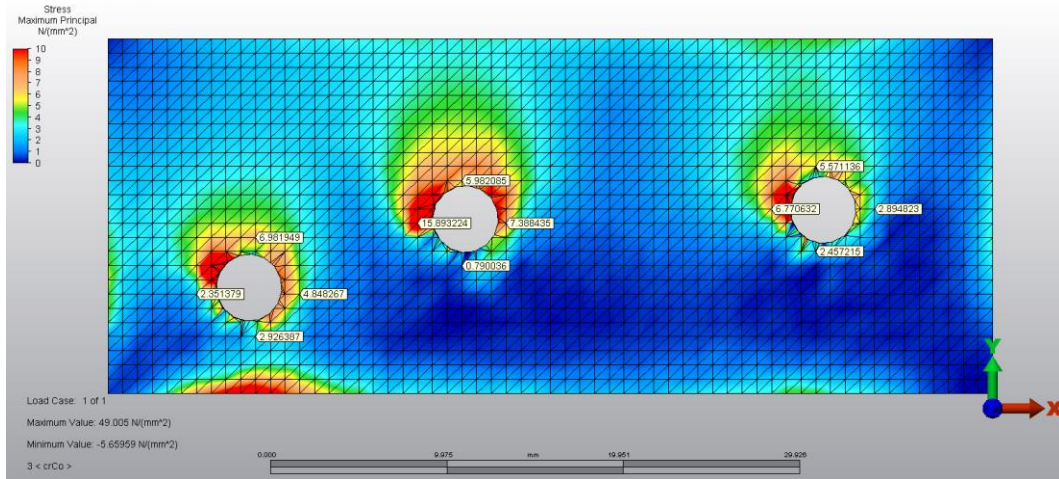
Şekil 3.1.4. İmplantların 0° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda oluşan von Mises stresleri



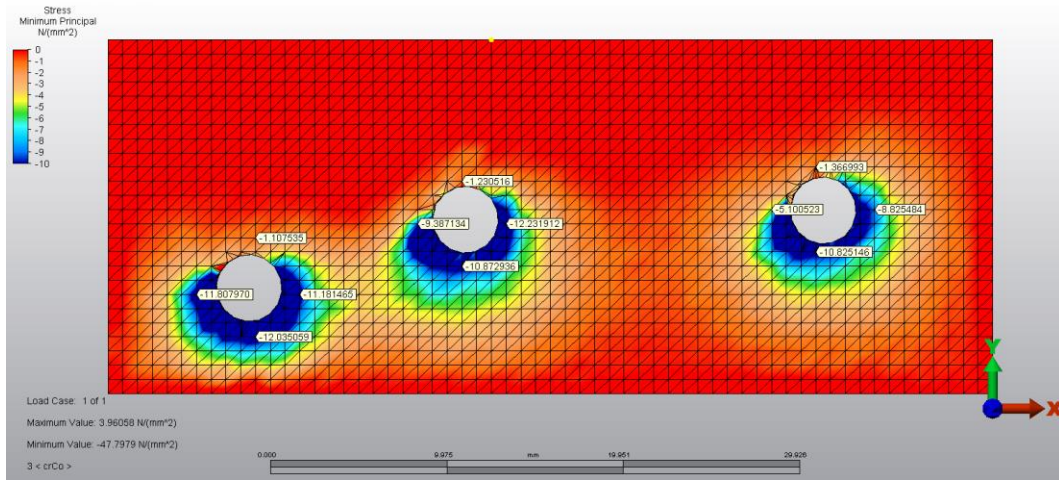
Şekil 3.1.5. İmplantların 0° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.1.2. İmplantların 6° Açılı ile Hazırlanmış Model

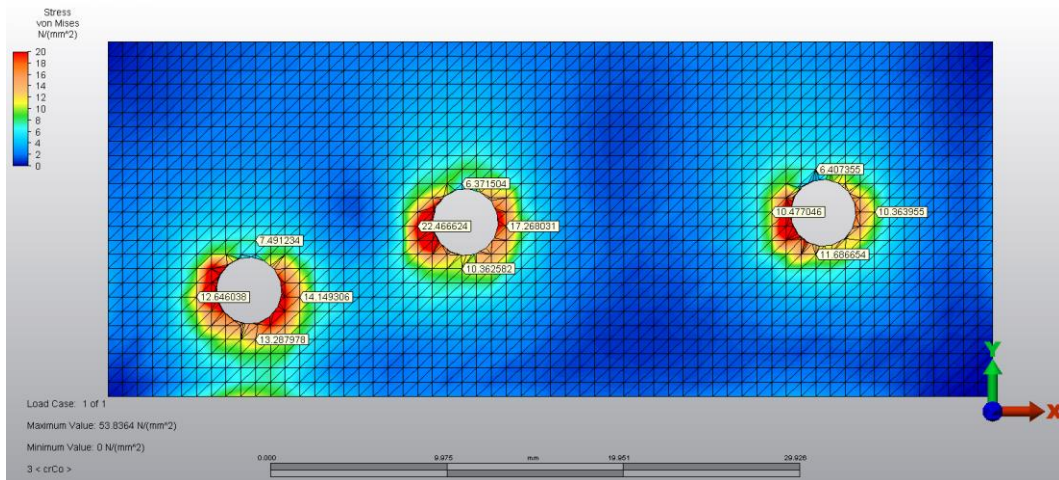
İmplantların 6° açılı ile yerleştirildiği modelde, kortikal kemikte stres artışı gözlenmiştir ve bu artış dik yerleştirilen implantlarla kıyaslandığında, özellikle 45 numaralı implantın mesialinde gözlenmiştir. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer, ortadaki implantın mesialidir (15,89 MPa) (Şekil 3.1.6). En yüksek minimum asal stresler ise 43 numaralı implantın lingualı, 45 numaralı implantın lingualı ve distali ve 47 numaralı implantın lingualinde gözlenmiştir. En yüksek minimum asal stres değeri ise 45 numaralı implantın distalinde görülmüştür (-12,23 MPa) (Şekil 3.1.7). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; tüm implantların mesiallerindeki kortikal kemikte stres değerleri artmıştır ve orta implantın distal bölgesinde stres yoğunlaşması gözlenmiştir (Şekil 3.1.8). İmplantlarda ise stresler; 43 ve 47 numaralı implantın mesiali ve 45 numaralı implantın distalinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.1.9). Üst yapıda ise en yüksek stres, 43 numaralı dişin lingualinde gözlenmiştir. 45 ve 47 numaralı dişlerin boyun bölgelerinde de stres yoğunlaşmaları görülmüştür (Şekil 3.1.10).



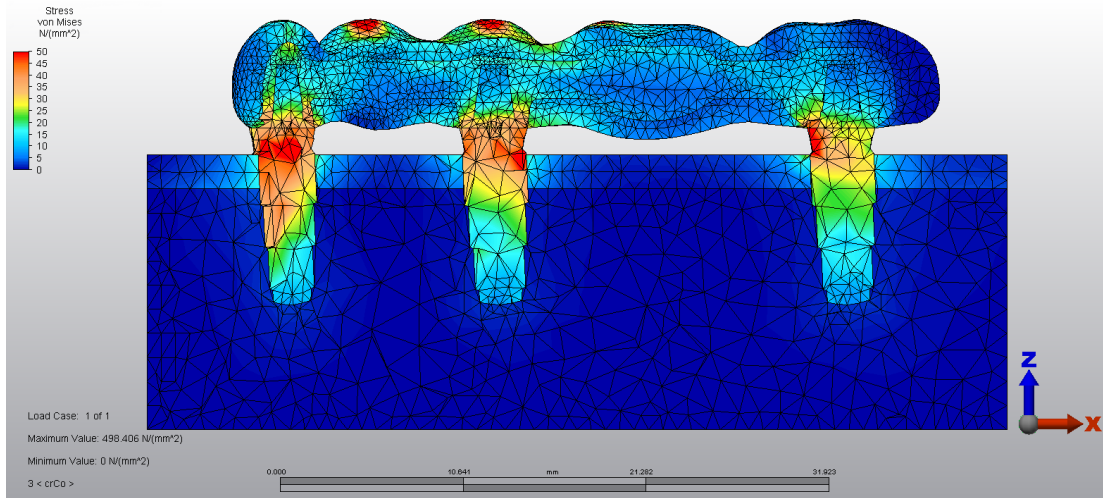
Şekil 3.1.6. İmplantların 6° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



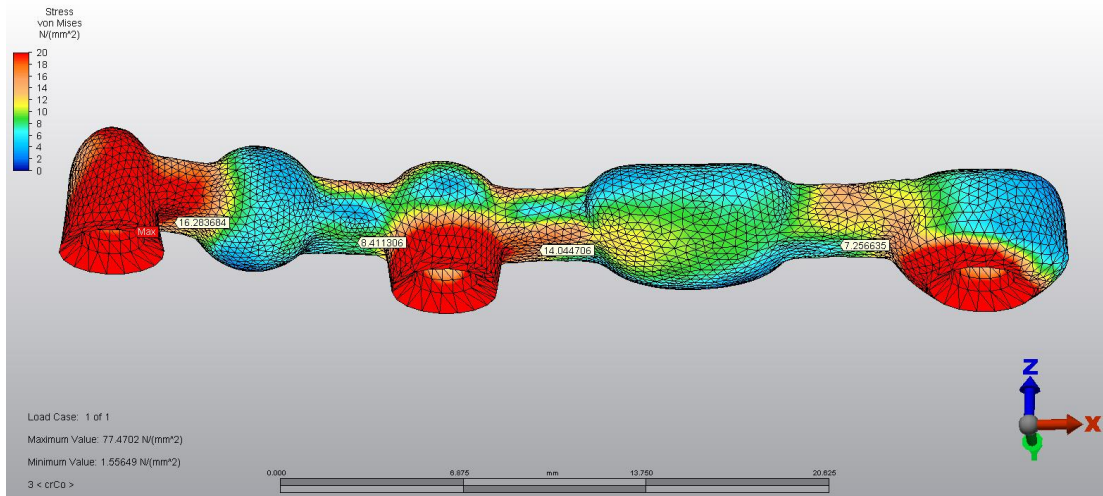
Şekil 3.1.7. İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.1.8. İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



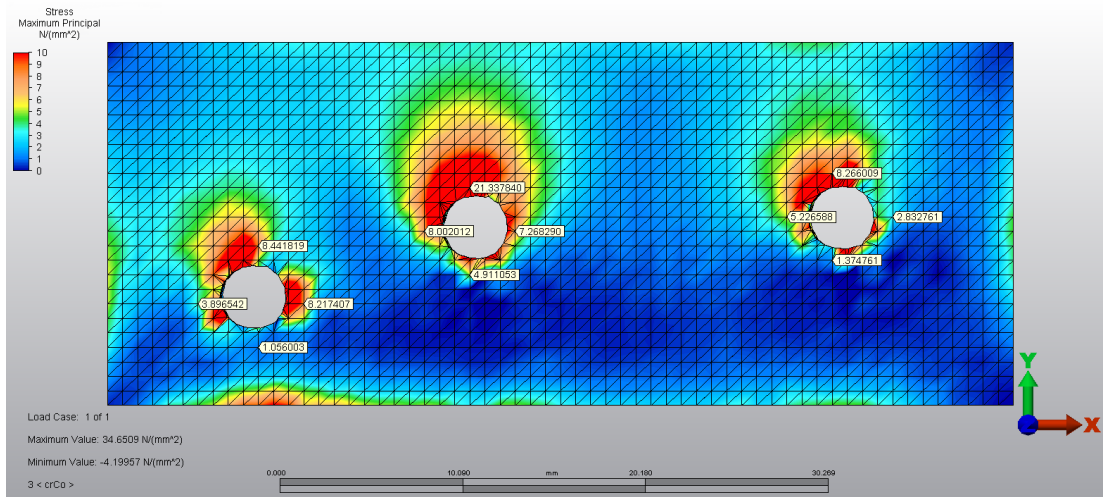
Şekil 3.1.9. İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



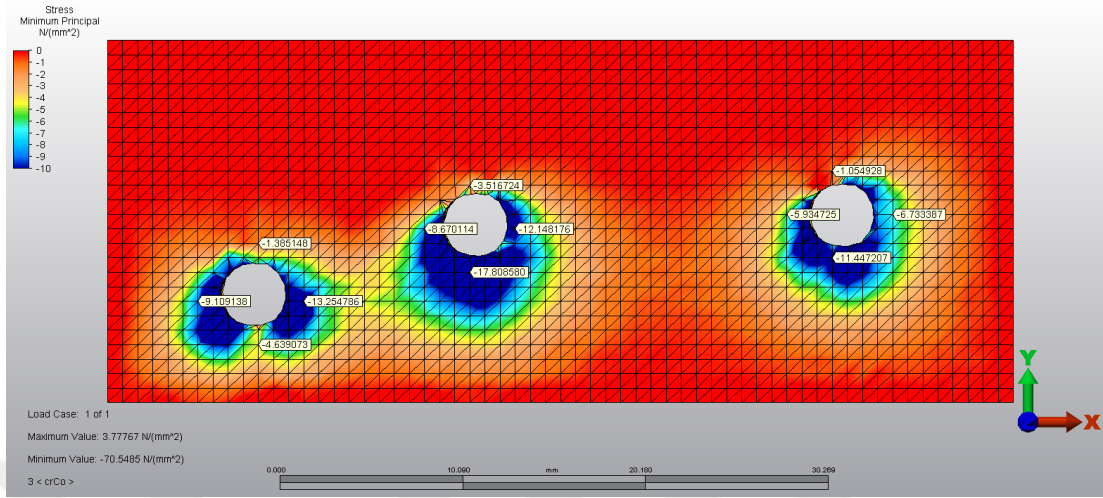
Şekil 3.1.10. İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.1.3. İmplantların 12° ile Hazırlanmış Model

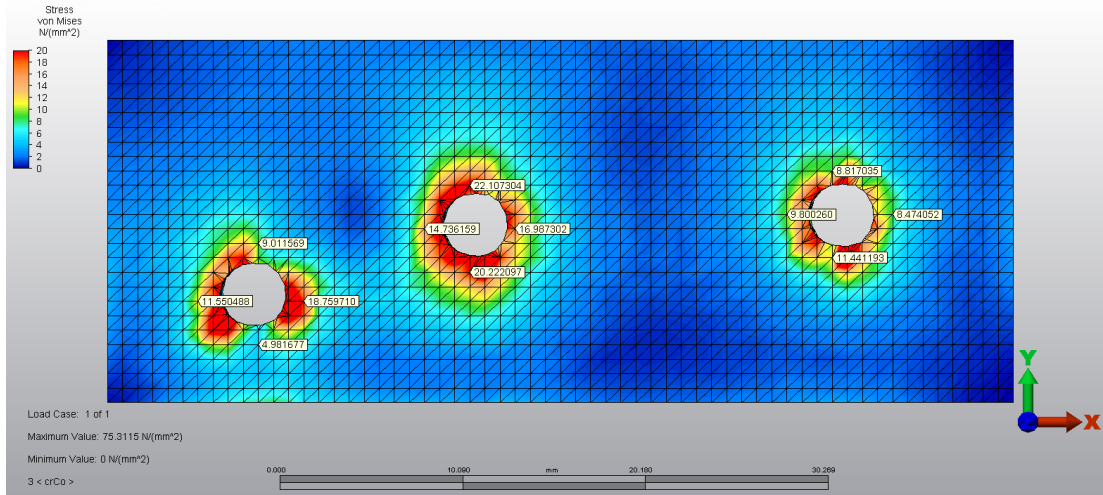
İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artışı gözlenmiştir. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer ortadaki implantın bukkalidir (21,33 MPa) (Şekil 3.1.11). En yüksek minimum asal stresler ise 43 numaralı implantın mesial ve distalinde, 45 numaralı implantın linguali ve distalinde ve 47 numaralı implantın lingualinde gözlenmiştir (Şekil 3.1.12). En yüksek minimum asal stres değeri ise 45 numaralı implantın linguailinde görülmüştür (-17,80 MPa). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; özellikle 43 ve 45 numaralı implantların boyun bölgesindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları gözlenmiştir (Şekil 3.1.13). En yüksek değer ise 45 numaralı implantın bukkalinde gözlenmiştir (22,10 MPa). İmplantlarda stresler; 43 ve 47 numaralı implantın mesiali ve 45 numaralı implantın distalinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.1.14). Üst yapıda ise stresler 43 ve 45 numaralı dişlerin boyun bölgesinde görülmüştür (Şekil 3.1.15).



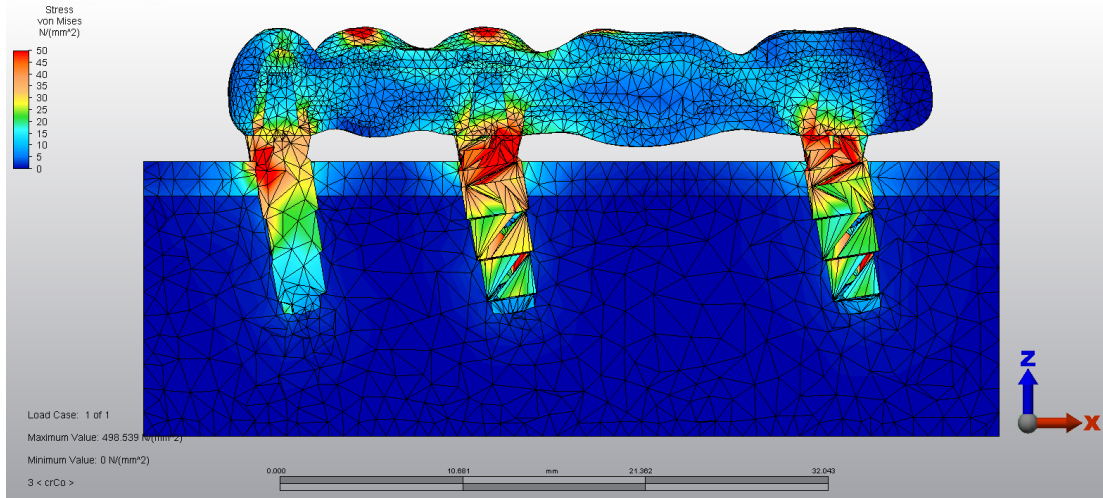
Şekil 3.1.11. İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



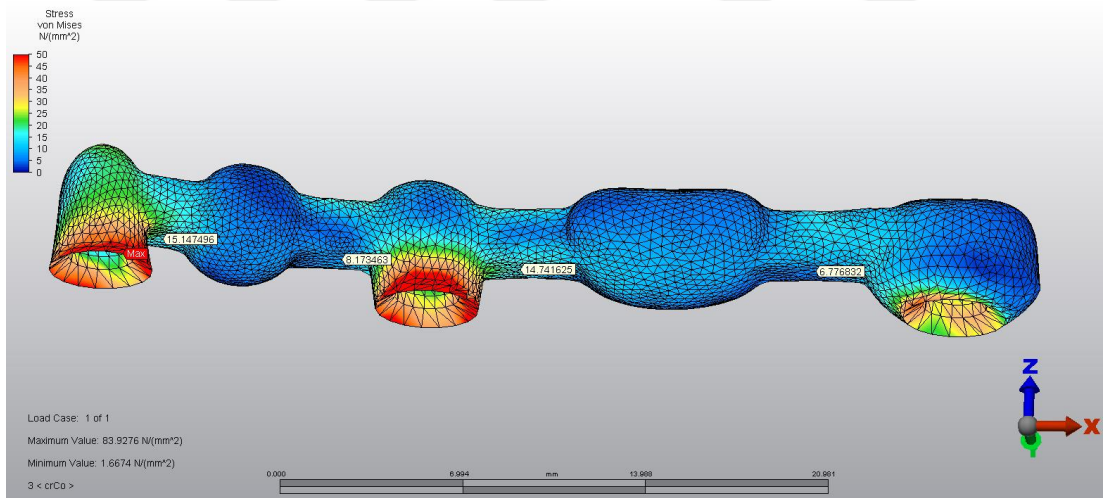
Şekil 3.1.12. İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yüklemeye altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.1.13. İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yüklemeye altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



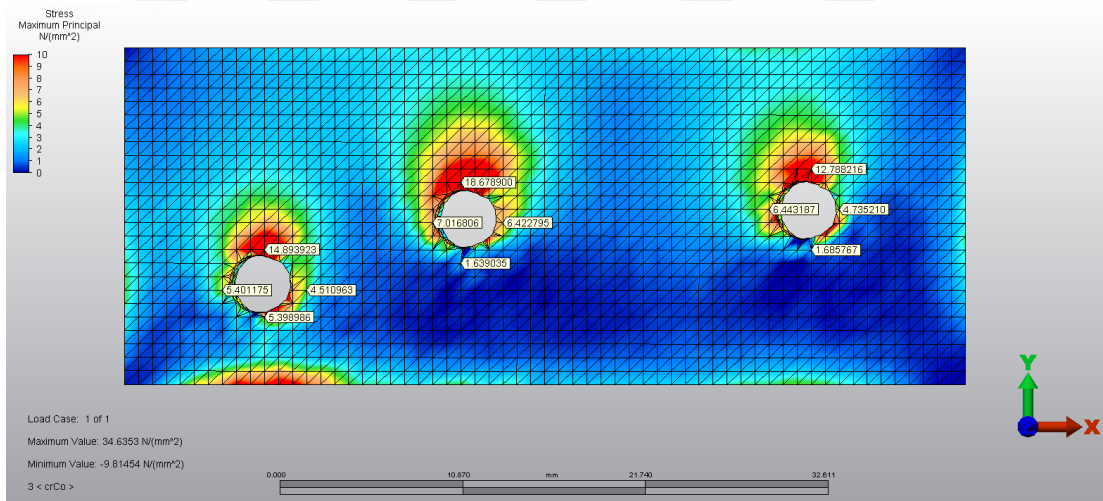
Şekil 3.1.14. İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



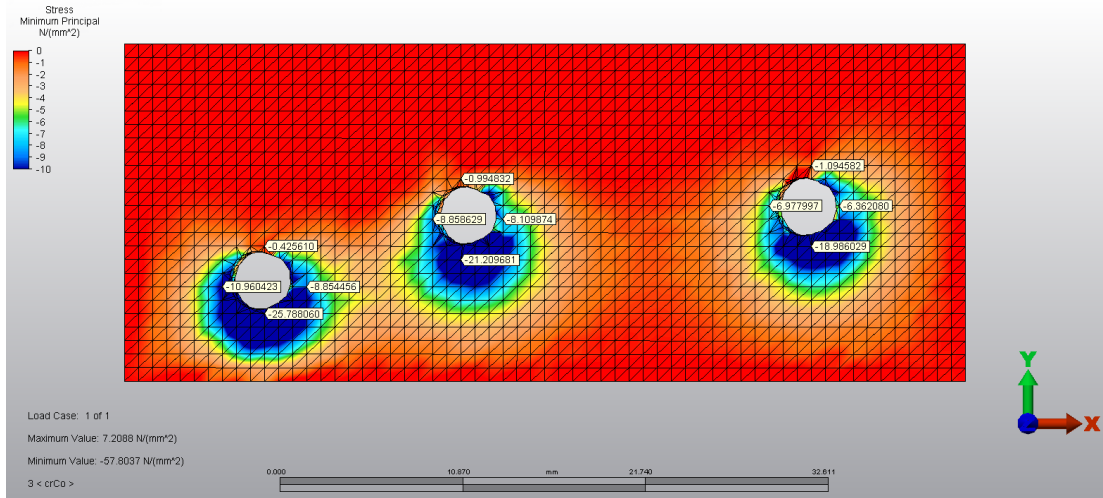
Şekil 3.1.15. İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.1.4. İmplantların 18° Açı ile Hazılandığı Model

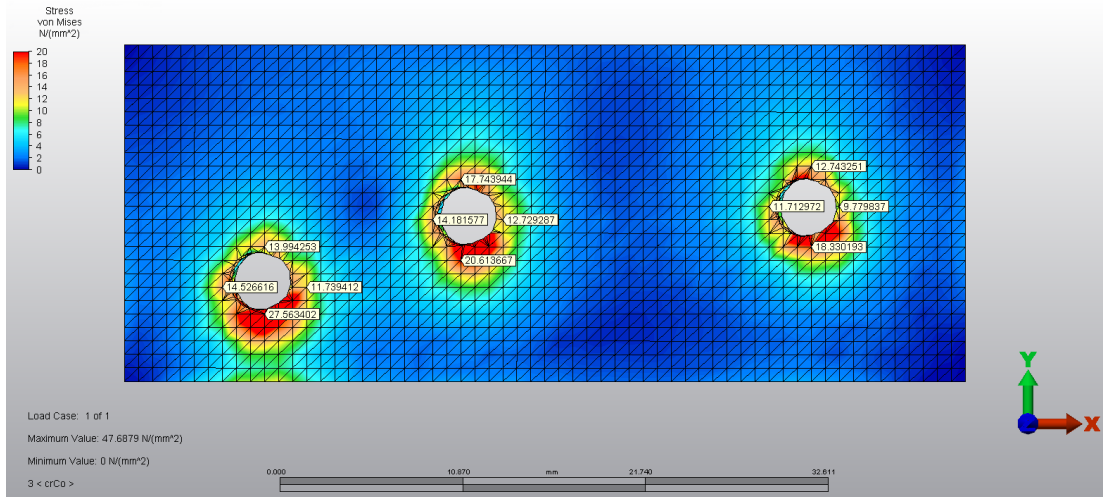
İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artışı gözlenmiştir. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer ortadaki implantın bukkalidir (18,67 MPa) (Şekil 3.1.16). Tüm implantların linguallerinde ise sıkışma stresleri artmıştır (Şekil 3.1.17). En yüksek minimum asal stres değeri ise 43 numaralı implantın linguailinde görülmüştür (-25,78 MPa). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; tüm implantların özellikle linguallerindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları görülmüştür (Şekil 3.1.18). En yüksek stres değeri ise 43 numaralı implantın lingualindedir (27,56 MPa). İmplantlarda stresler; 43 ve 45 numaralı implantın distali ve 47 numaralı implantın mesialinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.1.19). Üst yapıda ise stresler 43 numaralı dişin linguali ve konnektör bölgesinde, 45 ve 47 numaralı dişin boyun bölgesinde görülmüştür (Şekil 3.1.20).



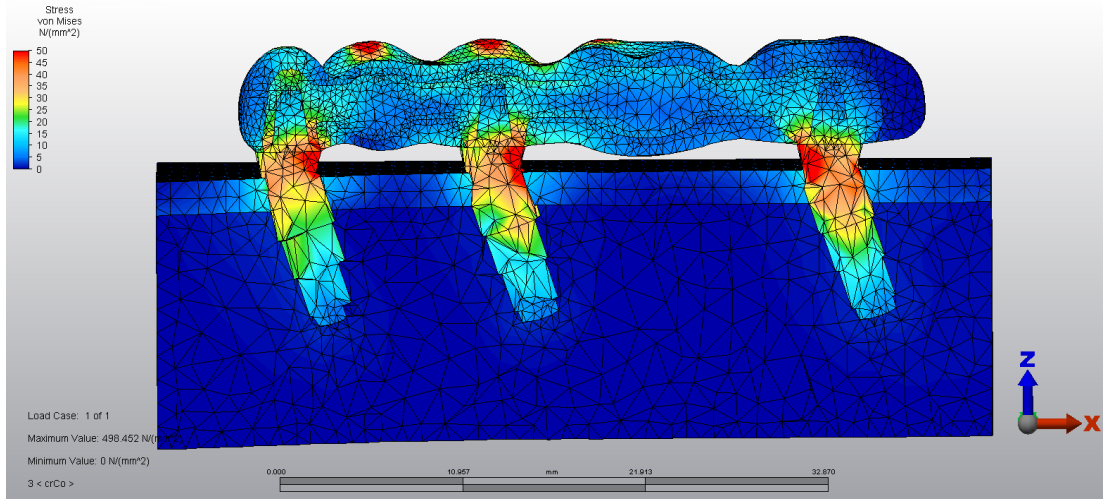
Şekil 3.1.16. İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



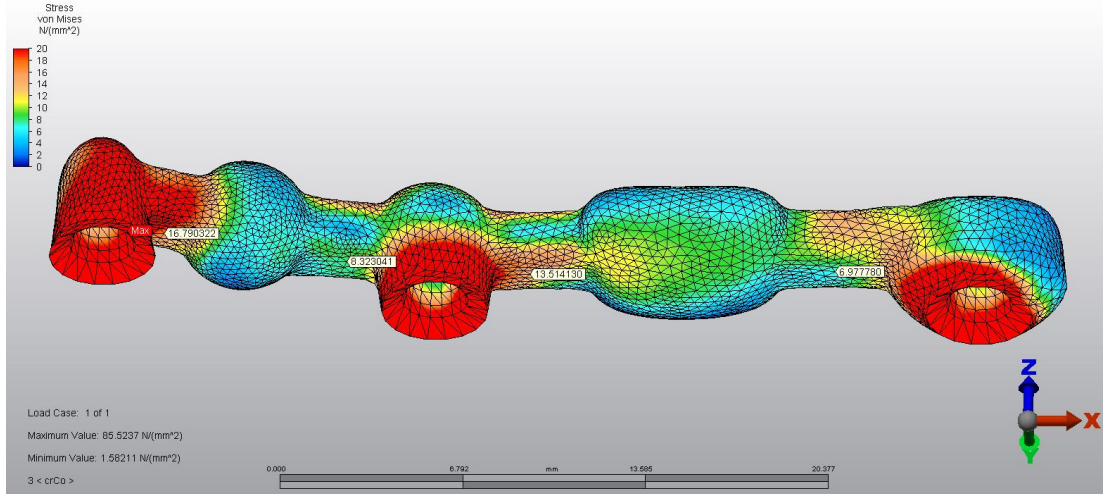
Şekil 3.1.17. İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.1.18. İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



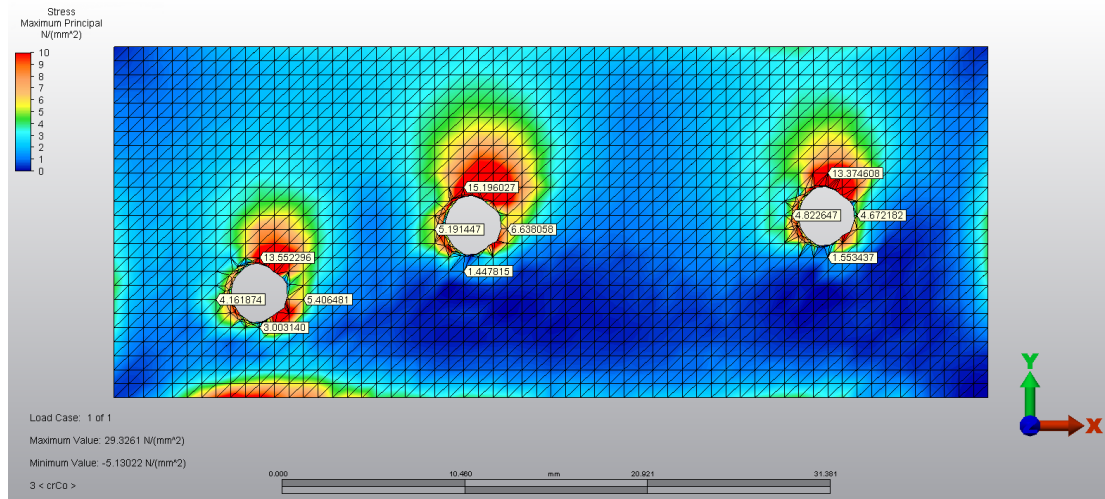
Şekil 3.1.19. İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



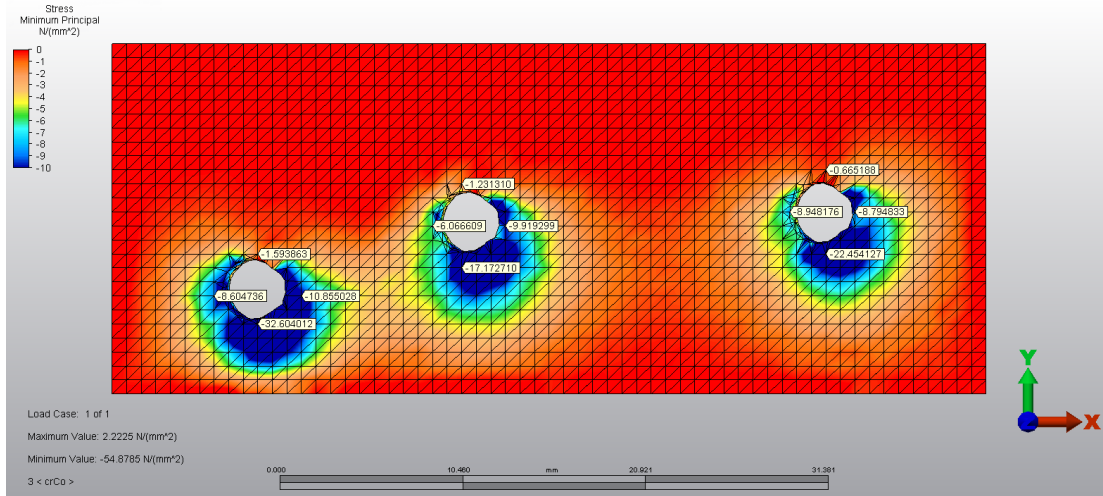
Şekil 3.1.20. İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.1.5. İmplantların 24° Açı ile Hazırlanmış Model

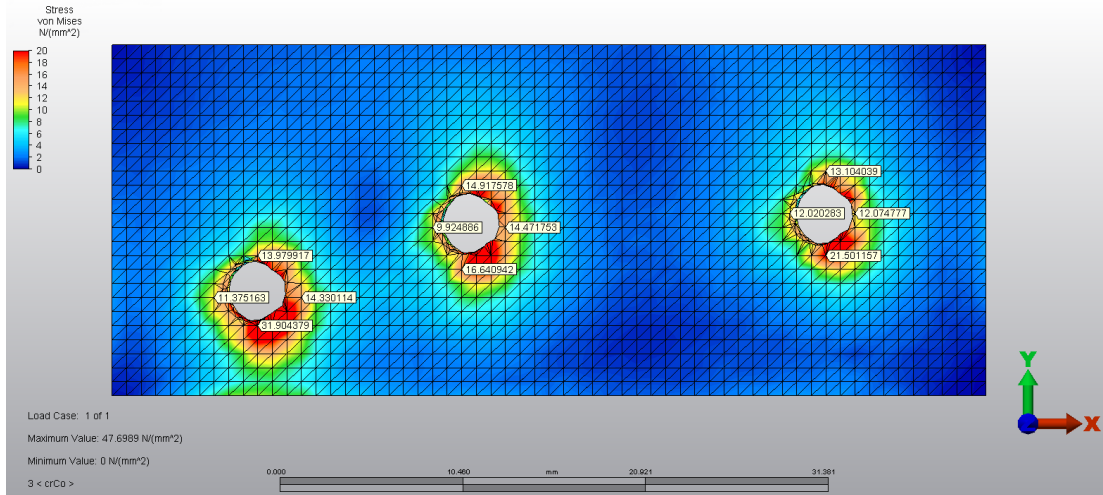
İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artışı gözlenmiştir fakat bu artış eğim arttıkça azalmaya başlamıştır. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer ortadaki implantın bukkalidir (15,19 MPa) (Şekil 3.1.21). Tüm implantların lingualinde ise sıkışma stresleri artmaya devam etmiştir. En yüksek minimum asal stres değeri ise 43 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (-32,60 MPa) (Şekil 3.1.22). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; streslerin tüm implantların lingualindeki kortikal kemikte yoğunlaştığı gözlenmektedir (Şekil 3.1.23). En yüksek değer ise 43 numaralı implantın lingualinde gözlenmiştir (31,90 MPa). İmplantlarda von Mises stresleri ise tüm implantların distalinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.1.24). Üst yapıdaki stresler, 43 numaralı dişin linguali ve konnektör bölgesinde, 45 ve 47 numaralı dişlerin boyun bölgesinde gözlenmiştir (Şekil 3.1.25).



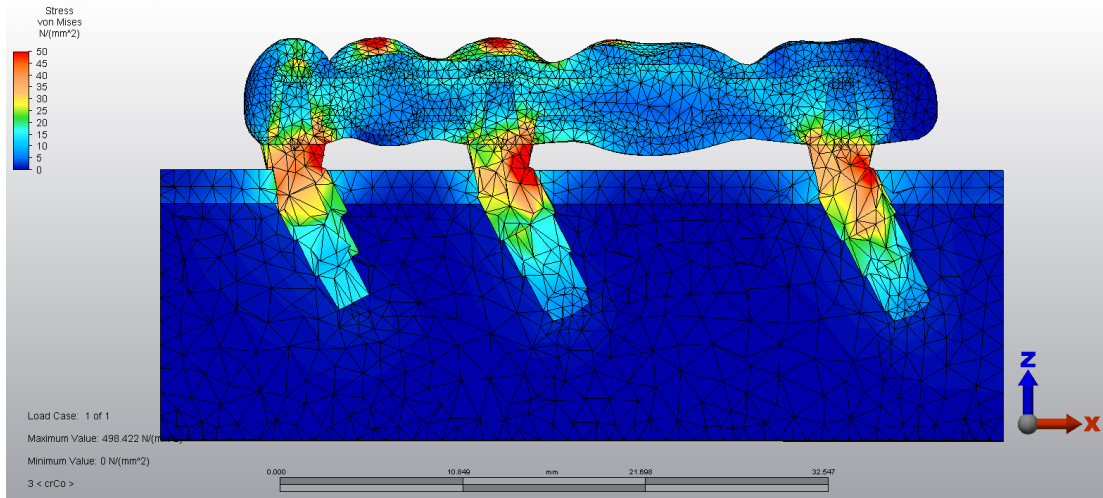
Şekil 3.1.21. İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



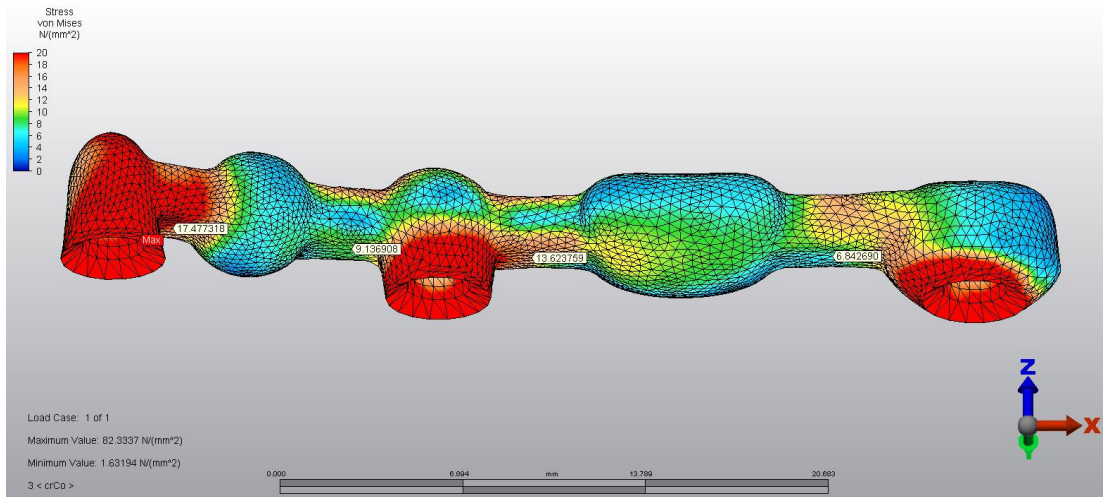
Şekil 3.1.22. İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yüklemeye altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.1.23. İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yüklemeye altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



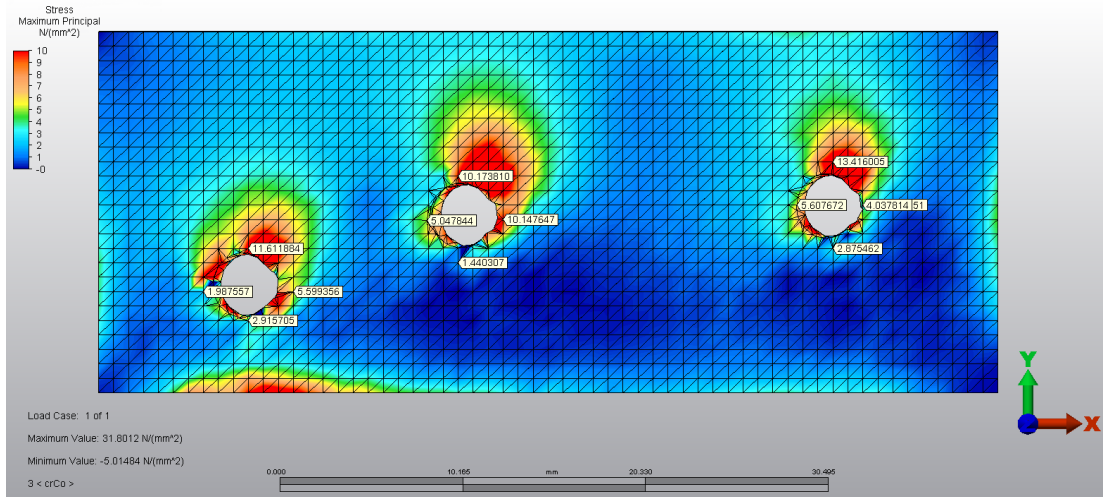
Şekil 3.1.24. İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



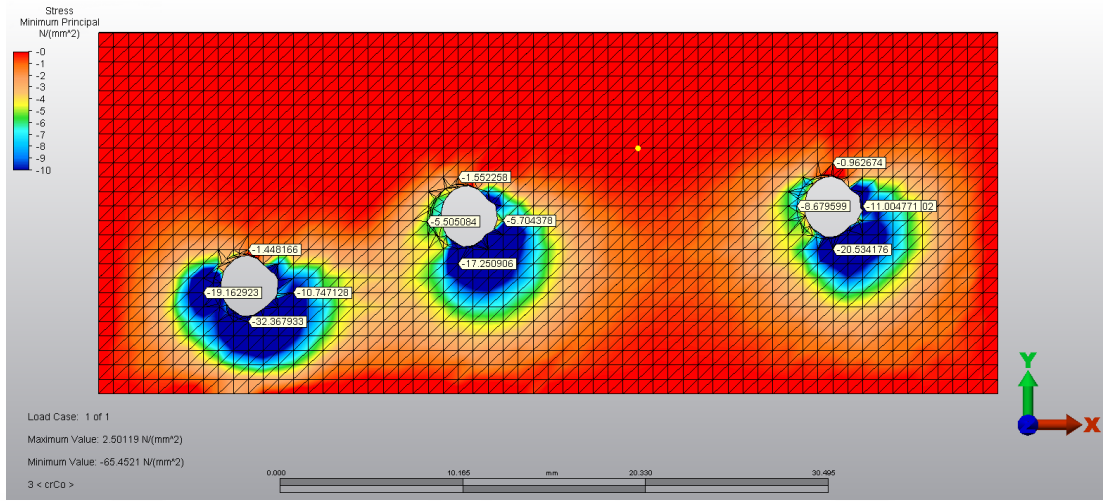
Şekil 3.1.25. İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.1.6. İmplantların 30° Açılı ile Hazırlanmış Model

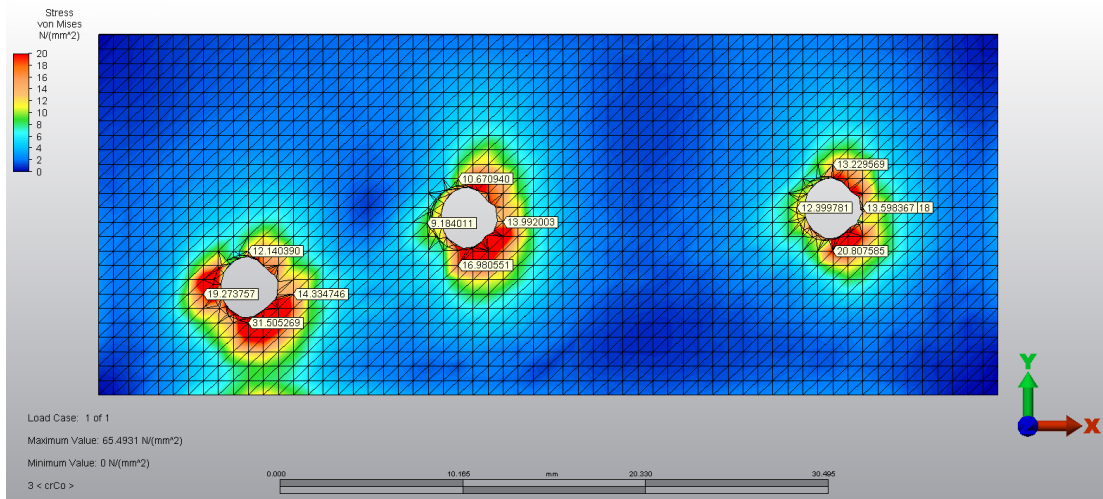
İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artışı gözlenmiştir; fakat bu artışlar implant eğimi arttıkça azalma göstermeye başlamıştır. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer sondaki implantın bukkalidir (13,41 MPa) (Şekil 3.1.26). Tüm implantların linguallerinde ise sıkışma stresleri artmıştır. En yüksek minimum asal stres değeri ise 43 numaralı implantın linguailinde görülmüştür (-32,36 MPa) (Şekil 3.1.27). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; 30° kadar arttırılan implant eğimleriyle orantılı olarak streslerin de arttığı görülmüştür. Tüm implantların özellikle linguallerinde ve 43 numaralı implantın mesialindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları gözlenmiş; en yüksek değer ise 43 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (31,50 MPa) (Şekil 3.1.28). İmplantlarda stresler; 43 ve 45 numaralı implantın distali ve 47 numaralı implantın mesialinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.1.29). Üst yapıda ise stresler 43 numaralı dişin linguali ve konnektör bölgesinde, 45 ve 47 numaralı dişlerin boyun bölgesinde görülmüştür (Şekil 3.1.30).



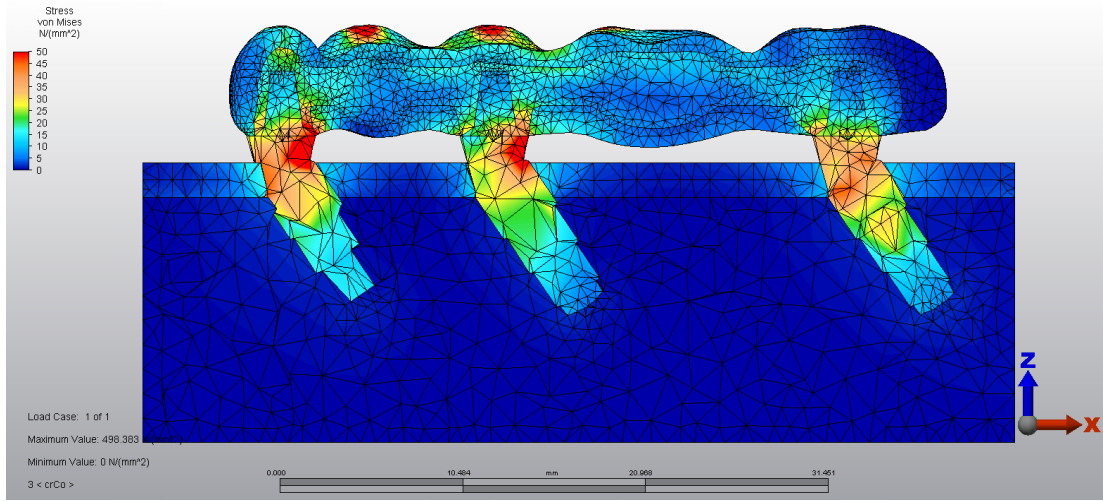
Şekil 3.1.26. İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



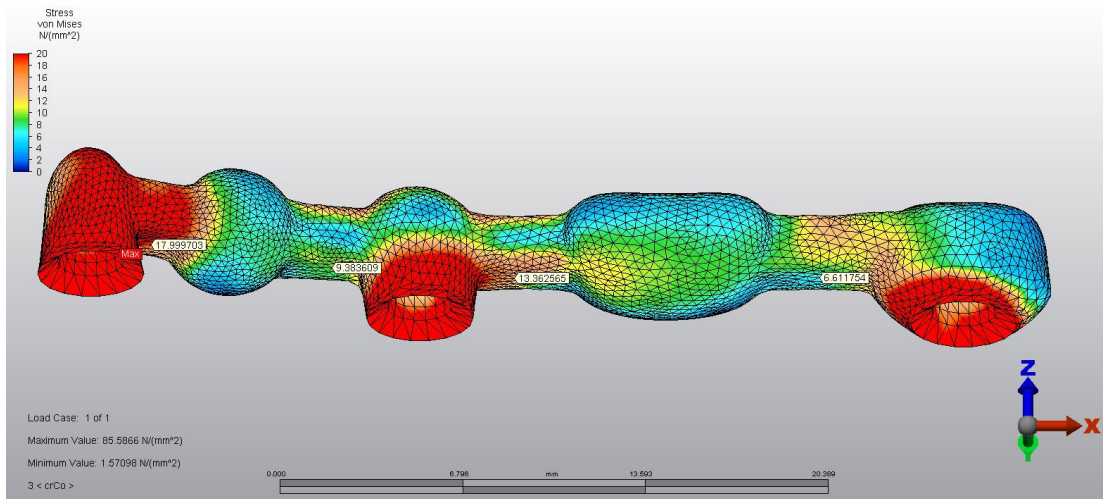
Şekil 3.1.27. İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.1.28. İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



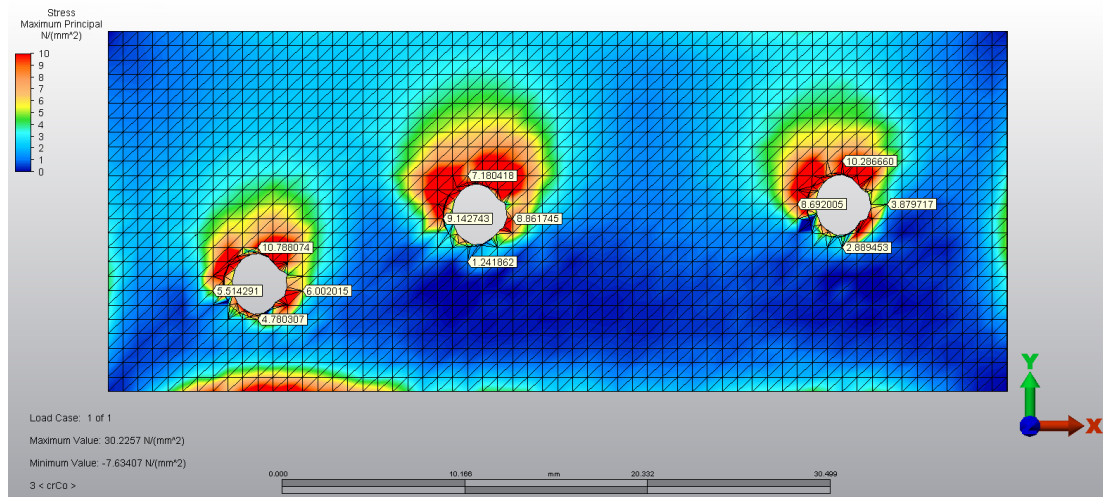
Şekil 3.1.29. İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



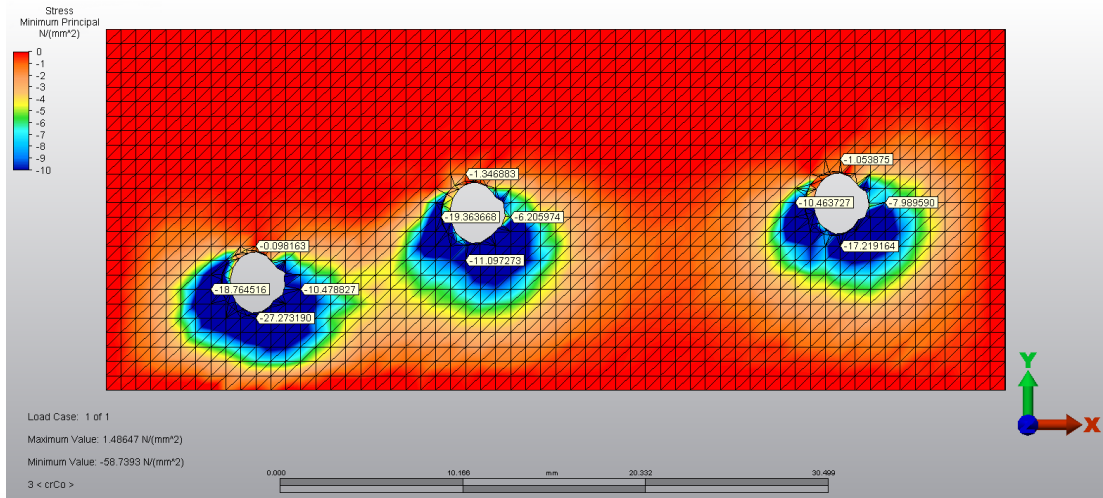
Şekil 3.1.30. İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.1.7. İmplantların 37° Açı ile Hazırlandığı Modeller

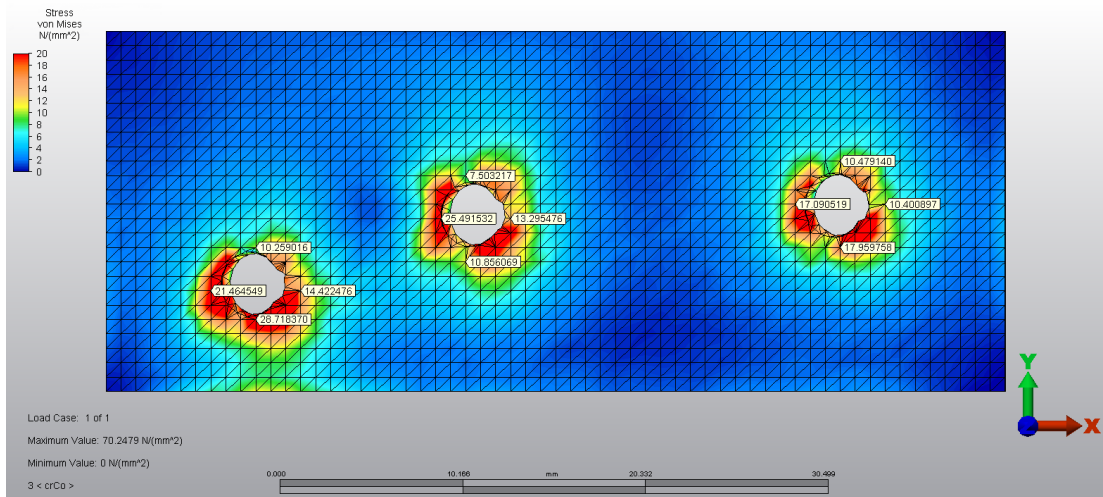
İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artışı gözlenmiştir; fakat bu artışlar implant eğimi arttıkça azalma göstermeye başlamıştır. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer sondaki implantın bukkalidir (10,28 MPa) (Şekil 3.1.31). Tüm implantların linguallerinde ise sıkışma stresleri gözlenmiş ancak bu artış değerleri azalmıştır. En yüksek minimum asal stres değeri ise 43 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (-27,27 MPa) (Şekil 3.1.32). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; tüm implantların özellikle linguallerinde ve meziallerindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları gözlenmiş; en yüksek değer ise 43 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (28,71 MPa) (Şekil 3.1.33). Fakat bu değer 30° açılılandırılmış implantlar ile karşılaştırıldığında azalma göstermiştir. İmplantlarda oluşan stresler ise; 43 ve 45 numaralı implantın distali ve 47 numaralı implantın mesiali ve distalinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.1.34). Üst yapıda stresler 43 numaralı dişin linguali ve konnektör bölgesinde, 45 ve 47 numaralı dişlerin boyun bölgesinde görülmüştür (Şekil 3.1.35).



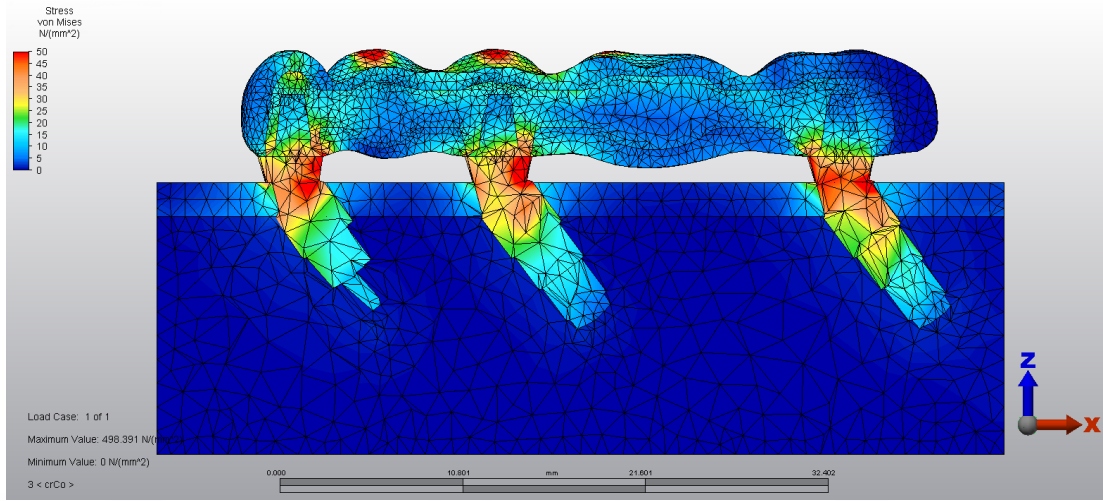
Şekil 3.1.31. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



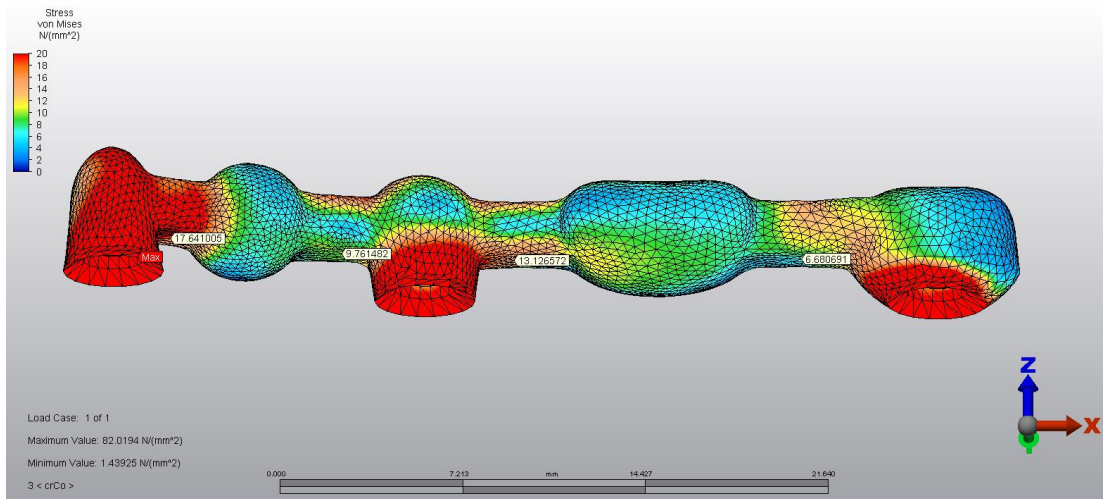
Şekil 3.1.32. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.1.33. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



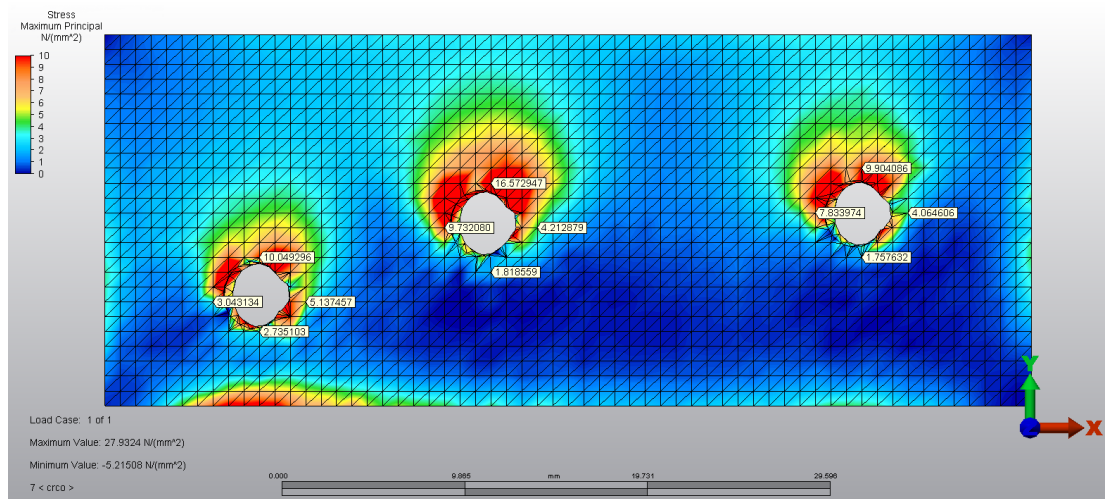
Şekil 3.1.34. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



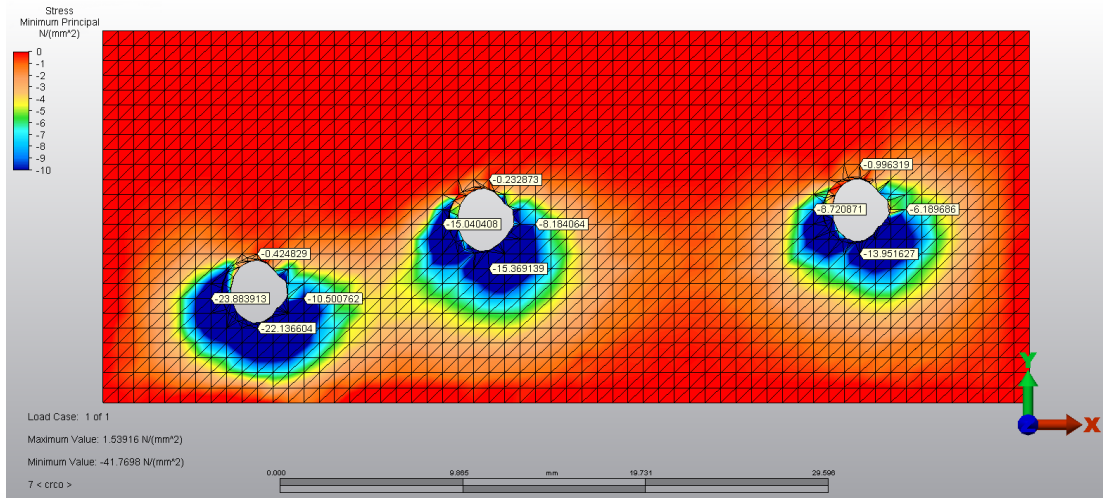
Şekil 3.1.35. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.1.8. İmplantların 10 mm Olduğu 37° Açı ile Hazırlanan Model

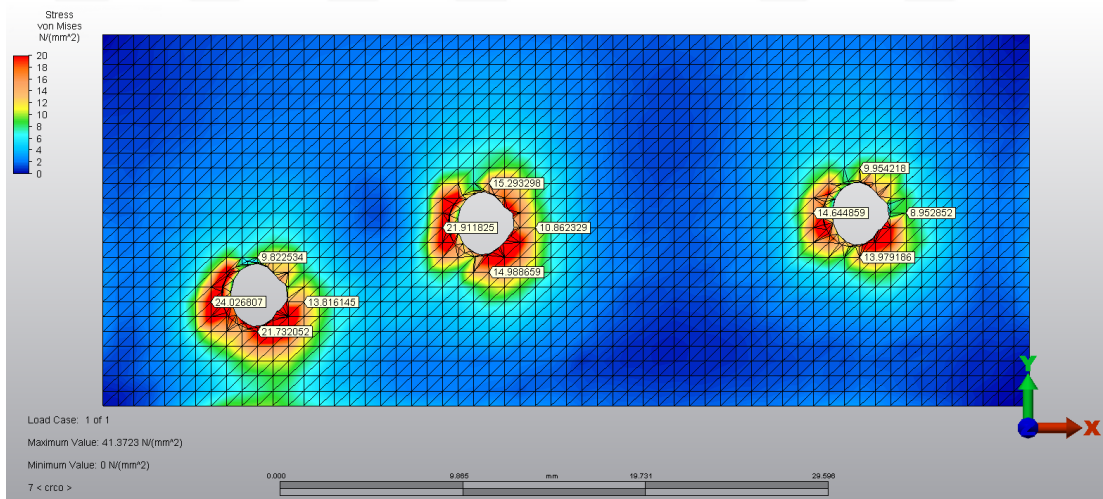
İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği bu modelde implantlar 10 mm olarak modellenmiştir. Tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artış gözlenmiş ancak orta implantın bukkal bölgesi hariç tüm bölgelerdeki maksimum asal stres değerlerinde azalmıştır (Şekil 3.1.36). Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer ortadaki implantın bukkalidir (16,57 MPa). Tüm implantların linguallerinde ise sıkışma stresleri artmıştır ancak bu artış diğer modellere kıyasla azalmıştır (Şekil 3.1.37). En yüksek minimum asal stres değeri ise 43 numaralı implantın linguailinde görülmüştür (-22,13 MPa). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; tüm implantların mesial ve linguallerindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları gözlenmiştir (Şekil 3.1.38). Ancak bu stres değerleri 37° ile yerleştirilen 8 mm implantlarla kıyaslandığında azalmıştır. İmplantların boyun bölgesindeki en yüksek von Mises stresi 45 numaralı implantın mesialinde görülmüştür (21,91 MPa). İmplantlarda stresler; 43 numaralı implantın mesial, distal ve lingualinde, 45 ve 47 numaralı implantların distalinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.1.39). Üst yapıda ise stresler 43 numaralı dişin linguali ve konnektör bölgesinde, 45 ve 47 numaralı dişlerin boyun bölgesinde görülmüştür (Şekil 3.1.40).



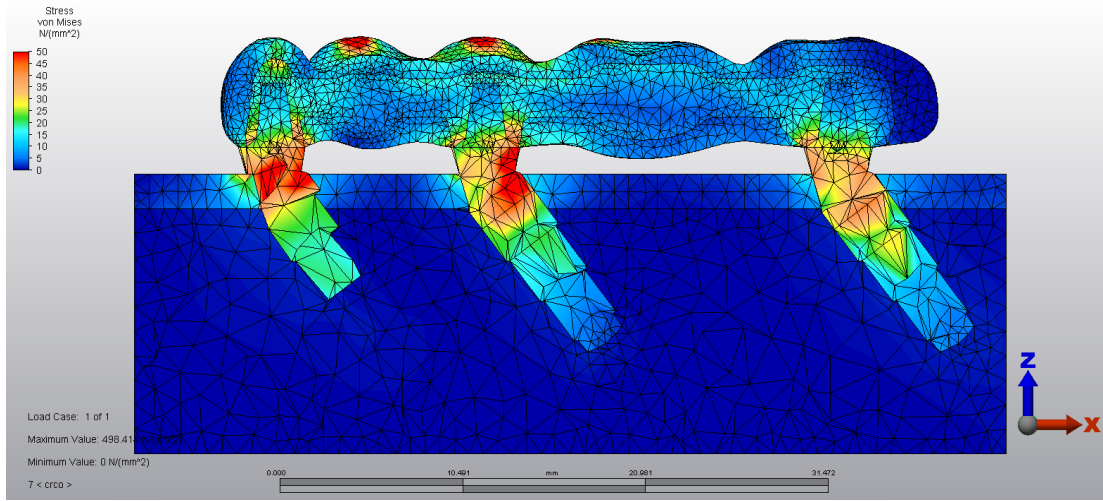
Şekil 3.1.36. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



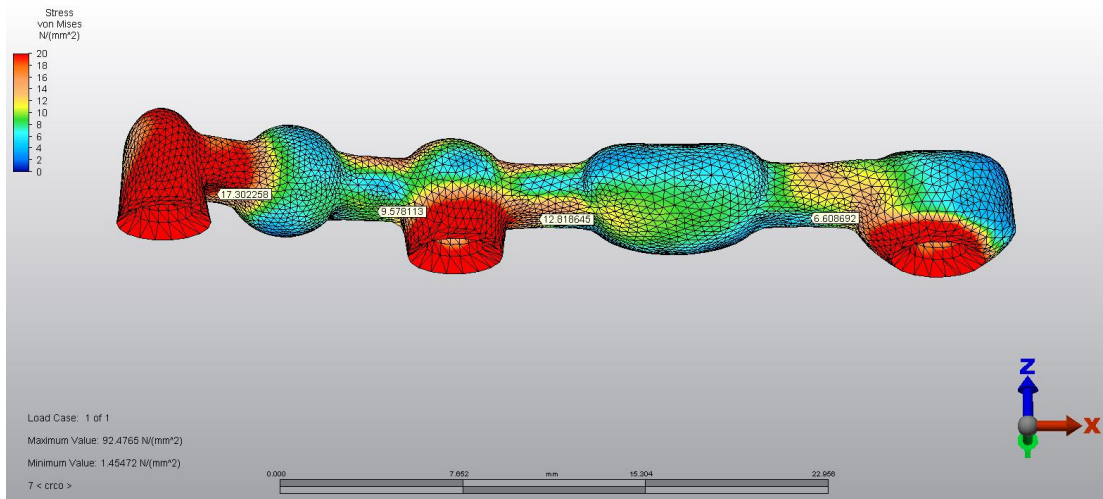
Şekil 3.1.37. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.1.38. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



Şekil 3.1.39. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri

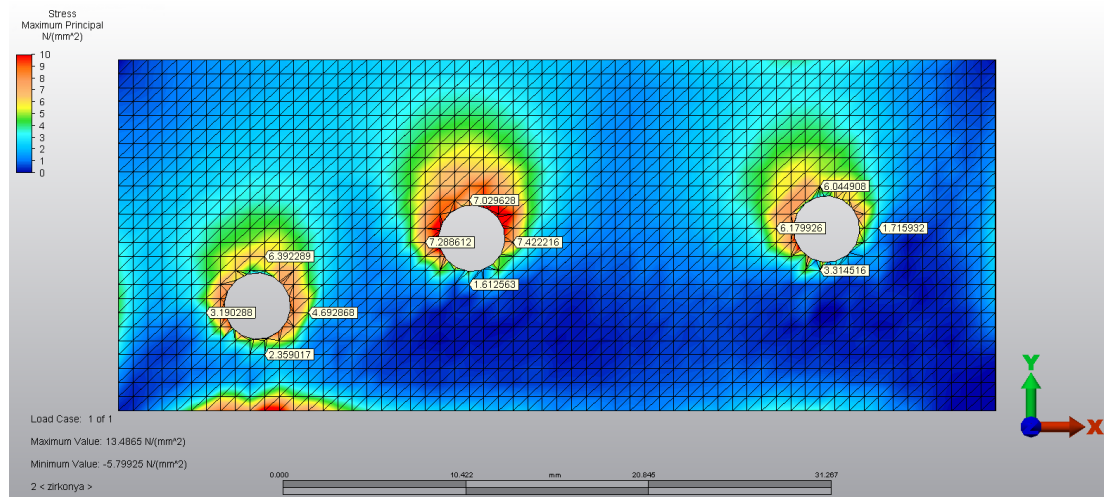


Şekil 3.1.40. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

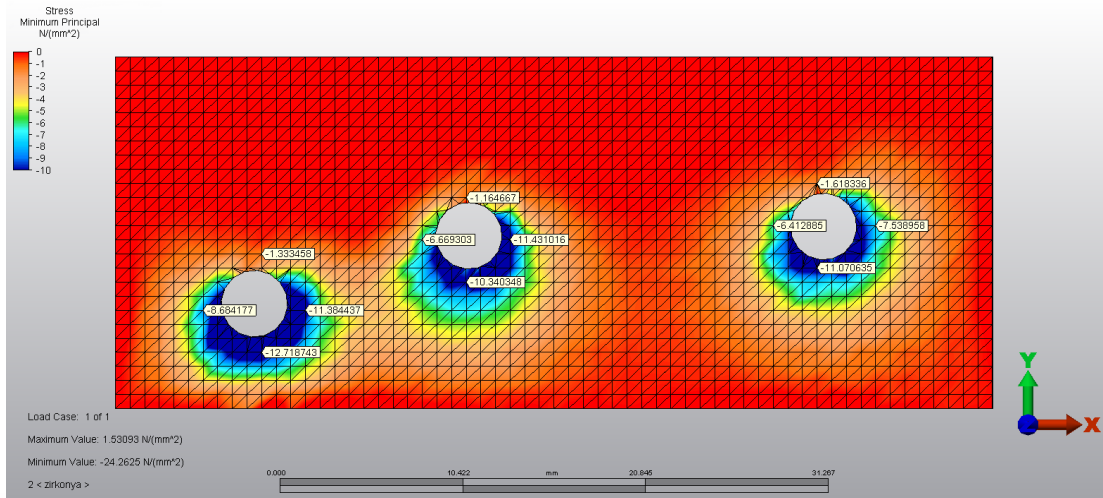
3.2. Zirkonyum Üstyapı Materyali Kullanılarak Hazırlanan Modellerde Kortikal Kemğin Minimum ve Maksimum Asal Stres Değerlerinin ve İmplant ve Üstyapının von Mises Gerilme Değerlerinin İncelenmesi

3.2.1. İmplantların 0° İle Hazırladığı Model

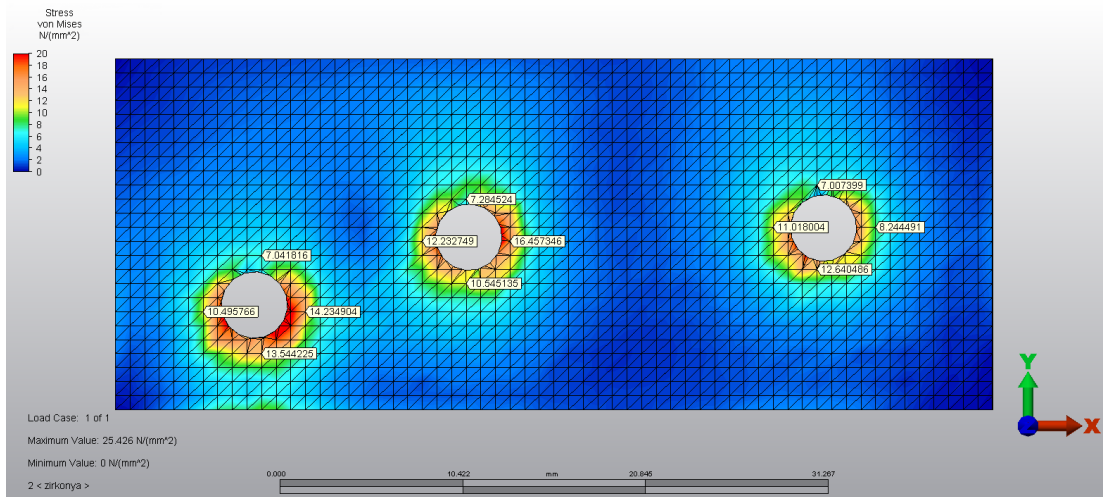
İmplantların dik yerleştirildiği modelde, kortikal kemikte 45 numaralı implantın mesial, distal ve bukkal bölgesinde ve 47 numaralı implantın mesialinde stres yoğunlaşmaları gözlenmiştir (Şekil 3.2.1). Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer ise 45 numaralı implantın distalidir (7,42 MPa). En yüksek minimum asal stresler ise 43 numaralı implantın lingualinde gözlenmiştir (-12,71 MPa) (Şekil 3.2.2). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; 43 numaralı implantın boyun bölgesinde, distal ve mesial bölgelerinde ve 45 numaralı implantın distalindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları görülmüştür (16,45 MPa) (Şekil 3.2.3). İmplantlarda ise stresler 43 ve 45 numaralı implantın distalinde, 47 numaralı implantın mesialinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.2.4). Üstyapıda oluşan stresler, 43 numaralı dişin boyun ve konnektör bölgesinde gözlenmiştir (Şekil 3.2.5).



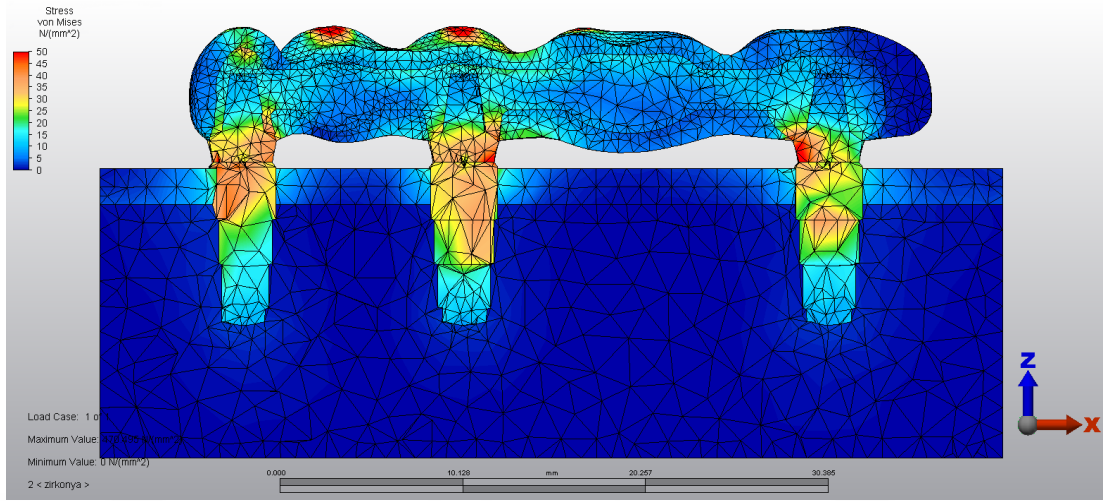
Şekil 3.2.1. İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



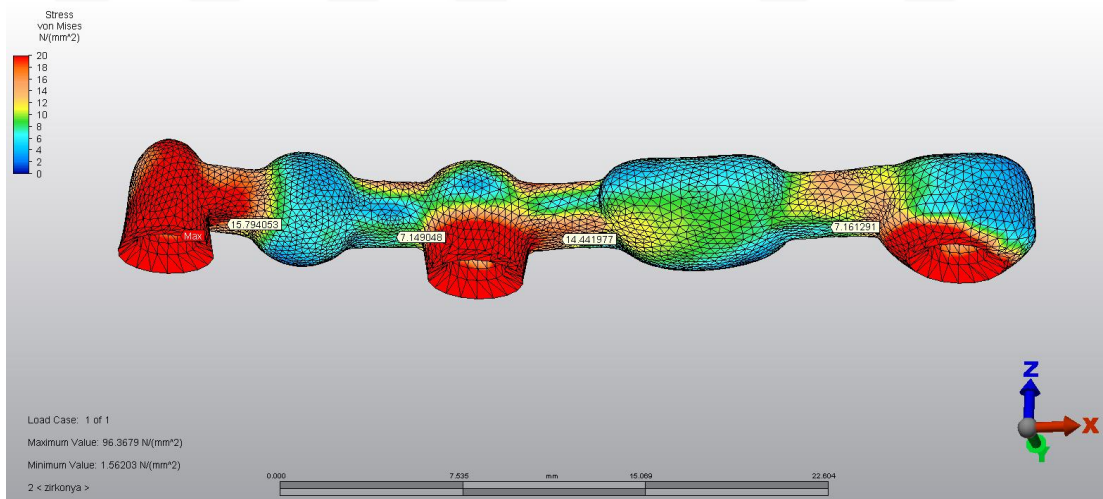
Şekil 3.2.2. İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.2.3. İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



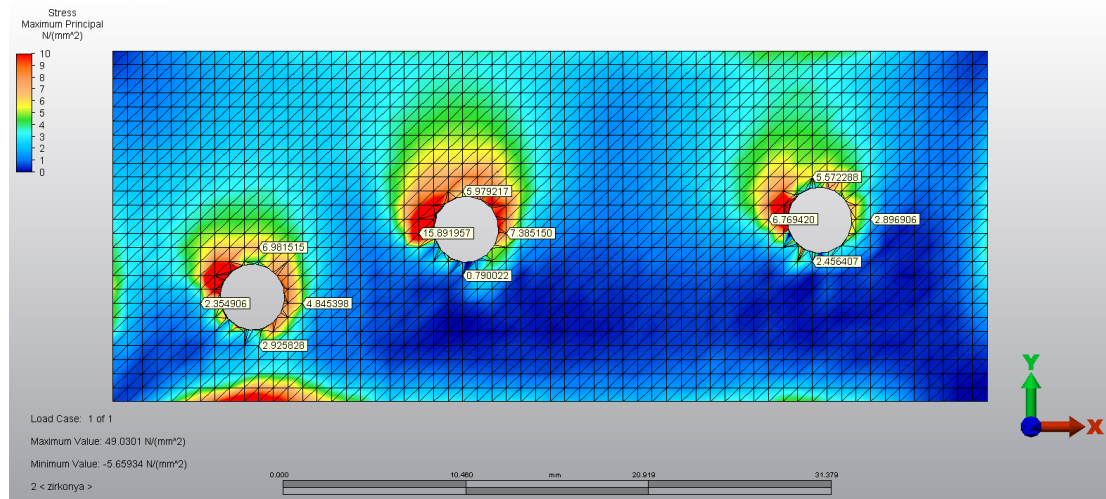
Şekil 3.2.4. İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



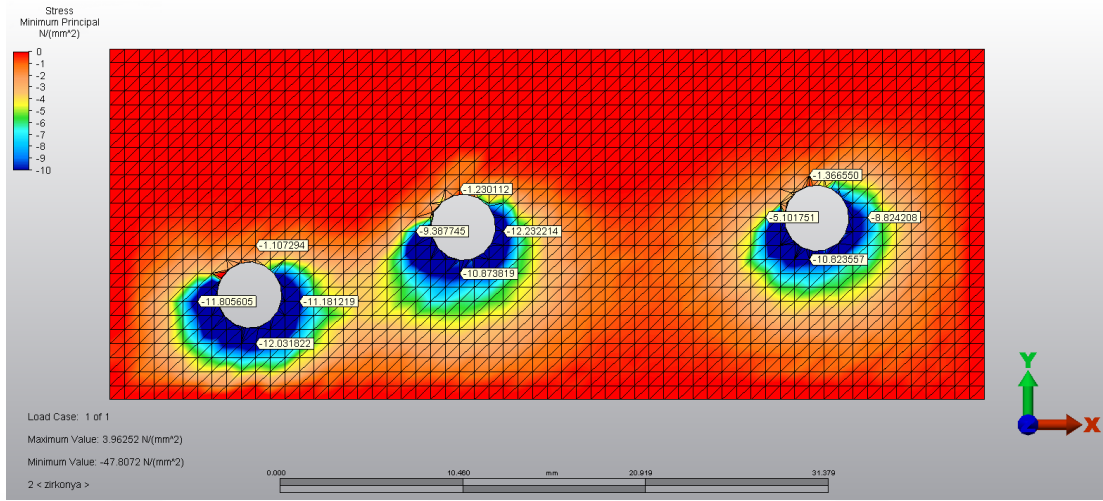
Şekil 3.2.5. İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.2.2. İmplantların 6° Açılı ile Hazırlanmış Model

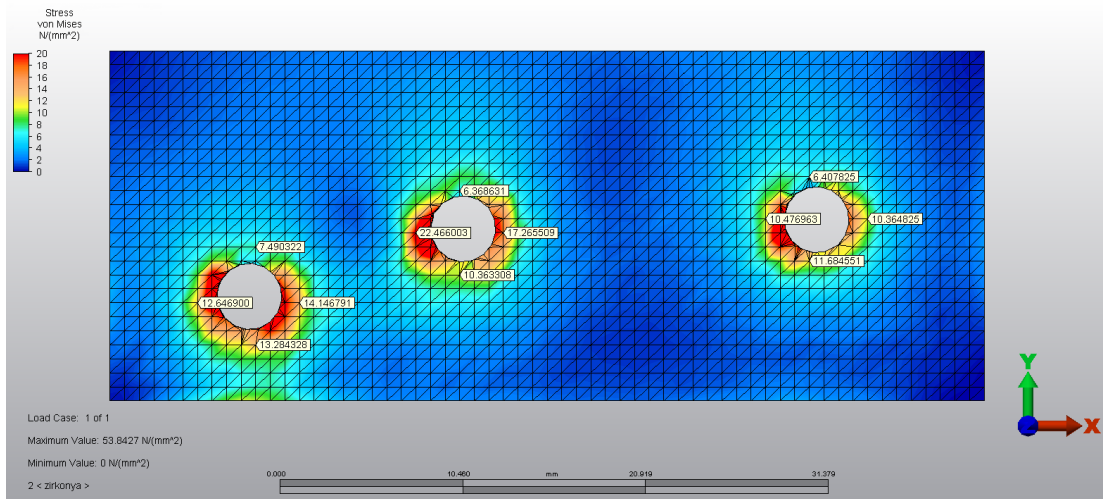
İmplantların 6° açılı ile yerleştirildiği modelde, kortikal kemikte stres artışı gözlenmiştir ve bu artış dik yerleştirilen implantlarla kıyaslandığında, özellikle 45 numaralı implantın mesialinde gözlenmiştir. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer ortadaki implantın mesialidir (15,89 MPa) (Şekil 3.2.6). En yüksek minimum asal stresler ise 43 numaralı implantın mesial, distal ve lingualinde, 45 numaralı implantın lingual ve distalinde ve 47 numaralı implantın lingualinde gözlenmiştir (Şekil 3.2.7). En yüksek minimum asal stres değeri ise 45 numaralı implantın distalinde görülmüştür (-12,23 MPa). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; ciddi şekilde stres artışları gözlenmiş, tüm implantların mesiallerindeki kortikal kemikte stres değerleri artmıştır ve orta implantın mesial bölgesinde stres yoğunlaşması gözlenmiştir (22,46 MPa) (Şekil 3.2.8). İmplantlarda ise stresler; 43 numaralı implantın distalinde, 45 ve 47 numaralı implantların mesialinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.2.9). Üst yapıda en yüksek stres, 43 numaralı dişin lingualinde gözlenmiştir. 45 ve 47 numaralı dişlerin boyun bölgelerinde de stres yoğunlaşmaları görülmüştür (Şekil 3.2.10).



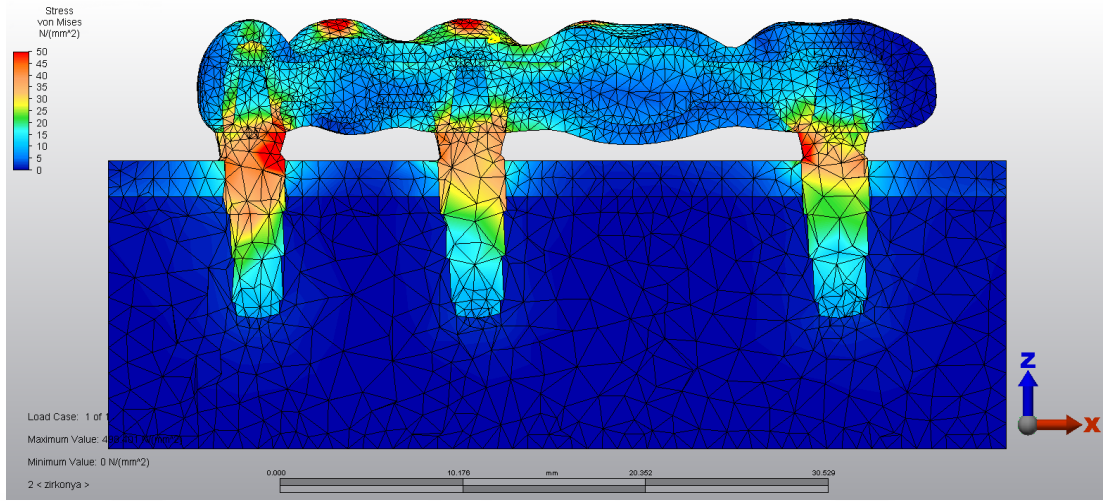
Şekil 3.2.6. İmplantların 6° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



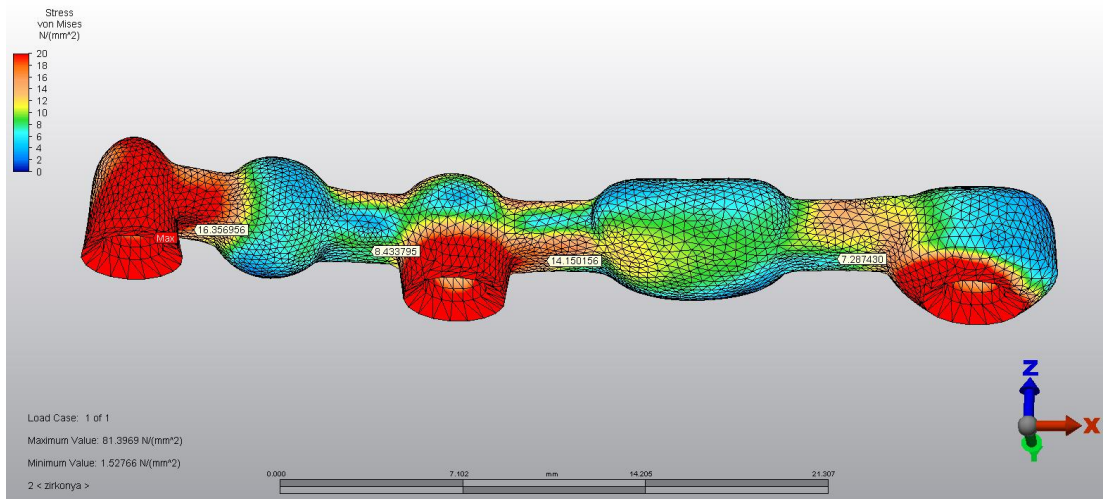
Şekil 3.2.7. İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.2.8. İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



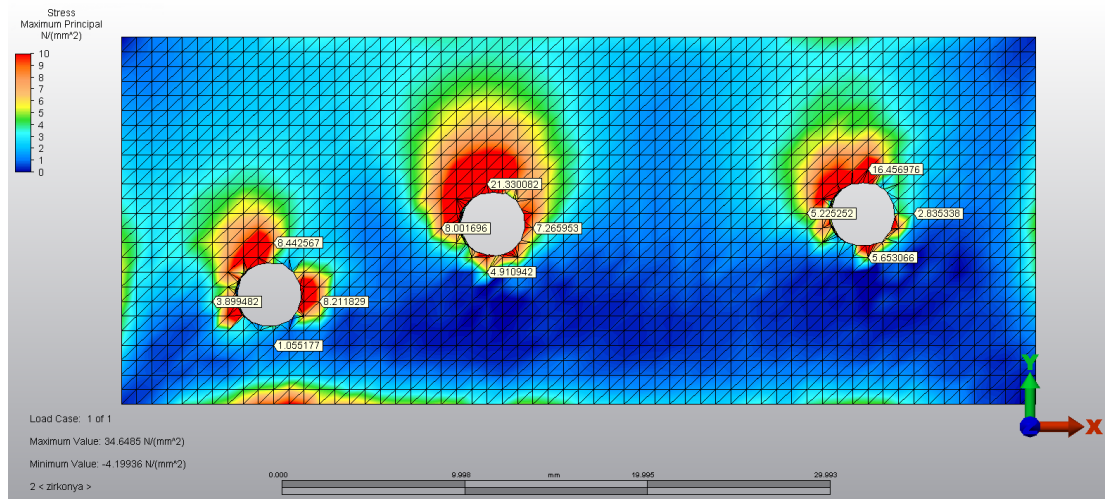
Şekil 3.2.9. İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



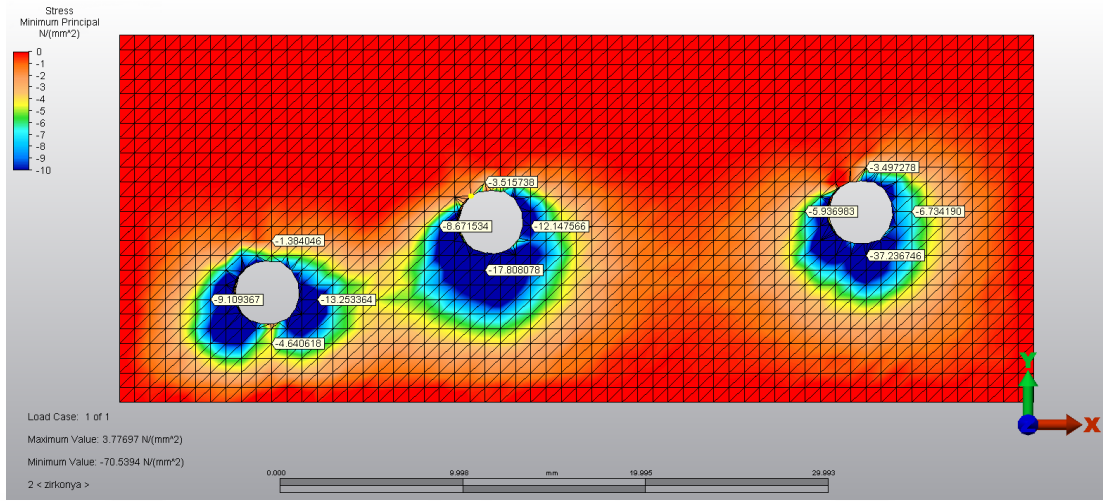
Şekil 3.2.10. İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.2.3. İmplantların 12° ile Hazırlanmış Model

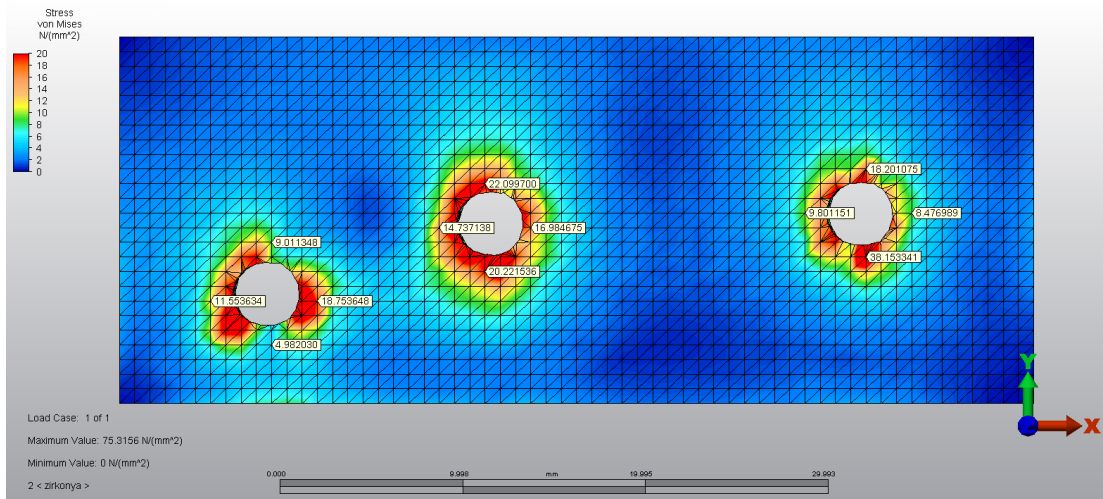
İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artışları gözlenmiştir. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer ortadaki implantın bukkalidir (21,33 MPa) (Şekil 3.2.11). En yüksek minimum asal stresler ise 43 numaralı implantın mesial ve distalinde, 45 numaralı implantın lingual ve distalinde ve 47 numaralı implantın lingualinde gözlenmiştir (Şekil 3.2.12). En yüksek minimum asal stres değeri ise 47 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (-37,80 MPa). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; stres değerlerinde artışlar gözlenmektedir. Özellikle 43 numaralı implantın distalinde, 45 numaralı implantların boyun bölgesinin tamamen çevresinde, 47 numaralı implantın lingualindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları gözlenmiştir (Şekil 3.2.13). En yüksek von Mises stresi ise 47 numaralı implantın lingualindedir (38,15 MPa). İmplantlarda stresler; 43 numaralı implantın mesiali, 45 ve 47 numaralı implantların distalinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.2.14). Üst yapıda ise 43 numaralı dişin lingual, boyun ve konnektör bölgesinde, 45 ve 47 numaralı dişlerin boyun bölgesinde stres yoğunlaşmaları görülmüştür (Şekil 3.2.15).



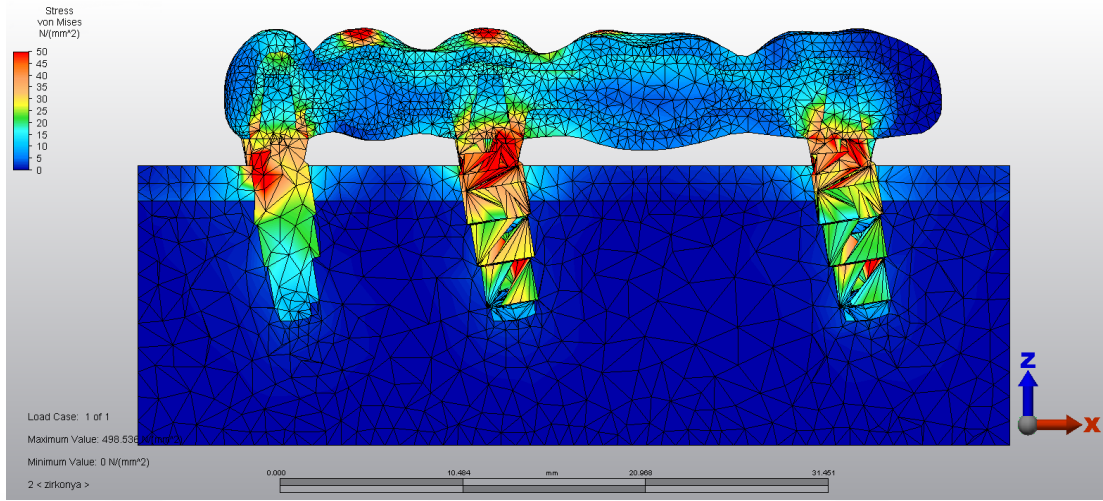
Şekil 3.2.11. İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



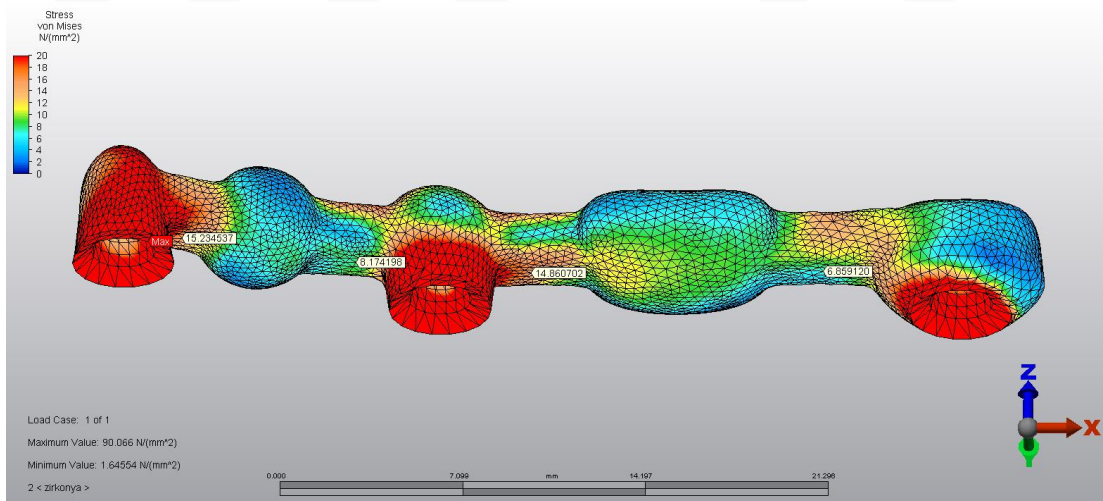
Şekil 3.2.12. İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.2.13. İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



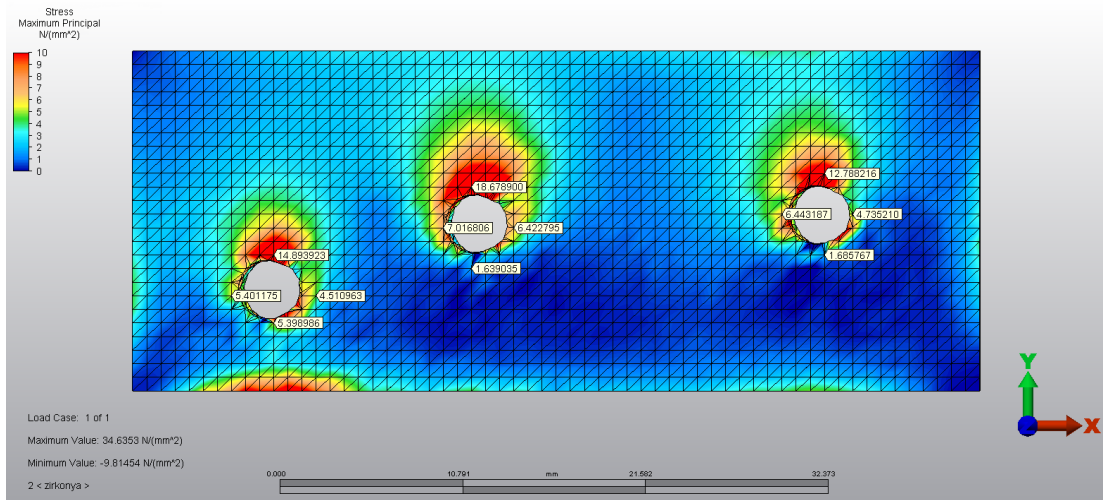
Şekil 3.2.14. İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



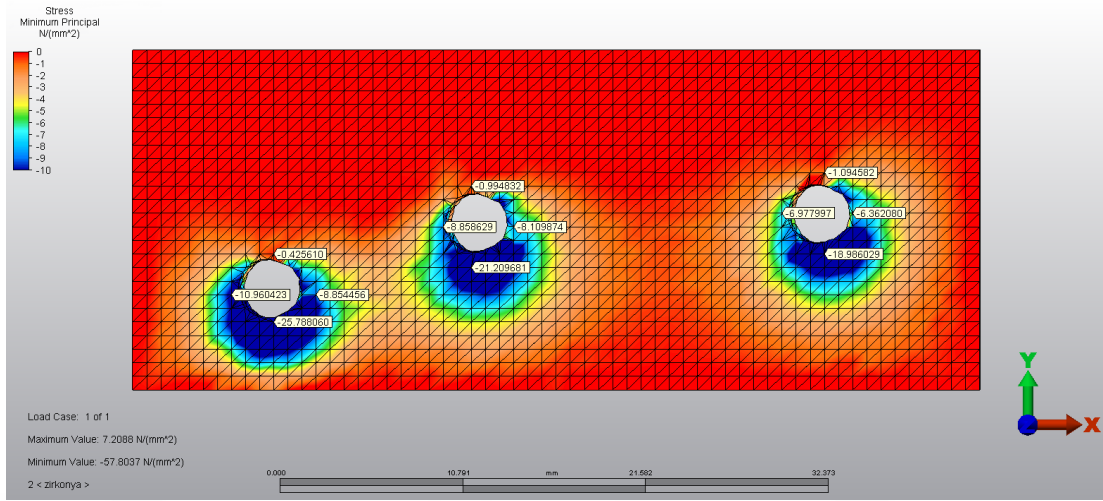
Şekil 3.2.15. İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.2.4. İmplantların 18° Açı ile Hazılandığı Model

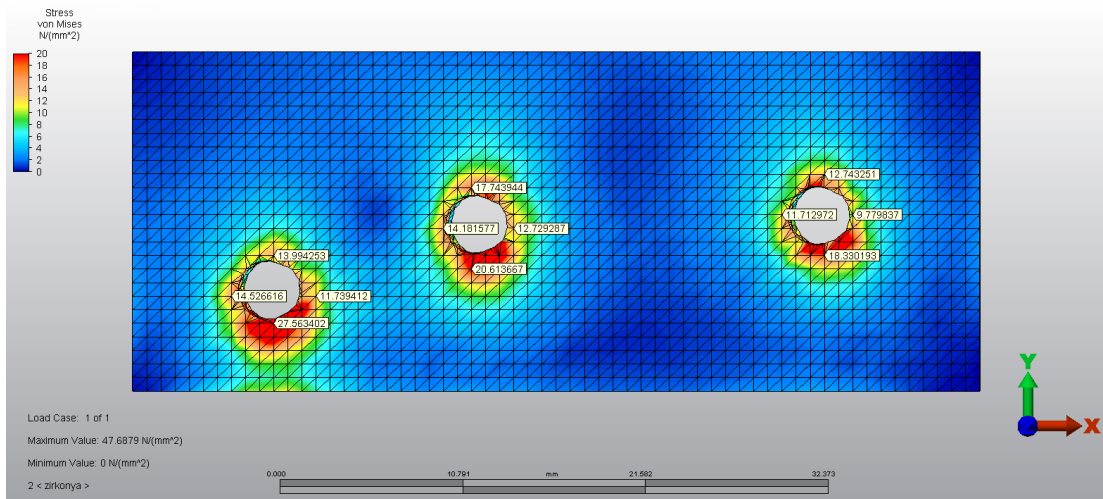
İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte ve diğer bölgelerdeki streslerde azalmalar gözlenmiştir. Maksimum asal stresler tüm implantların bukkal bölgelerinde yüksek gözlenirken, en yüksek olduğu yer ortadaki implantın bukkalidir (18,67 MPa) (Şekil 3.2.16). Tüm implantların linguallerinde ise sıkışma stresleri artmıştır. En yüksek minimum asal stres değeri ise 43 numaralı implantın linguailinde görülmüştür (-25,78 MPa) (Şekil 3.2.17). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; tüm implantların özellikle linguallerindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları görülmüştür. En yüksek stres değeri ise 43 numaralı implantın lingualindedir (27,56 MPa) (Şekil 3.2.18). İmplantlarda ise stresler; 43 ve 45 numaralı implantın distali ve 47 numaralı implantın mesial ve distalinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.2.19). Üst yapıda, 43 numaralı dişin linguali, boyun ve konnektör bölgesinde, 45 ve 47 numaralı dişlerin boyun bölgesinde görülmüştür (Şekil 3.2.20).



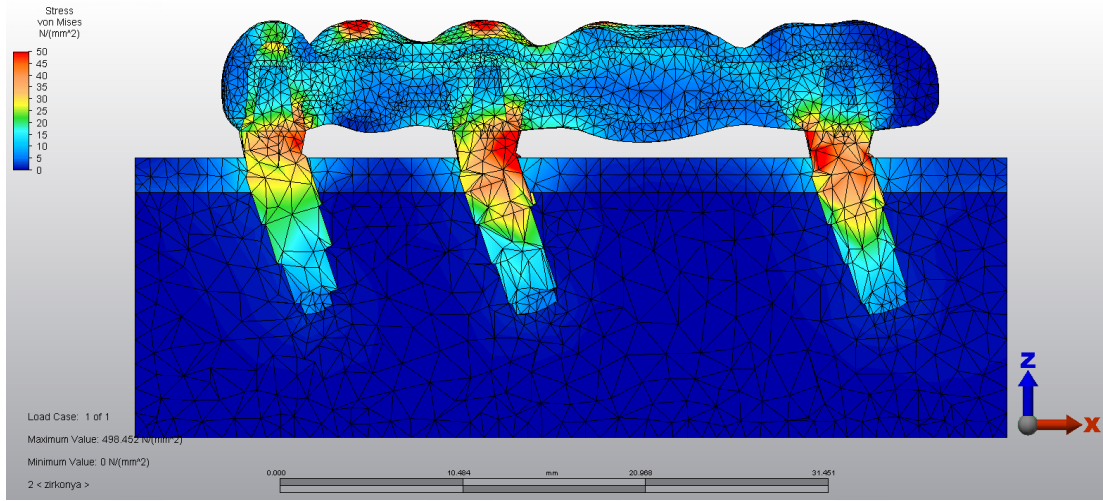
Şekil 3.2.16. İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yüklemeye altında kemikte oluşan gerilme stresleri



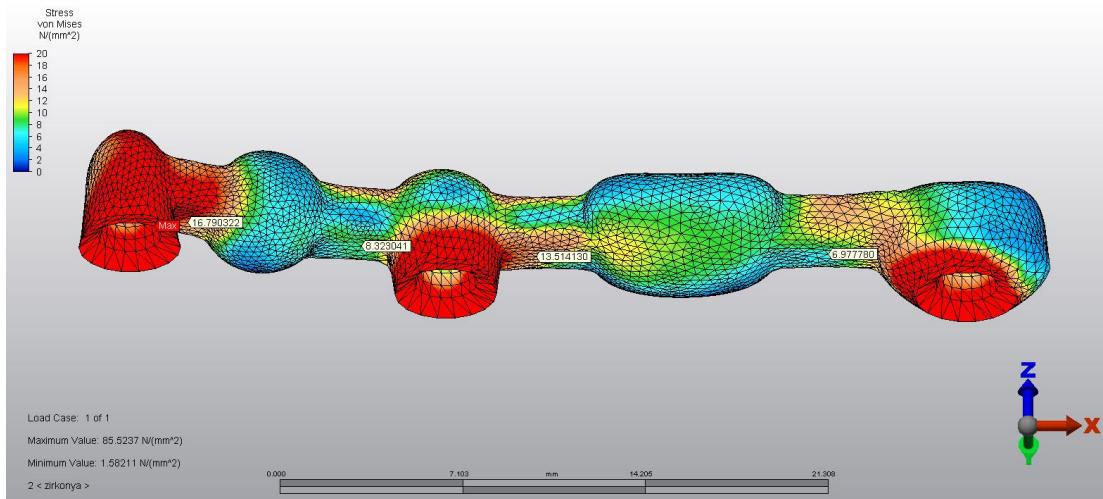
Şekil 3.2.17. İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.2.18. İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



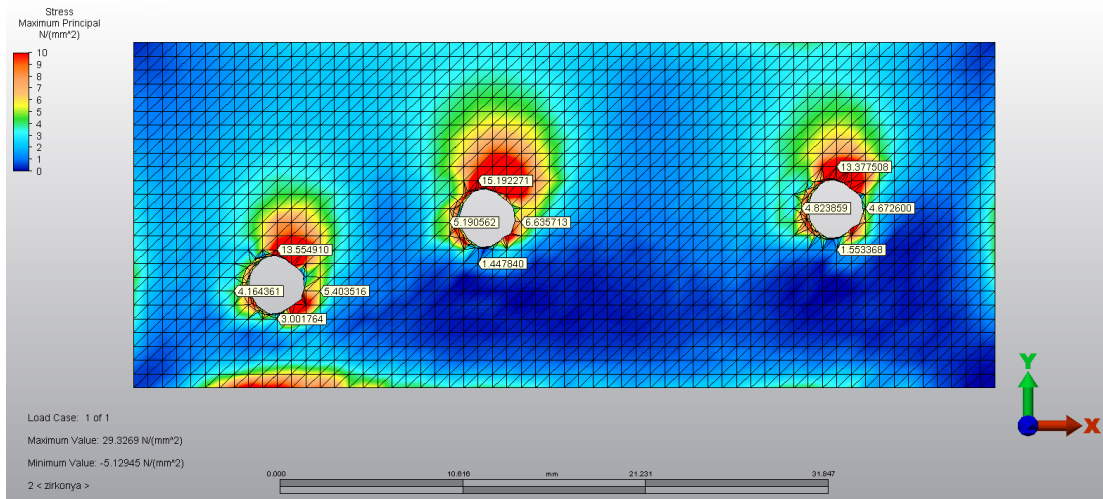
Şekil 3.2.19. İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



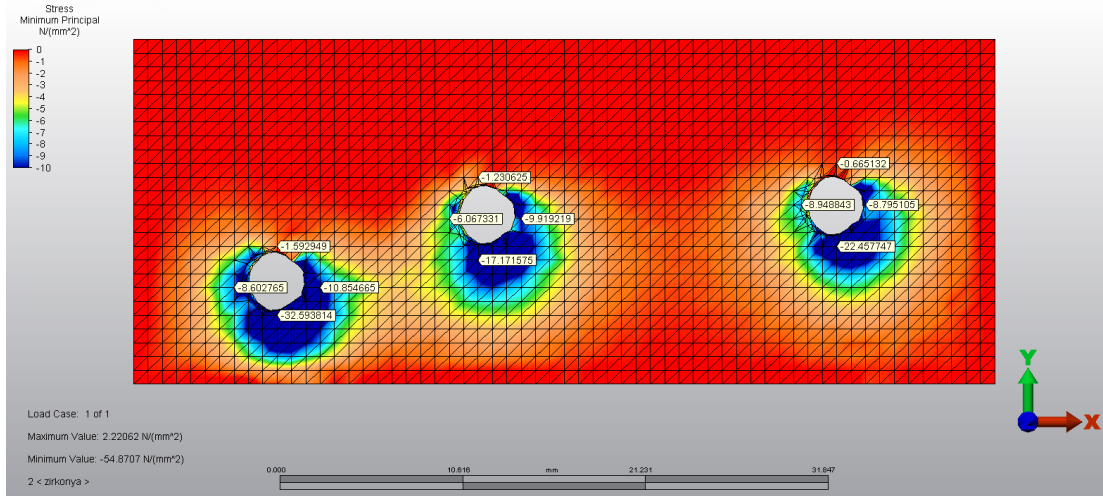
Şekil 3.2.20. İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.2.5. İmplantların 24° Açılı ile Hazırlanmış Model

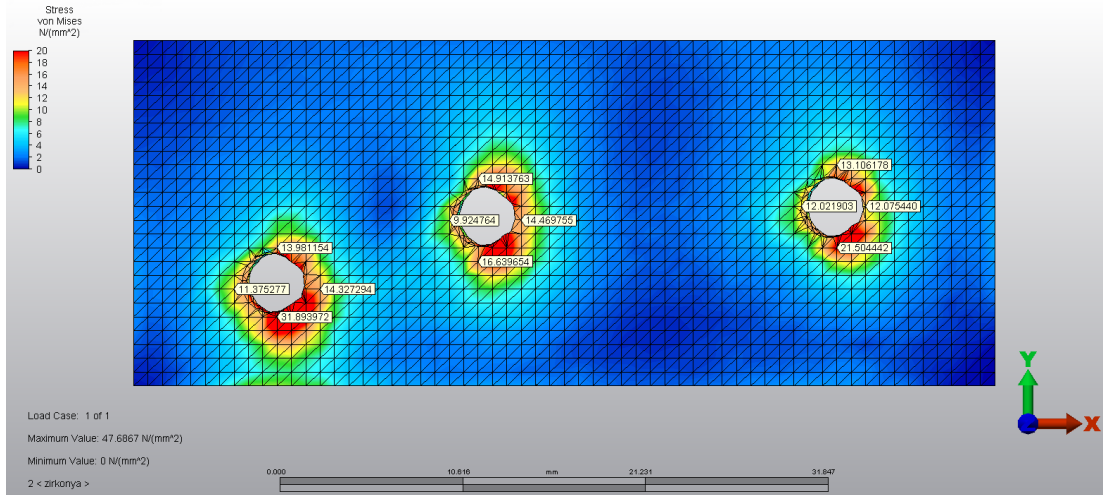
İmplantların 24° açılı ile yerleştirildiği modelde, tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artışı gözlenmiştir fakat bu artış eğim arttıkça azalmaya başlamıştır. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer ortadaki implantın bukkalidir (15,19 MPa) (Şekil 3.2.21). Tüm implantların lingualinde ise sıkışma stresleri artmaya devam etmiştir. En yüksek minimum asal stres değeri ise 43 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (-32,59 MPa) (Şekil 3.2.22). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; streslerin tüm implantların lingual ve distalindeki kortikal kemikte yoğunlaştığı gözlenmektedir. En yoğun stres ise 43 numaralı implantın lingualinde gözlenmiştir (31,89 MPa) (Şekil 3.2.23). İmplantlarda oluşan von Mises stresleri, tüm implantların distalinde yoğunlaşmış; (Şekil 3.2.24) üst yapıda ise 43 numaralı dişin lingual, boyun ve konnektör bölgesinde, 45 ve 47 numaralı dişlerin boyun bölgesinde gözlenmiştir. (Şekil 3.2.25)



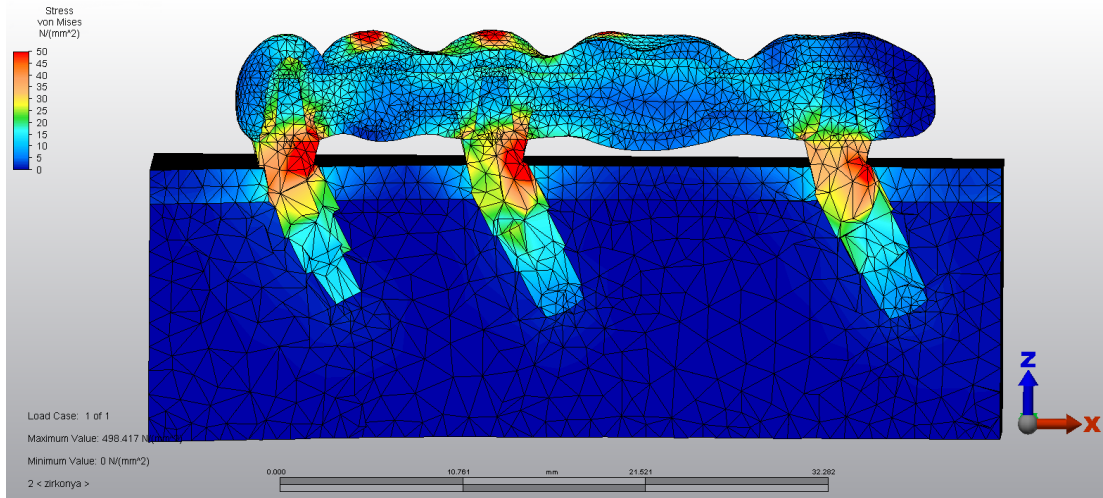
Şekil 3.2.21. İmplantların 24° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



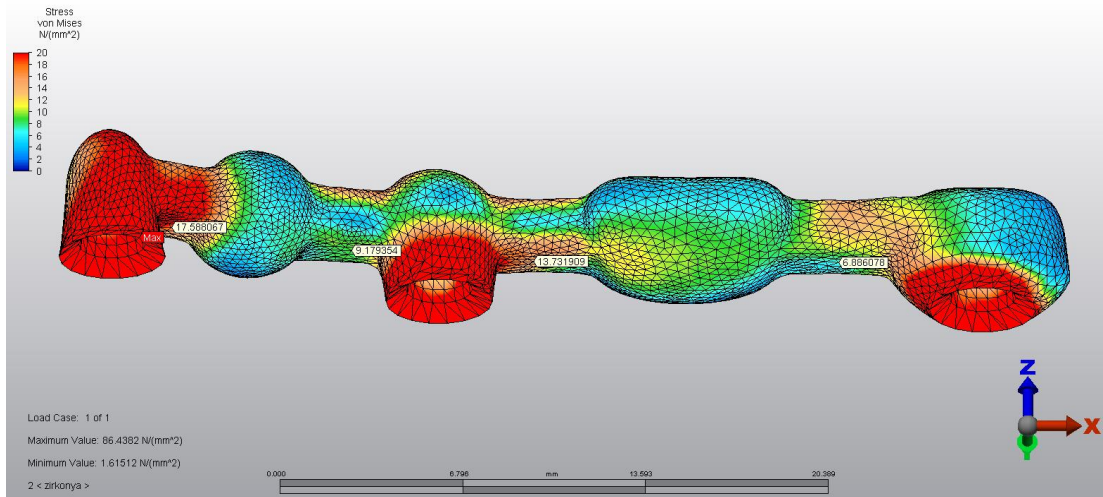
Şekil 3.2.22. İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yüklemeye altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.2.23. İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yüklemeye altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



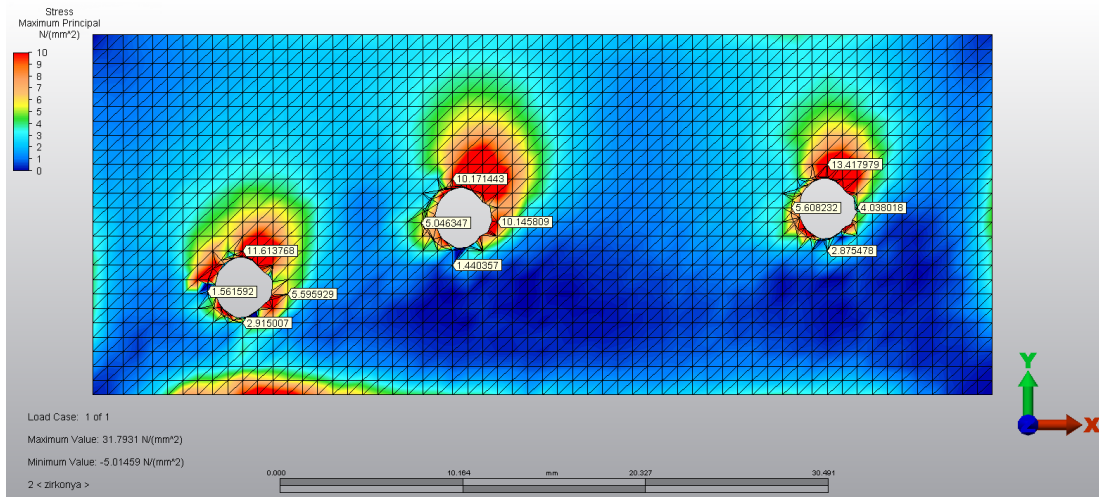
Şekil 3.2.24. İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



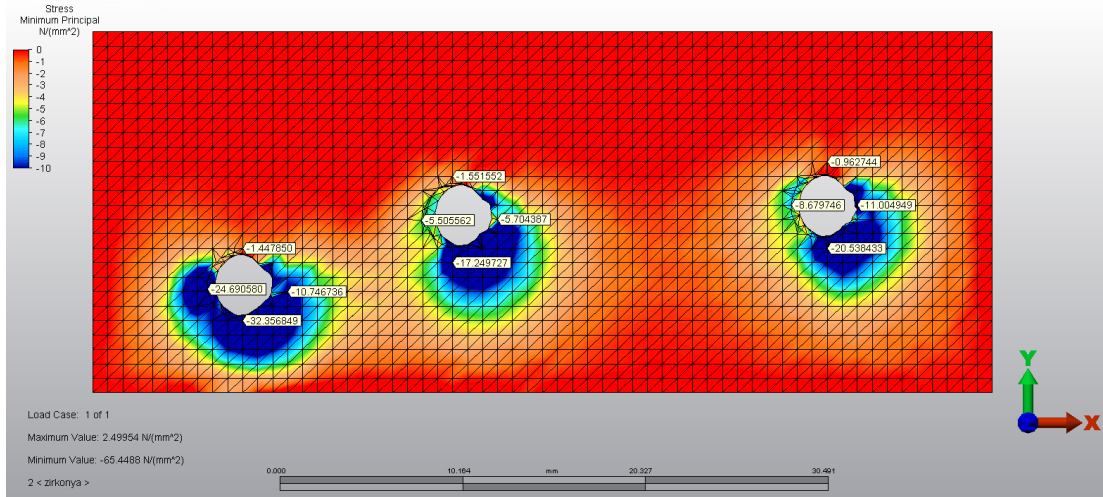
Şekil 3.2.25. İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.2.6. İmplantların 30° Açı ile Hazırlanmış Modeller

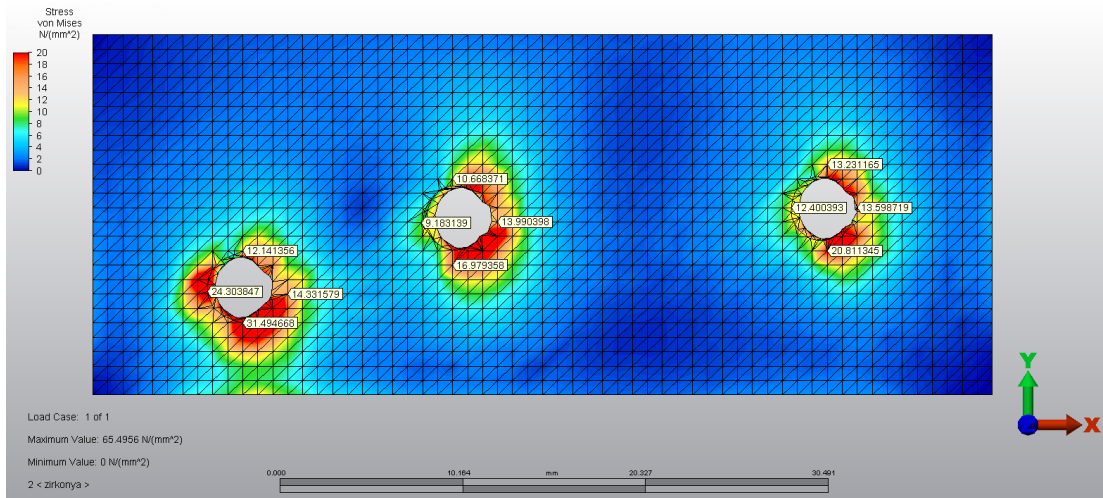
İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artışı gözlenmiştir; fakat bu artışlar implant eğimi arttıkça azalma göstermeye başlamıştır. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer sondaki implantın bukkalidir (13,41 MPa) (Şekil 3.2.26). Tüm implantların linguallerinde ve 43 numaralı implantın mesialinde ise sıkışma stresleri artmıştır. En yüksek minimum asal stres değeri ise 43 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (-32,35 MPa) (Şekil 3.2.27). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; 30° kadar arttırılan implant eğimleriyle orantılı olarak streslerinde arttığı görülmüştür. Tüm implantların özellikle linguallerinde ve 43 numaralı implantın mesialindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları gözlenmiş; en yüksek değer ise 43 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (31,49 MPa) (Şekil 3.2.28). İmplantlarda ise stresler; 43 ve 45 numaralı implantın distali ve 47 numaralı implantın mesial ve distalinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.2.29). Üst yapıda stresler, 43 numaralı dişin linguali ve konnektör bölgesinde, 45 ve 47 numaralı dişlerin boyun bölgesinde görülmüştür (Şekil 3.2.30).



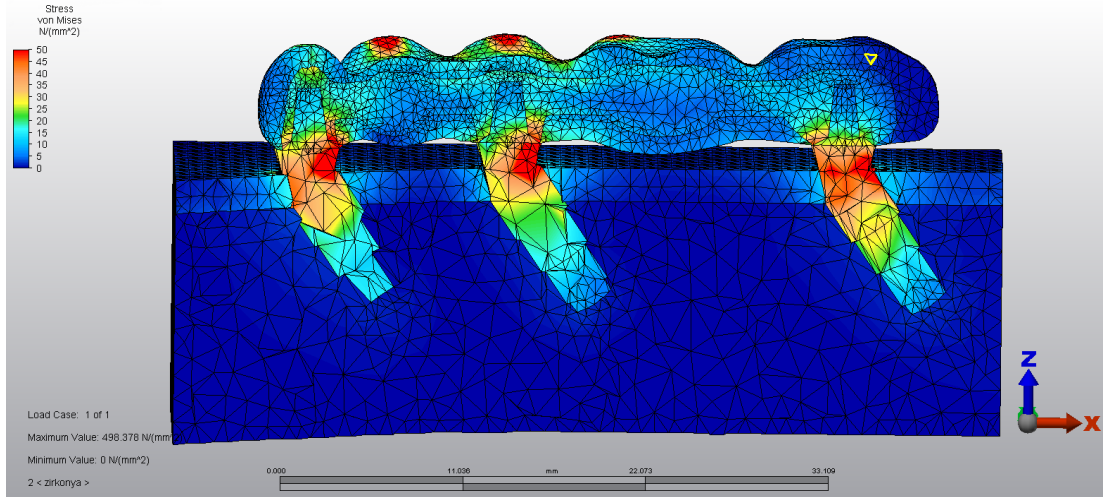
Şekil 3.2.26. İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



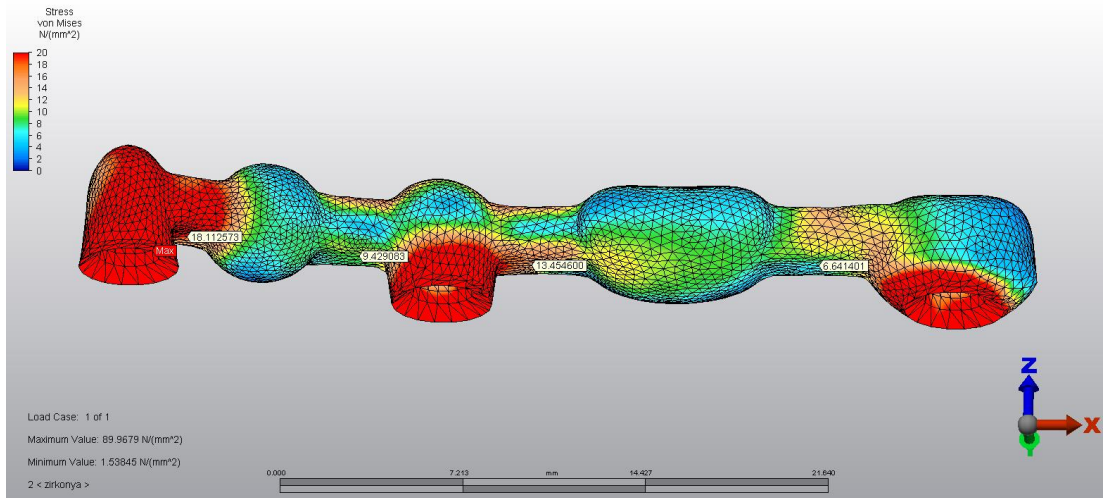
Şekil 3.2.27. İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.2.28. İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



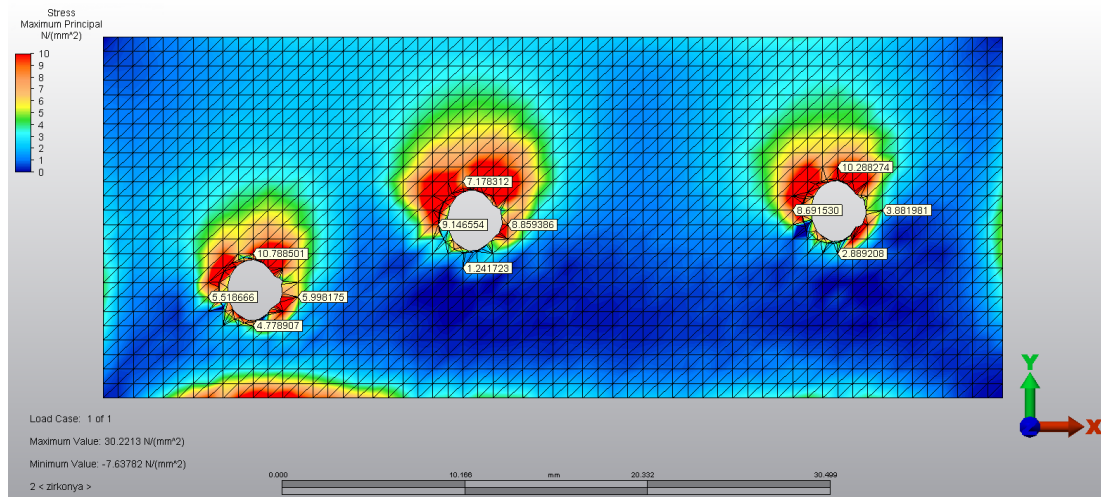
Şekil 3.2.29. İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



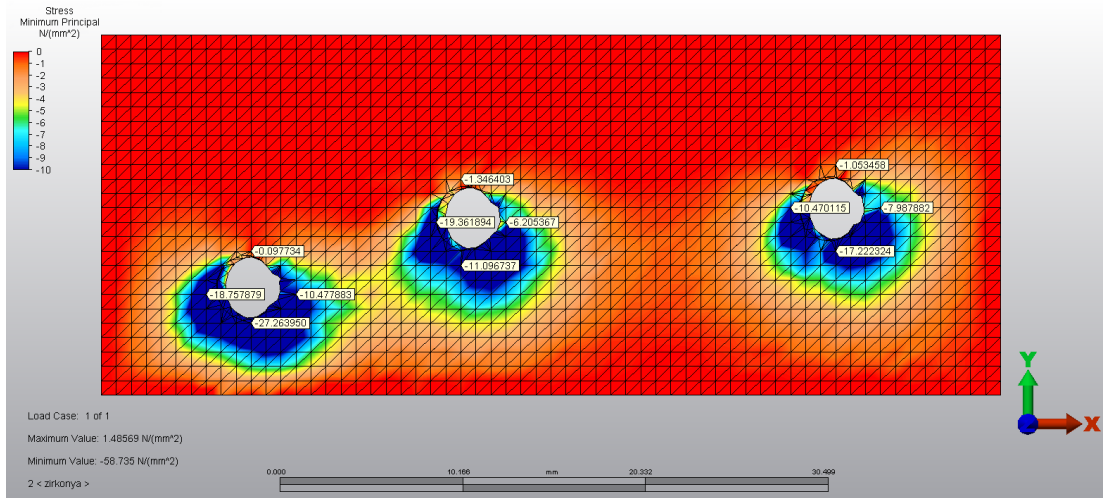
Şekil 3.2.30. İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.2.7. İmplantların 37° Açı ile Hazırlanmış Modeller

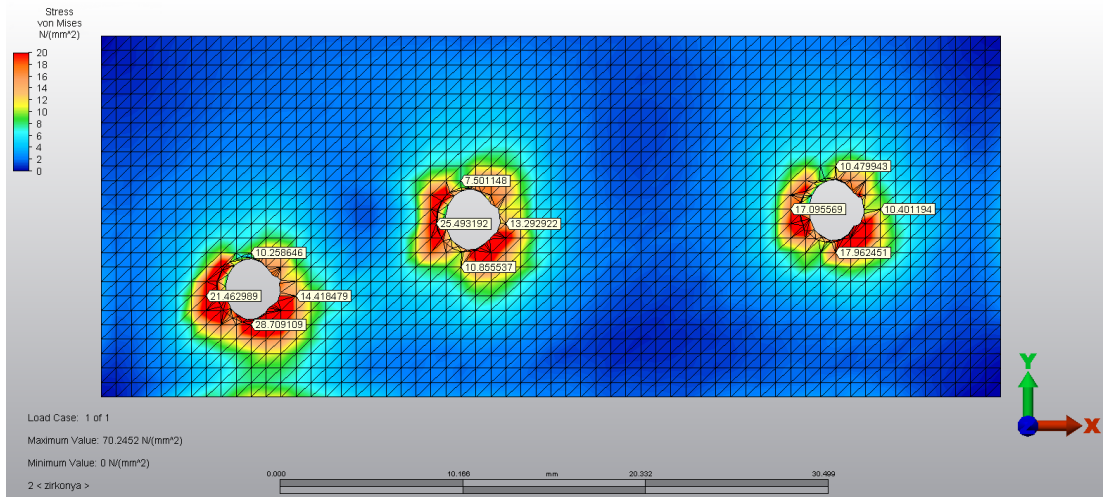
İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artışlarında azalma göstermiştir. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer 43 numaralı implantın bukkalidir (10,78 MPa) (Şekil 3.2.31). Tüm implantların linguallerinde ise sıkışma stresleri gözlenmiş ancak bu artış değerleri de azalmıştır. En yüksek minimum asal stres değeri ise 43 numaralı implantın linguailinde görülmüştür (-27,26 MPa) (Şekil 3.2.32). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; tüm implantların özellikle linguallerinde ve meziallerindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları gözlenmiş; en yüksek değer ise 43 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (28,70 MPa) (Şekil 3.2.33). Fakat bu değer 30° açılardır implantlar ile karşılaştırıldığında azalma göstermiştir. İmplantlarda stresler; 43 ve 45 numaralı implantların distali ve 47 numaralı implantın mesiali ve distalinde (Şekil 3.2.34); üst yapıda ise 43 numaralı dişin linguali ve konnektör bölgesinde, 45 ve 47 numaralı dişlerin boyun bölgesinde görülmüştür (Şekil 3.2.35).



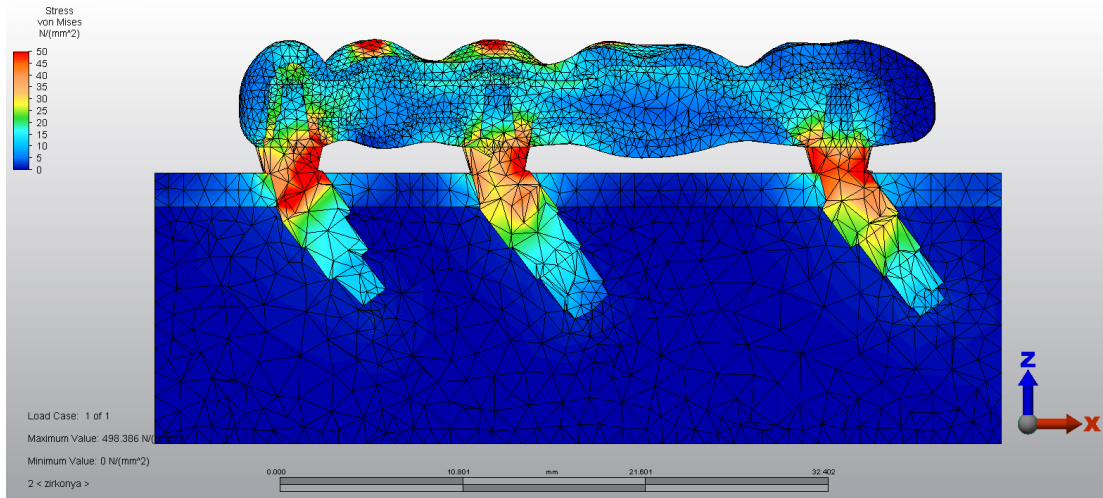
Şekil 3.2.31. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yüklemeye altında kemikte oluşan gerilme stresleri



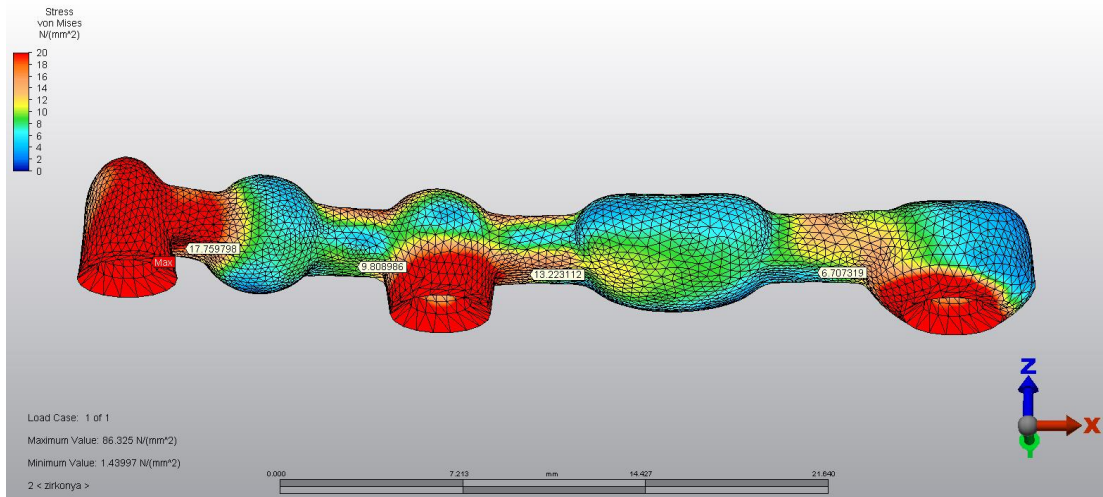
Şekil 3.2.32. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yüklemeye altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.2.33. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yüklemeye altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



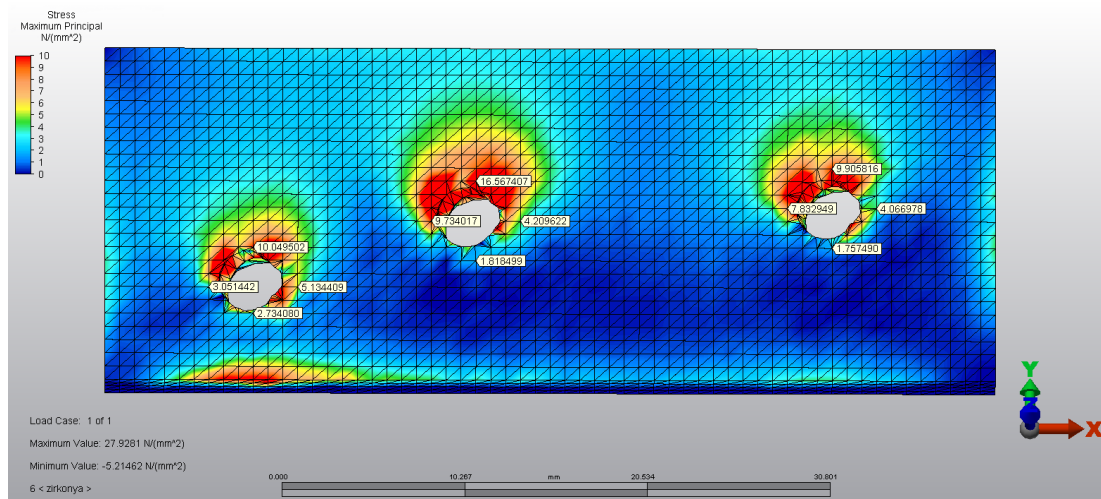
Şekil 3.2.34. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



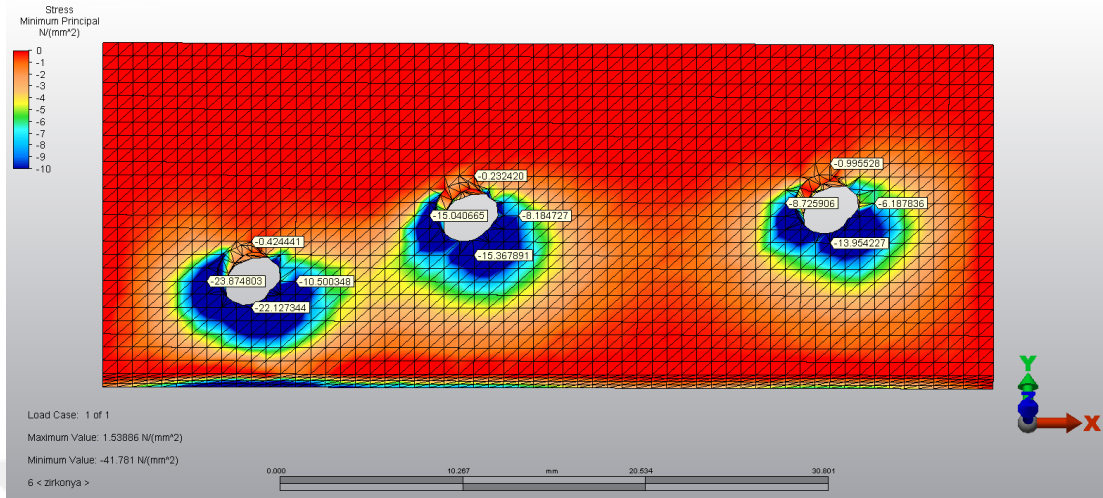
Şekil 3.2.35. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.2.8. İmplantların 10 mm Olduğu 37° Açılı ile Hazırlanan Model

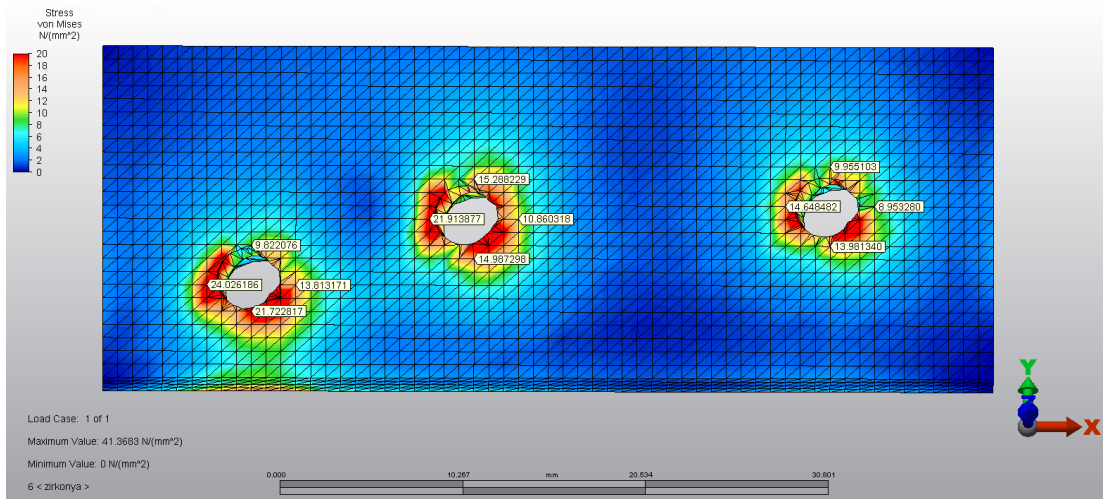
İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği bu modelde, implantlar 10 mm olarak modellenmiştir. Tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artış gözlenmiş ancak ortadaki implantın bukkal bölgesi hariç tüm bölgelerdeki maksimum asal stres değerlerinde azalmıştır. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer ortadaki implantın bukkalidir (16,56 MPa) (Şekil 3.2.36). Tüm implantların linguallerinde ise sıkışma stresleri artış gözlenmiş ancak bu artış diğer modellere kıyasla azalmıştır. En yüksek minimum asal stres değeri ise 43 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (-22,12 MPa) (Şekil 3.2.37). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; tüm implantların mesial ve linguallerindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları gözlenmiştir. Ancak bu stres değerleri 37° ile yerleştirilen 8 mm implantlarla kıyaslandığında azalmıştır. İmplantların boyun bölgesindeki en yüksek von Mises stresi 43 numaralı implantın mesialinde görülmüştür (24,02 MPa) (Şekil 3.2.38). İmplantlarda stresler; 43 numaralı implantın mesial, distal ve lingualinde, 45 ve 47 numaralı implantların distalinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.2.39). Üst yapıda ise stresler 43 numaralı dişin lingual ve konnektör bölgesinde, 45 ve 47 numaralı dişlerin boyun bölgesinde görülmüştür (Şekil 3.2.40).



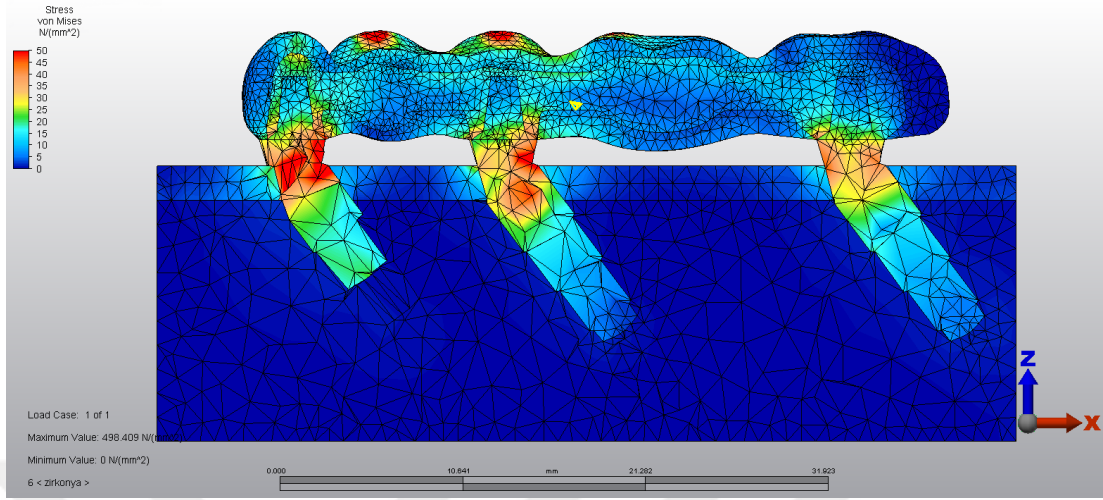
Şekil 3.2.36. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yüklem altında kemikte oluşan gerilme stresleri



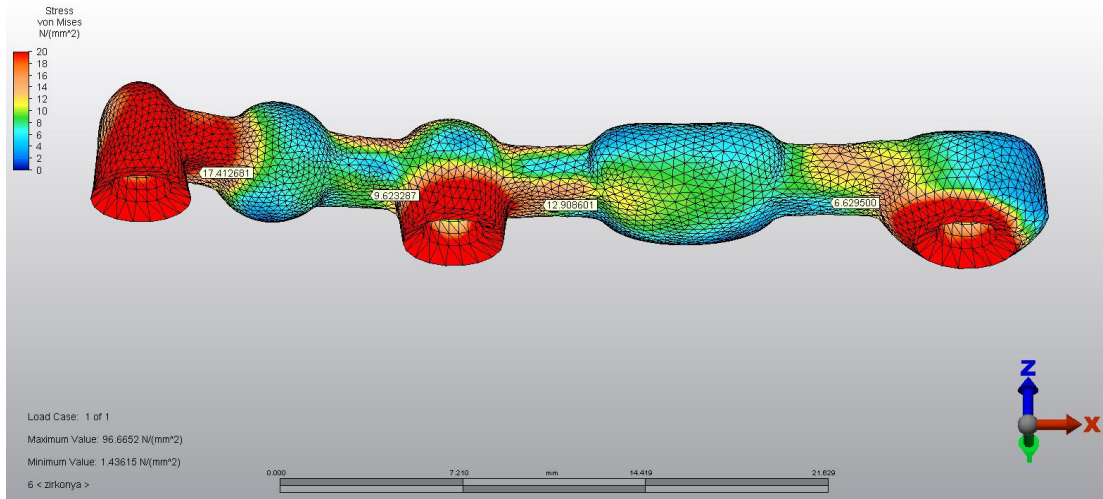
Şekil 3.2.37. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.2.38. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, implantların etrafındaki kortikal kemikte altında implantlarda oluşan von Mises stresleri



Şekil 3.2.39. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri

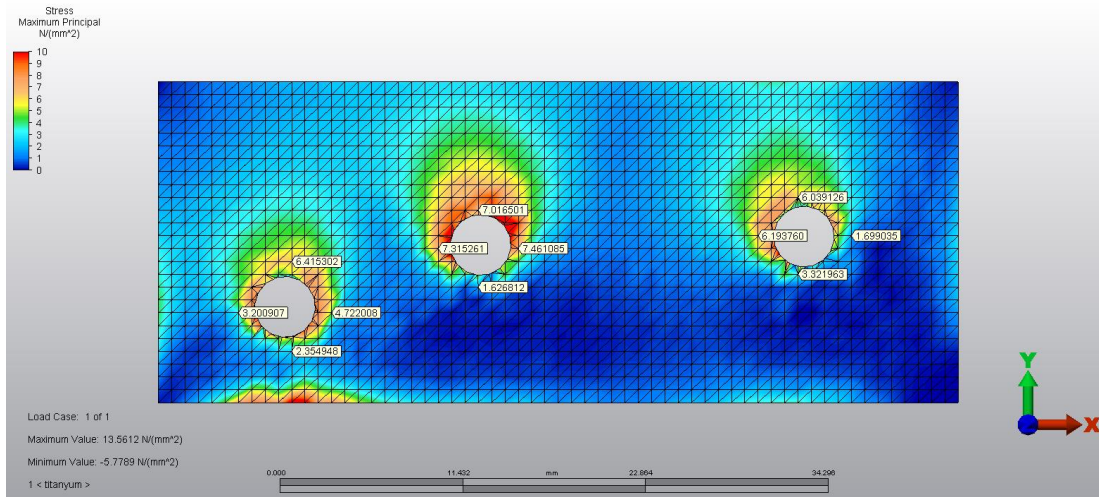


Şekil 3.2.40. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

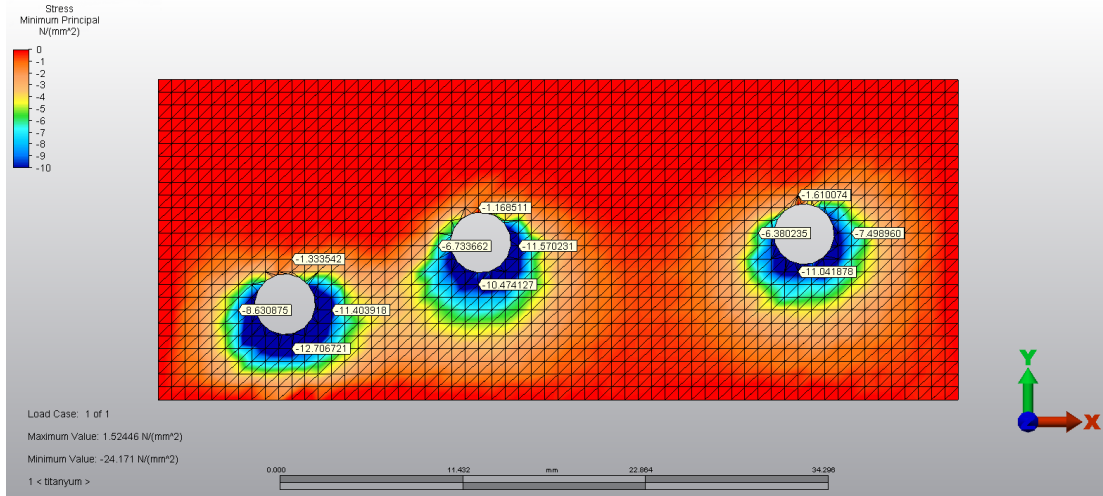
3.3.Ti Üstyapı Materyali Kullanılarak Hazırlanan Modellerde Kortikal Kemikğin Minimum ve Maksimum Asal Stres Değerlerinin ve İmplant ve Üstyapının von Mises Gerilme Değerlerinin İncelenmesi

3.3.1. İmplantların 0° Açılı ile Hazırlanmış Model

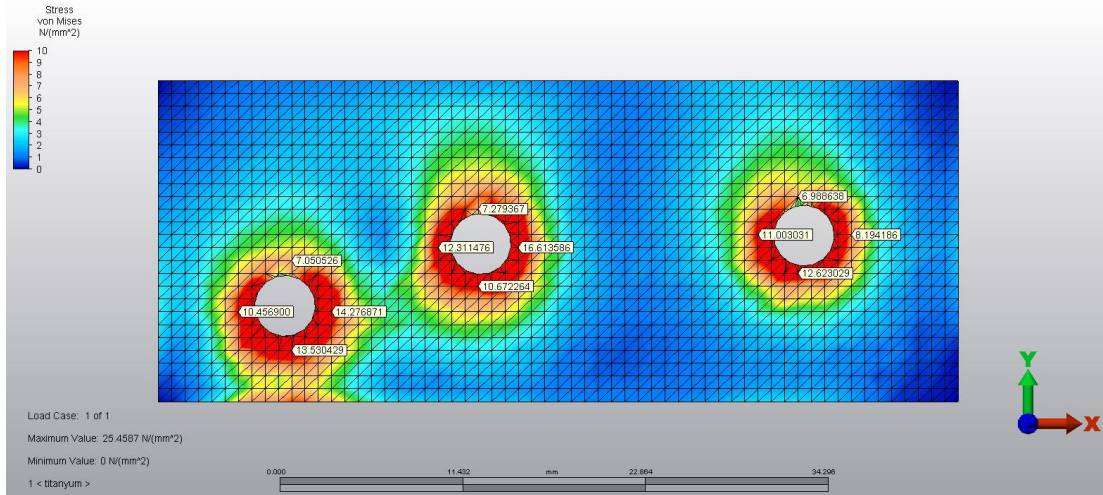
İmplantların dik yerleştirildiği modelde, kortikal kemikteki maksimum asal stresler en yüksek 45 numaralı implantın mesial ve distal bölgesinde gözlenmiştir (7.46 MPa) (Şekil 3.3.1). Sıkışma stresleri tüm implantların distal ve linguallerinde yoğunlaşmıştır. En yüksek minimum asal stres ise 43 numaralı implantın lingualindedir (-12,70 MPa) (Şekil 3.3.2). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; implantlarda en yüksek yoğunlaşma 45 numaralı implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte gözlenmiştir (16,61 MPa) (Şekil 3.3.3) İmplantlarda stresler ortadaki implantın distalinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.3.4). Üst yapıda stresler ise, tüm dişlerin boyun bölgesinde gözlenmiştir (Şekil 3.3.5).



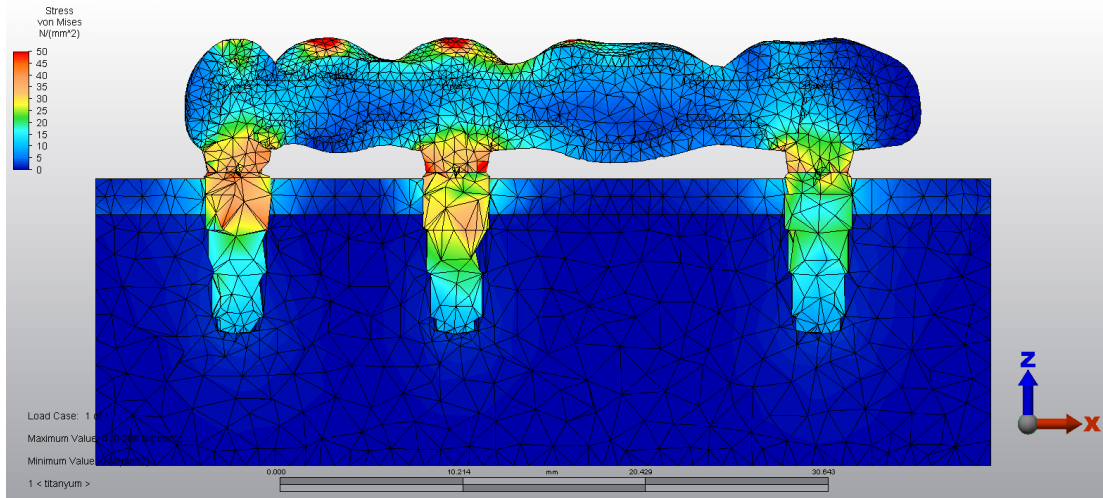
Şekil 3.3.1. İmplantların 0° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



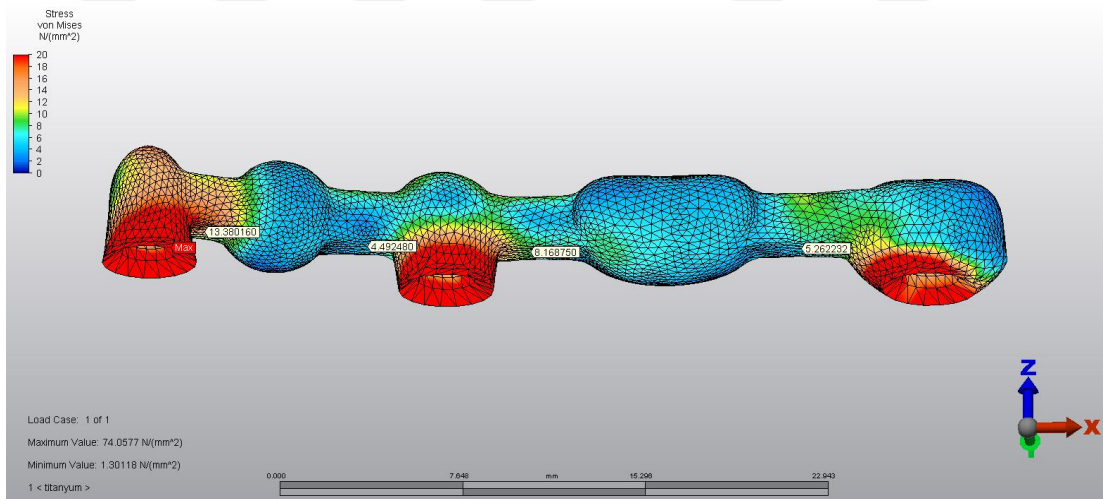
Şekil 3.3.2. İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.3.3. İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



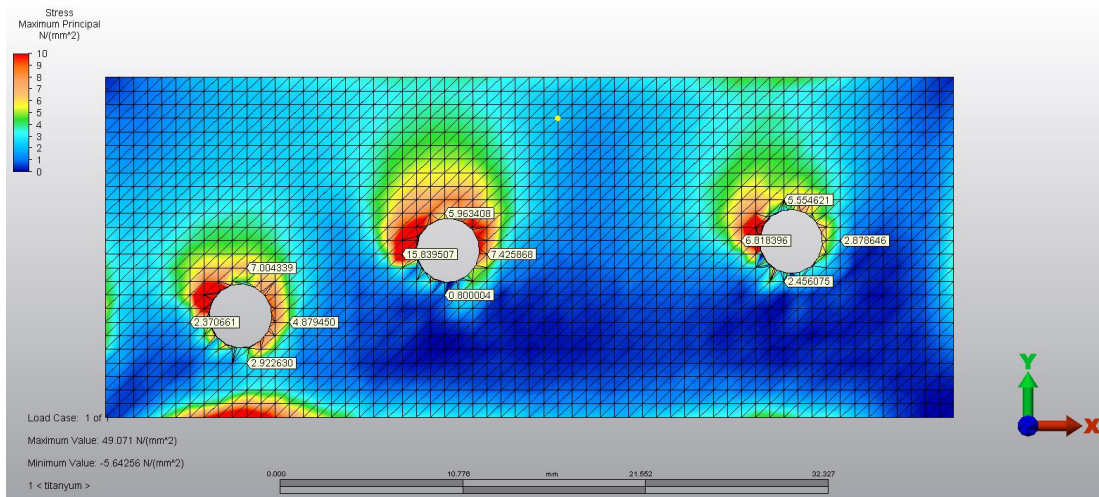
Şekil 3.3.4. İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



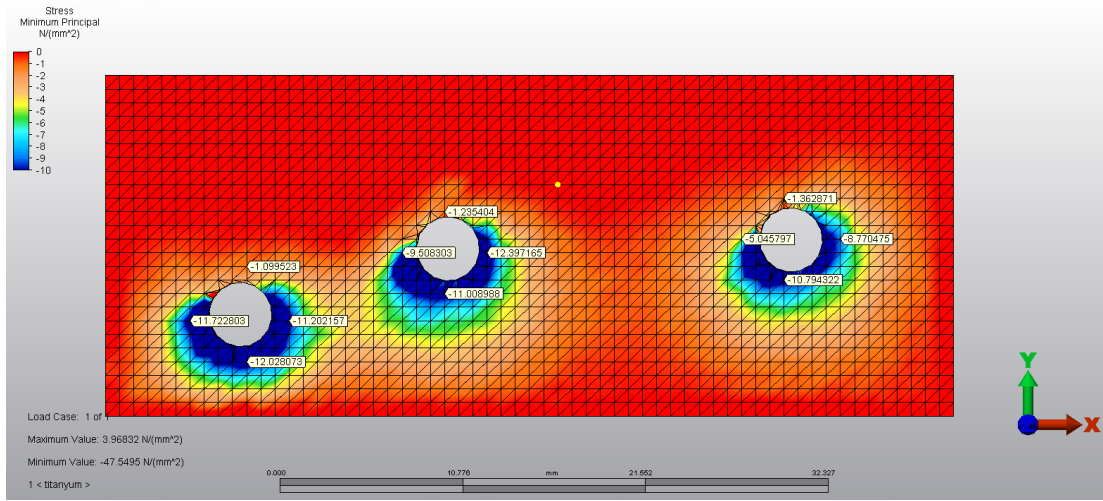
Şekil 3.3.5. İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.3.2. İmplantların 6° Açılı ile Hazırlanmış Model

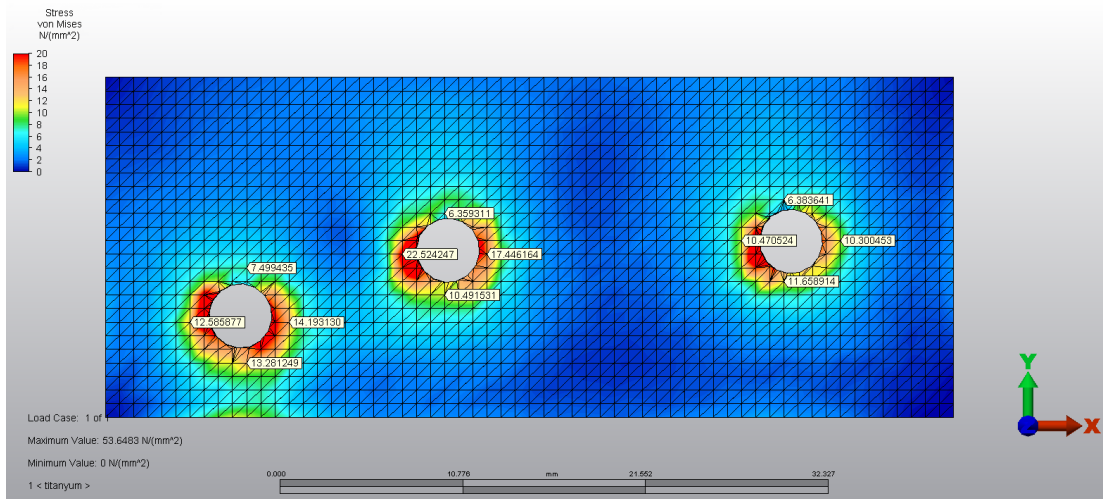
İmplantların 6° açılı ile yerleştirildiği modelde, kortikal kemikte stres artışı gözlenmiştir ve bu artış dik yerleştirilen implantlarla kıyaslandığında, özellikle 45 numaralı implantın mesialinde gözlenmiştir. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer ortadaki implantın mesialidir (15,83 MPa) (Şekil 3.3.6). Sıkışma stresleri ise 45 ve 45 numaralı implantların boyun bölgesinde, mesial, distal ve lingualinde gözlenmiştir. En yüksek minimum asal stres, 43 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (-12,02 MPa) (Şekil 3.3.7). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; 43 ve 45 numaralı implantların mesial ve distallerindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları görülmüş, en yüksek von Mises değeri ise 43 numaralı implantın mesialinde gözlenmiştir (22,52 MPa) (Şekil 3.3.8). İmplantlarda stresler; 43 ve 45 numaralı implantın distali ve 47 numaralı implantın mesialinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.3.9). Üst yapıda ise stresler tüm dişlerin boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.3.10).



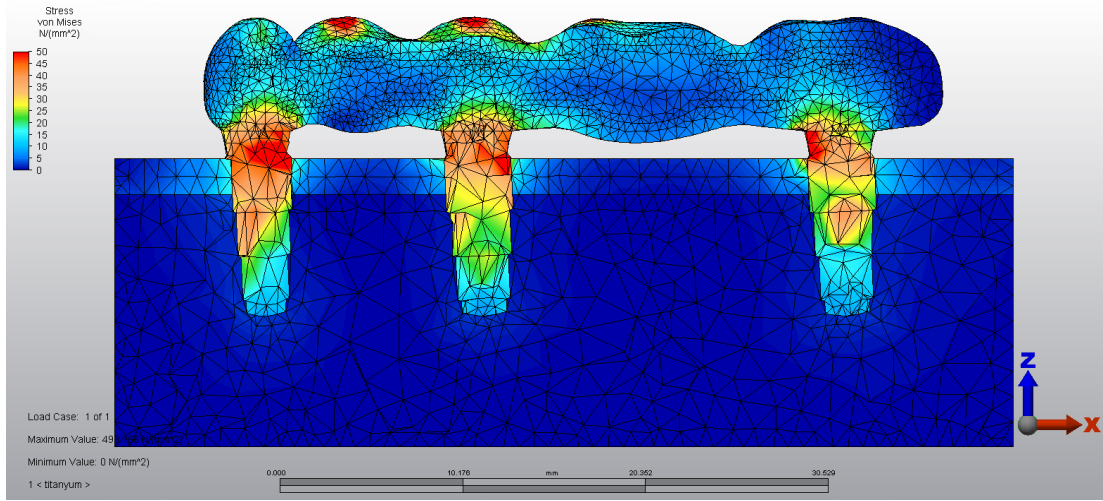
Şekil 3.3.6. İmplantların 6° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



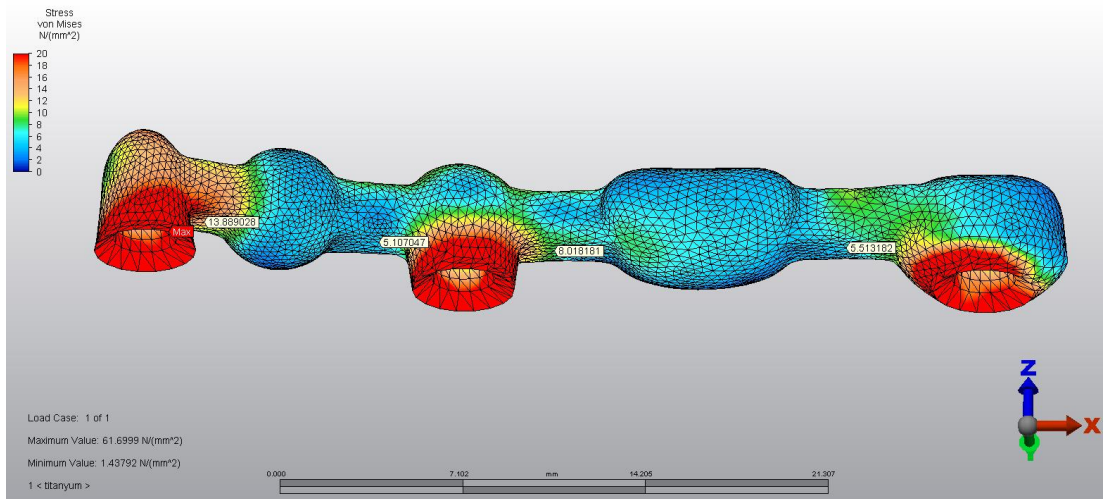
Şekil 3.3.7. İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.3.8. İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



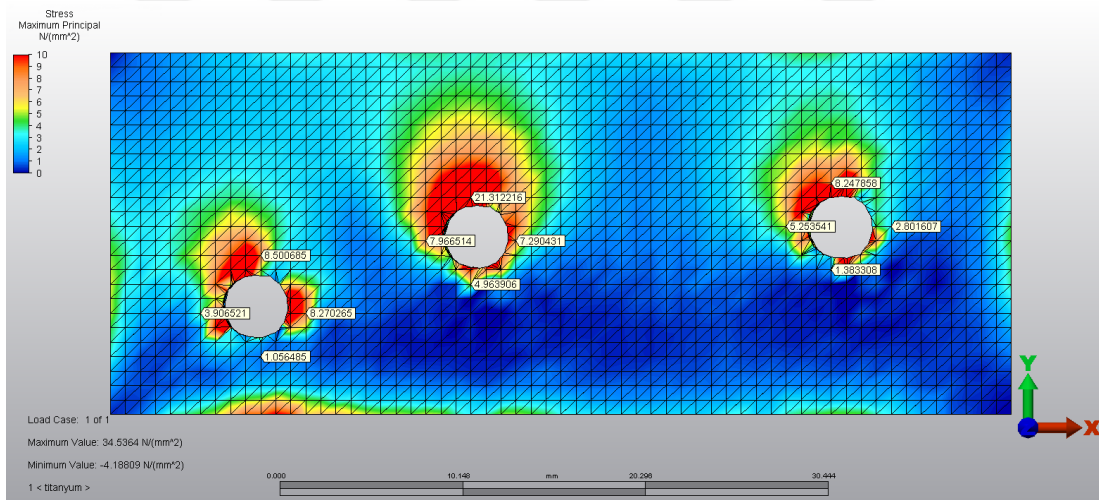
Şekil 3.3.9. İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



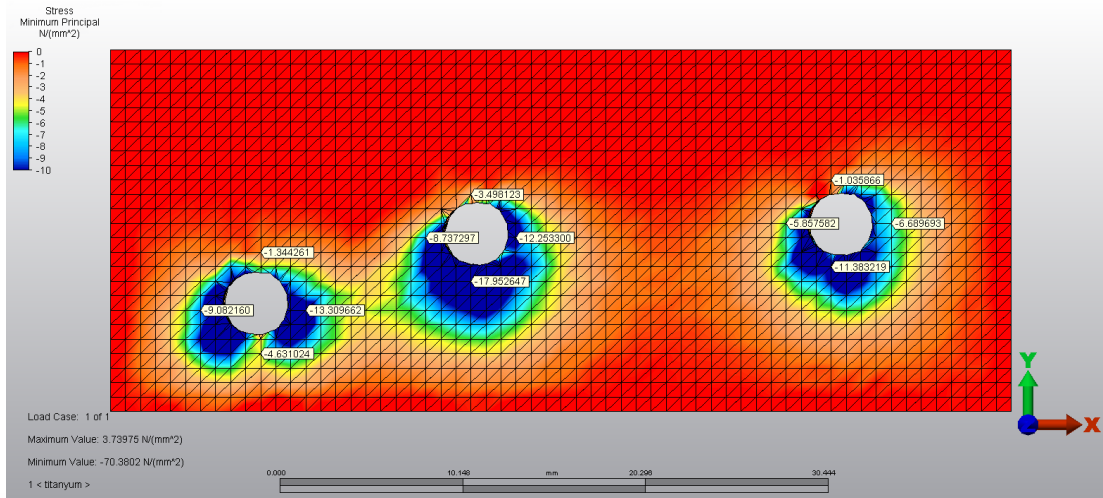
Şekil 3.3.10. İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.3.3. İmplantların 12° Açılı ile Hazırlanmış Model

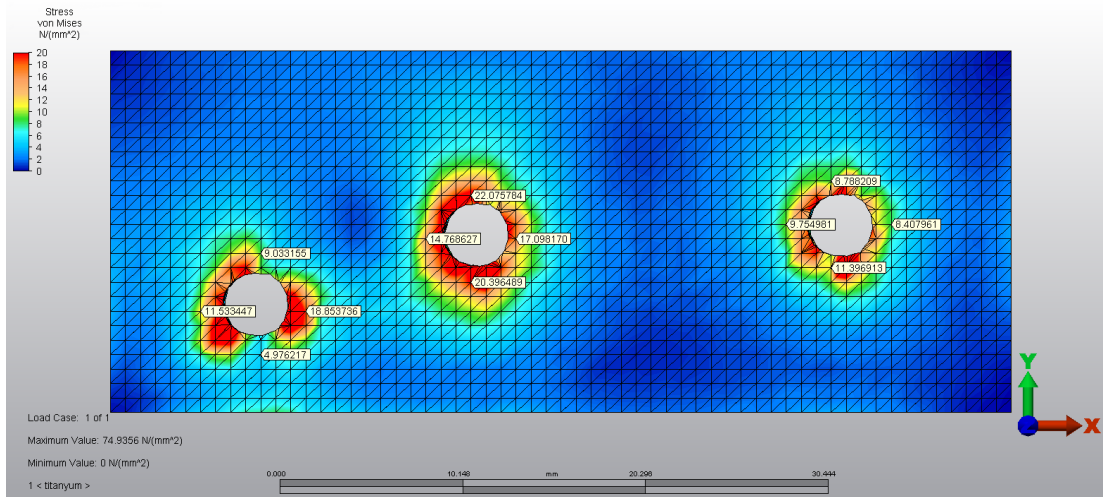
İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer ortadaki implantın bukkalidir (22,07 MPa) (Şekil 3.3.11). En yüksek minimum asal stresler ise 43 numaralı implantın mesial ve distalinde, 45 numaralı implantın lingual ve distalinde ve 47 numaralı implantın lingualinde gözlenmiştir. En yüksek minimum asal stres değeri ise 45 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (-17,95 MPa) (Şekil 3.3.12). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; özellikle 45 numaralı implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları gözlenmiştir. En yüksek değer ise 45 numaralı implantın bukkalinde gözlenmiştir (22,07 MPa) (Şekil 3.3.13). İmplantlarda stresler; 43 numaralı implantın mesial ve distalinde, 45 ve 47 numaralı implantların distalinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.3.14). Üst yapıda ise stresler tüm dişlerin boyun bölgesinde görülmüştür (Şekil 3.3.15).



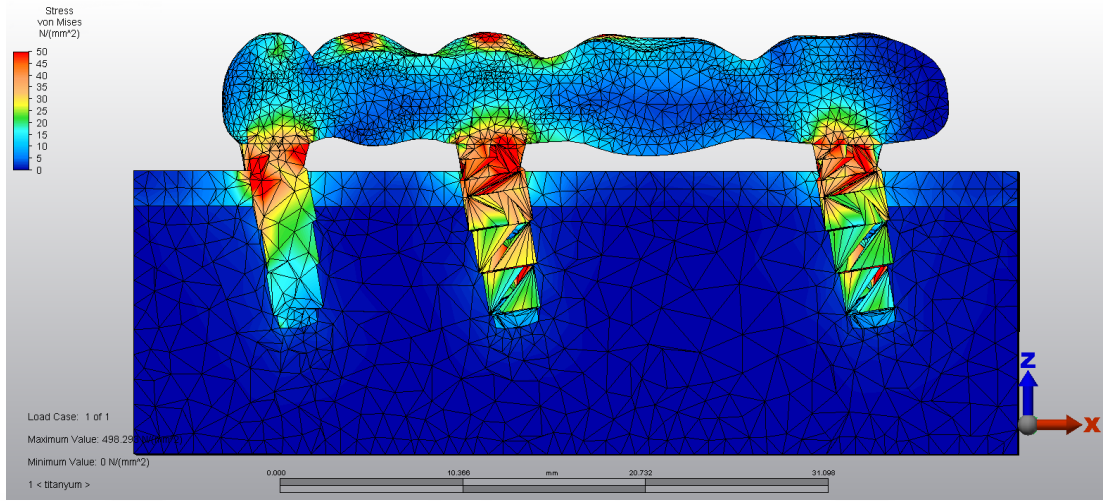
Şekil 3.3.11. İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



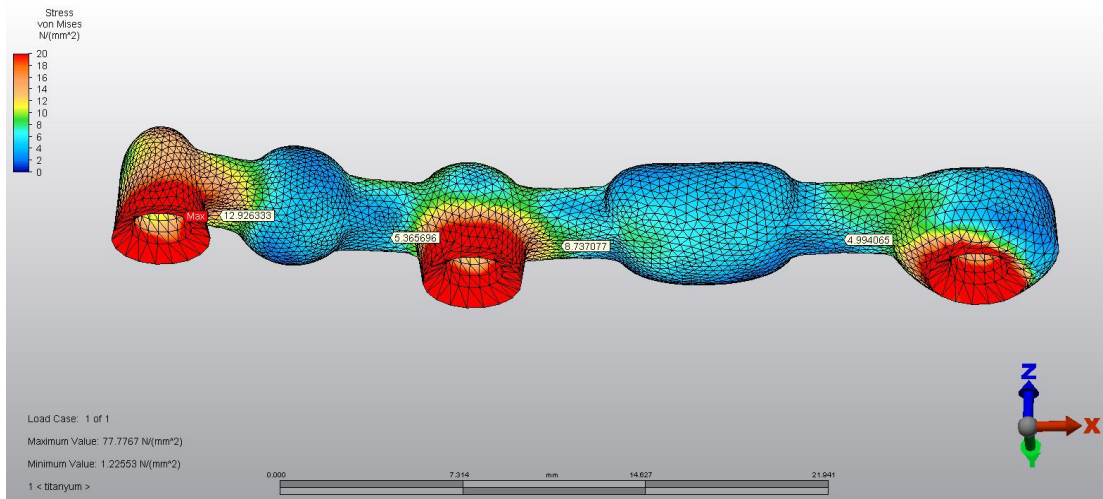
Şekil 3.3.12. İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.3.13. İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



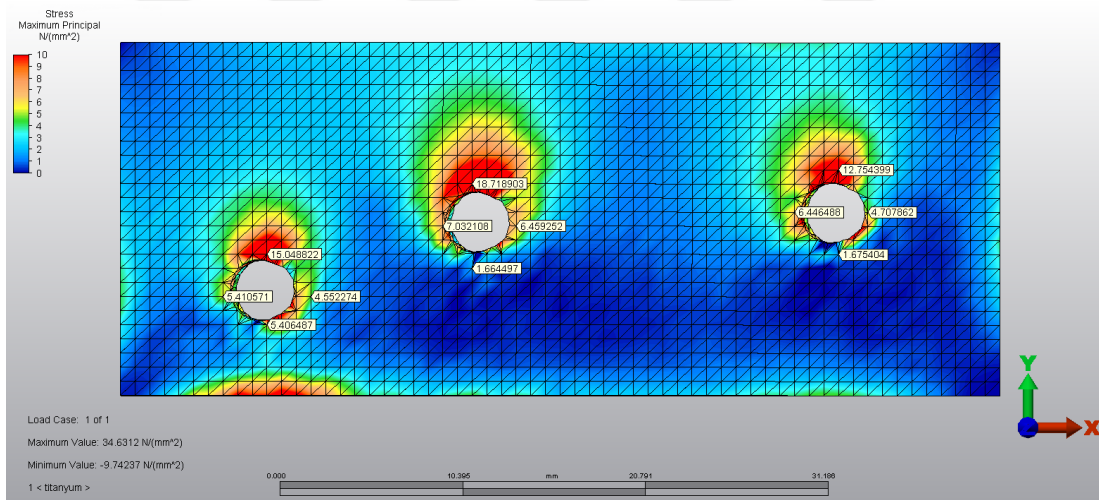
Şekil 3.3.14. İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



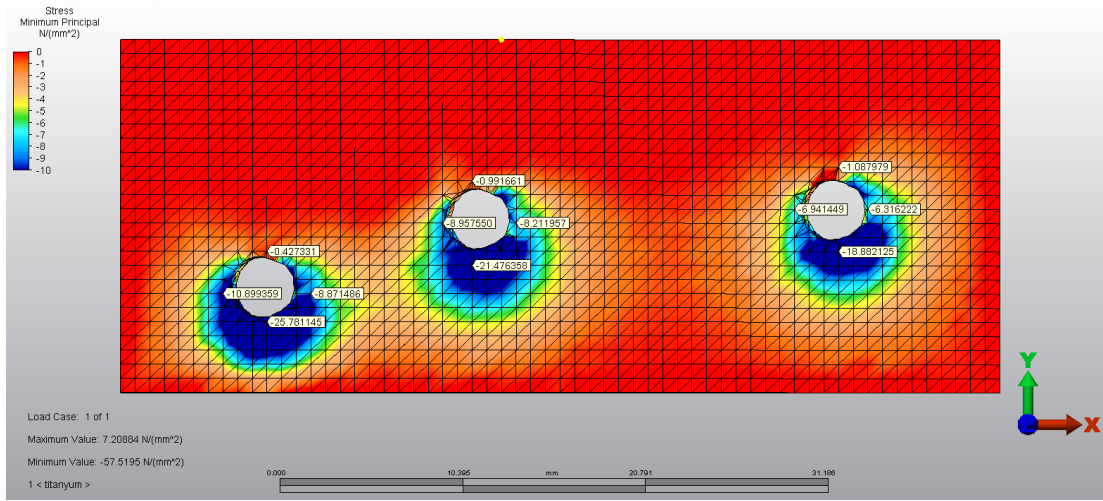
Şekil 3.3.15. İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonlarda oluşan von Mises stresleri

3.3.4. İmplantların 18° Açılı ile Hazırlanmış Model

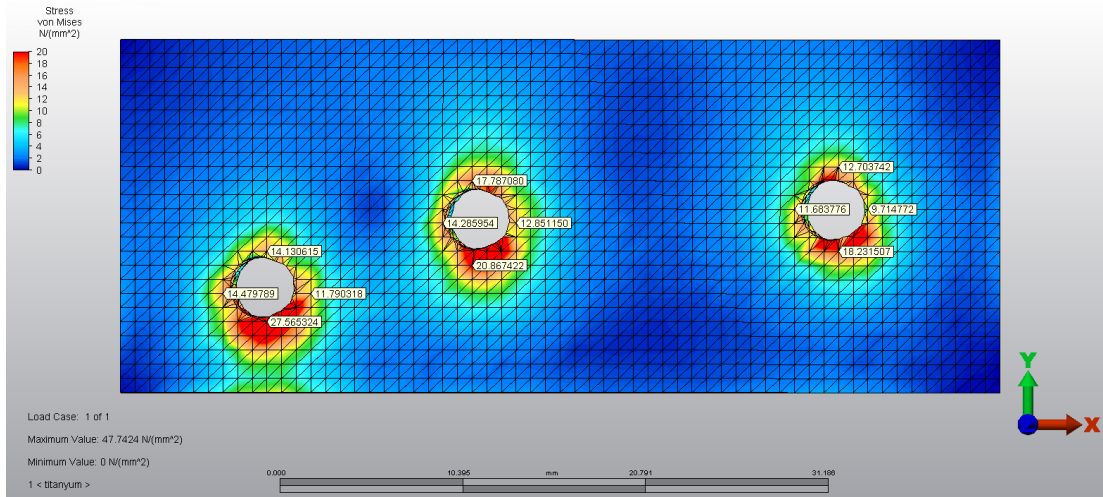
İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artışı gözlemlenmiştir. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer 45 numaralı implantın bukkalidir (18,71 MPa) (Şekil 3.3.18). Tüm implantların linguallerinde ise sıkışma stresleri artmıştır. En yüksek minimum asal stres değeri ise 43 numaralı implantın linguailinde görülmüştür (-27,56 MPa) (Şekil 3.3.17). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; tüm implantların özellikle linguallerindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları görülmüştür. En yüksek stres değeri ise 43 numaralı implantın lingualindedir (27,56 MPa) (Şekil 3.3.18). İmplantlarda stresler; 43 ve 45 numaralı implantın distali ve 47 numaralı implantın mesial ve distalinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.3.19). Üst yapıda ise stresler 43 numaralı dişin linguali, boyun ve konnektör bölgesinde, 45 ve 47 numaralı dişlerin boyun bölgesinde görülmüştür (Şekil 3.3.20).



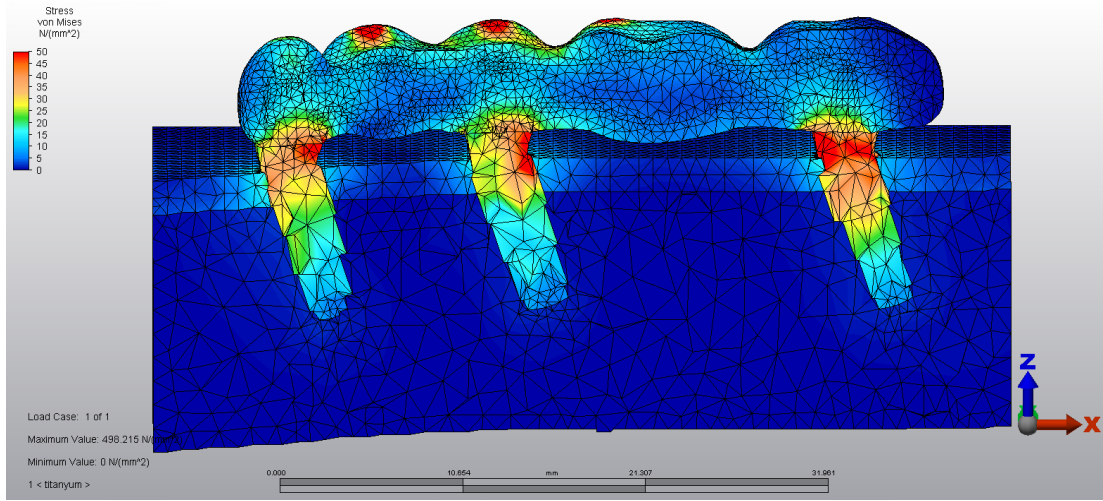
Şekil 3.3.16. İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



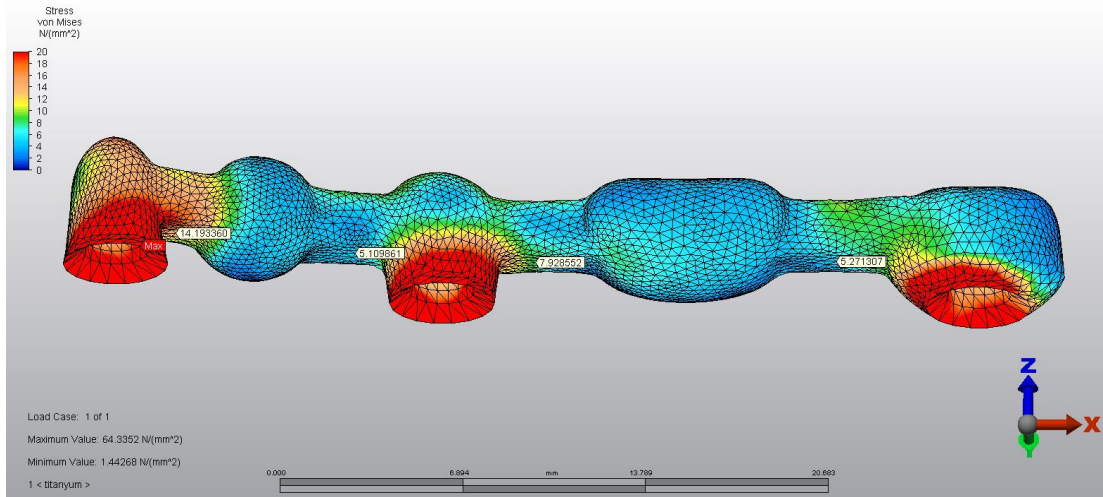
Şekil 3.3.17. İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.3.18. İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



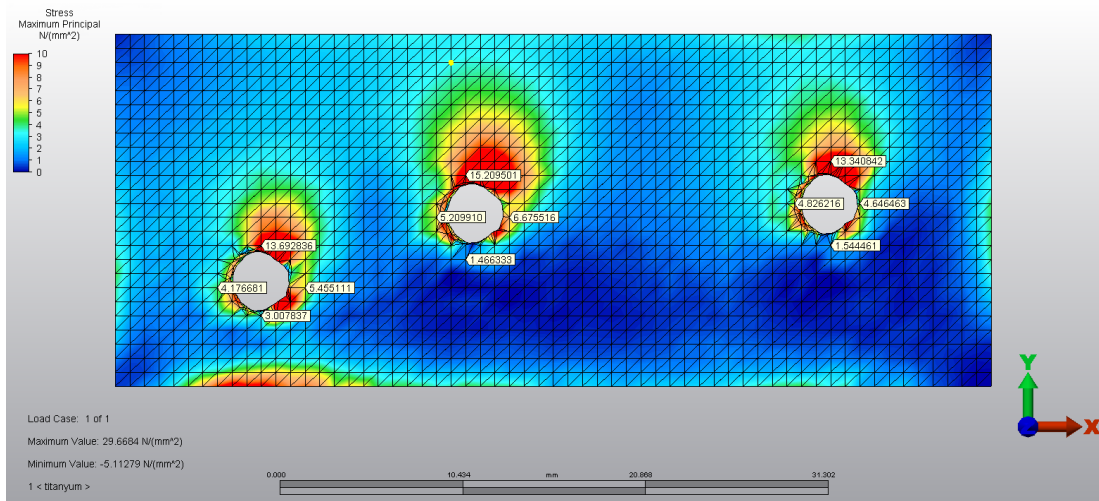
Şekil 3.3.19. İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



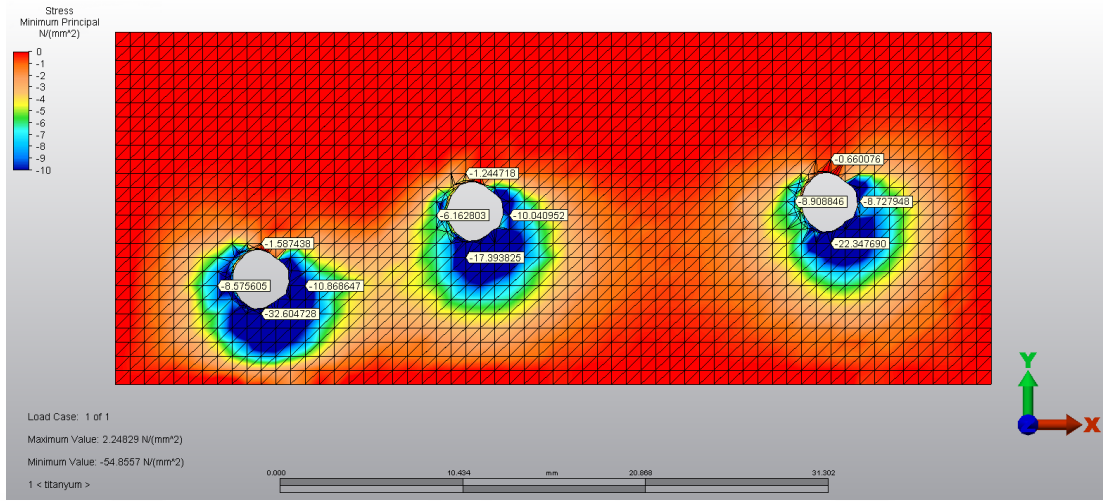
Şekil 3.3.20. İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.3.5. İmplantların 24° Açılı ile Hazırlanmış Model

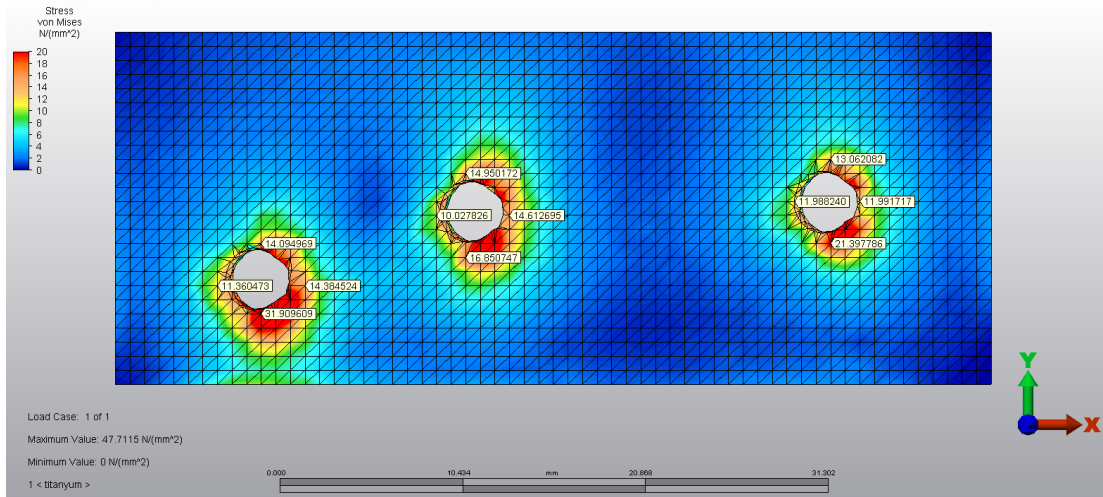
İmplantların 24° açılı ile yerleştirildiği modelde, tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artışı gözlenmiştir fakat bu artış eğim arttıkça azalmaya başlamıştır. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer orta implantın bukkalidir (15,20 MPa) (Şekil 3.3.21). Tüm implantların lingualinde ise sıkışma stresleri artmaya devam etmiştir. En yüksek minimum asal stres değeri ise 43 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (-32,60 MPa) (Şekil 3.3.22). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; streslerin tüm implantların lingualindeki kortikal kemikte yoğunlaştığı gözlenmektedir. En yüksek değer ise 43 numaralı implantın lingualinde gözlenmiştir (31,90 MPa) (Şekil 3.3.23). İmplantlarda von Mises stresleri, tüm implantların distalinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.3.24). Üst yapıdaki stresler ise, tüm dişlerin boyun bölgesinde gözlenmiştir (Şekil 3.3.25).



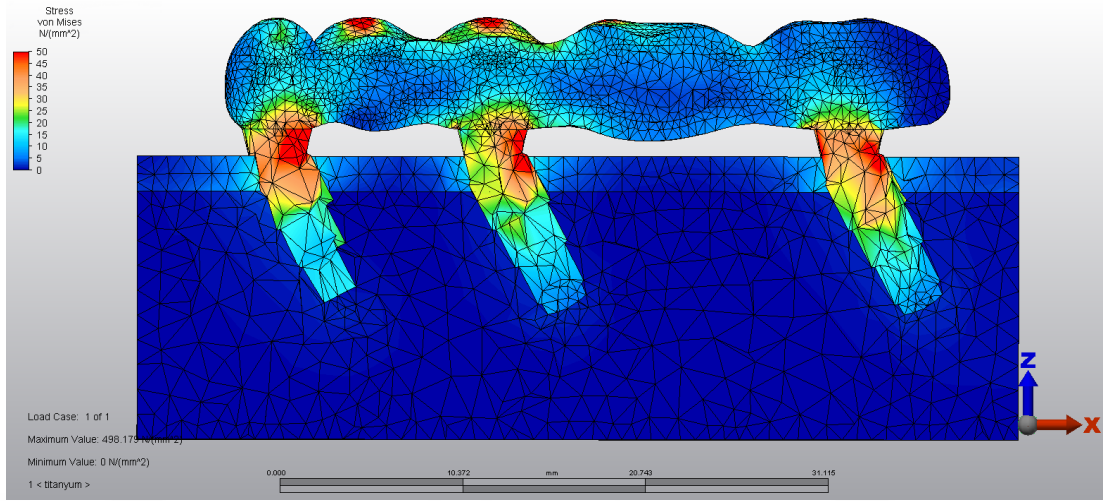
Şekil 3.3.21. İmplantların 24° açılı ile yerleştirildiği modelde, yüklemeye altında kemikte oluşan gerilme stresleri



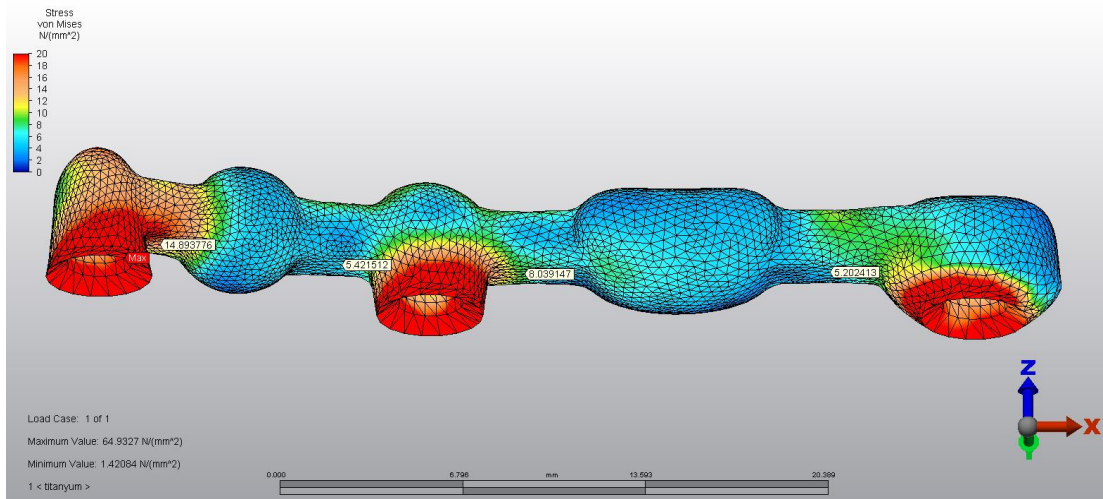
Şekil 3.3.22. İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.3.23. İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



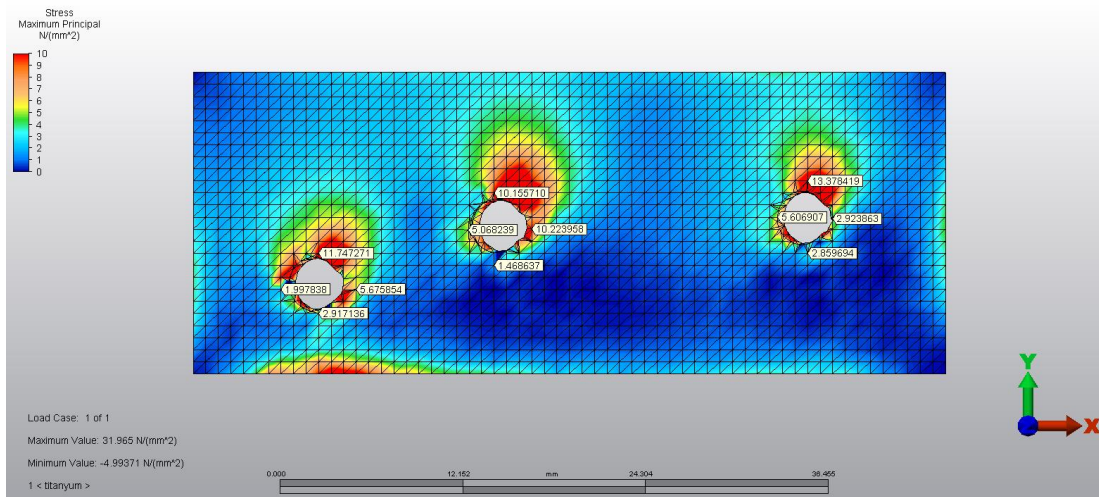
Şekil 3.3.24. İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



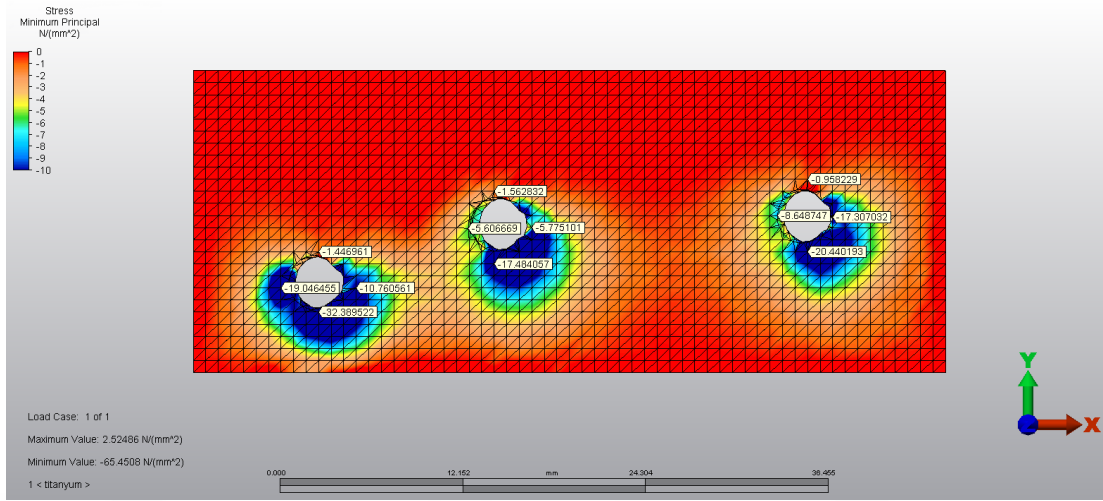
Şekil 3.3.25. İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.3.6. İmplantların 30° Açı ile Hazırladığı Model

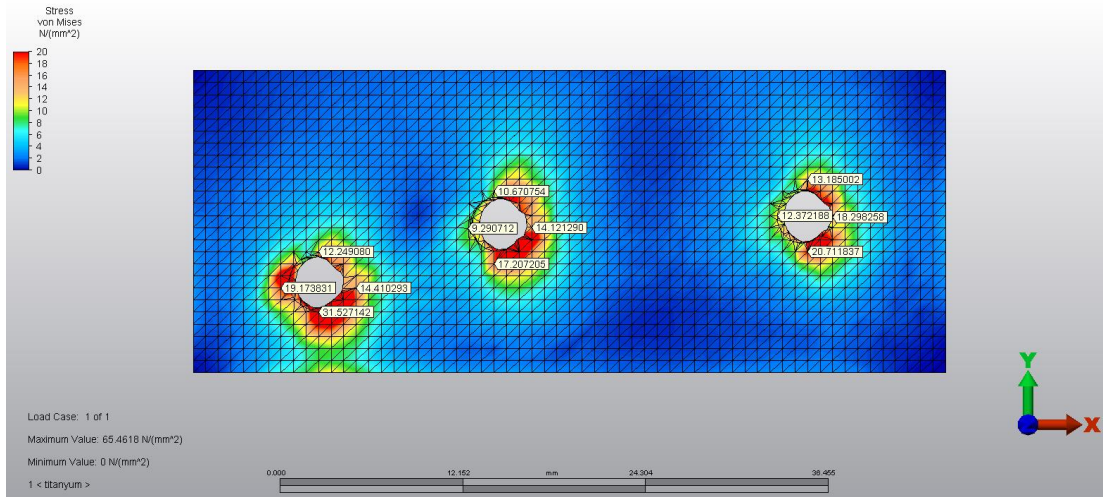
İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artışı gözlenmiştir; fakat bu artışlar implant eğimi arttıkça azalma göstermeye başlamıştır. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer sondaki implantın bukkalidir (13,37 MPa) (Şekil 3.3.26). Tüm implantların linguallerinde ise sıkışma stresleri artmıştır. En yüksek minimum asal stres değeri ise 43 numaralı implantın linguailinde görülmüştür (-32,38 MPa) (Şekil 3.3.27). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; 30° kadar arttırılan implant eğimleriyle orantılı olarak streslerinde arttığı görülmüştür. Tüm implantların özellikle linguallerindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları gözlenmiş; en yüksek değer ise 43 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (31,52 MPa) (Şekil 3.3.28). İmplantlarda stresler; 43 ve 45 numaralı implantın distali ve 47 numaralı implantın mesial ve distalinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.3.29). Üst yapıda ise stresler, dişlerin boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.3.30).



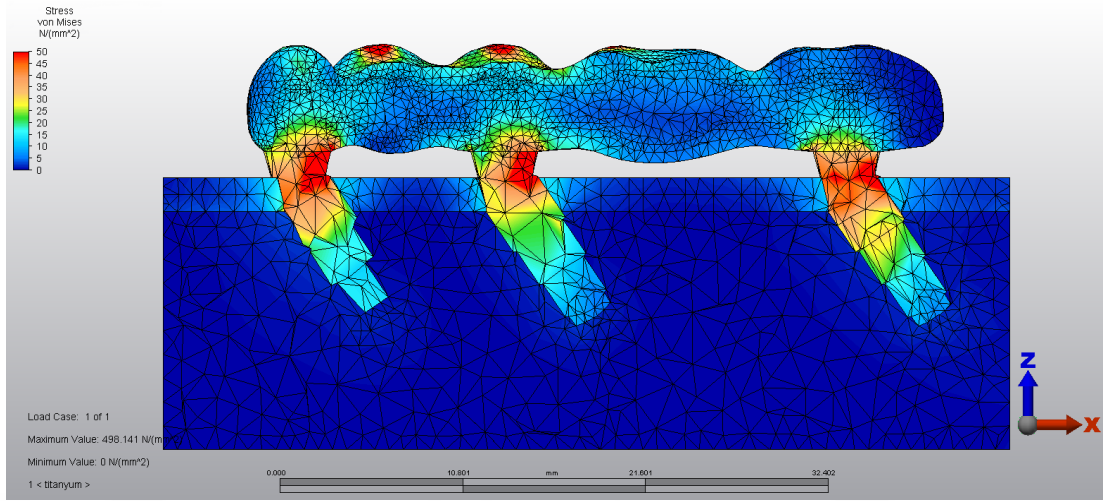
Şekil 3.3.26. İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



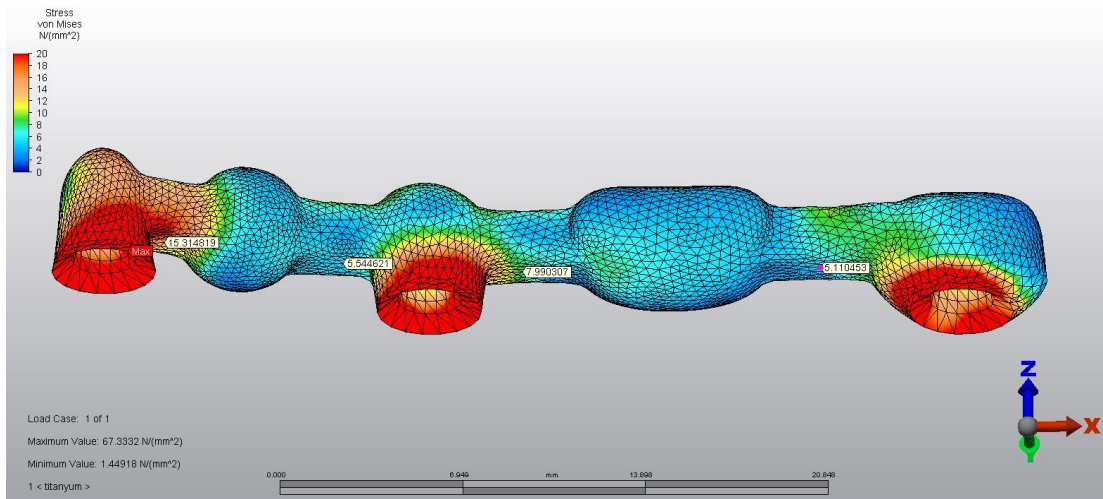
Şekil 3.3.27. İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.3.28. İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



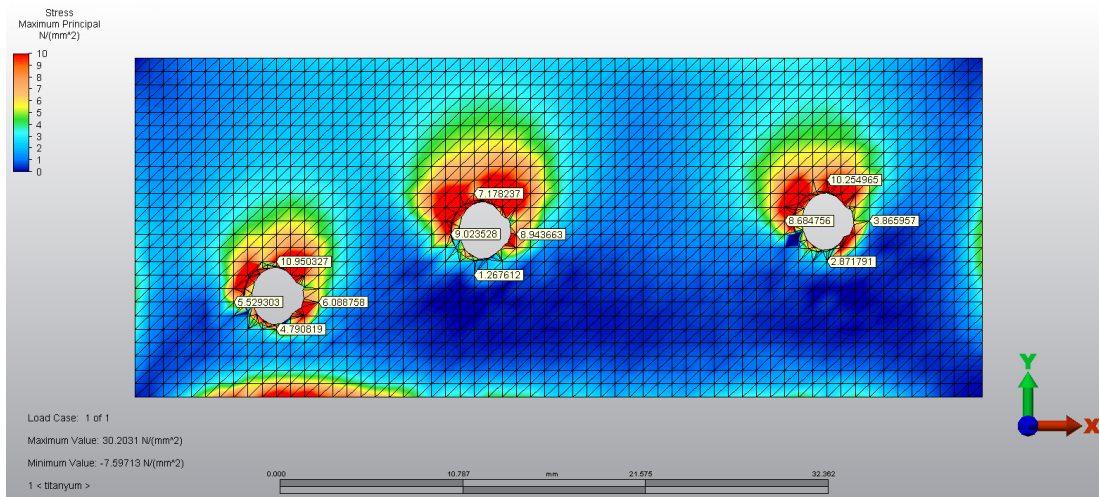
Şekil 3.3.29. İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



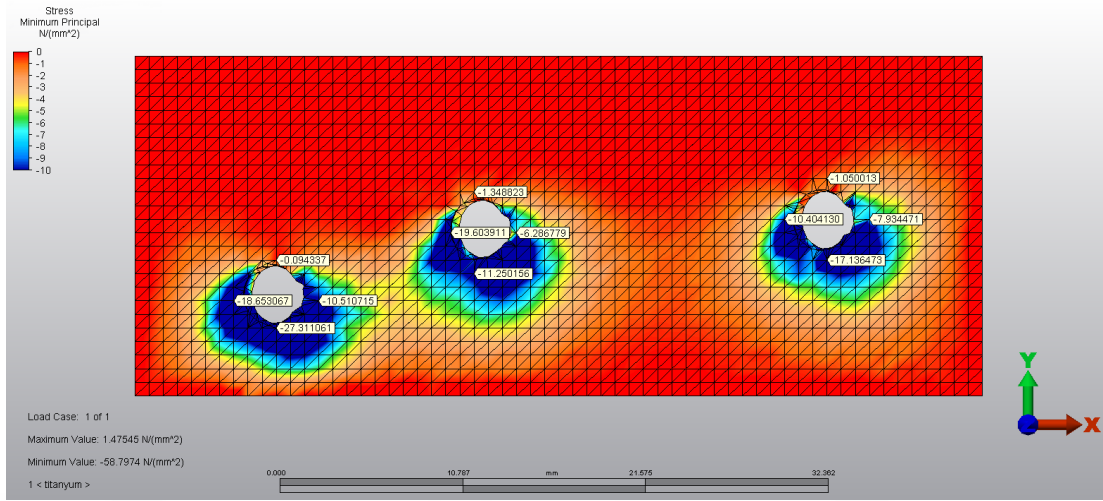
Şekil 3.3.30. İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.3.7. İmplantların 37° Açılı ile Hazırlanmış Model

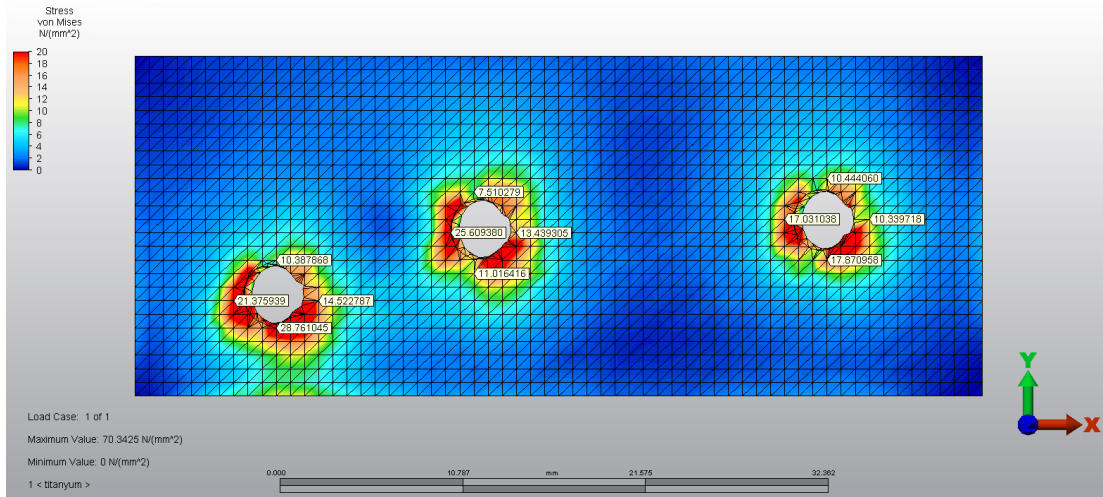
İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artışı gözlenmiştir; fakat bu artışlar implant eğimi arttıkça azalma göstermeye başlamıştır. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer 45 numaralı implantın bukkalidir (10, 95 MPa) (Şekil 3.3.31). Tüm implantların linguallerinde ve mesiallerinde ise sıkışma stresleri gözlenmiş ancak bu artış değerleri azalmıştır. En yüksek minimum asal stres değeri ise 43 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (-27, 81 MPa) (Şekil 3.3.32). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; tüm implantların özellikle linguallerinde ve meziallerindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları gözlenmiş; en yüksek değer ise 43 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (28,76 MPa) (Şekil 3.3.33). Fakat bu değer 30° açılılandırılmış implantlar ile karşılaştırıldığında azalma göstermiştir. İmplantlarda stresler; tüm implantların distallerinde gözlenmiştir (Şekil 3.3.34). Üst yapıda ise stresler, tüm dişlerin boyun bölgesinde gözlenmiştir (Şekil 3.3.35).



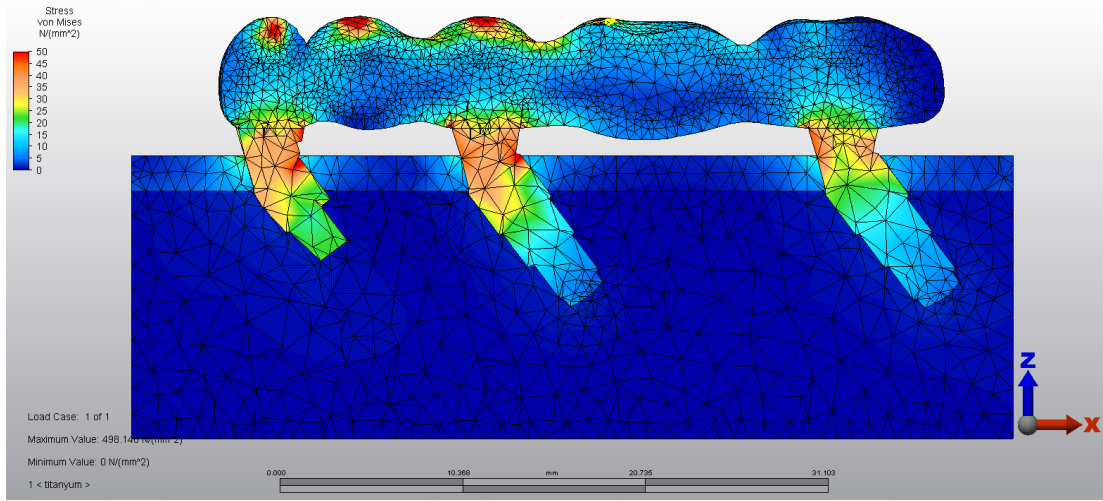
Şekil 3.3.31. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



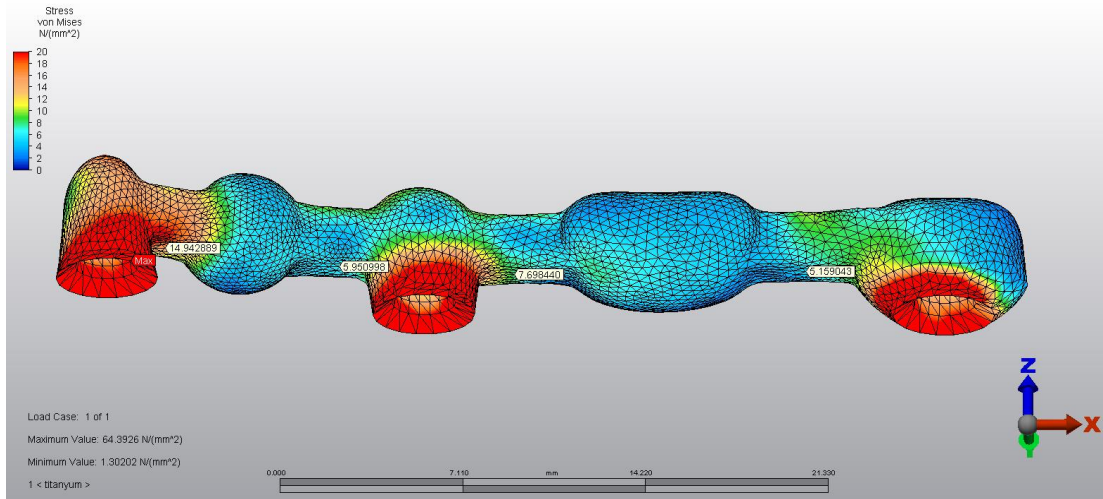
Şekil 3.3.32. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.3.33. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



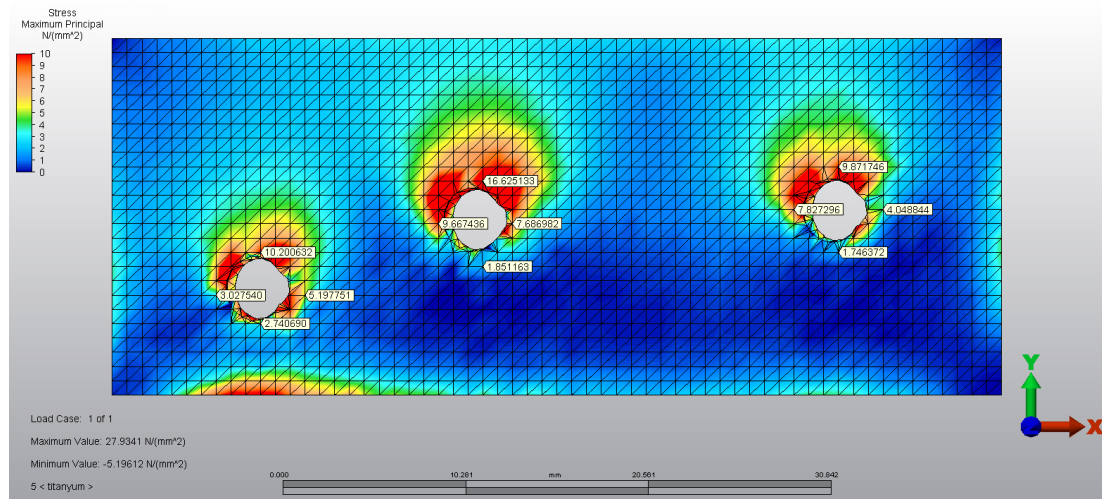
Şekil 3.3.34. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



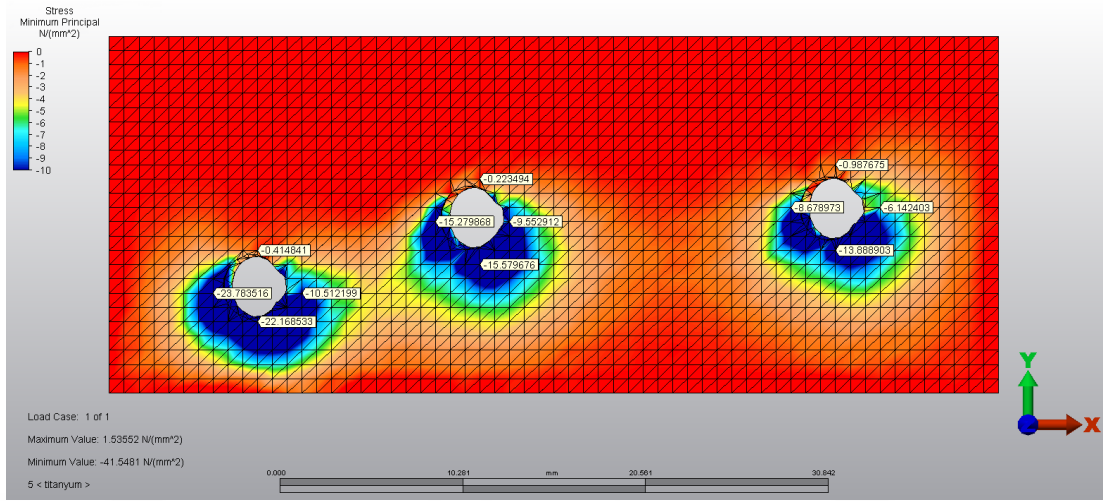
Şekil 3.3.35. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.3.8. İmplantların 10 mm Olduğu 37° Açılı ile Hazırlanmış Model

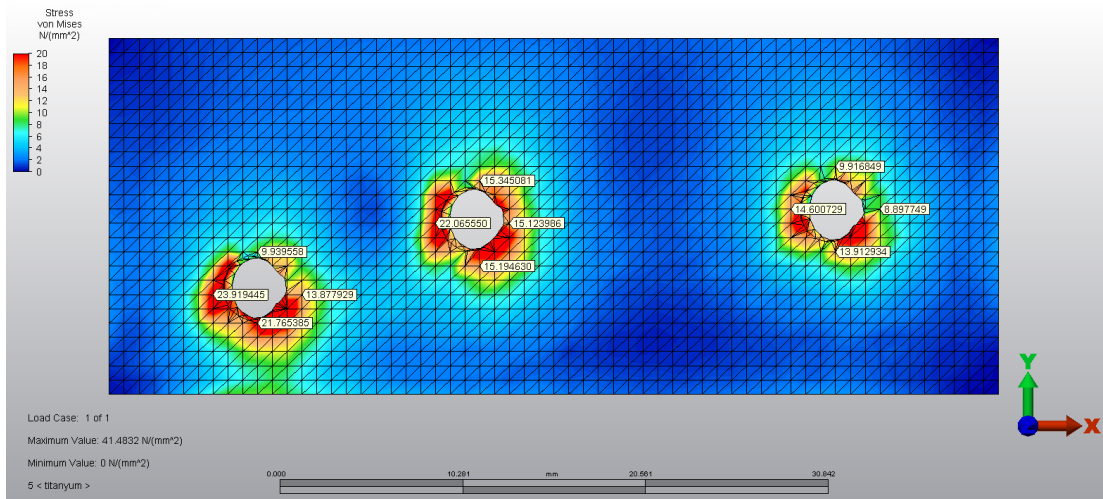
İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği bu modelde implantlar 10 mm olarak modellenmiştir. Tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artış gözlenmiş ancak ortadaki implantın bukkal bölgesi hariç tüm bölgelerdeki maksimum asal stres değerlerinde azalmıştır. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer ortadaki implantın bukkalidir (16,62 MPa) (Şekil 3.3.36). Tüm implantların linguallerinde ise sıkışma stresleri artmış, ancak bu artış diğer modellere kıyasla azalmıştır. En yüksek minimum asal stres değeri ise 43 numaralı implantın mesialinde görülmüştür (-23,78 MPa) (Şekil 3.3.37). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; tüm implantların mesial ve linguallerindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları gözlenmiştir. Ancak bu stres değerleri 37° ile yerleştirilen 8 mm implantlarla kıyaslandığında azalmıştır. İmplantların boyun bölgesindeki en yüksek von Mises stresi 43 numaralı implantın mesialinde görülmüştür (23,91 MPa) (Şekil 3.3.38). İmplantlarda stresler; 43 numaralı implantın mesial ve distalinde, 45 ve 47 numaralı implantların distalinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.3.39). Üst yapıda ise stresler, tüm dişlerin boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.3.40).



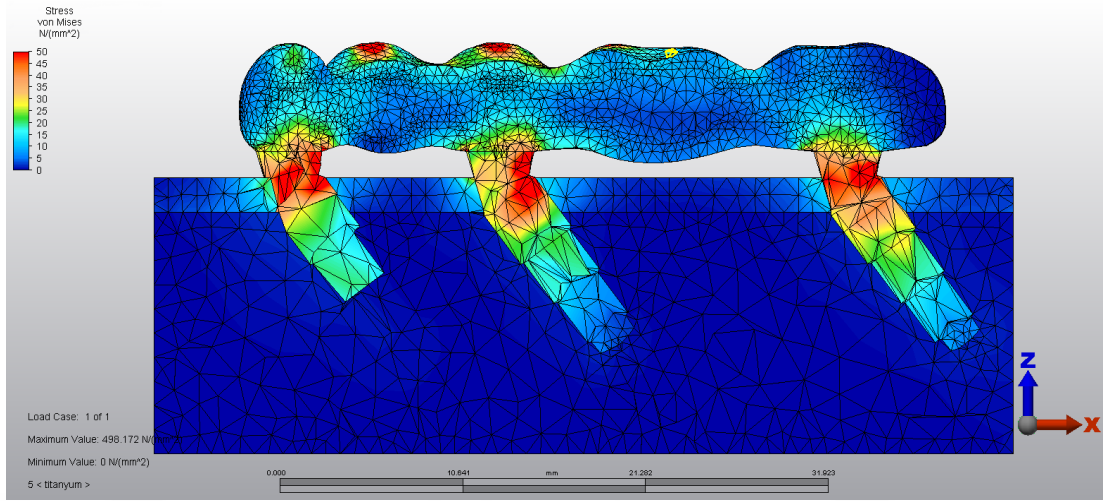
Şekil 3.3.36. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



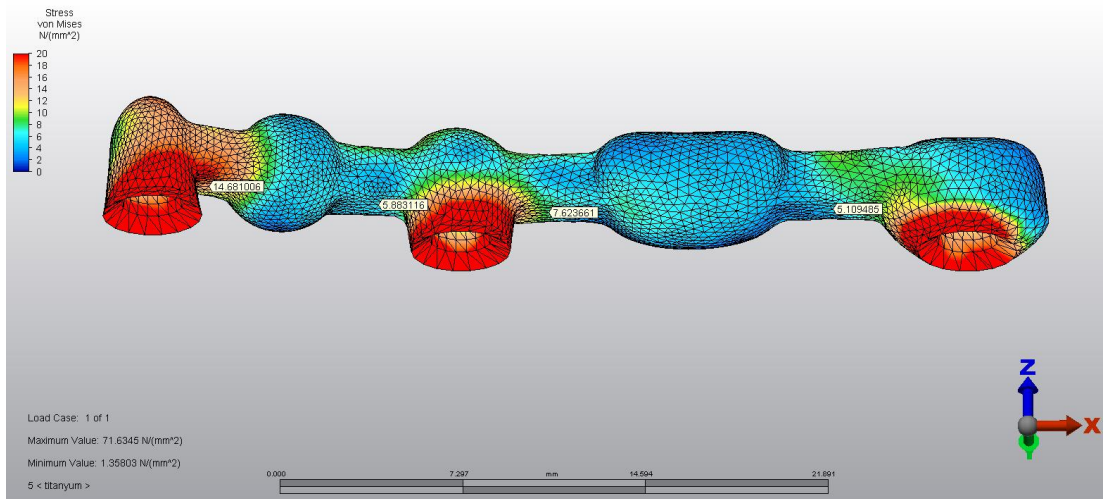
Şekil 3.3.37. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.3.38. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



Şekil 3.3.39. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yüklemeye altında implantlarda görülen von Mises stresleri

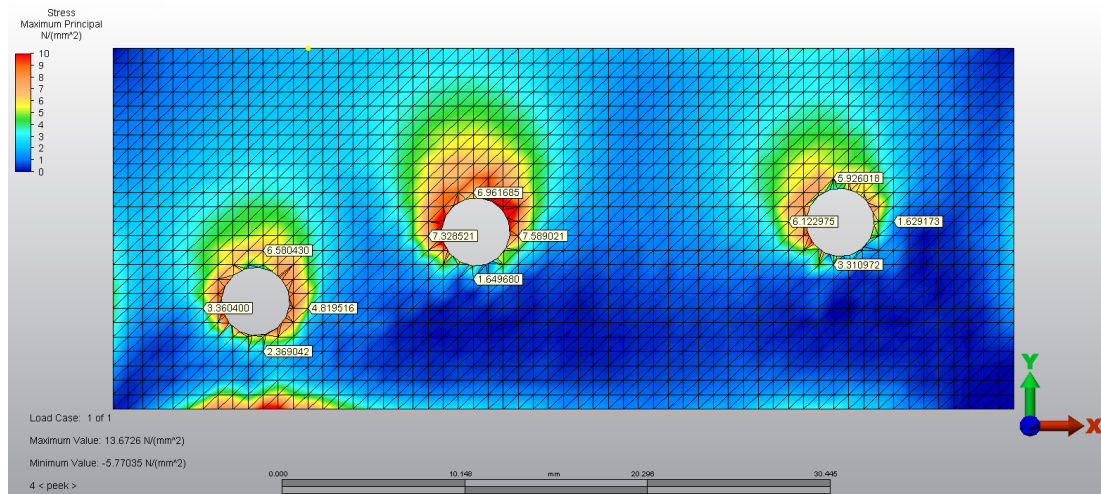


Şekil 3.3.40. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yüklemeye altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

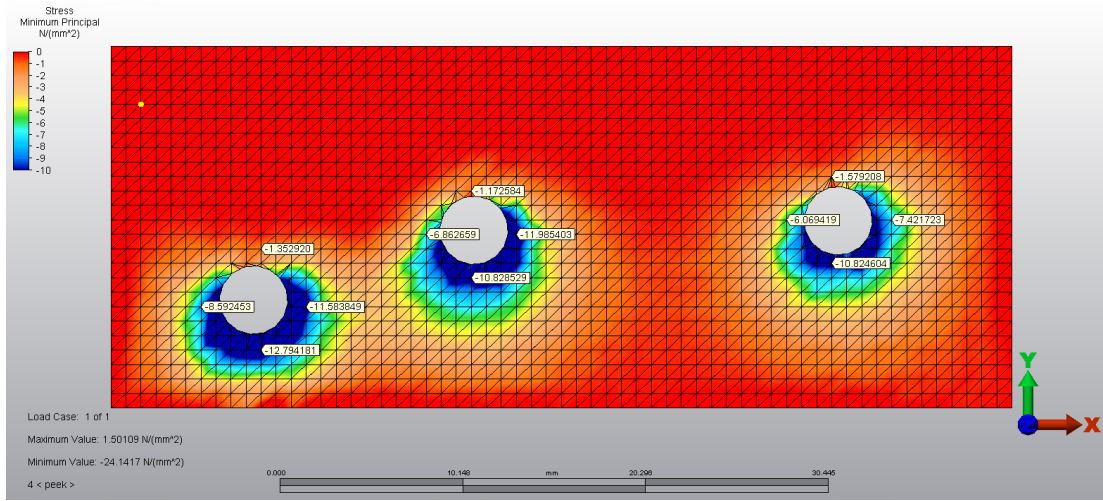
3.4.PEEK Üstyapı Materyali Kullanılarak Hazırlanan Modellerde Kortikal Kemik Minimum ve Maksimum Asal Stres Değerlerinin ve İmplant ve Üstyapının von Mises Gerilme Değerlerinin İncelenmesi

3.4.1. İmplantların 0° Açılı ile Hazırlanmış Model

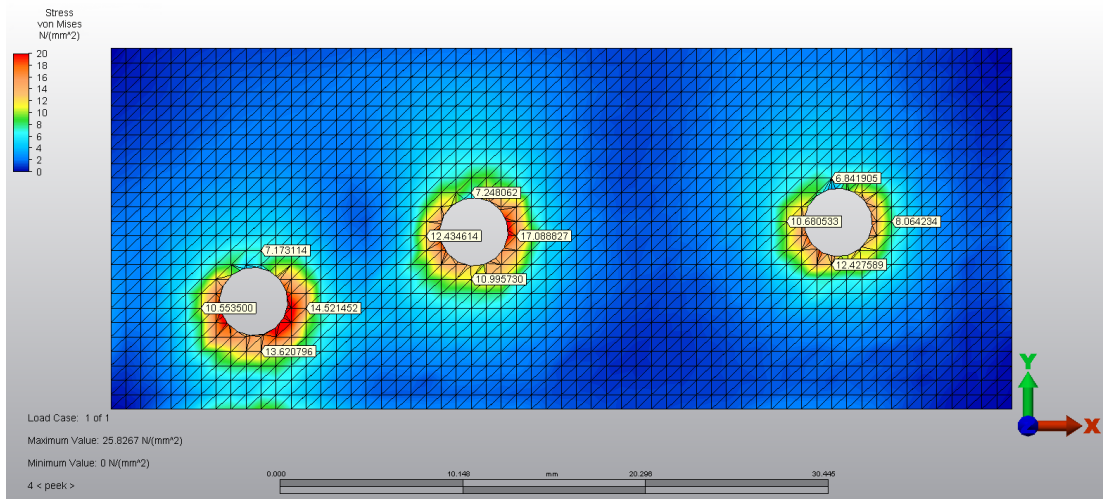
İmplantların dik yerleştirildiği modelde, kortikal kemikteki maksimum asal stresler en yüksek 45 numaralı implantın mesial ve distal bölgesinde gözlenmiştir (7.32 MPa, 7,58 MPa) (Şekil 3.4.1). Sıkışma stresleri ise tüm implantların özellikle lingual olmak üzere, mesial ve distallerinde yoğunlaşmıştır. En yüksek minimum asal stres ise 43 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (-12,79 MPa) (Şekil 3.4.2). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; stresler, tüm implantların boyun bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaşmış ve en yüksek stres 45 numaralı implantın distalinde görülmüştür (17,08 MPa) (Şekil 3.4.3). İmplantlarda stresler 43 numaralı implantın mesial ve distalinde, 45 ve 47 numaralı implantların distalinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.4.4). Üst yapıda ise, en yüksek stres yoğunlaşması 43 numaralı dişin mesialinde, 45 ve 47 numaralı dişlerin boyun bölgesinde gözlenmiştir (Şekil 3.4.5).



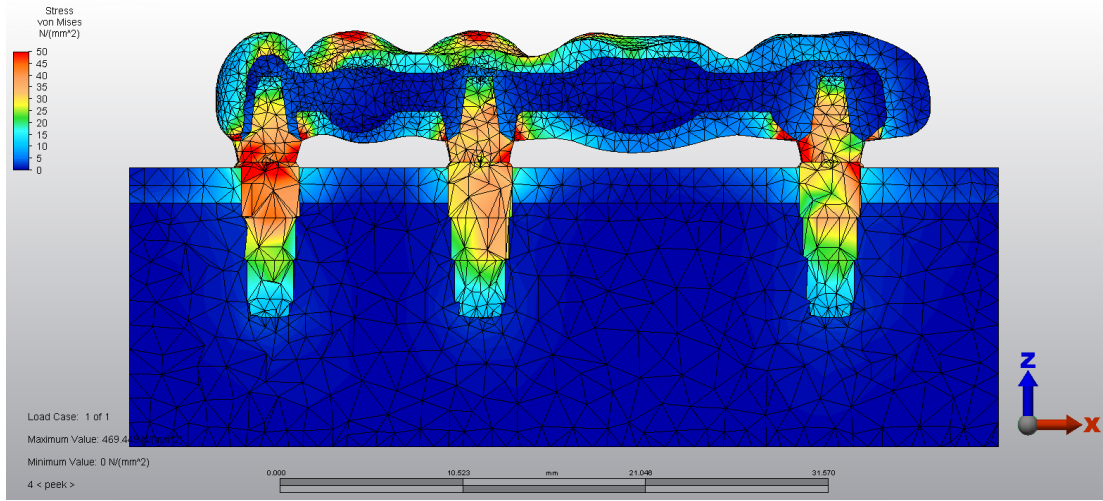
Şekil 3.4.1. İmplantların 0° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



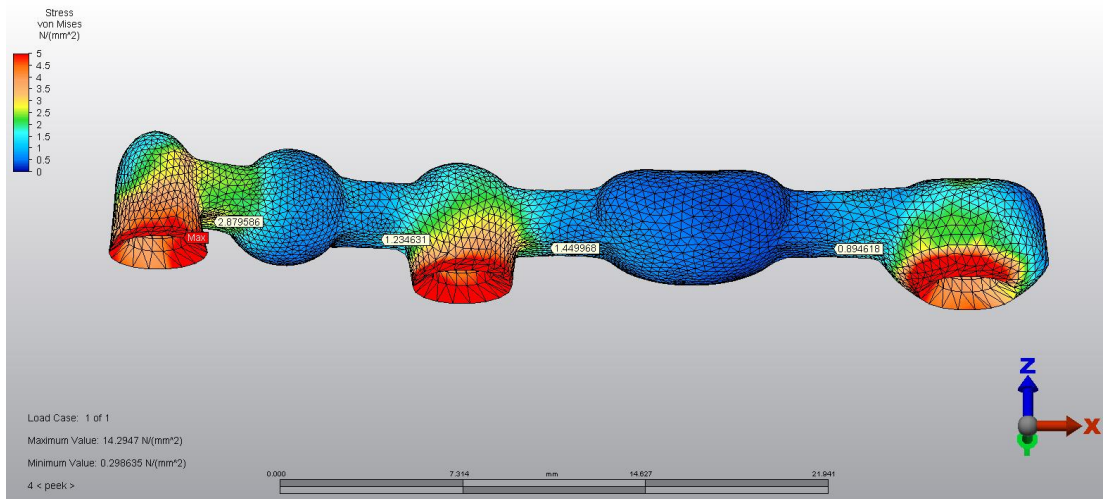
Şekil 3.4.2. İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.4.3. İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



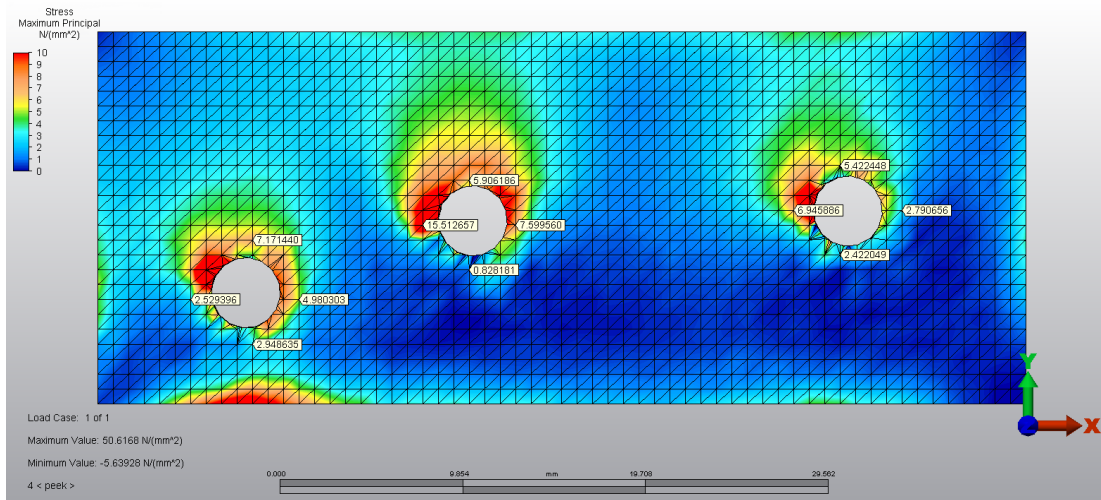
Şekil 3.4.4. İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



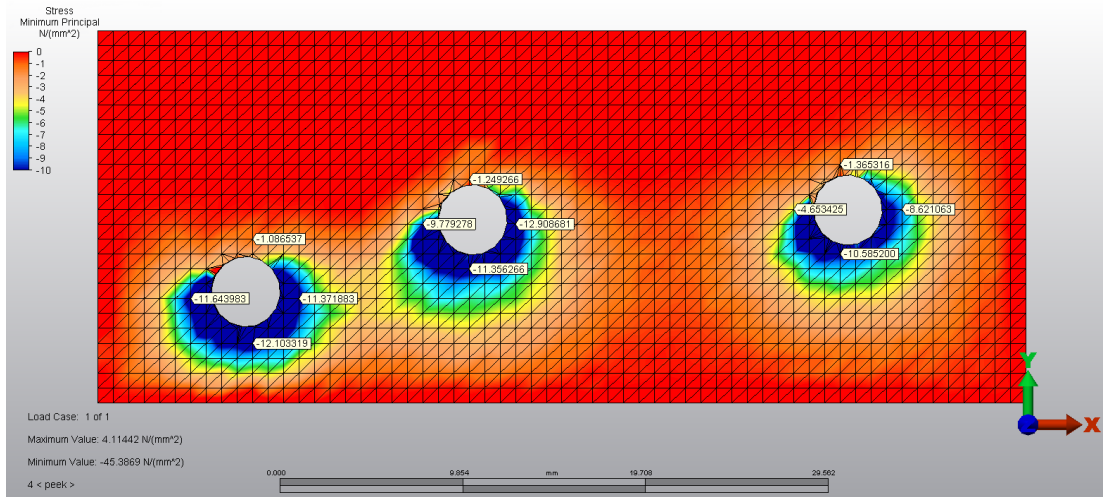
Şekil 3.4.5. İmplantların 0° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.4.2. İmplantların 6° Açılı ile Hazırlanmış Model

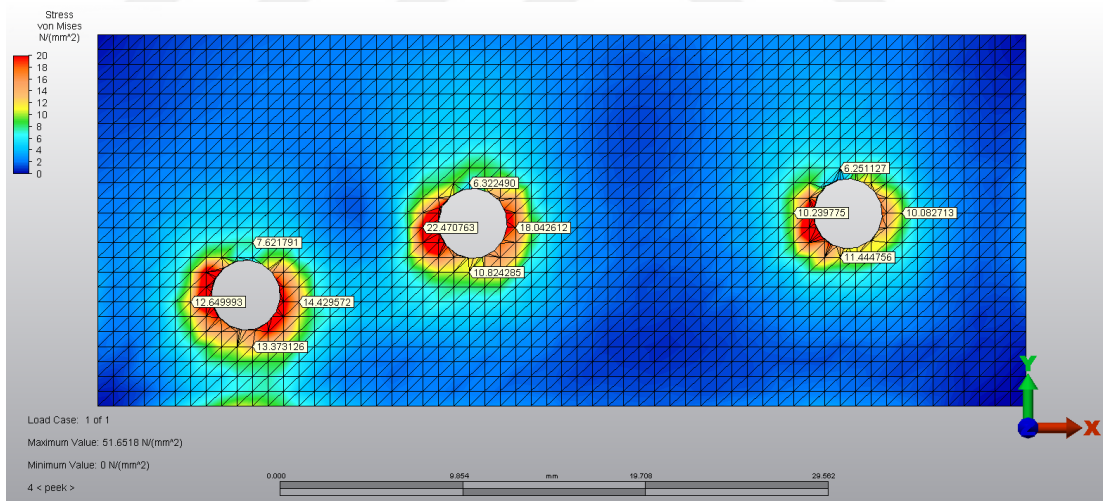
İmplantların 6° açılı ile yerleştirildiği modelde, kortikal kemikte stres artışı gözlenmiştir ve bu artış dik yerleştirilen implantlarla kıyaslandığında, özellikle 45 numaralı implantın mesialinde gözlenmiştir. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer ortadaki implantın mesialidir (15,51 MPa) (Şekil 3.4.6). Minimum asal stresler ise tüm implantların lingualinde artmıştır ve en çok artış 43 numaralı implantın lingualinde gözlenmiştir (-12,10 MPa) (Şekil 3.4.7). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; tüm implantların mesiallerindeki kortikal kemikte stres değerleri artmıştır ve bu streslerden en çok etkilenen 45 numaralı implanttır. En yüksek von Mises stresi 45 numaralı implantın mesialinde gözlenmiştir (22,47 MPa) (Şekil 3.4.8). İmplantlarda stresler; 43 ve 45 numaralı implantın distalinde ve 47 numaralı implantın mesialinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.4.9). Üst yapıda ise en yüksek stres, 43 numaralı dişin distalinde gözlenmiştir. 45 ve 47 numaralı dişlerin boyun bölgelerinde de stres yoğunlaşmaları görülmüştür (Şekil 3.4.10).



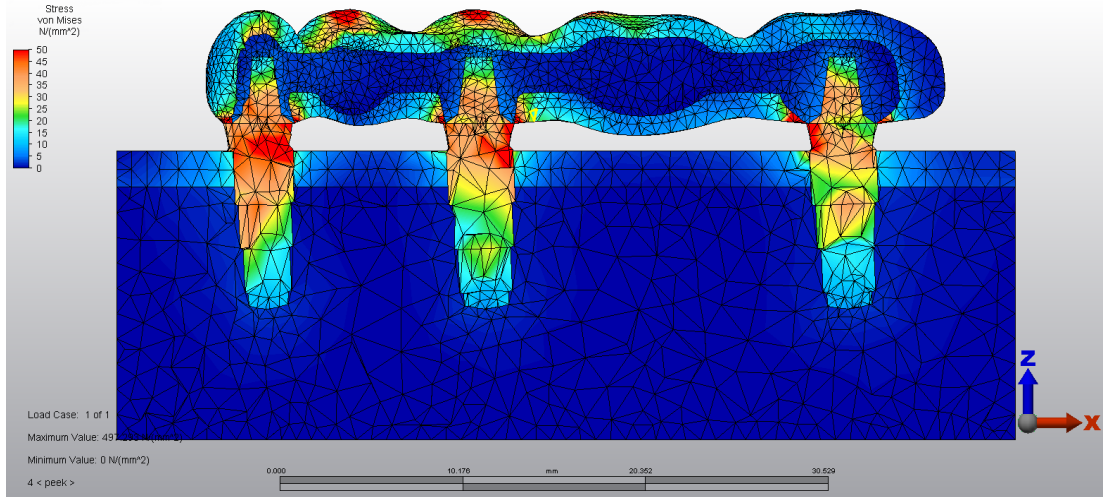
Şekil 3.4.6. İmplantların 6° açılı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



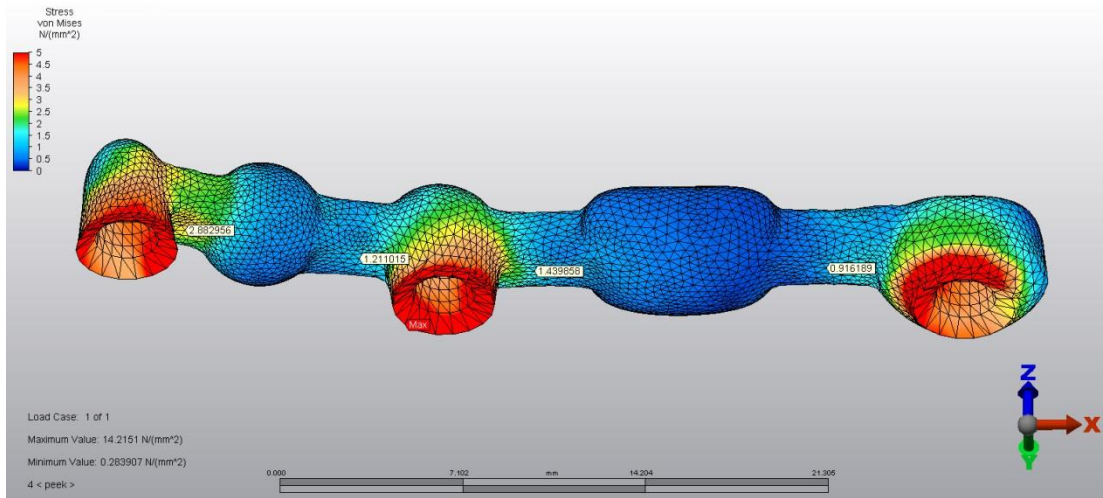
Şekil 3.4.7. İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.4.8. İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



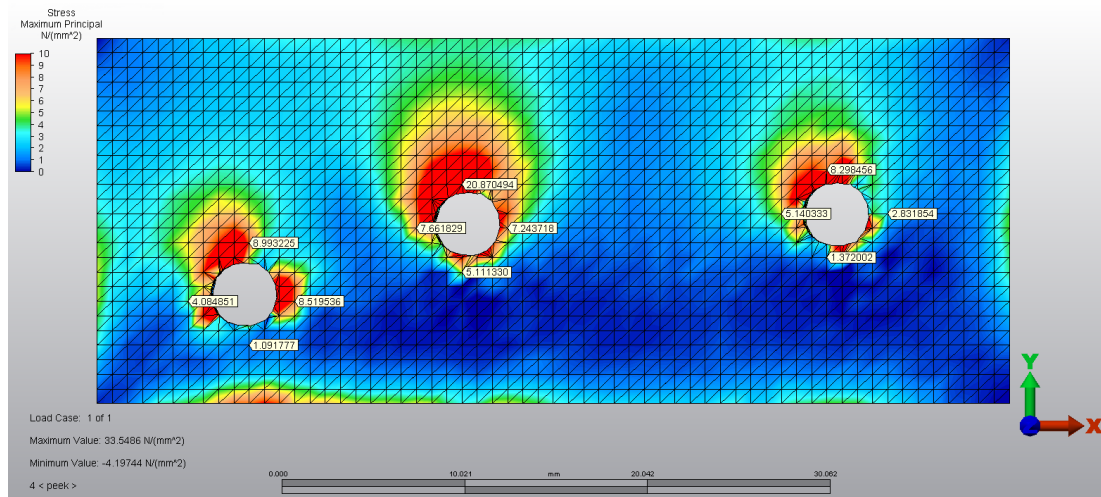
Şekil 3.4.9. İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



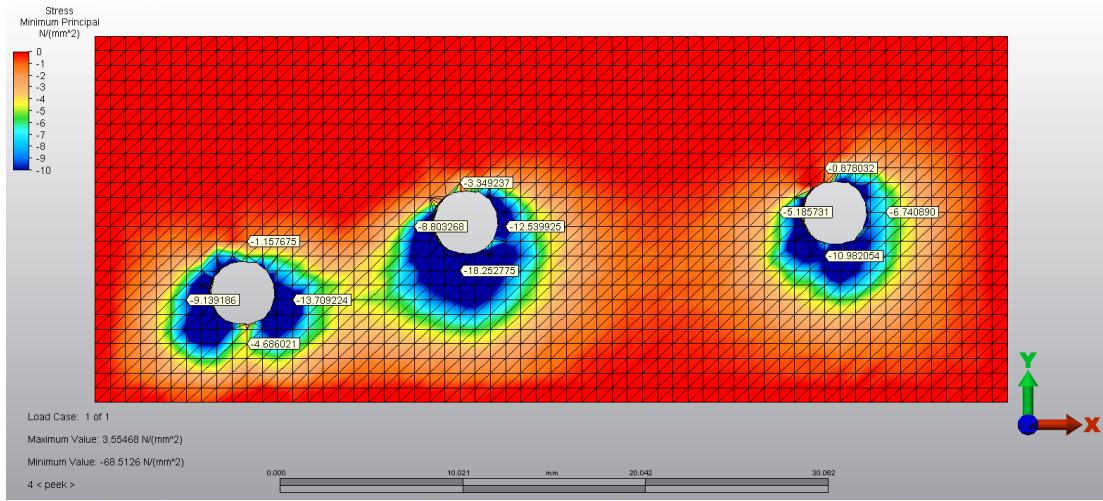
Şekil 3.4.10. İmplantların 6° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.4.3. İmplantların 12° Açılı ile Hazırlanmış Model

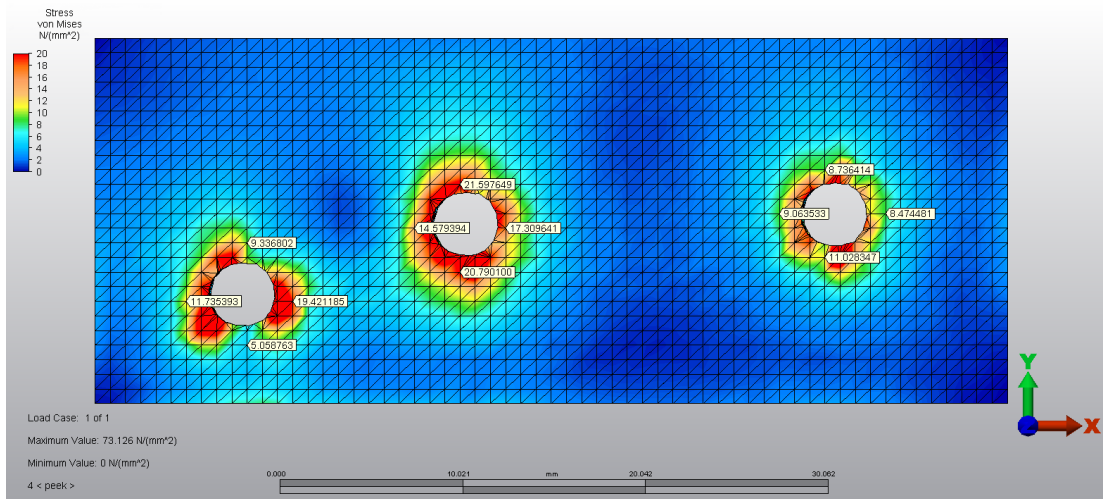
İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artışı gözlenmiştir. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer ortadaki implantın bukkalidir (20,87 MPa) (Şekil 3.5.11). En yüksek minimum asal stresler ise 43 numaralı implantın mesial ve distalinde, 45 numaralı implantın lingual ve distalinde ve 47 numaralı implantın lingualinde gözlenmiştir. En yüksek minimum asal stres değeri ise 45 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (18,25 MPa) (Şekil 3.4.12). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; özellikle 43 ve 45 numaralı implantların boyun bölgelerindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları gözlenmiştir. En yüksek değer ise 45 numaralı implantın bukkalinde gözlenmiştir (21,59 MPa) (Şekil 3.4.13). İmplantlardaki von Mises stresleri incelendiğinde; stresler 43 numaralı implantın mesialinde, 45 ve 47 numaralı implantların mesial ve distalinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.4.14). Üst yapıda ise stresler, tüm dişlerin boyun bölgesinde görülmüştür (Şekil 3.4.15).



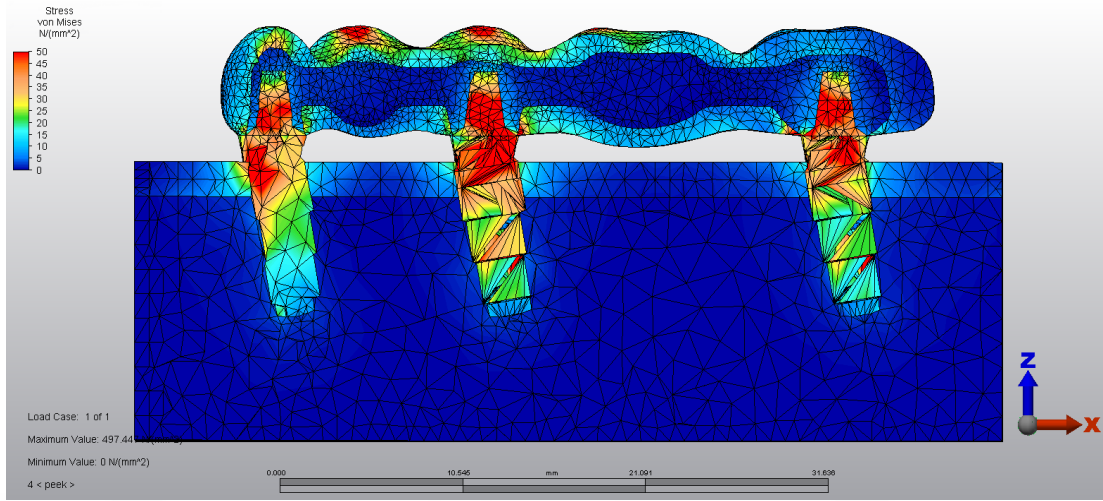
Şekil 3.4.11. İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



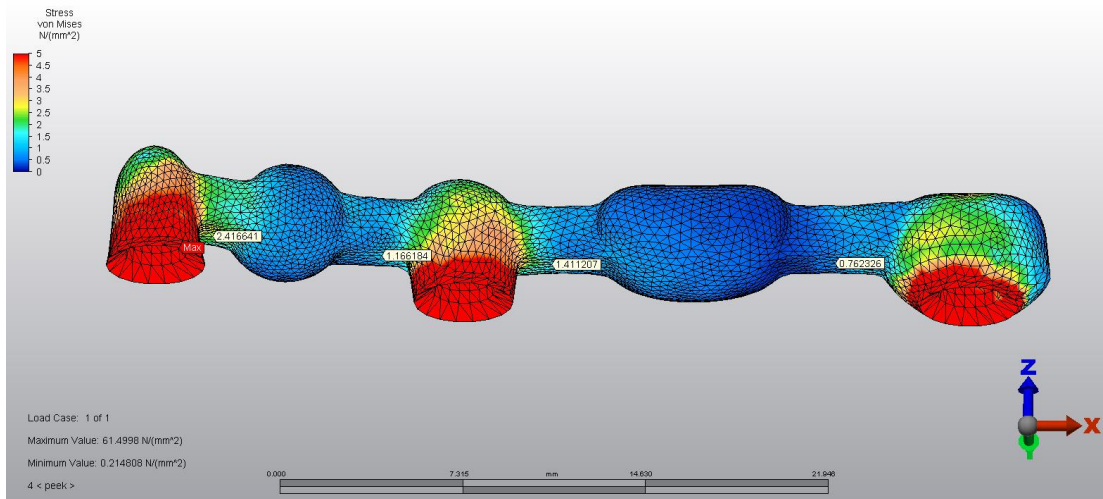
Şekil 3.4.12. İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.4.13. İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



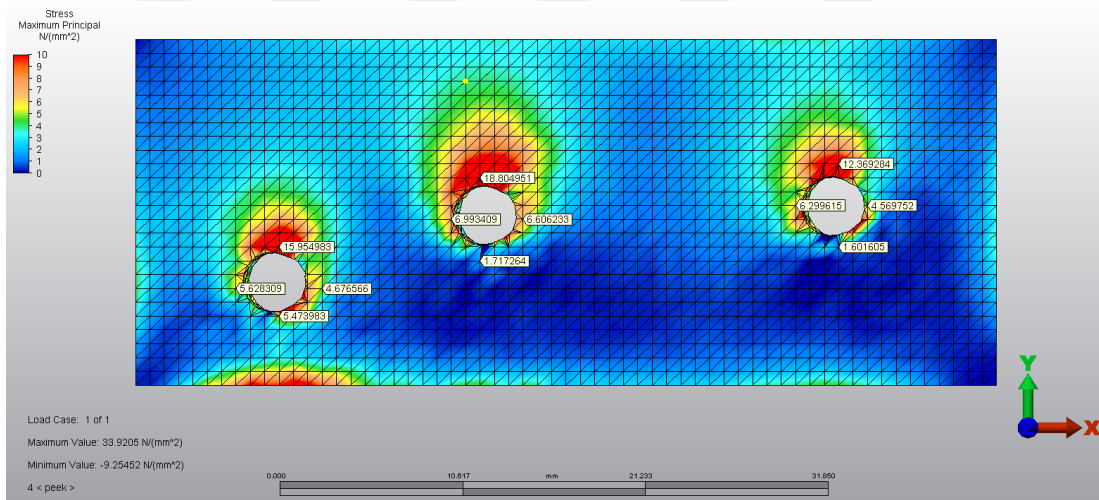
Şekil 3.4.14. İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



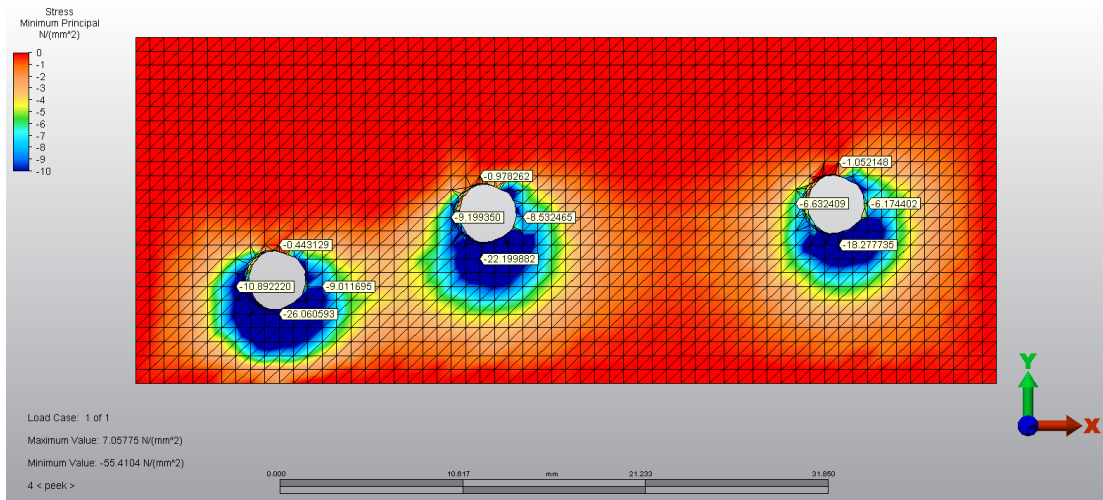
Şekil 3.4.15. İmplantların 12° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.4.4. İmplantların 18° Açılı ile Hazırlanmış Model

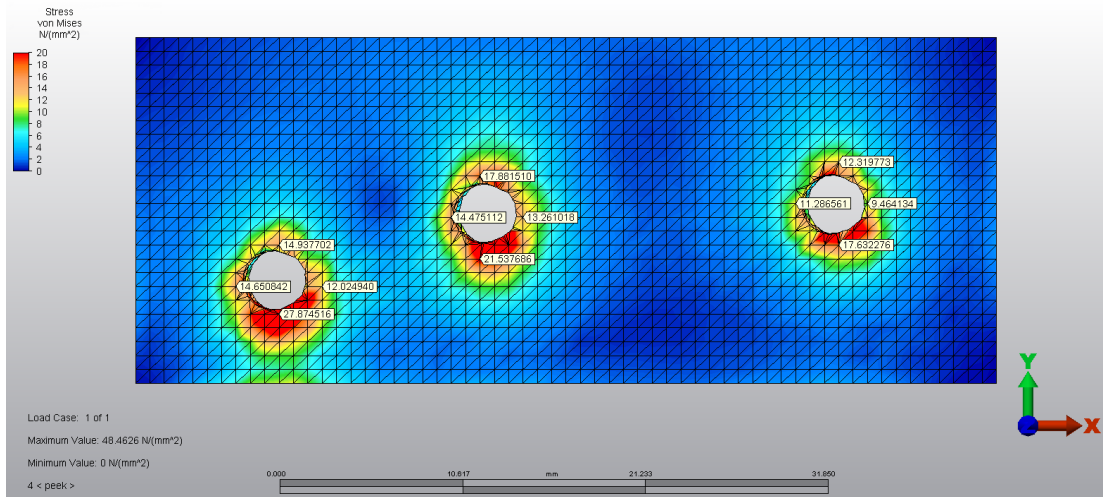
İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artışı gözlenmiştir. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer ortadaki implantın bukkalidir (18,80 MPa) (Şekil 3.4.16). Tüm implantların linguallerinde ise sıkışma stresleri artmıştır. En yüksek minimum asal stres değeri ise 43 numaralı implantın linguailinde görülmüştür (-26,06 MPa) (Şekil 3.4.17). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; tüm implantların özellikle linguallerindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları görülmüştür. En yüksek stres değeri ise 43 numaralı implantın lingualindedir (27,87 MPa) (Şekil 3.4.18). İmplantlarda stresler; 43 numaralı implantın mesial ve distalinde, 45 numaralı implantın distalinde ve 47 numaralı implantın mesialinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.4.19). Üst yapıda ise stresler tüm dişlerin boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.4.20).



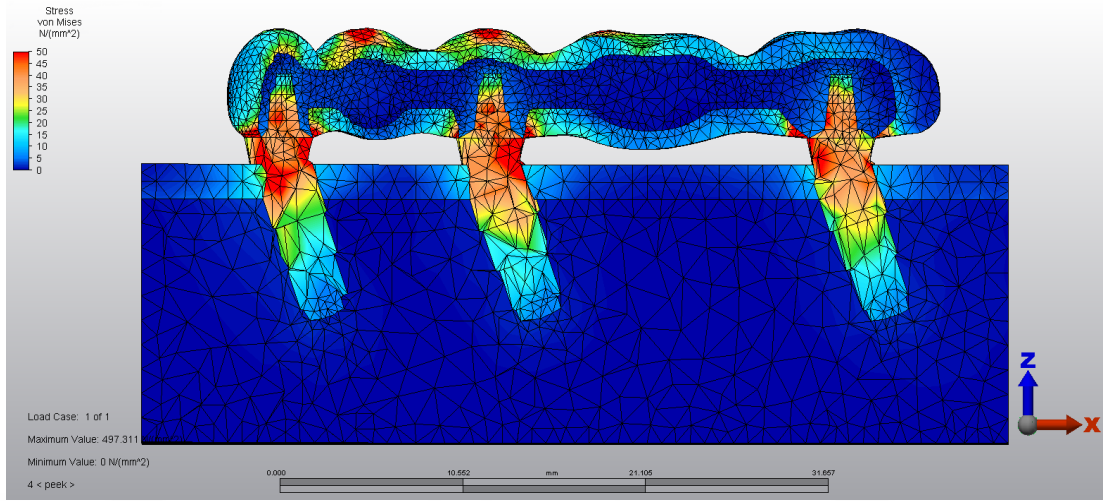
Şekil 3.4.16. İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



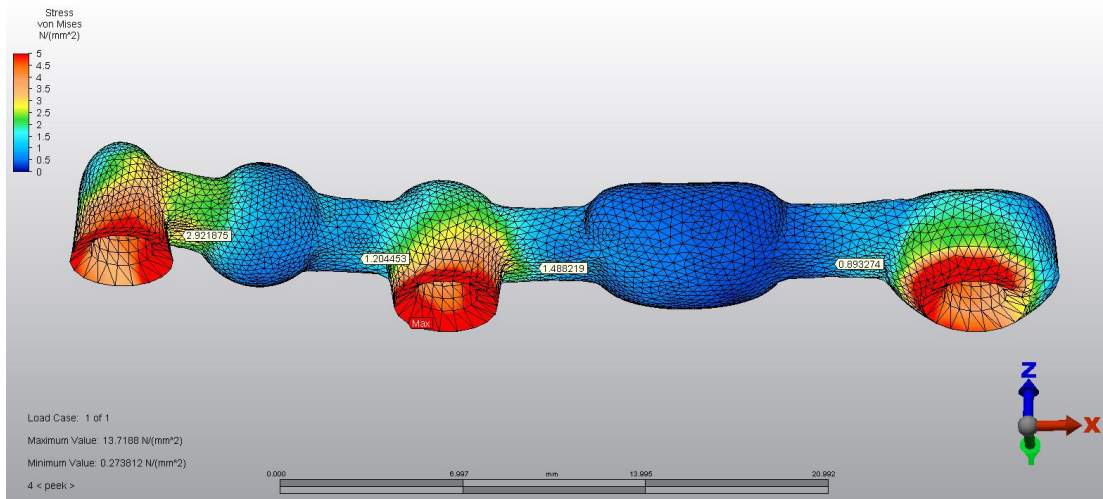
Şekil 3.4.17. İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yüklemeye altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.4.18. İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yüklemeye altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



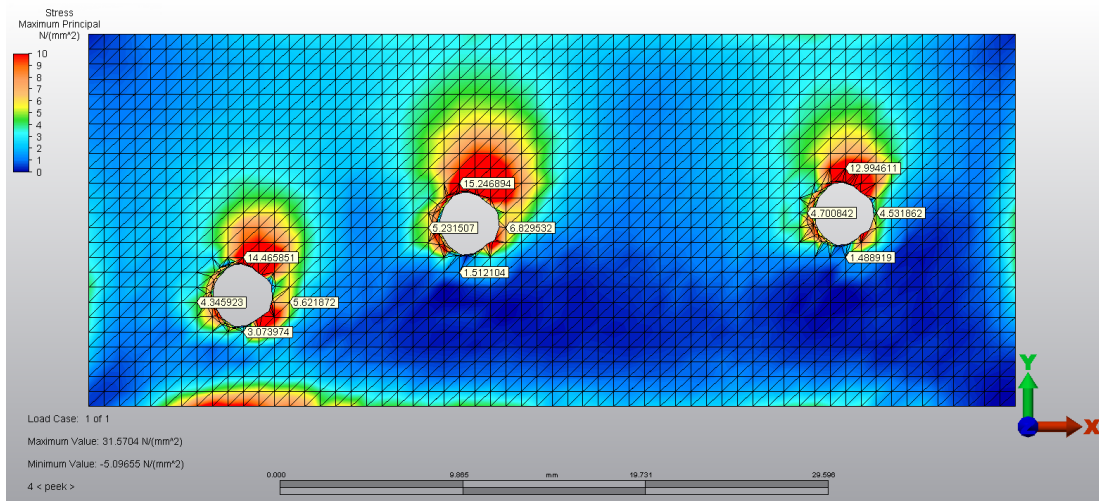
Şekil 3.4.19. İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



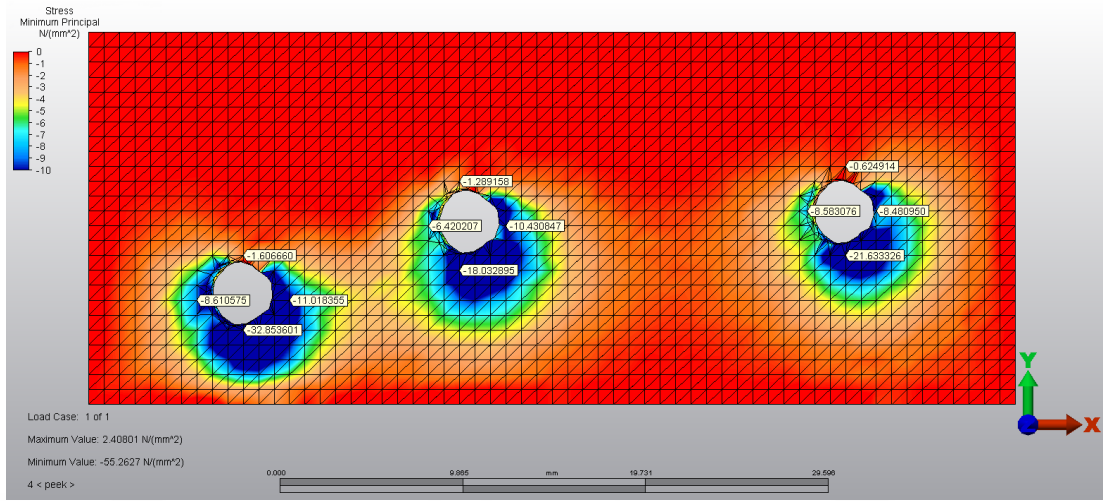
Şekil 3.4.20. İmplantların 18° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.4.5. İmplantların 24° Açılı ile Hazırlanmış Model

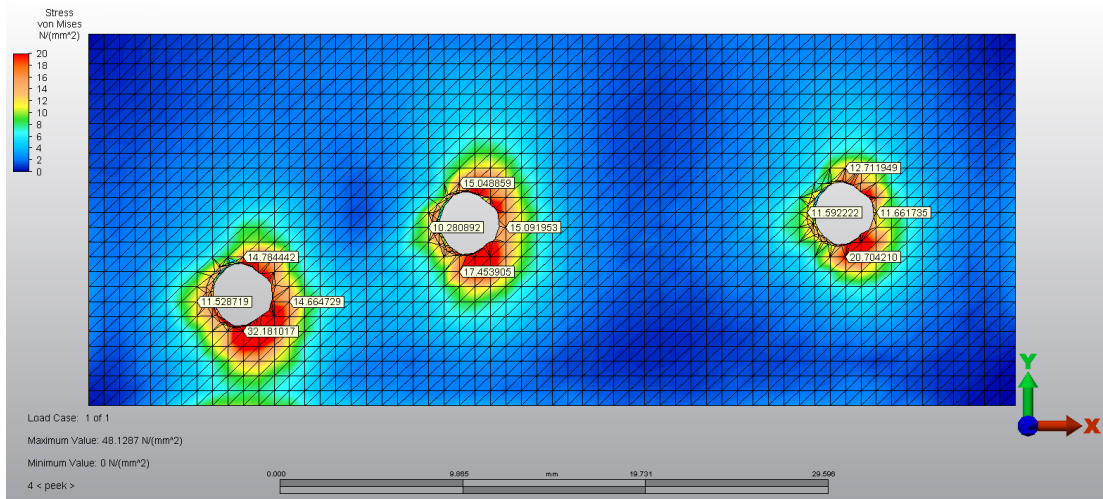
İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artışı gözlenmiştir. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer ortadaki implantın bukkalidir (15,24 MPa) (Şekil 3.4.21). Tüm implantların lingualinde ise sıkışma stresleri artmaya devam etmiştir. En yüksek minimum asal stres değeri ise 43 numaralı implantın lingualinde görülmüştür. (-32,85 MPa) (Şekil 3.4.22). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; streslerin tüm implantların lingualindeki kortikal kemikte yoğunlaştığı gözlenmektedir. En yüksek değer ise 43 numaralı implantın lingualinde gözlenmiştir (32,18 MPa) (Şekil 3.4.23). İmplantlarda von Mises stresleri, tüm implantların distalinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.4.24). Üst yapıdaki stresler ise tüm dişlerin boyun bölgesinde gözlenmiştir (Şekil 3.4.25).



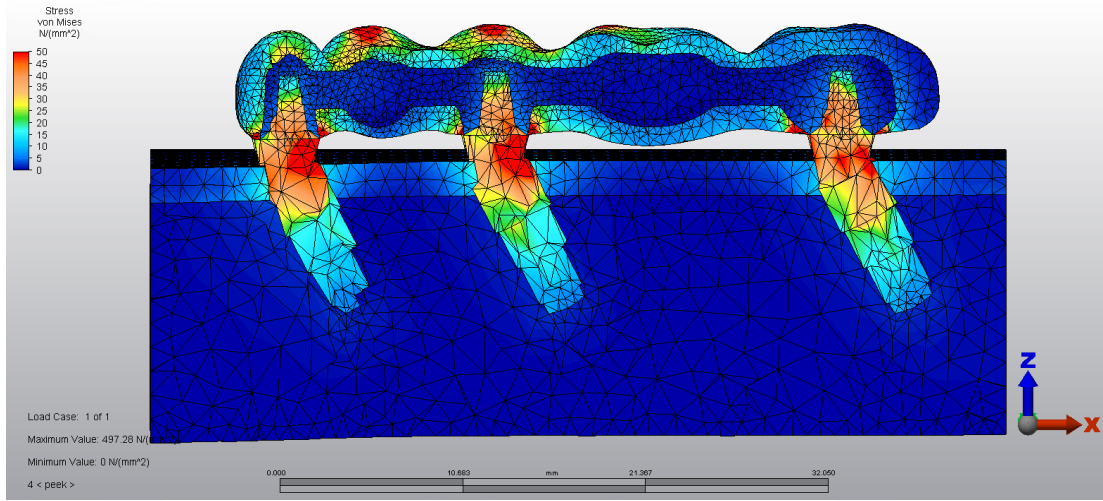
Şekil 3.4.21. İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



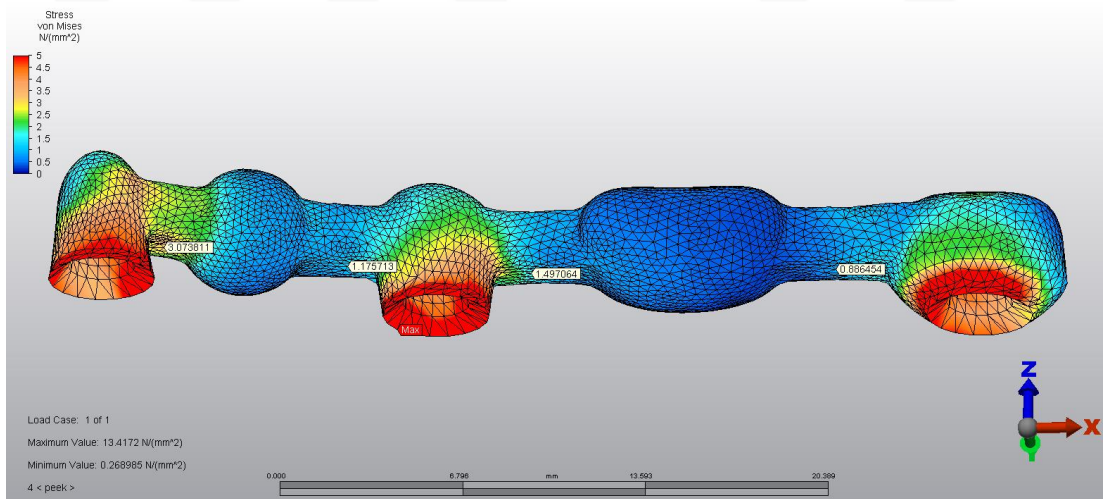
Şekil 3.4.22. İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.4.23. İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



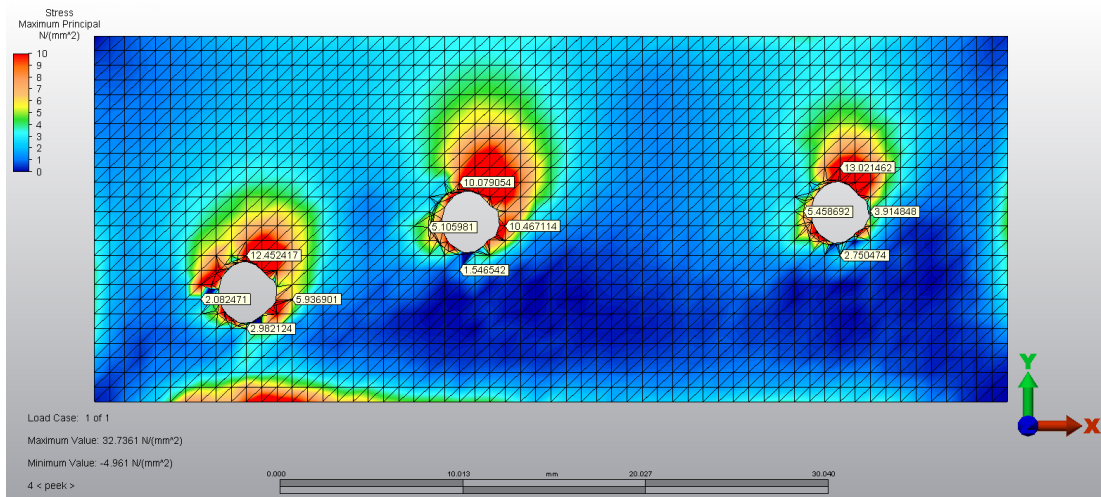
Şekil 3.4.24. İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



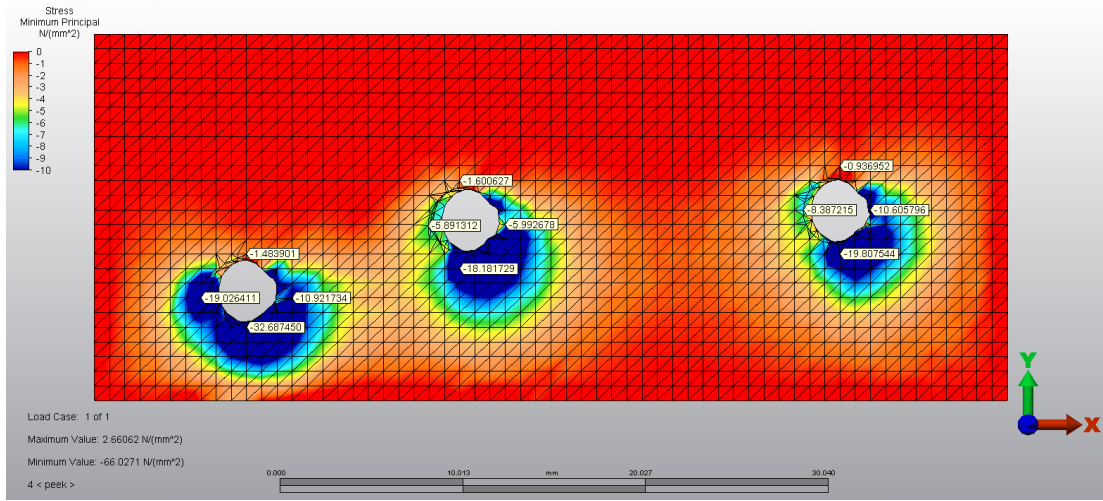
Şekil 3.4.25. İmplantların 24° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.4.6. İmplantların 30° Açılı ile Hazırlanmış Model

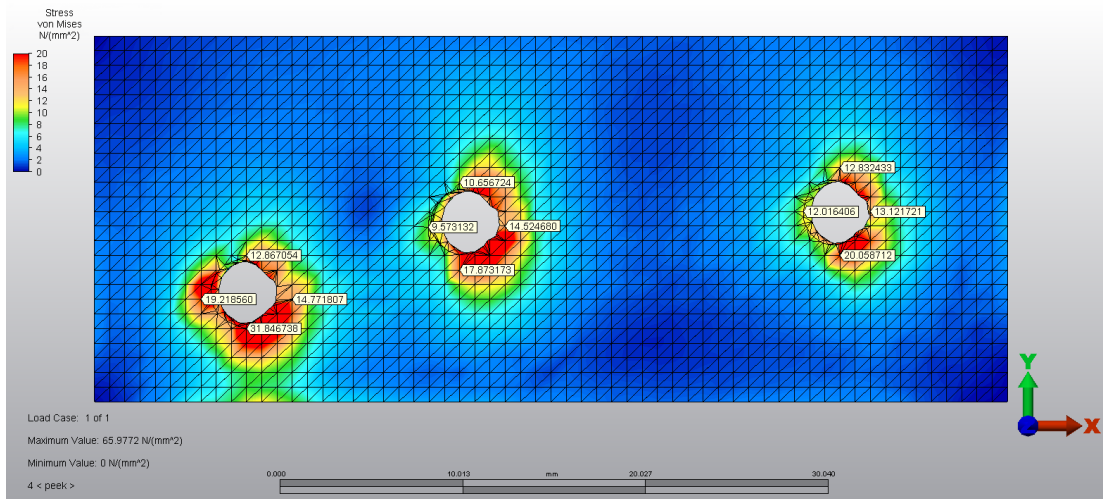
İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artışı gözlenmiştir; fakat bu artışlar implant eğimi arttıkça azalma göstermeye başlamıştır. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer sondaki implantın bukkalidir (13,02 MPa) (Şekil 3.4.26). Tüm implantların linguallerinde ise sıkışma stresleri artmıştır. En yüksek minimum asal stres değeri ise 43 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (-32,68 MPa) (Şekil 3.4.27). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; 30° kadar arttırılan implant eğimleriyle orantılı olarak streslerinde arttığı görülmüştür. Tüm implantların özellikle linguallerinde ve 43 numaralı implantın mesialindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları gözlenmiş; en yüksek değer ise 43 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (31,86 MPa) (Şekil 3.4.28). İmplantlardaki stresler; 43 ve 45 numaralı implantın distalinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.4.29). Üst yapıda ise stresler, tüm dişlerin boyun bölgesinde görülmüştür (Şekil 3.4.30).



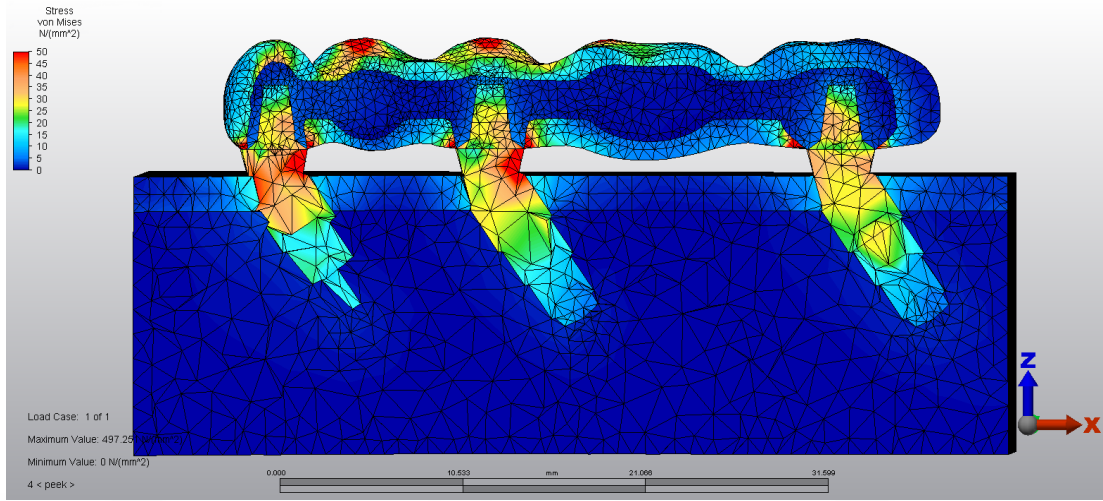
Şekil 3.4.26. İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



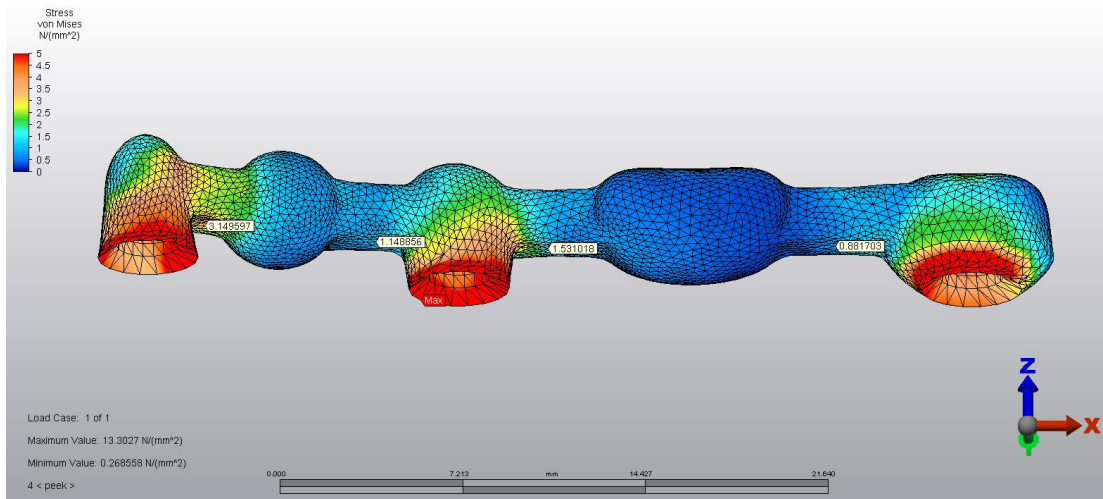
Şekil 3.4.27. İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.4.28. İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



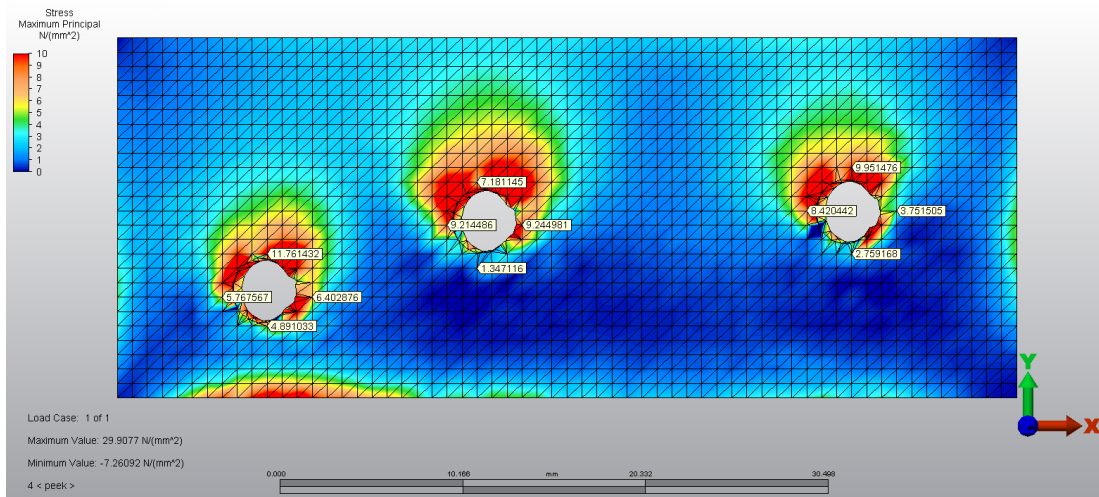
Şekil 3.4.29. İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



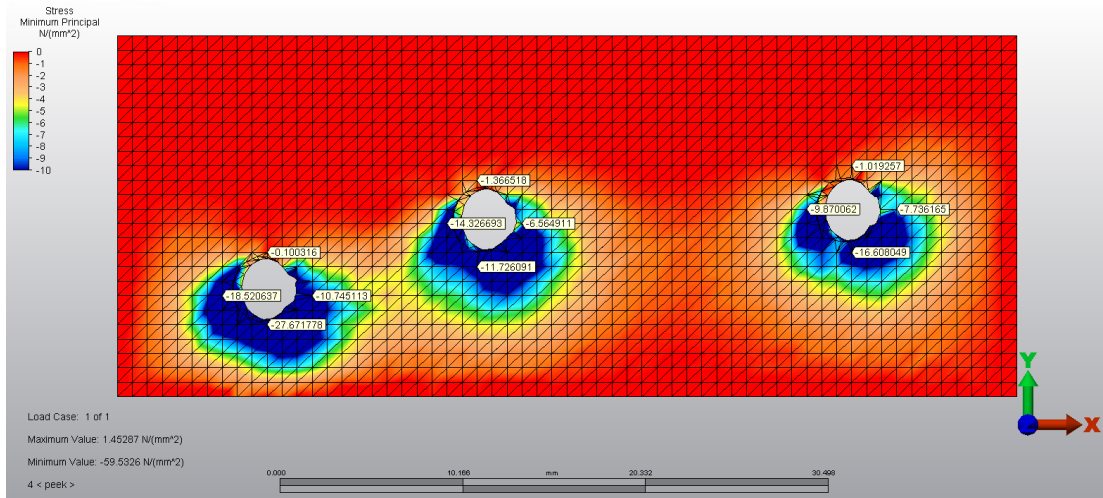
Şekil 3.4.30. İmplantların 30° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.4.7. İmplantların 37° Açılı ile Hazırlanmış Model

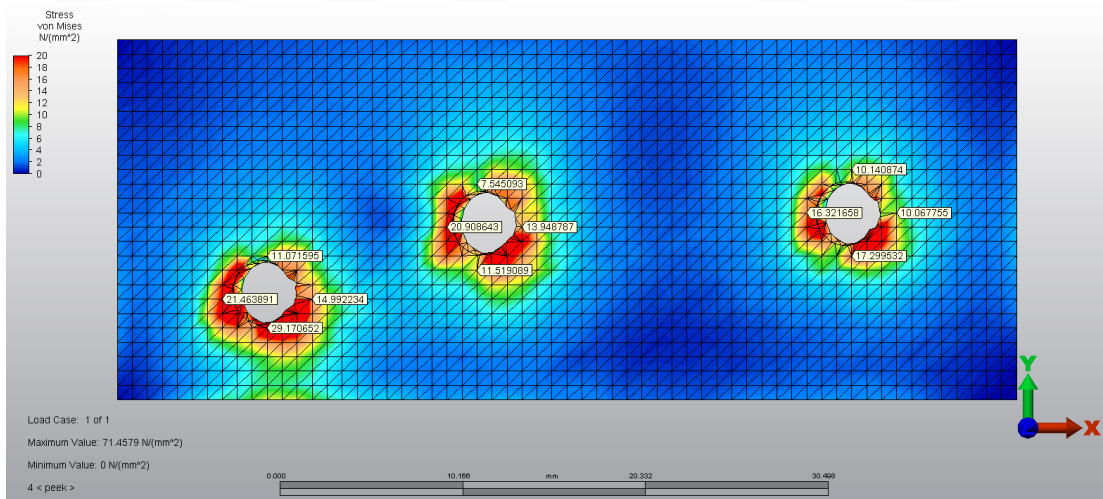
İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artışı gözlenmiştir; fakat bu artışlar implant eğimi arttıkça azalma göstermeye başlamıştır. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer 43 numaralı implantın bukkalidir (11,76 MPa) (Şekil 3.4.31). Tüm implantların linguallerinde ise sıkışma stresleri gözlenmiş ancak bu artış değerleri azalmıştır. En yüksek minimum asal stres değeri ise 43 numaralı implantın linguailinde görülmüştür (-27,67 MPa) (Şekil 3.4.32). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; tüm implantların özellikle linguallerinde ve meziallerindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları gözlenmiş; en yüksek değer ise 43 numaralı implantın lingualinde görülmüştür (29,17 MPa) (Şekil 3.4.33). İmplantlardaki stresler, tüm implantların distallerinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.4.34). Üst yapıda ise stresler, oldukça azalmış ve en yüksek stres 45 numaralı implantın boyun bölgesinde gözlenmiştir (Şekil 3.4.35).



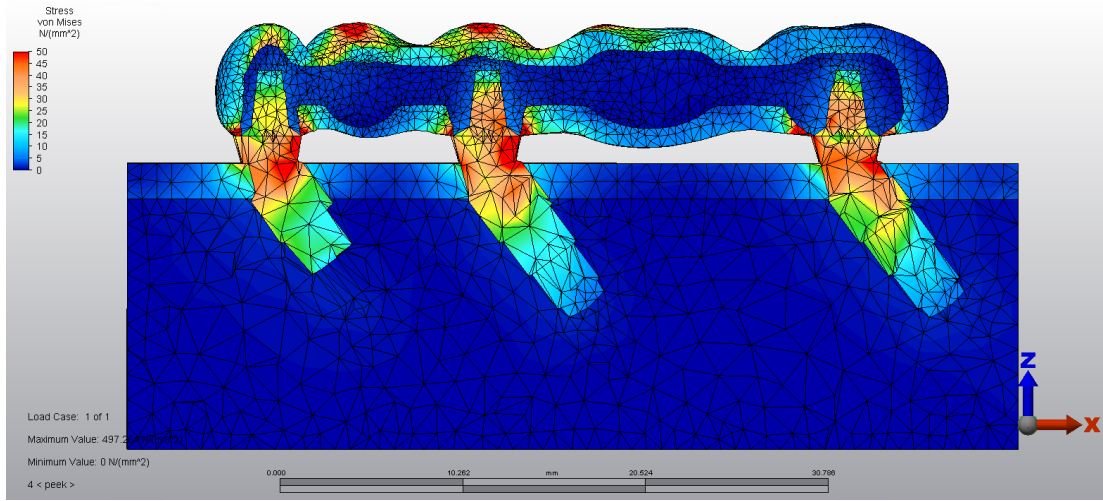
Şekil 3.4.31. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



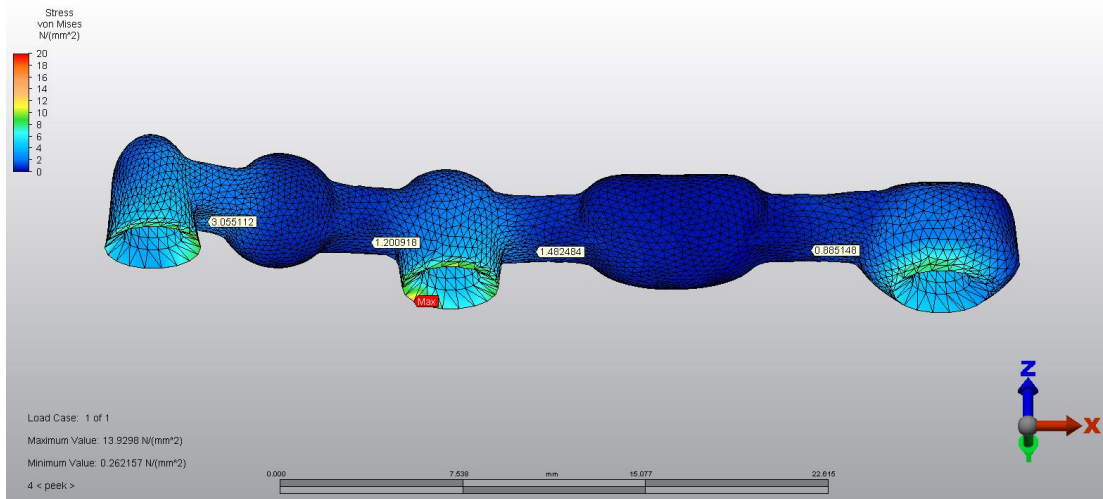
Şekil 3.4.32. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.4.33. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri



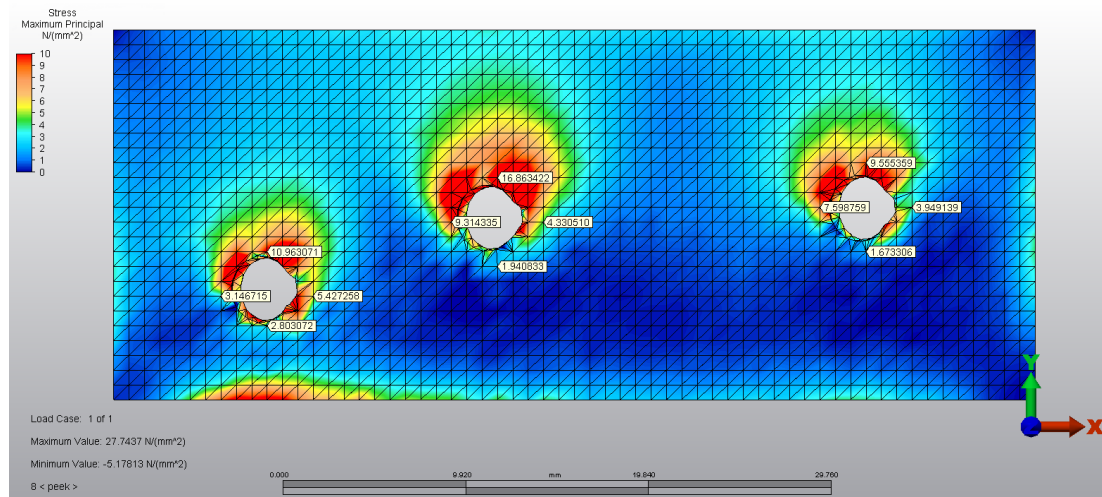
Şekil 3.4.34. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında implantlarda görülen von Mises stresleri



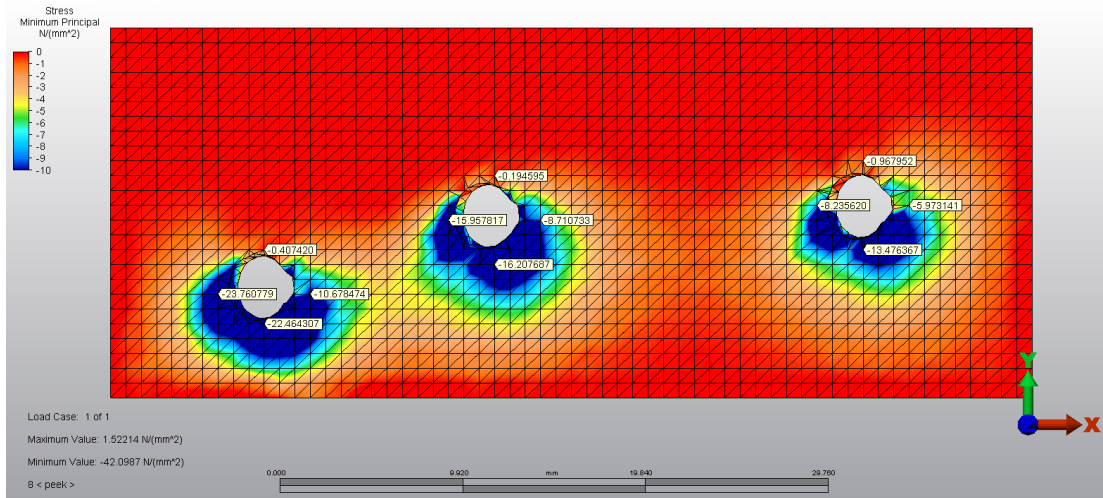
Şekil 3.4.35. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği modelde, yükleme altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.4.8. İmplantların 10 mm Olduğu 37° Açı ile Hazırlanmış Model

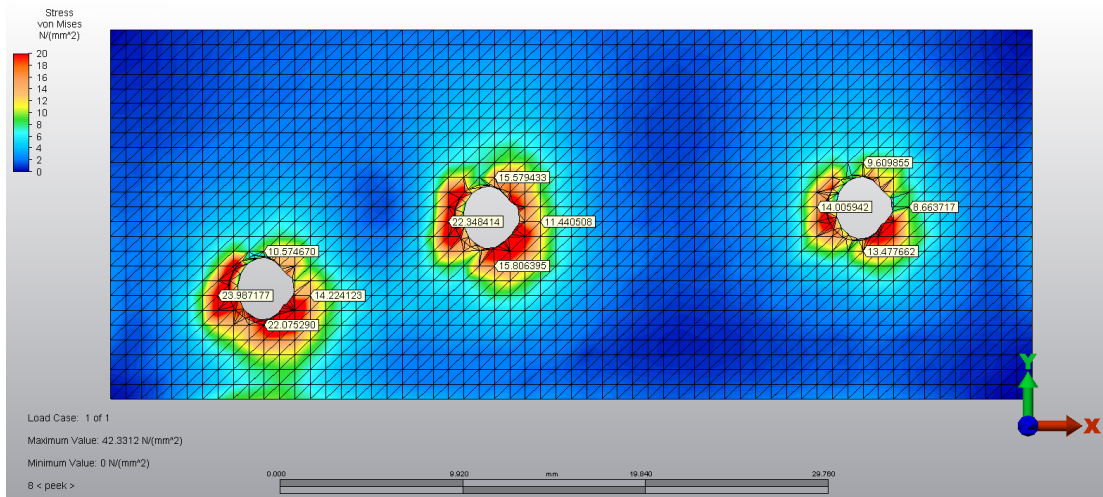
İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği bu modelde, implantlar 10 mm olarak modellenmiştir. Tüm implantların bukkallerindeki kortikal kemikte stres artış gözlenmiş ancak ortadaki implantın bukkal bölgesi hariç tüm bölgelerdeki maksimum asal stres değerlerinde azalmıştır. Maksimum asal stresin en yüksek olduğu yer ortadaki implantın bukkalidir (16,86 MPa) (Şekil 3.4.36). Tüm implantların linguallerinde ise sıkışma stresleri artmıştır ancak bu artış diğer modellere kıyasla azalmıştır. En yüksek minimum asal stres değeri ise 43 numaralı implantın mesialinde görülmüştür (-23,76 MPa) (Şekil 3.4.37). Modeldeki von Mises stresleri incelendiğinde; tüm implantların mesial ve linguallerindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları gözlenmiştir. Ancak bu stres değerleri 37° ile yerleştirilen 8 mm implantlarla kıyaslandığında azalmıştır. İmplantların boyun bölgesindeki en yüksek von Mises stresi 43 numaralı implantın mesialinde görülmüştür (23,98 MPa) (Şekil 3.4.38). İmplantlardaki stresler; 43 ve 45 numaralı implantların distal bölgelerinde yoğunlaşmıştır (Şekil 3.4.39). Üst yapıda ise stresler oldukça azalmış ve en yüksek stres 45 numaralı implantın boyun bölgesinde görülmüştür (Şekil 3.4.40).



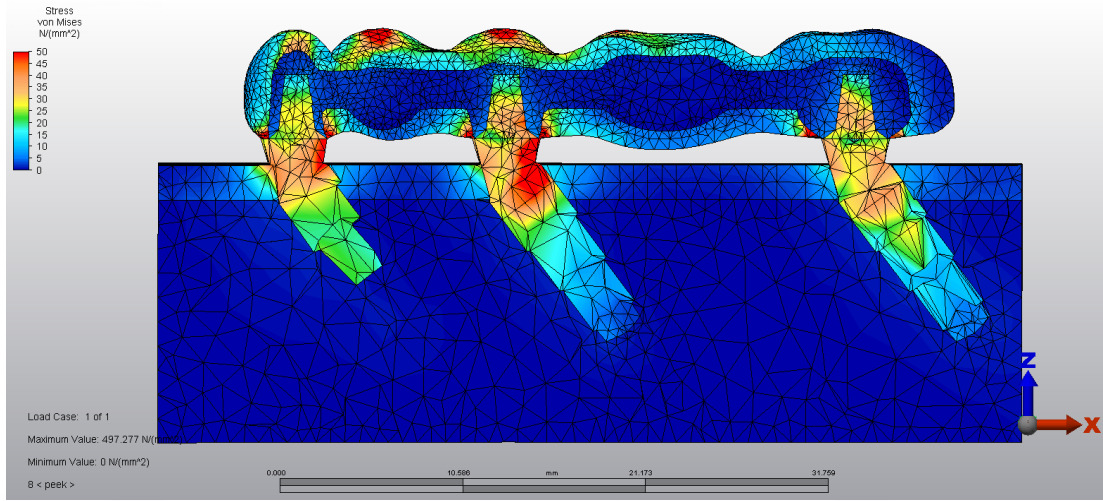
Şekil 3.4.36. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında kemikte oluşan gerilme stresleri



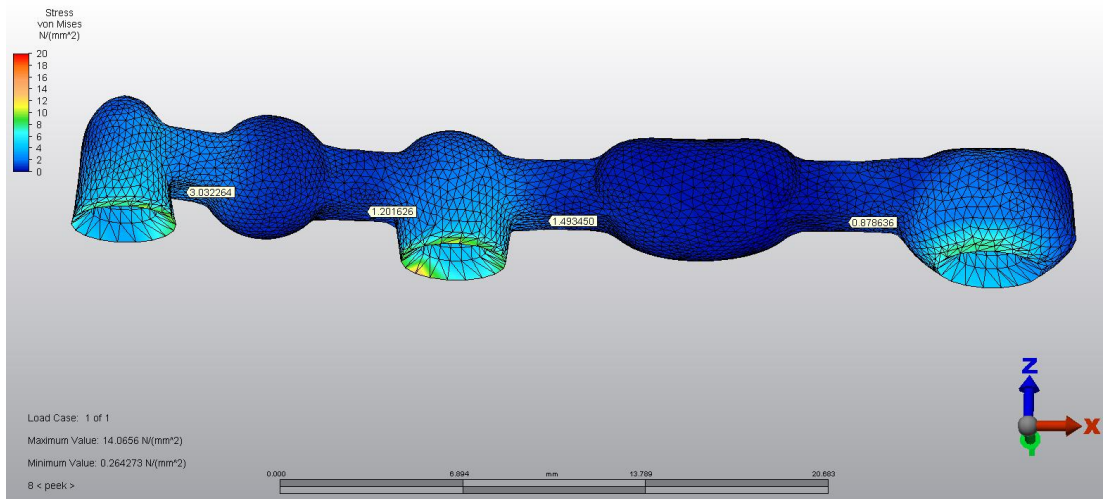
Şekil 3.4.37. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında kemikte oluşan sıkışma stresleri



Şekil 3.4.38. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yükleme altında implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan von Mises stresleri

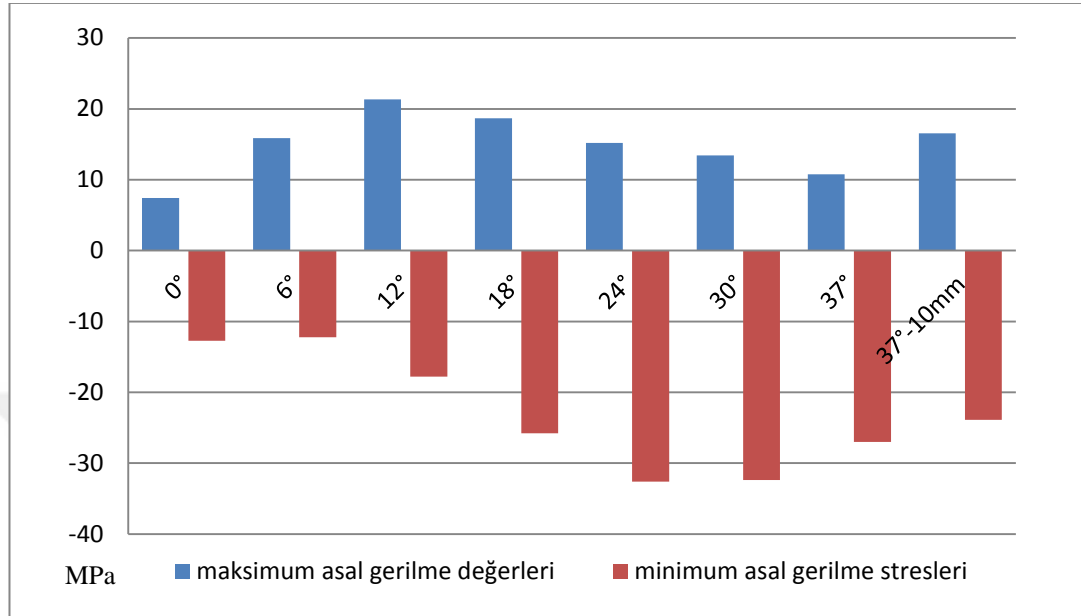


Şekil 3.4.39. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yüklem altında implantlarda görülen von Mises stresleri



Şekil 3.4.40. İmplantların 37° açı ile yerleştirildiği ve 10 mm olduğu modelde, yüklem altında restorasyonda oluşan von Mises stresleri

3.5. Cr-Co Üstyapı Kullanılan Modellerde Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilmelerin Karşılaştırılması

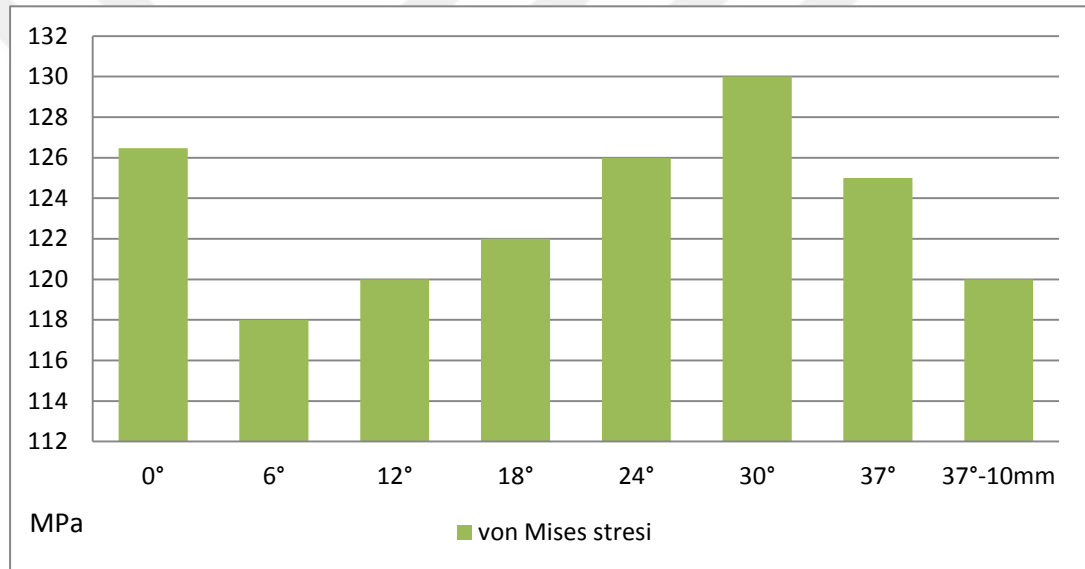


Maksimum asal gerilme stresleri, implant eğimine göre incelendiğinde, stres yoğunlaşmaları çoğunlukla bukkaldeki kortikal kemikte görülmüştür. İmplantlar 12°'ye kadar eğilendirildiğinde stresler 45 numaralı diş çevresinde görülmüş ve açı arttıkça stres değerleri artmıştır. 18° ve sonrasında stres değerleri azalmaya başlamış ve stresin yoğunlaştığı bölgelerde farklılıklar gözlenmiştir. 18° ve 24°'de stresler, 45 numaralı implantın bukkalinde, 30°'de 47 numaralı implantın bukkalinde, 37°'de ise 43 numaralı implantın bukkalinde yoğunlaşmıştır. 37° eğimle 10 mm'lik implantların yerleştirildiği modellerde tüm bölgelerde stres değerleri azalırken, yalnızca 45 numaralı implantın bukkalindeki stres değeri tekrar artış göstermiştir.

Minimum asal gerilme stresleri, implant eğimine göre incelendiğinde, stres yoğunlaşmaları çoğunlukla lingualdeki kortikal kemikte görülmüştür. İmplantlar dik yerleştirilerek yüklendiğinde stresler önce 43 numaralı implantın lingualinde yoğunlaşmış, 6° ve 12°'de ise stresler 45 numaralı implantın lingualinde görülmüştür. 18° ve sonraki açılmalarda ise stresler tekrar 43 numaralı implantın

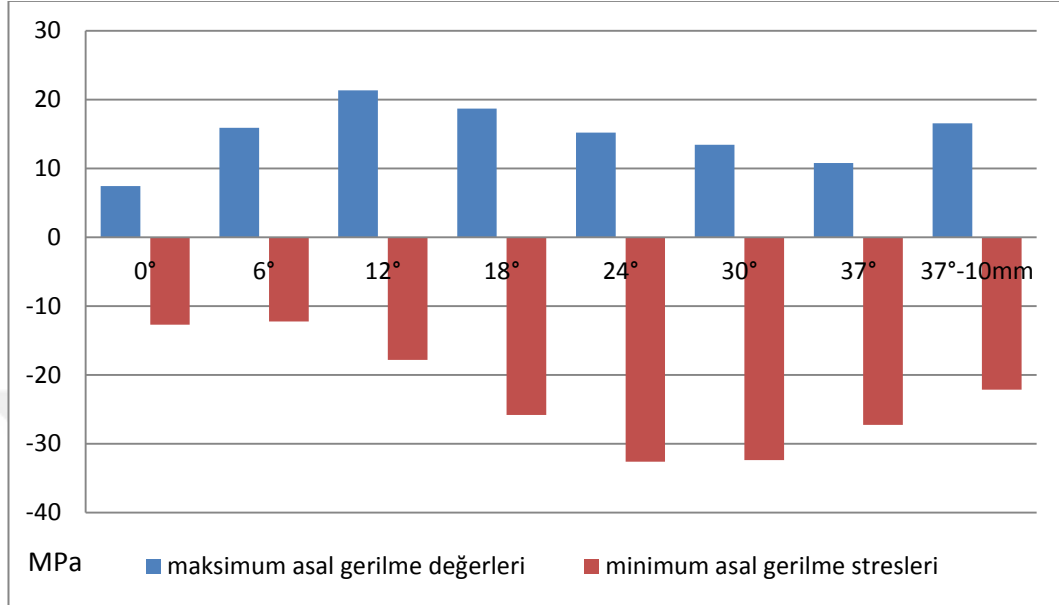
lingualinde yoğunlaşmıştır. 24°'e kadar açıldırılan implantlarda açının artması ile stresler artmış, 30° ve sonrasında ise stres değerleri azalmaya başlamıştır. 37°'de 8 mm implantın kullanıldığı modelle, 10 mm'lik implantın kullanıldığı model karşılaştırıldığında uzun implant kullanıldığında, stres değerlerinin tümünde azalma gözlenmiştir.

3.6. Cr-Co Üstyapı Kullanılan Modellerde İmplantta Meydana Gelen von Mises Streslerinin Karşılaştırılması;



Cr-Co üstyapı materyali kullanılarak hazırlanan modellerde implantların von Mises stresleri incelendiğinde, 12°'ye kadar olan eğimlerde stresler 45 numaralı implantın çevresinde yoğunlaşmış, 18° ve sonrasında ise stresler 43 numaralı implantın lingualinde yoğunlaşmıştır. 24°'ye kadar hazırlanan modellerde açıyla orantılı olarak stres değerlerinde artış gözlenmiş, 30° ve sonrasında implantlar etrafındaki streslerde azalma gözlenmiştir. 37°'de 8 mm implantın kullanıldığı modelle, 10 mm'lik implantın kullanıldığı model karşılaştırıldığında uzun implant kullanıldığında, implantlardaki von Mises stres değerlerinin tümünde azalma gözlenmiştir. İmplantlardaki stres değerleri karşılaştırıldığında, implantların eğimlendirilmesi ve boyunun uzatılması oluşan stresleri azaltmıştır.

3.7. Zirkonyum Üstyapı Kullanılan Modellerde Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilmelerin Karşılaştırılması;

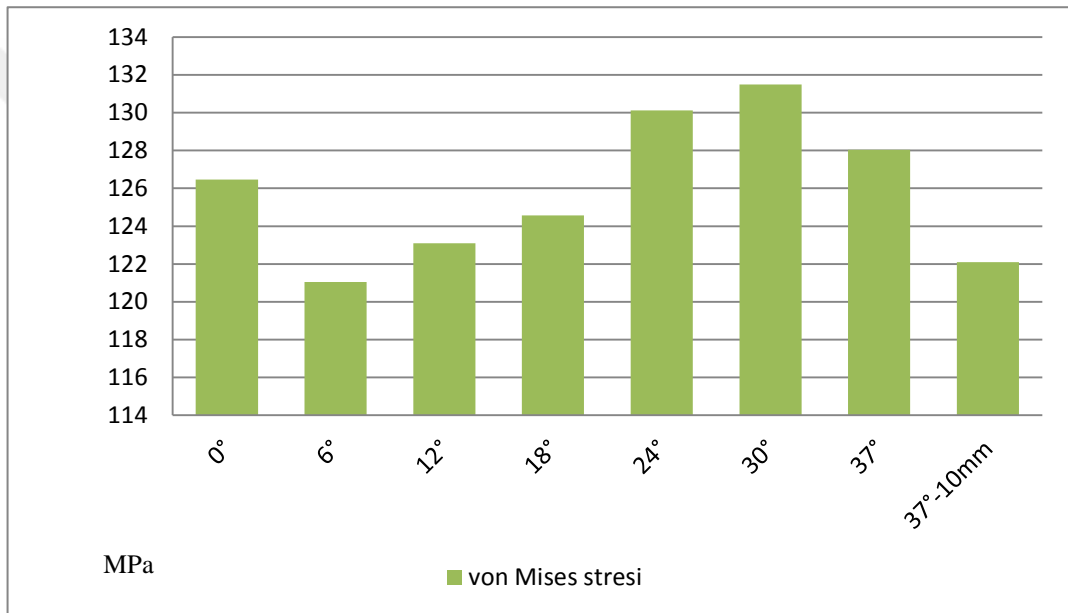


Maksimum asal gerilme stresleri, implant eğimine göre incelendiğinde, stres yoğunlaşmaları çoğunlukla bukkaldeki kortikal kemikte görülmüştür. İmplantlar 12°'ye kadar eğimlendirildiğinde stresler 45 numaralı diş çevresinde görülmüş ve açı arttıkça stres değerleri artmıştır. 18° ve sonrasında stres değerleri azalmaya başlamış ve stresin yoğunlaştığı bölgelerde farklılıklar gözlenmiştir. 18° ve 24°'de stresler, 45 numaralı implantın bukkalinde, 30°'de 47 numaralı implantın bukkalinde, 37°'de ise 43 numaralı implantın bukkalinde yoğunlaşmıştır. 37° eğimle 10 mm'lik implantların yerleştirildiği modellerde tüm bölgelerde stres değerleri azalırken, yalnızca 45 numaralı implantın bukkalindeki stres değeri tekrar artış göstermiştir.

Minimum asal gerilme stresleri, implant eğimine göre incelendiğinde, stres yoğunlaşmaları çoğunlukla lingualdeki kortikal kemikte görülmüştür. İmplantlar dik yerleştirilerek yüklendiğinde stresler önce 43 numaralı implantın lingualinde yoğunlaşmış, 6° ve 12°'de ise stresler 45 numaralı implantın lingualinde görülmüştür. 18° ve sonraki açılmalarda ise stresler tekrar 43 numaralı implantın lingualinde yoğunlaşmıştır. 24°'e kadar açılan implantlarda açının artması ile

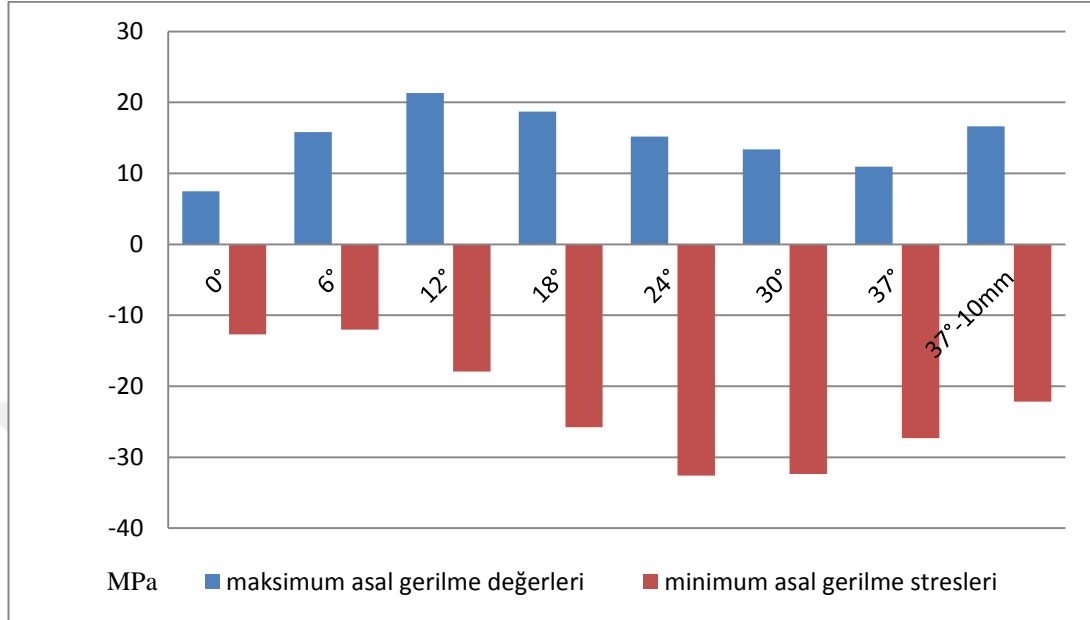
stresler artmış, 30° ve sonrasında ise stres değerleri azalmaya başlamıştır. 37°'de 8 mm implantın kullanıldığı modelle, 10 mm'lik implantın kullanıldığı model karşılaştırıldığında uzun implant kullanılan modelde, stres değerlerinin tümünde azalma gözlenmiştir.

3.8. Zirkonyum Üstyapı Kullanılan Modellerde İmplantta Meydana Gelen von Mises Streslerinin Karşılaştırılması;



Zi üstyapı materyali kullanılarak hazırlanan modellerde implantların von Mises stresleri incelendiğinde, 12°'ye kadar olan eğimlerde stresler 45 numaralı implantın çevresinde yoğunlaşmış, 18° ve sonrasında ise stresler 43 numaralı implantın lingualinde yoğunlaşmıştır. 24°'ye kadar hazırlanan modellerde açıyla orantılı olarak stres değerlerinde artış gözlenmiş, 30° ve sonrasında implantlar etrafındaki streslerde azalma gözlenmiştir. 37°'de 8 mm implantın kullanıldığı modelle, 10 mm'lik implantın kullanıldığı model karşılaştırıldığında uzun implant kullanıldığında, implantlardaki von Mises stres değerlerinin tümünde azalma gözlenmiştir. İmplantlardaki stres değerleri karşılaştırıldığında, implantların eğimlendirilmesi ve boyunun uzatılması oluşan stresleri azaltmıştır.

3.9. Titanyum Üstyapı Kullanılan Modellerde Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilmelerin Karşılaştırılması;

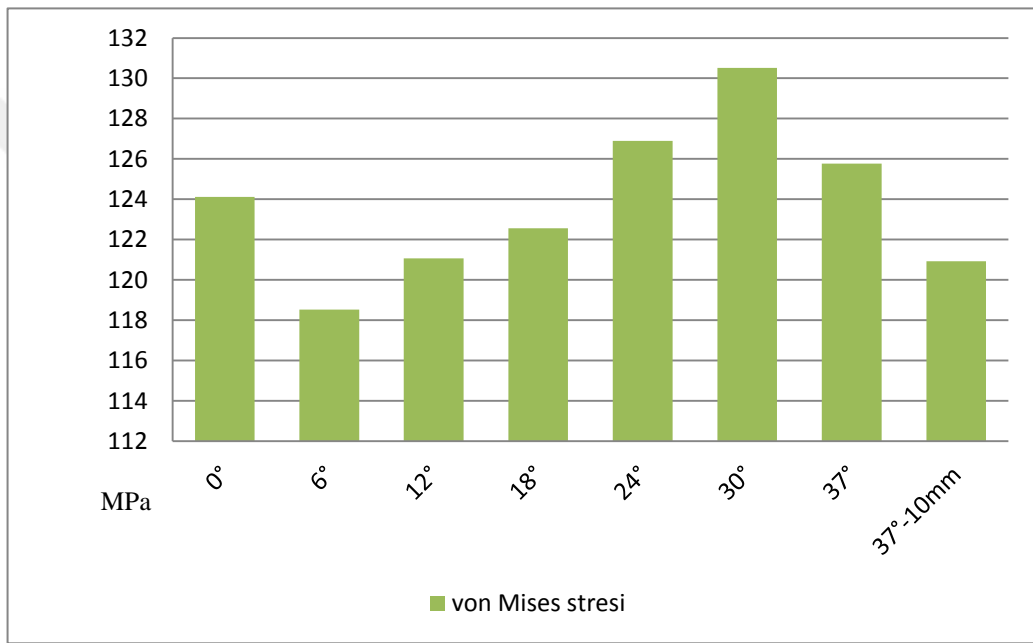


Maksimum asal gerilme stresleri, implant eğimine göre incelendiğinde, stres yoğunlaşmaları çoğunlukla bukkaldeki kortikal kemikte görülmüştür. İmplantlar 12°'ye kadar eğimlendirildiğinde stresler 45 numaralı diş çevresinde görülmüş ve açı arttıkça stres değerleri artmıştır. 18° ve sonrasında stres değerleri azalmaya başlamış ve stresin yoğunlaştığı bölgelerde farklılıklar gözlenmiştir. 18° ve 24°'de stresler, 45 numaralı implantın bukkalinde, 30°'de 47 numaralı implantın bukkalinde, 37°'de ise 43 numaralı implantın bukkalinde yoğunlaşmıştır. 37° eğimle 10 mm'lik implantların yerleştirildiği modellerde tüm bölgelerde stres değerleri azalırken, yalnızca 45 numaralı implantın bukkalindeki stres değeri tekrar artış göstermiştir.

Minimum asal gerilme stresleri, implant eğimine göre incelendiğinde, stres yoğunlaşmaları çoğunlukla lingualdeki kortikal kemikte görülmüştür. İmplantlar dik yerleştirilerek yüklendiğinde stresler önce 43 numaralı implantın lingualinde yoğunlaşmış, 6° ve 12°'de ise stresler 45 numaralı implantın lingualinde görülmüştür. 18° ve sonraki açılmalarda ise stresler tekrar 43 numaralı implantın lingualinde yoğunlaşmıştır. 24°'ye kadar açılan implantlarda açının artması ile

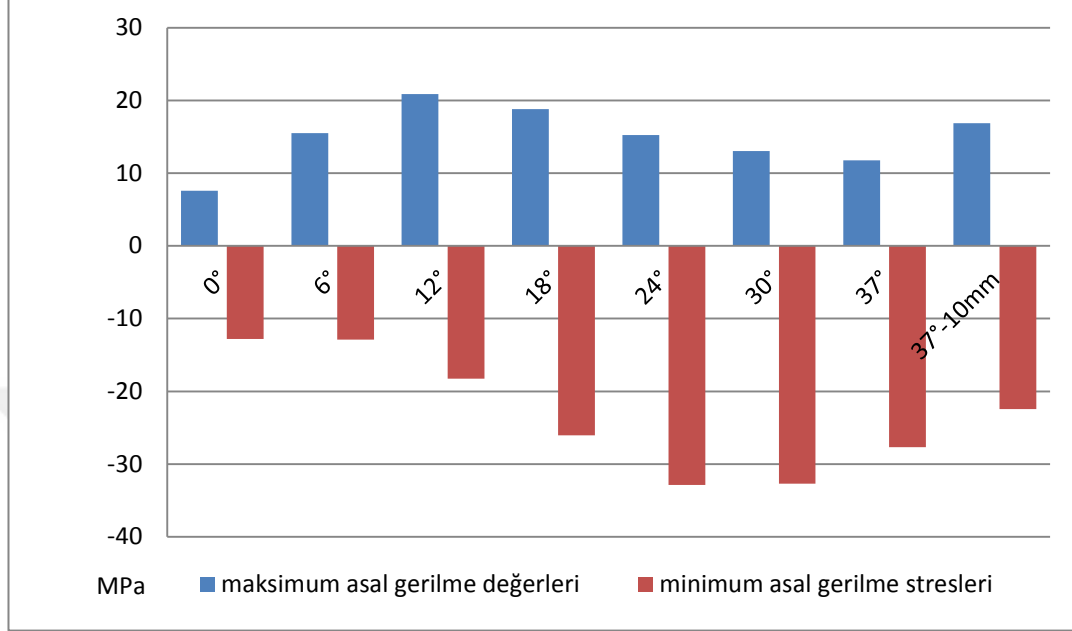
stresler artmış, 30° ve sonrasında ise stres değerleri azalmaya başlamıştır. 37°'de 8 mm implantın kullanıldığı modelle, 10 mm'lik implantın kullanıldığı model karşılaştırıldığında uzun implant kullanılan modelde, stres değerlerinin tümünde azalma gözlenmiştir.

3.10. Titanyum Üstyapı Kullanılan Modellerde İmplantta Meydana Gelen von Mises Streslerinin Karşılaştırılması;



Ti üstyapı materyali kullanılarak hazırlanan modellerde implantların von Mises stresleri incelendiğinde, 12°'ye kadar olan eğimlerde stresler 45 numaralı implantın çevresinde yoğunlaşmış, 18° ve sonrasında ise stresler 43 numaralı implantın lingualinde yoğunlaşmıştır. 24°'ye kadar hazırlanan modellerde açıyla orantılı olarak stres değerlerinde artış gözlenmiş, 30° ve sonrasında implantlar etrafındaki streslerde azalma gözlenmiştir. 37°'de 8 mm implantın kullanıldığı modelle, 10 mm'lik implantın kullanıldığı model karşılaştırıldığında uzun implant kullanılan modelde, implantlardaki von Mises stres değerlerinin tümünde azalma gözlenmiştir. İmplantlardaki stres değerleri karşılaştırıldığında, implantların eğimlendirilmesi ve boyunun uzatılması oluşan stresleri azaltmıştır.

3.11. PEEK Üstyapı Kullanılan Modellerde Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilmelerin Karşılaştırılması;

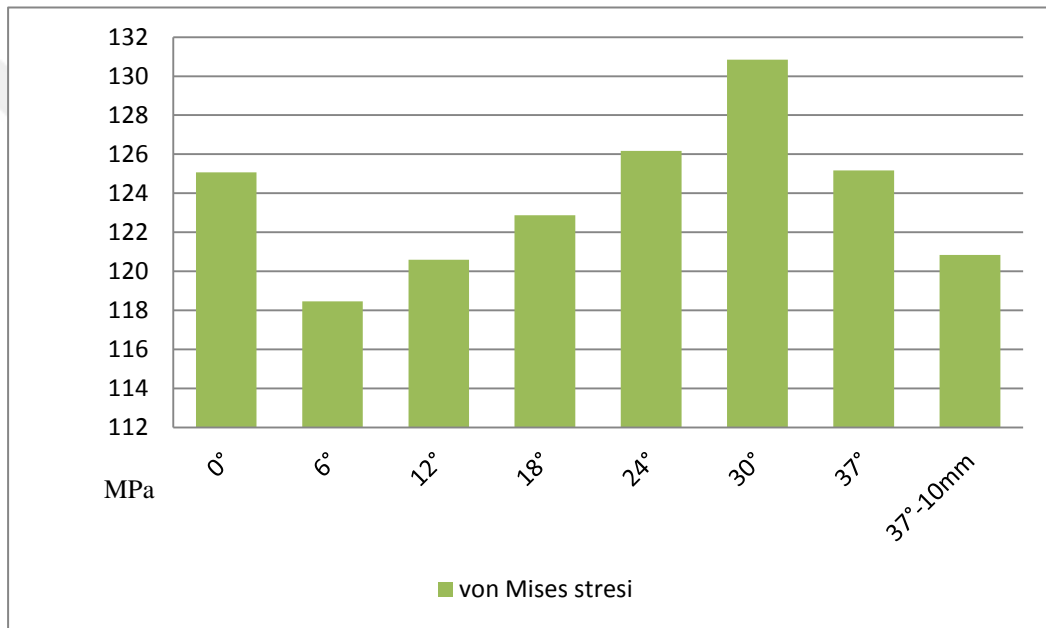


Maksimum asal gerilme stresleri, implant eğimine göre incelendiğinde, stres yoğunlaşmaları çoğunlukla bukkaldeki kortikal kemikte görülmüştür. İmplantlar 24° 'ye kadar eğimlendirildiğinde stresler 45 numaralı diş çevresinde görülmüştür. 18°'ye kadar stres değerleri artmış ve daha sonra açı arttıkça değerler azalmaya başlamıştır. 30° ve 37° en yüksek stres 43 numaralı diş in bukkalinde gözlenmiştir. 37° eğimle 10 mm'lik implantların yerleştirildiği modellerde tüm bölgelerde stres değerleri azalırken, yalnızca 45 numaralı implantın bukkalindeki stres değeri tekrar artış göstermiştir.

Minimum asal gerilme stresleri, implant eğimine göre incelendiğinde, stres yoğunlaşmaları çoğunlukla lingualdeki kortikal kemikte görülmüştür. İmplantlar dik yerleştirilerek yüklendiğinde stresler önce 43 numaralı implantın lingualinde yoğunlaşmış, 6° ve 12°'de ise stresler 45 numaralı implantın lingualinde görülmüştür. 18° ve sonraki açılmalarda ise stresler tekrar 43 numaralı implantın lingualinde yoğunlaşmıştır. 24°'e kadar açılardırılan implantlarda açının artması ile

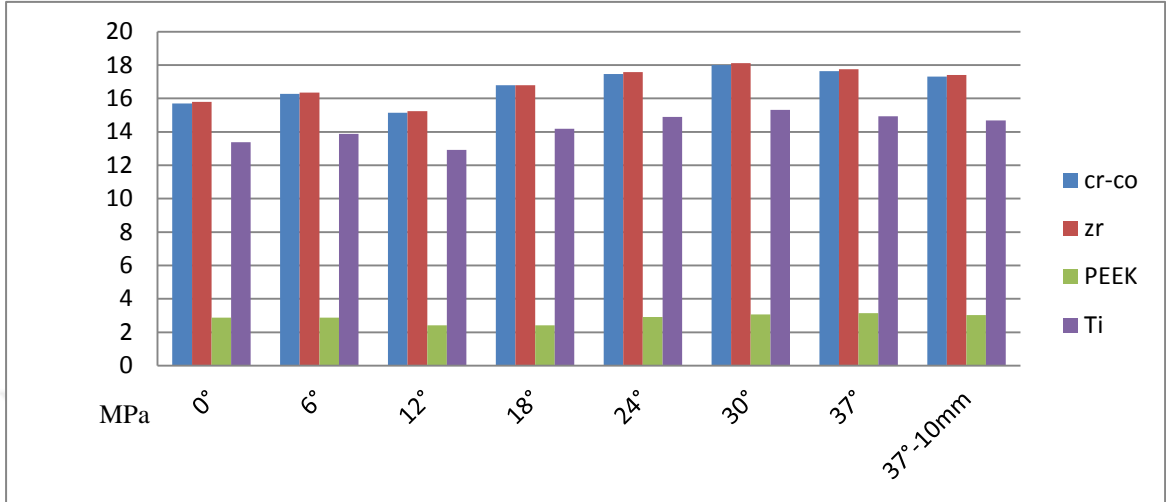
stresler artmış, 30° ve sonrasında ise stres değerleri azalmaya başlamıştır. 37°'de 8 mm implantın kullanıldığı modelle, 10 mm'lik implantın kullanıldığı model karşılaştırıldığında uzun implant kullanılan modelde, stres değerlerinin tümünde azalma gözlenmiştir.

3.12. PEEK Üstyapı Kullanılan Modellerde İmplantta Meydana Gelen von Mises Streslerinin Karşılaştırılması



PEEK üstyapı materyali kullanılarak hazırlanan modellerde implantların von Mises stresleri incelendiğinde, 12°'ye kadar olan eğimlerde stresler 45 numaralı implantın çevresinde yoğunlaşmış, 18° ve sonrasında ise stresler 43 numaralı implantın lingualinde yoğunlaşmıştır. 24°'ye kadar hazırlanan modellerde açıyla orantılı olarak stres değerlerinde artış gözlenmiş, 30° ve sonrasında implantlar etrafındaki streslerde azalma gözlenmiştir. 37°'de 8 mm implantın kullanıldığı modelle, 10 mm'lik implantın kullanıldığı model karşılaştırıldığında uzun implant kullanıldığında, implantlardaki von Mises stres değerlerinin tümünde azalma gözlenmiştir. İmplantlardaki stres değerleri karşılaştırıldığında, implantların eğimlendirilmesi ve boyunun uzatılması oluşan stresleri azaltmıştır.

3.13. Üst Yapı Materyallerinde Oluşan von Mises Streslerinin Karşılaştırılması



Üstyapıda kullanılan materyallerin farklılığı kemik ve implantta oluşan von Mises streslerinde anlamlı değişikliklere neden olmamıştır.

Tüm modellerde, üstyapıdaki von Mises stresleri incelendiğinde; en yüksek stresler 43 numaralı dişin distalinde görülmüştür. Farklı materyallerde, farklı stres değerleri görülmüştür. Cr-Co ve Zr materyali kullanılarak yapılan üstyapılarda, stres değerleri ve yoğunlukları birbirine benzerdir. Ti materyalinde stresler azalmış, PEEK materyalinde ise oldukça az stres görülmüştür. Bunun nedeni ise her materyalin farklı elastik modülüne sahip olması ve kuvvet altında farklı davranışlar göstermesidir.

4. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasının amacı; aynı çap ve uzunluktaki 3 adet implantın, birbirlerine göre paralelliği bozulmadan, eğik yerleştirilmesiyle, daha uzun implant kullanılmasının; kemik, implant ve üstyapı oluşturduğu stresleri, 3 Boyutlu Sonlu Stres Analiz Yöntemiyle değerlendirmektir.

Dental implantlar, kısmi ve tam dişsiz hastaların tedavisinde yıllardır yaygın olarak kullanılmaktadır. İmplant destekli sabit protezler, dişsiz arkların rehabilitasyonunda uzun dönemde elde edilen yüksek başarı oranları ile gelişmekte olan bir tedavi yöntemidir. Diş eksikliği bulunan hastaların implant destekli sabit protezler ile tedavisinin hareketli protezlere göre artmış ısırma kuvveti sağlaması ve hastanın özgüvenini artırması gibi avantajları olduğu belirtilmektedir (Bellini ve ark., 2009).

Bazı durumlarda, implant tedavisi minimum kemik hacmi, zayıf kemik kalitesi, kemik greftleme ihtiyacı ve alveolar kemiğin anatomik sınırlamaları (mental foramen ve mandibular sinir gibi) gibi problemler nedeni ile zorlaşmaktadır. Son yıllarda, dişsiz maksillada implantların açıldırılması tekniği, kemik grefti ve sinüs ogmentasyonu prosedürlerinin komplikasyonlarının fazla olması, maliyetlerinin yüksekliği ve hastanın post-operatif rahatsızlıkları nedeniyle daha çok kullanılmaya başlanmıştır. Özellikle atrofik posterior mandibulada, alveolar sinirin okluzal tablaya çok yaklaştığı durumlar sıklıkla görülebilmektedir (Aparicio ve ark., 2001).

Kemik mevcudiyetinin yetersiz olduğu durumlarda, kısa implantların kullanımı bir tedavi alternatifidir (Das Neves ve ark., 2006; Renouard ve Nisand, 2006). Ancak, posterior maksillaya 8 mm'den kısa bir implantın güvenli bir şekilde yerleştirilebilmesi için en az 6-7 mm'lik kemik yüksekliği mevcut olmalıdır. Öte yandan, aşırı derecede atrofik posterior mandibulalarda, alveolar sinirin süperfasilasyonu sıklıkla mevcut olduğundan, kısa implantların kullanımı dahi

mandibular kanalı perforasyon riski nedeniyle kontrendikedir (Del Fabbro ve ark., 2012).

Bu nedenle son yıllarda dişsiz mandibula ve maksilla rehabilitasyonunda implantların eğimli yerleştirilmesinin kullanımı önerilmiştir. Mandibulada implantın distale eğimlendirilmesi, sinir hasarını önleyebilir, maksillada ise kemik greftleme prosedürlerine alternatif olabilir. İmplantların eğimli yerleştirilmesiyle, geleneksel boylardaki implantlar, kısa boylardaki implantlar yerine kemiğe yerleştirilebilir ve böylece mümkün olduğunca çok kortikal kemik ile temas sağlanabilir. Bunun sonucu olarakta implantlardaki primer stabilite artar (Krekmanov, 2000; Aparicio ve ark., 2001; De Vico ve ark., 2011; Babbush ve ark., 2011). Ayrıca implantların eğimli yerleştirilmesinin, implantlar arası mesafenin artması, kantilever uzunluğunun azaltılması ve gelen kuvvetlerin daha iyi dağıtılmasına olanak sağlaması gibi birçok biyomekanik avantaja neden olduğunu destekleyen çalışmalarda bulunmaktadır (Krekmanov, 2000; Zampelis ve ark., 2007; Bellini ve ark., 2009a; Bellini ve ark., 2009b; Grandi ve ark., 2012). Fakat, implantların eğimli olarak yerleştirilmesiyle marjinal kemik kaybını arttıran bükülme kuvvetlerinde de artış gözlemlenebilir (Agliardi ve ark., 2010). Bu durumu azaltabilmek için bazı araştırmacılar, çok üyeli implant destekli restorasyonlarda, implantların üst yapılar ile splintlenmesi, protez yapısının rijiditesi arttırarak bükülme kuvvetinin azaltacağını bildirmişlerdir (Khatami ve Smith, 2008; Hinze ve ark., 2010; Francetti ve ark., 2012; Doğan ve ark., 2014).

Yapılan birçok çalışmada, implantların eğimli yerleştirilmesinin olumlu sonuçlara neden olduğu gösterilmiştir (Malo ve ark., 2003; Malo ve ark., 2005; Malo ve ark., 2006; Del Fabbro ve ark., 2012; Weinstein ve ark., 2012; Mozzati ve ark., 2013). Araştırmacılar, implantın eğimli yerleştirilmesinin osseointegrasyon sürecini olumsuz etkilemediği gibi dik veya eğimli yerleştirilen implantlarda marjinal kemik kaybı açısından her iki çenede de önemli bir fark bulunmadığını belirtmektedir (Krekmanov, 2000; Aparicio ve ark., 2001; Capelli ve ark., 2007; Hinze ve ark., 2010; Malo ve ark., 2011; Crespi ve ark., 2012; Malo ve ark., 2012).

Klinik olarak incelenmiş birçok implant vakasında, özellikle alt posterior bölgede farklı implant açılanmalarına rastlanmıştır. Lan ve ark. (2008) yaptığı çalışmada, implantlar aynı okluzal düzlem üzerinde mezial ya da distale 0°-15° eğimlendirilmiş, farklı yönlerde kuvvet uygulanmış ve kemikte meydana gelen stresleri sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelemiştir. 8 farklı açıldırımayla oluşturulan modellerde aynı üst yapı dizaynı kullanılmıştır. Hazırlanan bütün modellerde, en yüksek stres kortikal kemiğin servikal bölgesinde görülmüştür. Bu çalışmanın sonucunda, implant gövdesinin açıldırılmasının, daha iyi kemik yanıtlarına sebep olduğu bulunmuştur ve bu durum ileride yapılan protezlerdeki aşırı yüklenmeyi önleyebileceği savunulmuştur. Bizim tez çalışmamızda da benzer bulgular görülmüştür. İmplantlar, distale doğru her modelde açı artacak şekilde farklı açılarla eğimlendirilmiş ve kuvvet altında stresler, implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaşmıştır. Ayrıca, aksiyal ve eğimli yerleştirilen implantlarda, stresler aynı bölgede yoğunlaşmış ve stres değerlerinde anlamlı bir artış gözlenmemiştir.

Zampelis ve ark. (2007), iki boyutlu sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmada, distale eğimli implantların, sabit bir restorasyon ile birbirine bağlanıp splintlenmesinin stres dağılımına etkisi değerlendirilmiştir. Bu çalışmada 45° distale eğimli yerleştirilmiş implantlar ile vertikal olarak yerleştirilmiş implantlar karşılaştırılmış, servikal bölgedeki kemik stresinde anlamlı bir artış görülmemiştir.

Naconecy ve ark. (2010), yaptığı çalışmada, 27° distale eğimli yerleştirilmiş implantların aksiyal yükleri azalttığını belirtmişlerdir.

Malhotra ve ark. (2012), full ark restorasyonlarında, farklı açılarla yerleştirilen posterior implantların, kantilever uzunlukları da değiştirildiğinde, implant ve çevresinde meydana gelen stresleri inceledikleri bir sonlu elemanlar analizi çalışması rapor etmişlerdir. Bu çalışma sonucunda, posteriorda 30° ve 40° eğimlendirilmiş implantlar karşılaştırıldığında, implant ve kortikal kemikteki stresin anlamlı bir şekilde arttığı görülmüştür. 30° eğimli distal implantta stres, 40°'den daha yüksek iken, kortikal kemikteki stres, 30° üzerinde ve 40° açılı implantta belirgin olarak

daha yüksek olmuştur. Bunun nedeni, distal implantın eğiminin arttırılmasının, implantın distal yüzeyinde daha keskin bir açığa yol açması ve bu durumda stresin artışına neden olmasıdır. Kortikal kemikte maksimum stres implantın servikal bölgesinde görülmüş, trabeküler kemikte ise her iki durumda da anlamlı fark ortaya çıkmamıştır. Trabeküler kemikte maksimum stres ise aksiyal yüklemde apikalde, oblik yüklemde ise servikal bölgede görülmüştür. Ayrıca bu çalışma, tüm durumlarda oblik yüklem esnasındaki streslerin, aksiyal yüklem esnasındaki streslerden daha yüksek olduğunu göstermiştir.

Satoh ve ark. (2005) yaptıkları çalışmada bu sonuçları desteklemektedir. Satoh ve ark., alt çenedeki implantları 10° ve 20° mesiale eğimlendirerek çalışma modelleri hazırlamışlardır. Yazarlar, modellerinde düz silindir implantları kullanmışlardır ve çalışmada uygulanan kuvvet, eğilmiş implantın uzun eksene paralel olarak uygulanmıştır. Sonuçlar, implantların eğimli yerleştirilmesinin kemik stresini olumsuz etkilemediğini göstermiştir.

Peri-implant kemik kaybı ile ilgili olarak, Calandriello ve Tomatis'in (2005) çalışması hariç, eğik ve dik implantlar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (Del Fabbro ve ark., 2010). Bu çalışmada, eğik implantlarda, dik implantlara kıyasla daha düşük kemik kaybı değerleri kaydedilmiştir. Yazarlar bu durumun implant boynunun, kret tepesindeki pozisyonu ile ilgili olabileceğini, implant boynunun mezial yarısının suprakrestal konumda, distal yarısının ise subkrestal konumda olmasının tam bir yumuşak doku sızdırmazlığı sağladığını düşünmüşlerdir (Calandriello ve Tomatis, 2005).

Watanabe ve ark. (2003) yaptıkları çalışmada, tek bir implantı vertikal ve bukkolingual yönde 5° ve 15° eğimli olarak yerleştirmiş, implantlara vertikal ve lateral kuvvet uygulayarak kemikte oluşan stresleri sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda, implant eğiminin ve lateral kuvvetlerin artmasının kemikteki streste de artışa neden olduğu rapor edilmiştir. Ancak bu çalışmada tek bir implant kullanılmış, implantlar bir üst yapı ile splint edilmemiştir.

Bu nedenle de implantlarda daha belirgin bir dönme momentumu görülmüş, bu durumda implantın boyun bölgesindeki kemikte stresi arttırmıştır.

Bu konu üzerine yapılan diğer fotoelastik ve sonlu elemanlar analizi çalışmaları da Watanabe ve ark. bulgularını destekler niteliktedir. Yapılan çalışmalarda tek implantın açılı yerleştirilmesinin, okluzal kuvvetler altında kemikte aşırı stres meydana getirdiği rapor edilmiştir. Bu durum, implantın çevresini saran kemikte mikroçatlaklara sebep olur. Ayrıca abutment vidasının gevşemesi ve bunun sonucunda da implantta gövde kırığına kadar komplikasyonlara yol açabilir. Tek implantlar, açılı olarak yerleştirildiğinde stres koronal alanla daha yoğun olarak gösterilmiştir. Aşırı yükleme kuvvetleri, bu bölgede kortikal kemiğin kaybolmasına, mikroorganizmaların yerleşebileceği krater tarzı defektlerin oluşmasına ve periimplantitise yol açarak implant başarısızlığına neden olabilir (Canay ve ark., 1996; Bellini ve ark., 2009a; Bellini ve ark., 2009b; Lan ve ark., 2010).

Bevilacqua ve ark. (2008), dik ve eğik implantların hem tek hemde tam ark protezlerle splintlendiğinde oluşan stres değerlerini sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelemiştir. Bu çalışma sonucunda, dikey yüke tabi tutulan tek eğimli implantın, yine aynı yüke tabi tutulan tek dikey implanttan daha yüksek peri-implant kemik stresi gösterdiğini bulmuşlardır. Tek implantların eğim açısı arttıkça oluşan strese artmıştır. Aynı çalışmada, implantlar, sabit protezlerle rijit bir şekilde splintlendiğinde, kantilever uzunlukları azaltılmış distal eğimli implantların kullanımı, uzun kantileverli dikey implantların kullanımına kıyasla, peri-implant kemik bölgesinde düşük mekanik gerilimler göstermiştir. Ayrıca, eğik distal implantlar ve anterior implantların çevresinde, dikey implantlara göre kemik stresinde azalma gözlenmiştir. Bu çalışmalar sonucunda, eğik implantların kullanımının vertikal implantlara göre, rijit bir üst yapı ile splintlendiğinde daha olumlu sonuçlara sebep olduğu belirtilmiştir. İmplantların eğimli yerleştirilmesi, eğer üstyapı ile splintlenecekse avantajlı bir duruma dönüşmektedir. Bu nedenle tek olarak planlanan implantlarda, eğimli yerleştirme istenmeyen bir durum oluşturmaktadır. Bu tez çalışmasında ise mandibula posterior bölgede 3 adet implant kullanılmış ve implantlar üstyapı ile splintlenmiştir. Çalışmanın sonuçları

değerlendirildiğinde, implantların eğimli yerleştirilmesiyle peri-implant bölgede stres artmış, fakat eğimin daha da artmasıyla beraber stres değerlerinde azalma gözlenmiştir. Sonuç olarak, eğimli yerleştirilen implantlarda peri-implant kemikte anlamlı derecede stres artışı gözlenmemiştir.

İmplantın boynu ile apeksi arasındaki mesafe implantın uzunluğu olarak tanımlanır. İmplant tedavisinde başarı oranını arttırmak için genel kanı, anatomik kısıtlamaların izin verdiği, mümkün olan en uzun implantların kullanılmasıdır (Lee ve ark., 2005). Uzun süre dişsiz kalmış ağızlardaki kemik genişliği ve hacminin yetersiz olması, maksiller sinüs perforasyonu yada mandibular sinir hasarı gibi cerrahi risklerde artışa neden olabileceğinden, kısa implantların kullanımını üzerine araştırmalar yapılmıştır (Misch, 1999).

De Vico ve ark. (2011) yaptıkları çalışmada, implantların eğimli yerleştirilmesinin, implant stabilitesi için yararlı olabilecek daha fazla miktarda rezidüel kemiğe bağlanabilecek daha uzun implantların kullanılmasına izin verebildiğini göstermiştir. Petrie ve ark. (2005) ise yaptıkları çalışma sonucunda daha uzun implantlar kullanıldığında, implantların etrafında stresin daha eşit dağılım gösterdiğini söylemişlerdir. Anatomik kısıtlamaların bulunduğu bölgelerde, primer stabilite ve uzun dönem başarı sağlamak için, implantları eğimli yerleştirerek daha uzun implantlar kullanımı sağlanabilir ve bu durum bu tez çalışmasının amaçlarından birini oluşturmaktadır. Çalışmamızda kullanılan 8 mm uzunluğundaki implantlar 37° eğimlendirildiğinde, implantın pozisyonuna bağlı olarak kemik yüksekliği değişmese bile, kemik 10 mm uzunluğunda implant yerleştirilmesine izin vermektedir. Bu nedenle, çalışmada hazırlanan son modelde 10 mm uzunluğunda implant kullanılmış ve oluşan streslerin 8 mm'lik implanta göre azaldığı ve daha homojen bir dağılım gösterdiği gözlenmiştir.

İmplant uzunluğunun artması primer stabilitenin daha kolay sağlanmasına neden olarak uzun dönem implant başarısını arttırmaktadır. Winkler ve ark. (2000) yaptığı klinik çalışmada farklı boylara sahip implantları 3 sene takip etmişlerdir. 7 mm

uzunluğundaki implantlarda başarı oranı % 66,7 iken 16 mm uzunluğundaki implantlarda bu oran % 96,4'e yükselmektedir. Bu çalışma sonucunda, artmış implant uzunluğunun, implantın başarısını arttırmakta rol oynadığı belirtilmiştir. Bu tez çalışmasında da elde edilen bulgular benzerlik göstermektedir. Çünkü, implant uzunluğunun arttırıldığı modelde stresler sadece lokal bir bölgede artmış, diğer bölgelerde azalmıştır. Bununla birlikte bizim çalışmamızda dahil yapılan çalışmaların sonuçları değerlendirildiğinde, uzun implant kullanımının, kısa implantlarla kıyaslandığında birçok avantajı olduğu da göz önüne alınarak, implant boyunun arttırılmasının uzun dönem implant başarısında etkili bir faktör olduğu şeklinde yorum yapılabilir.

Yokoyama ve ark. (2004) yaptıkları bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında, 10 ve 12 mm implantları vertikal olarak yerleştirmiş, 3 üyeli köprü restorasyonlarında kullanarak, biomekanik açıdan karşılaştırmalar yapmış, implantların uzunluğundaki farkın sonuçları anlamlı düzeyde etkilemediğini rapor etmişlerdir.

Lin ve ark. (2005) da benzer bir çalışmada 8 ve 13 mm uzunluğundaki implantların gerilme dağılımına etkisi açısından aralarında önemli bir farklılık olmadığını ortaya koymuşlardır.

Misch'in rapor ettiği bir FEM çalışmasında, 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 30 mm' lik implantları kemik modellere yerleştirmiş ve 50 N'luk lateral kuvvet uygulamıştır. Bu araştırmanın sonucunda, 10 mm ve 15 mm uzunluğa sahip implantlar, gelen kuvvetleri dağıtmada yeterli bulunmuştur. Ayrıca, bütün modellerde implant uzunluğundan bağımsız olarak en yüksek stres kret tepesinde gösterilmiştir (Misch, 1999). Bu tez çalışmasında da implant açısı ve uzunluğundan bağımsız olarak tüm modellerde stresler implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaşmıştır.

Tada ve ark. (2003) ise yüksek kaliteli kemikte implant uzunluğunun gerilmeler açısından önemli bir farklılık oluşturmayacağını; ancak kemik kalitesinin düşük olduğu durumlarda kısa boylu implant kullanımının kemikteki gerilmeleri oldukça arttırdığından, mümkün olan en uzun implantın kullanılması gerekliliğini bildirmişlerdir.

Block ve ark. (1990) yaptıkları çalışmada, okluzal kuvvetler nedeni ile kemik-implant arayüzünde oluşacak stresleri dağıtmak için daha geniş yüzey alanına sahip implant kullanılması gerektiğini savunmuş ve kısa implantların kullanımını önermemişlerdir. Bu konu üzerine yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, implant üzerine gelen okluzal kuvvetlerin trabeküler kemikten çok, implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaştığını göstermiştir (Lum, 1991).

Kuvvetler karşısında, implant başarısını arttırmak için birçok araştırmacı implantın çapı ve boyunu arttırmak gerektiğini savunmuştur. Lee ve ark. (2005) yaptıkları derleme çalışmasında, streslerin daha çok implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığını, bu nedenle implant çapının stres dağılımı ve yoğunlaşmalarında implant boyundan daha etkili olacağını bildirmişlerdir.

Himmlova ve ark. (2004) yaptıkları çalışmada, implant çapının, uzunluktan daha çok stres üzerine etkisi olduğunu göstermiştir. Gelen kuvvetler sonucu oluşan stresler daha çok boyun bölgesinde yoğunlaştığından, daha geniş implantların kullanılması stresin daha iyi dağıtılmasını sağlar. Böylelikle kortikal kemikte stresin azaltılması, boyun bölgesindeki kemik kaybını azaltarak implant başarı oranını artırır.

Sonuç olarak, implant sayısı, uzunluğu, çapı ve pozisyonu hem gelen okluzal kuvvetlerin dağıtılmasını hem de implant ve çevre dokularda oluşan stresin iletimini etkilemektedir. İmplantın sayısı, çapı ve uzunluğundaki artışın, özellikle gelen lateral kuvvetlere karşı implantların biomekanik özelliklerini arttırdığı bilinmektedir. Yapılan bir çok çalışmada, implant üstü sabit restorasyonlarda kuvvet dağılımı incelenmiş, implantların uzunluk ve çapları değiştirilerek kemiğe iletilen stresler

analiz edilmiş ve çap-boy arasında bir korelasyon olduğu gösterilmiştir (Watzek ve ark., 1996; Ulm ve ark., 1999; Guan ve ark., 2009; Abrahamsson ve Berglundh, 2009; Li ve ark., 2011). Çalışmalar sonucunda, eğer bir bölgeye dar çaplı bir implant yerleştirilmek zorundaysa mümkün olan en uzun implant, kısa boylu bir implant yerleştirilmek zorundaysa mümkün olan en geniş implant yerleştirilerek, çap-boy değerlerinin birbirini desteklemesi gerektiği vurgulanmıştır.

İmplant tedavisinin uzun dönem başarısında en önemli etkenlerden biri de protetik faktörlerdir. Protez planlaması en uygun şekilde yapılırsa dahi, kullanılacak materyallerin seçimi oldukça önemlidir. İmplant destekli sabit protezlerin alt yapılarında farklı tiplerde materyaller kullanılmaktadır. İmplant destekli sabit protezlerin üst yapısının seçiminde, en uygun materyalin ne olduğu konusunda birçok literatür bulunmaktadır (Gomes ve ark., 2011).

Gracis ve ark. (1991) yaptıkları çalışmalarda, implant destekli protezlerin üst yapılarında sert ve rijit materyallerin kullanımının; implantlardaki stres dağılımını arttırdığını rapor etmiştir. Assunção ve ark. (2010) da bu sonuçlarla benzerlik gösteren bir çalışma rapor etmişler; ve metal destekli porselen gibi rijit oklüzal materyallerin implant ve çevreleyen kemik dokusuna yük transferini arttırdığını belirtmişler. Ancak, bu çalışmaların aksine bazı çalışmalar elastik modülü yüksek olan üstyapı materyallerin kullanımının; implantlar ve çevreleyen dokularda daha düşük streslere sebep olduğunu göstermiştir (Sertgöz, 1997; Çiftci ve Canay, 2001). Bu çalışmada, implant üst yapısı olarak farklı fiziksel özelliklere sahip 4 materyal kullanılmıştır; Cr-Co, zirkonya, titanyum ve PEEK.

Protezlerin altyapısında kullanılan alaşımların elastik modüllerinin yüksek olması, materyaldeki esnemeyi azaltır; bu durum stresin daha düzgün dağıtılmasını ve daha etkili yük transferini sağlar. Bu çalışmada kullanılan materyallerin elastik modüllerine bakıldığında PEEK en düşük değeri gösterirken onu Ti, Cr-CO ve Zr izlemektedir.

Williams ve ark. (2009) yaptıkları bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında, Cr-Co ve altın alaşımlarını kullanarak hazırladıkları üstyapıların, oluşturdukları stres dağılımını incelemiştir. Cr-Co alaşımları, yüksek çekme direncine ve tüm dental alaşımları içerisinde en yüksek elastik modüle sahiptir. Bu tez çalışması sonucunda da, Cr-Co alaşımının stresleri altyapıya eşit yayarak, yüksek stres oluşmasının engelleyebildiği sonucuna varılmıştır.

Abutmentler arasındaki stres dağılımı, kullanılan metalik alt yapı materyallerine göre değişebilir. Düşük elastik modüle sahip materyaller daha kolay deformasyona uğrar; çünkü düşük bükülme dayanıklılığına sahiptir. Bu nedenle rijit materyallerin deformasyonunun daha az olması sebebiyle kullanılması önerilir (Akça ve ark., 2002).

Jacques ve ark. (2009) yaptıkları çalışmada, farklı elastiklik modülüne sahip üst yapı materyalleri kullanmışlar ve rijit materyallerin daha az deformasyona uğrayarak, vida ve protetik komponentlerde aşırı yüke neden olmadığını rapor etmişlerdir. Bu tez çalışmasında, üstyapıda kullanılacak altyapı materyalinin kemik ve implant üzerine gelen streslerde anlamlı bir etkisi olmadığı görülmüştür. Ancak materyallerin sahip olduğu elastik modüllerindeki farklılıktan dolayı materyalde meydana gelen streslerde değişiklik gözlenmiştir. PEEK, kullanılan materyaller içerisinde en düşük elastik modüle sahiptir ve PEEK kullanılarak hazırlanan modellerde oluşan stresler incelendiğinde, diğer materyallere kıyasla stresin oldukça az olduğu görülmektedir. Materyalin elastik özellikleri de göz önüne alındığında bu durum, gelen kuvvetler altında materyalin deformasyonuna sebep olmaktadır. Ayrıca materyalin esnemesine bağlı olarak, kuvvetler direk implant ve abutment vidasına iletileceğinden, bu durumun vida kırığı gibi birçok protetik komplikasyona yol açabileceği şekilde yorum yapılabilir.

Assunção ve ark. (2010), implant üstü sabit protezlerde kullanılacak olan üst yapı materyalinin yüksek elastiklik modülüne sahip olmasının biomekanik açıdan çok daha uygun olduğunu belirtmiştir. Bizim çalışmamızın sonuçları da benzer şekilde

yorumlanabilir. Çünkü elastik modülü yüksek olan materyaller daha rijit olduğundan gelen kuvvetleri daha iyi karşılayarak dağıtabilir

Rubo ve Capello Souza (2010), rijit alt yapının, daha iyi stres dağılımına izin verdiğini belirtmişlerdir.

Gomes ve ark. (2011) yaptıkları bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında, metal-seramik ve tam seramik materyalleri kullanarak farklı kombinasyonlarda hazırladıkları tek üye implant üstü sabit protezlerin, stres dağılımına etkisinin incelemişlerdir. Tek üye implant üstü sabit protezlerde, farklı materyallerin kullanılması kemikte stres dağılımını etkilememiştir. Ayrıca, zirkonya destekli seramik restorasyonların, diğer materyallere kıyasla retansiyon vidasında daha az strese neden olduğu belirtilmiştir. Bu tez çalışmasında da, farklı altyapı materyallerinin kullanılmasının implant ve çevreleyen kemikteki streste anlamlı bir derecede farklılık göstermediği sonucuna varılmıştır.

Hussein ve Rabie'nin (2015) yaptıkları sonlu elemanlar çalışmasında, All-on-four tekniğine göre yerleştirilmiş implantlar üzerine yapılan zirkonya protetik materyalinin abutment, implant ve çevreleyen kemiğe göre daha yüksek stres değerleri gösterdiğini belirtmiştir. Araştırmacılar ayrıca streslerin, kortikal kemiği trabeküler kemikten daha fazla etkilediğini belirtmiştir. Bu tez çalışmasında ise Zr ve Cr-Co üst yapı kullanıldığında oluşan streslerin birbirlerine çok yakın olduğu görülmüş; ancak materyallerde oluşan stresler incelendiğinde zirkonya da oluşan stresler daha yüksek değerlerde görülmüştür. İki materyalde de oluşan stresler kortikal kemikte, trabeküler kemiğe göre daha yoğun gözlenmiştir.

Favot ve ark. (2014) yaptıkları çalışmada, dişsiz mandibulaya all-on-four tekniğiyle uygulanmış implantlar üzerine tasarlanan 4 farklı protez alt yapı materyalini (zirkonya, titanyum, altın ve Nikel-titanyum (NiTi)) incelemişlerdir. Zirkonya, en yüksek stresleri gösterirken, NiTi en düşük stresleri göstermiştir. Zirkonya alt yapıdaki stres değerleri NiTi da gözlenen değerlerin neredeyse iki katı şeklinde

çıktığını belirtmişlerdir. Bu tez çalışmasının sonucunda ise alt yapıdaki streslerin, materyalinin sertliğinin düşmesi ile azaldığı bildirilmiştir. PEEK elastik modülü diğer alaşımlarla kıyaslandığında oldukça düşük ve kemiğe oldukça yakındır. Buna bağlı olarak; materyallerdeki stresler incelendiğinde, PEEK’de oluşan stres değerlerinin oldukça düşük olduğu gözlenmiştir. PEEK’i titanyum, Cr-Co ve Zr izlemektedir.

Sertgöz’ün yaptığı (1997) bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında, farklı okluzal materyaller (rezin, resin kompozit ve porselen) ve dört farklı alt yapı materyali (altın, gümüş-palladyum, kobalt-krom ve titanyum alaşımı) kullanarak, implant üstü protezlerde ve implantı çevreleyen kemikteki stres dağılımını incelemişlerdir. Elastik modülleri daha düşük olan materyallerin, implantı çevreleyen kemikteki stres değerlerinde anlamlı bir farka neden olmadığı, streslerin abutment vidasında yoğunlaştığını ve protetik komplikasyonlara yol açabileceğini rapor etmişlerdir. Cr-Co alt yapı ve porselen veneer materyali kombinasyonunun stres dağılımını en uygun hale getirdiğini belirtmiştir. Ferreira ve ark. (2014) yaptıkları güncel çalışma da bu bulguları desteklemektedir. Bizim çalışmamızda, kullanılan materyalden bağımsız olarak stresler, implant-abutment bağlantısı bölgesinde yoğunlaşmıştır. Sonuç olarak, implant üst yapısı olarak rijid ya da esnek bir materyalin kullanılmasının implantta oluşan stres üzerine etkisi olmadığını, ancak protetik komplikasyonların önlenmesi için rijid materyallerin kullanımının etkili olduğunu görmüştür.

Fiberle güçlendirilmiş kompozit materyallerle, Cr-Co alt yapılı seramik 3 üyeli köprü protezlerin kıyaslandığı bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında, metal alt yapılı seramik örneklerin implant-dayanak kompleksi implantındaki diğer yapılarda fiberle güçlendirilmiş kompozit köprülere göre daha fazla stres değerleri gösterdiği bildirilmiştir. Fiberle güçlendirilmiş kompozit köprülerin, implant-kemik arayüzündeki stresleri düşürerek kemik dokudaki kayıpların önüne geçilebileceğini ve normal fizyolojik sınırlarda kemik stimülasyonunun sağlanabileceği sonucuna varılmıştır (Erkmen ve ark., 2011). Daha sert materyallerin deformasyona karşı dirençlerinin yüksek oluşu ve yüksek stres değerleri taşıyabilmesinin, alt yapıya

iletilen stres deęerlerini dūşürebileceęi dūşünülmektedir (Benzing ve ark., 1995; Lambodaran ve ark., 2013).

Biyomekanik özellikler, implant destekli sabit protezlerin başarısında primer role sahiptir. İmplantların çapı, uzunluğu, konumu ve sayısı; üstyapı, implant bileşenleri ve destekleyici kemik üzerindeki stres dağılımında, önemli etkilere sahiptir. Yapılan araştırmalarda, kemik bileşeninin farklı yük koşullarına karşı dinamik ve adaptif yanıtı, mekanik strese karşı verilen kemik cevabı incelenmiştir. Peri implant kemik, periyodik yüklere maruz kalır. Bu yüklerin sayısı, yoğunluğu ve süresi yeterliyse, hasarlı kemiğin çıkarılması için, osteoklastik aktiviteyi uyaran mikroçatlaklar oluşabilir. Yükün yokluğunun veya aşırı yükün implant başarısı için zararlı olup olmadığı henüz belli olmadığından, bu fenomenin mekanizması ve tetiklenmesi için gerekli yük eşiği hala açıklığa kavuşmamıştır (Soncini ve ark., 2002).

En yüksek stres değerlerinin belirlenmesi, kullanılan materyallerin dayanımını değerlendirmek bakımından önemlidir. Kortikal kemiğin en yüksek (ultimate) dayanım kapasitesi, çekme stresleri için 121-135 MPa arasında, basma stresleri için ise 167-205 MPa arasında değişmektedir. Trabeküler kemiğin stresler karşısındaki dayanım kapasitesi daha dūřüktür ve 1-20 MPa arasında değişmektedir. Titanyumun dayanım kapasitesi (endurance limit) 259.9 MPa olarak bildirilmiştir (Clelland ve ark., 1991; Akça ve İplikçioğlu, 2001; Güngör, 2014). Cr- Co bükülme direnci 680-700 MPa arasında değişmektedir (Özen ve ark., 2007). Zirkonya'nın bükülme direnci ise 900-1.200 MPa arasında değişmektedir (Güngör ve ark., 2014; Piconi ve ark., 2014). PEEK'in bükülme direnci ise, 80-120 MPa arasında değişmektedir. (Najeeb ve ark., 2016) Çalışmada elde edilen en yüksek stres değerlerinin, yukarıdaki değerleri aşmadığı görülmüştür.

İmplant destekli protezlerde başarıyı sağlamakta en önemli etken biyomekanik faktörlerin en iyi şekilde sağlanmasıdır. Diş hekimliğinde, implant ve etrafındaki kemikte oluşun stresler, in vivo olarak ölçülememektedir. Bunun için birçok in vitro yöntem geliştirilmiştir. Fotoelastik stres analizleri nitel olarak yeterli olmasına

rağmen nicel olarak yetersizdir ve modellerin yapıldığı materyaller gerçeğe uygun değildir. Gerinim ölçer (strain gauge) yönteminde ise, gerinim ölçerler, boyutlarından dolayı küçük objelerde kullanılamamaktadır. Bu gibi dezavantajlar yüzünden sonlu elemanlar analizi metodu daha popüler hale gelmiş ve daha çok kullanılmaya başlanmıştır. Çünkü bu yöntemle sonuçlar hassas bir şekilde ortaya konmakta ve modeller gerçek yapıya çok daha uygun halde hazırlanmaktadır (Geng ve ark., 2001; Karl ve ark., 2005)

İnan ve ark. (2009) yaptıkları bir çalışmada implant çevresindeki destek kemik dokusunda oluşan kuvvet dağılımını fotoelastisite ve sonlu elemanlar analizi yöntemleri kullanarak değerlendirmişlerdir ve her iki stres analiz yöntemi ile de stres dağılımının değerlendirilebileceğini, fakat sonlu elemanlar analizinin daha detaylı ve kapsamlı bilgi sağladığını belirtmişlerdir. Eraslan ve ark. (2009) porselen ve akrilik rezin materyallerinin çevre kemik dokudaki stres dağılımını 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 sağladığı ve modeldeki tüm yapılarıdaki stres dağılımlarının incelenebilmesine imkan sağladığını bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında da, implantlar, implant çevresindeki kortikal kemik, trabeküler kemik ve implant üstü protez alt yapısında oluşan stresleri değerlendirmek amacıyla sonlu elemanlar analizi tercih edilmiştir.

Sonlu eleman stres analizi; mühendislik problemlerinin çözümünde kullanılan teorik teknik üzerine kurulmuş bir yöntemdir. Diş hekimliğinde ise implant ve kemik dokusuyla ilgili birçok çalışmada kullanılmıştır. Bu çalışmalarda amaç, biyomekanik problemlerin oluşturduğu risk faktörleri bulgularının, klinik olarak değil, biyomühendislik ilkeleri kullanılarak incelenmesidir (İplikçioğlu ve Akça, 2002). Bu analiz sonucu elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için bu değerlerde istatistiksel analiz yapılamamaktadır. Sonuçlar dikkatli bir şekilde incelenir ve yorumlanır. Bu analiz, üç boyutlu yapıların bilgisayar ortamında matematiksel modele dönüştürülmesiyle gerçekleşir.

Sonlu eleman analizlerinin; yüksek derecede doğruluk, düzensiz geometri gösteren karmaşık yapılarıdaki farklı stres durumlarını gösterebilmesi ve farklı mekanik özelliklere sahip objelerin incelenebilmesi gibi avantajları vardır (Karl ve ark., 2009). İki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yönteminin uygulanması kolay, hızlı ve düşük maliyetlidir ancak özellikle karmaşık geometriye sahip yapıların analizinde çok doğru sonuçlar vermeyebilir. Üç boyutlu sonlu eleman analizi kemik dokuda meydana gelen stresi daha gerçekçi ve detaylı gösterdiğinden 2 boyutlu sonlu eleman analizi yönteminin yerini almıştır (Geng ve ark., 2008; Hsu ve Chang, 2010; Soares ve ark., 2012; Assunção ve ark., 2013; Taşkınısel ve Gümüş, 2014; Pesqueira ve ark., 2014; Ramoğlu ve Oğuz, 2014). Bu avantajlar dikkate alındığından, çalışmamızda Algor Fempro 3 boyutlu sonlu eleman analiz programı kullanılmıştır.

Diş hekimliğinde yapılan 3 boyutlu sonlu eleman analizlerinde kemik dokusu; homojen, izotropik ve lineer olduğu varsayılarak modellenmiştir. Aslında kemik dokusu, doğası gereği homojen değildir, değişik bölgelerde farklı özellikler sergileyebilir (non-izotropik) ve üzerine gelen kuvvete karşı gösterdiği deformasyon aynı oranda (non-lineer) olmayabilir (Baggi ve ark., 2008). Bu dezavantajların ortadan kalkması ve gerçeğe daha yakın modelleme yapılabilmesi için, modelleme esnasında manyetik rezonans (MR) ve/veya bilgisayarlı tomografi (CT)'den yararlanılabilir.

Sonlu eleman analizinde incelenecek materyallerin Poisson oranları ve elastisite modülü değerleri belirlenerek bilgisayara aktarılır (Shigley ve Mischke, 1989). Dental implantlarla ilgili yapılacak olan bir çalışmada, kemik, implant, abutment ve üst yapı gibi yapıların Poisson oranları ve elastisite modülleri öncelikle belirlenmelidir. Ancak incelenen kemik dokusunun, kortikal ve spongiyöz kemik dokusuna bağlı olarak, implant, abutment ve üst yapının ise üretildiği malzemelere bağlı olarak bu oranlar değişebilmektedir (Baggi ve ark., 2008).

Sonlu elemanlar analizinde farklı malzemeler için doğru mekanik özelliklerin seçilmesi esastır. Çalışmalar bu konuyu ele almış ve kemiğin elastik özelliklerini

araştırmak için farklı teknikler kullanmıştır (Van Oosterwyck ve ark., 1998; Zyssetve ark., 1999). Poisson oranı kemik için iyi tanımlanmıştır, ancak elastisite modülü farklı çalışmalarda önemli bir farklılık göstermektedir. Kemik, karmaşık, canlı bir dokudur ve sonlu elemanlar analizindeki simülasyonu yaklaşıktır. Bununla birlikte, çeşitli çalışmalarda bildirilen kemik için elastisite modülünün çeşitli tahminleri, değişen kalitede kortikal ve trabeküler kemiklerin karşılaşılabileceği klinik durumları yansıtabilir (Zysset ve ark., 1999). Bundan dolayı sonlu eleman stres analizi uygulanırken, modeller arasında nicelikten ziyade niteliğin ön plana çıktığı karşılaştırmalar yapılmalıdır. Yani; çalışma amacının stresin mutlak değerlerini bildirmek değil, stres seviyelerini karşılaştırmak olmalıdır. Bu nedenle, model parametrelerinde kesin bir seçim gerekli değildir (Zampelis ve ark., 2007). Bu çalışmada tüm modellerdeki stres değerleri de incelenmiş ancak karşılaştırmalar yapılırken stres seviyeleri göz önüne alınarak yorumlar yapılmıştır.

Sonlu eleman analiz yöntemi ile elde edilen modellerde eleman ve düğüm sayısı arttıkça, daha net ve başarılı sonuçlar gözlemlenir (Shigley ve Mischke, 1989). Yapılan çalışmalarda, çoğu zaman tüm mandibula yerine sadece implantları çevreleyen kemik dokusu blok şeklinde modellenmektedir. Bu bölgede düğüm ve eleman sayısı artırılarak, bölgenin en ayrıntılı şekilde modellenmesi sağlanmaktadır (Akawaga ve ark., 2003). Yapılan çalışmalarda, başarılı sonuçlar elde edilebilmek için eleman ve düğüm sayısının en az 30.000-200.000 arasında olması gerektiği vurgulanmıştır (Teixeira ve ark., 1998; Çağlar ve ark., 2006). Bu tez çalışmasında, mandibula bütünüyle değil sadece bir kısmı modellenmiş ve eleman ve düğüm sayısı olarak 35.000-160.000 arası değerler kullanılmıştır.

Birçok sonlu eleman analizi çalışmasında, 3D modelleri kullanarak analizler yapılmaktadır. Genellikle, implantlar, modelleme prosedürünü basitleştirmek için silindir olarak simüle edilirler. Fakat implant ve alveol kemiği arasındaki biyomekanik etkileşimler değerlendirileceğinde, implantların doğru bir şekilde modellenmesi gerektiğini destekleyen bazı çalışmalar vardır (Siegele ve Soltesz, 1989; Petrie ve Williams, 2005; Natali ve ark., 2006). İmplantların düz silindir şeklinde simüle edilmesinin, kemik-implant arabiriminde oluşan stresin hafife

alınmasına yol açabileceği söylenmiştir. Ancak bu tez çalışmasında, implantlar modellenirken detaylandırılmamış, herhangi bir marka kullanılmamış ve jenerik modeller hazırlanmıştır; çünkü bu çalışmada amaç streslerin yoğunlaştığı bölgelere odaklanabilmek ve değerlendirmektir.

Zampelis ve ark. (2007) iki boyutlu sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmada, vidaların modellenmesinin gerekli olmadığını, implant çevresindeki kemiği araştırmak için yapılan çalışmalarda, protetik komponentlerdeki stres dağılımlarını analiz etmek için ayrıntılı bir üst yapı modelinin gerekli olduğunu göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda da, kemikte stresin yoğunlaştığı bölgelere odaklanabilmek için, abutment vidası modellenmemiştir. Fakat Zampelis ve ark. yaptıkları çalışmanın en büyük sınırlayıcısı çalışmada 2D model kullanılması nedeniyle, oblik kuvvetlerin ve bukkal ve lingual streslerin değerlendirilememesidir. Bu tez çalışmasında, 3D modeller kullanılmış, oblik kuvvetler uygulanmış ve oluşan stresler tüm yönüyle değerlendirilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin uygulanması, gerçek durum hakkında bilgi verir fakat sonuçlarının kesin olarak alınmaması gerekmektedir. Bu çalışmada kullanılan tüm modeller; homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edilmiştir. İmplantların kemikle bağlantısının %100 olduğu varsayılmıştır. Kemikle implant arasında hiçbir zaman %100 bağlantının oluşmadığını bildirilmektedir. Siman boşluğu ve özellikleri çalışmayı önemli derecede etkilemeyeceği düşünülerek değerlendirilmemiştir. Abutment ve implant bir bütün olarak varsayılmıştır. Bu nedenle, çalışma sonuçlarını değerlendirirken sonlu elemanlar stres analizinin sınırlamaları akılda bulundurulmalıdır.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

1. Tüm modellerde, yükleme altında stresler, implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaşmıştır.
2. Tüm modellerde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında meydana gelen stresler, trabeküler kemikte meydana gelen streslerden yüksektir.
3. Tüm modellerde, yükleme altında kortikal ve spongiyöz kemikte, minimum asal gerilme değerleri, maksimum asal gerilme değerlerinden daha yüksek bulunmuştur.
4. Tüm modellerde, maksimum asal stresler kemiğin bukkal bölgesinde; minimum asal stresler ise kemiğin lingual bölgesinde yoğunlaşmıştır.
5. İmplantların eğimlendirilmesiyle, kemikte ve implantta oluşan von Mises streslerinde artış gözlenmiş ancak açının arttırılmasıyla; stres değerlerinde giderek azalma görülmüştür.
6. İmplantın boyunun uzatılması ile birlikte implantta oluşan von Mises değerleri azaltmıştır. Kemikte oluşan stresler ise belli bir bölgede artmış, diğer bölgelerde stres değerleri azalmış ve daha iyi bir dağılım göstermiştir.
7. Üstyapıda kullanılan materyaller, implant ve kemikte oluşan stresleri etkilememiştir.
8. Daha rijit üstyapı materyallerinde, daha az von Mises stresleri oluşmuştur ve bu stresler genellikle altyapının kole bölgesinde yoğunlaşmıştır.
9. PEEK materyali, daha düşük elastik modüle sahip olduğundan yükleme esnasında oluşan stresler, diğer materyallere kıyasla oldukça düşük değerlerde görülmüştür. Materyalde oluşan von Mises stresleri incelendiğinde; PEEK'i, titanyum, Cr-Co ve daha sonra zirkonyum izlemiştir.
10. Cr-Co ve Zirkonya altyapılarda yükleme esnasında benzer stres yoğunlaşmaları ve değerleri görülmüştür.
11. implant üst yapısı olarak kullanılacak materyalin, implantta oluşan stres üzerine etkisi olmamıştır. Ancak; protetik komplikasyonların önlenmesi için rijid materyallerin kullanımının etkili olduğunu görülmüştür.

Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde; implantların eğimli yerleştirildiğinde ve üst yapı ile splintlendiğinde, implant ve kemikte oluşan streslerin anlamlı derecede etkilemediğini gösterilmiştir. Ayrıca, implantların eğimli yerleştirilmesi, daha uzun implantların kullanımına da izin vermektedir. Bu nedenle özellikle madibula posterior bölgede, alveolar sinirin yüzeyleşmesi gibi anatomik kısıtlamaların bulunduğu durumlarda, implant tedavisi planlanması sırasında kısa implantların kullanılması yerine, implantların eğimli yerleştirilebileceği düşünülmelidir. İmplantların eğimli yerleştirilmesiyle; daha fazla antero-posterior mesafe sağlanması ve daha uzun implantların kullanılabilmesi uzun dönemde implant başarısı sağlamaktadır.

Çalışmamızın sonuçları göz önüne alındığında; implant üstü protezler planlanırken, kullanılacak materyalin protetik komplikasyonları önlemede oldukça önemli olduğu vurgulanmıştır. Kullanılan üst yapı materyali, implant ve kemikte oluşan stresleri etkilememektedir. İmplant üstü protezlerde kullanılacak üst yapı materyalinin, yüksek elastik modülüne sahip olmasının biyomekanik açıdan çok daha uygun olduğu görülmüştür. Çünkü elastik modülü düşük olan materyallerde, stres değerlerinin daha düşük gözlenmesine karşın, bu durumun materyalin deformasyonuna sebep olduğu görülmektedir. Bu nedenle üstyapı planlanırken, oluşan streslerin daha düzgün dağıtılması ve daha etkili yük transferi sağlanabilmesi için, üstyapının implantları splintleyecek şekilde hazırlanması ve elastik modülü yüksek rijit bir materyal seçilmesi uygun olacaktır.

ÖZET

İmplantların Farklı Açılarla Yerleştirilmesiyle, Uzunluklarının Arttırılmasının; Kemik, İmplant ve Üst Yapıda Oluşacak Stresler Üzerine Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle İncelenmesi.

Günümüzde; sabit protezlerin kullanım performanslarının daha üstün olması ve hareketli protezlerdeki performans sorunları, tam dişsizlik sonucu oluşan anatomik değişiklikler sebebiyle implant destekli protezler tedavi seçenekleri arasında oldukça önemli bir yere sahiptir. Ancak kimi zaman implant için mesafenin yetersiz olduğu anatomik sınırlamalar veya osseointegrasyonda problem yaşanan durumlar, implant başarısızlıklarına da neden olmaktadır. Bu nedenle son yıllarda, kemik yüksekliğinin yetersiz olduğu bölgelerde implantların eğimli yerleştirilmesi sıklıkla kullanılmaya başlanmış ve oldukça başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Bu tez çalışmasının amacı; farklı açılarla yerleştirilmiş implantlar ve farklı üst yapılar kullanılarak, fonksiyonel kuvvetleri altında kemikte oluşan stresleri, aynı zamanda implantların eğimli yerleştirilerek uzunluğunun arttırılmasının, oluşan stres dağılımına etkisini 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirmektir.

Bu tez çalışmasında; aynı çap ve boya sahip (4 mm×8 mm) üç adet implant, alt çene kanin, ikinci premolar ve ikinci molar diş bölgesine yerleştirilmiş, ayrı bir modelde de 10 mm uzunluğa sahip implantlar kullanılmıştır. İmplantlar öncelikle aksiyal eksene dik olarak yerleştirilmiş, daha sonra aksiyal eksenle her seferinde açı 6° artacak şekilde, birbirlerine göre paralellikleri bozulmadan, distal yönde açılarak, 7 farklı çalışma modeli elde edilmiştir. 8. çalışma modelinde implantların açısı değiştirilmemiş ve 10 mm uzunluğundaki implantlar kullanılmıştır. İmplantların üzerine farklı üst yapı materyalleri ile yapılan köprü restorasyonlarının stres dağılımına etkisi de incelenmiştir. Üst yapılar hazırlanırken, Cr-Co, zirkonyum, titanyum ve polietilenereterketon (PEEK) materyalleri kullanılmıştır. Üst yapılarla belirli noktalardan oblik kuvvetler uygulanmıştır.

Elde edilen sonuçlar incelendiğinde implantların eğimli yerleştirilmesinin kemikte oluşan gerilme ve sıkışma kuvvetlerini anlamlı derece arttırmadığı ve eğim açısı arttıkça implant ve çevresindeki kemikte oluşan streslerin azaldığı görülmektedir. İmplantın uzunluğunun arttırıldığı modelde ise; kemikte stresler bir bölgeye yoğunlaşmış ancak diğer bölgelerde azalarak daha homojen bir dağılım göstermiştir. İmplantlardaki von Mises değerlerinde ise azalma görülmüştür. Üst yapıda kullanılan materyallerin farklılığı kemik ve implantta oluşan von Mises streslerinde anlamlı değişikliklere neden olmamıştır. Materyallerde oluşan von Mises stresler incelendiğinde; Cr-Co ve Zr da oluşan stres değerleri ve yoğunlukları birbirine benzerdir. Ti materyalinde stres konsantrasyonu azalmış, PEEK materyalinde ise oldukça az görülmüştür. Bunun nedeni ise her materyalin farklı elastik modülüne sahip olması ve kuvvet altında farklı cevap göstermesidir.

Anahtar Kelimeler: 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi, Dental İmplant, Eğimli İmplant, PEEK, Cr-Co, Zirkonyum, Titanyum.

SUMMARY

Investigation of the Effect of the Replacement of Implants in Different Angles and Extending Their Length on the Stress that Would Occur in the Bone, the Implant and the Superstructure Using the Finite Element Stress Analysis.

At the present time, implant-supported denture prostheses are significant treatment options due to superior functional performance of lives partial denture and performance problems in removable prosthesis, and anatomical changes caused by complete lose teeth. However, anatomical limitations such as insufficient height for the implant or osseointegration problems may cause implant failures. Thus, in recent years, the inclined replacement of implants in areas where bone height is insufficient, has been frequently used and achieved successful results. The purpose of the present dissertation is to assess the stress that occurs in the bone under functional loading using implants placed with different angles and using different superstructures, and the effect of inclined implant placement and extending implant length on stress distribution using three dimensional finite elements stress analysis.

In the present dissertation, three implants with the same diameter and length (4 mm × 8 mm), were replaced in the mandibular canine, second premolar and second molar tooth regions, and in a separate model, implants with 10 mm length were used. The implants were first replaced perpendicular to the axial line and then inclined in the distal direction preserving their parallelism increasing 6 ° at each step, forming 7 different study models. In the 8th study model, the implant angles were kept constant and 10 mm long implants were used. The effect of restorations conducted with different superstructure material on the stress distribution was also investigated. Cr-Co, zirconium, titanium and polyetheretherketone (PEEK) material were used to prepare the superstructures. Oblique forces were applied to the superstructures at certain points.

Study findings demonstrated that the inclined implant replacement did not significantly increase the stress and compressive forces on the bone, and the stress on the bone around the the implant decreased as the inclination angle increased. On the other hand, in the model where the implant length was increased, it was observed that stress was concentrated in one region st the bone, besides it decreased at the other regions and displayed more homogeneous distribution. The implant's von Mises values decreased. The difference in the superstructure material did not result in significant changes in von Mises stress at bone and the implants. Analysis of material's von Mises stresses demonstrated that the stress magnitude and density were similar for Cr-Co and Zr. Stress concentrations were lower in the titanium material and lowest stress concentrations was observed with the PEEK material. This was due to the fact that each material has different elastic modulus and respond differently under force.

Key Words: 3D Finite Elements Stress Analysis, Dental Implant, Tilting Implant, PEEK, Cr-Co, Zirconium, Titanium

KAYNAKLAR

- ACAR, A., İNAN, Ö. (2001). İmplant destekli protezlerde okluzyon. *Cumhuriyet Üni. Diş Hek. Derg.*, **4(1)**: 52-56.
- ADIGÜZEL, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme. *Dicle Diş. Hek. Derg.*, **11**: 18-23.
- AGLIARDI, E., PANIGATTI, S., CLERICO, M., VILLA, C., MALO, P. (2010). Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: Interim results of a single cohort prospective study. *Clin. Oral Impl. Res.*, **21(5)**: 459-465.
- AKAWAGA, Y., SATO, Y., TEIXERIA, E.R., SHINDOI, N., WADAMOTO, M. (2003). A mimic osseointegrated implant for three-dimensional finite element analysis. *J. Oral Rehabil.*, **30**: 41-45.
- AKÇA, K., AKKOCAOĞLU, M., CÖMERT, A., TEKDEMİR, İ., ÇEHRELİ, M. C. (2005). Human ex vivo bone tissue strains around immediately loaded implants supporting maxillary overdentures. *Clin. Oral Impl. Res.*, **16(6)**: 715-722.
- AKÇA, K., İPLİKÇİOĞLU, H. (2001). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **16(5)**: 722-730.
- AKPINAR, I., DEMİREL, F., PARNAS, L., ŞAHİN, S. (1996). A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. *Quintessence Int.*, **27**: 11-17.
- AL JABBARI, Y. S., KOUTSOUKIS, T., BARMAGADAKI, X., ZINELIS, S. (2014). Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co–Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dent. Mater.*, **30(4)**: 79-88.
- ALBREKTSSON, T. (1988). A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J. Prosthet. Dent.*, **60(1)**: 75-84.
- ALBREKTSSON, T., BRANEMARK, P. I., HANSSON, H., LINDSTROM, J. (1981). Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-

- lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta. Orthop. Scand.*, **52(2)**: 155-170.
- ALBREKTSSON, T., ZARB, G., WORTHINGTON, P., ERIKSSIN, A.R., (1986). The long term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **1**: 11-25.
- APARICIO, C., PERALES, P., RANGERT, B. (2001). Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, **3(1)**: 39-49.
- ASSIF, D., MARSHAK, B., HOROWITZ, A. (1996). Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported partial denture. *J. Prosthet. Dent.*, **75**: 285-291.
- ASSUNCAO, W.G., GOMES, E.A., DELBEN, J.A., RIBEIRO, R.F., BARAO, V.A.R. (2013). FEA in dentistry: a useful tool to investigate the biomechanical behavior of implant supported prosthesis. INTECH Open Access Publisher. <http://www.researchgate.net/publication/256445251>
- ASSUNCAO, W.G., GOMES, E.A., BARAO, V.A.R., DELBEN, J.A., TABATA, L.F., DE SOUSA, E.A. (2010). Effect of superstructure materials and misfit stress distribution in a single implant-supported prosthesis: A finite element analysis. *J. Craniofac. Surg.*, **21(3)**: 689-695.
- BABBUSH, C. A., KUTSKO, G. T., BROKLOFF, J. (2011). The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *J. Oral Implantol.*, **37(4)**: 431-445.
- BAGGI, L., CAPPELLONI, I., GIROLAMA, M.D., MACERI, F., VAIRO, G. (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *J. Prosthet. Dent.*, **100**: 422-431.
- BAYER, S., KOMOR, N., KRAMER, A., ALBRECHT, D., MERICSKE-STERN, R., ENKLING, N. (2012). Retention force of plastic clips on implant bars: A randomized controlled trial. *Clin. Oral Impl. Res.*, **23(12)**: 1377-1384.
- BEER, F.P., JOHNSTON, E.R. (1992). Mechanics of Materials. 2nd Edition London: McGraw-Hill Book Co., Chapter 2.

- BELLINI, C. M., ROMEO, D., GALBUSERA, F., AGLIARDI, E., PIETRABISSA, R., ZAMPELIS, A., FRANCETTI, L. (2009a). A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. *Int. J. Prosthodont.*, **22(2)**: 155-157.
- BELLINI, C. M., ROMEO, D., GALBUSERA, F., TASCHIERI, S., RAIMONDI, M. T., ZAMPELIS, A., FRANCETTI, L. (2009b). Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: A biomechanical study *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **24(3)**: 511-517.
- BENZING, U.R., GALL, H., WEBER, H. (1995). Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **10**: 188-198.
- BEVILACQUA, M., TEALDO, T., PERA, F., MENINI, M., MOSSOLOV, A., DRAGO, C., PERA, P. (2008). Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int. J. Prosthodont.*, **21(6)**: 539-542.
- BHARDWAJ, S., SRIVASTAVA, R., PALEKAR, U., CHOUKSE, V. (2014). The “All-on-four” immediate function concept: A review. *National Journal of Dental Sciences Research*, **2(1)**: 78-81.
- BIDEZ, M. W., MISCH, C. E. (1992). Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent.*, **1(4)**: 289-294.
- BINON, P. P. (2000). Implants and components: entering the new millennium. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **15(1)**: 76-94.
- BLOCK, M. S., DELGADO, A., FONTENOT, M. G. (1990). The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **48(2)**: 174-178.
- BLOCK, M. S., GARDINER, D., KENT, J. N., MISIEK, D. J., FENGER, I. M., GUERRA, L. (1996). Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **11(5)**: 626-633.

- BOECKLER, A. F., LEE, H., STADLER, A., SETZ, J. M. (2009). Prospective observation of CAD/CAM titanium ceramic single crowns: A three-year follow up. *J. Prosthet. Dent.*, **102(5)**: 290-297.
- BOSCHIAN-PEST, L., GUIDOTTI, S., PIETRABISSA, R., GAGLIANI, M. (2006). Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J. Oral Rehabil.*, **23**: 690-697.
- BRANEMARK, P. I. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw, Experience from a 10-year period. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.*, **1**: 1-132.
- BRANEMARK, P.I., GRANDAHL, K., OHRNELL, L.O. (2004). Zygomofixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: Technique and long-term results. *Scand. J. Plast. Reconst. Surg. Hond. Surg.*, **38**: 70-85.
- BRANEMARK, P.I., ZARB, G., ALBREKTSSON, T. (1985). Tissue integrated prostheses. *Chicago: Quintessence.*
- BRAUN, S., BANTLEON, H.P., HNAT, W.P., FREUDENTHALER, J. W., MARCOTTE, M. R., JOHNSON, B. E. (1995). A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *Angle Orthod.*, **65(5)**: 367-372.
- BUSER, D., NYDEGGER, T., HIRT, H. P., COCHRAN, D. L., NOLTE, L. P. (1998). Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **13**: 611- 619.
- CALANDRIELLO, R., TOMATIS, M. (2005). Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective 1-year clinical study. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, **7**: 1-12.
- CANAY, Ş., HERSEK, N., AKPINAR, I., AŞIK, Z. (1996). Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence int.*, **27(9)**: 591-598
- CAPELLI, M., ZUFFETTI, F., DEL FABBRO, M., TESTORI, T. (2007). Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **22(4)**: 639-644

- CARR, A. B., LANEY, W.R. (1987). Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **2(2)**: 101-108.
- CHANG, C. H., CHEN, C. S., HSU, M. L., DENT, M. (2010). Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: A three-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **25**: 295-304.
- CHUN H. J., CHEANG S. Y., HAN J. H., HEO S. J., CHUNG J. P., RHYU I. C., CHOI Y. C., BAIK H. K., KU, Y., KIM H. (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J. Oral Rehabil.*, **29**: 565-574.
- CLELLAND, N., ISMAIL, Y. H., ZAKI, H. S., PIPKO, D. (1991). Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.*, **6(4)**: 391-398.
- COCHRAN, D. L. (2000). The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI dental implant system: A consensus report. *Clin. Oral Impl. Res.*, **11**: 33-58.
- CORDIOLI, G., MAJZOUB, Z., PIATTELLI, A., SCARANO, A. (2000). Removal torque and histomorphometric investigation of 4 different titanium surfaces: An experimental study in the rabbit tibia. *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.*, **15**: 668-674.
- COSTA-PALAU, S., TORRENTS-NICOLAS, J., BRUFAU-DE BARBERA, M., CABRATOSA-TERMES, J. (2014). Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: A clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, **112(3)**: 680-682.
- CRAIG, R.G., O'BRIEN, W. J., POWERS, J. M. (1996). *Dental Materials*. 6th Edition. St. Louis, Missouri: Mosby, pp: 10-26.
- CRESPI, R., VINCI, R., CAPPARE, P., ROMANOS, G. E., GHERLONE, E. (2012). A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the "all on four" immediate function protocol. *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.*, **27(2)**: 428-434.

- ÇAĞLAR, A., AYDIN, C., ÖZEN, J., YILMAZ, C., KORKMAZ, T. (2006) Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.*, **21(1)**: 36-44
- ÇİFTÇİ, Y., CANAY, S. (2001). Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *Int. J. Prosthodont.*, **14(5)**: 406-411.
- DAS NEVES, F. D., FONES, D., BERNARDES, S. R., DO PRADO, C. J., NETO, A. J. F. (2006). Short implants: An analysis of longitudinal studies. *Int. J. Oral Maxillofac. Impl.*, **21(1)**: 86-93
- DAVARPANA, M., MARTINEZ, H., KEBIR, M., TECUCIANU, J. F. (2003). *Clinical Manual of Implant Dentistry*. 1th Edition London: *Quintessence Publishing*, 37-56.
- DE VICO, G., BONINO, M., SPINELLI, D., SCHIAVETTI, R., SANNINO, G., POZZI, A., OTTRIA, L. (2011). Rationale for tilted implants: FEA considerations and clinical reports. *ORAL & implantology*, **4(3/4)**: 23-33.
- DEAN, J. S., THROCKMORTON, G.S., ELLIS, E., SINN, D. P. (1992). A preliminary study of maximum voluntary bite force and jaw muscle efficiency in pre-orthognathic surgery patients. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, **50(12)**: 1284-1288.
- DEL FABBRO, M., BELLINI, C. M., ROMEO, D., FRANCETTI, L. (2012). Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: A systematic review. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, **14(4)**: 612-621.
- DENRY, I., KELLY, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dent. Mater.*, **24**: 299-307.
- DETOLLA, D. H., ANDREANA, S., PATRA, A., BUHITE, R., COMELLA, B. (2000). The role of the finite element model in dental implants. *J. Oral Implantol.*, **26**: 77-81.
- DOBLARE, M., GARCIA, J. M. (2003). On the modelling bone tissue fracture and healing of the bone tissue. *Acta Cient Venez*, **54(1)**: 58-75.
- DUYCK, J., RONOLD, H. J., VAN OOSTERWYCK, H., NAERT, I., VANDER SLOTEN J., ELLINGSEN, J. E. (2001). The influence of static and dynamic

- loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: An animal experimental study¹. *Clin. Oral Impl. Res.*, **12(3)**: 207-208.
- ENGLISH, C. (1990). An overview of implant hardware. *J. Am. Dent. Assoc.*, **121(3)**: 360-366
- ENGLISH, C., BAHAT, O., LANGER, B., SHEETS, C. G. (2000). What are the clinical limitations of wide diameter (4 mm or greater) root-form endosseous implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **15(2)**: 293-296.
- ERASLAN, O., İNAN, O., ESKİTAŞÇIOĞLU, G. (2009) The effect of artificial tooth materials on stress distribution in complete dentures. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, **15(2)**: 81-86.
- ERASLAN, O., İNAN, O., SEÇİLMİŞ, A. (2010). The effect of framework design on stress distribution in implant-supported FPDs: A 3-D FEM Study. *Eur. J. Dent.*, **4(4)**: 374-382.
- ERKMEN, E., MERİÇ, G., KURT, A., TUNÇ, Y., ESER, A. (2011). Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: A 3-D FEA study. *J. Mech. Behav. Biomed. Mat.*, **4(1)**: 107-116.
- ERSOY, A. E. (2015) Tam Seramik Restorasyonlar. *Diş Hekimliğinde Sabit Protezler*, Yenışehir, ANKARA: Akademisyen Kiatbevi Yayın ve Dağıtım ve Pazarlama A.Ş., 103-116.
- ETTINGER, R. L., SPIVEY, J. D., HAN, D. H., KOORBUSCH, G. F. (1993). Measurement of the interface between bone and immediate endosseous implants: A pilot study in dogs. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **8(4)**: 420-427.
- FAVOT, L.M., BERRY-KROMER, V., HABOUSSİ, M., THIEBAUD, F., ZINEB, T.B. (2014). Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behaviour of a rehabilitated edentulous mandible. *J. Dent.*, **42(3)**: 287-297.
- FERREIRA, M.B., BARAO, V.A., FAVERANI, L.P., HIPOLITO, A. C., ASSUNCAO, W. G. (2014). The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures: A CT-

- based 3D-FEA. *Materials Science and Engineering. C, Materials for Biological Applications*, **35**: 92-99.
- FRANCETTI, L., AGLIARDI, E., TESTORI, T., ROMEO, D., TASCHIERI, S., FABBRO, M. D. (2008). Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, **10(4)**: 255-263.
- FRANCETTI, L., ROMEO, D., CORBELLA, S., TASCHIERI, S., DEL FABBRO, M. (2012). Bone level changes around axial and tilted implants in full-arch fixed immediate restorations: In term results of a prospective study. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, **14(5)**: 646-654.
- FROST, H. M. (1994). Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod.*, **64**: 1775-1788.
- FROST, H.M. (2004). A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod.*, **74(1)**: 3-15.
- GALINDU, D. F., BUTURA, C. C. (2012). Immediately loaded mandibular fixed implant prostheses using the all-on-four protocol: a report of 183 consecutively treated patients with 1 year of function in definitive prostheses. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.*, **27**: 628-633.
- GALLOZA, A., TORRES, J. J., VARGAS, V. M., VEGA, O. M. (2004). Biomechanics of implants and dental materials. *Applications of Engineering Mechanics in Medicine*, **5**: 1-17.
- GEMALMAZ, D. (2003). Marmara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi 4. Sınıf Protez Ders Notları, İstanbul
- GENG, J. P., TAN, K. B., LIU, G. R. (2001). Application of finite element analysis in Implant Dentistry: a review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, **85(6)**: 585-598.
- GENG, J., YAN, W., XU, W. (2008). Application of the finite method in implant dentistry. *Springer Science and Business Media*, 1-61.
- GLANTZ, P. O., RANGERT, B., SVENSSON, A., STAFFORD, G. D., AMVIDARSON, B., RANDOW, K., LINDEN, U., HULTEN, J. (1993). On clinical loading osseointegrated implants: A methodological and clinical study. *Clin. Oral Implants Res.*, **4**: 99-105.

- GOMES, E. A., BARAO, V. A. R., ROCHA, E. P., DE ALMEIDA, E. O., ASSUNCAU, W. G. (2011). 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. Implant.*, **26(6)**: 1202-1209.
- GOTFREDSSEN, K., BERGLUNDH, T., LINDHE, J. (2000). Anchorage of titanium implants with different surface characteristics: An experimental study in rabbits. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, **2(3)**: 120–128.
- GOTFREDSSEN, K., BERGLUNDH, T., LINDHE, J. (2001). Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load of different duration: A study in the dog (III). *Clin. Oral Implants Res.*, **12(6)**: 552-558.
- GRACIS, S. E., NICHOLLS, J. I. (1991). Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int. J. Prosthodont.*, **4**: 282-291.
- GRANDI, T., GUAZZI, P., SAMARANI, R., GRANDI, G. (2012). Immediate loading of four (All-on-four) post-extractive implants supporting mandibular cross-arch fixed prostheses: 18-month follow-up from a multicentre prospective cohort study. *Eur. J. Oral Implantol.*, **5(3)**: 277-285.
- GUAN, H., STADEN, R.V., LOO, Y.C., JOHNSON, N., IVANOVSKI, S., MEREDITH, N. (2009). Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: A finite element study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **24**: 866-876.
- GÜNGÖR, M. (2014). Maksiller anterior bölgeye uygulanan değişik zirkonyum implant destekli protezlerde abutment, implant ve implant çevre dokuda oluşan stres dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi (Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi).
- HAACK, J. E., SAKAGUCHI, R. L., SUN, T., COFFEY, J. P. (1995). Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **10(5)**: 529-36.
- HALLMAN, M. (2001). A prospective study of treatment of severely resorbed maxillae with narrow nonsubmerged implants: results after 1 year of loading. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.*, **16(5)**: 731-736.

- HARRIS, B.W. (1990). A new technique for the subperiosteal implant. *J. Am. Dent. Assoc.*, **121(3)**: 422- 424.
- HELLDEN, L. B., DERAND, T., JOHANSSON, S., LINDBERG, A. (1999). The CrescoTi Precision method: description of a simplified method to fabricate titanium superstructures with passive fit to osseointegrated implants. *J. Prosthet. Dent.*, **82(4)**: 487-491.
- HERMANN, I., LEKHOLM, U., HOLM, S., KULTJE, C. (2005). Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **20(2)**: 220-230.
- HIMMLOVA, L., DODTALOVA, T., KACOVSKY, A., KONVICKOVA, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J. Prosthet. Dent.*, **91**: 20-25.
- HINZE, M., THALMAIR, T., BOLZ, W., WACHTEL, H. (2010). Immediate loading of fixed provisional prostheses using four implants for the rehabilitation of the edentulous arch: a prospective clinical study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **25(5)**: 1011-1018.
- HJERPPE, J., VALLITTU, P. K. (2009). Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dent. Mat.*, **25**: 166-171.
- HO, C. K. (2012). Implant rehabilitation in the edentulous jaw: The “All-on-four” immediate function concept. *Australasian Dental Practice*, **23(2)**: 138-148
- HOBKIRK, J. A., PSARROS, J. (1992). The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant supported prostheses. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **7**: 345-352.
- HSU, N. L., CHANG, C. L. (2010) Application of finite element analysis in dentistry. In *Yech*, 978-953. <http://www.intechopen.com/>
- HUSSEIN, M. O., RABIE, M. E. (2015). Three-dimensional nonlinear contact finite element analysis of mandibular All-on-4 design. *J. Oral Implantol.*, **41(2)**: 12-18.
- İPLİKÇİOĞLU, H., AKÇA, K. (2002). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J. Dent.*, **30(1)**: 41-46.

- ISHIGAKI, S., NAKANO, T., YAMADA, S., NAKAMURA, T., TAKASHIMA, F. (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin. Oral Implants Res.*, **14(1)**: 97-102.
- ITO, M., NISHIDA, A., KOGA, A., IKEDA, S., SHIRAISHI, A., UETANI, M., HAYASHI, K., NAKAMURA, T. (2002). Contribution of trabecular and cortical components to the mechanical properties of bone and their regulating parameters. *Bone*, **31(3)**: 351-358.
- IVANOFF, C. J., GRONDAHL, K., SENNERBY, L., BERGSTROM, C., LEKHOLM, U. (1999). Influence of variations in implant diameters: a 3 to 5year retrospective clinical report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **14(2)**: 173-180.
- İNAN, M., SÖNMEZ, F. (1998). Cisimlerin Mukavemet.6. Baskı İstanbul Üniversitesi İTÜ Vakfı, sy. 2-25, İstanbul.
- İNAN, Ö., SEVİMAY, M., ERASLAN, O., ESKİTAŞÇIOĞLU, G. (2009). Comparison of finite element and photoelastic stress analysis methods. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, **15(2)**: 93-101.
- JACQUES, L. B., MOURA, M. S., SUEDAM, V., SOUZA, E. A. C., RUBO, J. H. (2009). Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported prostheses. *Clin. Oral Implants Res.*, **20(7)**: 737-741.
- JORNEUS L., JEMT T., CARLSSON, L. (1992). Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **7(3)**: 353-359.
- KANIE, T., NAGATA, M., BAN, S. (2004). Comparison of the mechanical properties of 2 prosthetic mini-implants. *Implant Dent.*, **13(3)**: 251-256.
- KARABUDAK, F., ZAMANLOU, H., YEŞİLDAL, R., BAYINDIR, F., ŞEN, S. (2014). Düz ve açılı abutmentlere sahip titanyum ve zirkonyum dental implantların gerilme analizlerinin karşılaştırılması. *Engineer and the Machinery Magazine*, **(652)**: 34-42.
- KARL, M., DICKINSON, A., HOLST, S., HOLST, A. (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic

- examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.*, **17**: 50-57
- KARL, M., ROSCH, S., GRAEF, F., TAYLOR, T. D., HECKMANN, S. M. (2005). Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. *J. Prosthet. Dent.*, **93(4)**: 324-330.
- KHATAMI, A. H., SMITH, C. R. (2008). "All-on-Four" immediate function concept and clinical report of treatment of an edentulous mandible with a fixed complete denture and milled titanium framework. *J. Prosthodont.*, **17(1)**: 47-51.
- KITAMURA, E., STEGAROIU, R., NOMURA, S., MIYAKAWA, O. (2004). Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin. Oral Implants Res.*, **15**: 401-412.
- KREKMONOV, L., KAHN, M., RANGERT, B., LINDSTORM, H. (2000). Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant*, **15**: 404-414.
- KUROE, T., CAPUTO, A. A., OHATA, N., ITOTH, H. (2001). Biomechanical effects of cervical lesion and restoration on periodeontally comprised teeth. *Quintessence*, **32**: 111-118.
- KURTZ, S. M., DEVINE, J. N. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, **28(32)**, 4845-4869.
- LAMBODARAN, G., CHANDER, N.G., VASANTAKUMAR, M. (2013). Finite element stress analysis on the influence of cuspal angle and superstructure materials in an implant-supported prosthesis. *Indian Journal of Dental Research: Official Publication of Indian Society for Dental Research*, **24(4)**: 423-427
- LAN, T. H., HUANG, H. L., WU, J. H., LEE, H. E., WANG, C. H. (2008). Stress analysis of different angulations of implant installation: the finite element method. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, **24(3)**: 138-143.
- LAN, T. H., PAN, C. Y., LEE, H. E., HUANG, H. L., WANG, C. H. (2010). Bone stress analysis of various angulations of mesiodistal implants with splinted

- crowns in the posterior mandible: a three-dimensional finite element study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **25(4)**: 763-770
- LANGER, B., LANGER, L., HERRMANN, I., JORNEUS, L. (1993). The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **8(4)**: 400-408.
- LAUTENSCHLAGER, E. P., MONAGHAN, P. (1993). Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int. Dent. J.*, **43(3)**: 245-253.
- LEE, J. H., FRIAS, V., LEE, K. W., WRIGHT, R. F. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J. Prosthet. Dent.*, **94(4)**: 377-381.
- LEE, J., KIM, Y. S., KIM, C. W., HAN, J. S. (2002). Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J. Prosthet. Dent.*, **88(4)**: 402-408.
- LEE, W. T., KOAK, J. Y., LIM, Y. J., KIM, S. K., KWON, H. B., KIM, M. J. (2012). Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J. Biomed. Mater. Res. B App. Biomater.*, **100(4)**: 1044-1052.
- LEKHOLM, U., ZARB, G. A. (1985). Patient selection and preparation. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. *Quintessence*, 199-209.
- LI, T., HU, K., CHENG, L., DING, Y., SHAO, J., KONG, L. (2011). Optimum selection of dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality: a 3D finite element analysis. *App. Math. Modelling.*, **35**: 446-456.
- LIN, C. L., KUO, Y. C., LIN, T. S. (2005). Effects of dental implant length and bone quality on biomechanical responses in bone around implants: A 3-D non-linear finite element analysis. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, **17(01)**: 44-49.
- LINDHE, J., LANG, N., KARRING, T. (2009). Clinical Periodontology and Implant Dentistry. 5th Edition, Iowa USA: Blackwell Munkigaard., Chapter 1.
- LINKOV, L., CHERCHEVE, R. (1970). Theories and Techniques of Oral Implantology. St. Louis, CV Mosby CO.

- LUBAR, R., KATIN, R. A. (1990). Implant systems incorporating the hollow-basket concept. *J. Am. Dent. Assoc.*, **121(3)**: 384-390
- LUM, L. B. (1991). A biomechanical rationale for the use of short implants. *J. Oral Implantol.*, **17(2)**: 126-131.
- MAEKAWA, M., KANNO, Z., TAKAHIRO, W. A. D. A., HONGO, T., HANAWA, T., MOTOHİRO, U. O. (2015). Mechanical properties of orthodontic wires made of super engineering plastic. *Dent. Mater. J.*, **34(1)**: 114-119.
- MAGNE, P., VERSLUIS, A., DOUGLAS, W.H. (1999). Rationalization of incisor shape: experimental-numerical analysis. *J. Posthet. Dent.*, **81(3)**: 345-355.
- MALHOTRA, A. O., PADMANABHAN, T. V., MOHAMED, K., NATARAJAN, S., ELAVIA, U. (2012). Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. *Aust. Dent. J.*, **57(4)**: 440-445.
- MALO, P., DE ARAUJO NOBRE, M. (2011). Implants (3.3 mm diameter) for the rehabilitation of edentulous posterior regions: A retrospective clinical study with up to 11 years of follow-up. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, **13(2)**: 95-103.
- MALO, P., DE ARAUJO NOBRE, M., PETERSSON, U., WİGREN, S. (2006). A pilot study of complete edentulous rehabilitation with immediate function using a new implant design: Case series. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, **8(4)**: 223-232.
- MALO, P., NOBRE, M. D. A., LOPES, A. (2012). Immediate rehabilitation of completely edentulous arches with a four-implant prosthesis concept in difficult conditions: An open cohort study with a mean follow-up of 2 years. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **27(5)**: 1177-1190
- MALO, P., RANGERT, B., NOBRE, M. (2003). "All on four" immediate-function concept with the Branemark system implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, **5(Suppl1)**: 2-9.
- MALO, P., RANGERT, B., NOBRE, M. (2005). "All on four" immediate-function concept with the Branemark system implants for completely edentulous

- mandibles: A 1 year retrospective clinical study. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, **5(Suppl1)**: 88-94.
- MANICONE, P. F., IOMMETTI, P. R. (2007). An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J. Dent.*, **35**: 819-826.
- MARTIN, W.C., WOODY, R. D., MILLER B. H., MILLER, A.W. (2001). Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J. Prosthet. Dent.*, **86(1)**: 24-32.
- MAURER, P., HOLWEG, S., KNOLL, W.D., SCHUBERT, J. (2002). Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.*, **40**: 76-83.
- MEIJER, H.J., KUIPER, J.H. (1992). Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J. Prosthet. Dent.*, **68**: 96-102.
- MERICSKÉ-STERN, R., GRUTTER, L., ROSCH, R., MERICSKÉ, E. (2001). Clinical evaluation and prosthetic complications of single tooth replacements by non-submerged implants. *Clin. Oral Implants Res.*, **12**: 309-318.
- MISCH C. E. (1999). Contemporary implant dentistry. 2nd ed. St. Louis- USA. Mosby Year Book-Inc.
- MISCH, C. E. (1993). Contemporary Implant Dentistry. St. Louis: Mosby.
- MISCH, C. E. (2005). Dental Implant Prosthetics. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.
- MISCH, C. E. (2008). Contemporary Implant Dentistry. Third Edition. St. Louis: Mosby Elsevier.
- MISCH, C. E., BIDEZ, M. W. (1994). Implant-protected occlusion: A biomechanical rationale. *Compendium*, **15(11)**: 1330-1334
- MORI, T., JEAN-LOUIS, M., YABUGAMI, M., TOGAYA, T. (1994). The effect of investment type on the fit of cast titanium crowns. *Aust. Dent. J.*, **39(6)**: 348-352.
- MORNEBURG, T. R., PROSCHEL, P. A. (2002). Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int. J. Prosthodont.*, **15**: 20-27.

- MOZZATI, M., ARATA, V., GALLESIO, G., MUSSANO, F., CAROSSA, S. (2013). Immediate postextractive dental implant placement with immediate loading on four implants for mandibular-full-arch rehabilitation: A retrospective analysis. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, **15(3)**: 332-340.
- NACONECY, M. M., GEREMIA, T., CERVIERI, A., TEIXEIRA, E. R., SHINKAI, R. S. (2010). Effect of the number of abutments on biomechanics of Branemark prosthesis with straight and tilted distal implants. *J. App. Oral Sci.*, **18(2)**: 178-185.
- NAFEMS, A. (1992). Finite Element Primer. *Glasgow, UK*.
- NAJEEB, S., ZAFAR, M. S., KHURSHID, Z., SIDDIQUI, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J.Prosthodont. Res.*, **60(1)**: 12-19.
- NATALI, A. N. (2003). Dental Biomechanics. London, Taylor & Francis.
- NATALI, A. N., PAVAN, P. G., RUGGERO, A. L. (2006). Analysis of bone–implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin. Oral Implants Res.*, **17(1)**: 67-74.
- NIINOMI, M. (1998). Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Science and Engineering*, **243(1)**: 231-236.
- NOISET, O., SCHNEIDER, Y. J., MARCHAND-BRYNAERT, J. (2000). Adhesion and growth of CaCo2 cells on surface-modified PEEK substrata. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, **11(7)**: 767-786.
- O'BRIEN, W. J. (2002). Dental Materials and Their Selection, 3rd Edition, Quintessence Publishing Co., Inc., USA.
- ÖZDEMİR DOĞAN, D., POLAT, N. T., POLAT, S., ŞEKER, E., GÜL, E. B. (2014). Evaluation of “All-on-Four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, **16(4)**: 501-510.
- ÖZEN, J., ÇAĞLAR, A., BEYDEMİR, B., AYDIN, C., DALKIZ, M. (2007). Three-dimensional finite element stress analysis of different core materials in maxillary implant-supported fixed partial dentures. *Quintessence Int. (Berlin, Germany: 1985)*, **38(6)**: 355-363.

- PALACCI, P. (2000). Esthetic Implant Dentistry Soft and Hard Tissue Management. 1th Edition. Illinois: Quintessence Publishing Co., Inc., Chapter 3.
- PAULINO, S. M., LEAL, M. B., PAGNANO, V. O., BEZZON, O. L. (2007). The castability of pure titanium compared with Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *J. Prosthet. Dent.*, **98(6)**: 445-454.
- PESQUEIRA, A., GOIATO, M., GENNARI-FILHO, H., MONTEIRO, D., DOS SANTOS, D., HADDAD, M., PELLIZZER, E. (2014). The use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J. Oral Implantol.*, **40(2)**: 217-228.
- PETRIE, C.S., WILLIAMS, J. L. (2005). Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest: A three-dimensional finite element analysis. *Clin. Oral Impl. Res.*, **16(4)**: 486-494.
- PHILLIPS, R.W. (1991). Science of Dental Materials. 9th Edition. Philadelphia: W.B. Saunders Co., Chapter 5.
- PICONI, C., CONDO, S. G., KOSMAC, T. (2014). Alumina and zirconia-based ceramics for load-bearing applications. *Adv. Ceram. Dent.*. Elsevier.
- QUIRYNEN, M., NAERT, I., VAN STEENBERGHE, D. (1992). Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clin. Oral Implants Res.*, **3(3)**: 104-111.
- RAMOĞLU, S., OĞUZ, O. (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üni. Diş Hek. Fak. Derg.*, **9(9)**: 175-180
- RANGERT, B., SULLIVON, R. M., JEMT, T. (1987). Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant*, **12**: 360-370.
- RENOUARD, F., NISAND, D. (2006). Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin. Oral Implants Res.*, **17(suppl2)**: 35-51.
- RIEGER, M. R., ADAMS, W. K., KINZEL, G. L., BROSE, M. O. (1989). Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, **62(4)**: 436-440.
- RIEGER, M. R., MAYBERRY, M., BROSE, M. O. (1990). Finite element analysis of six endosseous implants. *J. Prosthet. Dent.*, **63(6)**: 671-676.

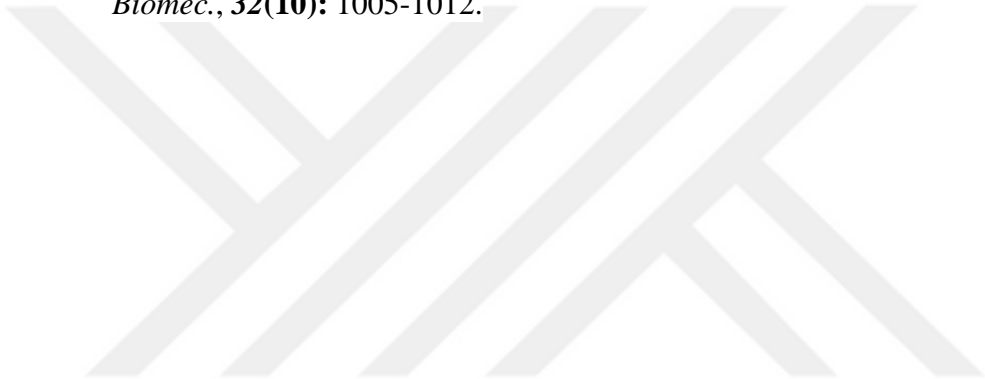
- ROACH, M. (2007). Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dent. Clin. Nirth Am.*, **51(3)**: 603-627.
- RUBO, J. H., CAPELLO SOUZA, E. A. (2010). Finite-Element Analysis of Stress on Dental Implant Prosthesis. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, **12(2)**: 105-113.
- RZANNY, A., GOBEL, F., FACHET, M. (2016). BioHPP summary of results for material tests. Reaearch Report. Jena, Germany: University of Jena, Department of Materiaks and Technology, 2013. Available at: http://www.bredent.co.uk/downloads/technical/BioHPP_clinical_research_data.pdf. Last accessed: June 24.
- SANDALLI, P., GRAFELMANN, H., ÖZDEMİR, T. (2000). İmplant üstü protezler. Oral İmplantoloji, Eler Matbaacılık, 1. Baskı, İstanbul.
- SANTING, H. J., MEIJER, H. J., RAGHOEBAR, G. M., ÖZCAN, M. (2012). Fracture strength and failure mode of maxillary implant-supported provisional single crowns: a comparison of composite resin crowns fabricated directly over PEEK abutments and solid titanium abutments. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, **14(6)**: 882-889.
- SARTORI, I. A., RIBERIO, R. F., FRANCISCHONE, C. E., MATTOS, M. G. (2004). In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J. Prosthet. Dent.*, **92(2)**: 132-138.
- SATOH, T., MAEDA, Y., KOMIYAMA, Y. (2005). Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **20(4)**: 533-539.
- SCHENK, R.K., BUSER, D. (2000). Osseointegration: A reality. *Periodontol*, **17**: 22-35.
- SCHMIDLIN, P. R., STAWARCZYK, B., WIELAND, M., ATTIN, T., HAMMERLE, C. H., FISCHER, J. (2010). Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dent. Mater.*, **26(6)**: 553-559.
- SERTGÖZ, A. (1997). Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supportes fixed prosthesis. *Int. J. Prosthodont.*, **10(1)**: 19-27.

- SERTGÖZ, A. (2005). Biyomekanik. *İmplanttr*, **4**: 64-72.
- SEVİMAY, M., TURHAN, F., KILIÇARSLAN, M. A., ESKİTAŞÇIOĞLU, G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J. Prosthet. Dent.*, **93**: 227-234.
- SHIGLEY, J.E., MISCHE, C.R. (1998). Mechanical Engineering Design. 5th Edition, Singapore: McGraw-Hill Book Co. Inc.
- SIEGELE, D., SOLTESZ, U. (1989). Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **4(4)**: 333-340.
- SKINNER, H. B. (1988). Composite technology for total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **235**: 224-236.
- SOARES, C. J., BICALHO, A. A., VALDIVIA, A. D. C. M., VERLUIJS, A., BARRETO, B. D. C. F., VERISSIMO, C., ROSCOE, M. G. (2012). Finite element analysis in dentistry: Improving the quality of oral health care. *INTECH Open Access Publisher*. <http://www.intechopen.com/>
- SONCINI, M., BAENA, R. R., PIETRABISSA, R., QUAGLINI, V., RIZZO, S., ZAFFE, D. (2002). Experimental procedure for the evaluation of the mechanical properties of the bone surrounding dental implants. *Biomaterials*, **23(1)**: 9-17.
- SPIEKERMANN, H., DONATH, K., HASSELL, T., JOVANOVIĆ, S., RICHTER, J. (1995). Color Atlas of Dental Medicine, Implantology. *New York: Thieme Medical Pub. Inc.*, 151-220.
- STAWARCZYK, B., BEUER, F., WIMMER, T., JAHN, D., SENER, B., ROOS, M., SCHMIDLIN, P. R. (2013). Polyetheretherketone—A suitable material for fixed dental prostheses?. *J. Biomed. Mater. Res. B App. Biomater.*, **101(7)**: 1209-1216.
- STEIGENGA, J. T., AL-SHAMMARI, K. F., NOCITI, F. H., MISCH, C. E., WANG, H. L. (2003). Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant Dent.*, **12(4)**: 306-317.
- STEIGENGA, J., AL-SHAMMARI, K., MISCH, C., NOCITI, F. H., WANG, H. L. (2004). Effects of implant thread geometry on percentage osseointegration and

- resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J. Periodontol.*, **75**: 1233-1241.
- SYKARAS, N., IACOPINO, A. M., MARKER, V. A., TRIPLETT, R. G., WOODY, R.D. (2000). Implant materials, designs, and surface topographies: Their effect on osseointegration. A literature review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **15**: 675-690.
- ŞAHİN, S., ÇEHRELİ, M. C., YALÇIN, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J. Dent.*, **30**: 171-282.
- TANNOUS, F., STEINER, M., SHAHIN, R., KERN, M. (2012). Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dent. Mater.*, **28(3)**: 273-278.
- TARUNA, M., CHITTARANJAN, B., SUDHEER, N., TELLA, S., ABUSAAD, M. (2014). Prosthodontic perspective to All-on-four® concept for dental implants. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, **8(10)**: 16.
- TASA, S., STRENGOIU, R., KITAMURA, E. (2003). 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. Implant*, **18**: 357-368.
- TEIXEIRA, E.R., SATO, Y., AKAWAGA, Y., SHINDOI, N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J. Oral Rehabil.*, **25(4)**: 299-303.
- TETELMAN, E. D., BABBUSH, C. A. (2008). A new transitional abutment for immediate aesthetics and function. *Implant Dent.*, **17(1)**: 51-58.
- THOLEY, M. J., SWAIN, M. V. (2009). SEM observations of porcelain Y-TZP interface. *Dent. Mat.*, **25**: 857-862.
- TOTH, J. M., WANG, M., ESTES, B. T., SCIFERT, J. L., SEIM, H. B., TURNER, A. S. (2006). Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials*, **27(3)**: 324-334.
- TÜRKER, M., YÜCETAŞ, Ş. (1997). *Ağız, diş, çene hastalıkları ve cerrahisi*. Atlas Kitapçılık.

- ULM, C., KNEISSEL, M., SCHEDLE, A., SOLAR, P., MATEJKA, M., SCHENEIDER, B., DONATH, K. (1999). Characteristic features of trabecular bone in edentulous maxillae. *Clin. Oral Implant Res.*, **10(6)**: 459-467.
- ULUSOY, M., AYDIN, K. (2003). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*, Bölüm 24. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara.
- VALEN, M., LOCANTE, W. M. (2000). LaminOss immediate- load implants: I. Introducing osteocompression in dentistry. *J. Oral Implantol.*, **26(3)**: 177-84.
- VAN NOORT, R. (2002). *Introduction to dental materials*. Edinburg; New York: Mosby : 221-230.
- VAN OOSTERWYCK, H., DUYCK, J., VANDER SLOTEN, J., VAN DER PERRE, G., DE COOMANS, M., LIEVEN, S., PUERS, R. (1998). The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin. Oral Implants Res.*, **9(6)**: 407-418.
- VIGOLO, P., GIVANI, A. (2000). Clinical evaluation of single-tooth mini implant restorations: a five-year retrospective study. *J. Prosthet. Dent.*, **84(1)**: 50-54.
- WAKABAYASHI, N., ONA, M., SUZUKI, T., IGARASHI, Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *J. Dent.*, **36**: 463-471.
- WANG, R. R., FENTON, A. (1996). Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int.*, **27(6)**: 401-408.
- WATANABE, F., HATA, Y., KOMATSU, S., RAMOS, T. C., FUKUDA, H. (2003). Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology*, **91(1)**: 31-36.
- WATZEK, G. (1996). *Endosseous Implants Scientific And Clinical Aspects*. Chicago, Quintessence Publishing Co Inc.
- WEINBERG, L.A. (1993). The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant*, **8(1)**: 19-31.
- WEINSTEIN, R., AGLIARDI, E., FABBRO, M. D., ROMEO, D., FRANCETTI, L. (2012). Immediate rehabilitation of the extremely atrophic mandible with fixed full-prosthesis supported by four implants. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, **14(3)**: 434-441.

- WILLIAMS, D. F. (1981). Biocompatibility of Clinical Implant Materials, Vol 1, Boca Raton, Fla, CRC Press.
- WINKLER, S., MORRIS, H. F., OCHI, S. (2000). Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Annals of Periodontology*, **5(1)**: 22-31.
- WITKOWSKI, S., KOMINE, F., GERDS, T. (2006). Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J. Prosthet. Dent.*, **96(1)**: 47-52.
- WOOD, M. R., VERMILYEA, S. G. (2004). A review of selected dental literature on evidence-based treatment planning for dental implants: report of the committee on research in fixed prosthodontics of the academy of fixed prosthodontics. *J. Prosthet. Dent.*, **92(5)**: 447-462.
- YOKOYAMA, S., WAKABAYASHI, N., SHIOTA, M., OHYAMA, T. (2004). The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, **91(3)**: 234-240.
- ZAMPELIS, A., RANGERT, B., HEIJL, L. (2007). Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J. Prosthet. Dent.*, **97(6)**: 35-43.
- ZANDMAN, F. (1959). Photoelastic coating test. McMaster R, ed. Nondestructive Testing handbook, New York, 1-59.
- ZARB, G. (1991). Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant*, **11**: 88-91.
- ZARB, G. A., ZARB, F. L., SCHMITT, A. (1987). Osseointegrated implants for partially edentulous patients. Interim considerations. *Dent. Clin. Nirth Am.*, **31**: 457-472.
- ZARONE, F., RUSSO, S., SORRENTINO, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent. Mater.*, **27(1)**: 83-96.
- ZHANG, Z., TAMAKI, Y., HOTTA, Y., MIYAZAKI, T. (2006). Novel method for titanium crown casting using a combination of wax patterns fabricated by a CAD/CAM system and a non-expanded investment. *Dent. Mater.*, **22(7)**: 681-687.

- ZITZMANN, U. N., KRATSL, G., HECKER, H., WALTER, C., WALTIMO, T., WEIGER, R. (2009). Strategic considerations in treatment planning: deciding when to treat, extract, or place a questionable tooth. *J. Prosthet. Dent.*, **104**: 80-91.
- ZOIDIS, P., PAPATHANASIOU, I. (2016). Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *J. Prosthet. Dent.*, **116(5)**: 637-641.
- ZYSSET, P. K., GUO, X. E., HOFFLER, C. E., MOORE, K. E., GOLDSTEIN, S. A. (1999). Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. *J. Biomec.*, **32(10)**: 1005-1012.
- 

ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı : Emel

Soyadı: Yürekli

Doğum yeri ve tarihi: Ankara, 14.08.1991

Uyruğu: T.C.

Medeni Durumu: Bekar

İletişim adresi: Güvenerler Mah. İnönü Bulvarı No.4 Merkez-Afyon

Tel: 0554 987 15 91

II. Eğitimi

2014	Afyon Kocatepe Üniversitesi Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Programı
2008-2013	Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
2004-2008	Mehmet Emin Resulzade Anadolu Lisesi
1997-2003	Yasemin Karakaya İlköğretim Okulu
Yabancı dili :	İngilizce

III. Ünvanları

2008	Diş Hekimi
------	------------

IV. Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

V. Bilimsel İlgi Alanları

Yayın: “Bruksizmde Teni ve Tedavi” Klinik Tıp Aile Hekimliği

Yayın: “Effect of Crown Retrieval on Implants and the Surrounding Bone: A Finite Element Analysis” Journal of Advanced Prosthodontics.

Yayın: "Temporomandibuler Rahatsızlıklarda Hasta Farkındalığı." Türkiye Klinikleri. Dişhekimliği Bilimleri Dergisi.

Oral Sunum: "Effect of Three-Unit Restoration Retrieval on Implants and the Surrounding Bone: A Finite Element Analysis" 21th Congress of the Balkan Stomatological Society, 12-15 Mayıs 2016, Bosna Hersek.

Poster: Multidisciplinary Approach to Anterior Aesthetic and Smile Design. 47th Meeting of CED-IADR, 15-17 Ekim 2015, Antalya.

Poster: Functional and Esthetics Treatment of a Cleft Lip and Palate Adult Patient with Fixed Prosthodontic Rehabilitation. 47th Meeting of CED-IADR, 15-17 Ekim 2015, Antalya.

Poster: Diş Eksikliğinin Tedavisinde Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezin Köprü Kullanımı: 3 Vaka Sunumu. 22. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği (TPİD), 12-15 Kasım 2015, Antalya

Poster: Estetik Bölgedeki Boşlukların Zirkonyum Altyapılı Seramik Restorasyonlarla Rehabilitasyonu: 3 Vaka Sunumu. TDB 22. Uluslararası Kongresi, 19-21 Mayıs 2016, İzmir

VI. Bilimsel Etkinlikleri

Verdiği Seminerler;

1. Bruksizmde Tanı ve Tedavi. Afyon Kocatepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2015
2. Sabit Restorasyonlarda Renk ve Renk Seçimi. Afyon Kocatepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2016

VII. Diğer Bilgiler

Eğitim Programı Haricinde Katıldığı Eğitim Seminerleri;

1. Lazer Güvenliği Semineri, 29 Ağustos 2014, Bezmi Alem Üniversitesi, İstanbul
2. Temporomandibular Eklem Sempozyumu, 20 Kasım 2014, Kırıkkale Üniversitesi, Kırıkkale
3. I. Uluslararası Restoratif Diş Hekimliği Konferansı, 14 Mayıs 2015, Osmangazi Üniversitesi, Eskişehir

4. TDB 21.Uluslararası Kongresi, 28-30 Mayıs 2015, İstanbul
5. 47th Meeting of CED-IADR, 15-17 Ekim 2015, Antalya.
6. 22. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği (TPİD), 12-15 Kasım 2015, Antalya
7. 21th Congress of the Balkan Stomatological Society, 12-15 Mayıs 2016, Bosna Hersek.
8. TDB 22. Uluslararası Kongresi, 19-21 Mayıs 2016, İzmir

