

T.C.
İZMİR KATİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

ATROFİK DİŞSİZ MAKSİLLADA POSTERİOR BÖLGEYE
YERLEŞTİRİLEN KISA İMPLANT İLE MEZİALE AÇILI
YERLEŞTİRİLEN UZUN İMPLANTIN ÇEVRESİNDE MEYDANA GELEN
STRESLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

UZMANLIK TEZİ
Dt. MİKAİL YASİN

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. MURAT ULU

İZMİR
.....2023



T.C.
İZMİR KATİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

ATROFİK DİŞSİZ MAKSİLLADA POSTERİOR BÖLGEYE
YERLEŞTİRİLEN KISA İMPLANT İLE MEZİALE AÇILI
YERLEŞTİRİLEN UZUN İMPLANTIN ÇEVRESİNDE MEYDANA GELEN
STRESLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

UZMANLIK TEZİ
Dt. MİKAİL YASİN

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. MURAT ULU

İZMİR
.....2023

Bu çalışma, İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) Koordinatörlüğü tarafından 2022-TDU-DİŞF-0002 proje numarası ile desteklenmiştir.

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca benden asla desteğini, bilgi ve tecrübesini esirgemeyen sorumlu hocam Doç. Dr. Murat ULU 'ya,

Sabır ve sevgi ile eğitimimize katkılarıyla yolumuzu aydınlatan saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Gülten KAVAK, Prof. Dr. Nergiz YILMAZ, Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin AKÇAY, Doç. Dr. Onur ŞAHİN'e ve Doç. Dr. Nihat LAÇİN hocalarıma,

Bir aile olduğumuzu hissettiren, her birisini ayrı ayrı sevdiğim bütün araştırma görevlisi arkadaşlarıma, üzerimde büyük emekleri olan geçmiş kıdemli araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve birlikte mesai yaptığımız tüm cerrahi personeline,

Benden desteğini ve sevgisini asla esirgemeyen ve özveri ile beni bugünlere getiren sevgili aileme

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Mikail YASİN

..... 2023

İçindekiler Tablosu

KISALTMALAR VE SİMGELER.....	7
TABLOLAR	9
ŞEKİLLER	10
1. GİRİŞ VE AMAÇ	14
2. GENEL BİLGİLER	16
2.1. DENTAL İMPLANTIN TANIMI	16
2.2. DENTAL İMPLANTIN TARİHÇESİ	16
2.3. DENTAL İMPLANT ÇEŞİTLERİ VE SINIFLAMASI	17
2.3.1. Yerleştirildikleri Bölgeye ve Destek Dokularına Göre İmplantlar	17
2.4. DENTAL İMPLANTLARDA OSSEOİTEGRASYON KAVRAMI	18
2.4.1. Osseointegrasyon	19
2.4.2. Osseofibrointegrasyon.....	19
2.4.3. Biyointegrasyon.....	19
2.4.4. Osseopersepsiyon	19
2.4.5. Dental İmplant Osseointegrasyonunda Biyolojik Süreç	19
2.5. KEMİK DOKU	20
2.5.1. Kemik Hücreleri	21
2.5.2. Kemik Tipleri ve Özellikleri.....	22
2.5.3. Kemikğin Sınıflandırılması.....	23
2.5.4. Kemik Yoğunluğunun Radyografik Olarak Değerlendirilmesi	25
2.5.5. Kemik Yoğunluğu ve Kuvvet İlişkisi	26
2.6. MAKSİLLER SİNÜS	26
2.6.1. Maksiller Sinüsün Embriyolojik Gelişimi.....	27
2.6.2. Maksiller Sinüsün Anatomisi.....	27
2.6.3. Maksiller Sinüsün Sınırları	27
2.6.4. Maksiller Sinüsün Beslenmesi ve Drenajı	29
2.6.5. Maksiller Sinüsün Görevleri.....	30
2.6.6. Maksiller Sinüsün Pnömatizasyonu.....	30
2.6.7. Maksillanın Rezorbsiyon Paterni ve Kret Sınıflaması	31
2.6.8. Maksillanın Rezorbsiyon Sınıflaması	31
2.7. ATROFİK POSTERİOR MAKSİLLADA İMPLANT UYGULAMALARI.....	34
2.7.1. Sinüs Ögmentasyonu	35
2.7.2. Açılı implant uygulaması.....	36
2.7.3. Kısa İmplant Uygulamaları.....	37
2.7.4. Zigomatik İmplant Uygulamaları	38
2.7.5. Onley Greftleme, Maksiller Osteotomiler ve Distraksiyon Osteogenezisi.....	39
2.8. ALL-ON-FOUR İMPLANT TEKNİĞİ.....	39
2.8.1. Endikasyonlar.....	41
2.8.2. Avantajlar ve Dezavantajlar.....	41
2.8.3. Dikkat Edilmesi Gereken Durumlar	42
2.9. BİYOMEKANİK TANIMI VE BİYOMEKANİĞİN UYGULAMA ALANLARI	43
2.10. ORAL İMPLANTOLOJİDE BİYOMEKANİK	43
2.10.1. Biyomekanik Kavramlar	46
2.11. DIŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANILAN STRES ANALİZİ YÖNTEMLERİ	49
2.11.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi.....	50
2.11.2. Termografik Stres Analiz Yöntemi	50
2.11.3. Kırılabilir Vernikle Kaplama Tekniği Kullanımı İle Stres Analizi.....	50
2.11.4. Radyoteleometri İle Stres Analiz Yöntemi	50
2.11.5. Gerinim Ölçer İle Stres Analiz Yöntemi	51
2.11.6. Holografik Interferometri İle Stres Analiz Yöntemi.....	51
2.11.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	51
2.11.8. Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminin Aşamaları	52
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	55
3.1. ÇALIŞMA MODELLERİNİN OLUŞTURULMASI	55

3.2.	İMLANT VE PROTEZ PARÇALARININ MODELLENMESİ	57
3.3.	ÇALIŞMA MODELLERİ:.....	58
3.4.	ÇALIŞMADA KULLANILAN PARÇALARIN KATI MODELLEMESİNİN YAPILMASI	62
3.5.	SINIR KOŞULLARININ OLUŞTURULMASI:	64
3.6.	SONLU ELEMANLAR ANALİZİNDE KUVVET DEĞERLERİNE GÖRE RENK SKALASI.....	67
3.7.	SONLU ELEMANLAR ANALİZİNDE MODELLERİN YÜKLEME KOŞULLARI	68
4.	BULGULAR.....	69
4.1.	KORTİKAL KEMİK BULGULARI	69
4.1.1.	<i>Kortikal Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})</i>	<i>70</i>
4.1.2.	<i>Kortikal Kemikte Oluşan Sıkışma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....</i>	<i>85</i>
4.2.	TRABEKÜLER KEMİK BULGULARI	100
4.2.1.	<i>Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})</i>	<i>100</i>
4.2.2.	<i>Trabeküler Kemikte Oluşan Sıkışma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....</i>	<i>115</i>
4.3.	İMLANTLAR ÜZERİNDE GÖRÜLEN VON MİSES BULGULARI	130
5.	TARTIŞMA.....	145
6.	SONUÇLAR.....	163
7.	ÖZET	164
8.	ABSTRACT	166
9.	KAYNAKLAR.....	168

KISALTMALAR VE SİMGELER

σ e: Eşdeğer Stres, Von Mises Stres

3B: 3 boyutlu

a: İvme

BT: Bilgisayarlı Tomografi

CAD: Computer Aided Design

DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine

DOF: Degree of Freedom

F: Kuvvet

HU: Hounsfield Unit

ϵ : Gerinme

Kgf: Kilogram kuvvet

m : Kütle

MPa: Megapaskal

N: Newton

P: Paskal

SEA: Sonlu Elemanlar Analizi

SEM: Sonlu Elemanlar Modeli

STL: Stereolithography

ISQ: stabilite



TABLÖLAR

Tablo 1:Kemik yoğunluğunun Bilgisayarlı Tomografide Belirlenmesi ³⁶	25
Tablo 2:Doğal diş ve implant üzerine gelen çiğneme kuvvetleri ¹¹⁸	45
Tablo 3:Çalışma modelleri.....	58
Tablo 4:Çalışmada Kullanılan Materyallerin Elastiklik Modülü ve Poisson Oranı Değerleri ¹⁴³⁻¹⁴⁵ ..	63
Tablo 5:Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları.....	64
Tablo 6:Kortikal Kemikte Oluşan Gerilme Stres Değerleri (MPa) (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})	82
Tablo 7:Kortikal Kemikte Oluşan Sıkışma Stres Değerleri (MPa) (Minimum Principle Stress: σ_{min})	97
Tablo 8:Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stres Değerleri (MPa) (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})	112
Tablo 9:Trabeküler Kemikte Oluşan Sıkışma Stresleri (MPa) (Minimum Principle Stress: σ_{min}) ...	127
Tablo 10:İmplantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa).....	142

ŞEKİLLER

Şekil 1: Zarb ve Lekholm'un kemik şekline göre sınıflandırılması ³⁶	23
Şekil 2: Lekholm ve Zarb'a göre kemik kalitesinin sınıflandırılması ³⁶	24
Şekil 3: Misch'e göre kemik kalitesinin sınıflandırılması ³⁵	25
Şekil 4: Dişsiz anterior maksilladaki kemik kaybı aşamaları ⁶²	32
Şekil 5: Dişsiz posterior maksiller alanda rezorbsiyon paterni ⁶²	33
Şekil 6: Cawood & Howell'e göre dişsiz çene sınıflaması ⁶⁴	34
Şekil 7: Üst ve alt çenede all-on 4 konsepti. ¹⁰⁵	40
Şekil 8: Maksilla ve mandibulada all-on 4 konseptine göre implant yerleşimi. ¹⁰⁵	42
Şekil 9: Tomografi görüntüsü aksiyel kesit	55
Şekil 10: 3D-Doctor yazılımı görüntüsü	56
Şekil 11: Activity 880 optik tarayıcı	57
Şekil 12: Grup 1'de yer alan Model 1 ve Model 2'ye ait görseller	59
Şekil 13: Grup 2'de yer alan Model 3 ve Model 4'e ait görseller	60
Şekil 14: Grup 3'de yer alan Model 5 ve Model 6'ya ait görseller	61
Şekil 15: Rhino'da yapılan modellemelerin 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılması	62
Şekil 16: 4, 5, 6, 7 ve 8 nodlu 3 boyutlu elemanlar	63
Şekil 17: Modelin sınır koşulları	65
Şekil 18: Sonlu elemanlar analizinde kuvvet değerlerine göre renk skalası	67
Şekil 19: Sonlu elemanlar analizinde modellerin yükleme koşulları	68
Şekil 20: Vertikal kuvvet altında model 1'de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})	70
Şekil 21: Oblik kuvvet altında model 1'de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})	71
Şekil 22: Vertikal kuvvet altında model 2'de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})	72
Şekil 23: Oblik kuvvet altında model 2'de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})	73
Şekil 24: Vertikal kuvvet altında model 3'de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})	74
Şekil 25: Oblik kuvvet altında model 3'de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})	75

Şekil 26:Vertikal kuvvet altında model 4'de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max}).....	76
Şekil 27:Oblik kuvvet altında model 4'de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max}).....	77
Şekil 28:.. Vertikal kuvvet altında model 5'de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max}).....	78
Şekil 29:Oblik kuvvet altında Model 5'de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max}).....	79
Şekil 30:Vertikal kuvvet altında model 6'da kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max}).....	80
Şekil 31:Oblik kuvvet altında model 6'da kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max}).....	81
Şekil 32:Vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan gerilme stres değerleri (MPa).....	83
Şekil 33:Oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan gerilme stres değerleri (MPa).....	83
Şekil 34:Vertikal kuvvet altında model 1'de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri.....	85
Şekil 35:Oblik kuvvet altında model 1'de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})	86
Şekil 36:Vertikal kuvvet altında model 2'de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	87
Şekil 37:Oblik kuvvet altında model 2'de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})	88
Şekil 38:Vertikal kuvvet altında model 3'de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	89
Şekil 39:Oblik kuvvet altında model 3'de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})	90
Şekil 40:Vertikal kuvvet altında model 4'de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	91
Şekil 41:Oblik kuvvet altında model 4'de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})	92
Şekil 42:Vertikal kuvvet altında model 5'de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	93
Şekil 43:Oblik kuvvet altında model 5'de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})	94
Şekil 44:Vertikal kuvvet altında model 6'da kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	95
Şekil 45:Oblik kuvvet altında model 6'da kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})	96
Şekil 46:Vertikal kuvvet altında Kortikal Kemikte Oluşan Sıkışma Stres Değerleri (MPa).....	98
Şekil 47:Oblik kuvvet altında Kortikal Kemikte Oluşan Sıkışma Stres Değerleri (MPa).....	98

Şekil 48:Vertikal kuvvet altında model 1’de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})	100
Şekil 49:Oblik kuvvet altında model 1’de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})	101
Şekil 50:Vertikal kuvvet altında model 2’de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})	102
Şekil 51:Oblik kuvvet altında model 2’de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})	103
Şekil 52:Vertikal kuvvet altında model 3’de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})	104
Şekil 53:Oblik kuvvet altında model 3’de Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})	105
Şekil 54:Vertikal kuvvet altında model 4’de Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})	106
Şekil 55:Oblik kuvvet altında Model 4’de Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})	107
Şekil 56:Vertikal kuvvet altında Model 5’de Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})	108
Şekil 57:Oblik kuvvet altında Model 5’de Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})	109
Şekil 58:Vertikal kuvvet altında Model 6’da Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})	110
Şekil 59:Oblik kuvvet altında Model 6’da trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})	111
Şekil 60:Vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan gerilme stres değerleri (MPa).....	113
Şekil 61:Oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan gerilme stres değerleri (MPa).....	113
Şekil 62:Vertikal kuvvet altında Model 1’de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	115
Şekil 63:Oblik kuvvet altında Model 1’de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	116
Şekil 64:Vertikal kuvvet altında Model 2’de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	117
Şekil 65:Oblik kuvvet altında Model 2’de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	118
Şekil 66:Vertikal kuvvet altında Model 3’de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	119
Şekil 67:Oblik kuvvet altında Model 3’de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	120
Şekil 68:Vertikal kuvvet altında Model 4’de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	121

Şekil 69:Oblik kuvvet altında Model 4'de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	122
Şekil 70:Vertikal kuvvet altında Model 5'de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	123
Şekil 71:Oblik kuvvet altında Model 5'de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	124
Şekil 72:Vertikal kuvvet altında Model 6'da trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	125
Şekil 73:Oblik kuvvet altında Model 6'da trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	126
Şekil 74:Vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (MPa).....	128
Şekil 75:Oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (MPa).....	128
Şekil 76:Vertikal kuvvet altında Model 1'de implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri	130
Şekil 77:Oblik kuvvet altında Model 1'de implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri	131
Şekil 78:Vertikal kuvvet altında Model 2'de implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri	132
Şekil 79:Oblik kuvvet altında Model 2'de implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri	133
Şekil 80:Vertikal kuvvet altında Model 3'de implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri	134
Şekil 81:Oblik kuvvet altında Model 3'de implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri	135
Şekil 82:Vertikal kuvvet altında Model 4'de implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri	136
Şekil 83:Oblik kuvvet altında Model 4'de implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri	137
Şekil 84:Vertikal kuvvet altında Model 5'de implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri	138
Şekil 85:Oblik kuvvet altında Model 5'de implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri	139
Şekil 86:Vertikal kuvvet altında Model 6'da implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri	140
Şekil 87:Oblik kuvvet altında Model 6'da implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri	141
Şekil 88:Vertikal kuvvet altında implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	143
Şekil 89:Oblik kuvvet altında implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	143

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüz diş hekimliğinde dental implantlar, kaybedilen doğal dişlerin fonksiyonlarını yerine getirmesinin yanı sıra, estetik ve fonetik katkıları nedeniyle rutin tedavi uygulamaları haline gelmişlerdir. Dişsiz bölgelerdeki mevcut kemiğin kalitesi ve kantitesi, kullanılan implantın tasarımı ve yüzey özellikleri ile tercih edilen cerrahi ve protetik uygulamalar tedavinin süresini ve başarısını belirlemektedir.

Üst çene posterior bölgede çekim sonrası veya travma gibi farklı nedenlerle meydana gelen kemik kaybına ek olarak maksiller sinüs boşluklarının zaman içerisinde genişleyerek daha büyük bir alanı kapladığı yapılan radyolojik muayenelerde gözlemlenmektedir. Bu hacimsel büyümenin sonucunda alveoler kret tepesi ile maksiller sinüs tabanı arasında vertikal kemik miktarında önemli bir azalma meydana gelmektedir.⁶¹

Atrofik maksillaya sahip hastalarda protetik rehabilitasyona destek sağlaması amacıyla implant cerrahisi gerçekleştirmek oldukça zordur. Kemik kalitesinin ve miktarının yetersizliği, maksiller sinüs ve nazal kavite gibi anatomik yapıların varlığı implant cerrahisi yapacak hekimin işini zorlaştırmakta ve farklı cerrahi yöntemler uygulamasını zorunlu kılmaktadır. Atrofik üst çeneye sahip hastalara implant yerleştirilirken en sık uygulanan ileri cerrahi yöntemlerinin başında sarkmış maksiller sinüs tabanının kemik greft materyali kullanılarak yükseltilmesi gelmektedir.^{2,3}

Kemik arttırımı sağlamak amacıyla çeşitli cerrahi teknik veya materyaller kullanılsa da yapılan çalışmalarda vertikal ögmentasyon uygulanan hastalarda daha fazla komplikasyon ve implant kaybı görüldüğü belirtilmiştir. Bu durumun önüne geçmek adına, özellikle atrofik posterior maksilla ve mandibulada, kısa veya açılı implant kullanımının alternatif olarak tercih edilebileceği belirtilmiştir.⁴

Sonlu elemanlar stres analizi (SEA), yapılarda ortaya çıkan stres, gerginlik ve bozulmaları değerlendiren bir yöntemdir. SEA yöntemi biyomekaniksel yönden karmaşık geometriye sahip yapıların orijinal model ile benzer özellikleri gösteren belirli sayıdaki elemanlara bölünmesiyle gerçekleştirilmektedir. Oral implantolojide

SEA yöntemi araştırmacılara, dental implantlarla kemik arasındaki stres dağılımlarının yorumlanabilmesine izin verir.^{5,6}

Çalışmamızın amacı artrofiye uğramış dişsiz maksillada posterior bölgeye yerleştirilen implantların maruz kaldıkları stresleri değerlendirmektir. Bu çalışmada 1. molar diş bölgesine yerleştirilen kısa implantlar ile koronal bölümü 2. molar diş bölgesinde apikali tüber bölgesinde konumlanan mesiale açılı implantların D3 ve D4 kemik yoğunluklarında maruz kaldıkları streslerin sonlu elemanlar analizi metodu ile değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

Bu amaçla oluşturulan 6 modele posterior maksillada 4, 5 ve 6 numaralı dişlerin primer kontak noktalarından 200 N vertikal ve 150 N oblik kuvvet bilateral olarak uygulandı. Yüklemeler sonucunda kemikte kortikal ve trabeküler tabakada meydana gelen maksimum principle stres (gerilme), minumum principle stres (sıkışma) değerleri ve implant yüzeyinde meydana gelen Von Mises stres değerleri tespit dildi. Elde edilen veriler karşılaştırmalı olarak değerlendirildi.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantın Tanımı

Dental implantlar; travma, neoplazi veya konjenital defektler sonucunda meydana gelen diş veya orofasiyal yapı kaybını telafi etmek amacıyla, maksilla ve mandibulada kemiğe entegre edilerek kullanılan materyallerdir.⁷ İmplant kelimesi Latince ‘*in*’ (içerisinde) ve ‘*planto*’ (ekme, dikme, yerleştirme) anlamına gelen kelimelerin birleşiminden oluşur. Günümüzde en çok endosseöz (kemik içi) implantlar tercih edilir. Bu yöntemde, dişsiz çene kemiğinde özel ferzler yardımıyla istenilen çap ve derinlikte hazırlanan yuvalara dental implantlar yerleştirilir. Sıklıkla saf titanium ve titanium alaşımlarından elde edilir. Nadir de olsa zirkonyum, alüminyum oksit, altın ve nikel-krom-vanadyum gibi alternatif materyallerden de üretilebildikleri bilinmektedir. Titanium dental implantlar tüm dişsiz hastalarda uzun zamandır başarıyla uygulanmaktadır.⁸

2.2. Dental İmplantın Tarihçesi

Dental implantın kökenine bakılacak olursa Antik Mısır’a kadar dayandığı görülecektir. Yapılan arkeolojik kazılarda elde edilen buluntularda çene kemiklerinde kaybedilen dişlerinin yerlerinin deniz kabuğu ve taş gibi materyaller ile doldurulduğu görülmüştür.⁹

Modern çağda ise Muggiolo altından yaptığı kökleri köprü ayağı olarak kullanmış ve üzerine kuron yapmıştır.¹⁰ Orta çağ’da allogreft ve ksenogreft implant uygulamasında kullanılmış fakat enfeksiyon ve hatta ölümlere neden olduğu gerekçesi ile kullanımının çok yaygın olmadığı belirtilmiştir.¹¹

Dental implant tarihindeki en önemli gelişme 1957 yılında. Per-Ingvar Branemark isimli ortopedik cerrahın çalışmalarında titanyuma komşu olan kemikte iyileşme ve rejenerasyonu tespit etmesidir. Bu durumu titanyumun vücut tarafından

reddedilmemesine bağlamıştır. Branemark bu fenomeni 'osseointegrasyon' olarak isimlendirmiş ve bu konuda birçok deneysel çalışma gerçekleştirmiştir.¹²

2.3. Dental İmplant Çeşitleri ve Sınıflaması

2.3.1. Yerleştirildikleri Bölgeye ve Destek Dokularına Göre İmplantlar

2.3.1.1. Subperiostal İmplantlar

Alveol kret üzerinde bir eyer gibi yerleştirilen implantlardır¹³. Alveol kret üzerine ve periostun altına yerleştirilerek yapılır. İlk kez İsveçli diş hekimi G.S Dahl tarafından alveol kemik korteksi üzerine, periostun altına yerleştirilmiştir.^{13,14}

2.3.1.2. İntramukozal İmplantlar

Tam veya bölümlü protezlerde protezin retansiyonunu artırmak için mukoza içerisine yerleştirilen butonlar şeklinde kullanılmaktadır.¹⁵

2.3.1.3. Transosteal-Transmandibular İmplantlar

Alt çene ön bölgede submental bölgeye yerleştirilir. Üst ve alt kortikal kemiği dikey olarak geçen implantlardır.¹⁶ Çene kırıkları ve ortognatik cerrahi vakalarında kullanılan miniplaklar ile subperiostal implantları sabitlemede bazı araştırmacıların transkortikal implantlar olarak isimlendirdiği mini implant vidalar bu gruba girer.¹⁴

2.3.1.4. Endodontik (Transdental) İmplantlar

Dişin destek dokusunun azaldığı ve dişin kök rezorbsiyonu nedeniyle kısaldığı vakalarda kök boyunu artırmak ve kron/kök oranını dengelemek amaçlı kök kanalı içine yerleştirilen metalik yapılardır. Mobilitesi olan dişleri stabilize etmek amacıyla kök kanalını geçen ve periapikal dokuya ulaşan, yivli veya yivsiz implantlar olarak bilinirler.^{16,17}

2.3.1.5. Kemik İçi (Endoosseöz) İmplantlar

Kemik içine yerleştirilen implantlardır. Kemiğe yerleştirildikten sonra kemikle kaynaşırlar yani kemiğe osseointegre olurlar. İmplant ile kemik arasında hiçbir bağ dokusu aralığı yoktur.¹⁸

2.4. Dental İmplantlarda Osseointegrasyon kavramı

Antik Mısır uygarlığından bu yana farklı materyallerin insan vücuduna implantasyonu gerçekleştirilmiş olsa da, implantasyondan sonra gerçekleşen tutunmanın ilk bilinen tanımı 1950 yılında İsveçli bilim insanı Per Ingvar Branemark tarafından yapılmıştır. Branemark ilk olarak osseointegrasyonu kemik ile titanyum implant arasındaki etkileşim olarak tanımlamış, 1965 yılında ise osseointegrasyonu, yaşayan kemik dokusu ile titanyum implant arasında ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temas olarak tanımlamıştır. 1985 yılında bu tanımı canlı kemik dokusu ile yükleme altında implant yüzeyi arasında direkt yapısal ve işlevsel bağlantı olarak güncellemiştir.^{15,19}

Kemikte açılan implant yuvalarının çevresindeki kemik dokusu, drilleme esnasında ve implant yerleştirilmesi sırasında oluşan ısı ve travma nedeniyle tahrip olmaktadır. İmplant yerleştirildikten sonra kemikte açılan implant yuvası ile implant arasında kalan boşluğa dolan hematoma iyileşme fazında kallus formasyonu ile yeni kemiğe dönüşür ve travmaya uğrayan kemik iyileşme fazında (demineralizasyon, remineralizasyon ve revaskülerizasyondan oluşan) remodelasyon süreci ile tekrar yapılır.²⁰

Işık mikroskobu düzeyinde bakıldığında; kemik ile bütünleşmiş durumda olan implant yüzeyinin, histolojik olarak ideal durumda ara yüzde periodontal ligament veya fibröz doku hücreleri yoktur. Bu durum, doğal diş ile implant arasındaki en büyük farktır. Doğal diş etrafında bulunan ve üzerine gelen kuvvetler sırasında dişe esneme kabiliyeti kazandıran periodontal lifler, implant çevresinde bulunmaz.²¹

Dental implant yüzeyi ile kemik arasında 4 farklı etkileşim söz konusudur bunlar;

2.4.1. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon kavramı ilk defa İsveç Göteborg  niversitesi araştırmacılarından Branemark tarafından gündeme getirilmiştir. Yükü taşıyan implant ile sağlıklı kemik arasında, mikroskobik düzeyde yapısal ve fonksiyonel birleşmeye osseointegrasyon adı verilmektedir.²²

2.4.2. Osseofibrointegrasyon

Işık mikroskobu düzeyinde, çok iyi diferansiye olan kemik ile fonksiyonel olarak yüklenmiş implant ara yüzeyinde periodontal ligaman interpozisyonundan geçen direkt bir kontakt olarak tanımlanmaktadır. Osseofibrointegrasyon dental implantolojide başarısızlık olarak değerlendirilir.^{22,23}

2.4.3. Biyointegrasyon

Biyoaktif materyal olan hidroksiapatit ile kaplanmış metalin kullanımı ile ortaya çıkan bir kavramdır. Mekanik  nemi olan canlı kemikten implant yüzeyine doğru biyokimyasal bir köprüdür.²³

2.4.4. Osseopersepsiyon

Kemik içine uygulanan implantın kan ve kemik dokusu ile birlikte yerleştirildiği bölgede duyu olayının gelişimiyle ilgili olan sinir uçlarıyla da ilişki içinde olması ve bir bütün oluşturmasıdır.^{21,22}

2.4.5. Dental İmplant Osseointegrasyonunda Biyolojik Süreç

İmplant yerleştirilmesinden sonra iyileşme 3 farklı aşamada olur. Bunlar osteofilik faz, osteokondüktif faz, osteoadaptif faz olarak incelenmektedir.^{24,25}

2.4.5.1. Osteofilik Faz

Osteofilik fazın toplam süresi 1 aydır. İmplant yerleşimi yapıldıktan sonra trabeküler kemiğe yerleştirilen implant ile kemik arasında kan birikir ve pıhtı gelişir.

Kemikle implantın kontak alanı minimal düzeydedir. Kollajen sentezi ve hücre proliferasyonu için sitokin salınımı başlar. Üçüncü günde vasküler gelişim başlar. Üç haftada vasküler ağ daha da gelişir, ilk haftada ossifikasyon başlar ve devam eder.^{25,26}

2.4.5.2. Osteokondüktif Faz

Kemikte bulunan hücreler implanta ulaştığında bağ dokusu matriksi şeklindedir. Çok ince bir tabaka Woven kemik (örgü kemik) içerir. Fibrokartilojenöz kallus endokondral kemikleşme safhasında olduğu gibi kemiğe dönüşür. En çok 3. ayda dönüşüm meydana gelir ve 4 ay sonra implant çevresi maksimum kemik ile kaplanır.^{25,26}

2.4.5.3. Osteoadaptif Faz

Dört aydan sonra meydana gelen evredir. Remodeling başlar ve implantların üzerine yükleme yapılana kadar remodeling devam eder. Yükleme ve stres iletimine bağlı olarak örgü kemik kalınlaşarak lameller kemiği oluşturur.^{25,26} Osseointegrasyonda remodeling son aşama olarak bilinmekte olup remodeling hayat boyu devam eden bir süreçtir.²⁴

2.5. Kemik Doku

Kemik, organik ve inorganik komponentlerden oluşan aynı zamanda kalsifiye olmuş canlı bir dokudur. Kemiğin %30' unu organik yapı oluşturmaktadır. Organik bölümün %98'i matriks yapıda, geri kalan kısım ise hücrelerden meydana gelmektedir.²⁷ Organik matriksi yapan elemanlar; tip 1 kollajen, hücreler, lipidler, proteoglikanlar ve diğer proteinlerdir.

Kemiğin %70'ini oluşturan inorganik yapı ise minerallerden meydana gelmektedir. Bunların %96'sını katı halde bulunan kalsiyum ve fosfat oluşturur.²⁸

Kemik dokusu, bulunduğu ortama göre şekillenen dinamik bir yapıdır. Kemik, yapım ve yıkım faaliyetlerinin dengeli bir şekilde meydana geldiği canlı bir dokudur. Basıncın olduğu alanda yıkım meydana gelirken, gerilimin olduğu alanda ise kemik yapımı gerçekleşmektedir.²⁹

2.5.1. Kemik Hücreleri

Kemikte dört çeşit hücre bulunmaktadır:

Osteoblastlar, Osteoklastlar, Osteositler, Osteoprogenitör hücreler (osteogenik hücre) ³⁰

2.5.1.1. Osteoblastlar

Osteoblastlar, osteojenik hücrelerin farklılaşmasıyla oluşurlar. Görevi kemik matriksinin organik kısmını yapmaktır. Osteoblastlar, kemik yapımı arttıkça matriks içinde gömülü kalarak osteosit adını alırlar. Osteoblastların içerdiği alkalen fosfataz enzimi, matriks yapımı ve kalsifikasyonda görev alır.²⁸

2.5.1.2. Osteoklastlar

Çok çekirdekli, hareketli ve hacimce oldukça büyük hücrelerdir. Rezorbsiyon alanı olarak kabul edilen bölgeler osteoklastların bulundukları bölgelerdir. Kemik dokusunda 'Howship Lakunaları' denilen çukur alanlarda bulunurlar. Osteoklastların görevi hem kemiğin minerallerini hem de ekstrasellüler matriks yapısını rezorbe etmektir.²⁹

2.5.1.3. Osteositler

Gelişimini tamamlamamış olan kemiğin ana hücreleridir. Osteoblastlardan gelişip onlardan daha küçük yapılar olup lakünalar içine yerleşmişlerdir. Bu kanaliküller içinde sitoplazmik uzantılar yaparak komşu hücrelerle bağlantı kurarlar. Osteositlerin, vücut sıvılarının kalsiyum konsantrasyonunun dengelenmesinden ve kemik matriksinin devamlılığını sağlamaktan sorumlu oldukları düşünülmektedir.³⁰

2.5.1.4. Osteoprogenitör Hücreler

Mezenkimal hücreler olup periost çevresinde, havers kanalları çevresinde ve epifiz plağının yüzeyinde bulunur. Osteoprogenitör hücreler, diferansiye olarak osteoblast ve osteoklastlara dönüşebilmektedirler.²⁸

2.5.2. Kemik Tipleri ve Özellikleri

Diş hekimliğinde kemik tipi implant yapmak için oldukça önemlidir. İmplantasyon için uygun görülen dişsiz alanların yapısını ve hacmini tanımlar. Buna ek olarak, kemik kalitesi ve kemik yoğunluğu olarak tanımlanan iç yapısı ise kemiğin kuvvetini yansıtır. Dişsiz sahadaki kemik yoğunluğu; tedavi planlamasında, cerrahi girişimde, iyileşme zamanında ve başlangıç kemik yüklemesinde önemli bir faktördür.³²

Kemik, ekstrasellüler yapı üzerine inorganik tuzların çökelmiş olduğu, bu şekilde sağlamlık, esneklik gibi fiziksel özellikler kazanan bir bağ dokusudur. Kemik, yoğunluğuna göre; kortikal (kompakt) ve trabeküler (spongioz) kemik olmak üzere iki tiptir.³¹ Trabeküler kemik, kortikal kemiğin altında poröz yapıda olup, kortikal kemiğe göre yoğunluğu ve sertliği daha azdır. Kortikal kemik tabakası ise yoğun bir özelliğe sahip, en dışta olan ve trabeküler kemiğin etrafını çevreleyen tabakadır.³²

2.5.2.1. Kompakt Kemik

Kortikal kemiğin mekanik özellikleri, mineralizasyon seviyesi, porözite oranı, kollajen lif oluşumu, yoğunluğu ve deformasyon hızı gibi bazı faktörlere bağlıdır. Elastisite modülü yüksek olduğundan kuvvetlere karşı dayanımı da fazladır. Kortikal kemiğin en yüksek kuvvet dayanımı, sıkışma stresi için 170 MPa ve gerilme stresi için 100 MPa dır.³²⁻³⁴

2.5.2.2. Spongioz Kemik

Trabeküler kemiğin mekanik özellikleri; gözenekli yapıda olması (porözite), anizotropik yapıda olması (farklı yönlerde farklı özelliklere sahip olma durumu) ve organik/inorganik içerik oranlarına bağlıdır. Trabeküler kemiğin kuvvet dayanımı, gerilme ve sıkışma streslerinde aynıdır ve yaklaşık 2-5 MPa arasındadır.^{31,34} İmplant başarısı için kemik kalitesi hem cerrahi aşamada hem de fonksiyonel durumda önemli bir faktör olarak kabul edilmektedir. Bu nedenle kemik kalitesinin zayıf olması durumunda aşırı yükler, implant ömrü için klinik olarak endişe verici bir duruma neden olabilir.³³

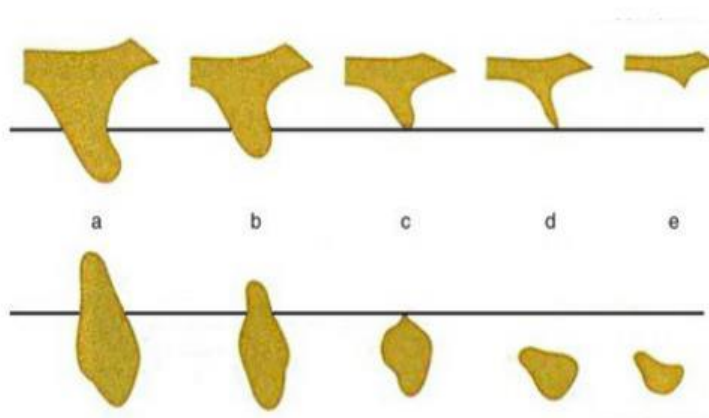
2.5.3. Kemiğin Sınıflandırılması

Günümüzde yaygın kullanımı olan ve en çok referans gösterilen 2 kemik sınıflandırması bulunmaktadır. İlki Lekholm ve Zarb (1985) sınıflandırması, ikincisi ise Misch'in (2011) yapmış olduğu sınıflandırmadır.^{35,36}

Kalan kemik, diş kaybına bağlı olmadan çenenin her alanında bukkal kortikal kemiğin kaybına neden olacak şekilde maksillada palatal bölgeye, mandibulada linguale doğru yer değiştiren kemiktir. İlerleyen zamanda maksillada orta hatta doğru rezorbsiyon ilerlerken, alt çenede bazal kemiğin alveol kretten daha geniş yapıda olmasından dolayı rezorbsiyon alanı fasiyale doğru genişler.³⁷ Lekholm ve Zarb' ın 1985' te yaptıkları, kemiğin formu ve kalitesi olarak ayrılmış klasik kemik sınıflandırması halen popülerliğini korumaktadır.³⁶

Zarb ve lekholm'un kemik şekline göre sınıflandırılması:

- a) Alveolar kretin çoğu mevcuttur.
- b) Orta seviyede rezidüel alveolar kemik rezorbsiyonu vardır.
- c) İleri seviyede rezidüel alveolar kemik kaybı sadece bazal kemik mevcuttur.
- d) Bazal kemikte rezorpsiyon başlangıcı vardır.
- e) Kemik kaybı bazalde ileri düzeyde olarak sınıflandırılmıştır.



Şekil 1: Zarb ve lekholm'un kemik şekline göre sınıflandırılması³⁶

Lekholm ve Zarb' a göre kemik kalitesinin sınıflandırılması:

Tip I (Q 1) kemik: Homojen kompakt kemik

Tip II (Q 2) kemik: Yoğun trabeküler kemiği saran kalın kortikal kemik

Tip III (Q 3) kemik: Yoğun trabeküler kemiği saran ince kortikal kemik

Tip IV (Q 4) kemik: Düşük yoğunlukta trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemik olarak sınıflandırılmıştır.



Misch'e göre kemik kalitesinin sınıflandırılması:

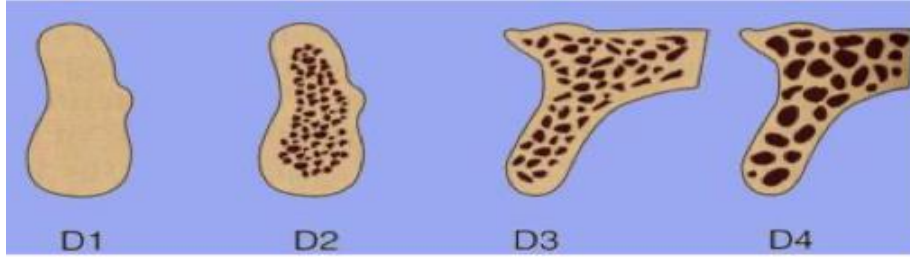
D1: Yoğun kortikal kemik. Dişsiz anterior mandibulada görülür.

D2: Kalın trabeküler kemiğin üzerinde kalın kortikal kemik. Anterior-posterior mandibula, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.

D3: Dışta ince poröz kortikal kemik ve içte ince trabeküler kemik. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.

D4: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur ve ince trabeküler kemik neredeyse tüm kemik hacmini oluşturur. Sıklıkla posterior maksillada bulunur.

D5: Mineralizasyonu tamamlanmamış, immature kemik bulunur.



Şekil 3: Misch'e göre kemik kalitesinin sınıflandırılması³⁵

2.5.4. Kemik Yoğunluğunun Radyografik Olarak Değerlendirilmesi

Klinik olarak periapikal ve panoramik radyografilerle kemik yoğunluğunu tespit etmek zordur. Bunun dışında bilgisayarlı tomografi (BT) kemik yoğunluğunu tespit etmek için sıklıkla kullanılmaktadır. Özellikle BT kesitsel olarak kemiği inceleme olanağı sağlamaktadır.³⁸

Hounsfield ünitesi (HU), bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinin yorumlanmasında radyologlar tarafından kullanılan radyo yoğunluğunun göreceli nicel bir ölçümüdür. Bir doku içindeki radyasyonun absorpsiyon katsayısı, gritonlamalı bir görüntü üretmek için BT rekonstrüksiyonu sırasında kullanılır. Dokunun fiziksel yoğunluğu, X-ışını ışınının absorpsiyonu ile orantılıdır.³⁹⁻⁴¹ Her aksiyal görüntü 260000 pikseldir ve her pikselin BT numarası vardır. (Hounsfield ünitesi) yüksek BT numarası yapının daha yoğun olduğunu ifade etmektedir.

Misch Kemik Dansitelerinin BT Görüntüleri Üzerinde Değerlendirilmesi		
D1	> 1250	Hounsfield Ünitesi (HU)
D2	850-1250	Hounsfield Ünitesi (HU)
D3	350-850	Hounsfield Ünitesi (HU)
D4	150-350	Hounsfield Ünitesi (HU)

Tablo 1: Kemik yoğunluğunun Bilgisayarlı Tomografide Belirlenmesi³⁶

2.5.5. Kemik Yoğunluğu ve Kuvvet İlişkisi

Kemik yoğunluğu ile kemik kuvveti birebir ilişkilidir. Kemik tipi D1'den D4'e doğru değıştikçe kemik kuvveti azalmaktadır. Literatürde D2 kemiğin D3 kemiğe göre %47-68 oranında daha kuvvetli olduğu belirtilmiştir.³⁸

Gerilim implantın kemiğe temas ettiği noktadan yayılmaktadır. Kemik iliği boşlukları ve fibröz yapılar gerilimin kontrollü yayılmasını engelleyen faktörlerdir. Buna bağlı olarak implantla kemik kontağın az olması gerilimin artmasına sebep olmaktadır. Kemik yoğunluğu azaldıkça da kemik kuvveti azalmaktadır.³⁸

Kemik dansitesindeki artış implant-kemik ara yüzeyindeki mekanik özellikleri pozitif yönde desteklemektedir.⁴² Lekholm ve arkadaşları çene kemiklerinde artan kemik kalitesinin implantın stabilizasyonuna katkı sağladığını, zayıf kemik tipinin ise implantta stabilite eksikliğine neden olabileceğini öne sürmüştür.³⁶

Dental implantların başarı oranı kemik kalitesine ve kantitesine, implant dizaynına ve uygulanan cerrahi tekniğe bağlıdır. Yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmalarında İmplant etrafındaki stres dağılımında kortikal kemik kalınlığının da etkili olduğunu belirtmişlerdir. Özellikle maksillada implant başarısının mandibulaya kıyasla daha düşük olmasının sebebini maksilladaki kortikal kemiğin ince olmasına ve kemik özelliklerinin mandibulaya göre daha zayıf olmasına bağlamışlardır.⁴³

2.6. Maksiller Sinüs

Burun çevresinde bulunan boşluklara '*Paranasal Sinüs*' adı verilir. Paranasal sinüsler adlarını bulundukları kemiğin adlarından alırlar; maksiller sinüs, frontal sinüs, sfenoid sinüs ve etmoid sinüs.⁴⁴ Diş hekimliğini en çok ilgilendiren paranasal sinüs, oral kavite ile ilişkili olan maksiller sinüştür.⁴⁴⁻⁴⁶

Maksiller sinüs '*Antrum*' ya da '*Highmore Boşluğu*' olarak da adlandırılır.⁴⁶ İlk kez Leonardo da Vinci tarafından 1489 yılında örneklenmiş olsa da Maksiller sinüs

terimi ilk olarak İngiliz anatomici Nathanel Highmore tarafından, '*Corporis Humani Disquisitio Anatomica*' adlı eserinde tanımlanmıştır.⁴⁷

2.6.1. Maksiller Sinüsün Embriyolojik Gelişimi

Maksiller sinüs fetal hayatın 3. Ayından itibaren nazal mukozada infundibulumuna doğru gelişim ile başlar. Bu gelişim esnasında maksiller sinüs üst ve orta meatusun arasında tomurcuk şeklinde görünür. Prenatal olarak ikincil bir pnömatizasyon gerçekleşir. Doğum esnasında maksiller sinüsler sıvı ile doludur.⁴⁸ Doğumda dikdörtgen şeklinde olan sinüs 5. aydan sonra üçgen şeklinde görünüm alır. Antrum gelişimi 7 yaşına kadar devam eder ve daimi dişler sürmeye başladığında bu ekspansiyon hızlanır. On iki yaşında pnömatizasyon lateral orbital duvara ve burun tabanı seviyesine doğru genişler. Asıl gelişimi ise dentisyonla birlikte olur. 16-18 yaşlarında ise yirmi yaş dişlerinin sürmesi ile genişleme sona erer.⁴⁷

2.6.2. Maksiller Sinüsün Anatomisi

Maksiller sinüs, burun tabanına komşu olan ve apeksi zigomatik kemiğe uzanan piramidal bir kavitedir. İçini müköz membran dışını ise farklı kalınlıkta maksiller sinüs duvarları oluşturur.⁴⁹ Maksiller sinüsün boyutu, şekli ve duvar kalınlığı kişiden kişiye farklılık gösterir. Hatta aynı bireyde sağ ve sol maksiller sinüs arasında farklılıklar olabilmektedir.⁵⁰ Doğumda içi sıvı doludur. Ortalama 12 yaşında erişkin hacmine ulaştığı bilinir. Ortalama boyutları; 2.5-3,5 cm genişliğinde, 3.6-4,5 cm uzunluğunda ve 3.8-4.5 cm derinliğindedir. Anterior sınırı kanin dişlere kadar uzayabilir, maksimum alt noktası genellikle 1. molar diş hizasındadır.⁵¹ Doğum anında sinüsün hacmi 6.8ml'dir. On sekiz yaşında ise maksimum büyüklüğüne (10-15ml) ulaşır. Bu hacim doğum hacminin yaklaşık 2 katıdır.⁵²

2.6.3. Maksiller Sinüsün Sınırları

Anterior Duvar

Orbital kenardan kanin apeksinin üzerine kadar uzanan kalın kortikal kemikten oluşur. Kanin dişin kaybı sonucunda antrum anterior duvar kretle birleşebilir. Maksiller sinüsün anterior duvarı ayrıca Cudwell-Luc prosedürü için giriş bölgesidir.⁴⁷

Süperior Duvar

Kalın orbita tabanı antrumun üst duvarı oluşturur.⁴⁷

Posterior Duvar

Posterior duvar pterygomaksiller bölgeye komşudur ve infratemporal bölge ile antrumu birbirinden ayırır. Posterior duvarda internal maksiller arter, pterygoid pleksus, sfenopalatin ganglion, büyük palatinal sinir gibi önemli vital yapılar bulunmaktadır. Posterior duvarın radyografide tespit edilmesi önemlidir. Tespit edilemediğinde bir patoloji olasılığı düşünülmelidir.⁴⁷

Medial Duvar

Antrumun lateral duvarı ile çakışır ve sinüsün en kompleks duvarını oluşturur. Medial duvarın alt kısmı inferior meatus ve nazal fossa tabanı ile komşudur. Medial duvar antral kısımda vertikal ve düz yüzeylidir. Medial duvarın süperiorunda primer veya maksiller ostium bulunur. Bu yapı sayesinde sinüs sekresyonları etmoid infundibulum ve hiatus semilunaris vasıtası ile nazal kavitenin orta meatusuna açılarak drenaja olanak sağlar.^{47,53}

Lateral Duvar

Posterior maksilla ve zigomatik prosesi oluşturur. İnfraorbital ve posterior süperior alveolar arterin intraosseöz anastomozlarını taşır.⁴⁷

İnferior Duvar

Maksillar molar ve premolar apeksleri ile komşuluktadır. Diş apeksleri ile antrum arasında ince bir kemik katmanı olabileceği gibi apeksler antrum içerisinde de olabilmektedir. Dişli hastalarda inferior duvarın nazal taban seviyesinde olduğu, dişsiz hastalarda ise inferior duvarın nazal tabandan 1cm aşağıda konumlandığı bilinmektedir. Inferior duvarda vertikal veya horizontal septa bulunabilir. Dişli hastaların %30'unda septa mevcuttur ve bu septanın 3/4'ü de premolar diş bölgesinde konumlanmaktadır.^{47,51} Sinüs elevasyonu için anterior duvar ve nazal duvarlar önem teşkil etmektedir.⁴⁷

2.6.4. Maksiller Sinüsün Beslenmesi ve Drenajı

Arterleri

Maksiller sinüs infraorbital arter, sfenopalatin arterin lateral dalları, büyük palatin arter ve alveolar arterden beslenir.

Venleri

Venöz olarak anteriorda fasiyal vene, posteriorda ise maksiller vene veya juguler sisteme dökülür.⁵⁴

Sinirleri

İnnervasyonu infraorbital sinirin dalları, maksiller sinir ve büyük palatin sinirin dalları ile olur.^{51,55} Ayrıca N.Nazopalatinus'tan da sensitif dal aldığı bilinmektedir.⁵⁵

Lenfatik Drenajı

Lenf drenajı infraorbital foramen ve ostium vasıtası ile gerçekleşmektedir.⁵¹

2.6.5. Maksiller Sinüsün Görevleri

- * Mukus salgılayarak burun kanallarının nemli kalmasını sağlar.
- * Burundan alınan havanın akciğerlere ve bronşlara geçmeden önce ısıtılmasını ve nemlendirilmesi sağlar.
- * Kafatasının ağırlığını dengeler.
- * Ses rezonansını etkiler.
- * Darbelere karşı şok absorpsiyonu sağlar.
- * Kafatası gelişimine katkı sağlar.
- * İntramural basınç ayarlanmasında etkilidir.^{52,56}

2.6.6. Maksiller Sinüsün Pnömatizasyonu

Sinüs pnömatizasyonu, maksillada implant yerleşimi için gerekli vertikal kemik miktarında azalmaya neden olur. Bu yüzden posterior maksillada implant yerleştirmeyi zorlaştırır. Maksilla posterior rezorbsiyon prosesi diş kaybına bağlı olarak gelişir. Diş kaybı sonrasında sinüste vertikal-horizontal genişleme ve sebebi tam olarak bilinemeyen pnömatizasyon oluşur. Sonrasında sinüs boşluğunda 3 boyutlu genişleme izlenmektedir. Pnömatizasyon prosesinin hem kişiden kişiye hem de ağız içinde bölgeden bölgeye değişkenlik gösterebileceği belirtilmiştir.⁵¹

Pnömatizasyonun kortikal kemikten oluşan bir odağa bağlı olarak geliştiğini düşünen bazı araştırmacılar da vardır. Bu odağın mukozaya komşu kısmında rezorbsiyon gelişirken, kortikal kemiğe komşu olan kısmında apozisyon geliştiğini ve bunun sonucu olarak kemik kalınlığının aynı kalmasına rağmen sinüs hacminin genişlediği savunulmaktadır. Chanavaz⁴⁸ erken diş kaybı görülen vakalarda maksiller sinüsün yavaş gelişen bir ekspansiyon gösterdiği ve bu ekspansiyonun nazal kavitedeki minimal açıklığa bağlı olarak geliştiğini belirtmiştir. Kraut ve arkadaşları⁵⁷ ve Smiler ve arkadaşları⁵⁸ diş çekimini takiben sinüs membranında osteoklastik aktivitenin artması sonucunda sinüs tabanında gelişen rezorbsiyona bağlı pnömatizasyon geliştiğini savunmuşlardır.⁵⁴

2.6.7. Maksillanın Rezorbsiyon Paterni ve Kret Sınıflaması

Maksillada gelişim ve dentisyon tamamlanmış olsa bile hayat boyunca kemik yapım ve yıkım süreçleri devam eder. Diş çekimi sonrası bu iki proses birlikte sürmektedir.⁵⁹

Diş çekimi sonrası maksillanın alveol kret yüksekliğinde büyük oranda değişimler gözlenebileceği gibi bukkal kortikal tabakadaki rezorbsiyona bağlı olarak maksillanın palatine doğru yer değiştirebileceği düşünülmektedir.⁶⁰ Diş çekiminin etkisiyle kemik yapımı artarken dişsiz bölgeye fonksiyonel kuvvet gelmemesi nedeniyle alveolar bölgede rezorbsiyon ve apozisyon görülmektedir.⁵⁴ Brenemark.⁵⁹ diş çekimini takiben 1. ve 3. yıl arasında alveol kemik hacminin %40'ının rezorbe olduğunu ve bunun büyük kısmının ilk yıl içinde meydana geldiğini, ilerleyen yıllarda ise rezorbsiyonun azalan oranda devam ettiğini belirtmiştir. Ortalama kemik kaybı maksilladaki alveoler kemikte yılda ortalama 0.1mm ölçülmüştür.⁶¹ Diş kaybının ve toplam rezorbsiyon miktarının doğru orantılı olarak değiştiği rapor edilmiştir.⁵⁴

Rezorbsiyonunun, maksillanın sahip olduğu yoğun vasküler yapıya bağlı olarak meydana geldiği düşünülmektedir. Maksillada diş çekimi sonrası mikrovasküler defektler oluşması veya stenozik değişiklikler sebebiyle maksilladaki kan akışı azalması, beslenmeyi engelleyip rezorbsiyonu artırmaktadır.⁶¹ Kemikte meydana gelen rezorbsiyon miktarında etkili olan faktörler; enflamasyon, kemik yoğunluğu, alveolar kemiğe gelen kuvvetin yönü, şiddetin sıklığı, varsa yapılan protezin uyumu ve kullanım süresi şeklinde sıralanabilir.⁵⁴

2.6.8. Maksillanın Rezorbsiyon Sınıflaması

2.6.8.1. Mercier Sınıflaması

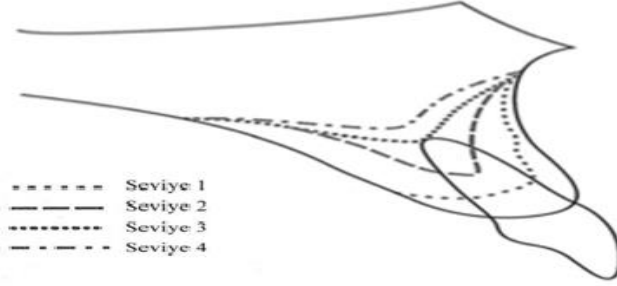
Mercier dişsiz kretteki genel rezorbsiyon değişikliklerini aşağıdaki gibi tanımlamıştır.

Seviye1: Alveolar kret çekim yapılan dişin yerleştirilebilmesine uygun genişliktedir.

Seviye2: Alveolar kret incelmıştır ve keskin bir görünüm almıştır.

Seviye3: Sivri olan kemik bazal kemiğe doğru düzleşmiştir.

Seviye4: Sivri kemik bazal kemik hizasında konkav şekil almıştır.⁶²



Şekil 4:Dişsiz anterior maksilladaki kemik kaybı aşamaları⁶²

Mercier'in dişsiz kret sınıflaması evreleri geliştiğinde oluşan kret şekilleri 4 grupta incelenmektedir.

- * **Grup 1:** Minör kret remodelingi olan grup
- * **Grup 2:** Keskin atrofik rezidüel kret grubu
- * **Grup 3:** Bazal kemik sırtından oluşan grup
- * **Grup 4:** Bazal kemikte rezorbsiyon görülen grup

(Grup 1). Alveolar kretin remodeling süreci diş çekimini takiben başlar ve bu esnada çekim soketine implant yerleştirilebilir.

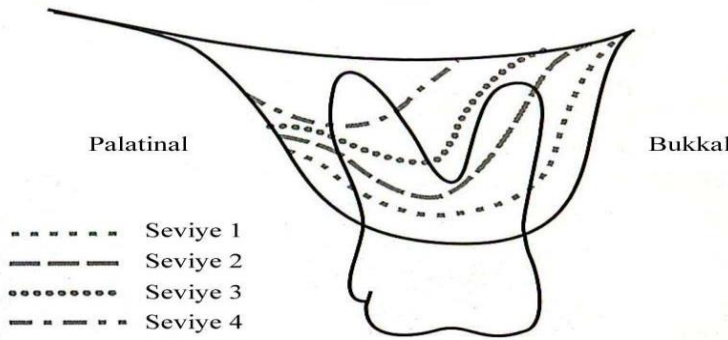
(Grup 2). Rezorbsiyonun 2. Seviyesinde alveolar kret keskinleşir ve atrofik şekil alır.

(Grup 3). İlerleyen rezorbsiyonla beraber kret bazal kemiğe kadar tamamen rezorbe olur, düzleşir.

(Grup 4). Rezorbsiyon dördüncü seviyeye vardığında bazal kemikte de gerçekleşmeye başlar.

Mercier⁶² rezorbsiyon paterninin hem maksilla-mandibula arasında hem de anterior-posterior bölge arasında farklılıklar gösterebileceğini belirtmiştir. Anterior maksillada horizontal kemik kaybının nispeten daha az olduğu bilinmektedir. Ayrıca anterior krette gelişen rezorbsiyona bağlı anterior kretin posteriora doğru yer değiştirme eğilimi maksillada mandibuladan farklıdır ve mandibuladan daha fazla görülmektedir. Rezorbsiyonun etkisiyle posterior maksillada krette içe doğru yer değişikliği görülmektedir. Alveoler kret genişliği maksillada azalmış ve mandibulada artmış gibi görünür. Maksilla ve mandibulanın kretler arasındaki dengesizlik durumu rezorbsiyonun farklı şekillerde gelişmesinden dolayı ortaya çıkar ve bu durum patolojik oklüzal yük artmasına neden olur. Bundan dolayı da daha belirgin bir rezorbsiyon oluşur.⁶²

Maksilla posteriorda, diğer kemiklere nazaran çene kemiği kaybı daha fazla olduğundan ögmentasyon prosedürlerinin bu bölgede diğer bölgelere kıyasla daha zor endikasyonlara sahip olduğu bilinmektedir.⁶³



Şekil 5: Dişsiz posterior maksiller alanda rezorbsiyon paterni⁶²

Cawood ve Howell'in 1988 yılında maksilla ve mandibula rezorpsiyon sınıflandırması ise günümüzde halen kullanılmaktadır.

2.6.8.2. Cawood ve Howell'in Dişsiz Çenelerde Rezorbsiyon Sınıflaması

Sınıf I: Dişli çeneler

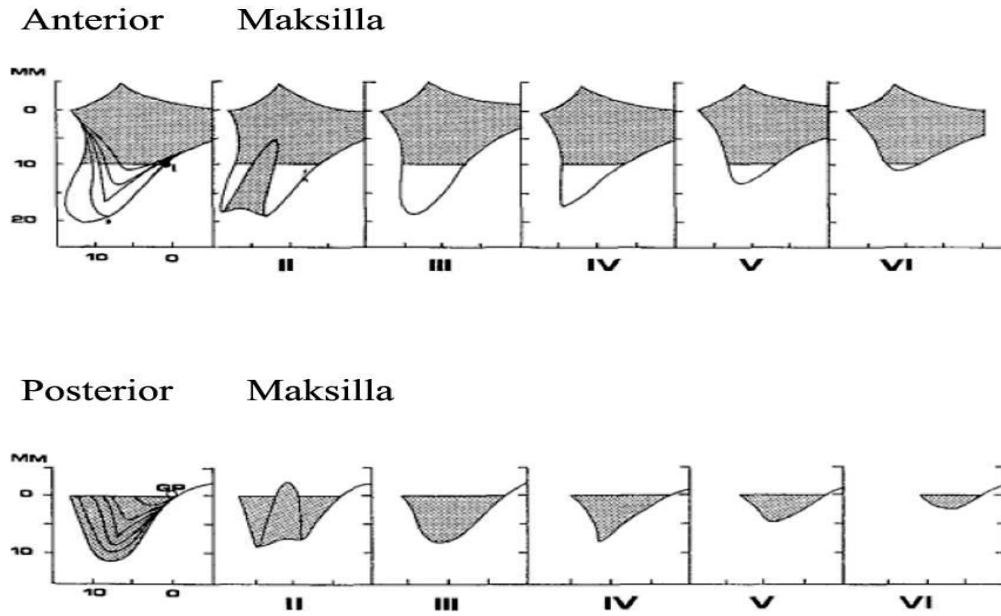
Sınıf II: Diş çekimi sonrası kret görünümü

Sınıf III: Yeterli yükseklik ve genişlikte kret

Sınıf IV: Yüksekliğin yeterli olduğu, genişliğin yeterli olmadığı bıçak sırtı şeklindeki kret

Sınıf V: Yetersiz genişlik ve yüksekliğe sahip yassı kretler

Sınıf VI: Alveoler krette aşırı rezorbsiyon görülen ve bazal kemikte belirgin kayıp izlenen durumlar.⁶⁴



Şekil 6: Cawood & Howell'e göre dişsiz çene sınıflaması⁶⁴

2.7. Atrofik Posterior Maksillada İmplant Uygulamaları

Posterior maksilla dentisyonunu geniş kronlarla birlikte geniş ve fazla sayıda kök yüzeyine sahip dişler oluşturmaktadır. Bu durum düşük yoğunluktaki kemiğin yüksek oklüzal kuvvetlere karşı direnç göstermesini sağlar. Oklüzal stresler alveoler kret tepesinde karşılanır.⁶⁵ Bu yüzden bu alanda kemik temasını arttırmak gerekmektedir. Fakat değişik sebeplerle maksiller sinüs pnömatisasyonuna bağlı olarak alveoler kemikteki vertikal yüksekliğin azalması zaman zaman çeşitli kemik ögmentasyonları ve çeşitli cerrahi yaklaşımları gerektirmektedir.⁶⁶

Posterior maksillada diş çekimi sonrasında hormonel-metabolik aktivite, parafonksiyonel alışkanlıklar, travmatik oklüzyonlar, hastanın yaşı, iatrojenik faktörler, protetik restorasyonun uzunluğu gibi faktörlere bağlı olarak rezorbsiyon sonrasında atrofi gelişebileceği bilinmektedir. Maksiller alveolar krette vertikal ve horizontal yönde gelişen rezorbsiyon sonucunda maksillada kalitatif ve kantitatif olarak zayıf bir kemik kalmaktadır.^{67,68}

İleri derecede periodontal hastalıklar, endodontik lezyonlar ve travma sebebiyle meydana gelen diş kayıplarında total kemik genişliğinde ilk 3 yıl içerisinde %25 oranında azalma olabilir. Kemik rezorbsiyonu, maksiller sinüs varlığı ve yetersiz kret boyutları nedeniyle standart boyda implant yerleşimi sorun teşkil etmektedir.^{68,69} Bu sorunu çözmek ve sabit bir protez uygulamak için farklı çözüm yöntemleri geliştirilmiştir.

Atrofik Maksillada İmplant uygulaması Öncesi Preprotetik Çözüm Yöntemleri;

- * Sinüs öggmentasyonu
- * Açılı implant uygulaması
- * Kısa implant uygulamaları
- * Zigomatik implant uygulaması
- * Maksiller osteotomiler, distraksiyon osteogenezi ve onlay greftleme⁷⁰

2.7.1. Sinüs Öggmentasyonu

Maksiller sinüsün hacminde yaşam boyunca artış görülmektedir. Rezorbsiyon derecesine bağlı olarak bazı vakalarda, posterior maksillada çok ince, kağıt kalınlığında rezidüel kemik kalmaktadır.⁷¹ Posterior maksillada kemik yetersizliği nedeniyle implant uygulamalarında primer stabilitenin azalmasının uzun dönem başarıyı etkilediği bilinmektedir.⁵⁴

Maksiller sinüs tabanının greft ile doldurulmasıyla yapılan öggmentasyon ilk kez 1970 yılında Tatum tarafından gerçekleştirilmiştir. Başlangıçta bu işlem için krestal kemik kullanılmış olsa da sonrasında modifiye edilerek Caldwell-Luc prosedürüyle maksiller sinüsün lateral duvarından sinüse ulaşmak amaçlanmıştır.⁷²

Günümüzde iki yöntemle sinüs mukozası elevasyonu sağlanmaktadır. Bu yöntemler:

- * Osteotomi yöntemi (Krestal yaklaşım)
- * Lateral antrostomi olarak bilinmektedir.

2.7.1.1. Osteotomi Yöntemi

Bu teknik Summers tarafından tanımlanmıştır.⁷³ Amaç, var olan kemiği koruyarak, vertikal kemik boyutunu artırmaktır. Bu değişimi sağlamak için sinüs tabanı yukarıya doğru kaldırılır. Konkav uçlu, özel olarak üretilmiş osteotomlar kullanarak lateral duvardan kemik traşlayarak ilerlenir. Lateral duvardan toplanan kemik parçaları osteotomi ucunda bir kütle oluşturur ve bu kütle osteotomiyle beraber yukarıya doğru itilir. Sinüs membranı bu sayede elave edilmiş olur. Bu yöntemde osteotomun sinüs membranı ile temasta olmamasına dikkat edilmesi gerekir. Sinüs membranı ile temasta olan sadece lateral duvarlardan toplanan kemik kütlesi olmalıdır.⁷²

2.7.1.2. Lateral Antrostomi

Günümüzde sıklıkla kullanılan tekniktir. Boyne ve James tarafından ilk kez 1980 yılında tanımlanmıştır.⁷⁴ Hem lokal hem de genel anestezi altında uygulanabilir. Mukoperiosteal flep elave edildikten sonra rond frez kullanılarak sinüse giriş için sinüs mukozası korunarak pencere hazırlanır. Özel aletler kullanılarak sinüs mukozası yukarı yönde kaldırılır. Bu sayede sinüs tabanında alan oluşturulmuş olur. Oluşturulan bu alan ögmentasyon materyalleri ile doldurulur. Literatürde en az 3-5 mm kemik varlığında implant yerleştirmenin sinüs ögmentasyonu ile birlikte yapılabilirken, daha az kemik varlığında ise ögmentasyon materyalinin konsolidasyonu ve iyileşme dönemi tamamlandıktan sonra implant yapımı önerilmektedir.⁷⁵

2.7.2. Açılı implant uygulaması

Atrofik maksillanın implant rehabilitasyonunda, kemik miktarı ve yoğunluğunun yetersiz olması cerrahi ve protetik açıdan sorunlar yaratır.⁶⁹ Nazal fossanın genişlemesi ve maksiller sinüs ögmentasyon gerekliliği de anatomik kısıtlamalar arasındadır. Bu durum yapılacak tedavide implant sayısı, çapı, uzunluğu ve lokalizasyonunda kısıtlamalara neden olur.

Atrofik posterior maksillada yetersiz vertikal kemik yüksekliği varlığında açılı implant uygulaması alternatif olarak kullanılabilecek bir tedavi seçeneğidir.⁷⁶ Açılı implant uygulaması kemik ögumentasyon prosedürlerinden kaçınmak amacıyla kullanılabilen tedavi prosedürlerinden biridir.⁷⁷ açılı implant uygulaması ile bölgeye komşu anatomik yapıları korumak mümkündür. Aynı zamanda daha uzun implant uygulanması yüksek kortikal ankraj olanağı sağlar bu durum implantın primer stabilitesini artırır.^{77,78}

2.7.3. Kısa İmplant Uygulamaları

Literatürde kısa implantın yayınlanan ortak bir tanımı yoktur.⁷⁹ Bazı araştırmacılar^{80,81} 7 mm'den uzun olmayan implantları kısa implant olarak tanımlamıştır. Farklı araştırmacılar ise^{82,83} kısa implantı uzunluğu 10 mm'yi geçmeyen implant olarak tanımlamıştır. Bazı yayınlarda ise kemik içinde 8 mm veya daha küçük implantlar da kısa implant olarak değerlendirilmiştir.⁸⁴

Mandibular kanal ve maksiller sinüs gibi anatomik komşulukları olan şiddetli atrofik kreterlerde implant yerleştirmek problem yaratmaktadır. Kemik eksikliği olan vakalarda sert doku miktarını arttırmak için vertikal ve horizontal kemik ögumentasyonu amacıyla çeşitli materyaller ve yöntemler kullanılmıştır. Bununla birlikte bir meta analiz çalışmasında vertikal ögumentasyon tekniklerinin kısa implant uygulamalarına göre daha başarısız olduğu görülmüştür. Otörler bu bilgiler ışığında atrofik posterior maksilla ve mandibula için kısa implant uygulamalarının daha mantıklı bir çözüm yolu olabileceğini belirtmişlerdir.⁸⁵

Bununla birlikte kısa implant uygulamalarında başarısızlığa neden olabilecek 4 faktör belirtilmiştir.

Bunlar:

- * Kuron boyutundaki artış
- * Kemik kalitesinin kötü olması
- * Daha yüksek çiğneme kuvvetleri
- * İmplant dizaynı olarak sıralanabilir.⁴⁷

Friberg ve arkadaşları⁸⁰ ise şiddetli atrofik mandibulanın otojen greft kullanılmadan Brenemark Sistem implant ile rehabilitasyonunun güvenilirliği yüksek bir yöntem olarak belirtmişlerdir. Çalışmada kısa implant kullanımının otojen greft kullanımına göre birçok açıdan daha avantajlı olduğunu belirtmişlerdir.

Özyılmaz ve arkadaşları⁸⁶ kısa dental implantları farklı lokalizasyonlarda ve yükleme koşullarında yaptıkları çalışmada implant çapı, uzunluğu ve yükleme koşullarının etkisini SEA ile değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında kısa implant kullanımının tamamen dişsiz mandibulada implant-mandibula ve implant abutment arasındaki stres değerlerini artırdığını rapor etmişlerdir.

Bununla beraber kısa implant üzerine yapılan bazı SEA çalışmalarının implant boyunun stres dağılımında etkili bir role sahip olmadığını göstermişlerdir. Klinik koşullarda da birçok avantaja sahip olması bazı otörlerce kısa implant kullanımı avantajlı görülmüştür.⁸⁷

2.7.4. Zigomatik İmplant Uygulamaları

Zigomatik İmplantlar 30-55 mm arasında değişen uzunluklarda olup, titanyumdan yapılan zigomatik ve alveolar kemik içine yerleştirilen implantlardır.⁸⁸ İlk olarak Brenemark⁸⁹ tarafından tanımlanmıştır.

Maksillada implant uygulamalarında yeterli vertikal kemik mesafesi olmayan atrofik çenelerde zigomatik implantlar tercih edilebilir. Bu şekilde ögumentasyon prosedürlerinden kaçınılarak zigomatik arkın kuvvetli yapısı kullanılmış olur.⁹⁰

- Zigomatik implant uygulamaları için 4 cerrahi teknik belirtilmiştir. Bunlar;
 - * Intrasinüs teknik
 - * Sinüs-slot tekniği
 - * Extrasinüs tekniği
 - * Extramaksiller teknik olarak ayrılmıştır.

En sık kullanılan teknik intrasinüs tekniğidir.⁹⁰

2.7.5. Onley Greftleme, Maksiller Osteotomiler ve Distraksiyon Osteogenezisi

Maksillada alveolar kret ince olduğu vakalarda onley greft uygulaması alternatif tedavi seçeneği olarak görölmektedir. Bununla beraber rezorbsiyona bağlı olarak interark mesafesi artan vakalarda Lefort 1 osteotomisinin uygun bir alternatif tedavi olabileceği bilinmektedir.⁹¹ Literatürde yapılan çalışmalar Lefort 1 osteotomi ile interpozisyonel kemik greftlerinin şiddetli maksilla atrofilerinde implant destekli protetik tedavi öncesi başarılı bir tedavi protokolü olabileceğini göstermektedir.⁹²

Bununla birlikte sandviç osteotomi tekniği, interpozisyonel greftleme, unilateral segmental osteotomi gibi çeşitli ögmentasyon yöntemi uygulanarak sinüs mukozasının bütünlüğü korunmaya çalışılmıştır.^{93,94}

Distraksiyon osteogenezisi ise çenelerde implant yerleştirmeden önce yeterli kemik oluşturmak için kemik rejenerasyonu sağlayan bir tekniktir. Atrofik posterior maksiller bölgede bu teknik sinüs lifting ile eş zamanlı yapılarak modifiye edilmiştir.⁹⁵ Kanno ve arkadaşları⁹⁶ ise atrofik maksillada sinüs lifting ve distraksiyon osteogenezisi uyguladıkları atrofik posterior maksillada implant uygulamışlar ve implant başarı oranının %96,3 olduğunu gözlemlemişlerdir.

2.8. All-on-Four implant Tekniği

Dişsiz çenelerde implant uygulamaları, kemik kalitesindeki ve hacmindeki yetersizlik, anatomik sınırlandırmalar gibi nedenlerden dolayı sıklıkla zorlu olabilmektedir.⁹⁷ Bu tip çenelerde implant tedavisi için kemik ögmentasyonu uygulanan bir prosedürdür. Fakat greftleme seçeneğinin hastayı ekonomik olarak zora sokması, göreceli olarak bekleme süresinin uzun olması, iki veya daha fazla cerrahi operasyon gerektirmesi gibi sebeplerden dolayı yeni tedavi seçeneklerine ihtiyaç duyulmuştur.^{98,99}

Farklı tedavi seçeneklerinin oluşturulmak istenmesi üzerine; distale uzun kantilever uygulanması, kısa implantların kullanılması ya da zigoma veya pterygoid kemik gibi bölgelere implant uygulanması düşünülmüştür.^{100,101}

Ancak, bu tedavi seçeneklerinde komplikasyon riski fazladır ve göreceli olarak daha tecrübeli cerrahi yaklaşım gerektirir. Ayrıca alternatif olarak uygulanan bu tedavi yöntemlerinin maliyetleri yüksektir ve tedavi süreleri uzundur.¹⁰⁰

Hastaya yansıyan maliyet, yetersiz kemik kalitesi ve hacmi gibi dezavantajlarına karşı geliştirilen farklı tedavi uygulamalarından biri de Malo ve arkadaşlarının 2003 yılında bildirdikleri ‘All-on Four’ tedavi konseptidir.¹⁰²

‘All-on four’ tedavi tekniği, alt çene ve üst çenede 2 anterior ve 2 posterior olmak üzere toplam 4 implant ile desteklenen tam ark sabit bir protezden oluşan bir tedavi yöntemidir. Anterior implantlar mandibula ve maksillada lateral kesici bölgesine dik olarak yerleştirilir. Posterior implantlar mandibulada mental foramenin hemen önüne, maksillada ise maksiler sinüsün anterior duvarına paralel olacak şekilde önüne distale eğimli yerleştirilirler.^{102,103} Anterior bölgede bulunan implantlar oklüzal düzleme vertikal, posteriordaki implantlar ise 45°’ye kadar olacak şekilde distale eğimli yerleştirilirler. Diğerlerinden farklı olarak bu sistemde düz ve açılı multiünit abutmentlar uygulanır.^{103,104}



Şekil 7: Üst ve alt çenede all-on 4 konsepti.¹⁰⁵

Distalde bulunan implantların eğim verilerek uygulanması yük dağılımının daha iyi olmasını sağlamıştır. Anterior-posterior mesafenin artmasını sağlayarak protezin yük dağılımını dengeler ve göreceli olarak daha kısa bir kantilever ile tek çenede 12 diş içermesine imkan sağlar.^{100,106,107} Bu teknik, tedavi süresinin kısaltılması, hastanın

yaşam kalitesini hareketli protezlere oranla artırması sebebiyle başarılı bir teknik olarak düşünülmektedir.¹⁰⁸

Final protezler sabit veya çıkarılabilir olacak şekilde yapılabilir. Eğim verilerek yapılan uzun implantlarla alınan primer stabilite sayesinde hemen yükleme imkanı sağlar. Hemen yükleme yapılan protezlerde kantilever miktarının olabildiğince kısa olması, kaninlerin distalinde yer alan dişlerde oklüzal temas olmaması önerilmiştir. Geçici protezler genelde aynı gün içerisinde hastaya teslim edilebilir ve ortalama 3 ay sonra daimi protezler yapılır. All-on-Four tekniğinde final restorasyon; titanyum, zirkonyum ya da metal altyapılı porselen içeren sabit protezler, akrilik kaide üzerine akrilik dişler, çıkarılabilir overdenture protezler veya hibrit protezler şeklinde gerçekleştirilebilir.^{109,110}

2.8.1. Endikasyonlar

- * En az 5 mm kemik genişliği
- * üst çenede maksiller sinüsler arası anterior bölgede 10 mm ve alt çenede mental foramenler arası en az 8 mm kemik yüksekliği
- * Abutment, alt yapı ve yapılacak proteze yer sağlamak amacıyla asgari 20 mm arklar arası mesafe
- * İmmediat yüklemenin uygulanabilmesi için yapılan implantlardan yeterli primer stabilitenin sağlanması.^{111,112}

2.8.2. Avantajlar ve Dezavantajlar

Avantajlar

- * Anatomik yapıların korunmasını sağlar.
- * Greftleme ihtiyacı ortadan kalkar.
- * Kemikten daha fazla ankraj alınma imkanı oluşur.
- * Abutmentler arası anteroposterior mesafe artar.
- * Hastalara immediat protez sağlayarak psikolojik olarak rahatlatır.

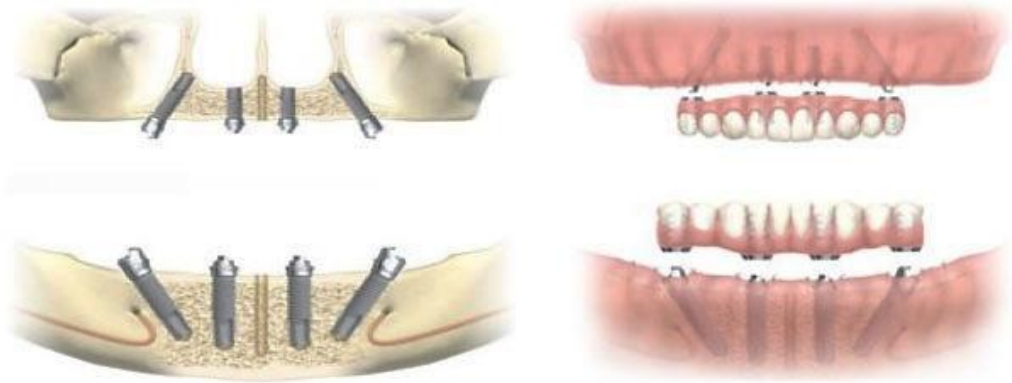
- * Tedavi süresi göreceli olarak kısaldır.
- * Son yapılan nihai proteze hareketli ya da sabit seçeneği sunar.

Dezavantajlar

- * Tecrübeli cerrahi teknik gerekir.
- * Cerrahi rehber kullanılması gerekebilir.
- * İmplant yerleştirdikten sonra planlamada değişiklik olmasına müsait değildir.

2.8.3. Dikkat Edilmesi Gereken Durumlar

1. Kantilever uzunluğunu minimumda tutmak için posterior implantlara en fazla 45 dereceye kadar açılandırma yapılmalıdır.
2. Primer implant stabilitesini sağlamak için; implantlarda en az 35 Ncm sıkıştırma torku elde edilmelidir. Bu torkun sağlanamadığı durumlarda erken yükleme yapılmaz.
3. Ciddi derecede parafonksiyon olduğunda önerilmemektedir.
4. Diş çekimi yapılmışsa soket iyice temizlenmeli ve implantlar çekim soketlerinin arasındaki kemiğe yerleştirilmelidir.^{102,103,111}



Şekil 8: Maksilla ve mandibulada all-on 4 konseptine göre implant yerleşimi.¹⁰⁵

2.9. Biyomekanik Tanımı ve Biyomekaniğin Uygulama Alanları

Biyomekanik, eski Yunanca'da hareket anlamına gelen '*kinesis*' kökünden türeyen kinesoloji bilim dalının alt bilimlerinden biridir. Canlı sistemlerin yapısal ve fonksiyonel olarak mekanik yöntemler ile incelenmesi esasına dayanmaktadır.¹¹³ Biyomekanik aygıtlar ve metodlar kullanarak canlılarda yapı ve fonksiyon arasındaki ilişkiyi tespit etmeyi amaçlamaktadır.¹¹⁴

Biyomekaniğin çalışma alanlarında gerçeğe yakın değer elde edilebilmesi için mevcut şekillerin tanımlanabilmesi ve yorumlanabilmesinde kullanılan matematik ve fizikte yeterli düzeyde bilgi sahibi olunmasının yanında anatomi, morfolojinin ve doku biliminin temel kurallarının ve sınır şartlarının iyi bilinmesi gerekmektedir. Biyomekanik hastalık, yaşlanma, kaza ve zorlanmalar gibi çeşitli nedenlerden dolayı canlıların fiziksel mekanizmalarında ortaya çıkan işlevsizliklerin tanımlanması ve bu işlevsizliklerin canlı yapısına en uygun çözümünün belirlenmesinin yanı sıra protez ve destek ünitelerinin tasarım ve imalatında kullanılmaktadır. Ayrıca biyomekanikten mevcut anatomik yapıların incelenmesinde ve çeşitli hastalıklar hakkında yeni fikirler geliştirmede kullanılmaktadır.¹¹⁵

Biyomekaniğin fen bilimleri ve mühendislikteki kullanım alanları;

- * Fiziksel yüklemelerin modellenmesi ve simülasyon
- * Eklem modellemeleri
- * Spor biyomekaniği ve fiziksel kapasite
- * Kas mekaniği
- * Kırık (kemik vb.) ve rüptür (tendon yırtıkları)
- * Doku mühendisliği
- * Protez, ortoz, implantlar şeklinde sıralanabilir¹¹⁵

2.10. Oral İmplantolojide Biyomekanik

İmplant destekli protezlerde prognoz kuvvetin yönüne, şiddetine, protez tipine, protez materyaline, implant dizaynına, sayısına, implantların dağılımına, kemik yoğunluğuna ve kemik-implant birleşim yüzeyinin mekanik özelliklerine bağlı olarak

değişkenlik göstermektedir. Bu nedenle son yıllarda dental yapıda gelişen stres paternleri, üzerinde çalışılan önemli bir konu haline gelmiştir.¹¹⁴

Biyomekanik stresin implant için önemli bir risk taşıdığı bilinmektedir. Bu nedenle implant üzerinde yüklenmeye neden olan faktörler üzerinde durulmuştur.

Bu faktörler;

- * Parafonksiyonel kuvvetler
- * Bruksizm
- * Diş Sıkma
- * Dil basıncı
- * Kron yüksekliği
- * Çiğneme dinamiği
- * Ark pozisyonu
- * Karşıt arkın durumu olarak bilinmektedir.¹¹⁴

İmplanta gelen kuvvetin yönü implant üzerinde büyük etkiye sahiptir. Kuvvetin farklı açılarda uygulanması kemikte açı artışıyla paralel stres artışı ile sonuçlanmaktadır. Açılı kuvvetin daha yüksek makaslama basısına neden olduğu ve kemiğin de bu basıya karşı zayıf direnç gösterdiği bilinmektedir.¹¹⁶

Oklüzal kuvvetler çiğneme fonksiyonu sırasında ilgili kasların dinamik hareketi ile meydana gelir. Kuvvet, çiğnemenin süresi ve miktarıyla ilişkilidir. Doğal dişlerde var olan periodontal ligamentler gelen kuvvetlerin tüm diş boyunca iletilmesini sağlarken implantlarda durum farklıdır. Gelen kuvvet implant aksı yönünde gelirse implant etrafında bulunan yivler tarafından kemiğe doğrudan iletilir. Bu durum her zaman böyle olmaz. İmplant üzerinde gelen oblik kuvvetler implant üzerinde bir bükülme momenti oluşur ve gelen bu kuvvet yani yükler implant boynundaki ve apeksindeki yivler tarafından karşılanır. Bu nedenle çiğneme kuvvetlerinin ve parafonksiyonel alışkanlıkların osteointegrasyonun sağlanmasında önemi büyüktür.¹¹⁷

Yazar	Doğal Diş/İmplant	Ortalama Maksimum Mastikatör Kuvvet
Carr ve Laney	Konvansiyonel protez İmplant destekli protez	59.6 N 112.9 N
Morneburg ve Proshchel	3 üyeli implant destekli sabit parsiyel protez Tek implant: anterior Tek implant: posterior	220 N 91 N 129 N
Fontijn-Tekamp ve diğ.	İmplant destekli protez Molar bölge İnsizal bölge	(Unilateral) 50-400 N 25-170 N
Van Eijden	Kanin 2. Premolar 2. Molar	469 ± 85 N 583 ± 99 N 723 ± 138 N
Braun	Doğal diş	738 ± 209 N Erkek>Kadın
Raadsheer	Erkek Kadın	545.7 N 383.6 N

Tablo 2: Doğal diş ve implant üzerine gelen çiğneme kuvvetleri ¹¹⁸

İmplantolojide kemik yoğunluğunun kemiğin dayanıklılığı ve elastik modülü ile doğrudan ilişkili olduğu bilinmektedir. Kemik yoğunluğu azaldıkça belirli bir kuvvet altında gerilim değerlerinin arttığı bilinmektedir. Bunun sonucu olarak da kemik yoğunluğu arttıkça remodeling azalır. ¹¹⁹

Kortikal kemik daha fazla stres ve daha az miktarda gerilim değerlerine dayanabilirken trabeküler kemiğin kırılmadan önce daha yüksek gerilim değerlerine karşı koyduğu bilinmektedir. Kortikal kemik trabeküler kemikten 10 kat daha güçlü bir yapıya sahiptir. D2 ve D3 kemikleri kıyaslandığında ise D2 kemiğin D3'e göre %50 oranında daha dayanıklı olduğu bilinmektedir. ¹¹⁴

Başarılı bir restorasyon işlemi için kullanılan materyalin ve üzerinde çalışılan dokunun mekanik özellikleri bilinmelidir. Bununla birlikte bu materyallerin gelen kuvvetler karışısındaki stres ve gerilme değerlerinin bilinmesi gerekmektedir. Canlı dokuların üzerine gelen kuvvetler karşısındaki tavrını tespit etmek oldukça zor, maliyetli ve risklidir. ¹²⁰

Dental implantlar etrafında periodontal ligament olmadığı için gelen yükler karşısında hareket edemezler. Kemiğin gelen kuvvetlere karşı belirli bir gerilme ve

baskı dayanımı vardır ve bu değer aşıldığında kemik rezorbsiyonu ve implant kaybı gibi durumlar gelişebilmektedir.¹²¹

Yukarıda bahsedilen riskler nedeniyle kuvvetin etki ettiği veya yoğunlaştığı alanların tespiti için canlı dokuları modelleme gereksinimi doğar ve kuvvetlerin tespiti için çeşitli analiz yöntemleri geliştirilmiştir.¹²⁰

2.10.1. Biyomekanik Kavramlar

2.10.1.1. Kuvvet:

Mekanik alanda kullanılan temel bir kavram olan kuvvet, yönü ve uygulandığı nokta ölçülebilir bir vektördür. Birimi ‘Newton (N)’ olup ‘F’ harfiyle gösterilir. Kuvvetin etkisiyle bir cisme uygulandığında cisim ya hareket eder ya da şekil değiştirir. Biyomekanik incelemelerde hem in-vivo hem de in-vitro genel olarak yüklenme çeşitleri, cismin uzun eksen boyunca çekme (tensile), basma (compressive), eğme (bending), burma (torsion) veya çok eksenli (multi axial) olabilmektedir. Bu kuvvetler statik yüklenme şeklinde uygulanabildiği gibi ayrıca tekrarlayan kuvvetler şeklinde de uygulanabilmektedir.^{122,123}

İntraoral ortamda etkili olan kuvvetler, implant-kemik bileşkesine yarar ve zarar şeklinde etkilemektedir. Çekme ve makaslama kuvvetleri bileşkenin ayrılmasına ve bozulmasına neden olurken, baskı kuvvetleri bu bileşkenin birarada kalmasında rol oynamaktadır. Kemikte ve implant üzerindeki en yıkıcı olan makaslama kuvvetidir.¹²²

2.10.1.2. Stres:

Gerilme (stres); yüklenme anında materyalin birim alanına düşen kuvvettir. Kuvvetlerin uygulama yönüne göre basma (compressive), çekme (tensile) ve makaslama (shear) gerilmeleri şeklinde 3 şekilde sınıflandırılır. Gerilme direkt olarak ölçülemese bile büyüklüğü hesaplanabilir. Her santimetre kareye gelen Newton cinsinden kuvvet (N/cm²), gerilmenin standardize edilmesinde kullanılır ve ‘ σ ’ simgesi ile gösterilir.^{124,125}

Diş hekimliğindeki çalışmalarda stres birimi olarak genellikle Mpa (Megapaskal) tercih edilmektedir.¹²⁵

2.10.1.3. Gerinme (Strain):

Gerinme (strain), birim alanındaki deformasyondur. Yükleme esnasında meydana gelen boydaki değişim ile gerçek boy değeri arasındaki orandır ($\Delta L/L$) ve kuvvet uygulanan yapının birim alanındaki yüzeyinde deformasyon olarak ifade edilir ve ‘ ϵ ’ simgesi ile gösterilir. Gerinmenin herhangi bir birimi yoktur¹²⁶.

ΔL =Boyutsaldeğişim

L =Cismin orijinal boyutu.¹²⁶

2.10.1.4. Elastisite Modülü (Esneklik Katsayısı):

Elastisite modülü stresin gerinmeye oranıdır. Esneklik katsayısı, stresin oluşturduğu şekil değişikliği olup ve bir materyalin sertliği arttıkça esneklik katsayısı da artar. Birimi megapascaldır (MPa).

Esneklik katsayısı, çekme veya basma kuvvetlerinin bir cisme eksensel doğrultuda uygulandığında ‘esneklik katsayısı’ veya ‘young modulus’ şeklinde ifade edilebilir.^{126,127}

Elastisite modülü= Gerilim / Gerinim

2.10.1.5. Poisson Oranı:

Cisme aksiyal kuvvetler uygulandığı zaman cismin boyutunda deformasyon olduğunda aynı zamanda eninde de deformasyonlar meydana gelir. Bu şekildeki çekme veya basma yüklenmelerinde, cismin boyundaki değişimin enindeki değişime oranına cismin ‘poisson oranı’ denir. Poisson oranı, ‘ ν ’ harfi ile gösterilir, -1 ile 0,5 arasında değişir, herhangi ölçü birimi yoktur. Kemik için yaklaşık poisson oranı ‘0,3’tür.¹²⁷

2.10.1.6. Oransal Limit (Proportional Limit)

Stres(gerilim)-Strain(gerinim) eğrisinin doğru orantılı olduğu en büyük gerilim değeri olduğu bilinmektedir. Geri dönüşümsüz deformasyon gerçekleşmesi için cisim üzerinde oluşan gerilimin oransal sınır değerini geçmesi gerekir.¹²⁸

2.10.1.7. Elastik Limit (Elastic Limit)

Cisimde geri dönüşü olmayan deformasyona neden olmadan, etki eden maksimum stres değeridir.¹²⁶

2.10.1.8. Elastik Sınır Noktası (Yield Point or Yield Stress)

Kuvvet-deformasyon eğrisi, elastik ve plastik deformasyon bölgelerini içerir. Bu iki bölge arasındaki sınır noktası ‘elastik sınır noktası (yield point)’ olmaktadır.^{122,127}

2.10.1.9. İzotropik Özellik

Cismin farklı eksenlerdeki kuvvetlere maruz kaldığı zaman, elastik yapısının tüm eksenlerde (x,y,z eksen) benzer olmasıdır.¹²⁹

2.10.1.10. Anizotropik Özellik

Cismin farklı eksenlerdeki kuvvetlere maruz kaldığı zaman elastik yapısının üç asal eksen de (x,y,z eksen) farklı olmasıdır.¹²⁹

2.10.1.11. Von Misses Stres

Von Misses stresi üç asal stres değeri kullanılarak hesaplanmakta olup çekilebilir materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanmaktadır. Von Misses stresi, materyalde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi almak amacıyla kullanılmaktadır.

Von Misses stresi, sonlu elemanlar stres analizinde stres dağılımını ortaya koyan şekil değiştirme enerjisinin başlangıç değeridir. Von-Misses gerilmesi, bütün doğrultularda oluşan normal ve kayma gerilmelerinin bileşkesidir. Bu gerilme, implant

materyalinde ve kemik dokusunda ve implantta oluşabilecek hasarı incelemek için oldukça önemlidir. Bu şekilde kalıcı deformasyon olup olmayacağını, kemikte rezorbsiyonun meydana gelip gelmeyeceğini anlamak mümkün olabilmektedir.^{130,131}

2.10.1.12. Asal Stres (Principal Stress)

Cisimler karmaşık kuvvetlerin etkisi altında kalırlar ve bu sebeple stresler yüzey alanı boyunca değişirler. Cismin yüzey alanı üzerinde her bir noktasında farklı stresler görülür ve normal stresler ile kayma stresleri beraber oluşur. Bütün düzlemlerde makaslama stres bileşenleri sıfır olduğu durumda normal streslere asal stresler denir. Asal stres; maksimum asal stres (σ_1), ara asal stres (σ_2) ve minimum asal stres (σ_3) olmak üzere sınıflandırılır. Gerilme stresi olarak da adlandırılan maksimum asal stresleri pozitif değerdedir, sıkışma stresi olarak adlandırılan minimum asal stresleri ise negatif değerdedir.¹³²

2.11. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analizi Yöntemleri

Canlı doku ve organlarda stres analizi yapmak oldukça zordur. Bu sebeple stres analiz çalışmaları canlı doku veya organ modeli hazırlanarak bu model üzerinde çalışmalar yapılarak olmaktadır.¹³³

Stres analiz yöntemleri

- Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi
- Termografik stres analiz yöntemi
- Kırılabilir vernikle kaplama tekniği kullanımı ile stres analizi
- Radyotelemetri ile stres analizi yöntemi
- Gerinim ölçer ile stres analiz yöntemi
- Holografik interferometri ile stres analizi yöntemi
- Sonlu elemanlar stres analiz yöntemidir.¹³³

2.11.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Saydam plastik malzemelerin optik özelliklerinden faydalanan stres analizi yöntemidir. Destek dişlere, kemiğe, implantlara ve restorasyonlara gelen kuvvetlerin sayısı, yoğunluğu ve yerleşimi fotoelastik modelde oluşan kuvvet çizgileriyle doğrudan gözlenebilir. Fotoelastik saydam modele kuvet geldiği zaman izokromatik çizgiler(fringe) olarak isimlendirilen kuvvet çizgileri kırmızı ve yeşil renkler arasında oluşur. Modeldeki bu stresler polarize filtre veya polariskop aracılığıyla görülmektedir. Kuvvet çizgilerinin miktarı ve çizgilerin birbirine yakınlığı arttıkça oluşan stres de artar; bu sayede zayıf noktalar, kırılma potansiyeli olan bölgeler ve stres etkisiyle biyolojik değişiklik oluşması tahmin edilen bölgeler saptanabilir.¹³⁴

2.11.2. Termografik Stres Analiz Yöntemi

Termografik stres analizi yönteminde; izotropik ve homojen bir materyale düzenli şekilde kuvvet uygulanır. Kuvvet uygulanmasının oluşturduğu ısıdaki periyodik değişimlerin materyalin ilgili noktalarında oluşan asal streslerin toplamı ile orantılı olmasına dayanmaktadır.¹³³

2.11.3. Kırılabilir Vernikle Kaplama Tekniği Kullanımı İle Stres Analizi

Bu stres analizinde, analizi yapılacak olan materyale özel bir vernik uygulanır ve fırınlanarak bu verniğin sertleşmesi sağlanır; sonrasında materyale kuvvet yüklemesi yapılır. Kuvvetlerin arttığı bölgelerde oluşan çatlaklar incelenip kuvvet yoğunluğu ve yönü ölçülebilir.¹³³

2.11.4. Radyoteleometri İle Stres Analiz Yöntemi

Bu analiz yöntemini güç kaynağı, radyotransmitter, alıcı, örneğe sabitlenmiş bir gerinim ölçer, anten, yükseltici ve veri kaydediciden oluşur. Bu yöntemin en büyük avantajı veri iletiminde kablo içermemesidir.¹³³

2.11.5. Gerinim Ölçer İle Stres Analiz Yöntemi

Gerilim ölçerler ince bir telin veya şeritin esneyen bir yüzey üzerine kuvvetli bir yapıştırıcıyla yapıştırılmasından oluşur. Yüzeye basınç uygulandığında yüzey esnemekte ve iletken şerit gergince uzamaktadır. Tel uzadıkça kesit alanı daralır, daraldıkça dirençleri yükselmektedir. Bu prensip rehber alınarak gerinim ölçer ile stres analiz yöntemi sayesinde iletken direncin değişimi göz önüne alınarak uygulanan kuvvetin miktarı ölçülmektedir.¹³⁵

2.11.6. Holografik İnterferometri İle Stres Analizi Yöntemi

Bu teknikte lazer ışınları kullanılarak cismin üç boyutlu görüntüsü holografik filme aktarılır. Nanometre (nm) boyutundaki yüzey deformasyonları algılanarak görünür ışın demetlerine çevrilir. Çalışma modeli üzerinde herhangi bir deformasyona sebebiyet vermeyen objenin genel olarak gerçek boyutlarda incelenebildiği tekniktir. Diş hekimliği alanında ortodontik uygulamalarda, kron-köprü, implant, lehim ve hareketli protezlerde yapılan in vitro uygulamalarda kullanılmaktadır.¹³³

2.11.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

İlk kez havacılık ve uzay sanayinde ısı transferi, akışkan akışı, kütle taşımacılığı ve elektromanyetik problemlerini çözmek için Sonlu elemanlar analizi (SEA) üretilmiştir.^{136,137} SEA ile biyomekanik sistemin matematiksel modeli oluşturularak bilgisayar üzerinde küçük ve basit parçalara bölünerek çözümlenir.¹³³

SEA'yı diş hekimliğinde ilk kez 1976'da Weinstein ve arkadaşları kullanmıştır. Daha sonra da bu yöntem kullanılmaya devam etmiştir.¹³⁶ İlk SEA çalışmasında bir dişin önce matematiksel modeli oluşturulmuş sonrasında çeşitli doğrultularda kuvvetler uygulanmış ve kemikte meydana gelen gerilmeler incelenmiştir. Günümüzde SEA'nın kullanım alanı oldukça geniştir. Protetik ve restoratif diş hekimliği, ortodonti ve çene cerrahisi alanlarında kullanılmaktadır.¹³⁸

2.11.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Avantajları

- * Sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin çeşitliliği, değiştirilebilirliği sayesinde geometrisi kompleks olan katı cisimler bile güvenli bir şekilde analiz edilir.
- * Delikli veya köklere sahip cisimler gibi bağlantı noktası çok olan cisimler dahi analiz edilebilir.
- * Farklı materyallerden oluşan veya geometrik özellikleri farklı olan cisimlerin incelenmesine olanak verir.
- * Bütün yapılar küçük ve basit parçalara ayrılarak bütün yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler çözümlenir. Bu sayede sorun basite indirilerek anlaşılmasına imkan sağlar.
- * Sınır şartları kolay uygulanır.
- * Analitik ve deneysel yöntemlerden daha detaylı sonuçlar vermektedir. ^{139,140}

2.11.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Dezavantajları

- * Analizlerin yapımında kullanılan yazılım programı ve bu programı çalıştıran bilgisayarlar maliyetlidir.
- * Analizlerin yapıldığı yazılım programlarının güncel olması gerekmektedir.
- * Yapılan araştırmaların güvenilirliği malzeme özelliklerinin sisteme doğru olarak aktarılmasına bağlıdır. ¹⁴⁰

2.11.8. Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminin Aşamaları

2.11.8.1. Pre-processing: İncelenecek Yapının Modellenmesi:

İlk başta analizi yapılacak yapının gerçek boyutlarıyla orantılı şekilde bilgisayar ortamında CAD programı ile geometrik modelinin hazırlanmasıyla başlanır. Modelleme yapımından sonra analiz edilecek yapı kendi boyutuna ve geometrisine göre parçalara bölünerek matematiksel model olarak adlandırılan ağ yapısı (mesh) oluşturulur. ^{135,141} SEA yönteminde, katı, sıvı ve gaz gibi gerçek cisimler birbirine tutunmuş, sonlu eleman ismi verilen alt bölümlere ayrılmıştır. Bu elemanların

birbirlerine tutundukları bölümlere düğüm noktası (node) denir. Düğüm noktaları elemanların birbirlerine tutundukları elemanların sınırlarında bulunmaktadır. Sanal stresler etkisinde model ağını oluşturan elemanlarda gerilmeler ve şekil değişiklikleri gözlenir. Bu gerilmeleri ve değişimleri bulundukları diğer elemanlara aktarırlar bu sayede diğerleri de etkilenmiş olur.¹⁴⁰

Gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini içeren sınır koşulları cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetlerin ne taraftan uygulandığını gösterir.^{136,139} Düğüm noktaları birbirlerine köşe noktalardan tutunan eşit büyüklükteki sınırlı sayıdaki elemanlara bölünmüştür. Daha gerçekçi sonuçlar elde etmek için düğüm sayısı mümkün oldukça artırılmalıdır ama bu durum da hata ihtimalini de beraberinde artırmaktadır.¹⁴⁰

2.11.8.2. Analiz (Verilerin Yazılım Programına Yüklenmesi):

Modellemesi yapılan elemanların mekanik özelliklerinin yükleme koşullarının programa yüklendiği aşamadır. Poisson oranıyla elastisite modülüsü (Young's Modulus) mekanik özellikleri belirtirken kullanılır. Kuvvetin büyüklüğü, doğrultusu ve açısı yükleme koşullarını belirler. Modeldeki her eleman ana modelin tüm özelliklerine sahip olup elemanların yükleme altında gösterdikleri tepkiler yapının bütünlüğünü taklit eder. Elde edilmiş olan veriler yüklemeler altında depolanır.¹⁴⁰

2.11.8.3. Post-processing (Analizlerin Çözümlemesi):

Cismin bütününe çözümülenebilmesi için analizleri yapılan bütün alt yapılar tek tek incelenmelidir.¹⁴⁰ Sayısal çözümleme sonucunda her kuvvet uygulandığında modelin herhangi noktasındaki stres, strain ve yer değiştirmeler incelenebilir.¹³³ Analiz sonuçları matematiksel hesaplamalar ile elde edilmektedir fakat değerlerin varyansı olmadığı için bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır.¹⁴² Farklı yükleme koşulları altında yapılan analizler sonucunda asal gerilmeler (principal stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), eksensel gerilmeler (axial stresses), eşdeğer gerilmeler (equivalent stresses) veya deformasyon değerleri gibi farklı değişkenlere ilişkin datalar elde edilebilir.¹²⁰

2.11.8.4. İki Boyutlu Sonlu Eleman Stres Analiz Yöntemi:

Günümüzde ayrıntılı çalışmalarda kullanılan materyalin çokluğu, karmaşıklığı ve üç boyutlu yapısı yüzünden bu yöntem yetersiz kalsa da diş hekimliğinde oldukça sık kullanılan bir yöntemdir.¹⁴⁰

2.11.8.5. Üç Boyutlu Sonlu Eleman Stres Analiz Yöntemi:

Kompleks yapıların simülasyonu bu yöntem kullanılarak iki boyutlu sonlu eleman analiz yöntemine göre daha kolay yapılmaktadır. Karmaşık bir yapının incelenmesinde analizin yapılacağı yapının geometrisi, uygulanan analiz yöntemi, sonucu elde edilen bulguların kabul edilebilmesi gibi birçok etkene bağlı olarak hangi sonlu eleman analizinin seçileceğine karar verilmektedir.¹⁴⁰

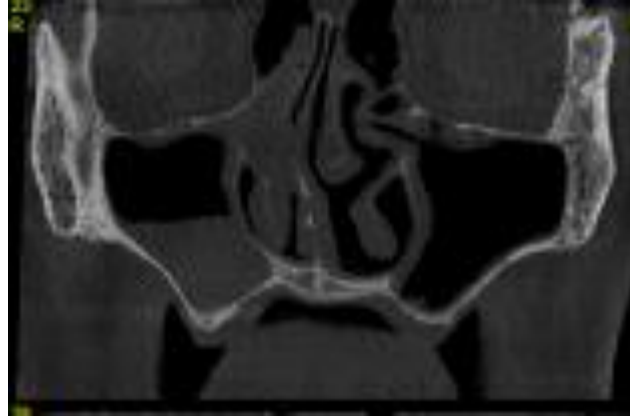
3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) Koordinatörlüğü tarafından 2022-TDU-DİŞF-0002 proje numarası ile desteklenmiştir.

Bu araştırma, İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı ve Ay Tasarım Ltd. Şti. (Ankara, Türkiye)'nde gerçekleştirildi.

3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması

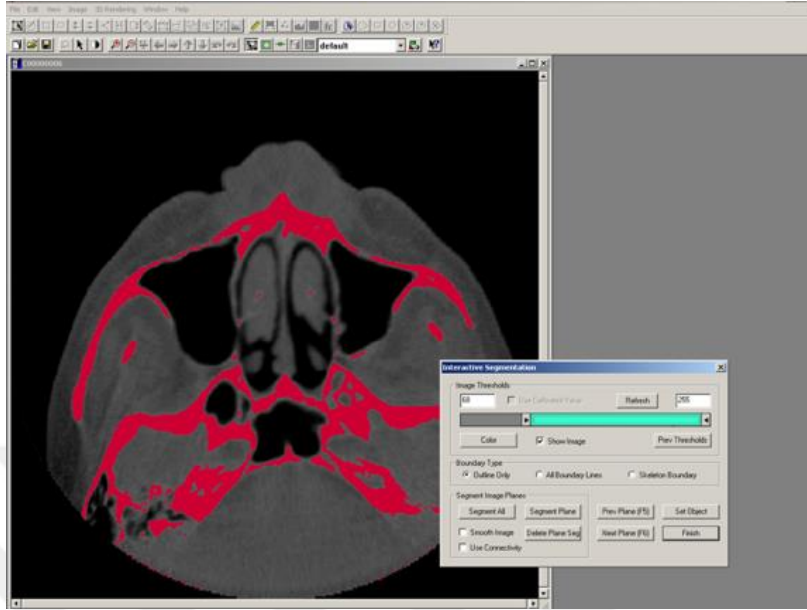
Üst çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz bir erişkin hastanın tomografisi çekildi. Çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) yazılımına alındı.



Şekil 9:Tomografi görüntüsü aksiyel kesit

3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin bilgisayar ortamında

yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.



Şekil 10:3D-Doctor yazılımı görüntüsü

3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular ‘interactive segmentation’ yöntemiyle ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler ‘Complex Render’ yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek üst çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından stl formatında export edildi. VR Mesh yazılımında çene modeliyle ilgili boyutsal ve topografik düzenlemeler yapıldı.

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra ‘3d Complex Render’ yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu. Yapılan modellemeler ‘Rhinceros’ yazılımında 3 boyutlu uzaydaki koordinatlarına yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlandı. Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Germany) optik tarayıcısı (Resim 28) ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı.



Şekil 11:Activity 880 optik tarayıcı

3.2. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi

Çalışmada kullanılan implant ve protez parçaları Smart Optics 3 boyutlu tarayıcısı ile tarandı. Stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 yazılımına aktarıldı. Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı.

D3 kemik yoğunluğuna sahip modellerde kortikal kemik kalınlığı 1.5mm, D4 kemik yoğunluğuna sahip modellerde kortikal kemik kalınlığı 1mm ve D3 ve D4 kemik yoğunluklarına göre trabeküler kemiğe sahip atrofiye dışsız maksilla'nın üç boyutlu modeli sonlu elemanlar analizi ile modellenmiştir. Modellerde maksiller sinüs anterior alanda kanin bölgesine kadar genişlemiş, 6 numaralı diş bölgesinde vertikal

kemik yüksekliği 6 mm dir. 12-22 numaralı diş bölgesinde vertikal kemik yüksekliği 12mm olarak planlanmıştır.

Anterior bölgeye 12-22 numaralı diş bölgesine 4.1-10 mm dikey implantlar ve çıkış profili 14-24 numaralı diş bölgesinde olacak şekilde apikali kanin bölgesinde konumlanan distale (30°) açılı 4.1- 14mm boyunda implantlar yerleştirilerek standart all on four tedavisi gerçekleştirilmiştir. Buna ilave olarak 16-26 numaralı diş bölgesine D3 ve D4 kemik yoğunluklarında 4.1-6 mm dikey implant, 17-27 numaralı diş bölgesinde D3 ve D4 kemik yoğunluklarında apikali tüber bölgesinde konumlanan meziale açılı (30°,45°) 4.1-14 mm boyunda implantlar yerleştirilerek farklı modellemeler yapılmıştır. İmplantlar Straumann® (Straumann AG, Basel, Switzerland) SLActive® bone level tapered olarak screw-retained düz abutmentlar ile tasarlanmıştır.

3.3. Çalışma Modelleri:

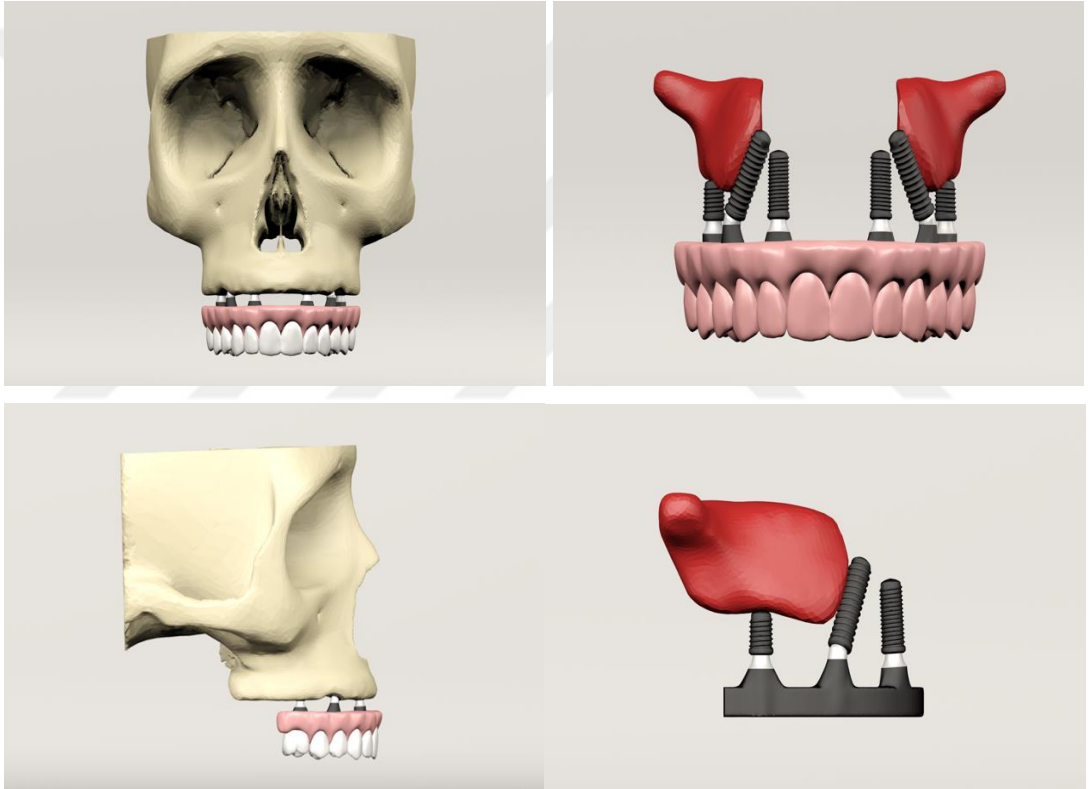
Atrofiye dişsiz maksillada posterior bölgeye 2 farklı kemik yoğunluğunda, 2 farklı (30°,45°) açıda uzun implant veya kısa implant yerleştirilerek 3 grup altında 6 ana model oluşturulmuştur. 200 N vertikal ve 150 N oblik (bukko-palatal yönde 45° açılı) kuvvetler uygulandı. Toplam 12 adet sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirilmiştir.

	Kemik Yoğunluğu	Modeller
GRUP 1 (Kısa implant 4.1-6mm)	D3	Model 1
	D4	Model 2
GRUP 2 (Meziale 30° açılı 4.1-14mm implant)	D3	Model 3
	D4	Model 4
GRUP 3 (Meziale 45° açılı 4.1-14mm implant)	D3	Model 5
	D4	Model 6

Tablo 3:Çalışma modelleri

Grup 1:

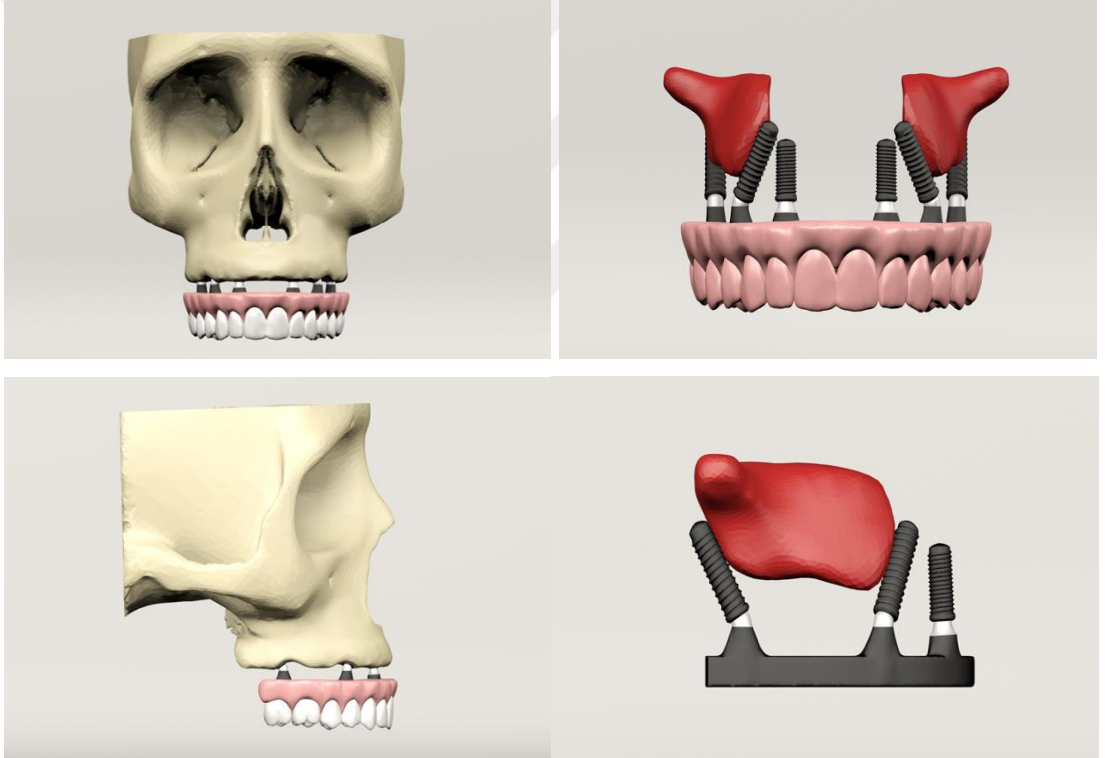
Atrofiye dişsiz maksillada 12,22 numaralı diş b6lgelerine 4.1-10 mm boyunda implant ve çıkış profili 14,24 numaralı dişlerde apikalı 13,23 kanin b6lgesinde olan arkadan 6ne doğru (distale açılı) 30° açılı 4.1-14 mm boyunda implant yerleştirildi. Kemik yoğunluğu anterior b6lge için D3 olarak kabul edildi. Posterior maksillada, model 1’de D3 kemik yoğunluğunda 4.1-6 mm’lik kısa implant yerleştirildi. Model 2’de ise D4 kemik yoğunluğunda 4.1-6 mm’lik kısa implant yerleştirildi.



şekil 12:Grup1’de yer alan Model 1 ve Model 2’ye ait g6rseller

Grup 2:

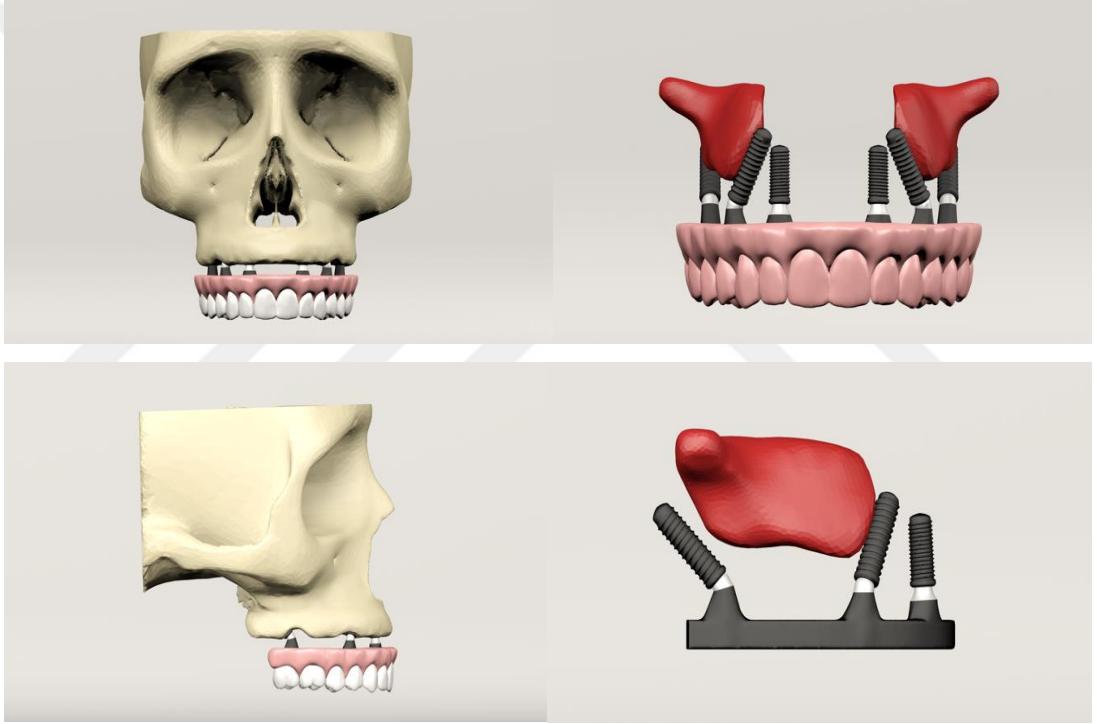
Atrofiye dişsiz maksillada 12,22 numaralı diş bölgelerine 4.1-10 mm boyunda implant ve çıkış profili 14,24 numaralı dişlerde apikali 13,23 kanin bölgesinde olan arkadan öne doğru (distale açılı) 30° açılı 4.1-14 mm boyunda implant yerleştirildi. Kemik yoğunluğu anterior bölge için D3 olarak kabul edildi. Posterior maksillada çıkış profili 17,27 numaralı diş bölgesinde olacak şekilde önden arkaya doğru (meziale açılı) 30° 4.1-14 mm implant yerleştirildi. Model 3’de kemik yoğunluğu D3 olarak değerlendirildi. Model 4’de kemik yoğunluğu D4 kemik olarak değerlendirildi.



Şekil 13:Grup2’de yer alan Model 3 ve Model 4’e ait görseller

Grup 3

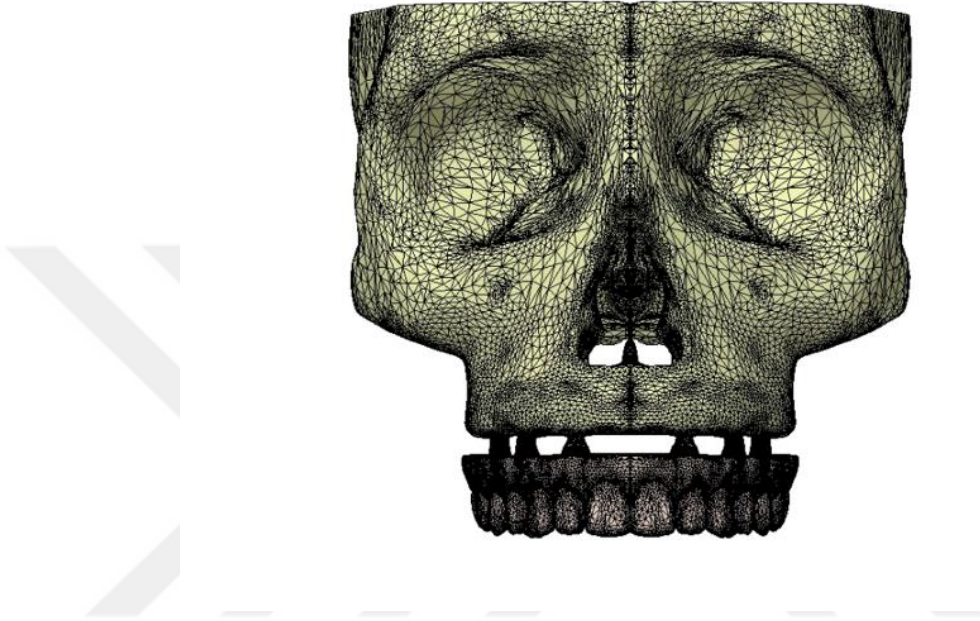
Atrofiye dişsiz maksillada 12,22 numaralı diş bölgelerine 4.1-10 mm boyunda implant ve çıkış profili 14,24 numaralı dişlerde apikali 13,23 kanin bölgesinde olan arkadan öne doğru (distale açılı) 30° açılı 4.1-14 mm boyunda implant yerleştirildi. Kemik yoğunluğu anterior bölge için D3 olarak kabul edildi. Posterior maksillada çıkış profili 17,27 numaralı diş bölgesinde olacak şekilde önden arkaya doğru (meziale açılı) 45° 4.1-14 mm implant yerleştirildi. Model 5’de kemik yoğunluğu D3 olarak değerlendirildi. Model 6’de kemik yoğunluğu D4 kemik olarak değerlendirildi.



Şekil 14:Grup3’de yer alan Model 5 ve Model 6’ya ait görseller

3.4. Çalışmada Kullanılan Parçaların Katı Modellemesinin Yapılması

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır.



Şekil 15:Rhino’da yapılan modellemelerin 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılması

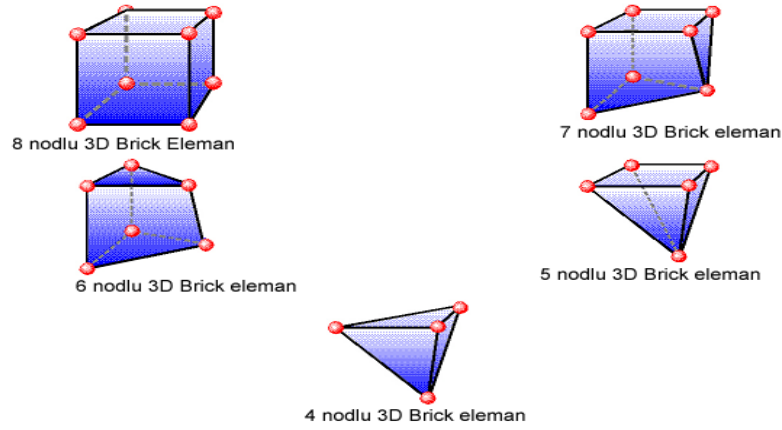
Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya aitt olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir. Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir.

	Elastik modül	Poisson oranı
--	---------------	---------------

Ti-grade	110000	0,35
Ti-Alt yapı	110000	0,28
Kortikal	13700	0,3
Trabeküler(D03)	1600	0,3
Trabeküler(D04)	690	0,3
Akrilik rezin	3000	0,35

Tablo 4:Çalışmada Kullanılan Materyallerin Elastiklik Modülü ve Poisson Oranı Değerleri¹⁴³⁻¹⁴⁵

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya aitt olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir. Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir.



Şekil 16:4, 5, 6, 7 ve 8 nodlu 3 boyutlu elemanlar

Çalışmalardaki düğüm ve eleman sayıları arttıkça sonuçların doğruluğu artmaktadır. Bu yüzden çalışmadan daha gerçekçi sonuçlar alabilmek için mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir:

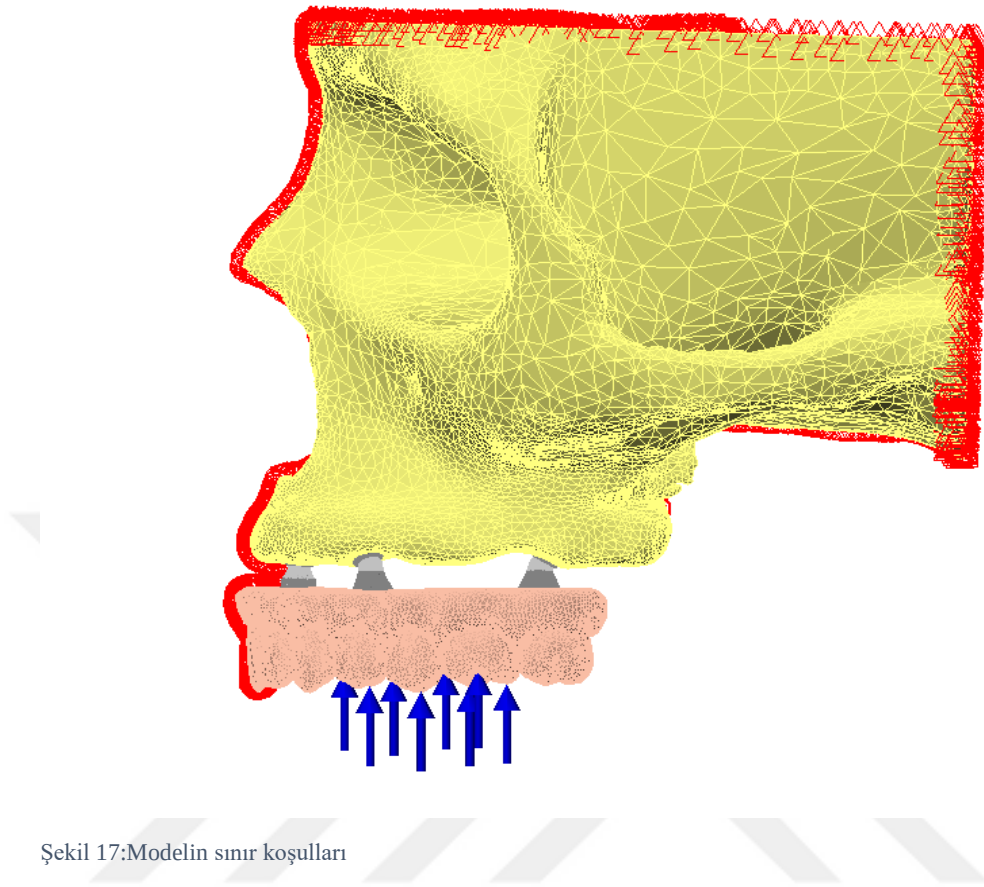
	<i>Kemik Yoğunluğu</i>	<i>Modeller</i>	<i>Eleman sayısı</i>	<i>Düğüm sayısı</i>
<u>GRUP 1</u> (Kısa implant 4.1-6mm)	D3	Model 1	692702	150443
	D4	Model 2	688845	149633
<u>GRUP 2</u> (Meziale 30° açılı 4.1-14mm implant)	D3	Model 3	986323	208625
	D4	Model 4	985573	208384
<u>GRUP 3</u> (Meziale 45° açılı 4.1-14mm implant)	D3	Model 5	802904	173799
	D4	Model 6	800919	173458

Tablo 5: Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

Çalışmada tedarik edilen implant, protez ve alt yapı parçaları SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak tarandı. stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı.

3.5. Sınır Koşullarının Oluşturulması:

Model çene kemiğinin alt ve arka kısmından her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlendi.



Şekil 17: Modelin sınır koşulları

Sonlu elemanlar stres analizlerinde istatistiksel analizler yapılamaz. Çünkü elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıkmaktadır. Asıl önemli olan, kesit görüntülerinin ve stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağıın bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi- σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresler, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere Principle Stres denir.

Principle Stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak 3'e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olursak; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1 : Maksimum principle stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ_3 : minimum principle stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir.

Kırılgan materyaller için principal stres değeri önemlidir. Çünkü Maksimum principle stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principle stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

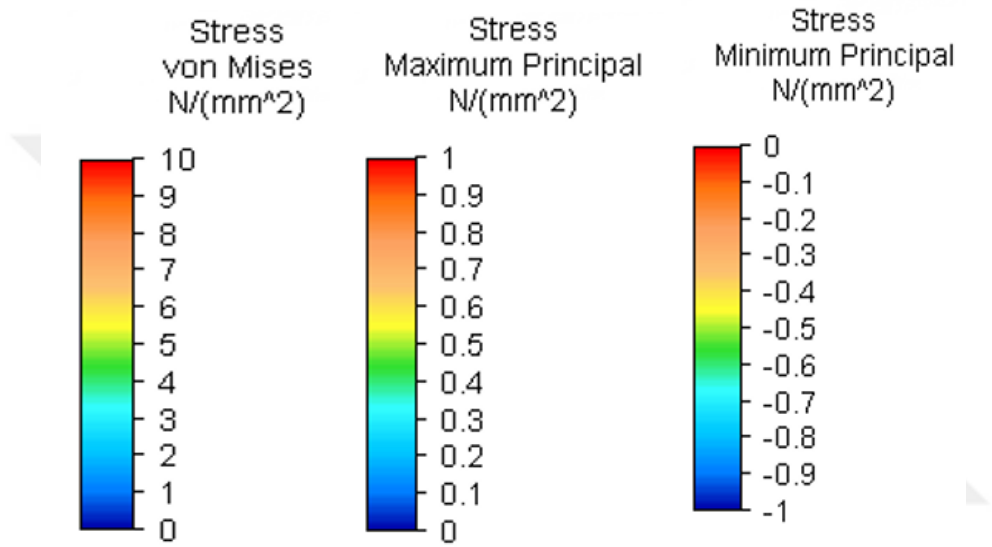
Von Mises Stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stres değerinden hesaplanır;

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

Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Arayüz bağlantılarında oluşan Von Mises Stres değeri alüminyum oksit kor porseleni, ara bağlantı porseleni ve tabakalama porseleninin germe dayanımını (yield strength) geçerse mekanik başarısızlık oluşur. Ayrıca Von Mises Stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

3.6. Sonlu Elemanlar Analizinde Kuvvet Değerlerine Göre Renk Skalası

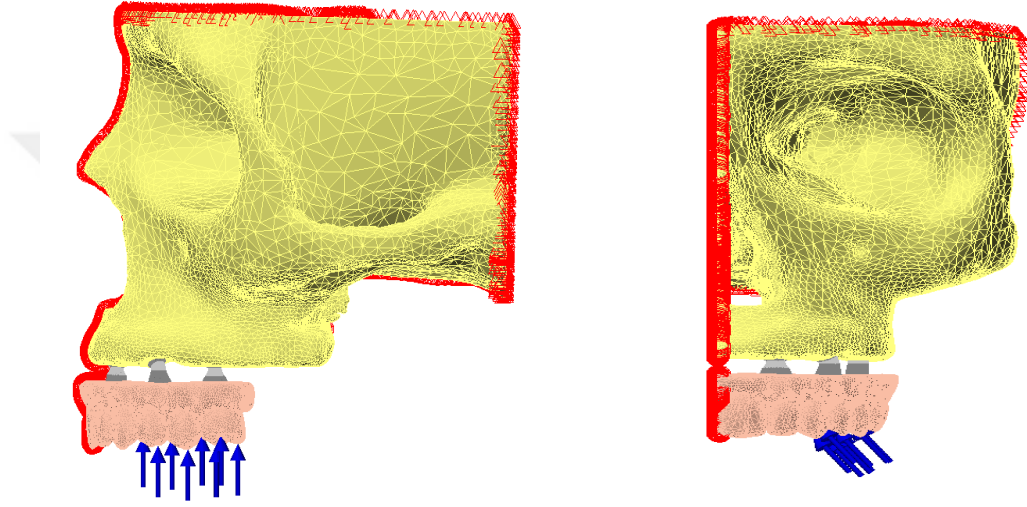
Yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmamızda elde edilen von mises değeri, maksimum ve minimum principle değerleri maviden kırmızıya çeşitli tonlarda geçiş yapmaktadır. Bu renklendirme sayesinde kuvvet gelen bölgenin hangi şiddette kuvvete maruz kaldığı görülebilir. Skaladaki sayı aralıklarının artıp azalmasına bağlı renklendirmenin çeşitliliği değişmektedir. Elde edilen her veride farklı skala kullanılır. Bunun sebebi her bir veride von mises değerinin, maksimum ve minimum principle değerlerinin farklılık göstermesidir.



Şekil 18: Sonlu elemanlar analizinde kuvvet değerlerine göre renk skalası

3.7. Sonlu Elemanlar Analizinde Modellerin Yükleme Koşulları

İmplantların üzerine rijit titanyum destekli sabit hibrit protez modellendi. Çift taraflı 4-5-6 numaralı dişlerin olduğu bölgelere 200 N vertikal ve 150 N oblik (bukko-palatal yönde 45° açılı) kuvvetler uygulandı. İmplantların kemikte %100 osseoentegre olduğu, Kemik ve implantların tüm arayüzlerin de sıkı bir bağlantının olduğu varsayıldı.



Şekil 19: Sonlu elemanlar analizinde modellerin yükleme koşulları

4. BULGULAR

Çalışmada 3 grup altında 6 farklı model oluşturulup 12 adet analiz yapılmıştır. Bu modeller üstüne yapılan rijit titanyum destekli sabit hibrit proteze çift taraflı 4-5-6 numaralı diş bölgelerine 200 N vertikal ve 150 N oblik (45 ° açılı bukkal-palatal yönde) kuvvetler uygulanmıştır. Yükleme altında; kortikal kemikte ve trabeküler kemikte oluşan gerilme (maksimum principal) ve sıkışma (minimum principal) stresleri ile implant yüzeyinde oluşan Von Mises stresleri değerlendirilmiştir.

4.1. Kortikal Kemik Bulguları

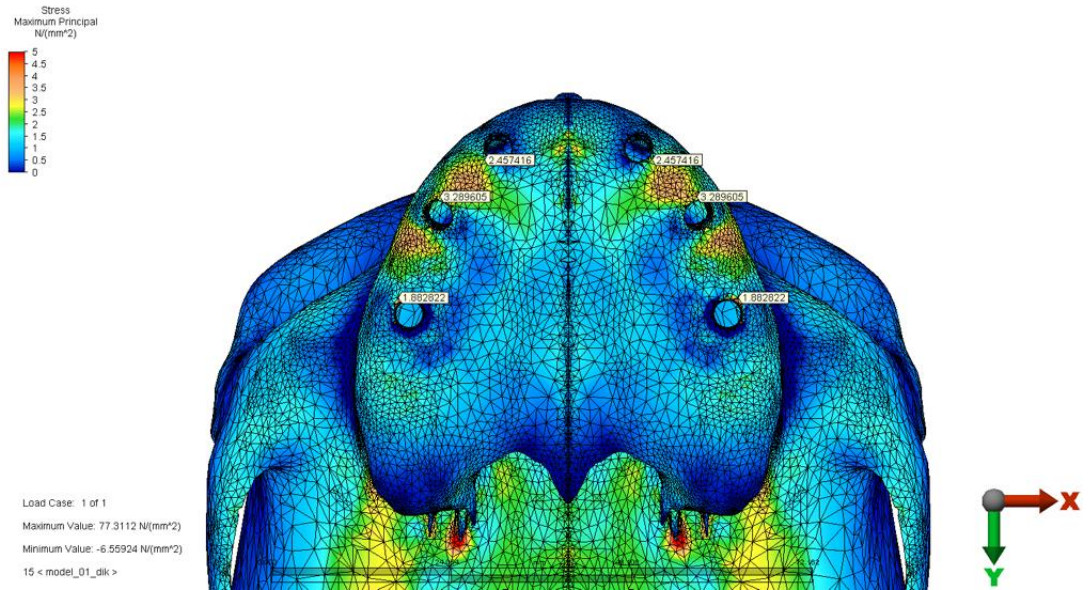
Kortikal kemik üzerinde implantların boyun bölgesi çevresinde belirlenen referans noktalarındaki stres değerleri incelenmiştir. Referans noktası olarak stresin en yoğun görüldüğü nokta değerlendirilmeye alınmıştır.

4.1.1. Kortikal Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})

Grup 1 (posterior maksillaya kısa implant)

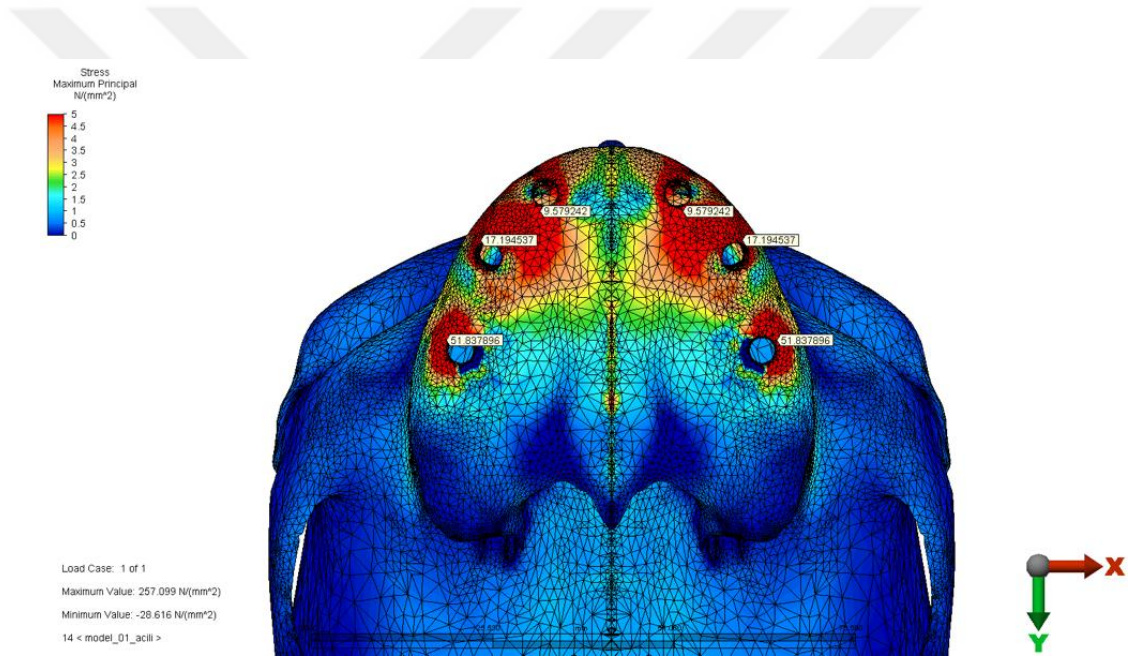
Model 1:(vertikal kuvvet): Posterior implantın (1.molar bölgesi 4.1-6mm) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri 1.88 MPa olarak implantın mezialinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi 4.1-14mm) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın mezialinde 3.29 MPa olarak bulunmuştur.

Anterior düz implantın (lateral bölge 4.1-10mm) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri distal bölgede 2.46 MPa olarak bulunmuştur.



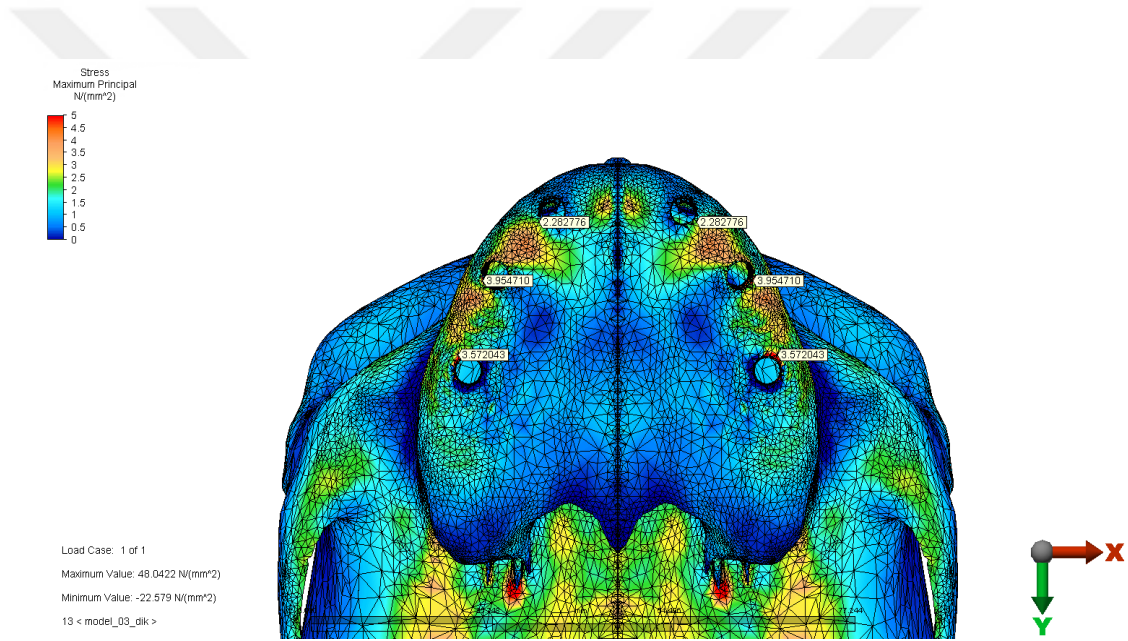
Şekil 20:Vertikal kuvvet altında model 1 'de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})

Model 1: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (1.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri 51.84 MPa olarak implantın bukkalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın bukkalinde 17.19 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri distal bölgede 9.58 MPa olarak bulunmuştur.



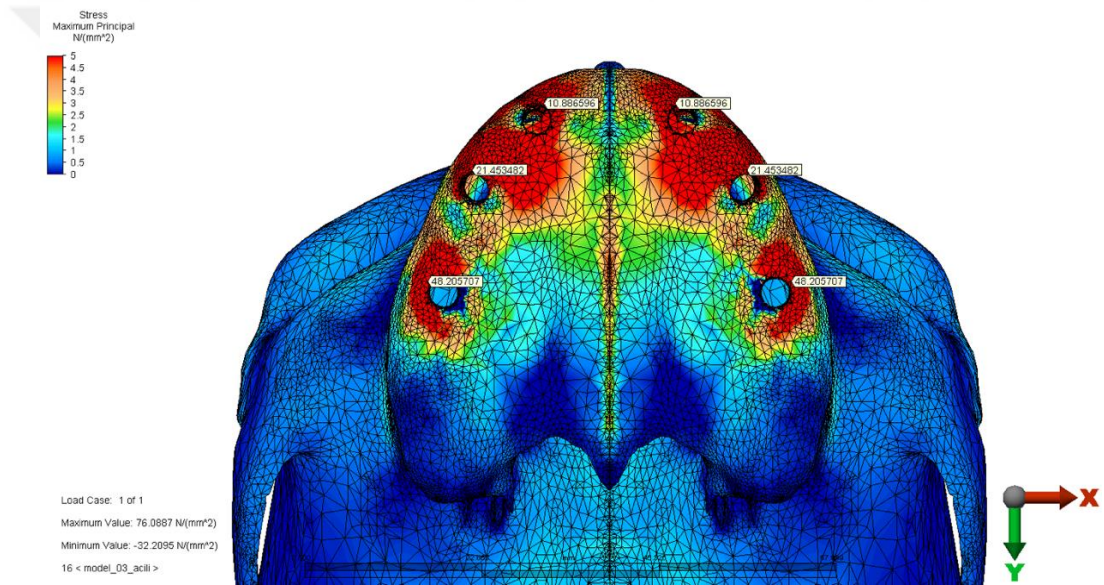
Şekil 21:Oblik kuvvet altında model 1’de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})

Model 2: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (1.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi 3.57 MPa olarak implantın mezialinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın distalinde 3.95 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri distal bölgede 2.28 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 22:Vertikal kuvvet altında model 2’de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})

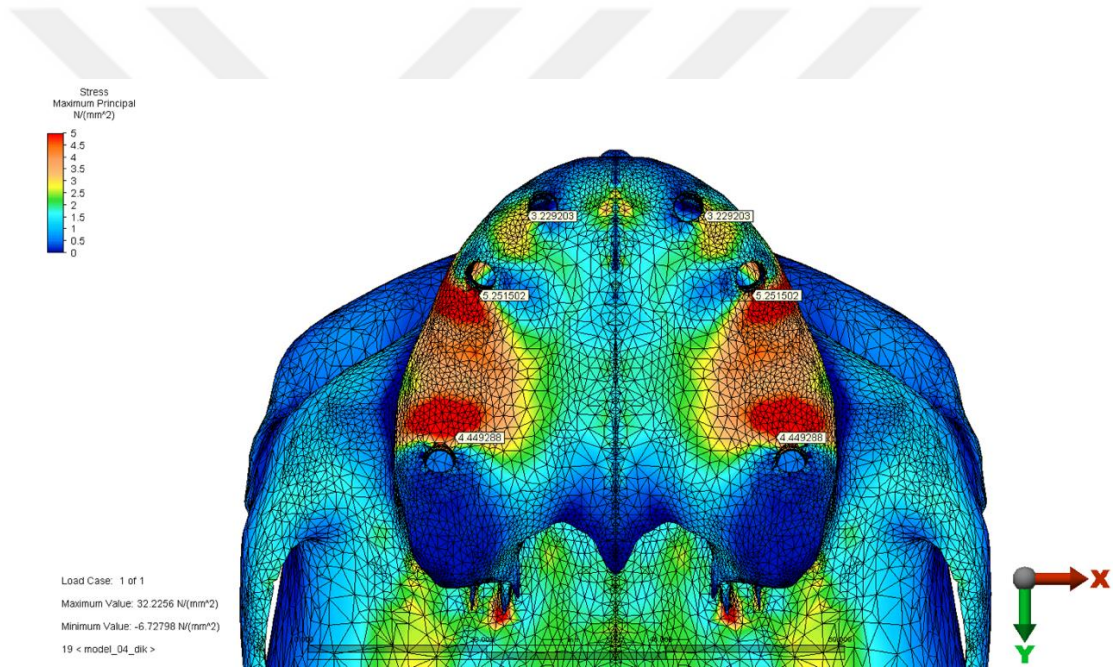
Model 2 :(Oblik kuvvet): Posterior implantın (1.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi 48.20 MPa olarak implantın bukkalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın mezialinde 21.45 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge 4.1-10mm) soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri mezial bölgede 10.89 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 23:Oblik kuvvet altında model 2’de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})

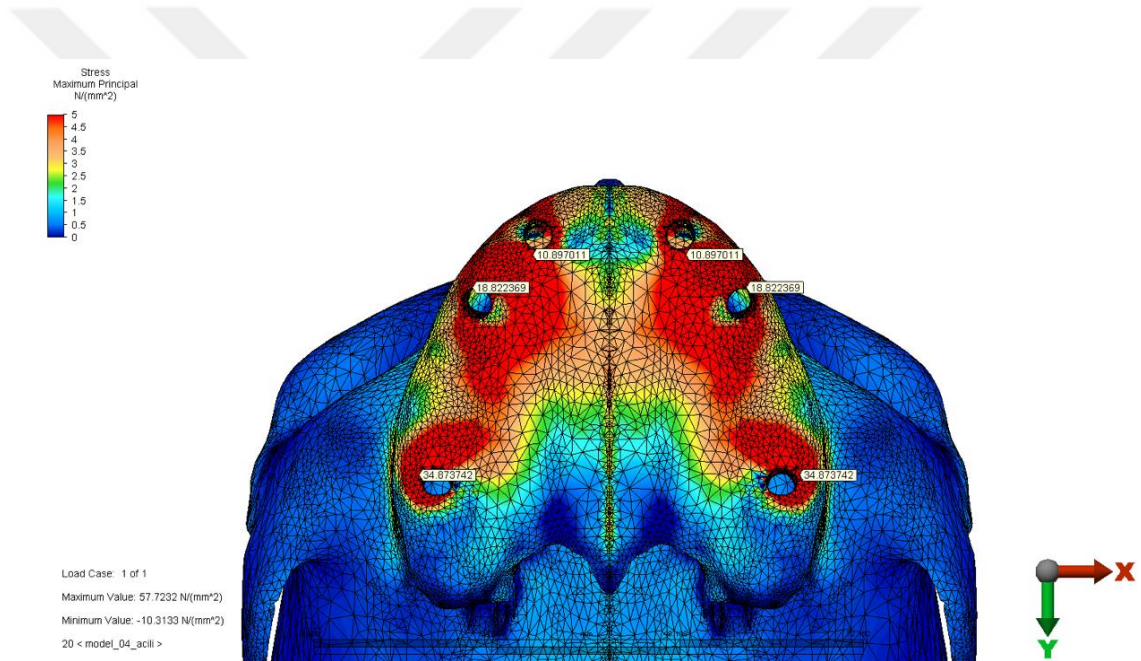
Grup 2 (posterior maksillaya meziale açılı 30° uzun implant)

Model 3: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi 4.45 MPa olarak implantın mezialinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın distalinde 5.25 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri distal bölgede 3.23 MPa olarak bulunmuştur.



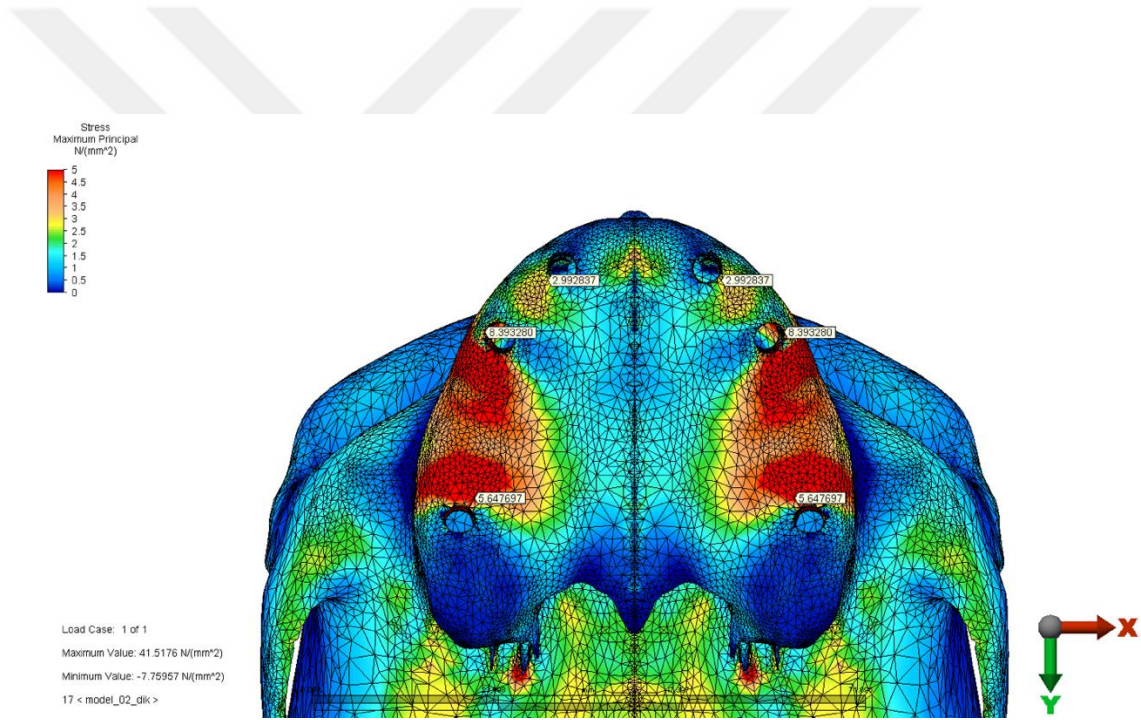
Şekil 24: Vertikal kuvvet altında model 3’de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})

Model 3: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi 34.87 MPa olarak implantın bukkalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın mesio-bukkalinde 18.82 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri distal bölgede 10.90 MPa olarak bulunmuştur.



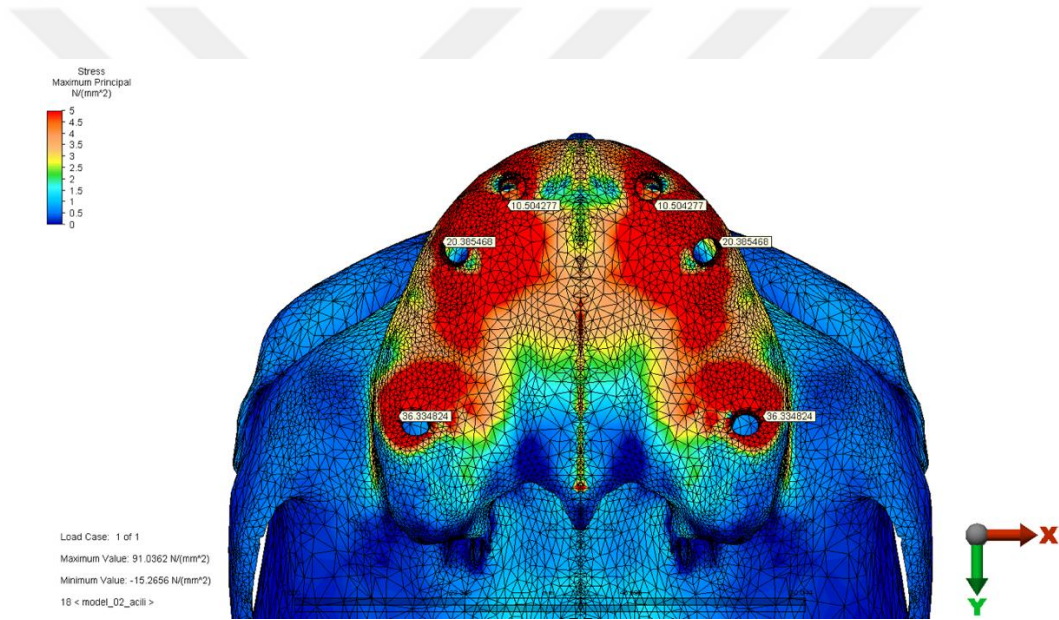
Şekil 25:Oblik kuvvet altında model 3’de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})

Model 4: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi 5.65 MPa olarak implantın mezialinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın bukkalinde 8.39 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri distal bölgede 2.99 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 26: Vertikal kuvvet altında model 4’de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})

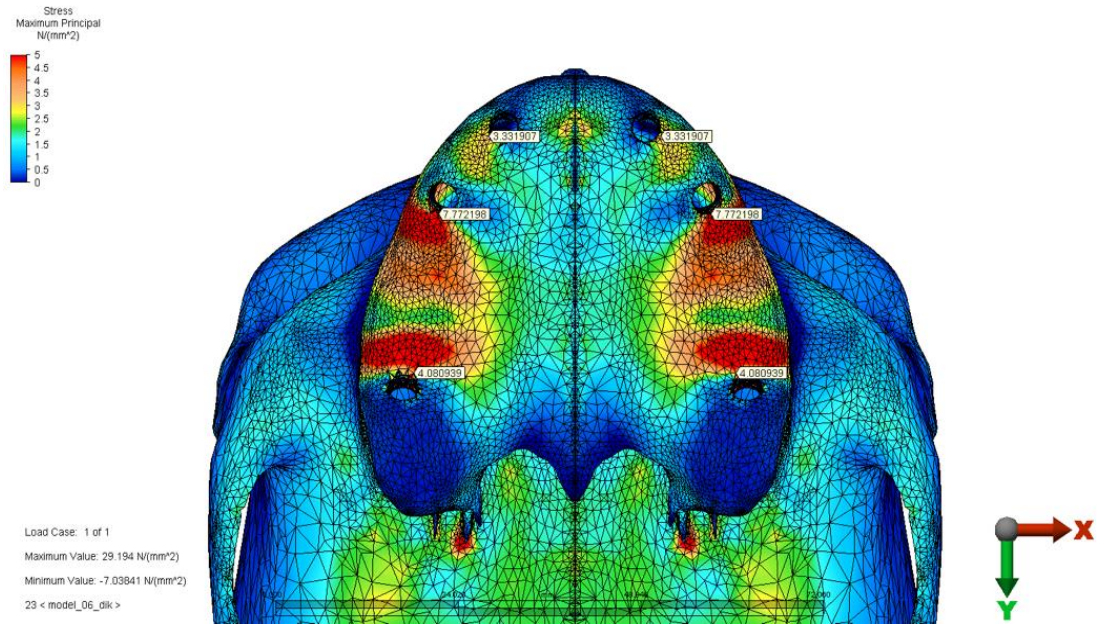
Model 4: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi 36.33 MPa olarak implantın bukkalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın bukkalinde 20.38 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri palatinal bölgede 10.50 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 27:Oblik kuvvet altında model 4’de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})

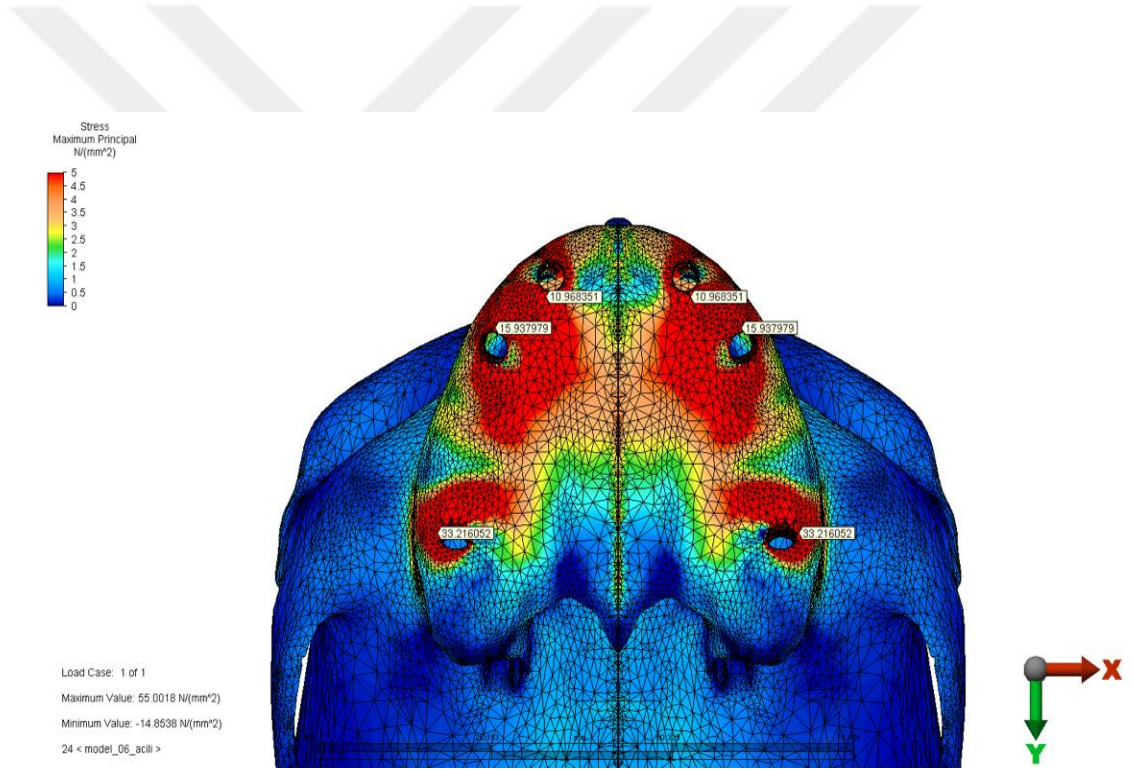
Grup 3 (posterior maksillaya meziale açılı 45° uzun implant)

Model 5: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri 4.08 MPa olarak implantın mezialinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın distalinde 7.77 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge 4.1-10mm) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri distal bölgede 3.33 MPa olarak bulunmuştur.



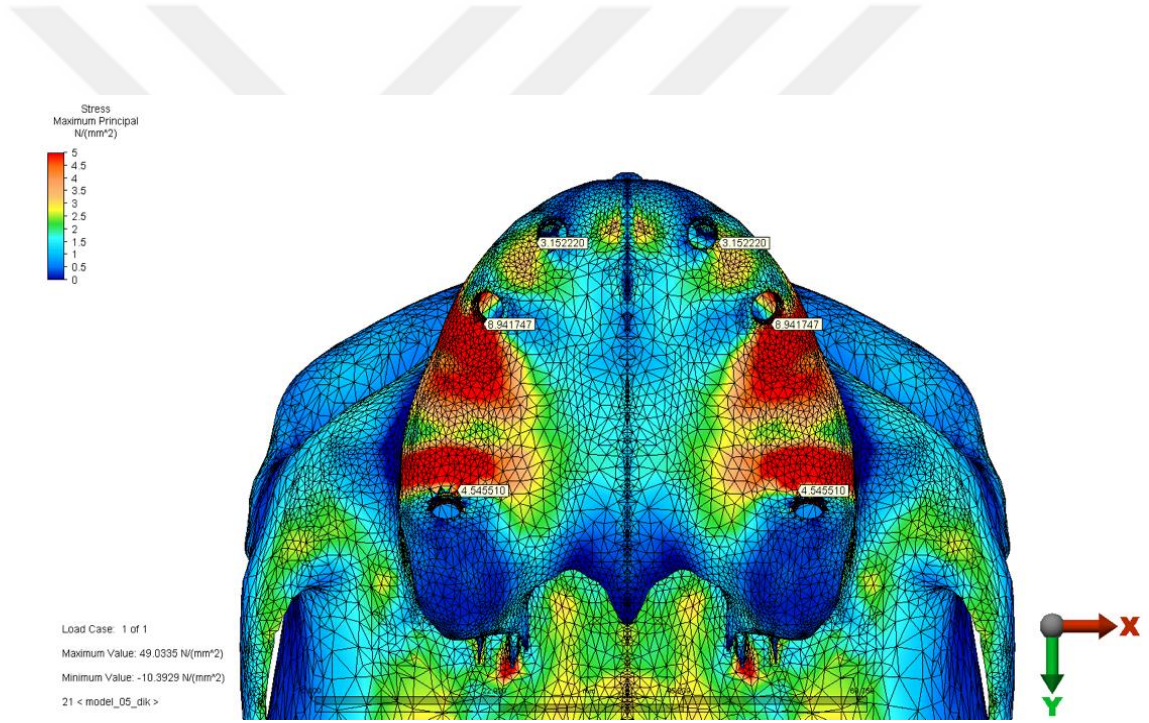
Şekil 28:. Vertikal kuvvet altında model 5’de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})

Model 5: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri 33.21 MPa olarak implantın bukkalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın mezialinde 15.94 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri palatinal bölgede 10.97 MPa olarak bulunmuştur.



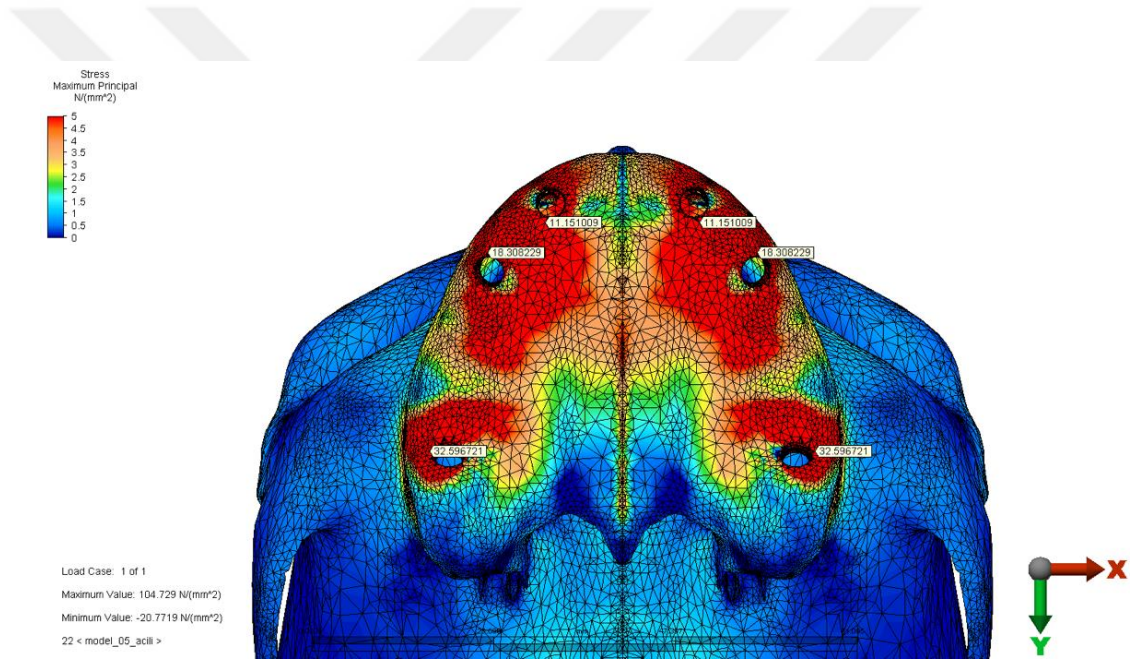
Şekil 29:Oblik kuvvet altında Model 5’de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})

Model 6: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri 4.54 MPa olarak implantın mezialinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın distalinde 8.94 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri distal bölgede 3.15 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 30:Vertikal kuvvet altında model 6’da kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})

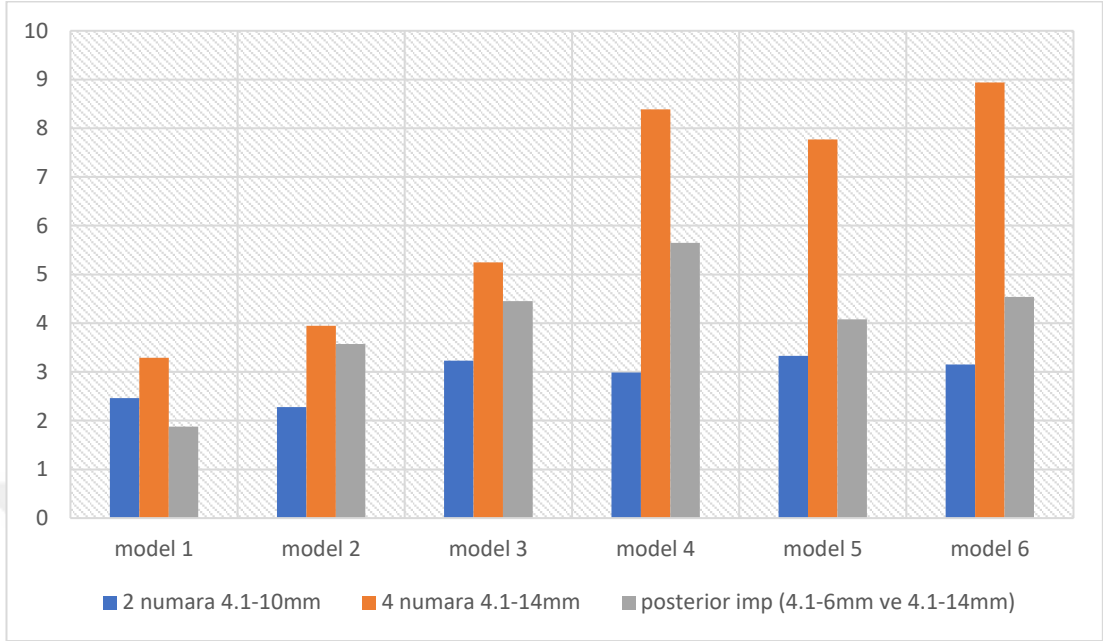
Model 6: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri 32.60 MPa olarak implantın bukkalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın mezialinde 18.31 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri distal bölgede 11.15 MPa olarak bulunmuştur.



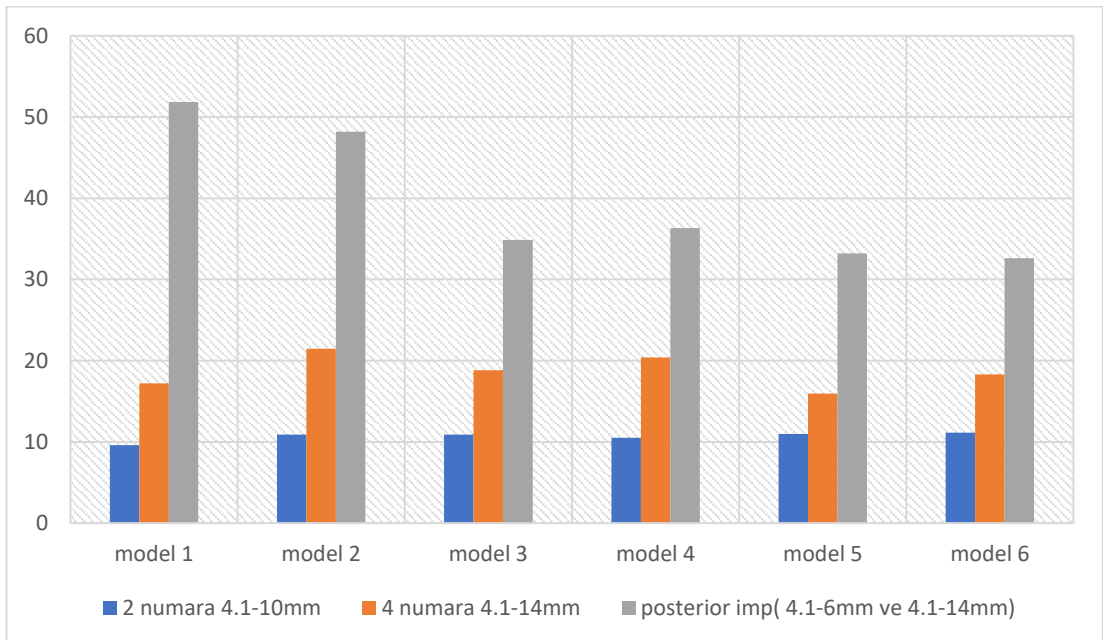
Şekil 31:Oblik kuvvet altında model 6’da kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})

Tablo 6:Kortikal Kemikte Oluşan Gerilme Stres Değerleri (MPa) (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})

		Vertikal Kuvvet (200 MPa)				Oblik Kuvvet (150 MPa)			
	Kemik yoğunluğu	2 numara 4.1-10mm	4 numara 4.1-14mm	6 numara 4.1-6mm	7 numara 4.1-14mm	2 numara 4.1-10mm	4 numara 4.1-14mm	6 numara 4.1-6mm	7 numara 4.1-14mm
GRUP 1 (Posterior maksilla kısa implant)	D3(Model1)	2.46	3.29	1.88	–	9.58	17.19	51.84	–
	D4(Model2)	2.28	3.95	3.57	–	10.89	21.45	48.20	–
GRUP 2 (Posterior maksilla meziale açılı 30° uzun implant)	D3(Model3)	3.23	5.25	–	4.45	10.90	18.82	–	34.87
	D4(Model4)	2.99	8.39	–	5.65	10.50	20.38	–	36.33
GRUP 3 (Posterior maksilla meziale açılı 45° uzun implant)	D3(Model5)	3.33	7.77	–	4.08	10.97	15.94	–	33.22
	D4(Model6)	3.15	8.94	–	4.54	11.15	18.31	–	32.60



Şekil 32: Vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan gerilme stres değerleri (MPa)



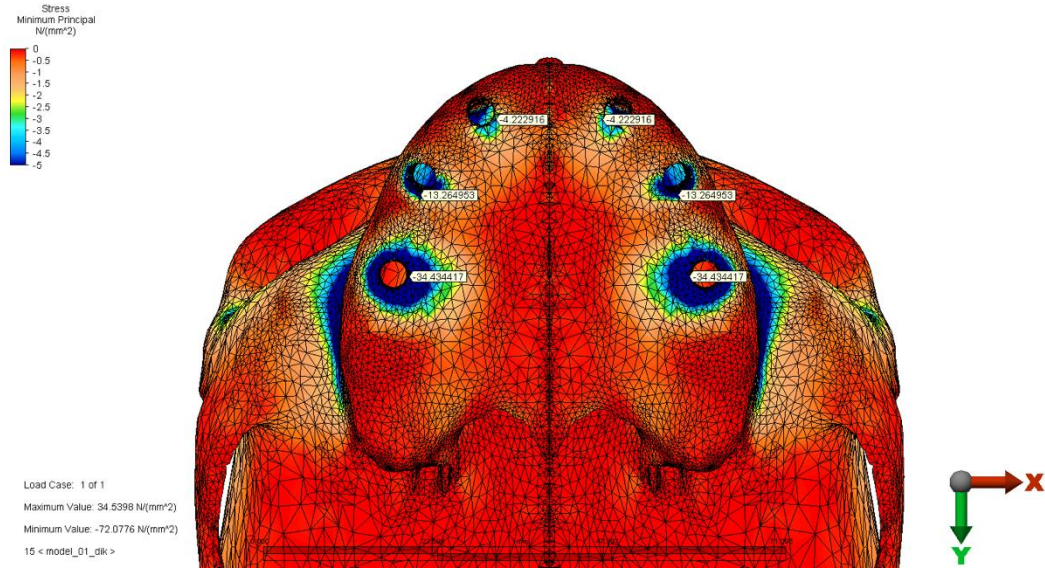
Şekil 33: Oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan gerilme stres değerleri (MPa)

- * Çalışmamızda Vertikal kuvvet altında; kortikal kemikteki en yüksek gerilme stresleri grup 3 model 6'daki 4 numaralı distale açılı implantda görülmüştür. En düşük gerilme stresleri ise model 1'deki 6 numaralı (4.1-6mm) kısa implantlarda görülmüştür.
- * Tüm gruplarda en yüksek kortikal kemikteki gerilme stresleri 4 numaralı (4.1-14mm) bölgeye yerleştirilen distale açılı implantlarda görülmüştür.
- * Oblik kuvvet altında en yüksek Kortikal Kemikteki Gerilme Stres Değerleri posterior implantlarda görülmüştür. En yüksek değer ise grup 1'deki posterior kısa implantlarda model 1'deki 6 numara (4.1-6mm) implantta görülmüştür.
- * Oblik kuvvet altında en düşük Kortikal Kemikteki Gerilme Stres Değerleri 2 numaralı (4.1-10mm) bölgeye yerleştirilen implantlarda görülmüştür. En yüksek değer model 6 (4.1-14 mm, meziale 45°)' de en düşük değer ise model 1 (4.1-6mm) de izlenmiştir.
- * Oblik kuvvet altında 4 numaralı (4.1-14mm) implantlardaki Kortikal Kemikteki Gerilme Stresleri incelendiğinde; en yüksek değer model 2 (4.1-6mm) 'deki en düşük değer ise model 5'te görülmüştür.
- * Anterior bölgeye yapılan standart all on four implant tedavisine ilave olarak posterior maksillaya yapılan implantları değerlendirdiğimizde oblik kuvvetlere karşı kısa implantlarda daha fazla stres görüldüğü fakat vertikal kuvetlere karşı 1.molar bölgeye yaptığımız 4.1-6mm'lık kısa implantın daha düşük stres değerleri gösterdiği görülmüştür. Buradan bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkları yüksek olan hastalarda, çalışmamızda kullandığımız meziale açılı uzun implantların kullanılabileceği düşünülebilir.
- * Aynı zamanda çalışmamızda kullandığımız meziale açılı implantlar kendi aralarında değerlendirildiğinde 45° açıyla yerleştirmemiz 30° açığa göre daha fazla stres değerleri göstermektedir.

4.1.2. Kortikal Kemikte Oluşan Sıkışma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

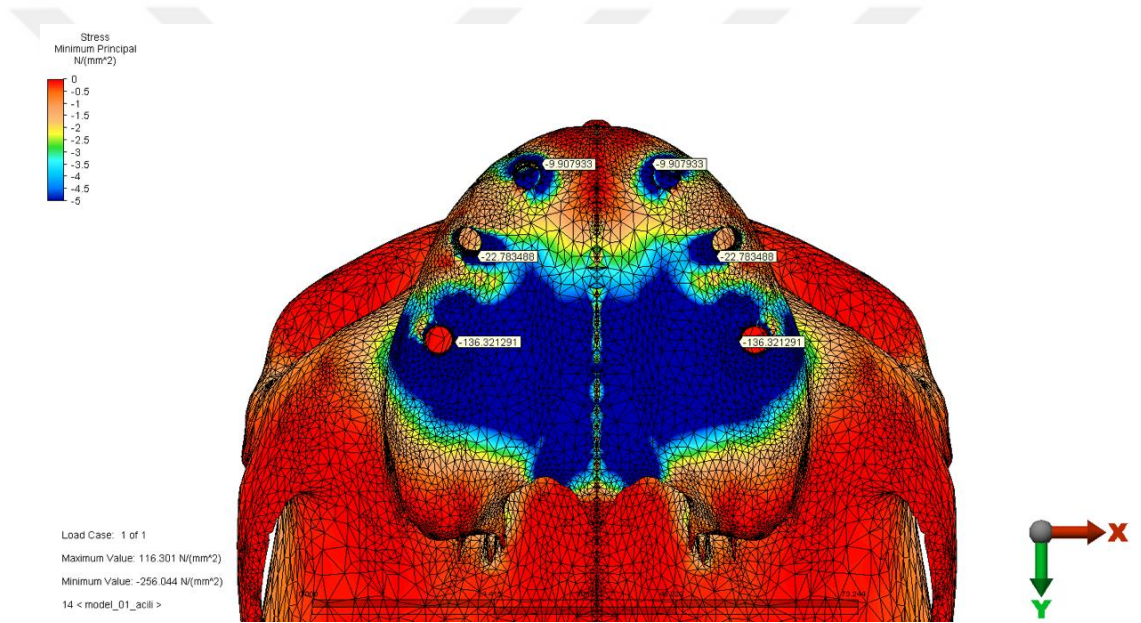
Grup 1 (posterior maksillaya kısa implant)

Model 1: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (1.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 34.43 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın distalinde 13.26 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri palatinal bölgede 4.22 MPa olarak bulunmuştur.



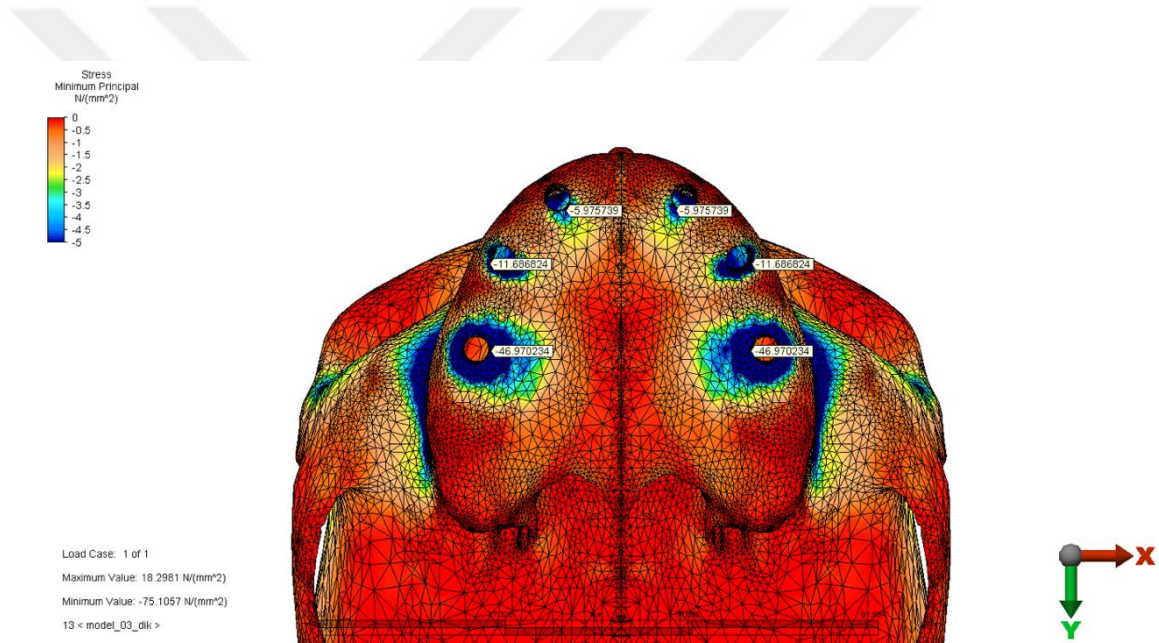
Şekil 34:Vertikal kuvvet altında model 1’de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri

Model 1: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (1.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 136.32 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın palatinalinde 22.78 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri mezial bölgede 9.91 MPa olarak bulunmuştur.



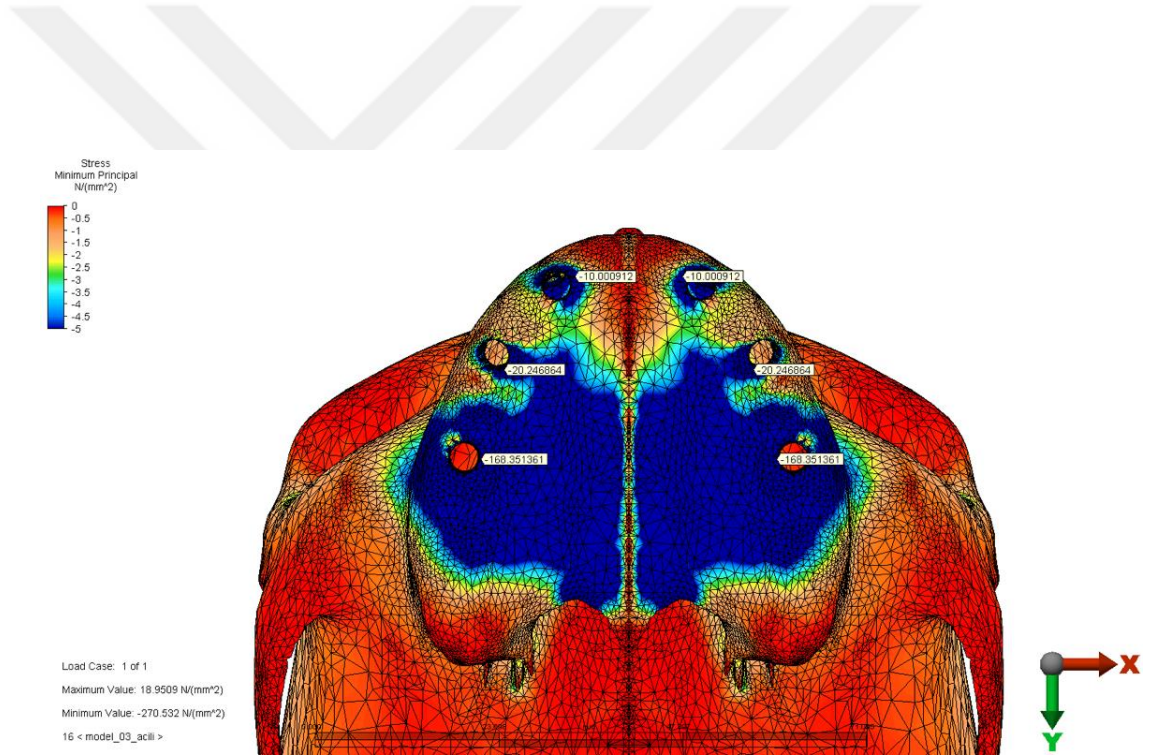
Şekil 35:Oblik kuvvet altında model 1’de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

Model 2: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (1.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 46.97 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın distalinde 11.69 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri palatinal bölgede 5.97 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 36: Vertikal kuvvet altında model 2’de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

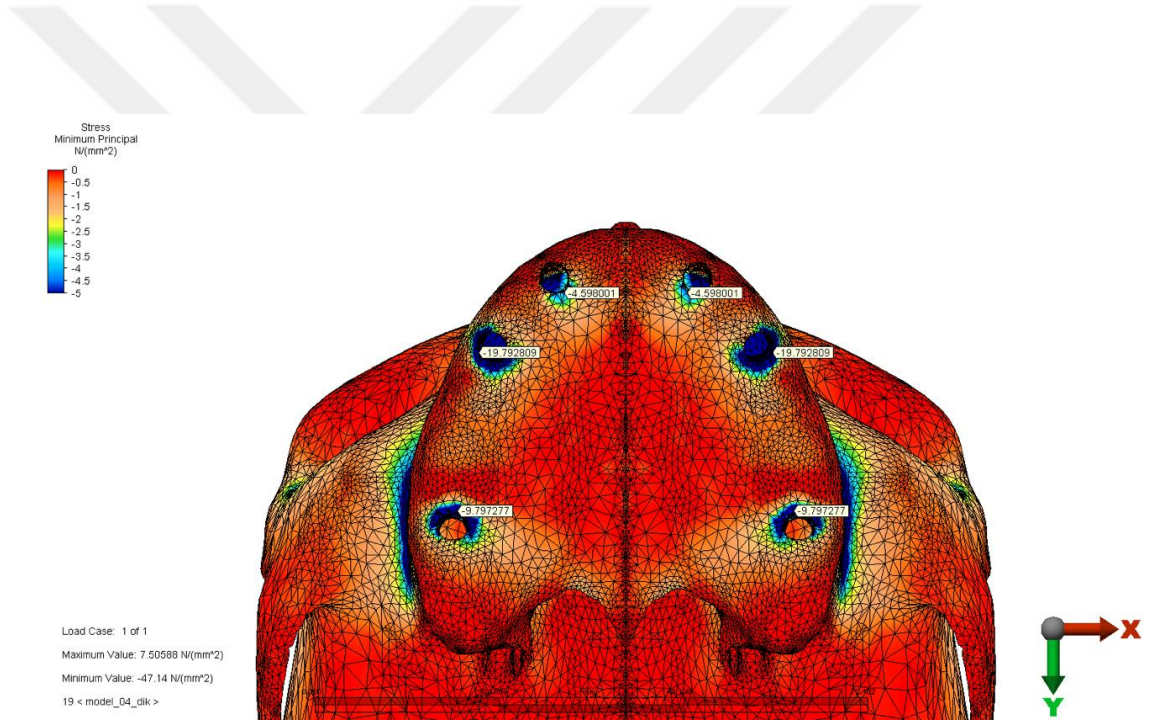
Model 2: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (1.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 168.35 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın palatinalinde 20.25 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri mezial bölgede 10.00 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 37:Oblik kuvvet altında model 2’de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

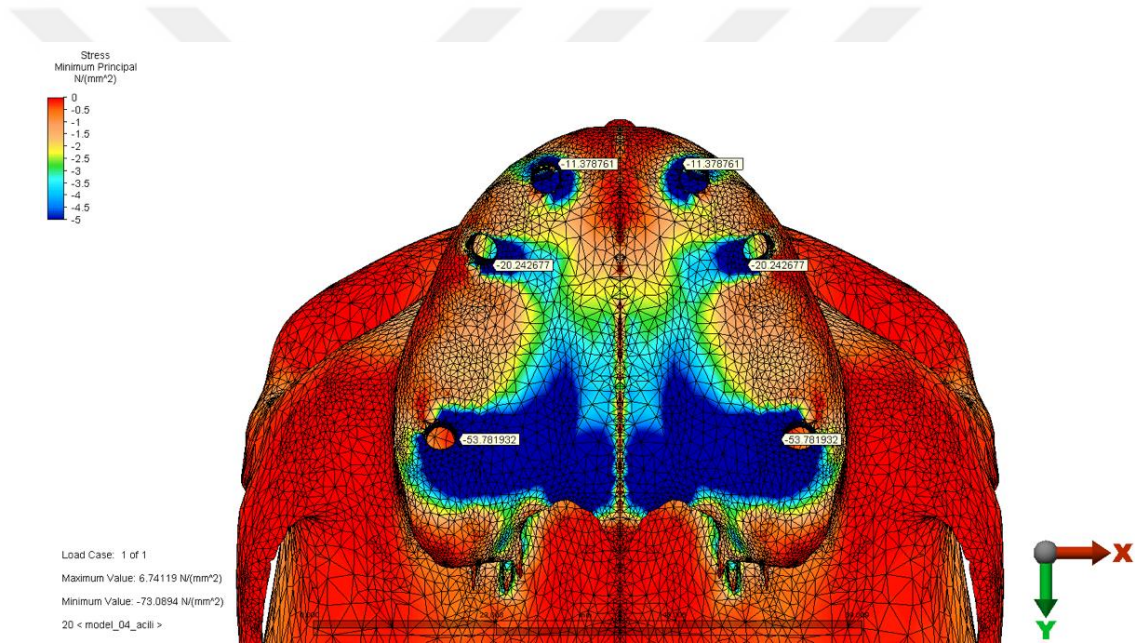
Grup 2 (posterior maksillaya meziale açılı 30° uzun implant)

Model 3: (vertikal kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 9.80 MPa olarak implantın mezialinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın distalinde 19.79 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri palatinal bölgede 4.60 MPa olarak bulunmuştur.



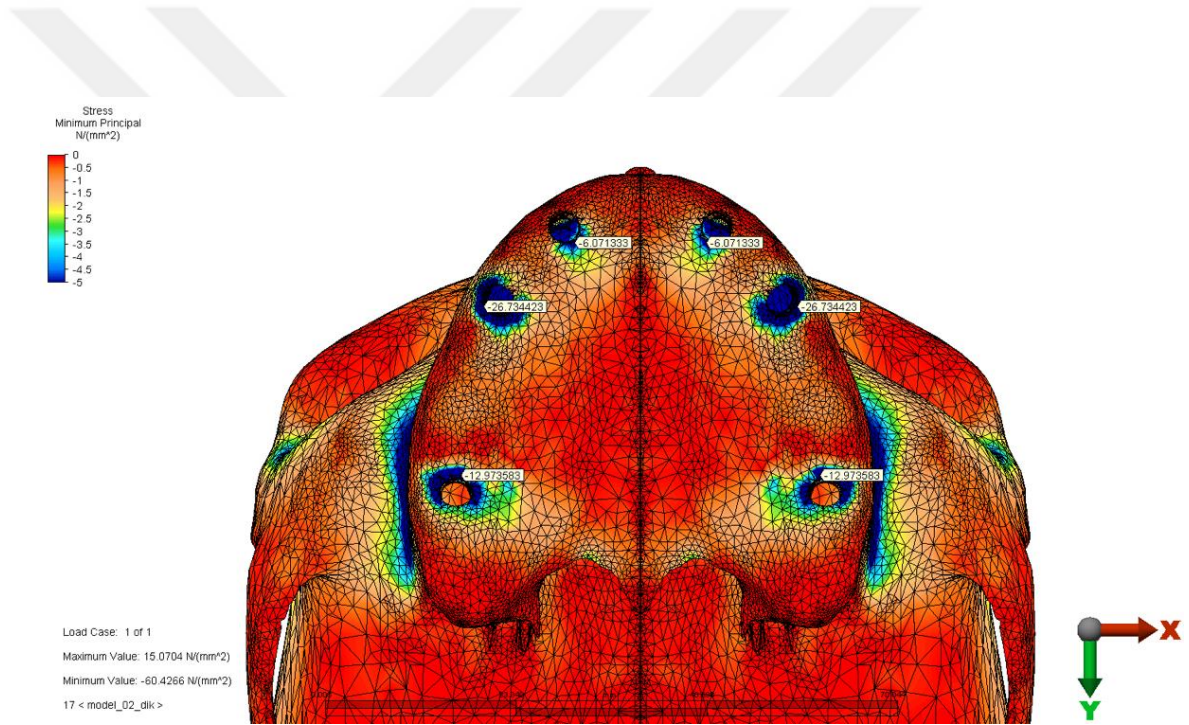
Şekil 38: Vertikal kuvvet altında model 3'de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

Model 3: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 53.78 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın palatinalinde 20.24 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri mezial bölgede 11.38 MPa olarak bulunmuştur.



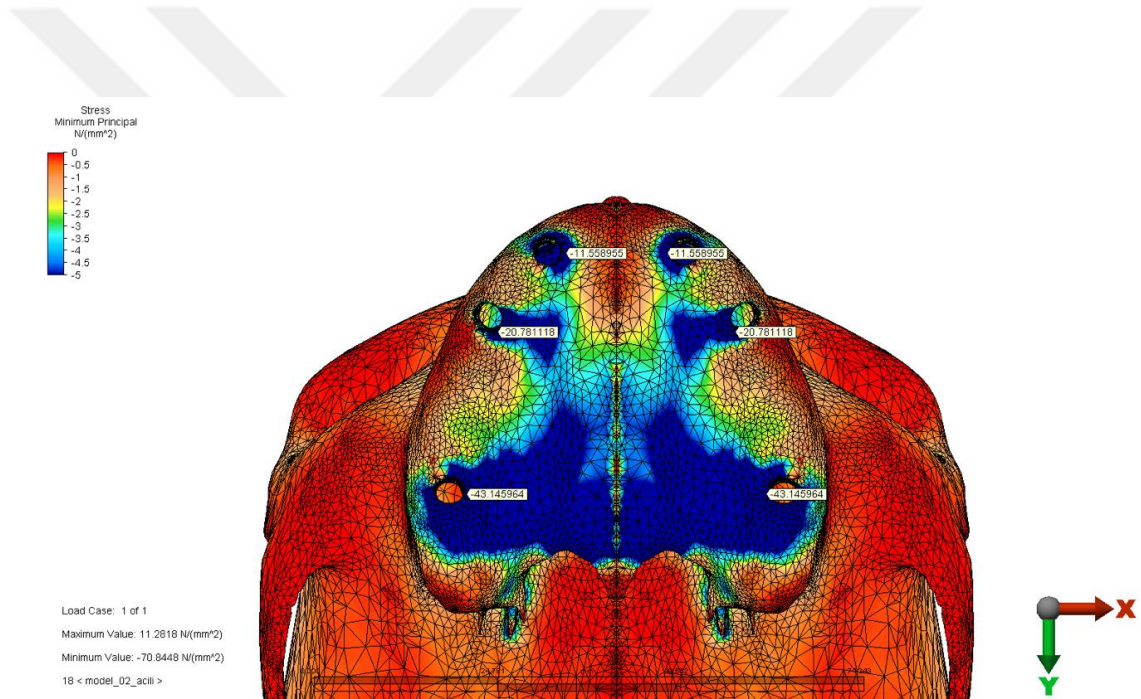
Şekil 39:Oblik kuvvet altında model 3’de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

Model 4: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 12.97 MPa olarak implantın mezialinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın distalinde 26.73 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri palatinal bölgede 6.07 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 40:Vertikal kuvvet altında model 4’de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

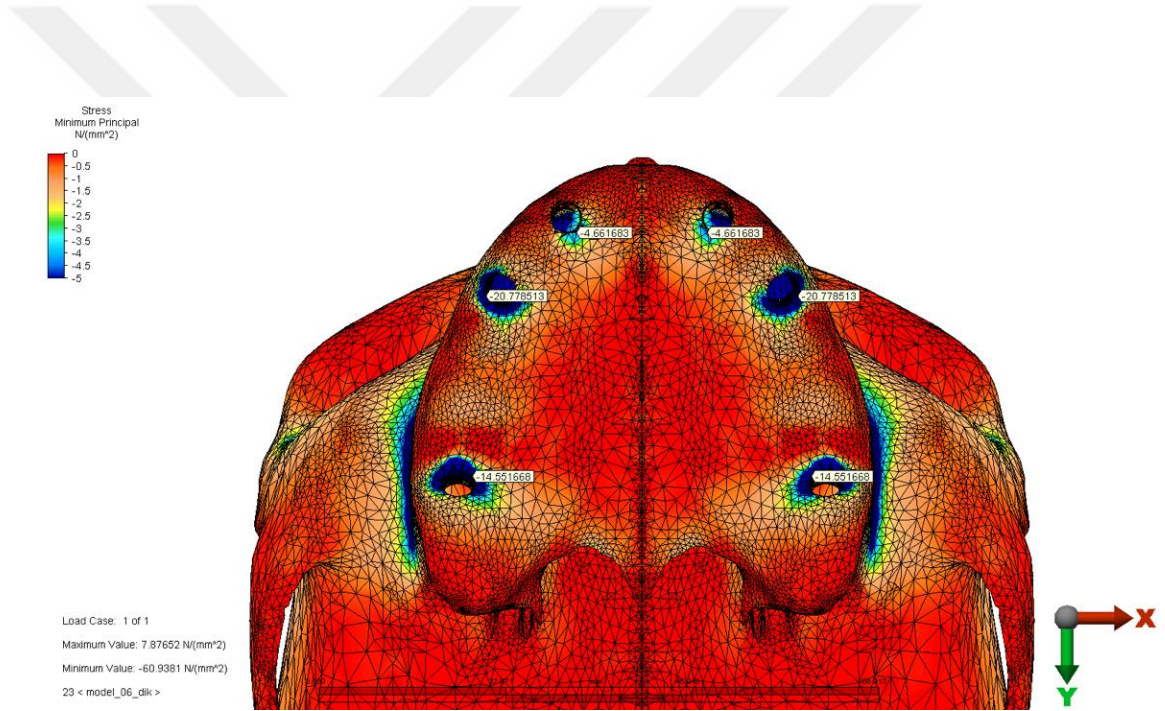
Model 4: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 43.14 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın palatinalinde 20.78 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri palatinal bölgede 11.56 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 41:Oblik kuvvet altında model 4’de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

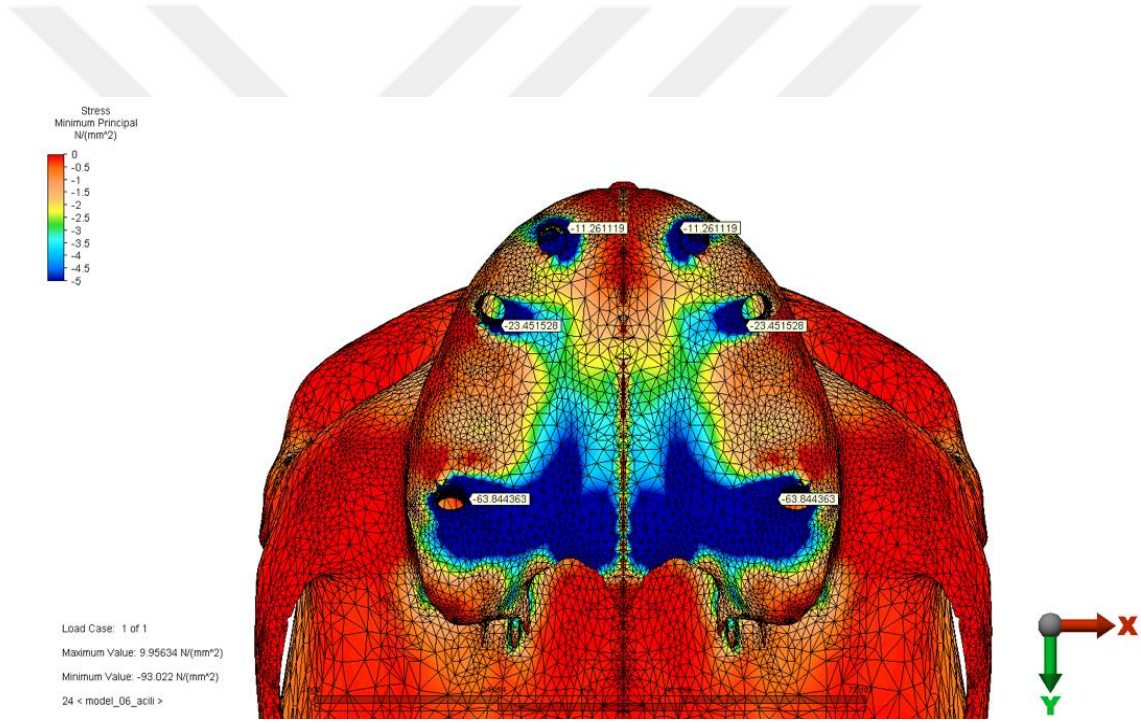
Grup 3 (posterior maksillaya meziale açılı 45° uzun implant)

Model 5: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 14.55 MPa olarak implantın mezialinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın distalinde 20.78 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri palatinal bölgede 4.66 MPa olarak bulunmuştur.



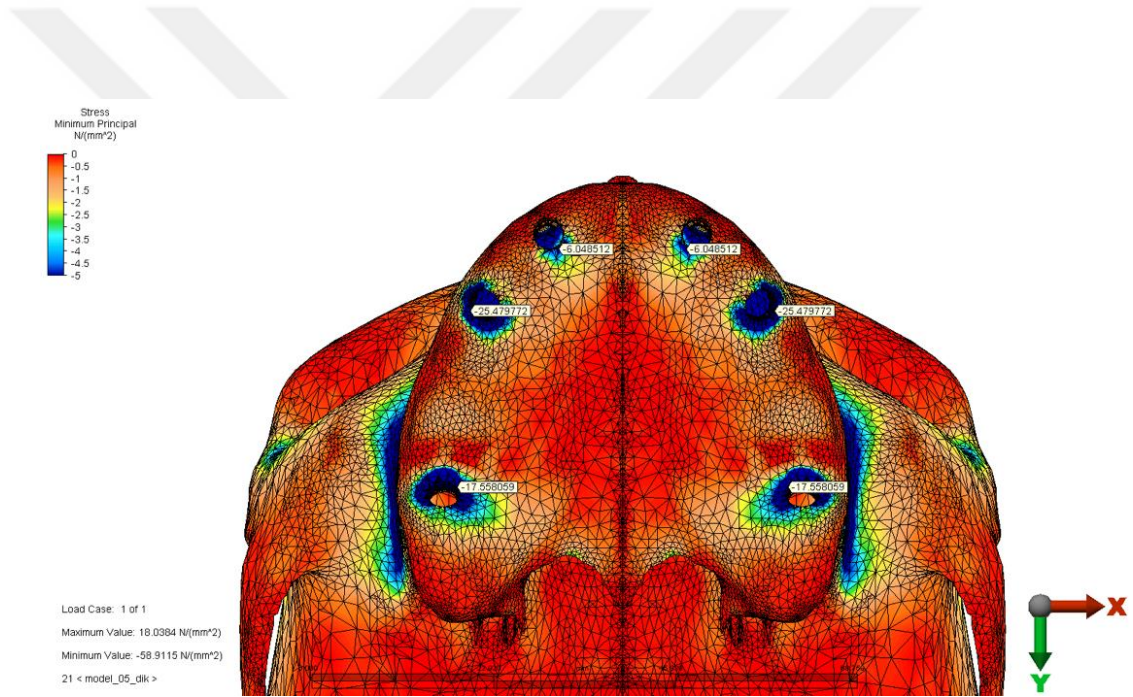
Şekil 42: Vertikal kuvvet altında model 5’de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

Model 5: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 63.84 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın palatinalinde 23.45 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri mezial bölgede 11.26 MPa olarak bulunmuştur.



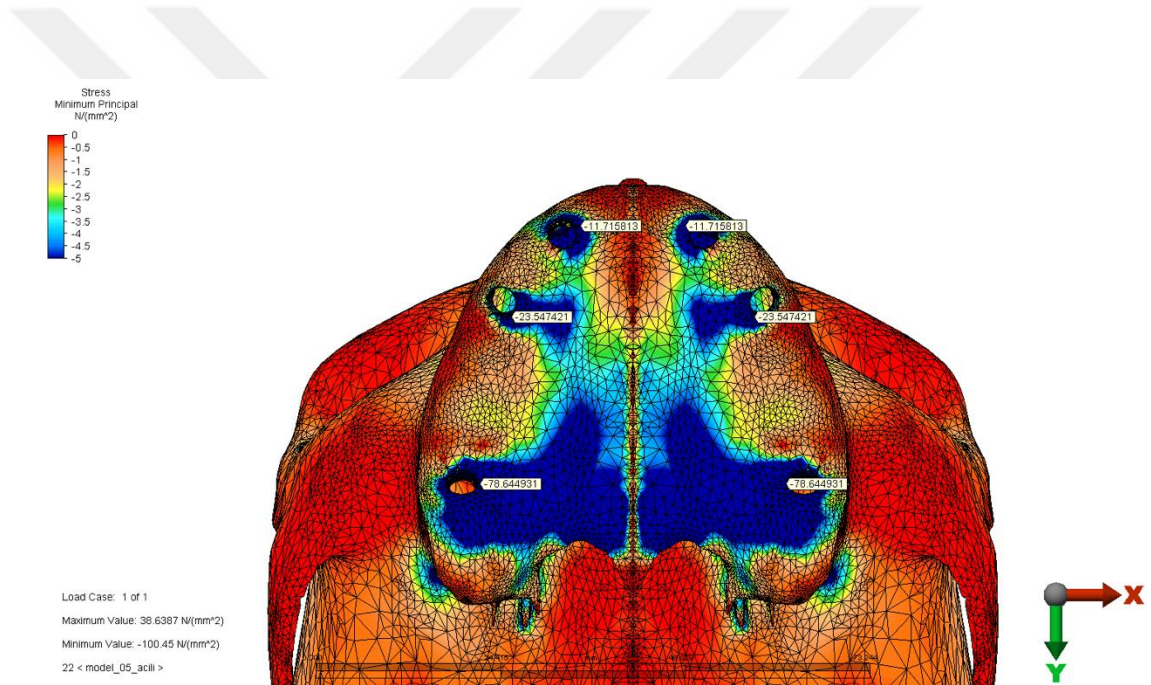
Şekil 43:Oblik kuvvet altında model 5’de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

Model 6: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 17.56 MPa olarak implantın mezialinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın distalinde 25.48 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri palatinal bölgede 6.05 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 44: Vertikal kuvvet altında model 6'da kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

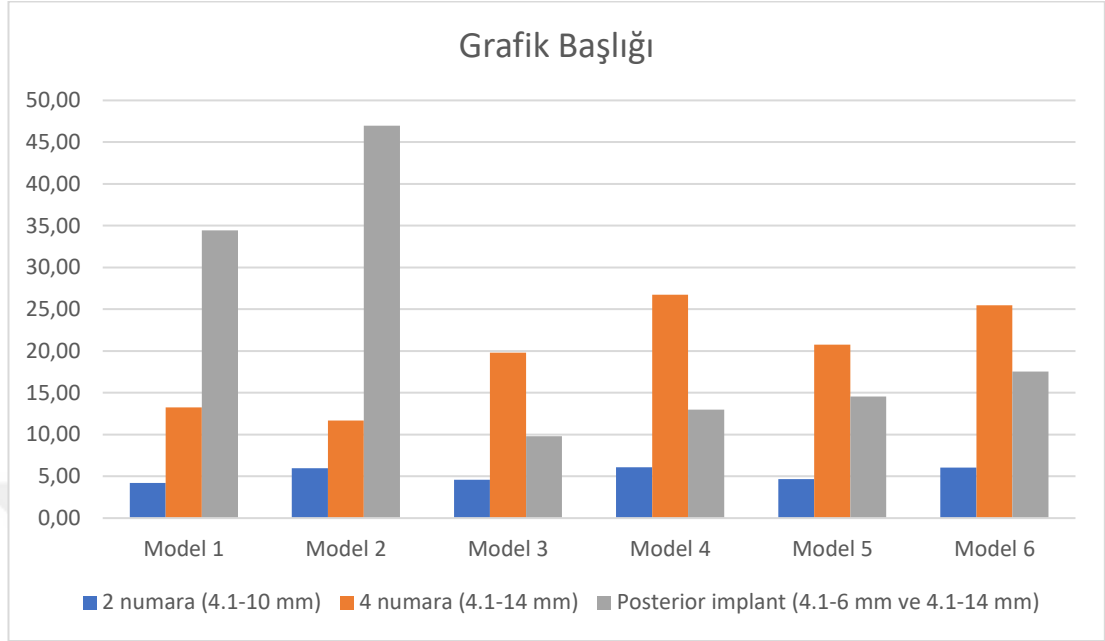
Model 6: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 78.64 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın palatinalinde 23.55 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri mezial bölgede 11.71 MPa olarak bulunmuştur.



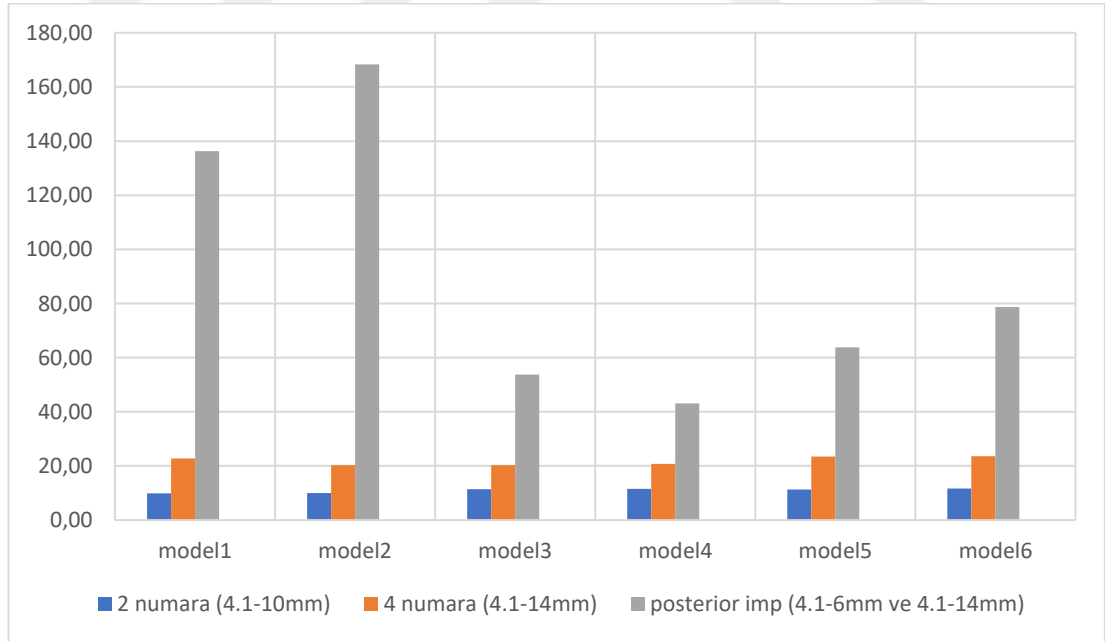
Şekil 45:Oblik kuvvet altında model 6'da kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

Tablo 7:Kortikal Kemikte Oluşan Sıkışma Stres Değerleri (MPa) (Minimum Principle Stress: σ_{min})

		Vertikal Kuvvet (200 MPa)				Oblik Kuvvet (150 MPa)			
		2 numara (4.1-10mm)	4 numara (4.1-14mm)	6 numara (4.1-6mm)	7 numara (4.1-14mm)	2 numara (4.1-10mm)	4 numara (4.1-14mm)	6 numara (4.1-6mm)	7 numara (4.1-14mm)
GRUP 1 (Posterior maksilla kısa implant)	D3(Model1)	4.22	13.26	34.43	—	9.90	22.78	136.32	—
	D4(Model2)	5.97	11.69	46.97	—	10.00	20.25	168.35	—
GRUP 2 (Posterior maksilla meziale açılı 30° uzun implant)	D3(Model3)	4.60	19.79	—	9.80	11.38	20.24	—	53.78
	D4(Model4)	6.07	26.73	—	12.97	11.56	20.78	—	43.14
GRUP 3 (Posterior maksilla meziale açılı 45° uzun implant)	D3(Model5)	4.66	20.78	—	14.55	11.26	23.45	—	63.84
	D4(Model6)	6.05	25.48	—	17.56	11.71	23.55	—	78.64



Şekil 46:Vertikal kuvvet altında Kortikal Kemikte Oluşan Sıkışma Stres Değerleri (MPa)



Şekil 47:Oblik kuvvet altında Kortikal Kemikte Oluşan Sıkışma Stres Değerleri (MPa)

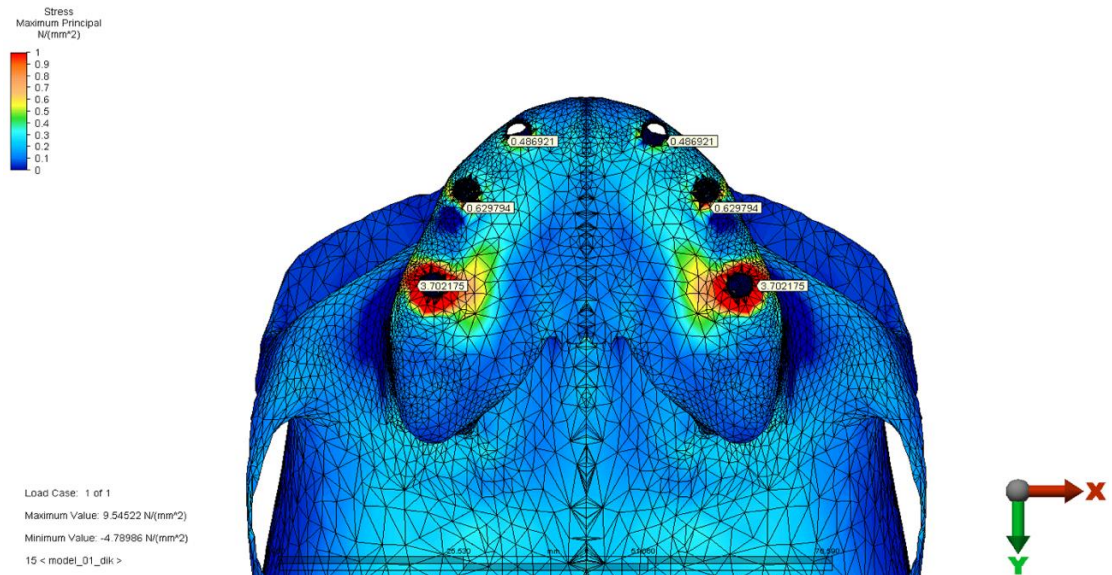
- * Kortikal kemikteki en yüksek sıkışma stres değerleri grup 1 posterior implantlarda görülmüş. En yüksek değer ise model 2’de izlenmiştir. Bütün modellerde 2 numaralı (4.1-10mm) implantlarda daha düşük sıkışma stres değerleri izlenmiştir.
- * Vertikal kuvvet altında 4 numaralı (4.1-14mm) implantlara gelen sıkışma stresleri incelendiğinde; en yüksek değer model 4’te, en düşük değer ise model 2’de görülmüştür. Grup 1 de posterior implantlarda daha düşük sıkışma değerleri izlenirken Grup 2 ve 3’te posterior implantlarda daha yüksek sıkışma değerleri görülmüştür.
- * Vertikal kuvvet altında posterior implantlara gelen sıkışma stresleri incelendiğinde; en yüksek değer model 2’de 6 numaralı (4.1-6mm) implant da, en düşük değer ise model 3’de 7 numaralı (4.1-14mm) implant da görülmüştür.
- * Posteriore yerleştirilen implantlar kendi aralarında değerlendirildiğinde Grup 1’de bulunan kısa implantlarda daha yüksek sıkışma stres değerleri görülmüştür.
- * Oblik kuvvet altında posterior implantlarda kortikal kemikteki sıkışma stres değerleri her modelde en yüksek değer olarak izlenmiştir. En yüksek sıkışma stres değerleri Grup 1 posterior implantlarda görülmüş. En yüksek değer ise model 2’de izlenmiştir.
- * Oblik kuvvet altında en düşük sıkışma stres değerleri anterior 2 numaralı (4.1-10mm) implantlarda görülmüştür. 2 numaralı bölgeye yerleştirilen implantlar kendi aralarında değerlendirildiğinde en yüksek değer model 6’da en düşük değer ise model 1’de izlenmiştir.
- * Oblik kuvvet altında 4 numaralı (4.1-14mm) implantlarda yakın sonuçlar görülmüştür. En yüksek değer model 6’da en düşük değer ise model 3’de izlenmiştir.

4.2. Trabeküler kemik Bulguları

4.2.1. Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})

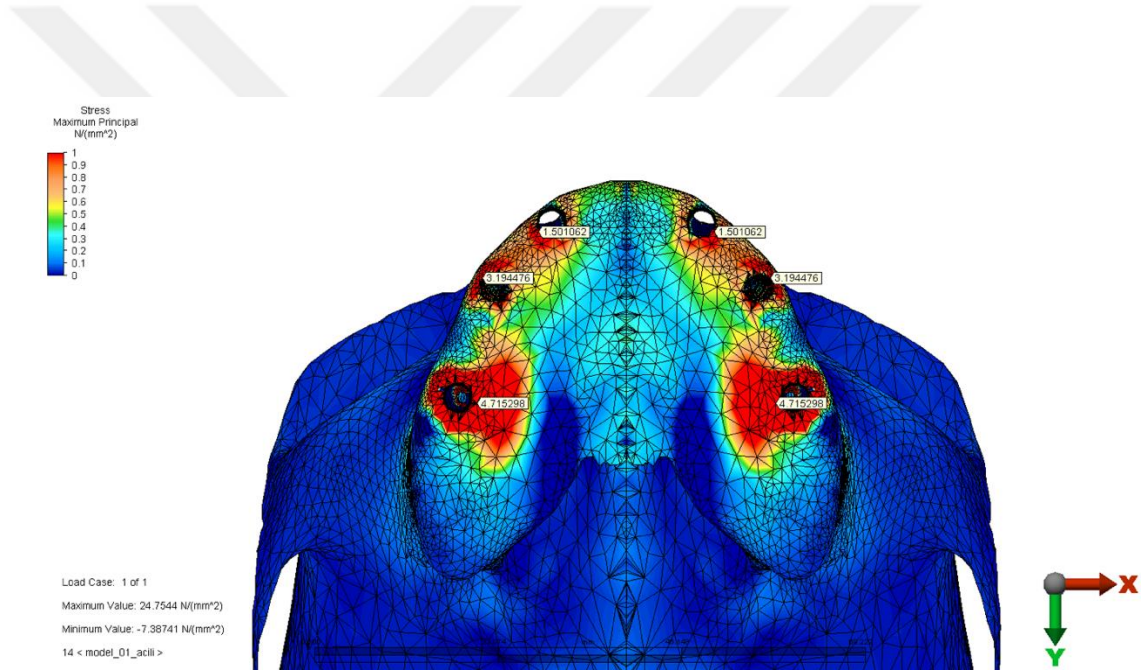
Grup 1 (posterior maksillaya kısa implant)

Model 1: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (1.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri 3.70 MPa olarak implantın bukkalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın distalinde 0.63 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri distal bölgede 0.49 MPa olarak bulunmuştur.



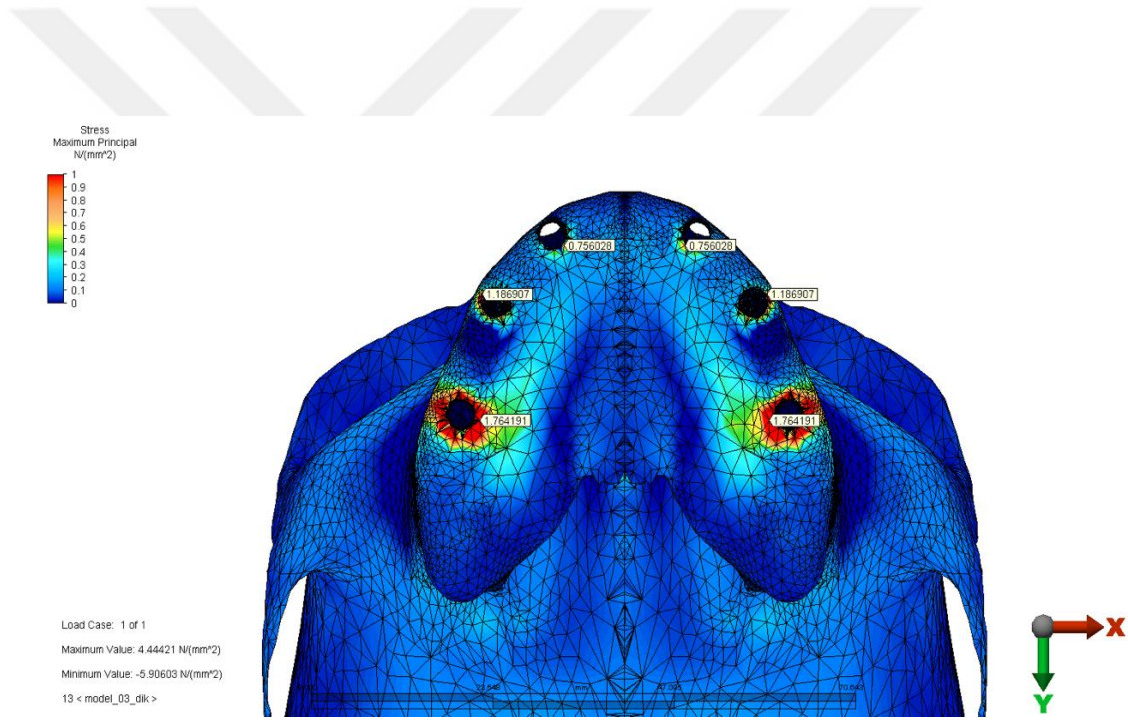
Şekil 48:Vertikal kuvvet altında model 1’de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})

Model 1: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (1.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri 4.71 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın bukkalinde 3.19 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri distal bölgede 1.50 MPa olarak bulunmuştur.



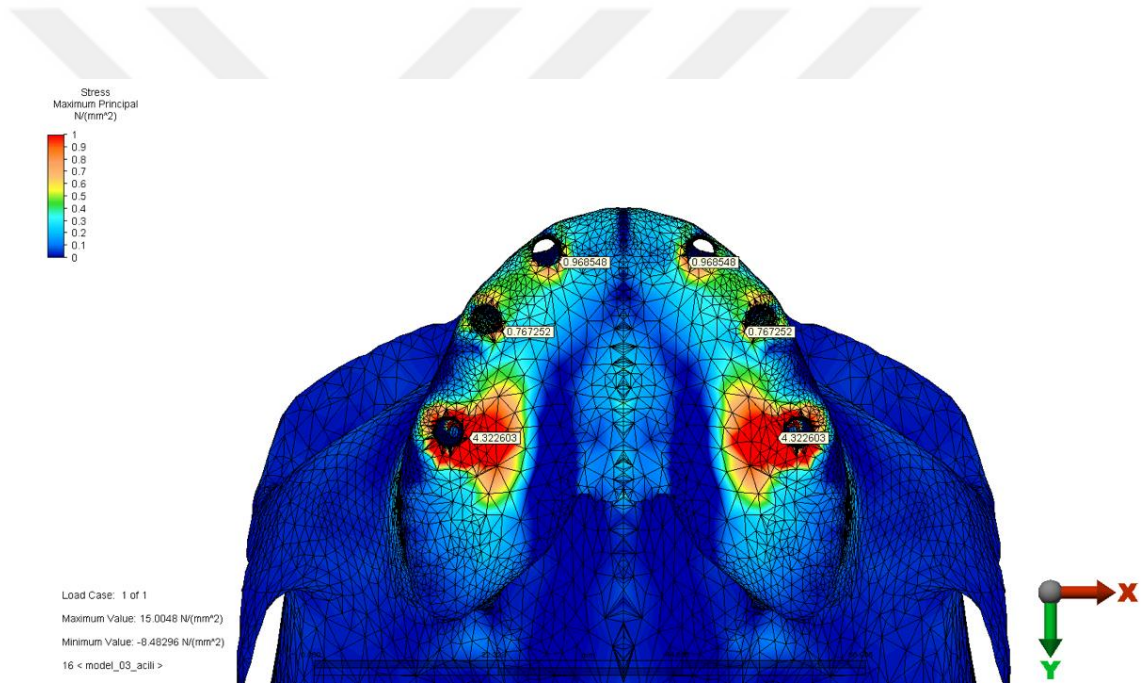
Şekil 49:Oblik kuvvet altında model 1’de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})

Model 2: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (1.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri 1.76 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın bukkalinde 1.19 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri palatinal bölgede 0.76 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 50:Vertikal kuvvet altında model 2’de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})

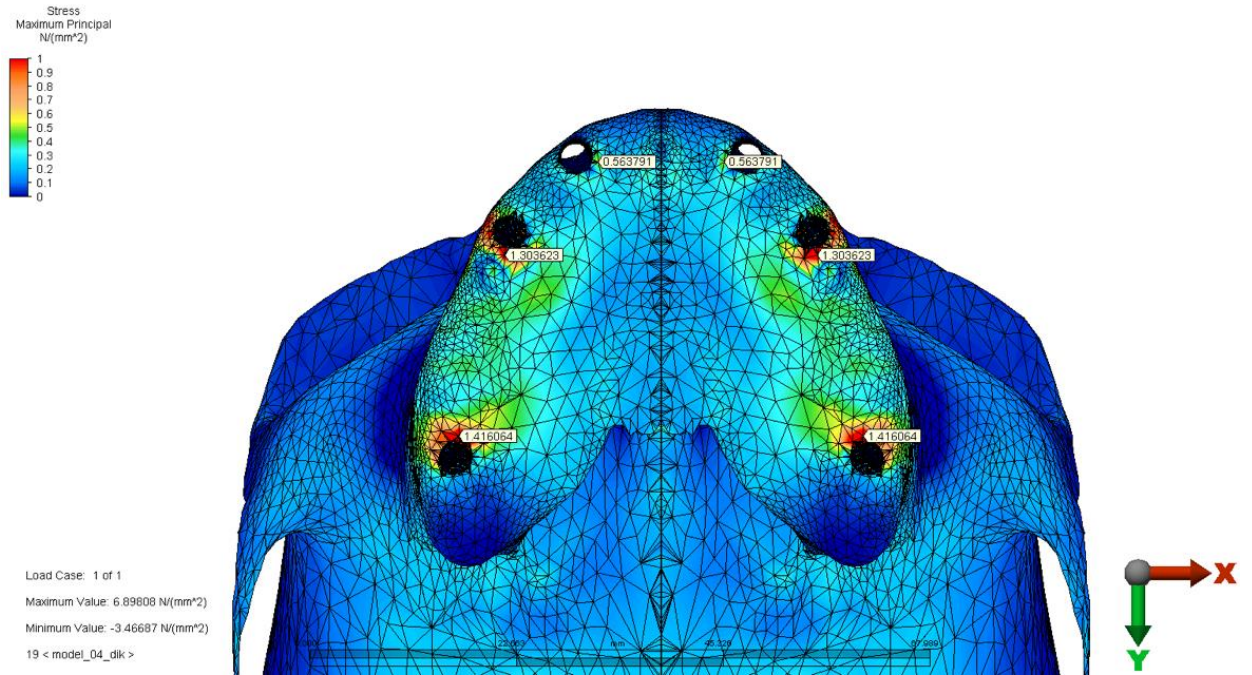
Model 2: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (1.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri 4.32 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın palatinalinde 0.77 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri palatinal bölgede 0.97 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 51:Oblik kuvvet altında model 2’de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})

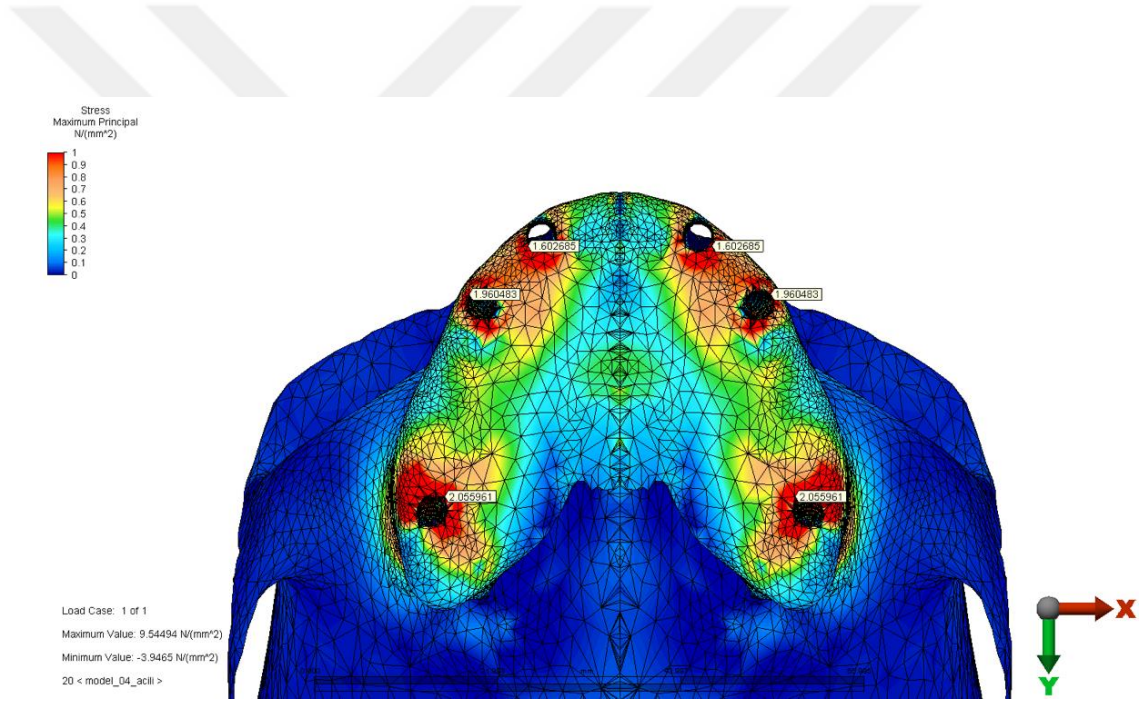
Grup 2 (posterior maksillaya meziale açılı 30° uzun implant)

Model 3: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stresleri değeri 1.42 MPa olarak implantın mezialinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın distalinde 1.30 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri palatinal bölgede 0.56 MPa olarak bulunmuştur.



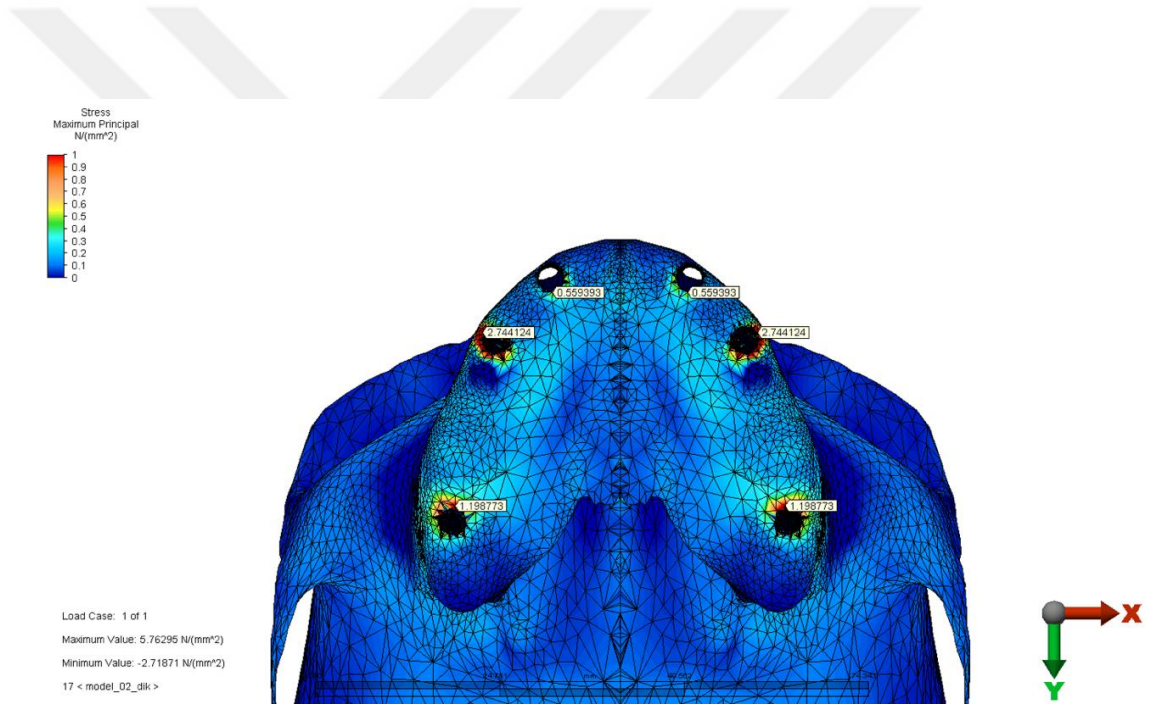
Şekil 52:Vertikal kuvvet altında model 3’de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})

Model 3: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri 2.05 MPa olarak implantın mezialinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın bukkalinde 1.96 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri anterior implantın distalinde 1.60 MPa olarak bulunmuştur.



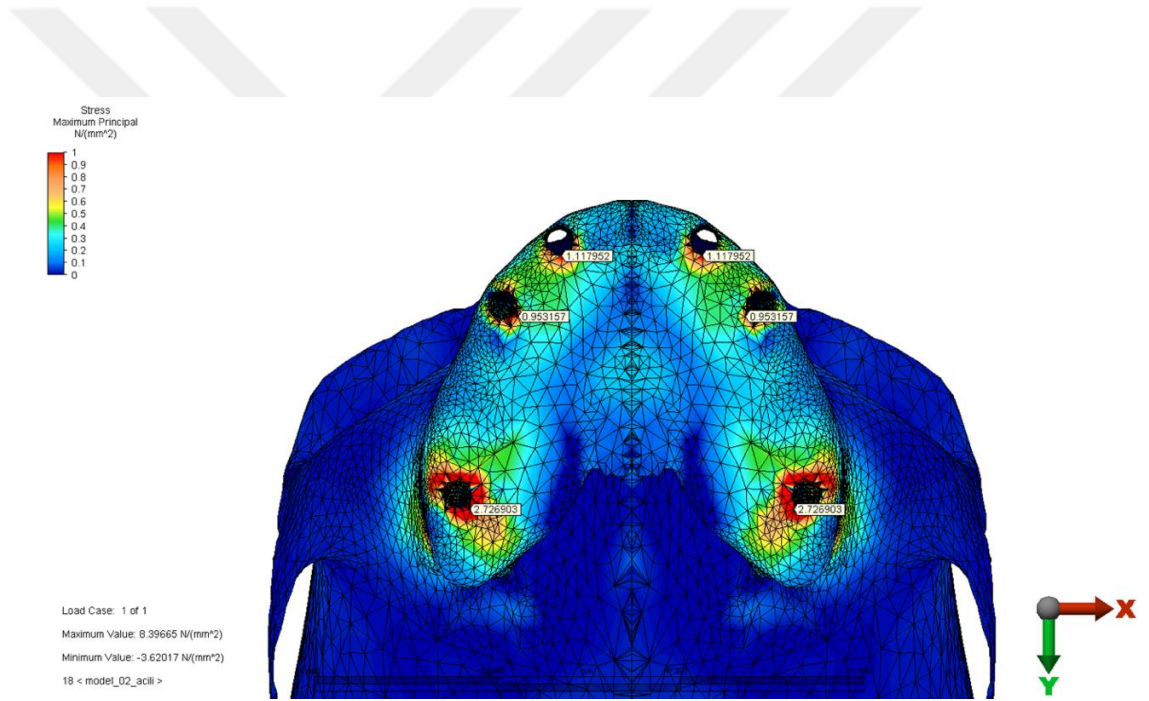
Şekil 53:Oblik kuvvet altında model 3’de Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})

Model 4: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri 1.20 MPa olarak implantın mezialinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın bukkalinde 2.74 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri palatinal bölgede 0.56 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 54:Vertikal kuvvet altında model 4’de Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})

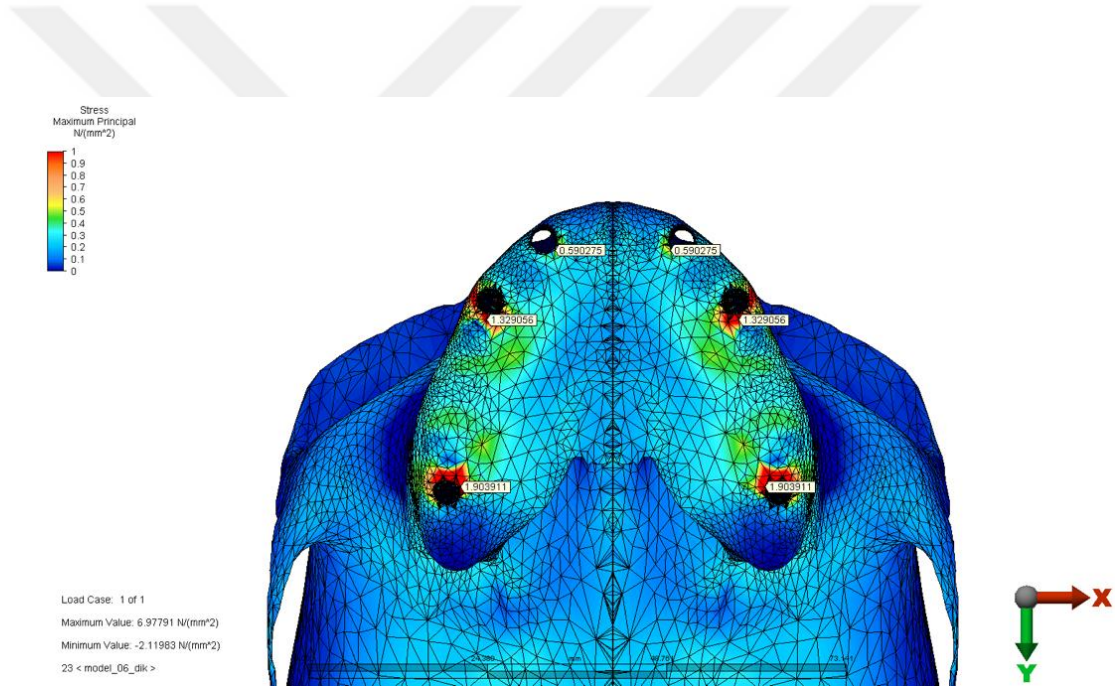
Model 4: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri 2.73 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın palatinalinde 0.95 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri palatinal bölgede 1.12 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 55:Oblik kuvvet altında Model 4’de Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})

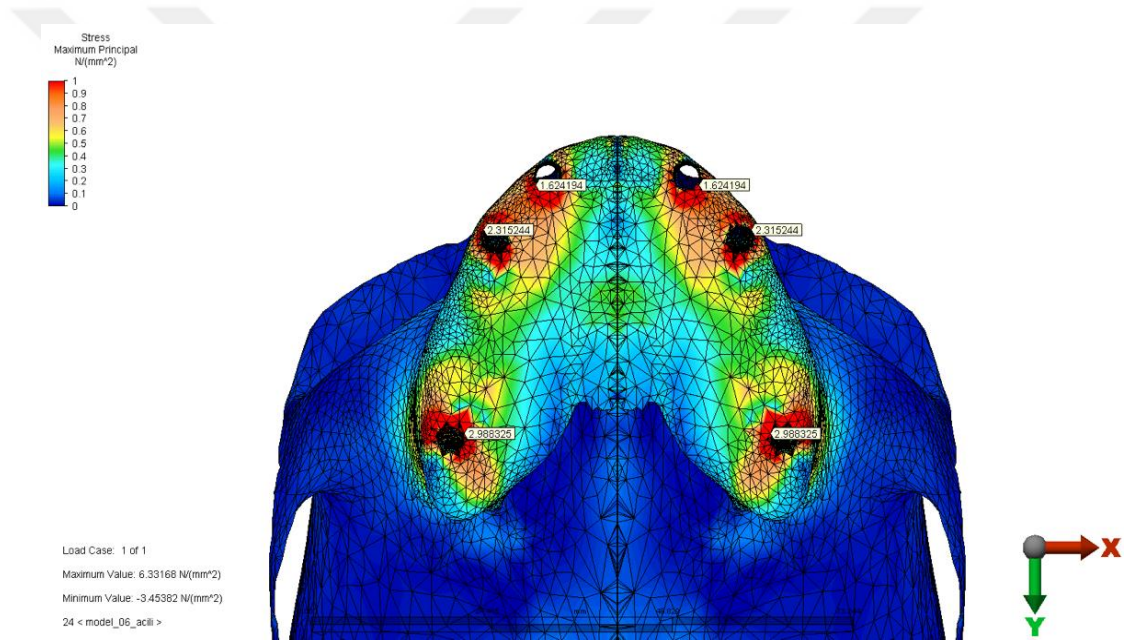
Grup 3 (posterior maksillaya meziale açılı 45° uzun implant)

Model 5: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri 1.90 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın distalinde 1.33 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri palatinal bölgede 0.59 MPa olarak bulunmuştur.



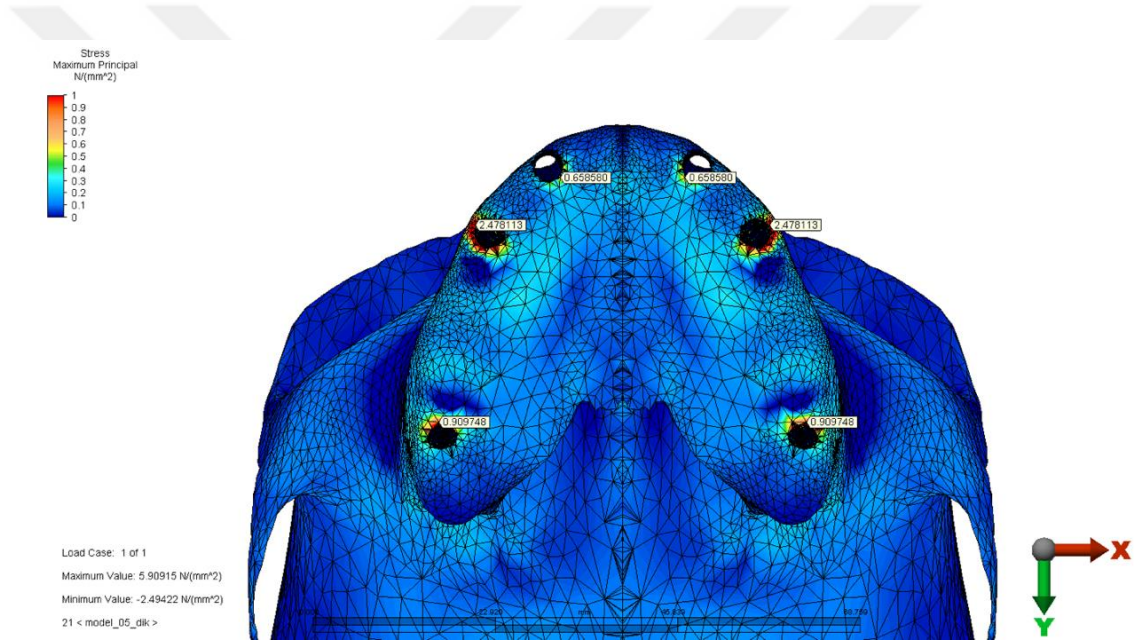
Şekil 56:Vertikal kuvvet altında Model 5’de Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})

Model 5: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri 2.99 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın bukkalinde 2.31 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri distal bölgede 1.62 MPa olarak bulunmuştur.



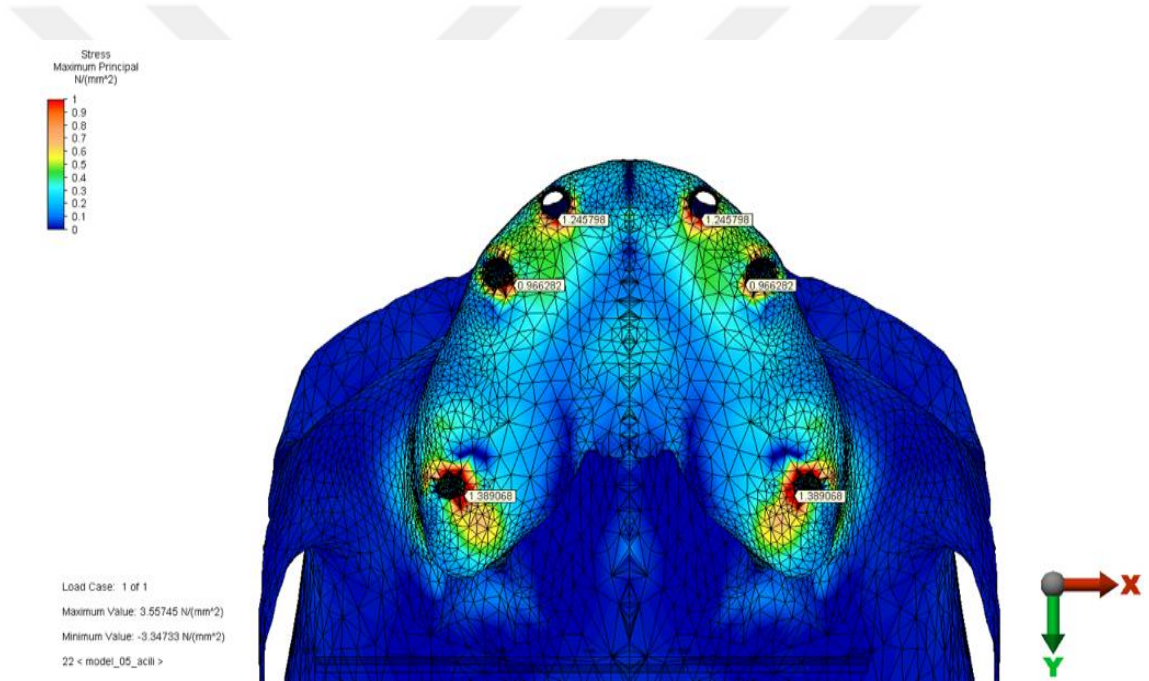
Şekil 57:Oblik kuvvet altında Model 5’de Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})

Model 6: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri 0.90 MPa olarak implantın mezialinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın bukkalinde 2.48 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri palatinal bölgede 0.66 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 58:Vertikal kuvvet altında Model 6’da Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})

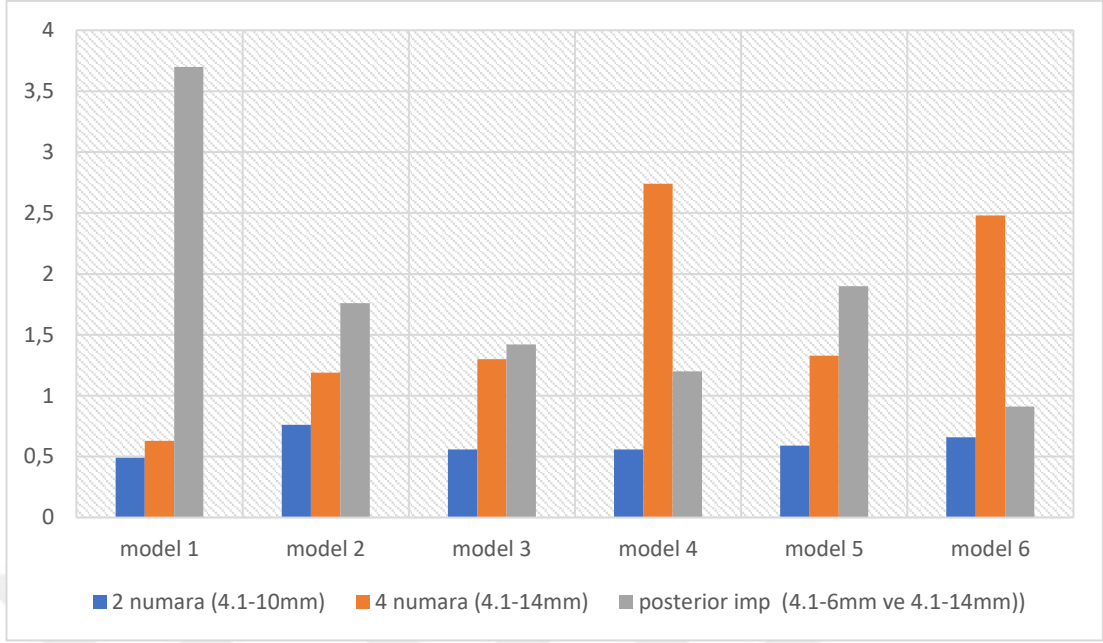
Model 6: (oblik kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri 1.39 MPa olarak implantın mezialinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri implantın palatinalinde 0.97 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme stres değeri palatinal bölgede 1.24 MPa olarak bulunmuştur.



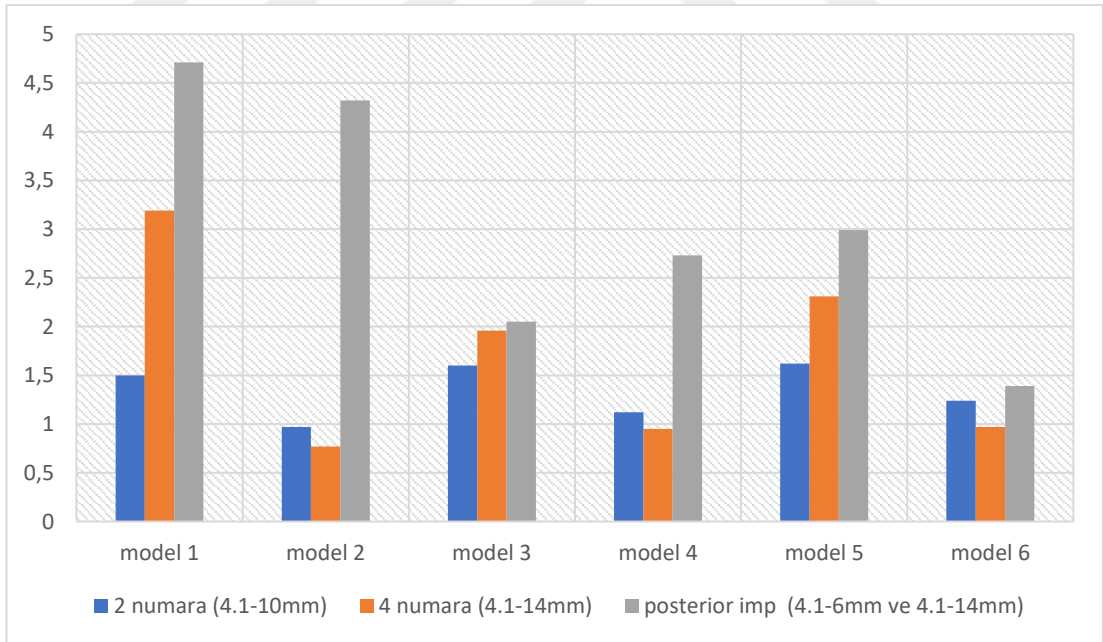
Şekil 59:Oblik kuvvet altında Model 6’da trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})

Tablo 8: Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stres Değerleri (MPa) (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})

		Vertikal Kuvvet (200 MPa)				Oblik Kuvvet (150 MPa)			
	Kemik yoğunluğu	2 numara (4.1-10mm)	4 numara (4.1-14mm)	6 numara (4.1-6mm)	7 numara (4.1-14mm)	2 numara (4.1-10mm)	4 numara (4.1-14mm)	6 numara (4.1-6mm)	7 numara (4.1-14mm)
GRUP 1 (Posterior maksilla kısa implant)	D3(Model1)	0.49	0.63	3.70	–	1.50	3.19	4.71	–
	D4(Model2)	0.76	1.19	1.76	–	0.97	0.77	4.32	–
GRUP 2 (Posterior maksilla meziale açılı 30° uzun implant)	D3(Model3)	0.56	1.30	–	1.42	1.60	1.96	–	2.05
	D4(Model4)	0.56	2.74	–	1.20	1.12	0.95	–	2.73
GRUP 2 (Posterior maksilla meziale açılı 45° uzun implant)	D3(Model5)	0.59	1.33	–	1.90	1.62	2.31	–	2.99
	D4(Model6)	0.66	2.48	–	0.91	1.24	0.97	–	1.39



Şekil 60:Vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan gerilme stres değerleri (MPa)



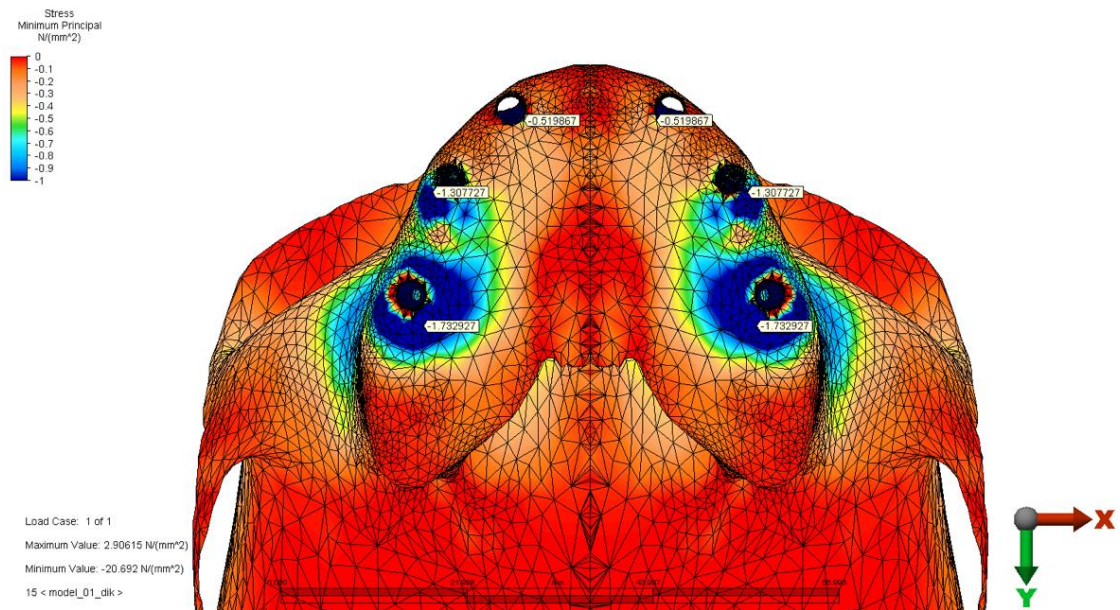
Şekil 61:Oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan gerilme stres değerleri (MPa)

- * Çalışmamızda vertikal kuvvet altında; trabeküler kemikteki en yüksek gerilme stres değeri Model 1’de 6 numaraya (4.1-6mm) yerleştirilen implant çevresinde gözlenmiştir. Anterior bölgeye yerleştirilen implantlarda tüm gruplara göre en düşük gerilme değerleri izlenmiştir
- * Tüm modellerde 4 numaraya (4.1-14mm) yerleştirilen trabeküler kemik gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer Model 4’te, en düşük değer ise Model 1’de görülmüştür.
- * Çalışmamızda oblik kuvvet altında en yüksek gerilme stresleri Grup 1 posterior kısa implantlarda görülmüştür.
- * Oblik kuvvet altında en yüksek değer ise Model 1’de 6 numaraya (4.1-6mm) yerleştirilen implantlarda izlenmiştir.
- * Oblik kuvvet altında 4 numaraya (4.1-14mm) yerleştirilen implantlar değerlendirildiğinde en yüksek değer Model 1’de, en düşük değer ise Model 2’de görülmüştür.

4.2.2. Trabeküler Kemikte Oluşan Sıkışma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

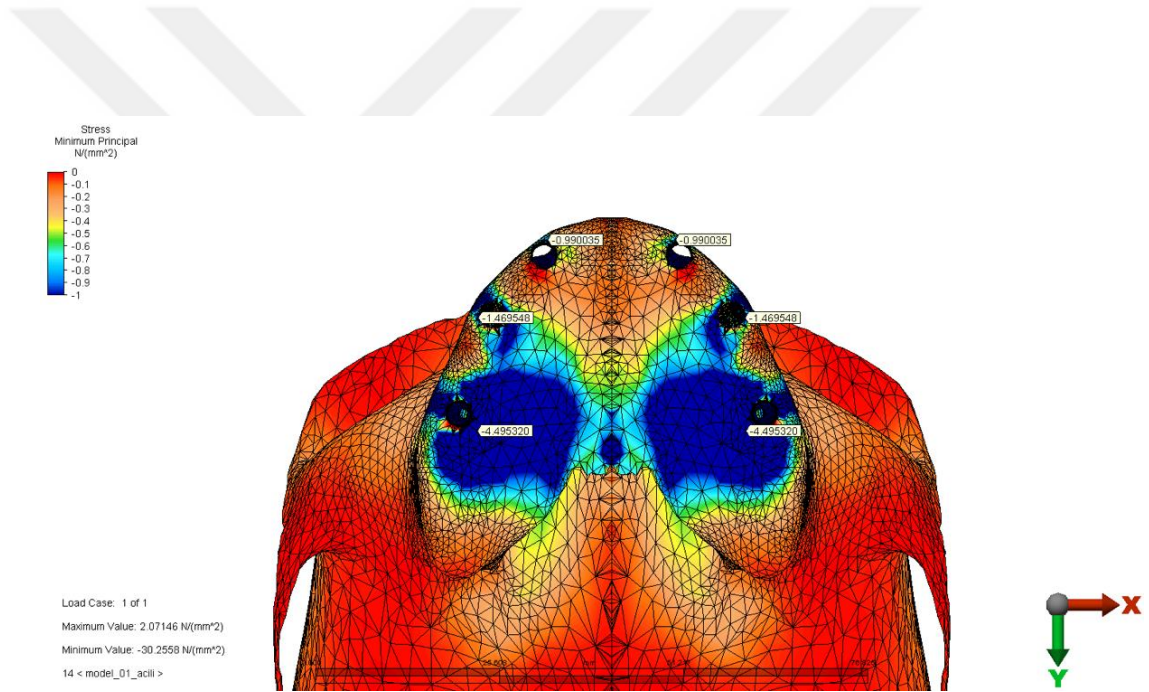
Grup 1 (posterior maksillaya kısa implant)

Model 1: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (1.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 1.73 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın distalinde 1.30 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri palatinal bölgede 0.52 MPa olarak bulunmuştur.



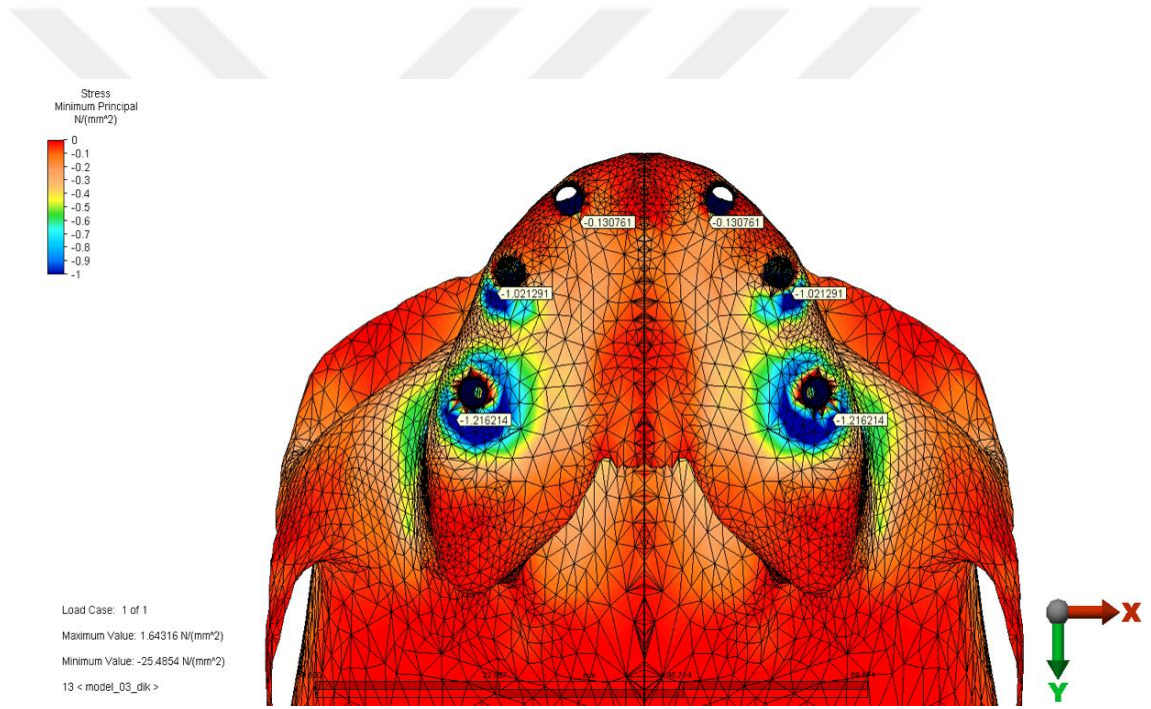
Şekil 62: Vertikal kuvvet altında Model 1’de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

Model 1: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (1.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 4.49 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın disalinde 1.47 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri mezial bölgede 0.99 MPa olarak bulunmuştur.



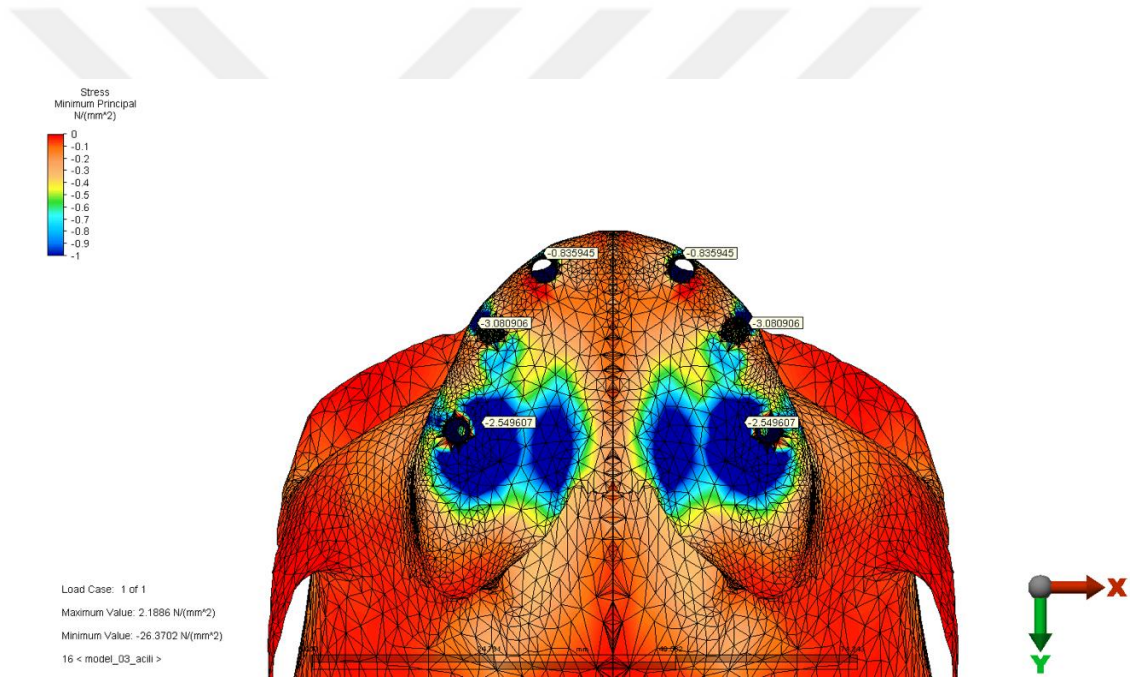
Şekil 63:Oblik kuvvet altında Model 1’de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

Model 2: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (1.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 1.22 MPa olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın distalinde 1.02 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri palatinal bölgede 0.13 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 64: Vertikal kuvvet altında Model 2’de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

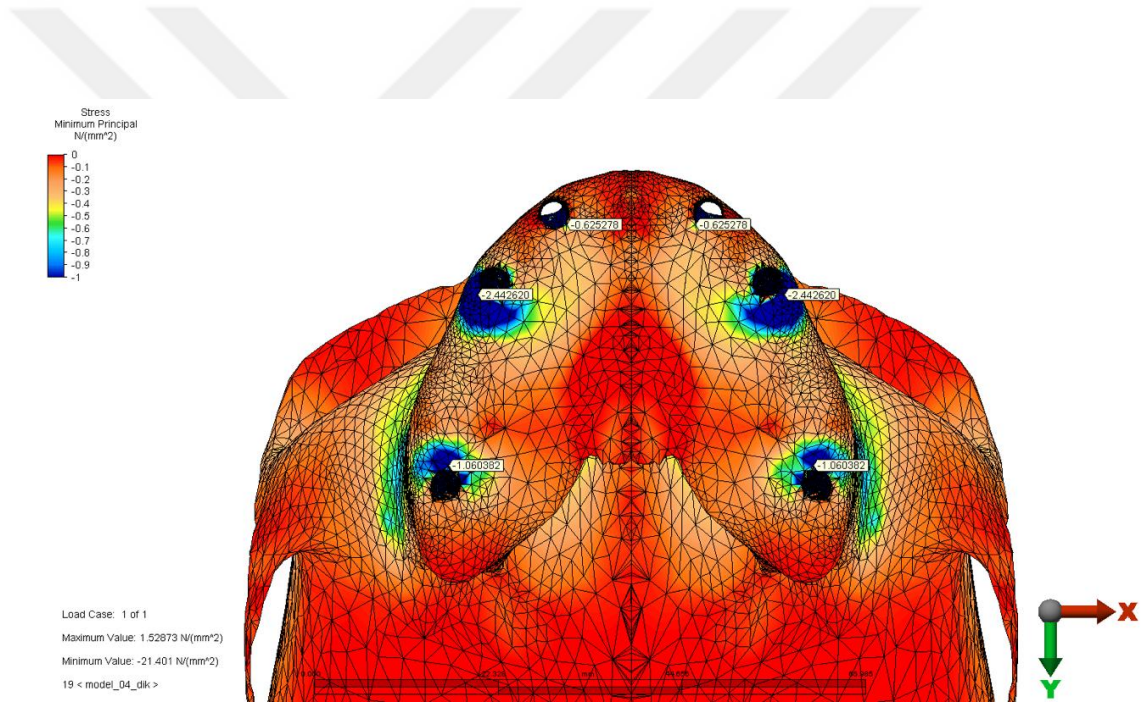
Model 2: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (1.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 2.55 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın bukkalinde 3.08 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri mezial bölgede 0.83 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 65:Oblik kuvvet altında Model 2’de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

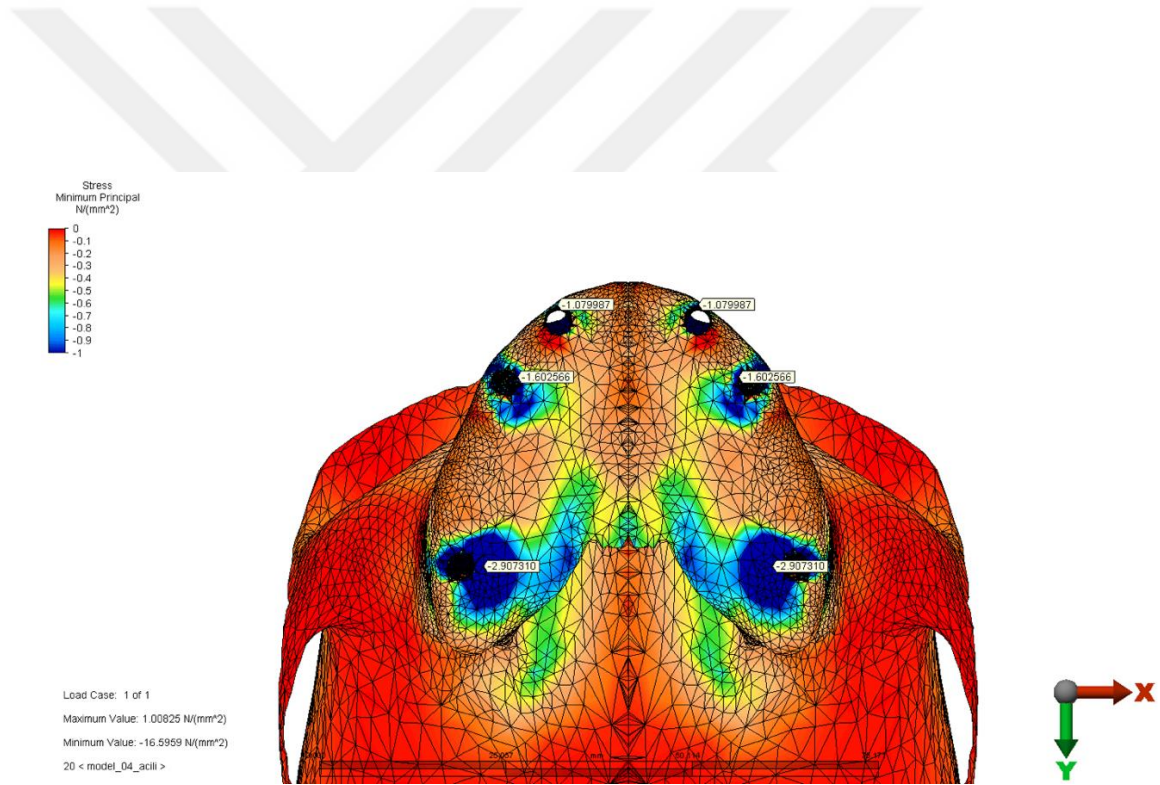
Grup 2 (posterior maksillaya meziale açılı 30° uzun implant)

Model 3: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan sıkışma stres değeri 1.06 MPa olarak implantın mezialinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın distalinde 2.44 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri palatinal bölgede 0.62 MPa olarak bulunmuştur.



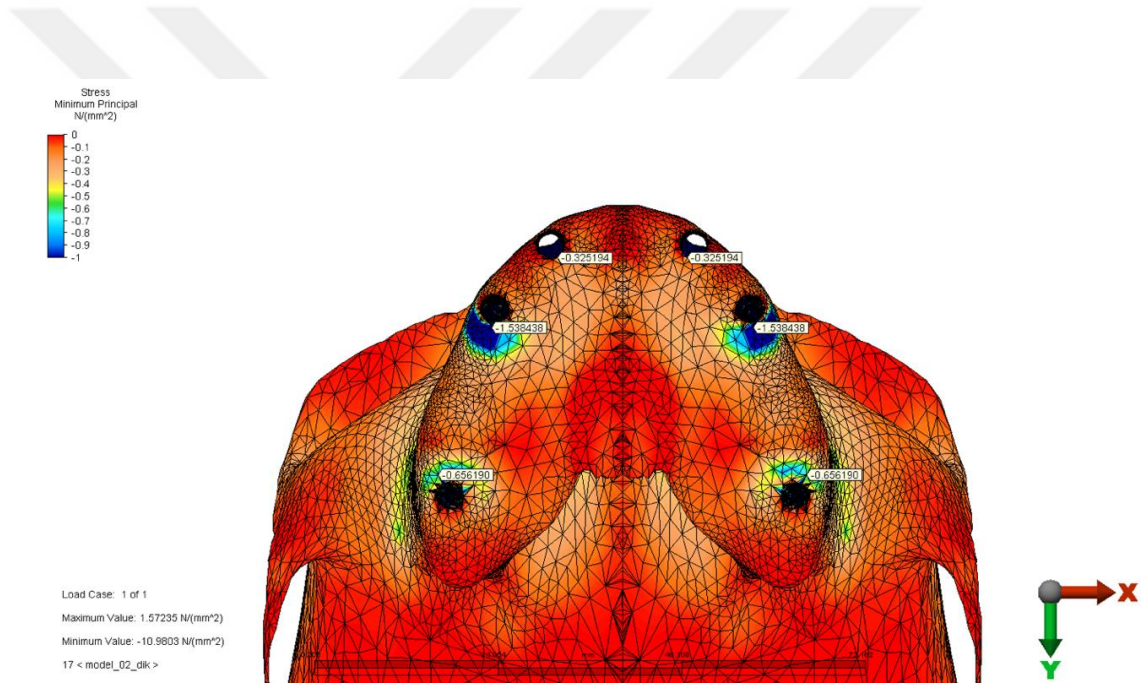
Şekil 66: Vertikal kuvvet altında Model 3’de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

Model 3: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 2.90 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın palatinalinde 1.60 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri mezial bölgede 1.08 MPa olarak bulunmuştur.



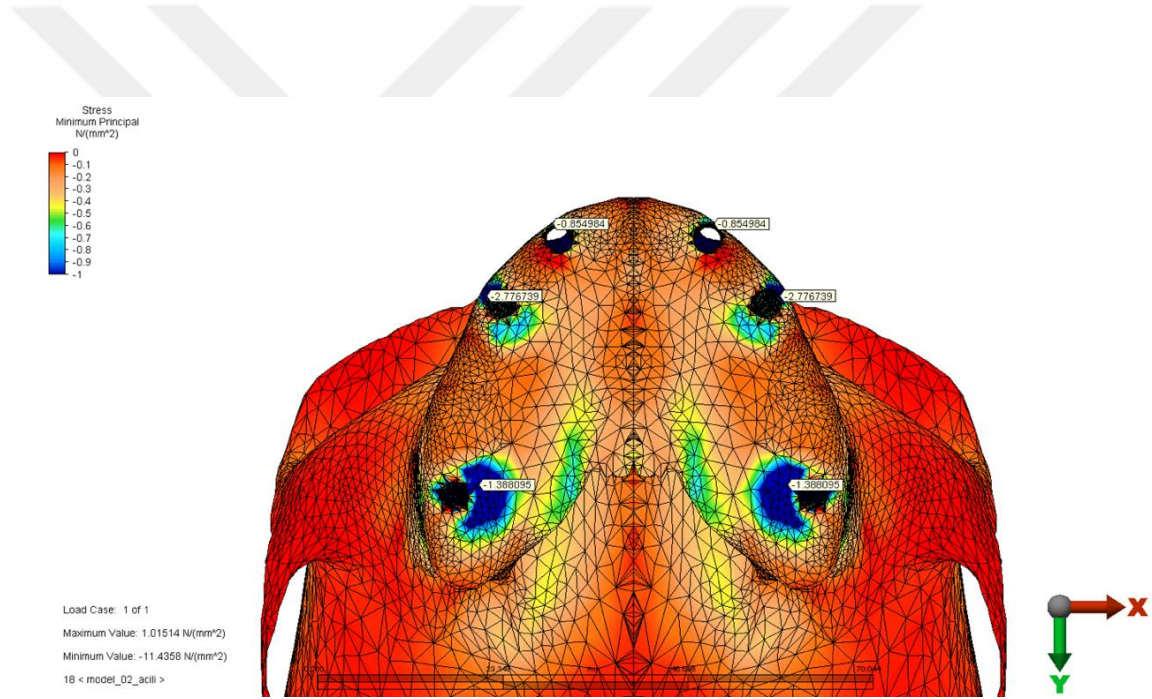
Şekil 67:Oblik kuvvet altında Model 3’de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

Model 4: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 0.66 MPa olarak implantın mezialinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın distalinde 1.54 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri palatinal bölgede 0.32 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 68: Vertikal kuvvet altında Model 4’de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

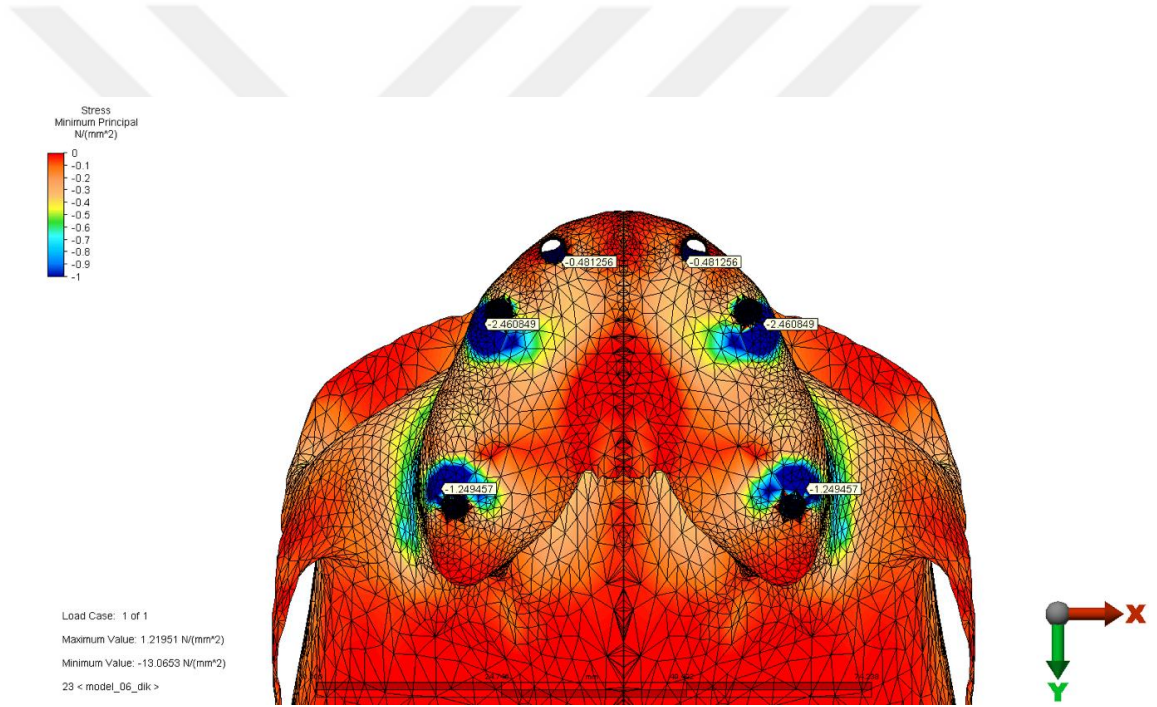
Model 4: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 1.39 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın bukkalinde 2.78 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri bukkal bölgede 0.85 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 69:Oblik kuvvet altında Model 4’de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

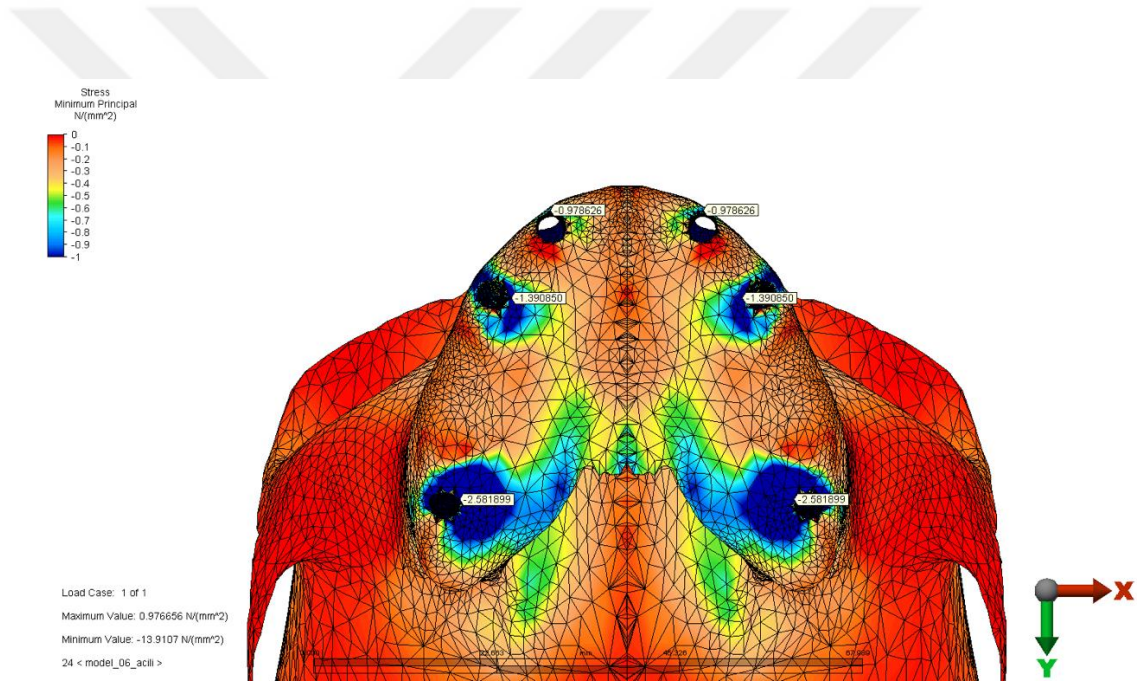
Grup 3 (posterior maksillaya meziale açılı 45° uzun implant)

Model 5: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 1.25 MPa olarak implantın mezialinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın distalinde 2.46 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri palatinal bölgede 0.48 MPa olarak bulunmuştur.



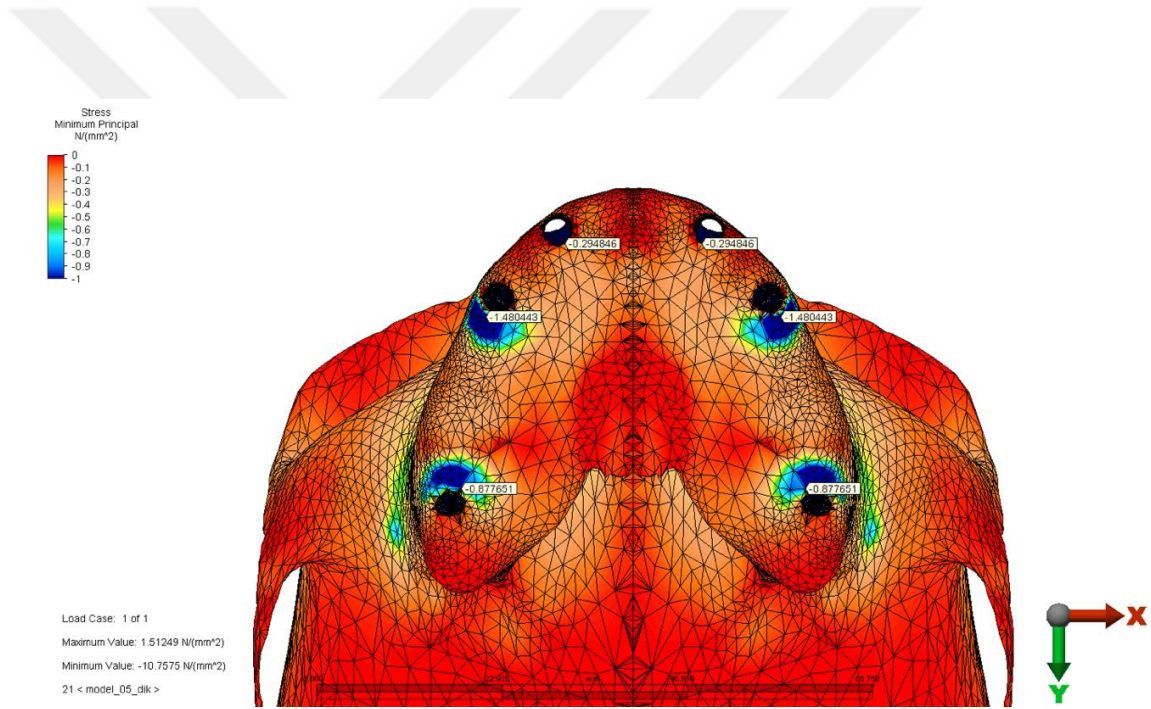
Şekil 70: Vertikal kuvvet altında Model 5’de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

Model 5: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 2.58 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri palatinal bölgede 1.39 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri mezial bölgede 0.98 MPa olarak bulunmuştur.



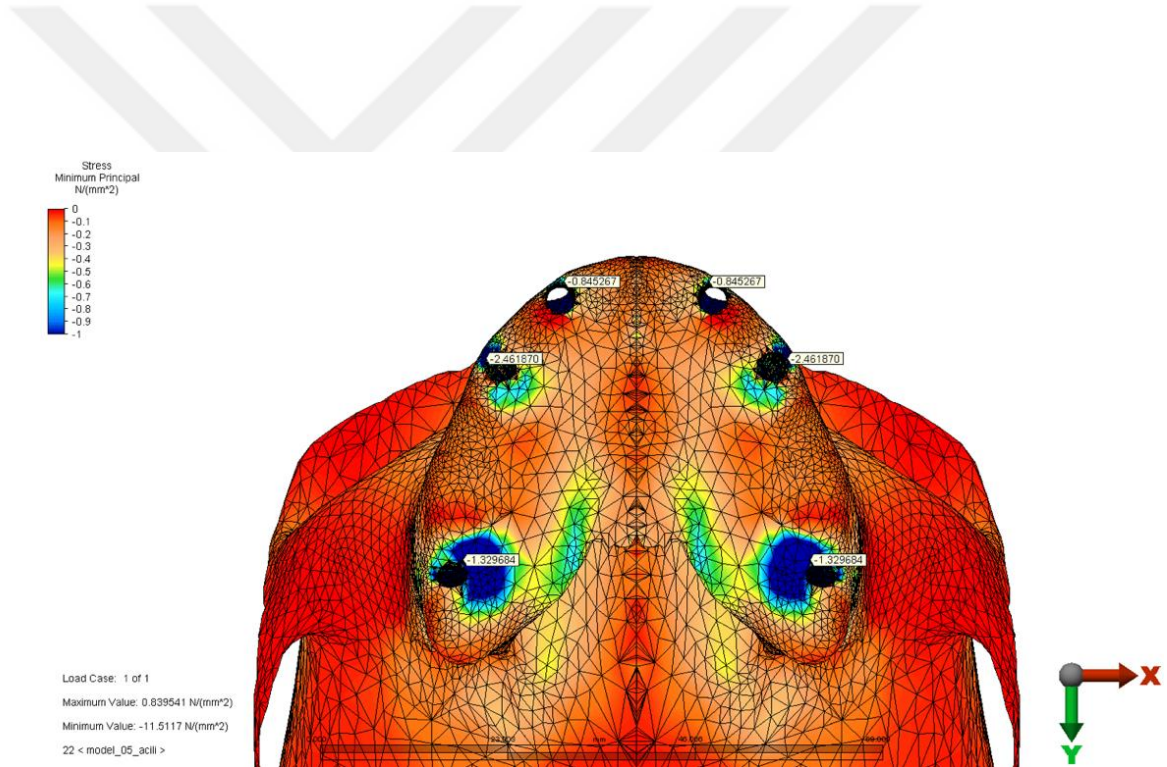
Şekil 71:Oblik kuvvet altında Model 5’de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

Model 6: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 0.88 MPa olarak implantın mezialinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri distal bölgede 1.48 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri palatinal bölgede 0.29 MPa olarak bulunmuştur.



Şekil 72: Vertikal kuvvet altında Model 6'da trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

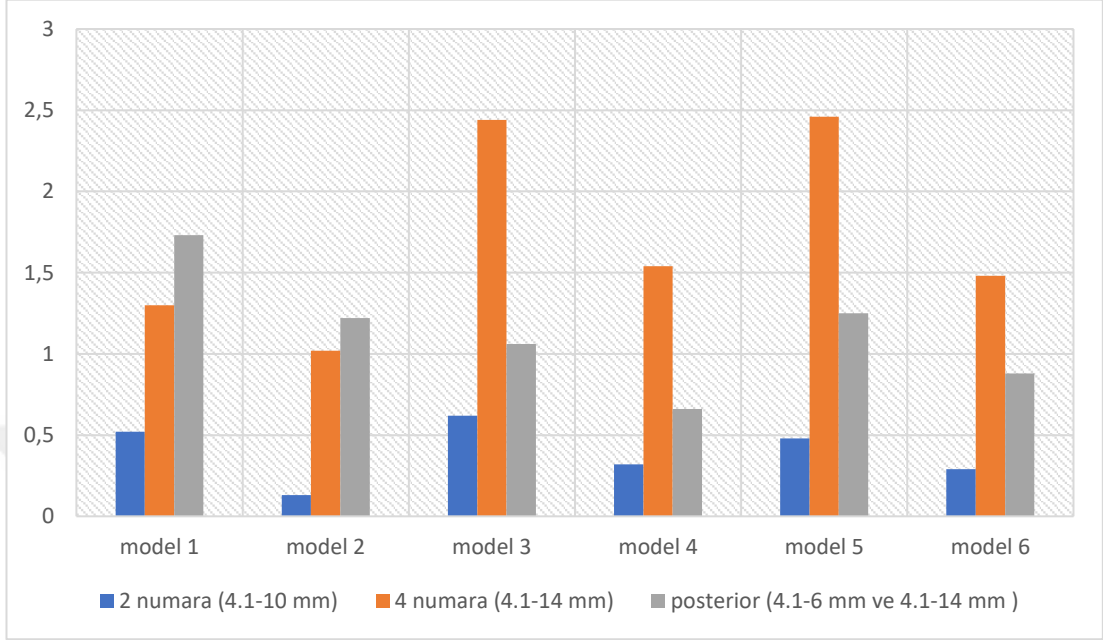
Model 6: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri 1.33 MPa olarak implantın palatinalinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri implantın bukkalinde 2.46 MPa olarak bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge 4.1-10mm) soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek sıkışma stres değeri mezial bölgede 0.84 MPa olarak bulunmuştur.



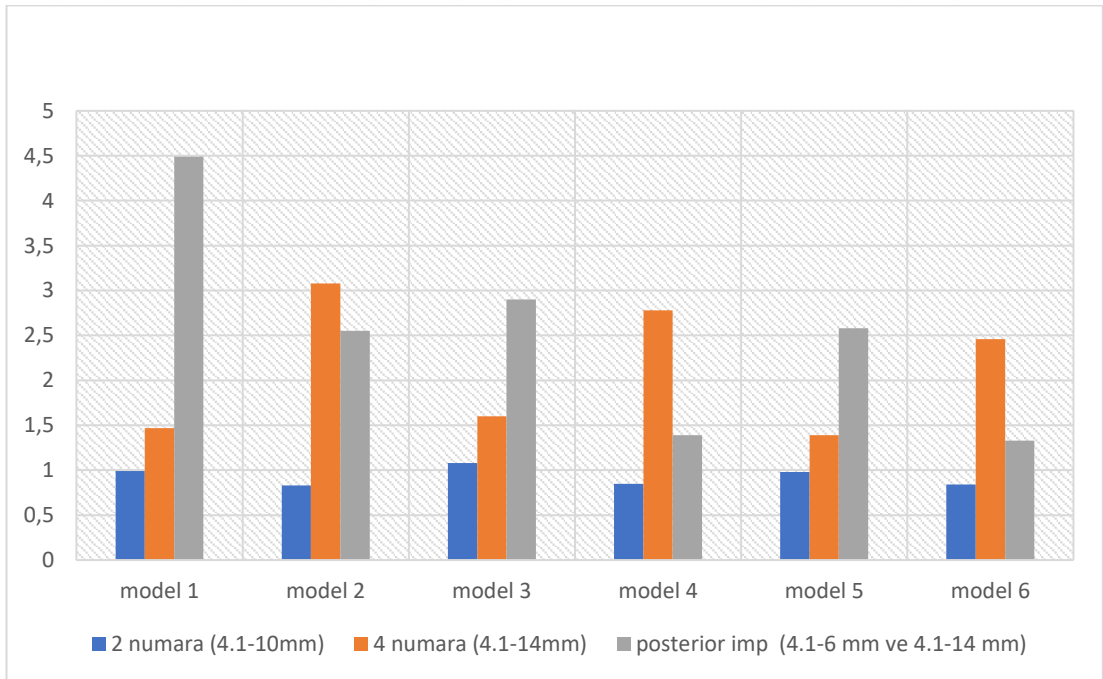
Şekil 73:Oblik kuvvet altında Model 6’da trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

Tablo 9:Trabeküler Kemikte Oluşan Sıkışma Stresleri (MPa) (Minimum Principle Stress: σ_{min})

		Vertikal Kuvvet (200 MPa)				Oblik Kuvvet (150 MPa)			
	Kemik yoğunluğu	2 numara (4.1-10mm)	4 numara (4.1-14mm)	6 numara (4.1-6mm)	7 numara (4.1-14mm)	2 numara (4.1-10mm)	4 numara (4.1-14mm)	6 numara (4.1-6mm)	7 numara (4.1-14mm)
GRUP 1 (Posterior maksilla kısa implant)	D3(Model1)	0.52	1.30	1.73	–	0.99	1.47	4.49	–
	D4(Model2)	0.13	1.02	1.22	–	0.83	3.08	2.55	–
GRUP 2 (Posterior maksilla meziale açılı 30° uzun implant)	D3(Model3)	0.62	2.44	–	1.06	1.08	1.60	–	2.90
	D4(Model4)	0.32	1.54	–	0.66	0.85	2.78	–	1.39
GRUP 3 (Posterior maksilla meziale açılı 45° uzun implant)	D3(Model5)	0.48	2.46	–	1.25	0.98	1.39	–	2.58
	D4(Model6)	0.29	1.48	–	0.88	0.84	2.46	–	1.33



Şekil 74:Vertikal kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (MPa)



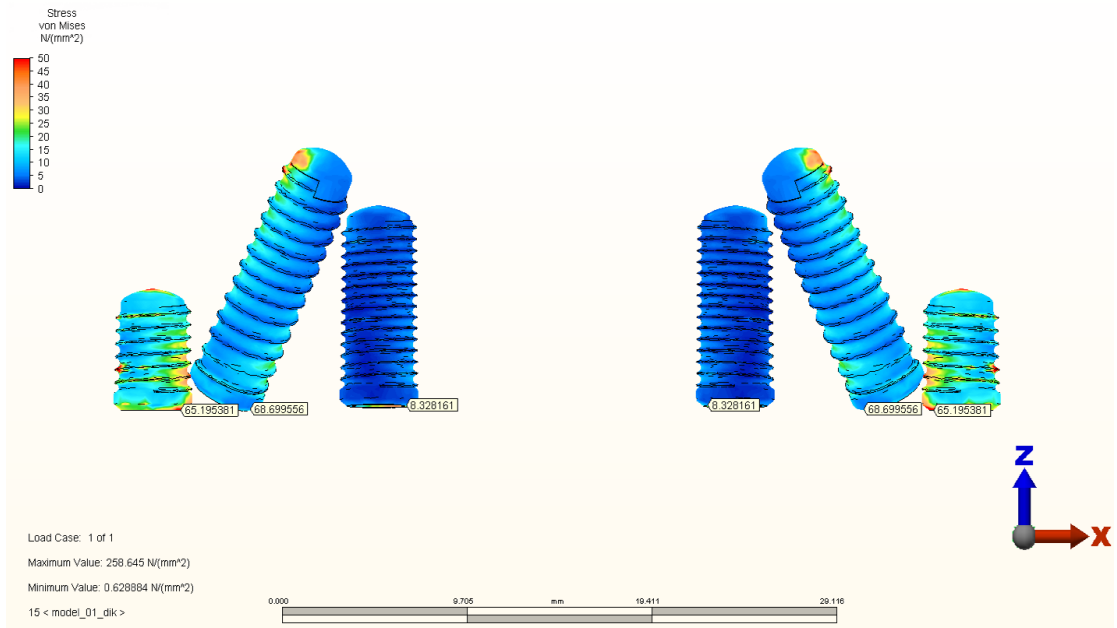
Şekil 75:Oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (MPa)

- * Vertikal kuvvet altında Trabeküler kemikte oluşan sıkışma stres değerleri incelendiğinde posterior implantlar da en yüksek değer Model 1’de 6 numaralı (4.1-6mm) implantta en düşük değer ise Model 4’te 7 numaralı (4.1-14mm) implantta görülmüştür.
- * Vertikal kuvvet altında 4 numaraya (4.1-14mm) gelen sıkışma stresleri değerlendirildiğinde en yüksek değer Model 3’te, en düşük değer ise Model 2’de izlenmiştir.
- * Vertikal kuvvet altında 2 numaraya (4.1-10mm) gelen sıkışma stresleri tüm modellerde implantlar arasında en düşük sıkışma stres değeri izlenmiştir.
- * Oblik kuvvet altında trabeküler kemikte oluşan sıkışma stres değerleri incelendiğinde posterior implantlarda en yüksek değer Model 1’de 6 numaralı (4.1-6mm) implantta, en düşük değer ise Model 6’da 7 numaralı (4.1-14mm) implantta görülmüştür.
- * Oblik kuvvet altında 4 numaraya gelen implantlar değerlendirildiğinde en yüksek sıkışma stres değeri Model 2’de, en düşük değer ise Model 5’te görülmüştür.

4.3. İmplantlar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları

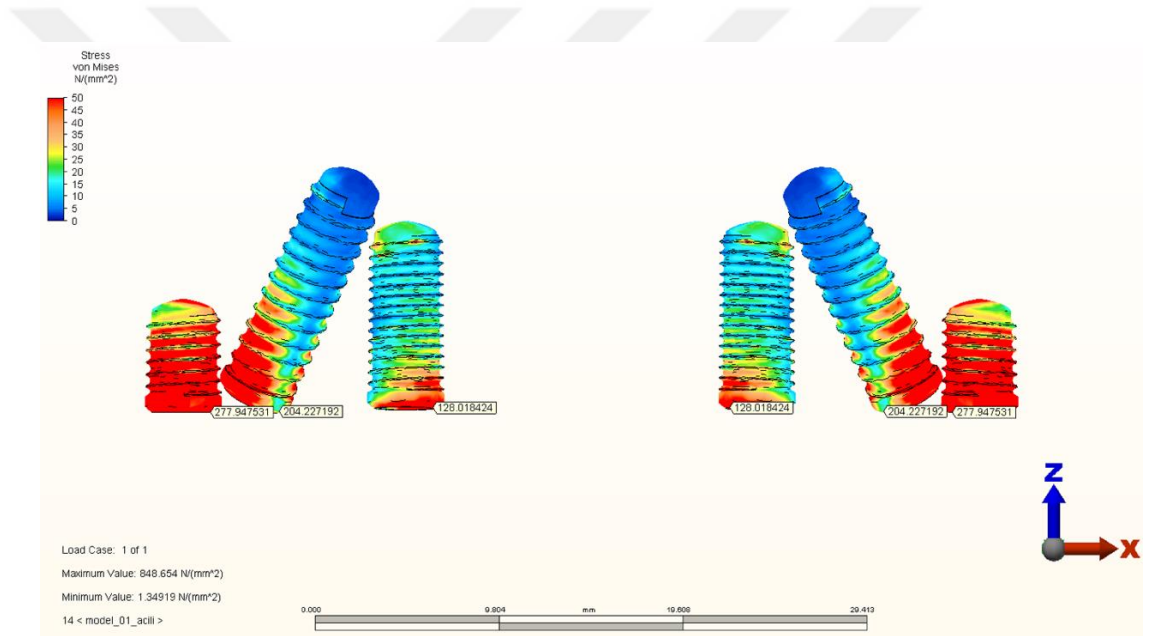
Grup 1 (posterior maksillaya kısa implant)

Model 1: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (1.molar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 65,19 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 68,70 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 8,32 MPa implantın boyun bölgesinde olarak bulunmuştur.



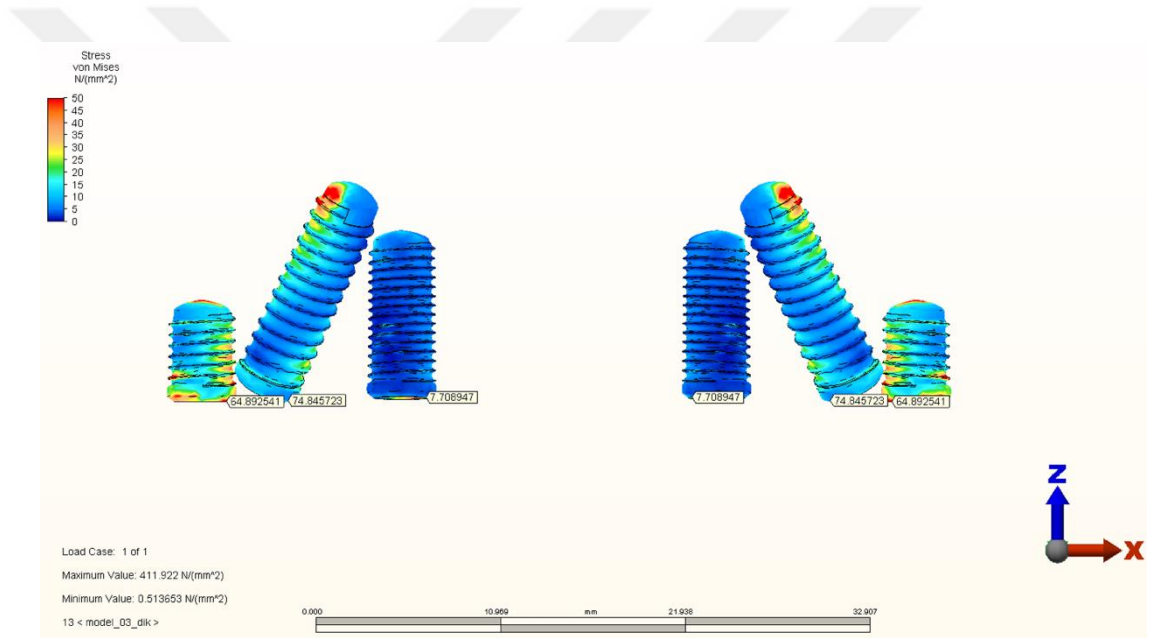
Şekil 76:Vertikal kuvvet altında Model 1’de implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri

Model 1: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (1.molar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek değer 277,94 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek değer 204,22 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek değer 128,01 MPa implantın boyun bölgesinde olarak bulunmuştur.



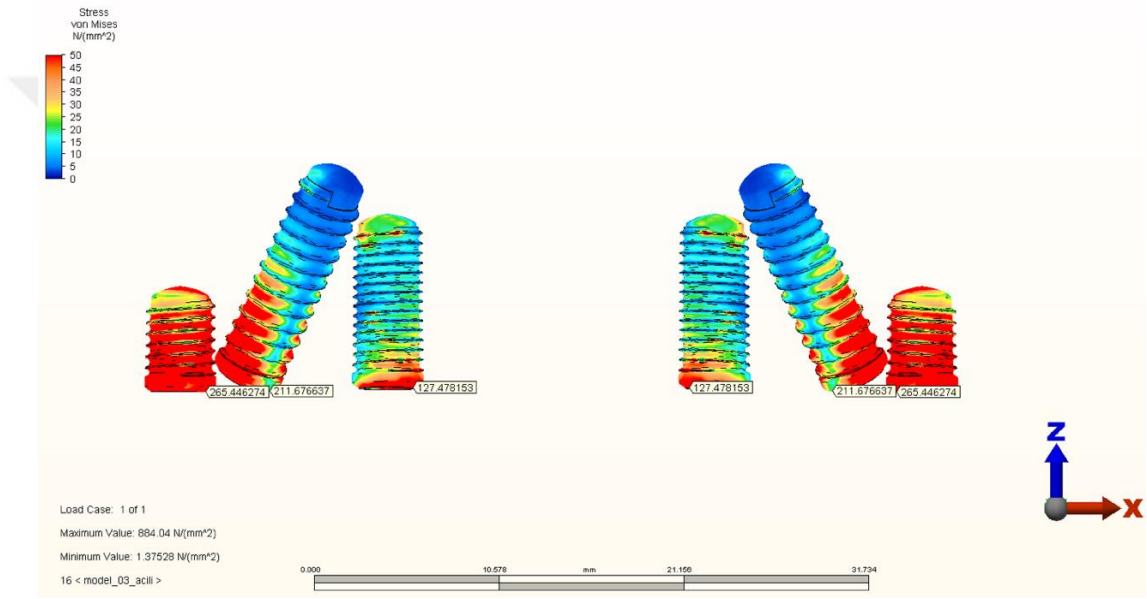
Şekil 77:Oblik kuvvet altında Model 1’de implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri

Model 2: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (1.molar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek değer 64,89 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek değer 74,84 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek değer 7,70 MPa implantın boyun bölgesinde olarak bulunmuştur.



Şekil 78:Vertikal kuvvet altında Model 2’de implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri

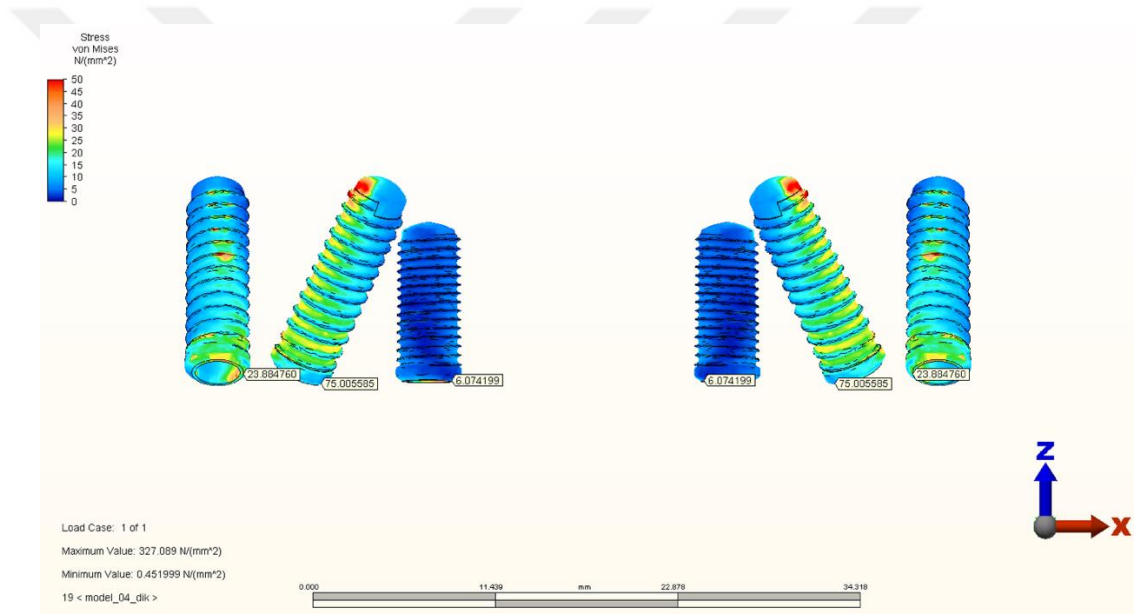
Model 2: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (1.molar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 265,44 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 211,67 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 127,47 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur.



Şekil 79:Oblik kuvvet altında Model 2’de implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri

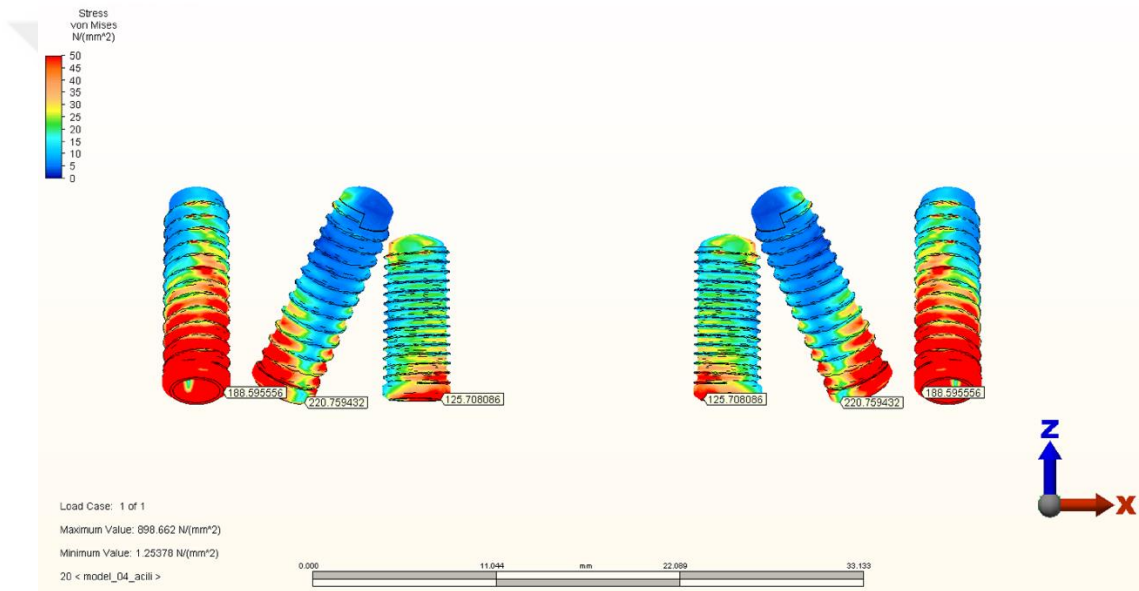
Grup 2 (posterior maksillaya meziale açılı 30° uzun implant)

Model 3: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 23,88 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 75,00 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 6 ,07 MPa implantın boyun bölgesinde olarak bulunmuştur.



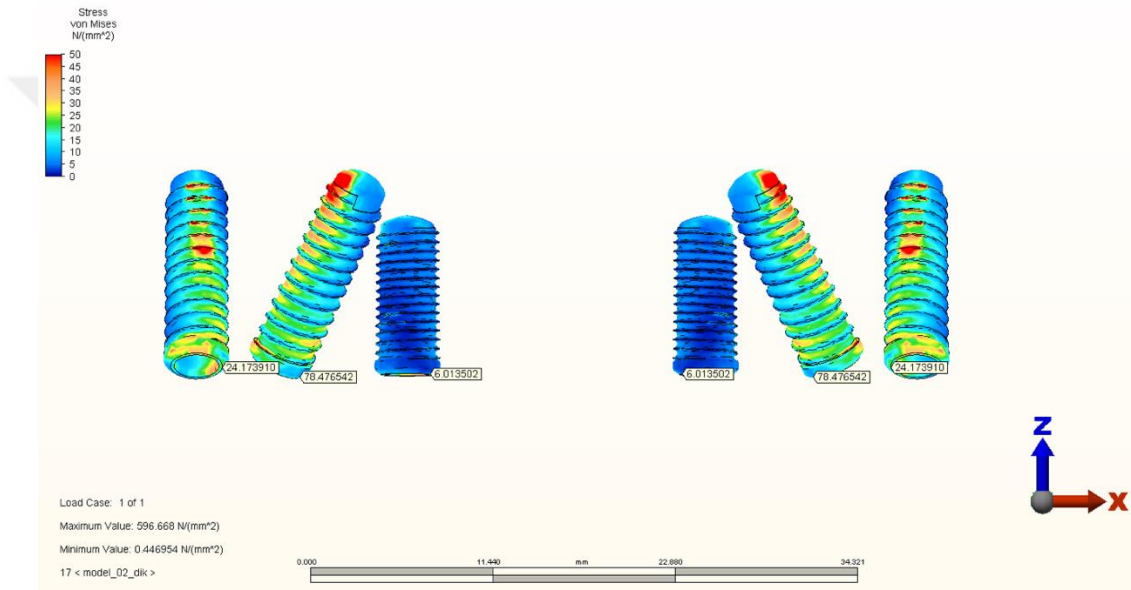
Şekil 80:Vertikal kuvvet altında Model 3'de implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri

Model 3: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 188,59 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 220,75 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 125,70 MPa implantın boyun bölgesinde olarak bulunmuştur.



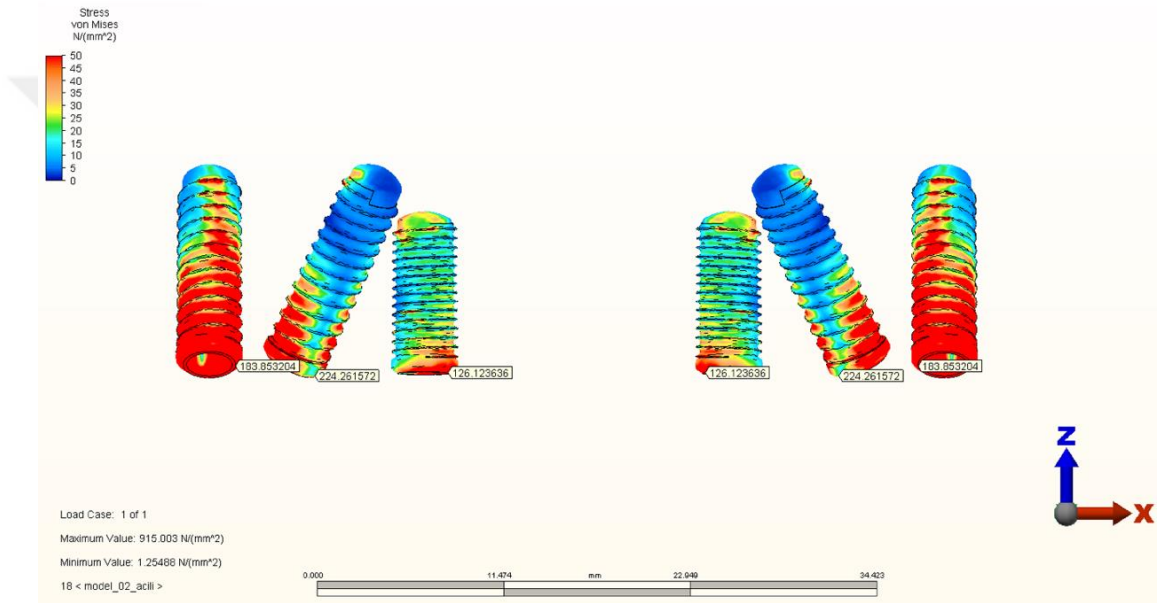
Şekil 81:Oblik kuvvet altında Model 3’de implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri

Model 4: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 24,17 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 78,47 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 6,01 MPa implantın boyun bölgesinde olarak bulunmuştur.



Şekil 82:Vertikal kuvvet altında Model 4'de implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri

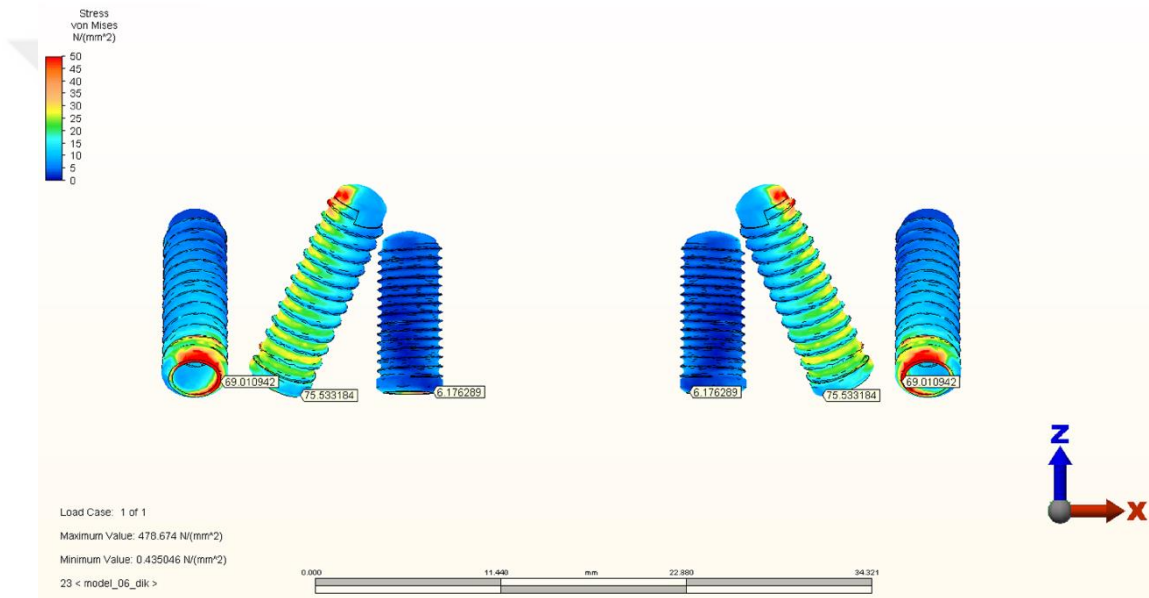
Model 4: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 183,85 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 224,26 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 126,12 MPa implantın boyun bölgesinde olarak bulunmuştur.



Şekil 83:Oblik kuvvet altında Model 4’de implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri

Grup 3 (posterior maksillaya meziale açılı 45° uzun implant)

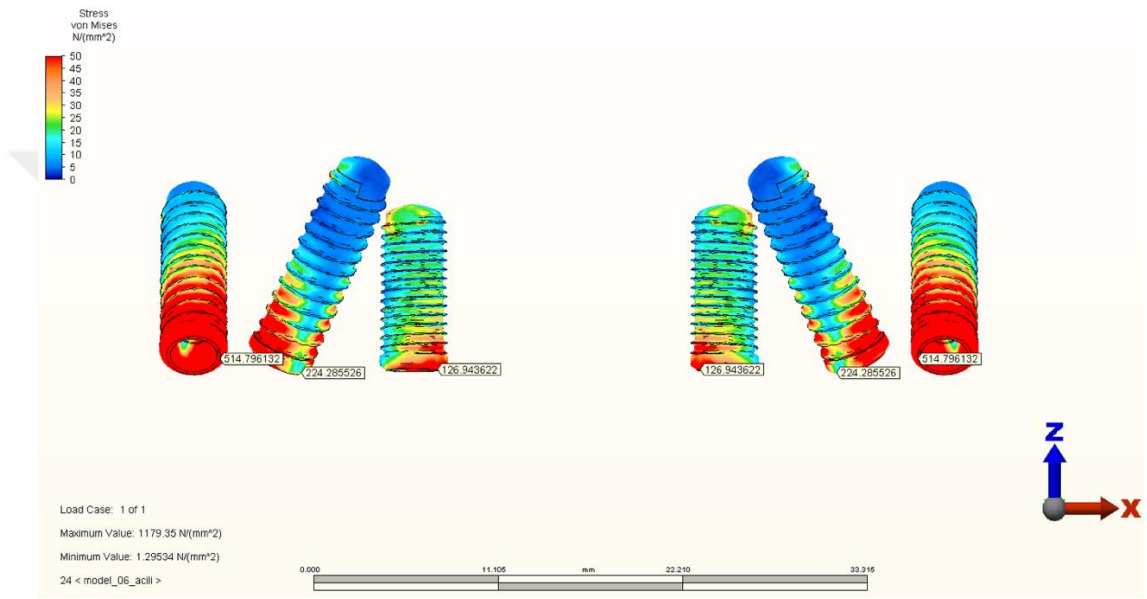
Model 5: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 69,01 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 75,53 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 6,17 MPa implantın boyun bölgesinde olarak bulunmuştur.



Şekil 84: Vertikal kuvvet altında Model 5’de implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri

Model 5: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 514,79 MPa olarak implantın boyun bölgesinde

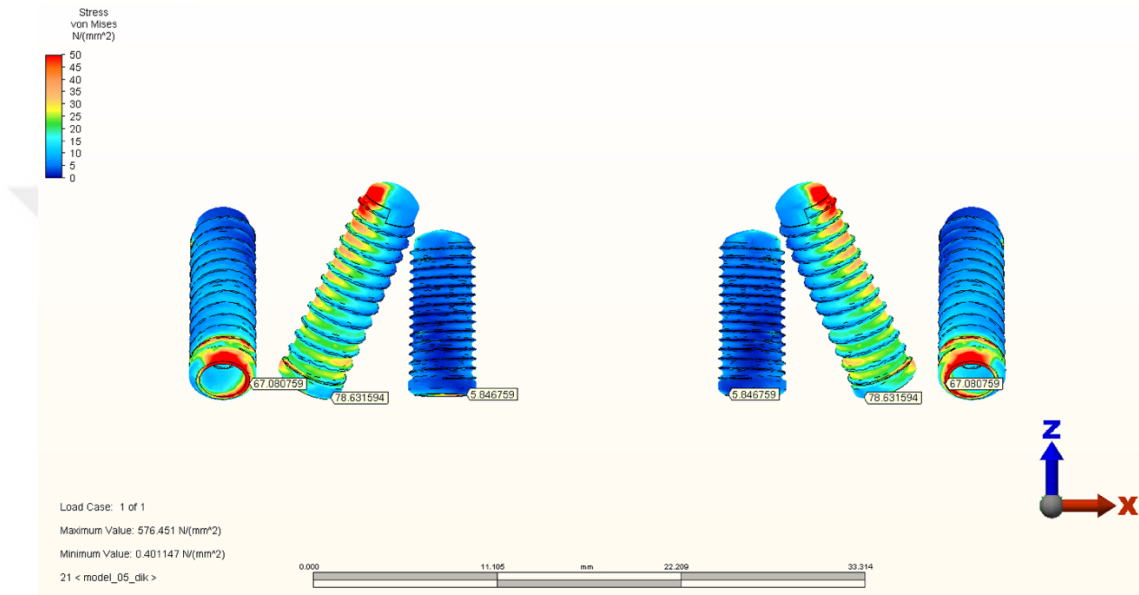
bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 224,28 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 126,94 MPa implantın boyun bölgesinde olarak bulunmuştur.



Şekil 85:Oblik kuvvet altında Model 5’de implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri

Model 6: (Vertikal kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 67,08 MPa olarak implantın boyun bölgesinde

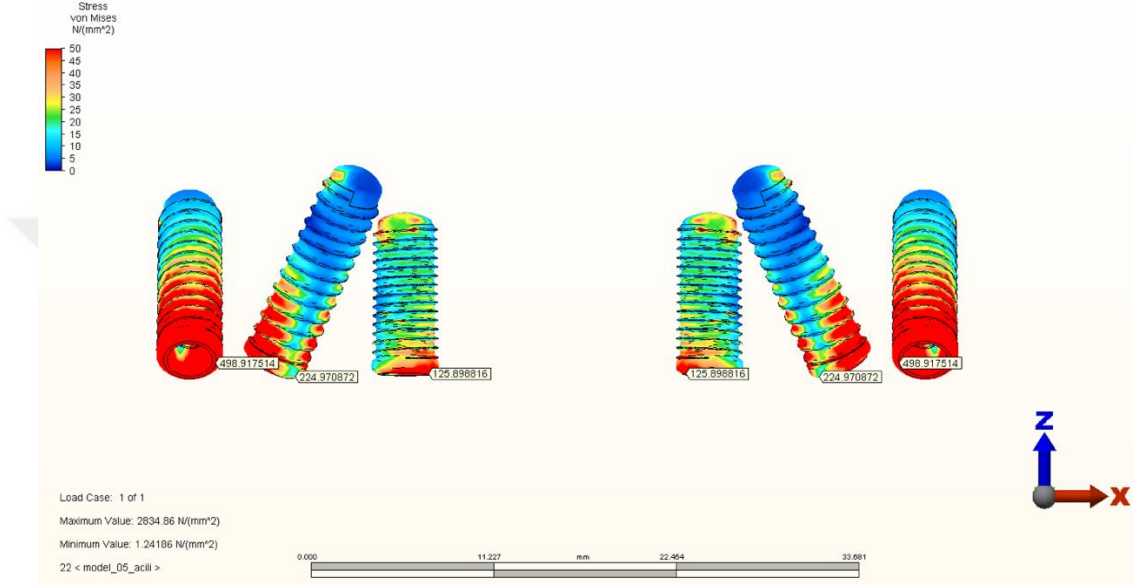
bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 78,63 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 5,84 MPa implantın boyun bölgesinde olarak bulunmuştur.



Şekil 86:Vertikal kuvvet altında Model 6'da implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri

Model 6: (Oblik kuvvet): Posterior implantın (2.molar bölgesi) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 498,91 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior distale açılı implantın (1.premolar bölgesi) yüzeyindeki en

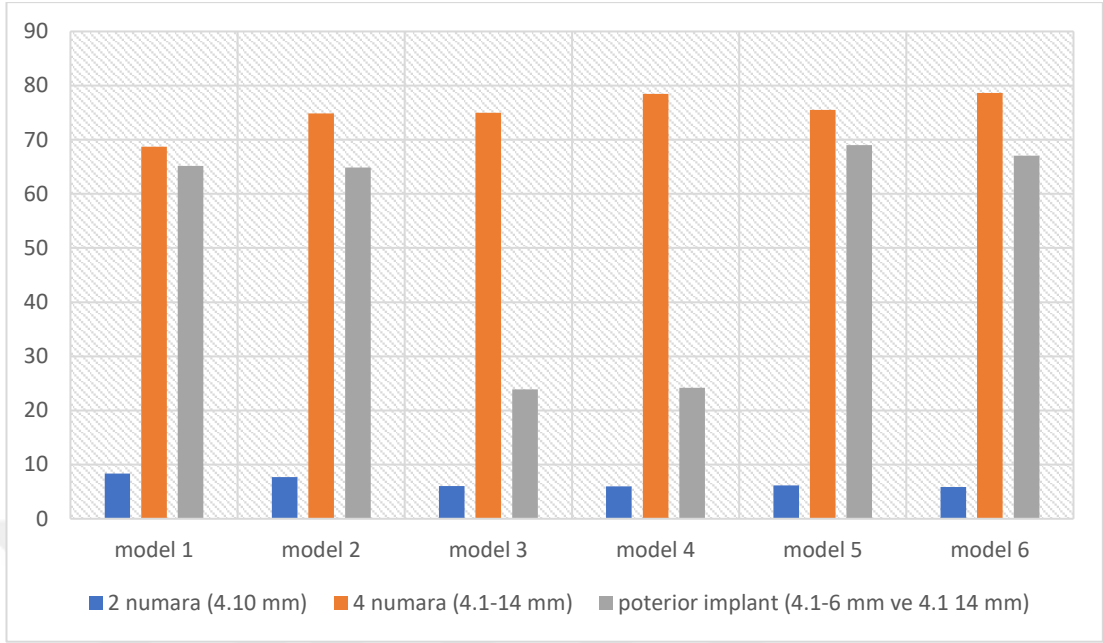
yüksek Von Mises stres değeri 224,97 MPa olarak implantın boyun bölgesinde bulunmuştur. Anterior düz implantın (lateral bölge) yüzeyindeki en yüksek Von Mises stres değeri 125,89 MPa implantın boyun bölgesinde olarak bulunmuştur.



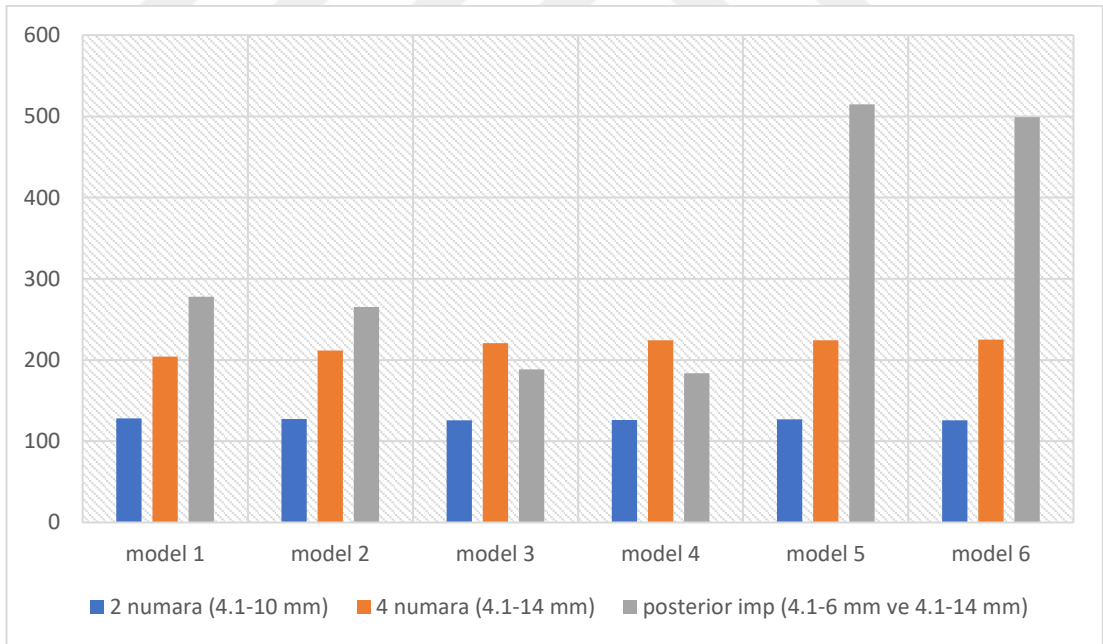
Şekil 87:Oblik kuvvet altında Model 6’da implantlar yüzeyindeki Von Mises stres değerleri

Tablo 10:İmplantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

		Vertikal Kuvvet (200 MPa)				Oblik Kuvvet (150 MPa)			
	Kemik yoğunluğu	2 numara (4.1-10mm)	4 numara (4.1-14mm)	6 numara (4.1-6mm)	7 numara (4.1-14mm)	2 numara (4.1-10mm)	4 numara (4.1-14mm)	6 numara (4.1-6mm)	7 numara (4.1-14mm)
GRUP 1 (Posterior maksilla kısa implant)	D3 (Model1)	8,32	68,70	65,19	—	128,01	204,22	277,94	—
	D4 (Model2)	7,70	74,84	64,89	—	127,47	211,67	265,44	—
GRUP 2 (Posterior maksilla meziale açılı 30° uzun implant)	D3 (Model3)	6,07	75,00	—	23,88	125,70	220,75	—	188,59
	D4 (Model4	6,01	78,47	—	24,17	126,12	224,26	—	183,85
GRUP 3 (Posterior maksilla meziale açılı 45° uzun implant)	D3 (Model5)	6,17	75,53	—	69,01	126,94	224,28	—	514,79
	D4 (Model6)	5,84	78,63	—	67,08	125,89	224,97	—	498,91



Şekil 88:Vertikal kuvvet altında implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)



Şekil 89:Oblik kuvvet altında implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

Vertikal kuvvet altında Von Mises stres değerleri incelendiğinde;

- * Posterior maksillada en yüksek Von Mises stres değerleri Grup 3'te görülmüş olup en yüksek Von Mises Model 5'te izlenmiştir. Posterior maksillada en düşük Von Mises değerleri Grup 2'de görülmüş olup en az Von Mises değeri Model 3'te izlenmiştir.
- * Anterior bölgeye yapılan implantlarda yakın değerler izlenmiştir.
- * Posterior maksillaya yapılan meziale açılı implantlar kendi aralarında değerlendirildiğinde eğim açısının 30°den 45°ye çıkması sonrası implant yüzeyinde görülen Von Mises stres değeri önemli ölçüde artmıştır.

Oblik kuvvet altında Von Mises stres değerleri incelendiğinde;

- * Anterior bölgeye yapılan 2 numara (4.1-10mm) implantlarda yakın değerler izlenmiştir.
- * Grup 1 ve Grup 2'de 4 numaraya (4.1-14mm) yapılan implantlar posterior maksillaya yapılan implantlara göre daha yüksek değerler göstermiştir. En yüksek değer Model 6'da görülmüştür.
- * Posterior maksillaya yapılan implantlar kendi aralarında değerlendirildiğinde Grup 3'te yapılan meziale 45° açılı implantlarda çok daha yüksek değerler görülmüştür.

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde dental implantlar, kaybedilen doğal dişlerin fonksiyonlarını yerine getirmesinin yanı sıra, estetik ve fonetik katkıları nedeniyle rutin tedavi uygulamaları haline gelmişlerdir. Disşiz bölgelerdeki mevcut kemiğin kalitesi ve kantitesi, kullanılan implantın tasarımı ve yüzey özellikleri tercih edilen cerrahi ve protetik uygulamalar tedavi süresini ve başarısını belirlemektedir.¹⁴⁶⁻¹⁴⁸

Üst çene posterior bölgede çekim sonrası veya travma gibi farklı nedenlerle meydana gelen kemik kaybına ek olarak maksiller sinüs boşluklarının zaman içerisinde diş çekimi yapılan vakalarda genişleyerek daha büyük bir alanı kapladığı yapılan radyolojik muayenelerde gözlemlenmektedir. Bu hacimsel büyümenin sonucunda alveoler kret tepesinden maksiller sinüs tabanına kadar uzanan vertikal kemik miktarında önemli bir azalma meydana gelmektedir.¹

Atrofik maksillaya sahip hastalarda protetik rehabilitasyona destek sağlaması amacıyla implant cerrahisi gerçekleştirmek oldukça zordur. Kemik kalitesinin ve miktarının yetersizliği, maksiller sinüs ve nazal kavite gibi anatomik yapıların varlığı implant cerrahisi yapacak hekimin işini zorlaştırmakta ve farklı cerrahi yöntemler uygulamasını zorunlu kılmaktadır. Atrofik üst çeneye sahip hastalara implant yerleştirilirken en sık uygulanan ileri cerrahi yöntemlerin başında sarkmış maksiller sinüs tabanının kemik greft materyali kullanılarak yükseltilmesi gelmektedir. Atrofik maksillada uygulanabilecek diğer tedavi seçenekleri arasında kısa implant uygulamaları, açılı implantların yerleştirilmesi ve zigomatik implant uygulaması yer almaktadır.^{2,3}

Literatürde kısa implant ile ilgili yayınlanmış ortak bir tanım bulunmamaktadır.⁷⁹ Bazı araştırmacılar^{80,81} 7 mm'den uzun olmayan implantları kısa implant olarak tanımlamıştır. Farklı araştırmacılar ise^{82,83} kısa implantı uzunluğu 10 mm'yi geçmeyen implant olarak tanımlamıştır. Bazı yayınlarda ise kemik içinde 8 mm veya daha küçük implantlar da kısa implant olarak değerlendirilmiştir.⁸⁴ Atrofik çenelerde mandibular kanal ve maksiller sinüs gibi anatomik komşuluklar implant yerleştirmesini zorlaştırmaktadır. Alveolar kemik miktarını arttırmak için vertikal ve horizontal kemik ögumentasyonu amacıyla çeşitli yöntemler kullanılmıştır. Bununla birlikte bir meta analiz çalışmasında vertikal ögumentasyon tekniklerinin kısa implant uygulamalarına göre daha başarısız olduğu görülmüştür. Otörler bu bilgiler ışığında atrofik posterior maksilla ve mandibula için kısa implant uygulamalarının daha mantıklı bir çözüm yolu olabileceğini belirtmişlerdir.⁸⁵

Atrofik posterior maksillada yetersiz vertikal kemik yüksekliği varlığında açılı implant uygulaması alternatif olarak kullanılabilecek bir tedavi seçeneğidir.⁷⁶ Açılı implant uygulaması kemik ögumentasyon prosedüründen kaçınmak amacıyla kullanılabilen tedavi prosedürlerinden biridir.⁷⁷ Açılı implant uygulaması ile bölgeye komşu anatomik yapıları korumak mümkündür. Aynı zamanda daha uzun implant uygulanması yüksek kortikal ankraj olanağı sağlar, bu durum implantın primer stabilitesini artırır.^{77,78}

Zigomatik İmplantlar 30-55 mm arasında değişen uzunluklarda olup, titanyumdan yapılan zigomatik ve alveolar kemik içine yerleştirilen implantlardır. İlk olarak Brenemark⁸⁹ tarafından tanımlanmıştır.⁸⁸ Maksillada implant uygulamalarında yeterli vertikal kemik mesafesi olmayan atrofik çenelerde zigomatik implantlar tercih edilebilir. Bu şekilde ögumentasyon prosedürlerinden kaçınılarak zigomatik arkın kuvvetli yapısı kullanılmış olur.⁹⁰

Sinüs öggmentasyonu sırasında en sık karşılaşılan komplikasyon olan sinüs membranı perforasyonu ile gelişebilecek enfeksiyon riski ve tedavi süresinin uzaması tedavinin dezavantajları arasındadır.¹⁴⁹ Atrofik çenelerde ek cerrahi işlemlerden kaçınmak için tercih edilen kısa implantların dezavantajı ise posteriorda kemik dansitesinin azalmış olması ve daha fazla maruz kalınan ısırma kuvvetleri sebebiyle oluşan biyomekanik streslere direncinin daha az olmasıdır.¹⁵⁰ Zigoma implantlarının; interokluzal mesafenin az olması ve maksiller sinüste enfeksiyon varlığı gibi durumlarda kontrendike olduğu bir çok durum söz konusudur.¹⁵¹

Kemik arttırımı sağlamak amacıyla çeşitli cerrahi teknik veya materyaller kullanılsa da yapılan çalışmalarda vertikal öggmentasyon uygulanan hastalarda daha fazla komplikasyon ve implant kaybı görüldüğü belirtilmiştir. Bu durumun önüne geçmek adına özellikle atrofik posterior maksilla ve mandibulada kısa implant kullanımının alternatif tercih olabileceği belirtilmiştir.⁴

Atrofik çenelere implant uygulamasını zorlaştıran bu dezavantajların üstesinden gelmek için Malo ve ark. 2003 yılında ‘All-on Four’ adını verdikleri tedavi konseptini geliştirmişlerdir.¹⁰² Bu tedavi konsepti bir yandan yetersiz kemik hacmine sahip tam dişsiz hastaya rehabilitasyon sağlarken diğer yandan daha düşük maliyet, düşük morbidite ve kısa tedavi aralıkları ile daha kaliteli bir yaşam seçeneği sunar. Bu teknikte tam dişsiz çenelerin sabit protezle tedavisi için 4 implant kullanılır. Alveolar kemikte anterior bölgeye 2 implant vertikal olarak yerleştirilirken diğer iki implant ise distale açılı olacak şekilde posterior bölgeye yerleştirilmektedir.¹⁵² All-on-four konseptiyle var olan kemikten olabildiğince yararlanılırken immediat yükleme ile hastaların iyileşme sürecinde geleneksel hareketli protez kullanma zorunluluğu ortadan kalkmış ve hasta memnuniyeti arttırılmıştır.¹⁵³

Dişsiz çenelerde cerrahi ve protetik rehabilitasyon amaçlı uygulanan distalde açılı implant uygulamasında distaldeki implantın maksiller sinüsün mezialinde kalacak şekilde veya mezial duvarına direkt temas ederek Schneiderian membranını rüptüre etmeyecek şekilde yerleştirilebileceği bilinmektedir.^{154,155} Çalışmamızda anterior maskillaya standart all on four implant ile modellerimizde sinüst lift işleminden kaçınmak için oluşturduğumuz modellerde 30° açılı distal implant

planladık. Oluşturduğumuz modellerde yerleştirdiğimiz distal açılı implantları maksiller sinüsün mezialine gelecek şekilde yerleştirdik.

Atrofik dişsiz maksillada dişsizliklerin giderilmesi amacıyla yapılan implant destekli protez planlamalarında güncel konsept haline gelen all on four sistemi günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır. Bu yöntemle sinüs tabanı yükseltilmesi işlemine gerek kalmamakta ve bu sayede daimi protez yapılması için beklenmesi gereken süre kısalmaktadır. Ancak maksiller sinüs boşluğunun anterior bölgeye kadar genişlediği bu tür hastalarda distalde bulunan açılı implant en fazla 1. premolar bölgesine kadar uzanabilmektedir.

Hasta konforunun ve çiğneme etkinliğinin artırılması amacıyla protezin posteriorda 1. veya 2. molar bölgesine kadar uzatılması distale açılı yerleştirilen implantlarda fazla stres oluşmasına sebep olmaktadır. Bu çalışmada, posteriorda yer alan implantın üzerindeki stresi azaltmak amacıyla, 1. molar bölgesine yerleştirilen kısa implant ile koronal bölümü 2.molar bölgesinde apikal kısmı tüber bölgesinde olacak şekilde meziale açılı yerleştirilen uzun implantların karşılaştırılması amaçlanmıştır.

İmmediat olarak yüklenen implantların klinik olarak öngörülebilirliği, ölçülebilir kanıtlar yerine daha çok deneyimlere dayanmaktadır. Bilinen birçok biyomekanik analiz yöntemi olmasına rağmen klinik durumlarda uygulama yöntemlerinin zor olması sebebiyle gerçekleştirilmesi zordur. Sonlu elemanlar analizi diş hekimliğinde implant dizaynını ve implant başarısını etkileyen faktörleri değerlendirmek için kullanabileceğimiz önemli bir yöntemdir.¹⁵⁶

Sonlu elemanlar stres analizi (SEA), yapılarda ortaya çıkan stres, gerginlik ve bozulmaları değerlendirmek için kullanılan bir yöntemdir. SEA yöntemi biyomekaniksel yönden karmaşık geometriye sahip yapıların orijinal model ile benzer özellikleri gösteren belirli sayıdaki elemanlara bölünmesiyle gerçekleştirilmektedir. Oral implantolojide SEA yöntemi, dental implantlarla kemik arasındaki stres dağılımlarının yorumlanabilmesine izin verir.^{5,6}

Dental implantların uzun dönem başarısında biyomekanik faktörler önemlidir. Fonksiyonda olan implantların üzerinde oluşan gerilmeler nedeniyle stres değerleri kemiğin taşıma kapasitesini aştığında, kemikte yıkım (rezorbsiyon) gerçekleşir ve implantı çevreleyen kemik dokusunda kayıplar görülür.¹⁵⁷ İmplant destekli protezlerin başarısı için biyomekanik faktörlerin önemini sadece in vivo çalışmalarla belirlenmesi mümkün değildir. Bununla birlikte in vitro ve in vivo çalışmalarda belirli bir standart sağlanması oldukça zordur. SEA yöntemi ile standardizasyon sağlanabilmekte ve stres değerleri dijital olarak belirlenebilmektedir.¹⁵⁸ SEA yöntemi sadece istenilen faktörleri değiştirerek ve tüm diğer faktörleri sabit tutarak spesifik analizlerin gerçekleştirilmesine olanak sağlamaktadır.¹⁵⁹ Bu avantajlar sebebiyle çalışmamızda SEA yöntemi kullanmaya karar verilmiştir.

SEA yönteminde; dental implant ile birlikte çevresindeki kemik dokusunun taklit edilebilmesi oldukça zordur. Bundan dolayı modelleme sırasında analizin yapılabilmesi için belirli değerler kullanılır.¹⁶⁰ Bu değerler arasında; materyallerin özellikleri, kemiğin ve modelde kullanılacak implantın detaylı geometrisi, kemik-implant arasındaki bağlantı ve sınır koşulları yer almaktadır.¹⁶¹

SEA yönteminde; trabeküler ve kortikal kemik modellemede kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve Poisson oranları için genel olarak kabul edilen bir değer yoktur.¹⁶² Kemik yapısı gerçekte homojen olmayan, anizotropik, viskoelastik olmasına karşın¹⁶³ yapılan çalışmalarda analizi tamamlayabilmek amacıyla modeller basitleştirilerek trabeküler ve kortikal kemiğin homojen, izotropik ve doğrusal elastik oldukları kabul edilmektedir.

Bu nedenle bu çalışmada, diğer çalışmalarda^{145,152,164} olduğu gibi trabeküler ve kortikal kemik homojen, izotropik ve doğrusal elastik olarak varsayılmıştır. Çalışmamızda kullandığımız elastik modülü ve Poisson oranı için literatürdeki en çok kullanılan değerler kullanılmıştır.^{143,145,165}

SEA yönteminde daha önce bahsettiğimiz gibi kemik modellerinin oluşturulması zor olduğu gibi osseointegrasyonun da tam olarak modellenmesi

mümkün değildir. Çünkü histomorfometrik çalışmalar kemik ve implant ara yüzeyinin hiçbir zaman %100 osseointegre olmadığını göstermiştir.¹⁵²

Bununla birlikte SEA yönteminde modellenme oldukça zor olduğu için osseointegrasyon %100 olarak kabul edilmektedir.¹⁶⁶ Çalışmamızda dental implantların alveol kemiğine osseointegrasyonun %100 olduğu düşünülmüştür.

SEA yöntemi ile yapılan çalışmalarda daha başarılı sonuçlara ulaşmak için anatomik yapının gerçeğe yakın ve net olarak modellenmesi gerektiği belirtilmiştir. Bu nedenle, eleman ve düğüm sayısının 30.000-200.000 arasında olması gerekmektedir.¹⁶⁷ Çalışma modellerinde kullandığımız ortalama eleman sayısı 800.919 düğüm sayısı ise 173.458'dur. Çalışmamızdaki düğüm ve eleman sayısı ile başarılı sonuçlara ulaşılabileceği düşünülmektedir.

İmplant destekli protezlere bağlı olarak kemikte dağılan stresi değerlendirmek amacıyla iki ve üç boyutlu SEA yöntemleri kullanılmıştır. Literatürde üç boyutlu SEA kemikte oluşabilecek gerilim dağılımını gerçeğe daha yakın olarak verebileceği bildirilmiştir.¹⁶⁸ Bu nedenle biz de çalışmamızda üç boyutlu SEA yöntemini kullanmaya karar verdik.

Dental implantlar uzun yıllardır diş eksikliklerinin tedavisinde başarı ile kullanılmaktadır.¹⁶⁹ Ancak yapılan çalışmalar, dental implantların uzun dönemde %100 başarılı olmadığını göstermektedir. Klinik ve deneysel çalışmalar implant çevresindeki kemiğe iletilen yüklerin, kemik rezorbsiyonuna ve bunun sonucunda implantların kaybına yol açabileceğini bildirmektedir.^{170,171} İntraoral alanda oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler, implantların üst yapıları vasıtası ile implantlara, buradan da komşu kemiğe iletilmektedir. Bu kuvvetler implant-kemik temas alanında gerilmeye ve şekil değiştirmeye neden olarak implant çevresindeki kemikte remodelingi de etkileyebilmektedir.¹⁷¹

Kemik canlı bir doku olduğundan izotropik değildir ve üzerine gelen kuvvetlere karşı gösterdiği deformasyon her bölgede aynı oranda olmayabilir.¹⁷¹ Her bölgede aynı olmayan deformasyonun oluşturacağı dezavantajın ortadan kaldırılması ve gerçeğe

daha uygun modellemeler yapılabilmesi için MR veya CT cihazlarından elde edilen görüntüler kullanılabilir.¹⁷²

Maksillanın farklı bölgelerinde farklı kemik yoğunluğu bulunmaktadır.¹⁷³ Literatürde D4 kemik yoğunluğuna sahip bölgelerde implant kayıp oranının fazla olduğu, ideal implant yerleşimi ve primer stabilite için en uygun kemik yoğunluklarının D1, D2 ve D3 olduğu belirtilmiştir. D2 kemiğin implant için ideal osseointegrasyon sağladığı ve tatmin edici sonuçlar doğurduğu bilinmektedir. D3 kemiğin trabeküler yapısı D2'ye göre daha fazladır bu nedenle kemik-implant kontak alanı azalır ve primer stabilitenin zayıflamasına sebep olur. D4 kemik ise D1 kemiğe göre 10 kat daha fazla trabekülasyona sahiptir. Bu kemik tipinde primer stabiliteyi sağlamak oldukça güçtür. Kemik tiplerinin maksillada bulunma yüzdeleri ve implant rehabilitasyonu için uygunlukları açısından değerlendirildiğinde D2 ve D3 kemiğin implant rehabilitasyonu için en uygun iki kemik tipi olduğu görülmektedir.¹⁷⁴

Maksillada sıklıkla rastlanılan kemik yoğunluğu tipi D3'tür.^{175,176} Anterior maksillada vakaların %65'i, posterior maksillada ise %50'si D3 kemiğin özelliğini taşımaktadır.¹⁷⁷ Bu nedenle yaptığımız çalışmada tüm modellerde anterior maksillada D3 tipi kemiğin özelliklerine uygun olarak modellenmiştir. Posterior maksillada ise D3 ve D4 tipinde kemikler modellenerek modeller arasında karşılaştırma yapılmıştır.

D3 ve D4 tip kemikteki kortikal kemik kalınlığı literatürdeki çalışmalar değerlendirilerek¹⁷⁸ D3 kemik için 1.5 mm kortikal kemik kalınlığı, D4 kemik için 1 mm kortikal kemik kalınlığı oluşturuldu. Kortikal kemiğin altına trabeküler kemiğin materyal özelliklerini atayarak modeller elde edildi. Elde ettiğimiz maksilla modelinde 1.molar bölgeye 6 mm vertikal rezidüel kret yüksekliği planlandı.

Trabeküler ve kortikal kemikte meydana gelen stresler kıyaslandığında tüm implantlarda yükleme sonucu oluşan streslerin, kortikal kemikte trabeküler kemiğe göre daha fazla olduğu bildirilmiştir. Kortikal kemiğin elastik modülünün yüksek olmasından dolayı etki eden kuvvetlerin büyük bir kısmı kortikal kemik tarafından karşılanmaktadır. Trabeküler kemiğin elastik modülünün düşük olması gelen

kuvvetleri kompanse etmede etkili olmaktadır. Bu veriler implant uygulamalarında kortikal kemiğin içerisinde belli miktarda Trabeküler kemiğin bulunması gerektiğini bize göstermekte ve önemli detay olarak vurgulanmaktadır.¹⁷⁹

Kemik yoğunluğu ile implantın primer stabilitesi ve başarısı arasında korelasyon olduğu bilinmektedir. İmplantlar üzerinde yapılan bir çalışmada elde edilen implant stabilite (ISQ) değerlerinin ve SEA sonuçlarının değerlendirilmesi sonucu kemik kalitesinin implantın stabilitesi ile birebir bağlantılı olduğu bildirilmiştir. Literatürde yer alan birçok çalışmada primer stabilite ve implantların başarı oranlarının kemik kalitesi ile birebir ilişkili olduğu rapor edilmiştir.¹⁸⁰ Zarb ve Schmit¹⁸¹ yapmış oldukları bir çalışmada implant cerrahisinde doğru tedavi protokolünü seçmede en önemli faktörün kemik tipi olduğunu belirtmişlerdir. Kemiğin tipi kullanılacak implantın tasarımını doğrudan etkileyen faktörlerin başında gelmektedir. Kortikal yoğunluğu fazla olan D1 ve D2 kemikte yiv derinliği daha az olan pasif implantlar tercih edilirken spongioz yoğunluğu fazla olan D3 ve D4 kemik tiplerinde yiv derinliği fazla olan agresif yapıda implantlar tercih edilmektedir.

Rubo ve Souza¹⁸² yaptıkları bir SEA çalışması sonucunda yükleme sonrasında implant etrafında meydana gelen stresin büyük bir kısmının implant boynu etrafında ve yükleme noktasına en yakın kısımda yoğunlaştığını, spongioz kemikte tespit edilen değerlerin ise daha düşük olduğunu rapor etmişlerdir.

Williams ve arkadaşları¹⁸³ yapmış oldukları bir çalışmada kemikte meydana gelen stresin kortikal kemikte yoğunlaştığında kortikal kemikle implantın temas bölgesine odaklandığını, trabeküler kemikte yoğunlaştığında ise implantın apeksine odaklandığını rapor etmişlerdir

Guan ve arkadaşları da¹⁸⁴ implant boyu, implant çapı, kortikal kemik kalınlığı, Young Modülü gibi çeşitli parametreler kullanarak oluşturmuş oldukları çalışma gruplarında stres miktarlarını karşılaştırmalı olarak değerlendirmiş ve stresin tüm kombinasyonlarda implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığını rapor etmişlerdir.

Yaptığımız çalışmada literatürde belirtilen birçok çalışmaya benzer olarak^{182,184} en yoğun stresin primer çiğneme alanına en yakın, dolayısıyla kuvvetin en yüksek geldiği distaldeki implantların boyun çevresindeki kortikal kemikte meydana geldiğini tespit ettik. Bu durum özellikle kemik yoğunluğunun azaldığı posterior maksillada implant çevresinde ince kortikal kemiğin bulunması ve gelen kuvvetlerin burada yoğunlaşması sebebiyle açıklanabilir.

Misch¹⁷⁷ kortikal kemikteki implant kemik kontağının trabeküler kemiğe nazaran çok daha fazla olduğunu, kortikal kemiğin daha güçlü ve deformasyona karşı dirençli olduğunu belirtmiştir.

Çalışma bulgularını değerlendirdiğimizde her modelde kortikal kemikte tespit edilen stres değerlerinin trabeküler kemikte tespit edilen değerlere kıyasla 7-8 kat daha fazla olduğunu belirledik. Kortikal kemikte stresin daha yüksek çıkması kortikal kemiğin implantla daha sıkı bir bağlantıya sahip olması ve kuvvetin daha iyi iletilmesi ile açıklanabilir. Ayrıca stresin kortikal kemikte yoğunlaşmasının diğer bir nedeninin implantın kortikal kemikle sadece küçük bir yüzeyinin temas etmesiyle ve implantın kalan yüzeyinin ise trabeküler kemiğin tamamen içinde olması daha geniş bir temas yüzeyine aktarılmasıyla açıklanabilir.

Almeida ve arkadaşları¹⁸⁵ yapmış oldukları SEA çalışmasında 4 farklı kemik yoğunluğundaki modellerde aksiyal ve bukkolingual kuvvetin oluşturduğu stres dağılımını incelemişlerdir. Sonuç olarak yüklemelerde kemikteki en yüksek stres değerlerinin D3 ve D4 kemikte görüldüğünü rapor etmişlerdir. D1 ve D2 kemikte ise daha düşük stres konsantrasyonları izlenmiştir. Gerilim değerleri açısından en yüksek değer D4 kemikte oluşurken değerlerin D3, D2 ve D1 olarak sırayla azaldığını belirtmişlerdir.

Lin ve arkadaşları¹⁸⁶ çeşitli kemik tiplerine sahip modellerde implant-diş destekli sistemler üzerinde yapmış oldukları çalışma sonuçlarında kemik yoğunluğu azaldıkça kemikte meydana gelen Von Mises değerinin arttığını, özellikle stres değerinin D4 kemik tipinde yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Lin ve arkadaşları¹⁸⁶ kemik yoğunluğu arttıkça stresin kemikte daha uniform yayıldığını, kemik kalitesi D1'den D4'e doğru azaldıkça da kortikal kemik kalınlığı azaldığından stres miktarının

daha yüksek bulunduğunu belirtmişlerdir. D4 tip kemikte ise çok ince bir kortikal tabaka olması ve trabeküler kemiğin hakim olması nedeniyle boyun bölgesinde meydana gelen stresin ince bir kortikal tabakada yoğunlaştığından daha yüksek değerler elde edildiğini belirtmişlerdir. Yapmış olduğumuz çalışma sonuçlarında stres değerlerinin D4 kemikte D3 kemikten yüksek bulunması Lin ve arkadaşlarının¹⁸⁶ belirttiği nedenlerle açıklanabilir.

Dişler çiğneme esnasında gelen yüklere destek dokular yardımıyla direnç gösterir. Ayrıca periodontal doku gelen darbeleri absorbe edip kuvveti dişin uzun aksı boyunca dağıtır. İmplant uygulamasında özellikle kemik ile implant arasında osseointegrasyon sağlandığında periodontal yapı yokluğu nedeniyle bu direnç sağlanamaz. Kuvvetler direk olarak kemiğe iletilir. Oklüzal yüklemenin fazla olması sonucunda periimplant bölgede kemik kaybı olduğu buna bağlı olarak krestal kemik kaybı sonrasında da anaerobik sulkus derinliğinde artış ve ağız hijyenine dikkat edilmemesi sonucunda implant ve protez kaybı olabileceği bilinmektedir. Bu sebepten dolayı da implantların uzun dönem başarısı için optimal bir yüklemenin gerekliliği üzerinde durulmaktadır.¹⁸⁷

1892’de Wolf, iskelet sistemi yapısının, bu sistemin mekanik ihtiyacına uygunluk gösterdiğini, daha sonra kendi adıyla anılan kanun ile tanımlanmıştır. Wolf, işlev yani stres ile kemik dokusu arasındaki ilişkiyi ortaya koymuştur. Bu kanuna göre kemiğin işlevsel durumundaki değişiklik, dokuda yapısal değişikliklere yol açmaktadır. Bu kanun günümüzde de kemiğin yeniden şekillenmesinde temel bir kural olarak kabul edilmektedir.¹⁸⁸⁻¹⁹⁰ Frost 1960 yılında Wolf Kanunu’nu açıklayan bir hipotez öne sürmüştür. Bu hipoteze göre normal çiğneme fonksiyonu esnasında oluşan gerilme değerleri 1000 ve 1500 mikrogerinim arasında değişmektedir ve bu değer fizyolojik olarak normal kabul edilmektedir. Fakat 1500 mikrogerinimi aşan değerlerde ise modelingde hipertrofik bir artış ve remodelingde azalma meydana geldiği bilinmektedir. Bu değer 4000 mikrogerinimi geçince yapısal bütünlük bozulmakta ve bu yükleme patolojik yükleme olarak değerlendirilmektedir.^{191,192} Frost’un teorisine göre kemik adeta bir mekanostat olarak görev yaparak yükleme koşullarına göre biyomekanik adaptasyon sağlamaktadır.¹⁹³

Genç erişkinlerde kortikal kemiğe uygulanan 1-2 megapaskal (MPa) (yaklaşık $0.1-0.2 \text{ kg/mm}^2$) yük 50-100 mikrogerinim'e, 60 MPa yük 3000 mikrogerinim'e, 120 MPa'lık yük ise 25.000 mikrogerinim'e neden olmaktadır. Bununla birlikte 25.000 mikrogerinimde ise kemikte ani kırılmalar oluşabilmektedir.¹⁹⁴

Çiğneme kuvvetleri, cinsiyet, yaş, dişsizlik durumu ve ağız içerisinde dental ark üzerindeki farklı bölgelere göre değişiklik gösterebilmektedir.¹⁹⁵ En büyük ısırma kuvveti 443 N olarak ölçülmüştür.¹⁹⁶ Çiğneme kuvveti yaşla birlikte değişmektedir. Özellikle kadınlarda yaş arttıkça çiğneme kuvvetinde azalma görülmektedir.¹⁹⁷

Tamamı dişsiz ve total protez kullanan hastaların çiğneme kuvveti, doğal dişli hastaların çiğneme kuvvetlerine göre 5-6 kat daha azdır. İmplant destekli sabit protez kullanan hastaların çiğneme kaslarının oluşturdukları kuvvet ise doğal dişlerin oluşturduğu kuvvete yakındır.¹⁹⁸ Yapılan çalışmalarda doğal diş dentisyonu ve parsiyel diş eksikliklerinin implant destekli sabit protezleri ile tedavisinde çiğneme fonksiyonlarının birbirine benzer özellikte olduğu tespit edilmiştir.^{199, 200, 201}

Sternet ve ark.²⁰² implant tedavisi tamamlanmış parsiyel dişsiz hastalarda okluzal yük ilişkisini incelemişlerdir. Okluzal yüklerin ikinci küçük azı ve büyük azı dişlerinde sırasıyla 210-400 N ve 130-395 N değerleri arasında olduğunu tespit etmişlerdir.

Erika O. Almeida ve ark.²⁰³ atrofik maksillada açılı ve kısa implantlar üzerinde kuvvet altında oluşan stresleri değerlendirdikleri SEA çalışmasında 1. molar bölgeye vertikal ve oblik (45°) yönde bilateral 150 N kuvvet uygulamışlar. Farklı bir çalışmada Aysa Ayali ve ark.²⁰⁴ atrofik bir maksillada All-on-4, M-4 ve V-4 teknikleriyle yerleştirilmiş dental implantların çevresindeki sert dokuda meydana gelen gerinimi değerlendirmek amacıyla kesici dişlerin orta hattına ve sağ birinci molar bölgeye ayrı ayrı 100 N' luk okluzal yük uygulayarak sonuçları sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişlerdir. Yapılan bir çok sonlu elemanlar analizi çalışmasında araştırmacılar farklı büyüklüklerde ve yönlerde kuvvet uygulayarak implantlarda ve çevre dokularda oluşan stres değerlerini ölçmüşlerdir. Bu çalışmalara örnek olarak; Tsutomu Sugiura ve ark.²⁰⁵ yaptıkları çalışmada 200 N, Francisco Azcarate-

Velázquez ve ark²⁰⁶ 400 N, Xiaomei Li ve ark²⁰⁷ 240 N, Claudia Lopes Brilhante Bhering ve ark¹⁵² 150 N'luk kuvvetler uygulamışlardır.

Bu bilgiler ışığında oluşturduğumuz 6 modele posterior maksillada 4, 5 ve 6 numaralı dişlerin primer kontak noktalarından 200 N'luk vertikal kuvvet ve bukko-palatal yönde oblik olarak 150 N'luk kuvvetleri bilateral olarak uyguladık. Yüklemeler sonucunda kemikte kortikal ve trabeküler tabakada meydana gelen maksimum principle stres (gerilme), minumum principle stres (sıkışma) değerlerini ve implant yüzeyinde meydana gelen Von Mises stres değerlerini tespit ettik ve karşılaştırmalı olarak değerlendirdik.

ISO standartlarına göre grade 4 implantların dayanabileceği maksimum Von Mises stres değeri 680 MPa, titanyum zirkonyum alaşımı implantların dayanabileceği maksimum Von Mises stres değeri ise 930 MPa'dır.²⁰⁸

Bizim çalışmamızda vertikal kuvvet altında değerlendirdiğimizde en yüksek Von Mises değerleri tüm gruplarda 1.premolar bölgeye yerleştirilen distale açılı implantlarda görülmüştür. Aynı zamanda 1.premolar bölgeye yerleştirilen implantlarda birbirlerine yakın sonuçlar çıkmış ve ortalama değerleri 73-75 MPa'dır. Posterior maksillaya yerleştirilen implantlar kendi aralarında değerlendirildiğinde en yüksek değer meziale 45° açılı (4.1-14mm) implant yüzeyinde görülmüş ve değeri 69.01MPa'dır. En küçük değer ise meziale 30° açılı (4.1-14mm) implantlarda görülmüş ve değeri 23,88 MPa'dır. Meziale 30° açılı implantların tüm modellerde en küçük Von Mises değerine sahip olduğu ve stres değerlerinin oldukça azaldığı görülmüştür.

Oblik kuvvet altında değerlendirdiğimizde en yüksek Von Mises değerlerinin Grup 2 meziale 30° açılı implantlar ile oluşturduğumuz modeller hariç posterior maksillaya yapılan implantlarda olduğu görülmüştür. En yüksek değer Model 5'te 514,79 MPa olarak ölçülmüştür. Posterior maksillaya yerleştirilen implantlar arasında en düşük değer ise meziale 30° açıyla oluşturduğumuz modellerde izlenmiştir. Bu değerler implantların dayanabileceği maksimum stres değerlerinin altında seyretmektedir.

Ayrıca yapılan araştırmalar neticesinde kortikal kemikteki en yüksek kuvvet dayanımı, gerilme stresleri (maximum principal) için 100-130 MPa sıkışma stresleri (minimum principal) için mutlak değer içinde 170-190 MPa olarak belirtilmiştir. Trabeküler kemik için bu değerler birbirine çok yakın ve 2-5 MPa'dır.¹⁶³

Bizim çalışmamızda vertikal kuvvet uyguladığımız durumlar değerlendirildiğinde kortikal kemikteki en yüksek gerilme stres (maximum principal) değeri Model 6'da 1.premolar bölgeye yapılan distale açılı implant üzerinde 8.95 MPa değerinde ölçülmüştür. Kortikal kemikteki en yüksek sıkışma stres (minimum principal) değeri Model 2'de maksilla posterior 1.molar bölgede D4 kemik yoğunluğunda kısa implant uyguladığımız bölgede 46.97 MPa değerinde ölçülmüştür. Trabeküler kemikteki en yüksek gerilme stres değeri (maximum principal) Model 1'de maksilla posterior 1.molar bölgeye D3 kemik yoğunluğunda kısa implant uyguladığımız bölgede 3.70 MPa değerinde ölçülmüştür. Trabeküler kemikte en yüksek sıkışma stres (minimum principal) değeri Model 5'de 1.premolar bölgeye yapılan distale açılı implant üzerinde 2.46 MPa değerinde bulunmuştur.

Çalışmamızda oblik kuvvet uyguladığımız durumlar değerlendirildiğinde kortikal kemikteki en yüksek gerilme stres değeri (maximum principal) Model 1'de 1.molar bölgeye yapılan kısa implant üzerinde 51.83 MPa olarak ölçülmüştür. Kortikal kemikteki en yüksek sıkışma stres (minimum principal) değeri Model 2'de 1.molar bölgeye yerleştirilen kısa implant üzerinde 168.3 MPa olarak ölçülmüştür. Trabeküler kemikteki en yüksek gerilme stres (maximum principal) değeri Model 1'de 1.molar bölgeye uygulanan kısa implant üzerinde 4.71 MPa olarak ölçülmüştür. Trabeküler kemikte en yüksek sıkışma stres (minimum principal) değeri Model 1'de 1.molar bölgeye yerleştirilen kısa implant üzerinde 4.5 MPa olarak bulunmuştur.

Trabeküler ve kortikal kemiğe ait gerilme ve sıkışma stresleri maksimum kuvvet dayanımı değerlerinin altındadır.

Bu sonuçlara göre uygulanan okluzal kuvvete bağlı olarak çalışmamızda maksiller posterior 1.molar bölgeye yerleştirilen kısa implantların 2.molar bölgeye yerleştirilen meziale açılı uzun implantlara göre vertikal kuvvet altında daha düşük

stres değerleri göstermesine rağmen oblik kuvvetlere karşı dayanımı oldukça zayıf bulunmuştur.

Anterior bölgeye all on four tedavisi sıklıkla yapılmaktadır. Maksiller sinüs genişlemesinden kaynaklı distale açılı implantın 1.premolar bölgede kalması maksiller posterior bölgeye ilave implant yapma gerekliliğini ortaya çıkarabilmektedir. Çalışmamızla beraber 2.molar bölgeye yapılan meziale açılı uzun implantların özellikle oblik kuvvetler altında daha düşük stres değerleri göstermesi bizlere tedavi planlamalarında ışık tutmaktadır. Meziale açılı uzun implantlar ise kendi aralarında değerlendirildiğinde aının 30°den 45°ye çıkması meziale açılı implantlarda stresi önemli ölçüde artırmıştır. Bu artış özellikle oblik kuvvetler altında oldukça fazla artış göstermiştir.

Çiğneme kuvvetleri protez vasıtasıyla implanta ve sonrasında kemik-implant ara yüzüne ve destekleyici kemiğe iletilir. Fonksiyon gören bir implantın yükü evre dokulara iletmesi önemli bir özelliktir ve bu durum implant başarısında önemli rol oynar. İmplantın uzun aksı boyunca etki eden kuvvetler daha eşit stres dağılımı gösterirler. Uzun aksa eğimli gelen kuvvetler ise kemik-implant ara yüzünün bazı bölgelerinde stresin var olandan daha çok artmasına neden olurlar.²⁰⁹

Çalışmamızda modeller üzerine uygulanan kuvvetler karşılaştırıldığında oblik kuvvetlerin implantta ve kemikte vertikal kuvvetlerden daha çok stres oluşturduğu gözlendi. Oblik kuvvetlerin eşit dağılmaması ve kuvvetin implantın uzun aksına açılı olarak gelmesi stresin artmasının nedenidir. Bu sonuç, literatürde oblik kuvvetlerin implantlar üzerinde istenmeyen makaslama ve devrilme kuvvetleri yarattığını savunan diğer çalışmalarla benzerlik göstermektedir.^{210,211}

Vertikal kemik yksekliliğinin yeterli olmadığı koşullarda tercih edilen önemli bir alternatif yöntem ise kısa implant uygulamalarıdır. Telleman ve arkadařları⁷⁹ uzunluğu 5-9.5 mm arasında değişen kısa implantları kullanarak yapmış oldukları çalışmada implant başarısının implant uzunluğu arttıkça %93.1'den %98.6'ya

yükseldiğini rapor etmişlerdir. Ayrıca çalışma sonucunda 10 mm'den kısa implantların parsiyel dişsiz hastalarda başarıyla kullanılabileceği ve başarı oranının ise implant uzunluğu ile iyileştiği ve prognozun sigara içmeyen hastalarda daha iyi olduğunu belirtmişlerdir.⁷⁹

Malo ve arkadaşları²¹² 383 Branemark kısa implant (7-8.5mm) ile tedavi edilmiş 170 hastada yapmış oldukları çalışmada 2 yılın sonunda 7.5 mm'lik implantlarda başarı oranının %95.9 olduğunu belirtmişlerdir. Bununla birlikte 8 mm'lik implantlarda ise 2 yıl sonunda toplam %96.9'luk bir başarı oranı belirtilmiştir. Malo ve arkadaşları bu çalışma sonucunda Branemark kısa dental implantların atrofik çenelerde rehabilitasyon için tedavi seçeneği olabileceğini belirtmişlerdir.

Kısa implant uygulamasında 4 mm veya 5 mm çapında implant kullanımının implant kayıp oranını azalttığı belirtilmiştir.²¹³ Himmlova ve ark.²¹⁴ İmplant boyunu sabit tutarak çapların 2.9 mm'den 6.4 mm'e kadar arttığı modeller üzerinde yaptıkları SEA çalışmasında çapların 2.9 mm'den 4.2 mm'ye arttıkça implant boyun bölgesindeki streslerde önemli derecede azalma olduğunu görmüşlerdir. 4.2 mm'den büyük implant çaplarında stres miktarındaki azalma oranında düşüş olduğunu saptamışlardır. Literatürde yer alan bu bilgi ışığında implantlarımızın çapını Straumann (Straumann AG, Basel, Switzerland) SLActive bone level tapered kataloğundaki boyutlara ve kemik genişliğine uygun olacak şekilde 4.1 mm çapında belirledik. Ayrıca implantların boy ve açısının ve kemik yoğunluğunun stres üzerinde etkisini değerlendirebilmek amaçlı da distaldeki implantların çaplarını standardize ettik ve tüm implantları 4.1 mm çapında kullandık.

Misch ve arkadaşları^{215,216} çalışmalarında vertikal kuvvetler uygulandığında kısa implantlarda gerilim stresleri oluşmadığını, oblik kuvvet uygulandığında ise uzun implantlara kıyasla kısa implantlarla planlanan protezlerde kuvvete bağlı mikro hareketler oluşabileceğini rapor etmişlerdir. Çalışmamızda birinci molar bölgeye uyguladığımız kısa implantlarla oluşturduğumuz modellerde oblik kuvvet

uyguladığımızda diğer çalışma modellerine kıyasla daha yüksek stres değerleriyle sonuçlanmıştır.

Atrofik posterior maksillanın implant destekli rehabilitasyonu amacıyla kullanılan yöntemlerin biri de distaldeki implantların açılı yerleştirilmesidir. Distaldeki implantın açılandırılması sayesinde kemik ögumentasyon tekniklerinden kaçınılmış olduğu gibi aynı zamanda implantlar arasındaki mesafe artırılarak (AP) kantilever uzunluğu azaltılmış olur.^{154,217}

Menini ve arkadaşları²¹⁸ yapmış oldukları bir meta analiz çalışmasında aksiyel veya açılı yerleştirilen implantlarla dişsiz maksillada uygulanan rehabilitasyon sonrası 1 yıllık kontrolde kemik kaybını dikkate alarak 2 grup arasındaki farkı değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak açılı implantların maksillada full ark restorasyonlarda olumlu kısa dönem sonuçları doğurduğunu rapor etmişlerdir.

Benzer şekilde Calandriella ve Tomatis²¹⁹ 18 hastada atrofik maksilla üzerinde yaptıkları prospektif bir çalışmada 1 yıl sonrasında açılı uygulanan 60 implantta başarı oranının %96.7 olduğunu bildirmişlerdir.

Babbush ve arkadaşları⁷⁶ ise 165 hastada uyguladıkları açılı 708 implantı retrospektif olarak incelemişler ve mandibulada başarı oranının %100, maksillada ise bu oranın %99.3 olduğunu belirtmişlerdir. Krekmanov ve arkadaşları⁷⁷ maksillada distal açılı implant uygulanarak protez desteği için ortalama 6.5 mm'lik bir alan kazanılabileceğini rapor etmişlerdir.

Çalışmamızda da ikinci molar bölgeye meziale açılı yerleştirilen implantlar ile full ark restorasyonlarda protez uzunluğu kantilever olmaksızın 2.molara kadar uzatılmış olmaktadır.

Yapmış olduğumuz çalışmada oblik kuvvet altında posterior maksillaya yerleştirilen implantın uzunluğundaki artış kortikal ve trabeküler kemikte açığa çıkan stres miktarını azaltmaktadır. Bu durum implanttaki boy artışının stres dağılımını pozitif yönde etkilediğini göstermektedir. Çalışmamızda gruplar arası Von Mises stres

değerlerini kıyaslayacak olursak, vertikal kuvvet altında $M6v > M4v > M5v > M3v > M2v > M1v$, oblik kuvvet altında $M5o > M6o > M1o > M2o > M4o > M3o$ şeklinde bulunmuştur.

Bu sonuçlar da literatürdeki kısa implant uygulaması çalışmalarının sonuçlarını destekler niteliktedir.^{185,220,221} Bu sonuçları implantın çapının sabit tutularak boyu artırıldığında kuvvetin kemiğe iletildiği yüzey alanı arttığından kuvvetin daha geniş bir alandan yayılması ile ilişkilendirilmektedir. Literatürde yapılmış bazı çalışmalarda²²² bu görüşümüzü destekler nitelikte sonuçlar rapor etmiştir.

Almeida ve arkadaşları¹⁸⁵ 4 ve 6 implant planlayarak yaptıkları 3 gruplu çalışmada 4 adet vertikal, 2 adet vertikal ve 2 adet distal 45° açılı, 6 adet vertikal implant ile planlanan sabit protez üzerinde yaptıkları SEA çalışması sonucunda en yüksek stres değerinin 4 implantlı ve 45°lik açılı grupta görüldüğünü rapor etmişlerdir. Araştırmacılar¹⁸⁵ eğer distal açılı implantlarla anterior implantlar bağlanarak sabit protez planlanacak ise en kısa kantilever uzunluğu kullanılmasının en iyi sonuçları doğuracağını rapor etmişlerdir. İmplantı açılarak AP mesafesi artırıldığında momentin azaldığı ve stres dağılımının pozitif yönde etkilendiği rapor edilmiştir.⁶⁹

Çalışma bulgularımızda vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan gerilme stres değerlerini kıyaslayacak olursak $M6v > M4v > M5v > M3v > M2v > M1v$ şeklindedir. Oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan gerilme stres değerleri $M1o > M2o > M4o > M3o > M5o > M6o$ şeklindedir. Vertikal kuvvet altında kortikal kemikte oluşan sıkışma stres değerlerini kıyaslayacak olursak $M2v > M1v > M4v > M6v > M5v > M3v$ şeklindedir. Oblik kuvvet altında kortikal kemikte oluşan sıkışma stres değerleri $M2o > M1o > M6o > M5o > M3o > M4o$ şeklinde izlenmiştir.

Kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde vertikal kuvvet altında posterior maksillaya uygulanan kısa implantlı grupta daha düşük stres değerleri görülmüştür. Oblik kuvvet altında kısa implantlarda daha yüksek stres değerleri elde edilmiştir. Trabeküler kemikte de benzer şekilde sonuçlar izlenmiştir. Literatürde boy

artışı ile kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stres miktarında düşüş rapor edilen çalışmalar da¹⁸⁴ bu sonuçlarımızı destekler niteliktedir.



6. SONUÇLAR

1. İmplant çevresinde kortikal kemikte oluşan gerilme ve sıkışma stresleri, trabeküler kemikte oluşan gerilme ve sıkışma streslerinden daha yüksek bulunmuştur. Boyun rezorbsiyonlarını da açıklayan bu bulgu implantın üzerine uygulanan kuvvetin implant ile daha sıkı temasta olan kortikal kemik tabakasında yoğunlaştığının kanıtıdır.
2. En yüksek Von Mises stresleri implantların boyun bölgesinde izlenmiştir.
3. Uygulanan oblik kuvvetler tüm modellerde, vertikal kuvvetlere oranla daha yüksek stres değerleri oluşturmuştur.
4. D4 kemik yoğunluğunda oluşan stres miktarı D3 kemik tipine göre her grupta kortikal kemikte daha fazladır.
5. Çalışma bulguları değerlendirildiğinde bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda çeneye gelen oblik kuvvetler arttığı için kısa implantlar yerine uzun açılı implantlar yerleştirmenin implant boyundaki stresleri azaltacağı düşünülmüştür.
6. Kısa implant yerleştirmek zorunda kaldığımız durumlarda protezin lateral kuvvetleri dağıtacak şekilde düzenlenmesi ya da çiğneme kuvvetlerini azaltmak adına botoks uygulamaları ile oblik kuvvetleri azaltmak gerektiği sonucuna varılmıştır.
7. Çalışma bulgularımız değerlendirildiğinde vertikal kemik yüksekliğininin yetersiz olduğu posterior maksillada mesiale açılı implant uygulaması doğru planlama yapıldığında uygulanabilecek tedavi seçenekleri arasındadır.
8. Mezial açılı implantın 45° açılandırılması 30° açılandırılmasına göre daha yüksek stres değerleri oluşturmaktadır. Bu durum özellikle oblik kuvvetler altında belirgin olarak ortaya çıkmıştır. Açılı implant kullanılacak ise açının 30° aşmaması gerektiği sonucuna varılmıştır.

7. ÖZET

YASİN M. Atrofik Dişsiz Maksillada Posterior Bölgeye Yerleştirilen Kısa İmplant ile Meziale Açılı Yerleştirilen Uzun Açılı İmplantın Çevresinde Meydana Gelen Streslerin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi. İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, İzmir, 2023

Amaç: Bu çalışmanın amacı, Atrofik posterior maksillaya 1.molar bölgeye kısa implant ile 2. molar bölgeye meziale farklı açılarda implant yerleştirilerek, vertikal ve bukkalden 45° açılı kuvvetler altında kemik dokular ve implant yüzeylerinde oluşan stres değerlerinin sonlu eleman analizi ile değerlendirilmesidir.

Materyal ve Metod: Bu çalışmada 3 farklı implant planlaması yapılarak bu planlamalarda posterior maksilla D3 ve D4 kemik yoğunluklarında 6 model elde edilmiştir. Model 1 ve 2’de 1. molar bölgeye kısa implant ve anterior maksillaya all on four implant yerleştirildi. Model 3 ve 4’de 2.molar bölgeye 30° meziale açılı implant ve anterior maksillaya all on four implant yerleştirildi. Model 5 ve 6’ da 2.molar bölgeye 45° meziale açılı implant ve anterior maksillaya all on four implant yerleştirildi. Oluşturulan modellerde bu modeller üstüne yapılan rijit titanyum destekli sabit hibrit proteze çift taraflı 4-5-6 numaralı diş bölgelerine 200 N vertikal ve 150 N oblik (45 ° açılı bukkopalatal yönde) kuvvetler uygulanmıştır.

Bulgular: Modellerdeki stres değerleri incelendiğinde, Oblik kuvvetler, vertikal kuvvetlerden daha yıkıcı etkilere sebep olmuştur. Oblik kuvvetlerin oluşturduğu stresler değerlendirildiğinde en yüksek değerler kısa implant ile oluşturulan modellerde görülmüştür. Oblik kuvvet altında en az stres değerleri meziale 30° açıyla yapılan modellerde izlenmiştir. Alveolar kemikte oluşan stres değerlendirildiğinde kortikal kemikte oluşan stresin spongiöz kemikte oluşan strese

göre daha fazla olduğu ve von mises değerlerinin en fazla olduğu bölgelerin implantların boyun bölgeleri olduğu tespit edilmiştir. Kemik yoğunlukları değerlendirildiğinde D4 kemik yoğunluğuna sahip modellerde daha fazla stres değerleri izlenmiştir. Modeller kıyaslandığında; en az stres, posterior maksillaya 30° açıyla oluşturulan modellerde görülmüştür.

Sonuç: Anterior maksillaya yapılan all on four implantlara ilave olarak posterior maksillada 2. Molar bölgeye yerleştirilen meziale açılı uzun implantların kısa implantlara göre istenmeyen oblik kuvvetlere karşı daha az stres oluşturduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Açılı implant, all on six ,Atrofik maksilla ,Kısa implant ,Sonlu elemanlar analizi

8. ABSTRACT

YASİN M. Investigation of Stress Occurring Around the Short Implant Placed in the Posterior Region in the Atrophic edentulous Maxilla and the Long Angle Implant Placed at a Meziale Angle by Finite Element Analysis. İzmir Katip Çelebi University, Institute of Health Sciences, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Specialization Thesis, İzmir, 2023

Objective: The aim of this study is to evaluate the stress values formed on the bone tissues and implant surfaces under 45° angled forces from the vertical and buccal by placing a short implant in the 1st molar region of the atrophic posterior maxilla and the implant in the 2nd molar region at different mesial angles, by finite element analysis.

Materials and Methods: In this study, 3 different implants were planned and 6 models were obtained with posterior maxilla D3 and D4 bone densities. In Models 1 and 2, short implants were placed in the first molar region and all on four implants were placed in the anterior maxilla. In Models 3 and 4, 30° mesial angled implant was placed in the 2nd molar region and all on four implants were placed in the anterior maxilla. In Models 5 and 6, 45° mesial angled implant was placed in the 2nd molar region and all on four implants were placed in the anterior maxilla. In the models created, 200 N vertical and 150 N oblique (45 ° angled bucco-palatal direction) forces were applied to the bilateral tooth regions 4-5-6 on the rigid titanium supported fixed hybrid prosthesis made on these models.

Results: When the stress values in the models were examined, oblique forces caused more destructive effects than vertical forces. When the stresses caused by oblique forces were evaluated, the highest values were seen in models created with

short implants. The least stress values under oblique force were observed in the models made at an angle of 30° to the mesial. When the stress in the alveolar bone is evaluated, it has been determined that the stress in the cortical bone is higher than the stress in the cancellous bone, and the regions where the von mises values occur the most are the neck regions of the implants. When bone densities were evaluated, more stress values were observed in models with D4 bone density. When the models are compared; The least stress was seen in the models formed at an angle of 30° to the posterior maxilla.

Conclusion: In addition to all on four implants placed in the anterior maxilla, it has been observed that long implants with mesial angle placed in the 2nd molar region of the posterior maxilla create less stress against undesirable oblique forces compared to short implants.

Keywords: Angled implant, all on six, Atrophic maxilla, Short implant, Finite element analysis.

9. KAYNAKLAR

1. Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg* 1999; 57: 700-706.
2. Turkyilmaz I, Patel NS, McGlumphy EA. Oral rehabilitation of a severely resorbed edentulous maxilla with screwedretained hybrid denture using cresco system: a case report. *Eur J Dent* 2008; 2:220–223.
3. Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1- year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19:227–232.
4. Chang SH, Lin CI, Hsue SS, Lin YS, Huang SR (2012). Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Med Eng Phys* 34: 153-60.
5. Clift SE, Fisher J, Watson CJ. Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: effect of variations in bone modulus. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 1992;206(4):233- 41.
6. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehabil*. 1988;15(6):615-624.
7. Pye AD, Lockhart DE, Dawson MP, Murray CA, Smith AJ (2009). A review of dental implants and infection. *J Hosp Infect* 72: 104-10.
8. Çalış A (2006) Maksiller posterior bölgede ileri derecede kemik atrofisi görülen farklı tasarımlarda implant kullanımının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora tezi; Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
9. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent* 94: 377-81.
10. Lum LB, Osier JF (1992). Load transfer from edentulous implants to supporting bone: an analysis using statics, 1. Horizontal loading. *J Oral Implantol* 18: 343-348.
11. Sullivan RM (2001). Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *J Calif Dent Assoc* 29: 737-45.
12. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL (2014). Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* 40: 50-60.
13. Tunalı B (1996). Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantolojiye giriş. 1 İstanbul: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
14. Uysal T (2005). İmplantlar ve ortodonti. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 8: 146-155.
15. BRANEMARK R, BRANEMARK P, RYDEVIK B, MYERS RR. (2001) Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. *Journal of rehabilitation research and development*,38,175-182.

16. Prosthodontics tap (2005). Glossary of prosthodontic terms. Journal Of Prosthetic Dentistry 94: 10-92.
17. Goldman HM, Gilmore HW, Royer QR, Olsen NH Current therapy in dentistry. C.V. Mosby Company. 102-109 p.
18. Türker M, Yücetaş Ş (1999). Ağız Diş Çene Hastalıkları Ve Cerraahisi. Ankara: Atlas Kitapçılık .
19. ASHMAN SG. (1993) Advanced osseointegration surgery: Applications in the maxillofacial region. By Phillip Worthington, Per-ingvar Brånemark, Quintessence Publishing Co., Inc., Chicago, Illinois, 1992, 403 pp, \$140.00. Head & Neck,15,279-280.
20. BRANEMARK PI. (1983) Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent,50,399-410.
21. Bosshardt DD, Chappuis V, Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. Periodontol 2000. 2017;73(2):22-40.
22. Craig RG. Restorative Dental Materials. CV Mosby, St. Louis, MO, USA.1993;9:479.
23. Jayesh RS, Dhinakarsamy V. “Osseointegration”. Journal of pharmacy and bioallied sciences. 2015;7(1):226.
24. Parlar M (2011) Dental implant uygulamasında kemik kalitesinin saptanmasına yönelik klinik ve radyolojik parametrelerin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Doktora tezi: Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
25. Gartner LP, Hiatt JL (2001). Color textbook of histology, second edition. Philadelphia: W.B.Saunders Company .
26. Peterson Larry J, Ellis E, Hupp J, Tucker MR (2003). Contemporary oral and maxillofacial surgery. 4. Mosby, 310-313 p.
27. Nanci A, Whitson SW, Bianco P. Ten Cate’s Oral Histology: Development, Structure, and Function.St. Louis, Missouri, Altıncı Baskı, USA, 2003:6-111.
28. Gartner LP, James JL. Color Textbook of Histology. Cartilage and Bone.Third Edition. Saunders Elsevier, Philadelphia. 2007:7-136.
29. Hermann JS, Schoolfield JD, Nummikoski PV, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants: A methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements. Int Jour of Oral and Maxillofacial Implants. 2001;16:475-485.
30. Mustafa K, Ersin O. Kemik doku ve fizyolojisi. Türkiye Klinikleri J Endocrin. 2004;2(2):73-89.
31. Francois B, Luc H, Emmanuelle L. Bone loss and teeth: Joint Bone Spine. 2005;72:215–221.
32. Dubravka KZ, Asja C, Biserka L. Resorptive changes of maxillary and mandibular bone structures in removable denture. Wearers Acta Stomatol Croat.2002;36:261-265.
33. Bozkaya D, Muftu S,Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. J Prosthet Dent. 2004;92:523-30.
34. Markose J, Suresh S, Eshwar S, Rekha K, Jain V, Manvi S. Comparison of platform switched and sloping shoulder implants on stress reduction in various

- bone densities: Finite element analysis. *J Contemp Dent Pract*. 2007;1;18(6):510-515.
35. Misch CE. *Günümüz Diş Hekimliğinde İmplantoloji*. Tulunoğlu İF, Atlas Kitapçılık Tic.Limited Şirketi. Üçüncü Baskı, Ankara, 2011.
 36. Lekholm U, Zarb GA. Tissue integrated protheses: Osteointegration in Clinical Dentistry. Quintessence Pub, Chicago: 1985:199-209.
 37. Woodbury SC, Hennig TB, Fonseca RJ. Reconstruction of the Edentulous Maxilla. In: Fonseca RJ 1st ed. *Reconstructive and Implant Surgery*. Saunders, Philadelphia, 2000:7:59–70.
 38. Misch CE (1999). *Contemporary implant dentistry*. Missouri, Saint louis.
 39. Raju TN. The Nobel chronicles. 1979: Allan MacLeod Cormack (b 1924); and Sir Godfrey Newbold Hounsfield (b 1919). *Lancet*. 1999 Nov 06;354(9190):1653.
 40. Mahesh M. Search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple-row detector. *Radiographics*. 2002 Jul-Aug;22(4):949-62.
 41. Hounsfield GN. Computed medical imaging. Nobel lecture, Decemberr 8, 1979. *J Comput Assist Tomogr*. 1980 Oct;4(5):665-74.
 42. Lin CL, Kuo YC, Lin TS (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 & Communications* 17(1): 44-49.
 43. I-Çan C, Shyh-Yuan L, Ming-Chang W, Güneş CW, Jiang CP (2014). Finite element modelling of implant designs and cortical bone thickness on stress distribution in maxillary type iv bone. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 17: 516-26.
 44. Büyükakyüz N, Öztürk M (2011). Maksiller sinüs enfeksiyonları ve tedavi yöntemleri. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 54: 43-48.
 45. Harorlu A, Akgül HM, Dağİstan S (2006). *Dişhekimliği radyolojisi*. Erzurum: Ofset Matbaacılık. 375.p.
 46. Porter GT, Quinn FB (2002) *Paranasal sinuses: anatomy and function*. Texas: Grand Rounds Preservation.
 47. Misch C (2008). *Contemporary implant dentistry third edition*. Mosby Elsevier, no. Canada; 907-973.
 48. Chavannaz M (1990). Maksillary sinus: anatomy, physiology, surgery and bone grafting related to implantology eleven years of sugical experience. *Oral Implantol* 16: 199-209.
 49. Koymen R, Gocmen-Mas N, Karacayli U, Ortakoglu K, Ozen T, Yazici AC (2009). Anatomic evaluation of maxillary sinus septa: surgery and radiology. *Clin Anat* 22: 563-70.
 50. Çukur B, Sümbüllü MA, Durna D, Yılmaz AB (2011). Antral septa varlığı ile maksiller sinüs yüksekliği arasındaki ilişki. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 21: 1-4.
 51. Van Den Bergh JP, Ten Bruggenkate CM, Disch FJ, Tuinzing DB (2000). Anatomical aspects of sinus floor elevations. *Clin Oral Implants Res* 11: 256-65.
 52. Mutlu M (1995) Sinüs tabanı yükseltilmesinde dondurulmuş kurutulmuş allojenik kemik greftinin kullanılması. Doktora tezi: Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.

53. May M, Sobol Sm, Korzec K (1990). The location of the maxillary os and its importance to the endoscopic sinus surgeon. *Laryngoscope* 100: 1037-42.
54. Akın Y (2009) Maksiller sinüs ogmentasyonunda kullanılan sığır kaynaklı kemik greftinin histolojik ve histomorfometrik değeriendirilmesi. Doktora tezi: Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
55. Şakul B (1999). Baş ve boyun topografik anatomisi. Ankara uni basımevi, Ankara.
56. Hatipoğlu M (2009) Kronik maksiller sinüs açıklığı olan hastalarda immünohistokimyasal bir araştırma. Doktora tezi: Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü: Ankara.
57. Kraut RA, Kessler HP, Holmes RE (1989). Quantification of bone in dental implant sites after composite grafting of the mandible: report of a case. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4: 153-8.
58. Smiler DG, Johnson PW, Lozada JL, Misch C, Rosenlicht JL, Tatum OH, JR, Wagner JR (1992). Sinus lift grafts and endosseous implants. Treatment of the atrophic posterior maxilla. *Dent Clin North Am* 36: 151-88.
59. Branemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lindstrom J, Rockler B (1984). An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and maxillary sinus. *J Oral Maxillofac Surg* 42: 497-505.
60. Misch CE (2009). Dental Implant Protezler. Ankara: Nobel Tıp Kitabevleri.
61. Garg AK (2004). Bone: biology, harvesting, grating for dental implants. Quintessence Publishing.
62. Fonseca RJ (2000). Fonseca oral and maxillofacial surgery. No. 7, Philadelphia: Elsevier Science.
63. Öztürk S (2008) Sinüs lifting uygulamalarında implant stabilitesinin değeriendirilmesi. Doktora tezi: Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
64. Cawood JI, Howell RA (1999). A classificaiton of the edentulous jaws. *Int j. Of oral and maxillofacial surg.* 17: 323-236.
65. Misch C (2009) Dental Implant Protezler. Ankara: Nobel Tıp Kitabevleri.
66. Şeker E (2011) Greftlenmiş ve greftlenmemiş posterior maksillada uygulanan implant destekli farklı tasarımı sabit ptotezlerin destek dokulardaki etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora tezi: Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Lefkoşa.
67. El-Ghareeb M, Pi-Anfruns J, Khosousi M, Aghaloo T, Moy P (2012). Nasal floor augmentation for the reconstruction of the atrophic maxilla: a case series. *J Oral Maxillofac Surg* 70: 235-41.
68. Alan H (2009) Maksiller sinüs yükseltilmesi operasyonlarında, doğal mineralize Hidroksilapatit greftleri ile trombositten zengin plazma karıştırılmış doğal mineralize hidroksilapatit greftlerinin klinik, radyolojik, Histolojik ve histomorfolojik karşılaştırılması. Doktora tezi: İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Malatya.
69. Del Fabbro M, Bellini Cm, Romeo D, Francetti L (2012). Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res* 14: 612-21.
70. Hernandez-Alfaro F, Sancho-Puchades M, Guijarro-Martinez R (2013). Total reconstruction of the atrophic maxilla with intraoral bone grafts and

- biomaterials: a prospective clinical study with cone beam computed tomography validation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 28: 241-51.
71. Güven A (2008) Maksiller sinüs augmentasyonunda kemik gelişiminin radyolojik olarak değerlendirilmesi. Doktora tezi: Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
 72. Güven O, Kaymak TE (2010). İmplantolojide maksiller sinüsün önemi ve sinüs lifting işlemleri. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 1: 31-39.
 73. Esposito M, Grusovin MG, Karasoulos D, Felice P, Alissa R, Worthington H, Coulthard P (2010). Effectiveness of sinus lift procedures for dental implant rehabilitation: a cochrane systematic review. *Eur J Oral Implantol* 3: 7-26.
 74. Boyne PJ, James RA (1980). Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *J Oral Surg* 38: 613-6.
 75. Simunek C, Kopecka D, Somanathan BRV (2007). Is lateral sinus lift an effective and safe technique? *Contemplations after the performance of one thousand surgeries. Implantologie journal* 6:2007.
 76. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J (2011). The all-on-four immediate function treatment concept with nobelactive implants: a retrospective study. *J Oral Implantol* 37: 431-45.
 77. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H (2000). Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15: 405-14.
 78. 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: 39-49.
 79. Telleman G, Raghoobar GM, Vissink A, Den Hartog L, Huddleston Slater JJ, Meijer HJ (2011). A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *J Clin Periodontol* 38: 667-76.
 80. Friberg B, Grondahl K, Lekholm U, Branemark PI (2000). Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short branemark implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2: 184-9.
 81. Johns RB, Jemt T, Heath MR, Hutton JE, McKenna S, McNamara DC, Van Steenberghe D, Taylor R, Watson RM, Herrmann I (1992). A multicenter study of overdentures supported by branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7: 513-22.
 82. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS (2001). A prospective multicenter clinical study of the osseotite implant: four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 16: 193-200.
 83. Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, Hurzeler MB, Faehn O, Sanavi F, Barkvoll P, Stach RM (2003). A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18: 417- 23.
 84. Renouard F, Nisand D (2006). Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Impl Res* 17: 35-51.
 85. Chang SH, Lin CI, Hsue SS, Lin YS, Huang SR (2012). Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Med Eng Phys* 34: 153-60.

86. Özyılmaz E, Aykul H, Özyılmaz E, Dalkız M (2014). Comparison of short dental implants under different loading conditions And locations. *Journal Of Engineering Science And Design* 2:(3) 261-265.
87. Fugazzotto PA (2008). Shorter implants in clinical practice: rationale and treatment results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 23: 487-96.
88. Korkmaz FM (2008) Maksiller defektlerde kuvvet dağılımının uygulanan implantların tip ve lokalizasyonlarına göre sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmesi, in protetik diş tedavisi. Doktora tezi: Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
89. Branemark PI (1998) Surgery and fixture installation. zygomaticus fixture clinical procedures. Nobelbiocare Göteborg-Sweden.
90. Ishak MI, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, Abu Kasim NH (2012). Finite element analysis of different surgical approaches in various occlusal loading locations for zygomatic implant placement for the treatment of atrophic maxillae. *Int J Oral Maxillofac Surg* 41: 1077-89.
91. Nystrom E, Nilson H, Gunne J, Lundgren S (2009). A 9-14 year follow-up of onlay bone grafting in the atrophic maxilla. *Int J Oral Maxillofac Surg* 38: 111-6.
92. Nocini PF, Bertossi D, Albanese M, D'agostino A, Chilosi M, Procacci P (2011). Severe maxillary atrophy treatment with le fort 1, allografts, and implant-supported prosthetic rehabilitation. *J Craniofac Surg* 22: 2247-54.
93. Pelo S, Gasparini G, Moro A, Boniello R, Amoroso PF (2009). Segmental le fort 1 osteotomy with bone grafting in unilateral severely atrophied maxilla. *Int J Oral Maxillofac Surg* 38: 246-9.
94. Gossweiner S, Watzinger F, Ackerman KI, Ewers R (1999). Horseshoe le fort 1 osteotomy: an augmentation technique for the severely atrophied maxilla--an eight- year follow-up. *J Long Term Eff Med Implants* 9: 193-202.
95. Kim SG, Mitsugi M, Kim BO (2005). Simultaneous sinus lifting and alveolar distraction of the atrophic maxillary alveolus for implant placement: a preliminary report. *Implant Dent* 14: 344-6.
96. Kanno T, Mitsugi M, Paeng JY, Sukegawa S, Furuki Y, Ohwada H, Nariai Y, Ishibashi H, Katsuyama H, Sekine J (2012). Simultaneous sinus lifting and alveolar distraction of a severely atrophic posterior maxilla for oral rehabilitation with dental implants. *Int J Dent* 2012: 471320.
97. Jivraj S, Chee W. Treatment planning of implants in posterior quadrants. *Br Dent J*. 2006;201(1):13-23. doi:10.1038/sj.bdj.4813766.
98. Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S, Şeker E, Gül EB. Evaluation of “All-on- Four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(4):501-510. doi:10.1111/cid.12024.
99. Agliardi E, Panigatti S, Clericò M, Villa C, Malò P. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: Interim results of a single cohort prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(5):459-465. doi:10.1111/j.1600-0501.2009.01852.x.
100. Delben JA, Goiato MC, Pellizzer EP, Filho OM. Planning for immediate loading of implant-supported prostheses: Literature review. *J Oral Implantol*. 2012;38(SUPPL. 1):504-508. doi:10.1563/AAID-JOI-D-10-00188.

101. Menéndez-Collar M, Serrera-Figallo MA, Hita-Iglesias P, et al. Straight and tilted implants for supporting screw-retained full-arch dental prostheses in atrophic maxillae: A 2-year prospective study. *Med Oral Patol Oral y Cir Bucal*. 2018;23(6):e733-e741. doi:10.4317/medoral.22459.
102. Maló P, Rangert B, Nobre M. “All-on-four” immediate-function concept with Brånemark system® implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5(SUPPL. 1):2-9. doi:10.1111/j.1708-8208.2003.tb00010.x.
103. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous maxillae: A 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7(SUPPL. 1):s88-s94. doi:10.1111/j.1708-8208.2005.tb00080.x.
104. Vairo G, Pastore S, Di M, Baggi L. Stress Distribution on Edentulous Mandible and Maxilla Rehabilitated by Full-Arch Techniques: A Comparative 3D Finite- Element Approach. In: *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*. InTech; 2011. doi:10.5772/19151.
105. Houston All-On-4 Dental Implants | Smile 32 Dentistry. <https://www.smile32dentist.com/procedures/all-on-4/> (accessed Apr. 17, 2021).
106. Francetti L, Romeo D, Corbella S, Taschieri S, Del Fabbro M. Bone Level Changes Around Axial and Tilted Implants in Full-Arch Fixed Immediate Restorations. Interim Results of a Prospective Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(5):646-654. doi:10.1111/j.1708-8208.2010.00304.x.
107. Francetti L, Agliardi E, Testori T, Romeo D, Taschieri S, Fabbro M Del. 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*. 2008;10(4):255-263. doi:10.1111/j.1708-8208.2008.00090.x.
108. Patzelt SBM, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The all-on-four treatment concept: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(6):836-855. doi:10.1111/cid.12068.
109. Christopher CK. Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the “All_on-4” immediate function concept. *Australas Dent Pract*. 2012:138-148.
110. Ho CC. Implant Rehabilitation in the Edentulous Jaw: The “All-on-4” Immediate Function Concept.; 2012.
111. TARUNA M. Prosthodontic Perspective to All- On-4 ® Concept for Dental Implants. *J Clin DIAGNOSTIC Res*. 2014;8(10):ZE16. doi:10.7860/jcdr/2014/9648.5020.
112. Bhardwaj, S., Srivastava, R., Palekar, U., and Choukse V. The “All-on-four” immediate function concept: A review. *Natl J Dent Sci Res*. 2014;2(1):78-81.
113. Hatze H (1974). Letter: the meaning of the term “Biomechanics”. *J Biomech* 7: 189-90.
114. Mahajan A, Kadam KN (2010). The influence of mechanical loads on the biomechanics of dental implant. *International Journal Of Science And Research* 3:1085-1090.
115. Köse S (2013) Hasarlı çene kemiği tedavisinde protez dolgu malzemesinin ve abutment boyunun etkisinin sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmesi. Doktora tezi: Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Trabzon.

116. Misch CE, Bidez MW (1994). Implant protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compend Contin Educ Dent* 15: 1330-1343.
117. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(1):97-102. doi:10.1034/j.1600-0501.2003.140113.x.
118. Fontijn-Tekamp, F.A., Slagter, A.P., van't Hof, M.A., Geertman, M.E., Kalk W. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res.* 1998;77(10):1832-1839.
119. Frost HM (1987). Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *Anat Rec* 219: 1-9.
120. Ramoğlu S, Ozan O (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi Finite element methods in dentistry. *Atatürk üniv. Dihek. Fak. Derg.* 9: 175-180.
121. Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Lagana DC (2004). Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz Oral Res* 18: 45-52.
122. Bidez, MW, Misch CE. *Clinical Biomechanics in Implant Dentistry. Dental Implant Prosthetics.* St Louis: Elsevier Mosby; 2005.
123. An YH, Barfield WR, Draughn RA. Basic concepts of mechanical property measurement and bone biomechanics, In: *Mechanical Testing of Bone and the Bone- Implant Interface.* CRC Press. 2000:23-40.
124. Turner CH, Burr DB. Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. *Bone.* 1993;14:595-608.
125. Delehay JN, Wiesel SW. *Principles of ortopedic medicine and surgery.* Saunders Company. Philadelphia. 2001:117-138.
126. Zaimoğlu CG, Ersoy AE, Aksu L. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi.* Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; Birinci Baskı, Ankara, 1993. .
127. Powers JM, Sakaguchi RL. *Craig's Restorative Dental Material.* St. Louis: Elsevier Mosby. 2006.
128. Phillips RW, Saunders WB. *Skinner's science of dental materials.* Company, 9th Edition, Philadelphia. 1991.
129. O., Mahony AM, Willams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clin. Oral Impl. Res.* 2001;12:648-657.
130. İnan M. *Cisimlerin Mukavemeti.* İstanbul Teknik Üniversitesi Vakfı. Altıncı Baskı, İstanbul. 1988.
131. Singley JE, Mishke CR. *Mechanical engineering design,* New York, McGraw-Hill Book Company, Singapur. 1989.
132. Adigüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Diş Hek Derg,* 11, 18-23.
133. Ulusoy M, Aydın K. *Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler,* Ankara üniversitesi Yayınları, 2003, s. 94-120.
134. Aydın, C., Yaluğ, S., Yilmaz, C., & Demirel, E. (1995). Metal Destekli ve Desteksiz Porselen Köprülerde Fotoelastik Yöntem İle Kuvvet Dağılımının İncelenmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg,* 5(2), 62-64.

135. Akça, K., Çehreli, M. C., & İplikçioğlu, H. (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont*, 15(2), 115-121.
136. 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.
137. Piccioni, M. A. R., Campos, E. A., Saad, J. R. C., de Andrade, M. F., Galvão, M. R., & Rached, A. A. (2013). Application of the finite element method in Dentistry. *RSBO Revista Sul-Brasileira de Odontologia*, 10(4), 369-377.
138. Eskitaşçioğlu, G., & Elemanlar, Y. B. D. H. S. (1995). Stres Analiz Yöntemi. *AÜ Diş Hek Fak Derg*, 22, 201-205.
139. Adigüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Diş Hek Derg*, 11, 18-23.
140. Ramoğlu, S., & Ozan, O. (2014). Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniv Diş Hek Derg*, 24(3) 175-180.
141. Moratal, D. (2010). Finite element analysis on strain of viscoelastic human skull and duramater, Moratal, D., Finite element analysis: BoD–Books on Demand.,(p5- 7), Rijeka, Croatia: In Tech.
142. Taşkinsel, E., & Gümüş, H. Ö. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ve Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı. (2013). *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 8, 131-135.
143. Marcian, P., Borak, L., Valasek, J., Kaiser, J., Florian, Z., & Wolff, J. (2014). Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone a feasibility study. *J Biomech*, 47(16), 3830-3836.
144. Brizuela-Velasco, A., Perez-Pevida, E., Jimenez-Garrudo, A. Gil-Mur, F. J., Manero, J. M., Punset-Fuste, M., Monticelli, F. (2017). Mechanical Characterisation and Biomechanical and Biological Behaviours of Ti-Zr Binary-Alloy Dental Implants. *Biomed Res Int*, 2017, ID 2785863.
145. Ozan, O., & Kurtulmus-Yilmaz, S. (2018). Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 33(1), 64-71.
146. Dilek O, Tezulas E, Dincel M. Required minimum primary stability and torque values for immediate loading of mini dental implants: An experimental study in nonviable bovine femoral bone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008;105: 20–27.
147. Simsxek B, Erkmén E, Yılmaz D, Eser A. Effects of different interimplant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis. *Med Eng Phys*. 2006;28:199– 213.
148. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*.1986;1(1):11-25.
149. CE. M. Dental Implant Prosthetics. St. Louis, Elsevier Mosby; 2008.
150. Misch CE. Dental Implant Prosthetics.; 2014.

151. C A, C M, K F, et al. The long-term use of zygomatic implants: a 10-year clinical and radiographic report. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(3):447-459. doi:10.1111/CID.12007.
152. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Mater Sci Eng C*. 2016;69:715-725. doi:10.1016/j.msec.2016.07.059.
153. Kong L, Gu Z, Li T, et al. Biomechanical optimization of implant diameter and length for immediate loading: a nonlinear finite element analysis. *Int J Prosthodont*. 2009;22(6):607-615. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19918598>.
154. Cavalli N, Barbaro B, Spasari D, Azzola F, Ciatti A, Francetti L (2012). Tilted implants for full-arch rehabilitations in completely edentulous maxilla: a retrospective study. *Int J Dent* 2012: 180379.
155. Jensen OT, Adams MW, Cottam JR, Parel SM, Phillips WR (2010). The all-on-4 shelf: maxilla. *J Oral Maxillofac Surg* 68: 2520-7.
156. Geng JPA, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585-598. doi:10.1067/mpr.2001.115251.
157. Turker, N., Buyukkaplan, U. S., Sadowsky, S. J., & Ozarslan, M. M. (2019). Finite Element Stress Analysis of Applied Forces to Implants and Supporting Tissues Using the “All-on-Four” Concept with Different Occlusal Schemes. *J Prosthodont*, 28(2), 185-194.
158. Sannino, G., Pozzi, A., Schiavetti, R., & Barlattani, A. (2012). Stress distribution on a three-unit implant-supported zirconia framework. A 3D finite element analysis and fatigue test. *Oral Implantol*, 5(1), 11-20.
159. De Rossi, M., Santos, C. M., Miglioranca, R., & Regalo, S. C. (2014). All On Four(R) Fixed Implant Support Rehabilitation: A Masticatory Function Study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 16(4), 594-600.
160. Akça, K., Çehreli, M. C., & İplikçioğlu, H. (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont*, 15(2), 115-121.
161. 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.
162. Bölükbaşı, N., Koçak, A., & Özdemir, T. (2012). İmplant Konumlarının Anterior Maksillada Oluşturacakları Etkilerin Biyomekanik Olarak Araştırılması. *J Istamb Univ Fac Dent*, 46(3), 15-28.
163. Natali, A. (2003). *Mechanics of Bone Tissue*, Natali, A., *Dental Biomechanics*. (p2-17) London, UK and New York: USA: Taylor and Francis Group.
164. Cinel, S., Celik, E., Sagirkaya, E., & Sahin, O. (2018). Experimental evaluation of stress distribution with narrow diameter implants: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 119(3), 417-425.
165. Brizuela-Velasco, A., Perez-Pevida, E., Jimenez-Garrudo, A., Gil-Mur, F. J., Manero, J. M., Punset-Fuste, M., . . . Monticelli, F. (2017). Mechanical

- Characterisation and Biomechanical and Biological Behaviours of Ti-Zr Binary-Alloy Dental Implants. Biomed Res Int, 2017, ID 2785863.
166. Erkmén, E., Meric, G., Kurt, A., Tunc, Y., & Eser, A. (2011). Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study. *J Mech Behav Biomed Mater*, 4(1), 107-116.
 167. Aydın A, Özen C, Yılmaz J, Korkmaz C Effects of Mesiodistal Inclination of Implants on Stress Distribution in Implant-Supported Fixed Prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. Jan/Feb2006.
 168. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant retained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 369-376.
 169. Marco E, Jan-Michael H. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants (success criteria and epidemiology). *Euro J Oral Sci*.1998;106:527-51.
 170. Bosshardt DD, Chappuis V, Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontol* 2000. 2017;73(2):22-40.
 171. Craig RG. *Restorative Dental Materials*. CV Mosby, St. Louis, MO, USA.1993;9:479.
 172. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater*. 2007;23(5):539-548.
 173. Baggi L, Cappeloni I, Girolama Md, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osteointegrated implants related to crestal bone geometry: A three- dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2008;100(6):422-431.
 174. Gulsahi A (2011) Bone quality assessment for dental implants. Bone quality assesment for dental implants. Rijeka:Incech Open Access Publisher.
 175. Orenstein IH, Synan WJ, Truhlar RS. Bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *DICRG Interim Report No:1*. *Implant Dent*. 1994;3(2):90-94.
 176. Bathe KJ. Finite element analysis of incompressible and compressible fluid flows with free surfaces and structural interactions. 1995;56(2-3):193-213.
 177. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing and progressive loading. *Int J Oral Implantol*. 1990;6(2):23-31.
 178. Azcarate.F, Castillo.R, Lopez. G, Torres. D Influence of bone quality on the mechanical interaction between implant and bone: A finite element analysis 2019 Sep;88:103161. Doi: 10.1016/j.jdent.2019.06.008.
 179. Degidi M, Piattelli A, Carinci F. Clinical outcome of narrow diameter implants: A retrospective study of 510 implants. *Journal of Periodontology*. 2008;79:49-54.
 180. Turkyilmaz I, Aksoy U, McGlumphy EA (2008). Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: a clinical study including bone density, insertion torque.
 181. Zarb GA, Schmitt A (1995). Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *J Oral Rehabil* 22: 661-71.
 182. Rubo JH, Souza EA (2008). Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol* 34: 248-55.

183. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D (1990). Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int* 21: 563-70.
184. Guan H, van Staden R, Loo YC, 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: 866-76.
185. Almeida EO, Rocha EP, Junior AC, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, Coelho PG (2013). Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3d-fea biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res* 1: 332-342.
186. Lin CL, Chang SH, Wang JC (2006). Finite element analysis of biomechanical interactions of a Tooth-implant splinting system for various bone qualities. *Analysis of tooth-implant splinting. Chang Gung Medical Journal* 29: 143-153.
187. Chen YY, Kuan CL, Wang YB (2008) Implant occlusion: biomechanical considerations for Implant-supported prostheses. *J Dent Sci* 3: 65-74.
188. Miller Mark D. Review of Orthopaedics. 2nd edition. 1996: 1-22.
189. Cruess RL. Healing of bone, tendon and ligament : Fractures. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Co, 1984: 1:147-167.
190. Brond AR, Rubin TC. Fracture Healing. *Surgery of the Musculoskeletal System*. 2nd ed. New York: Churchill Livingstone, 1990:1: 93-114.
191. Wolff J, Narra N, Antalainen AK, Valasek J, Kaiser J, Sandor GK, Marcian P (2014). Finite element analysis of bone loss around failing implants. *Materials and Design* 61: 177-184.
192. Frost H (2004). A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. *Angle orthod* 74: 3-15.
193. Frost H (1994). Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Journal Of Investigative And Clinical Dentistry* 64: 175- 188.
194. Frost HM (2000). A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. *Angle Orthod* 74: 3-15.
195. Linderholm H, Wennstrom A. Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build. *Acta Odontol Scand*.1997;28:679-89.
196. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK, Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent*. 1986;56:226-9.
197. Helkimo E, Carlsson Ge, Helkimo M. (1977) Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand*; 35(6): 297-303.
198. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent*. 1990;64(2):185-194.
199. Branemark, P.-I., Zarb, G.C., Albrektsson, T.(1985) *Tissue-Integrated Prostheses*, p. 155. Quintessence, Chicago.
200. Lobbezoo F, Brouwers JEIG, Cune MS, Naeije M. Dental implants in patients with bruxing habits. Review Article. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 152–159.
201. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13:82–90.

202. Stern, M.R., Assal, P., Mericske, E., Burgin, W. (1995) Occlusal force and oral sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 10,345.
203. Almeida. E, Rocha. E, Freitas Júnior.A, Anchiet. R, Poveda. R Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015 Jan;17 Suppl 1:e332-42.doi: 10.1111/cid.12129.
204. Ayali. A, Altagar. M, Ozan. O, Kurtulmus-Yilmaz. S Biomechanical comparison of the All-on-4, M-4, and V-4 techniques in an atrophic maxilla: A 3D finite element analysis. *Comput Biol Med* 2020 Aug;123:103880. Doi: 10.1016/j.compbiomed.2020.103880.
205. Sugiura. T, Yamamoto. K, Horita. S, Murakami. K Micromotion analysis of different implant configuration, bone density, and crestal cortical bone thickness in immediately loaded mandibular full-arch implant restorations: A nonlinear finite element study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018 Feb;20(1):43-49. Doi: 10.1111/cid.12573.
206. Azcarate-Velázquez. F, Castillo-Oyagüe. R, Oliveros-López. L, Torres-Lagares. D Influence of bone quality on the mechanical interaction between implant and bone: A finite element analysis. *J Dent* 2019 Sep;88:103161. Doi: 10.1016/j.jdent.2019.06.008.
207. Li. X, Cao. Z, Qiu. X, Tang. Z Does matching relation exist between the length and the tilting angle of terminal implants in the all-on-four protocol? stress distributions by 3D finite element analysis. *J Adv Prosthodont* 2015 Jun;7(3):240-8. doi: 10.4047/jap.2015.7.3.240.
208. Grandin, H. M., Berner, S., & Dard, M. (2012). A review of titanium zirconium (TiZr) alloys for use in endosseous dental implants. *Materials*, 5(8), 1348-1360.
209. Glantz, POJ., Nilner, K. Biomechanical aspects of prosthetic implant borne reconstructions. *Periodontol* 2000 1998; 17: 119-124.
210. Çankaya, M.Ö. (2005). Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. *İstanbul üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. İstanbul.*
211. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti Jr FH, Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol* 75:1233-1241,2004.
212. Malo P, de Araujo Nonre M, Rangert B (2007). Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 9 (1) 15-21.
213. Das neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ (2006). Short implants.an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21: 86- 93.
214. Himmlova, L. Dostalova, T. Kacovsky, A.Konvickova, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1), 20–25. doi:10.1016/j.prosdent.2003.08.

215. Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM, Misch CM, Marinbach M, Dabrowsky T, English CE, Kois JC, Cronin RJ (2005). Consensus conference panel report: crown- height space guidelines for implant dentistry-part 1. *Implant Dent* 14: 312-8.
216. Misch CE, Steignga J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C (2006). Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6- year case series study. *J Periodontol* 77: 1340-7.
217. 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. Interim results of a prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res* 14: 646-54.
218. Menini M, Aignori A, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Ravera G, Pera P (2012). Tilted implants in the immediate loading rehabilitation of the maxilla: a systematic review. *J Dent Res* 91: 821-7.
219. 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: 1-12.
220. El Enver MI, EL-Zawahry MM (2011). A three dimensional finite element study on dental implant design. *Journal of genetiv engineering and biotechnology* 9: 77-82.
221. Bourauel C, Aitlahrach M, Heinemann F, Hasan I (2012). Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implants: extensive study of commercial implants. *Biomed tech (berl)* 57: 21-32.
222. Kong L, Gu Z, Hu K, Zhou H, Liu Y, Liu B (2009). Optimization of the implant diameter and length in type b/2 bone for improved Biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis. *Advances in engineering software* 40: 935-940.