



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

AĞIZ DIŞ ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**ATROFİK MAKSİLLANIN
REHABİLİTASYONUNDA FARKLI İMPLANT
KONFIGÜRASYONLARININ VE FARKLI
KEMİK YOĞUNLUKLARININ ETKİLERİNİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ**

Zeynep GÜMRÜKÇÜ

DOKTORA TEZİ

Yrd. Doç. Dr. Yavuz Tolga KORKMAZ

TRABZON-2016





TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

AĞIZ DİŞ ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**ATROFİK MAKSİLLANIN
REHABİLİTASYONUNDA FARKLI İMPLANT
KONFIGÜRASYONLARININ VE FARKLI
KEMİK YOĞUNLUKLARININ ETKİLERİNİN
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ**

Zeynep GÜMRÜKÇÜ

DOKTORA TEZİ

Yrd. Doç. Dr. Yavuz Tolga KORKMAZ

TRABZON-2016

BEYAN

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

2016

Zeynep GÜMRÜKÇÜ

İthaf

Doğduğum günden bu yana en güçlü dayanaklarım olan ve zorlu doktora eğitimim süresince muhtaç olduğum manevi desteği bana karşılıksız olarak sunan anne ve babama ithaf ediyorum...



TEŞEKKÜR

Eğitim hayatıma atıldığım andan itibaren desteklerini hissettiren, bu zorlu doktora eğitimimi tamamlarken şefkatlerini esirgemeyen en değerli varlıklarım olan aileme, özellikle özveriyle karşılık beklemeden beni bu günlere kadar taşıyan anne ve babama,

Tez çalışmamı birlikte yürüttüğüm tez danışmanım Yrd. Doç. Dr. Yavuz Tolga Korkmaz'a ve emeği geçen KTÜ Ağız Diş Çene Cerrahisi Anabilim Dalı ailesi üyelerine,

Sonlu elemanlar analizi konusunda desteğini aldığım Mak. Yük. Müh. Sinan Köse'ye tüm içtenliği ve özverisinden ötürü,

İyi niyetleri, içtenlikleri ve dostluklarını esirgemeyen, doktora sürecinde manevi desteğini hep yanımda hissettiğim arkadaşlarım Sevgi Keleş Nuhoglu, Sena Baş, Sevda Kurt, Tuba Öğreten, Pelin Çelik Dursun, Tuğba Serin Kalay, Güneş Bulut Eyüboğlu, Malike Aslan Kehribar, Saliha Akçay, Ahter Şanal Çıkman, Aslı Kahraman Aydın'a,

Sevgi, saygı ve tüm içtenliğimle TEŞEKKÜR EDERİM...

Araş. Gör. Dt. Zeynep GÜMRÜKÇÜ

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İç Kapak Sayfası	
KABUL ve ONAY	
BEYAN	
İTHAF	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	v
TABLolar DİZİNİ	xii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiii
KISATLMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ	xv
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ ve AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	5
4.1. Dental İmplantın Tanımı ve İmplantoloji	5
4.2. Dental İmplantın Tarihçesi	5
4.3. Dental İmplant Çeşitleri ve Sınıflaması	6
4.3.1. Yerleştirildikleri Bölgeye ve Destek Dokularına Göre İmplantlar	6
4.3.1.1. Subperiostal İmplantlar	6
4.3.1.2. İntramukozal İmplantlar	6
4.3.1.3. Transosteal-Transmandibular İmplantlar	6
4.3.1.4. Endodontik (Transdental) İmplantlar	7
4.3.1.5. Kemik İçi (Endosseöz) İmplantlar	7
4.3.2. Şekillerine Göre İmplant Sınıflaması	7
4.3.3. Yüzey Özelliklerine Göre İmplantlar	7
4.3.4. Kombine İmplantlar	8
4.4. Dental İmplant Endikasyonları ve Kontrendikasyonları	8
4.4.1. Dental İmplantların Endikasyonları	8
4.4.2. Dental İmplantların Kontrendikasyonları	8
4.4.2.1. Genel kontrendikasyonlar	8
4.4.2.2. Lokal Kontrendikasyon	9
4.5. Osseointegrasyon ve İmplant Stabilitesi	9

4.5.1. Dental İmplant Osseointegrasyonunda Biyolojik Process	10
4.5.1.1. Osteofilik Faz	10
4.5.1.2. Osteokondüktif Faz	10
4.5.1.3. Osteoadaptif Faz	10
4.5.2. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler	11
4.5.3. Osseointegrasyonu ve İmplant Cerrahisini Olumsuz Yönde Etkileyebilecek Durumlar	11
4.6. Kemik Yoğunluğu	13
4.6.1. Misch'in Kemik Yoğunluğu Sınıflaması	14
4.6.2. Kemik Dansite Tiplerinin Anatomik Lokalizasyonları ve Görülme Yüzdeleri	15
4.6.3. Radyografik Kemik Yoğunluğu	15
4.6.4. Kemik Yoğunluğu ve Kuvvet İlişkisi	15
4.7. Maksiller Sinüs	16
4.7.1. Maksiller Sinüsün Embriyolojik Gelişimi	17
4.7.2. Maksillar Sinüsün Anatomisi	17
4.7.2.1. Maksiller Sinüsün Sınırları	17
4.7.3. Maksiller Sinüsün Beslenmesi ve Drenajı	18
4.7.3.1. Arterleri	18
4.7.3.2. Venleri	19
4.7.3.3. Sinirleri	19
4.7.3.4. Lenfatik Drenaj	19
4.7.4. Maksiller Sinüsün Görevleri	19
4.7.5. Maksiller Sinüsün Pnömatizasyonu	19
4.8. Maksillanın Rezorbsiyon Paterni ve Kret Sınıflaması	20
4.8.1. Maksillanın Rezorbsiyon Sınıflaması	21
4.8.1.1. Mercier Sınıflaması	21
4.8.1.2. Cawood ve Howell'in Dişsiz Çenelerdeki Rezorbsiyon Sınıflaması	22
4.9. Atrofik Maksillada Posterior Bölgede İmplant Uygulamada Karşılaşılan Problemeler, Sebepleri ve Çözüm Yöntemleri	23
4.9.1. Sinüs Ogmentasyonu	24
4.9.1.1. Maksiller Sinüs Ogmentasyonunun Endikasyonları	25

4.9.1.2. Maksiller Sinüs Ogmentasyonunun Kontrendikasyonları	25
4.9.1.3. Maksiller Sinüs Ogmentasyon Teknikleri	26
4.9.1.4. Sinüs Greftleme	27
4.9.2. Açılı İmlant Uygulaması	28
4.9.3. Kısa İmlant Uygulaması	29
4.9.3.1. Kısa İmlant Kullanımının Endikasyonları	30
4.9.3.2. Kısa İmlant Kullanımının Avantajları	30
4.9.3.3. Kısa İmlant Kullanımının Dezavantajları	30
4.9.4. Zigomatik İmlant Uygulamaları	32
4.9.5. Onley Greftleme, Maksiller Osteotomiler ve Distraksiyon Osteogenezisi	32
4.10. İmlantüstü Protezlerde Sınıflama	33
4.10.1. Dental İmlant Destekli Protezlerin Konvansiyonel Protezlere Göre Üstünlükleri	33
4.10.2. İmlant Destekli Protezlerde Planlama	34
4.10.2.1. İmlant Destekli Protezlerde Misch Sınıflaması	34
4.10.2.2. Dişsizlik Durumuna Göre İmlant Üstü Protezlerin Sınıflanması	34
4.10.2.3. Tam Dişsiz Üst Çenede İmlant Planlaması	34
4.11. Hibrit Protezler	36
4.11.1. Hibrit Protezlerin Endikasyonları	36
4.11.2. Hibrit Protezlerin Kontrendikasyonları	36
4.12. Biyomekaniğin Tanımı ve Uygulama Alanları	37
4.12.1. Oral İmlantolojide Biyomekanik	38
4.13. Stres Analizi	39
4.13.1. Stres Analizlerinde Kullanılan Teknik Terimler	39
4.13.1.1. Kütle (Mass)	39
4.13.1.2. Kuvvet	40
4.13.1.3. Gerilme	40
4.13.1.4. Asal (Principal) Stres	41
4.13.1.5. Eşdeğer (Equivalent, Von Mises) Stres	41
4.13.1.6. Gerinim (Strain)	42
4.13.1.7. Poisson Oranı	42
4.13.1.8. Elastisite Modülü	43
4.13.2. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analizi Yöntemleri	43

4.13.2.1. Fotoelastik Stres Analizi	43
4.13.2.2. Gerilim Ölçer Kuvvet Analizi	44
4.13.2.3. Kırılğan Vernik Kaplama	44
4.13.2.4. Holografik İnterferometri	44
4.13.2.5. Termografik Kuvvet Analizi	44
4.13.2.6. Radyoteleometri ile Kuvvet Analizi	44
4.13.2.7. Sonlu Elemanlar Analizi	45
4.13.3. Solid Works Bilgisayar Destekli Yazılım Programı	48
5. MATERYAL ve METOD	49
5.1. Materyal	49
5.2. Metod	49
5.2.1. Maksillanın Modellenmesi	49
5.2.2. Optik Tarama Yöntemi	49
5.2.3. CAD Yöntemiyle İmplantların Modellenmesi	52
5.2.4. Bar Ataçmanın Modellenmesi	53
5.2.5. Üst Yapının Modellenmesi	54
5.2.6. Ağ Yapısının Oluşturulması	54
5.2.7. Montaj Yapının Oluşturulması	55
5.2.8. Modelde Uygulanan Sınır Koşulları	56
5.2.9. Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Modelleme	57
5.2.10. Yükleme Koşulları	57
5.3. Çalışma Gruplarının Dizaynı	59
5.3.1. A Grubu Planlaması	59
5.3.1.1. A/D2 Grubu Planlaması	59
5.3.1.2. A/D3 Grubu Planlaması	59
5.3.2. B Grubu Planlaması	60
5.3.2.1. B/D2 Grubu Planlaması	61
5.3.2.2. B/D3 Grubu Planlaması	61
5.3.3. C Grubu Planlaması	62
5.3.3.1. C/D2 Grubu Planlaması	63
5.3.3.2. C/D3 Grubu Planlaması	63
5.4. Sonlu Elemanlar Analizi Programı ile Analiz Sonuçlarının Değerlendirilmesi	64

6. BULGULAR	65
6.1. A Grubu Stres Bulguları	65
6.1.1. A1 Grubu Stres Bulguları	65
6.1.1.1. A1D2 Modeli Stres Bulguları	65
6.1.1.2. A1D3 Modeli Stres Bulguları	65
6.1.2. A2 Grubu Stres Bulguları	66
6.1.2.1. A2D2 Modeli Stres Bulguları	66
6.1.2.2. A2D3 Modeli Stres Bulguları	67
6.1.3. A3 Grubu Stres Bulguları	67
6.1.3.1. A3D2 Modeli Stres Bulguları	67
6.1.3.2. A3D3 Modeli Stres Bulguları	68
6.1.4. A4 Grubu Stres Bulguları	68
6.1.4.1. A4D2 Modeli Stres Bulguları	69
6.1.4.2. A4D3 Modeli Stres Bulguları	69
6.1.5. A5 Grubu Stres Bulguları	69
6.1.5.1. A5D2 Modeli Stres Bulguları	70
6.1.5.2. A4D3 Modeli Stres Bulguları	70
6.2. B Grubu Stres Bulguları	71
6.2.1. B1 Grubu Stres Bulguları	71
6.2.1.1. B1D2 Modeli Stres Bulguları	71
6.2.1.2. B1D3 Modeli Stres Bulguları	71
6.2.2. B2 Grubu Stres Bulguları	72
6.2.2.1. B2D2 Modeli Stres Bulguları	72
6.2.2.2. B2D3 Modeli Stres Bulguları	72
6.2.3. B3 Grubu Stres Bulguları	73
6.2.3.1. B3D2 Modeli Stres Bulguları	73
6.2.3.2. B3D3 Modeli Stres Bulguları	74
6.2.4. B4 Grubu Stres Bulguları	74
6.2.4.1. B4D2 Modeli Stres Bulguları	74
6.2.4.2. B4D3 Modeli Stres Bulguları	75
6.2.5. B5 Grubu Stres Bulguları	75
6.2.5.1. B5D2 Modeli Stres Bulguları	75

6.2.5.2. B5D3 Modeli Stres Bulguları	76
6.3. C Grubu Stres Bulguları	76
6.3.1. C1 Grubu Stres Bulguları	76
6.3.1.1. C1D2 Modeli Stres Bulguları	77
6.3.1.2. C1D3 Modeli Stres Bulguları	77
6.3.2. C2 Grubu Stres Bulguları	77
6.3.2.1. C2D2 Modeli Stres Bulguları	78
6.3.2.2. C2D3 Modeli Stres Bulguları	78
6.3.3. C3 Grubu Stres Bulguları	78
6.3.3.1. C3D2 Modeli Stres Bulguları	79
6.3.3.2. C3D3 Modeli Stres Bulguları	79
6.3.3.3. C3D3 Modeli Stres Bulguları	79
6.4. Gruplardaki Von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi	80
6.4.1. A Grubundaki Değerlerin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi	80
6.4.1.1. A Grubunda Kortikal Kemikteki Maksimum Von Mises Değerlerinin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi	80
6.4.1.2. A Grubunda Spongioz Kemikteki Maksimum Von Mises Değerlerinin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi	81
6.4.2. B Grubundaki Değerlerin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi	82
6.4.2.1. B Grubunda Kortikal Kemikteki Maksimum Von Mises Değerlerinin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi	82
6.4.2.2. B Grubunda Spongioz Kemikteki Maksimum Von Mises Değerlerinin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi	83
6.4.3. C Grubundaki Değerlerin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi	84
6.4.3.1. C Grubunda Kortikal Kemikteki Maksimum Von Mises Değerlerinin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi	84
6.4.3.2. C Grubunda Spongioz Kemikteki Maksimum Von Mises Değerlerinin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi	85
6.4.4. A, B, C Gruplarındaki Değerlerin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi	86
6.4.4.1. D2 Kemik Tipine Sahip A, B, C Gruplarında Kortikal ve Spongioz Kemikteki Maksimum Von Mises Değerlerinin Grafikselsel Olarak Değerlendirilmesi	87

6.4.4.2. D3 Kemik Tipine Sahip A, B, C Gruplarında Kortikal ve Spongioz Kemikteki Maksimum Von Mises Değerlerinin Grafıksel Olarak Değerlendirilmesi	88
7. TARTIŞMA	89
8. SONUÇ ve ÖNERİLER	112
9. KAYNAKLAR	115
10. ÖZGEÇMİŞ	



TABLO DİZİNİ

Tablo	Sayfa
Tablo 1. Misch ‘in kemik dansitesi sınıflama şeması	14
Tablo 2. Kemik dansite tiplerinin anatomik lokalizasyonları ve görülme yüzdeleri	15
Tablo 3. Modellenen implantların boyutları	53
Tablo 4. Gruplardaki implant planlaması	53
Tablo 5. Gruplardaki eleman ve düğüm sayıları	55
Tablo.6. Malzeme özellikleri	57
Tablo 7. A/D2 grubu planlaması	59
Tablo 8. A/D3 grubu planlaması	59
Tablo 9. B/D2 grubu planlaması	61
Tablo 10. B/D3 grubu planlaması	61
Tablo 11. C/D2 grubu planlaması	63
Tablo 12. C/D3 grubu planlaması	63
Tablo 13. Tüm gruplarda görülen maksimum Von Mises değerleri (Mpa)	86

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil		Sayfa
Şekil 1.	Mish'in kemik dansitesi sınıflaması'nın makroskopik görünümü	14
Şekil 2.	Dişsiz anterior maksilladaki kemik kaybı aşamaları	21
Şekil 3.	Dişsiz posterior maksillada rezorbsiyon paterni	22
Şekil 4.	Cawood& Howell'e göre dişsiz çene sınıflaması	23
Şekil 5.	Stres tipleri	41
Şekil 6.	Poisson oranı	43
Şekil 7.	Bir sonlu elemanlar modelinde düğüm noktaları ve elemanlar	46
Şekil 8.	Optik tarama yöntemi prensibi	50
Şekil 9.	Modellenen maksillanın geometrik model görüntüsü	51
Şekil 10.	Atrofik maksillada vertikal implant yerleşimi	52
Şekil 11.	Modellenen implantın görüntüsü	52
Şekil 12.	Modellenen bar ataçmanların atrofik maksilla modeline bağlanması	53
Şekil 13.	Üst yapı modeli	54
Şeki 14.	Oluşturulan ve bar ataçman yerleştirilen atrofik maksilla modelinde ağ (Mesh) görüntüsü	55
Şekil 15.	Montaj yapının oluşturulması	56
Şekil 16.	Modellediğimiz maksillada, posterior bölgedeki dişlerdeki temas noktaları	58
Şekil 17.	Elde edilen atrofik maksilla modeli üzerinde yükleme noktaları ve doğrultuları	58
Şekil 18	A grubu 4 implantlı planlama modelleri	60
Şekil 19.	B grubu 5 implantlı planlama modelleri	62
Şekil 20.	C grubu 7 implantlı planlama modelleri	64
Şekil 21.	A1 grubu modelleri stres bulguları	66
Şekil 22.	A2 grubu modelleri stres bulguları	67
Şekil 23.	A3 grubu modelleri stres bulguları	68
Şekil 24.	A4 grubu modelleri stres bulguları	69
Şekil 25.	A5 grubu modelleri stres bulguları	70
Şekil 26.	B1 grubu modelleri stres bulguları	72
Şekil 27.	B2 grubu modelleri stres bulguları	73
Şekil 28.	B3 grubu modelleri stres bulguları	74

Şekil 29.	B4 grubu modelleri stres bulguları	75
Şekil 30.	B5 grubu modelleri stres bulguları	76
Şekil 31.	C1 grubu modelleri stres bulguları	77
Şekil 32.	C2 grubu modelleri stres bulguları	78
Şekil 33.	C3 grubu modelleri stres bulguları	79
Şekil 34.	A grubunda D2 ve D3 kemik modellerinde kortikal kemikteki maksimum Von Mises değerleri	80
Şekil 35.	A grubunda D2 ve D3 kemik modellerinde spongios kemikteki maksimum Von Mises değerleri	81
Şekil 36.	B grubunda D2 ve D3 kemik modellerinde kortikal kemikteki maksimum Von Mises değerleri	82
Şekil 37.	B grubunda D2 ve D3 kemik modellerinde spongios kemikteki maksimum Von Mises değerleri	83
Şekil 38.	C grubunda D2 ve D3 kemik modellerinde kortikal kemikteki maksimum Von Mises değerleri	84
Şekil 39.	C grubunda D2 ve D3 kemik modellerinde spongios kemikteki maksimum Von Mises değerleri	85
Şekil 40.	D2 kemik tipine sahip A, B, C grubu modellerinde görülen maksimum Von Mises değerleri	87
Şekil 41.	D3 kemik tipine sahip A, B, C grubu modellerinde görülen maksimum Von Mises değerleri	88

KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

Ark	Arkadaşları
SEY	Sonlu Elemanlar Yöntemi
BT	Bilgisayarlı tomografi
HU	Hounsfield Ünitesi
TZF	Trombositten zengin fibrin
YDR	Yönlendirilmiş doku rejenerasyonu
TSV-HA	Tapered Screw-Vent Hidroksiapatit kaplama
MR	Manyetik Rezonans
ISQ	Implan stabilite değeri
AP	Anteroposterior mesafe

Simgeler

Kgf	Kilogramkuvvet
F	Kuvvet
N	Newton
Pa	Pascal
mm	Milimetre
E	Elastisite modülü
V	Poisson oranı

Formüller

HA	Hidroksiapatit
Kr-Ni	Krom-Nikel

ÖZET

Atrofik Maksillanın Rehabilitasyonunda Farklı İmplant Konfigürasyonlarının ve Farklı Kemik Yoğunluklarının Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi

Atrofik maksilada implant rehabilitasyonu az miktarda ve düşük kalitede kemik varlığı nedeniyle sorun teşkil etmektedir. Kemik greftleme ve sinüs elevasyonu teknikleri implant yerleştirilecek bölgeyi desteklemek amaçlı kullanılan teknikler arasındadır. Kemik greftleme ve sinüs elevasyonu komplikasyon riskleri taşıyan invaziv teknikler olarak bilinirler. Kısa ve açılı implant kullanımı bu invaziv tekniklere alternatif olarak gösterilmiştir.

Bu çalışmanın amacı atrofik maksilada sabit protez tasarlanması için kullanılan açılı uzun, kısa vertikal ve uzun vertikal implantların etkilerini sonlu elemanlar analizi yöntemi (SEY) ile biyomekanik yönden karşılaştırmaktır. 3 boyutlu (3D) Solidworks Bilgisayar destekli yazılım programı kullanılarak orta düzeyde sinüs pnömatizasyonuna sahip bir maksilla modellendi. Yirmi altı model oluşturuldu ve modeller D2 ve D3 kemik grupları olmak üzere 2 gruba ayrıldı. Tip 2 kemik modeli 1.5 mm kortikal kemikle kaplı trabeküler kemikten, Tip 3 kemik ise 0.75 mm kortikal kemikle kaplı trabeküler kemikten oluşmaktadır. Atrofik maksilla modelindeki implantlar farklı sayı, boy ve distal eğim açısında olacak şekilde modifiye edildiler. Tüm modellerde hibrit protez tasarlandı. Çiğneme kuvvetini simüle etmek amaçlı 150 N'luk kuvvetler bilateral olarak 1. premolar, 2. premolar ve 1. molar bölgeden aksiyal olarak uygulandı. İmplantların etrafındaki stres '*Solid Works*' programı kullanılarak ölçüldü ve sonuçlar karşılaştırmalı olarak değerlendirildi.

Sonuçlar implanttaki boy artışının modellerdeki stres dağılımına pozitif etki ettiğini gösterdi. Distaldeki implantın açılı kullanılmasının vertikal kullanımına nazaran kemikte daha yüksek stres değerleri oluşturduğu tespit edildi. Atrofik maksilla için optimal implant sayısının 7 olduğu tespit edildi.

Anahtar Sözcükler: Atrofik Maksilla, Açılı İmplant, Kısa İmplant, Sonlu Elemanlar Analizi, Hibrit Protezler

SUMMARY

Evaluation of Different Implant Configuration and Bone Density Effects in Atrophic Maxilla by Finite Element Analysis

Implant rehabilitation in atrophic maxilla has been considered a surgical and prosthetic challenge due to the small quantity and low quality of bone. The use of bone grafting and sinus elevation has been an alternative technique for improving the implant placement location. Bone grafting and sinus lifting procedures are known as invasive techniques that has complication risks. The use of tilted or short implants has been demonstrated to be alternatives for these invasive techniques.

The aim of this study is to compare the biomechanical behavior of tilted long implant, vertical short implants to support fixed hybrid prosthesis in an atrophic maxilla by FEM. An atrophic maxilla with a moderate sinus pneumatization was modeled by 'Solid Works 3D CAD' software. Twenty six groups were arranged and they were divided into two groups as D2 and D3 bone density groups. Type D2 bone was designed by trabecular bone that is coated by 1.5 mm cortical bone and the type D3 bone was designed as trabecular bone that is coated by 0.75 mm cortical bone. On the atrophic maxilla models implants were modified by different number, length, distally tilting degree. Hybrid prosthesis were arranged on each model. For simulating the biting force, a 150 N force was applied bilaterally and axially on the first premolar, second premolar and first molar. The stress around the implants was calculated by using Solid Works programme and the results were compared for each group.

The results showed that the increase on implant length has positive effect on stress distribution on models. The use of tilted implant distally in atrophic maxilla increases the stress values in bone according to vertical implants. It was detected that optimal implant number is 7 for completely edentulous atrophic maxilla.

Keywords: Atrophic Maxilla, Tilted Implants, Short Implant, Finite Element Analysis, Hybrid Prosthesis

3. GİRİŞ ve AMAÇ

Herhangi bir travma veya hastalık sonucunda oluşan diş kaybı sıkça karşılaşılan bir durumdur. İnsanlığın varoluşundan itibaren kayıp diş yerine değişik formlarda implant materyali uygulamak suretiyle dişsizliğin telafi edilmesi için çeşitli yöntemler denenmiştir (1). Diş kaybı vakalarında dental implant uygulaması uzun zamandır uygulanan komplike bir cerrahi tekniktir (2).

Dental implantlar maksillaya veya mandibulaya entegre edilen, travma, neoplazi veya konjenital defekte bağlı olarak oluşan orofasiyal yapı ve diş kaybını telafi etmek amacıyla kullanılan inert ve alloplastik materyallerdir (3).

Maksillada kısmi veya tam dişsizlik görülen vakalarda implant rehabilitasyonu mevcut kemiğin kalite ve kantitesine bağlı olarak problem yaratabilir (4). İmplantın başarısının kemik kalitesine bağlıdır ve kemik dansitesindeki yoğunluk artışı implant kemik ara yüzünde biyomekanik özellikleri pozitif yönde etkilemektedir (5). Yetersiz vertikal kemik yüksekliği nedeniyle de birçok vakada implant yerleştirmek zordur ve sinüs ogmentasyonu gerekebilir (4). Sinüs tabanı ogmentasyonu atrofiye bağlı kaybolan kemiğin rejenere olmasını sağlayarak implant rehabilitasyonu için yeterli vertikal kemik oluşmasını sağlayan bir yöntemdir (6).

Ogmentasyon amaçlı çeşitli cerrahi teknik veya materyaller kullanılsa da çeşitli meta analiz çalışmalarında vertikal ogmentasyon tekniklerinin daha fazla komplikasyon ve implant kaybı ile sonuçlandığı belirtilmiştir. Bu sebepten dolayı özellikle atrofik posterior maksilla ve mandibulada kısa veya açılı implant kullanımının alternatif tercih olabileceği belirtilmiştir (7).

Dişsiz maksillada implant destekli protez tasarlamasında Misch 'in önerilerine göre en az 7 implant kullanmak gerektiği bilinmektedir (8). Atrofik maksillada ise yeterli sayıda implant kullanımı kemik yetersizliğinden dolayı her zaman mümkün olmayabilir. Bu nedenle yetersiz kemik yüksekliğine sahip atrofik posterior bölgede implant yerleşimini sağlamak için distalde açılı implant uygulaması bir alternatif tercih olarak kullanılmaktadır (9) Maksillada implant planlaması için 10 implant kullanıldığı bilinmektedir fakat biyomekanik çalışmalar birbirine yakın yerleştirilen implantların tek implant görevi gördüğünü ortaya çıkarmıştır. Bu bulguya dayanarak optimal implant sayısının 5'e indirilebileceği düşünülmüştür. Yapılan 5 implantlı planlamalarda

ortadaki implantın etkisiz olduğunun tespit edilmesi maksillanın 4 implant ile rehabilite edilebileceği görüşünü desteklemiştir ve all-on Four tekniği tanımlanmıştır (10).

Sonlu elemanlar yöntemi (SEY), karmaşık mekanik problemleri çözmek amaçlı kullanılan, bir bütünü küçük ve yalın parçalara ayıran bir sayısal analiz yöntemidir. SEY mühendislik alanından dental implant alanına aktarılmış ve uyarlanmıştır (11). Uygulanan kuvvet sonucunda canlı dokularda meydana gelen gerilimi test etmek çok güç, riskli ve zordur. Bu nedenle stres analizi çalışmalarının bir model üzerinde yapılması gerektiği öne sürülmüştür (12).

Çalışmamız total dişsiz ve orta düzeyde sinüs pnömatizasyonuna sahip olan 26 maksilla modeli tasarlanmıştır. Modeller üzerinde farklı sayıda, farklı boy ve açığa sahip implantlar uygulanmış ve protetik rehabilitasyon seçeneği olarak implant destekli hibrit protez tasarlanmıştır. D2 ve D3 kemik yoğunluğuna sahip maksilla modelleri üzerinde çalışılmıştır. Sinüs ogmentasyon prosedürü uygulanıp vertikal implant rehabilitasyonu planlanan grup ile, ogmentasyon prosedürü uygulanmaksızın açılı veya kısa implant kullanılan grupta implant çevresindeki kemikte meydana gelen maksimum gerilim değerleri sayısal olarak kaydedilmiş ve karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Proteze gelen ısırma kuvvetini simüle etmek amaçlı bilateral 4, 5 ve 6 numaraları dişlerin oklüzyondaki temas noktalarından vertikal 150'şer N (Newton) bilateral kuvvetler uygulanmıştır. Elde edilen sayısal değerler karşılaştırmalı olarak yorumlanmıştır.

Çalışmamızdan elde ettiğimiz sayısal değerler sonucunda kısa veya açılı implant uygulanan gruptaki değerler invaziv bir yöntem olan sinüs ogmentasyon prosedürünün uygulandığı gruptaki sayısal değerlerle kıyaslanmış ve bu planlamaların birbirlerine üstünlükleri sayısal değerler yorumlanarak belirlenmiştir. Böylelikle hibrit protez planlanan atrofik maksillada en az stres oluşturacak planlama belirlenmiş ve hastalarda implant uygulaması öncesinde hangi yöntemin daha avantajlı olacağı konusunda ön bilgi edinilmiştir. Literatürde tek implant üzerine yapılmış çok sayıda SEY çalışması mevcuttur. Hibrit protez planlanan hastalarda implant ve çevresinde meydana gelebilecek stresi değerlendirmek adına yapılan çalışmalar kısıtlıdır. Bu nedenle atrofik maksilladaki implant rehabilitasyon planlamasının SEY ile değerlendirilmesi araştırmaya değer bulunmuştur.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Dental İmplantın Tanımı ve İmplantoloji

Dental implant, travma, neoplazi veya konjenital defektler sonucunda meydana gelebilecek olan diş veya orofasiyal yapı kaybını telafi etmek amaçlı, maksillaya veya mandibulaya entegre edilerek kullanılan inert ve alloplastik materyallerdir (3).

İmplant sözcüğü Latince '*in*' (içerisinde) ve '*planto*' (ekme, dikme, yerleştirme) anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşmuştur. Metal veya seramikten yapılan, doku tarafından kabul edilir bir maddenin kemik içerisine yerleştirilmesi işlemine implantoloji bu işlem için kullanılan materyale de dental implant adı verilmektedir (13).

En çok kullanılan implant tipi kemik içi implanttır. Dentoalveoler veya bazal kemiğin drillenerek implant yuvası oluşturulan bölgeye yerleştirilmek suretiyle uygulanır. Sıklıkla saf titanium ve titanium alaşımlarından elde edilseler de alüminyum oksit, altın ve nikel-krom-vanadyum gibi alternatif materyallerden de üretilebildikleri bilinmektedir. Ayrıca genellikle plazma sprey titanyum veya bir tabaka hidroksiapatit kaplama yapılarak endoosseöz implantlarda osseointegrasyonu desteklemek amaçlanır (3). Titanyum dental implantlar total ve parsiyel dişsiz hastalarda 30 seneyi aşkın süredir başarıyla uygulanmaktadır (14).

4.2. Dental İmplantın Tarihçesi

Dental implant kökeni Antik Mısır'a dayanmaktadır. Yapılan kazılar sonucunda deniz kabuğu ve taşın diş kaybını telafi etmek amaçlı kullanımının denendiği ortaya çıkmıştır. Diğer bir uygulama olarak ise kök formu kazandırılarak şekillendirilen soy metallerin implant olarak kullanımı örnek gösterilebilir (15).

İmplantın tarihçesi Kuzey ve Güney Amerika'da, Orta Asya'da ve Akdeniz'de 2000 yıl öncesine dayanmaktadır (3). Arkeologlar yaptıkları kazılar sonucunda bu çağdaki uygarlıkların kayıp dişin telafisi için, şekillendirilmiş taş, altın, kemik ve deniz kabuğu kullandıklarını belirtmişlerdir (2). 1930'larda yapılan kazılar sonucunda bulunan mandibula fragmanında implant uygulaması yapılmış olduğu tespit edilmiştir. 1931 yılında Hondursat Ulva Vadisi'nde milattan sonra 600 yılları civarında yaşamış olan Mayalara ait bir kazıda elde edilen bulgular dental implant hakkındaki ilk bulgulardır. Bu bulguda alt çene parçasında 3 parça kabuğun diş şeklinde yontulup

kaybedilen alt keser dişlerin yerine yerleştirildiği tespit edilmiştir (2, 16). Sonrasında bu implantlardan ikisinin etrafında kompakt kemik oluşumu tespit edilmiştir. Bu bulgular yaşayan bir insana uygulanan ilk başarılı kemik içi alloplastik implant uygulaması olarak tarihe geçmiştir (16).

Modern çağda ise Muggiolo altından yaptığı kökleri ayak olarak kullanmış ve üzerine kuron yapmıştır (17). Ortaçağ'da allogreft ve ksenogreftin implant uygulamasında kullanımının denenmiş olduğu fakat enfeksiyon ve hatta ölümlere neden olduğu gerekçesi ile kullanımının çok yaygın olmadığı belirtilmiştir (18).

Dental implant uygulamasındaki en önemli gelişimlerden bir tanesi Per-Ingvar Branemark isimli ortopedik cerrahın çalışmalarında titanium komşuluğu olan kemikteki iyileşme ve rejenerasyonu tespit etmesi ve bunu titanyumun vücut tarafından reddedilmemesine bağlaması ile 1957'de başlamıştır. Brenemark bu fenomeni 'osseointegrasyon' olarak isimlendirmiş ve bu konuda birçok insan ve hayvan çalışması yürütmüştür (2).

4.3. Dental İmplant Çeşitleri ve Sınıflandırılması

4.3.1. Yerleştirildikleri Bölgeye ve Destek Dokularına Göre İmplantlar

4.3.1.1. Subperiostal İmplantlar

Alveol kret üzerinde bir eyer tarzında yerleştirilen implantlardır (19). Alveol kret üzerine ve periostun altına yerleştirilirler (20). İlk kez İsveçli diş hekimi G.S Dahl tarafından alveol kemik korteksi üzerine, periostun altına yerleştirilerek denenmiştir (19, 21).

4.3.1.2. İntramukozal İmplantlar

Tam veya bölümlü protezlerde protezin retansiyonunu artırmak için mukoza içerisine konulan butonlar şeklinde kullanılmaktadır (19, 20).

4.3.1.3. Transosteal-Transmandibular İmplantlar

Alt çene ön bölgede submental bölgeye yerleştirilir. Üst ve alt kortikal kemiği dikey olarak geçen implantlardır (21). Çene kırıkları ve ortognatik cerrahi vakalarında kullanılan miniplaklar ile subperiostal implantları sabitlemede bazı araştırmacıların transkortikal implantlar olarak adlandırdığı mini implant vidalar bu gruba girer (20).

4.3.1.4. Endodontik (Transdental) İmplantlar

Dişin destek dokusunun azaldığı ve dişin kök rezorbsiyonu nedeniyle kısaldığı durumlarda kök boyunu artırmak ve kron/kök oranını dengelemek amaçlı kök kanalı içine yerleştirilen metalik yapılardır. Mobilitesi olan dişleri stabilize etmek amaçlı kök kanalını geçen ve periapikal dokuya ulaşan, yivli veya yivsiz implantlar olarak bilinirler (21, 22).

4.3.1.5. Kemik İçi (Endosseöz) İmplantlar

Kemik içine yerleştirilen implantlardır. Kemiğe yerleştirildikten sonra kemikle birleşirler yani kemiğe osseointegre olurlar. İmplant ile kemik arasında hiçbir bağ dokusu aralığı yoktur (23).

4.3.2. Şekillerine Göre İmplant Sınıflaması

1. Kök Formunda İmplantlar

- ✓ Silindirik implantlar
- ✓ Vida şeklinde implantlar

2. Eyer Şeklinde İmplantlar

4.3.3. Yüzey Özelliklerine Göre İmplantlar

1. İşlenmemiş Yüzeyli İmplantlar

- ✓ Parlatılmış yüzeyli implantlar
- ✓ Kumla pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar
- ✓ Asitle pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar
- ✓ Kumlanarak ve asitlenerek pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar

2. Kaplanmış Yüzeyli İmplantlar

- ✓ Plazma spreji kaplanmış yüzeyli implantlar
- ✓ Seramik kaplanmış yüzeyli implantlar
- ✓ Trikalsiyum fosfat kaplanmış yüzeyli implantlar
- ✓ Hidroksiapatit kaplanmış yüzeyli implantlar

4.3.4. Kombine İmplantlar (24)

4.4. Dental İmplant Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

4.4.1. Dental İmplantların Endikasyonları

- ✓ Tutuculuk sağlanamayan total dişsiz hastalar
- ✓ Hareketli protez kullanamayan parsiyel dişsiz hastalar
- ✓ Hareketli protez kullanımını psikolojik olarak reddeden hastalar
- ✓ Köprü yapılması için yeterli yapıya sahip olmayan hastalar
- ✓ Kusma refleksi olan, total ve parsiyel protez kullanan hastalar
- ✓ Dişsiz sonlanan çenelerde
- ✓ Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksikliklerinde
- ✓ Endodontik ve cerrahi olarak tedavi edilemeyen dişlerde çekimi takiben implant yerleştirilmesi amaçlı
- ✓ Maksillofasiyal protezlere destek amaçlı
- ✓ Ortodontik tedavide ankraj amaçlı
- ✓ Diş agenezisi (25)

4.4.2. Dental İmplant Kontrendikasyonları

Kontrendikasyonlar ise lokal ve genel kontrendikasyonlar olmak üzere ikiye ayrılır.

4.4.2.1. Genel Kontrendikasyonlar

- ✓ Kontrol altında olmayan sistemik hastalıklar
- ✓ Radyoterapi görmüş hastalar
- ✓ Psikiyatrik bozukluğu olan kişiler
- ✓ Ağız hijyeninin kötü olması
- ✓ Hamileler
- ✓ İyileşme bozukluğu olan hastalar
- ✓ Parafonksiyonlar
- ✓ Sigara, alkol ve ilaç bağımlılığı
- ✓ Hastanın yaşı (Büyüme çağındaki genç hastalar)

4.4.2.2. Lokal Kontrendikasyonlar

- ✓ Lokal kemik yıkımına neden olan durumlar (osteomyelit, rezidüel kist, fibröz kemik displazisi, tümörler)
- ✓ Yerleştirilen implantlara yakın dişlerdeki apikal periodontitis
- ✓ Yetersiz kemik kalınlığı
- ✓ Yetersiz kemik yüksekliği
- ✓ Yetersiz kemik kalitesi
- ✓ Lökoplaki
- ✓ Hiperplaziler
- ✓ Malign tümörler
- ✓ Yüksek kas bağlantısı
- ✓ Yetersiz yapışık dişeti
- ✓ Oral hijyenin yetersiz olması (25, 26).

4.5. Osseointegrasyon ve İmplant Stabilitesi

Osseointegrasyon ilk kez 1969'da Brenemark tarafından tanımlanmıştır. Tavşan kemiğindeki titanyum parçanın uzaklaştırılamaması sonucu osseointegrasyon keşfedilmiştir (3). Osseointegrasyon kelimesi latince 'Os' yani kemik ve 'Integration' yani birleşme kelimelerinin birleşiminden meydana gelmektedir (27).

Kemik içi implantlar kemiğe yerleştirildikten sonra osseointegrasyon başlar. Osseointegrasyon vital kemik ile titanyum arasındaki fonksiyonel yüklemeye dirençli olan yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlanmaktadır (27). Ayrıca 'implant ile kemik doku arasında hiçbir aralık veya yalancı periodonsiyum bulunmaması' durumu olarak tanımlanabilir (23). Histolojik olarak da kemik ve implantın ankiloz olduğu, iki yapı arasında fibröz veya konnektif doku aralığı olmadığı durum olarak tanımlanmaktadır (28).

Osseointegrasyonun klinik bulgusu implanttaki hareketsizliktir. İmplantın uzun dönem başarısında implant stabilitesinin önemi büyüktür. Fizyolojik ve morfolojik açıdan implant stabilitesi implant yüzeyi ve kemik arasındaki direk temasa bağlıdır. İmplant yerleştirildiğinde implant ile kemik arasında temas sağlanarak oluşan stabiliteye '*primer stabilite*' adı verilir (27, 29, 30).

İmplant stabilitesi osseointegrasyon ile ilişkilidir ve 2 aşamada oluşmaktadır. Bunlardan birincisi primer stabilizasyondur ve implantın kemiğe yerleştirildiği anda kortikal kemikle olan mekanik birleşmeye bağlı olarak gelişir. Bir diğeri sekonder stabilizasyondur ve yeni kemik rejenerasyonu ve remodeling sonrası sağlanan biyolojik stabiliteyi temsil etmektedir (28).

Primer stabilite implantın yerleşimi esnasında sağlanırken sekonder stabilitenin implant yerleşiminden 4 hafta sonra başladığı bilinmektedir. Dördüncü haftada stabilite minimal düzeydedir (28). Orjinal Branemark protokolüne göre implantı yerleşiminden 3-6 ay sonra yüklemenin yeterli stabiliteyi sağlamak için ideal bir süre olduğu belirtilmiştir (31).

4.5.1. Dental İmplant Osseointegrasyonunda Biyolojik Süreç

İmplant yerleşiminden sonraki iyileşme 3 aşamada olur. Bunlar osteofilik faz, osteokondüktif faz, osteoadaptif faz olarak ayrılmaktadır (32, 33).

4.5.1.1. Osteofilik Faz

Osteofilik faz toplam 1 ay sürer. İmplant yerleşimi yapıldıktan sonra trabeküler kemiğe yerleştirilen implant ile kemik arasında kan birikir ve pıhtı oluşur. Kemikle implantın teması minimaldir. Kollejen sentezi ve hücre proliferasyonu için sitokin salınımı başlar. Üçüncü günde vasküler gelişim başlar. Üç haftada vasküler ağ daha da gelişir. Ossifikasyon ise ilk haftada başlar ve devam eder (33, 34).

4.5.1.2. Osteokondüktif Faz

Kemik hücreleri implanta ulaştığında bağ dokusu matriksi şeklindedir. Çok ince bir tabaka şeklinde de Woven kemik (örgü kemik) içerir. Fibrokartilojenöz kallus endokondral kemikleşmede olduğu gibi kemiğe dönüşür. Dönüşüm en çok 3. ayda meydana gelir ve 4 ay sonra implant maksimum kemik ile kaplanır (33, 34).

4.5.1.3. Osteoadaptif Faz

Dört aydan sonra başlayan evredir. Remodeling başlar ve implantlar yüklenene kadar remodeling devam eder. Yüklemeye ve stres iletimine bağlı olarak örgü kemik kalınlaşarak lameller kemiğe dönüşür (33, 34). Osseointegrasyonda remodeling son aşama olarak bilinmektedir. Remodeling hayat boyu devam eden bir süreçtir (32).

4.5.2. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

- ✓ İmplant materyalinin doku uyumu
- ✓ İmplant dizaynı
- ✓ İmplant yüzeyi
- ✓ Yük iletimi
- ✓ Cerrahi teknik
- ✓ İmplant yerleştirilecek olan kemiğin niteliği (35)

4.5.3. Osseointegrasyonu ve İmplant Cerrahisini Olumsuz Yönde Etkileyebilecek Durumlar

1. Ağız ve çevre dokusu patolojisi

- ✓ Yumuşak doku patolojisi
- ✓ Temporomandibular rahatsızlıklar
- ✓ Tükürük bezleri rahatsızlıkları
- ✓ Periodontitis
- ✓ Trigeminal nevralji, orofasiyal distazi, orofasiyal diskinezi
- ✓ Eklem patolojisi

2. Sistemik hastalıklar

- ✓ Bronşit
- ✓ Anemi
- ✓ Kontrolsüz diyabet
- ✓ Kontrolsüz hipertansiyon
- ✓ Karaciğer disfonksiyonu
- ✓ Kronik idrar yolu enfeksiyonu
- ✓ Psikiyatrik hastalıklar
- ✓ Malign hastalıklar

3. Sistemik medikasyonlar

- ✓ Sitotoksik kemoterapi
- ✓ Kalsiyum kanal blokeri kullanımı
- ✓ Anti-epileptikler
- ✓ Antikaogulanlar
- ✓ Kortikosteroidler

- ✓ Siklosporin

4. Diğer durumlar

- ✓ Anoreksi
- ✓ Akromegali, cücelik, gigantizm
- ✓ Hamilelik
- ✓ Epilepsi
- ✓ Büyüme çağı hastalıkları

5. Anafilaksi riski

- ✓ Lokal anestezi allerjisi
- ✓ Titanyum allerjisi

6. Şiddetli hemoraji riski

- ✓ Antikoagulanlar
- ✓ Hemofili
- ✓ Trombositopeni
- ✓ Lösemi
- ✓ Karaciğer hastalığı

7. Endokardit riski

- ✓ Endokardit geçmişi
- ✓ Romatoyid ateş
- ✓ Kalp kapakçığında protez
- ✓ Mitral kapak prolapsı
- ✓ Kalp düzensizlikleri

8. Osteoradyonekroz riski

- ✓ Baş-boyun bölgesine radyoterapi almış olan hastalar

9. Peri-implantitis riski

- ✓ Sigara
- ✓ Diyabet
- ✓ Bağışıklık sistemini etkileyen hastalıklar
- ✓ AIDS

10. Oral kanser riski

- ✓ Tütün
- ✓ Alkol

- ✓ Ultraviyole radyasyon
- ✓ Kronik candida albicans enfeksiyonu
- ✓ Ağız içi lezyonlar
- ✓ Daha önce ağız içi tümör varlığı
- ✓ Ailede kanser hikayesi (36)

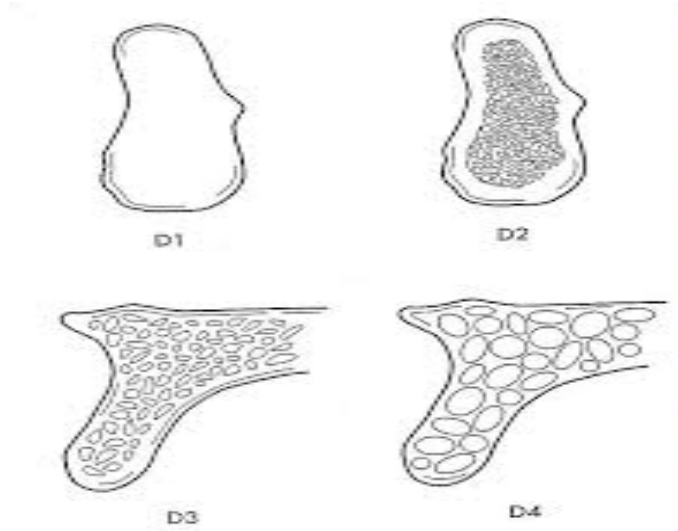
Hastalara bu riskler anlatılarak, gerekli tedaviler yapıldıktan sonra implant uygulamasına geçilmelidir.

4.6. Kemik Yoğunluğu

İmplant cerrahisinde kemik hacmi ve kemik tipinin implant tipini ve cerrahi prosedürü belirlemede göz önünde bulundurulması gereken önemli bir faktör olduğu bilinmektedir. Bu faktör ayrıca dental implantın başarısını da etkilemektedir. Türkyılmaz ve arkadaşları (37) yapmış oldukları çalışma sonucunda kemik kalitesi ve implant stabilite parametreleri arasında anlamlı ilişki olduğunu tespit etmişlerdir.

Dental implant uygulamasında üst çene için çeşitli sınıflamalar olmasına rağmen üst çenenin şeklini ve kemik kalitesini en iyi ifade eden ve en sık kullanılan sınıflama şeklinin Lechholm ve Zarb (38) tarafından yapıldığı bilinmektedir. Lechholm ve Zarb tarafından yapılan sınıflamaya göre kemik 4 grupta sınıflanmıştır. Bu sınıflamada kemiğin yoğun ve gözenekli olan yapısının dağılımları dikkate alınarak yapılmıştır. Bu sınıflamaya göre kemik;

- ✓ **D1:** Homojen kompakt kemik
- ✓ **D2:** Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kompakt kemik
- ✓ **D3:** İnce kompakt kemik içerisinde yoğun trabeküler kemik
- ✓ **D4:** Düşük yoğunluklu trabeküler kemiği çevreleyen ince kompakt kemik veya çok ince kortikal kemik olmak üzere 4 gruba ayrılmıştır (39).



Şekil 1. Mish'in kemik dansitesi sınıflamasının makroskopik görünümü (40)

4.6.1. Mish'in Kemik Yoğunluğu Sınıflaması

- ✓ **D1:** Yoğun kortikal kemik
- ✓ **D2:** Dışta kalın kortikal kemik, içeride ise kalın trabeküler kemik
- ✓ **D3:** Dışta daha ince ve daha gözenekli kortikal kemik, içeride ise ince trabeküler kemik
- ✓ **D4:** Mineralizasyonu tamamlanmamış, yumuşak ve immatür kemikler (40)

Tablo 1. Mish'in kemik dansitesi sınıflama şeması (40)

Kemik Dansitesi	Özellikleri	Dokunsal Benzeri	Yapı	Tipik Anatomik Lokalizasyonu
D1	Yoğun kortikal	Meşe-akçaağaç odunu		Anterior mandibula
D2	Pöröz kortikal ve kaba trabeküler	Beyaz çam veya ladin odunu		Anterior mandibula Posterior mandibula Anterior maksilla
D3	Pöröz kortikal ince ve düzgün trabeküler	Balsa odunu		Anterior maksilla Posterior maksilla Posterior mandibula
D4	Düzgün trabeküler	Strafor		Posterior maksilla

4.6.2. Kemik Dansite Tiplerinin Anatomik Lokalizasyonları ve Görülme Yüzdeleri

Tablo 2. Kemik dansite tiplerinin anatomik lokalizasyonları ve görülme yüzdeleri (40)

Kemik	Anterior Maksilla	Posterior Maksilla	Anterior Mandibula	Posterior Mandibula
D1	0	0	6	3
D2	25	10	66	50
D3	65	50	25	46
D4	10	40	3	1

4.6.3. Radyografik Kemik Yoğunluğu

Klinik olarak periapikal ve panoramik radyografilerle kemik dansitesini tespit etmek güçtür. Bunun dışında bilgisayarlı tomografi (BT) kemik dansitesini tespit etmek için sıklıkla kullanılan radyografi seçenekleri arasındadır. Özellikle BT kesitsel olarak kemiği inceleme olanağı sağlamaktadır (40).

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

- ✓ D1> 1250 Hounsfield Ünitesi (HU)
- ✓ D2 850-1250 Hounsfield Ünitesi (HU)
- ✓ D3 350-850 Hounsfield Ünitesi (HU)
- ✓ D4 150-350 Hounsfield Ünitesi (HU)'ne karşılık gelmektedir (40).

4.6.4. Kemik Yoğunluğu ve Kuvvet İlişkisi

Kemik dansitesi ile kemik kuvveti birebir ilişkilidir. Kemik tipi D1'den D4'e doğru değiştikçe kemik kuvveti değişmekte ve azalmaktadır. Literatürde D2 kemiğin D3 kemiğe kıyasla %47-68 oranında daha kuvvetli olduğu belirtilmiştir (40).

Gerilim ilk olarak implantın kemiğe temas ettiği noktadan yayılmaktadır. Mekanik olarak bu noktadan itibaren gerilim dağılmaya başlar. Kemik iliği boşlukları ya da fibröz yapılar gerilimin kontrollü yayılmasını engelleyen faktörlerdir. Bu nedenle bağlantılı olarak implantla kemik kontaktının küçük olması gerilimin büyük olmasına neden olmaktadır. Dolayısıyla kemik yoğunluğu azaldıkça kemik kuvveti de azalmaktadır (40).

Kemik dansitesindeki artışın ise implant-kemik ara yüzündeki mekanik özellikleri pozitif yönde desteklediği bilinmektedir (5). Lekholm ve arkadaşları (38) çene kemiklerinde artan kemik kalitesinin implantın stabilizasyonuna katkı sağladığını, zayıf kemik tipinin ise implantta stabilite eksikliğine neden olabileceğini belirtmiştir.

Lin ve arkadaşları (5) implantın boyunun ve kemik tipinin kemiğin biyomekanik cevabı üzerindeki etkisini 3 boyutlu non-lineer sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Sonuç olarak ise D1 ve D2 kemikte maksimum strain değerlerinin implant boyun bölgesinde oluştuğunu ve bu değerlerin D3 ve D4 kemiğe göre daha fazla olduğunu belirtmişlerdir (5).

Dental implantların başarı oranını kemik kalite ve kantitesi, implant dizaynına ve cerrahi tekniğe bağlıdır. Chou ve arkadaşları (41) tip 4 maksiller kemik üzerinde yapmış oldukları bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında implant etrafındaki stres dağılımında kortikal kemik kalınlığının da etkili olduğunu belirtmişlerdir. Benzer şekilde Branemark ve arkadaşları (42) maksillada implant başarısının mandibulaya oranla daha düşük olmasının sebebinin ise maksilladaki ince kortikal kemik olması ve kemik özelliklerinin mandibulaya göre daha zayıf olması olduğunu belirtmiştir.

4.7. Maksiller Sinüs

Burunun çevresindeki boşluklara '*Paranasal Sinüs*' adı verilir. Paranasal sinüsler içerisinde bulunduğu kemiğin adı ile adlandırılırlar. Bu boşluklar maksiller sinüs, frontal sinüs, sfenoid sinüs ve etmoid sinüslerdir (43). Paranasal sinüsler içerisinde oral kavite ile ilişkili olması açısından diş hekimliğini en çok ilgilendiren sinüs Maksiller Sinüs'tür (43-45).

Maksiller sinüs farklı şekillerde '*Antrum*' ya da '*Highmore Boşluğu*' olarak da adlandırılır (45). İlk kez Leonardo da Vinci tarafından 1489 yılında örneklenmiş olsa da Makiller Sinüs terimi ilk olarak İngiliz anatomici Nathanel Highmore tarafından, '*Corporis Humani Disquisitio Anatomica*' adlı eserinde tanımlanmıştır (46).

4.7.1. Maksiller Sinüsün Embriyolojik Gelişimi

Maksiller Sinüs fetal hayatın 3. ayında nazal mukozada infundibulumu doğru gelişim ile başlar. Bu gelişim esnasında maksiller sinüs üst ve orta meatusun arasında tomurcuk şeklindedir. Prenatal olarak ikincil bir pnömatizasyon gerçekleşir. Doğum esnasında maksiller sinüsler sıvı ile doludur (47). Doğumda dikdörtgen şeklinde olan sinüs 5. aydan sonra üçgen şeklinde izlenir. Antrum gelişimi 7 yaşına kadar devam eder daimi dişler sürmeye başladığında bu ekspansiyon hızlanır. On iki yaşında pnömatizasyon lateral orbital duvara ve sinüs tabanı burun tabanı seviyesine doğru genişler. Antrumun asıl gelişimi ise dentisyonla birlikte olur. 16-18 yaşlarında ise yirmi yaş dişlerinin sürmesi ile ekspansiyon sona erer (46).

4.7.2. Maksillar Sinüsün Anatomisi

Maksiller sinüs tabanı buruna komşu olan ve apeksi zigomaya uzanan piramidal bir kavitedir. İçi muköz membranlar kaplıdır ve farklı kalınlıkta duvarlara sahiptir (48). Maksiller sinüsün boyutu, şekli ve duvar kalınlığı bireyler arasında farklılık gösterir. Hatta aynı bireyde sağ ve sol maksiller sinüs arasında farklılıklar olabilmektedir (49).

Doğumda içi sıvı doludur ve 12 yaş civarında erişkin hacmine ulaştığı bilinmektedir. Ortalama boyutları 2.5 ve 3.5 cm genişliğinde, 3.6-4.5 cm uzunluğunda ve 3.8-4.5 cm derinliğindedir. Anterior sınırı kanin dişlere kadar uzanır, maksimum alt noktası genellikle 1. molar diş hizasındadır (50). Doğum anında sinüsün hacmi 6.8ml'dir. On sekiz yaşında ise maksimum büyüklüğüne (10-15ml) ulaşır ve bu hacim doğum hacminin yaklaşık 2 katıdır (51).

4.7.2.1. Maksiller Sinüsün Sınırları

Anterior Duvar

Orbital kenardan kanin apeksinin üzerine kadan uzanan kalın kortikal kemikten oluşur. Kanin dişin kaybı sonucunda antrum anterior duvar kretle birleşebilir. Maksiller sinüsün anterior duvarı ayrıca Culdwell-Luc prosedürü için giriş bölgesidir (46).

Süperior Duvar

Kalın orbita tabanı antrumun üst duvarı oluşturur (46).

Posterior Duvar

Posterior duvar pterygomaksiller bölgeye komşudur ve infratemporal bölge ile antrumunu 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 (46).

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 (46, 52).

Lateral Duvar

Posterior maksilla ve zigomatik prosesi oluşturur. İnfraorbital ve posterior süperior alveolar arterin intraosseöz anastomozlarını taşır (46).

Inferior Duvar

Maksillar molar ve premolar apeksleri ile komşuluktur. 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 $\frac{3}{4}$ 'ü de premolar diş bölgesinde konumlanmaktadır (46, 50). Sinüs elevasyonu için anterior duvar ve nazal duvarlar önem teşkil etmektedir (46).

4.7.3. Maksiller Sinüsün Beslenmesi ve Drenajı

4.7.3.1. Arterleri

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

4.7.3.2. Venleri

Venöz olarak ise anteriorda fasiyal vene, posteriorda ise maksiller vene veya juguler sisteme dökülür (53).

4.7.3.3. Sinirleri

İnnervasyonu ise infroarbita sinirinin dalları, maksiller sinir ve büyük palatin sinirinin dalları ile olur (50, 54). Ayrıca N.Nazopalatinus'tan da sensitif dal aldığı bilinmektedir (54).

4.7.3.4. Lenfatik Drenajı

Lenf drenajı infraorbital foramen ve ostium vasıtası ile gerçekleşir (50).

4.7.4. Maksiller Sinüsün Görevleri

- ✓ Mukus salgılar ve burun kanallarının nemli kalmasını sağlar.
- ✓ Burundan alınan havanın akciğerlere ve bronşlara geçmeden önce ısıtılmasında ve nemlendirilmesine yardımcı olur.
- ✓ Kafatasının ağırlığını dengeler.
- ✓ Ses rezonansını etkiler.
- ✓ Darbelere karşı şok absorpsiyonu sağlar.
- ✓ Kafatası gelişimine katkı sağlar.
- ✓ İntramural basınç ayarlanmasında etkilidir (51, 55).

4.7.5. Maksiller Sinüsün Pnömatizasyonu

Sinüs pnömatizasyonu, maksillada implant yerleşimi için gerekli vertikal kemik miktarında azalmaya neden olur ve bu nedenle posterior maksillada implant yerleşimini zorlaştırır. Maksilla posterior rezorbsiyon prosesi diş kaybına bağlı olarak gelişir. Diş kaybı sonrasında sinüste vertikal-horizontal genişleme ve pnömatizasyon oluşur ve bunun sonucu olarak da sinüs boşluğunda 3 boyutlu genişleme izlenir. Pnömatizasyonun nedeni tam olarak belirlenememiştir. Bununla birlikte pnömatizasyon prosesinin kişiden kişiye veya ağız içinde bölgeden bölgeye değişkenlik gösterebileceği belirtilmiştir (50).

Bazı araştırmacılar ise pnömatizasyonun kortikal kemikten oluşan bir odağa bağlı olarak geliştiğini düşünmektedirler. Bu odağın mukozaya bakan kısmında rezorbsiyon

gelişirken kortikal kemiğe komşu kısmında apozisyon geliştiğini ve buna bağlı olarak kemik kalınlığının aynı kalmasına rağmen sinüs hacminin genişlediği savunulmaktadır

Chanavaz (47) dişlerin erken kaybının görüldüğü vakalarda maksilleri sinüsün yavaş gelişen bir ekspansiyon gösterdiğini belirtmiştir ve bu ekspansiyonun nazal kavitedeki minimal açıklığa bağlı olarak geliştiğini belirtmiştir.

Kraut ve arkadaşları (56) ve Smiler ve arkadaşları (57) diş çekimi sonrasında sinüs membranında osteoklastik aktivitenin artması sonuunda sinüs tabanında gelişen rezorbsiyona bağlı pnömatisasyon geliştiğini savunmuşlardır.(53)

4.8. Maksillanın Rezorbsiyon Paterni ve Kret Sınıflaması

Maksillada gelişim sürecinin ve dentisyonun tamamlanmasından sonra yaşam boyunca kemik yapımı ve rezorbsiyon süreçleri devam eder. Diş çekimi sonrası bu iki prosesin birlikte sürdüğü bilinmektedir (58).

Maksillada diş çekiminden sonra alveol kret yüksekliğinde büyük oranında değişimler gözlemlenebileceği gibi aynı zamanda bukkal kortikal tabakadaki rezorbsiyona bağlı olarak da maksillanın palatine doğru yer değiştirebileceği bilinmektedir (59). Diş çekimlerinden sonra kemik yapımı artarken fonksiyonel kuvvetlerin eksikliği nedeni ile alveolar bölgede rezorbsiyon ve apozisyon prosesleri görülmektedir (53). Brenemark (58) diş çekiminden sonra 1 ve 3. yıl arasında alveol kemik hacminin %40'ının kaybolduğunu ve bu rezorbsiyonun büyük oranda ilk yıl içinde meydana geldiğini, ilk yıldan sonra rezorbsiyonun devam ettiğini fakat azaldığını belirtmiştir. Maksillada alveolar kemikte ortalama kemik kaybı yılda ortalama 0.1mm'dir (60). Diş kaybı ile toplam rezorbsiyon miktarı arasında doğru orantılı bir ilişki olduğu rapor edilmiştir (53).

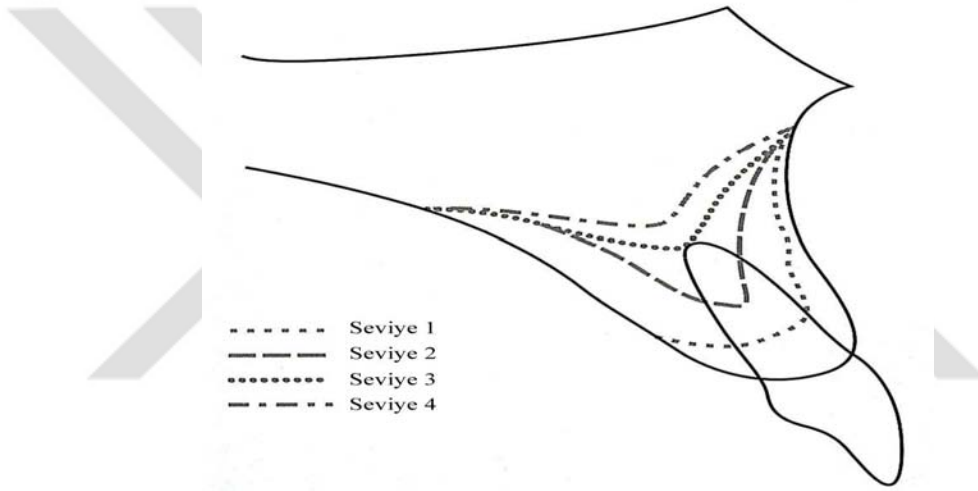
Maksillanın rezorbsiyonunun, maksilladaki yoğun vasküler yapıya bağlı olarak meydana geldiği bilinmektedir. Yoğun bir vasküler ağa sahip olan maksillada diş çekimi sonrası mikrovasküler defektler oluşması veya stenozik değişiklikler nedeniyle maksilladaki kan akışı azalması beslenmeyi engelleyerek rezorbsiyonu artırmaktadır (60). Kemikte meydana gelen rezorbsiyon miktarı açısından enflamasyon, kemik yoğunluğu, alveolar kemiğe genel kuvvetin yönü, şiddetin sıklığı, protez uyumu ve kullanım süresinin de etkili olduğu bilinmektedir (53).

4.8.1.Maksilla'nın Rezorbsiyon Sınıflaması

4.8.1.1. Mercier Sınıflaması

Mercier dişsiz kretteki genel rezorbsiyon değişikliklerini aşağıdaki gibi tanımlamıştır.

- ✓ **Seviye 1:** Krette çekim yapılan dişin yerleştirilebilmesine uygun genişliktedir.
- ✓ **Seviye 2:** Kret incelmıştır ve keskin bir görünüm almıştır.
- ✓ **Seviye 3:** Sivri olan kemik bazal kemiğe kadar düzleşmiştir.
- ✓ **Seviye 4:** Sivri kemik bazal kemik hizasında konkav görünüm almıştır (61).



Şekil 2. Dişsiz anterior maksilladaki kemik kaybı aşamaları (61)

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

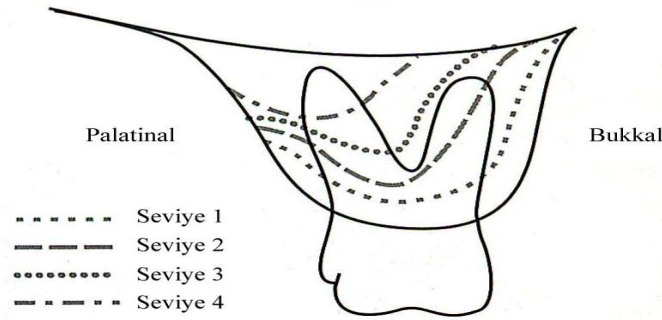
- ✓ **Grup 1:** Minör kret remodelingi olan grup
- ✓ **Grup 2:** Keskin atrofik rezidüel kret grubu
- ✓ **Grup 3:** Bazal kemik sırtından oluşan grup
- ✓ **Grup 4:** Bazal kemikte rezorbsiyon görülen grup

Diş çekimi sonrası krette remodeling başlar ve çekim soketi bu aşamada implant yerleşimine uygun boyutlardadır (Grup 1). Rezorbsiyon 2. seviyeye kadar ilerledikçe kret keskinleşir ve atrofik bir görünüm alır (Grup 2). Rezorbsiyon daha da arttığında

kret bazal kemiğe kadar tamamen rezorbe olur ve düzleşir (Grup 3). Dördüncü aşamada bazal kemikte de rezorbsiyon oluşur (Grup 4).

Mercier (61) maksilladaki rezorbsiyon paterninin mandibuladan farklı olduğunu ve anterior ile posterior bölge arasında bile farklılıklar olabileceğini belirtmiştir. Anterior maksillada horizontal kemik kaybının daha az olduğu bilinmektedir. Ayrıca maksillada anterior krette gelişen rezorbsiyona bağlı anterior krette posterioara doğru yer değiştirme eğilimi mandibuladan farklıdır ve mandibulada daha az görülmektedir. Posterior maksillada ise rezorbsiyonla birlikte posterior krette içe doğru yer değişikliği görülmektedir. Maksiller kret genişliği düşer ve mandibular kret genişliği artmış gibi görünür. Maksilla ve mandibuladaki rezorbsiyonun farklı şekillerde gelişmesinden ötürü kretler arasında bir dengesizlik durumu ortaya çıkar ve buna bağlı olarak patolojik oklüzal yük artar. Bu nedenden dolayı daha belirgin bir rezorbsiyon oluşur (61).

Maksilla posterior bölgede, çene kemiği kaybı diğer kemiklere nazaran daha yüksek olduğundan ogmentasyon prosedürlerinin bu bölgede diğer bölgelere kıyasla daha yüksek endikasyona sahip olduğu bilinmektedir (62).



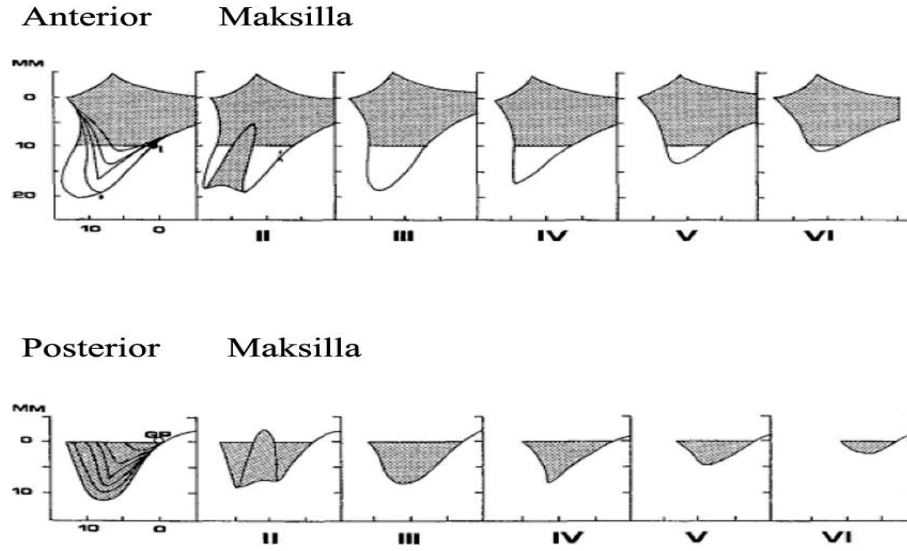
Şekil 3. Dişsiz posterior maksillada rezorbsiyon paterni (61)

Günümüzde posterior maksillanın kemik yapısının sınıflamasında Cawood ve Howell'in sınıflaması kullanılmaktadır.

4.8.1.2. 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 (63).



Şekil 4. Cawood & Howell'e göre dişsiz çene sınıflaması (63)

4.9. Atrofik Maksillada Posterior Bölgede İmplant Uygulamada Karşılaşılan Problemler, Sebepleri ve Çözüm Yöntemleri

Posterior maksillada dentisyon geniş kuronlarla birlikte geniş ve fazla sayıda kök yüzeyine sahip dişlerle sağlanmaktadır. Bu sayede düşük yoğunluktaki kemikte yüksek oklüzal kuvvetlere karşı konulur. Oklüzal stresler kret tepsinde karşılanır (64). Bu yüzden bu bölgede kemik temasını arttırmak gerekmektedir. Fakat değişik nedenlerle maksiller sinüsün pnömatizasyonuna bağlı olarak kemik miktarının sınırlandığı durumlarda zaman zaman kemik ogmentasyonları ve çeşitli cerrahi yaklaşımlar gerekmektedir (65).

Posterior maksillada diş çekimi sonrasında hormonal-metabolik aktivite, travmatik oklüzyon, parafonksiyonel alışkanlıklar, iatrojenik faktörler, hastanın yaşı, kullanılan protetik restorasyonun uzunluğu gibi faktörlere bağlı olarak rezorbsiyon sonrasında atrofi oluşabileceği bilinmektedir. Maksiller alveolar krette hem vertikal hem horizontal yönde gelişen rezorbsiyon sonucunda maksillada kalitatif ve kantitatif olarak zayıf bir kemik kalır (66, 67).

İleri periodontal hastalıklar, endodontik lezyonlar ve travma nedeni ile meydana gelen diş kayıplarında total kemik genişliğinde ilk 3 yıl içerisinde %25 oranında azalma olabileceği bilinmektedir. Kemik rezorbsiyonu, maksiller sinüs varlığı ve sınırlı kret boyutları nedeniyle standart boyda implant yerleşimi sorun yaratmaktadır (67, 68). Bu sorunu çözmek için ve sabit bir protez uygulamak için çeşitli çözüm yöntemleri geliştirilmiştir.

Atrofik Maksillada İmplant uygulaması Öncesi Preprotetik Çözüm Yöntemleri;

- ✓ Sinüs ogmentasyonu
- ✓ Açılı implant uygulaması
- ✓ Kısa implant uygulamaları
- ✓ Zigomatik implant uygulaması
- ✓ Maksiller osteotomiler, distraksiyon osteogenezisi ve onley greftleme olarak bilinmektedir (69).

Ayrıca maksiller sinüse hiç müdalede bulunmadan sinüsün anterioruna, posterioruna ve tüber bölgesine implant yerleştirilmenin de bu problem çözmek amaçlı kullanılan alternatifler arasında olduğu bilinmektedir (65, 70). Bu yöntemler yetersiz kemik varlığında komplike cerrahi işlemlere başvurmadan komplikasyon riskini en aza indirmek için kullanılan tekniklerdendir (71).

4.9.1. Sinüs Ogmentasyonu

Maksiller sinüsün hacmi yaşam boyunca doğal olarak artış göstermektedir. Rezorbsiyon miktarına bağlı olarak bazı vakalarda, posterior maksillada çok ince, kağıt kalınlığında rezidüel kemik olabilmektedir (72). Posterior maksilladaki bu kemik yetersizliği nedeniyle implant uygulamalarında primer stabilitenin oldukça azaldığı, ve uzun dönem başarının etkilendiği bilinmektedir (53).

Özellikle maksillada yetersiz vertikal mesafe varlığı maksiller sinüs ve nazal kavite gibi anatomik oluşumlar nedeni ile implant yerleşimi için sınırlama oluşturmaktadır (73). Geçmişte maksiller sinüsün topografisine bakılmaksızın, daha kısa implantlar kullanılarak bu problemin önüne geçilmeye çalışılmıştır. Bu uygulama ile yüzey alanı azaldığı için ve düşük kemik kalitesi varlığı nedeniyle implant stabilitesinde yetersizlikler meydana gelmiştir. Maksiller sinüsün posterioruna, tüber maksilla ve pterygoid bölgeye yerleştirilen implantlar ise implantın başarısında olumsuz

sonuçlar doğurmuştur (59, 74, 75). Bu yüzden sinüs ogmentasyonu özellikle posterior maksillada sinüs pnömatizasyonu sonrasında kemik yetersizliği ve kemik zayıflığı olan bölgelerde implant yerle şimi sağlamak için sıklıkla kullanılan tekniklerden biri olmuştur (73).

Maksiller sinüs tabanının greft ile ogmentasyonu ilk kez 1970 yılında Tatum tarafından gerçekleştirilmiştir. Başlangıçta bu işlem için krestal kemik kullanılsa da sonrasında modifiye edilerek Caldwell-Luc prosedürü denenerek maksiller sinüsün lateral duvarından sinüse ulaşmak amaçlanmıştır (76).

4.9.1.1. Maksiller Sinüs Ogmentasyonunun Endikasyonları

- ✓ Posterior maksillada implant yerleşimi öncesi yetersiz kemik miktarı ve azalmış çeneler arası mesafe varlığı
- ✓ Oro-antral fistül onarımı
- ✓ Lefort 1 le birlikte interpozisyonel greftleme
- ✓ Alveoler yarık onarımı
- ✓ Kraniyofasiyal protezler için maksilla rekonstrüksiyonu (76)

4.9.1.2. Maksiller Sinüs Ogmentasyonunun Kontrendikasyonları

Genel Kontrendikasyonlar

- ✓ Maksiller bölgede uygulanmış radyoterapi
- ✓ Sepsis
- ✓ Kontrol altında olmayan medikal hastalıklar
- ✓ Ağır medikal hastalıklar
- ✓ Aşırı alkol ve tütün ve madde kullanımı
- ✓ Psikolojik rahatsızlıklar (76).

Lokal Kontrendikasyonlar

- ✓ Maksiller sinüs enfeksiyonları
- ✓ Kronik sinüzit
- ✓ Odontojenik enfeksiyonlar
- ✓ Enflamatuvar ve patolojik lezyonlar
- ✓ Ciddi alerjik rinit
- ✓ Alveoler skar dokusu varlığı (76, 77)

4.9.1.3. Maksiller Sinüs Ogmentasyon Teknikleri

Günümüzde temel olarak iki yöntemle sinüs mukozası elevasyonu sağlanmaktadır. Bu yöntemler;

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

Osteotomi Yöntemi

Teknik Summers tarafından tanımlanmıştır (78). Mevcut kemiği koruyarak, vertikal olarak kemik boyutunu artırmak amaçlanır. Bu yer değişimini sağlamak amaçlı sinüs tabanı yukarıya doğru kaldırılır. Konkav uçlu, özel üretilmiş osteotomlar ile lateral duvardan kemik traşlayarak ilerlenir. Lateral duvardan toplanan kemik osteotomi ucunda bir kütle oluşturur ve bu kütle osteotomi ilerledikçe yukarıya doğru itilir. Böylece sinüs membranı eleve edilmiş olur. Bu yöntemde dikkat edilmesi gereken husus ise osteotomun sinüs membranı ile temasta olmamasıdır. Sinüs membranı ile ilişkili olan kütle sadece lateral duvarlardan toplanan kemik kütlesi olmalıdır (76).

Osteotomi Yönteminin Avantajları

- ✓ Konservatif olması
- ✓ Daha az komplikasyon riski taşıması
- ✓ Daha az greft materyali kullanımı ve primer stabiliteyi sağlayarak kemik yoğunluğunu artırmasıdır (76).

Osteotomi Yönteminin Dezavantajları

- ✓ Direkt görüş sağlanamadığından membrane perforasyonu görülebilmesi
- ✓ Altı mm'den az vertikal yükseklikte yeterli stabilitenin elde edilememesi olarak sayılabilir (76).

Cosci (79) 3 mm'lik rezidüel kret bulunan bir vakada krestal tekniği bir travmatik lifting drili kullanarak modifiye etmiştir. Bu sayede sinüs membranı perforasyonu riskini ortadan kaldırmıştır.

Bu teknikte kemik osteotomi alanında direk olarak trefin frez ile toplanılarak greft materyali olarak kullanılabilir. Apikalde kemik rejenerasyonunu sağlamak amaçlı kemik grefti kullanılabilir veya implant apikalinin membranı yukarıya itmesi sonucunda kemik rejenerasyonu oluşturmak için doğal bir bariyer sağlanabilir (78, 79).

Lateral Antrostomi

Günümüzde en sık kullanılan tekniktir. İlk kez 1980 yılında Boyne ve James tarafından tanımlanmıştır (80). Otojen kemik kullanıldığında güvenilir bir teknik olduğu bilinmektedir (78). Lokal veya genel anestezi altında yapılabilir. Mukoperiostal flep kaldırıldıktan sonra ront frez kullanılarak sinüse girişi için pencere hazırlanır. Sinüs mukozası korunur. Özel raspatuvarlar kullanılarak sinüs mukozası kraniyal yönde eleve edilir. Böylece sinüs tabanında alan yaratılmış olur. Oluşan bu boşluk da ogmentasyon materyalleri ile doldurulur. Literatürde en az 3-5 mm kemik varlığında implant yerleşiminin sinüs ogmentasyonu ile birlikte yapılabileceği öne sürülürken, daha az kemik varlığında ogmentasyon materyalinin konsolidasyonu ve iyileşme periyodu beklendikten sonra implant yapımı önerilmektedir (73).

4.9.1.4. Sinüs Greftleme

Sinüs greftleme tekniği de eleve edilen membranın altına kemik partikülleri yerleştirilerek vertikal kemik mesafesini artırmayı amaçlamaktadır. Bu nedenle ogmentasyon amaçlı otojen greft, alloplastik greft veya ksenogreft materyallerinin uygulanabileceği bilinse de literatürde otojen greftin ‘altın standart’ olduğu bilinmektedir (78).

Bazı otörler ise greft kullanmaksızın sinüs membranının altındaki pıhtılaşmış kanın kemik rejenerasyonunda etkili olabileceğini düşünmüşlerdir (78). Benzer şekilde Lundgren (81) de sinüs lifting için greft meteryali kullanmadan sinüs membranını lateral duvara suture ederek yer kazalınabileceğini belirtmiştir.

Yapılan çalışmalar greft materyali yerine implant apeksinin sinüs membranını destekleyerek yer kazancına katkıda bulunabileceğini belirtmişlerdir (82-84).

Son yıllarda Hu ve arkadaşları (85) yapmış oldukları çalışmada minimal invaziv maksiller sinüs ogmentasyon tekniğini kullanarak Trombozitten Zengin Fibrin (TZF) ve dekalsifiye kemik greftini kombine olarak uygulayarak sinüs ogmentasyonu yapmışlardır. Sonuç olarak sadece ksenogreft kullanılarak yapılan işlemlere nazaran kombine grupta daha hızlı iyileşme görülmüştür ve kemik dansitesinin daha fazla olduğu izlenmiştir. Çalışma sonucunda TZF ile dekalsifiye kemiğin kombine olarak kullanılmasının tatmin edici sonuçlar doğurabileceği rapor edilmiştir (85).

Engelke ve arkadaşları (86) ise sinüs ogmentasyonu için lateral sinüs duvarına yerleştirdikleri vida ile sinüs tabanında alan oluşturmuş ve oluşan boşluğu beta-trikalsiyum fosfatla doldurarak ogmentasyon sağlamışlardır. Bu tekniğin başarılı sonuçlar sağladığını ve lateral sinüs ogmentasyonuna alternatif bir teknik olabileceğini rapor etmişlerdir (86).

4.9.2. Açılı İmplant Uygulaması

Atrofik maksillada implant rehabilitasyonu yetersiz miktarda ve düşük kalitede kemik varlığına bağlı olarak cerrahi ve protetik açıdan problem teşkil eder (68). Bununla birlikte nazal fossa varlığı ve maksiller sinüs ogmentasyonu gerekliliği de anatomik kısıtlamalar arasında sayılabilir. Bu durum yapılacak rehabilitasyonundaki implant sayısı, çapı, uzunluğu ve lokalizasyonunda sınırlamalara neden olur. Posterior maksillaya implant yerleştirilememesi uzun kanatlı köprü kullanımına sebep olur ve bu durum da implantın biyomekanik açıdan başarısız olma riskini artırabilir (87)

Atrofik maksillada posterior bölgede yetersiz kemik yüksekliği varlığında distal açılı implant uygulaması alternatif olarak kullanılabilecek bir tedavi seçeneğidir (88). Açılı implant uygulaması dişsiz çenelerde, cerrahi esnasında kemik ogmentasyon prosedüründen kaçınmak amaçlı kullanılabilen tedavi prosedürlerinden biridir (89). Distal açılı implant uygulaması bölgeye komşu anatomik yapıları koruyarak, daha uzun implant uygulama imkanı ve yüksek kortikal ankraj olanağı sağlar ve ayrıca implantın primer stabilitesini artırır (89, 90).

Cavalli ve arkadaşları (91) yapmış oldukları çalışma sonucunda açılı implant uygulamasının atrofik maksillanın rehabilitasyonunda kemik ogmentasyonu prosedürüne alternatif olabileceğini ve fonksiyon ve estetik açısından yüksek hasta memnuniyet düzeyine sahip bir tedavi seçeneği olduğunu belirtmişlerdir.

Koutouzis ve Wennström (92) yaptıkları bir çalışma sonucunda aksiyal ve mezio-distal non-aksiyel yerleştirilmiş implantlarda marjinal kemik kayıplarını 5 yıl içinde incelemişlerdir. Fonksiyonel yükleme sonrası aksiyel implantlarda % 30 marjinal kemik kaybı izlenirken açılı implantlarda bu oran %33 olarak bulunmuştur. Çalışmada iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Benzer şekilde Aparicio ve arkadaşları (90) ise 25 hasta üzerinde yapmış oldukları çalışma sonucunda 101 aksiyel ve non-aksiyel implantın 5 senelik takibi sonucunda kemik yüksekliği açısından iki grup arasında herhangi bir fark bulamamışlardır.

Naini ve arkadaşları (93) yapmış oldukları bir çalışmada mandibula üzerinde 4 implant kullanarak ve distal implantları açılı yerleştirerek oluşturmuş oldukları A modeli ve 4 implantı vertikal olarak yerleştirerek oluşturdukları B modeli üzerinde hibrit üst yapı planlamışlardır. A ve B modeli üzerinde anterior ve posterior yüklemeler uygulanmıştır. İmplantların etrafında meydana gelen stres değerlerini Sonlu Elemanlar Yöntemi (SEY) ile değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak anterior yükleme esnasında A grubundaki implantların hepsinde daha yüksek stres konsantrasyonları olduğu tespit edilmiştir. Posterior yükleme sonrasında ise A modelinde, anterior implantlarda düşük stres konsantrasyonları tespit edilirken, distal implantlarda her koşulda yüksek konsantrasyonda stres değerleri elde edildiği belirtilmiştir (93).

Literatürde yukarıda belirttiğimiz örneklerin aksine Bellini ve arkadaşları (94) dişsiz maksillada açıldırılmış ve vertikal implant konfigürasyonları üzerinde SEY ile yapmış oldukları analiz sonucunda açılı implantlar ile kemik arasında meydana gelen stres değerlerinin açıldırılmayan gruba oranla daha düşük olduğunu rapor etmişlerdir.

4.9.3. Kısa İmplant Uygulamaları

Kısa implantın literatürde yayınlanan ortak bir tanımı yoktur (95). Bazı araştırmacılar (96-98) kısa implantı 7 mm'den uzun olmayan implant olarak tanımlamış olsa da bazıları ise (99, 100) kısa implantı uzunluğu 10 mm'yi aşmayan implant olarak tanımlamıştır. Bazı yayınlarda ise kemik içi uzunluğu 8 mm ve daha küçük olan implantlar kısa implant olarak tanımlanmıştır (101)

Maksiller sinüs ve mandibular kanal komşulukları olan veya şiddetli atrofik kretlerde implant yerleşimi sorun teşkil etmektedir. Horizontal ve vertikal kemik ogmentasyonunu sağlamak amaçlı çeşitli materyaller veya yöntemler tercih edilmiştir. Bununla birlikte bir meta analiz çalışmasında vertikal ogmentasyon tekniklerinde kısa implant uygulamalarına göre daha fazla başarısızlık oranı olduğunu belirtilmiştir. Otörler bu bilgilere dayanarak atrofik posterior maksilla ve mandibula için kısa implant uygulamasının daha mantıklı bir çözüm olabileceğini belirtmişlerdir (7).

Renouard ve Nisand (101) ise yaptıkları çalışmada kısa ve geniş implantın başarısızlık oranını artırdığını belirtmişleridir. Yapılan bazı çalışmalarda ise kısa implant uygulamasında uzun implant uygulaması ile benzer sonuçlar elde edilmiştir (102).

4.9.3.1. Kısa İmplant Kullanımının Endikasyonları

- ✓ Şiddetli mandibular rezorbsiyonlar
- ✓ Mandibular kanala komşuluk
- ✓ Daha kompleks veya yüksek risk taşıyan cerrahilerden kaçınma gerekliliği (yönlendirilmiş doku rejenerasyonu veya inferior alveolar sinir repozisyonu vs.) (103)

4.9.3.2. Kısa İmplant Kullanımının Avantajları

- ✓ Çeşitli ogmentasyon işlemlerine benzer başarı oranlarına sahiptir.
- ✓ Daha kısa sürede iyileşme sağlar.
- ✓ Hastanın tedavi maliyetini azaltır.
- ✓ Konforu artırır.
- ✓ Üst çene posterior bölgedeki sinüs perforasyon riskini azaltır.
- ✓ Alt çenede parestezi riskini azaltır.
- ✓ Osteotomi esnasındaki ısı travma riskini azaltır.
- ✓ Yandaki diş köküne zarar verme riskini azaltır (46, 104, 105).

4.9.3.3. Kısa İmplant Uygulamalarının Dezavantajları

- ✓ Terminolojisinin değişken olması (95, 106)
- ✓ Artmış kron/kök oranının marjinal kemik kaybına neden olması (106)
- ✓ Geniş implant yerleştirilebilmesi için 7-8 mm kemik kalınlığı ihtiyacı olması (107) olarak sayılabilir.

Tawil ve Younan (108) 10 mm'den daha kısa olan 262 implant kullanarak yapmış oldukları bir çalışmada % 98.5'luk bir başarı oranı (% 88.5 mandibula, %11.5 maksilla) rapor etmişlerdir.

Rokni ve arkadaşları (109) ise 5 -7 mm'lik kısa veya 9 -12 mm'lik uzun implant kullandıkları çalışmalarında uzun implantlarda alveol krette daha yüksek kemik kaybı bulguları olduğunu rapor etmişlerdir.

Misch ve arkadaşları (110, 111) yapmış oldukları çalışmada aksiyal kuvvetler uygulandığında kısa implantlarda gerilim elevasyonu oluşmadığını, aksiyal olmayan doğrultuda kuvvet uygulandığında ise uzun implantlara kıyasla kısa implantlarla planlanan protezlerde de kuvvete bağlı hareketler oluşabileceğini rapor etmişlerdir.

Bununla birlikte kısa implant uygulamasının başarısızlığına neden olabilecek 4 faktör belirtilmiştir. Bunlar;

- ✓ Daha yüksek çiğneme kuvvetleri
- ✓ Bölgedeki kemik kalitesi düşüklüğü
- ✓ Kuron boyutundaki artış
- ✓ İmplant dizaynı olarak sıralanabilir (46).

Friberg ve arkadaşları (98) ise aşırı rezorbe mandibulanın greft kullanılmadan Brenemark Sistem implant ile rehabilitasyonunun yüksek güvenilirliği olan bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmada kısa implant kullanımının otojen greft kullanımından birçok açıdan daha avantajlı olduğunu belirtmişlerdir.

Das Neves ve arkadaşları (112) ise kısa implant planlaması içeren çalışmalarında % 90 oranında başarı rapor etmişlerdir. Böylelikle kısa implant kullanımının morbidite, maliyet ve tedavi süresini artıran ileri cerrahi tekniklerden kaçınmak açısından avantajlı bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir.

Bunun yanında Sotto-Major ve arkadaşları (113) kron/implant oranındaki değişikliğin stres konsantrasyonu üzerinde etkili olduğunu rapor etmişlerdir.

Özyılmaz ve arkadaşları (114) da değişik lokalizasyonlarda ve yükleme koşullarında kullandıkları kısa dental implant konfigürasyonlarında implant çapı, uzunluğu ve yükleme koşullarının etkisini SEY ile değerlendirdikleri çalışmalarında kısa implant kullanımının tamamen dişsiz mandibulada implant-mandibula ve implant-abutment arasındaki stres değerlerini artırdığını rapor etmişlerdir.

Bununla birlikte kısa implant üzerine yapılan bazı SEY çalışmalarının sonucunda implant boyunun stres dağılımında etkili bir role sahip olmadığı belirtilmiştir. Klinik koşullarda birçok avantaja sahip olması açısından da bazı otörlerce kısa implant kullanımı avantajlı bulunmuştur (115).

4.9.4. Zigomatik İmplant Uygulamaları

Zigomatik İmplantlar 30-55 mm arasında değişen boyutlarda olup, titanyumdan yapılan ve zigomatik ve alveolar kemiğe yerleştirilen implantlardır (116). İlk kez Brenemark (117) tarafından tanımlanmıştır.

Maksillada implant rehabilitasyonunu sağlayacak yeterli vertikal kemik mesafesi bulunmadığında zigomatik implant uygulaması yapılabilir. Böylece zigomatik arkin kuvvetli yapısından faydalanılarak ogmentasyon prosedürlerinden kaçınılmış olunur (118). Ayrıca bu uygulama tedavi süresini kısaltma ve operasyon sonrası hastalık riskini azaltma açısından avantajlıdır (116).

Zigomatik implant uygulamaları için 4 cerrahi teknik belirtilmiştir. Bunlar;

- ✓ Intrasinüs teknik
- ✓ Sinüs-slot tekniği
- ✓ Extrasinüs tekniği
- ✓ Extramaksiller teknik olarak ayrılmıştır.

Klinik olarak en sık kullanılan teknik ise intrasinüs tekniğidir (118).

4.9.5. Onley Greftleme, Maksiller Osteotomiler ve Distraksiyon Osteogenezi

Maksillada alveolar kret ince olduğunda onley greft uygulaması alternatif tedavi seçenekleri arasındadır. Bununla birlikte rezorbsiyona bağlı olarak interark mesafesi arttığı durumlarda ise Lefort 1 osteotominin uygun bir alternatif olabileceği bilinmektedir (119). Literatürde yapılmış olan çalışmalarda Lefort 1 osteotomi ile interpozisyonel kemik greftlerinin şiddetli maksilla atrofilerinde implant destekli protetik rehabilitasyon öncesi başarılı bir tedavi protokolü olabileceğini göstermektedir (120).

Bununla birlikte sandviç osteotomi tekniği, unilateral segmental osteotomi, interpozisyonel greftleme gibi çeşitli modifikasyonlar uygulanarak kemik greftleme prosedürlerinde sinüs mukozasının bütünlüğü sağlanmaya çalışılmıştır (121, 122).

Distraksiyon osteogenezi ise çenelerde implant yerleşimi öncesi yeterli kemik miktarı sağlamak için kemik rejenerasyonu sağlayan bir tekniktir. Atrofik posterior maksiller bölgede ise bu teknik sinüs lifting ile eş zamanlı kullanılarak modifiye edilmiştir (123). Kanno ve arkadaşları (124) ise atrofik maksillada sinüs lifting ve

distraksiyon osteogenezi uyguladıkları posterior atrofik maksillada implant uygulamışlar ve implant başarı oranının % 96.3 olduğunu belirtmişlerdir.

4.10. İmplant Üstü Protezler

Günümüzde dişsizliğin oral fonksiyon ve yaşam kalitesinde düşüşe neden olmasından ötürü diş kaybı bir problem olarak görülmektedir ve bu problemi çözmek amacıyla tercih edilen tedaviler genellikle uzun ömürlü ve koruyucu tedavi seçenekleri arasından seçilmektedir. Konvansiyel yöntemlerin aksine kemiğe yerleştirilen dental implant, hem protetik apareye destek olduğu gibi hem de geride kalan dokuların kaybını engelleyip devamlılığına katkı sağlamaktadır. Bu nedenle diş eksikliği problemini çözmek ve hayat kalitesini artırmak amacıyla yapılan implant rehabilitasyonu ile oral fonksiyonların restorasyonu son zamanlarda sık kullanılan bir tedavi halini almıştır (125).

4.10.1. Dental İmplant Destekli Protezlerin Konvansiyonel Protezlere Göre Üstünlükleri

Dental implant destekli protezlerle konvansiyonel doku destekli protezler karşılaştırıldığında, implant destekli protezlerin avantajları şu şekilde sayılabilir:

- ✓ Alveol kemiğin korunması
- ✓ Oklüzal dikey boyutun restore edilmesi ve korunması
- ✓ Yüz estetiğinin korunması
- ✓ Estetiğin geliştirilmesi
- ✓ Fonasyonun geliştirilmesi
- ✓ Oklüzyonun geliştirilmesi
- ✓ Oral hassasiyetin yeniden kazanılması veya geliştirilmesi
- ✓ Artmış protetik başarı
- ✓ Geliştirilmiş çiğneme etkinliği ve çiğneme kasları ile fasiyal görünümün korunması
- ✓ Azaltılmış protez boyutu
- ✓ Hareketli proteze yerine sabit protezin sağlanması
- ✓ Hareketli protezlerin stabilitesi ve retansiyonun geliştirilmesi
- ✓ Komşu dişlerde değişiklik yapma gereksinimin ortadan kaldırılması
- ✓ Psikolojik sağlığın geliştirilmesi (59)

4.10.2. İmplant Destekli Protezlerde Sınıflama

4.10.2.1. İmplant Destekli Protezlerde Misch Sınıflaması

Misch sınıflaması implant destekli protezler için en yaygın kullanılan sınıflamadır. Bu sınıflamaya göre implantüstü protezler 5 gruptan oluşmaktadır.

- ✓ **FP-1 Sabit Protez:** Kronu restore eder ve doğal diş gibi görünür.
- ✓ **FP-2 Sabit Protez:** Kron ve kökün bir kısmını restore eder. Kron konturu servikal yarıya uzamıştır. Hiperkontürlü bir görünüm vardır.
- ✓ **FP-3 Sabit Protez:** Kron ve dişeti dokusunun bir kısmını restore eder. Protez yapay diş veya pembe akrilikten yapılır bazı durumlarda metal destekli de olabilir.
- ✓ **RP-4 Hareketli Protez:** İmplant destekli hareketli protezlerdir.
- ✓ **RP-5 Hareketli Protez:** Hem İmplant hem de hareketli doku tarafından desteklenen hareketli protezdir (126).

4.10.2.2. Dissizlik Durumuna Göre İmplant Üstü Protezlerin Sınıflanması

Total Dis Eksikliğinde Protetik Tedavi

- ✓ İmplant destekli basit overdenture protezleri
- ✓ İmplant destekli karmaşık overdenture protezleri
- ✓ Hibrit protezler

Kısmi Diş Eksikliğinde Protetik Tedavi

- ✓ İmplant üstü tek kron restorasyonlar
- ✓ İmplant-dogal dis destekli köprüler
- ✓ Serbest sonlanan bölgelerde çok üyeli köprüler (127)

4.10.2.3. Tam Dişsiz Üst Çenede İmplant Planlaması

Tam dişsiz üst çenede rehabilitasyonda tercih edilecek implantın büyüklük ve pozisyon seçimini etkileyen bazı faktörler vardır. Yanyana yerleştirilen iki implant gövdesi arasında 3 mm uzaklık olması gerektiği bilinmektedir. Dişsiz maksillada implant planlamasında implant lokalizasyonu olarak anahtar bölge bilateral kanin bölgeleridir. Fazla sayıda implant kullanıldığında ise önerilen en az 1 implantın santral kesici pozisyonunda kullanılmasıdır. Santral kesici bölgesi uygun değilse insiziv foramen bölgesi veya lateral kesici bölgeside kullanılabilir. İmplant destekli diş üstü protezler için anahtar implant pozisyonlarından bir diğeri ise 1. büyük azı dişinin

distalidir. Birinci büyük azı bölgesinin kullanımı genellikle sinüs lifting işlemini gerekli kıldığından 2. Küçük azı bölgesi de ek olarak implant yerleşimi için kullanılmaktadır (8).

Tam dişsiz üst çenede yapılacak olan implant destekli sabit veya hareketli protezde minimum implant sayısının 7 olması gerektiği bilinmektedir. İmplant sayısının fazla tutulmasının gelen kuvvetlerin daha geniş bir anteroposterior alana yayılımını sağlaması nedeni ile avantaj sağladığı bilinmektedir. Yedi implantlı planlama yapıldığında uygulanan implantların en az 1 tanesi santral kesici pozisyonunda, 2 tanesi bilateral kanin pozisyonunda, 2 tanesi 2. Küçük azı pozisyonunda, 2 tanesi ise 1. Büyük azıların distali pozisyonunda yerleştirilmelidir ve bu 7 implant kavis şeklinde fonksiyon görmeleri için birbirlerine sabitlenmelidir (8).

Literatürde dişsiz maksillanın rehabilitasyonu için 10 implantla planlamalar yapıldığı bilinmektedir. Fakat yapılan çalışmalar birbirine belirli yakınlıklarda yerleştirilen implantların tek implant görevi gördüğünü ortaya çıkarmıştır. Bu bulgu uygun implant sayısının 5 olabileceğini düşündürmüştür ve halen optimal sayının 5 implant olabileceği de düşünülmektedir (10).

Atrofik kreterlerde ek olarak ogmentasyon prosedürleri uygulamadan fazla sayıda implant uygulamasının mümkün olmadığı durumlar için yeni cerrahi teknikler geliştirilmiştir. Yapılan çalışmalar dişsiz çenelerde 5 implantla planlama yapıldığında ortadaki implantın kuvvet iletimi açısından etkisiz olduğunu ortaya koymuştur. Bu nedenle dişsiz çenelerin 4 implantla rehabilitasyonu üzerinde durulmuştur (10). Tam dişsiz çenelerin 4 implantla rehabilitasyonu '*All-on four*' tekniği olarak Malo ve arkadaşları (128) tarafından tanımlanmıştır. Kullanılan 4 implantın ikisinin anterior bölgede uygulanırken diğer ikisinin ise posterior bölgede kullanılabileceği bilinmektedir. Distaldeki implantlar açıldırılarak uygulanır ve bu sayede implant kemikte 5 veya 6 numara bölgesinden ağız içine çıkmış olur. Bu sayede ilave cerrahi prosedür uygulanmaz, kantilever uzunluğu daha kısa tutulur ve proteze gelen mekanik stres azaltılmış olur. (129). Malo ve arkadaşları (130) All-on four standart tekniğini kullanarak 1 yıl sonunda 128 implant üzerinde % 97.6 oranında başarı rapor ettiklerini bildirmişlerdir.

4.11. Hibrit Protezler

Hastalarda kemik kaybına bağlı aşırı interalveoler mesafe olduğu durumlarda protetik rehabilitasyon büyük problem oluşturmaktadır. Özellikle rezorbsiyonun düzensiz olduğu alveoler krette estetik açıdan memnuniyet sağlamak oldukça güçtür. Hibrit protezler çenelerde aşırı kemik kaybına bağlı interark mesafenin aşırı arttığı durumlarda bu problemin üstesinden gelmek amaçlı geliştirilen protez tipidir.(131)

Hibrit protezler hem kısmi hem de total diş eksikliklerinde kullanılabilen, akrilik rezin, metal döküm alt yapının birleştirilmesinden oluşan protezlerdir. Hibrit protez kullanımı sayesinde diş yapısı ideal boyutlarında planlanır, kalan doku eksiklikleri ise diş eti renginde restoratif materyalle giderilerek ideal bir estetik görünüm kazandırılmaya çalışılır. Aynı zamanda hibrit protezin fonksiyonel açıdan hastanın konforunu geri kazandırdığı bilinmektedir. Özellikle hibrit protezin diğer implant üstü protezlere nazaran yerleştirilen implantların hatalı konumlanması veya açılandırılmasından daha az etkilenmesi özelliği avantajları arasında sayılabilmektedir (131).

4.11.1. Hibrit Protezlerin Endikasyonları

- ✓ On beş mm ve daha fazla kron yükseklik boşluğu varlığı
- ✓ Orta ve ileri derecede kemik kaybı gözlenen hastalarda kemik ve yumuşak doku rehabilitasyonu sağlamak amaçlı
- ✓ Düzensiz alveolar rezorbsiyonlar
- ✓ Üst çene dudak desteğinin sağlamak
- ✓ Hastanın sitsemik durumu implant uygulamasına engel değilse (131-134)

4.11.2. Hibrit Protezlerin Kontrendikasyonları

- ✓ On beş mm'den daha az kron yüksekliği
- ✓ Minimal sert ve yumuşak doku kaybı
- ✓ Kötü ağız hijyeni
- ✓ Hamilelik
- ✓ Kontrol altına alınamayan, implant uygulamasına engel sistemik hastalık varlığı
- ✓ Sigara ve alkol bağımlılığı (131, 132, 135)

Hibrit protezler hareketli implant üstü protezle kıyaslandığında birçok avantaja sahiptir. Hasta fonksiyon açısından rahat eder. Hibrit protezlerde tamir gereksinimi çok daha azdır. Ayrıca mekanik bir problem yaşandığında da hekim tarafından takılır çıkarılır olması bir avantaj sayılabilmektedir. Hareketli protezlere göre daha stabil oldukları ve çiğnemede daha etkili oldukları rapor edilmiştir. Hibrit protezler sayesinde hastalar sert gıdaları rahatlıkla yiyebildiklerini belirtmişlerdir. Genellikle diş eti formu kazandırmak için pembe akrilik kullanılsa da boyanma ve aşınmalardan minimum etkilenmesini sağlamak amaçlı porselen de kullanılabildiği bilinmektedir. Hibrit protezler hem sert hem de yumuşak dokuları mükemmel bir biçimde taklit ederek eksikliği telafi edebilmektedir (131).

4.12. Biyomekanik Tanımı ve Biyomekaniğin Uygulama Alanları

Biyomekanik, eski Yunanca'da hareket anlamına gelen '*kinesis*' kökünden türeyen kinesoloji bilim dalının alt bilimlerinden biridir. Biyomekanik canlı sistemlerin yapısal ve fonksiyonel olarak mekanik yöntemler ile incelenmesi esasına dayanmaktadır (136). Biyomekanik aygıtlar ve metodlar kullanarak canlılarda yapı ve fonksiyon arasındaki ilişkiyi tespit etmeyi amaçlamaktadır (137).

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 ötürü 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 edinmekte de yararlanılmaktadır (138).

Biyomekaniğin fen bilimleri ve mühendislikteki kullanım alanları;

- ✓ Fiziksel yüklemelerin modellenmesi ve simülasyonu
- ✓ Eklem modellemeleri
- ✓ Spor biyomekaniği ve fiziksel kapasite
- ✓ Kas mekaniği

- ✓ Kırık (kemik vb.) ve rüptür (tendon yırtıkları)
- ✓ Doku mühendisliği
- ✓ Protez, ortoz, implantlar şeklinde sıralanabilir (138).

4.12.1. 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 (137).

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 (137).

İmplanta gelen kuvvetin yönü de implant üzerinde büyük etkiye sahiptir. Kuvvetin farklı açılarda uygulanması kemikte açı artışıyla paralel stres artışı ile sonuçlanmaktadır. Açılı kuvvetin daha yüksek kesme basısına neden olduğu ve kemiğin de bu basıya karşı zayıf direnç gösterdiği bilinmektedir (139).

İmplantolojide kemik yoğunluğunun kemiğin dayanıklılığı ve elastik modülü ile birebir ilişkili olduğu bilinmektedir. Belirli bir kuvvet altında yoğun kemikte meydana gelen gerilim değerlerinin yumuşak kemikteki değerlere oranla daha düşük olduğu bilinmektedir. Bunun sonucu olarak da yoğun kemikteki remodeling yumuşak kemiğe oranla daha azdır (140).

Kortikal kemiğin 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 (137).

Başarılı bir restorasyon işlemi için kullanılan materyalin, üzerinde çalışılan dokunun mekanik özellikleri bilinmelidir. Bununla birlikte bu materyallerin gelen kuvvetler karışısındaki stres ve gerilme değerlerinin bilinmesi gerekmektedir. Doku ve canlı yapıların gelen kuvvetler karşısındaki tavrını tespit etmek oldukça zor, maliyetli ve risklidir (141).

Dental implantlar etrafında periodontal ligament taşımadığından gelen yükler karşısında hareket etmezler. Gelen kuvvet her ne kadar direk olarak çevredeki kemiğe aktarılsa da aslında implant destekli protezlerde istenilen çığneme kuvvetlerin eşit dağılımıdır. Kemiğin gelen kuvvetlere karşı belirli bir gerilme ve baskı dayanımı vardır ve bu değer aşıldığında kemik rezorbsiyonu ve implant kaybı gibi durumlar oluşabilmektedir (142).

Yukarıda bahsedilen risklerden ötürü kuvvetin etki ettiği veya yoğunlaştığı bölgelerin tespiti için canlı dokuları modelleme gereksinimi doğar ve kuvvetlerin tespiti için çeşitli analiz yöntemleri geliştirilmiştir (141).

4.13. Stres analizi

Diş hekimliğinde stres analizi yöntemleri ağız içi biyomekaniğin daha iyi anlaşılmasına yardımcı olarak, daha başarılı restorasyonlar yapılabilmesini için ağız içi fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler esnasında dişler, destek dokular ve dental materyaller üzerinde meydana gelen stresleri tespit etmek amaçlı kullanılan yöntemlerdir (143).

4.13.1. Stres Analizlerinde Kullanılan Teknik Terimler

4.13.1.1. Kütle (Mass)

Madde miktarı olarak tanımlanan kütle, cismin harekete karşı göstermiş olduğu direnç olarakta tanımlanabilir. Cisim üzerindeki yerçekiminin etkisi olan ağırlık ile

sıklıkla karıştırılır. Kuvvet, ağırlığın aksine yer çekiminden bağımsızdır. Cismin değişmeyen nicel bir özelliğidir (144).

4.13.1.2. Kuvvet

Kuvvet bir cismin hareketini başlatan, değiştiren veya durduran herhangi bir etki olarak açıklanabilir. Newton'un 2. kanununa göre:

Kuvvet (F): Kütle (m) x İvme (a) şeklinde formülize edilir. Kgf (Kilogram Force) veya N (Newton) cinsinden ifade edilir.

(1Kgf= 9.81 N) (116, 145)

4.13.1.3. Gerilme (Stress)

Birim alana etkiyen kuvvet gerilme olarak adlandırılır. Gerilme=Kuvvet/Alan şeklinde formüle edilir. Bir cisimde deformasyon oluşturmak için bir kuvvet uygulandığında uygulanan kuvvete zıt yönde ve eşit miktarda bir direnç oluşur. Bu iç reaksiyon stres olarak tanımlanır. S ya da σ ile ifade edilir. Birimi Pascaldır.

Stres (σ)= Kuvvet (F) /Alan = 1 Pa= 1 N/m² dir.

1MPa= 10⁶ Pa'dır.

Cisme uygulanan kuvvet herhangi bir yönden veya açıdan gelebilir. Bu kuvvetler birleşerek cismin içerisinde karmaşık kuvvetlerin oluşmasına neden olabilir (116, 144).

Bir cisimde esas olarak 3 tip stres tipi oluşmaktadır. Bunlar;

- ✓ Çekme Stresi
- ✓ Bası Stresi
- ✓ Kesme Stresi (138)

Çekme Stresi (Tensile Stres)

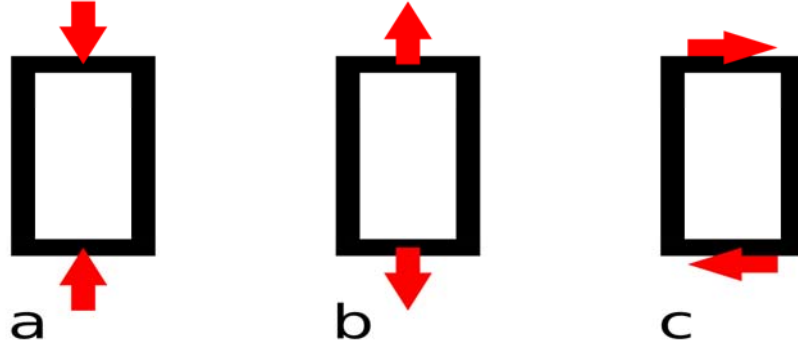
Cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan kuvvet ya da kuvvetlerden oluşur.

Bası Stresi (Compressive Stres)

Cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya çalışan kuvvet ya da kuvvetlerden oluşur.

Kesme Stresi (Shear Stres)

Cismin moleküllerini birbiri üzerinden yüzeye paralel yönde kaymasını sağlayan , farklı seviyelerde ve zıt yönde iki kuvvetin cisme uygulanması sonucu oluşur.



Şekil 5. Stres tipleri **a.** çekme stresi **b.** bası stresi **c.** kesme stresi (146)

4.13.1.4. Asal (Principal) Stres

Seçilen bir düzlemde mümkün olan tüm oryantasyonlara göre bir noktadaki normal stresin minimum veya maksimum değeridir. Seçilen bu düzlemde kesme (shear) stresi sıfırdır.

Karşılıklı 3 dikey düzlemde 3 adet asal stres mevcuttur. Bir noktada meydana gelen stres, uniaksiyal, biaksiyal ve triaksiyal olabilir. Uniaksiyal streste 3 principal stresten ikisi sıfırdır. Biaksiyal streste 3 principal stresten ikisi sıfırdır. Triaksiyal streste ise principal streslerden hiçbiri sıfır değildir. Multiaksiyel stres tanımı ise ‘biaksiyal veya triaksiyel stres’i tanımlamaktadır (116).

Asal stres 3’e ayrılır. Bunlar;

- ✓ Maksimum asal stres
- ✓ Ara asal stres
- ✓ Minimum asal stres’tir.

Maksimum değeri maksimum asal stres, minimum değeri ise minimum asal stres olarak bilinir.

4.13.1.5. Eşdeğer Stres (Equivalent Stres, Von Mises Stres)

Von Mises gerilmesi çekilebilir türden malzemeler için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Bir yapının belirli bir bölgesindeki iç enerji belirli bir sınırı

aşarsa yapı bu noktada şekil değiştirir. Bu durum Von Mises ve arkadaşları tarafından bir biçim değiştirme enerjisi olarak tanımlanır. Von Mises stresi cisim üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek için kullanılır (147).

Von Mises izotropik malzemeler için bir noktadaki deformasyonla ilgili gerinim enerjisine ait kısmını temsil eden stresin sayısal ölçümüdür. Birimi paskaldır. Üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır (116, 148).

Birimi genelde Mpa olarak verilir, sembolü σ_e dir. Aşağıdaki formülle hesaplanır.

$$\sigma_e = \sqrt{\frac{1}{2}((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2)}$$

Genelde σ_1 , maksimum pozitif değeri, σ_3 minimum negatif değeri ve σ_2 ise ara değeri gösterir (148).

4.13.1.6. Gerinim (Strain)

Bir malzemeye uygulanan kuvvet sonrası malzemede deformasyon meydana gelmektedir. Çekme kuvveti uygulandığında meydana gelen deformasyon uzama şeklindedir. Basma veya itme şeklinde kuvvetler sonucu ise malzemede sıkışma veya kısalma şeklinde boyutsal değişiklik olur.

Gerinim uygulanan kuvvetin etkisi ile meydana gelen boyutsal değişimin başlangıç boyutuna oranıdır. Gerinim bir orandır ve simgesi yoktur.

$$\text{Gerinim} = \text{Deformasyon} / \text{Orjinal boyut} = (L - L_0) / L_0 = \Delta L / L_0$$

Deformasyon formülü: $\Delta L = L - L_0$ şeklindedir.

Uzama Miktarı: Uzama miktarı uzama yüzdesi şeklinde de ifade edilir.

$$\text{Yüzde uzama: } 100 \times (L - L_0) / L_0 \text{ (148, 149)}$$

4.13.1.7. Poisson Oranı

Elastik sınırlar içerisinde kuvvete dik yönde gerinimin yükleme yönündeki gerinime oranıdır. Tüm maddelerde 0.5-1 arasında değişkenlik gösterir. Cisme ait ayırıcı bir özelliktir. Gerdirilen lastik bir şeridin boyunun uzamasına karşılık eninin daralması bu duruma örnek gösterilebilir (12, 147).

$$\epsilon \text{ (gerinme)} = \Delta l / l$$

$$\nu \text{ (Poisson Oranı)} = - \epsilon_{\text{enine}} / \epsilon_{\text{boyuna}}$$



Şekil 6. Poisson oranı (12)

4.13.1.8. Elastisite Modülü

Gerilmenin gerinime oranıdır. Materyalin sertliğinin ölçüsünü belirtir. Birimi GPa'dır. Cisimlerdeki şekil değişikliğine karşı direncin ölçüsüdür. Elastisite modülü arttıkça cismin katılığı artar. Birimi N/m² 'dir. E=Stres/Gerinim Sert materyallerin deformasyon akarsı direnci daha yüksektir. Elastik modülleri daha yüksektir (147, 148).

4.13.2. Diş hekimliğinde Kullanılan Stres Analizi Yöntemleri

Ulusoy ve Aydın (13) dişhekimliğinde uygulanan kuvvet analizlerini şu şekilde sınıflamışlardır:

- ✓ Fotoelastik stres analizi
- ✓ Gerilim ölçer kuvvet analizi
- ✓ Kırılğan vernik kaplama tekniğiil ekuvvet analizi
- ✓ Holografik interferometri
- ✓ Termografik kuvvet analizi
- ✓ Radyotelemetri ile kuvvet analizi
- ✓ Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi

4.13.2.1. Fotoelastik Stres Analizi

Karmaşık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimleri gözle görülür ışık taslakları haline dönüştürmek için kullanılır. Analiz edilecek yapının fotoelastik materyalden 2 veya 3 boyutlu modeli elde edilir. Modele özel şartlarda yüklemeler yapılır ve stres değerleri polariskop yardımıyla tespit edilir.

Fotoelastik kuvvet analizi 3 boyutlu, 2 boyutlu veya yarı 3 boyutlu olmak üzere üç farklı teknikle uygulanabilir (150, 151).

4.13.2.2. Gerilim Ölçer Kuvvet Analizi

Gerilim ölçerler mekanik, optik, mekanik-optik, akustik, elektrik ve elektronik sisteme sahip mekanizmalardır. Yük altındaki yapılarda oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılırlar. Ağız içinde oluşan streslerin in vivo olarak değerlendirilmesini sağlarlar (13). Elektriksel direnç ölçülerek yapı içindeki stresi belirleme yöntemidir (150).

4.13.2.3. Kırılma Vernik Kaplama Tekniği

Analizi yapılacak olan modele özel bir vernik sürülüp fırındandıktan sonra yükleme yapılır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede görülen çatlaklar ile kuvvetin doğrultusu gözlenir (13).

4.13.2.4. Holografik İnterferometri

Lazer ışını kullanılarak bir cismin 3 boyutlu görüntüsünün holografik film üzerine kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Koherent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etki etmesi sonucunda mikroskopik girişim saçaklarının kaydedilmesi sonucunda oluşmaktadır (152). Yüzey deformiteleri nanometere olarak algılanıp görünür ve ışın saçaklarına dönüştürülür. Model gerçek boyutlarında izlenebilir (13).

4.13.2.5. Termografik Kuvvet Analizi

Teknik Lord Kelvin tarafından bulunan bir kurala dayanmaktadır. Bu prensibe göre homojen ve izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde ısıda oluşan periyodik değişimler, materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğru orantılıdır. Çiğneme sırasında bu yöntem için gerekli olan yükleme frekansına ulaşmak mümkündür. Diş hekimliğinde kullanılan implantların statik yüklenmesi gibi diğer ilgi alanları bu yöntemin yükleme frekansı gereksinimlerini karşılamaktadır (153).

4.13.2.6. Radyoteleometri ile Kuvvet Analizi

Yöntemde bir güç kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, cisme adapte edilmiş gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydediciden oluşmaktadır. Bir donanım ve yazılım kullanılarak veriler aracı olmadan transfer edilebilir (13).

4.13.2.7. Sonlu Elemanlar Analizi

Mühendislik uygulamalarında, katı cisimler mekaniği, akışkanlar mekaniği, ısı transferi, mekanik titreşimler, biyomekanik gibi bilimsel alanlarda ve otomotiv, havacılık, inşaat ve biyomekanik endüstrilerinde karşılaşılan, karmaşık, çözümü imkansız veya çok uzun süreler almakta olan sistemlerin incelenmesinde sonlu elemanlar analizi tercih edilir (138, 141).

Sonlu elemanlar analizi, sistemin, bütünü davranışını temsil edebilen küçük parçalara bölünmesi ve bu parçaların tek tek çevresel etkiler ve birbirleri ile olan etkileşimlerinin sayısal yöntemlerle hesaplanması ile sistemin tamamı hakkında sonuçlara ulaşılmasını sağlayan bir yöntemdir. Sistemin modellenmesinde kullanılan elementler zaman içerisinde standartlaşmıştır. Bu elemanlar ile birlikte kıvrımlı, eğri sınırları olan cisimler gerçekçi bir biçimde modellenebilmektedir (138, 154).

Modelleme sonrası elementlere ayrışmış olan yapıda standart elementlerin birbirleri ile birleştikleri noktalar ‘düğüm noktaları’ olarak adlandırılmaktadır. Sonlu sayıda standart element ile modellenmiş bir sistemde düğüm noktalarının ilişkisi interpolasyon fonksiyonu şeklinde tanımlanan bir fonksiyon ile ifade edilir. Sonlu elemanlar yöntemi ile çözülecek problemlerin formüle edilmesinde birkaç yaklaşım kullanılır. Bunlar;

- ✓ Direk Yöntem
- ✓ Varyasyon tekniği
- ✓ Galarkin yöntemidir (138).

Gerçekçi bir sonlu eleman analizi için uygun sayıda eleman kullanımı, sistemi temsil edecek doğru eleman tipinin seçilmesi, elemanlar ile yeniden örülen kafes yapısının (mesh) süreksizlikler içermemesi, başlangıç ve sınır koşullarının doğru ifade edilmesi önemlidir. Sonlu elemanlar yöntemi ile incelenecek bir sistem için eleman sayısı ve sistemin karmaşıklığı arttıkça çözülmesi gereken matematiksel ifadenin de karmaşılaşması, sonlu elemanlar yönteminin gelişimini bilgisayar teknolojisinin gelişimine paralel hale getirmiştir (138).

Bilgisayar destekli tasarımın da gelişimi ile birlikte sonlu elemanlar analizi ürün geliştirmek için yapılması gereken deneylerin sayısını, süresini ve maliyetini önemli ölçüde azaltmış ve yine kısa sürede verdiği güvenilir sonuçlar ile bilimsel alanda ve endüstride hızla yaygınlaşmıştır (138). Sonlu elemanlar analizi ilk kez Weinstein ve

arkadaşları tarafından implant diş hekimliğinde kullanılmıştır. Sonlu elemanlar analizi ile bir cismin 1,2 veya 3 boyutlu analizini yapmak mümkündür (12).

Sonlu Elemanlar Analizinin Diğer Yöntemlere Göre Üstünlükleri

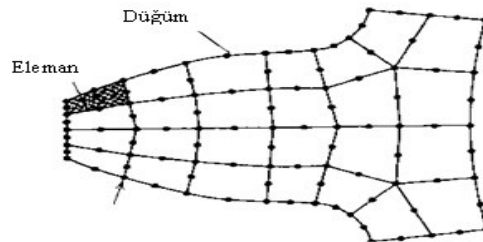
- ✓ Karmaşık geometriye sahip katı cisimler modellenebilir.
- ✓ Yazılımlar sayesinde gerçeğe çok yakın modeller oluşturulabilir.
- ✓ İstenilen sayıda değişik malzeme ile farklı modeller oluşturulabilir.
- ✓ Gerilme dağılımı ve lokalizasyonları hassas bir şekilde elde edilebilir.
- ✓ Uygulanan kuvvetin malzeme özelliklerinin ve geometrilerinin kolayca değiştirilebilmesi ve analizin kolayca tekrarlanabilmesi mümkündür.
- ✓ Analiz sonuçları çok kısa sürede elde edilebilir (149, 150, 155, 156).

Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi'nin Çeşitleri

- ✓ Termal analiz
- ✓ Nonlineer analiz
- ✓ Model analizi
- ✓ Burkulma (Buckling) analizi
- ✓ Dinamik analizi (157)

Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Aşamaları

- ✓ Sürekli olan problem sonlu elemanlara bölünür.
- ✓ İnterpolasyon fonksiyonu seçilir.
- ✓ Elemanlar için denklemler geliştirilir.
- ✓ Elemanların özellikleri birleştirilerek genel sistem denklemleri bulunur. Genel katılık matrisi oluşturulur.
- ✓ Yüklemeler, sınır koşulları ve başlangıç koşulları uygulanır.
- ✓ Genel sistem denklemleri çözülür.



Şekil 7. Bir sonlu elemanlar modelinde düğüm noktaları ve elemanlar (158)

Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Dezavantajları

- ✓ Doğru analiz için model sisteminin gerçeğe yakınlığı sağlanmalıdır.
- ✓ Mesleki bilgi, tecrübe ve değerlendirme kabiliyeti gerektirir.
- ✓ Güvenli sonlu elemanlar analizi yazılımı ve donanımlı bir bilgisayar gerekir.
- ✓ Sonuçları yorumlamak güçtür ve çaba gerektirir.
- ✓ Hatalı sonuçlara açıktır. Deneysel verilerin aktarımı ve analiz programının kullanımındaki teknik detaylar tamamen araştırmacıya bağlıdır (156, 157).

Sonlu eleman programları oldukça yüksek bilgisayar kapasitesine ihtiyaç duymaktadır. Sonlu elemanlar yönteminin dikkat edilmesi gereken başlıca kısmı, incelenen problemin alt elemanlara ayrılmasındaki bilgisayara girilen verilerin doğru girilmesidir. Veri girişindeki hatalar, başlangıçta herhangi bir yanlışın olmadığı izlenimi verebilmektedir. Bu nedenle ek işlemler ile birlikte ortaya çıkacak bu tür hatalar mühendis veya uygulamacılar tarafından kontrol edilmelidir. Diğer sayısal analiz yöntemleri gibi sonlu elemanlar metodu da malzeme sınırlandırmalarına, sayısal hata ihtimallerine karşın formülasyonlardaki kabullere göre kontrol edilmelidir. Sonlu elemanlar yöntemindeki veriler büyük yer kaplamalarına rağmen elde edilen bu değerler mühendislik anlamında büyük önem taşımaktadırlar. Yöntem diğer metotlar gibi bölgelendirme metoduna dayanmaktadır. Karmaşık yapılarda bölgelere ayırma yöntemiyle problemlerin çözümlerinin kolaylaştırılması sağlanır. Sonlu elemanlar yönteminde oluşturulan denklemlere sınır koşullarının dâhil edilmesi oldukça kolaydır (138).

Sonlu elemanlar analizi;

- ✓ İki boyutlu sonlu elemanlar analizi
- ✓ Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi olmak üzere ikiye ayrılmaktadır.

Diş hekimliğinde her iki analiz yöntemi de kullanılabilse de materyallerin çeşitliliği, kompleks yapısı ve 3 boyutlu morfolojisi göz önüne alındığında çoğu çalışmada 2 boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi yetersiz kalmaktadır. Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ise kompleks yapıların simülasyonu için çok daha uygundur. Fakat buna rağmen daha fazla mühendislik bilgisi gerektirmektedir. Biyolojik yapıda düzensiz yüzeyler ve olası boşluklar modelleme yapmayı güçleştirir. İki yöntem arasında yapılacak seçim ise analiz yapılacak yapının kompleksliği, gereken analizin

tipi, beklentiler ve bulguların ne derece kabul edilebilir olduğu faktörlerine göre şekillenir (138, 141).

Sonlu elemanlar analizi çeşitli bilgisayar programları ile yapılmaktadır. En yaygın olarak Algor, Ansys, Abaqus, Marc, Nastran, Patran, Solidworks, Proengineer kullanılmaktadır. Bu programlar sayesinde gerilme, şekil değıştirme ve yer değıştirme miktarları sayısal değerlerle elde edilebilir ve anlaşılabilir olması açısından renkli görüntüler elde edilebilmektedir (65).

4.13.3. Solid Works Bilgisayar Destekli Yazılım Programı

Solid Works tek bir çizgi çizmeden parça ve montaj modelinin teknik resimlerini çıkarabilen bilgisayar destekli bir yazılımdır. Parça ve montajda yapılan değışiklikleri teknik resimlere ve malzeme listesine otomatik olarak yansıtır. Bunun yanında kurumsal entegrasyonu tamamlayacağınız Kurumsal Veri Yönetimi çözümü Enterprise PDM ile ERP programlarına kadar entegre olabilmektedir. En yaygın kullanılan 3 boyutlu katı modelleme yazılımıdır. Solid Works makine, mobilya, plastik/sac kalıpcılığı, otomasyon, mekatronik, endüstriyel ürün tasarımı gibi birçok alanda kullanılmaktadır (159).

Diş hekimliğinde ve özellikle dental implantolojideki birçok çalışmada implant ve anatomik yapıları modelleme amacıyla kullanılan yazılımlardan biridir (114, 160, 161).

5. MATERİYAL ve METOD

5.1. Materyal

Çalışma Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Cerrahisi Anabilim Dalı ve Güner Medikal işbirliği ile yapılmıştır. Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri BAP 02 Hızlı Destek Programı'nın (HDP) 24.01.2014 tarihli ve 11400 kodlu projesi ile desteklenmiştir.

Çalışmanın amacı iki farklı kemik yoğunluğuna sahip (D2, D3) atrofik maksillada farklı sayıda, boyda, veya açıda yerleştirilen distal implantlarla planlanan implant destekli hibrit protezlerde, çiğneme fonksiyonu esnasında kortikal ve sponjiyöz kemikte meydana gelen stres değerini SEY ile tayin etmek ve kuvvet dağılımını incelemektir.

Çalışmamızda modellediğimiz maksilla 4, 5 ve 7 implant ile planlanan 3 ana gruptan oluşmaktadır (A, B, C). Bu ana gruplar dışında her grup kendi içinde D2 ve D3 kemik yoğunluğuna sahip maksilla modeli içeren alt gruplara ayrılmıştır. Yedi implant planlanan grupta distaldeki implantlar farklı boyda, 4 ve 5 implantla planlama yapılan gruplarda ise distaldeki implantlar farklı boyda veya farklı boylarda ve açılarda olacak şekilde planlanmıştır.

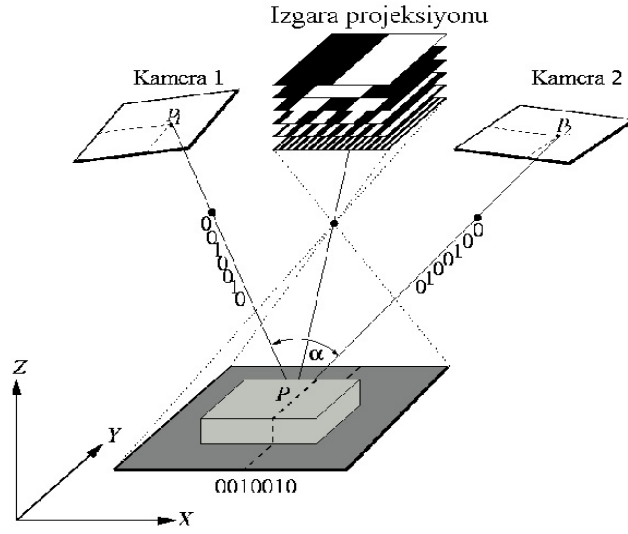
5.2. Metod

5.2.1. Maksillanın Modellemesi

Maksillanın katı modellenmesi başlığı altında, maksilla kemiği ölçülerine uygun olan maksilla maketi üzerinden üretilmiş olan dişli protez kullanılmıştır. Tersine mühendislik çalışmaları temel alınarak optik tarama metodu yöntemiyle taranmış, elde edilen datalar, çeşitli noktasal bulut temizliğinin ardından maksilla modellemesinde kullanılmıştır. Elde edilen maksilla kemiği diğer parçaların da ana referansı olmuştur.

5.2.2. Optik Tarama Yöntemi

Genellikle kalite kontrol ve tersine mühendislik çalışmalarında kullanılan bu yöntem ızgara projeksiyon mantığı ile çalışmaktadır. Siyah beyaz şeritler halindeki desenler, verisi istenen yüzey üzerine yansıtılır ve yüksek çözünürlükteki Charge Couple Device (CCD) işlemcili kameralar yardımıyla barındırdığı özel yazılımın yüzeylerden yansıyan ışınların geliş açılarını dikkate alarak kullandığı bir işlemdir (138) (Şekil 8).



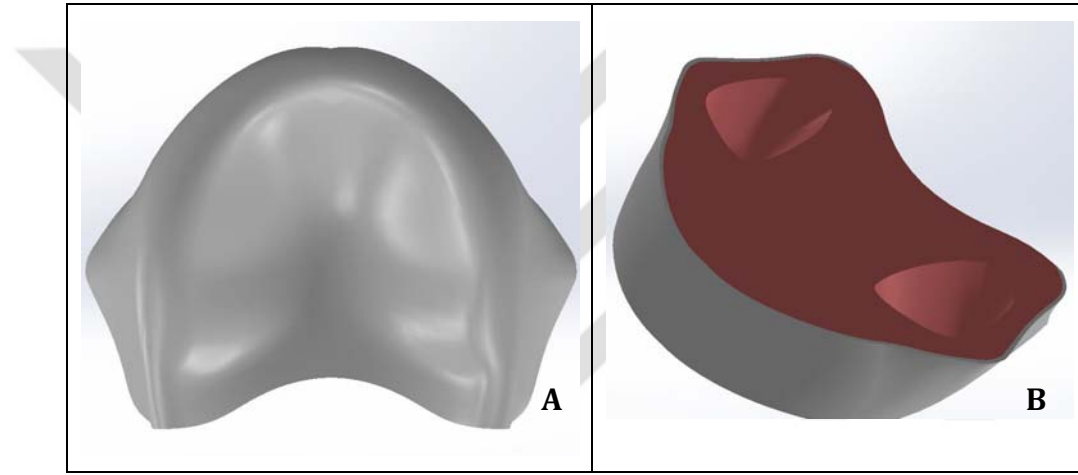
Şekil 8. Optik tarama yöntemi prensibi (138)

Maksillanın maket modeline uygun olarak ölçüleri alınan ve imal edilen protez öncelikle yüzey taramasında uygun sağlıklı verilerin elde edilebilmesi amacıyla yansıtıcı rolü görecekt beyaz sıvı penetran ile tamamıyla kaplandı. Böylece yüzeye gönderilen ışınların yansması düzgün olacağı gibi ekranda oluşacak olan ve ilerleyen zamanda yüzey modellemede kullanılacak olan temiz nokta bulutlarının sayısının artırılması sağlandı. Taramaya hazır olan ürün Güner Medikal firmasında Metris marka optik tarama makinesinde tarandı. Elde edilen nokta bulutları tarayıcı yazılımında temizlenerek görülen veriler elde edildi ve Stereolithography (STL) formatında kayıt edildi. Rapidform XOR tersine mühendislik programı yardımıyla elde edilmiş verilerin iyileştirmeleri gerçekleştirildi ve tasarımda kullanılan katı model formatı olan İgs formatında Solidworks CAD (Computer Aided Design) programına gönderildi.

Elde edilen protezin yerleştirileceği kortikal kemik, tasarım programı olan Solidworks (Solidworks 2015 Premium Dassault Systmes, ABD) programında protezin dataları referans alınarak tasarlandı ve katı form oluşturuldu (Şekil 9). Dört cm'lik bir yüksekliğe sahip maksilla çalışmamızda kullanılacak implant ölçülerine ve maksilla anatomik ölçülerine yaklaşık değerdedir bu nedenle maksilla yüksekliği 4 cm sınırlarında tutuldu. Elde edilen katı maksilla formu 'shell' komutu yardımıyla 0.75 mm ve 1.5 mm kalınlıkta kabuk yapıya çevrildi. İçi boş şekilde oluşturulan kabuk yapının boş alanlarına sponjiyöz kemik dokusunun materyal özellikleri atandı ve boş kısım

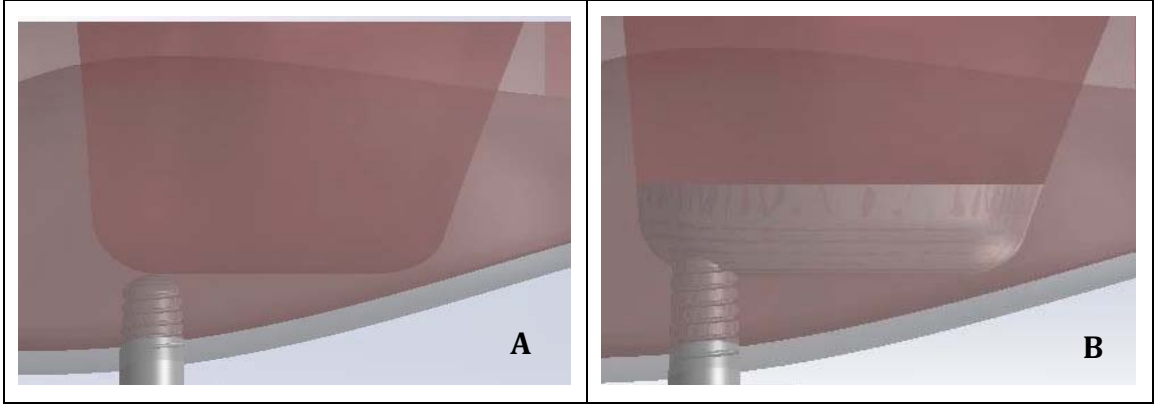
tamamen dolduruldu. Kortikal ve sponjiyöz kemik ara yüzeyinde direk ve sıkı bir bağlantı olduğu varsayıldı.

Bilateral maksiller sinüslerin altında kalan vertikal kemik miktarı atrofik maksillayı temsil edecek şekilde 6 mm olarak planlandı. Maksiller sinüslerin anatomik konumuna, boyutlarına uygun ve simetriyi sağlayacak şekilde bilateral sinüs boşlukları oluşturuldu. Uygun anatomik form modelin üst yüzeyinde oluşturulup 'loft-cut' komutuyla yerleştirme işlemi gerçekleştirildi (Şekil 9 A, B). Oluşturulan maksilla modelinin D2 kemiği temsil eden formu 1.5 mm kortikal kortikal, D3 kemiği temsil eden kısmı ise 0.75 mm kortikal yapıyla kaplı olacak şekilde tasarlandı.



Şekil 9. Modellenen maksillanın geometrik model görüntüsü **A.** Modellenen maksillanın eksternal görüntüsü **B.** Modellenen maksillada maksiller sinüslerin görüntüsü

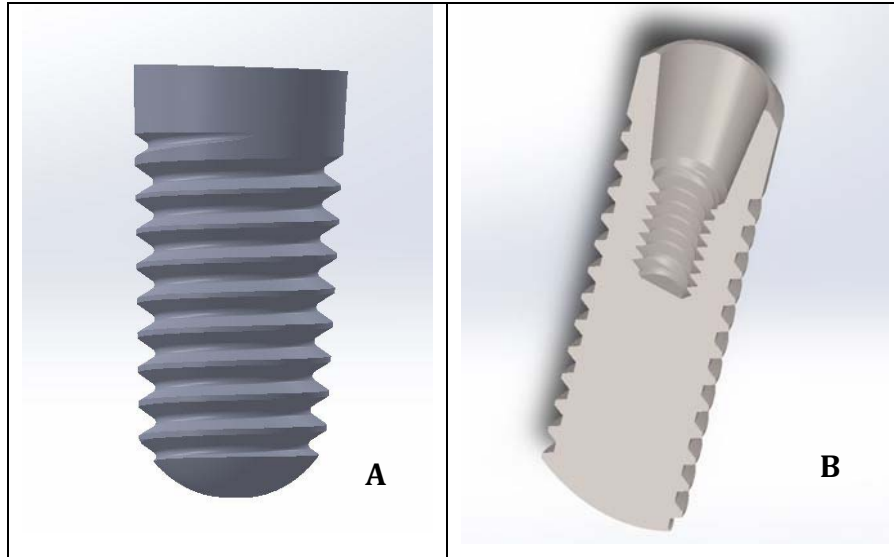
Maksilla posterior bölgede rezidüel kret yüksekliğinden daha uzun implant kullanılacağı durumlarda sinüs tabanı greftlenerek model üzerindeki vertikal mesafe artırıldı. Posterior bölgeye 6 mm'lik vertikal implant yerleştirilirken greftlemeye ihtiyaç duyulmazken (Şekil 11) 6 mm'den uzun implant tasarlandığında yerleştirilen implantın açıkta kalan kısmı Tepper ve arkadaşlarının (6) çalışmalarına benzer şekilde 'complete peri implant packing' metodu kullanılarak greft materyali ile kaplandı. Greft olarak sentetik alloplastik kemik grefti simüle edilmiştir (162). Greftin materyal özellikleri sisteme girilerek greftle kaplanan bölgeye greftin özellikleri atanarak modeller tamamlandı (Şekil 10 A, B).



Şekil 10. Atrofik maksillada vertikal implant yerleşimi **A.** 6 mm boyunda implantın yerleşimi **B.** 8 mm boyunda implantın 2 mm sinüs greftleme sonrası yerleşimi

5.2.3. CAD Yöntemiyle İmplantların Modellenmesi

İmplant olarak Zimmer Tapered Screw-Vent Hidroksiapatit kaplama (TSV-HA) (Zimmer Dental, Carlsbad, California, ABD) ürünü seçildi. 4.1 mm çap ve çeşitli uzunluklardaki implant çizimi için bilgisayar destekli yazılım programı (Solidworks 2015 Premium, Dassault Systmes, ABD) kullanıldı. Silindirik bir yapıya sahip parçaların ana profilleri programda çizildi ve uygun komutlar ile birlikte katı modeller oluşturuldu (Şekil 11 A, B). Profillerin oluşturulması esnasında talaşlı imalatla takım uçlarının izin verdiği şekillendirmelere bağlı kalarak gerçeğe en yakın vida dişi modellemeleri oluşturuldu.



Şekil 11. Modellenen implantın görüntüsü **A.** Modellenen implantın eksternal görüntüsü **B.** Modellenen implantın internal görüntüsü

İmplant modelleme için *Tapered Screw-Vent (TSV)* katalog numaralı ürün seçildi ve implant geometrisi dikkate alınarak Solid Works yazılımı üzerinde 5 farklı uzunluktaki implantlar modellendi (Tablo 3).

Tablo 3. Modellenen implantların boyutları

	İmplantın Boyu	İmplantın Çapı
1	6 mm	4.1 mm
2	8 mm	4.1 mm
3	11.5 mm	4.1 mm
4	13 mm	4.1 mm
5	16 mm	4.1 mm

Maksilla modeli üzerinde implant üstü sabit protez planlaması yapılırken Mish'in önerileri dikkate alınarak implant yerleşim bölgeleri belirlendi (8) (Tablo 4).

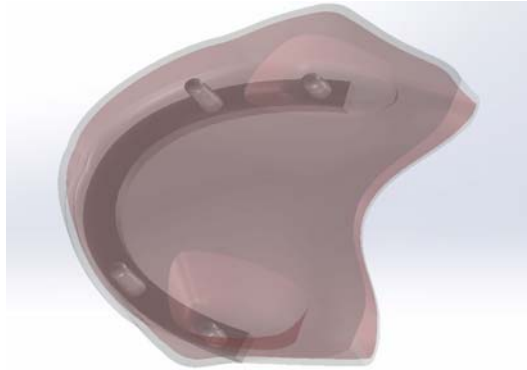
A grubu 4 implant, B grubu 5 implant C grubu 7 implant ile planlama yapılan modelleri temsil etmektedir.

Tablo 4. Gruplardaki implant planlaması

Maksilla Modeli	İmplant Yerleştirilen Diş Numarası
A Grubu Modelleri	5--3---3--5
B Grubu Modelleri	5--3---1--3--5
C Grubu Modelleri	6-5--3---1--3--5-6

5.2.4. Bar Ataçmanların Modellenmesi

Krom-Nikel (Kr-Ni) alaşımının materyal özellikleri kullanılarak bar ataçman dikdörtgen yapıda oluşturuldu ve kret tepesinden 1.6-2 mm yükseklikte olacak şekilde maksilla üzerinde implantlarla direk olarak bağlandı (Şekil 12).

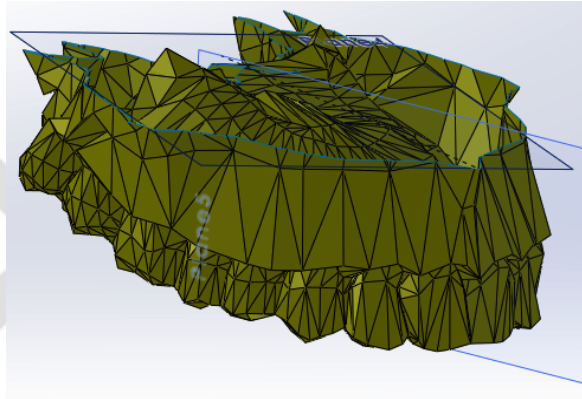


Şekil 12. Modellenen bar ataçmanların atrofik maksilla modeline bağlantısı

Mukoza'nın elastisite modülü Maeda ve Wood'un çalışmasındaki (163) değer referans alındığında 10 MPa değerindedir. Bu değer kortikal ve sponjiyöz kemik elastisite modülü yanında çok küçük bir değer olduğu için benzer çalışmalarda olduğu gibi dikkate alınmadı.

5.2.5. Üst Yapının Modellenmesi

Protezden alınan optik tarama metodu kullanılarak veriler bilgisayar ortamına aktarılarak üst yapı modellendi. Hibrit protez için akrilik rezin materyal özellikleri atanarak modelleme tamamlandı (Şekil 13).



Şekil 13. Üst yapı modeli

5.2.6. Ağ Yapısının (Mesh) Oluşturulması

Matematiksel model elde etmek amaçlı geometrik model küçük ve basit elemanlara ayrıldı (Şekil 14). Mesh uygulama işleminde geometrik model elemanlara ayrılırken literatürdeki çalışmalar referans alınarak üçgen eleman kullanılmıştır ve her bir modelde homojen olarak dağıtılmıştır. Yapılan ön çalışmalar sonucunda eleman boyutundaki artışın gerçekleştirdiğimiz analiz üzerinde belirgin bir fark yaratmadığı belirlendiğinden eleman boyutu olarak standart mesh içeriğinde 0.8 mm uygun görülmüştür. Çalışmamızın gerçeğe yakın değerlerde sonuçlar verebilmesi için mümkün olduğunca yüksek sayıda eleman ve düğüm sayısı kullanılmıştır. Eleman sayısı 930 870 ile 2 214 136 arasında iken düğüm sayısı ise 1 387 899 ile 3 088 693 arasında tutulmuştur (Tablo 5).



Şeki 14. Oluşturulan ve bar ataçman yerleştirilen atrofik maksilla modelinde ağ (Mesh) görüntüsü

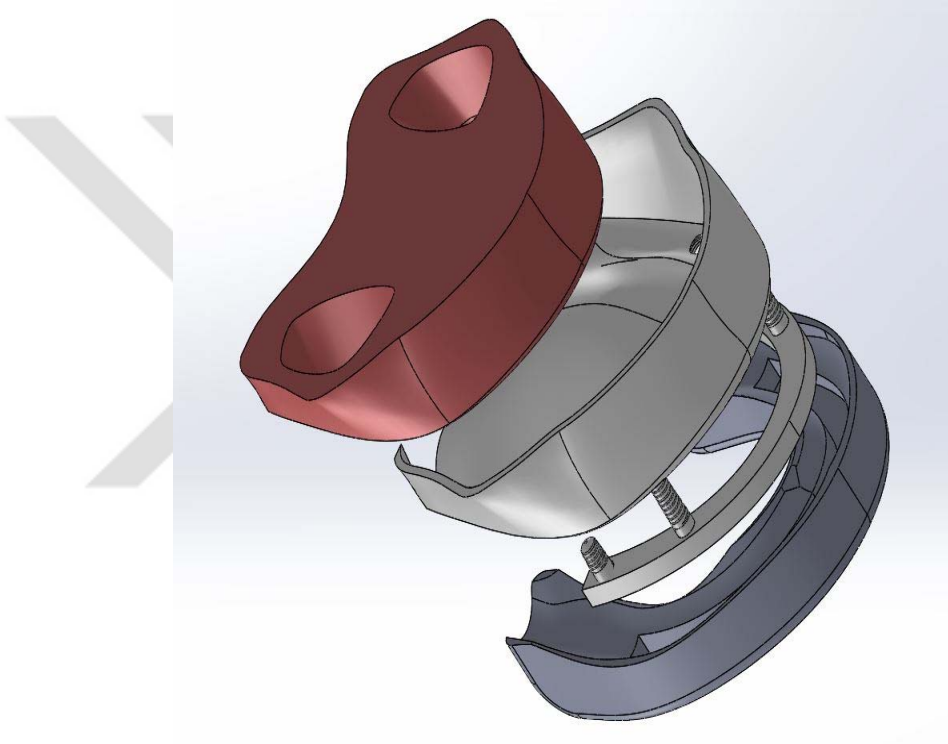
Tablo 5. Modellerdeki eleman ve düğüm sayıları

Model	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı	Model	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
A1D2	930 870	1 387 899	A1D3	1 331 271	1 877 651
A2D2	947 432	1 414 211	A2D3	1 365 786	1 922 980
A3D2	978 331	1 459 708	A3D3	1 061 294	1 494 911
A4D2	961 252	1 432 318	A4D3	992 849	1 402 399
A5D2	988 487	1 470 976	A5D3	1 258 436	1 742 325
B1D2	954 036	1 423 169	B1D3	975 802	1 380 003
B2D2	972 518	1 451 729	B2D3	1 012 646	1 428 082
B3D2	1 001 777	1 495 183	B3D3	1 052 656	1 480 660
B4D2	986 129	1 469 479	B4D3	2 101 668	2 919 359
B5D2	1 010 966	1 505 025	B5D3	1 735 193	2 544 019
C1D2	995 526	1 484 293	C1D3	1 032 556	1 455 866
C2D2	1 197 095	1 779 005	C2D3	2 214 136	3 088 693
C3D2	1 072 995	1 601 204	C3D3	1 124 734	1 577 151

5.2.7. Montaj Yapının Oluşturulması

Bu kısımda katı modelleri elde edilen parçaların tamamı montaj sayfasına aktarıldı. Burada dikkat edilen nokta içi boş maksilla kemiğinin öncelikli olarak çağrılarak orijininin ana orijin noktasıyla çakışmasını sağlamaktır. Böylece sistemde

diğer modellerin oluşturulması sırasında kemik hasarları dışında herhangi bir farklılığın oluşmaması sağlandı. Sistemde maksillada yerleştiren 4, 5 veya 7 adet implant yardımcı bağlantı elemanları bar ataşman aracılığıyla protez ile üst çene kemiği arasındaki bağlantıyı sağlamaktadır. Montaj alanındaki parçalar uygun pozisyonlarda konumlandırıldıktan sonra parçaların iç içe giren kısımları 'cavity' komutu yardımıyla boşaltıldı. Cavity komutu parça yüzeylerinin tam bir doğrulukla birbirleriyle temaslarına imkan vermektedir. Diğer modellerin montaj aşamaları sağlıklı model ile benzer şekilde gerçekleştirildi (Şekil 15).



Şekil 15. Montaj yapının oluşturulması

5.2.8. Modelde Uygulanan Sınır Koşulları

Sınır şartları gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini içerir. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin nereden uygulandığını gösterir. Analizi yapılan cismin hangi bölgesine kuvvet uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir (164). Oluşturduğumuz modelde sınır koşulu için kuvvet uygulama bölgesine en uzak olan düzlem belirlenmelidir. Bu nedenle sistem zigomatik çıkıntı hizasında maksillanın üst sınırından geçen horizontal düzlem ve santrallerin mezialinden geçen sagittal bir düzlem ile sınırlandırılmıştır.

5.2.9. Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Modelleme

Katı modellemenin elde edilmesinin ardından oluşturulan modelin sayısal çözümü SolidWorks 2015 Premium Programı Simulasyon Modülü kullanılarak gerçekleştirildi. Katı model verilerinin oluşturulmasında aynı programdan yararlanıldığı için herhangi bir veri aktarım işlemine tabi tutulmadan eklentiler içerisinde bulunan simülasyon modülü çalıştırılarak analiz kısmına geçildi. Çalışmamızın statik bir analiz olduğu program açılışındaki ilk ekranda belirtildi. Analiz çalışmasının gerçekleştirilebilmesi amacıyla sisteme gerekli olan verilerin girilmesi gerekmekteydi. Öncelikle malzeme özelliklerinin sisteme tanıtılmasıyla modülün adım adım bu verileri kullanıcıdan istemesi sağlandı. Çalışmamızda kullanılan malzeme verileri tabloda görülmektedir (Tablo 6). Yayınlanan birçok çalışmada olduğu gibi bu çalışmada da materyaller homojen, lineer kabul edildi ve materyal özellikleri Young modülü ve Poisson oranı atanarak belirlendi (165).

Tablo 6. Malzeme özellikleri

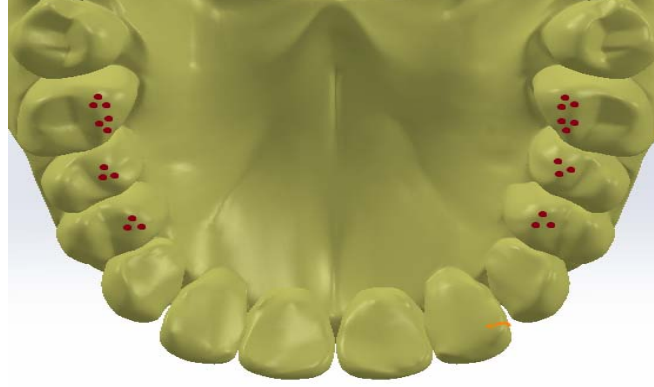
Materyal	Elastisite Modülü (E)	Poisson Oranı (v)	Kaynak
Protez (Akrilik)	3 000	0.35	(166)
Kortikal Kemik	13 700	0.30	(166)
Sponjiyöz Kemik	1 370	0.30	(166)
İmplant (Ti)	103 400	0.35	(166)
Alloplast (Graft)	3 450	0.31	(162)
Bar (Krom-nikel)	200 000	0.33	(65)

5.2.10. Yükleme Koşulları

Bugüne kadar yapılan çalışmalar hareketli protezlerde maksimum ısırma kuvvetinin dişli hastalara oranla oldukça düşük değerlerde olduğunu göstermiştir. İmplant destekli protezlerde gerçekleştirilen çalışmalar ışığında maksimum ısırma kuvvetinin yaklaşık olarak 150 N olduğu tespit edilmiştir (167). Sonlu elemanlar yönteminde kullanılan modelin gerçek çalışma koşullarını yansıtabilmesi amacıyla kuvvet değerlerinin ve kuvvet uygulama bölgelerinin mümkün olduğunca literatürde yapılmış olan çalışmalarla uyumlu olmasına dikkat edildi (168).

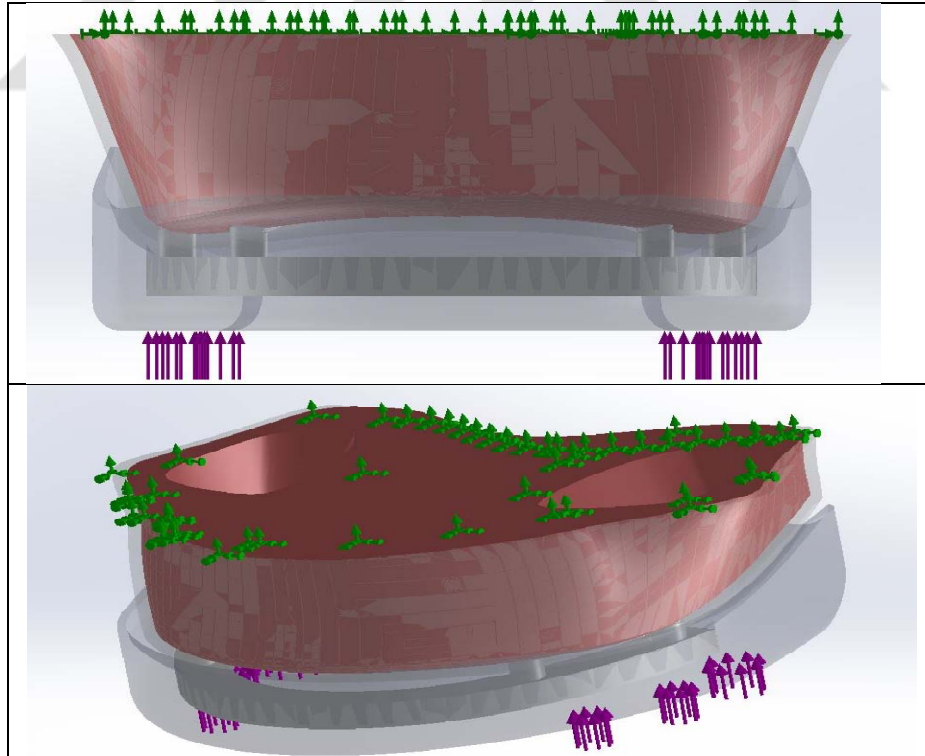
Yüklemeler sağ ve sol maksillada 4, 5 ve 6 numaralı dişerin kapanış halindeki temas noktalarından olacak şekilde sağ ve sol yarım çenede 150 N olarak toplam 300 N uygulandı. Yükleme temas bölgeleri ısırma esnasında ideal temas noktaları olarak

sürekli aynı noktalara gelecek şekilde belirlendi. İdeal temas noktalarında her bir nokta 0.5 mm çapında temas alanına sahiptir. Yükleme noktaları ısırma esnasındaki temas bölgeleri Yavuzyılmaz'ın önerileri doğrultusunda belirlendi (169) (Şekil 16).



Şekil 16. Modellediğimiz maksillada, posterior bölgedeki dişlerdeki temas noktaları

Bu literatür bilgilerini referans alarak maksillada 4, 5 ve 6 numaralı dişlerin temas noktalarından dik olacak şekilde 150'şer N kuvvet, dişlerin temas noktalarından uygulandı (Şekil 17).



Şekil 17. Elde edilen atrofik maksilla modeli üzerinde yükleme noktaları ve doğrultuları

5.3. Çalışma Gruplarının Dizaynı

5.3.1. A Grubu Planlaması

A grubunda 4 implant ile planlama yapılarak 2 farklı kemik tipinde (D2 ve D3) 5'er adet olmak üzere toplam 10 model oluşturuldu. İmplantlar bilateral kanin ve bilateral 2. premolar diş bölgelerine yerleştirildi. Bilateral kanin diş bölgesine yerleştirilen implantların çapı 4.1 mm boyu ise 11.5 mm olarak standardize edildi. Bilateral 2. premolar diş bölgesine yerleştirilen distaldeki implantların ise boyu ve uygulanma açısı değiştirilerek gruplar çeşitlendirildi (Tablo 7, 8) (Şekil 18 A-F).

5.3.1.1. A/D2 Grubu Planlaması

D2 yoğunluktaki modellerde kortikal kemik kalınlığı 1.5 mm olarak planlandı. Kortikal kemik dışındaki alanlar trabeküler kemik ile doldurulularak modelleme tamamlandı (7).

Tablo 7. A/D2 grubu Planlaması

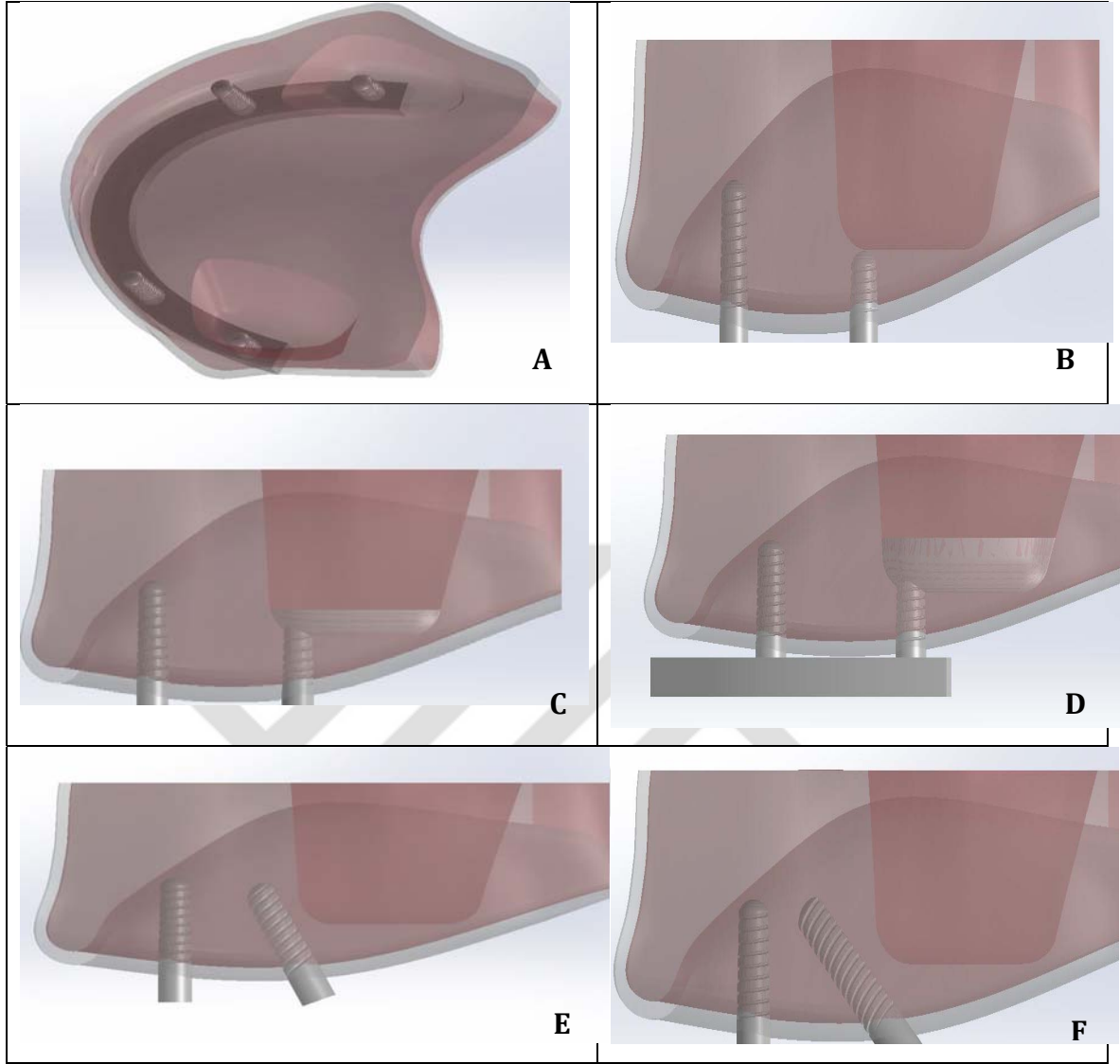
Model	İmplant Sayısı	İmplant Yerleştirilen Diş Numaraları	Distaldeki İmplantın Boyu	Distaldeki İmplantın Çapı	Distaldeki İmplantın Eğim Açısı	Yapılan Sinüs Lift Miktarı	Kemik Tipi
A1D2	4	5--3----3--5	6 mm	4.1 mm	0	0 mm	D2
A2D2	4	5--3----3--5	8 mm	4.1 mm	0	2 mm	D2
A3D2	4	5--3----3--5	11.5 mm	4.1 mm	0	5.5 mm	D2
A4D2	4	5--3----3--5	13 mm	4.1 mm	30	0 mm	D2
A5D2	4	5--3----3--5	16 mm	4.1 mm	45	0 mm	D2

5.3.1.2. A/D3 Grubu Planlaması

D3 yoğunluktaki modellerde kortikal kemik kalınlığı 0.75 mm olarak planlandı. Kortikal kemik dışındaki alanlar trabeküler kemik ile doldurulularak modelleme tamamlandı (7).

Tablo 8. A/D3 Grubu Planlaması

Model	İmplant Sayısı	İmplant Yerleştirilen Diş Numaraları	Distaldeki İmplantın Boyu	Distaldeki İmplantın Çapı	Distaldeki İmplantın Eğim Açısı	Yapılan Sinüs Lift Miktarı	Kemik Tipi
A1D3	4	5--3----3--5	6 mm	4.1 mm	0	0 mm	D3
A2D3	4	5--3----3--5	8 mm	4.1 mm	0	2 mm	D3
A3D3	4	5--3----3--5	11.5 mm	4.1 mm	0	5.5 mm	D3
A4D3	4	5--3----3--5	13 mm	4.1 mm	30	0 mm	D3
A5D3	4	5--3----3--5	16 mm	4.1 mm	45	0 mm	D3



Şekil 18 A grubu 4 implantlı planlama modelleri **A.** Modellenen maksillanın 4 implantlı planlama görüntüsü **B.** A1D2 modeli, distal kısa implant uygulaması **C.** A2D2 modeli, 2 mm’lik sinüs greftleme **D.** A3D2 modeli, 5.5 mm’lik sinüs greftleme **E.** A4D2 modeli, 30 derece eğimli distal implant **F.** A5D2 modeli, 45 derece açılı distal implant

5.3.2. B Grubu Planlaması

B grubunda 5 implant ile planlama yapıldı. İmplantlar bilateral kanin, bilateral 2. premolar dişler ve sol santral bölgesine yerleştirildi. Bilateral kanin diş bölgesine yerleştirilen implantların çapı 4.1 mm boyu ise 11.5 mm olarak standardize edildi. Distaldeki implantların ise boyu ve açısı değiştirilerek gruplar çeşitlendirildi (Tablo 9, 10) (Şekil 19 A-F).

5.3.2.1. B/D2 Grubu Planlaması

D2 yoğunlukta kortikal kemik kalınlığı 1.5 mm olarak planlandı. Kortikal kemik dışındaki alanlar trabeküler kemik ile doldurulularak modelleme tamamlandı (7).

Tablo 9. B/D2 grubu planlaması

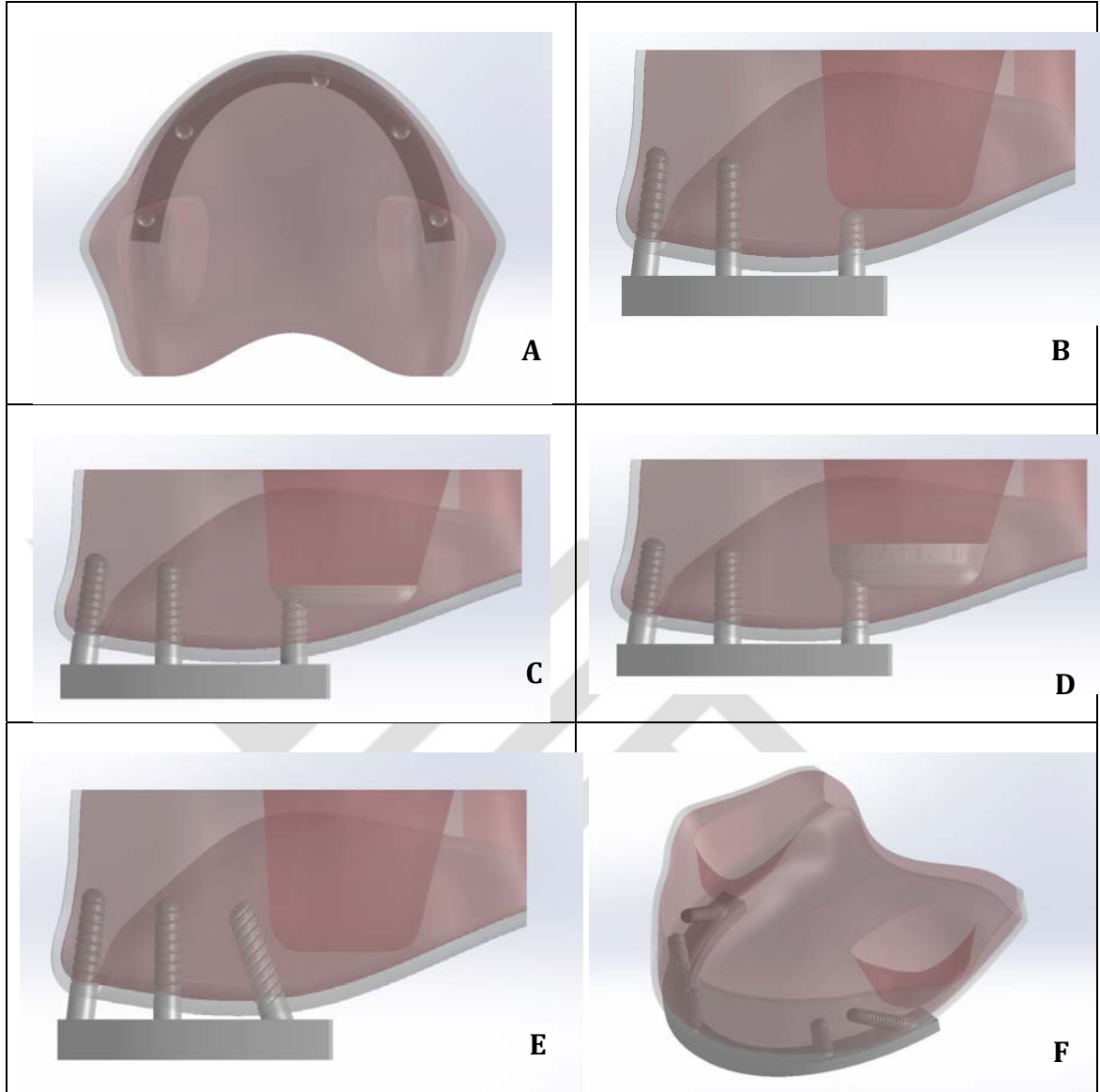
Model	İmplant Sayısı	İmplant Yerleştirilen Diş Numaraları	Distaldeki İmplantın Boyu	Distaldeki İmplantın Çapı	Distal İmplantın Eğim Açısı	Yapılan Sinüs Lift Miktarı	Kemik Tipi
B1D2	5	5--3--1-3--5	6 mm	4.1 mm	0	0 mm	D2
B2D2	5	5--3--1-3--5	8 mm	4.1 mm	0	2 mm	D2
B3D2	5	5--3--1-3--5	11.5 mm	4.1 mm	0	5.5mm	D2
B4D2	5	5--3--1-3--5	13 mm	4.1 mm	30	0 mm	D2
B5D2	5	5--3--1-3--5	16 mm	4.1 mm	45	0 mm	D2

5.3.2.2. B/D3 Grubu Planlaması

D3 yoğunlukta kortikal kemik kalınlığı 0.75 mm olarak planlandı. Kortikal kemik dışındaki alanlar trabeküler kemik ile doldurulularak modelleme tamamlandı (7).

Tablo 10. B/D3 grubu planlaması

Model	İmplant Sayısı	İmplant Yerleştirilen Diş Numaraları	Distaldeki İmplantın Boyu	Distaldeki İmplantın Çapı	Distal İmplantın Eğim Açısı	Yapılan Sinüs Lift Miktarı	Kemik Tipi
B1D3	5	5--3--1-3--5	6 mm	4.1 mm	0	0 mm	D3
B2D3	5	5--3--1-3--5	8 mm	4.1 mm	0	2 mm	D3
B3D3	5	5--3--1-3--5	11.5 mm	4.1 mm	0	5.5 mm	D3
B4D3	5	5--3--1-3--5	13 mm	4.1 mm	30	0 mm	D3
B5D3	5	5--3--1-3--5	16 mm	4.1 mm	45	0 mm	D3



Şekil 19. B grubu 5 implantlı planlama modelleri **A.** B grubu 5 implantlı planlama **B.** B1D2 modeli, distal kısa implant **C.** B2D2 modeli, 2 mm'lik sinüs greftleme **D.** B3D2 modeli, 5.5 mm'lik sinüs greftleme **E.** B4D2 modeli, 30 derece açılı distal implant **F.** B5D2 modeli, 45 derece açılı distal implant

5.3.3. C Grubu Planlaması

C grubunda 7 implant ile planlama yapıldı. İmplantlar bilateral kanin, bilateral 2. premolar ve bilateral 6 numaralı dişlerin distali bölgesine ve sağ santral diş bölgesine yerleştirildi. Bilateral kanin diş bölgesine yerleştirilen implantların çapı 4.1 mm boyu ise 11.5 mm olarak standardize edildi. Distaldeki implantların ise boyu değiştirilerek gruplar çeşitlendirildi (Tablo 11, 12) (Şekil 20 A-D).

5.3.3.1. C/D2 Grubu Planlaması

D2 yoğunlukta kortikal kemik kalınlığı 1.5 mm olarak değerlendirildi. Kortikal kemik dışındaki alanlar trabeküler kemik ile doldurulularak modelleme tamamlandı.

Tablo 11. C / D2 grubu planlaması

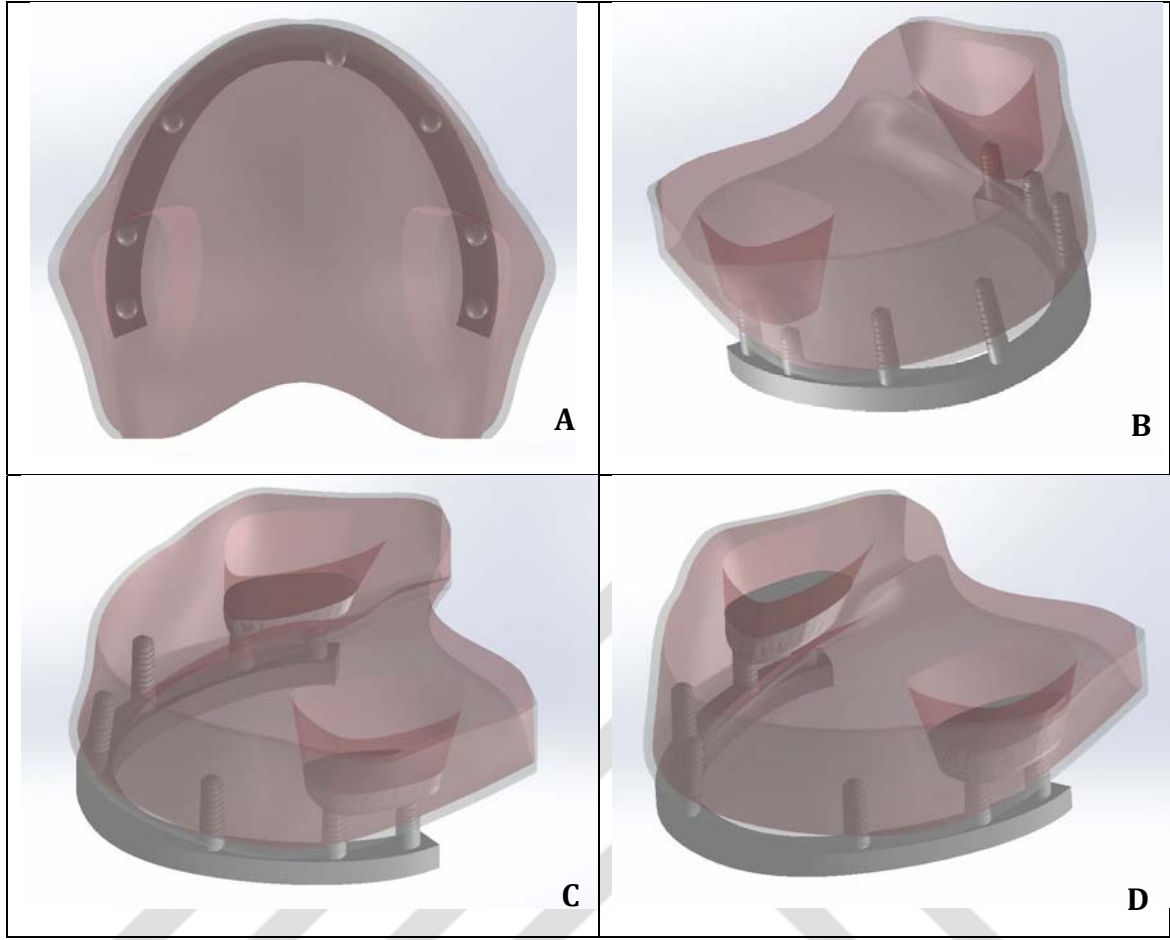
Model	İmplant Sayısı	İmplant Yerleştirilen Diş Numaraları	Distaldeki İmplantın Boyu	Distaldeki İmplantın Çapı	Yapılan Sinüs Lift Miktarı	Kemik Tipi
C1D2	7	6-5--3--1---3--5-6	6 mm	4.1mm	0 mm	D2
C2D2	7	6-5--3--1---3--5-6	8 mm	4.1mm	2 mm	D2
C3D2	7	6-5--3--1---3--5-6	11.5 mm	4.1mm	5.5mm	D2

5.3.3.2. C/D3 Grubu Planlaması

D2 yoğunlukta kortikal kemik kalınlığı 1.5 mm olarak değerlendirildi. Kortikal kemik dışındaki alanlar trabeküler kemik ile doldurulularak modelleme tamamlandı.

Tablo 12. C/D3 grubu planlaması

Model	İmplant Sayısı	İmplant Yerleştirilen Diş Numaraları	Distaldeki İmplantın Boyu	Distaldeki İmplantın Çapı	Yapılan Sinüs Lift Miktarı	Kemik Tipi
C1D3	7	6-5--3--1---3—5-6	6 mm	4.1mm	0 mm	D3
C2D3	7	6-5--3--1---3—5-6	8 mm	4.1mm	2 mm	D3
C3D3	7	6-5--3--1---3—5-6	11.5 mm	4.1mm	5.5mm	D3



Şekil 20. C grubu 7 implantlı planlama modelleri **A.** C grubu 7 implantlı planlama **B.** C1D2 modeli, kısa vertikal distal implant uygulaması **C.** C2D2 modeli, 2 mm'lik greftleme **D.** C3D2 modeli ve 5.5 mm'lik greftleme

5.4. Sonlu Elemanlar Analizi Programıyla Analiz Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Analiz sonucunda elde edilen asal gerilim değerleri kortikal ve sponjiyöz kemik için oldukça önem taşımaktadır. Bu nedenle modelde elde edilen gerilim değerleri maksimum Von Mises değerleri belirlenerek kaydedilmiştir. Kortikal ve sponjiyöz kemikteki Von Mises gerilim değerleri ayrı ayrı kaydedilmiştir. Analiz sonucu elde edilen veriler matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığından ve bu değerlerin varyansı olmadığından bulguların istatistiksel analizi yapılmamıştır. Elde edilen stres değerleri miktara bağlı olarak değişen renk skalaları vasıtası ile görselleştirilmiştir. Bu şekilde grup içi ve gruplar arası farklılıklar karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Bu çalışmada ayrıca implant etrafındaki kortikal ve sponjiyöz kemikte oluşan maksimum ve minimum Von Mises gerilim lokalizasyonları değerlendirilmiştir.

6. BULGULAR

Modellediğimiz D2 ve D3 kemik yoğunluğuna sahip 26 maksilla modeli üzerinde yaptığımız sonlu elemanlar analizi sonuçlarında kortikal kemik, sponjiyöz kemik ve greftlenen bölgede oluşan maksimum Von Mises Stres değerleri renkli dağılım skalaları ile belirlenmiştir (Şekil 21 E). İmplanta destek olan dokular üzerinde oluşan maksimum Von Mises değerleri Megapaskal (MPa) cinsinden değerlendirilip sonuçlar kıyaslamalı olarak yorumlanmıştır.

6.1. A Grubu Stres Bulguları

A grubu stres bulguları 4 implantla planlama yapılan modellerde yükleme sonrası D2 ve D3 kemikte meydana gelen maksimum Von Mises Stres bulgularını içermektedir. İmplantlar maksillada bilateral kanin ve ikinci premolar diş bölgelerine uygulanmıştır.

6.1.1. A1 Grubu Stres Bulguları

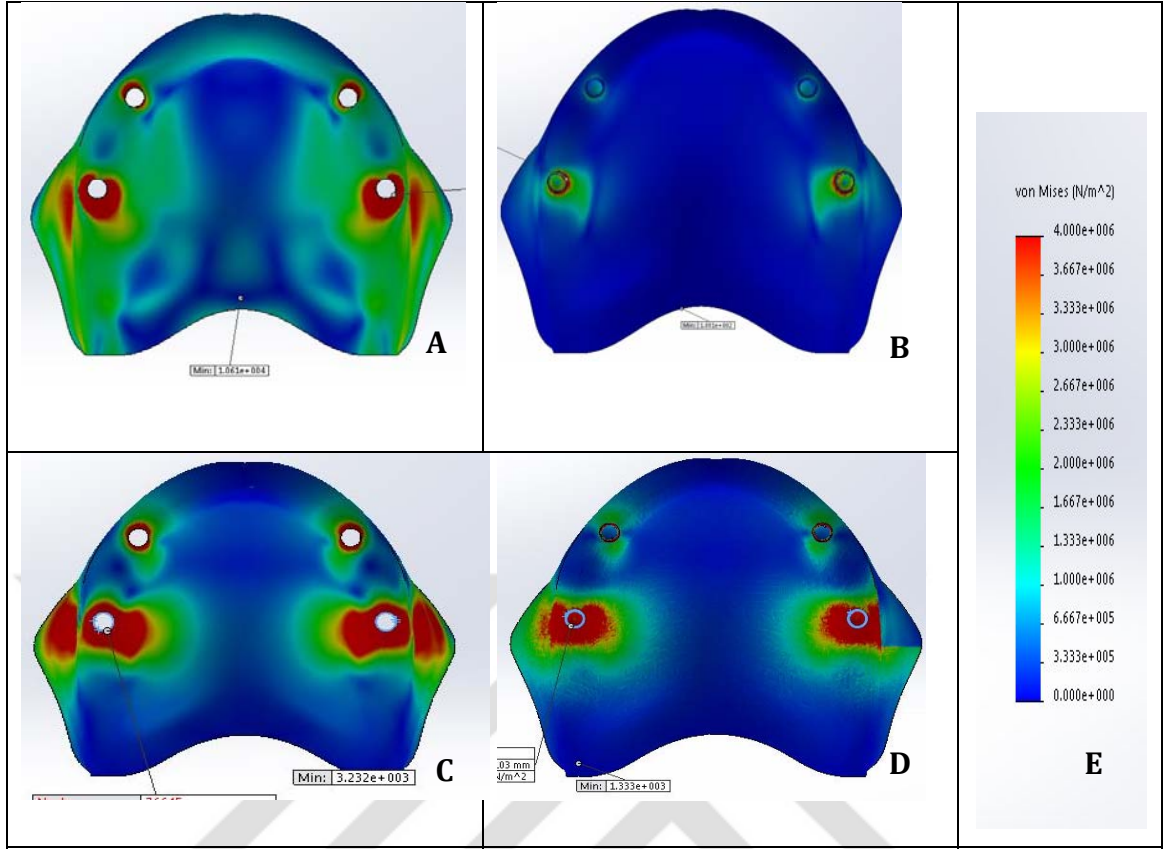
A1 Grubu stres bulguları D2 ve D3 yoğunlukta modellenen maksillada 4 implantla planlama yapılan ve distal implant olarak 6 mm 'lik vertikal implant uygulanan planlamadaki modellerde oluşan stres bulgularını içermektedir.

6.1.1.1. A1D2 Modeli Stres Bulguları

Yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 40.62 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises Stres Değeri ise distaldeki implant çevresinde ve 7.068 MPa değerindedir (Şekil 21 A, B).

6.1.1.2. A1D3 Modeli Stres Bulguları

Yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 44.46 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises değeri ise distaldeki implantın çevresinde ve 14.32 MPa değerindedir (Şekil 21 C, D).



Şekil 21. A1 grubu modelleri stres bulguları **A.** A1D2 modeli kortikal kemik stres dağılımı **B.** A1D2 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı **C.** A1D3 modeli kortikal kemik stres dağılımı **D.** A1D3 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı **E.** Renkli dağılım skalası

6.1.2. A2 Grubu Stres Bulguları

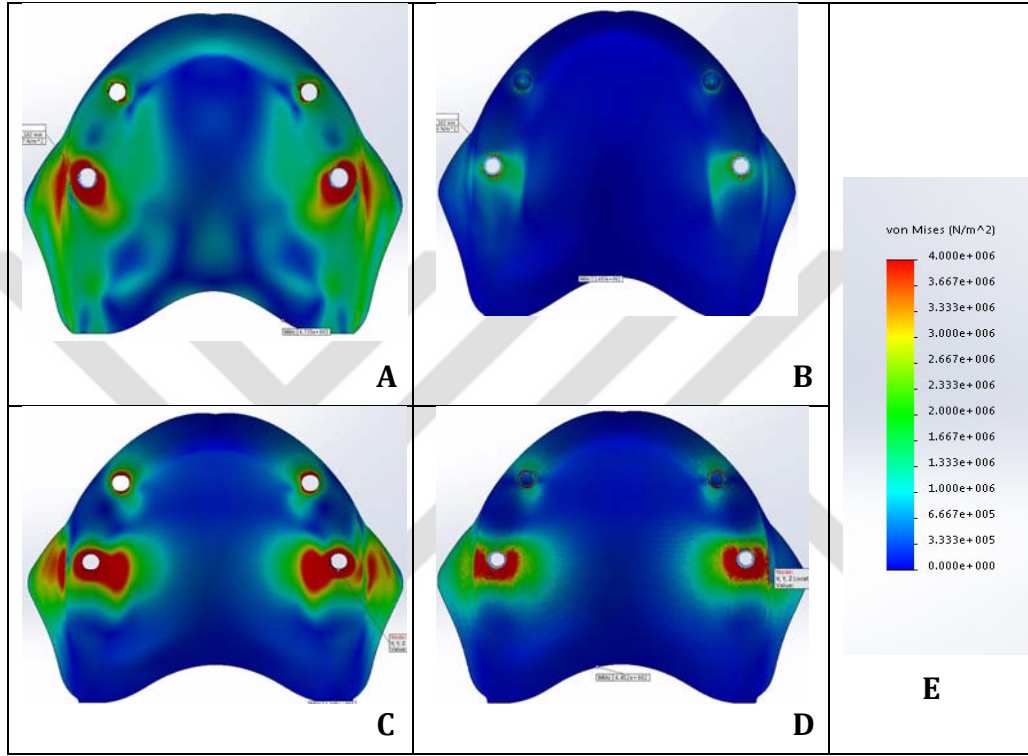
A2 Grubu stres bulguları D2 ve D3 yoğunlukta modellenen maksillada 4 implantla planlama yapılan ve distal implant olarak 8 mm ‘lik vertikal implant uygulanan ve distal bölgede implant yerleşimi için 2 mm ‘lik greftleme yapılan planlamadaki modellerde oluşan stres bulgularını içermektedir.

6.1.2.1. A2D2 Modeli Stres Bulguları

Yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 37.89 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises Stres Değeri ise distaldeki implant çevresinde ve 6.988 MPa değerindedir (Şekil 22 A, B).

6.1.2.2. A2D3 Modeli Stres Bulguları

Yüklemeye sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 40.0 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises değeri ise distaldeki implantın çevresinde ve 12.80 MPa değerindedir (Şekil 22 C, D).



Şekil 22. A2 grubu modelleri stres bulguları **A.** A2D2 modeli kortikal kemik stres dağılımı **B.** A2D2 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı **C.** A2D3 modeli kortikal kemik stres dağılımı **D.** A2D3 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı **E.** Renkli dağılım skalası

6.1.3. A3 Grubu Stres Bulguları

A3 Grubu stres bulguları D2 ve D3 yoğunlukta modellenen maksillada 4 implantla planlama yapılan ve distal implant olarak 11.5 mm'lik vertikal implant uygulanan ve distal bölgede implant yerleşimi için 5.5 mm 'lik greftleme yapılan planlamadaki modellerde oluşan stres bulgularını içermektedir.

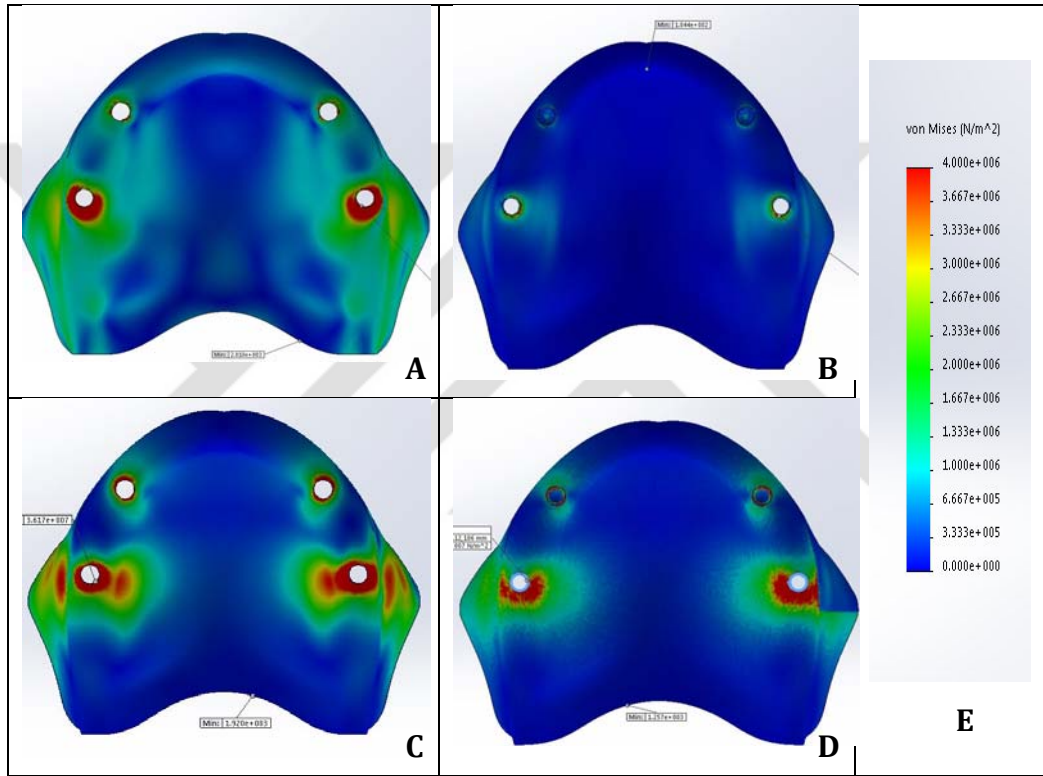
6.1.3.1. A3D2 Modeli Stres Bulguları

Yüklemeye sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 36.0 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit

edilen maksimum Von Mises Stres Değeri ise distaldeki implant çevresinde ve 6.823 MPa değerindedir (Şekil 23 A, B).

6.1.3.2. A3D3 Modeli Stres Bulguları

Yüklemeye sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 36.17 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises değeri ise distaldeki implantın çevresinde ve 10.16 MPa değerindedir (Şekil 23 C, D).



Şekil 23. A3 grubu modelleri stres bulguları **A.** A3D2 modeli kortikal kemik stres dağılımı **B.** A3D2 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı **C.** A3D3 modeli kortikal kemik stres dağılımı **D.** A3D3 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı **E.** Renkli dağılım skalası

6.1.4. A4 Grubu Stres Bulguları

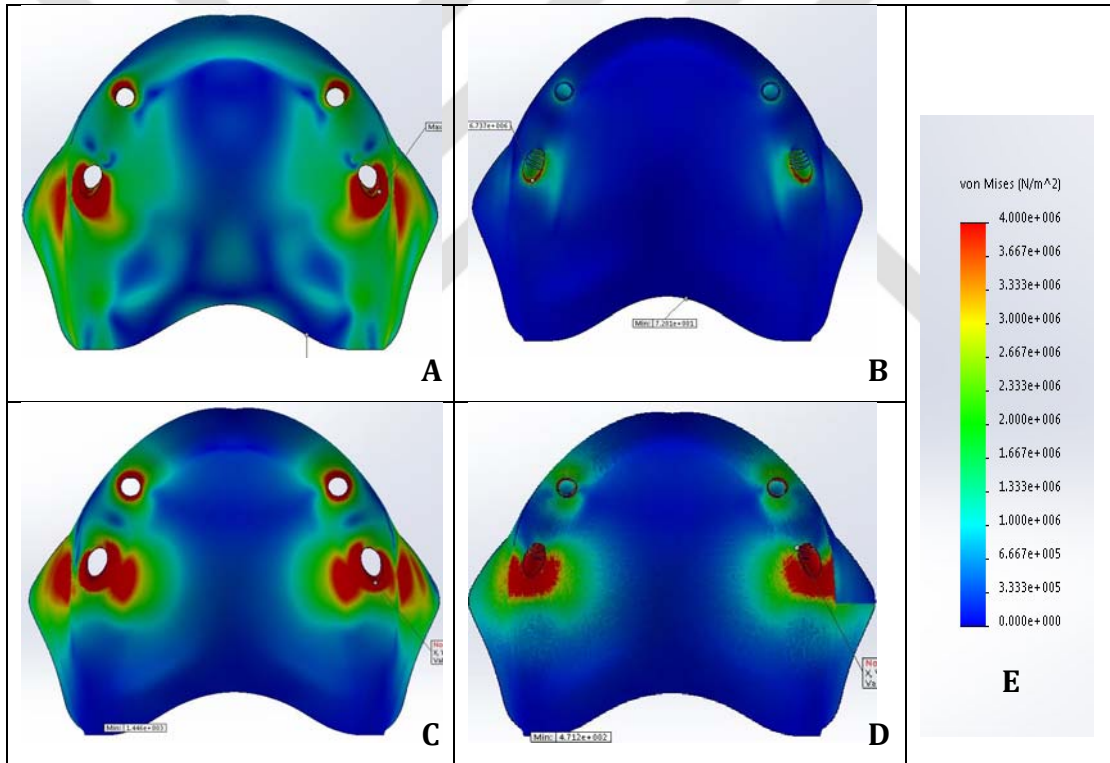
A4 Grubu stres bulguları D2 ve D3 yoğunlukta modellenen maksillada 4 implantla planlama yapılan ve distal implant olarak 13 mm 'lık 30 derece meziale açılı implant uygulanan planlamadaki modellerde oluşan stres bulgularını içermektedir.

6.1.4.1 A4D2 Modeli Stres Bulguları

Yüklemeye sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 39.38 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises Stres Değeri ise distaldeki implant çevresinde ve 6.737 MPa değerindedir (Şekil 24 A, B).

6.1.4.2. A4D3 Modeli Stres Bulguları

Yüklemeye sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 45.99 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises değeri ise distaldeki implantın çevresinde ve 16.97 MPa değerindedir (Şekil 24 C, D).



Şekil 24. A4 grubu modelleri stres bulguları **A.** A4D2 modeli kortikal kemik stres dağılımı **B.** A4D2 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı **C.** A4D3 modeli kortikal kemik stres dağılımı **D.** A4D3 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı **E.** Renkli dağılım skalası

6.1.5. A5 Grubu Stres Bulguları

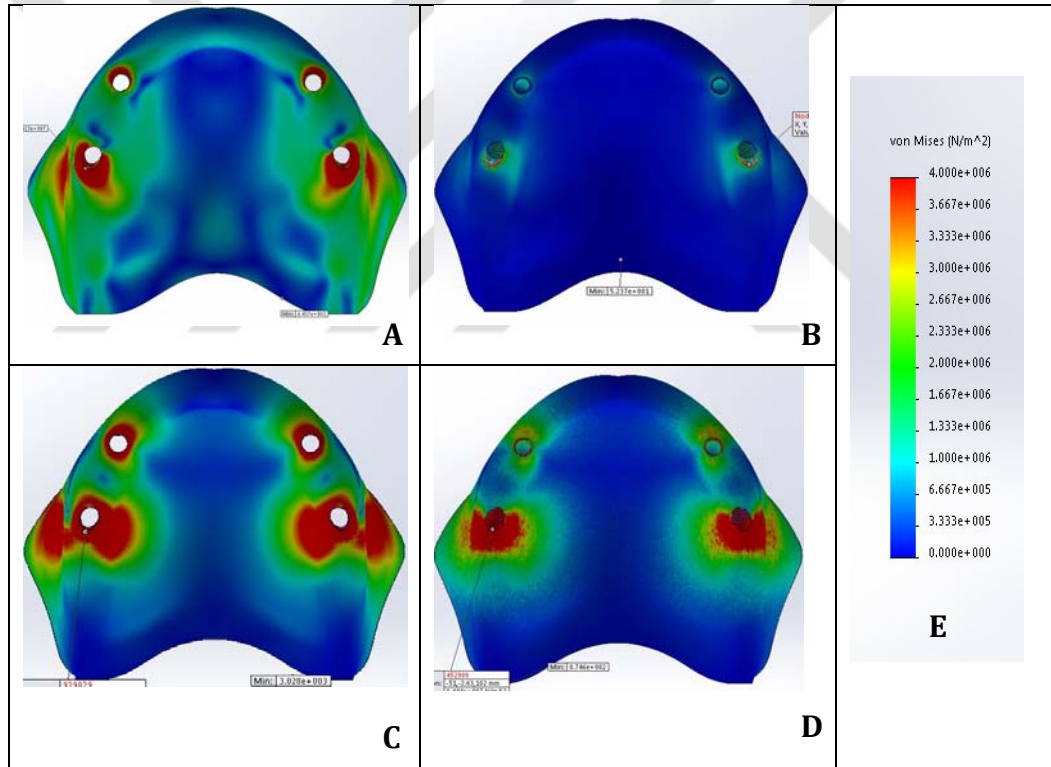
A5 Grubu stres bulguları D2 ve D3 yoğunlukta modellenen maksillada 4 implantla planlama yapılan ve distal implant olarak 16 mm 45 derece meziale açılı implant uygulanan planlamadaki modellerde oluşan stres bulgularını içermektedir.

6.1.5.1. A5D2 Modeli Stres Bulguları

Yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 39.23 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises Stres Değeri ise distaldeki implant çevresinde ve 6.236 MPa değerindedir (Şekil 25 A, B).

6.1.5.2. A5D3 Modeli Stres Bulguları

Yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 42.49 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises değeri ise distaldeki implantın çevresinde ve 14.44 MPa değerindedir. (Şekil 25 C, D).



Şekil 25. A5 grubu modelleri stres bulguları **A.** A5D2 modeli kortikal kemik stres dağılımı **B.** A5D2 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı **C.** A5D3 modeli kortikal kemik stres dağılımı **D.** A5D3 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı **E.** Renkli dağılım skalası

6.2. B Grubu Stres Bulguları

D2 ve D3 kemikte B grubu stres bulguları 5 implantla planlama yapılan modellerde yükleme sonrası meydana gelen maksimum Von Mises Stres bulgularını içermektedir. İmplantlar maksillada sağ santral diş, bilateral kanin ve bilateral ikinci premolar diş bölgelerine uygulanmıştır.

6.2.1. B1 Grubu Stres Bulguları

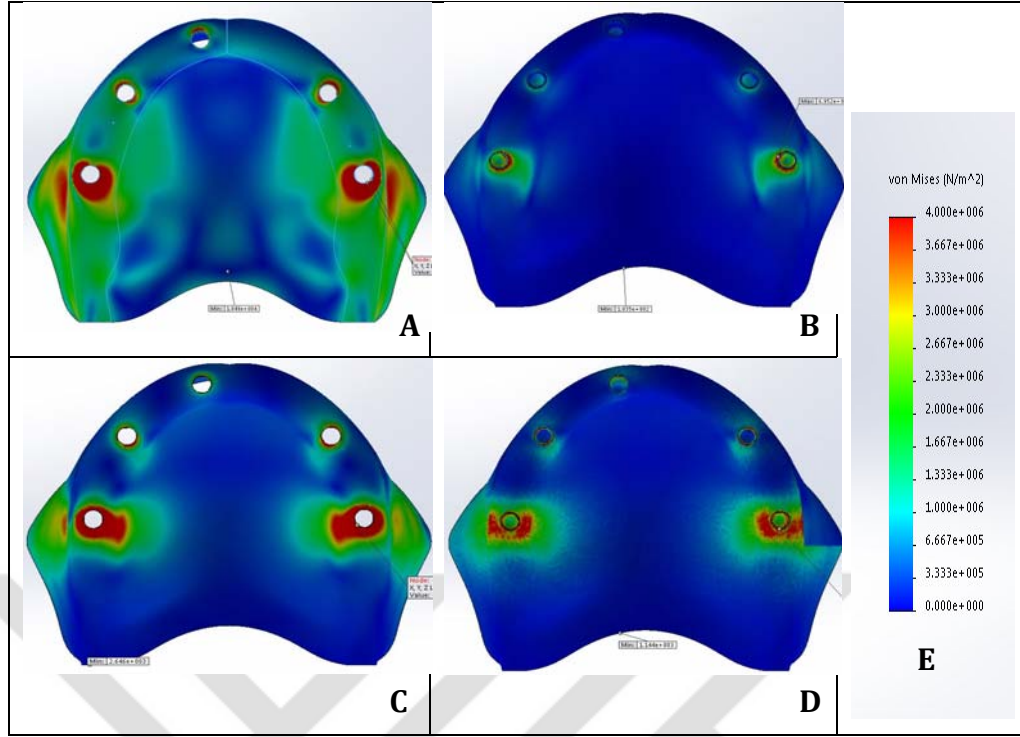
B1 Grubu stres bulguları D2 ve D3 yoğunlukta modellenen maksillada 5 implantla planlama yapılan ve distal implant olarak 6 mm 'lık vertikal implant uygulanan planlamadaki modellerde oluşan stres bulgularını içermektedir.

6.2.1.1. B1D2 Modeli Stres Bulguları

Yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 34.81 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises Stres Değeri ise distaldeki implant çevresinde ve 6.952 MPa değerindedir (Şekil 26 A, B).

6.2.1.2. B1D3 Modeli Stres Bulguları

Yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 36.61 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises değeri ise distaldeki implantın çevresinde ve 16.50 MPa değerindedir (Şekil 26 C, D)



Şekil 26. B1 grubu modelleri stres bulguları **A.** B1D2 modeli kortikal kemik stress dağılımı **B.** B1D2 modeli sponjiyöz kemik stress dağılımı **C.** B1D3 modeli kortikal kemik stress dağılımı **D.** B1D3 modeli sponjiyöz kemik stress dağılımı **E.** Renkli dağılım skalası

6.2.2. B2 Grubu Stres Bulguları

B2 Grubu stres bulguları D2 ve D3 yoğunlukta modellenen maksillada 5 implantla planlama yapılan ve distal implant olarak 8 mm'lik vertikal implant uygulanan ve distal bölgede implant yerleşimi için 2 mm'lik greftleme yapılan planlamadaki modellerde oluşan stres bulgularını içermektedir.

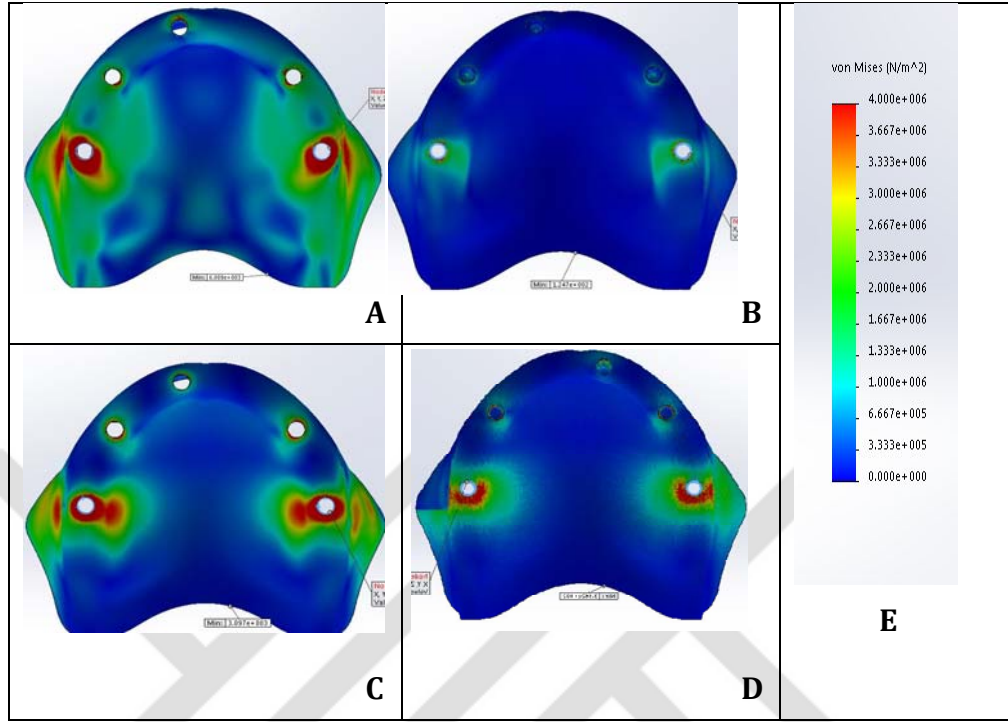
6.2.2.1. B2D2 Modeli Stres Bulguları

Yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 30.87 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises Stres Değeri ise distaldeki implant çevresinde ve 6.983 MPa değerindedir (Şekil 27 A, B).

6.2.2.2. B2D3 Modeli Stres Bulguları

Yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 32.41 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte

tespit edilen maksimum Von Mises değeri ise distaldeki implantın çevresinde ve 14.83 MPa değerindedir (Şekil 27 C, D)



Şekil 27. B2 grubu modelleri stres bulguları **A.** B2D2 modeli kortikal kemik stressdağılımı **B.** B2D2 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı **C.** B2D3 modeli kortikal kemik stres dağılımı **D.** B2D3 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı **E.** Renkli dağılım skalası

6.2.3. B3 Grubu Stres Bulguları

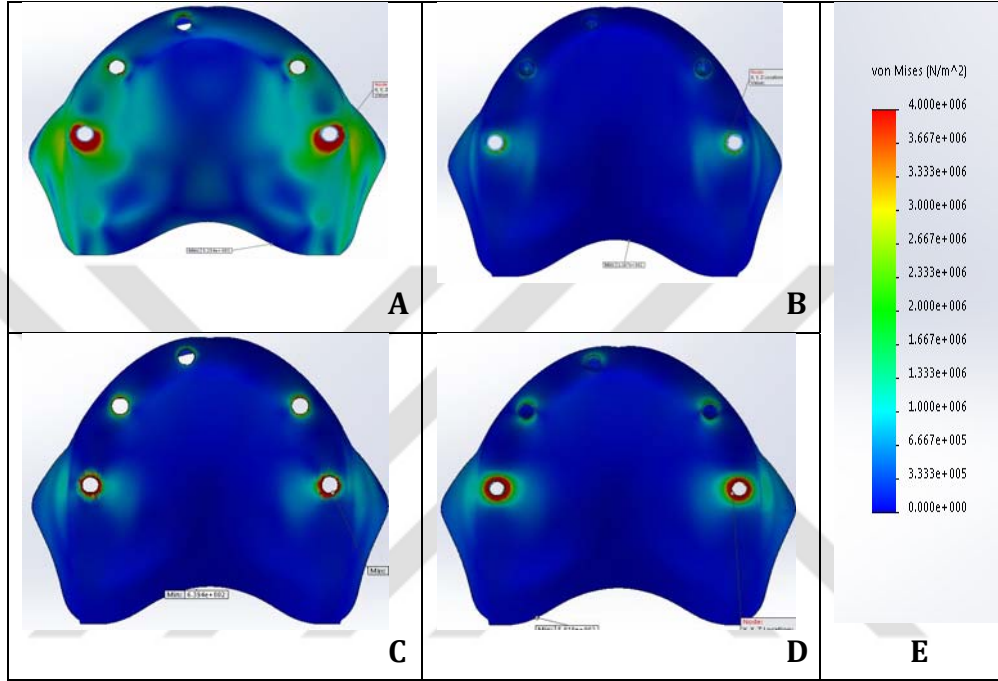
B3 Grubu stres bulguları D2 ve D3 yoğunlukta modellenen maksillada 5 implantla planlama yapılan ve distal implant olarak 11.5 mm'lik vertikal implant uygulanan ve distal bölgede implant yerleşimi için 5.5 mm'lik greftleme yapılan planlamadaki modellerde oluşan stres bulgularını içermektedir.

6.2.3.1. B3D2 Modeli Stres Bulguları

Yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 25.79 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises Stres Değeri ise distaldeki implant çevresinde ve 6.013 MPa değerindedir (Şekil 28 A, B).

6.2.3.2. B3D3 Modeli Stres Bulguları

Yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 26.34 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises değeri ise distaldeki implantın çevresinde ve 9.277 MPa değerindedir (Şekil 28 C, D).



Şekil 28. B3 grubu modelleri stres bulguları **A.** B3D2 modeli kortikal kemik stress dağılımı **B.** B2D2 modeli sponjiyöz kemik stress dağılımı **C.** B3D3 modeli kortikal kemik stress dağılımı **D.** B3D3 modeli sponjiyöz kemik stress dağılımı **E.** Renkli dağılım skalası

6.2.4. B4 Grubu Stres Bulguları

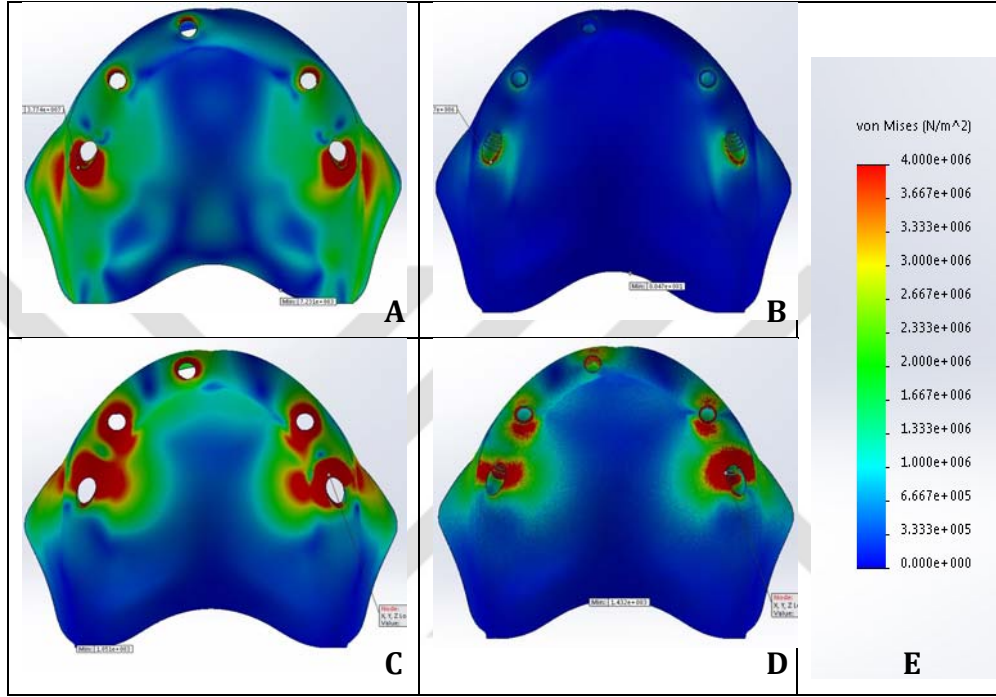
B4 Grubu stres bulguları D2 ve D3 yoğunlukta modellenen maksillada 5 implantla planlama yapılan ve distal implant olarak 13 mm ‘lik 30 derece meziale açılı implant uygulanan planlamadaki modellerde oluşan stres bulgularını içermektedir.

6.2.4.1. B4D2 Modeli Stres Bulguları

Yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 37.72 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises Stres Değeri ise distaldeki implant çevresinde ve 6.557 MPa değerindedir (Şekil 29 A, B).

6.2.4.2. B4D3 Modeli Stres Bulguları

Yüklemeye sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 44.27 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises değeri ise distaldeki implantın çevresinde ve 14.73 MPa değerindedir (Şekil 29 C, D).



Şekil 29. B4 grubu modelleri stres bulguları A. B4D2 modeli kortikal kemik stres dağılımı B. B4D2 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı C. B4D3 modeli kortikal kemik stres dağılımı D. B4D3 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı E. Renkli dağılım skalası

6.2.5. B5 Grubu Stres Bulguları

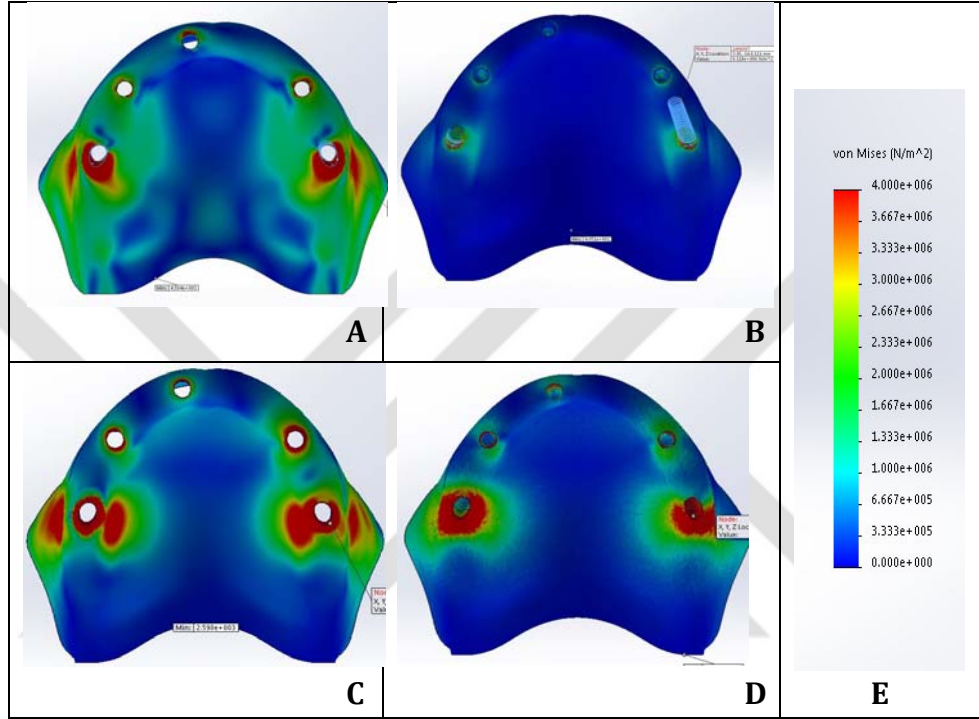
B5 Grubu stres bulguları D2 ve D3 yoğunlukta modellenen maksillada 5 implantla planlama yapılan ve distal implant olarak 16 mm'lik 45 derece meziale açılı implant uygulanan planlamadaki modellerde oluşan stres bulgularını içermektedir.

6.2.5.1. B5D2 Modeli Stres Bulguları

Yüklemeye sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 32.99 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises Stres Değeri ise distaldeki implant çevresinde ve 6.118 MPa değerindedir (Şekil 30 A, B).

6.2.5.2. B5D3 Modeli Stres Bulguları

Yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 36.83 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises değeri ise distaldeki implantın çevresinde ve 12.90 MPa değerindedir (Şekil 30 C, D).



Şekil 30. B5 grubu modelleri stres bulguları **A.** B5D2 modeli kortikal kemik stres dağılımı **B.** B5D2 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı **C.** B5D3 modeli kortikal kemik stres dağılımı **D.** B5D3 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı **E.** Renkli dağılım skalası

6.3. C Grubu Stres Bulguları

D2 ve D3 kemikte B grubu stres bulguları 7 implantla planlama yapılan modellerde yükleme sonrası meydana gelen maksimum Von Mises Stres bulgularını içermektedir. İmplantlar maksillada sağ santral diş, bilateral kanin ve bilateral ikinci premolar, bilateral 1. Molar dişin distal bölgelerine uygulanmıştır.

6.3.1. C1 Grubu Stres Bulguları

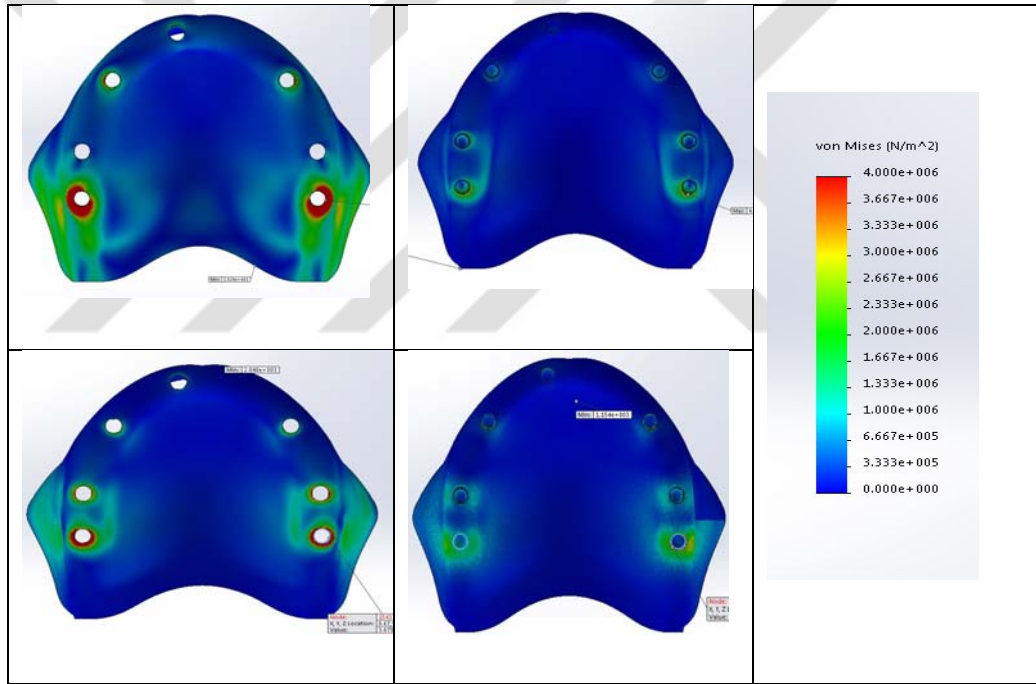
C1 Grubu stres bulguları D2 ve D3 yoğunlukta modellenen maksillada 7 implantla planlama yapılan ve distal implant olarak 6 mm'lik vertikal implant uygulanan planlamadaki modellerde oluşan stres bulgularını içermektedir.

6.3.1.1. C1D2 Modeli Stres Bulguları

Yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 28.47 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises Stres Değeri ise distaldeki implant çevresinde ve 4.712 MPa değerindedir (Şekil 31 A, B).

6.3.1.2. C1D3 Modeli Stres Bulguları

Yükleme sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 30.75 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises değeri ise distaldeki implantın çevresinde ve 10.92 MPa değerindedir (Şekil 31 C, D).



Şekil 31. C1 grubu modelleri stres bulguları **A.** C1D2 modeli kortikal kemik stres dağılımı **B.** C1D2 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı **C.** C1D3 modeli kortikal kemik stres dağılımı **D.** C1D3 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı **E.** Renkli dağılım skalası

6.3.2. C2 Grubu Stres Bulguları

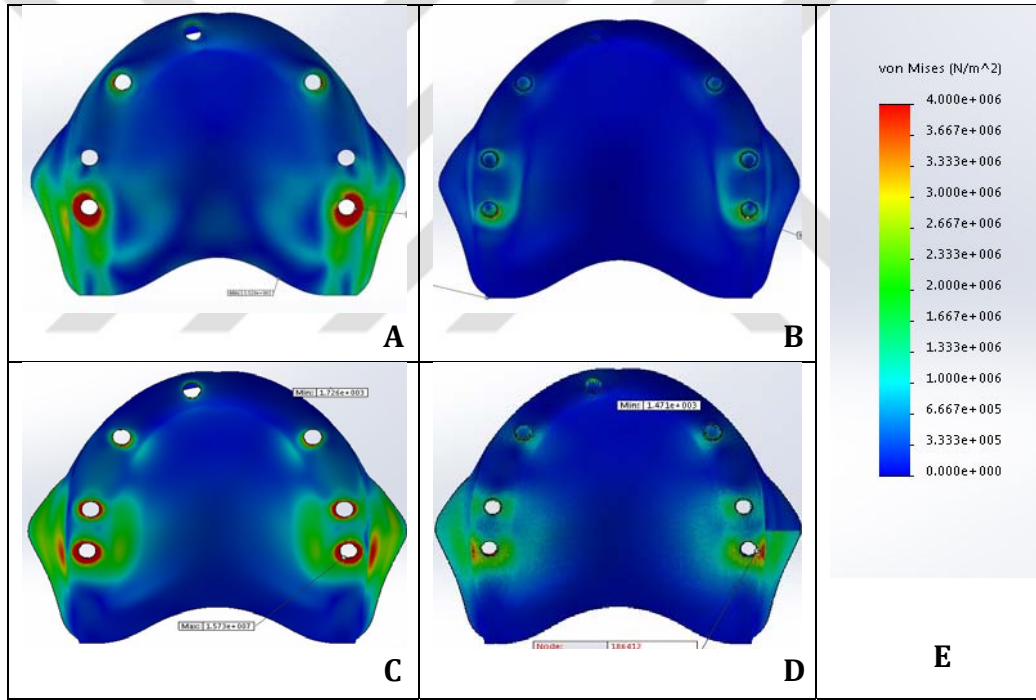
C1 Grubu stres bulguları D2 ve D3 yoğunlukta modellenen maksillada 7 implantla planlama yapılan ve distal implant olarak 8 mm'lik vertikal implant uygulanan ve distal bölgede implant yerleşimi için 2 mm'lik greftleme yapılan planlamadaki modellerde oluşan stres bulgularını içermektedir.

6.3.2.1. C2D2 Modeli Stres Bulguları

Yüklemeye sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 24.03 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises Stres Değeri ise distaldeki implant çevresinde ve 4.150 MPa değerindedir (Şekil 32 A, B).

6.3.2.2. C2D3 Modeli Stres Bulguları

Yüklemeye sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 15.73 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises değeri ise distaldeki implantın çevresinde ve 8.585 MPa değerindedir (Şekil 32 C, D).



Şekil 32. C2 grubu modelleri stres bulguları **A.** C2D2 modeli kortikal kemik stres dağılımı **B.** C2D2 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı **C.** C2D3 modeli kortikal kemik stres dağılımı **D.** C2D3 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı **E.** Renkli dağılım skalası

6.3.3. C3 Grubu Stres Bulguları

C3 Grubu stres bulguları D2 ve D3 yoğunlukta modellenen maksillada 7 implantla planlama yapılan ve distal implant olarak 11.5 mm'lik vertikal implant

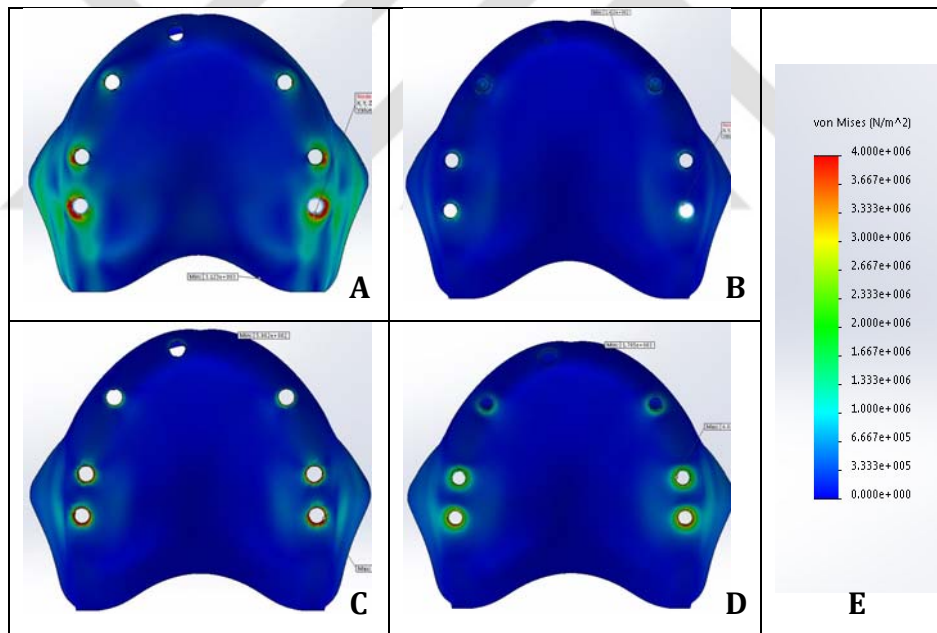
uygulanan ve distal bölgede implant yerleşimi için 5.5 mm'lik greftleme yapılan planlamadaki modellerde oluşan stres bulgularını içermektedir.

6.3.3.1. C3D2 Modeli Stres Bulguları

Yüklemeye sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 17.48 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises Stres Değeri ise distaldeki implant çevresinde ve 4.761 MPa değerindedir (Şekil 33 A, B).

6.3.3.2. C3D3 Modeli Stres Bulguları

Yüklemeye sonucunda kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değeri distaldeki implant çevresinde ve 11.86 MPa değerindedir. Sponjiyöz kemikte tespit edilen maksimum Von Mises değeri ise distaldeki implantın çevresinde ve 6.022 MPa değerindedir (Şekil 33 C, D).



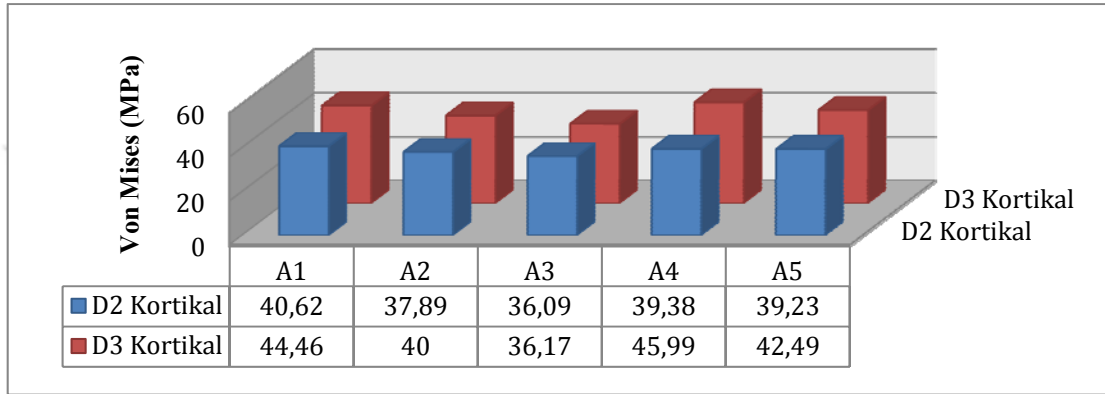
Şekil 33. C3 grubu modelleri stres bulguları **A.** C3D2 modeli kortikal kemik stres dağılımı **B.** C3D2 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı **C.** C3D3 modeli kortikal kemik stres dağılımı **D.** C3D3 modeli sponjiyöz kemik stres dağılımı **E.** Renkli dağılım skalası

6.4. Gruplardaki Von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi

6.4.1. A Grubundaki Değerlerin Karşılaştırılması Olarak Değerlendirilmesi

6.4.1.1. A Grubunda Kortikal Kemikteki Maksimum Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırmalı Değerlendirmesi

4 implantla planlama yapılan A grubu modellerinde kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değerleri rakamsal ve grafiksel olarak Şekil 34'te gösterilmiştir.



Şekil 34. A grubunda D2 ve D3 kemik modellerinde kortikal kemikteki maksimum Von Mises değerleri

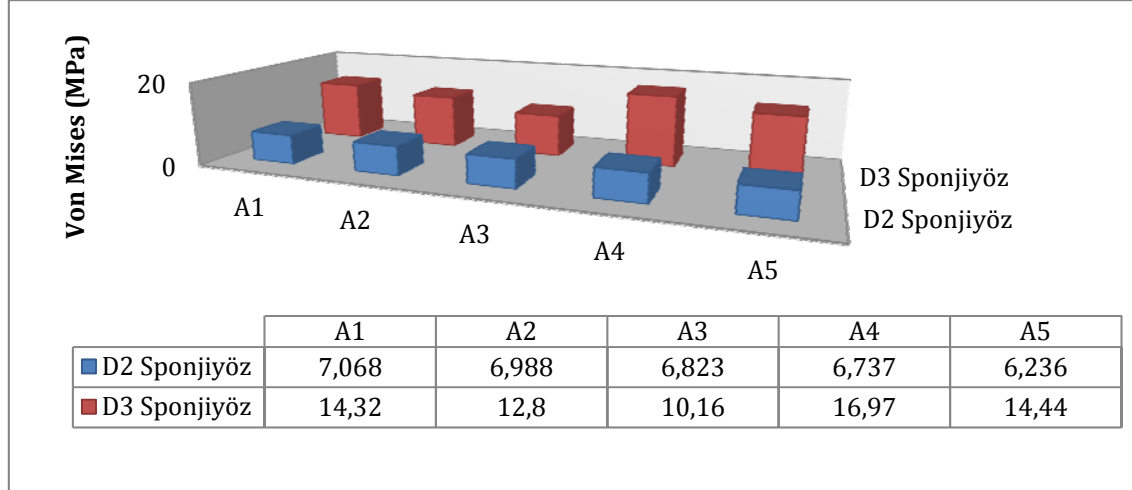
D2 tip kemik modellerinde kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değerleri sırasıyla A1D2>A4D2>A5D2>A2D2>A3D2 şeklindedir. A grubunda D2 tip kemik modellerinde kortikal kemikte görülen en yüksek Von Mises değeri A1D2 modelinde görülmüştür. En düşük Von Mises değeri ise A3D2 modelinde görülmüştür.

D3 tip kemik modellerinde kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değerleri sırasıyla A4D3>A1D3>A5D3>A2D3>A3D3 şeklindedir. A grubunda D3 tip kemik modellerinde kortikal kemikte görülen en yüksek Von Mises değeri A4D3 modelinde görülmüştür. En düşük Von Mises değeri ise A3D3 modelinde görülmektedir.

A grubu modellerinde D2 ve D3 kemikte kortikal kemikte meydana gelen değerler sırasıyla; A4D2 >A1D3>A5D3>A1D2>A2D3>A4D2>A5D2>A2D2>A3D3>A3D2 şeklindedir. Her A grubu modelinde D3 tip kortikal kemikte meydana gelen stres değerleri D2 grubuna kıyasla daha yüksek bulunmuştur.

6.4.1.2. A Grubunda Sponjiyöz Kemikteki Maksimum Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırmalı Değerlendirmesi

4 implantla planlama yapılan A grubu modellerinde sponjiyöz kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değerleri rakamsal ve grafiksel olarak Şekil 35'te gösterilmiştir.



Şekil 35. A grubunda D2 ve D3 kemik modellerinde sponjiyöz kemikteki maksimum Von Mises değerleri

D2 tip kemik modelinde sponjiyöz kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değerleri sırasıyla A1D2>A2D2>A3D2>A4D2>A5D2 şeklindedir. A grubunda D2 tip kemik modellerinde sponjiyöz kemikte görülen en yüksek Von Mises değeri A1D2 modelinde görülmüştür. En düşük Von Mises değeri ise A5D2 modelinde görülmüştür.

D3 tip kemik modelinde sponjiyöz kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değerleri sırasıyla A4D3>A5D3>A1D3>A2D3>A3D3 şeklindedir. A grubunda D3 tip kemik modellerinde sponjiyöz kemikte görülen en yüksek Von Mises değeri A4D3 modelinde görülmüştür. En düşük Von Mises değeri ise A3D3modelinde görülmüştür.

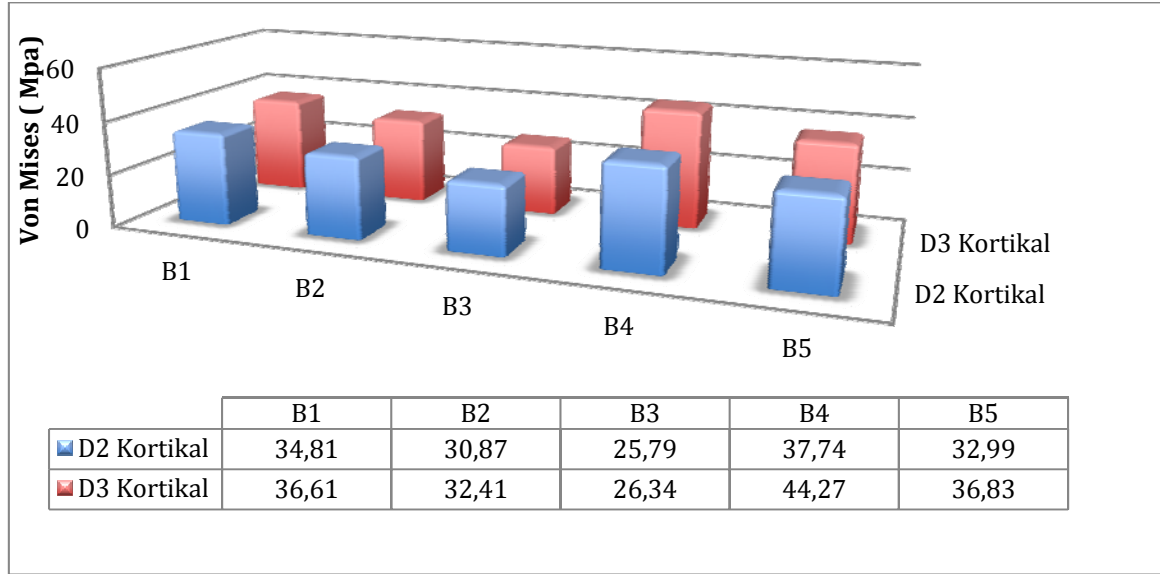
D2 ve D3 kemikte sponjiyöz kemikte meydana gelen değerler sırasıyla A4D2>A5D3>A1D3>A2D3>A3D3>A1D2>A2D2>A3D2>A4D2>A5D2 şeklindedir.

Her A grubu modelinde D3 tip sponjiyöz kemikte meydana gelen stres değerleri D2 grubuna kıyasla daha yüksek bulunmuştur.

6.4.2. B Grubundaki Değerlerin Karşılaştırılmalı Olarak Değerlendirilmesi

6.4.2.1. B Grubunda Kortikal Kemikteki Maksimum Von Mises Değerlerinin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirmesi

5 implantla planlama yapılan B grubu modellerinde kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değerleri rakamsal ve grafiksel olarak Şekil 36'da gösterilmiştir.



Şekil 36. B grubunda D2 ve D3 kemik modellerinde kortikal kemikteki maksimum Von Mises değerleri

D2 tip kemik modelinde kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değerleri sırasıyla B4D2>B1D2>B5D2>B2D2>B3D2 şeklindedir. B grubunda D2 tip kemik modellerinde kortikal kemikte görülen en yüksek Von Mises değeri B1D2 modelinde görülmüştür. En düşük Von Mises değeri ise B3D2 modelinde görülmüştür.

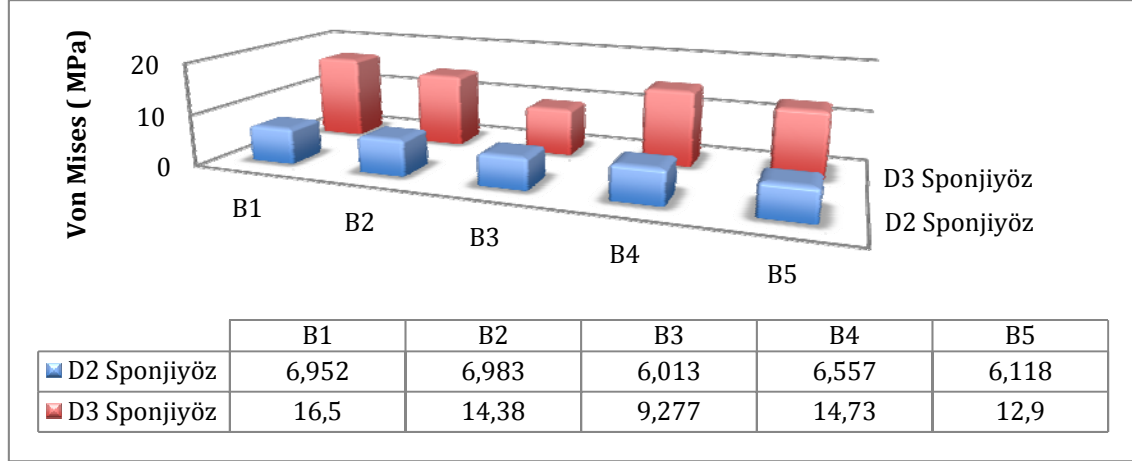
D3 tip kemik modelinde kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değerleri sırasıyla B4D3>B5D3>B1D3>B2D3>B3D3 şeklindedir. B grubunda D2 tip kemik modellerinde kortikal kemikte görülen en yüksek Von Mises değeri B4D2 modelinde görülmüştür. En düşük Von Mises değeri ise B3D2 modelinde görülmüştür.

D2 ve D3 kemikte kortikal kemikte meydana gelen değerler sırasıyla B4D3>B4D2>B5D3>B1D3>B1D2>B5D2>B2D3>B2D2>B3D3>B3D2 şeklindedir.

Her B grubu modelinde D3 tip kortikal kemikte meydana gelen stres değerleri D2 grubuna kıyasla daha yüksek bulunmuştur.

6.4.2.2. B Grubunda Sponjiyöz Kemikteki Maksimum Von Mises Değerlerinin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirmesi

5 implantla planlama yapılan B grubu modellerinde sponjiyöz kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değerleri rakamsal ve grafiksel olarak şekil 37'deki gibidir.



Şekil 37. B grubunda D2 ve D3 kemik modellerinde sponjiyöz kemikteki maksimum Von Mises değerleri

D2 tip kemik modelinde sponjiyöz kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değerleri sırasıyla B2D2>B1D2>B4D2>B5D2>B3D2 şeklindedir. B grubunda D2 tip kemik modellerinde sponjiyöz kemikte görülen en yüksek Von Mises değeri B2D2 modelinde görülmüştür. En düşük Von Mises değeri ise B3D2 modelinde görülmüştür.

D3 tip kemik modelinde sponjiyöz kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değerleri sırasıyla B1D3>B4D3>B2D3>B5D3>B3D3 şeklindedir. B grubunda D3 tip kemik modellerinde sponjiyöz kemikte görülen en yüksek Von Mises değeri B1D3 modelinde görülmüştür. En düşük Von Mises değeri ise B3D3 modelinde görülmüştür.

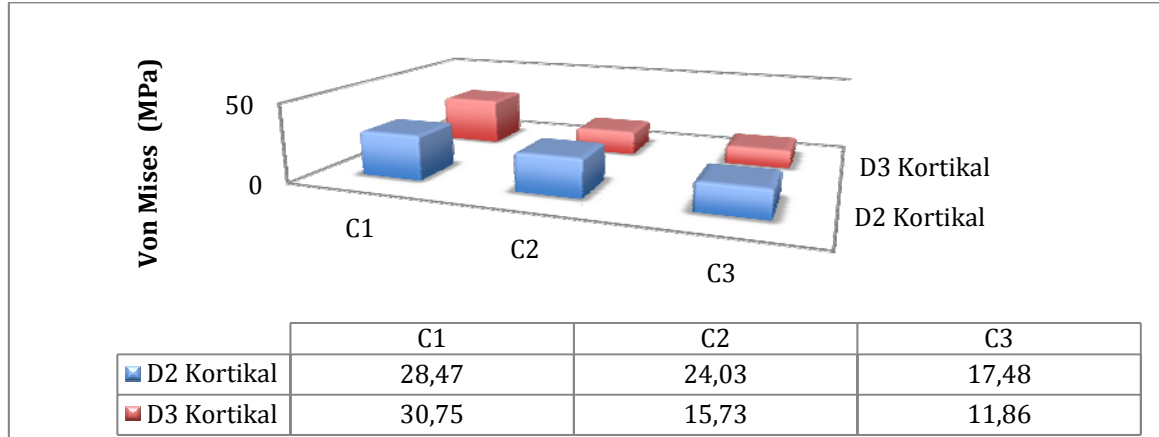
D2 ve D3 kemikte kortikal kemikte meydana gelen değerler sırasıyla B1D3>B4D3>B2D3> B5D3>B3D3>B1D2>B2D2>B4D2>B5D2>B3D2 şeklindedir.

Her B grubu modelinde D3 tip sponjiyöz kemikte meydana gelen stres değerleri D2 grubuna kıyasla daha yüksek bulunmuştur.

6.4.3. C Grubundaki Değerlerin Karşılaştırılmalı Olarak Değerlendirilmesi

6.4.3.1. C Grubunda Kortikal Kemikteki Maksimum Von Mises Değerlerinin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirmesi

7 implantla planlama yapılan C grubu modellerinde kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değerleri rakamsal ve grafiksel olarak şekil 38'deki gibidir.



Şekil 38. C grubunda D2 ve D3 kemik modellerinde kortikal kemikteki maksimum Von Mises değerleri

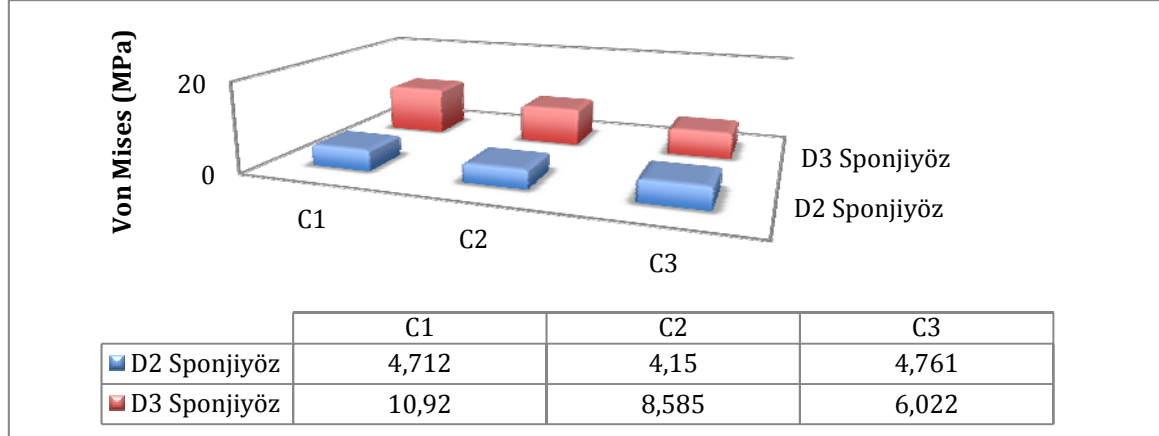
D2 tip kemik modelinde kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değerleri sırasıyla $C1D2 > C2D2 > C3D2$ şeklindedir. C grubunda D2 tip kemik modellerinde kortikal kemikte görülen en yüksek Von Mises değeri C1D2 modelinde görülmüştür. En düşük Von Mises değeri ise C3D2 modelinde görülmüştür.

D3 tip kemik modelinde kortikal kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değerleri sırasıyla $C1D3 > C2D3 > C3D3$ şeklindedir. C grubunda D3 tip kemik modellerinde kortikal kemikte görülen en yüksek Von Mises değeri C1D3 modelinde görülmüştür. En düşük Von Mises değeri ise C3D3 modelinde görülmüştür.

D2 ve D3 kemikte kortikal kemikte meydana gelen stres değerleri $C1D3 > C1D2 > C2D2 > C3D2 > C2D3 > C3D3$ şeklinde sıralanmaktadır.

6.4.3.2. C Grubunda Sponjiyöz Kemikteki Maksimum Von Mises Değerlerinin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirmesi

7 implantla planlama yapılan C grubu modellerinde sponjiyöz kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değerleri rakamsal ve grafiksel olarak şekil 39'daki gibidir.



Şekil 39. C grubunda D2 ve D3 kemik modellerinde sponjiyöz kemikteki maksimum Von Mises değerleri

D2 tip kemik modelinde sponjiyöz kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değerleri sırasıyla C3D2>C1D2>C2D2 şeklindedir. C grubunda D2 tip kemik modellerinde sponjiyöz kemikte görülen en yüksek Von Mises değeri C3D2 modelinde görülmüştür. En düşük Von Mises değeri ise C2D2 modelinde görülmüştür.

D3 tip kemik modelinde sponjiyöz kemikte meydana gelen maksimum Von Mises değerleri sırasıyla C1D3>C2D3>C3D3 şeklindedir. C grubunda D3 tip kemik modellerinde sponjiyöz kemikte görülen en yüksek Von Mises değeri C1D3 modelinde görülmüştür. En düşük Von Mises değeri ise C3D3 modelinde görülmüştür.

D2 ve D3 kemikte sponjiyöz kemikte meydana gelen değerler sırasıyla C1D3>C2D3> C3D3>C3D2>C1D2>C2D2 şeklindedir.

Her C grubu modelinde D3 tip sponjiyöz kemikte meydana gelen stres değerleri D2 grubuna kıyasla daha yüksek bulunmuştur.

6.4.4. A, B, C Grubundaki Değerlerin Karşılaştırılmalı Olarak Değerlendirilmesi

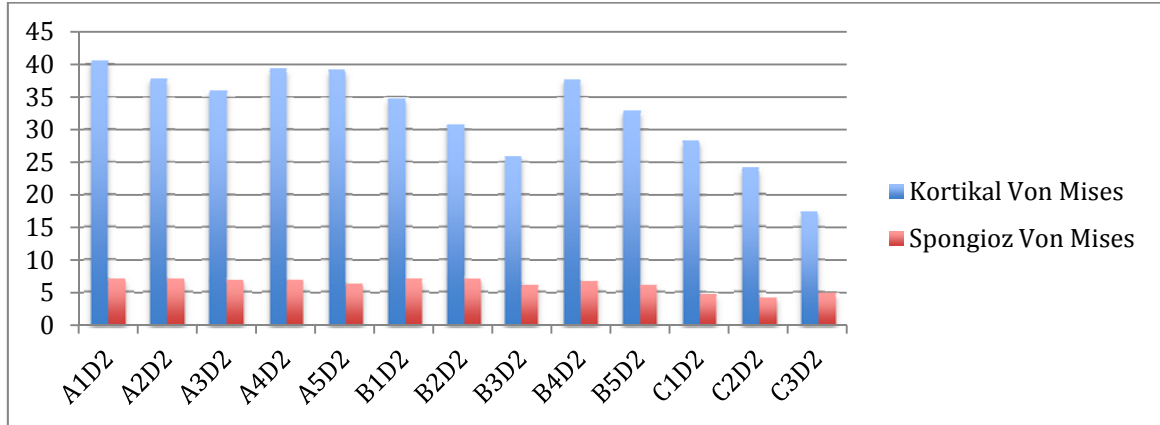
A, B, C grupları içerisinde oluşturulan tüm modellerde elde edilen Von Mises değerleri Tablo 13'te gösterilmiştir.

Tablo 13. Tüm gruplarda görülen maksimum Von Mises Değerleri (MPa)

Model	Maksimum Von Mises (Kortikal)	Maksimum Von Mises (Sponjiyöz)	Model	Maksimum Von Mises (Kortikal)	Maksimum Von Mises (Sponjiyöz)
A1D2	40.62	7.068	A1D3	44.46	14.32
A2D2	37.89	6.988	A2D3	40.0	12.80
A3D2	36.09	6.823	A3D3	36.17	10.16
A4D2	39.38	6.737	A4D3	45.99	16.97
A5D2	39.23	6.236	A5D3	42.49	14.44
B1D2	34.81	6.952	B1D3	36.61	16.50
B2D2	30.87	6.983	B2D3	32.41	14.38
B3D2	25.79	6.013	B3D3	26.34	9.277
B4D2	37.74	6.557	B4D3	44.27	14.73
B5D2	32.99	6.118	B5D3	36.83	12.90
C1D2	28.47	4.712	C1D3	30.75	10.92
C2D2	24.03	4.150	C2D3	15.73	8.585
C3D2	17.48	4.761	C3D3	11.86	6.022

6.4.4.1. D2 Kemik Tipine Sahip A, B, C Gruplarında Kortikal ve Sponjiyöz Kemikteki Maksimum Von Mises Değerlerinin Grafikselle Olarak Değerlendirmesi

D2 Kemik tipine Sahip A, B, C gruplarında kortikal kemikte MPa cinsinden elde edilen Maksimum Von Mises değerlerinin grafikselle olarak değerlendirilmesi şekil 40'taki gibidir.



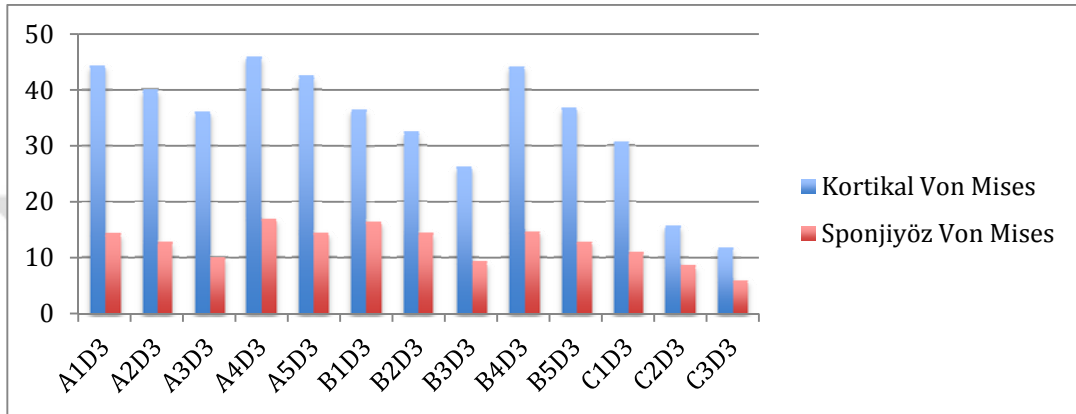
Şekil 40. D2 kemik tipine sahip A, B, C grubu modellerinde görülen maksimum Von Mises değerleri

D2 kemik tipinde A, B, C gruplarında kortikal kemikte görülen Von Mises değerleri A1D2> A4D2> A5D2> A2D2> B4D2> A3D2> B1D2> B5D2> B2D2> C1D2> B3D2> C2D2> C3D2 şeklinde sıralanmaktadır. A, B, C grubu modellerinde D2 kemik olarak modellenen maksilla modellerindeki stres bulguları bir arada değerlendirildiğinde kortikal kemikteki maksimum Von Mises değeri A1D2 grubunda görüldüğü ve minimum Von mises değerinin C3D2 grubunda görüldüğü tespit edilmiştir. A1D2, A4D2, A5D2 ve B4D2 modellerinde birbirine yakın ve yüksek değerlerde stres bulguları görülmüştür.

D2 kemik tipinde A, B, C gruplarında sponjiyöz kemikte görülen Von Mises değerleri A1D2> A2D2> B2D2> B1D2> A3D2> A4D2> B4D2> A5D2> B5D2> B3D2> C3D2> C1D2> C2D2 şeklinde sıralanmaktadır. Sponjiyöz kemikteki değerlerin birbirine rakamsal olarak yakın değerler olduğu görülmekle birlikte en düşük değerlerin C2D2 grubunda görüldüğü tespit edilmiştir.

6.4.4.2. D3 Kemik Tipine Sahip A, B, C Gruplarında Kortikal ve Sponjiyöz Kemikteki Maksimum Von Mises Değerlerinin Grafikselsel Olarak Değerlendirmesi

D3 Kemik tipine Sahip A, B, C gruplarında kortikal ve sponjiyöz kemikte MPa cinsinden elde edilen Maksimum Von Mises değerlerinin grafikselsel olarak değerlendirilmesi şekil 41'deki gibidir.



Şekil 41. D3 kemik tipine sahip A, B, C grubu modellerinde görülen maksimum Von Mises değerleri

D3 kemik tipinde A, B, C gruplarında kortikal kemikte görülen Von Mises değerleri A4D3> A1D3> B4D3> A5D3> A2D3> B5D3> B1D3> A3D3> B2D3> C1D3> B3D3> C2D3> C3D3 şeklinde sıralanmaktadır. A, B, C grubu modellerinde D3 kemik olarak modellenen maksilla modellerindeki stres bulguları bir arada değerlendirildiğinde kortikal kemikteki maksimum Von Mises değeri A4D2 grubunda görüldüğü ve minimum Von mises değerinin C2D3 grubunda görüldüğü tespit edilmiştir. A1D2, A4D2, A5D2, B4D2 modellerinde birbirine yakın ve yüksek değerlerde stres bulguları görülmüştür.

D3 kemik tipinde A, B, C gruplarında sponjiyöz kemikte görülen Von Mises değerleri A4D3> B1D3> B4D3> A5D3> B2D3> A1D3> B5D3> A2D3> C1D3> A3D3> B3D3> C2D3> C3D3 şeklinde sıralanmaktadır. Sponjiyöz kemik tipinde rakamsal olarak birbirine yakın değerler elde edildiği görülür iken A4D3, B1D3, B5D3 gruplarında rakamsal olarak benzer ve yüksek değerler tespit ediliriken en düşük değer C3D3 gurubunda görüldüğü tespit edilmiştir.

7. TARTIŞMA

Kayıp dişin yerini dental implant ile rehabilite etmek 20 yıldır sıklıkla kullanılan ve sonuçları öngörülebilen bir tedavi yöntemidir. Fakat kretlerde meydana gelen kemik kaybı genellikle standart boyda implant yerleşimini zaman zaman olanaksız kılmaktadır (69). Atrofik maksillada da standart implant ile protez planlaması yetersiz kemik miktarı, yetersiz kemik kalitesi, yüksek düzeyde sinüs pnömatizasyonu nedeni ile sınırlanmaktadır. Greft cerrahisi, Lefort-1 osteotomi teknikleri, onley greftleme teknikleri, sinüs greftleme prosedürü ile bu sorun aşılmaya çalışılsa da cerrahi işlemin birkaç aşamadan oluşması, greft konsolidasyonu, iyileşme aralıklarının beklenmesinin gerekliliği ve donör bölge varlığı nedeni ile belirtilen teknikler bazen hasta tarafından tolere edilmemektedir (170). Bu sorunu aşmak amaçlı atrofik kretlerde sinüs greftleme işlemi, kısa implant kullanımı, açılı implant kullanımı, yönlendirilmiş doku rejenerasyonu (YDR), krestal split osteotomiler, zigomatik implant uygulaması uygulanan tedavi seçenekleri arasındadır (69, 171).

Çalışmamızda oluşturulan atrofik maksilla modelinde farklı implant konfigürasyonlarının ve kemik yoğunluğunun, çiğneme fonksiyonu esnasında implant etrafındaki destek dokularda meydana getirdiği stresleri sonlu elemanlar analizi yöntemi (SEY) ile tespit etmeyi amaçladık. Bu amaçla oluşturduğumuz 26 modele posterior maksillada 4, 5 ve 6 numaralı dişlerin temas bölgelerinden 150 N'luk vertikal bilateral olarak kuvvet uyguladık. Yüklemeler sonucunda kemikte kortikal ve sponjiyöz tabakada meydana gelen maksimum Von Mises stres değerlerini tespit ettik ve karşılaştırmalı olarak değerlendirdik. Gruplar arasında oluşan stres değerlerini kıyaslayarak klinikte karşılaşıcağımız farklı vakalarda ideal planlamayı yapmak için ön bilgi edinmeyi amaçladık. Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında canlı dokuların özelliklerinin model üzerine yansıtılmasının tam anlamıyla mümkün olmadığı bilinse de bu çalışma, elde edilen sayısal değerleri kıyaslamalı olarak değerlendirme açısından imkan sağlamaktadır.

Literatürde implant destekli overdenture protezlerin çene kemiklerinde oluşturduğu stresi belirlemek amaçlı yapılmış çeşitli çalışmalar olsa da (172-176) atrofik maksillada implant destekli hibrit protez tasarımıyla, 2 farklı kemik yoğunluğunda ve farklı sayı veya açıda implantla planlama yapılmış yeteri kadar sonlu

elemanlar analizi çalışması bulunmamaktadır. Konuyu bu açıdan literatüre katkı sağlayacak değerli bir konu olarak gördük ve araştırmaya değer bulduk.

Diş kaybından sonra çenelerde oluşan rezorbsiyon paterni çoğu zaman dişsiz maksillada protetik rehabilitasyon problemi yaratmaktadır. Difüz atrofi, hormonal metabolik aktivite, dental protezlere yapılan yüklemeler, travmatik oklüzyon, parafonksiyonel alışkanlıklar veya iyatrojenik nedenlerden ötürü çene kemiklerinde rezorpsiyon geliştiği bilinmektedir. Bu rezorpsiyon sonucunda düşük kalite ve kantitede kemik oluşur (66).

Şiddetli rezorbsiyon gelişen kretlerde konvansiyonel protezlerle protetik rehabilitasyon sağlamak oldukça güçtür (112). Konvansiyonel protez kullanan hastalarda ağrı, stabilite eksikliği, retansiyon eksikliği, oral sensitif fonksiyon kaybı, minimal çiğneme etkinliği gibi ortak problemler görüldüğü bilinmektedir (177).

Çenelerde şiddetli rezorpsiyon gelişen durumlarda implant rehabilitasyonu etkili bir alternatiftir (112). İmplant ile yapılan dental rehabilitasyon gerek estetik gerek ise fonksiyonel avantajlarından dolayı uzun yıllardır kullanılmaktadır (178). Fakat rezorbe maksillada azalmış vertikal yükseklik nedeniyle standart boyda implant yerleştirmek her zaman mümkün olmayabilir. Aynı zamanda posterior implantların başarı oranının bölgedeki kemik kalitesi ve yoğunluğuna bağlı olduğu da bilinmektedir. Bu nedenle implant yerleşimi için en uygun bölgeyi ve planlamayı seçmek gerekliliği doğmaktadır (179).

Yapılan çalışmalar farklı tip protetik rehabilitasyonla yapılan implantların yüksek oranda başarı gösterdiğini rapor etmektedir (180-183). Literatürde implantın başarısının yüksek oranlarda olduğu bilinmektedir. Adell ve arkadaşları (180) 895 implant uyguladıkları çalışmalarında 5-9 yıl sonunda maksiller bölgede % 81, mandibular bölgede ise % 91 başarı oranı olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmalarında yüksek başarı oranları rapor edilse de implantta başarısızlık olasılığı da vardır. Yapılan bir derleme çalışmasında osseointegrasyon eksikliğine bağlı implant kaybının % 2 oranında olduğu belirtilmiştir (184). Bir meta-analiz çalışmasına göre ise implantta başarısızlık oranı Branemark implantlar için 5 yıllık takip sonrasında % 7.7 olarak tespit edilmiştir (185).

Literatürde çeşitli klinik ve deneysel çalışmalar implantta doku integrasyon mekanizması üzerinde yoğunlaşmış iken implant kaybını tetikleyici nedenler üzerinde

daha az durulmuştur. Bununla birlikte bazı yayınlarda implant kaybında yükleme koşullarının, kemik hacminin ve kemik kalitesinin etkili olduğu da belirtilmektedir. Ayrıca dişsiz maksilladaki kayıp oranının dişsiz mandibulaya oranla 3 kat daha fazla olduğu da belirtilmiştir (185).

Esposito ve arkadaşları (185) implant kaybını erken kayıp ve geç kayıp olmak üzere iki aşamada incelemişlerdir. Erken kayıp abutment takılmadan ve fonksiyonel yükleme yapılmadan önceki evredir. Geç kayıp ise fonksiyonel yükleme sonrasında gerçekleşir. Araştırmacılar implantın kaybında enfeksiyon, bozulmuş iyileşme, aşırı yükleme gibi 3 ana faktörün etkili olduğunu rapor etmişlerdir. Ayrıca cerrahi tekniğe, zayıf kemiğe ve protezin yarattığı travmatik kuvvete bağlı kayıp gelişebileceği de bilinmektedir (185). Aynı zamanda implant sayısı, implant dizaynı, protez dizaynı ve yükleme koşulları da kayıp oranını etkileyen önemli faktörler arasındadır (186). Bu nedenle implant planlaması yaparken implant kaybına neden olabilecek faktörleri göz önüne alarak en uygun planlamayı yapmak gerekir. Bu sebeple çalışmamızda implant sayısı, dizaynı, yükleme şartları ve kemik yoğunluğunun, oklüzan esnasında çene kemiğinde oluşturduğu strese etkisini SEY ile in vitro olarak değerlendirdik.

Dişler çiğneme esnasında gelen yüklere destek dokular yardımıyla direnç gösterir. Ayrıca periodontal doku genel şoku 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 peri implant 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).

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 (188, 189). Frost'un teorisine göre kemik adeta bir mekanostat olarak görev yaparak ve yükleme koşullarına göre biyomekanik adaptasyon sağlamaktadır (190).

Genç erişkinlerde kortikal kemiğe uygulanan 1-2 megapaskal (MPa) (yaklaşık 0.1-0.2 kg/mm²) 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 (191).

Okluzal travma ve diş etrafındaki kemik kaybı arasındaki ilişki konusunda çeşitli çalışmalar yapıldığı görülmektedir. Melsen ve Lang (192) yapmış oldukları çalışmada dental implantları maymunlara uygulamışlardır. Yükleme sonucunda 11. haftada implantlarda kayıp gözlenmezken implant etrafındaki kemikte remodeling tespit etmişlerdir. Kuvvet miktarı 3400- 6600 mikrogerinim olduğunda kemik apozisyonu, 6700 mikogerinimi aştığında ise kemik rezorbsiyonu olduğunu belirtmişlerdir.

Quirynen ve arkadaşları (193) yapmış oldukları çalışmada çeşitli restorasyonlar ile protetik rehabilitasyon sağladıkları 93 implant hastasını değerlendirmişler ve çalışmalarını sonucunda okluzal kuvvetlerle krestal kemik kaybının bire bir ilişkili olduğunu rapor etmişlerdir.

Naert ve arkadaşları (194) ise yapmış oldukları çalışmada marjinal kemik kaybı ve implant başarısızlığının direk olarak parafonksiyonel alışkanlıklara bağlı olarak geliştiğini rapor etmişlerdir.

İmplant destekli protezlerde okluzal kuvvet implanta ve sonrasında kemiğe iletilmektedir. İmplantlarda meydana gelen kemik rezorbsiyonunun bu nedenle olabileceği düşünülmektedir (42). Bu bilgiler implant destekli protezlerin biyomekaniğinin dental implant etrafındaki kemiğin ve dolayısıyla implantın başarısı ile ilişkili olduğu görüşünü desteklemektedir (42, 195).

Literatürde belirtilen bu bilgiler dikkate alındığında implant planlaması yapılırken kemiğe optimal yükleme sağlayacak ve marjinal kemik kaybını, buna bağlı oluşabilecek implant kaybını engelleyecek doğru planlamayı yapmak gerektiği açıktır. Bu nedenle çalışmamızda farklı planlamalar yapılan maksilla modellerinde hibrit protezler üzerinde

fonksiyon esnasındaki kuvvetin kemikte oluşturduğu stres miktarını SEY ile değerlendirerek en uygun planlamayı bulmayı amaçladık.

Tam dişsiz maksillada sabit protez tasarlandığında yerleştirilecek implant sayısının minimum 7 olması gerektiği bilinmektedir. Bu 7 implantın en az 1 tanesi santral diş pozisyonunda, 2 tanesi bilateral kanin pozisyonunda, 2 tanesi bilateral 2. premolar pozisyonunda, 2 tanesi de 1. büyük azıların distali pozisyonunda yerleştirilmelidir (8).

Günümüzde dişsiz çenelerin rehabilitasyonunda implant planlaması için 10 adet implanta varan farklı planlamalar denenmiştir. Fakat son yıllarda yapılan biyomekanik analizler implantların belirli yakınlıkta yerleştirildiklerinde 2 implantın tek implant gibi fonksiyon gördüklerini açığa çıkarmıştır. Bu nedenle sabit restorasyon için optimal implant sayısı 5 olarak belirlenmiştir ve günümüzde de hala zaman zaman optimal sayının 5 olarak kabul edildiği bilinmektedir (10). Beş implantla planlanan biyomekanik analizler sonucunda ortadaki implanta gelen stres dağılımının ihmal edilebilir düzeyde olduğu görülmüştür. Bu bulgu öncelikle mandibula için kabul görmüştür. Sonrasında maksillada yapılan çalışmalar sonucunda aynı bulguların maksilla için de geçerli olduğu tespit edilmiştir (10).

Tam dişsiz maksillada veya mandibulada sabit protez yapımı için 4 implantlı planlama ilk kez Paulo Malo (128) tarafından geliştirilmiştir. Bu teknik All-on-four tekniği olarak tanımlanmaktadır. All-on-Four tekniği 4 implant kullanılarak maksillada planlanan sabit bir protetik rehabilitasyon şeklidir. Bu teknikte yetersiz kemik yüksekliği ve cerrahi prosedürlerden kaçınmak amacı ile distaldeki implantlar 30 veya 45 derece açılarak yerleştirilir. Genellikle implantların maksilla veya mandibulada vertikal olarak yerleştirilmesi tercih edilse de yetersiz kemik yüksekliği olduğu durumlarda, maksiller sünüs veya sinir komşuluğu olduğu durumlarda distal implantların açılı olarak kullanılabileceği bilinmektedir. Greftleme prosedürleri de vertikal yükseklik sağlamak adına alternatif bir yöntem olsa da invaziv bir yöntem olması ve dezavantajlar doğurması nedeniyle bazen tercih edilmemektedir. Bunun yerine açılı implant kullanımı tercih edilebilmektedir. Böylece maksilla için sinüs ogmentasyon prosedüründen kaçınılarak standart boyda implant kullanımına olanak sağlanmış olunur (196).

Çalışma gruplarımız literatürde belirtilen bu bilgiler dikkate alınarak 4, 5 ve 7 implant üzerine sabit hibrit protez tasarlanan toplam 3 ana gruptan (A, B, C) oluşmaktadır. Modellemiş olduğumuz atrofik maksillada A grubu modellerinde All-on-Four konseptini dikkate alarak 4 implantlı planlamalar yaptık ve modeller oluşturduk. Distaldeki implantlar 30 ve 45 derece açıldırılarak modeller tasarlandı. İmplant pozisyonları bilateral kanin ve bilateral 2. premolar bölgeleri olarak belirlendi. Beş implantla planlama yaparak oluşturduğumuz B grubu modellerindeki planlamada ise Misch'in (64) önerileri doğrultusunda 1 tane implant santral diş bölgesine yerleştirilirken iki implant bilateral kanin ve diğer 2 implant ise bilateral 2. premolar bölgesine yerleştirildi. C grubunda 7 implant ile planladığımız maksilla modellerinde implantların konumlarını Misch'in (8) önerileri doğrultusunda tanımlanan pozisyonlarda, santral, bilateral kanin, bilateral 2. premolar ve bilateral 1. büyük azının distali pozisyonlarında olacak şekilde belirledik. Full dişsiz arkta implant destekli hibrit protez planlanan hastalarda, çiğneme kuvvetleri altında implant etrafında meydana gelen maksimum Von Mises değerini tespit etmeyi amaçladık.

Misch, 12 mm ve daha uzun implantlarla yapılan çalışmalar sonucunda yüksek başarı oranları olduğunu belirtmiştir. Aynı zamanda iyileşme periyodunda yeterli yüzey alanı sağlayarak patolojik yüklemeyi engellemek açısından 12 mm veya daha uzun implantlar kullanılması gerektiğini rapor etmiştir (46). Bu bilgiler ışığında Zimmer TSV implant kataloğundaki implant uzunluklarını değerlendirerek ve modellediğimiz rezorbe maksilla ölçülerine uygun olacak şekilde ideal boyutlara en yakın olan 4.1 mm çapında ve 11.5 mm boyunda implantı standart implant olarak modelledik ve anterior bölgede uyguladık.

Hibrit protezler rezorbsiyon nedeniyle düzensiz alveol kret oluşan durumlarda, estetik açıdan problemlili bölgelerde, estetik ve fonksiyonel memnuniyeti sağlamak amacıyla kullanılan protezlerdir. Hibrit protez kullanımında ideal diş boyutlarına sadık kalınarak diğer doku eksikliklerinin istenilen boyutlarda ve diş eti renginde restoratif malzeme kullanılarak giderilmesi tedavi yöntemini ideal bir alternatif olarak diş hekimliği hizmetine sunmuştur (197). Estetik avantajları, konvansiyonel protezlere üstünlükleri nedeniyle çalışmamızda dişsiz maksillada klasik overdenture protez veya sabit protez yerine hibrit protez planlaması yaptık.

Canlı bir organizma üzerinde kuvvetlerin gösterilebilmesinin oldukça zor olduğu bilinmektedir. Doku ve organların gelen kuvvet karşısındaki davranış biçimlerini tespit etmek ise zor, maliyetli, riskli ve bazen imkansızdır. Bu nedenle bu gibi konularda günümüzde in vitro çalışmalar değer kazanmaktadır (141). Dental implantların biyomekaniğini incelemek için strain-gauge analizi, fotoelastik analiz, sonlu elemanlar analizi yöntemleri kullanılmaktadır (198).

Sonlu elemanlar analizi katı ve sıvı yapıların mekanik analizi ve fiziksel sorunlarının çözümü amacıyla yarım asırdan uzun bir süredir kullanılan yöntemler arasındadır (141). Sonlu elemanlar analizi mühendislikte kullanılan cebir tabanlı bir simülasyon tekniğidir. Uygulamada modellenmek istenen obje veya sistem geometrik olarak benzer bir yapıda modellenir. Elde edilen model sonlu elemanlar, onların bağlanma noktaları olan düğüm noktaları ve ayrılma bölgelerinden oluşur. Biz de çalışmamızda implant destekli sabit protezlerde oluşan ve kemiğe iletilen kuvvetlerin kemikte oluşturduğu stres miktarını ölçmek için SEY yöntemini kullandık. Yöntem kesin olmayan, yaklaşık sonuç verse de ağ (mesh) boyutu küçültülüp düğüm sayısı artırılarak sonlu elemanlar yöntemi sonuçlarının doğruluğu artırılabilir (199). Yapmış olduğumuz çalışmada modeller 930 870 ve 2 214 136 arasında eleman sayısı, 1 380 003 ve 2 919 359 arasında düğüm noktasından oluşmaktadır (Tablo 5). Literatürdeki çalışmalarla (200) kıyaslanacak olursa eleman sayısının ve düğüm sayısının çok daha fazla sayıda olduğu görülmektedir. Bu durum çalışmamızın hassasiyetini ve sonuçların gerçek değerlere yakınlık boyutunu göstermektedir.

SEY daha çok dental implantlarda ve ortopedide mekanik objelerde stres dağılımı ve deplasmanı tespit etmekte kullanılan bir analiz yöntemidir (6, 7, 11, 201, 202). Aynı zamanda SEY bilinmeyen veya karmaşık biyomekanik yapıyı tahlil edebilmek için bizlere bilgi sunmaktadır. Çalışma zamanını kısaltır, gerekli referanslar ve dayanak oluşturma açısından avantajlıdır (203).

Literatürde implant cerrahisi sonrasında oluşan stres değerlendirmelerini tespit etmek amaçlı birçok SEY çalışması mevcuttur ve bu çalışmalar da klinik çalışmalar öncesi planlama için hekimlere ön bilgi elde etmek açısından oldukça avantaj sağlamaktadır (7, 118, 166, 203-207).

SEY'in yapılabilmesi için incelenecek olan anatomik yapının hassas geometrik bir kopyası elde edilir. Bu modeller BT ve Manyetik Rezonans (MR) görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılması veya koordinat belirleme cihazlarıyla elde edilen nokta ve yüzey verileri ile oluşturulur (141).

Çalışmamızı optik tarama verilerini kullanılarak hazırladığımız atrofik maksilla modeli üzerinde gerçekleştirdik. Geometrik model oluşturulmasının ardından materyal özelliklerinin ataması yapıldı. Materyal özellikleri literatürdeki çalışmalarda uygulanan materyal özellikleri baz alınarak gerçekleştirildi (65, 162, 166). Materyaller benzer çalışmalarda (200, 208) olduğu gibi homojen, izotropik ve linear elastik olarak kabul edildi.

Posterior maksillanın % 10 oranında D2 kemik, % 50 oranında D3 kemik, % 40 oranında D4 kemikten oluştuğu bilinmektedir. Posterior maksillada D1 kemik çoğunlukla bulunmaz. D2 kemik yoğun, pöröz kortikal tabaka ve onun içerisini dolduran kaba trabeküllerden oluşur. D3 kemik pöröz kortikal kemik ve ince trabeküler kemikten oluşur. D4 kemikte ise ince trabeküler kemik hakimdir (209)

Literatürde D4 kemik yoğunluğuna sahip bölgelerde implant kayıp oranının fazla olduğu ve ideal implant yerleşimi ve primer stabilite için en uygun kemiğin D3, D2 ve D1 kemik olduğu belirtilmiştir. D2 kemiğin implant için mükemmel osseointegrasyon sağladığı ve mükemmel sonuçlar doğurduğu bilinmektedir. D3 kemik D2'ye göre daha zayıf bir kemiktir ve implant kontağı daha az olumlu sonuçlar doğurur. D4 ise D1'e göre 10 kat zayıftır ve primer stabilite sağlamak oldukça güçtür (210). 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.

Kemik yoğunluğu ile implantın primer stabilitesi ve başarısı arasında korelasyon olduğu bilinmektedir. Literatürde implantlar üzerinde elde edilen ISQ değerlerinin ve sonlu elemanlar analizi sonuçlarının değerlendirilmesi ile yapılan bir çalışmada da belirtildiği gibi kemik kalitesinin implantın stabilitesi ile birebir bağlantılı olduğu bilinmektedir (211). Literatürde yapılan çalışmalarda primer stabilite ve implantların başarı oranının kemik kalitesi ile birebir ilişkili olduğu rapor edilmiştir (212).

Zarb ve Schmitt (213) yapmış oldukları bir çalışmada implant cerrahisinde doğru tedavi protokolünü seçmede en önemli faktörün kemik tipi olduğunu belirtmişlerdir. İmplant etrafındaki kemik bölgede uygulanacak olan implantın dış kısmının mimarisini temsil etmektedir (213).

Çalışmamızda maksillada kemik tiplerinin maksillada bulunma yüzdeleri ve kemik yoğunluğunun implant başarısı üzerine literatür bilgilerinde belirtilen etkisini değerlendirerek D2 ve D3 kemik tipinde maksilla modelleri oluşturduk.

D2 ve D3 tip kemikteki kortikal kemik kalınlığı literatürdeki çalışmalar (7) değerlendirilerek D2 kemik için 1.5 mm, D3 kemik için ise 0.75 mm kalınlığında kortikal kemik tabakası barındıracak şekilde modelledik. Maksilla yüzeyleri 0.75 mm ve 1.5 mm kortikal yapı olarak modellendikten sonra kalan iç kısma da trabeküler kemiğin materyal özelliklerini atayarak modeller elde ettik. Elde ettiğimiz maksilla modelinde posterior bölgede 6 mm vertikal rezidüel kret yüksekliği planladık. Maksiller sinüsün anatomik yapısına ve boyutlarına sadık kalarak modelin üst yüzeyinde maksiller sinüs boşlukları oluşturduk. Atrofik maksillaya sahip D2 ve D3 yoğunlukta modelleme tamamlandı. İmplant uygulaması için ideal olarak bilinen D2 ve D3 kemik arasındaki minimal yapı farkının, implant destekli hibrit protez planlanan maksilladaki stres dağılımındaki etkisini değerlendirmeyi amaçladık.

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarının ve kullanılan modelin gerçek çalışma koşullarını yansıtmaması gerektiği bilinmektedir. Bu nedenle çalışmamızda kuvvet değerleri ve kuvvet uygulama bölgeleri mümkün olduğunca literatürde yapılmış çalışmalar baz alınarak tespit edildi. Özellikle implant destekli protezlerde yapılan çalışmalarda maksimum ısırma kuvvetinin yaklaşık 150 N olduğu tespit edilmiştir (167). Ferrario ve arkadaşları (168) ise yapmış oldukları çalışmada ısırma kuvvetinin posterior bölgede daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Yaptığımız çalışmada literatürde yapılmış çalışmalarda kullanılan çiğneme kuvvetleri esas alınarak (167) maksilla bilateral posterior bölgede toplam 150'şer N'luk kuvvet uyguladık.

Bir sisteme noktasal (tekil), alansal veya kütle kuvvetleri etki edebilmektedir. Tekil yani noktasal kuvvet seçilen eleman veya düğüm noktasına belirlenen açı ile kuvvet uygulama yöntemidir. İmplant üstü protezlerde tek noktadan yük uygulaması yükün uygulandığı alanda yüksek değerler oluşumuna neden olmaktadır. Kütle

kuvvetleri ise cismin ağırlık merkezinden kuvvet uygulanması şeklinde yapılır ve implant üstü protezlerde bu yükleme şekli mümkün değildir. Çalışmamızda okluzal kuvvetlerin ağız içindeki iletim şekli dikkate alınarak, Bölükbaşı ve arkadaşlarının (200) çalışmalarına benzer şekilde alansal yükleme tercih edilmiştir. Yükleme yapılacak olan noktalar ise 1. premolar, 2. premolar ve 1. molar bölgesinden ve dişlerin oklüzyondaki temas bölgeleridir. Bu temas bölgeleri Yavuzylmaz'ın (169) önerisi doğrultusunda belirlenmiştir ve bu noktalardan yarım çenede toplam 150 N olacak şekilde bilateral aksiyal olarak uygulanmıştır. İdeal temas noktalarının her bir noktada 0.5 mm çapında olduğu bilinmektedir (169).

Dişsiz maksillada posterior bölge implant uygulamasına engel olan primer sebep maksiller sinüs pnematizasyonudur. Bu durum alveol krete yerleştirilecek implantın boyutlarını sınırlar. İdeal olarak 10 mm veya daha uzun implant tercih edilse de posterior maksillada atrofi durumlarında ideal boyda implant kullanımı mümkün olmayabilir (214). Bu durumlarda kemik miktarının ogmentasyonu için otojen kemik grefti veya biyomateryallerle sinüs kavitesinin ogmentasyonu gerekmektedir (78).

Sinüs ogmentasyonu 1976'da Tatum tarafından tanımlanmış bir tekniktir (215). Yetersiz vertikal kemik mesafesini artırmak sinüs tabanındaki mebranın elevasyonu ve kemik greftlerinin sinüs tabanına yerleştirilerek vertikal mesafenin artırılması esasına dayanır (216). Tek aşamalı veya 2 aşamalı olarak 2 teknikle gerçekleştirilebilir. Sinüs tabanına greft yerleştirilerek uygulanan sinüs ogmentasyon tekniğinin başarı oranının yüksek olduğu bilinmektedir (217-219). Lekholm ve arkadaşları (220) yapmış oldukları bir çalışmada greftleme sonrasında uygulanan implantlarda % 80 oranında başarı rapor etmişlerdir.

Wallace ve Froum (221) maksiller sinüs ogmentasyonunun etkileri üzerinde yaptıkları bir literatür taraması sonucunda sinüs ogmentasyon ile birlikte uygulanan implantlardaki başarı oranının % 61-100 (ortalama % 91.8) olduğunu belirtmişlerdir. İmplant başarı oranlarının greftsiz yerleştirilen implant başarı oranıyla uyumlu olduğunu, % 100 otojen greft kullanımı veya kompozit greft kullanımının başarı oranını etkilemediğini belirtmişlerdir.

Pjetursson ve arkadaşları (222) ise yaptıkları derlemede greftleme sonrası yerleştirilen implantlarda yüksek başarı oranları görüldüğünü ve düşük insidansta

cerrahi komplikasyon geliştiğini belirtmişlerdir. Bu sonuçlar sinüs greftlemenin atrofik maksilla için başarılı sonuçlar elde edilen bir tedavi prosedürü olduğunu doğrulamaktadır.

Bununla birlikte literatürde sinüs ogmentasyon tekniğinin implant terapi öncesi bir alternatif prosedür olacağı belirtilse de tekniğin membran perforasyonu, sinüzit, kist formasyonu, yara dehisensi, sekestr oluşumu ve greft kaybı gibi komplikasyonlara neden olabileceği bilinmektedir (223). Ayrıca kemik ogmentasyon prosedürlerinin daha yüksek maliyet, yüksek morbidite ve uzamış tedavi zamanı gibi dezavantajları olduğu bilinmektedir (112).

Çalışmamızda 6 mm'lik rezidüel kret yüksekliği bulunan atrofik maksilla modeli üzerinde 8 ve 11.5 mm lik vertikal implant yerleşimi için farklı modellerde 2 ve 5.5 mm'lik greftleme işlemini simüle ettik. Greftle doldurulan bölgeye greftin materyal özelliklerini atayarak yükleme sonucunda kortikal ve sponjiyöz kemikte meydana gelen maksimum Von Mises stres değerleri kaydettik. Bu değerleri kendi aralarında ve greftleme prosedürü uygulamaksızın planlama yaptığımız diğer modellerle karşılaştırmalı olarak değerlendirdik.

Vertikal yüksekliğin sınırlı olduğu sınır koşullarda diğer bir alternatif ise kısa implant uygulamasıdır. Asıl endikasyonu atrofik maksilla ve mandibuladaki invaziv işlemlerden kaçınma gerekliliği olduğu durumlardır (112).

Telleman ve arkadaşları (95) uzunluğu 5-9.5 mm arasında değişen kısa implantlarda yapmış oldukları çalışmada implant başarısının % 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 (95).

Malo ve arkadaşları (224) 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.

Literatürde yapılan bazı çalışmalarda kısa implant kullanımının tedavi planlamasında risk oluşturabileceği belirtilmektedir. Ayrıca kemik kalitesinin kısa implantın kayıp oranında önemli rolü olduğu bilinmektedir. Kısa implant uygulamasında 4 mm veya 5 mm çapında implant kullanımının bu problemi azalttığı belirtilmiştir (112). Literatürde yer alan bu bilgi ışığında implantlarımızın çapını Zimmer TSV kataloğundaki boyutlara en yakın 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. Çalışmamızda distal bölge için 6 mm ve 8 mm boyunda kısa implant modelledik. Çalışmamızda 6 ve 8 mm uzunluğundaki implantları kısa implant, 8 mm 'den fazla uzunluklardaki implantları ise uzun implant olarak kabul ettik. Kullanmış olduğumuz implantları Zimmer TSV implant sistemine uygun olarak Solid Works 2015 Premium 3 boyutlu bilgisayar destekli tasarım yazılımı ile implantın imalatçısının belirtmiş olduğu yiv ve mekanik özelliklerini rehber alarak modelledik. Çalışmamızda atrofik maksillada kısa implant uygulanan gruplarda yükleme sonucunda modellerde elde edilen maksimum Von Mises değerlerini, sinüs greftleme uygulanarak kullanılan uzun implant uygulamasındaki modellerindeki ve sinüs grefteleme yapılmaksızın uygulanan uzun ve açılı implant uygulamasında modellerinden elde edilen Von Mises değerleriyle kıyasladık.

Atrofik posterior maksillada sınırlı vertikal mesafe olduğu durumlarda diğer implant rehabilitasyon şekli distaldeki implantların açılı yerleştirilmesidir. Distaldeki implantın açılandırılması sayesinde kemik ogmentasyon tekniklerinden kaçınılmış olduğu gibi aynı zamanda da en anterior ve en posteriordaki implant arası mesafe artırılarak (AP) kantilever uzunluğu azalmış olur (91, 225).

Menini ve arkadaşları (226) yapmış oldukları bir meta analiz çalışmasında dik veya açılı 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 Tomatis (227) 18 hastada atrofik maksilla üzerinde yaptıkları prospektif bir çalışmada 1 yıl sonrasında açılı uygulanan 60 implantta başarı oranının % 96.7 olduğunu bildirmişlerdir.

Babbush ve arkadaşları (88) 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 arkadaşları (89) maksillada distal açılı implant uygulanarak protez desteği için ortalama 6.5 mm'lik bir alan kazanılabileceğini rapor etmişlerdir.

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 (10, 91). Çalışmamızda 4 ve 5 implantlı modellerimizde sinüst lift işleminden kaçınmak için modellediğimiz modellerde 30 derece ve 45 derece açılı distal implant planladık. Oluşturduğumuz SEY analizi modellerinde yerleştirdiğimiz distal açılı implantları maksiller sinüsün mezialine gelecek şekilde yerleştirdik. Ayrıca 30 derecede açı ile yerleştirilmiş olan gruptaki Von Mises Stres değeri 45 dereceli yerleştirilen gruptaki Von Mises değerleri ile karşılaştırmalı olarak değerlendirdik.

Çalışmamızda D2 ve D3 kemik tipindeki modellerde aynı analizleri yaparak farklı kemik yoğunluklarına sahip maksilla modellerinde implantlar etrafında meydana gelen Von Mises stres değerlerini karşılaştırdık. Analiz sonuçlarından yola çıkarak sabit protezlere destek olarak kullanılan implantlar etrafında kortikal ve sponjiyöz kemikte oluşan maksimum Von Mises stres değerlerini ve maksimum stres oluşum bölgelerini değerlendirdik.

Rubo ve Souza (228) yaptıkları bir sonlu elemanlar analizi çalışması sonucunda yükleme sonrasında implant etrafında meydana gelen stresin büyük bir kısmının implant boynu etrafında ve yükleme noktasına en yakın kısımda yoğunlaştığını, sponjiyöz kemikte tespit edilen değerlerin ise daha düşük olduğunu rapor etmişlerdir.

Williams ve arkadaşları da (229) 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.

Buna benzer şekilde Guan ve arkadaşları da (230) 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 (228-230) en yoğun stresin distaldeki implantın boyun çevresindeki kortikal kemikte meydana geldiğini tespit ettik. Stresin distaldeki implantların çevresinde yüksek olması hibrit protez üzerinde posterior yükleme yapmamızla bağlantılı olarak en yüksek stresin kuvvet uygulanan bölgeye en yakın implantın boyun bölgesinde oluşmuş olabileceğini düşündürmektedir.

Misch (231) 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 Von Mises değerlerinin sponjiyöz kemikte tespit edilen değerlere kıyasla 6-7 kat daha fazla olduğunu belirledik. Kortikal kemikte stresin daha yüksek çıkması kortikal kemiğin implantla daha sıkı bir bağlantıya sahip olması nedeniyle kuvvetin daha iyi iletilmesi ile açıklanabilir. Ayrıca stresin kortikal kemikte yoğunlaşmasının diğer bir nedeninin de implantın kortikal kemikle sadece küçük bir yüzeyinin temas etmesiyle ve implantın kalan yüzeyinin ise sponjiyöz kemiğin tamamen içinde olması sebebiyle daha geniş bir temas yüzeyine aktarılması ile de açıklanabileceğini düşünmekteyiz.

Almeida ve arkadaşları (87) yapmış oldukları çalışmada 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.

Benzer şekilde Lin ve arkadaşları (232) 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.

Bununla birlikte bazı araştırmacılar dental implant etrafında 4 tip kemiği modelleyerek kemik tipinin implant etrafındaki strese etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında (5) oklüzal yükleme sonrası kortikal kemikte oluşan stres miktarları arasında anlamlı fark görülmediğini rapor etmişlerdir. Bunun sonucunda da kemik tipinin stres miktarına etkisinin düşük düzeyde olduğunu vurgulamışlardır.

Çalışmamızda D3 kortikal kemikte elde edilen maksimum Von Mises değerleri C2D3, C3D3 modelleri hariç neredeyse tüm gruplarda D3 kemik tipinde daha yüksek bulunmuştur. Sponjiyöz kemik tipinde de genellikle D3 kemik modellerinde D2 kemik modellerine nazaran daha yüksek Von Mises değerleri tespit edilmiştir.

Lin ve arkadaşları (232) 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 D3 kemikte D2 kemikten yüksek bulunması Lin ve arkadaşlarının (232) belirttiği nedenlerle açıklanabilir.

Holmes ve Loftus (233) kemik tipi ve oklüzal kuvvet iletimi arasındaki ilişkiyi değerlendirdikleri çalışmalarında tip 1 kemikte uygulanan implant grubunda daha az stres açığa çıktığını tespit etmişlerdir. Bu durumun sebebi olarak ise tip 1 kemikteki implantta diğer kemik tiplerine nazaran daha az mikro hareket olmasını ve stres konsantrasyonunun da bu nedene bağlı olarak azalmasını göstermişlerdir. Çalışma bulgularımızda D2 ve D3 kemik modellerinde oluşan stres bulguları değerlendirildiğinde Holmes ve Loftus' un (233) çalışmasına uyumlu olarak D3 kemik modellerinde stresin D2 kemik modellerinden daha fazla olduğu görülmektedir ve bu sonucun aynı mikro hareket gerekçesi ile ortaya çıkmış olabileceğini düşünmekteyiz.

Literatürde kemik yoğunluğunun implant yerleşimi sonrasında mekanik immobilizasyona katkı sağladığı, iyileşme periyodundan sonra protezdeki stresin implant-kemik arayüzüne iletimini sağladığı bilinmektedir. Stresin mekanik olarak dağılımı ise kemiğin implant ile bağlantı kurduğu alanlardan gerçekleşmektedir. Bu nedenle tüm diğer faktörler eşit olduğunda eğer kemik-implant temas yüzeyi azaltılırsa stresin daha yüksek değerlerde elde edileceği bilinmektedir. Kemik dansitesi de implant ile temas eden kemik miktarını etkileyen en önemli faktörlerdendir. Kortikal kemikteki elastik modül trabeküler kemikten daha fazladır ve kuvvetlere karşı dayanıklılığı daha fazladır. Yapılan bir çalışmada (234) D3 ve D4 kemikteki stres değerlerinin D1 ve D2 kemikten daha fazla çıkması bu gerekçelerle açıklanmaktadır. Yapmış olduğumuz çalışma sonuçlarında da D3 kemikteki stres değerlerinin D2 den yüksek çıkmış olması aynı gerekçelerle açıklanabilir.

İmplantların etrafında meydana gelen stres miktarında implant boyunun etkisini araştıran çalışmalar olduğu bilinmektedir. Guan ve arkadaşları (230) yapmış oldukları çalışmalarında implant boyundaki artışın hem kortikal hem de sponjiyöz kemikte stres azalışına neden olduğunu belirtmişlerdir. Benzer şekilde literatürde yapılan bir çalışmada da implant boyunu artırmanın gerek kortikal gerekse sponjiyöz kemikte daha iyi stres dağılımı değerleri doğurduğu tespit edilmiştir (235).

Bununla birlikte Lai ve arkadaşları (236) implant boyunun uzunluğunun stres dağılımı üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışma sonucunda implant boyundaki artışın stres miktarını % 10 gibi düşük bir oranda azaltabileceğini bu nedenle klinik çalışmalarda implant boyunun üzerinde durulması gereken bir konu olmadığını belirtmişlerdir. Buna benzer olarak Pierrisnard ve arkadaşları (237) da implant boyunun stres miktarıyla ilgisi olmadığını bildirmişlerdir.

İmplant boyları açısından değerlendirdiğimizde A grubunda D2 tip maksilla modelinde kortikal kemikte vertikal implant modellerinde stres sıralamasının $A1D1 > A2D2 > A3D2$ şeklinde olduğu görülmektedir. Stres miktarları D3 tip maksilla modelinde kortikal kemikte vertikal implant uygulanan modellerde ise benzer şekilde $A1D3 > A2D3 > A3D3$ şeklinde sıralanmaktadır. B grubunda kortikal kemikteki sıralamalar D2 kemikte $B1D2 > B2D2 > B3D2$, D3 kemikte $B1D3 > B2D3 > B3D3$ şeklindedir ve sonuçlar A grubu ile uyumludur. C grubundaki sonuçlarda ise D2 kemik

için sıralama C1D2>C2D2>C3D2, D3 kemik için C1D3>C2D3>C3D3 şeklindedir. A, B, C gruplarında distalde vertikal implant uygulanan tüm modellerde boy artışı ile birlikte stres miktarının azaldığı görülmektedir. Bu bulgularımız literatürdeki çalışma sonuçları (230, 236) ile uyumlu sonuçlar doğurmuştur ve implant boyundaki artışın stres miktarında azalma sağladığı görüşünü desteklemektedir.

Yapmış olduğumuz çalışmada implantın boy artışı ile birlikte kortikal ve sponjiyöz kemikte açığa çıkan stres miktarında meydana gelen azalma çok belirgin olmasa da implanttaki boy artışının stres dağılımını pozitif yönde etkilediği görülmektedir. Kısa implantların çevresinde meydana gelen maksimum Von Mises stres değerinin fazla olduğu görülmüştür. Bu sonuçlar da literatürdeki kısa implant uygulaması çalışmalarının sonuçlarını destekler niteliktedir (87, 238, 239) Bu sonuçları implantın çapının sabit tutularak boyu artırıldığında kuvvetin kemiğe iletildiği yüzey alanı arttığından kuvvetin daha geniş bir alandan yayılması ile ilişkilendirmektedir. Literatürde yapılmış bazı çalışmalar da (240) bu görüşümüzü destekler nitelikte sonuçlar rapor etmiştir .

A, B, C gruplarında implantlardaki boy artışının kemikte meydana gelen strese azalma ile sonuçlanması göz önünde bulundurulursa implant planlaması yaparken kısa implant uygulamaktansa, ilgili atrofik bölgede implant yerleşimi öncesi sinüs tabanı greftlenerek vertikal yüksekliğin artırılarak daha uzun vertikal distal implant uygulamanın daha avantajlı olacağını görmekteyiz. Sinüs greftleme işlemi invaziv bir işlem olup bazı komplikasyon riskleri taşısa da işlemin implantların etrafında gelen stres miktarını ve boyun rezorbsiyonlarını azaltmak yönünden avantajlı bir yöntem olabileceğini düşünmekteyiz.

Tepper ve arkadaşları (6) yapmış oldukları bir çalışmada yetersiz vertikal yüksekliği bulunan atrofik maksilla modelinde rezidüel kemik miktarından daha uzun olan implantta peri implant bölgede farklı şekil ve miktarlarda greftleme yaparak implant etrafında meydana gelen stres değerlerini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda ince ve az miktarda greftleme yapılan grupta yüksek stres değerleri tespit etmişlerdir. Sonuç olarak ise peri implant bölgede geniş olarak greftle kaplamanın stres değerlerini % 40 oranında düşürebileceğini rapor etmişlerdir.

Sinüs greftleme yapılan modellerdeki stres değerleri değerlendirildiğinde 2 mm greftleme yapılan A, B, C grubu modellerinde tespit edilen Von Mises değerinin, 5.5 mm greftleme yapılan modellerden yüksek olduğu tespit edilmiştir. Sponjiyöz kemikte ise çok küçük düzeyde farklılık görülmüştür. Bununla birlikte D2 ve D3 kemik tipindeki her A, B, C modelinde benzer sonuçlar elde edilmiştir. Bu sonuçlar sinüs tabanının greftlenmesi sonucu implanta uygulanan kuvvetin kemik etrafında meydana getirdiği stres miktarını düşürdüğünü göstermektedir. Çalışma sonuçlarımızda greftleme miktarının artışı ile stres miktarında tespit edilen azalma Tepper ve arkadaşlarının (6) çalışmaları ile benzerlik göstermektedir. Bu stres miktarındaki azalma kullanılan implantın boyundaki artış sonucu stresin daha geniş bir yüzey aracılığıyla kemiğe aktarılmasıyla açıklanabilir.

Literatürde yapılan çalışmalarda distal implantı açılarak kullanmanın çeşitli avantajlar doğurduğu bilinmektedir. Kantilever uzunluğunda azalma sağlarken aynı zamanda da anterior-posterior (AP) mesafesini artırarak sabit protez planlamasında yeterli molar desteği sağlanmasına olanak verir. Ayrıca implant açılmasının distal implantın ankrajına katkı sağladığı ve primer stabiliteyi pozitif yönde desteklediği bilinmektedir (241).

Naini ve arkadaşları (93) mandibulada yapmış oldukları 4 implantla planlanan sabit protez çalışmasında 2 grup üzerinde çalışmışlardır. İnterforaminal bölgeye yerleştirdikleri distal açılı ve paralel dik açılı 4 implant üzerinde yapmış oldukları SEY çalışması sonucunda distal açılı grupta posterior yükleme sonucunda distal implant etrafında daha yüksek stres değerleri tespit edildiğini belirtmişlerdir. Aynı çalışmada posterior yükleme esnasında anterior implantlarda meydana gelen gerilimin ise açılı implant uygulanan grupta daha düşük olduğunu bunun ise açılı implant uygulamasında distal kantilever uzunluğunun azalması ile ilişkilendirilebileceğini belirtmişlerdir.

Almeida ve arkadaşları (87) 4 ve 6 implant planlayarak yaptıkları 3 gruplu çalışmada 4 adet vertikal, 2 adet vertikal ve 2 adet distal 45 derece açılı, 6 adet vertikal implant ile planlanan sabit protez üzerinde yaptıkları SEY çalışması sonucunda en yüksek stres değerinin 4 implantlı ve 45 derecelik açılı grupta görüldüğünü rapor etmişlerdir. Araştırmacılar (87) eğer distal açılı implantlarla anterior vertikal 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 (68).

Çalışma bulgularımızda 30 derece açılarak oluşturulmuş implant modellerinin tümünde kortikal kemikte meydana gelen stres değerinin vertikal yerleştirilen 11.5 mm uzunluğunda implant planlanan modellere nazaran daha yüksek olduğu tespit edilmiştir ($A4D2 > A3D2$, $A4D3 > A3D3$, $B4D2 > B3D2$, $B4D3 > B3D3$). Sponjiyöz kemikte de benzer şekilde $A4D2$ modeli dışında diğer tüm modellerde 30 derece açılı implant modellerindeki stres değerleri 11.5 mm'lik implant kullanılan modellere göre daha yüksek bulunmuştur.

Ancak distal implanttaki açı 30 dereceden 45 dereceye çıktığında kortikal ve sponjiyöz kemikte meydana gelen stres değerlerinin azaldığı izlenmiştir ($A5D2 < A4D2$, $A5D3 < A4D3$, $B5D2 < B4D2$, $B5D3 < B4D3$). Çalışma gruplarımızda açının 30 dereceden 45 dereceye artışı ile stres miktarında artış beklememize rağmen azalma görülmesi Naini ve arkadaşlarının (93) belirttiği gibi kantilever uzunluğunun 45 derecelik modelde daha az olması ile açıklanabilir. Yani 45 derecelik açılı distal implant gruplarında açının artmasına bağlı olarak daha kısa distal kantilever uzunluğu sağlanmış olduğundan kuvvetin daha dengeli dağılımı sonucunda daha az stres açığa çıkmış olabilir. Aynı zamanda 45 derece açılı modelde stres azalmasının diğer bir nedeni de 30 derece distal açılı implant modelindeki implantın boyunun 45 derece açılı distal implant modelindeki implantın boyundan daha kısa olması ile de açıklanabilir. Literatürde boy artışı ile kortikal ve sponjiyöz kemikte oluşan stres miktarında düşüş rapor edilen çalışmalar da (230) bu yorumumuzu destekler niteliktedir. Kısacası açılma miktarının artışına bağlı beklenen stres artışı implantın boy artışı ve kantilever uzunluğunda sağlanan kısılma ile kompanse edilmiştir. Bu nedenle çalışmamızda implant boyu artıtıldığında veya kantilever uzunluğunda yeterli azalma sağlandığında 15 derecelik bir açı artışının stres dağılımı açısından pozitif sonuç doğurabileceği görülmüştür.

Çalışmada açılma sebebiyle meydana gelen stres artışının sebebi eğimli implanta gelen çiğneme kuvvetlerinin aksiyal olarak iletilmemesi, ve implant apeksinde de moment etkisi nedeniyle oluşan stres artışı ile açıklanabilmektedir. Her ne

kadar gerek literatürdeki çalışmalarda gerekse yaptığımız çalışmada bazı modellerde implanttaki boy artışının stresi daha geniş bir yüzey alanı ile kemiğe iletmesinin sonucu olarak daha az stres meydana getirdiği rapor edilse de A ve B gruplarında 11.5 mm boyundaki vertikal implanttaki stresin 13 mm boyunda ve 30 derece ile yerleştirilen distal implant modelinden daha düşük olduğu görülmüştür.

Literatürde yeterli implant desteği sağlamak amaçlı gereken implant sayısı hakkında çeşitli görüşler mevcuttur. Misch implant destekli sabit protezlerde 5 implant uygulamanın iyi seçenek olabileceğini implant sayısının 7'ye çıkarılmasının ise daha olumlu sonuçlar doğurabileceğini rapor etmiştir (8).

Silva ve arkadaşları (242) yapmış oldukları çalışmada 4 veya 6 implant ile planlanan protezlerde implantta meydana gelen stres miktarını değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda 4 implantla planlanan gruplarda stres değerlerinin 6 implant ile planlanan gruplardan daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Ogawa ve arkadaşlarının (243) yapmış oldukları çalışma sonucunda 4 ve 5 implant kullanarak farklı sayı ve farklı lokalizasyonda yerleştirdikleri implantlarda yaptıkları analiz sonucunda implant sayısı artışı ile kuvvetin azalması hipotezini doğrular nitelikte sonuçlar tespit edilmiştir. Fakat yine de çalışma sonuçları ve değerler arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı görülmemiştir.

Ancak Klametti (244) protetik olarak overdenture modellerinde fonksiyonun ve hasta memnuniyetinin implant sayısına bağlı olmadığını belirtmiştir.

Çalışmamızda implant üstü sabit protez planlamasında 4, 5 ve 7 implantlı planlamaları tercih ettik. İmplant sayılarının stres değerinde meydana getirdiği değişiklikleri değerlendirildiğimizde, implant sayısı arttıkça gruplar arasında stres değerlerinin azaldığını tespit ettik. Bu bulgularımız yapılan benzer çalışmalarla (242, 243) paralellik göstermektedir. Bu belirgin azalma ise çiğneme kuvvetlerini karşılayan implant desteği sayısının artışı ve kuvvetin çok daha geniş bir yüzey ile kemiğe dağılması ile açıklanabilir. Gruplar arasında maksimum Von Mises değerlerini değerlendirdiğimizde implant sayısının artışının stres miktarını azaltması Misch'in implant sayısındaki artışının daha iyi sonuçlar doğurabileceği görüşünü (8) desteklemektedir.

Çalışmamızda en düşük Von Mises değeri C3D2 modelinde görülmüştür. İkinci olarak en küçük Von Mises değeri ise C2D2 grubunda izlenmiştir. Tüm sonuçlar değerlendirildiğinde en düşük stres değerlerinin 7 implantlı planlama modellerinde tespit edildiği görülmektedir. Bu bulgumuz Mish'in (8) sabit protetik rehabilitasyon için maksillada optimal olarak 7 implantın olması gerektiği görüşünü biyomekanik açıdan desteklemektedir.

Bu bilgiler ışığında D2 ve D3 kemik tipi olan atrofik maksillada implant planlaması yapılırken eğer hasta açısından ekonomik ve cerrahi anlamda bir engel durum yoksa en ideal implant planlama seçeneklerinin 7 implantlı planlama olacağı görülmektedir. Özellikle kortikal kemikte en az Von Mises Stres değerlerinin hem D2 hem de D3 maksilla modelleri için 7 implant planlanan, distal implantın 11.5 mm boyunda planlandığı ve distal implantın vertikal yerleşimi için 5.5 mm sinüs greftleme yapılan modellerde açığa çıktığı tespit edilmiştir (C3D2, C3D3).

Tüm grupları birlikte değerlendirdiğimizde 26 model içerisinde en yüksek stres değerinin D3 tip kemikte 4 implant ile planlama yapılan ve distaldeki implantın 13 mm boyunda ve meziale 30 derece açılarak planlandığı modelde, kortikal kemikte ($A4D3=45.99$ MPa) görüldüğünü belirledik. Bunun sonucu olarak eğer D3 tip kemiği olan bir hastada 4 implantla planlama yapmak ekonomik açıdan daha uygun ise 13 mm'lik açılı distal implant kullanmaktansa 11.5 mm boyunda implantı distalde 5.5 mm sinüs greftleme işlemi yaparak vertikal olarak uygulamanın ($A3D3=36.17$ MPa) biyomekanik açıdan daha uygun olduğunu düşünmekteyiz.

Eğer ekonomik açıdan hastada 4 implant sınırlaması varsa D2 kemik tipi için en ideal planlamanın distalde 11.5 mm'lik vertikal implant yerleşimi için 5.5 mm sinüs greftleme yapılan A3D2 modeli olduğu görülmektedir. D3 kemik tipinde ise en ideal planlamanın yine distalde 11.5 mm'lik vertikal implant yerleşimi için 5.5 mm sinüs greftleme yapılarak sağlanabileceği (A3D3) görülmektedir.

Eğer ekonomik açıdan hastada en fazla 5 implant sınırlaması varsa D2 kemik tipi için en ideal planlamanın distalde 11.5 mm'lik vertikal implant yerleşimi için 5.5 mm sinüs greftleme yapılan B3D2 modeli olduğu görülmektedir. D3 kemik tipinde ise en ideal planlamanın yine distalde 11.5 mm'lik vertikal implant yerleşimi için 5.5 mm sinüs greftleme yapılarak sağlanabileceği (B3D3) görülmektedir.

Eğer ekonomik açıdan 7 implant uygulama hasta için bir problem oluşturmuyorsa D2 kemikte kortikal tabakada en ideal stres değeri oluşturacak 7 implant planlamasının maksillada distalde 11.5 mm implantın vertikal olarak uygulaması için 5.5 mm sinüs greftleme yapılarak elde edilebileceği görülmektedir ($C3D2=17.48$ MPa). D3 kemik tipinde ise en ideal planlamanın yine maksillada distalde 11.5 mm implantın vertikal olarak uygulaması için 5.5 mm sinüs greftleme yapılarak elde edilebileceği görülmektedir ($C3D3= 11.86$ MPa).

D2 kemikte B3D2 modelinde kortikal kemikte elde edilen stres değeri C2D2 modeli stres değerinden daha fazla olsa da gruplar arasında çok benzer Von Mises değerleri olduğunu görmekteyiz. Yani D2 tip kemikte 5 implantlı planlamada 11.5 mm'lik implantın 5.5 mm sinüs greftleme işlemi yapılarak distal bölgede vertikal olarak yerleştirildiği model (B3D2) ile 7 implantlı planlamada ve 8 mm'lik implantın 2 mm'lik sinüs greftleme işlemi yapılarak distal bölgede vertikal yerleştirildiği modelde (C2D2) benzer Von Mises değerleri görülmüştür. Her ne kadar 7 implantlı uygulamanın çok küçük miktarda daha düşük stres değerleri doğurduğu görülse de B3D2 modeli stres değerleri ile fazla bir fark görülmemektedir. Bu sonuçlar ekonomik açıdan 7 implant uygulanmasının kısıtlı olduğu durumlarda 5 implantlı planlamanın da seçenek olarak önerilebileceğini düşündürmektedir.

5 implantlı grupta B4D2 modelinde elde edilen düşük 37.7 MPa'lık Von Mises değeri göz önüne alındığında distalde 13 mm boyunda 30 derece açılı implant uygulayarak 5 implantlı planlama yapmaktansa, distalde 5.5 mm sinüs greftleme yapıldıktan sonra 11.5 mm boyunda vertikal implant uygulayarak 4 implantlı planlama yapmanın (A3D2) daha az strese (36.09 MPa) neden olduğu görülmektedir. Bu anlamda D2 tip kemikte B4D2 modelinde olduğu gibi planlama yapmaktanda A3D2 modelinde olduğu şekliyle planlama yapmanın hem ekonomik açıdan hem de biyomekanik açıdan kortikal kemikte daha iyi stres değerleri oluşturacağı öngörülmektedir.

Her ne kadar en düşük stres değerleri 7 implantla planlanan C grubu modellerinde görülse de C grubunda D2 ve D3 kemik tipinde distalde 6 mm boyunda vertikal olarak yerleşimi planlanan modellerde (C1D2, C1D3) tespit ettiğimiz Von Mises değerlerinin ($C1D2=28.47$ MPa, $C1D3=30.75$ MPa) D2 ve D3 tip kemikte distal olarak 11.5 mm'lik vertikal implant yerleşimi sağlamak için 5.5 mm sinüs greftleme yapılan 5 implant

planlama modellerine göre ($B3D2= 25.79$ MPa, $B3D3=26.34$ MPa) daha yüksek olduğu görülmektedir. Bu sonuçları yorumladığımızda ise 7 implantlı planlama yaparak ve distalde 6 mm'lik kısa implant planlamaktansa, 5 implant planlayarak 5.5 mm sinüs greftlemeye yaparak distalde 11.5 mm'lik implant uygulamanın hem ekonomik açıdan hem de biyomekanik açıdan daha iyi sonuçlar doğurduğunu görmekteyiz.

Dört implant planladığımız A grubunda D2 kemikte 2 mm sinüs greftleme yaparak distalde 8 mm boyunda vertikal implant yerleştirdiğimiz modelde görülen stres değerinin ($A2D2=37.89$ MPa), 5 implant planladığımız B grubunda D2 kemikte distalde 13 mm'lik implantı 30 derece meziale açılarak uyguladığımız modelde açığa çıkan stres değerine ($B4D2= 37.74$) çok benzer olduğu tespit ettik. Bu sonuçlar eğer implant sayısı açısından ekonomik bir sınırlama varsa 4 implantlı planlamanın da çok benzer sonuçlar doğurduğu görüldüğünden tercih edilebileceğini göstermektedir.

D3 tip kemikte ortaya çıkan Von Mises değerlerinin kemik yoğunluğuna bağlı olarak D2 kemikten daha yüksek çıkmış olması D3 tip kemikte planlama yaparken daha dikkatli davranarak en ideal stres miktarına neden olacak planlama yapmak gerektiğini göstermektedir.

8. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

- 1) İmplant etrafında stres her zaman kortikal tabakada daha fazla oranda meydana gelmiştir. Boyun rezorbsiyonlarını da açıklayan bu bulgu implantın üzerine uygulanan kuvveti daha sıkı temasta olduğunun ve kuvveti kortikal kemiğe ilettiğinin kanıtıdır.
- 2) İmplant etrafındaki kemikte tespit edilen maksimum stres değeri yükleme noktaların en yakın olan distal implant çevresinde oluşmuştur.
- 3) D3 kemik tipinde oluşan stres miktarı D2 kemik tipine göre her grupta kortikal kemikte daha fazladır. Bu nedenle D3 kemikte planlama yaparken stres dağılımı daha dikkatli değerlendirilmeli ve en ideal stres dağılımını sağlayacak planlama tercih edilmelidir.
- 4) İmplantın boyunun artışı ile birlikte kemikte kortikal ve sponjiyöz tabakada meydana gelen stres değerleri azalmaktadır. Bu nedenle uygun endikasyonlar çerçevesinde uzun implantların tercih edilmesi implantın prognozu açısından daha iyi sonuçlar doğuracaktır.
- 5) Atrofik maksillada yetersiz vertikal mesafe olduğunda sinüs lifting yapıp implant boyu artırıldığında stres miktarının düşürülebileceği görülmektedir.
- 6) Cerrahi kontrendikasyon olduğu durumlarda açılı implant uygulaması doğru planlama yapıldığında uygulanabilecek tedavi seçenekleri arasındadır.
- 7) Distal implantın 30 derece açlandırılması kemikte meydana gelen Von Mises stres değerlerinde artışa neden olmaktadır. Buna rağmen elde edilen maksimum Von Mises stres değeri kısa implant uygulanan modelden daha düşük olduğundan kısa implant kullanımı yerine implantın 30 derece açlandırılarak uzun implant kullanımı bir seçenek olabilir.
- 8) Distal implantın 45 derece açlandırılması 30 derece açlandırılmasına nazaran daha az stres değerleri doğurmaktadır. Ayrıca distalde kısa implant kullanımına nazaran daha az stres değeri oluşturduğundan kısa implant kullanımına alternatiftir.

- 9) Dört implant ile planlama yapıldığında en ideal stres değerlerinin 11.5 mm'lik vertikal implant planlanan ve 5.5 mm sinüs greftleme uygulanan modelde elde edildiği görülmüştür.
- 10) Dört implantlı planlamada kısa distal implant yerine, distal implantın 30 veya 45 derece açılarak implant uzunluğunun artırılmasının daha düşük stres değerleri doğurduğu görülmektedir.
- 11) Beş implantı planlama yapılacaksa en ideal stres değerlerinin 11.5 mm'lik vertikal implant planlanan ve 5.5mm sinüs lift uygulanan modelde elde edildiği görülmüştür.
- 12) Beş implantlı planlamada kısa distal implant yerine, distal implantın 45 derece açılarak implant uzunluğunun artırılmasının daha düşük stres değerleri doğurduğu görülmektedir.
- 13) Yedi implantlı planlamada en ideal stres değerlerinin en uzun implant uygulanan ve 5.5 mm'lik sinüs greftleme yapılan grupta elde edildiği görülmüştür. Bu nedenle hastada ek cerrahi girişim açısından kontrendike bir durum yoksa lifting işlemi yapılarak uzun distal implant uygulanması biyomekanik açıdan daha ideal sonuçlar doğuracaktır.
- 14) İmplant planlaması esnasında sayıdaki artışın stres miktarını pozitif yönde etkileyeceği hesaba katılarak mümkünse maksiller sabit protezlerde 7 implantlı planlama tercih edilmelidir. Tüm gruplar birlikte değerlendirildiğinde, eğer implant sayısı açısından bir sınırlama yok ise en ideal değerler 7 implantlı modellerde elde edildiğinden fazla sayıda implant kullanılması biyomekanik açıdan daha avantajlı olacaktır.
- 15) Tüm modellerde en yüksek stres değerinin 4 implant planlanan A grubunda D3 kemik tipinde 13 mm boyunda implantın meziale 30 derece açılarak uygulandığı modelde görüldüğü tespit edilmiştir. Bu nedenle 4 implant planlama yaparken distalde planlanan implantın meziale 30 derece açıyla yerleştirilmesini çalışma sonuçlarımıza dayanarak önermemekteyiz. Eğer hastanın ekonomik durumu 4 implant kullanımı ile sınırlı ise diğer modellerde uygulamış olduğumuz tüm planlamalar daha düşük stres değeri doğuracağından A4D3 modeli için alternatif

olabilir. Eğer 5veya 7 implant kullanımı ekonomik açıdan sorun oluşturmuyacaksa tercih edilebilir.

- 16) Beş implantlı grupta ise D3 kemik tipinde 13 mm boyunda implantın meziale 30 derece açıldırıldığı modeled stres değerinin A4D3 modeline çok yakın ve oldukça yüksek değerde çıktığı görülmektedir. Bu nedenle planlama yaparken tıpkı A4D3 modelindeki planlama şeklini önermediğimiz gibi B4D3 modeli planlamasını da önermemekteyiz. Eğer hastanın ekonomik durumu 5 implant kullanımı ile sınırlı ise B4D3 modeli dışında 5 implant içeren herhangi bir planlamanın veya 4 implant içeren planlamaların D4D3 'e alternatif olabileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmanın Limitasyonları

- 1) Uyguladığımız kuvvetler birebir okluzal kuvvetleri yansıtmamaktadır, yaklaşık ve kabaca değerler üzerinde çalışma yapılmıştır.
- 2) Ağız içinde okluzyon esnasında proteze etki eden kuvvetler ve çiğneme kaslarının etkileri göz ardı edilmiştir.
- 3) Maksillanın sinüs boşluğu anatomisi tarama yöntemi sonrasında elde edilen model üzerinde yaklaşık boyutlarda oluşturulmuş ve maksiller sinüsün kortikal yapıdaki dış duvarının modellenmesi göz ardı edilmiştir.
- 4) Mukozanın Young Modülü çalışmada kullanılan materyallerin materyal özellikleri yanında çok küçük olduğu için göz ardı edilmiştir.

Çalışma sonuçlarımız biyomekanik açıdan implant planlamalarının doğuracağı sonuçlar hakkında detaylı bilgi verse de biyolojik yapıların özelliklerinin bilgisayar programına net olarak aktarılamamış olması ve yaklaşık sonuçlar üzerinde değerlendirme yapılmış olması klinik çalışma yapma gerekliliğini ortaya koymaktadır.

İmplantın başarısı sadece kemikte meydana gelen streslerin değerlendirilmesi ile saptanamaz. Bu nedenle gelecekteki çalışmalarda ağız içindeki canlı dokularda, implantta ve protezde meydana gelen kuvvetlerin birlikte değerlendirildiği sonlu elemanlar analizi çalışmaları implant tedavisinin başarısında daha net sonuçlar ortaya koyacaktır.

9. KAYNAKLAR

1. Abraham CM (2014). A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J* 8: 50-5.
2. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL (2014). Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* 40: 50-60.
3. Pye AD, Lockhart DE, Dawson MP, Murray CA, Smith AJ (2009). A review of dental implants and infection. *J Hosp Infect* 72: 104-10.
4. Schuller-Gotzburg P, Entacher K, Petutschnigg A, Pomwenger W, Watzinger F (2012). Sinus elevation with a cortical bone graft block: a patient-specific three-dimensional finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 27: 359-68.
5. 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
6. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G (2002). Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res* 13: 657-65.
7. 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.
8. Misch CE (2009) *Dental İmplant Protezler* Nobel Tıp Kitabevleri Ltd.Şti.
9. Nakamura HK, Condator GP, de Olivera JAM, Schwartz-Filho HO, Brandt WC, Roma-Torres CV (2015). The use of technical “standard all-on-four” in the maxilla. *International Journal Of Oral And Dental Health* 1:3
10. Jensen OT, Adams MW, Cottam JR, Parel SM, Phillips WR (2010). The all-on-4 shelf: maxilla. *J Oral Maxillofac Surg* 68: 2520-7.
11. Geng Jp, Tan KB, Liu GR (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 85: 585-98.
12. Adıgüzel Ö (2010). Sonlu elemanlar analizi: derleme bölüm I: Dişhekimliğinde kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman tanımları *Dicle Diş Hekimliği Dergisi* 11: 18-23.
13. Ulusoy M, Aydın AK (2010). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara Üniversitesi Basımevi ,Ankara.
14. Çalış A (2006) Maksiller posterior bölgede ileri derecede kemik atrofisi görülen farklı tasarımlarda implant kullanımının üç botuylu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora tezi; Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara
15. 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.

16. Becker MJ (1999). Ancient 'dental implants': a recently proposed example from France evaluated with other spurious examples. *Int J. Of Oral And Maxillofac. Implants* 14:19-29
17. Lum LB, Osier JF (1992). Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics, 1. Horizontal loading. *J Oral Implantol* 18: 343-348.
18. Sullivan RM (2001). Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *J Calif Dent Assoc* 29: 737-45.
19. Tunalı B (1996). Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantolojiye giriş. 1. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları
20. Uysal T (2005). İmplantlar ve ortodonti. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 8: 146-155
21. Prosthodontics tab (2005). Glossary of prosthodontic terms. *Journal Of Prosthetic Dentistry* 94: 10-92.
22. Goldman HM, Gilmore HW, Royer QR, Olsen NH Current therapy in dentistry. C.V. Mosby Company. 102-109 p.
23. Türker M, Yücetaş Ş (1999). Ağız Diş Çene Hastalıkları Ve Cerrahisi. Ankara: Atlas Kitapçılık
24. Booth PW, Schandel SA, Hausamen JE (1999). Maxillofacial Surgery. 2. Churchill Livingstone
25. Davarpanah M (2004). Oral İmplantoloji Klinik El Kitabı.
26. Tunalı B (2000). Oral İmplantoloji. Nobel Tıp Kitapevleri
27. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A (1969). Intraosseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 81-100.
28. Atsumi M, Park SH, Wang HJ (2007). Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22: 743-54.
29. Hobo S, Ichida E, Garcia LT (1999). Osseointegration and occlusal rehabilitation. Tokyo: Quintessence Publ.
30. Jemt T (1986) Modified single and short-span restorations supported by osseointegration fixtures in the partially edentulous jaw. *J Prosthet Dent* 55(2): 243-247.
31. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T (1985). Introduction to osseointegration. Part: Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago; 11-76.
32. 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.
33. Gartner LP, Hiatt JL (2001). Color textbook of histology, second edition. Philadelphia: W.B.Saunders Company

34. Peterson Larry J, Ellis E, Hupp J, Tucker MR (2003). Contemporary oral and maxillofacial surgery. 4. Mosby, 310-313 p.
35. Albrektsson T, Zarb GA (1993). Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. Int J Prosthodont 6: 95-105.
36. Sugerman PB, Barber MT (2002). Patient selection for endosseous dental implants: oral and systemic considerations. Int J Oral Maxillofac Implants 17: 191-201.
37. Turkyilmaz I, McGlumphy EA (2008) Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. BMC Oral Health 8:32
38. Lekholm U, Zarb GA (1985). In: patient selection and preparation. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical Dentistry. Chicago: Quintessence Publishing Company.199-209p.
39. Norton MR, Gamble C (2001). Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. Clin Oral Impl Res 12: 79-84.
40. Misch CE (1999). Contemporary implant dentistry. Missouri, Saint louis
41. 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.
42. Branemark Pi, Svensson B, Van Steenberghe D (1995). Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum branemark in full edentulism. Clin Oral Implants Res 6: 227-31.
43. Büyükyüz N, Öztürk M (2011). Maksiller sinüs enfeksiyonları ve tedavi yöntemleri. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 54: 43-48.
44. Harorlı A, Akgül HM, Dağİstan S (2006). Dişhekimliği radyolojisi. Erzurum: Ofset Matbaacılık. 375.p
45. Porter GT, Quinn FB (2002) Paranasal sinuses: anatomy and function. Texas: Grand Rounds Preservation
46. Misch C (2008). Contemporary implant dentistry third edition. Mosby Elsevier, no. Canada; 907-973.
47. Chavannaz M (1990). Maksillary sinus: anatomy, physiology, surgery and bone grafting related to implantology eleven years of sugical experience. Oral Implantol 16: 199-209.
48. 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.
49. 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.
50. 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.

51. Mutlu M (1995) Sinüs tabanı yükseltilmesinde dondurulmuş kurutulmuş allojenik kemik greftinin kullanılması. Doktora tezi: Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.
52. 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.
53. Akın Y (2009) Maksiller sinüs ogmentasyonunda kullanılan sığır kaynaklı kemik greftinin histolojik ve histomorfometrik değerlendirilmesi.Doktora tezi: Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
54. Şakul B (1999). Baş ve boyun topografik anatomisi. Ankara uni basımevi, Ankara
55. Hatipoğlu M (2009) Kronik maksiller sinüs açıklığı olan hastalarda immünohistokimyasal bir araştırma.Doktora tezi: Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü: Ankara.
56. 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.
57. 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
58. 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.
59. Misch CE (2009). Dental Implant Protezler.Ankara: Nobel Tıp Kitabevleri
60. Garg AK (2004). Bone: biology, harvesting,grating for dental implants. Quintessence Publishing
61. Fonseca RJ (2000). Fonseca oral and maxillofacial surgery. No. 7, Philadelphia: Elsevier Science
62. Öztürk S (2008) Sinüs lifting uygulamalarında implant stabilitesinin değerlendirilmesi. Doktora tezi: Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
63. Cawood JI, Howell RA (1999). A classificaiton of the edentulous jaws. Int j. Of oral and maxillofacial surg. 17: 323-236.
64. Misch C (2009) Dental Implant Protezler.Ankara: Nobel Tıp Kitabevleri
65. Şeker E (2011) Greftlenmiş ve greftlenmemiş posterior maksillada uygulanan implant destekli farklı tasarımlı sabit ptotezlerin destek dokulardaki etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora tezi: Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Lefkoşa.
66. 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.

67. 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.
68. 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.
69. 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.
70. Bedrossian E, Sullivan RM, Fortin Y, Malo P, Indresano T (2008). Fixed-prosthetic implant restoration of the edentulous maxilla: a systematic pretreatment evaluation method. *J Oral Maxillofac Surg* 66: 112-22.
71. Shackleton JL, Carr L, Slabbert Jc, Becker Pj (1994). Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent* 71: 23-6.
72. Güven A (2008) Maksiller sinüs augmentasyonunda kemik gelişiminin radyolojik olarak değerlendirilmesi. Doktora tezi: Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
73. 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
74. Balshi TJ, Wolfinger GJ (2000). Management of the posterior maxilla in the compromised patient: historical, current, and future perspectives. *Periodontology* 33: 67-81.
75. Garg AK (2004). Bone: biology, harvesting, grating for dental implants. 171.
76. Güven O, Kaymak TE (2010). İmplantolojide maksiller sinüsün önemi ve sinüs lifting işlemleri. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 1: 31-39.
77. Rosenlicht JL (1999). Indications and contraindications for sinus grafting. London: Quintessence publishing 7-15p.
78. 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.
79. Cosci F, Luccioli M (2000). A new sinus lift technique in conjunction with placement of 265 implants: a 6-year retrospective study. *Implant Dent* 9: 363-8.
80. Boyne Pj, James Ra (1980). Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *J Oral Surg* 38: 613-6.
81. Lundgren S, Andersson S, Gualini F, Sennerby L (2004). Bone reformation with sinus membrane elevation: a new surgical technique for maxillary sinus floor augmentation. *Clin Implant Dent Relat Res* 6: 165-73.

82. Nedir R, Bischof M, Vazquez L, Szmukler-Moncler S, Bernard JP (2006). Osteotome sinus floor elevation without grafting material: a 1-year prospective pilot study with iti implants. *Clin Oral Implants Res* 17: 679-86.
83. Hatano N, Sennerby L, Lundgren S (2007). Maxillary sinus augmentation using sinus membrane elevation and peripheral venous blood for implant-supported rehabilitation of the atrophic posterior maxilla: case series. *Clin Implant Dent Relat Res* 9: 150-5.
84. Thor A, Sennerby L, Hirsch Jm, Rasmusson L (2007). Bone formation at the maxillary sinus floor following simultaneous elevation of the mucosal lining and implant installation without graft material: an evaluation of 20 patients treated with 44 astra tech implants. *J Oral Maxillofac Surg* 65: 64-72.
85. Hu Xl, Zhou X, Li Jh, Lin Y (2015). A new technique for minimally invasive maxillary lateral sinus augmentation: a case report. *Chin J Dent Res* 18: 241-5.
86. Engelke W, Fuentes R, Beltran V (2014). Case report Sinus floor augmentation using miniscrew and in situ Hardening biomaterial: method and case report. *Int J Clin Exp Med* 7: 1607-1610.
87. 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
88. 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.
89. 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.
90. 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.
91. 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.
92. Koutouzis T, Wennstrom JL (2007). Bone level changes at axial- and non-axial-positioned implants supporting fixed partial dentures. A 5-year retrospective longitudinal study. *Clin Oral Implants Res* 18: 585-90.
93. Naini Rb, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M (2011). Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 26: 776-81.
94. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Agliardi E, Pietrabissa R, Zampelis A, Francetti L (2009). A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. *Int J Prosthodont* 22: 155-7.
95. 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.

96. 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.
97. Friberg B, Jemt T, Lekholm U (1991). Early failures in 4,641 consecutively placed branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6: 142-6.
98. 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.
99. 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.
100. 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.
101. Renouard F, Nisand D (2006). Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Impl Res* 17: 35-51.
102. Arlin M (2002). Short dental implants as a treatment option: result from an observational study in a single private practice. *Int J Oral Maxillofac Surg* 21: 769-76
103. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark Pi, Jemt T (1990). Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5: 347-59.
104. Felice P, Pistilli R, Piattelli M, Soardi E, Corvino V, Esposito M (2012). Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 5 x 5 mm implants with a novel nanostructured calcium-incorporated titanium surface or by longer implants in augmented bone. Preliminary results from a randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol* 5: 149-61.
105. Esposito M, Cannizzaro G, Soardi E, Pistilli R, Piattelli M, Corvino V, Felice P (2012). Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 6 mm-long, 4 mm-wide implants or by longer implants in augmented bone. Preliminary results from a pilot randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol* 5: 19-33.
106. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC (2007). A 10-year prospective study of iti dental implants placed in the posterior region. II: influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin Oral Implants Res* 18: 707-14.
107. Spray Jr, Black Cg, Morris Hf, Ochi S (2000). The influence of bone thickness on facial marginal bone response: stage 1 placement through stage 2 uncovering. *Ann Periodontol* 5: 119-28.
108. Tawil G, Younan R (2003). Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18: 894-901.

109. Rokni S, Todescan R, Watson P, Firavun M, Adegbembo AO, Deporter D (2005). An assessment of crown-to-root ratios with short sintered porous surfaced implants supporting prostheses in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20 (1): 69-76.
110. Misch CE, Steigenga 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.
111. 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.
112. 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.
113. Sotto-Maior BS, Senna PM, Da Silva WJ, Rocha EP, del Bel Cury AA (2012). Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 27: 13-8.
114. 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
115. Fugazzotto PA (2008). Shorter implants in clinical practice: rationale and treatment results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 23: 487-96.
116. 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.
117. Branemark PI (1998) Surgery and fixture installation. zygomaticus fixture clinical procedures. Nobelbiocare Göteborg-Sweden.
118. 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.
119. 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.
120. 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.
121. 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.
122. 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.

123. 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.
124. 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.
125. Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U (2000). Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res* 11 (1): 108-25.
126. Misch CE (1989). Bone classification, training keys to implant success. *Dent Today* 8: 39-44.
127. Yüzbaşıoğlu H (2006) İmplantüstü sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. Doktora tezi: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun.
128. Malo P, Rangert B, Nobre M (2006). "All-on-four" immediate-function concept with branemark system implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 5 (1): 2-9.
129. Contreras MI, Contreras MG, Nunes TK, Aires rapc, Bianchini MA (2014) Atrophic maxilla rehabilitation with use of «all-on-four» Tilted implants. *Revista Odontológica Mexicana* 18: 249-254.
130. Malo P, De Araujo Nobre M, Lopes A (2007). The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. *J Prosthet Dent* 97: 26-34.
131. <http://www.ido.org.tr>, hibridprotezler hekimler için can kurtarıcı tedavi çözümü, in <http://www.ido.org.tr>.
132. Kulak ÖY Tam protezler ve implantüstü protezler.
133. Yılmaz D, Çekiç I, Ergün (2007) G Aşırı rezorbe alt ve üst dişsiz arkların implant destekli protetik rehabilitasyonu olgu sunumu. *Türkiye Klibikleri* 13:71-77
134. Aydınтуğ YS, Sipahi C (2011). Mandibular defektin protetik rehabilitasyonu olgu sunumu. *Gülhane Tıp Dergisi* 53: 56-59
135. Hobo S, Ichida E, Garcia LT (1990). Osseointegration and occlusal rehabilitation. Quintessence Publishing Company, Chapter 4-10-11
136. Hatze H (1974). Letter: the meaning of the term "Biomechanics". *J Biomech* 7: 189-90.
137. 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
138. 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.

- 139.Misch CE, Bidez MW (1994). Implant protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compend Contin Educ Dent* 15: 1330-1343.
- 140.Frost HM (1987). Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *Anat Rec* 219: 1-9.
- 141.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.
- 142.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.
- 143.Taşkınsel E, Gümüş HÖ (2014). Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde Kullanımı. *Atatürk Üniv Diş Hek. Derg.* 8: 131-135.
- 144.Ayalı A (2012) Mandibular angulus bölgesi favorable ve unfavorable fraktürlerinde uygulanan farklı fiksasyon metotlarının biyomekanik Etkilerinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmesi. *Doktora Tezi:Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Lefkoşa.*
- 145.Craig RG, Ward ML (1996). *Restorative dental materials*. 10. ed. St.louis; Missouri, Mosby
- 146.https://en.wikipedia.org/wiki/strength_of_materials.
- 147.Dimililer G, (2013) Üst çene tam dişsizlik olgularında uygulanan farklı sayı ve çaptaki implantların kemik üzerinde oluşturdukları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması.*Doktora Tezi: Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.*
- 148.Tekmen P (2010) Allojenik kemik grefti ile maksiller sinüs augmentasyonu uygulanan atrofik posterior maksillada implant biyomekaniği:sonlu elemanlar analizi. *Doktora tezi: Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.*
- 149.Çankaya M (2005) Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapıların kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi.*Doktora tezi: İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.*
- 150.Çetin Ü (2012) Aşırı atrofik mandibulada farklı implant tasarımlarının 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. *Doktora tezi: Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.*
- 151.Mammadzada S (2009) İmplant dizaynının kemikteki stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. *Doktora Tezi: Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.*
- 152.Akça K, Çehrel MC, İplikçioğlu HI (2002). A comparison of three dimensional finite element analysis with in vitro strain gauge measurement on dental implants. *Int J Prosthodont* 15: 115-121.

- 153.Dinçer C (2007) Cad-cam yöntemiyle posterior bölgede hazırlanan tam porselen köprülerde arayüz bölgesi tasarımlarının kırılma direncine olan etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi. Doktora tezi: Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara
- 154.Geng JP, Tan KBC, Liu GR (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry. Journal Of Prosthetic Dentistry 85: 585-598.
- 155.Oğuz Y (2007) Kilitli vida ve plak sistemlerinin sagittal split ramus osteotomisinde kullanılmasının üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. Doktora Tezi: Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara
- 156.Kalay ST (2014) Endodontik tedavi görümüş mod kaviteli üst premolar dişlerin restorasyonunda farklı kasp redüksiyonlarının dişin kırılmadirencine etkisinin incelenmesi. Doktora Tezi: Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Trabzon
- 157.Kurowski PM (2004). Finite element analysis for design engineers. Sae international, no. Warrendale Pensilvania:185
- 158.<https://alkanhulya.wordpress.com/2014/03/07/sonlu-elemanlar-metodu-ve-muhendislik-uygulamalari/>.
- 159.<https://tr.wikipedia.org/wiki/solidworks>.
- 160.Gurgel-juarez NC, França FMG, Kına S, Almeida EO, Rocha EP (2013). Bone stress evaluation in implants with regular and switching Platforms. Rgo 573-580.
- 161.Linetskiy I, Demenko V, Nesvit L, Linetska A, Shevchenko A, Yefremov O (2014). Biomechanical substantiation of dental implant longevity in annual bone loss and different bone quality - a fe study. Clin Oral Impl. Res 25: 298
- 162.Huang HL, Fuh LJ, Ko CC, Hsu JT, Chen CC (2009). Biomechanical effects of a maxillary implant in the augmented sinus: a three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 24: 455-62.
- 163.Maeda Y, Wood WW (1989). Finite element method simulation of bone resorption beneath a complete denture. J Dent Res 68: 1370-3.
- 164.Teke A, Keçeci AD (2012). Sonlu elemanlar analizi - bölüm I: stres analiz yöntemleri, diş hekimliğinde kullanım alanları ve temel kavramlar. Roots 10-14.
- 165.Geng J, Yan W, Xu W (2005). Application of the finite element method in implant dentistry. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag No. 84-85.
- 166.Chun HJ, Park DN, Han CH, .Heo MS, Koak JY (2005). Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. J Oral Rehabil 32(3): 193-205.
- 167.Rismanchian M, Bajoghli F, Mostajeran Z, Fazel A, Eshkevari P (2009). Effect of implants on maximum bite force in edentulous patients. J Oral Implantol 35: 196-200.
- 168.Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM (2004). Single tooth bite forces in healthy young adults. J Oral Rehabil 31: 18-22.

- 169.Yavuzylmaz H (2007). Diş morfolojisi-fizyolojisi ve oklüzyon. Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, Ankara.
- 170.Pi Urgell J, Revilla Gutierrez V, Gay Escoda CG (2008). Rehabilitation of atrophic maxilla: a review of 101 zygomatic implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 13: 363-70.
- 171.Barnea E, Tal H, Nissan J, Tarrasch R, Peleg M, Kolerman R (2015). The use of tilted implant for posterior atrophic maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res* 8:
- 172.Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G (1998). Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13: 369-76.
- 173.Osman RB, Elkhadem AH, Ma S, Swain MV (2013). Finite element analysis of a novel implant distribution to support maxillary overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 28: 1-10.
- 174.Topkaya T, Solmaz MY (2015). The effect of implant number and position on the stress behavior of mandibular implant retained overdentures: A three-dimensional finite element analysis. *J Biomech* 48: 2102-9.
- 175.Chen J, Ahmad R, Suenaga H, Li W, Swain M, Li Q (2015). A comparative study on complete and implant retained denture treatments: a biomechanics perspective. *J Biomech* 48: 512-9.
- 176.Shigemitsu R, Yoda N, Ogawa T, Kawata T, Gunji Y, Yamakawa Y, Ikeda K, Sasaki K (2014). Biological-data-based finite-element stress analysis of mandibular bone with implant-supported overdenture. *Comput Biol Med* 54: 44-52.
- 177.Christopher CK (2012). Implant rehabilitation in the edentulous jaw: The “all-on-4” immediate function concept. *Australasian Dental Practice* March/April 138-148
- 178.Li T, Hu K, Cheng L, Ding Y, Ding Y, Shao J, Kong L (2011). Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality – A 3d finite element analysis. *Applied Mathematical Modelling* 35: 446-456.
- 179.Monje A, Monje F, Gonzalez-Garcia R, Suarez F, Galindo-Moreno P, Garcia-Nogales A, Wang Hl (2015). Influence of atrophic posterior maxilla ridge height on bone density and microarchitecture. *Clin Implant Dent Relat Res* 17: 111-9.
- 180.Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark Pi (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 10: 387-416.
- 181.Bahat O (1993). Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8: 151-61.
- 182.Jemt T, Lekholm U (1995). Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10: 303-11.

- 183.Nevins M, Langer B (1993). The successful application of osseointegrated implants to the posterior jaw: a long-term retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8: 428-32.
- 184.Quirynen M, De Soete, Van Steenberghe D. (2000). Infectious risks for oral implants:a review of the literature. *Clin Oral Impl Res* 13: 1-19.
- 185.Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants.Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 106: 527-51.
- 186.Porter JA, von Fraunhofer JA (2005). Success or failure of dental implants? A literature review with treatment considerations. *Gen Dent* 53: 423-32
- 187.Chen YY, Kuan CL, Wang YB (2008) Implant occlusion: biomechanical considerations for Implant-supported prostheses. *J Dent Sci* 3: 65-74.
- 188.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.
- 189.Frost H (2004). A 2003 update of bone physiology and wolff's law for clinicians. *Angle orthod* 74: 3-15.
- 190.Frost H (1994). Wolff's lay and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Journal Of Investigative And Clinical Dentistry* 64: 175-188.
- 191.Frost HM (2000). A 2003 update of bone physiology and wolff's law for clinicians. *Angle Orthod* 74: 3-15.
- 192.Melsen B, Lang NP (2001). Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Implants Res* 12: 144-52.
- 193.Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D (1992). Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the branemark system. *Clin Oral Implants Res* 3: 104-11.
- 194.Naert I, Quirynen M, Van Steenberghe D, Darius P (1992). A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: prosthetic aspects. *J Prosthet Dent* 68: 949-56.
- 195.Skalak R (1985). Aspects of biomechanical considerations. In: *tissue integrated prostheses Osseointegration in clinical dentistry*, 1st ed. Quintessence, no. Chicago 117-128.
- 196.Ho CCK (2012). Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the “all-on-4” immediate function concept. *Australasian Dental Practice* 138-148.
- 197.Cabello Gonzalez D, G Fabrega J (2014). The edentulous maxillary arch: a novel approach to prosthetic rehabilitation with dental implants, based upon the combination of optimum mechanical resources. *Dentistry* 4: 217
- 198.Assuncao WG, Barao VA, Tabata LF, Gomes Ea, Delben JA, Dos Santos PH (2009). Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg* 20: 1173-7.

- 199.Zampelis bir, Rangert B, Heijl L (2007). Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 97: 35-43.
- 200.Bölükbaşı N, Koçak A, Özdemir T (2012). İmplant konumlarının anterior maksillada oluşturacakları etkilerin biyomekanik olarak araştırılması İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 46: 15-28.
- 201.Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O (2005). Influence of marginal bone resorption on stress around an implant--a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 32: 279-86.
- 202.Viceconti M, Baleani M, De Lollis A, Toni A (1998). An fea-based protocol for the pre-clinical validation of custom-made hip implants. *J Med Eng Technol* 22: 257-62.
- 203.Li T, Yang X, Zhang D, Zhou H, Shao J, Ding Y, Kong L (2012). Analysis of the biomechanical feasibility of a wide implant in moderately atrophic maxillary sinus region with finite element method. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 114: 1-8.
- 204.Lan TH, Huang Hl, Wu Jh, Lee He, Wang Ch (2008). Stress analysis of different angulations of implant installation: the finite element method. *Kaohsiung J Med Sci* 24: 138-43.
- 205.Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K (2010). Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with all-on-4 concept. *J Prosthodont Res* 54: 179-84.
- 206.Harirforoush R, Arzanpour S, Chehroudi B (2014). The effects of implant angulation on the resonance frequency of a dental implant. *Med Eng Phys* 36: 1024-32.
- 207.Chou HY, Muftu S, Bozkaya D (2010). Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthet Dent* 104: 293-300.
- 208.Mariano LOH, Sartori AE, Broilo JR, Shinkai RS, Corso L, Marczak RJ (2012). Stresses in implant-supported overdentures with bone resorption: A 3-d finite element analysis. *Rev Odonto Cienc* 27: 41-46.
- 209.Misch CE (2008) *Contemporary Implant Dentistry* 3.ed. St.Louis, Missouri: Mosby Elsevier
- 210.Gulsahi A (2011) *Bone quality assessment for dental implants. Bone quality assesment for dental implants.* Rijeka:Incech Open Access Publisher
- 211.Yoon HG, Heo SJ, Koak JG, Kim SK, Young S (2011). Effect of bone quality and implant surgical technique on implant stability quotient (isq) value. *J Adv Prosthodont* 3: 10-5.
- 212.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, and resonance frequency analysis data. *Clin Implant Dent Relat Res* 10: 231-7.

213. Zarb GA, Schmitt A (1995). Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *J Oral Rehabil* 22: 661-71.
214. Kiattavorncharoen S, Boonsiriseth K, Minimum K, Suriyan N, Wongsirichat N (2014). Why short implant? *Journal Of Medicine And Medical Science* 5(4): 97-101.
215. Tatum H Jr (1986). Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dent Clin North am* 30: 207-29.
216. Dakhli I, Abdelsalem H, Salem D, ve gihan Ö (2009). Validity of tridimensional ct study of maxillary sinus reconstruction in potential implant site. *Cairo Dental Journal* 25:3 329-336
217. Blomqvist JE, Alberius P, Isaksson S (1997). Sinus inlay bone augmentation: comparison of implant positioning after one- or two-staged procedures. *J oral Maxillofac Surg* 55: 804-10.
218. Keller EE, Eckert SE, Tolman DE (1994). Maxillary antral and nasal one-stage inlay composite bone graft: preliminary report on 30 recipient sites. *J Oral Maxillofac Surg* 52: 438-48.
219. Keller EE, Tolman DE, Eckert GD (1999). Maxillary antral-nasal inlay autogenous bone graft reconstruction of compromised maxilla: a 12-year retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14: 707-21.
220. Lekholm U, Wannfors K, Isaksson S, Adielsson B (1999). Oral implants in combination with bone grafts. A 3-year retrospective multicenter study using the branemark implant system. *Int J Oral Maxillofac Surg* 28: 181-7.
221. Wallace SS, Froum SJ (2003). Effect of maxillary sinus augmentation on the survival of endosseous dental implants. A systematic review. *Ann Periodontol* 8: 328-43.
222. Pjetursson Be, Tan Wc, Zwahlen M, Lang Np (2008). A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation. *J Clin Periodontol* 35: 216-40.
223. Katranji A, Fotek P, Wang Hl (2008). Sinus augmentation complications: etiology and treatment. *Implant Dent* 17: 339-49.
224. 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
225. 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.
226. 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.
227. 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.

228. Rubo JH, Souza EA (2008). Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol* 34: 248-55.
229. 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.
230. 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.
231. Misch CE (1990). Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *Int j Oral Implantol* 6: 23-31.
232. 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 tooyh-implant splinting. *Chang Gung Medical Journal* 29: 143-153.
233. Holmes DC, Loftus JT (1997). Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J oral implantol* 23: 104-11.
234. Sevimay M, Turhan F, Kılıçarslan MA, Eskitascioglu G (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J prosthodont* 93: 227-34.
235. El-Enver M, El-Zawahry M (2011). A three dimensional finite element study on dental implant design. *Journal of genetiv engineering and biotechnology* 9: 77-82.
236. Lai HC, Xiong H, Xue M, Yang YC, Zhang BW (1997). Three dimensional fem analysis of stress distribution around dental implants to estimate the influence of the length. *Shanghai Journal of Stomatology* 6:(1) 20-2.
237. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M (2003). Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin implant dent relat res* 5: 254-62.
238. 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.
239. 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.
240. 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.
241. De Vico G, Bonino M, Spinelli D, Schiavetti R, Sannino G, Pozzi A, Ottria L (2011). Rationale for tilted implants: fea considerations and clinical reports. *Oral implantol (rome)* 4: 23-33.
242. Silva GC, Mendonca JA, Lopes LR, Landre J Jr (2010). Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int j oral maxillofac implants* 25: 239-46.

- 243.Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronström M, Sasaki K, Duyck J (2010). Impact of implant number, distribution and prosthesis material on loading on implants supporting fixed prostheses. J oral rehabil 37: 525-31.
- 244.Klametti E (2008). Is there a certain number of implants needed to retain an overdenture? J Oral Rehabil 1:80-4



10. ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Soyadı, Adı : Gümrükçü, Zeynep
Uyruğu : T.C.
Doğum Tarihi ve Yeri : 11/09/1985-Trabzon
Medeni Hali : Bekar
Telefon : 0 (462) 3774824
Faks : 0 (462) 3253017
E-Posta : zeynep_dt@hotmail.com
Yazışma Adresi: : KTÜ Dış Hekimliği Fakültesi Ağız Dış Çene Cerrahisi A.D. Trabzon

EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Lisans/Yüksek Lisans	Atatürk Üniversitesi Dış Hek. Fak.	2010
Lise	Trabzon Yomra Fen Lisesi	2003

AKADEMİK / MESLEKİ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
1. Araştırma Görevlisi	KTÜ Dış Hekimliği Fakültesi	2010 -

YABANCI DİL

İngilizce

UZMANLIK ALANI

Ağız Dış Çene Cerrahisi

YAYINLAR

SCI EXPANDED KAPSAMI DIŞINDAKİ DERGİLERDE YAYINLANAN

MAKALELER

1. Ungor C, Dayisoğlu EH, Cezairli B, **Gümrükçü Z**. Pseudojoint of the Mandible: An Unusual Case Report. Clinical Dentistry And Research. 2014; 38 (3): 43-48.

ULUSAL BİLİMSEL DERGİLERDE YAYINLANAN MAKALELER

1. **Gümrükçü Z**, Cezairli B, Üngör C. Mandibulada Görülen Bilateral Travmatik Kemik Kisti: 2 Olgu Sunumu. J Dent Fac Atatürk Uni. December 2015.
2. **Gümrükçü Z**, Korkmaz YT, Yılmaz O, Has S, Cezairli B. Recurrent Odontogenic Myxoma of Mandible: A Case Report. J Dent Fac Atatürk Uni. December 2014.
3. **Gümrükçü Z**, Yılmaz O, Yıldız K, Üngör C. Maksillada Görülen Kalsifiye Epitelyal Odontojenik Tümör: Bir Olgu Sunumu. J Dent Fac Atatürk Uni. October 2014.
4. Çandırılı C, **Gümrükçü Z**, Altıntaş NY, Sezgin ÖS, Okatan BK. Temporomandibular Eklemdede Görülen Sinoviyal Kondromatozis: Bir Olgu Sunumu. J Dent Fac Atatürk Uni. December 2014.

ULUSLARARASI VE ULUSAL BİLİMSEL TOPLANTILARDA SUNULAN VE BİLDİRİ KİTABINDA BASILAN BİLDİRİLER

1. **Gümrükçü Z**, Korkmaz YT, Yılmaz O, Has S. Recurrent Odontogenic Myxoma of Mandible and It's Surgical Treatment: A Case Report. 4. BAMFS Konferansı. 5-8 Kasım 2014, İstanbul, Türkiye.
2. **Gümrükçü Z**, Cezairli B, Yıldız K, Yılmaz O, Üngör C. Calcifying Epithelial Odontogenic Tumor of the Maxilla: A Case Report. 8. Uluslararası Ağız ve Çene-Yüz Cerrahisi Birliğı Derneğı Kongresİ, 28-Mayıs- 1 Haziran 2014, Antalya, Türkiye.
3. Korkmaz YT, **Gümrükçü Z**, Altıntaş NY, Durmuşlar MC, Pirpir Ç. Atrofik Mandibulada Inferior Alveolar Sinir Transpozisyonu ve İmplant Uygulaması: 2 Vaka Sunumu. 21. Uluslararası Türk Oral ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneğı Kongresi, 18-22 Mayıs, Bodrum, Türkiye.

4. Altıntaş NY, **Gümrükçü Z**, Memiş S, Coşkun Ü, Cezairli B, Atasoy KT, Şenel FC. Pseudoarthrosis: A Rare Case. 6. Uluslararası Ağız ve Çene-Yüz Cerrahisi Birliği Derneği Kongresi, 30 Mayıs – 3 Haziran 2012, Antalya, Türkiye.
5. Korkmaz YT, Altıntaş NY, **Gümrükçü Z**. The Effectiveness of Hyaluronic Acid Injections for the Treatment of Reducing Disc Displacement. 7. Uluslararası Ağız ve Çene-Yüz Cerrahisi Birliği Derneği Kongresi, 29 Mayıs – 2 Haziran 2013, Antalya, Türkiye.
6. Yılmaz O, Atasoy KT, **Gümrükçü Z**, Çandırılı C. Tempotomandibular Eklem Sinoviyal Konromatozisi : Olgu Sunumu. 21. Uluslararası Türk Oral ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği Kongresi, 18-22 Mayıs, Bodrum, Türkiye.
7. Yılmaz O, Atasoy KT, **Gümrükçü Z**, Üngör C. Papillon- Lefevre Sendromu: Bir Olgu Sunumu. 21. Uluslararası Türk Oral ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği Kongresi, 18-22 Mayıs, Bodrum, Türkiye.
8. Çandırılı C, Atasoy KT, Taşkesen F, **Gümrükçü Z**. Results of Inadequate Treatment of Ameloblastoma and KCOT. 8. Uluslararası Ağız ve Çene-Yüz Cerrahisi Birliği Derneği Kongresi, 28-Mayıs- 1 Haziran 2014, Antalya, Türkiye.
9. Üngör C, Taşkesen F, Cezairli B, **Gümrükçü Z**, Şenel FC. Comparative Evaluation of Arthrocentesis on Postmenopausal Women. 7. Uluslararası Ağız ve Çene-Yüz Cerrahisi Birliği Derneği Kongresi, 29 Mayıs – 2 Haziran 2013, Antalya, Türkiye.
10. Üngör C, Taşkesen F, Cezairli B, **Gümrükçü Z**, Coşkun G, Memiş S. Endoscopic Removal of A Huge Sialolith: Report of A Case. 7. Uluslararası Ağız ve Çene-Yüz Cerrahisi Birliği Derneği Kongresi, 29 Mayıs – 2 Haziran 2013, Antalya, Türkiye.
11. Cezairli B, Altıntaş NY, Atasoy KT, Tosun E, Dayısoylu EH, **Gümrükçü Z**, Coşkun Ü, Memiş S. The Effect of Low Level Laser Treatment on Neurosensory Recovery. 6. Uluslararası Ağız ve Çene-Yüz Cerrahisi Birliği Derneği Kongresi, 30 Mayıs – 3 Haziran 2012, Antalya, Türkiye.
12. Şenel FC, Taşkesen FT, **Gümrükçü Z**, Çankaya M, Altıntaş NY, Günhan Ö. White Sponge Nevus: Report of a Case. 5. Uluslararası Ağız ve Çene-Yüz Cerrahisi Birliği Derneği Kongresi, 25-29 Mayıs, Antalya, Türkiye

13. Altıntaş NY, Kayipmaz S, Taşkesen F, Tosun E, Korkmaz YT, **Gümrükçü Z**, Coskun U, New Bone Formation Around Apex of Dental Implants With Sinus Membrane Elevation. 21. EACMFS Kongresi, 11-15 Eylül, Dubrovnik, Hırvatistan.

