

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SİNÜS OGMENTASYONLU VE OGMENTASYON OLMADAN  
UYGULANAN ZİGOMATİK İMPLANTLARIN MASTİKATÖR STRESLER  
KARŞISINDAKİ KUVVET ANALİZİ**

**ARŞ. GÖR. DT. SÜLEYMAN KAMAN**

**AĞIZ, DIŞ, ÇENE CERRAHİSİ  
ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN**

**DOÇ.DR. İSMAİL DORUK KOÇYİĞİT**

**Bu tez Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Kordinasyon Birimi  
tarafından, 2013-11 proje numarası ile desteklenmiştir.**

**KIRIKKALE-2015**

Kırıkkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı  
Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından  
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 05/01/2015

İmza

Prof. Dr. Umut TEKİN

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Başkanı

İmza

Doç.Dr. İsmail Doruk KOÇYİĞİT

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Yrd.Doç.Dr.Melda MISIRLIOĞLU

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Yrd.Doç.Dr.Fethi ATIL

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

İmza

Yrd.Doç.Dr.Fatih Mehmet ÇOŞKUNSES

Kocaeli Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Üye

## İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay.....	II
İçindekiler.....	III
Önsöz.....	VII
Kısaltmalar.....	IX
Şekiller.....	X
Çizelgeler.....	XV
<b>ÖZET .....</b>	<b>1</b>
<b>SUMMARY.....</b>	<b>3</b>
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>5</b>
1.1. Zigomatik Kemik Anatomisi.....	6
1.1.1. Kemikleşme.....	7
1.1.2. Yüzeyleyler .....	7
1.1.3. Çıkıntıları .....	8
1.1.4. Eklem yaptığı kemikler .....	8
1.2. Maksiller Kemik Anatomisi .....	8
1.2.1. İşlevi.....	9
1.2.2. Eklemleri .....	9
1.3. Maksiller Sinüs Anatomisi .....	9
1.3.1. Maksiller Sinüsün Kanlanması .....	10
1.3.2. Maksiller Sinüsün İnnervasyonu.....	10
1.3.3. Maksiller Sinüs Epiteli.....	10
1.4. Maksiller Posterior Bölge Atrofi Nedenleri ve Sınıflaması.....	11
1.4.1. Dişsiz Arkların Sınıflaması .....	12
1.4.2. Maksilla Posterior Dişsiz Bölgenin Sınıflaması .....	16
1.4.3. Maksillektomi Yapılan Maksillanın Sınıflaması .....	23
1.5. Atrofik Maksillanın Rekonstrüksiyon Yöntemleri.....	26
1.5.1. Oral ve Maksillofasiyal Cerrahide Kullanılan Kemik Greftleri.....	27
1.5.2. Kemik Grefti Teknikleri.....	29
1.5.3. Vertikal Kemik Ogmentasyonunda Güncel Teknikler.....	32
1.6. Maksiller Sinüs Ogmentasyonu .....	32

1.6.1. Lateral Pencere Yöntemi ile Sinüs Ogmentasyonu.....	32
1.6.2. Krestal Yaklaşım ile Sinüs Ogmentasyonu.....	34
1.7. Dental İmplantlar .....	34
1.7.1. Dental İmplantlar .....	34
1.7.2. İmplant Materyali.....	35
1.7.3. İmplant Şekli ve İmplant Formlarının Sınıflandırılması.....	38
1.8. Zigoma İmplantları.....	40
1.8.1. Zigoma İmplantının Tarihsel Gelişimi:.....	40
1.8.2. Zigoma İmplantının Tanımı ve Özellikleri .....	41
1.8.3. Zigoma İmplantlarının Endikasyonları .....	44
1.8.4. Zigoma İmplantlarının Kontrendikasyonları .....	46
1.8.5. Cerrahi Öncesi Hasta Değerlendirmesi:.....	46
1.8.6. Cerrahi Teknik .....	65
1.8.7. Yumuşak Doku Hazırlığı .....	85
1.8.8. Zigoma İmplantının Başarı Kriterleri .....	85
1.8.9. Zigoma İmplant Uygulamasından Sonra Gözlenen Olumsuzluklar .....	86
1.8.10. Zigoma İmplant Sonrası Protetik Yaklaşım Zamanı:.....	89
1.8.11. Zigoma implant başarı indeksi: ZBI .....	90
1.8.12. Maksiller Tümör Rezeksiyonları Sonrası Zigomaİmplantlarının Kullanımı .	91
1.9. Biyomekanik ve İlgili Kavramlar .....	92
1.9.1. Kuvvet ve Kuvvetin Komponentleri .....	93
1.9.2. Gerilim (Stress).....	94
1.9.3. Gerilme.....	95
1.9.4. Oransal Sınır .....	95
1.9.5. Elastik Sınırı.....	95
1.9.6. Hooke Kanunu .....	96
1.9.7. Elastisite Modülü (Young's Modulus).....	96
1.9.8. Poisson Oranı (V) = Lateral Strain / Axial Strain .....	96
1.9.9. Mohr Dairesi .....	97
1.9.10. Asal Stres (Principal Stress).....	97
1.9.11. Eşdeğer Stres (Equivalent Stress, Von Mises Stress) .....	98
1.9.12. Homojen Cisim .....	98

1.9.13. İzotropik Cisim .....	98
1.9.14. Lineer Elastik Cisim.....	99
1.10. Sonlu Eleman Analizi .....	99
1.10.1. Sonlu Eleman Analizinin Avantajları: .....	100
1.10.2. Sonlu eleman analizinin dezavantajları;.....	100
1.10.3. Sonlu Elemanlar Yönteminin Temel Kavramları: .....	101
1.10.4. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Uygulama Alanları .....	103
1.10.5. Oral Ve Maksilofasiyal Cerrahide Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Kullanılması .....	105
<b>2. GEREÇ VE YÖNTEMLER.....</b>	<b>113</b>
2.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması.....	113
2.2. Zigomatik Kemğin, Maksillanın, Maksiller Sinüsün ve Mukozanın Modellenmesi.....	115
2.3. İmplantların, Abutmentların ve Metal Alt Yapının Modellenmesi.....	118
2.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi .....	120
2.5. Sistemin Birleştirilmesi.....	121
2.6. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Programında Modellere Uygulanan Etken ve Sınır Şartlar .....	124
2.7. Materyal Özellikleri .....	125
2.8. Yükleme Koşulları.....	126
2.9. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Alınması .....	127
<b>3. BULGULAR .....</b>	<b>128</b>
3.1. Ogmentasyonlu/Greftli ve Ogmentasyonsuz/Standart Modellerde Ölçülen Maksimum Gerilme ve Maksimum Sıkışma Stresleri.....	130
3.1.1. Alveoler Kortikal Kemikte Ölçülen Maksimum Gerilim Streslerinin Dağılımları .....	134
3.1.2. Alveoler Kortikal Kemikte Ölçülen Maksimum Sıkışma Streslerinin Dağılımları .....	137
3.1.3. Zigomatikomaksiller Bölge Kortikal Kemikte Ölçülen Maksimum Gerilim Streslerinin Dağılımları.....	138
3.1.4. Zigomatikomaksiller Bölge Kortikal Kemikte Ölçülen Maksimum Sıkışma Streslerinin Dağılımları.....	140

3.1.5. Zigoma İmplantı Apeks Bölgesindeki Trabeküler Kemikte Ölçülen Maksimum Gerilim Streslerinin Dağılımları .....	141
3.1.6. Zigoma İmplantı Apeks Bölgesindeki Trabeküler Kemikte Ölçülen Maksimum Sıkışma Streslerinin Dağılımları .....	144
3.2. Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular.....	146
3.2.1. Zigoma İmplantı Maksimum Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular .....	146
3.2.2. Metal Alt Yapının Maksimum Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular...	151
<b>4. TARTIŞMA .....</b>	<b>157</b>
<b>5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....</b>	<b>180</b>
<b>6. KAYNAKLAR .....</b>	<b>184</b>
<b>7. ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>210</b>

## ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca her konuda desteğini gördüğüm, çalışmalarımı engin mesleki bilgi ve tecrübesinden yararlanarak yaptığım, üzerimde çok büyük katkıları olan, çok sevdiğim değerli hocam sayın **Doç.Dr.İsmail Doruk KOÇYİĞİT**'e teşekkürü bir borç bilirim.

Bilgi ve tecrübelerini aktararak pek çok şeyi öğrenmemi sağlayan sayın **Prof.Dr. Umut TEKİN** ve sayın **Yrd. Doç. Dr. Fethi ATIL**'a, sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Doktora hayatımın son döneminde tanıştığım, sayın **Yrd.Doç.Dr. Sinan Yasin ERTEM**'e,

Diş hekimliği öğrencilik ve doktora hayatım boyunca bir çok acı tatlı anıyı paylaştığım, sayın **Dr.Dt. Alper TAŞKALDIRAN**'a,

Doktora hayatım boyunca dostluğunu ve ağabeyliğini esirgemeyen sayın **Dr.Dt. Yunus Emre ALP** ve eşi sayın **Arş.Gör.Dr. Seda ALP** e,

Doktora beraber başlayıp beraber bitirdiğim, bir çok anıyı paylaştığım dönem arkadaşlarım sayın **Arş.Gör.Dr. Neşet AKAY** ve **Arş.Gör.Dr. Sema Nur ÖKTEM**'e,

Yine doktoramın son dönemlerinde tanıştığım, bir çok anıyı paylaştığım misafir perverliği ve dostluğundan dolayı, **Arş.Gör.Dr. İbrahim MACİT**'e,

Doktora hayatım boyunca birlikte çalışma fırsatı bulduğum bütün Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı personeline ve asistan arkadaşlarıma sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Hayatım boyunca benim için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, benim bugünlere gelebilmem için kendi hayatlarından fedakarlıklarını birgün bile

esirgemeyen, kararlarımnda her zaman bana destek olan ve varlıklarını her zaman yanımda hissettiğim, *canım annem*, *canım babam* ve *kardeşim Buse*'ye sonsuz teşekkürleri borç bilirim.

Tezime maddi destek sağlayan *Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Kordinasyon Birimi* 'ne teşekkür ediyorum



## KISALTMALAR

<b>BT</b>	Bilgisayarlı tomografi
<b>CAD-CAM</b>	Bilgisayar yardımlı tasarım-Bilgisayar yardımlı üretim
<b>CD</b>	Kompact disk
<b>cm<sup>3</sup></b>	Santimetre küp
<b>DICOM</b>	(Digital Imaging and Communications in Medicine) Medikal görüntü formatına
<b>E</b>	Elastisite Modülü
<b>SESA</b>	3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi
<b>GB</b>	Gigabayt
<b>GHz</b>	Gigahertz
<b>HU</b>	Hounsfield Ünit
<b>KIBT</b>	Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi
<b>ml</b>	Mililitre
<b>mm</b>	Milimetre
<b>MPa</b>	Megapaskal
<b>MRI</b>	Magnetik rezonans imajining
<b>N</b>	Newton
<b>Pa</b>	Paskal
<b>SPL yada <math>\sigma_{PL}</math></b>	Oransal Sınır
<b>SEL yada <math>\sigma_{EL}</math></b>	Elastik Sınırı
<b>TiUnit</b>	Titanyum Unit
<b>V</b>	Poisson oranı
<b><math>\sigma_e</math> Eşdeğer Stres</b>	Equivalent Stress, Von Mises Stress
<b>3D</b>	Üç boyutlu

## SİMGELER

Şekil 1. 1. Zigomatik kemik.....	7
Şekil 1. 2. Cawood ve Howell sınıflmasına göre maksilla anterior bölgenin değerlendirilmesi.....	13
Şekil 1. 3. Cawood ve Howell sınıflmasına göre maksilla posterior bölgenin değerlendirilmesi.....	13
Şekil 1. 4. Misch'in posterior maksilla sınıflaması .....	16
Şekil 1. 5. Chiapasco posterior maksilla sınıflaması; Sınıf A.....	18
Şekil 1. 6. Chiapasco posterior maksilla sınıflaması; Sınıf B.....	18
Şekil 1. 7. Chiapasco posterior maksilla sınıflaması; Sınıf C.....	19
Şekil 1. 8. Chiapasco posterior maksilla sınıflaması; Sınıf D .....	20
Şekil 1. 9. Chiapasco posterior maksilla sınıflaması; Sınıf E .....	20
Şekil 1. 10. Chiapasco posterior maksilla sınıflaması; Sınıf F .....	21
Şekil 1. 11. Chiapasco posterior maksilla sınıflaması; Sınıf G.....	22
Şekil 1. 12.. Chiapasco posterior maksilla sınıflaması; Sınıf H.....	22
Şekil 1. 13. Chiapasco posterior maksilla sınıflaması; Sınıf I .....	23
Şekil 1. 14. Aramany'nin maksiller defekt bölgeleri sınıflaması.....	24
Şekil 1. 15. Brown ve arkadaşlarının maksiller defekt sınıflaması.....	25
Şekil 1. 17. Branemark® Zigoma TiUnite Zigoma implantı.....	42
Şekil 1. 18. Bukkal konturu korunan cerrahi rehber plağı .....	49
Şekil 1. 19. Zigoma implantının yerleştiği noktalar.....	50
Şekil 1. 20. Zigoma implantının yerleştirildiği noktalar .....	52
Şekil 1. 21. Zigoma İmplantının yerleştiği alanda çizgisel ölçümler.....	52
Şekil 1. 24. Zigomatik implantın yerleştirilmesinde kullanılan referans açılar .....	53
Şekil 1. 25. Panoramik film üzerinde alanların gösterilmesi .....	55
Şekil 1. 26. Metal alt yapıya gelen kuvvetlerin yönü.....	57
Şekil 1. 27. Standart Le Fort 1 insizyonu.....	65
Şekil 1. 28. Alternatif insizyon şekli.....	66
Şekil 1. 29. İnfraorbital sinirin açığa çıkarılması.....	66
Şekil 1. 30. Palatinal mukozanın kaldırılması.....	67

Şekil 1. 31. Zigomatik çukurun açığa çıkarılması .....	67
Şekil 1. 32. Sinüs lateral duvarının kaldırılması .....	68
Şekil 1. 33. Sinüs membranının kaldırılması .....	68
Şekil 1. 34. Zigomatik implantın yerleşeceği alan .....	69
Şekil 1. 35. Zigomatik implantın apeksinin yerleşeceği bölge .....	69
Şekil 1. 36. Zigomatik çukura ekartör yerleştirilmesi.....	70
Şekil 1. 37. Zigomatik implant pilot drilinin zigoma kemikte yerleşimi .....	71
Şekil 1. 38. Zigomatik implant drilinin zigoma kemiğini delmesi .....	71
Şekil 1. 39. Zigomatik implant drillerinin kullanılması.....	72
Şekil 1. 40. Derinlik ölçerle implant boyunun belirlenmesi .....	72
Şekil 1. 41. Zigoma implantı cerrahisinde kullanılan el aletleri .....	73
Şekil 1. 42. Zigomatik implantın yerleştirilmesi.....	74
Şekil 1. 43. Zigomatik implant başının geleceği pozisyonun belirlenmesi.....	75
Şekil 1. 44. Zigomatik implantın taşıma parçasının çıkarılması.....	75
Şekil 1. 45. Zigoma implantın konvansiyonel teknikteki pozisyonu .....	77
Şekil 1. 46. Sinüs yiv tekniğinde cerrahi işlem aşamaları .....	79
Şekil 1. 47. Kuvvetin Komponentleri . .....	93
Şekil 1. 48. Test modelleri .....	111
Şekil 1. 49. Gerilim stres noktaları .....	111
Şekil 1. 50. Sıkışma stres noktaları .....	112
Şekil 2.1. Tomografi Görüntüsü .....	114
Şekil 2.2. Tomografi görüntüleri 3d-doctor yazılımına aktarılması .....	115
Şekil 2. 3. Zigoma, maksilla ve maksiller sinüs modeli .....	116
Şekil 2. 4. Ogmentasyonlu/Greftli sinüs boşluğunun modeli .....	117
Şekil 2. 5. Zigomatik kemiğin modeli.....	117
Şekil 2. 6. Sinüs Boşluklarının modeli.....	117
Şekil 2. 7. Ogmentasyonsuz/Standart sinüs boşluğu.....	118
Şekil 2. 8. Zigoma İmplantı Uygulanan Standart Model .....	118
Şekil 2. 9. Modellenen Branemark Sistem zigoma implantı .....	119
Şekil 2. 10. Activity 880 optik tarayıcı .....	119
Şekil 2. 11. Geometrik model ve mesh uygulanmış haliyle matematiksel model ...	120
Şekil 2. 12. Standart zigomatik implant uygulaması modeli .....	123

Şekil 2. 13.Ogmentasyonlu/Greftli zigomatik implant uygulaması modeli.....	123
Şekil 3. 1. Gerilme ve sıkışma bulgularının değerlendirilmesi için kullanılan akış şeması.....	129
Şekil 3. 2. Von Misses stres bulgularının değerlendirilmesi için kullanılan akış şeması.....	130
Şekil 3. 3. Standart Model'de L 1 yükleme esnasında, alveoler kortikal kemikte ölçülen maksimum gerilme stresleri .....	131
Şekil 3. 4. Standart Model'de L 7 yükleme esnasında, alveoler kortikal kemikte ölçülen maksimum sıkışma stresleri .....	132
Şekil 3. 5. Standart Model'de L 7 yükleme esnasında, Zigoma implantı apeks bölgesindeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum gerilme stresleri.....	132
Şekil 3. 6.Standart Model'de L 1 yükleme esnasında, Zigoma implantı apeks bölgesindeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum sıkışma stresleri.....	133
Şekil 3. 7. Ogmentasyonlu/Greftli Model'de L 1 yükleme esnasında, Zigomatikomaksiller sutureda ölçülen maksimum gerilme stresleri .....	133
Şekil 3. 8. Standart Model'de L 1 yükleme esnasında, Zigomatikomaksiller sutureda ölçülen maksimum sıkışma stresleri .....	134
Şekil 3. 9. Mesial yüzey baz alınarak yapılan maksimum gerilim streslerinin dağılımı .....	136
Şekil 3. 10. Distal yüzey baz alınarak yapılan maksimum gerilim streslerinin dağılımı .....	136
Şekil 3. 11. Mesial yüzey baz alınarak yapılan maksimum sıkışma streslerinin dağılımı .....	138
Şekil 3. 12. Zigomatikomaksiler sutureda oluşan maksimum gerilim streslerinin dağılımı .....	140
Şekil 3. 13. Zigomatikomaksiler sutureda oluşan maksimum sıkışma streslerinin dağılımı .....	141
Şekil 3. 14. Zigoma implantlarının apeks bölgesindeki mesial yüzeydeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum gerilim streslerinin dağılımları .....	143
Şekil 3. 15. Zigoma implantlarının apeks bölgesindeki palatinal yüzeydeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum gerilim streslerinin dağılımları .....	143

Şekil 3. 16. Zigoma implantlarının apeks bölgesindeki mesial yüzeydeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum sıkışma streslerinin dağılımları .....	145
Şekil 3. 17. Zigoma implantlarının apeks bölgesindeki apikal yüzeydeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum sıkışma streslerinin dağılımları .....	145
Şekil 3. 18. Greftli ve Greftsiz modeldeki zigoma implantı maksimum Von Mises Stres Değerleri .....	147
Şekil 3. 19.L 1 yüklemde, Greftli Model Zigoma implantı maksimum Von Mises Değeri.....	147
Şekil 3. 20. L 1 yüklemde, Standart Model Zigoma implantı maksimum Von Mises Değeri.....	148
Şekil 3. 21. L 4 yüklemde, Greftli Model Zigoma implantı maksimum Von Mises Değeri.....	148
Şekil 3. 22. L 4 yüklemde, Greftsiz Model Zigoma implantı maksimum Von Mises Değeri.....	149
Şekil 3. 23. L 6 yüklemde Greftli Model Zigoma implantı maksimum Von Mises Değeri.....	149
Şekil 3. 24. L 6 yüklemde Greftsiz Model Zigoma implantı maksimum Von Mises Değeri.....	150
Şekil 3. 25. L 7 yüklemde Greftli Model Zigoma implantı maksimum Von Mises Değeri.....	150
Şekil 3. 26. L 7 yüklemde Greftsiz Model Zigoma implantı maksimum Von Mises Değeri.....	151
Şekil 3. 27. Greftli ve Greftsiz modeldeki metal alt yapı maksimum Von Mises Stres Değerleri .....	152
Şekil 3. 28. L 1 yüklemde, Greftli Model metal alt yapı maksimum Von Mises Değeri.....	152
Şekil 3. 29. L 1 yüklemde, Greftsiz Model Metal alt yapı maksimum Von Mises Değeri.....	153
Şekil 3. 30. L 4 yüklemde, Greftli Model metal alt yapı maksimum Von Mises Değeri.....	153
Şekil 3. 31. L 4 yüklemde, Greftsiz Model metal alt yapı maksimum Von Mises Değeri.....	154

Şekil 3. 32. L 6 yüklemde, Greftli Model metal alt yapı maksimum Von Mises Değeri.....	154
Şekil 3. 33. L 6 yüklemde, Greftsiz Model Metal alt yapı maksimum Von Mises Değeri.....	155
Şekil 3. 34. L 7 yüklemde, Greftli Model metal alt yapı maksimum Von Mises Değeri.....	155
Şekil 3. 35. L 7 yüklemde, Greftsiz Model Metal alt yapı maksimum Von Mises Değeri.....	156

## ÇİZELGELER

Tablo 1. 1. Zigoma İmplantları Üretici Firmaları ve İsimleri .....	43
Tablo 2. 1. Her Bir Modeldeki Elemen Sayıları ve Düğüm Noktaları.....	121
Tablo 2. 2. Kullanılan materyal değerleri .....	125
Tablo 3. 1. Zigoma implantlarının alveoler kortikal kemik çıkış bölgesindeki maksimum gerilme stres dağılımları .....	135
Tablo 3. 2. Zigoma implantlarının alveoler kortikal kemik çıkış bölgesindeki maksimum sıkışma stres dağılımları .....	137
Tablo 3. 3. Zigoma implantlarının zigomatikomaksiller suturdaki maksimum gerilim stres dağılımları .....	139
Tablo 3. 4. Zigoma implantlarının zigomatikomaksiller suturdaki maksimum sıkışma stres dağılımları .....	140
Tablo 3. 5. Zigoma implantlarının apeks bölgesindeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum gerilim streslerinin dağılımları .....	142
Tablo 3. 6. Zigoma implantlarının apeks bölgesindeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum sıkışma streslerinin dağılımları .....	144
Tablo 3. 7. Greftli ve Greftsiz modeldeki zigoma implantı maksimum Von Mises Stres Değerleri .....	146
Tablo 3. 8. Greftli ve Greftsiz modeldeki metal alt yapı maksimum Von Mises Stres Değerleri .....	151

## ÖZET

Diş hekimliği pratiğinde, implantoloji ile ilgili çalışmalar ilk kez 1960'lı yıllarda başlamıştır. İmplant uygulamaları, dental arktaki dişsiz boşlukların protetik olarak rehabilitasyonu konusunda çok başarılı bir seçenektir. Maksillanın posterior bölgesinde ileri derecede atrofi bulunan vakalarda dental implant uygulamaları birçok nedenden dolayı hem daha güç, hem daha komplike hem de osseointegrasyon açısından daha uzun sürer. Bu süreçte hareketli protez kullanımına devam edilmesi de atrofi sürecini devam ettirmekte ve buna bağlı komplikasyon riskini artırmaktadır. İleri derecede maksiller atrofi bulunan vakalarda geleneksel cerrahi yaklaşım; iliak kemikten alınan kansellöz kemik greftleriyle ogmentasyon uygulamalarıdır. Bir diğer yöntem ise, Le fort I osteotomisini takip eden interpozisyonel kortikokansellöz iliak blok grefti uygulamasıdır.

İleri derecede rezorbe olan posterior maksillanın implant destekli protetik tedavilerinde zigomatik kemiğin ankraj kaynağı olarak düşünülmesi bir diğer alternatiftir. Zigoma implantlarının amacı, aşırı atrofik posterior maksillanın tedavisini daha basit hale getirmek, cerrahi işlem sonuçlarının başarısını artırmak, morbiditeyi ve işlem zamanını azaltmak ve ek cerrahilerden kaçınmaktır.

Zigoma implantlarının operasyon sonrası komplikasyon riskinin düşük olması ve cerrahi için özel hazırlanmış rehber kullanılarak gerçekleştirilen operasyonların minimal invaziv cerrahi teknikler ile gerçekleştirilmesi durumunda posterior atrofik maksillada kemik ogmentasyonuna alternatif bir yöntemdir.

Bu çalışmada bilgisayar ortamında sinüs ogmentasyonu yapılan ve sinüs ogmentasyonunun yapılmadığı modeller elde edilmiş ve zigoma implantları bilgisayar ortamında modellere uygulanmıştır. Maksiller alveoler kortikal kemiğe, zigomatikomaksiller sutur bölgesindeki kortikal kemiğe ve zigoma implantının apeksindeki zigomatik süngerimsi kemiğe ait gerilim ve sıkışma stresleri, zigomatik implant ve metal alt yapıya ait Von Misses stres verileri sonlu elemanlar analizi programında literatürlerde yer alan standart verilere uygun veri girişi yapıp, yaratılan model üzerinde stres analizi yapılmıştır.



Sonuçlara bakıldığında, maksiller sinüsün greftle ogmente edilmesi, özellikle posterior bölgeden yükleme yapıldığında alveoler krette oluşan gerilim ve sıkışma streslerinin, greftler aracılığıyla daha homojen dağıldığı ve kortikal kemikte oluşan stresi azalttığı görülmüştür.

Anahtar Kelimeler : Zigoma, maksilla, atrofi, sonlu eleman, greft, implant

## SUMMARY

In dental practice, dental implantology related studies first began in 1960s. Implant is a very successful prosthetic rehabilitation option in the oral cavity defects. In severe posterior atrophy cases of the maxilla dental implant applications due to various reasons pose difficulty and complications while the osseointegration period is prolonged. Utilization of removable dentures during this osseointegration period further contributes to the continuum of the atrophy process and increases occurrence of related complications. In cases of severe maxillary atrophy, the conventional surgical approach is the augmentation applications with cancellous bone grafts from the iliac bone. Another method is the application of interpositional corticocancellous iliac block grafts following the Le fort 1 osteotomy.

For the implant-supported prosthetic treatment of severely resorbed posterior maxilla bone the zygomatic area can be considered as another source of anchorage. The purpose of the zygomatic bone implants is to simplify the treatment of severe atrophic posterior maxilla, increase the success of surgical procedures, to decrease morbidity and procedure times and offset the need for additional operations.

Low risk of post-operative complications and guided surgery techniques enabling minimally invasive approach makes zygomatic implants an alternative method for the posterior atrophic maxillary bone without a dependency in augmentation and sinus lifting operations.

In this study three dimensional atrophic edentulous maxilla models with and without sinus augmentation are designed with computer-aided programs. On these computer models the zygomatic implants were applied. Following data entry in the finite element analysis program in compliance with standard data available in the literature, stress analysis was carried out on the created computer models for maxillary alveolar cortical bone, for cortical bone in the zygomaticomaxillary suture, and for zygomatic spongy bone at the apex of the zygomatic implant and for metal substructure of Von Misses stress data.

According to the results of this study, having augmented the maxillary sinus with graft, it was observed that, following the loading especially in the posterior

region, the tensile and compressive stresses on the alveolar crest was distributed more homogeneously and the stress generated on the cortical bone was reduced through the graft.

Key Words: Zygora, maxilla, atrophy, finite element, graft, implant

## 1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde, implantoloji ile ilgili çalışmalar ilk kez 1960 yıllarda başlamıştır (Plischka G. 1960). Günümüze kadar devam eden çalışmalarda dental implantların, diş eksikliklerinin protetik rehabilitasyonunda başarılı bir seçenek olduğu görülmüştür (Branemark PI ve ark. 1985). Dental implant uygulamalarının amacı; diş ve alveoler kret yetmezliğine bağlı meydana gelen, fonksiyon ve estetik kaybının yerine konulmasıdır (Van Steenberghe D. ve ark. 2002).

Maksillanın posterior bölgesinde ileri derecede atrofi bulunan vakalarda, dental implant uygulamaları birçok nedenden dolayı hem daha güç, hem daha komplike hem de osseointegrasyon süresine bakılacak olursa daha uzundur ve bu arada hareketli protez kullanımına devam edilmesi de atrofi sürecini devam ettirmektedir (Brodala N. 2009). İleri derecede maksiller atrofi bulunan vakalarda geleneksel cerrahi yaklaşım; otojen intraoral/ekstraoral sahadan alınan blok veya kansellöz kemik greftleriyle ogmentasyon ya da tek başına/kombine sinüs ogmentasyonu uygulamalarıdır. Bir diğer yöntem ise Le fort I osteotomisini takip eden interpozisyonel kortikokansellöz iliak blok grefti uygulamasıdır (Atalay B. 2010). Ancak bu yöntemlerin majör bir cerrahi olması, donör bölgedeki morbidite riski, hastanede kalım gerekmesi ve buna bağlı tedavi giderlerinin artması, özellikle sinüs ogmentasyon uygulamalarında enfeksiyon riskinin yüksek olması, greftlerin iyileşmesi sürecinde herhangi bir protezin kullanılamaması, greftleme nedeniyle uzayan tedavi süresi gibi dezavantajları da vardır (Gongloff R.K. ve ark. 1986, Isaksson S. ve ark. 1993).

Atrofik maksilla posterior bölgenin iliak ve Le Fort I cerrahisi ile rekonstrüksiyonunda birtakım dezavantajlarının olması araştırmacıların başka teknikleri geliştirmesine neden olmuştur. İleri derecede rezorbe olan posterior maksillanın implant destekli protetik tedavilerinde zigomatik kemiğin ankraj kaynağı olarak düşünülmesi 1990'lı yıllarda olmuştur (Weischer T. ve ark. 1997).

İlk olarak Branemark, Aparicio ve arkadaşları (Aparicio C. ve ark. 1993), zigomatik kemiğe dental implantların yerleştirilmesi olasılığı üzerinde çalışmışlardır.

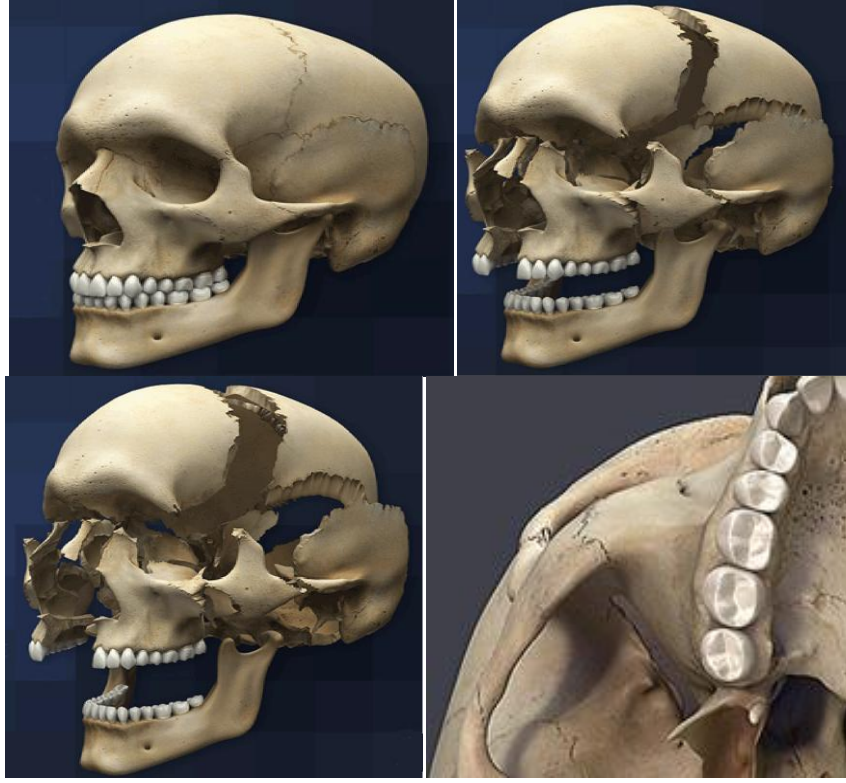
Daha sonra Weischer ve arkadaşları maksillektomi yapılan hastaların rehabilitasyonunda zigomatik kemiğin destek yapı olarak kullanılması konusunda çalışmalar yapmışlardır (Weischer T. ve ark. 1997). Zigomatik kemiğin implant stabilizasyonunda destek olarak kullanılabilmesine karar verilmesi 1993 yılında olmuştur (Aparicio C. ve ark. 1993).

Zigoma implantı, zigomatik ve maksiller kemik içerisine yerleştirilen 35-55 mm uzunluğunda, apeks kısmında 4 mm ve boyun kısmında 4,5 mm çapında titanyum implantlardır. Geleneksel implantların yerleştirilmesini zorlaştıran ya da engelleyen durumlarda atrofik posterior maksillanın, implantla tedavisi için tasarlanmışlardır (Vrielinck L. ve ark. 2003, Stevenson A.R. ve ark. 2000). Orjinal teknik ilk olarak Branemark tarafından tanımlanmış ve Branemark 1998 yılında 10 yıllık takipte 164 zigomatik implant uygulamasında %97 başarıyı rapor etmiştir (Branemark P-I. 1998).

Zigomatik implant uygulamasıyla, posterior maksillanın greftlemesinden kaçınılmış olup, tedavi süresi kısalır ve göreceli olarak morbidite oranı düşer (Bedrossian E ve ark. 2001, Stevenson AR ve ark. 2000, Boyes-Varley J. ve ark. 2003) . Zigomatik implantlar tümör nedeniyle yapılan maksillektomi hastaları ve sistemik hastalıklara bağlı olarak meydana gelen maksilla atrofilerinin tedavilerinde de başarı ile kullanılmaktadır (Weischer T. ve ark. 1997, Tamura H. ve ark. 2000).

### **1.1. Zigomatik Kemik Anatomisi**

Zigomatik kemik maksilla, temporal kemik, sfenoid kemik ve frontal kemik ile birleşim gösteren kompleks bir yapıdır. Zigomatik kemiğin frontal çıkıntısı, üstte orbitanın lateral sınırı boyunca uzanır ve frontal kemiğin zigomatik çıkıntısıyla birleşir. Temporal çıkıntı arkaya doğru uzanır ve temporal kemiğin zigomatik çıkıntısıyla birleşerek zigomatik arkı oluşturur. Temporal yüzeyi temporal boşluğun ön duvarını oluşturur ve zigomatikofasiyal forameni içerir. Orbital ve yan yüzeyler medialde maksilla ile birleşir (Şekil 1.1.) (Berkovitz B.K. ve ark. 1988).



Şekil 1. 1. Zigomatik kemik (www.3dscience.com'dan alınmıştır)

### 1.1.1. Kemikleşme

Zigomatik kemiğin genellikle biri malar, ikisi orbital parça olmak üzere 3 merkezden kemikleştiği söylenir, bu parçalar fetal yaşamın sekizinci haftasında oluşur ve beşinci ayında kaynaşır. Doğumdan sonra, kemik bazen horizontal bir sutur ile üst büyük ve alt küçük iki parçaya ayrılır (Bron A.J. ve ark.1997).

### 1.1.2. Yüzeyler

Malar (yanak) yüzey dışbükeydir ve zigomatikofasiyal sinir ve damarın geçtiği zigomatikofasiyal foramen tarafından merkezi delinir.

Temporal yüzey posterior ve medial yönde içbükeydir, medial olarak pürüzlüdür, triangular bölgede, maksilla ile eklem yapar (artiküler yüzey), lateralde pürüzsüzdür, dışbükey yüzeye sahiptir, üst kısmı temporal fossanın anterior sınırını oluşturur, alt kısmı ise infratemporal fossayı meydana getirir (Dutton J.J. 1994).

### **1.1.3. Çıkıntıları**

Zigomatik kemik eklem yaptığı kemiklerle aynı isme sahip 3 çıkıntıya sahiptir; temporal, frontal, maksiller. Zigomatik kemiğin her parçası kafatasının önemli yapılarına şekil vermektedir.

Zigomatik kemiğin frontal çıkıntısının orbital yüzü orbita duvarının anteriolateralini oluşturur, temporal çıkıntısı temporal kemiğin zigomatik çıkıntısı ile birlikte zigomatik arkı oluştururken, maksiller çıkıntısının orbital yüzeyi ise infraorbital kenarı ve lateral orbital duvarın anteriorunu oluşturur (Lang J. 1989).

### **1.1.4. Eklem yaptığı kemikler**

Zigomatik kemik frontal kemik, sfenoid kemik, temporal kemik ve maksilla ile süturalar aracılığı ile birleşim yapar.

## **1.2. Maksiller Kemik Anatomisi**

İskeletin yüz bölümünde mandibuladan sonra hacimsel ve yüzey olarak en büyük alanı kaplayan ve çift yerleşen bu kemik, göz çukuru, burun boşluğu ve ağız boşluğu gibi boşlukların meydana gelmesine yardım eder. Üst çene kemiğinin içinde sinüs maksillaris denilen büyük bir boşluk bulunur. Üst çene kemiğinde, tabanı burun boşluğuna bakan bir piramit şeklinde korpus maksilla yer alır. Ayrıca maksiller kemiğin zigomatik çıkıntı, frontal çıkıntı, alveoler çıkıntı ve palatinal çıkıntı olmak üzere dört çıkıntısı; ve üst, ön, alt ve arka olmak üzere dört kenarı vardır.

### **1.2.1. İşlevi**

Tamamen hareketsiz bir kemiktir yani suturalar haricinde eklemi yoktur ve konumu itibari ile oldukça karmaşık bir kemiktir. Yüzün tam ortasında bulunur. Burun boşluğunu ve burun boşluğunda bulunan ve solunum sistemine ait olan konkaları taşır. Maksillanın sağında ve solunda, burun boşluğunun her iki yanında sinüs maksillaris bulunur. Ayrıca maksilla, orbitanın alt duvarını yapar.

Maksilla, pars alveolaris maksillaris adlı parçasında üst dişleri taşır. Alveol kemik de denilen bu kısım, normal kemik yapısından biraz daha gözenekli olduğu için alveol (havalı) kemik adını almıştır. Maksillanın alt sınırı "sert damak" olarak bilinen ve ağız boşluğunun üst sınırını yapan palatumdur.

### **1.2.2. Eklemleri**

Maksilla lakrimal kemik, temporal kemik, sfenoid kemik, zigomatik kemik, nasal kemik, palatin kemik, frontal kemik, vomer, konkalar ve etmoid kemik ile suturalarla bağlıdır.

### **1.3. Maksiller Sinüs Anatomisi**

Yeni doğanda maksiller sinüslerin boyutları 7x7x4 mm ve hacmi ise yaklaşık olarak 6-8 cm<sup>3</sup>'tür (Amedee R.G. 1991). Büyüme oranı, yıllık ortalama posteroanterior yönde 3 mm, vertikal yönde ise 2 mm'dir (Miles T. 1998). Doğumdan sonraki dönemde sinüsün radyografik olarak görünür hale gelmesi 4. ve 5. aylarda olur. Maksiller sinüslerin gelişimi 18-20 yaşa kadar devam eder. Erişkinde ortalama boyutları 32 x 20 x 20 mm'ye ulaşır ve ortalama hacmi yaklaşık 15 ml'dir (Miles T. 1998, Graney O.D. 1993).

Maksiller sinüs şekil olarak piramidal bir yapı sergiler ve maksillanın korpusu içerisinde yer alır. Tepesi ise maksillanın zigomatik çıkıntısında, kaidesi nazoantral-medial duvardadır. Çatısı orbita kavitesinin tabanını oluşturur. Tabanı



maksillanın posterior alveoler çıkıntısı ve sert damaktan meydana gelir. Arka duvarında posterior-superior dental damar ve sinirlerin geçtiği küçük foraminalar bulunur.

Maksiller sinüs ostiumu, orta meatusun infundibulumu içinde yer alır. Antrum tabanının üstünde, sinüs median duvarının ön-üst kısmında lokalize olan ana ostium yoluyla sinüs orta meatustan burun boşluğuna açılır. Ayrıca insanların %10-30'unda aksesuar ostium da bulunmaktadır (Amedee R.G. 1991, Graney O.D. 1993). Pek çok sinir ve kan damarı ostium veya nazoantral duvarın membranöz kısmı aracılığıyla sinüs içine girer.

### **1.3.1. Maksiller Sinüsün Kanlanması**

Maksiller sinüsün kanlanması; esas olarak maksiller arterin dallarından sağlanırken, fasiyal arterden az da olsa dağılım olur. Maksiller arterin maksiller sinüsü besleyen dalları; infraorbital, palatina descendens, posterior-superior ve anterior-superior alveoler arterler ve sfenopalatin arterin lateral nazal dalıdır. Venöz drenaj ise önde; anterior fasiyal ven yoluyla, posterior da maksiller ven yoluyla olur.

### **1.3.2. Maksiller Sinüsün İnnervasyonu**

Maksiller sinüs mukozasının nervus maksillerisin palatinus majus, postero-lateral nazal ve infraorbital sinirin superior alveoler dallarıyla innervasyonu sağlanır.

### **1.3.3. Maksiller Sinüs Epiteli**

Maksiller sinüs epiteli respiratuar epitel tipindedir. Maksiller sinüs psödostrafiye kolumnar epitelyum ile çevrilidir ve bu epitele schneiderian membran adı verilmektedir. Maksiller sinüsün epiteli diğer respiratuar epitele oranla daha incedir ve daha az sayıda tubuloalveoler gland ve goblet hücresi içerir. Bunlar

çoğunlukla ostium çevresinde yerleşmiş olup, mukoprotein ve mukopolisakkarid içeren mukusun salgılanmasından sorumludur (Miles T. 1998).

Solunum yollarını döşeyen mukoza, geniş bir yüzeyde sürekli olarak hava ile temasta bulunmaktadır. Solunan havada partiküller halinde bulunan bakteri, virüs, mantar bünyeleri ve sporları, muhtelif tabiatlı tozlar, çeşitli organik ve inorganik maddeler ve muhtelif gazlar; bilhassa burun mukozasında derecesine göre değişik şiddette antijenik stimuluslar doğururlar. Sürekli olarak hava tesirine maruz kalan mukoza, değişik tabiatlı irritasyonlara cevap vermek ve antijen invazyonunu önlemek durumundadır (Güven O. 1989).

Mukoza tabakasının korunması ilk planda yüzeyini örten mukus tarafından sağlanmaktadır. Yerel olarak yapılan mukus, vestibülün gerisinden itibaren mukozayı yıkayarak önemli bir koruma görevi yapmaktadır. Mukusun özellikleri de nonspesifik yerel savunmada önem taşımaktadır. Hafif asit reaksiyonlu (pH 7 civarı) olan mukus, %95 su, az miktarda tuz ve münin ihtiva eder (Güven O. 1989).

#### **1.4. Maksiller Posterior Bölge Atrofi Nedenleri ve Sınıflaması**

Sistemik ve lokal faktörler alveoler kemik rezorpsiyonunun miktarını ve şeklini etkilerler (Bays R.A. 1985). Sistemik genel faktörler; beslenme bozukluğunu, osteoporöz ve endokrin disfonksiyonu gibi kemik hastalıklarıken, kemik rezorpsiyonunu etkileyen lokal faktörler ise; diş çekimi sırasında uygulanan alveolplasti tekniği ve alveol kemik kaybıyla ilişkili lokalize travmadır. Dengesiz dağılan okluzal kuvvetlerin varlığı ve mevcut protezin uygun olmayan kret adaptasyonu da alveoler kemik rezorpsiyona sebep olabilir (Ellis P. ve ark. 2002). Yüz iskeletindeki değişiklikler de rezorpsiyon şeklini iki yolla etkiler. Birincisi; alveoler kretlerdeki kemik hacmi yüz formuna göre değişiklik gösterir. İkincisi; mandibuler düzlem açısı düşük, gonial açısı yüksek bireyler daha yüksek ısırma kuvveti oluşturabilirler, buna bağlı olarak alveoler kret bölgesinde daha fazla stres gelir. Genel ve lokal faktörlerin uzun dönem etkisi alveoler kemikte kayıplar,

interoklüzal mesafede artış, çevreleyen yumuşak dokuların etkisinde artış, protezin retansiyon ve stabilitesinde azalma olarak görülür.

Diş germinin gelişimiyle ilgili sayısız kopyalama faktörü mutasyonları, diş gelişiminin herhangi bir erken blokajı sonucu alveoler kemik yetersizliğinin ortaya çıkması, lokal kemik kaybına örnek olarak verilebilir. Bu, dental organın bölgesel büyüme sahasında alveoler kemik gelişiminden sorumlu olması teorisini tamamen destekler (Khoury F. 2007).

Dişli bireylerde, dişlerin kaybedilmesinden sonra, alveoler kemiğe dişler ve periodontal lifler tarafından herhangi bir stimulan uygulanmadığından, sistemik hastalığa bağlı olmayan alveoler kemik rezorpsiyonu başlamaktadır. İleri periodontal hastalıklar, endodontik lezyonlar ve travma nedeniyle meydana gelen diş kayıplarından sonra, ilk üç yıl içerisinde total kemik genişliğinde %25 oranında azalma meydana gelmektedir (Eratalay K. ve ark. 2004, Bernstein S. ve ark. 2006). Herhangi bir önlem alınmadığı takdirde kemik kaybı devam etmekte ve ilk 3 sene içerisinde kret hacminde ortalama %40-60 oranında azalma olmaktadır. Rezorpsiyon hızı bazı hastalarda durma eğilimi gösterirken bazılarında devam etmektedir. Özellikle kadınlarda erken yaştaki diş kayıplarında, zamanla rezorpsiyon ilerler ve bazı durumlarda alveolar kemik ve altındaki kaidenin tamamen kaybı oluşabilir. Mandibulada rezorpsiyon maksillaya oranla daha hızlıdır. Bunun sebebi ise, üst çenede protezlerin oturma sahalarının mandibulaya oranla daha fazla olması ve kuvvetin daha geniş alana yayılmasıdır (Güney T. 2000). Yapılan protezlerdeki oklüzal kuvvetlerin dağılımı ve protezlerin adaptasyonlarının uygun olmayışı rezorpsiyona etki edebilir (Atıcı F. 2002).

#### **1.4.1. Dişsiz Arkların Sınıflaması**

Cawood ve Howell, dişsiz hastalardaki rezidüel alveolar yapının anatomik formunu incelemek için bir sınıflandırma önermişlerdir. Cawood ve Howell çalışmasında alveol formu dikkate alınarak alveolar kemik ve bazal kemik ayrı ayrı vurgulanmıştır (Şekil 1.2, Şekil 1.3.) (J.I. Cawood, R.A. Howell. 1988).

**Class I** – Dişli çene

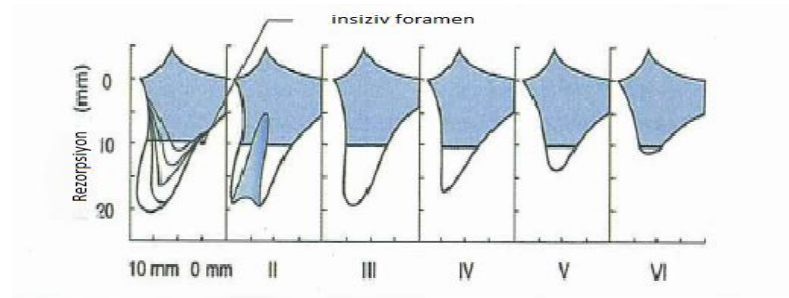
**Class II** – Çekimin hemen sonrası

**Class III** - Genişlik ve yüksekliği yeterli yuvarlak sırt formu

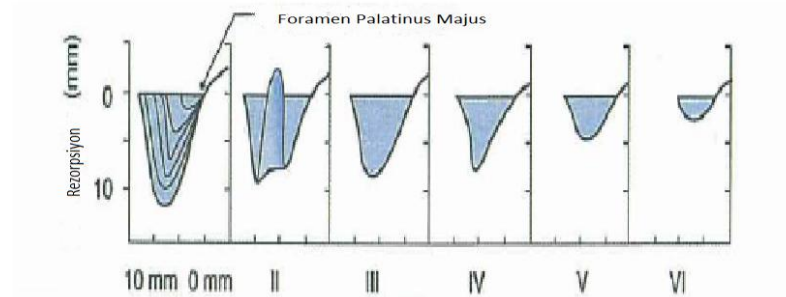
**Class IV** – Yüksekliği yeterli ancak yetersiz genişlikte, bıçak sırtı şeklinde sırt formu

**Class V** – Yüksekliği ve genişliği yetersiz düz sırt formu

**Class VI** – Bir kısım bazal kemiğin bariz kaybıyla deforme olmuş sırt formu



Şekil 1. 2. Cawood ve Howell sınıflamasına göre maksilla anterior bölgenin değerlendirilmesi



Şekil 1. 3. Cawood ve Howell sınıflamasına göre maksilla posterior bölgenin değerlendirilmesi

Dişsiz arklarla yapılan sınıflandırmalardan biri Misch ve arkadaşları tarafından yapılmıştır (Misch E.A. 1999). Bu sınıflamada maksilla ve mandibula 3 ana bölgeye ayrılmaktadır. Bunlar; posterior sağ, posterior sol ve anterior bölgelerdir. Alt çenede sağ ve sol arka bölgeler mental foramen den retromolar bölgeye kadar uzanmakta, anterior bölge ise mental foramenler arasında yer almaktadır. Üst çenede ise, sağ ve sol arka bölgeler genellikle maksiller sinüs ön duvarı olan ikinci premolar bölgesinden başlayıp, retromolar bölgeye kadar uzanır. Bu sınıflamanın ana amacı, alt grup aracılığı ile sadece kemik hacminin değil kemik lokalizasyonlarında belirlenmesidir. Alt gruplar divizyon olarak tanımlanmıştır (Thomas J. McGarry ve ark. 2002).

- I. **TİP 1:** Bu grup her üç anatomik bölgede kemiğin yaklaşık aynı seviyede olduğu durumu belirler. Kendi içinde 4 alt kategoriye ayrılır.

**Tip 1 Divizyon A:** Her üç bölgede de yeterli kemik vardır. Hastanın alt-üst çene herhangi bir bölgesinde istenilen sayıda implant yerleştirilebileceği bir durumdur.

**Tip 1 Divizyon B:** Alt-üst çene herhangi bir bölgesinde ince çaplı ve istenilen adette implant yerleştirilebilecek çene yapısını tanımlar.

**Tip 1 Divizyon C:** Bu alt grup posterior bölgelerde kemik dikey boyutunun sınırlı olduğu ve bu nedenle kron-implant oranının 1'e eşit ya da kron lehine daha fazla olacağı durumları tanımlar. Bu grupta ileri cerrahi tekniklerin kullanılmaması durumunda biyomekanik açıdan riskli üst yapı tasarımları yapılmak zorunda kalınabilir.

**Tip 1 Divizyon D:** Bu grupta ise ilerlemiş kemik rezorpsiyonuna bağlı mandibular kanalın kretin tepe noktasına taşınması söz konusudur.

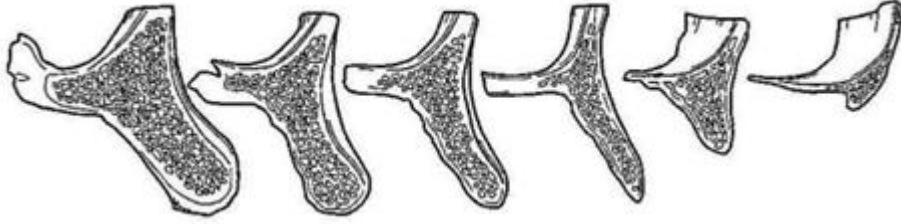
Bu tür hastalar implant tedavisine en çok gereksinim gösterenlerdir. Ancak tedavinin herhangi bir aşamasında implant kaybının görülmesi, kemik içinde oluşturulan boşluklar nedeniyle çene kırıklarının ortaya çıkma riskini de arttırmakta ve bu hastalara genellikle müdahale edilememektedir (Thomas J. McGarry ve ark. 2002).

- II. **TİP 2:** Tip 2, sağ ve sol arka taraf bölgelerinin birbirine benzer olduğu ancak anterior bölgenin değişiklik gösterdiği durum olarak tanımlanabilir. Genelde arka bölgelerde dikey yönde kemik miktarı az iken ön bölgede artmış bir kemik miktarı ile karşılaşılır. Posterior bölgelerdeki kemik yüksekliğine göre alt gruplara ayrılan tip 2’de tedavi planını etkileyen ana faktör implant yerleştirmeye uygun anterior kemik miktarıdır. Bu gruba giren hastalar için tedavi seçenekleri şöyledir;
- I. Sadece ön bölge kullanılarak 5’ten fazla implant yerleştirilmesi ve sabit bir restorasyon yapılması
- II. Sadece ön bölge kemiği kullanılarak en az 2 implant yerleştirilmesi ve hareketli bir protezin yapılması
- III. Posterior bölgelere implant yerleştirilebilmesi için ileri cerrahi tekniklerin kullanılması ve bunu takiben implantlardan destek alan sabit restorasyonların yapılabilmesi
- III. **TİP 3:** Bu grupta alt ve üst çenelerin arka grupları birbirinden farklılık gösterir. Diğer tiplerle karşılaştırıldığında daha seyrek rastlanan bu durum sıklıkla üst çenede görülür. Genelde travma ya da periodontal problemlerden kaynaklanırlar. Bu durumda yapılacak tedavi seçenekleri;
- a. Standart implantlar ile ince çaplı implantların bir arada kullanılması
- b. Birbirine bağlanarak desteklik verecek kısa boylu standart implantların kullanılması
- c. Kanatlı bir üst yapıyı taşıyacak sayı ve çapta implantın anterior bölgeye yerleştirilmesi
- d. Kabul edilebilir sayı ve çapta implantları, tüm çeneye uygun dağılım ile yerleştirebilmek amacı ile kemik ogmantasyon tekniklerinin kullanılmasıdır (Thomas J. ve ark. 2002).

## 1.4.2. Maksilla Posterior Dişsiz Bölgenin Sınıflaması

### 1.4.2.1. Maksilla Posterior Dişsiz Bölgenin Misch Sınıflaması

Sinus kemik morfoloji sınıflaması 1987 yılında, dişsiz kretlerdeki kemik rezorpsiyon modellerinin tarif ederek Misch ve Judy tarafından yayınlanmıştır (Misch C.E. 1990, Misch C.E. ve ark. 1999). Bu sınıflamaya göre, implant stabilizasyonu için yeterli kemiğe sahip alveoler kretin; genişliğinin 5 mm'den fazla, uzunluğunun 7 mm'den fazla, yüksekliğinin 12 mm'den fazla ve oklüzal yük için angülasyonun 30 dereceden az olması gereklidir (Şekil 1.4.).



Şekil 1. 4. Misch'in posterior maksilla sınıflaması

Bu sınıflama ideal implant lokalizasyonlarına etkisi olduğu için daha çok sinüs tabanı ile kret arasındaki kemik yüksekliği oranını temel alarak tedavi seçeneklerine dayanmaktadır (Misch C.E. 1999, Misch C.E. 1987). Her protokol protetik yüklemeye önce kendi cerrahi yaklaşımını, uygun greft materyalini ve iyileşme süresini önermektedir. 1988'de, Cawood ve Howell dişsiz posterior maksillayı, kemik kaybının miktarı ve maksiller sinüsün şiddetli ya da hafif pnömatizasyonuna göre sınıflama yapmıştır (Cawood J.I. ve ark. 1988) .

1999 yılında Misch kendisinin 1987 sınıflamasında, sinüs kavitesinin lateral boyutlarını ve bu boyutun iyileşme periyotunu içeren bir modifikasyon yapmıştır (Misch C.E. ve ark. 1999).

#### **1.4.2.2. Maksilla Posterior Dişsiz Bölgenin Chiapasco Sınıflaması**

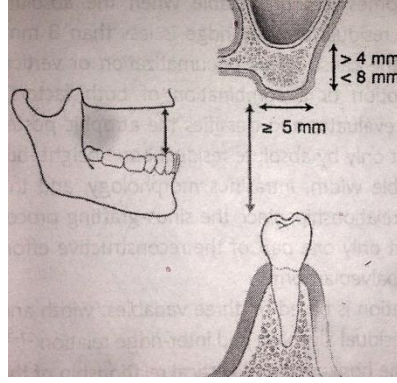
Chiapasco 2003 yılında, mevcut cerrahi rekonstrüktif yöntem biçimini düzeltmek amacıyla var olan sinüs augmentasyon sınıflamasını modifiye etmiştir (Ole T. Jensen 2006). Posterior maksillanın rezidüel kemiğine implant yerleştirilmesinin, sinüs pnömatizasyonu ya da vertikal alveoler rezorpsiyon veya her ikisinin kombinasyonu gibi sebeplere bakılmaksızın, rezidüel alveoler kemik yüksekliğinin 8 mm'den daha az olduğu durumlarda, genel olarak daha az tahmin edilebilir olduğunu bildirmiştir. Bu nedenle, Chiapasco atrofik posterior maksillayı sadece rezidüel kemik yüksekliğine değil, aynı zamanda genişliğe, morfolojiye, intermaksiller ilişkiye bakarak sınıflamıştır.

Chiapasco'nun sınıflaması: rezidüel alveolün genişliği, yüksekliği ve arklar arası ilişki olmak üzere 3 değişkene bağlıdır. Bu 3 değişken tedavi gereksinimlerine göre sinüsün, posterior maksillanın ve alveolar morfolojinin 9 tipini belirlemek için kullanılmıştır. A'dan D'ye kadar olan sınıflamalar yükseklik ve genişliği temel alırken, D-I arası sınıflamalar arklar arası mesafeyi temel almıştır. Arklar arası mesafe sınıflamasının esas nedeni, maksilla ve mandibulanın horizontal ve vertikal ilişkisinin incelenmesi ark dışı protezlerin yapımını önlemektedir.

##### **1.4.2.2.1. Sınıf A**

Rezidüel alveoler yükseklik 4-8 mm arasındadır, genişlik ise en az 5 mm'dir. Vertikal olarak rezorpsiyon yoktur ve interoklüzal aralık kabul edilebilir orandadır (Şekil 1.5.). Önerilen cerrahi protokolü ise; osteotomi veya lateral pencere tekniği ile sinüs elevasyon ve augmentasyonudur.

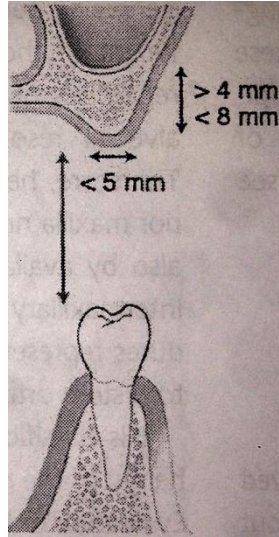




Şekil 1. 5. Chiapasco posterior maksilla sınıflaması; Sınıf A (The sinus Bone graft, Ole T. Jensen, s.48)

#### 1.4.2.2.2. Sınıf B

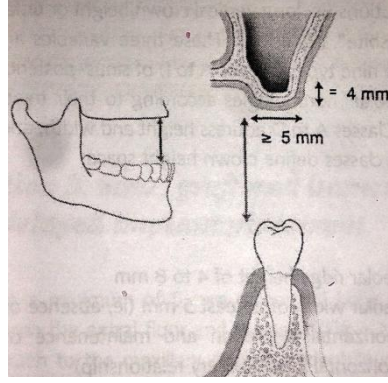
Rezidüel alveoler yükseklik 4-8 mm arasındadır, genişlik ise 5 mm'den azdır. Vertikal olarak rezorpsiyon yoktur ve interoklüzal aralık kabul edilebilir orandadır (Şekil 1.6.). Önerilen cerrahi protokolü ise; sinüs elevasyonu ve lateral kemik grefti kullanımı veya sinüs elevasyonu ve yönlendirilmiş kemik rejenerasyonudur.



Şekil 1. 6. Chiapasco posterior maksilla sınıflaması; Sınıf B (The sinus Bone graft, Ole T. Jensen, s.48)

#### 1.4.2.2.3. Sınıf C

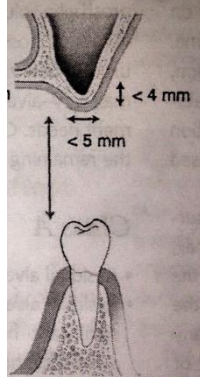
Rezidüel alveoler yükseklik 4 mm'dir, genişlik ise en az 5 mm'dir. Vertikal olarak rezorpsiyon yoktur ve interoklüzal aralık kabul edilebilir orandadır (Şekil 1.7.). Önerilen cerrahi protokolü ise; lateral teknik ile sinüs elevasyonudur.



Şekil 1. 7. Chiapasco posterior maksilla sınıflaması; Sınıf C (The sinus Bone graft, Ole T. Jensen, s.48)

#### 1.4.2.2.4. Sınıf D

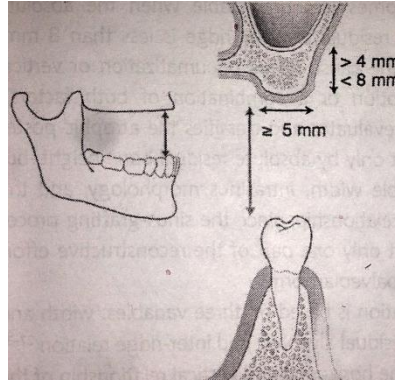
Rezidüel alveoler yükseklik 4 mm'den azdır, genişlik ise 5 mm'den azdır. Vertikal olarak rezorpsiyon yoktur ve interoklüzal aralık kabul edilebilir orandadır (Şekil 1.8.). Önerilen cerrahi protokol ise; sinüs elevasyonu ve lateral kemik grefti kullanımı veya sinüs elevasyonu ve yönlendirilmiş kemik rejenerasyonudur.



Şekil 1. 8. Chiapasco posterior maksilla sınıflaması; Sınıf D (The sinus Bone graft, Ole T. Jensen, s.48)

#### 1.4.2.2.5. Sınıf E

Artmış kron yüksekliği hariç diğer özellikleri sınıf A ile aynıdır (Şekil 1.9.). Önerilen cerrahi protokol; a) otojen blok kemik ile vertikal onley greftleme, b) interpozisyonel alveoler kemik grefti, c) vertikal yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu, d) vertikal distraksiyon osteogenezisidir.



Şekil 1. 9. Chiapasco posterior maksilla sınıflaması; Sınıf E (The sinus Bone graft, Ole T. Jensen, s.48)

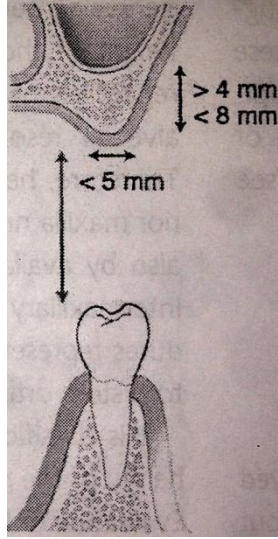
#### 1.4.2.2.6. Sınıf F

Artmış kron yüksekliği hariç diğer özellikleri sınıf B ile aynıdır (Şekil 1.10.).

Önerilen cerrahi protokol;

- otojen blok kemik ile vertikal ve horizontal onley greftleme,
- sinüsü içermeyen interpozisyonel alveoler kemik grefti,
- simültane horizontal ve vertikal yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu.

Bu tip vakalarda, distraksiyon osteogenezi horizontal defektleri onaramadığı için endike değildir.

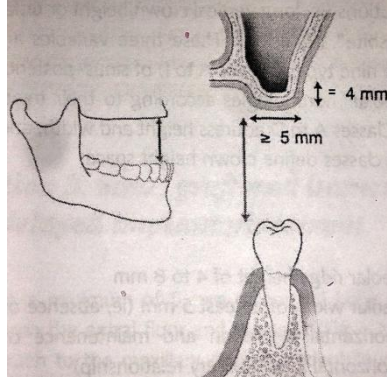


Şekil 1. 10. Chiapasco posterior maksilla sınıflaması; Sınıf F (The sinus Bone graft, Ole T. Jensen, s.48)

#### 1.4.2.2.7. Sınıf G

Artmış kron yüksekliği hariç diğer özellikleri sınıf C ile aynıdır (Şekil 1.11.).

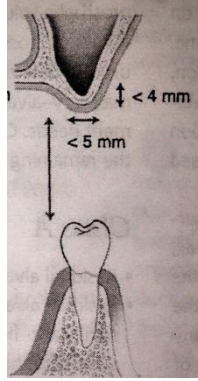
Önerilen cerrahi protokol; otojen vertikal onley kemik grefti ve lateral yöntem ile yapılan sinüs greftleme kombinasyonu veya vertikal yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu ile sinüs greftlemidir.



Şekil 1. 11. Chiapasco posterior maksilla sınıflaması; Sınıf G (The sinus Bone graft, Ole T. Jensen, s.48)

#### 1.4.2.2.8. Sınıf H

Artmış kron yüksekliği hariç diğer özellikleri sınıf D ile aynıdır (Şekil 1.12.). Önerilen cerrahi protokol; simültane vertikal ve horizontal onlay blok greft ile lateral yöntem kullanılarak sinüs greftleme veya simültane vertikal ve horizontal yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu ile sinüs greftlemedir.

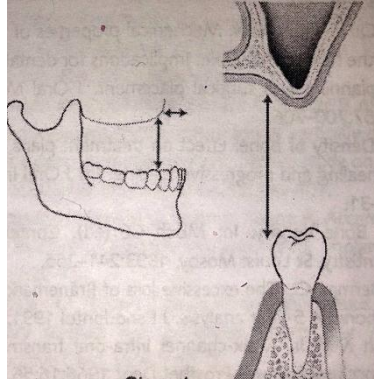


Şekil 1. 12. Chiapasco posterior maksilla sınıflaması; Sınıf H (The sinus Bone graft, Ole T. Jensen, s.48)

#### 1.4.2.2.9. Sınıf I

Bu gruba dahil hastalarda, dişsiz maksillanın 3 boyutlu şiddetli atrofisi, artmış implant-kron aralığı, horizontal rezorpsiyon, maksiller retrognati ile sagittal intermaksiller uyumsuzluk ve düz bir maksiller morfoloji vardır (Şekil 1.13.). Önerilen cerrahi protokol (Ole T. Jensen 2006); Le Fort 1 osteotomisi ile ilerletme ve interpozisyonel otojen kemik greftlemesi veya serbest fibula flebi ile revaskülerize rekonstrüksiyondur.

Le Fort 1 osteotomisi lateral ve anterior onley kemik grefti ile kombine edilerek, atrofik maksillanın genişliğinin artırılması hedeflenir. Serbest vaskülerize fibula flebi kullanılması ise, daha ileri bir cerrahi gerektirir ve ekstraoral bir yaklaşım olduğu için hastaya ek bir morbidite ve skar alanını yaratılmış olur.



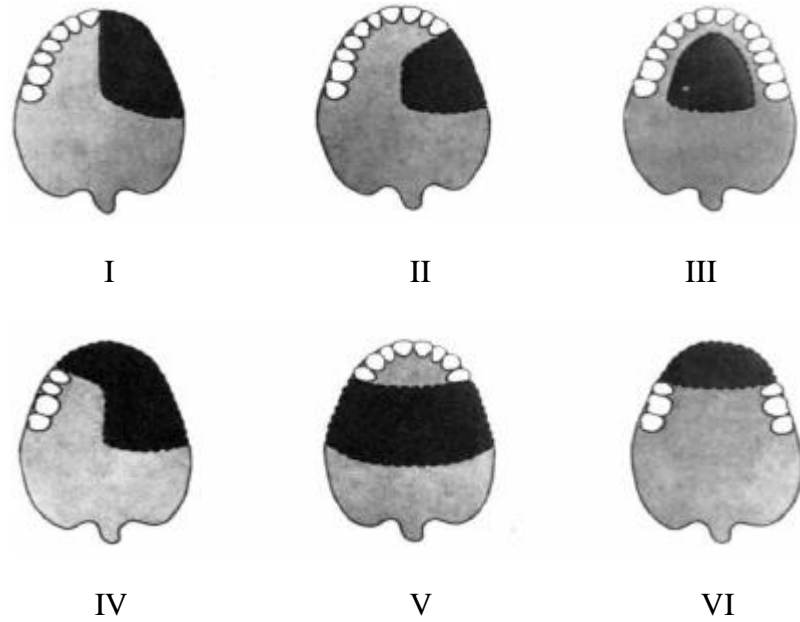
Şekil 1. 13. Chiapasco posterior maksilla sınıflaması; Sınıf I (The sinus Bone graft, Ole T. Jensen, s.49)

#### 1.4.3. Maksillektomi Yapılan Maksillanın Sınıflaması

Maksillanın parsiyel rezeksiyonu sonucu üst çenede oluşan doku kayıpları farklı bilim adamları tarafından oldukça benzer şekilde sınıflandırılmıştır.

Aramany rezeksiyon olgularını 6 sınıfa ayırır (Şekil 1.4) (Aramany M.A. 1978) ;

- a) Sınıf 1: Sağlıklı tarafta üst yarım çene ve dişler korunmuştur. Rezeksiyon sınırı orta çizgiden geçer. En sık rastlanan defekt tipidir ve "klasik hemimaksillektomi" olarak bilinir.
- b) Sınıf 2: Defekt üst çeneyi tek taraflı olarak ilgilendirir. Çenenin karşı tarafı ve anterior maksilla korunmuştur.
- c) Sınıf 3: Defekt sert damağın ortasını ilgilendirir. Alveolar kretin tamamı ve tüm dental ark korunmuştur.
- d) Sınıf 4: Tek taraflı olarak maksilla, anterior maksilla ile birlikte çıkarılmıştır. Karşı tarafta posterior kısım dişleri ile birlikte sağlamdır.
- e) Sınıf 5: Her iki posterior maksilla çıkarılmış, yalnız anterior maksilla korunmuştur.
- f) Sınıf 6: Yalnız anterior maksilla çıkarılmış, posterior alanlar dişleri ile birlikte korunmuştur.

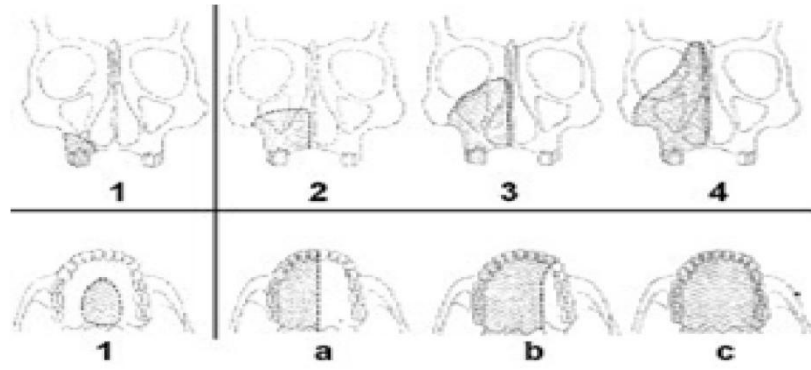


Şekil 1. 14. Aramany'nin maksiller defekt bölgeleri sınıflaması

Keskin ve Özdemir ise, Aramany'nin 6 sınıfına ek olarak yedinci bir sınıftan bahsetmişlerdir (Keskin H. ve ark. 1995). Bu ek sınıf aşağıdaki gibidir:

- g) Sınıf 7: Üst damağı oluşturan kemik dokularının tamamının çıkarıldığı olgulardır. Yumuşak damağın bulunup bulunmaması sınıflamayı değiştirmez (Total rezeksiyon).

Brown ve arkadaşları tarafından geliştirilen sınıflandırmada ise rezeksiyon bölgesinin vertikal ve horizontal komponentleri yer alır (Şekil1.5).



Şekil 1. 15. Brown ve arkadaşlarının maksiller defekt sınıflaması

Brown ve arkadaşlarının sınıflandırması aşağıdaki gibidir (Brown JS ve ark. 2000):

1) Vertikal komponent

- a. Sınıf 1: Oro-antral açıklık olmadan yapılan maksillektomi
- b. Sınıf 2: Alçak maksillektomi
- c. Sınıf 3: Yüksek maksillektomi
- d. Sınıf 4: Radikal maksillektomi

2) Horizontal komponent

- a. Tek taraflı alveolar maksilla ve sert damak rezeksiyonu
- b. Çift taraflı alveolar maksilla ve sert damak rezeksiyonu
- c. Tüm alveolar maksilla ve sert damak rezeksiyonu



Defekt alanının genişliği gibi, geriye kalan yumuşak damak dokusu miktarı ve fonksiyonu, orbita tabanının bulunup bulunmaması, orbita rezeksiyonu yapıp yapılmadığı, koronoid çıkıntı ve temporal kasların defekt ile ilişkisi, destek elde etmek için kullanılacak alanlar ve kaçınılması gereken alanlar, postoperatif anatominin en önemli özellikleridir (Çöttert S. 2003).

### **1.5. Atrofik Maksillanın Rekonstrüksiyon Yöntemleri**

Cawood ve Howell'ın dişsiz çene sınıflandırmalarına göre sınıf IV, V ve VI dişsiz veya kısmi dişsiz maksillada genellikle onley greftlerin kullanıldığı kemik ogmentasyonu ile kombine olarak kemikiçi implantlar uygulanır (Cawood J.I.ve ark. 1988). Sınıf IV maksillada alveoler genişliği eski haline getirmek için genellikle kemik ogmentasyonu gereklidir (Richardson D. ve ark. 1991). Sınıf V'te ise hem alveol yüksekliğini hem de alveol genişliğini arttırmak için kemik ogmentasyonu gereklidir. Sınıf VI'da ise alveoler çıkıntıyı yeniden oluşturmak için ogmentasyona ek olarak anteroposterior interark ilişkisini geliştirmek için osteotomi de gerekebilir (Cawood J.I. ve ark.1994, Nystrom E. ve ark.1997). Posterior maksillada Boyne ve James, Tatum tarafından ileri sürülen tekniği bildirdiler (Tatum Jr H. ve ark. 1986). Bu teknik kemik içi implantların yerleştirilmesi için posterior maksillada kemik hacminin artırılması amacıyla maksillanın destek kısmından açılan pencere yardımıyla greftin yerleştirilmesini ve sinüs membranının yükseltilmesini içerir.

Sınıf IV mandibulada, kalan alveoler sırtların arttırılması veya azaltılması protetik ihtiyaçlar tarafından etkilenmektedir. Anterior sınıf V dişsiz mandibulada, implantlar ilave cerrahi operasyona gerek kalmadan yerleştirilebilir, bu da interark ilişkinin korunması ve estetik sebeplerden ötürü gösterilebilir. Sınıf VI dişsiz mandibulada, kısmi olarak kalan kemik miktarının 10 mm'den daha az olduğu ve yumuşak doku durumunun olumsuz olduğu durumlarda ilave yumuşak doku ve kemik arttırımı gerekebilir. Sınıf IV, V, VI kısmi dişli mandibulada, kemik arttırımı ve yumuşak doku çoğaltımı prosedürleri genellikle gereklidir. Posterior mandibulada daha uzun kemik içi implantlar yerleştirmek amacıyla inferior alveolar sinirde

yapılan manipulasyonlar uzun süreli veya kalıcı sinir hasarına yol açabilir (Cawood J.I. ve ark. 1996). Longman tarafından 300 dişsiz hastada yapılan bir çalışmada çenelerdeki atrofi incelenmiş ve en sık karşılaşılan durum maksillada sınıf IV, mandibulada sınıf V atrofi olmuştur (Longman L. 1993). Buna göre, ilerleyen çene atrofisinde özellikle maksillada kemik arttırımı ve yumuşak doku işlemlerinin kemik içi implant yerleştirmede öncülük teşkil ettiği tespit edilmiştir (Cawood J.I. ve ark. 1997).

### **1.5.1. Oral ve Maksillofasiyal Cerrahide Kullanılan Kemik Greftleri**

Kemik greftleri periodontal rahatsızlıklar sonrası oluşan küçük defektlerin, tümöral lezyonların eksizyonu sonrası oluşan büyük defektlerin, konjenital deformitelerin, temporomandibuler eklem deformitelerinin ve implant tedavisi öncesinde atrofik çenelerin tedavisinde kullanılmaktadır (Kökden ve Türker 1999, Şimşek ve ark 2004, Elsalanty ve ark. 2009). İmmünolojik özelliklerine göre kemik greftleri 4 grupta sınıflandırılmaktadır;

1. Otojen kemik grefti, canlının kendisinden alınıp tekrar kendisine nakledilen greftlerdir.
2. Allojen kemik grefti, aynı türden fakat genetik açıdan alıcıyla farklı canlıdan elde edilen greftlerdir.
3. İzogen kemik grefti, alıcıyla aynı genetik yapıya sahip canlıdan elde edilen greftlerdir.
4. Ksenojen kemik grefti, alıcıdan farklı türdeki canlıdan elde edilen greftlerdir (Kökden ve Türker 1999, Şimşek ve ark 2004).

Kemik greft materyallerinin elde edilmesindeki temel prensip yüksek potansiyelde pluripotent veya osteojenik prekursor hücreleri taşıyacak maksimum miktarda kansellöz kemiğin sağlanmasıdır (Friedenstein A.J. 1973). Bu hücreler atrofik bölgelerinin restorasyonunda etki göstermeleri amacıyla kullanılırlar. Mevcut kemiğin duvarlarında da biraz pluripotent hücreler bulunsa da, preosteoblastik ve pluripotent hücrelere sahip yüksek oranda osteojenik greft materyalinin kullanılması

başarı oranını ve oluşacak kemiğin kalitesini doğrudan etkiler (Boyne P.J. 1973). Bu yüzden greft kullanımında otojen greftler halen altın standarttır.

Yüksek miktarda pluripotent hücreye sahip olması nedeniyle iliak bölge greft materyallerinin altın standardı olarak kabul edilir. Bu hücreler indükte edildiklerinde osteoblastlara dönüşme potansiyeline sahiptirler. Birçok verici saha olmasına rağmen posterior iliak çıkıntı 80 cm<sup>3</sup>'e kadar kemik hacmi sağlayabilmektedir (Boyne P.J. 1985).

Ramus greftleri kortikal yapıdadır. Ramustan elde edilen greftlerin boyutu simfizden elde edilenlere oranla uzunluk olarak daha fazla fakat derinlik olarak daha azdır. Kalın greftler çapın artırılması istenen bölgelerin ogmentasyonunda kullanılmaktadırlar. Mandibuler ramus bölgesinden yaklaşık 40 mm uzunluğunda ve 10-15 mm derinliğinde greft elde edilebilmektedir. Greftin kalınlığı inferior alveol kanalın eksternal oblik sırta yakınlığı ile sınırlı kalmaktadır (Bernstein S. ve ark. 2006).

Simfiz bölgesinden elde edilen greftler kortikokansellöz yapıdadırlar. Simfizden ramusa oranla daha kalın fakat anatomik limitasyonlardan dolayı daha kısa greft elde edilebilmektedir. Mental foramen, anterior dişlerin apeksi ve mandibulanın alt sınırı greftin boyutunu sınırlandırmaktadır.

Bazı araştırma sonuçlarına göre "Platelet Rich Plazma (PRP, Trombosit yönünden zenginleştirilmiş plazma)" eklenmiş otojen greftlerinin kemik oluşumunu hızlandırdığı da iddia edilmektedir (Trisi P. ve ark. 2006). Allojen kemik grefti materyalleri, bir defekt alanında veya kavitede osteoindüksiyon ve osteokondüksiyon sonucu kemik oluşturmak için göç etmek için kemik hücrelerini yönlendiren bir yapı iskeleti görevi görür (Lee M. ve ark. 2006).

Şu anda dental oral ve maksillofasiyal uygulamalar için birçok biyouyumlu allojen ve ksenojen greft materyali vardır. Bu materyallere örnek olarak demineralize dondurulmuş kurutulmuş kemik allogreftleri, kalsiyum karbonat coral, PepGen-P-15

gösterilebilir. Bu materyallerin tümü başarılı sonuçlar yaratabilen özelliklere sahiptir. Genelde başarılı olmasına rağmen, bunlar ve diğer bütün kemik benzeri materyaller tahmin edilemeyen yeni miktarda ve kalitede kemik formasyonu, hastanın kabul edebilirliği, yavaş rezorpsiyon karakteristikleri ve maliyetleri açısından dezavantajlara sahiptir (Spagnoli D.B. ve ark. 2006).

### **1.5.2. Kemik Grefti Teknikleri**

Kemik greftleri preimplant cerrahide genel olarak 2 şekilde kullanılır; kortikokansellöz blok greftler olarak veya kansellöz parçalı greftler olarak. Kortikokansellöz greftler alveolar çıkıntının genişlik ve yükseklik kayıplarını gidermek amacıyla kullanılır. Parçalı kortiko-kansellöz kemik greftleri ise 2 veya 3 duvarlı kemik defektlerini doldurmak amacıyla kullanılır; örneğin sinüs tabanının augmentasyonunda. Bu greftleri kullanırken greftler arasındaki iyileşme farkı göz önüne alınmalıdır (J. I. Cawood ve ark. 2007).

Blok greftler, kortiko-kansellöz kemik greftlere nazaran, çoğu parçalı kansellöz kemik grefti orjinal greftten meydana gelen yeni kemik formasyonu gösteren bölgelerde canlı kalabilmektedir. Dehisens meydana gelse bile sadece az miktarda greft kaybı görülür. Primer iyileşme sadece alıcı yüzün dış kemik yüzeyinden değil, örtücü yumuşak dokudan meydana gelen kapiller gelişmeye bağlıdır. Parçalı kansellöz kemik greftlerinin başarı oranı yüksektir ve sonuçları önceden tahmin edilebilirdir (Buser D. ve ark. 1990).

Kortiko-kansellöz blok greftler yeni kemikle yer değiştirmek için neredeyse tamamen rezorbe olacak bir iskelet yapı ortaya çıkarır. Bu remodelasyon işlemi karmaşık kemik değişimine bağlıdır (Feinberg S.E. ve ark.1995). Bu işlemin engellenmeden sonuçlanması için kortiko-kansellöz greftin alıcı sahaya rijit bir biçimde fikse edilmesi gerekir. Greftle alıcı yüzey arasında görülecek en ufak bir mikro hareket alıcı sahada kapiller gelişimini tehlikeye atacak, bunun sonucu greftte kayıp ve avasküler nekroz görülecektir (J. I. Cawood ve ark. 2007).

Greftin boyutuna bağlı olarak, revaskularizasyon yaklaşık 2 hafta içinde gerekleŒecektir, daha sonra remodelasyon s¼reci baŒlar. Kemik içi implantların greftin yerleŒimini takiben en az 3 ay sonra yerleŒtirilmesi tavsiye edilir (Keller E.E. ve ark. 1995, Keller E.E. ve ark. 1987). Buna rağmen bazı alıŒmalar implantın erken yerleŒtirilmesini takiben baŒarılı sonuçlar alınabildiğini g¼stermiŒtir. Buna g¼re, preimplant cerrahide kemik greftlerinin baŒarısı; rijit fiksasyona, alıcı b¼lgenin vask¼laritesine, greftin kendisinin osteojenik ¼zellięine ve yumuŒak doku ¼rt¼s¼n¼n kalitesine bağlıdır. GemiŒte atrofik mandibula ve maksillada rijit fiksasyon uygulanmadan yerleŒtirilen greftlerde baŒarı oranında d¼Œ¼Œ kaydedilmiŒtir (Fazili M. ve ark. 1978). Ayrıca k¼¼k alveoler defektleri tamir etmek amacıyla g¼n¼m¼zde allogreftler ve y¼nlendirilmiŒ kemik rejenarasyonu teknikleri kullanılmakta olsa da, otojen kemik greftleri, kemik defektlerinin ve alveoler atrofinin iyileŒtirilmesinde altın standart olarak g¼r¼l¼r (Buser D. ve ark. 1990).

¼zetle, preimplant cerrahide otojen kemik greftlerinin uygulanması, tahmin edilebilir ve g¼venilir sonuçlar doğurduğu için kendini kabul ettirmeyi baŒardı. Greftin boyutu ve tipi genel olarak alıcı sahanın Œekline, b¼y¼kl¼ę¼ne ve ayrıca cerrahın tercihinine bağlıdır. Otojen fakt¼rlerinin kanıt olarak sunulması hala kesin değildir (Boyne P.J. ve ark. 2005).

#### **1.5.2.1. Onley Kemik Greftleri**

DıŒsiz atrofik maksillanın otojen kostal kemik ile greftlenmesi ilk olarak Terry Albright ve Baker tarafından aıklanmıŒtır (Terry B.C. ve ark. 1974). Alveoler kret y¼ksekliklerinde ve damak kubbesinin formunda bozukluğa yol açacak kemik kayıplarında onley kemik grefti ilk olarak d¼Œ¼n¼lecek uygulamalardandır. Onley greftler intraoral ve ekstraoral b¼lgelerden elde edilebilmektedirler. İliyak b¼lgeden, tibia, fibula, skapula, kalvaryaya, maksiller t¼ber, mandibuler retromolar, ramus ve simfiz b¼lgelerinden elde edilen otojen kemik greftleri kemik defektlerinin tedavisinde kullanılmıŒtır (Boyne P.J. 1976). Bu tekniğin dezavantajları verici sahaya uygulanacak ikinci bir cerrahi iŒlem, ¼ng¼r¼lemeyen postoperatif rezorpsiyon,

primer ya da sekonder yumuşak doku işlemlerinin olması ve bazı vakalarda protez safhasında gecikmeler olmasıdır (Ellis P. ve Tucker H. 2003). İntraoral bölgeden elde edilen kemik greftleri uygun cerrahi teknikler ile yerleştirildiğinde kret genişliğinde 4-7 mm, vertikal kret yüksekliğinde ise 2-3 mm kazanç elde edilebilmektedir (Bernstein S. ve ark. 2006). Elde edilen greft blokları mobilitiyeyi ve rezorpsiyonu azaltmak amacıyla alıcı sahaya küçük vidalar yardımıyla fikse edilebilir. Onley greftlerde yaklaşık %25-47 oranında kemik rezorpsiyonu meydana gelebilmekte ve ortalama kemik kazancı 5 mm'den az olabilmektedir (Enislidis G. ve ark. 2005).

### **1.5.2.2. İnterpozisyonel Greft Uygulaması**

Bu yöntem maksilla ve mandibulada dental arkın herhangi bir bölgesinde uygulanabilmeye beraber en çok maksilla anterior bölgede endikedir. İnterpozisyonel greftleme yöntemi 3-8 mm gibi orta derecede atrofi bulunan bölgelerde vertikal hareket gerekliliğinde kullanılır (Aykan T. 2007). Bu teknikte alveol segment hareket ettirilerek istenen vertikal yükseklikte fikse edilmektedir. Kaldırılan parça periostal kan desteği devam ettiği için boyut olarak sabit kalmaktadır. Anterior maksilla bölgesinde maksimum 5 mm vertikal hareket yapılabilmektedir. Segmentin 5 mm'den fazla yer değiştirmesi periostun sağladığı kan desteğini azaltmakta, segmentin palatinala kaymasına ve estetiğin bozulmasına neden olmaktadır (Aykan T. 2007).

İnterpozisyonel greft tekniği blok greft yöntemine göre cerrahi uygulanan bölgenin daha küçük olması, boyut olarak daha az flep kaldırıldığından daha basit bir işlem olarak tanımlanır. Bu yöntemde iatrojenik sinir yaralanma riski mevcuttur. Bu teknik blok kemik greftleri ve yönlendirilmiş doku rejenerasyonuna alternatif olarak kullanılabilir (Aykan T. 2007).

### **1.5.3. Vertikal Kemik Ogmentasyonunda Güncel Teknikler**

Vertikal kemik ogmentasyonu için yeni teknikler geliştirilmeye çalışılmıştır. Bu seçeneklerden birisi de büyüme faktörlerinin kullanımınıdır. Büyüme faktörleri, uyarıcı faktörler, kemik morfogenetik proteinler ve osteojenik proteinlerin kullanımı kemik greftinin kanlanması, olgunlaşmasına, birleşmesine ve daha kısa zamanda fonksiyonel olmasına yardımcı olmaktadır. (Ellis P. ve Tucker H. 2003).

Sonuç olarak atrofik kret varlığında dental implant cerrahisi öncesinde vertikal kemik kazancı elde etmek için bütün bu teknikler komplikasyon riskleri göz önünde bulundurularak kullanılabilir. Tedavi şekline karar verilirken ogmentasyon yapılması gereken kemik miktarı, hastanın beklentisi, sosyoekonomik durumu, onamı ve hekimin deneyimi de önemlidir.

### **1.6. Maksiller Sinüs Ogmentasyonu**

Literatürde iki yöntem maksiller sinüs tabanının elevasyonu için tanımlanmıştır. Birinci yöntemde maksiller sinüsün yan duvarından frezler ya da ultrasonik aygıtlar yardımıyla pencere açılarak sinüs tabanı lateralden (açık sinüs yükseltme) yükseltilirken, ikinci teknikte ise sinüs tabanı osteotomlar yardımıyla alevol kemiği içerisinden (kapalı sinüs yükseltme) yükseltilmektedir (Alkan A. ve ark. 2008).

#### **1.6.1. Lateral Pencere Yöntemi ile Sinüs Ogmentasyonu**

Lateral pencere yöntemi ile sinüs ogmentasyonu yöntemi Tatum tarafından, ilk olarak 1975 yılında tanımlanmıştır (Boyne P.J. 2005). Bu yöntemde önce maksiller sinüs membranı yükseltilir daha sonra oluşturulan boşluk greftlenerek, sinüs boşluğunun greftlenen kısmında kemik oluşumu hedeflenir. Tatum yöntemde ilk başta otojen kemik grefti, daha sonra 1980 yılında ise sinüs boşluğunun

greftlenmesinde sentetik kemik greftini kullanmıştır (Vassos ve Petrik 1992, Misch C.E. ve ark. 2011).

Maksiller sinüs yükseltme işleminde panoramik radyograflardan yararlanarak, sinüs tabanı ve sinüs yan duvarında açılacak olan pencerenin yeri belirlenmelidir (Vassos ve Petrik 1992, Misch C.E. ve ark. 2011). Maksiller sinüs yan duvarına lokal anestezi sağlandıktan sonra, yeterli genişlikte ve tam kalınlıkta mukoperiosteal flep kaldırılarak ulaşılır (Vassos ve Petrik 1992, Misch C.E. ve ark. 2011). Sinüs membranına ulaşmak için, maksiller sinüs ön duvarında zigomatik dayanak bölgesinde yaklaşık olarak 10-15 mm<sup>2</sup> boyutunda lateral kemik penceresi hazırlanır. Sinüs membranı elevatörler yardımıyla maksiller sinüs tabanından yukarı doğru yükseltilir (Vassos ve Petrik 1992). Maksiller sinüs membranının yükseltilmesi ile oluşan boşluk, otojen veya diğer greft materyalleri ile doldurulur. Maksiller sinüsün yan duvarında açılan pencere membranla örtülür ve eleve edilen mukoperiosteal flep yerine dikilir (Hieu ve ark. 2010, Akkocaoğlu ve ark 2005).

Lateral pencere yöntemi ile sinüs ogmentasyonu operasyonunda en sık rastlanan komplikasyon, sinüs membranının yırtılmasıdır. Sinüs membranı; yan duvarın kaldırılması esnasında, önceden geçirilmiş ya da mevcut patolojik durumun membranı etkilemesi sonucu ve membranın kemik duvarından kaldırılması sırasında perfore olmaktadır. Sinüs membranındaki perforasyon, greft materyalinin sinüs içine dağılmasının engellemek, greft materyalinin mukus ve sinüs içi birleşenlerle kontaminasyonunu önlemek amacıyla kapatılmalısı gerekir (Misch C.E. ve ark 2011).

Sinüs yükseltme işleminden önce hastaların sistemik durumları değerlendirilmelidir. Kronik böbrek hastaları, kontrolsüz diabet hastaları, kontrolsüz hipertansiyon hastaları, kronik karaciğer hastaları, kontrolsüz tiroid hastaları, immünosupresif rahatsızlıkları olanlar, daha önceden kemoterapi alan hastalar ve steroid kullananlar operasyon öncesinde ilgili bölümlerle birlikte değerlendirilmeli, gerekli tedavilerin yapıldığından emin olduktan sonra sinüs yükseltme işlemi yapılmalıdır (Jensen 2006).



Maksiller sinüsün aşırı deforme olduğu hastalarda, tedavi edilemeyen kronik sinüzit rahatsızlıklarında, baş boyun bölgesinden 45 Gy üzerinde radyasyon alanlarda, sistemik granüloamatöz rahatsızlığı olanlarda, malign veya agresif karakterli benign tümör (ameloblastoma, miksonoma) varlığında sinüs yükseltme işlemi kontrendikedir (Jensen O. 2006).

## **1.6.2. Krestal Yaklaşım ile Sinüs Ogmentasyonu**

Lateral pencere yöntemi ile sinüs ogmentasyonu yöntemine göre daha az invaziv olan bu tekniğin uygulanabilmesi için sinüs tabanı ile alveol kemiğin kret tepesi arasındaki kemik mesafesinin 5-6 mm'den az olmaması önerilmektedir (Alkan ve ark. 2008). Bu yöntemde öncelikle implant yuvası frezler yardımıyla, sinüs tabanına 2 mm mesafe kalacak biçimde hazırlanır. Son frezle aynı çapta düz bir osteotom ile sinüs tabanında yeşil ağaç kırığı meydana getirilerek, sinüs mukozası yukarı doğru yükseltilir. İmplant yuvası hazırlandıktan sonra, toplam kemik yüksekliğinden 2 mm daha uzun implant seçilerek apeksi sinüs tabanından 2 mm yukarıda olacak şekilde implant vidalanır (Misch C.E. ve ark. 2011). Bu tekniğin avantajlarından biri açık sinüs yükseltme tekniğine göre daha az girişimsel olması, dezavantajlarından biri ise sinüs membranının en fazla 2-3 mm yükseltilebilmesidir. Tekniğin diğer bir dezavantajı ise; operasyon esnasında meydana gelen membran perforasyonunun tespit edilememesi ve kör çalışma ortamıdır (Alkan ve ark. 2008, Misch ve ark. 2011).

## **1.7. Dental İmplantlar**

### **1.7.1. Dental İmplantlar**

İmplant, kaybolan fonksiyonun yeniden kazandırılması amacıyla vücut içine ve canlı dokulara yerleştirilen bir cisim olarak tanımlanabilir. İmplant sözcüğü

Latince; in = içerisine, içerisinde ve planto = ekme, dikme, yerleştirme anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşmuştur (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 897).

Metal veya seramik, doku tarafından kabul edilebilir bir materyalin doğrudan çene kemiği içerisine cerrahi olarak veya yine kabul edilebilir metal bir implantın, periodonsiyumun kaldırılması sonrası doğrudan kemiğe yerleştirilmesi işlemine dental implantoloji, bu iş için kullanılan materyali de dental implant olarak tanımlanmıştır.

Dental implantlar tek bir dişin restorasyonundan, tam dişsizlik durumlarının restorasyonuna ve doğumsal veya kazanılmış çene-yüz deformitelerinin rehabilitasyonuna kadar farklı birçok tedavi yönteminde kullanılmaktadır. İmplantoloji konusunda ilk bilimsel adım, dental radyografilerin kullanılmaya başlanmasıyla atılmış ve ilk kez 1913 yılında Amerikalı klinisyen Dr. Greenfield tarafından, üst çene premolar bölgesine yerleştirilen platinyum-iridyum implant radyolojik olarak görüntülenmiştir.

İmplantoloji bugünkü konumuna, çeşitli cerrahi ve protetik aşamalardan geçerek, farklı implant materyallerinin ve formlarının denenerek, sistemin biyouyumluluğunun, doku iyileşmesinin ve fonksiyonel beklentilerin anlaşılmasıyla gelmiştir. Bugün implantoloji tüm dünyada kabul edilen güvenilir bir tedavi modelidir. Dental implantlar başlarda sadece dişsiz çenelerin tedavi edilmesi için düşünülmüş olsa da endikasyonları içine, parsiyel ve tam dişsizliklere ek olarak, maksillofasial cerrahinin diğer alanları ve ortodontiye de girmiş bulunmaktadır (Misch, 2005, s.1).

### **1.7.2. İmplant Materyali**

Eski Mısır ve Çin kaynaklarına göre, ilk implant materyali olarak fil dişi ve taş kullanılmıştır. İmplant fikrinin yerleşmesiyle birlikte değişik müellifler tarafından 16.yy'dan yakın tarihe kadar altın, pirinç, gümüş, platin gibi metaller ve alaşımları denenmiş, teknoloji ve malzeme biliminin gelişmesiyle birlikte 20.yy içinde aseptik,

polimetilmetakrilat, paslanmaz çelik, vityum, titanyum gibi malzemelerden implant üretimi yapılmıştır (Hobo ve ark. 1996, s. 12).

İmplant üretiminde genel olarak, metaller ve seramikler olmak üzere iki temel materyal sınıfı, tek başına veya kombine olarak kullanılmaktadır. Metalik implant materyalleri arasında saf titanyum veya Ti-6Al-4V gibi titanyum alaşımları sıklıkla tercih edilmektedir. Ti-6Al-4V alaşımı saf titanyuma göre %60 oranda daha fazla mekanik direnç göstermektedir (O'Brien, 2002, s. 302).

Seramik implantlar, oklüzal yükler altında gerilme streslerine dirençsizken, sıkıştırma streslerini daha iyi tolere edebilmektedirler. Alüminyum Oksit (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) inert yapısı ve iyon salınımı yapmaması gibi özelliklerle seramik implant materyalleri içinde altın standarta sahiptir. Alümina gibi yüksek derecede inert özellik gösteren Zirconia (ZrO<sub>2</sub>) materyali de iyileşebilirlik özelliği sayesinde metalik implantlara karşı biyolojik olarak üstünlük sağlamaktadırlar (Anusavice, 2003, s. 771-773). Ancak metal ve metal alaşımları; mekanik dirençleri, işlenebilirlikleri ve farklı birçok teknikte steril edilebilmeleri gibi avantajları bir arada bulunduran implant materyalleridir (Hobo ve ark. 1996, s. 25).

#### **1.7.2.1. Metal ve Alaşımları:**

Dental implantların üretilmesinde, altın, paslanmaz çelik, krom-kobalt ve bunun gibi çeşitli metaller ve alaşımları kullanılmış, ancak doku uyumsuzluğu sebebiyle uzun dönemde başarı sağlayamamış ve implant üretimi için alternatif materyal arayışı içine girilmiştir (Parr ve ark. 1985).

Titanyum ve alaşımları implant sistemlerinin kemik içinde kalan kısmında tercih edilmekteyken ; krom kobalt, paslanmaz çelik ve altın alaşımları ise protetik üst yapı sistemlerinde kullanım yeri bulmaktadır. Titanyum alaşımlarının yapısına demir, azot, alüminyum, vanadyum, karbon, ve hidrojen gibi bazı elementler katılarak, materyalin mekanik ve fizikokimyasal özellikleri geliştirilmiştir (Meffert ve ark. 1992; Tanahashi ve ark. 1996).

Titanyumun kemik doku içinde yaygın bir şekilde kullanılır hale gelmesinde, materyalin fiziksel, kimyasal ve biyolojik üstünlükleri etkili olmuştur (Parr ve ark. 1985). Titanyum canlı doku içerisinde inerttir ve iyi mekanik özelliklere sahiptir. Kemik ile uyumlu elastiklik katsayısı vardır ve bu özellik kemik-implant ara yüzünde stres dağılımının düzenli olmasını sağlar. Titanyum doku içinde kemik hücrelerinin implant yüzeyine doğru gelişip yüzey bağlantısı oluşturmaya imkan verir. Buna bağlı olarak da kemik içinde bir ankraj oluşturur. Bu özellikleriyle titanyum, dental implantolojide en çok tercih edilen materyal halini almıştır (Meffert et al., 1992; Tanahashi et al., 1996).

#### **1.7.2.2. Seramik ve Karbonlar:**

İmplantolojide seramikler ilk kez saf alüminyum oksit implant yapısı halinde sunulmuştur. İlerleyen dönemlerde hidroksiapatit ve trikalsiyumfosfat yapısındaki implantlar geliştirilmiştir. Lemons'un (1990) yaptığı çalışma, implantolojinin mekanik ihtiyaçları göz önüne alındığında seramik implantların, yüksek kırılma dayanıklılıkları sebebiyle fonksiyonel kuvvetler sonucu ortaya çıkan yükleri taşımak için yeterli direnci gösteremediğini ortaya koymuştur. Araştırmalarda seramik yapıdaki implantların kemik dokuyla oluşturduğu kimyasal bağın, stresleri karşılamada yetersiz kaldığı ve yüksek derecede kemik rezorpsiyonuna sebep oldukları bildirilmiştir (Hench ve Wilson, 1984; Lacefield, 1998).

Karbonlar kırılma dayanıklılıkları, elektrik ve ısı geçirgenlikleri gibi dezavantajları nedenleriyle günümüzde implantolojide sadece bazı metalik implantlarda kaplama materyali olarak kullanılmaktadırlar (Lemons, 1990).

#### **1.7.2.3. Polimerler:**

İmplant materyali olarak başlangıçtan bugüne kadar polimerler, poliüretanlar, poliamid fiberler, polimetilmetakrilat reçineler kullanılmışlardır. İlk kez 1930'larda polimetilmetakrilat ve politetrafloroetilen formları halinde kullanılan polimerik

implantlar, yüksek molekül ağırlıklı kompleks yapıdaki malzemelerdir. Bu malzemeler aynı zamanda diğer biyomateryallere göre düşük elastiklik katsayısına bağlı olarak daha esnek ve yumuşak malzemelerdir (Sykaras ve ark. 2000).

Bu materyallerin esnekliklerinin periodontal bağların mikro hareketlerini taklit edeceği ve doğal diş ile implant bağlantısının yapılabilmesine imkan sağlayacağı umut edilmiş ancak zayıf biyolojik ve mekanik özelliklerinden dolayı kullanımları sınırlı olmuştur. Günümüzde polimerler seramik ve karbonlara benzer şekilde ikincil amaçlarla yapısal izolasyon ve kuvvet kırıcı olarak implant üst yapılarında kullanılmaktadırlar (Rieger ve ark. 1989; Sykaras ve ark. 2000).

### **1.7.3. İmplant Şekli ve İmplant Formlarının Sınıflandırılması**

İmplant gövdesinin dizaynı, implant-kemik ara yüzeyindeki doku cevabı açısından önemli bir role sahiptir. İmplant gövdesinin şekli ve formu, yerleştirilen implantın primer stabilitesinde ve fonksiyonel kuvvetler altındaki stres iletiminde etkilidir. Literatürde farklı tasarımlardaki implantların alveolar kemiğe ilettikleri streslerin dağılımı ve şiddetleri ile ilgili sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile yapılmış birçok çalışma bulunmaktadır (Brunski, 1988; Mish ve Bidez, 1994).

İmplant yüzeyi üzerindeki yivler, fenestrasyonlar, gözenekler, oluklar ve basamaklar gibi makroskopik yüzey özelliklerinin, implant ve kemik doku arasındaki mekanik kilitlemeyi sağlayan unsurlar olduğu farklı çalışmalarla ortaya konulmuştur (Binon, 2000; Kohn, 1992; Skalak, 1983). Günümüzde klinik performansın artırılması için farklı materyal, şekil, uzunluk, çap ve yüzey özelliklerine sahip birçok implant sistemi bulunmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan kemik içi (endosteal) implantlar fiziksel yapılarına göre temel blade formu ve kök formu (silindir, vida ) olmak üzere iki grupta incelenirler.

Bu formlara ek olarak transmandibular ve subperiostal implantlar atrofiye olmuş mandibulanın rehabilitasyonunda alternatif bir dizayn olarak tanıtılmış ancak submental bölgede ekstraoral bir uygulama olması ve genel anestezi gerektirmesi gibi dezavantajları nedeniyle yaygın bir kullanımı olmamıştır (Mish, 2005, s. 32).

Günümüzde en çok kullanılan endosteal implant tipi, kök formu implantlardır. Bu implantların makroskopik görünümü silindirik, vidalı, plato çıkıntılı, delikli ve bunların kombinasyonları şeklinde olabilir. İmplant boyun bölgesinden uca doğru düz, açılı veya konik şeklinde olabilirler. Kemik içine itilerek, çakılarak veya vidalanarak yerleştirilirler (Albrektsson T. 1988).

#### **1.7.3.1. Blade Formu İmplantlar:**

1940'ların sonunda blade tipi implantlar ilk olarak ortaya çıkmış ve yaklaşık 30 yıl kullanılmıştır. Temel olarak dişsiz çenelerde tedavi amaçlı kullanılmışlardır. Fakat deneysel ve klinik uzun dönem başarı oranları yetersiz bulunmuş, yumuşak doku problemleri ve kemikte atrofiye sebep olmuştur. Bugün rutin olarak kullanılmamakta ancak aşırı rezorbe ağızlarda nadir olarak kullanılmaktadır (Mish, 2005, s. 33).

#### **1.7.3.2. Kök Formu İmplantlar:**

Kök formu implant sistemleri maksillanın posterior dişsiz bölgeleri gibi ulaşılması güç bölgelere implant yerleştirilmesi imkanını sunar. Kök formu implantların çoğunda implant gövdesi ve protetik destek, başlangıç kemik iyileşmesinin yumuşak doku altında gerçekleşmesini sağlamak için ayrı parçalar halinde tasarlanmışlardır. Kök formu implantlar silindirik tip, vida tipi ve bu ikisinin kombinasyonu şeklinde sınıflandırılabilir (Siegele ve Soltesz, 1989).

#### **1.7.3.3. Silindirik Tip İmplantlar:**

Bu tip implantlarda fiksasyon, titanyum plazma sprej veya hidroksil apatit kaplama ile sağlanır. İmplantın yüzeyinin pürüzlendirilmesi, vida tipi implantlardaki yivlere benzer bir kilitlenme sağlar. Yüzey pürüzleri, vidanın yivlerine göre daha küçük sayılabilir. Ancak molekül büyüklükleri sayesinde angström seviyesinde

kemik ile implant arasında, bir apozisyon sağlanır. Bu da stres transferinin olmasını sağlar (Siegele ve Soltesz, 1989).

#### **1.7.3.4. Vida Tipi İmplantlar:**

Bu tip implantlarda, aksiyal gerilim ve sıkıştırma kuvvetleri ilk olarak vida yivlerinin eğimli yüzeylerindeki sıkışma ile kemiğe iletilir. Bu yolla kemiğin tüm makaslama kuvvetlerine karşı ara yüz direncini sadece bağlantının bizzat kendisi sağlar. Bu da stresleri ara yüz bağlantı tabakasının taşıma gerekliliğini ortadan kaldırır (Siegele ve Soltesz, 1989). Siegele ve Soltesz (1989), silindirik, konik, basamak, vida ve vent tipi implantları sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelemiş, silindir ve vida tipi implantların stresleri kemiğe daha az ilettiğini bildirmişlerdir.

### **1.8. Zigoma İmplantları**

#### **1.8.1. Zigoma İmplantının Tarihsel Gelişimi:**

İleri derecede rezorbe olan posterior maksillanın implant destekli protetik tedavisinde zigomatik kemiğin ankraj kaynağı olarak düşünülmesi 1980'li yıllarda olmuştur (Weischer T. ve ark. 1997). Aşırı atrofik posterior maksillanın tedavisini daha basit hale getirmek cerrahi işlem sonuçlarının başarısını artırmak, morbiditeyi ve işlem zamanını azaltmak ve greft işlemlerinden kaçınmak için Branemark ve arkadaşları 1988 yılında hemimaksillektomi uygulanan kanser hastalarında zigoma implantını uygulamıştır (Branemark PI. 1998). İlk olarak, Branemark, Aparicio ve arkadaşları zigomatik kemiğe dental implantların yerleştirilmesi olasılığı üzerinde çalışmışlardır (Aparicio C ve ark. 1993). 1993 yılında, zigomatik kemiğin implant stabilizasyonunda destek olarak kullanılabileceğine karar verilmiştir (Aparicio C ve ark. 1993). Daha sonra Weischer ve ark. maksillektomi yapılan hastaların rehabilitasyonunda zigomatik kemiğin destek yapı olarak kullanılması konusunda

çalışmalar yapmışlardır. Günümüzde zigomatik implant kullanılması da giderek artmaktadır (Weischer T ve ark. 1997).

### **1.8.2. Zigoma İmplantının Tanımı ve Özellikleri**













Zigoma implantları self tapping titanyum alaşımından yapılmıştır. Boyutları 30-52.5 mm arasında 2.5 mm aralıklarla değişmektedir (Şekil 1.16). Bu formata uymayan tek implant 37.5 mm'lik implanttır. İmplant başı, implant uzun aksına göre 45 derecelik açıya sahiptir. Sertleştirilmiş oksidize yüzey alanından oluşan zigomatik implant 8 farklı uzunlukta tanımlanmış olup 30-52.5 mm arasında değişmektedir. 45 derecelik açılı baş kısmına sahip olan implantlar maksilla ve zigoma arasındaki açığı kompanse edebilmektedir (Şekil 1.16). Zigoma ile birleşen apikal 2/3 kısmı 4 mm çapında olup rezüdüel maksiller alveolar çıkıntı kısmında yer alan 1/3 kısmı 4.5 mm ya da 5 mm çapındadır. Birinci veya ikinci premolar hizasında palatinal kemikten zigoma kemik gövdesine yerleştirilir (Malevez C. ve ark. 2003).

Günümüzde sert oksidize edilmiş abutment bağlanma kısmında değişiklik yapılmış, yeni sistemler geliştirilmiştir. Düz mid implant gövdesi bulunan alveolar krette çapın arttığı 25 derece ile 55 derece arasında açılanma gösteren farklı dizaynlarda mevcuttur. Son zamanlarda zigoma implant üretimi farklı firmalar tarafından yapılmaktadır. Zigomatik implant üretimi yapan firmaların isimleri tablo 1.1'de verilmiştir.





Şekil 1. 16. Branemark® Zigoma TiUnite Zigoma implantı

<b>Resim</b>	<b>Üretici firma</b>	<b>İmplantı ismi</b>
	<b>Conexão Sistemas de Prótese Ltda.</b>	<b>Master Zigo</b>
	<b>Conexão Sistemas de Prótese Ltda.</b>	<b>Zigomax</b>
	<b>Brånemark Integration AB</b>	<b>Z-Fixture</b>
	<b>Nobel Biocare AB</b>	<b>Zygoma</b>
	<b>Neodent</b>	<b>Zigomatic External Hex</b>
	<b>AS Technology (Titanium Fix)</b>	<b>z-fix Zigomatico (4.5)</b>
	<b>Neodent</b>	<b>Zigomatic CM</b>
	<b>S.I.N Implant System</b>	<b>Zygomatic (4.1)</b>
	<b>Southern Implants</b>	<b>Zygomatic 55 deg. (4.05)</b>
	<b>Tecom Implantology (TITANMED S.r.l.)</b>	<b>Zygomatic Screw Machined Brane-Z (4.1)</b>
	<b>Dentoflex</b>	<b>Zygomatic TE, TI</b>
	<b>Dr.IHDE</b>	<b>Zygomatic (4.1)</b>

Tablo 1. 1. Zigoma İmplantları Üretici Firmaları ve İsimleri

### 1.8.3. Zigoma İmplantlarının Endikasyonları

Aşırı maksiller atrofi vakalarında uygulanan tedavi yaklaşımıdır. Çekim, travma, enfeksiyon, maksiller sinüs pnömatisasyonu nedeniyle yeterli alveolar kemik yüksekliği ve genişliği bulunmayan vakalarda endikedir. Maksiller defektler, antrum, orofarinkste açıklığa neden olmaktadır. Yapılacak zigoma implantı ile hastalar kaybettikleri çiğneme, yutkunma, konuşma ve estetik problemlerini ortadan kaldırmaktadır.

Kemik hacmini yükseltmek için uygulanan Le fort I osteotomi, iliyak kemik grefti, sinüs lift, yönlendirilmiş doku rejenerasyonu, kompozit greft kullanımı, pterigoid uzantıya implant uygulaması, parasinüs alana açılı implant uygulaması hastanın yaşam kalitesini düşürebilmekte, birçok cerrahi işlem gerektirmekte ve morbiditeye neden olabilmektedir. Geniş pnömatisize sinüs varlığında ve alveolar kemik yüksekliği 3 mm'den az ise, zigoma implantı kullanımı tercih edilir. Zigoma implantları diğer implantlara provizyonel bar ile bağlanarak, implant üstündeki mekanik stresin azaltılması hedeflenir.

Zigomatik kemiğin implant destek yapısı olarak kullanılması parsiyel ya da total maksiller dişsizlik vakalarıyla birlikte sinüs bölgesinde de çok aşırı rezorpsiyon bulunan vakalarda ve tümör rezeksiyonlarını takiben meydana gelen maksiller defektlerin onarımında endikedir (Stevenson A.R. ve Austin B.W. 2000, Tamura H. ve ark. 2000). Sistemik bir hastalığa bağlı olarak posterior maksillada atrofisi olan vakalar da zigomatik implantlarla tedavi edilebilir (Pham A.V. ve ark. 2004, Bowden J.R. ve ark. 2006).

Başlangıçta bu tedavi tümör rezeksiyonu, konjenital defektlerin tedavisi ve travma hastalarında, maksillektomi uygulanan hastalarda kullanılmak üzere dizayn edilmiştir (Weischer T. ve ark. 1997). Tip 4 kemiğin bulunduğu posterior maksillada standart implantların uygulanamayacağı bireylerde şu anda rutinde uygulanan tedavi seçeneği olarak karşımıza çıkmaktadır.

Nazal kötü huylu hastalık varlığında eksternal burun rezeksiyonu yapılır. Bu vakalarda nazal protezin kullanılması için implant kullanılmaktadır. Tedavide

premaksilla ve priform rim implant yerleştirilecek ideal alanlardır. Premaksilla kemik hacmi yeterli olmayan bireylerde kullanılacak zigoma implantı nazal protez stabilitesini sağlamak için kullanılmaktadır. Lateral priformdan zigomatik kemik gövdesine horizontal olarak yerleştirilen implant nazal protez stabilitesini başarıyla sağlamaktadır.

Maksillada vertikal rezorpsiyonun 10 mm'den, horizontal rezorpsiyonun 4 mm'den fazla ise zigoma quad konsept tercih edilmektedir. Posterior maksilla yüksekliği 4 mm'den az, anterior bölgede kemik yüksekliği 7 mm'den fazla ise zigoma implantı uygulaması için optimum endikasyon boyutlarıdır.

Zigoma İmplantlarının Genel Endikasyonları ise;

- a)** Maksilla anterior bölgede en az 2 standart implant yerleştirilebilmesine izin verecek alveoler kemik olan ancak, posterior bölgede onley ya da inley greftleme yapılmadan konvansiyonel implant yerleştirilmesine izin vermeyen atrofik maksillada,
- b)** Maksilla anterior bölgede onley greftleme ile standart implant yerleştirilebilen ancak posterior bölgede uygun miktarda greftlemeye ihtiyaç duyan hastalarda,
- c)** Unilateral, bilateral ve parsiyel maksillektomi sonucu oluşan maksiller defektlerin onarımında,
- d)** Aşırı kemik rezorpsiyonunun olduğu maksilla posterior bölgede premolar ve molar dişlerin tek ya da çift taraflı olmadığı durumlarda zigoma implantlarının endikasyonu vardır. Bu gibi durumlarda tek taraflı dişsizliklerde, zigomatik implantla birlikte kanin bölgesine yerleştirilen bir ya da iki implantla kombine edilerek tedavi yapılır (Aparicio C. 2012, s. 39-40).

#### **1.8.4. Zigoma İmplantlarının Kontrendikasyonları**

Konvansiyonel implant ve sinüs lift prosedüründeki kontrendikasyonlar geçerlidir. Sinüs lokal enfeksiyonu, Cadwell luc operasyonu geçirmiş olmak, Underwood's septa (Velasquez-Plata D.ve ark. 2002), aşırı sinüs taban kıvrımının bulunması, dar sinüsler, maksilla ve zigoma patolojisi olan vakalarda, mandibular hipomobilitesi bulunan vakalarda, bisfosfanat kullanımı, parafonksiyonel alışkanlığı olanlar, oral hijyeni kötü olan vakalar, aşırı sigara kullanımı, kontrol altında olmayan diabet ve metabolik hastalıklarda kontrendikedir ( Aparicio C. 2012).

Ayrıca maksiller sinus havalanmasındaki bozukluğa bağlı olarak lokal enfeksiyonların bulunması, ostium tıkanmasına yol açarak sinüzitle sonuçlanabilecek olan üst solunum yolu enfeksiyonları ve titanyum implantların geçtiği bölgelerdeki sinüs mukozasında enfeksiyon riskini artıran enflamatuvar değişiklikler oluşabilmektedir. Bu tip durumlarda enfeksiyon giderilmeden zigoma implantı uygulaması kontrendikedir (Petruson B. 2004).

#### **1.8.5. Cerrahi Öncesi Hasta Değerlendirmesi:**

Cerrahi öncesi maksiller sinüslerde yumuşak ya da sert dokularda herhangi bir patoloji olmamalıdır. Ağız ve dişlerin hijyeni maksimum seviyede tutulmalıdır. Palatinal arka paralel olan 2 mm aralıklı aksiyel kesitleri ve sert damağı dik kesen 3-4 mm aralıklı frontal kesitleri içeren, orbita tabanını 1,5-2 cm kapsayan tomografi alınmalıdır. Bu görüntüleme sinüsler içerisinde mevcut olabilecek herhangi bir patoloji de görülecektir (Aparicio C. ve ark. 1993). Vrielinck ve ark. cerrahi öncesi bilgisayarlı tomografi görüntülemesinden faydalanarak zigomatik implantların yerleştirilmesi için planlama sistemi geliştirmişlerdir. Bu sistemde bilgisayarlı tomografi üzerinden implantların pozisyonları hesaplanmış ve cerrahi bir plak hazırlanmıştır. Bu sistemi kullanarak olguların prognozunda %92 lik bir başarı yakalamışlardır (Vrielinck L. ve ark 2003).

Bothur 2003'te yayınladığı cerrahi değerlendirme prosedüründe yüz şekli, rezorpsiyon derecesi, sinüs yapısı, maksilla ve mandibulanın ilişkisi ve hasta beklentisinin dikkate alınması gerektiğini vurgulamıştır. Dar yüz vakalarında implant açılması başarı ile sağlanamamaktadır, bu nedenle de bazı hastalarda intraoperatif yaklaşım uygun görülmemiştir. Alveoler kreti zayıf ancak vertikal yüksekliği yeterli olan bireylerde palatal yaklaşım uygun görülmüştür (Bothur S. ve ark. 2003).

Yapılacak cerrahi öncesinde 3 temel klinik inceleme yapılmalıdır:

- A) Defekt tipi belirlenmeli
- B) Gülme hattı ve geçiş zonu değerlendirilmeli
- C) Çeneler arası ilişki ve biyomekaniksel durum incelenmeli

Hastalarda sadece diş kaybı mı, yoksa diş kaybının yanı sıra kemik kaybı da bulunan kompozit defektin var olup olmadığı tespit edilmelidir.

Defektin belirlenmesi için birçok metod mevcuttur. Hastanın kret incelemesi yapılarak rezorpsiyon şiddeti belirlenebilir, bilgisayar destekli planlama yapılarak hastanın dişleri, kemik ve yumuşak doku değerlendirilmesi yapılabilir ya da hastadan teşhis modeli alınabilir.

Gülme hattının belirlenmesi önemli bir klinik incelemedir. Yüksek gülme hattı bulunan bireylerde eğer hastada kompozit defekt bulunuyorsa, estetik olarak başarısızlık öngörülebilir.

Geçiş bölgesinin değerlendirilmesi implant öncesi cerrahi işlem gerekliliği açısından değerlendirilmelidir.

Biyomekaniksel değerlendirme çeneler arası ilişkinin üç boyutlu değerlendirilmesi ile hesaplanmaktadır. İstenen çiğneme kuvvet dağılımı, yapılacak işlem öncesinde öncelikli olarak değerlendirilmelidir.

### **1.8.5.1. Cerrahi Öncesi Protetik Değerlendirme**

Bu tekniğin uzun dönem başarısını etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Cerrahi işleme başlamadan önce bu faktörlerinin olasılığının dikkatlice incelenmesi çok önemlidir. Başarılı bir tedavi planlaması yapabilmek ve uzun dönem başarıyı elde etmek için etkili bir takım çalışması yapılmalıdır.

Cerrahi öncesi protetik inceleme ve değerlendirme :

- fasiyal profil ve konturların tespiti
- parafonksiyonel alışkanlıkların değerlendirilmesi
- horizontal ve vertikal çeneler arası ilişkinin tespiti
- oklüzal plan uyumunun değerlendirilmesi
- oklüzal ilişkileri ve karşıt dentisyonun durumunu incelemelidir.

### **1.8.5.2. İmplantların Açısı ve Pozisyonu**

Planlanan restorasyondaki dişlerin pozisyonlarına cerrahi öncesinde karar verilmelidir. Bu her implant için en uygun pozisyon ve açı seçimini sağlayacaktır. Hastanın mevcut hareketli protezi bu pozisyonların belirlenmesi için rehber olarak kullanılabilir. Bazı durumlarda mum ile doldurmayla tanı gerekebilir. Bu çalışmalar sonucunda protetik takım, cerrahi takıma tam olarak dişlerin son pozisyonlarının anlaşılmasında yardımcı olabilirler. Bunu başarmanın en kolay yolu ise cerrahi rehber hazırlamaktır. Cerrahi rehber hazırlamanın hızlı ve basit yolu ise ya mevcut hareketli protezi ya da mum doldurma ile hazırlanan modelin akrilik rezin ile hazırlanmasıdır. Posterior bölgedeki bağlantılardan kaçınmak için, cerrahi rehberin palatal bölgesi çıkartılarak, sadece dişlerin bukkal konturu bırakılmalıdır (Şekil 1.17).



Şekil 1. 17. Bukkal konturu korunan cerrahi rehber plağı

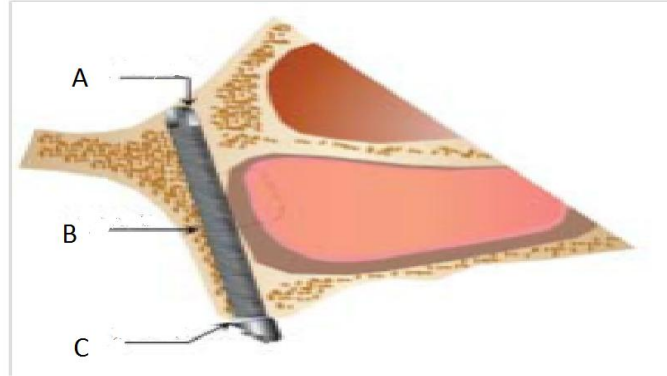
Branemark'ı takiben Uchida ve arkadaşları, 12 kadavra üzerinde yaptıkları çalışmada maksilla ve zigoma üzerinde birtakım ölçümler yapmışlardır (Uchida Y. ve ark. 2001). Bu çalışmaya göre 3.75 mm çapındaki bir implantın yerleştirileceği zigomanın minimum 5.75 mm kalınlığında olması gerekmektedir. Yine bu araştırmacılara göre, yerleştirilmekte olan implantın infraorbital foramenlerden geçen çizgiyle yaptığı açı  $43.8^\circ$  ve daha az olması infra temporal fossa ya da maksillanın lateral alanını perforate etme riskini artırmaktadır. Eğer bu açı  $50.6^\circ$  ve üzerine çıkarsa bu kez de orbita tabanını perforate etme riskini artırmaktadır. Balshi ve Wolfinger, konjenital ektodermal displazisi bulunan bir hastayı bilateral zigomatik implantlar, 4 adet maksilla ön bölgeye dental implant ve pterygoid implantlarla başarılı bir şekilde tedavi etmişlerdir (Balshi T.J. ve Wolfinger G.J. 2002). Penarrocha-Diago ve arkadaşları ektodermal displazili bir hastaya iki adet zigomatik implant, maksiller anterior bölgeye de 3 adet dental implant yerleştirerek üst çeneye sabit protez hazırlamışlar ve 18 aylık takip süresinden sonra hastanın oral fonksiyonlarında bariz ilerleme görmüşlerdir (Penarrocha-Diago M. ve ark. 2004).

#### **1.8.5.2.1. İmplantın Optimum Pozisyonlandırılması;**

Zigoma düzenli trabeküler yapı ve %98 D1, D2 kompakt kemik yapısına sahiptir. Zigoma implantının optimum yerleştirileceği alan, önemli anatomik noktalara bağlıdır. Bunlar;



- A. Zigomatik arkın, zigomatik kemiğin frontal uzantısı ile kesiştiği anatomik noktalar implant yerleştirilmesinde dikkat edilmesi gereken anatomik noktalardır ( Şekil 1.18).
- B. Maksiller antrum lateral duvarı,
- C. Alveoler kret kalınlığı, bu anatomik sınırları oluşturur.



Şekil 1. 18. Zigoma implantının yerleştiği noktalar

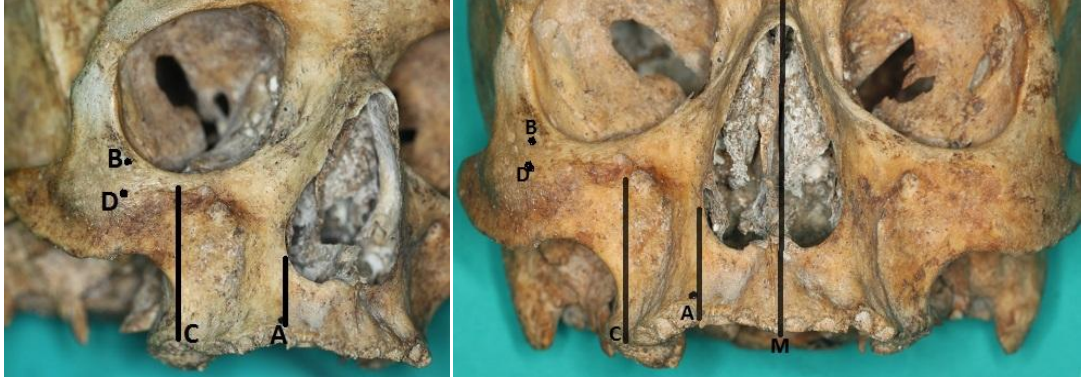
Branemark tarafından tanımlanan implant sistemine göre palatal hizadan 2. premolar seviyesinde sinüsten geçerek zigomatik kemiğe yerleştirilen implant prosedürü zaman içinde değişmektedir.

Bedrossian tarafından tanımlanan multiple implant kullanımı, 4 implant protokolü ya da implant orijinal protokol ile kullanılırken ek zigomatik implantlar lateral ya da kanin diş hizasından uygulanabilir. Bu prosedür immediyat yükleme konseptinde uygun bulunmuştur (Bedrossian E. ve ark. 2002).

Kato ve arkadaşlarının 28 kadavra kafa iskeletinde bilgisayarlı tomografi (BT) ile yaptığı incelemelerde, ve Rigolizzo ve arkadaşları da 60 kafatasında yaptıkları çalışma ile zigoma implantının yerleştirileceği güvenli giriş yerlerini belirlemişlerdir ( Kato Y. ve ark 2005, Rigolizzo ve ark. 2005).

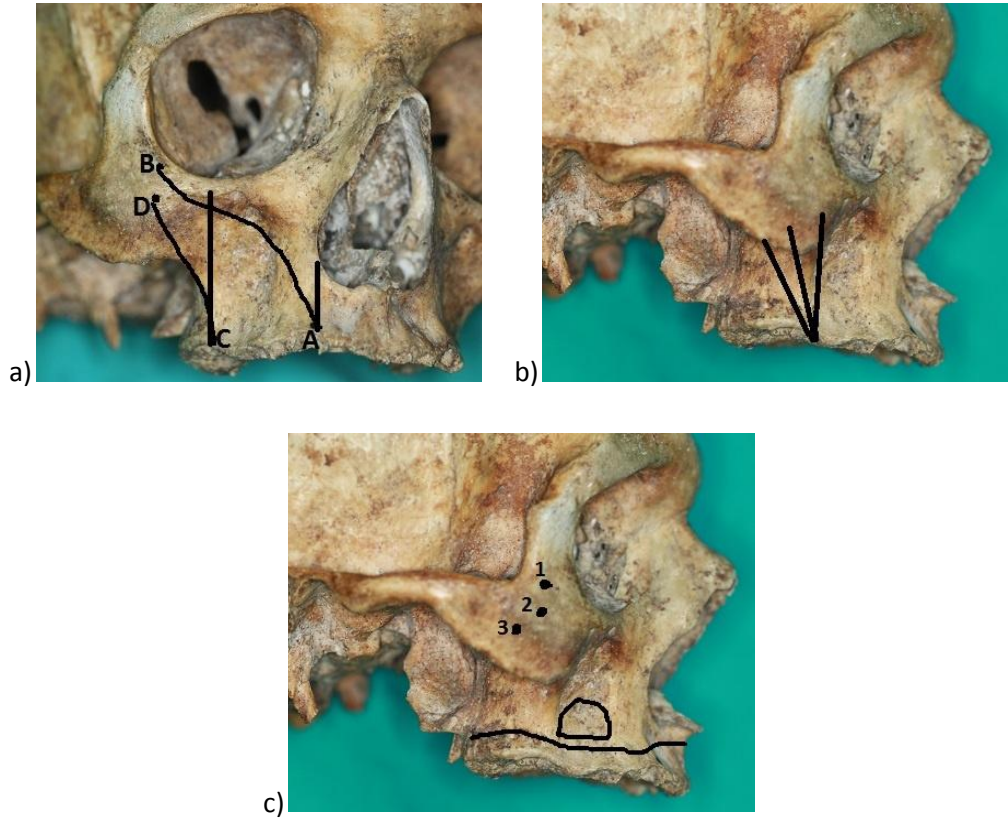
Rossi tarafından 2008'de yapılan çalışmada 4 adet zigoma implantının güvenli bir şekilde yerleştirilmesi için uygun ölçü, nokta ve hatları tanımlanmıştır (Rossi M. ve ark. 2008);

- **A noktası:** Nazal çukurun (zigomatik kemik, zigomatik kemiğin frontal kısmının lateral ve medial kısmı arasındaki boşluk) lateral kısmından geçen çizginin 5 mm palatal yönde alveolar kretin en alt noktasını kestiği noktadır, ve 4 adet zigoma implantı yerleştirilen teknikte anteriordaki zigoma implantının alveoler kretteki perforasyon noktasıdır (Şekil 1.19).
- **B noktası:** Orbital socketin lateral kısmının en alt noktası, tüm 4 adet zigoma implantı yerleştirilen tekniklerde, implantın apeksinin geldiği tahmini son noktadır (Şekil 1.19).
- **C noktası:** İnfraorbital foramenin lateral kısmına teğet geçen alveoler krete doğru, posterior yönde 5 mm giden çizginin alveoler kretteki en alt noktayı kestiği noktadır ve konvansiyonel (posteriordaki) zigomatik implant için perforasyonunun başlangıç noktasıdır (Şekil 1.19).
- **D noktası:** Orbital socketin lateral kenarının en alt noktası ve zigomatiko-maksiller suturun en alt noktası arasındaki mesafinin 1/3 orbita tarafında kalan noktadır ve konvansiyonel zigoma implantı için sonlanma noktasıdır (Şekil 1.19).
- **M noktası:** Orta hattı ifade etmektedir.



Şekil 1. 19. Zigoma implantının yerleştirildiği noktalar

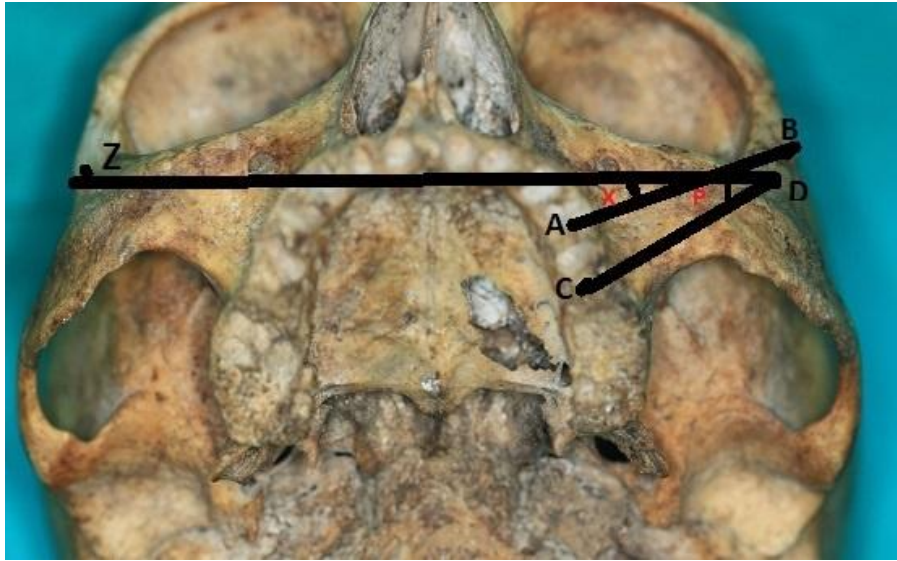
- **Çizgisel Ölçümler:** A-B arasındaki uzunluk, 4 adet zigoma implantı tekniğinde anterior bölgeye yerleştirilecek zigoma implantının uzunluğunu tanımlar. C-D arasındaki uzunluk ise, konvansiyonel zigoma implantının uzunluğunu tanımlar. (Şekil 1.20)



Şekil 1. 20. Zigoma İmplantının yerleştiği alanda çizgisel ölçümler

- a) 4 adet zigoma implantı yerleştirildiğinde, zigoma implantlarının yerleşeceği yerler
- b) Molar bölgeye zigoma implantı yerleştirildiğinde, zigoma implantının yerleştirilme bölgeleri
- c) 3 adet zigoma implantı yerleştirildiğinde implantların yerleşeceği bölgeler ve sinüs lateral duvarı

- **Z çizgisi:** İnfraorbital foramen doğrultusunda geçen çizgidir. Z hattı referans hat olarak belirlenir, bu hat alveolar process rezorpsiyonundan etkilenmez. Uygun açılardırma ile anatomik noktalara hasarı önlemektedir. Çizgisel ölçümler milimetre ile ifade edilirken, açısal ölçümler derece ile ifade edilir (Şekil 1. 21).
- **Açısal ölçümler:** X açısı, A, B ve Z noktaları arasındaki açıyı tanımlar. 4 adet zigomatik implant yerleştirilerek yapılan planlamada, anterior bölgeye yerleşecek olan zigomatik implantın açısını tanımlar. P açısı ise, C, D ve Z noktaları arasındaki açıdır. Konvansiyonel implantın yerleştireleceği açıyı belirtir (Şekil 1. 21)



Şekil 1. 21. Zigomatik implantın yerleştirilmesinde kullanılan referans açıları

### 1.8.5.3. Biyomekanik Değerlendirmeler

Biyomekaniksel değerlendirme çeneler arası ilişkinin üç boyutlu değerlendirilmesi ile hesaplanmaktadır. İstenen çiğneme kuvvet dağılımı yapılacak işlem öncesinde değerlendirilmelidir.

#### 1.8.5.3.1. İmplant Sayısı

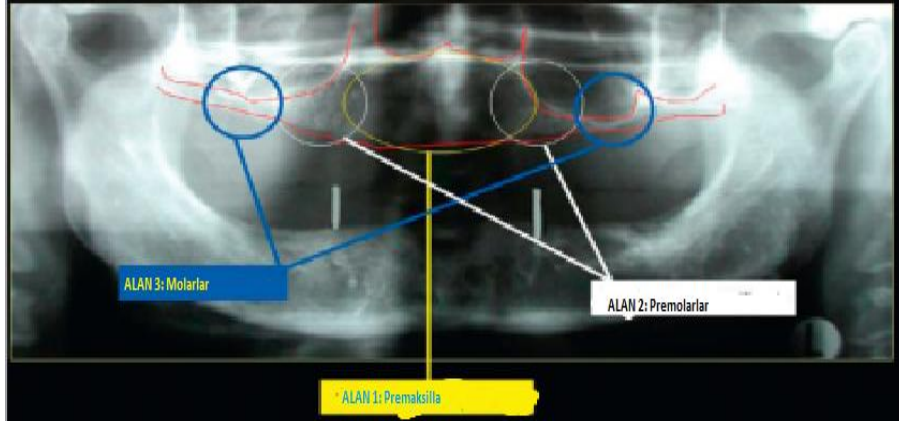
Zigoma implantları, standart implantlarla karşılaştırıldığında, horizontal yüklere karşı daha fazla dirençlidirler. Bunun iki nedeni vardır;

1. Bu implantların artmış uzunlukları ( 30-52.5 mm),
2. Bazı koşullarda, maksiller alveoler krette limitli kemik desteğinin olmasıdır.

Bu nedenle, zigoma implantları anterior maksilladaki standart implantlarla rijit olarak bağlanmalıdır. Klinik deneyimlerin ve biyomekanik teorik hesaplamaların ışığında, iki zigoma implantıyla desteklenen maksilladaki tam ark restorasyonlar, maksilla anterior bölgede en az iki sabit standart implant ile desteklenmelidir (Richard S. ve Yihua Z. 2000).

Bedrossian ve arkadaşları maksillada değerlendirilmesi gereken 3 kritik alan olduğunu belirtmiştir (Şekil 1.22) (Bedrossian E. ve ark. 2002).

- a) Alan 1; pre-maksilla alanı
- b) Alan 2; premolar (bikuspid) alanı
- c) Alan 3; molar bölgesidir.



Şekil 1. 22. Panoramik film üzerinde alanların gösterilmesi (Dierks E.J. ve ark. 2012)

ALAN 1: molarlar bölgesi

ALAN 2: Premolarlar bölgesi

ALAN 3: Premaksilla

Alan 1 ve 2'de yeterli kemik bulunan bireylerde 4 ile 6 arasında konvansiyel implant yapılarak başarı sağlanabilir. Bu vakalarda distal bölgeye eğimle implant yerleştirilerek kuvvet dağılımı başarıyla sağlanabilmektedir. Bu tedavi metodu ile sinüste herhangi bir cerrahi işlem uygulanmamakta greft kullanımı elimine edilmektedir (Bedrossian E. ve ark. 2002).

Cerrahi öncesi planlama yapılırken açılı implant mı, yoksa zigoma implantı mı yapılacak; bu işleme karar vermek için; sinüs ilişkisi, maksiller sinüs ön duvar eğimi, protezin sonlanacağı nokta; bu durum kişisel isteğe ve karşıt ark planına göre, gülme hattına darlığına bağlı olarak değişmektedir.

Klinik değerlendirmeyi takiben yapılacak radyolojik değerlendirme ile anatomik detaylar gözlenmekte ayrıca bilgisayarlı tomografi ve 3 boyutlu inceleme programları ile implantın yerleştirileceği alanlar simüle edilmektedir.

Zigoma implantının kullanılabilceği 7 senaryo bulunmaktadır;

- i. Alan 1'de iki ya da dört konvansiyonel implantın yerleştirileceği yeterli kemik bulunurken, alan 2 ve 3'te yeterli kemik bulunmadığı durumlarda,

greftsiz ve immediyat yükleme yapılabilen tedavi metodu olarak, zigoma implantları tercih edilebilir.

- ii.** Alan 1'de yeterli kemik bulunurken, tek taraflı alan 2 ve 3'te yeterli kemik bulunmaması durumunda tek taraflı zigoma implantı diğer bölgelere yapılacak konvansiyonel implantlarla desteklenmelidir.
- iii.** Alan 1 ve 2'de yeterli kemik yoksa greftleme işlemine ihtiyaç duyulmaktadır, bu durumda yapılacak zigoma implantı ile kullanılacak greft hacmi azaltılabilir.
- iv.** Alan 1'de yetersiz kemik varsa, alan 2 ve 3'te yeterli kemik bulunuyorsa, uygulanacak anterior zigoma implantı ve konvansiyonel posterior implantla başarı sağlanmaktadır.
- v.** Bütün alanlarda kemik yetersizliği bulunuyorsa, anterior bölgelere uzanan 1'er ve posterior bölgelere uzanan 1'er adet olmak üzere, toplam 4 adet zigoma implantı uygulanabilir.
- vi.** Alan 2 ve 3'te parsiyel dişsizlik bulunan vakalarda uygulanabilir.
- vii.** Maksiller ogmentasyonda başarısızlık yaşanmış bireylerde uygulanabilir.

#### **1.8.5.3.2. Bükülme Momentumu**

Eğilme momentuma neden olan kuvvetlerin en sakıncalı kuvvet olduğu bilinmektedir. Bu kuvvetler implant destekli protezin uzun dönem stabilitesini riske etmektedir. Bükülme momentlerini azaltmak amacıyla, kuvvetlerin dağılımı;

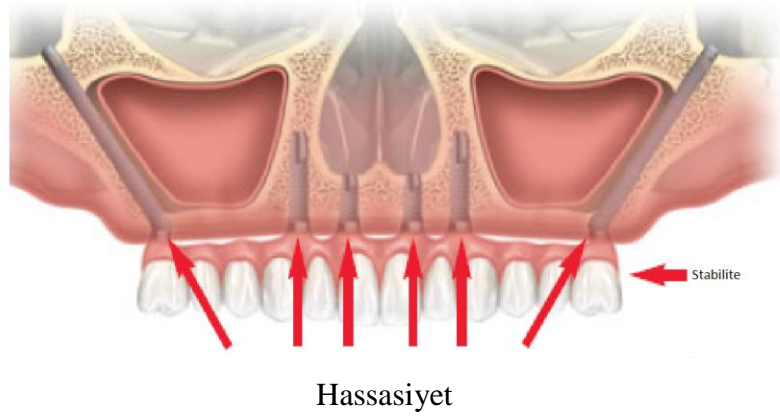
- Karşıt ark stabilizasyonu sağlanarak,
- Bukkal kaldıraç kolları azaltılarak,
- Mesial/distal ve anterior/posterior uzantılar azaltılarak,
- Balanslı oklüzyon sağlanarak,
- Kusp eğimleri azaltarak, optimize edilmelidir.

### 1.8.5.3.3. Protetik Tasarım

Zigoma implantı kullanıldığında protetik tasarım için genel kurallar :

- Restorasyona yeterli sertlik ve hassasiyeti sağlayacak alt yapı (framework)
- Bükülme momentumunu azaltacak dizayn
- Fonksiyonel, estetik, fonetik ve hijyen şartları dengeleyecek tasarım
- Bakımı kolaylaştıracak şekilde dış bükey gövde alt yapı tipi

Protez yeterince sert değilse, zigoma implantının deformasyon ve sapması implant kaybına veya vida gevşemesine yol açabilir (Şekil 1.23).



Stabilite = metal alt yapıdaki bağlantı

Hassasiyet = vida eklemlerindeki bağlantı

Şekil 1. 23. Metal alt yapıya gelen kuvvetlerin yönü

(Branemark System zygoma implant placement and prosthetic procedure. s.7)



#### **1.8.5.3.4. Lokal Anatomi**

Zigoma implant cerrahisinde zigomatik kemiğin anatomisini bilmek orbita ve infratemporal fossa gibi yapılarda oluşabilecek perforasyonu önlemek açısından önemlidir.

##### **1.8.5.3.4.1. Anatomik Değerlendirme ve Zigoma İmplant Ölçümü, Bedrossian Multiple İmplant Prosedürü:**

Zigomatik kemik küçük trapezoid şekilli kemiktir. Zigomatik kemik orbitanın alt ve lateral duvarını, temporal fossanın ön ve medial duvarını ve infratemporal fossanın alt yüzünü oluşturmaktadır. Yanağa bakan dış malar yüzey temporal ve infratemporal yüzeye bakan temporal yüzey olmak üzere 2 yüzeyi bulunmaktadır. Malar yüzey dışbükeydir ve merkezine doğru zigomatikofasiyal sinirin ve damarın geçtiği zigomatikofasiyal foramen bulunmaktadır. Temporal yüzeyi geriye ve mediale doğru yönlendirilmektedir, içbükey yapıdadır. Merkezinde zigomatikotemporal sinir ve damarın geçtiği zigomatikotemporal foramen bulunmaktadır.

Zigomatik kemik 4 kenarı bulunmaktadır. Zigomanın anterosuperior kısmını oluşturan orbital kenardır düz ve içbükey yapıdadır. Zigomanın anteroinferior kısmını oluşturan maksiller kenardır. Zigomanın posterosuperior kısmını oluşturan temporal kenar kıvrımlıdır. Zigomatik kemiğin posteroinferior kısmını oluşturan zigomatik kenarı bulunmaktadır ve masseter kas yapışım yeri burasıdır (Bedrossian E. ve ark. 2002).

Zigoma implant stabilitesini sağlamak için implantın malar bölge ile teması önemlidir. Zigomatik kemik hacmi bireysel farklılıklar göstermektedir. Branemark ve arkadaşlarının, 28 vakada yaptığı incelemelerde zigoma hacmi frontal alanda 3-17 mm arasında değişirken, sagittal açıdan 8-15 mm arasında değişmektedir (Branemark PI. 1998).

Zigoma implantları, tipik olarak standart maksiller restorasyonlardaki standart implantlarla karşılaştırıldığında, kısmen palatal pozisyonda olmak üzere premolar/molar bölgede oral konumlandırılırlar. Bu durum, implantın yerleştirilmesi sırasında implant başının pozisyonunu dikkatlice belirlemek açısından cerrah için önem teşkil eder. Vidanın pozisyonu ve seyri, implantla birleştiğinde abutment vidasının gelecek pozisyonunu belirlemek için önemlidir.

#### **1.8.5.3.4.2. Sinüs anatomisi, fizyoloji ve patolojisi**

Sağlıklı maksiller sinüs mukosiliar faaliyet ile bakteri balanslı ortam oluşturur. Mukusun ostiuma transportu ile mikroorganizma kolonizasyonunu ve sinüziti önler.

Normal sinüste olması gereken özellikler;

- A. Herbir sinüs osteimu açık olmalıdır. Sinüs osteium tıkanıklıkları rinosinüzit vakalarında akut ve kronik sinüzit vakalarında rastlanmaktadır.
- B. Normal mukosiliar fonksiyon olmalıdır. Mukosiliar fonksiyon sigaradan, çevre kirliliğinden, viral üst solunum yolu enfeksiyonlarından etkilenmektedir. Kistik fibrozis ve Kartegener sendromlu vakalarda da mukosiliar disfonksiyon gözlenmektedir.
- C. Normal sistemik ve lokal immun fonksiyon gerekmektedir.
- D. Maksiller, ön etmoidal ve frontal sinüsler orta meatus ile bağlantıda bulunan osteomeatal kompleks aracılığıyla drene olmaktadır.

#### **1.8.5.3.4.3. Yumuşak Doku**

Zigoma implantları yapılırken yumuşak doku değerlendirilmesi de yapılmalıdır. Anatomik nedenlerle zigomatik kemik premolar hizasında palatal çıkışa neden olmaktadır. Bu seviyede zigomatik implantı çevreleyen parakeratinize epitel kret mukozasından daha kalın ve 5 mm'den büyük ise cerrahi ve protetik klinik

değerlendirmeyi takiben yapılacak radyolojik değerlendirme ile anatomik detaylar gözlenmekte ayrıca BT ve Procera ile implantın yerleştirileceği alanlar stimüle edilmektedir.

#### **1.8.5.4. Cerrahi Öncesi Radyografik Değerlendirme**

Üst çenenin rezorbe frontal alveoler kemiğinin radyografik değerlendirmesi, standart implant yerleştirilmesinde uygulanan kurallarla aynıdır:

1. Panoramik görüntüleme, çenedeki patolojik değişiklikleri ve anatomik yapıları belirlemek için kullanılır.
2. İntraoral radyografiler, patoloji varlığında panoramik görüntüyü desteklemek amacıyla frontal bölgelerde kullanılır.
3. Lateral sefalogram (profil radyografi), çeneler arasındaki sagittal ilişkiyi belirlemek, orta hatta çene genişliğini değerlendirmek için kullanılır.
4. Tomografi, konvansiyonel ya da bilgisayarlı tomografi, hem frontal bölgede hem de posterior bölgede kemik hacmini belirlemek için kullanılır.

Zigomatik kemiğinin radyografik incelemesinin amaçları şunlardır:

- a) Maksiller sinüsteki patoloji varlığını tespit etmek,
- b) Zigomatik kemik hacmini değerlendirmek. Zigomatik kemiğinin içine maksiller sinüs uzantısı büyük bireysel farklılıklar gösterir. Hatta aynı bireyde, sağ ve sol arasında fark olabilir.
- c) Temporal fossanın anterior duvarının topografisinin ve/veya çukurların varlığının belirlenmesi,
- d) Zigoma implantın kemik desteği için premolar bölgede maksiller sinüs alveol kalınlığını tahmin etmek.

#### **1.8.5.4.1. Bilgisayarlı Tomografide Yapılan Ölçümler**

Bilgisayarlı tomografi görüntülerinin sayısal veriler üzerinden yaratılmış olması, elde edilen görüntüler üzerinde dansite, boyut, dansite profili, reformasyon, toplama, çıkarma, histogram gibi farklı değerlendirme ve ölçümlerin yapılmasına imkan tanımaktadır (Ceydeli N. 2000, Oyar O. 1998). Boyut ölçümlerinde iki nokta arasındaki mesafe tayin edilirken, dansite (yoğunluk) ölçümünde, değişik genişlikteki kare-dikdörtgen ya da yuvarlak-oval şekilli kursor ile ilgili alan içindeki piksellerin yoğunluğu belirlenebilir.

Seçilen bölgedeki piksellerin, toplam HÜ değerlerini, piksel sayısına bölerek ortalama bir dansite değeri hesaplanmaktadır. Dansite ölçülecek alanın gerçeğe en yakın şekilde değerlendirilmesi açısından örnekleme alanının olabildiğince homojen ve gerektiğinden daha büyük olmamasına dikkat edilmelidir (Kaya T. 1997, Oyar O. 1998).

#### **1.8.5.4.2. Bilgisayarlı Tomografinin Oral ve Maksillofasiyal Cerrahide ve Zigoma İmplantının Değerlendirilmesinde Kullanımı**

Oral ve maksillofasiyal cerrahide BT, anatomik çalışmalar, büyüme ve gelişimin değerlendirilmesi, kemik mineralizasyonu ölçümü, geniş lezyonların sınırlarının belirlenmesi, kortikal kemik harabiyetinin yeri ve miktarı, gömülü diş lokalizasyonu, anatomik komşuluklar ve cerrahi yaklaşım biçiminin belirlenmesi, tükürük bezi hastalıklarının, hava yolu açıklığının , TME patolojilerinin değerlendirilmesi, travmatik yaralanmalar, cerrahi planlama için üç boyutlu model elde etme, dental implantların tedavi planlaması gibi birçok alanda kullanılmaktadır (Heiland M. ve ark. 2004, Sukovic p. 2003, Baumrind S. ve ark. 2003, Abrahams J.J. ve ark. 1993, Osorio F. 2008, Honda K. ve ark. 2004, Zeigler C.M. ve ark 2002, Swennen G.R.J. ve ark. 2009, Sato S. ve ark, 2004, Hashimoto K. ve ark. 2006).

Bilindiği üzere, geleneksel radyografik teknikler ile anatomik oluşumları ve lezyonları üç düzlemde izleme olanağı yoktur ve sıklıkla diğer komşu dokuların süperpozisyonları sebebiyle doğru bilgiler veren görüntülerin oluşturulması hemen hemen imkansızdır (King J.M. ve ark. 1992). BT, geleneksel radyografilere kıyasla özellikle 3 büyük avantaj sağlamıştır. Birincisi, üç boyutlu görüntüleme elde edilerek süperpozisyonu elimine etmesidir. İki boyutlu görüntülerde dansite süperpozisyondan dolayı etkilenir. Ama bilgisayarlı tomografi, x-ışınlarını kullanarak süperpozisyon olmadan objenin her kesitte görüntüsünü alabilen bir sistemdir. Radyasyon dedektörleri objenin X-ışını tutulumunu (atenüasyon) ölçer, bilgisayar atenüasyon verilerini düzenler, objenin çapraz kesit görüntülerini oluşturur ve süperpoze görüntülerden etkilenmez. İkincisi, BT'nin radyasyon tutulumları çok az farklı olan objelerin rezolüsyonuna izin vermesidir. Üçüncüsü ise, dijital elde edilen verilerin işlemlerinde, depolamada, analizde, aktarmada, görüntülerin reformatlarının elde edilmesinde netlik ve kolaylık sağlamasıdır (Matteson S.R. ve ark. 1996). KIBT, her iki avantajı da konvansiyonel BT'lere göre daha iyi bir düzeyde sağlamaktadır, sadece kontrast rezolüsyonunun düşük olmasından dolayı, yumuşak doku görüntülemelerinde yetersiz kalmaktadır (Scarfe W.C. ve ark 2006, Samur S. ve ark . 2009, Çelik İ. ve ark. 2007).

Dental implant uygulamaları, oral ve maksillofasiyal cerrahide gün geçtikçe daha çok yer almıştır. Bilgisayarlı tomografi ile, implantın yerleştirileceği bölgedeki kemik miktarının hem kalınlık, hem de uzunluk olarak değerlendirilmesi, bu bölgedeki kemiğin mandibular kanal, mental ve insisiv foramenler, burun tabanı, maksiller sinüs gibi önemli anatomik yapılar ile ilişkisinin değerlendirilmesi, 3 boyutlu modellerin elde edilmesi ve uygulanılacak implantların lokalizasyon ve boyutlarının doğru bir şekilde belirlenmesi dental implantasyon öncesi altın standarttır ve oluşabilecek komplikasyonların önlenmesi açısından özellikle önem kazanmaktadır. BT, implant değerlendirmesinde kortikal kemikten bağımsız olarak kansellöz kemiğin mineral içeriğini değerlendiren bir tekniktir (Gültekin S. ve ark. 2003, Schwarz M.S. ve ark. 1989, Brooks S.L. 1993).

Kemiğin 1 mm transvers kesitini analiz eder ve lineer zayıflama katsayısını kullanarak mineral içeriğini hesaplar (İplikçioğlu H. ve ark. 2002). Görüntü

rehberliği için cerrahi plakların kullanılması, modifiye geleneksel tomografi, BT ve 3 boyutlu bilgisayar destekli planlama, KIBT gibi yöntemlerin, implant cerrahisi öncesi planlama amacıyla kullanılması yararlıdır (Çelik İ. ve ark. 2007, Reddy M.S. ve ark. 1992, Akdeniz G. ve ark. 2000) . Üç boyutlu bilgisayar destekli planlama ve KIBT, klinik kullanım için doğru ve güvenilirdir. Konvansiyonel BT'lerin yüksek doz ve maliyeti gibi dezavantajlarının olması nedeniyle, implant planlamasında kullanılan en etkili görüntüleme yönteminin KIBT tekniği olduğu söylenebilir.

#### **1.8.5.4.2.1.1. Aksiyel veya Koronal (Frontal) Taramaları İle Bilgisayarlı Tomografi**

- Aksiyel taramalar (tarama planı sert damağa paraleldir) tarama planı frontal alveoler kemik ile aynı olduğu için tercih edilebilir.
- Tarama planına dik oluşturulan biçimlendirilmiş frontal görüntüler, zigoma içerisindeki maksiller sinüsün uzantısını gösterir ve zigomatik kemiğin genişliği ve yüksekliği böylece belirlenebilir.
- Eğer maksiller sinüs içerisinde patoloji var ise, hem aksiyel taramalar hem de biçimlendirilmiş görüntüler patolojiyi gösterir.
- Zigomatik kemiğin 3 boyutlu yapılandırılması temporal fossanın topografik incelemesi açısından kullanışlı olabilir.

Maksillayı incelemek için kullanılan BT tarama görüntüleri, total zigoma yüksekliğini belirlemek kadar total sinüs yüksekliğini belirlemek için de gereklidir.

#### **1.8.5.4.2.2. Konvansiyonel Tomografi**

Konvansiyonel bilgisayarlı tomografi cihazlarında da, birçok yeni teknoloji göze çarpmaktadır. En son geliştirilen çok kesitli BT sistemi (multislice-multidedektör) 64 adet dedektöre sahiptir ve hasta etrafında saniyede 3 tur atabilecek hıza sahiptir. Bu hızla, 1 saniyede bir organ, 10 sn'de tüm vücut taranabilmektedir. Bu da zaman-doz dezavantajını minimize etmekte ve 3 boyutlu görüntü elde edilebilmektedir. Yalnız bu son geliştirilen sistemle çalışan cihazların maliyeti çok

yüksek olduğu için, daha çok kalp kası dahil tüm hareketli organların patolojilerinin saptanmasında, tüm vücudu kısa sürede tarayabildiği için travma hastalarında, metal ortopedik protezlerden kaynaklanabilecek artefaktların önlenmesinde, uyumsuz hastalar ve çocuk hastalar gibi özel alanlarda daha çok tercih edilmektedir.

- Çok yönlü hareketler (spiral, hipokikloidal) tercih edilir.
- Frontal tomografiler (bazıları 2–4 mm) sert damağa diktir.
- Bu frontal tomografiler maksiller sinüsün uzantısını gösterir. Sinüs hastalığı teşhis edilebilir. Görüntüler temporal fossanın ön duvarını göstermez.
- Maksiller sinüs ile palatal dış sınır arasındaki alveoler kemik kalınlığını gösterebilir.
- Eğer Scanora® tekniği kullanılabilirse, sinüs tomografik programlar ya da tercihen maksillo dental tomografik programlar ince tabaka kalınlığı ile kullanılabilir.

#### **1.8.5.5. Cerrahi öncesi Genel Değerlendirme**

Lokal veya genel anestezi gerektiren başka herhangi bir ağız içi cerrahi işlem için geçerli olan ameliyat öncesi rutin kullanılır.

Ameliyat öncesinde, hastanın;

- Sinüslerde klinik semptom olmamalıdır ,
- İlişkili kemik ve yumuşak doku patolojisi olmaması gerekir,
- Tüm gerekli diş tedavileri tamamlanmış olmalıdır.

Zigomatik implantların hastalara uygulanması öncesinde modifiye edilmiş bir protokol olan bilgisayarlı tomografiler üzerinde bazı çalışmalar yapılmaktadır. Aksiyel Bilgisayarlı tomografi görüntüleri üzerinde Simplant (Materialise NV, Leuven, Belçika) yazılımı ile üç boyutlu simülasyonlar gerçekleştirilir ve bire bir implant yerleri kesinleştirilir. Bu sistem sayesinde kullanılacak implantların gerçek

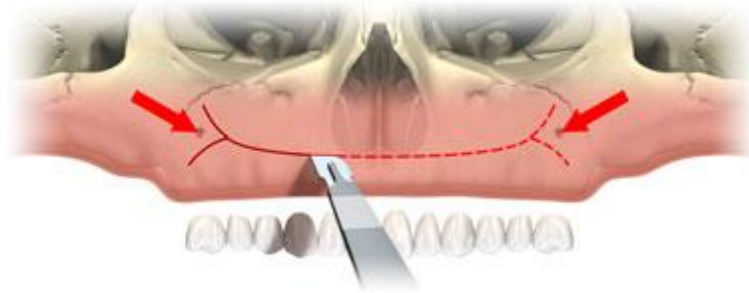
boyları ve lokalizasyonları belirlenebilmekte ve buna uygun mukoza destekli cerrahi rehber plaklar hazırlanabilmektedir.

### 1.8.6. Cerrahi Teknik

Cerrahi teknikte, farklı insizyon şekilleri kullanılabilir.

#### 1.8.6.1. Standart Le Fort I İnsizyonu

Cerrahi prosedür genellikle genel anestezi altında uygulanmaktadır. İnsizyon şekli standart olarak LeFort 1 insizyonudur, bu insizyona alternatif olarak iki insizyon çeşidi daha bulunmaktadır. Le Fort 1 insizyon tekniğini kullanma amacı geniş yara alanı ve periost elde edilerek implantın iyileşme sırasında açılma riskini en aza indirmektir. İnfracigomatik kret bölgesi boyunca insizyon yapılır ve insizyon aşağı yönde devam eder. Bu maksilla ve zigomatik kemiğin görüşünü kolaylaştırır ve parotis bezi kanalını korur (Şekil 1.24).



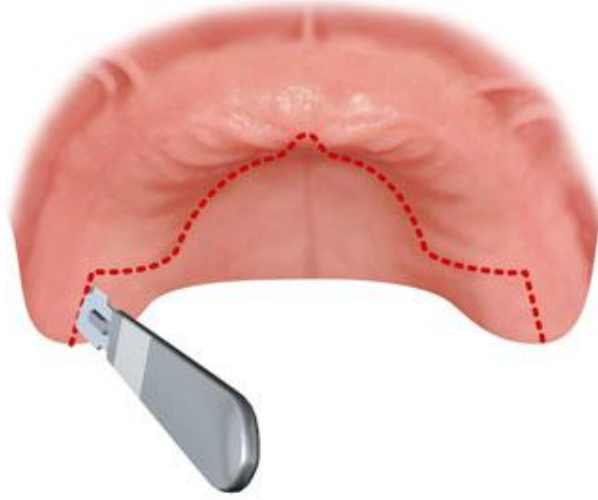
Şekil 1. 24. Standart Le Fort 1 insizyonu

(Branemark System zygoma implant placement and prosthetic procedure. s.11)



### 1.8.6.2. Alternatif İnsizyon

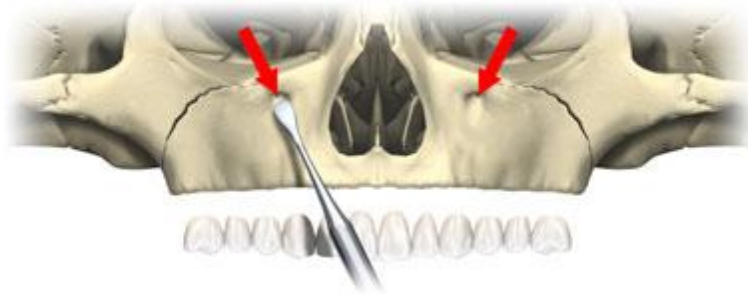
İnsizyon kret tepesinden ya da 10 mm palatalinalde olacak şekilde krette yapılır ve periost zigomaya kadar kaldırılır (Şekil 1.25).



Şekil 1. 25. Alternatif insizyon şekli

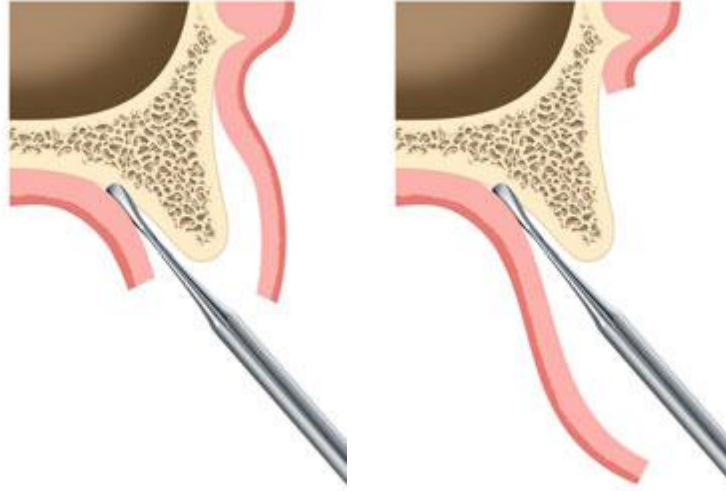
(Branemark System zygoma implant placement and prosthetic procedure. s.11)

Bu maksillanın lateral yüzünün görülmesini sağlar ve yüklemmeden önce bölgenin anatomik oryantasyonuyla, infraorbital foramenin yerinin belirlenmesini sağlar (Şekil 1.26). Palatinal bölge dahil bütün alveoler kret açığa çıkarılır (Şekil 1.27).



Şekil 1. 26. İnfraorbital sinirin açığa çıkarılması

(Branemark System zygoma implant placement and prosthetic procedure. s.11)



Şekil 1. 27. Palatinal mukozanın kaldırılması

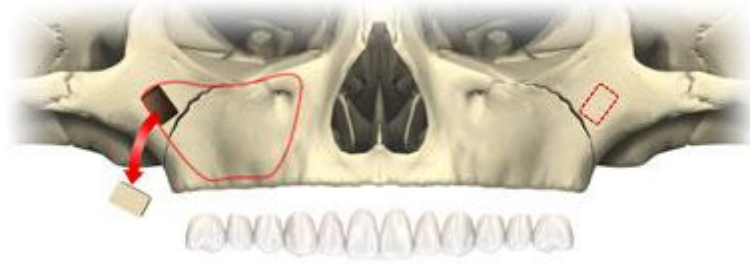
(Branemark System zygoma implant placement and prosthetic procedure. s.12)

İmplant yerleştirilmesi esnasında orbita tabanında perforasyon oluşmasını engellemek için, zigomatik kemiğin lateral yüzeyinde zigomatik kemik ile zigomatik kemiğin frontal çıkıntısının medial ve lateral yüzeyi arasındaki noktanın yukarısına kadar görüş artırılır. Bu işlem esnasında komşu sinir, ven ve arterlere zarar vermemeye dikkat edilmelidir (Şekil 1.28). Lateral sinüs duvarında infrazigomatik krete yakın 5 ila 10 mm arasında bir pencere açılır (Şekil 1.29).



Şekil 1. 28. Zigomatik çukurun açığa çıkarılması

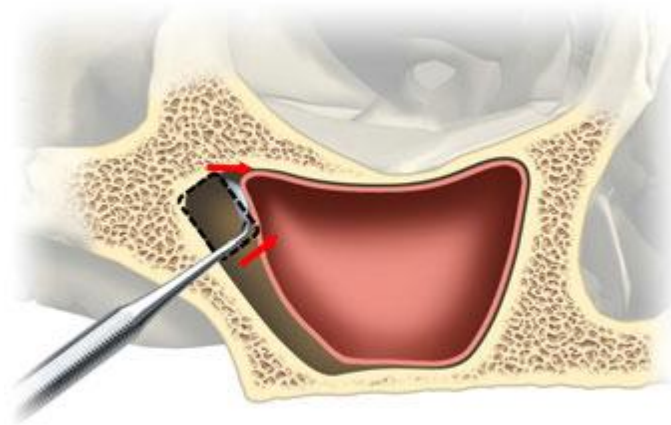
(Branemark System zygoma implant placement and prosthetic procedure. s.11)



Şekil 1. 29. Sinüs lateral duvarının kaldırılması

(Branemark System zygoma implant placement and prosthetic procedure. s.12)

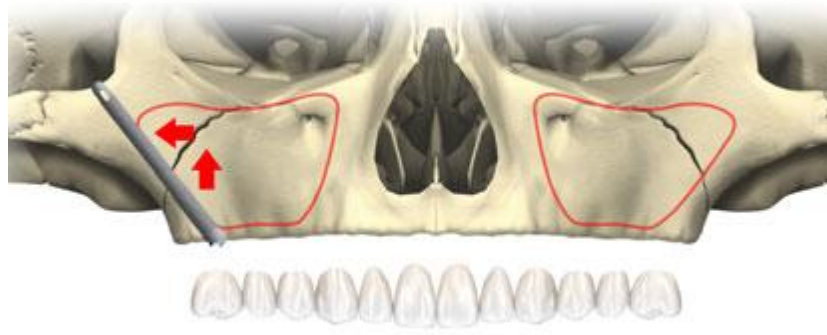
İdeal olarak, bu işlem boyunca sinüs mukozası devamlılığı korunmalıdır. Sinüs mukozası implantın geçeceği bölgede sinüs tabanından tavanına kadar kaldırılmalıdır (Şekil 1.30).



Şekil 1. 30. Sinüs membranının kaldırılması

(Branemark System zygoma implant placement and prosthetic procedure. s.12)

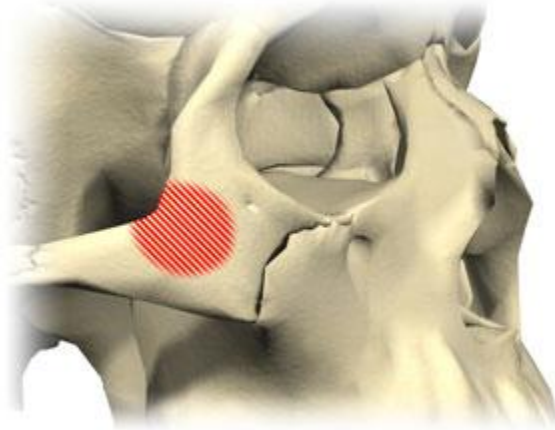
Zigomatik implant başı mümkün olduğu kadar kret tepesinde olmalı ve implant olabildiğince posterior olarak yerleştirilmelidir. İmplant mümkün olduğunca sinüs dış duvarına yakın geçmeli ve daha önce tanımlanmış olan zigomatik kemiğin çukuruna yakın bir yerden zigomatik kemiği perfore etmelidir (Şekil 1.31).



Şekil 1. 31. Zigoma implantının yerleşeceği alan

(Branemark System zygoma implant placement and prosthetic procedure. s.13)

İmplant yuvasının açılması işlemine başlamak için kret tepesindeki nokta belirlenir ve zigomatik kemiğin, zigomatik çıkıntısının ve sinüsün anatomisine bağlı olarak implantın uzun aksı belirlenir (Şekil 1.32).

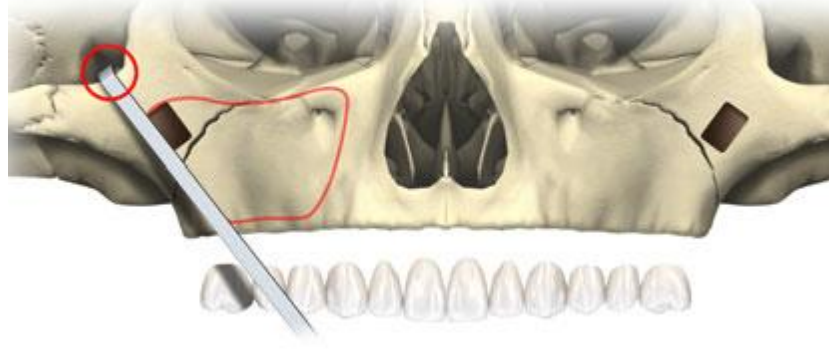


Şekil 1. 32. Zigoma implantının apeksinin yerleşeceği bölge

(Branemark System zygoma implant placement and prosthetic procedure. s.13)

Orbita tabanının perforasyonundan kaçınmak ve implantın 3 boyutlu yönlendirilmesini kolaylaştırmak için daha önce tarif edilen bölgeye retraktör yerleştirilir. Zigoma implantının drilleri uzun olduğundan, implant yuvasının hazırlanması esnasından çevre yumuşak dokuların korunması gerekir. Bu işlem

sırasında yumuşak doku ve dril arasında her zaman dril koruyucusunu kullanmak faydalıdır (Şekil 1.33).

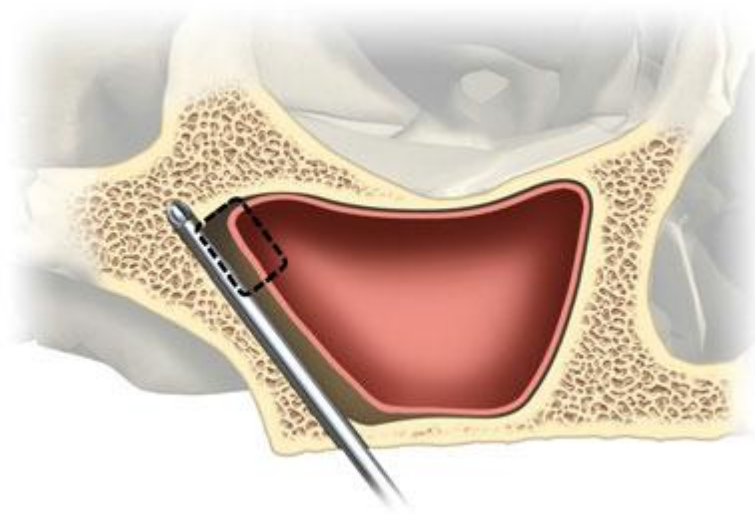


Şekil 1. 33. Zigomatik çukura ekartör yerleştirilmesi

(Branemark System zygoma implant placement and prosthetic procedure. s.13)

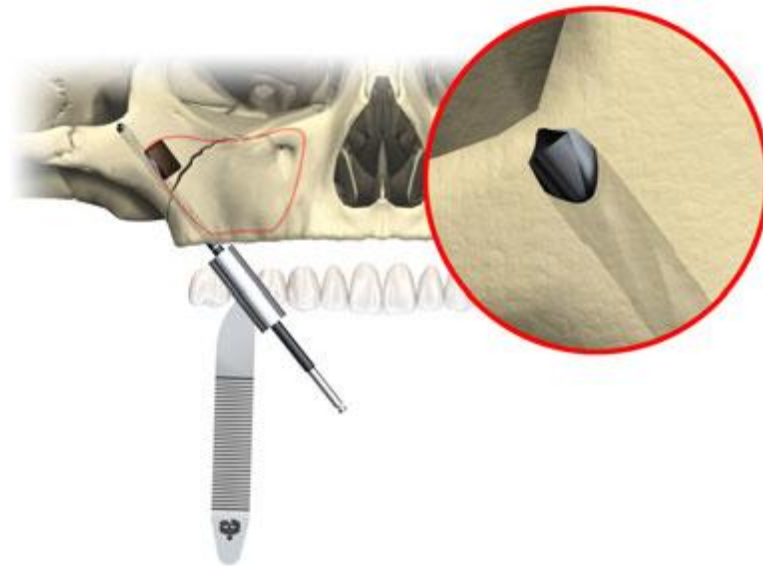
### 1.8.6.3. Operasyon Aletleri

İmplant yuvasının hazırlanması esnasında tur motorunun hızı 2000 rpm'de olmalı ve drilleme esnasında yeterli yıkama yapılmalıdır. Rond frez ile palatal bölgeye implant giriş noktası için işaretleme yapılır. Rond frezle penetrasyon yapılır ve sinüse doğru ilerlenir, bu arada frezin yönü sinüs penceresi ile kontrol edilir. Frezin yönü daha önce zigomatik çukura yerleştirilmiş olan retraktör yönünde olmalıdır (Şekil 1.34).

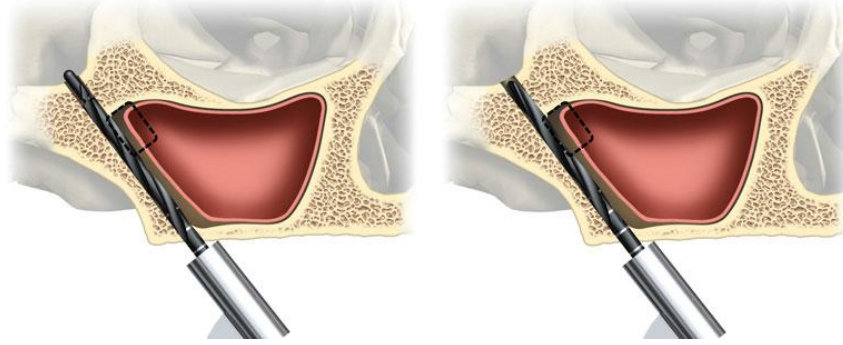


Şekil 1. 34. Zigoma implantının pilot drilinin zigomatik kemikte yerleşimi  
(Branemark System zygoma implant placement and prosthetic procedure. s.14)

Giriş sinüs tavanının posterosuperiorundan yapılır ve 2.9 mm çapındaki Twist dril zigomatik kemiğin dış korteksine kadar ilerletilir. Bu esnada, zigomatik kemiğe penetrasyon esnasında yumuşak dokuyu kontrol etmeye ve zigomanın dış korteksinden çıkıp çevre dokuya zarar vermemeye dikkat edilmelidir(Şekil 1.35). 3.5 mm çapındaki pilot dril kullanılarak açılan kavite genişletilir (Şekil 1.36).



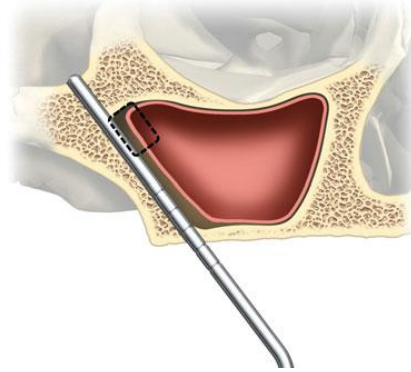
Şekil 1. 35. Zigomatik implant drilinin zigoma kemiğini delmesi  
(Branemark System zygoma implant placement and prosthetic procedure. s.14)



Şekil 1. 36. Zigomatik implant drillerinin kullanılması

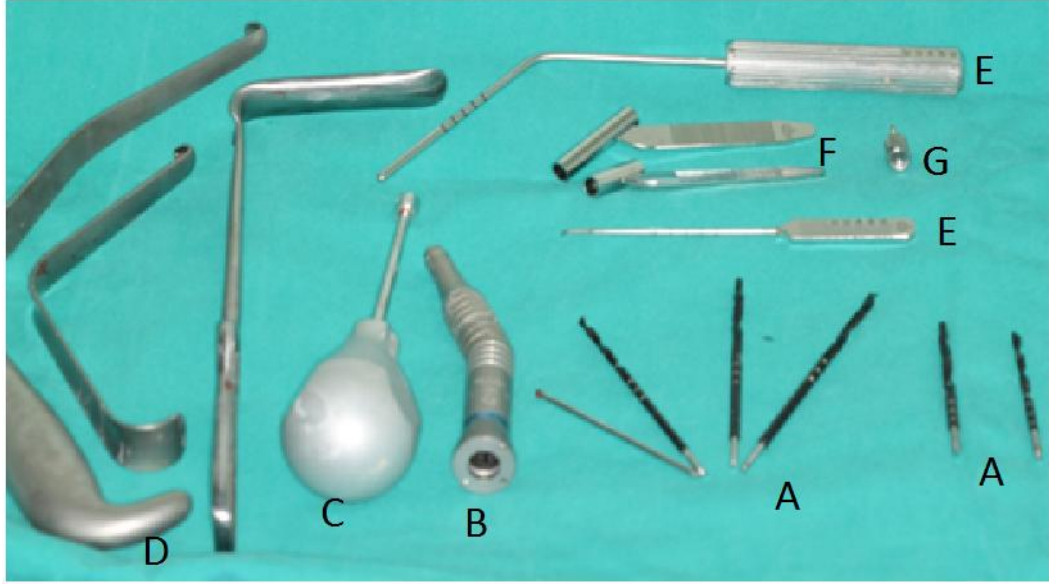
(Branemark System zygoma implant placement and prosthetic procedure. s.14)

Hazırlanan kemik kavitesinin derinliği, açılı derinlik ölçer ile kontrol edilir ve seçilen implant uzunluğunun doğruluğundan emin olunur, böylece implant apikal bölgede boşluk kalmadan tam olarak yerleştirilebilir (Şekil 1.37, Şekil 1.38).



Şekil 1. 37. Derinlik ölçerle implant boyunun belirlenmesi

(Branemark System zygoma implant placement and prosthetic procedure. s.12)



Şekil 1. 38. Zigoma implantı cerrahisinde kullanılan el aletleri

A: Driller

B: Zigoma implantı piyasemeni

C: Tornavida

D: Ekartörler

E: Derinlik Ölçer

F: Dril Rehberi

G: İmplant Anahtarı

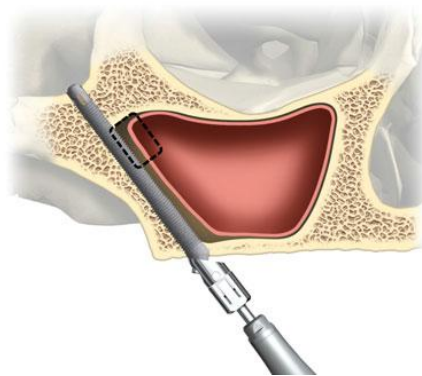


#### 1.8.6.4. İmplantın Yerleştirilmesi

Zigoma implantının boyunun uzunluğu ve tasarımından dolayı implantın yerleştirilmesi sırasında üç özelliğe dikkat etmek gerekmektedir:

- i. İmplantın sinüs boyunca doğru yönde ilerlediğinden emin olunmalıdır.
- ii. Eğer implant final yerleşme pozisyonuna ulaşmadan önce 45 N/cm<sup>2</sup> sıkışma kuvvetiyle yerleşirse, bu durum twist dril ile tam derinlikte kaviteye girilmediğini gösterir. Böyle durumlarda, implant yerinden çıkarılmalı ve kavite seçilen implant boyuna uygun hale getirilmelidir. Aşırı sıkma kuvveti uygulamak implantın koronel kısmında yön değişikliği yapabilir, implant taşıma parçasını veya taşıma parçasının vidasını kırabilir.
- iii. İmplantın açılı altıgen şeklindeki başının, ideal oklüzal plana doğru olacak şekilde pozisyonlandırılması gerekir. Bu implant taşıma parçasının vidasına pozisyon verilerek sağlanabilir.

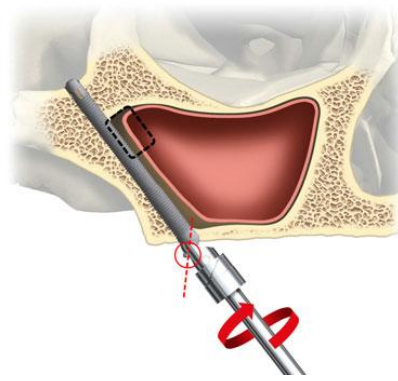
İmplantın açılan yuvaya yerleştirilmesi esnasında tur motoru ile yerleştiriliyorsa, tur motoru yavaş (30/50 Nm) torkta kullanılmalıdır. Zigoma implantının sinüs içerisinden geçirilip, zigomada açılan yuvaya yerleştirilmesi sırasında implantın açısından emin olunmalı ve kontrol edilmelidir (Şekil 1.39).



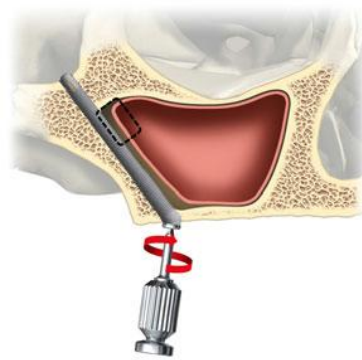
Şekil 1. 39. Zigoma implantının yerleştirilmesi

(Branemark System zigoma implant placement and prosthetic procedure. s.18)

İmplant taşıma parçası ile saat yönünün tersine çevirerek implant başının istenilen pozisyonda olması sağlanır. İmplant başına, taşıma parçasını implanta kilitleyen vidayla pozisyon verilir. Vidanın pozisyonu abutmentın alacağı pozisyonu belirler (Şekil 1.40). İmplant anahtarı kullanılarak taşıma parçası implanttan ayrılır (Şekil 1.41).



Şekil 1. 40. Zigoma implantının başının geleceği pozisyonun belirlenmesi  
(Branemark System zygoma implant placement and prosthetic procedure. s.19)



Şekil 1. 41. Zigoma implantının taşıma parçasının çıkarılması  
(Branemark System zygoma implant placement and prosthetic procedure. s.20)

#### 1.8.6.5. Konvansiyonel Teknik:

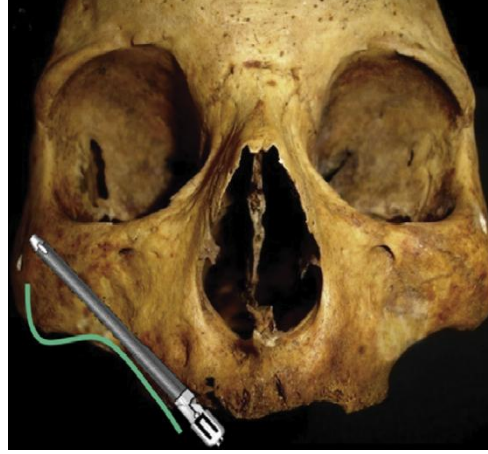
Konvansiyonel zigoma implantları yapılırken yumuşak ve sert dokuyu etkileyen aktif enfeksiyon ve inflamasyon varlığı değerlendirilir. Hastanın ağız açma kısıtlılığı implant açılmasında yanılmalara neden olabilmektedir. Hastanın fotoğrafları alınarak normal gülme hattı ve maksimum gülme hattı incelenir. Hastadan alınacak model ile kompozit defekt varlığı incelenir. Model üstünde uygulanacak akrilik rezin vertikal ya da horizontal kemik kaybını incelemede yardımcı bir tekniktir.

Cerrahide insizyon anatomik yapıya bağlı olarak maksiller krette ya da maksiller kretten 5 mm palatinalden yapılmalıdır. Tüberler arasında yapılacak kesi ilk kesi hatlarının başlangıcında ve orta hatta yapılacak vertikal insizyon ile desteklenmelidir.

Maksiller kretten palatinal bölgeye uzanan 45 derecelik yumuşak doku insizyonundan sonra maksiller kretten zigomatik dayanağa kadar mukoperiostal flep kaldırılır. Yarım ağız metodu kullanılması önerilir. Yani yarım çenede cerrahi işlem bitmeden diğer yarım çene mukoperiostal flep kaldırılmaması önerilir. Yarım çene bitince o bölgeye birkaç dikiş atılarak kemiğin hava ile teması ve kuruma önlenmelidir.

Zigoma ve sinüs üst hizasından zigoma oryantasyonunu belirleme ve Schneiderian membran refleksiyonu için pencere açılır. Açılacak pencere çapı 5 mm x 10 mm'den az olmamalıdır. Sinüs membranını bütün tutmak için ekstra efor sarf edilmez. Palatal bölgeden sinüs çatısı doğrultusunda zigomaya giriş yapılır. Derinlik özel aletlerle ölçülür. Zigomatik incisuraya kadar net görüş sağlanmalıdır. İmplant yerleştirildikten sonra en son manuel olarak stabilite kontrol edilir. İmplant yerleştirilirken açığa dikkat edilmelidir. Palatal bölgede aşırı drilleme işleminden kaçınılmalıdır. Palatal doku en son trimlenerek inceltilmeli yağ dokusundan uzaklaştırılmalıdır. Yağ dokusu implant etrafında yumuşak doku stabilizasyonunu bozmaktadır. Açılan pencere drilleme işleminde aşırı ısıyı önler ve ikinci premolar hizasından palatal açıdan zigoma gövdesinin orta hizasına girişi kolaylaştırır. Penetrasyon ön hizadan yapılırsa orbitaya, daha arkadan yapılırsa implantın

infratemporal fossaya girmesine neden olur. Bu durumda, aşırı kanama ve osseointegrasyonda başarısızlık meydana gelebilir. İmplant en az 8-10 mm zigomatik kemiğe gömülmelidir (Şekil 1.42).



Şekil 1. 42. Zigoma implantının konvansiyonel teknikteki pozisyonu (Chow J. ve ark. 2010 )

Konvansiyonel teknikte zaman içinde ebatları artmış protez yapımına neden olması, okluzal yüklemeye ve hijyen sağlamada zorluk, abutment çevresinde yağ dokusu oluşması, mukozitis nedeniyle değişiklik yapılmıştır (Gosain A.K. ve ark. 1998).

Chow yaptığı prospektif çalışmada membran bütünlüğünün sinüziti önlemek açısından bozulmamasını önermiştir. Daha geniş pencerenin açılması sinüs membran bütünlüğünün korunması açısından önemlidir. Büyük pencere açılması zigoma implant yerleştirilmesi için yeterli açıklığı sağlamaktadır (Chow J. ve ark. 2010).

#### **1.8.6.6. Modifiye teknik:**

Yumuşak doku kaldırıldıktan sonra lateral sinüs duvarında infrazigomatik kret ve alveolar kret boyunca pencere açılır. Sinüs mukozası giriş yapılacak alandan

kaldırılır. Standart drillerden uzun 50 mm uzunluğunda driller kullanılır. İmplant yerleştirilmesi için 3 uygun alan tanımlanmıştır.

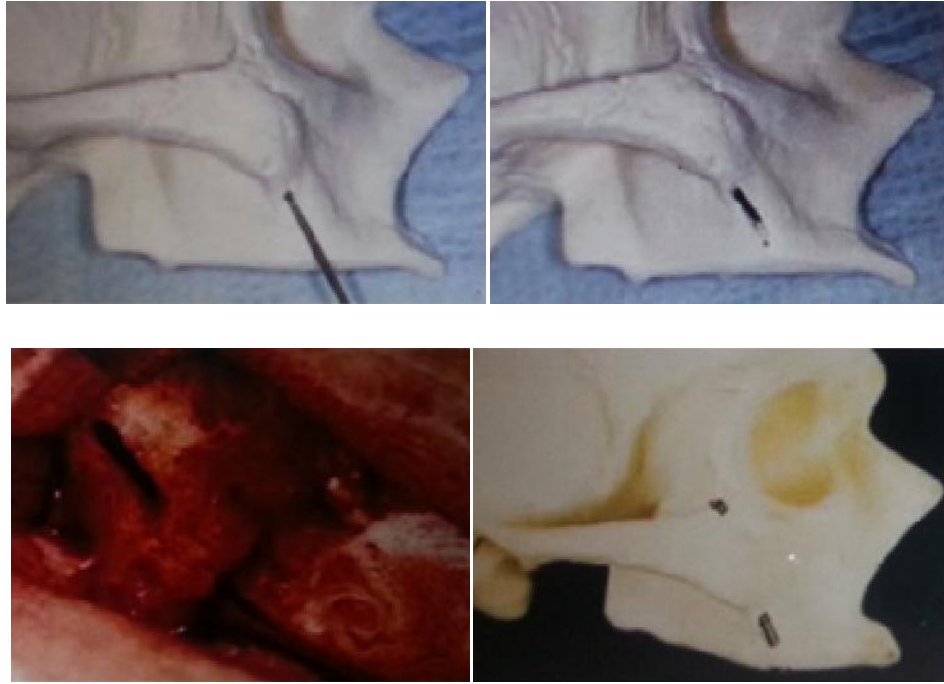
- i. En arkadaki implant öncelikle yerleştirilir. 2. molar hizasından palatal giriş yapılır, implant zigomanın medial kısmına yerleştirilmiş olur. Keskin drill kullanılmadığı takdirde ark kırılmaları gerçekleşebilir.
- ii. İkinci implant premolar hizasından infrazigomatik kretten sinüs içine zigomanın orta hizasını delectek şekilde yerleştirilir.
- iii. Üçüncü implant lateral kesici hizasında lateral nazal boyunca lateral orbital rime yakın olarak yerleştirilir.

#### **1.8.6.7. Sinüs Yiv (Slot) Tekniği:**

İmplant gövdesinin sinüs içerisinde bulunması ve zigoma implant konumunun netleştirilmesi amacıyla pencere açılması optimal olmayan cerrahi işlem olarak nitelendirilmektedir. Yapılan konvansiyonel teknik ile ankraj için var olan kemik tam olarak kullanılmamakta ve implant stabilitesinde şüphe uyandırmaktadır. Bukkal konkavitedeki artış implant açısında artmaya ve cerrahi başarısızlığa neden olabilmektedir. Tüm bu dezavantajları önlemek amacıyla 2000 yılında Stella ve Warner tarafından sinüs slot tekniği tanımlanmıştır. Bu teknikte ankraj sinüs membranı elevasyonuna ve pencere açmaya gerek kalmadan sağlanmıştır. Sinüs duvarının içbükey ve düz olduğu durumlarda yiv açmaya gerek kalmadan bu prosedür rahatlıkla uygulanabilmektedir. Bu prosedürde yaşanacak zorluk hazırlanan yive implantın tam olarak uyumlandırılmamasından kaynaklanmaktadır.

Tüberler arasında krette insizyon yapılır. Lefort I kesisi alternatif insizyon tekniğidir. Zigoma gövdesinin alt yarısı açığa çıkarılacak şekilde flep kaldırılır. Palatal mukoza dikkatli bir biçimde eleve edilir. Zigomatik dayanak üst konturundan sinüs kavitesine doğru delik açılır. Zigoma implantı derinlik ölçümü implant yaklaşım açısını simüle eder. İkinci delik kretten 5 mm yukarıdan aynı hattan yapılır ve delikler birleştirilir. Yivin üst kısmı zigoma tabanına uzanır ve yivin alt kısmı maksiller sinüse yakın seyrederek. Aşırı rezorbe olgularda lateral maksiller duvarda

yivlerin alt yüzünde 5 mm sağlam kemik bırakılmalıdır. Birinci molar ya da ikinci premolar seviyesinde implant yerleştirilir. Stella ve Warner tarafından geliştirilen teknik ile maksiller sinüs üzerinde pencere açılmamakta sadece implant yönlendirilmesi yapılmakta, böylece sinüs membranının bütünlüğü konusunda herhangi bir şüphe oluşmamaktadır. Vertikal yönlendirme sağlanarak daha geniş kemik implant yüzeyi oluşturmaktadır (Şekil 1.43) (Stella J.P. ve Warner M.R. 2000, Penarrocha M. ve ark. 2007).



Şekil 1. 43. Sinüs yiv tekniğinde cerrahi işlem aşamaları (Penarrocha M ve ark. 2007)

#### **1.8.6.8. Ekstra Maksiller Teknik**

Migliorança tarafından 2006 yılında ekstra sinüs tekniği ya da ekstra maksiller teknik tanımlanmıştır. Bukkal konkavitesi olan bireylerde, implant alveoler kretten uzağa yerleştirilmek zorunda kalabilir. Aparicio tarafından tanımlanan teknikte, implant bukkal konkaviteye alveoler krete yakın olarak yerleştirilir. İkinci premolar ya da 1. molar seviyesinde implant yerleştirilir. İmplant maksiller sinüs lateral duvarından zigomaya yerleştirilir (Migliorança R. ve ark. 2006).

### **1.8.6.9. Maksiller Sinüzit Önlemek İçin Yeni Teknik:**

Zigoma implantı uygulanmasından sonra maksiller sinüzit oluşma oranı %0-37.5 arasında değişmektedir. Nobel kişiye özel steriolitografik şablon kullanılarak oluşabilecek maksiller sinüzit oranının düşürülmesi hedeflemiştir. Rehber protokol SimPlant software (Materialise Dental, Belçika) tarafından tanımlanmıştır. Konvansiyonel flep elevasyonu yapılır. Sinüs taban ve taban hizası göz önünde bulundurularak dikdörtgen biçiminde pencere açılır. Amaç zigoma implantının giriş ve çıkış noktaları için yeterli açıklığı sağlamaktır. Sinüs duvarından sinüs membranı eleve edilirken kemik penceresi altta bulunan mukozaya bağlı olarak bırakılır. Böylece drillerle sinüs membran perforasyonu önlenir. Cerrahi şablon üstünde palatal drilleme yapılır. Rehberli cerrahi uygulama sonrası implant hemen yüklenebilir (Chow J. ve ark. 2010).

### **1.8.6.10. Zigoma Anatomi Rehberli İmplant Cerrahisi (ZARİC)**

Orjinal zigoma implantı tekniğini geliştirerek ZARİC konseptini geliştiren araştırmacılar, bireysel anatomik farklılıklara odaklanmışlardır. Teknik implant başlarının çıkış noktalarının ideal protez yapımına olanak tanınmasına, anatomik varyasyonlara ve biyomekaniksel prensiplere dayanmaktadır. Daha az invaziv cerrahi olması, estetik sonuçlarının daha başarılı olması ve maksiller sinüs anatomisi için az risk oluşturması nedeniyle avantajlı bir prosedür sayılmaktadır. Yapılan literatür taramasında, implant gövdesi intrasinüs yerleşiminden ekstra maksiller yerleşime kadar değişen pozisyonlarda yerleştirilmektedir. Bu sistem ZARİC 0 ve 4 arasında değişen 5 farklı sistem olarak sınıflandırılmıştır (Aparicio C. 2012, Ouazzani W. ve ark. 2006, Aparicio C. ve ark. 2010, Aparicio C. ve ark. 2008)

### 1.8.6.10.1. ZARİC Cerrahi Yöntemi

Hastalar genel anestezi altında tedavi edilebildiği gibi, lokal lidokain/epinefrin ve intravenöz sedasyon ile de tedavi edilebilir. Hasta cerrahiden 1 saat önce amoksisilin 35 mg/kg ve cerrahiden sonra 7 gün boyunca 8 saatte bir 750 mg amoksisilin kullanmalıdır.

ZARİC cerrahi prosedüründe kretsel ve posterior vestibuler rahatlatıcı insizyon yapılarak mukoperiostal flep kaldırılır. Alveoler kemik, infraorbital sinir, maksilla lateral duvarı ve zigomatik ark üst sınırı açığa çıkarılır. Retraktör ile zigomanın sınırların ve kendisinin iyi görülmesi sağlanır. Ek rahatlatıcı orta hat insizyonu gerekebilir. Tek taraflı implant yerleştirileceği zaman tek taraflı flep kaldırılabilir.

Cerrahi hazırlık için 3 aşama takip edilmektedir.

A) İntraoral koronal giriş noktası belirlenmelidir.

Başlangıç yeri kret tepesinde ya da yakınında olmalıdır. İkinci premolar ve molar bölgede meziodistal yaklaşımla preparasyona başlanır. Zigomatik dayanakta ekstra oral koronal giriş noktası alveolar kemikte vertikal ya da horizontal kemik rezorpsiyonuna ve maksilla kurvatürüne bağlı olarak belirlenir. Kemik rezorpsiyonu fazla ise ekstra oral perforasyon yapılır, böylece koronal osteotomiye gerek kalmaz.

B) Ekstra oral apikal giriş noktası belirlenmelidir. İnfratemporal fossa ve göz çukuruna perforasyon olmadan, iyi ankraj sağlamak için bu nokta belirlenmelidir. Ancak bazı durumlarda, implantın göz çukuruna yakın konumlandırılması gerekebilir.

C) İmplant gövde yerleşim yeri belirlenmelidir. Ekstraoral apikal ve intraoral koronal noktalar birleştirilir ve implant sinüste pencere ya da yiv açılmadan yerleştirilir.

Sonuç olarak implantlar çok farklı konumlarda yerleştirilebilir. İmplant yerleştirileceği alana göre ZARİC yöntemi aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır.



#### 1.8.6.10.2. ZARİC Yönteminin Sınıflaması

ZARİC prosedüründe 5 sınıflama mevcuttur.

- i. **Tip 0, İntrasinüs yol :** Anterior maksilla duvarı çok düzdür. implant başı alveoler krette yerleşir, implant gövdesi ise intra-sinüs olarak konumlanır. İmplant alveoler krette, zigomatik kemikle ve bazen de sinüs lateral duvarıyla temastadır.
- ii. **Tip 1, Birleşik intra-ekstra yol :** İntra ve ekstra yolların birlikte olduğu tiptir. Maksilla anterior duvarı az miktarda iç bükeydir. İmplant başı alveoler krette yerleşir ve dril az miktarda maksilla anterior duvardan geçer. İmplantın bir kısmı maksilla duvarında görünse de, çoğunluğu intra-sinüs olarak geçer.
- iii. **Tip2, Birleşik ekstra-intra yol :** Maksilla anterior duvarı iç bükeydir. Dril maksilla duvarında osteotomi yapar, ancak implantın çoğunluğu extra-sinüs olarak yerleşir.
- iv. **Tip 3, Ekstra sinüs yol :** Maksiller anterior duvar çok iç bükeydir. İmplant başı alveoler krette yerleşir. Dril zigomatik kemikte yuva hazırlar ve implant gövdesi, maksiller sinüsün lateral duvarıyla orta bölgede kontakta değildir. İmplant alveoler kemik ve zigoma ile kontaklıdır.
- v. **Tip 4, Ekstra maksiller yol :** Maksilla ve alveoler kemik aşırı vertikal ve horizontal atrofi gösterir. İmplant başı, alveoler kemiğin bukkalinde yer alır ve bu bölgede ya çok az ya da hiç osteotomi yapılmaz. İmplantın çoğu ekstra-sinüs ve ekstra-maksiller yerleşimlidir.

#### 1.8.6.11. Kişiyeye Özel Steriolitografik Yöntem Kullanılarak Hazırlanan Rehber

Cerrahi rehber hazırlanması, ameliyat süresinin kısaltılması, komplikasyon oranının azaltılması, implantların açısı ve pozisyonlarının daha önce planlanan yönde yapılabilmesi açısından önemlidir.

Kişiye özel steriolitografik yöntemde hastadan elde edilen BT görüntüleri kullanılarak çene modeli elde edilir ve bireysel dril rehberi üretilir. CAD-CAM programları kullanılarak kemik şekli ve dril yolu 3 boyutlu olarak belirlenir. Bu sistemin avantajı; zigoma, pterygoid ve konvansiyonel implant yerleştirilmesinde uygun konumun belirlenmesi, hassas tedavi planlamasının yapılmasıdır.

Steriolitografi ile üretilen dizaynda silindirik açıklığı bulunan paslanmaz çelik tüpler sisteme eklenir. Çelik tüp iç hacmi drilden 0.2 mm daha büyüktür. Her silindir implant pozisyonunu net olarak vermektedir. Farklı 2 çapta dril kullanılarak zigomaya işlem yapılmaktadır (2.9-3.5 mm). Cerrahi dril rehberi vidalarla çeneye sabitlenir. Merkez eksen bulunan silindir implantlar tercih edilir. Tanımlanan 2 nokta bulunmaktadır. Giriş 4.5 mm sonlanma noktası 4 mm olarak belirlenmiştir. Yaklaşık 10 mm kalınlıklı zigomada sonlanma noktası bulunmaktadır. Vertikal eksene 45 derecelik açıyla yerleştirilir. Sonlanma noktasının infratemporal fossada olmamasına dikkat edilmelidir ( Vrielinck L. ve ark. 2003).

Steriolitografinin başarısını göstermek için yapılan incelemelerde implant açılanmasında 2.7 derecelik sapma, zigoma implantının apikal kısmında 5.14 derecelik standart sapma olduğu saptanmıştır (Aparicio C. 2012).

Boyes-Varley postoperatif morbiditeyi azaltmak için ve cerrahi prosedürü kısaltmak için başlangıç drilleme aşamasında intraoperatif olarak uygulanacak bir aygıt kullanılmasını önermişlerdir. Fabrikasyon olarak üretilen rehber aygıtlar 0.5 mm altında üretildiğinde hatalı cerrahiye neden olmaktadır. 55 derece ile yerleştirilecek implant prosedüründe protez bukkal kantileveri azaltmak için başarıyla uygulanabilmektedir. Boyes-Varley sinüs slot tekniğini zigomatik kemiğe implant yerleştirilmesinde görüşün net olmaması ve posterior antral duvarda perforasyon oluşturma olasılığı nedeniyle önermemektedir (Boyes-Varley J.G. ve ark. 2003). Sinüs slot tekniği ile implantın infratemporal fossaya yerleştirilmesi ve implant alanına kas liflerinin göçü nedeniyle tercih edilmemektedir. Yapılacak cerrahi girişim masseter kas liflerinden 10-15 mm önde olmalıdır. Cerrahi işlemlerde zigoma seviyesinde en az 3 mm kemik kalmalıdır böylece zigoma kırıkları önlenmiş olur.

Yapılan çalışmalarda aşırı uzun implant yerleştirilmesinin daha etkin olmadığı bulunmuştur. Aşırı atrofik çenelerde tomografide bazı varyasyonlara neden olmakta, alınan ölçünün doğruluğu ölçü alım aşamasında normal kas fonksiyonlarının olmaması neticesinde rehber aygıtlar doğru açılanmayı gösteremeyebilir. Operasyon esnasında flep kaldırılması rehber aygıtların yumuşak doku varlığında hazırlanması nedeniyle başarıda kaygıya neden olmuştur (Schmidt B.L. ve ark 2004).

#### **1.8.6.12. Kişiyeye Özel Cerrahi Navigasyon Sistemi, Accunavi**

Zigoma ve pterygoid kemiğe implant yerleştirilmesi kemik rezorpsiyonu ve değişen anatomik yapılar nedeniyle kolay olmamaktadır. İmplant yapılan bölgenin maksiller sinüs, orbita ve nazal kaviteye olan komşuluğu implant yapılmasını zorlu hale getirmektedir. Bu problemleri çözmek için BT–rehberli cerrahi şablon, kişiyeye özel cerrahi navigasyon sistemi, AccuNavi; maksillofasiyal cerrahide sıklıkla kullanılmaktadır.

Bu sistemde referans aleti olan "Cephal bracket" hastanın başına adapte edilir. Bu şekilde esnek ve doğru şekilde hasta takibi yapılmaktadır. Kafa derisine yapılan insizyon ile cephal braket adapte edilir. Kendinden yivli vida kullanılır. Kameradan yansıtıcı işaretleyici küreler takip edilir. Referans klempler drile adapte edilir. İmplant dril vektörü ayarlanır. Pozisyonlandırma problemleri titanyum işaretleyici vidaları palatinala konumlandırarak implantın doğru giriş yerini ve açısını ayarlar.

Navigasyon ile yapılan cerrahi işlemlerde  $1.36\pm 0.59$  mm ve  $1.57\pm 0.59$  mm koronal ve apikal kısımda  $4.1\pm 0.9$  mm açılanma standart sapmaya neden olmuştur (Chen X. ve ark 2011, Kreissl ME. ve ark. 2007).

### **1.8.7. Yumuşak Doku Hazırlığı**

İmplantın koronal kısmının kalın yapışık alveolar mukozada yer alması tercih edilir. Yağ dokusu alveolar mukoza gibi etkili bariyer oluşturmamaktadır. Palatal mukozada yapılacak düzeltme işlemi ile yağ dokusunun uzaklaştırılması tercih edilir. Optimum yumuşak doku iyileşmesi ve bağlanmasının sağlanması için abutment implant cerrahisi esnasında yerleştirilmelidir. Böylece epitel ve titanyum yüzey arasında hemidesmozomal birleşme sağlanır. Abutmentta meydana gelecek değişim ile skar dokusu oluşabilmektedir. Yumuşak doku implant bariyeri bütün halinde tutulmalıdır. Mukozayı implant yüzeyinden ayırabilecek temizleme işleminden sakınılmalıdır ( Al-Nawas B. ve ark. 2004, Shirota O. ve ark. 2011).

### **1.8.8. Zigoma İmplantının Başarı Kriterleri**

Yapılan implantların postoperatif değerlendirilmesi amacıyla maksiller sinüs ve maksiller sinüs alt kenarını panoramik incelemeyle kontrol etmek mümkündür. Panoramik incelemelerden daha üstün olarak inceleme yapmak için Scanora multimodal unit tarafından üretilen "narrow beam radyorafi tekniği" kullanılabilir (Soredex, Helsinki, Finlandiya). Postoperatif dönemde tomografi incelemesi oluşturacağı artifakt nedeniyle kullanılmamaktadır. Maksiller sinüs alt bölgesini incelemek için konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KİBT) postoperatif dönemde daha az artifakt oluşturacağı için tercih edilebilir.

Sabit protezler asemptomatik olarak yüklenebiliyorsa, mobilite olmadan klinik stabilite sağlanıyorsa, sinüs infeksiyonu klinik ve radyolojik olarak gözlenmiyorsa; zigoma implantları başarılı olarak nitelendirilir. Zigoma implantlarının uzun dönem başarısı, sağlıklı periimplant yumuşak doku varlığına bağlıdır. Sondalamada kanama ve cep derinliği 5 mm'den fazla ise implant çevresindeki dokuların sağlıklı olmadığının göstergesidir. Palatal ve mesial dokuda cep derinliği diğer bölgelerle kıyasla daha fazla olabilir (Al-Nawas B. ve ark. 2004).

### **1.8.9. Zigoma İmplant Uygulamasından Sonra Gözlenen Olumsuzluklar**

Zigoma implantından sonra görülebilecek komplikasyonlar; cerrahi komplikasyonlar, erken dönem ve geç dönem komplikasyonlar olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır. Postoperatif oroantral fistül oluşumu en sık karşılaşılan durumdur. Maksiller sinüs lateral duvar perforasyonu neticesinde infraorbital şişlik gözlenebilir, postoperatif sinüzit, dişeti inflamasyonu, orbital penetrasyon, implantın nazal kaviteye yerleştirilmesi, implant apikal ucunun infratemporal fossaya yönlendirilmesi, bukkosinuzal fistül oluşumu, pterygoid bölgeye yerleştirilen implantın intraserebral alana ulaşması, kronik gingivitis, diğer komplikasyonlardır. İmplant erken dönem kaybının esas nedeni, devam eden enfeksiyon nedeni ile oluşmaktadır. Postoperatif sinüzit oluşumunu önlemek için antibiyotik tedavisi fonksiyonel endoskopik sinüs cerrahisi uygulanmaktadır (Malo P. ve ark. 2007, Pham A.V. ve ark. 2004, Bergkvist G. 2008).

#### **1.8.9.1. Cerrahi komplikasyonlar**

Zigomatik arka yakın anatomik bölgelere kazayla yapılan cerrahi girişimler sonucunda oluşmaktadır. Zigomatik kemik yetersizliği sonucunda implantların göz boşluğuna gönderilmesi sonucu gözlenmektedir. Bunun sonucunda periorbital ve konjunktivada ödem hematoma oluşumu operasyon sonrasında gözlenmektedir (Reychler H. ve ark. 2010).

Posterior superior alveolar arter ve infraorbital arterde oluşabilecek perforasyon neticesinde aşırı kanamalar gözlenmektedir. Tomografide yapılacak analiz ile bu anastomozların %53'ü belirlenmektedir. Zigomatik ark üzerinde bulunan masseter kasta meydana gelecek perforasyon da yine kanamaya neden olabilmektedir.

### **1.8.9.1.1. Erken dönem komplikasyonlar**

Cerrahi operasyon sonrasında 6 ay süre ile gözlenebilecek komplikasyonlardır. Bu aşama implant iyileşme ve abutment bağlanma aşamasını kapsamaktadır. Fasiyal hematoma; 10 gün içinde çözünmektedir. Parestezi; yanak ve paranasal alanda oluşacak sinir hasarına bağlı olarak oluşmaktadır. Cerrahi sonrası 3-8 haftada düzelme gözlenmektedir. Dudak yırtılmaları; kullanılacak drillerin uzunluğuna bağlı olarak alt dudak yırtılmaları oluşmaktadır. Nazal kanama; orta dereceli burun kanaması operasyon sonrası 1-3 gün içinde gözlenmektedir. Abutment çevresinde inflamasyon ve hiperplazi oluşumu özellikle intrasinüs implant uygulamalarında palatinal dokudan kaynaklanmaktadır.

### **1.8.9.1.2. Geç dönem Komplikasyonlar**

Zigoma implantı cerrahisi gören birçok hastada sinüs hastalıkları ile ilgili herhangi bir semptom oluşmamaktadır. Yapılan bazı çalışmalarda zigoma implantı cerrahisi sonrasında üst solunum yolu enfeksiyonunda artma gözlenmiştir bu sonuç maksiller ostium drenajında meydana gelecek daralmaya bağlanmaktadır.

Yapılan diğer çalışmalarda ise, posoperatif dönemde, %14-30 arasında sinüzite rastlanmıştır. Bazı vakalarda oro-antral fistül oluşmuştur. Bu vakalarda antibiyotik tedavisi meatotomi, yumuşak doku repozisyonu uygulanır, implantlara müdahale edilmez. Oluşan sinüzitin nedeninin sinüs membran perforasyonuna bağlı olduğu implant için açılan kaviteden bakteri sızıntısı ile sinüzitin oluşacağı tahmin edilmektedir. Sinüzit içindeki yabancı cisim reaksiyonu ile de sinüzit oluşabilmektedir (Schmit B.L. ve ark. 2004). Ekstra maksiller implant ile bu durum engellenebilir. Nakai tarafından 2003'te yapılan çalışmada 15 zigoma implantının yerleştirilmesinden 6 ay sonra aldığı tomografide sinüzite rastlamamıştır (Nakai H. ve ark. 2003).

Zigoma implantı sinüs fizyolojisinde oluşturabileceği oroantral açıklık ve sinüs temizlenmesinde meydana gelecek değişiklik ile sinüs için risk oluşturmaktadır.

- i.** Zigoma implantı sinüs anatomik bütünlüğünde bozulmaya neden olabilmekte, Schneiderian membranı bütünlüğünü tehlikeye atabilmekte ve sinüsün hematoma ile dolmasına neden olabilmektedir.
- ii.** Zigoma implantının titanyum materyali sinüste yabancı cisim reaksiyonu gösterebilmektedir.
- iii.** Zigoma implantı oroantral açıklığa neden olabilmektedir.

Bütün opere sinüsler cerrahiden kısa bir süre sonra yapılacak incelemelerde kan ile dolu olup radyopak gözlenmiştir. Son zamanlarda operasyondan belirli süre sonra elde edilen radyografik incelemelerde zigoma implantı cerrahisinden sonra düşük düzeyde sinüs opasitesine rastlanmıştır; bu durum sinüs temizleme mekanizmasının çalışıyor olmasından kaynaklanır.

Yapılan cerrahi işlemler sonrasında osteomeatal kompleks bütünlüğü korunmakta bu sayede sinüs mukozası cerrahi sonrası duruma adapte olabilmektedir. Zigoma implantı cerrahisi sonrasında çevre mukozada inflamasyona ve kronik rinosinüzit oluşturabileceği nedeni ile intrasinuzal yabancı cisim reaksiyonuna neden olabileceği düşünülmüştür.

Petruson zigoma implantı cerrahisinden 1 yıl sonra sinoskopi ile yaptığı incelemelerde titanyum implantın parsiyel ya da total olarak normal mukozayla kaplandığını göstermiştir. Mukozada inflamasyon oluşmamış ve implanta direkt tutunmuştur (Petruson B. 2004).

Zigoma implantı oroantral açıklığa neden olabilmektedir. Bunun olası nedenleri ise;

- i.** Klasik 2 aşamalı cerrahi işlem uygulandığında hareketli protezler izole zigoma implantı üzerinde lateral ve rotasyonel kuvvetlere neden olmaktadır. Bu durum osteointegrasyon oluşmasını engellemektedir. Marjinal seviyede

implant kemik bağlantısının oluşmaması oroantral fistül oluşumuna neden olabilmektedir (Kahnberg K.E. ve ark. 1999).

- ii. Zigoma implantı yüzeyinde abutment ile temasta olan bir delik bulunmakta bu oral ve antral açıklık arasında geçiş sağlamaktadır. Yeni Ti-Unite implant dizaynı ile bu delik daha da ufaltılmış sinüzit ve oroantral fistül riski azaltılmıştır.
- iii. İki cerrahi işlem prosedürü yumuşak doku bariyeri oluşumuna neden olmakta ve oroantral açıklık oluşumuna neden olmaktadır.
- iv. İmplant abutmentı etrafında yumuşak doku inflamasyonu oroantral açıklığa neden olabilmektedir. Normal palatal mukozada kalınlık 5 mm olmalıdır. Son histolojik incelemelerde implant etrafında parakeratinize epitelin bulunduğu kollojen liflerin implant yüzeyine dik olarak seyrettiği gözlenmiştir.

Potansiyel riskler ekstra sinüs tekniği ve immediyat fonksiyon protokolü kullanılarak önlenmektedir. Zigoma implant cerrahisinden sonra oluşabilecek sinüs rahatsızlıklarında implantın çıkarılması tercih edilmez öncelikle farmakolojik tedavi verilir rahatsızlıkların geçmediği durumlarda endoskopik sinüs cerrahisi yapılmaktadır. Aparicio'nun 20 hastaya yaptığı ekstra sinüs zigoma implant uygulamasının ardından 1 hastada maksiller sinüzit gözlenmiştir (Aparicio C. ve ark. 2010). Yine, Malo 29 hastada 67 ektramaksiller implant uygulaması gerçekleştirmiş 2 yıl sonra 4 hastada postoperatif sinüzit gözlemiştir (Malo P. ve ark. 2008).

#### **1.8.10. Zigoma İmplant Sonrası Protetik Yaklaşım Zamanı:**

Bilgisayar destekli cerrahi planlama programı ile maksilla anatomisi net olarak görülmekte implant pozisyonu, açısı, abutment ve prefabrik protezin yerleştirilmesi için gerekli plan tek seferde planlanmaktadır. Birçok literatür zigomatik implantın yüklenmesi için 6 ay beklenmesi gerektiğini belirtmektedir (Peñarrocha M. ve ark. 2007). Ancak iyi değerlendirmenin yapıldığı durumlarda tork 35 N/cm den fazla ise , implant boyu 3.4 X 10 mm den fazla ise ve kemik



kalitesi iyi ise 3 ay beklenebileceğine dair çalışmalarda bulunmaktadır (Ashu S. ve G. R. Rahul, 2013).

#### **1.8.11. Zigoma implant başarı indeksi: ZBI**

Zigoma implantların başarı indeksi aşağıdaki kriterlere göre belirlenmektedir:

- a. İmplant stabilite ölçümü;** Bireysel olarak tüm implantlar için uygulanmaktadır.
- b. Sinüs patoloji değerlendirilmesi;** Rinosinüzit değerlendirmesi için Lund Mackay sınıflandırma sistemi kullanılmaktadır. Bu test altı alanı içermektedir (anterior, posterior etmoid, maksiller, frontal, sfenoid, osteomeatal kompleks). Her bir alana 0,1,2 skorları verilir. 0 normal olan durumu sergiler, opasifikasyon gözlenmez. Osteomeatal kompleks sadece 0 ve 2 ile değerlendirilebilir. Total skor 0-24 arasında değişir. 0 dan büyük olarak sergilenen tüm tablolar anormal ve pozitif durum olarak sergilenir (Aparicio C. ve ark. 2014).
- c. Yumuşak doku değerlendirilmesi;** Yumuşak doku açılmasının 4 derecede değerlendirilmesidir, hastanın postoperatif resimlerinden yararlanılır (Başarı derecesi 1 ise değerlendirme negatiftir).
- d. Zigomatik protez değerlendirilmesi:** Eğer sadece zigoma implantın apikal kısmı zigomatik kemikle temas halinde olursa implantta eğilme stresi ve metalürjik yorgunluk oluşmaktadır. Spongios kretsel kemik varlığında implant boyun kısmında gevşeme olabilmekte ve mikro hareketler oluşabilmektedir. Zigoma implantı sadece tek konvansiyonel implanta bağlanırsa stabilite problemi oluşmaktadır bu nedenle yapılacak zigoma implantı tek taraflı protetik rekonstrüksiyonu sağlamak amacıyla kanin bölgesinde bir yada iki implantla desteklenmelidir. Eğer protez implant bağlantısında

gevşeme meydana gelirse protez rotasyonuna karşı minimal rezistans oluşmaktadır (Becktor J.P. ve ark. 2005).

#### **1.8.12. Maksiller Tümör Rezeksiyonları Sonrası Zigoma İmplantlarının Kullanımı**

Tümör rezeksiyonunu takiben oluşan maksiller defektlerin rehabilitasyonunda, opere edilen bölgeden çıkarılan tümörün cinsine göre nüks ihtimali değerlendirilir ve bölgeye uygulanacak olan rekonstruktif cerrahiler, dental ya da zigomatik implant cerrahileri için bekleme süreleri değişmektedir. Böyle defektlerin rehabilitasyonunda zigomatik implantların kullanımı protez stabilitesinin artmasını ve bu hastaların hayat kalitesinin yükselmesini sağlamaktadır (Tamura H. ve ark. 2000, Parel S.M. ve ark. 2001).

Hu ve arkadaşları 2007 yılında yayınladıkları vakalarında; 24 ay önce maksilla sol tarafta sert damakta epiteloid sarkoma nedeniyle opere etmişlerdir. Hemimaksillektomi yapılan hastada palatinal ve fasiyel defekt oluşmuştur (Hu Y.J. ve ark. 2007). Hastanın 24 aylık takibi sonucunda yapılan MRI ve bilgisayarlı tomografi tetkiklerinde herhangi bir metastaz ya da rekürrensle karşılaşmamıştır. CAD/CAM yöntemi kullanılarak hastadan vaskularize iliak kemik grefti alınmıştır. Dikey yöndeki defekti 2 adet titanyum miniplak yardımı ile vaskularize iliak kemik greftini tutturarak, yatay yöndeki defekti ise zigomatik implant ile rekonstruktif edilmiştir. Arka bölgede iliak greft üzerine iki adet standart endosseoz implant yerleştirilmiştir. Hastanın operasyon sonrası 1., 3., 6. ve 12. haftalarda kontrolleri yapılmıştır. Cerrahiyi takip eden 6. aydan sonra 3 hafta içerisinde implant destekli protez yapılmıştır. Hasta oronasal kaçak olmadan normal fonasyona sahip olmuştur. Operasyon sonrası 12. ay kontrolünde BT/MRI ve klinik kontrollerde herhangi bir rekürrensle karşılaşmamış olup implantlar iyi bir şekilde osseointegre olmuştur ve herhangi bir rezorpsiyon gözlenmemiştir. Hasta dış görünüm açısından gayet iyi bir görünüme kavuşmuştur.

Weischer, zigoma destekli bir obturatör uygulaması, Tamura ve arkadaşları da maksillektomi takiben yerleştirilen zigomatik implant vakalarını

bildirmişlerdir(Weischer T. ve ark. 1997, Tamura H. ve ark. 2009) . Pham ve ark. generalize maksiller atrofisi olan ve tek taraflı dudak damak yarığı bulunan bir hastayı 2 adet zigomatik implant ile 4 adet ön bölge dental implantı kullanarak ve bunların üzerine implant destekli hareketli protez yaparak tedavi etmişlerdir (Pham A.V. ve ark. 2004). Tümör cerrahisini takiben oluşan ciddi oronasal birleşmelerin tedavisinde de naso-maksiller rekonstrüksiyonlarda da zigomatik implantlardan faydalanılabilmektedir. Bowden ve ark. bu şekilde tedavi ettikleri 2 vaka bildirmişlerdir (Bowden J.R. ve ark. 2006).

### **1.9. Biyomekanik ve İlgili Kavramlar**

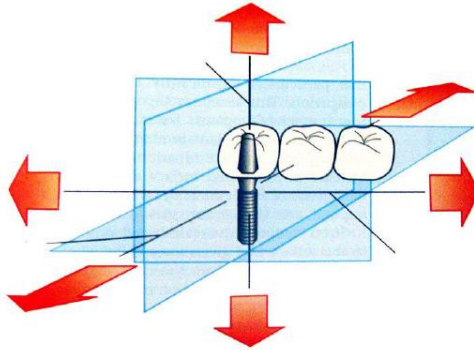
Biyomekanik, organ ve dokuların maruz kaldıkları kuvvetler karşısındaki davranışlarını inceleyen bilim dalıdır. Ağız ortamındaki protetik ve restoratif materyaller değişik kimyasal, termal ve mekanik etkenlere maruz kalırlar. Bu değişiklikler materyalde deformasyona sebep olurlar. Bir materyalin mekanik özellikleri bu materyalin termal ve mekanik değişikliklere nasıl cevap verdiğini belirler (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 52).

İmplant ve implant üstü protezlerde, biyomekanik faktörlerin etkisi son derece fazladır. İdeal implant pozisyon ve açısı ve buna uygun tasarlanan protetik üst yapılar sayesinde bu faktörlerin optimum şartlarda sağlanması, implantların ve protezlerin başarısını arttıracaktır. İmplant ve implant üstü protezlerin kompleks yapıları farklı birçok materyali bünyesinde barındırır. Her materyal farklı mekanik özellik sergiler. Bu farklı mekanik özellikler bir bütün olarak değerlendirilmelidir. Çoklu elemanlarda tek bir materyalin mekanik özelliği, tüm sistemin maruz kalınan kuvvetler karşısındaki davranışı hakkında doğru bir fikir vermez. Materyallere gelen kuvvetlerin ve etkilerinin anlaşılabilmesi için biyomekanik kavramların bilinmesi gerekir.

### 1.9.1. Kuvvet ve Kuvvetin Komponentleri

Kuvvet terimi Sir Isaac Newton tarafından 1687 yılında tanımlanmıştır. Kuvvet, cisimleri harekete zorlayan ve/veya şekillerini değiştiren etkidir. Bir başka deyişle bir cismin bir başka cisim üzerindeki etkisine de kuvvet denir. Dental implantlar üzerinde etkili olan kuvvetlerde önemli olan; kuvvetin süresi, tipi, yönü, büyüklüğü ve şiddetidir. Yine, protetik restorasyonların oklüzal morfolojisi de implant ve destek dokulara iletilen kuvvetin türünü direkt olarak belirler (Bidez ve Misch, 2005, s. 309-310).

Bir yapı herhangi bir açı ya da doğrultuda kuvvete maruz kalabilir ve sıklıkla yapıda karmaşık stres oluşturmak üzere birkaç kuvvet bir araya gelebilir. Kuvvetler aksial (çekme veya basma), makaslama, eğilme ve bükülme gibi farklı tiplerde incelenirler (Şekil 1.44). Bütün bu kuvvet tiplerinin bileşkesi aksial ve makaslama tiplerini oluşturur. İki kuvvet tipi aynı doğru üzerinde birbirinden uzaklaşacak şekilde uygulanırsa yapıda çekme, aynı doğru üzerinde birbirlerine yaklaşacak şekilde uygulanırsa basma, birbirine paralel farklı iki doğru üzerinde birbirlerine yaklaşacak veya uzaklaşacak şekilde uygulanırsa makaslama kuvvetleri oluştururlar. Bükülme, yapının dönmesine karşı ve eğilme, uygulanan eğilme momenti sonucunda oluşan kuvvet türleridir (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 54).



Şekil 1. 44. Kuvvetin Komponentleri (Misch, 2005, s. 311).

Çekme kuvveti altında yapıdaki moleküller birbirinden uzaklaşıp dağılmaya karşı, basma kuvveti altındaysa moleküller birbirlerine çok yaklaşip sıkışmaya karşı bir direnç gösterirler. Makaslama kuvvetine maruz kalan yapıda, uygulanan kuvvetin yönüne göre moleküllerin diğeri üzerinden kaymasına karşı bir direnç oluşmaktadır. Katı yapıların elastikiyet kalitesini, materyalin deformasyona karşı gösterdikleri sözü geçen direnç mekanizmaları belirlemektedir (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 54).

Diğeri kuvvet türleriyle kıyaslandığında makaslama kuvvetleri, implantlar ve kemik dokusu üzerindeki en yıkıcı kuvvet tipidir. Özellikle kortikal kemik ve implant komponentleri çekme ve makaslama kuvvetlerine kıyasla sıkışma kuvvetlerine karşı daha dirençlidirler (Bidez ve Misch, 2005, s. 311).

### **1.9.2. Gerilim (Stress)**

Bir yapıya dışarıdan bir kuvvet uygulandığında bu dış kuvvete karşı bir direnç gelişir. Stres olarak tanımlanan bu iç reaksiyon dış kuvvetle eşdeğer şiddette ve zıt yöndedir. Kuvvet altında oluşan iç direnç (stres) pratik olarak ölçülemeyeceğinden kesit alana uygulanan dış kuvvet ölçülerek stres değeri tespit edilir. Stres kuvvetin birim alan ya da uzunluğun karesine bölünmesiyle elde edilir ve ,S' yada ,σ' simgeleriyle tanımlanır.

Bir yapıdaki stres kuvveti ile doğru, alan ile de ters orantılı olduğundan kuvvetin hangi alana uygulanacağını belirlemek önemlidir. Stres her zaman bir metrekarelik bir kesite uygulanan kuvvete eşdeğerdir ve birimi genel olarak Pa (Paskal) olarak kullanılsa da ( $1\text{Pa}=1\text{N}/\text{m}^2$ ) diş hekimliği konusundaki araştırmalarda incelenen boyutlar "mm" olarak tanımlandığı için sıklıkla MPa (Megapaskal) olarak tercih edilmektedir ( $1\text{MPa}=10^6\text{ Pa}$ ) (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 53).

### **1.9.3. Gerilme**

Bir yapıya dışarıdan bir kuvvet uygulandığında kuvvet sonucu oluşan stres yapıda deformasyona sebep olur. Bu stres nedeniyle malzemenin birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimi gerilme (strain) olarak ifade edilir ve ," $\epsilon$ " simgesiye tanımlanır. Gerilmenin ölçüsel birimi yoktur ve deformasyonun ( $\Delta L = L - L_0$ ), orjinal uzunluğa ( $L_0$ ) oranlanmasıyla hesaplanır.

Kuvvet uygulanan bir katı yapıda çekme kuvveti sonucu uygulanan kuvvet yönünde uzama; basma kuvveti sonucuysa uygulanan kuvvet yönünde kısalma meydana gelmektedir (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 54).

### **1.9.4. Oransal Sınır**

Oransal sınır, gerilimin gerilmeye oransal değerinin değişmeden stabil kalabildiği maksimum gerilim olarak ifade edilir. SPL yada  $\sigma_{PL}$  simgeleriyle tanımlanır. Oransal sınır değerinin altında uygulanan kuvvetler materyalde daimi deformasyona sebep olmaz ve kuvvet kalkınca materyal ilk formuna döner (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 57).

### **1.9.5. Elastik Sınırı**

Elastik sınırı, kalıcı deformasyon olmaksızın bir materyalin direnç gösterebileceği maksimum gerilim olarak ifade edilir. "SEL" yada " $\sigma_{EL}$ " simgeleriyle tanımlanır. Elastik sınır ve oransal sınır değerleri sayısal olarak birbirine çok yakındır. Ancak unutmamak gerekir ki bu iki terimi birbirinden ayıran en temel nokta, oransal sınırın gerilim ve gerilme arasındaki oransal ilişkinin devamlılığını tanımlamasıyken; elastik sınırın materyalin stress altındaki elastik davranışını incelemesidir (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 57).

### 1.9.6. Hooke Kanunu

Katı bir cisme kuvvet uygulandığında görülen şekil değiştirme, kuvvetin kalkması ile ortadan kalkıyor ve cisim eski şekline dönüyorsa bu tipteki şekil değiştirmeye elastik şekil değiştirme, kuvvet ortadan kalktığında cisim küçük bir miktar şekil değişimi görülüyorsa bu duruma elasto-plastik şekil değiştirme denir. Plastik şekil değiştirmede ise şekil değiştirme kalıcıdır ve kalıcı deformasyon görülür. Cisimler için belirli kuvvet sınırları dahilinde gerilme-şekil değiştirme ilişkisini, "şekil değiştirme kanunu" belirler (İnan, 1988, s. 5).

### 1.9.7. Elastisite Modülü (Young's Modulus)

Elastisite modülü, bir materyalin elastik sınırlar içindeki sertliğini ifade eder ve "E" simgesiyle tanımlanır. Elastisite modülü gerilim'in gerilme'ye oranıdır. Gerilme oransal bir değere sahip olduğundan herhangi bir birim ile tanımlanamaz ve bu nedenle elastisite modülünün birimi gerilim (stres) birimiyle aynıdır (MPa veya GPa).

Stress/Gerilme grafiğindeki düz çizginin eğimi materyalin elastisite modülü hakkında bilgi verir. Grafikte belirli bir stress değerine denk gelen gerilme değeri ne kadar küçük olursa modülün değeri o kadar büyük ve malzemenin sertliği de bir o kadar yüksek olur. Sert materyallerin deformasyona karşı iç direncinin yüksek olması nedeni ile elastiklik modülü yüksek değerdedir. Materyallerin atomlararası ve moleküllerarası çekim kuvvetleri elastisite modüllerini belirler, bu nedenle bir materyalin kalınlığı arttıkça sertliği artsa da elastisite modülü değişmez (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 60).

### 1.9.8. Poisson Oranı ( $\nu$ ) = Lateral Strain / Axial Strain

Katı bir materyal aksial (basma veya çekme) bir kuvvete maruz kaldığında yapısında hem aksial hem de lateral yönde gerilme meydana gelir. Elastik sınırlar içindeki gerilim değerlerinde yüklemeye dik yöndeki (lateral) gerilmenin yüklemeye

yönündeki (aksial) gerilmeye oranı Poisson oranı olarak ifade edilir ve “ $\nu$ ” simgesiyle tanımlanır. İki farklı strain değerinin oranı olarak belirlenen poisson oranının her hangi bir birimi yoktur (Powers ve Sakaguchi, 2006, s. 61).

Poisson oranı teorik olarak  $-1 < \nu < 0,5$  olmak üzere sınırlı bir değere sahiptir. Metallerde poisson oranı 0.25 ile 0.35 arasında değişmektedir (İnan, 1988, s. 51).

### **1.9.9. Mohr Dairesi**

Pratik hayatta kuvvet uygulanan yapılarda üç temel stres (gerilme, sıkışma, makaslama) bir arada oluşmaktadır. Bileşik stres olarak tanımlanan bu durumda oluşan herhangi bir stres diğerlerinden daha baskın olabilir (Shigley, 2004, s. 116-121).

Bileşik streslerin etkisi altındaki bir cisimde, kesitin değişmesiyle oluşan stres türünün değişimi Mohr dairesi denilen bir grafik ile gösterilmektedir (Şekil 2.12). Yapının herhangi bir kesitindeki normal (gerilme, sıkışma) ve makaslama streslerini sırasıyla apsis ve ordinat kabul ederek oluşturulan Mohr dairesinde farklı kesitlerdeki stres değeri geometrik olarak hesaplanabilmektedir. Kesite döndürme hareketi yaptırılarak makaslama stresinin bulunmadığı bir pozisyonda en büyük normal stres (maksimum principle stres,  $\sigma_1$ ) ile en küçük normal stres (minimum principle stres,  $\sigma_2$ ) değerleri bulunabilmektedir. Bu iki asal strese denk gelen eksenlere asal eksenler (principle axis) denir. Bu dairede yatay eksen normal stresleri, dikey eksen ise makaslama streslerini göstermektedir. Dairenin merkezi apsis eksenini üzerinde bulunmaktadır (İnan, 1988, s. 15-21; Shigley, 2004, s. 116-121).

### **1.9.10. Asal Stres (Principal Stress)**

Normal stresler ve makaslama stresi, Mohr Dairesindeki dönme açısına bağlı olarak değişirler. Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres değeri, bütün makaslama



stres bileşenlerinin sıfır olduğu pozisyonda oluşur. Bir cisim bu konumda olduğu zaman tespit edilen normal streslere Asal Stresler denir ve x,y,z doğrultularında belirtilen orijinal stresler ile tanımlanırlar. Asal Stres; maksimum asal stres, ara asal stres ve minimum asal stres olmak üzere üçe ayrılır.  $\sigma_1$ : en büyük pozitif değeri;  $\sigma_2$  en küçük değeri;  $\sigma_3$  ara değeri gösterir (İnan, 1988, s. 15-21; Shigley, 2004, s. 116-121).

### **1.9.11. Eşdeğer Stres (Equivalent Stress, Von Mises Stress)**

Dr. R. von Mises ve arkadaşları tarafından bulunan ve biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılan enerji hipotezi, sonlu elemanlar stres analizi verilerinin stres dağılımı açısından değerlendirmesinde kullanılır ve  $\sigma_e$  simgesiyle tanımlanır. Çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises Stresi, üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır (İnan, 1988, s. 15-21).

### **1.9.12. Homojen Cisim**

Elastik özelliklerin yapı içerisinde noktadan noktaya değişkenlik göstermediği materyallerdir (İnan, 1988, s. 5-6).

### **1.9.13. İzotropik Cisim**

Üç asal eksen yönünde benzer özellikler gösteren materyallere izotropik materyal denir. Bu tanımda gerilme-şekil değiştirme ilişkileri elastisite modülüne ve poisson oranına bağlı olarak tanımlanabilir (İnan, 1988, s. 5-6).

#### 1.9.14. Lineer Elastik Cisim

Gerilme ile birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir. Bu varsayım, ancak belli bir gerilme sınırına kadar geçerlidir (İnan, 1988, s. 5-6).

#### 1.10. Sonlu Eleman Analizi

Sonlu elemanlar yöntemi, karmaşık geometrilerin analizinde kullanılan sayısal bir yöntemdir. Bu yöntemle incelenen bir yapının bir, iki, üç boyutlu analizleri yapılabilmektedir. Yöntemde, değişik şekillerdeki yapılar modellenir, birbirlerine düğüm noktalarından oluşan daha basit geometrik şekillere (elemanlara) bölünür. Kuvvet dağılımı, her eleman için ayrı ayrı bulunacağından daha hassas bir analiz için eleman sayısı çoğaltılır.

Bu yöntem, matematikçiler tarafından mühendislikte karşılaşılan problemlerin analitik çözümünde kullanılmak üzere 1940'lı yıllarda geliştirilmiştir. Yöntem ile ilgili ilk çalışmalar, Hrennikoff ve Mc Henry tarafından geliştirilen iki boyutlu yarı analitik analiz yöntemlerine dayanır. Yöntemin üç boyutlu problemlere uygulanması 1964 yılında geliştirilmiştir. 1965 yılında yöntem ile Poisson denklemi çözülmüştür. 1970'de ise yöntem akışkanlar mekaniğine uygulanmıştır. Modeldeki stresleri matematiksel olarak elde edebilmek için bazı bilgiler gerekmektedir (Hrennikoff A.R. 1941, Mc Henry D. 1943). Bunlar;

-Düğüm noktaları ve elemanların toplam sayısı ile her bir düğüm noktasını ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi,

-Her bir elemanla ilgili olarak materyalin elastisite katsayısı ve poisson oranı

-Sınır şartları tipi ve dış düğümlere uygulanan kuvvetlerin değerlendirilmesidir.

Yöntem son yıllarda biyomekanik ile ilgilenen araştırmacıların ilgisini çekmesi sonucunda, diş hekimliği alanında sıkça kullanılmaya başlanmıştır. Yöntem, iki boyutlu ve üç boyutlu olarak uygulanabilir. İki boyutlu sonlu elemanlar analizi uygulama kolaylığı nedeni ile tercih edilmektedir.

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analizlerde kullanılan programlar, ANSYS, SAP 80, FEMPRO, I-DEAS, NASTRAN, PAFEC 75, MARC ve PATRAN'dır.

#### **1.10.1. Sonlu Eleman Analizinin Avantajları:**

- i. 1.Bazen iç içe geçmiş elemanlardaki malzeme özellikleri aynı olmayabilir ve bu durum analizde sorun yatabilir. Sonlu elemanlar yöntemi birkaç farklı malzemenin birleştirildiği durumlarda da uygulanabilir.
- ii. Gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabilir.
- iii. Yöntem ile düzgün olmayan sınırlara sahip şekiller ve eğri kenarlı elemanlar analiz edilebilir ve eleman boyutları kullanıcı tarafından kolayca değiştirilebilir. Böylece önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken aynı parçanın diğer bölgeleri büyük elemanlara bölünerek işlem hızı artırılabilir.
- iv. Stresler, gerilimler ve yer değiştirmeler hassas bir şekilde elde edilebilir.

#### **1.10.2. Sonlu eleman analizinin dezavantajları;**

- i. Benzeşim modeli ile elde edilen yapıların izotropik, homojen ve doğrusal elastisite gibi malzeme özellikleri ile ilgili varsayımlar, genellikle yapının



### **1.10.3.2. Dügüm(node)**

Sonlu eleman yönteminde modeller, sonlu sayıda elemanlara bölünür. Bu elemanlar belli noktalardan birbirleri ile bağlanır ve bu noktalara düğüm (node) denir. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmelerle ilişkili iken, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilimler ile ilişkilidir. Sonlu elemanlar yöntemi, bu düğümlerdeki yer değiştirmeleri çözmeye çalışır. Böylece gerilme yaklaşık olarak uygulanan yüke eşit bulunur. Bu düğüm noktaları mutlaka belli noktalardan hareketsiz bir şekilde sabitlenmelidir.

### **1.10.3.3. Ağ (Mesh) oluşturulması**

Mesh (ağ) oluşturma işlemi, düğüm noktalarının ve elemanların koordinatlarını oluşturur. Aynı zamanda kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık uygun değerler sürede otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar. Mesh üretme konusunda kullanıcının ayrıca üzerinde mesh üretecek alanda, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla olacağına hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun daha az olacağına karar vermesi gerekebilir.

Genellikle önemli olduğu veya kendi içinde büyük değişime sahip olduğu bilinen veya tahmin edilebilen bölgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. Mesh oluşturmada modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Sonrasında cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir.

#### **1.10.3.4. Katı modelleme**

En üst düzeyde modelleme tekniğidir. Gerçek anlamda cismin iç ve dış geometrisinin tanımı yapılmış olur. Katı modellemenin esas özelliği, görüntünün ötesinde cismin iç ve dış geometrisinin bilgi kütüğü şeklinde bilgisayara geçmiş olmasıdır. Böylece ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilir veya kesitler alınarak cismin iç geometrik formu incelenebilir. Cisimlerin yüzeylerindeki renkler, geçirgenlik ışık yoğunluğu ve gölgeleme yapılabilir.

#### **1.10.3.5. Bir, İki Ve Üç Boyutlu Modelleme**

Bir boyutlu modellemede, oluşturulan model tek eksenli olur. Yani yüksek hesap gerekmeyen ya da kuvvetin tek ekseninden etki ettiği durumlarda kullanılabilir. İki boyutlu modellerde çizilen parçalar ise iki boyutlu olarak oluşturulur. Kuvvetler oluşturulan modelde iki eksen doğrultusunda etki ettirilir. Meydana gelen etkiler de bu yönlerde oluşmaktadır. Kullanım yeri, üç boyutlu hareket eksenini olmayan veya özellikleri nedeni ile başka eksenlerde çalışmayan sistemdir.

Üç boyutlu modelleme ise gerçek dünyanın koordinat düzlemine göre oluşan kuvvetleri temsil etmek için kullanılır. Her eksene olan kuvvetler hesaba katılmış olur. Böylece daha hassas ve gerçek sonuçlar elde edilebilir. Üç boyutlu bir benzeşimi, iki boyutlu veya bir boyutlu çözmek daha basit yaklaşımını sağlayarak hesaplamalarda kolaylık sağlar.

#### **1.10.4. Dış Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Uygulama Alanları:**

##### **1.10.4.1. Dental Materyaller**

- Dış yapısını oluşturan katmanlar( mine, dentin)

- Amalgam
- Kompozit rezin, kompozit ve sementler
- Cam, seramik ve porselen
- Metal ve metal sistemleri
- Diğer

#### **1.10.4.2. Oral ve Maksillofasiyal Cerrahi**

- Maksilla
- Mandibula
- Temporomandibular eklem (TME)
- Dental implantlar

#### **1.10.4.3. Ortodonti**

- Diş hareketleri ve ortodontik aygıtlar

#### **1.10.4.4. Kök Kanallarının Doldurulması Ve Tedavisi**

- Dental Restorasyonlar
- Kronlar
- Sabit tam ve parsiyel restorasyonlar
- Dental implantlar
- Dizayn ve materyal
- İmplantlara uygulanan yüklerin ve diğer parametrelerin etkileri
- Yüzey problemleri

### **1.10.5. Oral Ve Maksilofasiyal Cerrahide Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Kullanılması**

Sonlu eleman analizi metodu, biyolojik yapıların mekanik davranışları üzerine yapılan çalışmalarda kullanışlı bir yöntem olarak kabul edilmektedir (Provatidis, Christopher G 2003, Vitins V ve ark. 2003). Son yıllarda maksillofasiyal cerrahide sonlu eleman analizine dayandırılarak yapılan çalışmalar artmaktadır. Çalışmaların çoğunluğunu dental implant uygulamaları, ortognatik cerrahinin eklem ve çene kemikleri üzerine etkileri, travma, maksilofasiyal cerrahide kullanılan materyaller ve etkileri oluşturmaktadır (Mackarle J 2004).

Son yıllarda zigomatik implantlar, zigoma ve maksiller sinüs ve alveoler kemiği modellemesi çalışmalar içerisinde öne çıkan konulardır (M. Freedman ve ark. 2013). Zigomatik implantların 2 ve 3 boyutlu sonlu eleman modellemeleri ile, zigoma ve maksillada mekanik stimulyasyon, çevre dokularda oluşabilecek oluşabilecek deformasyonlar, oklüzal kuvvetler ile zigoma ve maksillada oluşan gerilim kuvvetleri ve etkileri, mastikasyon süresince maksilla ve zigomada oluşabilecek stresler, farklı cerrahi tekniklerle uygulanan zigomatik implantların çevresindeki stres dağılımları gibi farklı konularda araştırmalar yapılmıştır (M. I. Ishak ve ark. 2012, Ujigawa K ve ark. 2007, Mingyi Wanga ve ark. 2013).

#### **1.10.5.1. Dental İmplantların Sonlu Eleman Analizi Yöntemi ile İncelenmesi**

Dental implantlar, kaybedilen dişlerin fonksiyonlarını yerine getirmek üzere son zamanlarda çok daha yaygınlaşmıştır (Barry M. ve ark). Piyasada çeşitli markaların çeşitli modellerde implantları bulunmaktadır. Markaların ve modellerin çeşitliliğinin yanında implant malzemeleri de farklılık göstermektedir. Malzeme seçimindeki en önemli kriterlerden bir tanesi de mekanik özelliklerin sağlanabilmesidir. Sonlu elemanlar yöntemi son zamanlarda oldukça sıklıkla biyomedikal uygulamalarda kullanılmaktadır. Özellikle dental implantları konusunda sonlu elemanlar yöntemi son yıllarda sıklıkla kullanılmıştır (Huang, H.M 2005, Geng J 2001, Himmlova, L 2004). Bu çalışmalarda özellikle kemik üzerindeki gerilmelerin



incelenmesinde oldukça çeşitli sonuçlar elde edilmiştir. Bu sonuçların çeşitliliği yapılan kabullere ve implant özelliklerine göre değişim göstermektedir. Bu çalışmada. Dental implantlarında hala kırılmanın implantın başarısızlık sebeplerinden birisi olduğu düşünülürse implant üzerindeki gerilmelerin incelenmesi önemlidir.

Dental implant sistemleri implant ve abutment olmak üzere 2 komponentten oluşmaktadır. İmplant bölümü çene kemiği içerisine (endoosseöz) ya da üzerine (subperiostal) yerleştirilmektedir. Abutment bölümü, implantın, ilişkili restorasyon ile bağlantısını kuran bölümüdür. Abutment implant arasındaki ilişki, makinelenmiş bir yüzey ile sağlanabildiği gibi abutmentin bir vida yardımı ile implant ile bağlantısının oluşturulması ile de olabilir. Abutment vidası kaybı gibi bazı mekanik komplikasyon implant- abutment ilişkisinde görülebilir ( Mackerle J. 2004)

İmplant başarısızlıklarının en büyük etkeni, implant ve implantı çevreleyen kemik doku arasındaki biyomekanik ilişkinin yeterli düzeyde olmamasıdır. Dental implantlar karşısında çene kemiklerinin cevabı yeterli düzeyde incelenmemiş ve implant uygulamaları sonucu çene kemikleri üzerinde oluşan streslerin uzun süreli etkileri tam olarak anlaşılamamıştır. Streslerin incelenmesi ve anlaşılması, çene kemikleri üzerinde istenmeyen streslerin oluşumunun önüne geçebilir ( Mackerle J. 2004). Sonlu elemanlar analizi, herhangi bir geometrik yapının, üzerinde oluşan gerilim ve deformasyonların analizini sağlayan sayısal bir metottur. Sonlu elemanlar analizi metodunun gerilimler üzerinde çalışılabilmeye olanak tanınması, dental implantlar üzerinde uygulanmasının başlıca nedenidir (Mackerle J. 2004).

Sonlu elemanlar analizinin kullanıldığı dental mekaniğin incelendiği çoğu yayın dental implantlar uygulamaları üzerinedir. Dental implantların sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi farklı başlıklar üzerinden yapılmaktadır. Bu başlıklar, tasarım değerlendirmeleri, materyal değerlendirmeleri, implant üzerinde oluşan yüklerin değerlendirilmesi, yüzey değerlendirilmeleri ve diğer konulardır (Van Staden R.C. ve ark. 2010).

- i. Tasarım değerlendirmeleri :** dental implantların tasarımları üzerinde genel değerlendirmeler, implant protez değerlendirmeleri, internal post uygulamaları, tasarım parametrelerinin değerlendirilmesi, implant geometrisinin gerilim ve baskı kuvvetlerine olan etkisinin değerlendirilmesi, dental implantların şekil optimizasyonu, vida tipi implantlar, konik şekilli implant iç yüzeyleri, kısa implantlar, farklı geometrilerdeki implantlar, abutment tasarımları, implant boynu ve implant – abutment ilişkisi üzerine şekillenmiştir.
- ii. İmplant Materyal değerlendirmeleri:** titanyum, alimuna, güçlendirilmiş polietilen, hidroksiapatit ile kaplanmış titanyum, poliaktif permukozal implantlar, hidroksiapatit permukozal implantlar, silikon nitrit, zirkonyum ile güçlendirilmiş yitrium, polioksimetilen, seramik abutmentler, biyoaktif cam ile kaplanmış, esnek kaplamaların etkileri ve yük dağılımlarıdır.
- iii. Yüklerin ve diğer parametrelerin değerlendirilmesi:** yük dağılım çalışmaları, aksiyel ve aksiyel olmayan yüklemeler, oklüzyon ve ortodontik güçlerin etkisi, horizontal bükme kuvvetleri, transversal kuvvetler, impuls cevapları, tedavi edici ve fonksiyonel yüklemelere karşı mekanik cevap, erken yüklemeler, erken yükleme kararı, fazla yük problemleri, abutmenttan implantlara yük transferi, kaplamalı implantlarda termal etkiler, gerilim dağılımına implant uzunluğunun etkisi, implant eğiminin etkisi, yükleme doğrutusu ve yönü, dental implantlarda parametrelerin değerlendirilmesi ve sonlu elemanlar parametrik değerlendirilmeleri konularını kapsar.
- iv. Yüzey problemleri:** dental implant parçalarının bağlantılarının 2 ve 3 boyutlu sonlu eleman analizleri, implant – abutment bağlantıları, implant – yumuşak doku, implant- kemik doku yüzey problemleri, implant-diş bağlantıları, erken yüklemenin implantlarda bağlantı analizleri, implant-kemik yüzeylerinin stabilitesi, kortikal kemik desteği olan ve olmayan implantlar, implant-kemik yüzeyinde osteointegrasyonun simülasyonu, osteointegrasyonda gerilim dağılımları, farklı bağlantılardan oluşan implantlar ve implant–doku yüzeyinin mikromekaniklerinin değerlendirilmesidir.

- v. **Diğer konular:** dental implantların sayısal modellemeleri, uygun implant pozisyonları, kemik kalitesinin etkileri, dinamik cevap analizleri, dental implant üretiminde kullanılan aygıtlar dental implant testleri, sonlu eleman analizlerinin değerlendirilmesi ve pratik ölçümler ( Mackerle, Jaroslav 2004).

#### **1.10.5.2. Sonlu Elemanlar Analizinde Dental İmplant Modellemesi:**

Dental implant modellemesi, implant geometrisi, taperage, materyal özellikleri, yükleme ve implant yüzey özelliklerini yüksek oranda göstermek zorundadır. Uygun bir mühendislik yazılımı kullanılarak doğru analitik bir dental implant modelinin oluşturulması, gerçekçi ve güvenilir çözümlerin oluşturulması için önemlidir.

##### **1.10.5.2.1. İmplant Geometrisi**

İmplantların çevreleyen kemiğe biyomekanik etkilerini değerlendiren herhangi bir analiz için, implant geometrisi son derece önemli bir bileşendir. Farklı tiplerdeki dental implantların (silindirik, konik, basamaklı, vida biçimli) çene kemiği üzerindeki oluşturdukları gerilme kuvvetleri karşılaştırılmış ve farklı tipteki implantların çene kemiklerinde farklı varyasyonlarda stres dağılımları gösterdikleri görülmüştür( Siegele ve Soltesz 1989). İmplant uzunluk ve çapları da çene kemiklerinde stres dağılımlarını anlamlı bir şekilde etkilemektedir. İmplant çevresindeki stres dağılımının sonlu elemanlar analizi ile ölçülmesi optimum implant uzunluğu ve çapı hakkında karar verilmesinde kullanışlı olabilmektedir (İplikçiolu ve Akça 2002).

##### **1.10.5.2.2. Taperaj**

Dental implantlar farklı düzeylerde ve implant yapısının farklı bölgelerinde taperaj değerlerine sahiptirler. İnceltilmiş implantlar implantasyon anında ve

sonrasında çevreleyen kemik üzerinde kompresyon uygulayarak, implantların primer stabilitesini kazanmasında önemli rol oynarlar. İnceltme derecesi ve implantın farklı bölgelerinde uygulanması çevreleyen kemik üzerinde farklı stres dağılımlarının oluşmasında neden olmaktadır. Sonlu elemanlar analizi miktar ve konumun nerede olması gerektiği hakkında kullanışlı olabilir (Van Staden RC ve ark. 2010).

#### **1.10.5.2.3. Materyal Özellikleri**

Dental implantların materyal özellikleri orijinal doku ile büyük farklılık göstermektedir. İnsan vücudunda herhangi bir dokunun yerine geçecek materyaller çok farklı tasarım ve üretim özellikleri göstermektedirler. Farklı materyaller üzerinde çalışmalar yapılmış ve titanyum yeterli direnç ve kemik dokuya yeterli integrasyon göstermiştir. Sonlu eleman analizi ile materyal incelemelerinde, implantın kemik dokuya tam entegre olması sağlanmalı, uygun boyutta ve yönde stresler implant ve çevreleyen kemik dokuya uygulanmalıdır (Van Staden RC ve ark. 2010).

#### **1.10.5.2.4. Yükleme**

Mastikatör kuvvetler dental implantlar ve çevreleyen kemik doku üzerinde beklenmeyen streslerin oluşmasına ve buna bağlı olarak implant kayıplarına neden olmaktadır. Klinik durumun, başarılı bir şekilde taklit edilebilmesinde çiğneme kaslarının implantlar üzerine uyguladıkları kuvvetlerin anlaşılması gerekmektedir. Koolstra ve arkadaşları insan çiğneme kaslarının 3 boyutlu matematiksel modellemesini yapmış. Bu modellemede 16 kas ve iki eklem uyguladığı kuvvetler göz önüne alınmıştır. Maksimum uygunluktaki çiğneme kuvvetleri, belirli çiğneme noktalarında farklı yönlerde uygulanan kuvvetlerin analizi sonucu oluşturulmuştur. Çiğneme kuvvetlerinin yönü ve büyüklüğü arasındaki ilişki çiğneme noktalarının lokalizasyonu ve mandibula pozisyonuna bağlıdır.

#### **1.10.5.2.5. İmplant Yüzey Özellikleri**

İmplant yüzey özellikleri implantların çevreleyen kemiğe osteointegrasyonunda önemli bir rol oynamaktadır. Sonlu elemanlar analizleri ile implant yüzey özelliklerinin çevreleyen kemik üzerinde oluşturdukları stres profilleri fazla incelenmemiş bir konu olmasına rağmen implant modellemelerinde göz önünde bulundurulması gereken bir parametredir (Van Staden R.C. ve ark. 2010).

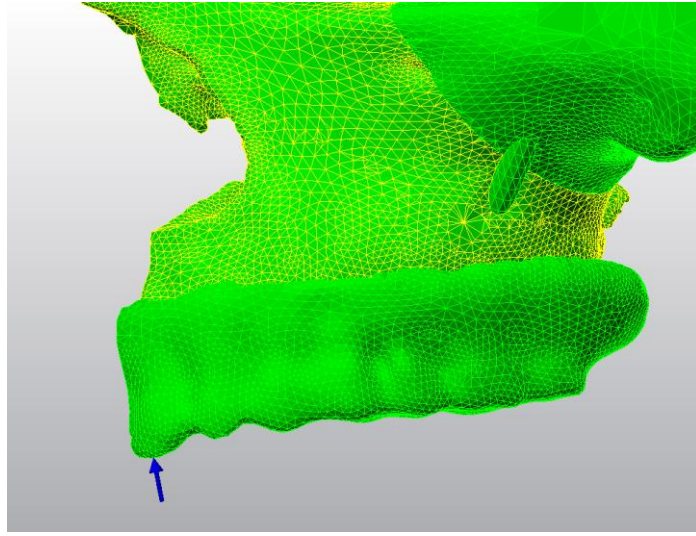
#### **1.10.5.2.6. Çene Kemiklerinin Modellemesi**

Dental implantların mekanik davranışlarının simülasyonunun en zor olan bölümü kemik dokusunun modellenmesi ve uygulanan mekanik kuvvetlere karşı cevabıdır. Kemiğin mevcut karmaşık mekanik karakteri ve implant sistemleri ile bağlantısı bu konu ile ilgili yapılan çalışmalarda karşılaşılan en önemli sorundur. Yeterli olmayan stresler kemik dokuda kayıplara neden olurken, olması gerektiğinden fazla yükler implant–kemik ara yüzeyinde başarısızlığa neden olmaktadır. İmplant uygulamalarında en önemli amaç çevreleyen kemik üzerinde optimum stres profiline sahip implant yerleşiminin sağlanmasıdır. Çene kemikleri üzerinde farklı yönlerdeki ve kuvvetlerdeki stresler sonlu elemanlar metodu ile analiz edilerek uygun kuvvet yönü ve değerleri tespit edilmeye çalışılmaktadır (Van Staden R.C. ve ark. 2010).

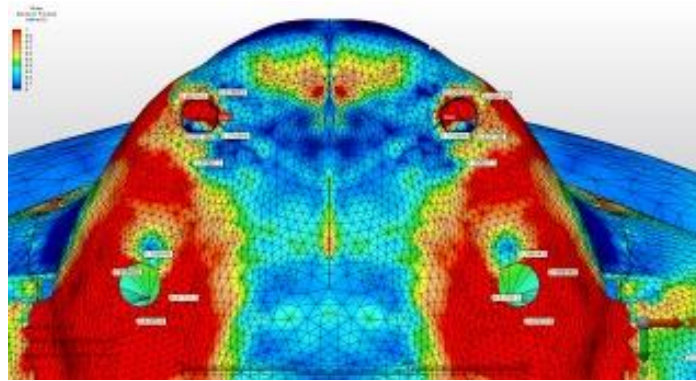
#### **1.10.5.2.7. Çene Kemiklerinin Yapısal İçerikleri**

Dental implantların uzun süreli başarısı, çevreleyen kemiğin iyi kalitede olması ve implant-kemik arasında iyi bir yüzey özelliğinin bulunmasına bağlıdır. Klinik olarak, çene kemiği dört tip olarak sınıflandırılmaktadır. Tip 1 ve tip 2 yüksek Young's modülü sağlarken, Tip 3 ve 4 ince bir korteks ve düşük Young's modülü ve düşük trabeküler densite göstermektedir. İmplant yüzeyini çevreleyen kemik dokunun kalite ve miktarı implanttan çene kemiklerine yük geçişini etkilemektedir.

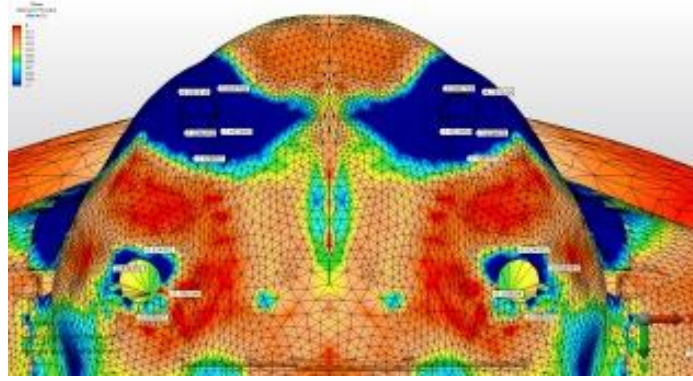
Çene kemiklerine doğru miktarlarda uygulanan stresler, uygun stres dirençlerinin oluşmasına neden olmaktadır. Stres direnci ise kemik densitesinin artması ile yükselmektedir. Sonlu elemanlar metodu ile farklı yapılarıdaki çene kemikleri üzerindeki farklı boyutlardaki stresler incelenerek optimum stres dirençleri karşılaştırılabilmektedir (Şekil 1.45, Şekil 1.46 ve Şekil 1.47) (Van Staden R.C. ve ark. 2010).



Şekil 1. 45. Test modelleri



Şekil 1. 46. Gerilim stres noktaları (kırmızı bölgeler)



Şekil 1. 47. Sıkışma stres noktaları (mavi bölgeler)

Sonlu elemanlar analiz yöntemi, gerçeğe yakın modellemeler ve analizler yapılabilmesi açısından oral ve maksilofasiyal cerrahide geniş kullanım alanı bulmaktadır. Çalışmalardaki en önemli sınırlayıcı faktör özellikle yumuşak dokuların heterojen özellikler göstermelerine karşılık, matematiksel işlemlerdeki sınırlayıcı koşullar nedeni ile dokuların homojen, izotropik, lineer gösterilmesidir. Fakat yeni yapılan çalışmalarda, özellikle bilgisayar ve yazılım teknolojisinin ilerlemesi ile dokuların gerçek özellikleri ile simüle edilebilmelerinin sağlanmasına çalışılmaktadır. Lineer olmayan, dokuların heterojen yapılarını taklit edebilecek analizler ile daha gerçekçi sonuçlar alınabileceği düşünülmektedir.

Araştırmamızın amacı; atrofik posterior maksillada ogmentasyonlu ya da ogmentasyonsuz olarak intrasinüs yöntemiyle uygulanan zigoma implantlarının çiğneme kuvvetleri sonucu, implantlar üzerinde, maksiller krestal kortikal kemik ve zigomatik kemik üzerinde oluşturdukları stres miktarlarının ve dağılımlarının incelenmesidir.

## 2. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu araştırma, Kırıkkale Üniversitesi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında (Ay Tasarım firması aracılığı ile) gerçekleştirildi. Araştırmamızın amacı; atrofik posterior maksillada greftli ya da greftsiz olarak intrasinüs yöntemiyle uygulanan zigoma implantlarının çiğneme kuvvetleri sonucu, implantlar üzerinde oluşturdukları Von Misses stresleri, maksiller krestal kortikal kemik ve zigomatik kemik üzerinde oluşturdukları Maximum Principle (gerilme) stresi, Minimum Principle (sıkışma) stresi miktarlarının ve dağılımlarının incelenmesidir.

Bu amaç ile, bilgisayar ortamında sağ ve sol posterior maksilla, greftlenmiş maksiller sinüs, greftlenmemiş maksiller sinüs, zigomatik implantlar ve implant üst yapıları modellenmiş ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak statik lineer analiz gerçekleştirildi.

### 2.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Üç Boyutlu Modellerin Oluşturulması

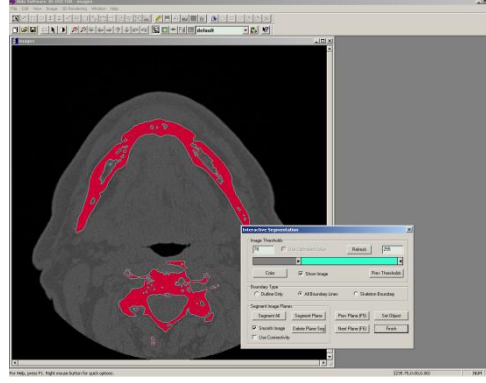
Araştırmada Kırıkkale Üniversitesi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi kliniklerinde araştırmada kullanılmaya uygun nitelikteki, sağ ve sol bölgelerde maksiller dişsizliğe sahip ve maksiller sinüs sınırlaması nedeniyle vertikal yönde kemik yetersizliği olan bir vaka seçilerek modelleme için referans olarak kullanıldı. Atrofik posterior maksillaya sahip, zigoma implantı uygulaması endikasyonu konulmuş hastanın tomografisinin elde edilmesi ve ayrıntılı teşhis-tedavi planlamasının yapılması amacıyla 3M Iluma CBCT cihazı kullanılmıştır. Çekimde 120 KvP 3.8 mA değerlerinde 40 saniyelik çekim modu seçildi. (Şekil 2.1).





Şekil 2.1. Tomografi Görüntüsü

1mm'lik kalınlıkta kesitler alınarak elde edilmiş olan tomografik veriler, medikal görüntü formatına (DICOM) dönüştürülerek CD'ye aktarılmış ve modelleme yapılacak bilgisayara taşındı. Bu amaçla Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan faydalanılmıştır. Bilgisayar ortamına taşınan kesitlerde "3D-Doctor" (Able Software Corp., Lexington MA 02420–2406, USA) yazılımına aktarıldı ve burada "Interactive Segmentation" yöntemi ile Hounsfield Değerlerine göre kemik dokusu ayrıştırıldı. 3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi gibi pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin bilgisayar ortamında yeniden modellenebildiği bir yazılımdır (Şekil 2.2). Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra "3D Complex Render" yöntemi ile 3 boyutlu model elde edilerek kemik dokusunun ".stl" formatında modellenmesi sağlandı.



Şekil 2.2. Tomografi görüntülerinin 3 D-doctor yazılımına aktarılması

Oluşturulan sanal zigoma ve maksilla üzerinde ogmentasyonlu ve ogmentasyonsuz maksiler sinüs yapısı, mevcut kemik yapısı, aynı boy, çap ve konumlara sahip zigomatik implantlar ve metal alt yapıya sahip 2 ayrı model elde edildi.

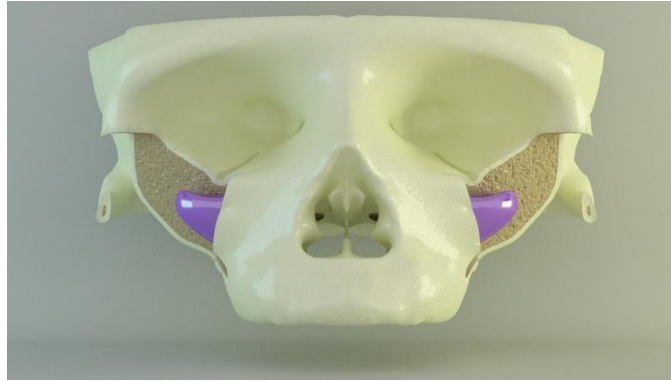
Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında AlgorFempro (AlgorInc., USA) yazılımına aktarıldı. Stl formatı 3 boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin zigoma ve maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Posison oranı) değerleri verildi.

## **2.2. Zigomatik Kemiğin, Maksillanın, Maksiller Sinüsün ve Mukozanın Modellenmesi**

BT verilerinden elde edilen zigoma ve maksilla modelinde, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımı kullanılarak kretsel kortikal kemik, trabeküler kemik ve sinüs kortikal kemik tabakaları modellendi

(Şekil 2.3). Sinüs kortikal kemiğinin iç duvarıyla sınırlı maksiller sinüs boşluğunun Rhinoceros 4.0 yazılımında doldurulması ile gerekli planlamalar için greft modellemesi tamamlanmış oldu. Greftleme işlemi yapılmış ikinci modelde, maksiller sinüsün içinde kalan implantın sinüse bakan kısımlarının tamamı, "complete peri-implant packing" tekniği ile greftle kaplanmış şekilde modellendi (Şekil 2.4) (Tepper ve ark. 2002). Yapılan modellemeler 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilerek kemik dokuya ait sistem elemanları birleştirildi. Benzer çalışmalarda tasarımıyla uyumlu olarak, her modelde dış (kretsel) kortikal kemik kalınlığı 0,5-1.17 mm arasında; trabeküler kemik kalınlığı 0.5-1.5 mm; iç kortikal kemik kalınlığı 0.5 mm olmak üzere toplam 1,5-3,5 mm'lik residüel alveolar kret yüksekliği ve molar bölgede 9,7 mm alveolar genişlik belirlendi (Fanuscu ve ark. 2004, Eufinger H. ve ark. 1997 ). Bu boyutlar Cawood ve Howell tarafından tanımlanan dişsiz çene sınıflaması kriterlerine uygun olarak dolduruldu.

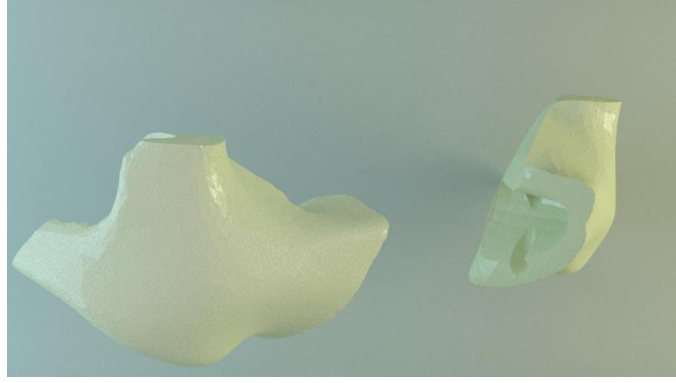
Zigomatik kemik modelleri de ayrıca kortikal kemikten kesilerek modellendi (Şekil 2.5) Sinüs boşlukları ise, kortikal kemik olarak tomografi verisinden yararlanılarak modellendi (şekil 2.6 ve Şekil 2.7). Protez ve kortikal kemik arasında kalan boşluk da mukoza olarak modellendi (Şekil 2.8).



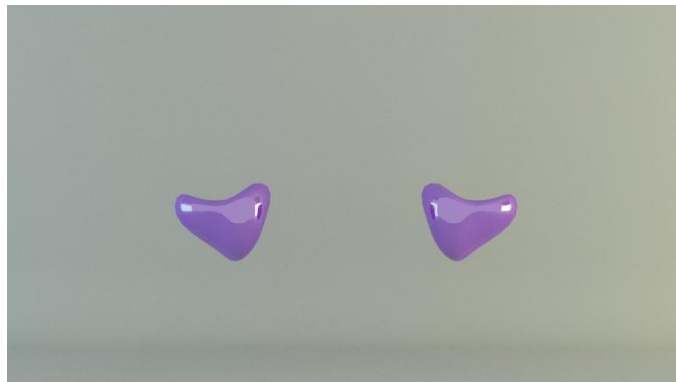
Şekil 2. 3. Zigoma, maksilla ve maksiller sinüs modeli



Şekil 2. 4. Ogmentasyonlu/Greftli sinüs boşluğunun modeli



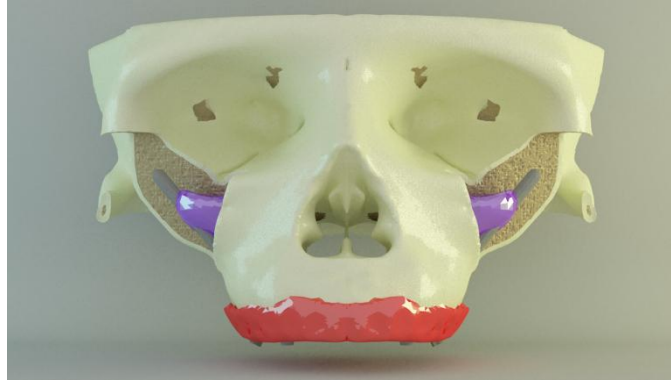
Şekil 2. 5. Zigomatik kemiğin modeli



Şekil 2. 6. Sinüs Boşluklarının modeli



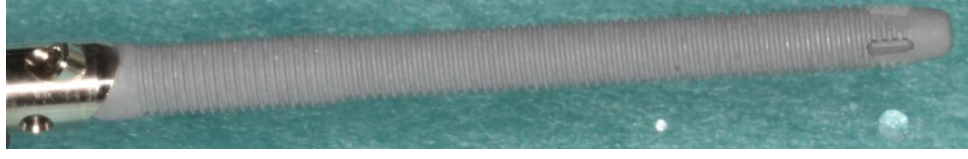
Şekil 2. 7. Ogmentasyonsuz/Standart sinüs boşluğu



Şekil 2. 8. Zigoma İmplantı Uygulanan Standart Model

### 2.3. İmplantların, Abutmentların ve Metal Alt Yapının Modellenmesi

Çalışmada aynı boy ve çap değerine sahip iki adet Branemark Sistem zigoma implantı (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç) ve implantlarla uyumlu iki multi-unit abutment kullanıldı ( Şekil 2.9). Çalışmada kullanılmak üzere firmadan tedarik edilen implantlar ve abutmentlar Activity 880 (smartoptics Sensor teknik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama cihazından, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı (Şekil 2.10).



Şekil 2. 9. Modellenen Branemark Sistem zigoma implantı (47,5 mm) (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç)



Şekil 2. 10. Activity 880 optik tarayıcı

(smartoptics Sensor technik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya)

Metal alt yapının 3 boyutlu modelinin elde edilmesi için de aynı tomografi görüntülerinden faydalandı. Metal alt yapı, 1.52-3.46 mm kalınlığında, 12.45-19.06 mm genişliğinde ve 15,41-18,37 mm yüksekliğinde modellendi (M.I. Ishak ve ark. 2012).

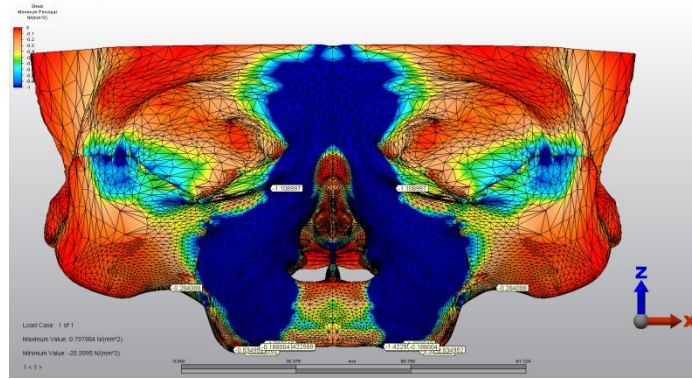
Bu şekilde maksilla, protez, mukoza ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtabilecek biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında AlgorFempro (AlgorInc., USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3 boyutlu

modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Posison oranı) değerleri verildi.

#### 2.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel model, geometrik model yüzeyinin "mesh" olarak adlandırılan basit küçük parçalara bölünmesiyle oluşturulmaktadır (Şekil 2.11). İlk mesh uygulamasından sonra (mesh generation) dik açılı ve dar yüzeyler gibi riskli bölgelerdeki elemanlar kontrol edilmiş, bu bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak (mesh simplification) düzenli hale getirildi.



Şekil 2. 11. Geometrik model ve mesh uygulanmış haliyle matematiksel model

Çalışmamızın olabildiğince gerçekçi sonuçlar vermesi için modelleme programının imkanları dahilinde, mümkün olduğunca fazla eleman sayısı kullanıldı. Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele

çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır. Matematiksel modellerde 4 düğüm noktalı tetrahedral solid (katı dörtgen) elemanlar tercih edilmiş ve her bir model bünyesinde homojen olarak dağıtıldı. Çalışmamızda zigoma, maksilla, maksiller sinüs, implantlar, abutmentlar ve üst yapıları içeren matematiksel modellerin hazırlanması sırasında kullanılan eleman sayıları 1428194 ile 430868 arasında, düğüm sayıları 104396 ile 104902 arasında değişmektedir. Hazırlanan iki modeldeki eleman ve düğüm sayıları Tablo 2.1'de gösterilmiştir.

	<b>Standart Model</b>	<b>Greftli Model</b>
<b>Düğüm noktası</b>	104396	104902
<b>Eleman sayısı</b>	428194	430868

Tablo 2. 1. Her Bir Modeldeki Eleman Sayısı ve Düğüm Noktaları

## 2.5. Sistemin Birleştirilmesi

Matematiksel modellemeler ardından sonlu elemanlar stres analiz programlarının çalışabilmesi ve sonuçların doğru alınabilmesi için sistem elemanlarının analiz programına ayrı ayrı tanımlanması gereklidir. Bizim çalışmamızda sistem elemanlarını zigomatik kemik dokusu, maksiller kemik dokusu, greft materyali, implant, abutment ve metal alt yapı oluşturmaktadır.

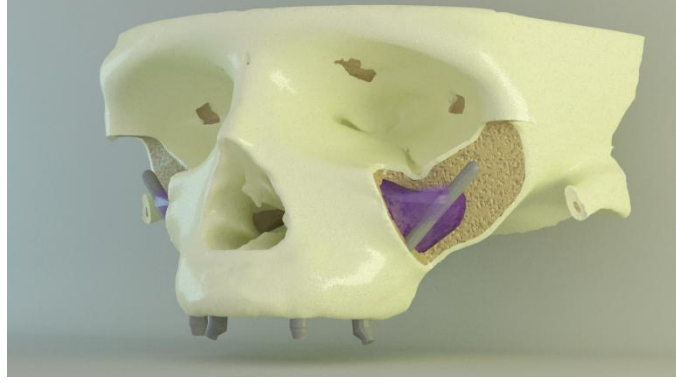
Çalışmamızda, kortikal kemik ile trabeküler kemiğin kendi iç özelliklerine uygun olarak yük aktarımı yaptıkları, greft materyalinin maturasyonunu tamamladığı ve maksimum sertliğe ulaştığı varsayılmıştır. İmplantlar ile destek dokular; implantlar ile abutmentlar ve abutmentlar ile implant-metal alt yapı arasındaki bağlantı, yük aktarımını kesintisiz iletecek şekilde sağlandı. İmplantların çene kemik dokusu ve greft materyali ile %100 osseointegre olduğu varsayıldı.



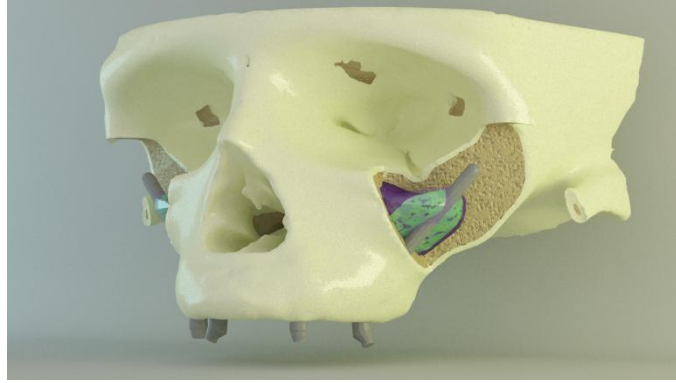
Çalışmamızda yeterli kemik genişliği olan ancak yetersiz kemik yüksekliğine sahip serbest sonlu posterior maksillada, değişik tedavi alternatiflerini içeren 2 farklı senaryoya ait modeller kullanılmış ve kuvvet iletimi yönünden değerlendirildi. Her 2 ana maksiller model üzerine yerleştirilen tüm implantların uzunluğunun belirlenmesi için alveoler kretten zigomanın çıkış noktası arasındaki mesafe belirlendi. Çıkış noktası, zigomatik lateral yüzeyde, zigomatikofrontal çıkıntının lateral kenarından zigomatikotemporal çıkıntının üst kenarına uzanan geçiş bölgesinin en çökük kısmı olarak tanımlandı. Zigomatik implantın açısı midsagittal düzleme dik, iki taraflı infraorbital foramen arasındaki plan ve implant gövdesinin uzun ekseninde belirlendi (Ishak M. I. ve ark. 2012).

Çıkış noktasından alveoler krete olan uzaklık 48.9 mm ve zigoma implantının açısı 45.78° olarak tanımlanmıştır. İki adet 46.5 mm uzunluğunda 4.0 mm çapında Branemark Sistem zigomatik multi-unit abutment (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç) implantlar kullanıldı.

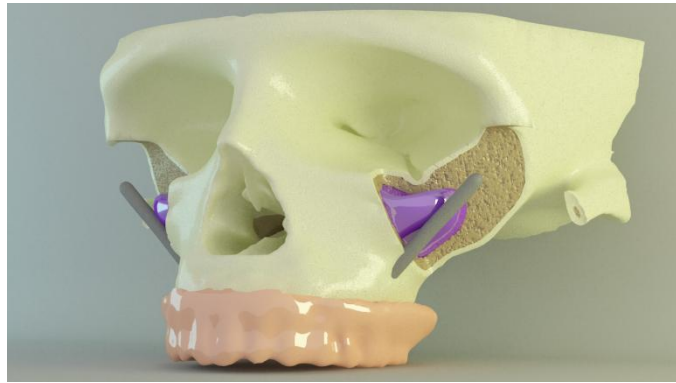
Ogmentasyonsuz Model'de intrasinüs yöntemle greft kullanılmadan zigoma implantları uygulandı ve Ogmentasyonlu Model'de ise intrasinüs yöntemle greft kullanılarak zigoma implantları uygulandı (şekil 2.12 ve şekil 2.13). Zigoma implantı sagittal düzlem üzerinde aksiyal eksenle 45.78° açıyla maksiller sinüs arka duvarı boyunca zigomanın trabeküler kemik içine maksillada trabeküler ve/veya greft materyali içine yerleştirildi. Yerleştirilen zigoma implantlarının hepsi sinüs kortikal kemikle temas edecek şekilde ve tüm modellerde 1.molar bölgede zigoma implantı standart şekilde konumlandırıldı (Şekil 2.14).



Şekil 2. 12. Standart zigoma implantı uygulaması modeli



Şekil 2. 13. Ogmentasyonlu/Greftli zigoma implantı uygulaması modeli



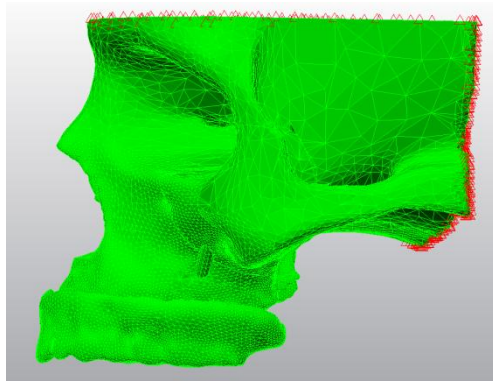
Şekil 2. 14. Posterior Maksilla, Maksiller Sinüs ve Greft Materyalinin 3 Boyutlu Modelleri

Zigoma implantı ve metal alt yapının abutmentlara simante olduğu varsayılmış, siman tabakasının inceliği ve malzeme değerlerinin dűřüklüđu nedeniyle analize minimum etki yapacağı dűřünülererek ihmal edilmiş ve siman aralığı kontak yüzeyi olarak tanımlandı.

## 2.6. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Programında Modellere Uygulanan Etken ve Sınır Şartlar

Birleştirilen model üç boyutlu uzayda serbesttir. Boşlukta duran bu modelin analizlerinin yapılabilmesi için belirli noktalardan sabitlenmesi ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir (Şekil 2.15). Sonlu eleman stres analizi çalışmalarında belirlenen modellerin desteklenmesi için en az iki düzlemde sabitlenmesi gereklidir. Bu düzlemler analiz yapılacak bölgelerden uzak noktalardan geçmelidir. Aksi takdirde, oluşan stresler destek düzlemlere kadar aktarılır ve sonuçlar yanlış yorumlanabilir. Oluşturulan sınırlamalar sayesinde problem tanımlanan bölge içerisinde çözümlenebilir.

Bu amaçla model kafatasının üst ve arka bölgesinden her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenerek sistem sınırlandırıldı.



Şekil 2. 15. Model kafatasının üst ve arka bölgesinden sabitlenmiştir

## 2.7. Materyal Özellikleri

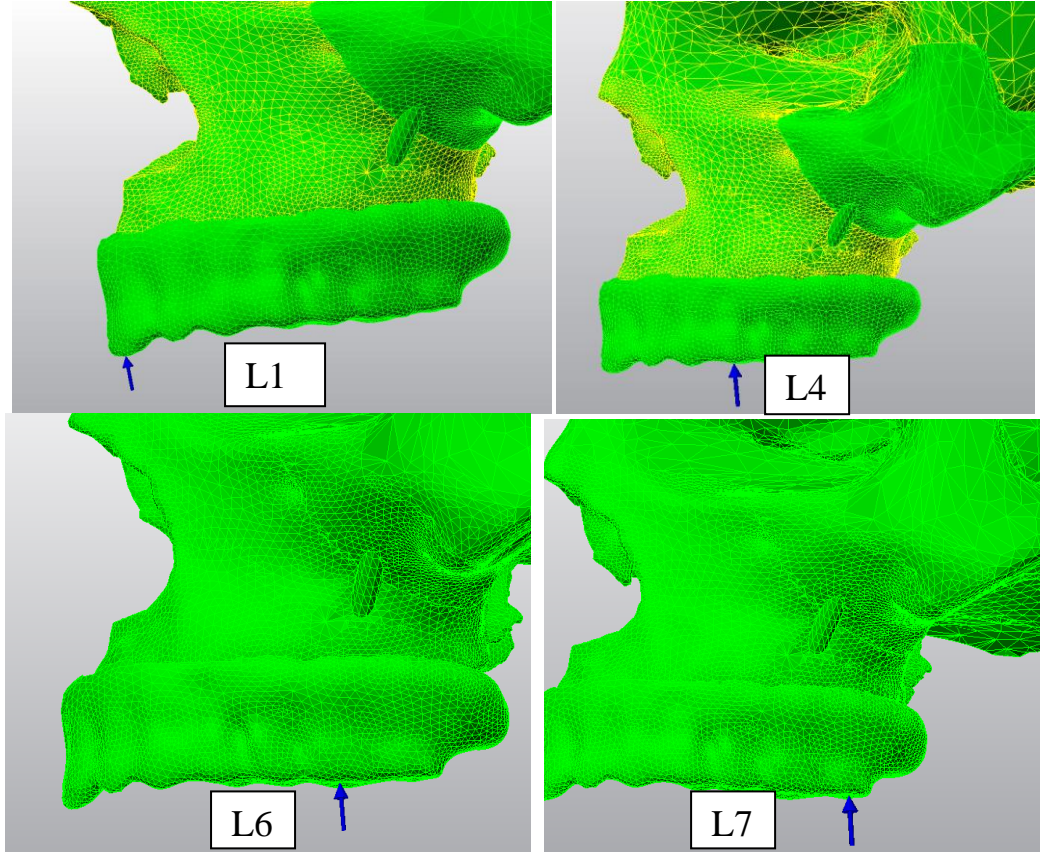
Bu çalışmada kullanılan tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir. Trabeküler kemiğin modellenmesinde Misch'in (1988) posterior maksillada greftleme sonrası %40 oranıyla karakteristik yapı olarak belirttiği D4 kemik türü kullanılmış ve D4 kemiğe ait materyal özelliği tanımlandı (Sevimay ve ark. 2005). Metal altyapı olarak titanyum (Ti), tercih edildi. Greft materyali olarak sentetik alloplastik kemik grefti simüle edildi. Sistem elemanları için kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri Tablo 2.2'de verilmiştir.

Materyal	Young's Modulu (MPa)	Poisson Oranı	Referanslar
Mukoza	2.8	0,4	Cheng ve ark.
Kortikal kemik	13400	0,3	Geng ve ark.
Titanyum implant	110000	0,33	Geng ve ark.
Süngerimsi Kemik	1000	0,3	Meyer ve ark.
Zigoma	11057	0,3	Geng ve ark.
Sinüs	13400	0,3	Sevimay ve ark.
pmma	3000	0,35	Sevimay ve ark.
Greft Materyali	3450	0.31	Huang ve ark.
Metal alt yapı	100000	0.3	Ujigawa ve ark.

Tablo 2. 2. Kullanılan materyal değerleri

## 2.8. Yükleme Koşulları

Bütün modellerde yükleme aynı noktalardan, aksiyal eksenle 90° lik açıyla, hazırlanan üç boyutlu katı modellere 1,4,6,7 numaralı dişler bölgesinden vertikal yönlü olmak üzere 150N dik kuvvet uygulandı (Şekil 2.16).



Şekil 2. 16. Dişlerden uygulanan 150 N kuvvet

- L 1: Santral dişten yapılan yükleme
- L 4: Birinci premolardan yapılan yükleme
- L 6: Birinci molardan yapılan yükleme
- L 7: İkinci molardan yapılan yükleme

## 2.9. Sonlu Elemanlar Analizi Programında Analiz Sonuçlarının Alınması

Çalışmamızda 2 farklı tasarımda, 4 yükleme koşulunda toplam 8 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirildi.

Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Amaç, elde edilen değerlerin ve stres dağılımlarının dikkatli bir şekilde incelenmesi ve yorumlanmasıdır. Bu ve benzeri çalışmalar sonunda varılacak klinik sonuçlar açısından, elde edilen verilerin en doğru ve güvenilir şekilde değerlendirilmesi çok önemlidir.

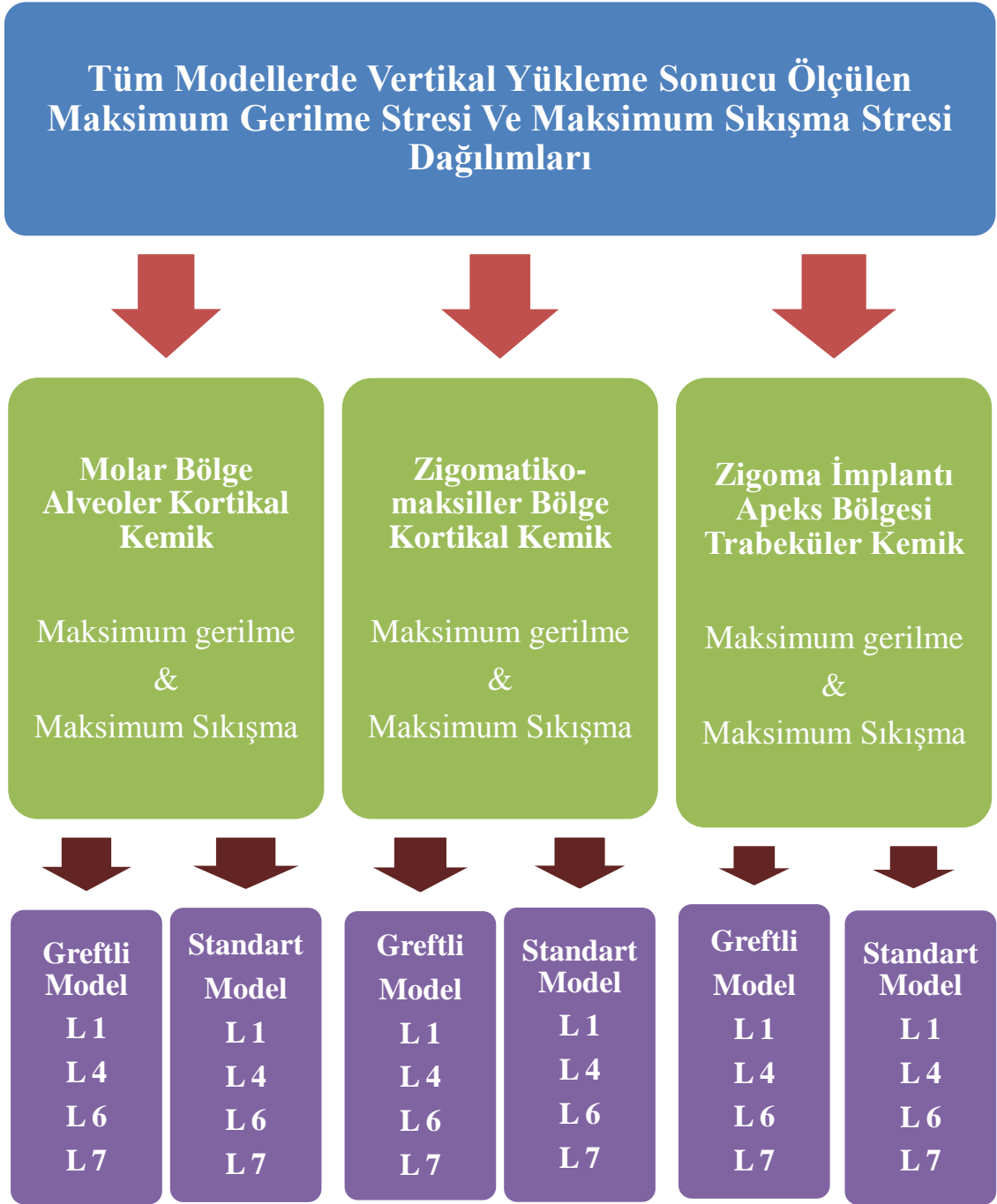
Veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır. Kırılgan materyaller (kemik, greft materyalleri gibi) için asal gerilim (principal stress) değerleri önemlidir. Bu verilerden elde edilecek en yüksek asal gerilim (maksimum principal stress) modelde oluşan gerilme (çekme) tipi gerilimi, en düşük asal gerilim (minimum principle stress) ise modelde oluşan sıkışma tipi gerilimi ifade eder. İmplant ve abutment materyali olarak kullanılan titanyum ve metal alaşımlarda oluşan stresler incelenirken ise özellikle Von Misses stresleri dikkate alınır (Gümüş, 2007, s. 28). Çekilebilir malzemeler için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Misses değerleri genel olarak tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında da fikir verebilmektedir (Shigley, 2004, s. 260-266). Analizler sonunda elde edilen bulgular dağılım skalaları ile değerlendirilir. Tüm stres değerleri renk ve miktar skalaları ile gösterilmektedir. Elde edilen sonuçlar daha sonra karşılaştırmalı olarak değerlendirildi.

### 3. BULGULAR

Üç boyutlu modeller üzerinde yapılan sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda; zigoma implantlarının ve metal alt yapının bünyesinde oluşan Von Misses stresleri; zigoma implantının çıkış bölgesi olan 1. molar bölge alveoler kortikal kemik, zigoma implantının apeks bölgesindeki zigomatik trabeküler kemik, zigomatikomaksiller sutur gibi tüm implant-destek doku ara yüzleri bünyesinde oluşan gerilme ve sıkışma stresi bulguları belirli bir düzen içerisinde sunulmuştur (Şekil 3.1 ve Şekil 3.2).

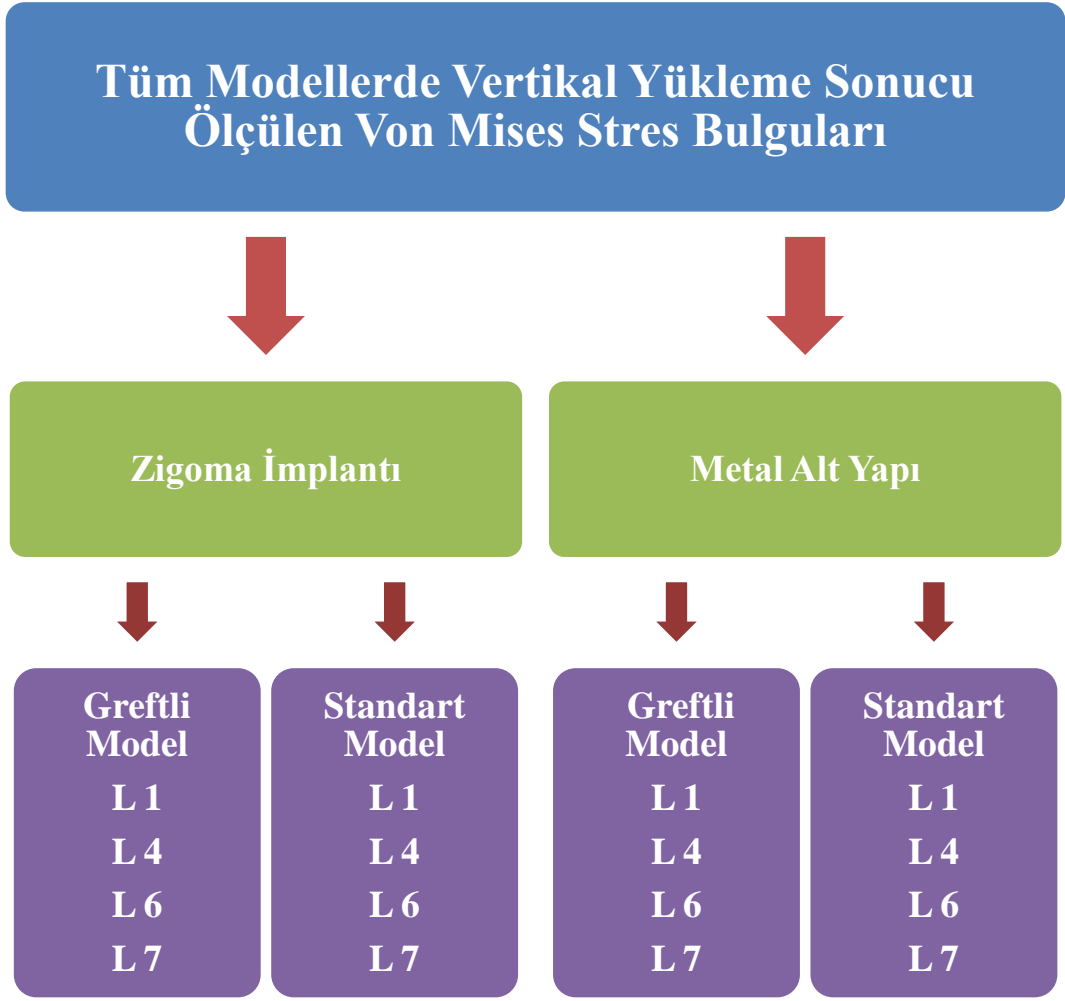
Araştırma sonunda elde edilen bulgularda kullanılan materyallerin özellikleri belirleyici olmuştur. Sonlu elemanlar stres analizlerinde kemik doku gibi kırılğan özellikteki dokuların stres değerlerinin belirlenmesinde daha doğru sonuçlar veren Principle (Asal) Stres (Maksimum Principle Stres = Gerilme stresi, Minimum Principle Stres = Sıkışma stresi) değerlerinden; titanyum gibi çekilebilir ve dövülebilir materyallerin stres değerlerinin belirlenmesinde ise daha güvenli sonuç veren Von Misses Stres değerlerinden faydalanılmıştır. Von Misses stres değerleri kırılğan materyallerin bünyesinde streslerin dağılımı hakkında bir fikir verirken oluşan streslerin türü hakkında bir fikir vermemektedir.

Çalışmamızda, sinüs ogmentasyonlu ve ogmentasyon olmadan uygulanan zigoma implantlarının mastikatör stresler karşısında oluşan stresleri karşılaştırmak üzere hazırlan 2 farklı tedavi modeline ait stres değerleri, renkli dağılım skalaları ve tablolar kullanılarak gösterilmiştir. Farklı destek dokulardaki gerilme ve sıkışma stresleri implantların bukkal, palatinal, mesial ve distal yüzlerindeki implant-destek doku arayüzlerinde ölçülmüş, tablolarda maksimum gerilme ve maksimum sıkışma streslerinin rakamsal değerleri vurgulanmıştır.



Şekil 3. 1. Gerilme ve sıkışma bulgularının değerlendirilmesi için kullanılan akış şeması ( L 1; santral diştten yapılan yükleme, L 4; premolar bölgeden yapılan yükleme, L 6; 1. molardan yapılan yükleme, L 7; 2. molardan yapılan yükleme)





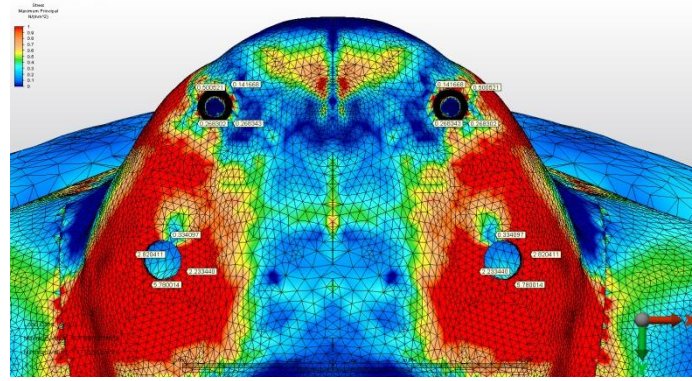
Şekil 3. 2. Von Misses stres bulgularının değerlendirilmesi için kullanılan akış şeması

### 3.1. Ogmentasyonlu/Greftli ve Ogmentasyonsuz/Standart Modellerde Ölçülen Maksimum Gerilme ve Maksimum Sıkışma Stresleri

Birbirinden farklı 2 tedavi alternatifini temsil eden modellerde üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yapmak üzere oluşturulan modellerin her birindeki destek dokularında farklı bölgelerden yapılan oklüzal yükleme sonrası ölçülen maksimum gerilme ve maksimum sıkışma stresleri ve dağılım değerlendirilmiştir.

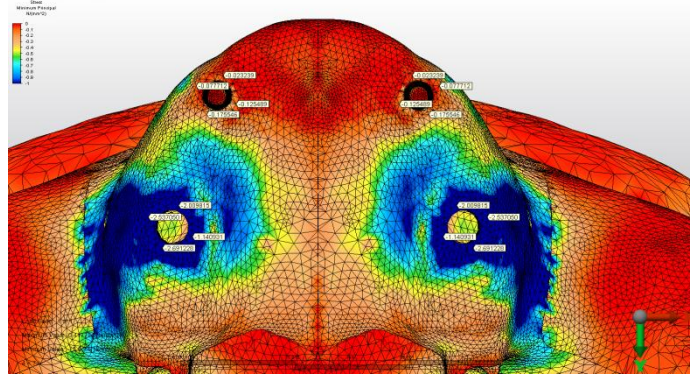
Yükleme sonrası tüm modellerdeki destek dokularında oluşan gerilme ve sıkışma stresleri birbirleriyle kıyaslandığında:

- i. Zigoma implantının çıkış bölgesindeki alveoler kortikal kemikte ölçülen maksimum gerilme stresleri, her iki modelde de implantların distal yüzeylerindeki alveoler kortikal kemikte daha fazla olmak üzere; en yüksek değer, "L 1" santral dişten yapılan vertikal oklüzal yüklemde, ogmentasyonsuz modelde zigoma impantının distal yüzünde olmuştur ve 5,780014 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 3.3);



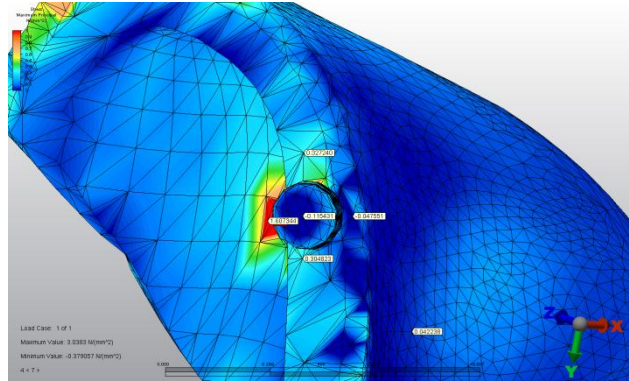
Şekil 3. 3. Standart Model'de L 1 yüklemde, alveoler kortikal kemikte ölçülen maksimum gerilme stresleri

- ii. Zigoma implantının çıkış bölgesindeki alveoler kortikal kemikte ölçülen maksimum sıkışma stresleri, her iki modelde de, L 7 yüklemde ve zigoma implantının distal yüzeyindeki alveoler kemikte daha fazla olmak üzere; en yüksek değer, L 7 yüklemde, Ogmentasyonsuz Model'de, distal yüzünde ve -2.691228 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil 3.4.);



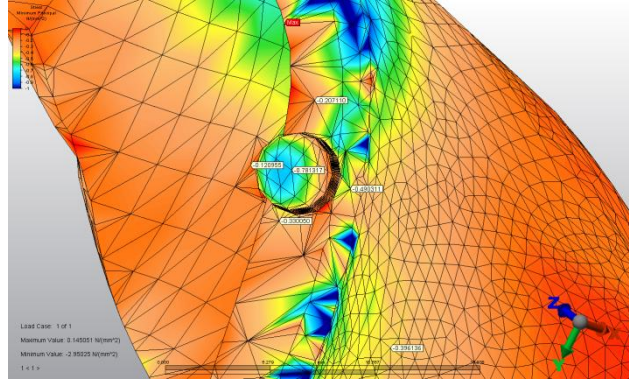
Şekil 3. 4. Standart Model'de L 7 yükleme esnasında, alveoler kortikal kemikte ölçülen maksimum sıkışma stresleri

- iii. Zigoma implantı apeks bölgesindeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum gerilme stresleri her iki modelde L 7 yükleme esnasında ve zigoma implantlarının palatinal yüzeylerinde daha fazla olmak üzere en yüksek değer, Ogmentasyonsuz Model'de zigoma implantının palatinal yüzeyinde 1.607344 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil 3.5)



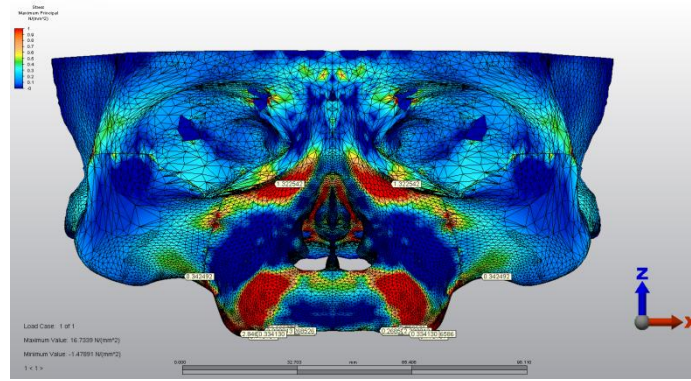
Şekil 3. 5. Standart Model'de L 7 yükleme esnasında, Zigoma implantı apeks bölgesindeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum gerilme stresleri

- iv. Zigoma implantı apeks bölgesindeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum sıkışma stresleri her iki modelde L 1 yükleme esnasında ve zigoma implantlarının apikal yüzeylerinde daha fazla olmak üzere en yüksek değer, Ogmentasyonsuz Model'de zigoma implantının apikal yüzeyindeki trabeküler kemikte -0.781317 MPa olarak ölçülmüştür. (Şekil 3.6.)



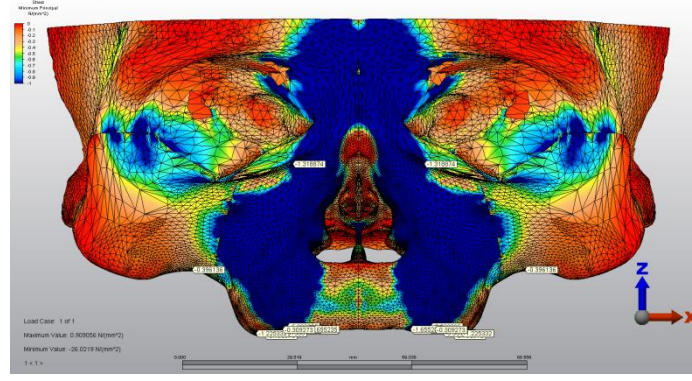
Şekil 3. 6. Standart Model'de L 1 yükleme esnasında, Zigoma implantı apeks bölgesindeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum sıkışma stresleri

- v. Zigomatikomaksiller süturda ölçülen maksimum gerilme stresleri, iki her modelde de L1 yükleme esnasında yüksek değerlere sahip olmak üzere en yüksek değer, Ogmentasyonlu Model'de L 1 yükleme esnasında 0.342492 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 3.7).



Şekil 3. 7. Ogmentasyonlu/Greftli Model'de L 1 yükleme esnasında, Zigomatikomaksiller süturda ölçülen maksimum gerilme stresleri

- vi. Zigomatikomaksiller süturda ölçülen maksimum sıkışma stresleri, iki her modelde de L1 yükleme esnasında yüksek değerlere sahip olmak üzere en yüksek değer, Ogmentasyonsuz Model'de L 1 yükleme esnasında -0.396136 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 3.8).



Şekil 3. 8. Stadarnt Model'de L 1 yüklemesi esnasında, Zigomatikomaksiller sutureda ölçülen maksimum sıkışma stresleri

### 3.1.1. Alveolar Kortikal Kemikte Ölçülen Maksimum Gerilme Streslerinin Dağılımları

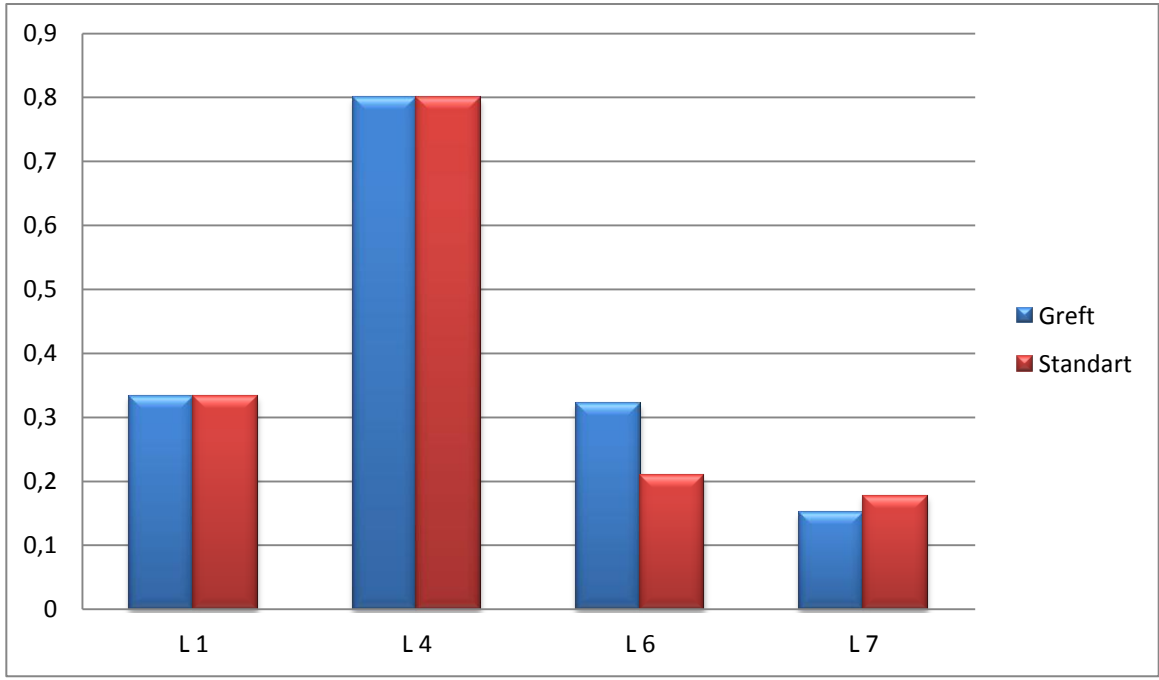
Yüklemesi sonrası her iki modeldeki zigoma implantlarının alveolar kortikal kemik çıkış bölgesindeki maksimum gerilme stres dağılımları, yüklemesi bölgelerine göre incelenmiştir (Tablo 3.1).

Stres Bölgesi	Yükleme Bölgesi Model	L 1	L 4	L 6	L 7
		Santral Keser	Brinci Premolar	Birinci Molar	İkinci Molar
Mesial	Greftli	0.334130	0.799814	0.322247	0.151635
	Standart	0,334097	0.800313	0.208257	0.177664
Bukkal	Greftli	2.846586	0.875086	0.347637	0.320030
	Standart	2.820411	0.940756	0.481045	0.499139
Palatinal	Greftli	2.230913	0.975774	0.053734	0.322022
	Standart	2.233440	0.977203	0.180753	0.220510
Distal	Greftli	<b>5.775131</b>	1.991554	0.389170	0.528326
	Standart	<b>5.780014</b>	1.994020	0.601870	0.632525

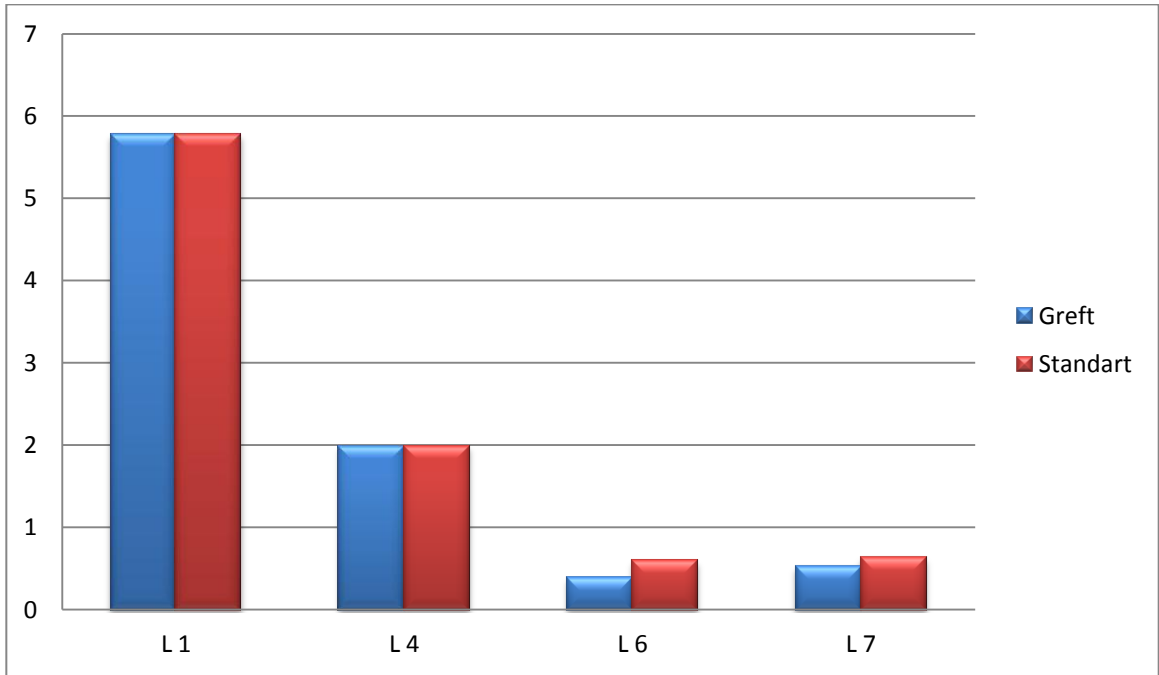
Tablo 3. 1. Zigoma implantlarının alveoler kortikal kemik çıkış bölgesindeki maksimum gerilme stres dağılımları (MPa)

Maksimum gerilme stres dağılımları L 1 yükleme esnasında incelendiğinde, en yüksek değeri ogmentasyonsuz modelde ve distal yüzeyde göstermiştir. Bütün yükleme aşamalarına bakıldığı zaman, ogmentasyonsuz modelde distal yüzeyin en yüksek değerlere sahip olduğu görülmektedir.

Oluşturan her iki modelde mesial yüzeyler göz önünde bulundurulduğunda, L 4 yükleme esnasında en yüksek değerler ölçülmüştür Yine her iki modelde de, L 1 yükleme esnasında mesial yüzey hariç, tüm yüzeylerde en yüksek değerler gözlenmiştir. Ölçümlerde sadece mesial yüzey baz alınarak değerlendirme yapılırsa, yükleme bölgelerine göre gerilim stresinin dağılımı şekil 3.9'da gösterilirken, distal yüzey baz alındığında oluşan gerilim streslerinin dağılımı şekil 3.10'da gösterilmiştir.



Şekil 3. 9. Mesial yüzey baz alınarak yapılan maksimum gerilim streslerinin dağılımı (MPa)



Şekil 3. 10. Distal yüzey baz alınarak yapılan maksimum gerilim streslerinin dağılımı (MPa)

### 3.1.2. Alveoler Kortikal Kemikte Ölçülen Maksimum Sıkışma Streslerinin Dağılımları

Yükleme sonrası her iki modeldeki zigoma implantlarının alveoler kortikal kemik çıkış bölgesindeki maksimum sıkışma stres dağılımları, yükleme bölgelerine göre incelenmiştir (Tablo 3.2).

Stres Bölgesi	Yükleme Bölgesi		L 1 Santral Keser	L 4 Birinci Premolar	L 6 Birinci Molar	L 7 İkinci Molar
	Model					
Mesial	Greftli		-0.589450	-0.881239	-1.389622	-1.885538
	Standart		-0.587306	-0.880335	-1.648455	-2.009815
Bukkal	Greftli		-0.334545	-0.534322	-1.522048	-2.165900
	Standart		<b>-1.225332</b>	-0.633172	-1.635573	-2.537050
Palatinal	Greftli		-0.309065	-0.266735	-1.070178	-1.185031
	Standart		-0.309273	-0.267309	-0.440545	-1.140931
Distal	Greftli		-0.194091	-0.283095	-1.230939	<b>-2.626329</b>
	Standart		-0.193976	-0.283236	-1.519193	<b>-2.691228</b>

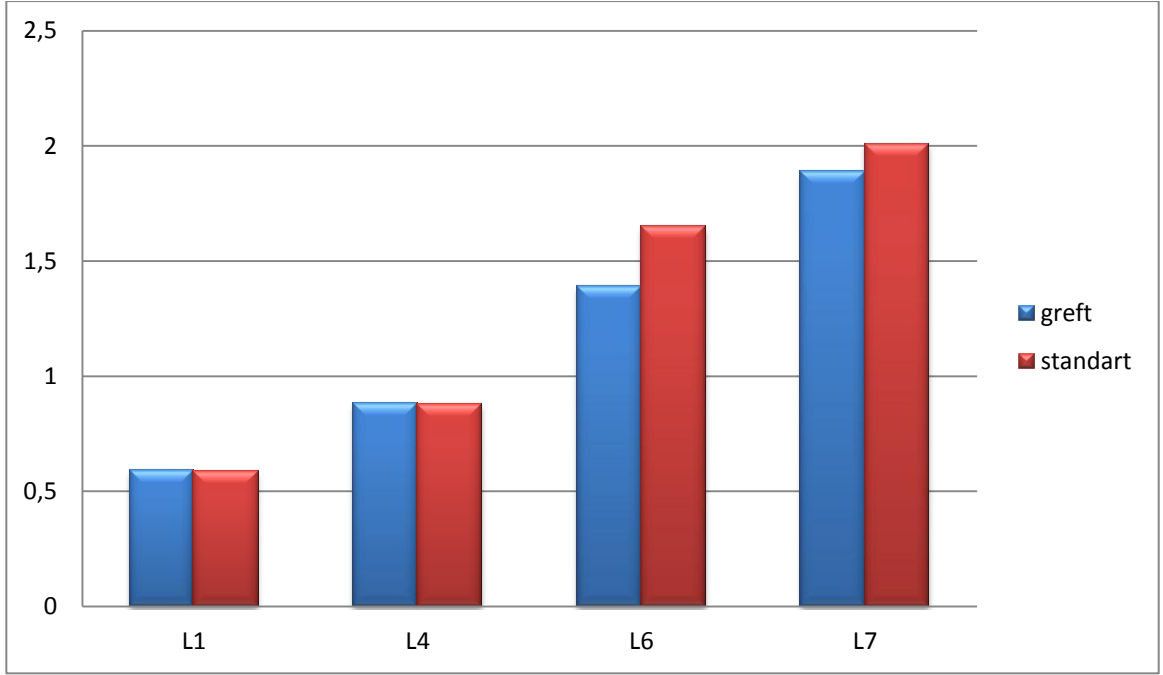
Tablo 3. 2. Zigoma implantlarının alveoler kortikal kemik çıkış bölgesindeki maksimum sıkışma stres dağılımları (MPa)

Maksimum sıkışma stres dağılımları L 7 yüklemesi esnasında incelendiğinde, her iki modelde de en yüksek değeri distal yüzeyde göstermiştir. Tablonun bütününe bakıldığında zaman en yüksek değerin standart modelde L 7 yüklemesi esnasında distalde olduğu görülmektedir. Bütün yüklemesi aşamalarına bakıldığında zaman, en yüksek değerlerin L 7 yüklemesi esnasında olduğu sahne olduğu görülmektedir.

Oluşturan her iki modelde L 1 yüklemesi göz önünde bulundurulduğunda, standart modelin bukkal yüzeyinde en yüksek değeri ölçülmüştür. Tablonun geneline bakıldığında yüklemesi bölgesi posteriora gittikçe maksimum sıkışma stres değerlerinde arttığı görülürken, bu durum, standart modelin bukkal ve palatinal yüzeylerinde ve greftli modelin palatinal yüzeyinde aynı şekilde olmamıştır. Bu yüzeylerde L 1 yüklemesi esnasında oluşan maksimum



sıkışma stresi değerleri L 4 yükleme esnasında oluşan değerlerden daha büyüktür. Ancak L 6 ve L 7 yükleme esnaslarında bu durum tekrar diğer yüzeylerle uyum göstermiştir. Ölçümlerde sadece mesial yüzey baz alınarak değerlendirme yapılırsa, yükleme bölgelerine göre gerilim stresinin dağılımı Şekil 3.11'de gösterilmiştir.



Şekil 3. 11. Mesial yüzey baz alınarak yapılan maksimum sıkışma streslerinin dağılımı (MPa)

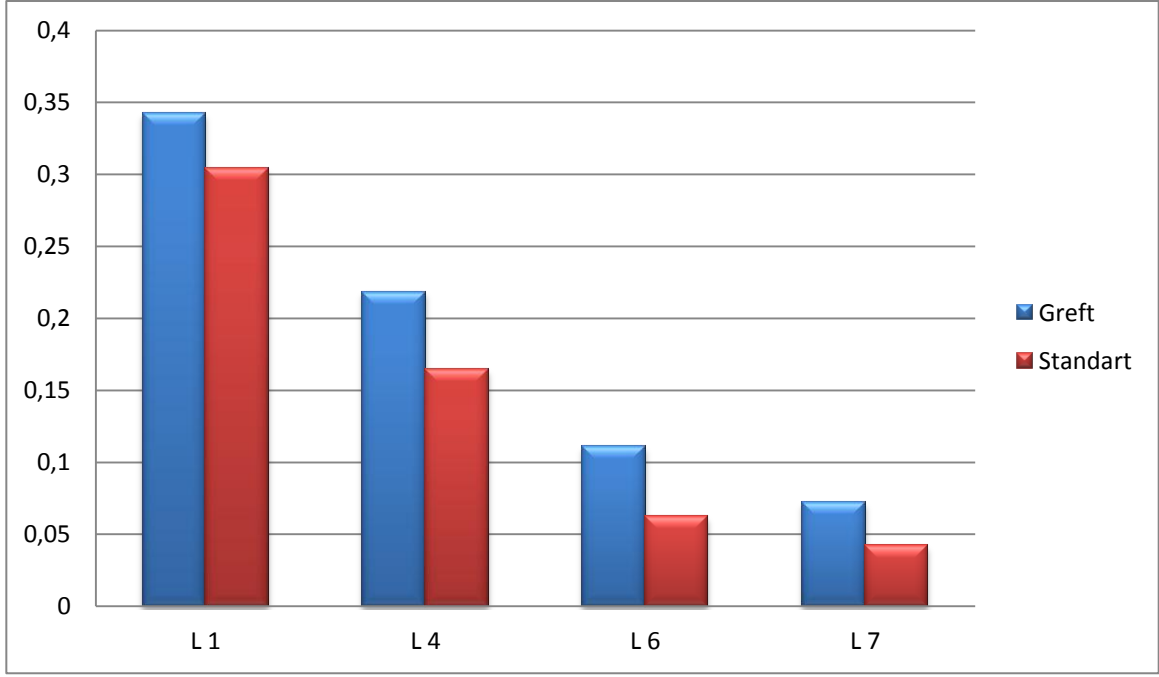
### 3.1.3. Zigomatikomaksiller Bölge Kortikal Kemikte Ölçülen Maksimum Gerilim Streslerinin Dağılımları

Yükleme sonrası her iki modeldeki zigoma implantlarının zigomatikomaksiller sutur bölgesindeki kortikal kemikte ölçülen maksimum gerilim stres dağılımları, yükleme bölgelerine göre incelenmiştir (Tablo 3.3).

Yükleme Bölgesi Model	L 1	L 4	L 6	L 7
Greftli	<b>0.342492</b>	0.218583	0.110655	0.072382
Standart	<b>0.304069</b>	0.164806	0.062674	0.042238

Tablo 3. 3. Zigoma implantlarının zigomatikomaksiller suturdaki maksimum gerilim stres dağılımları (MPa)

Maksimum gerilim stres dağılımları oluşturulan her iki modelde de incelendiğinde, L 1 yükleme bölgesinden L 7 yükleme bölgesine gidildikçe, gerilim stres değerlerinin azaldığı görülmektedir. Her iki modelde de en yüksek değerler, L 1 yükleme esnasında görülmüştür. Greftli model tüm yükleme bölgerinden standart modelden daha fazla maksimum gerilim stresi değerleri göstermiş, aynı zamanda tüm model ve yüklemeler göz önünde bulundurulduğunda greftli model, L 1 yükleme esnasında en yüksek maksimum gerilim stres değerini göstermiştir (Şekil 3.12).



Şekil 3. 12. Zigomatikomaksiler süturda oluşan maksimum gerilim streslerinin dağılımı (MPa)

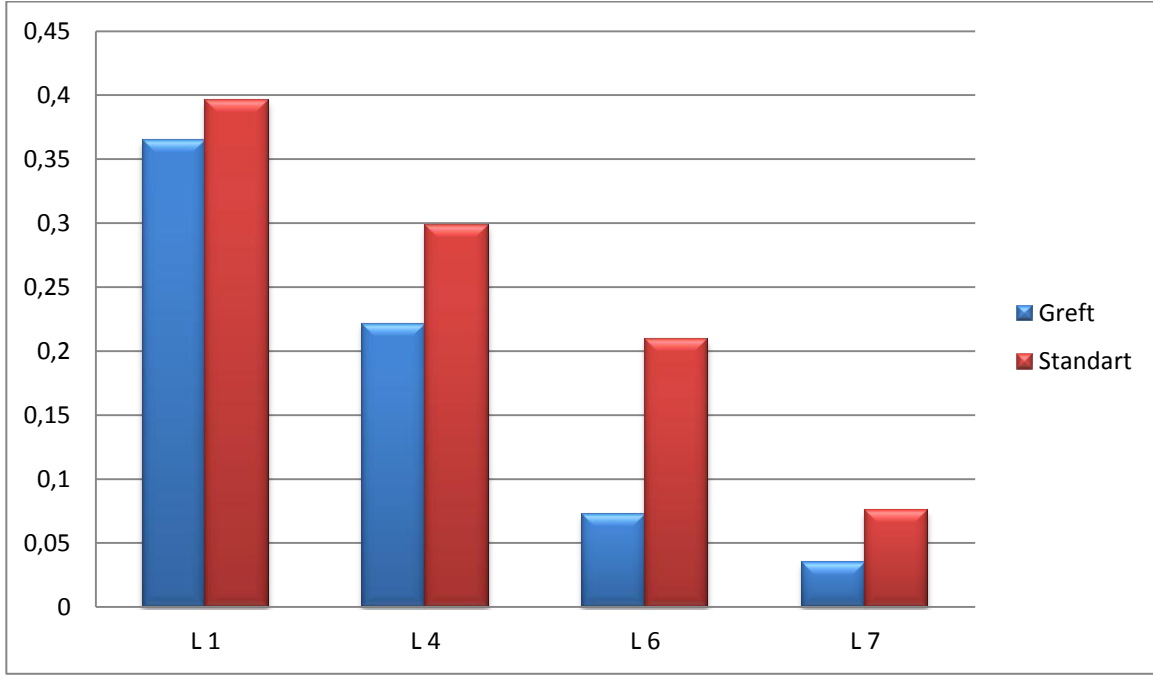
### 3.1.4. Zigomatikomaksiller Bölge Kortikal Kemikte Ölçülen Maksimum Sıkışma Streslerinin Dağılımları

Yükleme sonrası her iki modeldeki zigoma implantlarının zigomatikomaksiller sutur bölgesindeki kortikal kemikte ölçülen maksimum sıkışma stres dağılımları, yükleme bölgelerine göre incelenmiştir (Tablo 3.4).

Yükleme Bölgesi \ Model	L 1	L 4	L 6	L 7
Graft	<b>-0.364509</b>	-0.221529	-0.072823	-0.034902
Standart	<b>-0.396136</b>	-0.298214	-0.209247	-0.075686

Tablo 3. 4. Zigoma implantlarının zigomatikomaksiller suturdaki maksimum sıkışma stres dağılımları (MPa)

Maksimum sıkışma stres dağılımları, oluşturulan her iki modelde de incelendiğinde bütün yükleme bölgelerinde standart modelin maksimum sıkışma stres değerlerinin greftli modelden yüksek olduğu görülmektedir. İki modelde de en yüksek değerler L 1 yükleme bölgesinde görülürken, yükleme posteriora ilerledikçe oluşan maksimum sıkışma stres değerlerinin diğer bölgelere göre azaldığı görülmektedir. En düşük maksimum sıkışma stres değerine L 7 yükleme esnasında greftli modelin gösterdiği görülmüştür (Şekil 3.13).



Şekil 3. 13. Zigomatikomaksiler sütürda oluşan maksimum sıkışma streslerinin dağılımı (MPa)

### 3.1.5. Zigoma İmplantı Apeks Bölgesindeki Trabeküler Kemikte Ölçülen Maksimum Gerilim Streslerinin Dağılımları

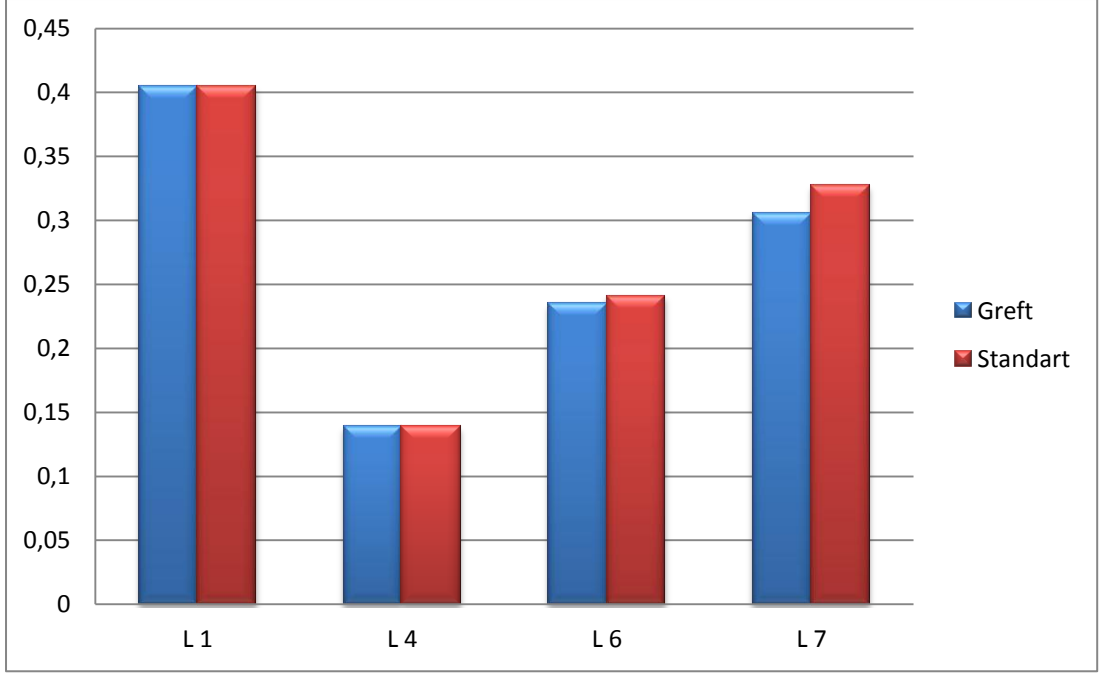
Yükleme sonrası her iki modeldeki zigoma implantlarının apeks bölgesi trabeküler kemikte ölçülen maksimum gerilim streslerinin dağılımları, yükleme bölgelerine göre incelenmiştir (Tablo 3.5).

Stres bölgesi	Yükleme Bölgesi		L 1	L 4	L 6	L 7
	Model					
Mesial	Greftli		0.404492	0.139261	0.235283	0.305783
	Standart		0.404980	0.139268	0.241452	0.327240
Bukkal	Greftli		0.491819	0.169149	-0.038808	-0.035922
	standart		0.486520	0.166628	-0.044891	-0.047551
Palatinal	Greftli		0.420009	0.781922	1.296389	<b>1.561831</b>
	Standart		0.422330	0.783411	1.284310	<b>1.607344</b>
Distal	Greftli		0.155164	0.071480	0.213324	0.296912
	Standart		0.154303	0.070856	0.201640	0.304823
Apikal	Greftli		-0.123923	-0.126612	-0.122250	-0.114260
	Standart		-0.124191	-0.126762	-0.124222	-0.115431

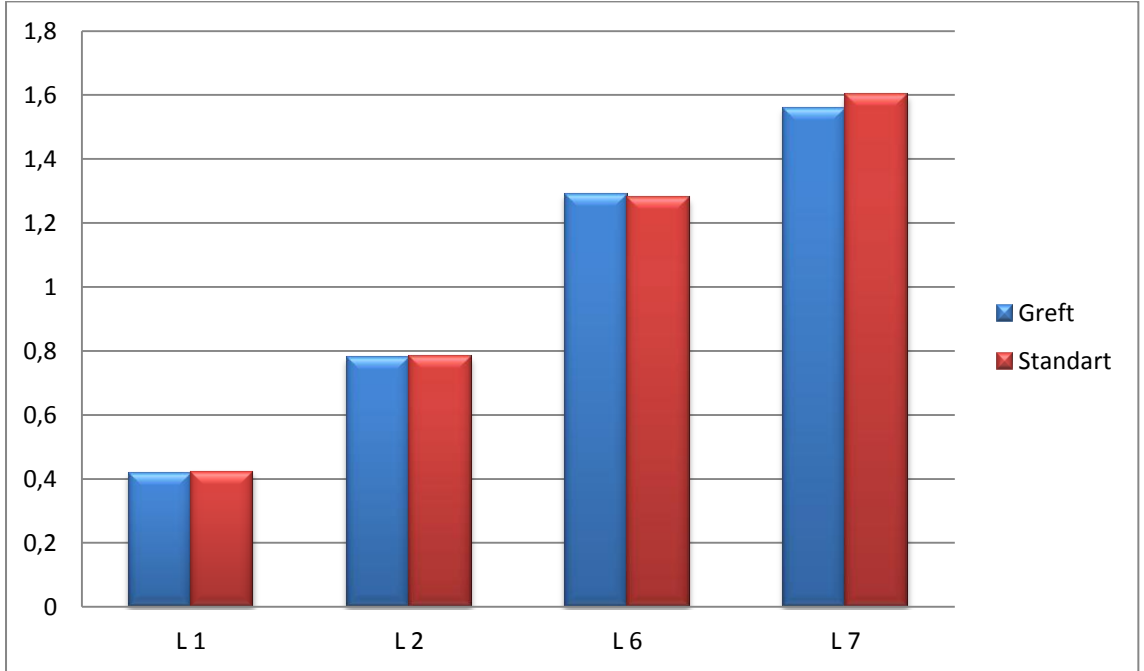
Tablo 3. 5. Zigoma implantlarının apeks bölgesindeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum gerilim streslerinin dağılımları (MPa)

Oluşturulan her iki modele bakıldığında, zigoma implantlarının apeks bölgesindeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum gerilim streslerinin en yüksek değere her iki modelde de L 7 yüklemesi esnasında palatinal bölgede sahip olduğu görülmüştür. Değerler, yüklemesi bölgelerine göre incelendiğinde, L 1 yüklemesi esnasında en yüksek değer her iki modelde de bukkal yüzeyde görülürken, diğer yüklemesi bölgelerinde (L4, L6, L7) en yüksek değerlerin her iki model için de palatinal yüzeyde olduğu görülmüştür.

Zigoma implantlarının apeks bölgesindeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum gerilim stresleri, implantların apikal yüzeyinde bütün yüklemesi esnasında negatif değerlere sahiptir. Apikal bölge dışında bukkal yüzeyde L 6 ve L 7 yüklemesi esnasında negatif değer göstermiştir. Mesial yüzey baz alınarak yapılan grafikte (Şekil 3.14) değerlerde önce azalış sonra artış görülse de, palatinal yüzeyler baz alınarak yapılan grafikte düzenli artış görülmektedir (Şekil 3.15).



Şekil 3. 14. Zigoma implantlarının apeks bölgesindeki mesial yüzeydeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum gerilim streslerinin dağılımları (MPa)



Şekil 3. 15. Zigoma implantlarının apeks bölgesindeki palatinal yüzeydeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum gerilim streslerinin dağılımları (MPa)

### 3.1.6. Zigoma İmplantı Apeks Bölgesindeki Trabeküler Kemikte Ölçülen Maksimum Sıkışma Streslerinin Dağılımları

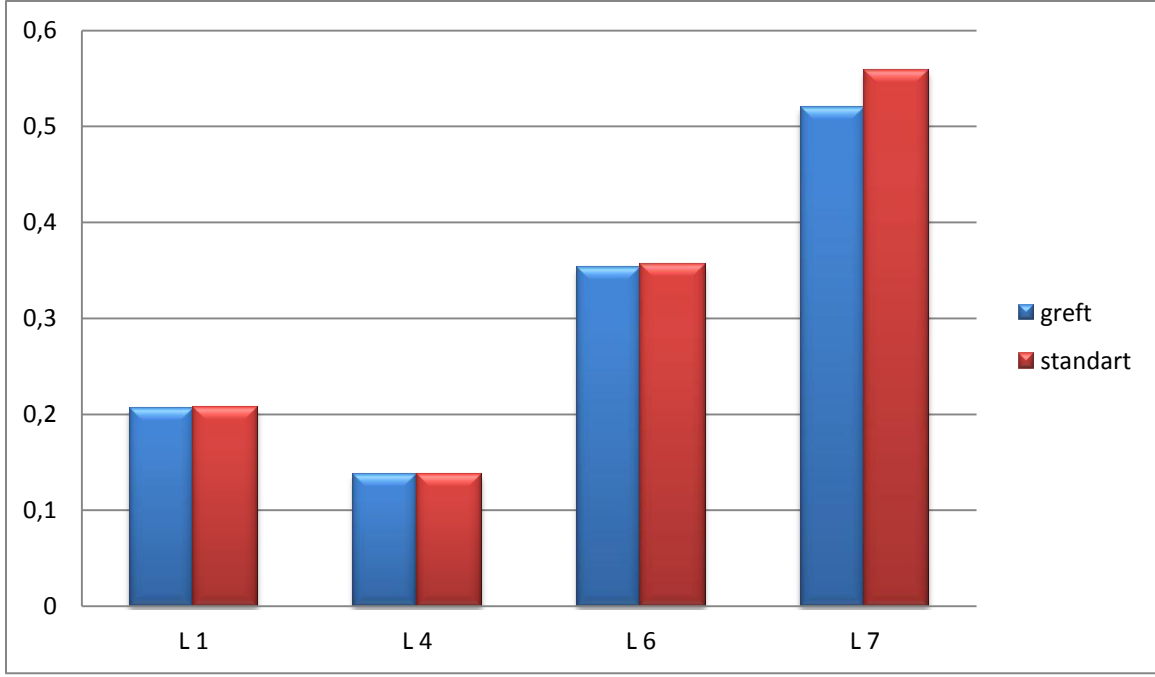
Yükleme sonrası her iki modeldeki zigoma implantlarının apeks bölgesi trabeküler kemikte ölçülen maksimum sıkışma streslerinin dağılımları, yükleme bölgelerine göre incelenmiştir (Tablo 3.6).

Stres Bölgesi	Yükleme Bölgesi Model	L 1	L 4	L 6	L 7
		Mesial	Greftli	-0.205978	-0.137588
	Standart	-0.207110	-0.137766	-0.356450	-0.558607
Bukkal	Greftli	-0.487699	-0.516027	-0.551927	-0.680471
	Standart	-0.490311	-0.517482	-0.568079	-0.707940
Palatinal	Greftli	-0.120675	-0.095350	-0.137200	-0.155515
	Standart	-0.120955	-0.095625	-0.143128	-0.167256
Distal	Greftli	-0.329064	-0.078161	-0.076244	-0.111896
	Standart	-0.330050	-0.078202	-0.076127	-0.120057
Apikal	Greftli	<b>-0.780010</b>	-0.742745	-0.730323	-0.720533
	Standart	<b>-0.781317</b>	-0.743506	-0.740958	-0.733470

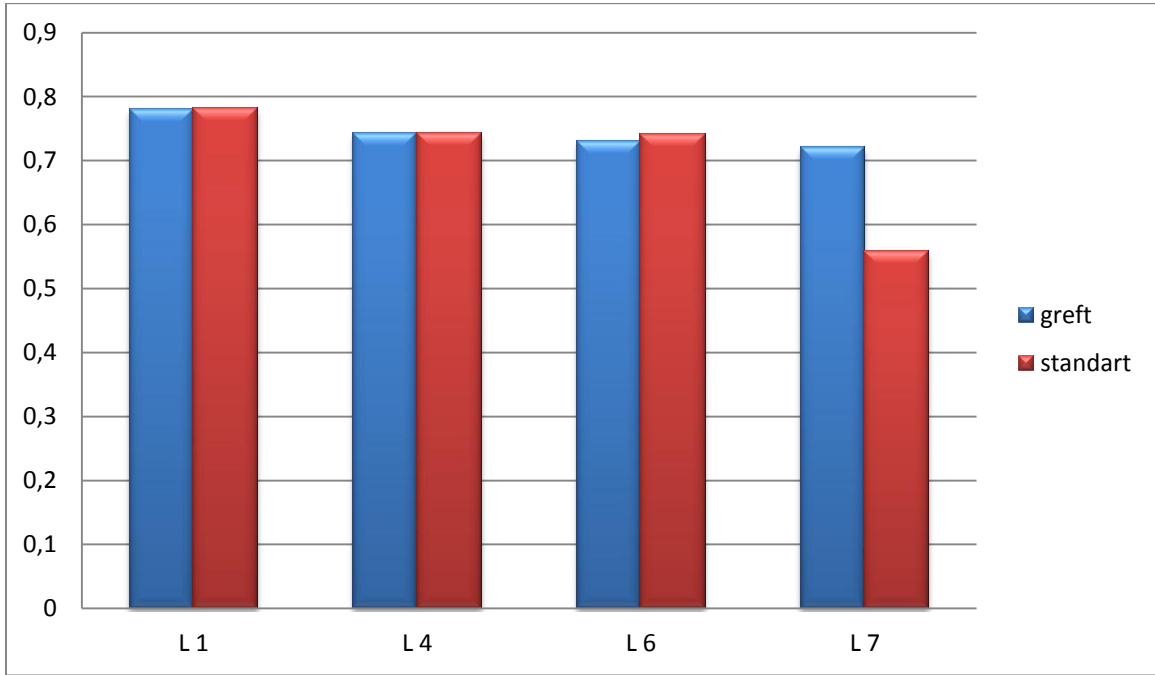
Tablo 3. 6. Zigoma implantlarının apeks bölgesindeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum sıkışma streslerinin dağılımları (MPa)

Oluşturulan her iki modele bakıldığında, mesial yüzeyler göz önünde tutulduğunda L 4 yüklemeye değerler düşüş gösterirken diğer bölgelerde tekrar artış olmuştur (Şekil 3.16). Zigoma implantlarının apeks bölgesindeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum sıkışma stresleri en yüksek değerleri her iki modelde de L 1 yüklemeye sonrasında apikal yüzeyde göstermiştir (Şekil 3.17). Değerler, yüzeylere göre incelendiğinde, en yüksek değerlerin her iki model için de apikal yüzeylerde olduğu görülmektedir. Apikal yüzeyi, bukkal yüzey bütün yüzeylerde ikinci en yüksek maksimum sıkışma stres değerlerine sahip olarak takip etmiştir.

Zigoma implantlarının apeks bölgesindeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum sıkışma stresleri, greftli modelin palatinal yüzeyinde, bütün yüklemeler esnasında en düşük stres değerine sahip olmuştur.



Şekil 3. 16. Zigoma implantlarının apeks bölgesindeki mesial yüzeydeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum sıkışma streslerinin dağılımları (MPa)



Şekil 3. 17. Zigoma implantlarının apeks bölgesindeki apikal yüzeydeki trabeküler kemikte ölçülen maksimum sıkışma streslerinin dağılımları (MPa)



### 3.2. Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

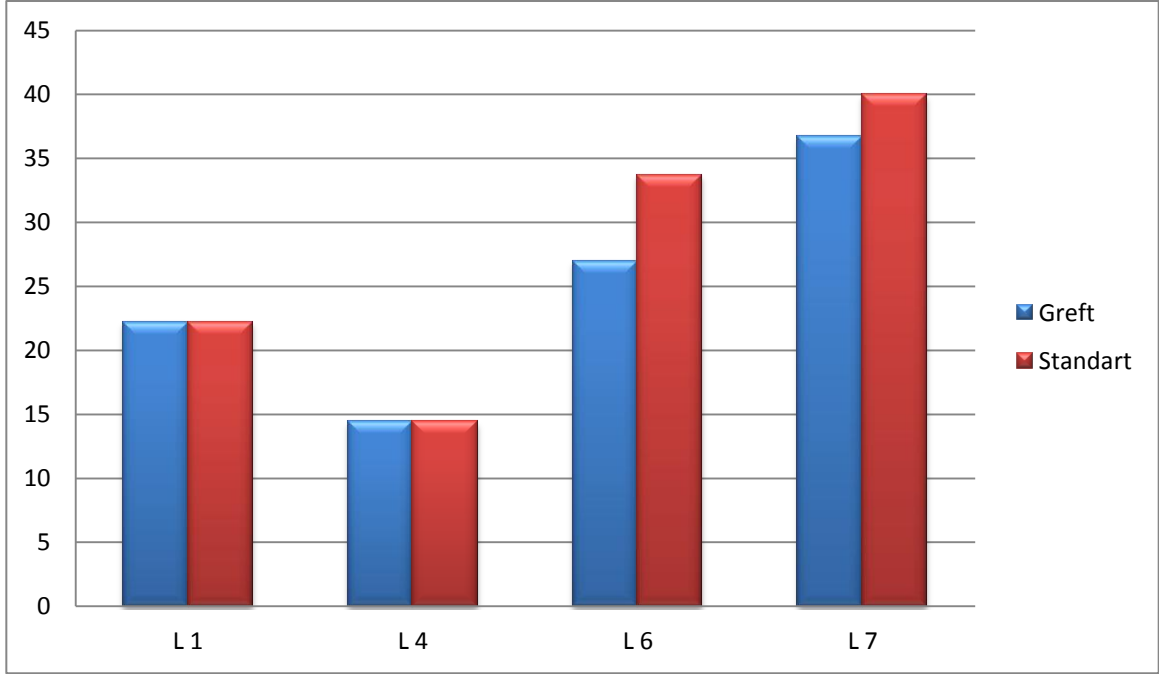
Yükleme sonrası iki modeldeki zigoma implantlarının ve metal alt yapının Von Misses stres değerleri incelenmiştir.

#### 3.2.1. Zigoma İmplantı Maksimum Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Oluşturulan her iki modeldeki, zigoma implantlarına ait maksimum Von Mises değerleri, yüklemenin yapıldığı bölgelere göre greftli ve greftsiz modeller karşılaştırılmalı olarak incelenmiştir (Tablo 3.7 ve Şekil 3.18).

	Yükleme Bölgesi	L 1	L 4	L 6	L 7
	Model				
Maksimum Von Misses Değeri	Greftli	22.2639	14.4426	26.987	<b>36.6879</b>
	Standart	22.2631	14.4435	33.7267	<b>43.2468</b>

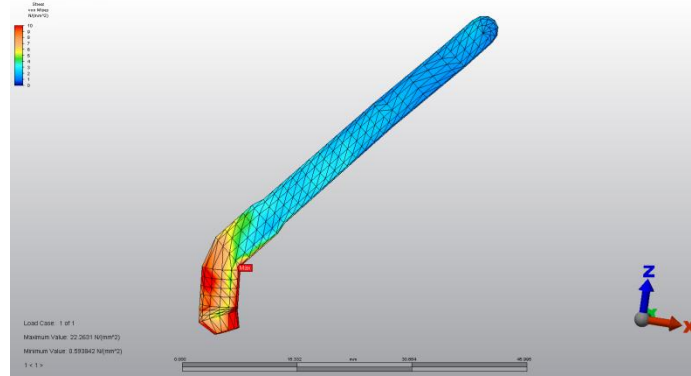
Tablo 3. 7. Greftli ve Greftsiz modeldeki zigoma implantı maksimum Von Mises Stres Değerleri (MPa)



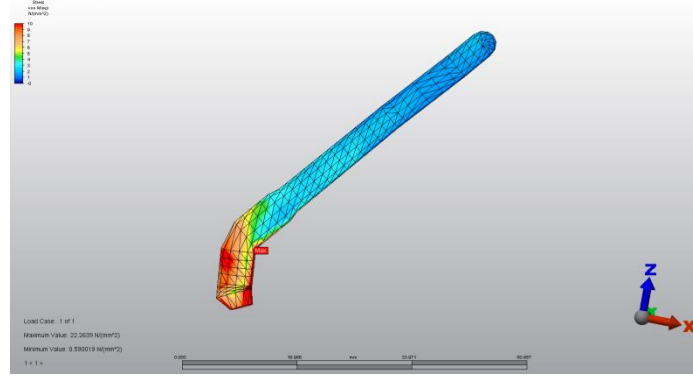
Şekil 3. 18. Greftli ve Greftsiz modeldeki zigoma implantı maksimum Von Mises Stres Değerleri (MPa)

### 3.2.1.1. L 1 Yükleme Bölgesine göre Greftli ve Greftsiz Uygulanan Zigoma İmplantı Maksimum Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Oluşturulan modellere ogmentasyonlu/greftli ve ogmentasyonsuz/standart olarak uygulanan zigoma implantlarının L 1 yükleme esnasında ölçülen maksimum Von Mises değerlerine bakıldığında; greftli modelin Von Mises değeri implantın boyun kısmının distalinde 22,2639 MPa olarak ölçülürken (Şekil 3.19), standart modelin Von Mises değeri implantın yine boyun kısmının distalinde 22,2631 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 3.20).



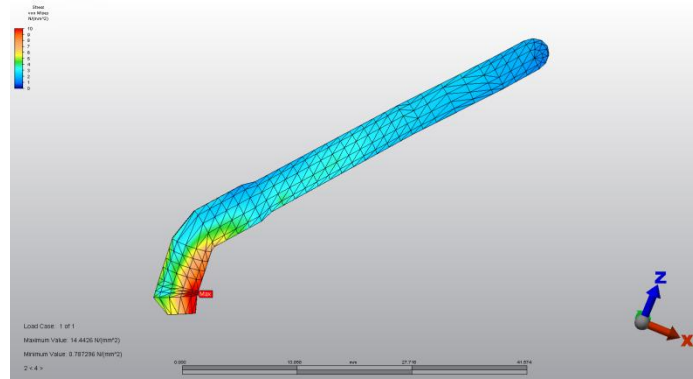
Şekil 3. 19.L 1 yüklemede, Greftli Model Zigoma implantı maksimum Von Mises Değeri



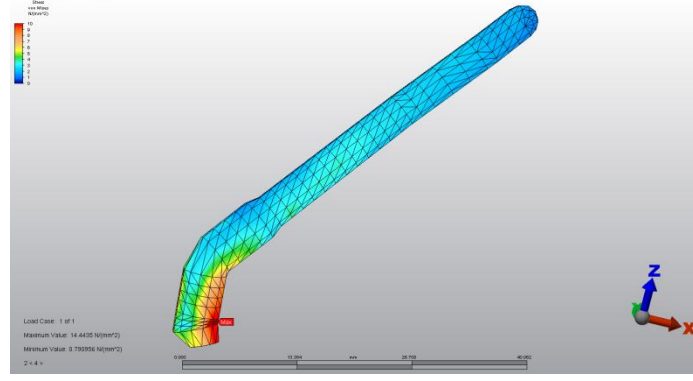
Şekil 3. 20. L 1 yüklemde, Standart Model Zigoma implantı maksimum Von Mises Değeri

### 3.2.1.2. L 4 Yükleme Bölgesine göre Greftli ve Greftsiz Uygulanan Zigoma İmplantı Maksimum Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Oluşturulan modellere greftli ve greftsiz olarak uygulanan zigoma implantlarının L 4 yükleme esnasında ölçülen maksimum Von Mises değerlerine bakıldığında; greftli modelin Von Mises değeri implant başına yakın kısmın distalinde 14,4426 MPa olarak ölçülürken (Şekil 3.21), standart modelin Von Mises değeri yine implant başına yakın kısmın distalinde 14,4435 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 3.22).



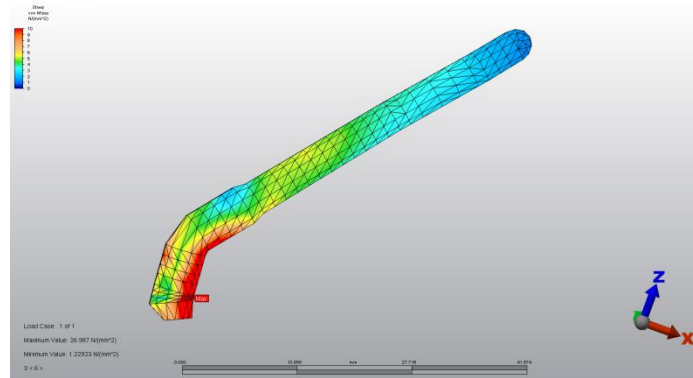
Şekil 3. 21. L 4 yüklemde, Greftli Model Zigoma implantı maksimum Von Mises Değeri



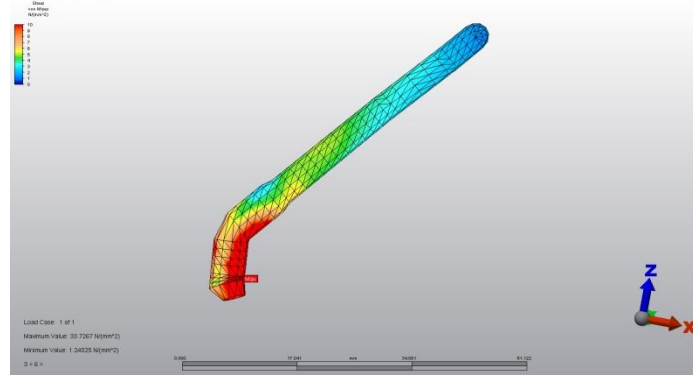
Şekil 3. 22. L 4 yüklemde, Greftsiz Model Zigoma implantı maksimum Von Mises Değeri

### 3.2.1.3. L 6 Yükleme Bölgesine göre Greftli ve Greftsiz Uygulanan Zigoma İmplantı Maksimum Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Oluşturulan modellere greftli ve greftsiz olarak uygulanan zigoma implantlarının L 6 yükleme esnasında ölçülen maksimum Von Mises değerlerine bakıldığında; greftli modelin Von Mises değeri implant başına yakın kısmın distalinde 26,987 MPa olarak ölçülürken (Şekil 3.23), greftsiz modelin Von Mises değeri yine implant başına yakın kısmın distalinde 33,7267 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 3.24).



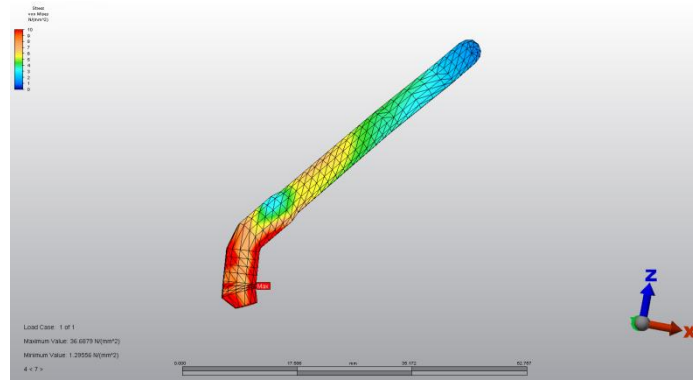
Şekil 3. 23. L 6 yüklemde Greftli Model Zigoma implantı maksimum Von Mises Değeri



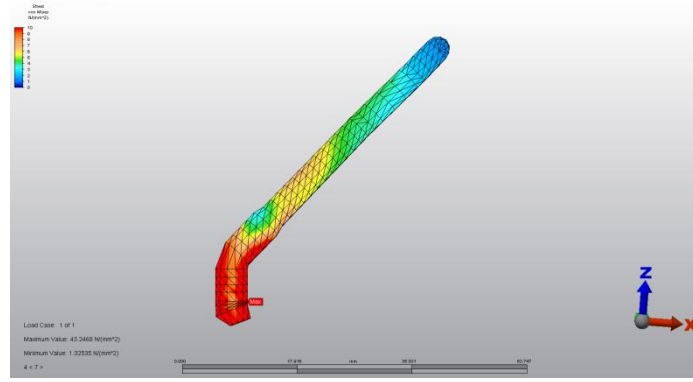
Şekil 3. 24. L 6 yüklemde Greftsiz Model Zigoma implantı maksimum Von Mises Değeri

### 3.2.1.4. L 7 Yükleme Bölgesine göre Greftli ve Greftsiz Uygulanan Zigoma İmplantı Maksimum Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Oluşturulan modellere greftli ve gerftsiz olarak uygulanan zigoma implantlarının L 7 yükleme esnasında ölçülen maksimum Von Mises değerlerine bakıldığında; greftli modelin Von Mises değeri implant başına yakın kısmın distalinde 36,6879 MPa olarak ölçülürken (Şekil 3.25), greftsiz modelin Von Mises değeri yine implant başına yakın kısmın distalinde 343,2468 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 3.26).



Şekil 3. 25. L 7 yüklemde Greftli Model Zigoma implantı maksimum Von Mises Değeri



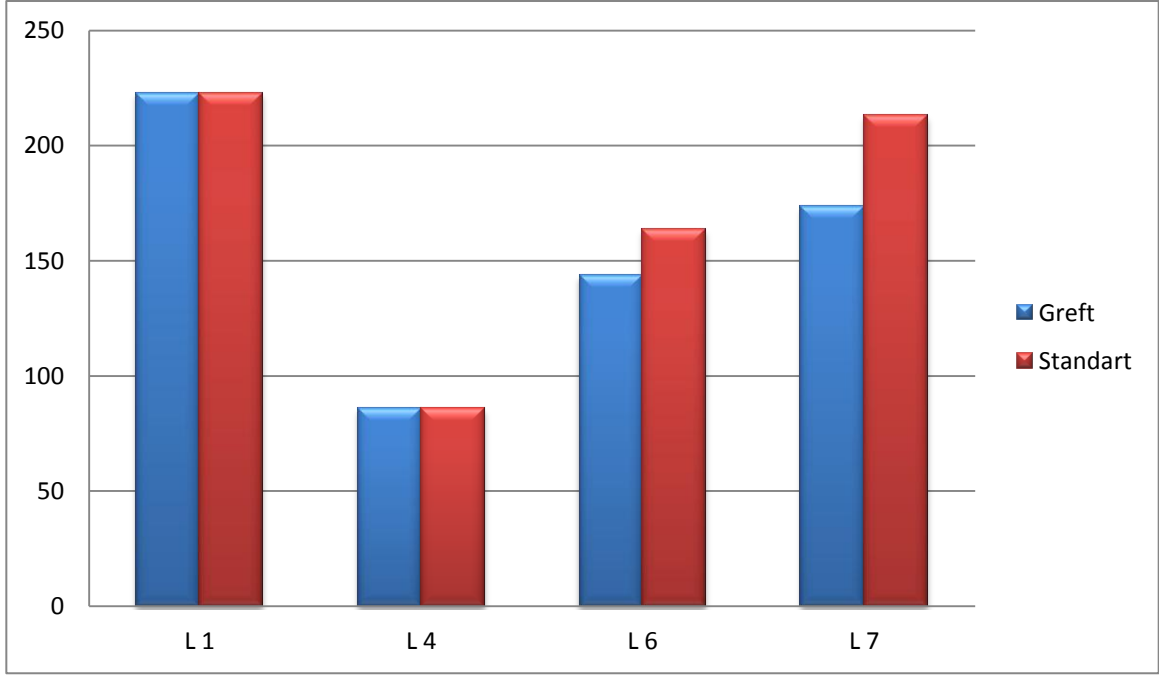
Şekil 3. 26. L 7 yüklemde Greftsiz Model Zigoma implantı maksimum Von Mises Değeri

### 3.2.2. Metal Alt Yapının Maksimum Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Oluşturulan her iki modeldeki metal alt yapıya ait maksimum Von Mises değerleri, yüklemenin yapıldığı bölgelere göre greftli ve greftsiz modeller karşılaştırılmalı olarak incelenmiştir (Tablo 3.8 ve Şekil 3.27).

Von Misses Değeri	Yükleme Bölgesi / Model	L 1	L 4	L 6	L 7
		Maksimum	Greft	<b>222.881</b>	85.8952
	Standart	<b>222.886</b>	85.8932	163.621	212.984

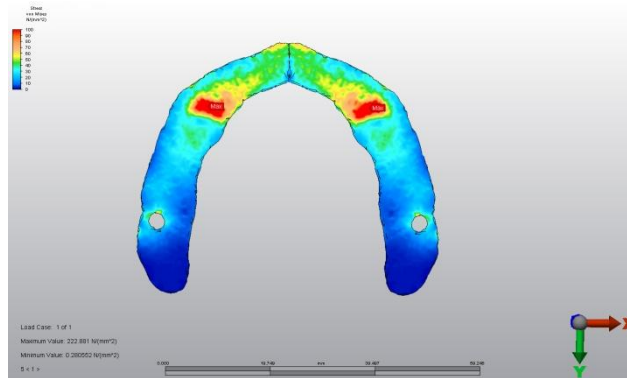
Tablo 3. 8. Greftli ve Greftsiz modeldeki metal alt yapı maksimum Von Mises Stres Değerleri (MPa)



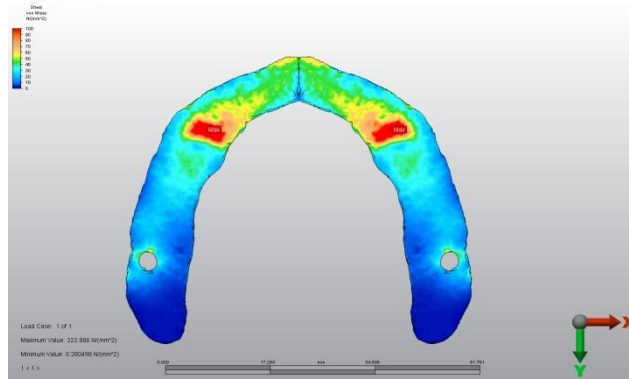
Şekil 3. 27. Greftli ve Greftsiz modeldeki metal alt yapı maksimum Von Mises Stres Değerleri (MPa)

### 3.2.2.1. L 1 Yükleme Bölgesine göre Greftli ve Greftsiz Modellerin Metal Alt Yapılarının Maksimum Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Oluşturulan modellere greftli ve greftsiz modellerin metal alt yapılarının L 1 yükleme esnasında ölçülen maksimum Von Mises değerlerine bakıldığında; greftli modelin Von Mises değeri kanin diş bölgesinde 222,881 MPa olarak ölçülürken (Şekil 3.28), greftsiz modelin Von Mises değeri yine kanin diş bölgesinde 222,886 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 3.29).



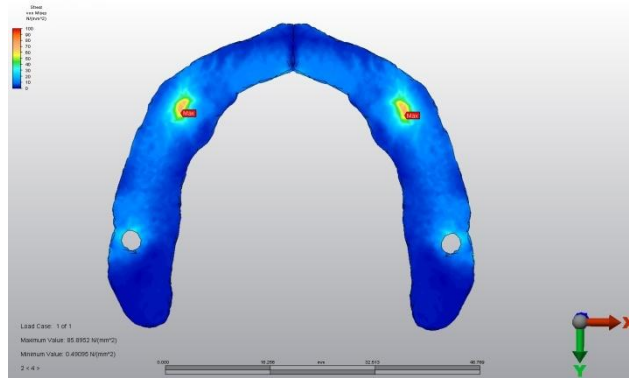
Şekil 3. 28. L 1 yüklemede, Greftli Model metal alt yapı maksimum Von Mises Değeri



Şekil 3. 29. L 1 yüklemde, Greftsiz Model Metal alt yapı maksimum Von Mises Değeri

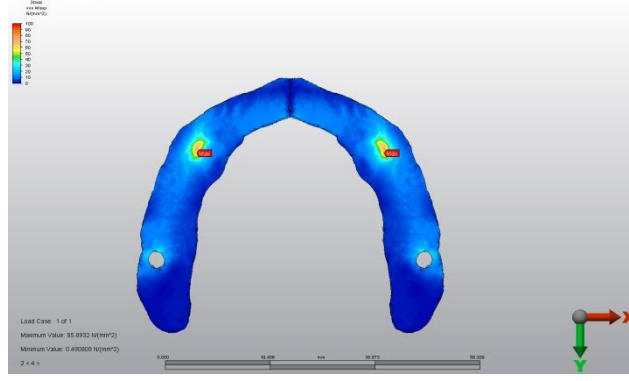
### 3.2.2.2. L 4 Yükleme Bölgesine göre Greftli ve Greftsiz Modellerin Metal Alt Yapılarının Maksimum Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Oluşturulan modellere greftli ve gerftsiz modellerin metal alt yapılarının L 4 yükleme esnasında ölçülen maksimum Von Mises değerlerine bakıldığında; greftli modelin Von Mises değeri birinci premolar diş bölgesinde 85,8952 MPa olarak ölçülürken (Şekil 3.30), greftsiz modelin Von Mises değeri yine birinci premolar diş bölgesinde 85,8932 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 3.31).



Şekil 3. 30. L 4 yüklemde, Greftli Model metal alt yapı maksimum Von Mises Değeri

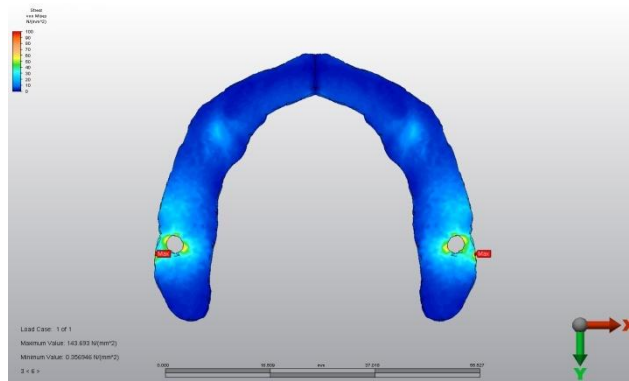




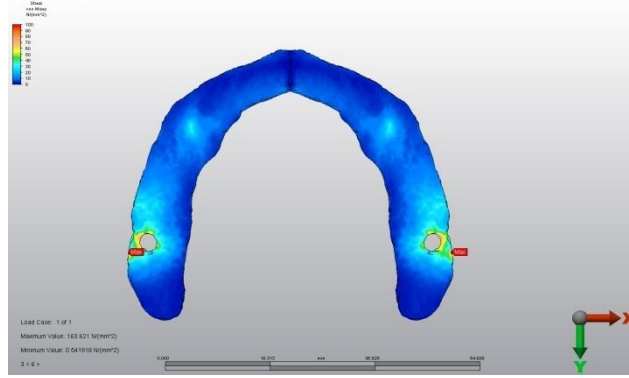
Şekil 3. 31. L 4 yüklemde, Greftsiz Model metal alt yapı maksimum Von Mises Değeri

### 3.2.2.3. L 6 Yükleme Bölgesine göre Greftli ve Greftsiz Modellerin Metal Alt Yapılarının Maksimum Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Oluşturulan modellere greftli ve greftsiz modellerin metal alt yapılarının L61 yükleme esnasında ölçülen maksimum Von Mises değerlerine bakıldığında; greftli modelin Von Mises değeri birinci molar diş bölgesinde, implantın metal alt yapıya bağlandığı yerde 143,693 MPa olarak ölçülürken (Şekil 3.32), greftsiz modelin Von Mises değeri yine birinci molar diş bölgesinde, implantın metal alt yapıya bağlandığı yerde 163,621 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 3.33).



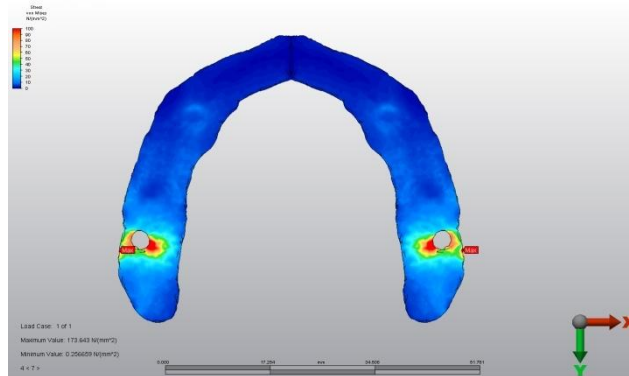
Şekil 3. 32. L 6 yüklemde, Greftli Model metal alt yapı maksimum Von Mises Değeri



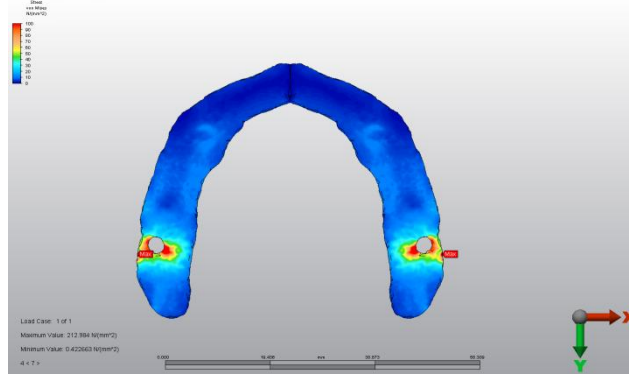
Şekil 3. 33. L 6 yüklemde, Greftsiz Model Metal alt yapı maksimum Von Mises Değeri

### 3.2.2.4. L 7 Yükleme Bölgesine göre Greftli ve Greftsiz Modellerin Metal Alt Yapılarının Maksimum Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Oluşturulan modellere greftli ve greftsiz modellerin metal alt yapılarının L 1 yükleme esnasında ölçülen maksimum Von Mises değerlerine bakıldığında; greftli modelin Von Mises değeri birinci molar diş bölgesinde, implantın metal alt yapıya bağlandığı yerde 173,643 MPa olarak ölçülürken (Şekil 3.34), greftsiz modelin Von Mises değeri yine birinci molar diş bölgesinde, implantın metal alt yapıya bağlandığı yerde 212,984 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 3.35).



Şekil 3. 34. L 7 yüklemde, Greftli Model metal alt yapı maksimum Von Mises Değeri



Şekil 3. 35. L 7 yüklemde, Greftsiz Model Metal alt yapı maksimum Von Mises Değeri

#### 4. TARTIŞMA

Çalışmamızda; çift taraflı posterior maksilla atrofisi olan bir hastanın üç boyutlu modeline zigoma implantlarının aynı sayıda ve lokalizasyonda ancak sinüs ogmentasyonlu ya da ogmentasyon olmadan uygulanması sonucunda çevre dokularda, mastikatör kuvvetler sonucu oluşan stres miktarları ve alanlarının incelenmesi için, sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemini kullandık.

Bu çalışmanın amacı, sinüs ogmentasyonlu ya da ogmentasyon olmadan uygulanan zigoma implantının, oluşturulan 2 ayrı modelde, temsil ettiği sistemleri gerçek hayattaki durum ile bire bir karşılaştırmak değildir. Gerçek hayatta hastadan hastaya değişiklik gösterebilecek (yumuşak doku kalınlığı, kemik yoğunluğu gibi) bir çok parametre mevcuttur. Bilgisayar ortamında hedefe yönelik olarak daha yalın ve tüm şartlar için sabit kabul edilen parametrelere yer verilmiştir. Oluşturulan çalışma düzeneği, farklı modelleri bilgisayar ortamında birbirleri ile karşılaştırmak için düzenlenmiştir.

Günümüzde implantlar, kaybedilen doğal dişlerin fonksiyonlarını yerine getirmenin yanı sıra, estetiğe katkıları nedeniyle de rutin uygulamalar haline gelmiştir. İmplant yerleştirilecek bölgedeki mevcut kemik kalitesi ve miktarı implant başarısı için önemli kriterler arasındadır (Akça K. ve ark. 2002, Hasan I. ve ark. 2010, Neldam ve Pinholt, 2010; Raviv ve ark. 2010). Biz de çalışmamızda sinüs ogmentasyonlu ya da ogmentasyon olmadan uygulanan zigomatik implantların etrafında mastikatör kuvvetler sonucu oluşabilecek stres miktarlarını değerlendirdik. Bu çalışma sonucunda hangi planlamanın implantların çevresinde en ideal stres dağılımı sağlayacağını bulmayı amaçladık.

Posterior maksillanın düşük yoğunluktaki kemik yapısı ve maksiller sinüsle olan komşuluğu, dişsizliğin en sık görüldüğü bu bölgelerde implantların uygulanabilirliğini zorlaştırmakta ve başarı oranlarını da düşürmektedir. Vertikal kemik miktarının ideal boyutlarda implantların yerleşimi için yetersiz olduğu durumlarda, çoğunlukla maksiller sinüsün greftlenmesiyle destek doku artırımına gidilmektedir. Bu amaçla uygulanan yöntemler, ilave cerrahi işlemler ve buna bağlı tedavi maliyetlerinin artması, iyileşme süresinin uzaması gibi dezavantajları da beraberinde getirmektedir. Bunları elimine etmek amacıyla farklı planlama alternatiflerine başvurulduğu değişik çalışmalarda gösterilmiştir (Aparicio C. ve ark.

1993, Weischer T. ve ark. 1997, Branemark P.I. 1998, Malevez C. ve ark. 2000, Aparicio C. ve ark. 2001, Arlin M.L. 2006, Felice P. ve ark. 2009, Fortin T. ve ark. 2009, Hasan I. ve ark. 2010, Koca O.L. ve ark. 2005, Krekmanov L. ve ark. 2000, Maló P. ve ark. 2007, Pierrisnard L. ve ark. 2003, Ravive E. ve ark. 2010, Ridell A. ve ark. 2009, Venturelli A. 1996, Zampelis A. ve ark. 2007). Bu noktada, atrofik posterior maksillada sinüs ogmentasyonu yapılmadan yine de implant desteği oluşturulacaksa, son yıllarda giderek daha çok oranda kullanılmaya başlanan zigoma implantları, akla getirilmesi gereken tedavi seçeneklerinden birisidir.

Weischer ve arkadaşları maksiller defektli hastada rezidüel maksilladaki dental implantların uygun olmayan stres dağılımından dolayı kısa süreli memnuniyet yarattığını, rezeksiyon bölgesindeki doku eksikliğine bağlı olarak retansiyon sistemlerinde problemler oluştuğunu, ilave retansiyon ve destek için rezeksiyon bölgesindeki veya karşıt bölgedeki zigomatik kemiğe implant yerleştirilmesinin uygun olabileceğini bildirmişlerdir (Weischer ve ark. 1997).

Tümör cerrahisi sonrası, maksiller defektli hastaların tedavisinde zigoma implantları kullanılarak protezin stabilizasyonu artırılır ve hastanın yaşam kalitesi optimum düzeye çıkarılmaya çalışılmaktadır (Tamura H. ve ark. 2000). Zigoma implantı kullanımı kemik greftlenme ihtiyacını ortadan kaldırır, tedavi süresini kısaltır ve göreceli olarak komplikasyon riskini azaltır (Galán G.S. ve ark. 2007).

Zigoma implantlarının yerleştirilmesinde ilk cerrahi teknik 1998 yılında Branemark tarafından tanımlandıktan sonra araştırmacılar tarafından birçok yeni teknik tanıtılmıştır (Branemark PI. 1998). Konvansiyonel teknikte ebatları artmış protez yapımına neden olması, okluzal yükleme ve hijyen sağlamada zorluğa neden olması, üst yapı çevresinde yağ dokusu oluşması, mukozitise neden olması nedeniyle zaman içinde değişiklikler yapılmıştır (Gosain AK. ve ark. 1998)

Chow J. ve arkadaşları (2010) yaptıkları prospektif çalışmada membran bütünlüğünün sinüziti önlemek açısından bozulmamasını önermişlerdir. Daha geniş pencerenin açılması sinüs membran bütünlüğünün korunması açısından önemlidir. Büyük pencere açılması zigoma implantının yerleştirilmesi için yeterli açıklığı sağlamaktadır.

İmplant gövdesinin sinüs içerisinde bulunması ve zigoma implantının konumunun netleştirilmesi amacıyla pencere açılması optimal olmayan cerrahi işlem olarak nitelendirilmiştir. Konvansiyonel teknik ile ankraj için var olan kemik tam olarak kullanılmamakta ve implant stabilitesinde şüphe uyandırmaktadır. Bukkal konkavitedeki artış implant açısında artmaya ve cerrahi başarısızlığa neden olabilmektedir. Tüm bu dezavantajları önlemek amacıyla 2000 yılında Stella ve Warner tarafından sinüs slot tekniği tanımlanmıştır. Bu teknikte ankraj sinüs membranı elevasyonuna ve pencere açmaya gerek kalmadan sağlanmıştır. Sinüs duvarının konkav ve düz olduğu durumlarda yiv açmaya gerek kalmadan bu prosedür rahatlıkla uygulanabilmektedir. Bu prosedürde yaşanacak zorluk, hazırlanan yive implantın tam olarak uyumlandırılmamasından kaynaklanmaktadır (Stella J.P. ve Warner M.R. 2000).

Klasik yöntemle karşılaştırıldığında palatinal bölgede mukozanın daha az hareketlendirilmesi ameliyat sonrası ödem ve kanama miktarını da azaltmaktadır. Bu teknik zigoma implantının vertikal yönlendirmesini sağlayarak konvansiyonel yöntemle göre daha geniş kemik-implant yüzeyi oluşturmaktadır ve implant başının alveoler kret tepesine yakın olarak daha bukkal ve 1. molar hizasında yer almasını sağlayarak, protez ebatlarının artmasını engellemektedir (Stella J.P. ve Warner M.R. 2000, Penarrocha M. ve ark. 2007).

Migliorança R. ve arkadaşları tarafından 2006 yılında ekstra sinüs tekniği ya da ekstra maksiller teknik tanımlanmıştır. Bukkal konkavitesi olan bireylerde, implantı alveoler kretten uzağa yerleştirilmek zorunda kalınabilir. Bu teknikte, implant alveoler krete yakın olarak bukkal konkaviteye yerleştirilir. İmplant başı, ikinci premolar ya da 1. molar seviyesinde konumlanır. İmplant maksiller sinüs lateral duvarından zigomaya yerleştirilir (Migliorança R. ve ark. 2006). Konvansiyonel yöntemle karşılaştırıldığında, sinüs perforasyonun olmaması, cerrahi görüşü arttırması, implant başının alveoler krette yer alması gibi protetik ve biyomekanik avantajları vardır (Migliorança R. ve ark. 2011).

Orijinal zigoma implantı tekniğini geliştirerek, zigoma anatomi rehberli implant cerrahisi (ZARİC) konseptini geliştiren araştırmacılar, bireysel anatomik farklılıklara odaklanmışlardır. Teknik implant başlarının çıkış noktalarının ideal protez yapımına olanak tanınmasına, anatomik varyasyonlara ve biyomekaniksel prensiplere dayanmaktadır. Daha az invaziv cerrahi olması, estetik sonuçlarının daha başarılı olması ve maksiller sinüs anatomisi için az risk oluşturması nedeniyle avantajlı bir prosedür sayılmaktadır. (Aparicio C. 2012, Ouazzani W. ve ark. 2006, Aparicio C. ve ark. 2010, Aparicio C. ve ark. 2008)

Daha önce bahsedilen tekniklerin hiç birinde implant başarı oranında farklılık bulunmamıştır (Davó R. ve ark. 2008). Zigoma implantları yerleştirilirken, alveoler kretin formu, maksiller sinüsün durumu, zigomatik kemiğe yerleşecek zigoma implantının bölgesi göz önünde bulundurularak cerrahi teknik seçilmelidir. Maksilla aşırı rezorbe ise ve alveoler kretin konkavitesi az ise, klasik yöntem seçilmelidir. Maksiller rezorpsiyon artmış konkavite gösteriyorsa ekstra maksiller yöntem seçilmelidir (Chrcanovic B.R. ve ark. 2013). Zigoma implantlarının çoğunun, cerrahi tekniğe bakılmaksızın, kemik kontakları implantın tüm boyunun üçte biri kadardır (Corvello P.C. ve ark. 2011). Bu oran, zigoma implantları artmış açıyla yerleştirildiğinde, maksiller ve zigomatik kortikal tabakalara yeterli implant fiksasyonuna izin vermekte ve klinik problem yaratmamaktadır (Nkenke E. ve ark. 2003).

Zigoma implantı uygulandıktan sonra, postoperatif oroantral fistül oluşumu, maksiller sinüs lateral duvar perforasyonu neticesinde infraorbital şişme gözlenebilir, postoperatif sinüzit, dişeti inflamasyonu, orbital penetrasyon, implantın nazal kaviteye yerleştirilmesi, implant apikal ucunun infratemporal fossaya yönlendirilmesi, bukkosinüzal fistül oluşumu, pterygoid bölgeye yerleştirilen implantın intraserebral alana ulaşması, kronik gingivitis görülebilir. İmplant erken dönem kaybının esas nedeni ise, devam eden enfeksiyon nedeniyle oluşmaktadır. (Malo P. ve ark. 2007, Pham A.V. ve ark. 2004, Bergkvist G. 2008).

Cerrahi işlem sırasında oluşan komplikasyonlar, periorbital ve konjunktivada ödem ve hematoma oluşumu, zigomatik kemik yetersizliği sonucunda implantların göz boşluğuna gönderilmesi sonucu gözlenmektedir. (Reychler H. ve ark. 2010).

Posterior superior alveolar arter ve infraorbital arterde oluşabilecek perforasyon neticesinde aşırı kanamalar gözlenmektedir. Tomografide yapılacak analiz ile bu anastomozların %53'ü belirlenmektedir. Zigomatik ark üzerinde bulunan masseter kasta meydana gelecek perforasyon da yine kanamaya neden olabilmektedir.

Cerrahi operasyon sonrasında erken dönemde meydana gelen komplikasyonlar ise; cerrahiden sonra 6 ay süre ile gözlenebilecek komplikasyonlardır. Bu aşama implant iyileşme ve abutment bağlanma aşamasını kapsamaktadır. Fasiyal hematoma; 10 gün içinde çözülmektedir. Parestezi; yanak ve paranasal alanda oluşacak sinir hasarına bağlı olarak oluşmakta ve cerrahi sonrası 3-8 haftada düzelme gözlenmektedir. Kullanılacak drillerin uzunluğuna bağlı olarak alt dudak yırtılmaları oluşmaktadır. Bunun yanı sıra; orta dereceli burun kanaması operasyon sonrası 1-3 gün içinde görülebilir ve genellikle geçicidir. Abutment

çevresinde inflamasyon ve hiperplazi oluşumu özellikle intrasinüs implant uygulamalarında palatinal dokuda gözlenmektedir.

Zigoma implantı cerrahisi geç dönem komplikasyonlarında birçok hastada sinüs hastalıkları ile ilgili semptomlar oluşmaktadır. Yapılan bazı çalışmalarda zigoma implantı cerrahisi sonrasında üst solunum yolu enfeksiyonunda artma gözlenmiştir bu sonuç maksiller ostium drenajında meydana gelecek azalmaya bağlanmaktadır.

Yapılan çalışmalarda postoperatif dönemde, %14-30 arasında sinüzite rastlanmıştır. Bazı vakalarda oro-antral fistül oluşmuştur. Bu vakalarda antibiyotik tedavisi meatotomi, yumuşak doku repozisyonu uygulanır, implantlara müdahale edilmez. Oluşan sinüzitin nedeninin sinüs membran perforasyonuna bağlı olduğu implant için açılan kaviteden bakteri sızıntısı ile sinüzitin oluşacağı tahmin edilmektedir. Sinüzit içindeki yabancı cisim reaksiyonu ile de sinüzit oluşabilmektedir (Schmit B.L. ve ark. 2004). Ekstra maksiller implant ile bu durum engellenebilir. Nakai H. ve arkadaşları tarafından 2003'te yapılan çalışmada 15 zigoma implantının yerleştirilmesinden 6 ay sonra alınan tomografilerde sinüzite rastlanmamıştır (Nakai H. ve ark. 2003).

Zigoma implantı sinüs fizyolojisinde oluşturabileceği oroantral açıklık ve sinüs temizlenmesinde meydana gelecek değişiklik ile sinüs için risk oluşturmaktadır. Zigoma implantı sinüs anatomik bütünlüğünde bozulmaya neden olabilmekte, Schneiderian membranı bütünlüğünü tehlikeye atabilmekte ve sinüsün hematoma ile dolmasına neden olabilmektedir. Zigoma implantının titanyum materyali sinüste yabancı cisim reaksiyonu da gösterebilmektedir.

Bütün opere sinüsler cerrahiden kısa bir süre sonra yapılan incelemelerde kan ile dolu olup radyopak gözlenmiştir. Son zamanlarda operasyondan belirli süre sonra elde edilen radyografik incelemelerde zigoma implantı cerrahisinden sonra düşük düzeyde sinüs opasitesine rastlanmıştır bu durum sinüs temizleme mekanizmasının çalışıyor olmasından kaynaklanır.

Yapılan cerrahi işlemler sonrasında osteomeatal kompleks bütünlüğü korunmakta bu sayede sinüs mukozası cerrahi sonrası duruma adapte olabilmektedir. Zigoma implantı cerrahisi sonrasında çevre mukozada inflamasyona neden olabileceği ve intrasinuzal yabancı cisim reaksiyonuna neden olabileceği nedeniyle kronik rinosinüzit oluşturabileceği düşünülmüştür.



Petruson B. zigoma implantı cerrahisinden 1 yıl sonra sinoskopi ile yaptığı incelemelerde titanyum implantın parsiyel ya da total olarak normal mukozayla kaplandığını göstermiştir. Mukozada inflamasyon oluşmamış ve implanta direk tutunmuştur (Petruson B. 2004).

Zigoma implantı cerrahi işleminin sonrasında oroantral açıklığın oluşmasının olası nedenleri; klasik 2 aşamalı cerrahi işlem uygulandığında hareketli protezler izole zigoma implantı üzerinde lateral ve rotasyonel kuvvetlere neden olmaktadır. Bu durum osteointegrasyon oluşmasını engellemektedir. Marjinal seviyede implant kemik bağlantısının oluşmaması oroantral fistül oluşumuna neden olabilmektedir (Kahnberg K.E. ve ark. 1999). Zigoma implantının yüzeyinde abutment ile temasta olan bir delik bulunmakta bu oral ve antral açıklık arasında geçiş sağlamaktadır. Yeni Ti-Unite implant dizaynı ile bu delik daha da ufaltılmış sinüzit ve oroantral fistül riski azaltılmıştır. İki cerrahi işlem prosedürü yumuşak doku bariyeri oluşumuna neden olmakta ve oroantral açıklık oluşumuna neden olmaktadır. İmplant abutment etrafında yumuşak doku inflamasyonu oroantral açıklığa neden olabilmektedir. Normal palatal mukozada kalınlık 5 mm olmalıdır.

İmplant servikal kısmını açığa çıkaran yumuşak doku açıklığı oluşabilir. Profilaktik mukogingival prosedür olarak isimlendirilen "scarf greft" ile implant başını saracak yeterli keratinize doku elde edilir. "Scarf greft" prosedürü Bichart alanından ya da palatinal dokudan pediküllü bağ dokusu ya da yağ dokusu grefti elde edilerek uygulanır (Malo P. ve ark. 2007, Pham A.V. ve ark. 2004, Bergkvist G. 2008).

Reginaldo M.M. ve arkadaşları (2011) tarafından yapılan 150 ekstrasinüs zigoma implantı vakalarında implant kaybı %1.3 başarı oranı %97 olarak belirlenmiştir. Zayıf palatal bölgeden yapılacak cerrahi girişim ile oroantral açıklık sıklıkla oluşmaktadır. Potansiyel riskler ekstra sinüs tekniği ve immediyat fonksiyon protokolü kullanılarak önlenmektedir. Zigoma implant cerrahisinden sonra oluşabilecek sinüs rahatsızlıklarında implantın çıkarılması tercih edilmez öncelikle farmakolojik tedavi verilir. Rahatsızlıkların geçmediği durumlarda endoskopik sinüs cerrahisi yapılmaktadır. Aparicio'nun 20 hastaya yaptığı ekstra sinüs zigoma implantı uygulamasının ardından 1 hastada maksiller sinüzit gözlenmiştir (Aparicio C. ve ark. 2010). Yine, Malo P. ve arkadaşları 29 hastada 67 ekstra maksiller zigoma implantı uygulaması gerçekleştirmiş, 2 yıl sonra 4 hastada postoperatif sinüzit gözlemiştir (Malo P. ve ark. 2008).

Zigoma implant sonrası protetik komplikasyonlar sonucu hastalarda artikülasyonda bozukluk, posterior kısımdaki parçaları temizlemede zorluk gibi sıkıntılar oluşabilir.

Protez mekanik parçalarına bağlı komplikasyonlar, protez vidalarında meydana gelecek kırılma, abutment vida kırılması, okluzal materyalde meydana gelecek kırılma, zigoma implantının kırılması olarak sayılabilir. Zigoma implantlarının 1-124 aylık takiplerinde başarısının %95-%97 olduğu protez işlemi tamamlanan hastaların 1 yıl sonraki memnuniyetlerinin %80 olduğu belirlenmiştir (Aparicio C. ve ark. 2014).

Malavez C. ve arkadaşları (2004) 55 hastaya yerleştirilmiş 103 zigoma implantının protez yapıldıktan sonra başarı oranını inceledikleri çalışmada hiçbir zigoma implantının fibröz enkapsülasyon göstermediğini ve tüm implantların fonksiyonel olarak tatmin edici olduğunu bildirmişlerdir.

2004 yılında Brånemark ve arkadaşları 28 hastanın 5-10 yıllık takip sonucu 52 zigoma implantının başarı oranının %94 ve 106 dental implantın başarı oranının %73 olduğunu bildirmişlerdir (Brånemark P.I. ve ark. 2004). Farklı çalışmalarda zigoma implantlarıyla ilgili 8 yıllık takipte başarı oranı %82-100 arasında tespit edilmiştir (Galán G.S. ve ark. 2007).

Maksiller atrofi bulunan hastalarda zigoma implantlarının ne kadar önemli ve etkili olduğunu yukarıdaki çalışmalardan anlamaktayız. Literatürde zigoma implantlarının kullanımıyla ilgili çok fazla uzun dönem çalışma olmamasına rağmen, maksiller defekt ve atrofi bulunan hastalarda destek amacıyla kullanıldıklarında yüksek oranda başarı tespit edilmiştir. Günümüzde kullanımı giderek artan zigoma implantları ile ilgili çok fazla uzun dönem ve biyomekaniksel çalışma bulunmaması nedeniyle, zigoma implantlarıyla ilgili biyomekaniksel bir çalışma yapmayı uygun bulduk. Sinüs augmentasyonu olmadan zigoma implantının yapılmasının, çevre dokulara ve implanta getirdiği yüklerin, augmentasyon uygulanarak yapıldığında nasıl değiştiği ise ana konumuz olmuştur.

Julius Wolff 1870 yılında, kemik remodelasyonunun fonksiyonel kuvvetler altında rezorpsiyon-apozisyon mekanizması ile gerçekleştiğini ortaya atmıştır (Reiger M.R. ve ark. 1990). Günümüzde birçok araştırmacı tarafından bu görüş hala kabul görmektedir. Dental implantların çevresindeki kemik seviyesinin değişmeden sabit kalması uzun dönemde başarıyı etkileyen göstergelerden birisidir. Mekanik yüklemelerin, implantların uzun dönem başarısında kritik bir rol oynadığı bilinir. Her ne kadar kesin mekanizmalar tam olarak anlaşılammış olsa da, kuvvet yüklemeleri sonucu implantın çevresindeki kemikte oluşan strese bağlı olarak bir takım değişimlerin meydana geldiği bilinmektedir. Çiğneme esnasında oluşan fonksiyonel ve

parafonksiyonel kuvvetler, protetik restorasyonlar aracılığıyla implantlara ve peri-implantal destek dokulara iletilmektedir. Bu kuvvetler implant ve destek doku arasındaki temas alanında farklı streslere ve implantlar çevresindeki kemikte reformasyona sebep olmaktadır (Bidez ve Misch, 1992). İmplantların aşırı yüksek veya düşük strese yol açacak biçimde tasarlanması veya yerleştirilmesi kemikte rezorpsiyon ya da atrofiye neden olabilir (Geng J.P. ve ark. 2001, Reiger M.R. ve ark. 1990). Kemik üzerinde aşırı stres yoğunluğu nekroza, sonuç olarak da o bölgedeki kemikte rezorpsiyona neden olabilir. Diğer yandan düşük stres yoğunluğu da kemik atrofisine neden olabilir (Meijer H.J.A. ve ark. 1993). Kemik üzerinde etkili olan kuvvetler belirli sınırlar içerisindeyse, kemik yıkım ve yapımı bir dengededir ve kemik seviyesi korunur. Aşırı rezorpsiyona neden olan kritik stres değerinin varlığı kabul edilmekteyse de, tam olarak ne kadar olduğu bilinmemektedir. Rezorpsiyon ve apozisyonun eşit olduğu stres değeri ideal stres değeri olarak kabul edilmektedir. Bu seviyenin altında veya üstündeki değerlerde kemikte atrofi veya rezorpsiyon ortaya çıkmaktadır (Reiger MR. ve ark. 1990).

Hassler ve arkadaşları (1977), Wolff kanunları ve kemik remodelasyonu prensiplerine dayandırarak tavşan kemiklerinde yaptıkları çalışmada, en fazla kemik büyümesinin 1,8 MPa'lık sıkışma streslerinde başladığını, bunun 2,8 MPa'lık kontrol değerine kadar devam ettiğini ve bu değerden sonra kemikte rezorpsiyon başladığını tespit etmişlerdir (Karayazgan B. 2005). Reiger M.R. ve arkadaşları (1990) kemiğin sağlığını koruyabilmesi için 1,4-5,0 MPa arasında bir strese ihtiyaç olduğunu, bu aralığın dışındaki stres değerlerinin kemikte rezorpsiyona yol açtığını belirtmişlerdir. Bu çalışmada, atrofik posterior maksillada sinüsün sınırlaması nedeniyle oluşan vertikal kemik yetersizliğinde planlanan, aynı teknik kullanılarak, sinüs ogmentasyonlu ya da ogmentasyon olmadan uygulanan zigoma implantına etki eden çiğneme kuvvetlerinin, implantlar ve destek dokulardaki etkileri incelenmiştir. Bu amaçla bilgisayar ortamında hazırlanan sinüs ogmentasyonlu ya da ogmentasyon olmadan uygulanan zigoma implantı olan 2 farklı modele ait üç boyutlu modellerin her birinde oklüzal yükleme sonucu oluşan Von Mises Stres, Maksimum Principle Stres ve Minimum Principle Stres değerleri üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz programı kullanılarak ortaya konulmuştur.

İmplantların ve destek dokuların fonksiyonel kuvvetler altındaki biyomekanik davranışlarını incelemek için diş hekimliğinde stres analizlerinden faydalanılmaktadır. Bu analizlerden biri olan sonlu elemanlar yöntemi, düzensiz geometri gösteren karmaşık yapılara uygulanabilmesi, kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği sayesinde incelenecek cismin geometrisinin tam olarak taklit edilebilmesi gibi avantajlarından

dolayı tercih edilmektedir (Darendeliler Y. 1995, Fischer H. ve ark. 2003; Rubin C. ve ark. 1983).

Sonlu elemanlar stres analizi, karmaşık mekanik problemlerin çözümünün sağlanması için problem sahasını çok sayıda küçük ve basit elemanlara ayırarak işlem yapan bir tekniktir. Sonlu elemanlar yöntemi ile bir yapının bir, iki veya üç boyutlu stres analizi sayısal olarak yapılabilmektedir (Geng J.P. ve ark. 2001). Çalışmamızda tercih ettiğimiz üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizlerinin uzaydaki stres dağılımlarını çok daha gerçekçi ve detaylı bir biçimde taklit ettiği bilinmektedir. (Akça K. ve ark. 2002, Meijer H.J.A. ve ark. 1993).

Sonlu elemanlar stres analizlerinde, dokuların matematiksel modelleri bilgisayar ortamında oluşturulurken çoğunlukla dokuların detayları tamamen gerçekte olduğu gibi taklit edilemez. Bu açıdan bakılınca matematiksel yöntemlerin deneysel yöntemlerin yerini tam olarak tutamayacağı söylenebilir, fakat incelenecek olan değişken dışındaki diğer bütün parametrelerin (kortikal kemik, yumuşak doku, greft materyali gibi) sabit tutulabilmesi sonlu elemanlar stres analiz yönteminin belki de en önemli avantajıdır. Bu şekilde bir deneysel planlama, klinik araştırma yöntemlerinde mümkün olmamaktadır. Araştırmacının kolaylıkla model geometrisi, yükleme tipi ve sınır koşulları gibi parametreleri değiştirebileceği gibi, çalışmayı da istediği zaman tekrarlayabilmesi büyük avantajdır. İn vivo testlerde ise, bu avantajların elde edilmesi imkansızdır ( Menicucci G. ve ark. 2002). Bu yöntem, dik ve yatay çiğneme basınçlarından oluşan aksiyal kuvvetlerin, kemik ve implantlarda oluşturduğu stresler hakkında bilgi vermektedir. İmplantlardaki başarı ve başarısızlığın anahtarı, gerilimlerin çevre kemiğe aktarılma biçimidir. İmplantlardan çevre dokulara yük transferi; yüklemenin tipine, kemik-implant ara yüzeyine, implantların uzunluk ve çapına, implant yüzeyinin şekline ve karakteristiğine, protezin boyutuna ve çevreleyen kemiğin kalitesine ve miktarına bağlıdır. Sonlu elemanlar stres analizi araştırmacılara kortikal kemik ile implant arası ve implantın apeksi ile süngerimsi kemik arasında gelişebilecek stresi tahmin edebilme imkanı vermektedir. (Geng J.P. ve ark. 2001).

Biamonte T. ve arkadaşları 1996 yılında yaptıkları bir çalışmalarında, sonlu elemanlar stres analizinde elde edilen sonuçların in vitro çalışmalarla paralellik gösterdiğini belirtmişlerdir (Biamonte T. ve ark. 1996). Birçok araştırmacıda; üç boyutlu sonlu elemanlar analizinin sonuçlarının in-vitro çalışmalarda elde edilenler verilerle yakın olduğunu

destekleyen çalışmalar yapmıştır. (Geng J.P. ve ark. 2001, Mericske-Stern R. 1998, DeTolla D.H. ve ark. 2000, Akça K. ve ark. 2002).

Sonlu elemanlar analizinin en önemli dezavantajı, canlı dokuların taklit edilebilmesi amacıyla doğal hayatta büyük değişkenlikler gösterebilen bir takım faktörlerin sabit olarak kabul edilmesi zorunluluğudur (Akça K. ve İplikçioğlu H. 2001). Nitekim bizim çalışmamızda da taklit edilen tüm canlı dokular ve sentetik malzemeler bu zorunluluk nedeniyle %100 homojen, izotropik ve lineer elastik olarak tanımlanmıştır. Aynı zamanda histolojik çalışmalarda kemik-implant ara yüzünde osteointegrasyonun tamamıyla gerçekleşmediği ortaya konulsa da bizim çalışmamızda implantların çene kemiğine ve greft materyaline %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır (Sato Y. ve ark. 1997, Van Z. ve ark 1995, Şeker E. 2011).

Son yıllarda zigoma implantları, zigoma ve maksiller sinüs ve alveoler kemiği modellemesi çalışmalar içerisinde öne çıkan konulardır (M. Freedman ve ark. 2013). Zigoma implantlarının 2 ve 3 boyutlu sonlu eleman modellemeleri ile, zigoma ve maksillada mekanik simülasyon, çevre dokularda oluşabilecek deformasyonlar, oklüzal kuvvetler ile zigoma ve maksillada oluşan gerilim kuvvetleri ve etkileri, mastikasyon süresince maksilla ve zigomada oluşabilecek stresler, farklı cerrahi tekniklerle uygulanan zigoma implantlarının çevresindeki stres dağılımları gibi farklı konularda araştırmalar yapılmıştır (Ishak M. I. ve ark. 2012, Ujigawa K. ve ark. 2007, Mingyi W. ve ark. 2013). Sonlu elemanlar analizlerinin yapılabilmesi, üzerinde çalışılacak hassas geometrik modellerin oluşturulabilmesine bağlıdır. Bu modeller, özel bilgisayar programları ile çizilerek, katı gerçek modelin dijital olarak taranmasıyla veya bilgisayarlı tomografi görüntüleri ile elde edilebilirler. Yapılan benzer sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarının çoğunda değerlendirilecek modeller, bilgisayarlı tomografi görüntüleri yardımıyla elde edilmiştir (Ishak M. I. ve ark. 2012, Ujigawa K. ve ark. 2007, Mingyi W. ve ark. 2013). Bizim çalışmamızda kullandığımız modelin oluşturulmasında kliniğimize başvuran maksiller atrofiye sahip bir hastanın bilgisayarlı tomografi kayıtları seçilmiş ve modelleme için referans olarak kullanılmıştır. Bu yöntemin mevcut klinik durumu bire bir yansıtabilmesi diğer yöntemlere göre oldukça avantajlıdır. Buna ek olarak çalışmamızda kullanılan implantlar ve abutmentler Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç temin edilerek dijital olarak taranmış ve gerçek oranda modeller elde edilmiştir.

Ujigawa K. ve arkadaşları 2007 yılında zigoma implantının kuvvet analizini yaptıkları çalışmada kafatasını modellemek için 1 mm kesit aralığındaki bilgisayarlı tomografi

görüntülerinden yararlanmışlardır (Ujigawa K. ve ark 2007). Zhou ve arkadaşları transvers taranmış bilgisayarlı tomografi görüntülerinden daha gerçekçi üç boyutlu model elde edileceğini savunmuşlardır (Zhou X. ve ark. 1999).

Bilgisayarlı tomografide görüntünün netliği ve detaylar kesit aralığına bağlıdır. Kesit aralığı azaldıkça netlik artar (Korkmaz F.M. ve ark. 2012). Çalışmamızda bilgisayarlı tomografiden elde ettiğimiz görüntüleri 3D-Doctor yazılımında ayrıştırıp "complex surface rendering" yöntemiyle 3 boyutlu modellemeyi gerçekleştirdik.

Sonlu elemanlar stres analizi ile ilgili yapılan çalışmaların çoğunda kullanılan materyallerin özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir (Ujigawa K. ve ar. 2007, Zhou X. ve ark 1999, Geng JP. ve ark. 2001, Reiger MR. ve ark. 2001). Biz de çalışmamızda kullanılan materyallerin özelliklerini homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul ettik.

Literatürde yapılan pek çok SESA çalışmasında, kemik-implant arasında %100 bağlantı ve osteointegrasyon olduğu kabul edilmiştir. Ancak, klinik koşullarda hiçbir zaman hücresel düzeyde %100 kemik-implant teması mümkün değildir (Geng J.P. ve ark. 2001). Osteointegrasyon oranındaki azalmanın stres artışına neden olduğu bildirilmiştir (Spivey J.D. ve ark. 1993). Çalışmamızda, yapılan SESA' da kemik ve implantın lineer özelliğe sahip olması gerekliliği nedeniyle implantın, kortikal ve süngerimsi kemikle %100 osseointegre olduğu kabul edilmiştir. Bu çalışmada da kemik-implant ara yüzü yapışık varsayılmış ve tüm ara yüz boyunca sıkı bir temas olduğu kabul edilmiştir. Çalışmamızda tek bir model ve tasarımının analizini yaparak kliniğe veya farklı kuvvetlerin destekleyici dokulardaki biyolojik cevaplarına yönelik sonuçlar elde etmek amacımız değildir. Amacımız sinüs ogmentasyonlu ya da ogmentasyon olmadan uygulanan zigoma implantları kendi aralarında karşılaştırmaktır. Her modelde %100 kemik teması olduğu için sonuçların bu amaç doğrultusunda yanıltıcı olmadığı düşünülebilir.

Çalışmamızda sinüs ogmentasyonu ile greftleme işlemi yapılmış modellerde, maksiller sinüsün içinde kalan implant kısımları "complete peri-implant packing" tekniği ile tamamen greftle kaplanmış şekilde modellenmiştir. Bu tasarımın, konvansiyonel implantlarla yapılan modellerde maksiller sinüsün hiç greftlenmediği durumlara göre, implantın yer değiştirmesini %32 oranında azalttığı bildirilmektedir (Tepper G. ve ark. 2002).

En az greftleme tekniği kadar kullanılan greft materyalinin mekanik özellikleri de stres iletiminde önemli rol oynamaktadır. Otojen kemik greftleri, osteojenik, osteoindüktif ve osteokondüktif özelliklerinin yanında çok sayıda canlı hücre içermesi ve büyüme faktörlerinden zengin olması ile maksiller sinüs greftlemede altın standart olarak kabul edilmekteyken maksiller sinüsün hava basıncına karşı direnç gösteremediği ve ilk haftalardan başlayarak hacminde ve yüksekliğinde azalma görüldüğü bildirilmektedir (Jensen O. ve ark. 1988, Chanavaz M. 1990).

Maksiller sinüs greftlenmesinde kullanılacak ideal kemik greft materyallerinin, maksiller sinüsün ventilasyonu esnasında oluşan hava basıncına karşı direnç gösterecek stabil bir hacim oluşturması ve protezlerin uygulanmasından sonra yapısını koruyarak oklüzal kuvvetler karşısında doğru yük iletimini sağlayabilmesi gereklidir (Jensen O. ve ark.1988).

Alloplastik greft materyallerinin sinüs augmentasyon operasyonlarında orijinal hacimlerini koruma yönünde en başarılı sert doku greftleri olduğu bildirilmiştir (Anitua E. ve Orive G. 1999, Çalış A.C. 2006, Marx R.E. ve ark. 1998, Whitman D.H. ve ark. 1997). Alloplastik greftlerin kullanımının, oluşturulan hacmi koruyarak yoğun kemik oluşumunu sağladıkları ve ogmente edilen bölgede erken rezorpsiyona engel oldukları bildirilmektedir (Satow S. ve ark. 1997). Bu bilgiler ışığında bizim çalışmamızda kullandığımız modellerde greft materyali olarak, alloplastik greft tanımlanmıştır.

Posterior atrofik maksillada sıklıkla implant çevresinde destek doku olarak kullanılan greftlenmiş kemiğin, implant stabilitesinin sağlanması ve devam ettirilmesindeki etkisi henüz tam olarak açıklık kazanmamıştır. Sonlu elemanlar stres analizlerinde çalışmaların sonucunu en çok etkileyen faktör, kullanılan materyallerin elastisite modülü ve poisson oranı gibi mekanik özellikleridir. Literatürde greft materyalinin mekanik özelliklerini tanımlayan ve stres iletimindeki etkisini inceleyen az sayıda çalışma vardır. (Fanuscu M.I. ve ark. 2003, Huang H.L. ve ark. 2009).

Fanuscu ve arkadaşları, greftlenmiş ve greftlenmemiş maksiller sinüse yerleştirilen tek implantın stres dağılımındaki etkisini model üzerinde incelemişlerdir. Çalışma sonunda, greftlenmiş bölgenin implanta desteklik sağlamasında, kullanılan greft materyalinin özelliği ve greftin yerleştirildikten sonraki iyileşme ve maturasyon süresinin etkili olduğu sonucuna

varmışlardır. Yeterli iyileşme süresi sonunda gelişimini tamamlamış greft materyalinin, kemik dokuya kıyasla daha düzgün stres dağılımı gösterdiğini bildirmişlerdir.

Yine Huang ve arkadaşları (2001) ogmente edilmiş maksiller sinüse uygulanmış implantlarda farklı yoğunluk değerine sahip greft materyallerinin stres dağıtımını üzerine etkilerini SESA yöntemi kullanarak incelemişler, yüksek yoğunluktaki greft materyalinin elastisite modülünü 3450 MPa, düşük yoğunluktaki greft materyalinin elastisite modülünü 345 MPa olarak belirlemişlerdir. Çalışma sonunda yüksek yoğunluktaki greft materyalinin alveolar kemiğe daha az stres ilettiğini, greft yoğunluğu azaldıkça kortikal kemikteki stres miktarının arttığını göstermişler ve greft materyalinin iyileşme süresinin uzamasıyla, biyolojik olarak greft dokusundaki mineralizasyonun yani greft yoğunluğunun arttığı sonucuna varmışlardır. Bizim çalışmamızda greft materyalinden stres iletiminde olabildiğince verim alabilmek amacıyla yüksek yoğunluktaki greft materyaline ait elastisite modülü 3450 MPa kullanılmıştır.

Ujigawa ve arkadaşları kraniofasiyal yapılarda zigoma implantının stres dağılımını inceledikleri SESA çalışmalarında implantların yüzey özelliklerini göz ardı edip implantları yivsiz modellemişlerdir (Ujigawa K. ve ark. 2007). Ying ve arkadaşları tek taraflı maksiller defektli hastanın kafatasını modelledikleri ve kemik grefti ve zigoma implantı ile tedavi arasında stres dağılımını yönünden karşılaştırdıkları SESA çalışmalarında zigoma ve dental implantları yivsiz olarak modellemişlerdir (Ying T. ve ark. 2005). Çözümlerin alınmasındaki zamanın kısaltılması açısından, model geometrilerinde bazı basitleştirmelere gidilmesi, SESA çalışmalarının pek çoğunda kullanılmıştır. Sonuçların doğruluk oranını yükseltebilmek için, çalışmamızda bu durumdan mümkün olduğunca kaçınıldı. Fakat çalışmamızda kullandığımız modelin çok karmaşık olmasından dolayı yivli implant tasarımı artan eleman sayısı nedeniyle bilgisayar çözümünü zorlaştırırken analiz sonuçlarını çok az etkilemektedir (Cruz M. ve ark. 2006). Eğer tek bir implantı veya küçük bir bölgeyi modelleseydik yivlerin modellenmesi önemli olabilirdi ama bizim modelimizde çok önem arz etmemiş ve sonucu değiştirmemiştir. Bu yüzden bizim çalışmamızda da implant modellemesine yivler dahil edilmemiştir.

Helkimo ve arkadaşlarının belirttiğine göre özellikle bayanlarda ilerleyen yaşla beraber maksimum ısırma kuvveti azalmakta, ayrıca 1. molar bölgede olan çiğneme merkezi daha meziale, hatta 2. premolar civarına doğru kaymaktadır. Bu çalışmalardan yola çıkarak, bu çalışmada santral keserden, birinci premolardan, birinci ve ikinci molar diş hizalarından vertikal yönde 150 N kuvvet uygulanmıştır . Kuvvet miktarı olarak 150 N uygulanmasının



sebebi implant destekli hareketli protez kullanan yetişkin hastalarda maksimum ısırma kuvvetinin vertikal komponentinin ortalama 150 N olmasıdır (Helkimo E. ve ark. 1977, Cattaneo P.M. ve ark. 2003, Gross M.D. ve ark 2001, Korkmaz F.M. ve ark. 2012).

Çalışmamızda aynı tedavi bölgesindeki değişik uygulamalar arasından birbirine yakın senaryolara ait stres bulgularının karşılıklı değerlendirilmesi ile farklı 2 tedavi alternatifinin birbirlerine göre üstünlüklerini ve yetersizliklerini ortaya koymak amaçlanmıştır. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizlerinde kullanılan tüm materyaller çoğunlukla lineer elastik özellikte tanımlandıklarından, yükleme altında modeller bünyesinde oluşan stres değerleri, uygulanan kuvvetlerle doğru orantılı olarak artacaktır. Bu nedenle çalışmamızda modeller karşılaştırılırken sayısal değerlerden çok niteliksel genellemeler daha doğru sonuç verecektir. Literatürde bir çok kaynak, sonuçların sayısal anlamda birebir karşılaştırmanın güvenilir olmadığından bahsetmektedir (Meijer H.J. ve ark 1993, Stegariou R. ve ark. 1998).

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmaları, yük uygulandıktan sonra yapının bütünlüğünün ilk olarak hangi noktada bozulacağını tespit etmeyi amaçlar. Kemik doku sıkışma streslerine, gerilme streslerinden daha dayanıklıdır. Benzer çalışmalarda, genellikle kuvvet uygulaması sonunda oluşan en yüksek maksimum principle stres değerlerinin ve dağılımlarının değerlendirildiği görülmektedir (Clelland N.L. ve ark. 1995, Clelland ve Gilat 1992, Çağlar A. ve ark. 2006, Himmlova L. 2004). Bu çalışmalarda en yüksek gerilme stresi değerlerinin tespit edildiği alanlar, rezorpsiyonun ilk başlayacağı noktalar olarak tanımlanmıştır. Günümüzde maksilla için tanımlanmış ve rezorpsiyonun başlangıcı olarak kabul edilen sabit bir gerilme değeri bulunmamaktadır. Ayrıca kemik dokusunun anizotropik özelliklerine ve uygulanan kuvvetin büyüklüğü ile etki süresine bağlı olarak implant-kemik ara yüzünde rezorpsiyonun başlayacağı eşik değerin, bireysel ve sistemik faktörlere göre değişiklik gösterdiği bilinmektedir (Uysal H. 1997). Bu bilgilere dayanarak çalışma modellerimizdeki destek dokularda yükleme sonucu oluşan etkiler, gerilme ve sıkışma stresleri üzerinden karşılaştırılmıştır.

SESA ile yapılan çalışmaların çoğunda Von Misses Stress değerleri incelenmiştir. Maksimum Principle Stress (Gerilme Stresi) ve Minimum Principle Stress (Sıkışma Stresi) değerlerini inceleyen çok az çalışma vardır. Von Misses Stress değerleri implant veya metal gibi çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır. Bu değerler implant materyalinde oluşan stresleri yorumlamak için önemli olabilir. Von Misses Stress

değeri implant materyalinin esneme/kopma noktasını aştığı zaman başarısızlık meydana gelir. Von Misses Stress değerleri implantın esneme dayanımı (550 MPa) ile karşılaştırılır (Akça K. ve ark. 2002).

Principle Stress (Maksimum Principle Stress, Minimum Principle Stress) değerleri kemik gibi kırılğan materyaller için önemlidir. Maksimum Principle Stress değeri kemiğin en yüksek gerilme dayanımına (kortikal kemik için 100 MPa) eşit veya ondan fazla olduğunda veya Minimum Principle Stress değeri en yüksek sıkışma dayanımına (kortikal kemik için 173 MPa) eşit veya ondan fazla olduğunda başarısızlık meydana gelir (Akça K. ve ark. 2002). Bundan ötürü kemik için Von Misses Stress değerlerinin incelenmesinin önemli olmadığı bildirilmiştir. Bundan dolayı, çalışmamızda kortikal kemikte oluşan Maksimum Principle Stress ve Minimum Principle Stress değerleri, lokalizasyonları ve dağılımları değerlendirildi.

Zigomat implantları ile ilgili yapılan biyomekaniksel çalışmalar çok azdır (Korkmaz FM. ve ark. 2012, Miyamoto S. ve ark. 2010, Ishak M.I. ve Shafi A.A. 2014, Freedman M. ve ark. 2013, Hailin W. ve ark. 2014, Ishak M.I. ve ark. 2012, Ishak M.I. ve ark. 2013, Ujigawa K. ve ark. 2007, Mingyi W. ve ark. 2013). Yapılan detaylı literatür araştırmasına rağmen gerek yöntem, gerekse veriler yönünden çalışmamızla tam anlamı ile benzer araştırmaya rastlanamaması, nitel anlamda kıyaslamaları zorlaştırmaktadır. Konuyla ilgili pek çok çalışmada, implantın boyun kısmındaki kortikal kemik ve implant gövdesi boyunca süngerimsi kemikteki stres dağılımlarının incelenmiştir. Bizim çalışmamızda da kortikal kemikte ve süngerimsi kemikteki stresler değerlendirmeye alınmıştır.

Doğal dişin mikro hareketliliği nedeniyle okluzal kuvvet sonucu oluşan streslerin periyodonsiyum boyunca kök çevresindeki alveol kemiğinde dağıldığı, implantta ise streslerin servikal bölgedeki kortikal kemikte ve apekte yoğunlaştığı bilinmektedir (Weinberg LA. 1993). Çalışmamızda, oluşturulan farklı iki modelde, zigomatik kemiklerin apeksinde kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirilmiştir. Kortikal kemiğin elastisite modülü süngerimsi kemikten daha fazla olduğu için, daha güçlüdür ve deformasyona daha fazla direnç gösterir (Skalak R. 1983). Bundan dolayı, başarısızlık daha çok kortikal kemikte veya implant ile olan bağlantısında oluşmaktadır (Geng J.P. ve ark. 2001). Kortikal kemiğin sıkışma streslerine, gerilme ve kesme tipi streslerden daha dayanıklı olduğu bilinmektedir (Korkmaz F.M. 2008).

Cruz M. ve arkadaşları 2006 yılında yaptıkları çalışmada alt çene 1. molar bölgesine yerleştirdikleri kök formlu ve silindirik yivli iki implant arasındaki stres dağılımını inceledikleri 3 boyutlu SESA çalışmalarında implantların tepesinden uzun eksene paralel olacak şekilde vertikal yönde 100 N'luk kuvvet uygulamışlardır. Çalışmaları sonucunda her iki tip implant arasında stres dağılımı yönünden fark bulmamışlar ve en yüksek streslerin implantların boynu etrafındaki kortikal kemikte olduğunu belirtmişlerdir (Cruz M. ve ark. 2006).

Geng J.P. ve arkadaşları implantın çevresindeki kemiğin kalite ve kantitesinin implanttan kemiğe yük transferini etkilediğini, yapılan hemen hemen tüm SESA çalışmalarında en yüksek streslerin implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte meydana geldiğini bildirmişlerdir (Geng J.P. ve ark. 2001).

Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgular sonucu implantların uygulanan kuvvetlere en yakın konumda olan boyun bölgelerini çevreleyen kortikal kemikte, süngerimsi kemiğe göre daha yüksek stres (kortikal kemikte sıkışma değeri -2,62/-2,69 MPa, süngerimsi kemikte sıkışma değeri -0,78 MPa) değerleri tespit edilmiştir. İmplantların uzun dönem başarısında, süngerimsi kemiğin kortikal kemik kadar etkili olmaması nedeniyle, çalışmamızın sonuçlarının değerlendirilmesinde özellikle kortikal kemikte oluşan stres değerleri esas alınmıştır.

Ishak M.I. ve arkadaşları yaptıkları SESA çalışmasında (2012) atrofik maksillanın tedavisinde farklı cerrahi yöntemlerle uygulanan zigoma implantlarının, farklı oklüzal yüklerdeki stres dağılımlarını incelemişlerdir. Yaptıkları bu çalışma, uygulanma açısından literatürde bizim çalışmamıza en yakın çalışmadır. Bu çalışmada, anterior bölgeye lateral dişler hizasında, iki adet konvansiyonel implant ve posterior bölgeye, intrasinüs ve ekstramaksiller yöntem ile yine çenenin her iki tarafında iki adet zigoma implantı yerleştirilmiştir. İntrasinüs yönteminde zigoma implantlarının çıkış noktası 1. molar diş hizasında palatinal bölgedeyken, ekstramaksiller yaklaşımda, zigoma implantının çıkış noktası kret tepesinde ve ikinci premolar diş hizasındadır. Bizim çalışmamızda da, 2 adet zigoma ve 2 adet konvansiyonel implant olmak üzere 4 adet implant yerleştirilmiştir. Ishak M.I. ve arkadaşlarının yaptığı çalışmadan farklı olarak, bizim çalışmamızda her iki implant da intrasinüs yöntemle yerleştirilmiş, bir modelde sinüs ogmentasyonu yapılmazken, diğer modelde allogreft materyali kullanılarak sinüs ogmentasyonu yapılmıştır. Konvansiyonel implantlar yine diğer çalışmada olduğu gibi lateral dişler hizasında uygulanmıştır. Ishak M.I. ve arkadaşları yaptıkları çalışmada metal alt yapıya

santral diş, birinci premolar diş, birinci ve ikinci molar dişler hizasında vertikal yönde 150 N kuvvet uygulamışlar. Bizde çalışmamızda daha önce litere edilen biçimde, metal alt yapıya vertikal yönde 150 N kuvveti, aynı bölgelerden uyguladık. Ishak M.I. ve arkadaşları yaptıkları çalışmada kemikteki, metal alt yapıdaki ve implantlardaki stres dağılımlarını incelerken Von Mises stress değerlerine bakmışlardır. Biz çalışmamızda, kortikal kemik ve süngerimsi kemikte oluşan stresleri incelemek için maksimum gerilim ve maksimum sıkışma kuvvetlerini değerlendirirken, zigoma implantında ve metal alt yapıda oluşan stres dağılımlarını Von Mises stress değerleri ile inceledik.

Ishak M.I. ve arkadaşları yaptıkları çalışmada (2012), kemiklerdeki stres dağılımlarını incelemişler ve uygulanan yüklerle birlikte stres merkezlerini belirlemişlerdir. Buna göre; anterior bölgede kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki en yüksek değerin anterior nasal çıkıntıda oluştuğunu bildirmişlerdir. Yük posteriora ilerledikçe süngerimsi kemiğinde, kortikal kemik ile benzer stres dağılımlarını gösterdiğini bildirmişlerdir. Yük birinci molar ve birinci premolar bölgeden uygulandığında oluşan stresler ile karşılaştırıldığında, yük ikinci molardan uygulandığında hem intra-sinüs hem de ekstramaksiller yöntemde stresin şiddetli bir şekilde arttığı görülmüştür. Süngerimsi kemikteki stres kortikal kemikteki stresten daha az ölçülmüştür. Yük posteriora ilerledikçe zigoma implantlarının etrafındaki bölgede oluşan streslerin arttığını bildirmişlerdir. Sonuç olarak, cerrahi yöntemler açısından stres dağılımlarına bakıldığında çok büyük bir fark yoktur ve kortikal ve süngerimsi kemikteki stres dağılımlarına bakıldığında ekstra maksiller yaklaşım az bir oranda da olsa, intra sinüs yaklaşımdan daha fazla stres dağılımı göstermiştir.

Biz çalışmamızda, zigoma implantı etrafındaki kortikal ve süngerimsi kemikteki stres dağılımlarını, maksimum sıkışma ve maksimum gerilim değerlerini kullanarak inceledik. Bunun sonucunda; her iki modelde de en yüksek gerilim değeri, santral dişten yükleme yapıldığında, implantların distal yüzeyindeki kortikal kemikte görülmüştür (Ogmentasyonlu model 5.77 MPa, Ogmentasyonsuz model 5.78 MPa). Sinüs ogmentasyonu olmadan uygulanan zigoma implantı uygulanan model, sinüs ogmentasyonlu modelden az miktarda daha yüksek değer göstermiştir. Her iki modelde, yükleme posteriora gittikçe değerler azalmış ve sinüs ogmentasyonsuz model tüm yükleme bölgelerinde, az miktarda da olsa, daha yüksek değerler göstermiştir. Maksimum sıkışma streslerine bakıldığı zaman; yine her iki model içinde, en yüksek değerin ikinci molardan uygulanan yükleme sırasında zigoma implantlarının distal yüzeyindeki kortikal kemikte en yüksek sıkışma değerini gösterdiğini görmekteyiz

(Ogmentasyonlu 2.62 MPa, ogmentasyonsuz 2.69 MPa). Her iki modele bakıldığında yükleme noktası posteriora yer değiştirdikçe daha yüksek fakat yakın değerler gösterdiğini, molar dişler bölgelerindeki yüklemelerde az da olsa, ogmentasyonsuz modelin daha yüksek değerler gösterdiğini görmekteyiz.

Yine çalışmamızda, zigoma implantlarının stres dağılımı gösterdiği, zigomatikomaksiller sütür bölgesinde oluşan sıkışma ve gerilim streslerini inceledik. Elde ettiğimiz verilere göre; maksimum gerilim değerlerine bakıldığında, tüm yükleme yapılan bölgelerde ogmentasyonsuz model, ogmentasyonlu modelden daha yüksek değerler göstermiştir. Her iki modelde en yüksek değeri, santral diş hizasından yükleme yapıldığı esnada göstermiştir (ogmentasyonlu model 0.34 MPa, ogmentasyonsuz model 0.30 MPa). Tüm yükleme bölgelerine bakıldığı zaman, yükleme noktası posteriora ilerledikçe, maksimum gerilim streslerinin değerlerinde azalma görülmüştür. Maksimum sıkışma streslerine bakıldığında; yine en yüksek değerlerin santral dişten yükleme yapıldığında anda meydana geldiği ve ogmentasyonsuz modelin ogmentasyonlu modelden daha yüksek değerler gösterdiği görülmüştür (ogmentasyonlu model 0.36 MPa, Ogmentasyonsuz model 0.39 MPa). Yine gerilim streslerinde olduğu gibi , yükleme noktası posteriora ilerledikçe değerlerin azaldığı ancak ogmentasyonsuz modelin daha yüksek değerler gösterdiği görülmüştür.

Çalışmamızda, zigoma implantlarının apeks bölgesindeki, süngerimsi kemikte oluşan sıkışma ve gerilim stresleri de incelenmiştir. Elde edilen verilere göre, maksimum gerilim stres değerleri incelendiğinde, en yüksek değerlerin her iki modelde de ikinci molara yükleme esnasında ve zigoma implantının distal yüzeyindeki süngerimsi kemikte olduğu ve ogmentasyonsuz modelin daha yüksek değer gösterdiği görülmüştür (ogmentasyonlu model 1.56 MPa, ogmentasyonsuz model 1.60 MPa). Süngerimsi kemikte oluşan gerilim streslerine, zigoma implantının palatinal yüzeyinden bakıldığında yük anteriordan posteriora ilerledikçe değer artışı görülürken, mesial yüzeyden bakıldığında, santral dişten yükleme yapıldığında en yüksek değer olduğu, daha sonra posteriora ilerledikçe yine değerlerin arttığı görülmüştür. Zigoma implantının apeksindeki süngerimsi kemikte oluşan maksimum sıkışma streslerinin değerlerine bakıldığı zaman; en yüksek sıkışma stresi değerlerinin santral dişten yükleme yapıldığında her iki modelde de zigomatik implantın apikal yüzeyindeki süngerimsi kemikte olduğu ve birbirine yakın olduğu görülmüştür (ogmentasyonlu model 0.780 MPa, ogmentasyonsuz model 0.781 MPa). Yine implantların mesial yüzeyinden bakıldığında değerlerin yükleme noktası posteriora ilerledikçe arttığı görülse de, apikal yüzeyden

bakıldığında en yüksek değerin santral diş yükleme anında en düşük değerin ikinci molardan yükleme anında olduğu ve tüm yüklemeler esnasında greftli modelin daha düşük değerler gösterdiği görülmüştür. Tüm bu stres dağılım verilerinin ışığında, kortikal kemiğin 100 MPa gerilim stresine ve 173 MPa sıkışma stresine kadar dayanabildiği düşünüldüğünde, çıkan değerlerin normal sayılabilecek düzeyde kaldığı söylenebilir (Akça K. ve ark. 2002).

Ishak M.I. ve arkadaşları yaptıkları çalışmada (2013), hem ekstra maksiller hem de intra sinüs tekniğinde, ikinci molara yükleme yapıldığı anda, zigoma implantında oluşan en yüksek Von Mises stres değerini ölçmüşler ( ekstra maksiller 91.30 MPa, intra sinüs 64.73 MPa). İntra sinüs modelde, diğer yüklemelerde oluşan Von Mises stres değerlerinin benzer olduğunu, genel olarak ekstra maksiller modelin, intra sinüs modelden %30 daha fazla Von Mises stres değeri gösterdiğini bildirmişlerdir. Yine bu çalışmada, en yüksek stresin implant abutment birleşiminde olduğu ve bukkolingual olarak, korondan implantın gövdesine doğru yayıldığı bildirilmiştir. İmplantların apikal bölgesinde koronal bölgeye oranla daha stres dağılımı gösterdiği ve yükleme noktası posteriora ilerledikçe stres alanının genişlediğini bildirmişlerdir.

Bizim çalışmamızda da, diğer çalışmada olduğu gibi zigoma implantlarındaki en yüksek Von Mises değeri, ikinci molara yükleme esnasında oluşmuştur ve ogmentasyonsuz model daha yüksek değer göstermiştir (ogmentasyonlu model 36.6 MPa, ogmentasyonsuz model 43.2 MPa). Zigoma implantlarının Von Mises değerleri incelendiğinde, santral ve birinci premolar dişler hizasındaki yüklemelerde her iki modelin birbirine yakın değerler gösterdiği, yükleme noktası birinci molara ilerlediği zaman ogmentasyonsuz modelin, ogmentasyonlu modelden %24 daha fazla stres gösterdiği, ikinci molardan yükleme yapıldığında ise bu oranın %17'ye düştüğü görülmüştür. Her iki modelde santral diştten yapılan yükleme esnasında oluşan stres alanları benzer bulunmuş ve implantın boyun bölgesinde olduğu görülmüştür. Yükleme noktası birinci premolara ilerlediği zaman, stres alanları her iki modelde yine benzer değerlerde (ogmentasyonlu model 14.4426 MPa, ogmentasyonsuz model 14.4435 MPa) ve yine her iki modelde de implant abutment birleşiminde oluşmuştur. Yükleme noktası birinci molar dişte olduğu zaman, her iki modelin hem stres değerleri hem de stres alanları farklılık göstermektedir. Her iki modelde de maksimum Von Mises stres noktası implant abutment birleşim noktasında olsa da, ogmentasyonsuz model ogmentasyonlu modele göre boyun bölgesinde daha yoğun stres dağılımı gösterirken, ogmentasyonlu model implant gövdesinde daha geniş alanda stres dağılımı göstermiştir. Yükleme noktası ikinci molar olduğunda, maksimum Von Mises stres noktası her iki model için de, implant abutment birleşim noktasıdır

ve yine ogmentasyonsuz modelde implant boyun bölgesinde daha yoğun stres alanları bulunurken, her iki modelde de, stres alanları implant gövdesine kadar uzanmıştır. Von Misses Stress değeri implant materyalinin esneme/kopma noktasını aştığı zaman başarısızlık meydana gelir. Von Misses Stress değerleri implantın esneme dayanımı (550 MPa) ile karşılaştırılır (Akça K. ve ark. 2002). Çalışmada elde edilen veriler, esneme/kopma noktası değerlerinden çok düşük olduğu için göz ardı edilebilir niteliktedir.

Ishak M.I. ve arkadaşları yaptıkları çalışmada (2012), metal alt yapının Von Mises stres değerlerini incelemiştir. Hem intra sinüs model hem de ekstra maksiller modelde yükleme noktası posteriora gittikçe, metal alt yapıda oluşan Von Mises stres değerlerinin arttığını belirtmişlerdir. En yüksek değer in intra sinüs modelden %156 daha yüksek olarak ekstra maksiller modelde oluştuğunu bildirmişlerdir (intra sinüs 294.27 MPa, ekstra maksiller 459.35 MPa). Tüm yükleme noktalarında ekstra maksiller yöntemin intra sinüs yöntemden daha yüksek değerler gösterdiğini, streslerin mesio-distal yönde olduğunu ve implant- metal alt yapı birleşim bölgelerinde oluştuğunu, en düşük stres değerlerinin santral dişten yükleme yapıldığı anda oluştuğunu belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda, Ishak M.I. ve arkadaşlarının (2012) yaptığı çalışmadan farklı olarak, santral dişten yükleme yapıldığında metal alt yapının en yüksek Von Mises değeri ölçülmüş ve her iki modelde birbirine yakın değerler sergilemiştir (ogmentasyonlu model 222.881 MPa, ogmentasyonsuz model 222,886 MPa). Yine bizim çalışmamızda yükleme noktaları posteriora ilerledikçe, maksimum Von Mises stres değerleri önce azalmış daha sonra artmıştır. En düşük maksimum Von Mises stres değeri birinci premolardan yükleme yapıldığı anda görülmüştür. Ishak M.I. ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya benzer olarak, bizim çalışmamızda da, metal alt yapıdaki stres alanları metal alt yapı implant birleşim bölgelerinde yoğunlaşmıştır ve mesio-distal yönde dağılmıştır.

Ujigawa K. ve arkadaşları ise yaptıkları SESA çalışmasında (2007), zigoma implantlarının kraniofasial yapılarıdaki stres dağılımlarını incelemişlerdir. Çalışmada intra-sinüs olarak yerleştirilen zigoma implantları anterior bölgede iki adet konvansiyonel implant ile kombine edilmiştir. Bizim çalışmamızda anterior bölgede iki konvansiyonel implant kullanıldı. Yine bizim çalışmamıza paralel olarak, bu çalışmada da en yüksek Von Mises stres değeri zigoma implantı ile metal alt yapı birleşiminde ve zigoma implantının orta bölgesinde oluşmuş olarak bulunmuştur. Zigoma implantlarında oluşan stres zigomatik kemiğin frontal ve temporal

çıkıntılarını dağılmıştır. Titanyum alaşımların elastik deformasyon değeri 900 MPa olduğu için çıkan değerler çok önemli değildir ve 150 N vertikal yükleme implant başarısızlığına neden olmamaktadır (Zarone F. ve ark. 2003). Stresin yine zigomatikomaksiller sutureda yoğunlaştığı ve daha yüksek stresin suturedan yayıldığı düşünülebilir (Alexandridis C. ve ark. 1981, Yacoub N. ve ark. 2002). Bizim çalışmamızda da zigomatikomaksiller sutureda oluşan sıkışma ve gerilim stresleri değerleri incelenmiştir ve iki modelinde, yükleme bölgelerine bakıldığında, yükleme bölgesi posteriora ilerledikçe hem sıkışma hem de gerilim streslerinde azalma olduğu ve sinüs ogmentasyonlu modelin her zaman daha düşük değerler gösterdiği görülmüştür.

Freedman M. ve arkadaşları yaptıkları SESA çalışmasında (2013), alveoler kemik desteğinin zigoma implantına etkisini değerlendirmişlerdir. Yaptıkları çalışmada 2 adet zigoma implantı kullanmışlar ve alveol kemik desteği olan ve olmayan iki model elde etmişlerdir. Alveol kemik desteği olmayan model vertikal kuvvet uygulandığında daha yüksek Von Mises stres değerleri göstermiştir. Kemik desteği olan modelde posteriodaki zigoma implantında 17,56 MPa, kemik desteği olmayan modelde ise 42,59 MPa maksimum Von Mises değerleri ölçülmüştür. Bizim çalışmamızda da sinüs ogmentasyonlu model, ogmentasyonsuz modelden daha düşük değerler (ogmentasyonlu model 36,68 MPa, ogmentasyonsuz modelde 43,24 MPa) göstermiştir.

Ishak M.I. ve Shafi A.A. yaptıkları SESA çalışmasında (2014), farklı sayıdaki konvansiyonel implantların zigoma implantının stabilitesine etkisini karşılaştırmışlardır. Oluşturdukları modellerde, tek tarafta sadece bir zigoma implantı, bir zigoma ve bir konvansiyonel implant veya bir zigoma, 2 konvansiyonel implant yerleştirilen modeller oluşturmuşlar. Biz çalışmamıza en uygun model olan, tek tarafta bir zigoma, bir konvansiyonel implant olan modelin değerlerini çalışmamızla kıyaslamak için inceledik. Ishak ve Shafi'nin çalışmasında, en yüksek Von Mises stres değerleri zigoma implantının çevresindeki alveoler kemikte ve zigoma implantının apikalindeki zigoma kemiğinde oluşmuş. Bu değerler bizim çalışmamızla paralellik göstermektedir. Yine Ishak ve Shafi'nin çalışmasında zigoma implantının gövdesinde orta bölgede stres dağılımları görülmüş, bu sonuç da bizim çalışmamızla paralellik göstermektedir.

Wen H. ve arkadaşları yaptıkları SESA çalışmasında (2014) , aşırı rezorbe maksillanın 3 farklı zigoma implantı tekniği ile tedavisinde stres dağılım alanlarını incelemiştir. Çalışmalarında, Branemark tekniği, sinüs yiv tekniği ve ekstra maksiller teknik ile yerleştirilen



implantlar ve her modelde, zigoma implantı ve lateral ve premolar bölgeye yerleştirilen konvansiyonel implantlar olmak üzere alt grup modeller elde etmişler ve stres dağılım noktalarına bakmışlardır. Yine çalışmamızla benzer şekilde, 150 N vertikal yük uygulamışlar. Wen H. ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, bizim çalışmamıza en uygun model, Branemark yöntemiyle yapılan zigoma implantı ve lateral bölgeye yerleştirilen konvansiyonel implantın kombine olduğu model olduğu için, bu modele ait stres değerleri, karşılaştırılmak için kullanılmıştır. Wen H. ve arkadaşlarının çalışmasında da oklüzal kuvvetlerin zigoma tarafından taşındığı ve zigomatik arka doğru iletildiği görülmüştür. Bu çalışmada da implantın boyun bölgesi ve koronal kısmında en yüksek Von Mises değerleri görülmüştür.

Modellerimizde streslerin en yüksek değere ulaştığı bölgeler kritik bölgelerdir. Aynı model içerisinde farklı bölgelerde daha düşük stres değerleri ölçülebilir, ama kritik önem taşımaz. Çünkü kuvvet arttırıldığında dayanım sınırını ilk önce aşacak bölge streslerin (gerilme stresi, sıkışma stresi) en yüksek seviyede olduğu bölgedir. Bu sebeple, bütün modellerde her yükleme koşulunda implantların çevresindeki kortikal kemikte elde edilen en yüksek streslerin ortaya çıktığı bölgeler kemik yıkımının görülebileceği bölgeleri ifade etmektedir. Karşılaştırma yapılırken elde edilen en yüksek streslere göre değerlendirme yapılmıştır. Stresin en yüksek çıktığı bölgelerin neresi olduğu göz önünde bulundurulmuştur, çünkü bu bölgeler rezorpsiyonun olacağı muhtemel bölgeleri işaret etmektedir. Hem sıkışma hem de gerilim stres değerlerine bakıldığında, en düşük stres değerleri saptanan model en avantajlı, en yüksek stres değerleri saptanan model en dezavantajlı olacaktır.

Çalışmamızda, sinüs ogmentasyonsuz modelde ve tüm yüklemelerde en yüksek stres değerleri görülmüştür. Alveoler kortikal kemikte ölçülen gerilim stresleri santral dişten yükleme yapıldığı anda, zigoma implantının distal yüzeyindeki kortikal kemikte, alveoler kemikteki maksimum sıkışma stresi yükleme ikinci molar bölgeden yapıldığında, zigoma implantının distal yüzeyindeki kortikal kemikte, zigomatikomaksiller bölgedeki kortikal kemikteki maksimum sıkışma değerleri santral dişten yükleme yapıldığı esnada, zigoma implantının apeksindeki süngerimsi kemikteki maksimum gerilim stres değerleri ikinci molar bölgesinden yükleme yapıldığında, zigoma implantının palatinal yüzeyindeki süngerimsi kemikte, zigoma implantının apeksindeki süngerimsi kemikte oluşan maksimum sıkışma stres değerleri santral diş bölgesinden yükleme yapıldığı anda zigoma implantının apikalinde, zigoma implantının maksimum Von Mises stres değeri, ikinci molar bölgeden yükleme

yapıldığında, metal alt yapıya ait Von Mises stres değeri, santral diş bölgesinden yükleme yapıldığı anda sinüs ogmentasyonsuz modelde daha yüksek ölçülmüştür.

Tüm stres değerleri içerisinde, bir tek zigomatikomaksiller bölgedeki maksimum gerilim değeri, sinüs ogmentasyonlu modelde, ogmentasyonsuz modelden yüksek ölçülmüştür. Bunu durumun, zigoma implantları aracılığıyla diğer bölgelere iletilen oklüzal stresleri, sinüs ogmentasyonunda kullanılan greft materyalinin zigomatikomaksiller bölgeye iletmesinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Zira, zigomaya iletilen streslerin, bütün yükleme bölgelerinde ve tüm incelenen bölgelerde, zigomatikomaksiller bölgede oluşan gerilim stresleri hariç, sinüs ogmentasyonlu modelde daha düşük çıkmasının sebebi de, zigoma implantı aracılığıyla çevre dokulara iletilen streslerin, yine greft materyali aracılığıyla çevre dokulara daha homojen olarak iletilmesi olduğunu düşünmekteyiz.

Huang ve arkadaşlarının yaptığı SESA çalışmasının (2009) sonucunda yüksek yoğunluktaki greft materyalinin alveolar kemiğe daha az stres iletmediğini, greft yoğunluğu azaldıkça kortikal kemikteki stres miktarının arttığını göstermişlerdir. Bizim yaptığımız çalışma sonucunda da, sinüs ogmentasyonlu modelin daha iyi sonuçlar vermesini, bu duruma bağlayabiliriz.

## 5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Araştırmamızın sınırları içerisinde aşağıdaki sonuçlar ve öneriler ortaya çıkarılabilir:

- i.** Zigoma implantlarının alveoler kortikal kemikteki çıkış bölgesinde maksimum gerilme stresi ogmentasyonsuz modelde tüm yükleme bölgelerinde az miktarda olsa da, daha yüksektir ve her iki modelde de en yüksek değerler, santral dişten yükleme yapıldığı anda ölçülmüştür, ölçülen stres değerleri her iki modelde de yükleme bölgesi posteriora ilerledikçe azalmıştır.
- ii.** Zigoma implantlarının alveoler kortikal kemik çıkış bölgesindeki maksimum sıkışma stresi ogmentasyonsuz modelde tüm yükleme bölgelerinde daha yüksektir ve her iki modelde de en yüksek değerler, ikinci molar bölgeden yükleme yapıldığı anda ölçülmüştür, ölçülen stres değerleri her iki modelde de yükleme bölgesi posteriora ilerledikçe artmıştır ve ogmentasyonsuz model özellikle birinci molar bölgeden yapılan yükleme esnasında zigoma implantının distal yüzeyindeki kortikal kemikte %22 daha yüksek değer ölçülmüştür.
- iii.** Zigoma implantlarının alveoler kortikal kemik çıkış bölgesindeki maksimum sıkışma stresi santral dişten yükleme yapıldığı esnada ogmentasyonsuz modelde zigoma implantının bukkal yüzeyindeki kortikal kemikte diğer modelden %369 daha yüksek değer göstermiştir.
- iv.** Zigomatikomaksiller suture bölgesindeki maksimum gerilim stresi santral dişten yükleme yapıldığı anda, ogmentasyonlu modelde % 13 daha yüksektir, tüm yükleme bölgelerinde ogmentasyonlu model daha yüksek değerler göstermiştir ve yükleme bölgesi posteriora ilerledikçe ölçülen değerler azalmıştır. Bu ogmentasyonlu modelin tüm incelenen değerler arasında yüksek olduğu tek bölgedir.
- v.** Zigomatikomaksiller suture bölgesindeki maksimum sıkışma stresi santral dişten yükleme yapıldığı anda, ogmentasyonsuz modelde % 8 daha yüksektir, tüm yükleme bölgelerinde ogmentasyonsuz model daha yüksek değerler göstermiştir ve yükleme

bölgesi posteriora ilerledikçe ölçülen değerler azalmıştır. Ancak birinci molar bölgeden yükleme yapıldığı anda ogmentasyonsuz model, diğer modelden % 285 daha yüksek değer göstermiştir.

- vi.** Zigoma implantlarının apeks bölgesi süngerimsi kemikte ölçülen maksimum gerilim stresi ikinci molar diş bölgesinden yükleme yapıldığı anda, ogmentasyonsuz modelde zigoma implantının palatinalindeki süngerimsi kemikte % 2 daha yüksektir, birinci molar bölge hariç, tüm yükleme bölgelerinde ogmentasyonsuz model daha yüksek değerler göstermiştir ve yükleme bölgesi posteriora ilerledikçe ölçülen değerler artmıştır. Ancak bu durum implantın mesialindeki süngerimsi kemikte, farklılık göstererek yükleme bölgesi posteriora ilerledikçe premolar bölgede azalmış daha sonra molar bölgede tekrar artmıştır. Bu sonuçta, zigoma implantı ile beraber kaç adet konvansiyonel implant kullanımının daha başarılı olacağı yönünde tartışmayı ortaya çıkarmaktadır.
- vii.** Zigoma implantlarının apeks bölgesi süngerimsi kemikte ölçülen maksimum sıkışma stresi santral diş bölgesinden yükleme yapıldığı anda, ogmentasyonsuz modelde zigoma implantının apikalindeki süngerimsi kemikte % 0,1 daha yüksektir, ve tüm yükleme bölgelerinde her iki modelde benzer değerler göstermiştir ve yükleme bölgesi posteriora ilerledikçe ölçülen değerler azalmıştır. Ancak bu durum implantın mesialindeki süngerimsi kemikte, farklılık göstererek yükleme bölgesi posteriora ilerledikçe premolar bölgede azalmış daha sonra molar bölgede tekrar artmıştır.
- viii.** Sinüs ogmentasyonu yapılan modelde tüm yükleme bölgelerinde zigoma implantının Von Mises stres değerleri, ogmentasyonsuz modelle karşılaştırıldığında daha düşüktür. Bu durum ogmentasyonlu modelin, stresleri destek dokulara daha fazla ilettiğini göstermektedir.
- ix.** Tüm yükleme bölgelerine bakıldığında, modeller kıyaslandığında zigoma implantına ait en yüksek Von Mises stres değeri, ikinci molar bölgeden yükleme yapıldığı esnada ogmentasyonsuz modelde ölçülmüştür.

- x. Zigoma implantlarına ait Von Mises stres dağılımlarına bakıldığında,ogmentasyonsuz model daha yüksek değerler gösterse de, her iki modelde aynı yükleme bölgelerinde, maksimum stres noktalarının benzer noktalar olduğu görülmüştür.
- xi. Metal alt yapıya ait maksimum Von Mises değerleri, her iki modelde de santral dişten yükleme yapıldığında en yüksek ve aynı değeri göstermiştir. Bu durum premolar bölgeden yapılan yüklemeye aynı olsa da, birinci molar ve ikinci molar bölgeden yükleme yapıldığında ogmentasyonsuz model sırasıyla %13 ve %22 daha yüksek ölçülmüştür.

Sonuçlara bakıldığında, maksiller sinüsün greftle ogmente edilmesiyle, özellikle posterior bölgeden yükleme yapıldığında alveoler krette oluşan gerilim ve sıkışma streslerinin, greftler aracılığıyla daha homojen dağıldığı ve kortikal kemikte oluşan stresi azalttığı görülmektedir.

Ogmentasyon yapılan modelde, greft materyalinin yükleme esnasında oluşan gerilim streslerini zigomatikomaksiller suture bölgesine iletmediği, ancak genel duruma bakıldığında, diğer bölgelerde oluşan stresleri azalttığı görülmektedir. Sonuç olarak, ogmentasyonlu modelde, streslerin bir bölgede yoğunlaşmasından ziyade, çevre dokulara dağıtıldığı söylenebilir.

Zigomatikomaksiller suture bölgesinde oluşan sıkışma streslerinin, ogmentasyonlu modelde tüm yükleme alanlarında daha düşük çıkması, yine kullanılan greft materyalinin yükleme esnasında oluşan stresleri çevre dokuya homojen olarak dağıtmasına bağlanabilir.

Zigoma implantlarının apeks bölgesindeki gerilim ve sıkışma streslerinin ogmentasyonlu modelde daha düşük değerler göstermesi, zigoma implantı boyunca iletilen streslerin, implant gövdesinin de greft materyalinin içerisinde yer alması sonucu, çevre dokulara dağıtıldığını göstermektedir.

Zigoma implantlarına ait maksimum Von Mises stres değerlerinin yükleme posteriora ilerledikçe artması beklenen bir sonuçtur. Ogmentasyon yapılan modelde daha düşük sonuçlar göstermesi ise, implant gövdesinin greft materyali ile desteklenmesine bağlanabilir.

Metal alt yapıya ait maksimum Von Mises stres değerlerinin anteriordan yükleme yapıldığında aynı değerlerde çıkması, modellerin anterior bölge planlamasında farklılık göstermemesine bağlanırken, yükleme noktası posterior bölgelere ilerledikçe, ogmentasyonlu modelin daha düşük değerler göstermesi, oluşan streslerin greft materyali aracılığıyla çevre dokulara iletilmesine bağlanabilir.

Çalışmamızın sonuçları göz önünde bulundurulduğunda, ogmentasyonlu modelin genelde tüm yükleme bölgelerinde ve tüm stres alanlarında daha iyi sonuçlar göstermesi, kullanılan greft materyalinin stresleri çevre dokuya iletmekte faydalı olduğunu gösterdiğini düşünmekteyiz. Aynı zamanda atrofik posterior maksilla alveoler krette yeterli kemik desteği oluşturmak ve stresleri dağıtmak için özellikle kret bölgesine yakın bölgeyi greftlemenin faydalı olabileceğini düşünmekteyiz. Ancak elde edilen stres değerlerinin birbirine yakın olması nedeni ile bu çalışmanın klinik implant-kemik rezorpsiyonunun takip edildiği bir çalışma ile desteklenmesi gerekmektedir. Çünkü konsept olarak greft kullanımını zigoma implantı yapımı ile çelşki içerisinde. Her iki modelinde implant çıkış noktalarının kret tepesinde yer aldığı düşünüldüğünde, yapılacak protezin ebatlarının minimum seviyede tutulması, kantilever etkisini de azaltacağı için, implantlar ve çevre doku üzerinde oluşan stresleri azaltacağını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda kullanılan üç boyutlu modeller belirli bir klinik durumu yansıtacak şekilde bir hastaya ait tomografi görüntüsünden faydalanılarak hazırlanmıştır. Kullanılan doku ve protetik malzemelere ait mekanik özellikler literatürde tanımlanan şekliyle belirlenmiş ve sınırlanmıştır. Ancak anatomik varyasyonlar ve kullanılan malzemelerdeki çeşitlilik bu çalışmanın şeklini ve elde edilecek bulguları değiştirebilir. İmplantların makro ve mikro yapısındaki farklılıklar ve implant dizaynları, bulgular üzerinde belirleyici rol oynayacaktır; bu nedenle çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar farklı implant sistemleri için değişiklikler gösterebilir. Dolayısıyla ileride benzer çalışmalar farklı implant sistemleri için de yapılarak, implant sistemlerinin biyomekanik özellikleri karşılaştırılabilir. Ayrıca zigoma implantı ile beraber düşünülen konvansiyonel implantların sayısı ve konumunun konseptte etkisi halen yeterli düzeyde araştırılmamıştır.

## 6. KAYNAKLAR

ABRAHAMS JJ, OLIVERIO PJ. (1993) Odontogenic Cyst: Improved Imaging with A Dental Ct Software Program. *Ajnr*, 14:367-374,

AKKOCAOĞLU A, AKTAŞ A, (2005) Otojen kemikle maksiler sinüs ogmentasyonu ve dental implant uygulaması: olgu raporu, *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29, 11-15

ALBREKTSSON, T. (1988). A multicenter report on osseointegrated oral implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 60, 75-84.

AKDENİZ G, OKSAN T, KOVANLIKAYA I, GENÇ I (2000): Evaluation of bone height and bone density by computed tomography and panoramic radiography for implant recipient sites. *J Oral Implantol* 26:114,

AKÇA, K. VE İPLİKÇİOĞLU, H. (2001). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 16, 722-730.

AKÇA K, İPLİKÇİOĞLU H. (2002) Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil* Apr; 29(4): 350-356.

AKÇA, K., CEHRELİ, M.C. VE İPLİKÇİOĞLU, H. (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 115-121

ALEXANDRIDIS C, THANOS CE, CAPUTO AA. (1981) Distribution of stress patterns in the human zygomatic arch and bone. *J Oral Rehabil* : 8: 495–505.

ALKAN A, ÇELEBİ N, BAŞ B, (2008) Acute maxillary sinusitis associated with internal sinüs lifting: report of a case, *European Journal of Dentistry*, 2, 69-72

AL-NAWAS B, WEGENER J, BENDER C, WAGNER W. (2004) Critical soft tissue parameters of the zygomatic implant. *J Clin Periodontol*; 31: 497–500

AL-SUKHUN J, ASHAMMAKHI N, PENTTILA H. (2007) Effects of tissue-engineered articular disc implants on the biomechanical loading of the human temporomandibular joint in a three-dimensional finite element model. *Craniofac Surg*. Jul;18(4):781-8; 789-91.

AMEDEE RG. (1991) Anatomy, physiology and evaluation of the paranasal sinuses. In: Ballenger JJed. Diseases of the nose, throat, ear, head and neck. 14th ed. Pennsylvania, Lea and Febiger; p.168-83.

ANITUA, E. VE ORÍVE, G. (2010). Short implants in maxillae and mandibles: a retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. *Journal of Periodontology*, 81(6), 819-826.

ANUSAVICE, K.J. (2003). *Phillips' Science of Dental Materials*. (11th ed.). St. Louis: Elsevier Mosby.

APARICIO C, BRANEMARK PI, KELLER EE, OLIVE J. (1993) Reconstruction of the premaxilla with autogenous iliac bone in combination with autogenous iliac bone in combination with osseointegrated implants *Int J Oral Maxillofac Implants*; 8: 61-67.

APARICIO C, HATANO N, OUAZZANI W. (2000) The use of zygomatic implants for prosthetic rehabilitation of the severely resorbed maxilla. *Periodontol*;47:162-171.

APARICIO, C., PERALES, P. VE RANGERT, B. (2001). Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 3(1), 39-49.

APARICIO C, OUAZZANI W, APARICIO A, FORTES V, MUELA R, PASCUAL A, CODESAL M, BARLUENGA N, MANRESA C,FRANCH M. (2010) Extrasinus zygomatic implants: three year experience from a new surgical approach for patients with pronounced buccal concavities in the edentulous maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res*. Mar;12(1):55-61.

APARICIO C. (2012) *Zygomatic implants The Anatomy- Guided Approach* Quintessence publishing Co

APARICIO C, MANRESA C, FRANCISCO K, OUAZZANI W, CLAROS P, POTAU JM, APARICIO A. (2014) The long-term use of zygomatic implants: a 10-year clinical and radiographic report. *Clin Implant Dent Relat Res*. Jun;16(3):447-59.

ARAMANY MA. (1978) Basic principles of obturator design for partially edentulous patients. Part I: classification. *J Prosthet Dent*; 40: 554-557.

ARAMANY MA. (1978) Basic principles of obturator design for partially edentulous patients. Part II: design principles. *J Prosthet Dent*; 40: 656-662.



ARLIN, M.L. (2006). Short dental implants as a treatment option: results from an observational study in a single private practice. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(5), 769-776.

ASHU SHARMA, G. R. RAHUL (2013); Zygomatic Implants/Fixture: A Systematic Review *J Oral Implantol*. Apr;39(2):215-24

ATALAY B, (2010) İleri Derecede Rezorbe Maksillaların Zıgomatik İmplantlarla Rehabilitasyonu, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi Cilt: 44, Sayı: 2 Sayfa: 133-140, 2010

ATICI F (2002) : Kret augmentation yöntemleri, Mezuniyet tezi, E.Ü. Dişhekimliği Fakültesi

AYKAN T (2007)Vertikal Kemik Ogmentasyonu, Türkiye Klinikleri Dental Sci ; 13

BAIAMONTE T, ABBATE MF, PIZZARELLO F, LOZADA J, JAMES R. (1996) The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implant ; 22*: 104-110.

BALLENGER JJ. (1991) The clinical anatomy of physiology of the nose and accessory sinuses. In: Ballenger JJ(ed.). *Diseases of the nose, throat, ear, head and neck*. 14th ed. Pennsylvania, Lea and Febiger. 3-23.

BALSHI TJ, WOLFINGER GJ. (2002) Treatment of congenital ectodermal dysplasia with zygomatic implants: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants; 17*: 277-81.

BARRY M, KENNEDY D, KEATING K, SCHAUPERL Z (2005) Design of Dynamic Test Equipment for the Testing of Dental Implants, *Materials and Design*, Vol: 26 209–216

BAUMRIND S, CARLSON S, BEERS A, CURRY S, NORRIS K, BOYD RL (2003): Using three-dimensional imaging to assess treatment outcomes in orthodontics: a progress report from the University of the Pacific. *Orthod Cranifac Res* 6: 132.

BAYS RA (1985): The pathophysiology and anatomy of edentulous bone loss. In Fonseca R. Davis W, editors: *Reconstructive preprosthetic oral and maxillofacial surgery*, Philadelphia, WB Saunders.

BECKTOR JP, ISAKSSON S, ABRAHAMSSON P, SENNERBY L. (2005) Evaluation of 31 zygomatic implants and 74 regular dental implants used in 16 patients for prosthetic reconstruction of the atrophic maxilla with cross-arch fixed bridges. *Clin ImplantDent Relat Res*: 7: 159–165

BEDROSSIANE, STUMPEL III L. (2001) Immediate stabilization at stage II of zygomatic implants: rationale and technique. *J Prosthet Dent*;86:10-4.

BEDROSSIAN E, STUMPEL L III, BECKELY ML, INDRESANO T. (2002) The zygomatic implant: preliminary data on treatment of severely resorbed maxillae. A clinical report. *Int J Orai Maxiiiiofac Implants*;17:861-865.

BERGKVIST G. (2008) Immediate loading of implants in the edentulous maxilla. *Swed Dent J Suppl*;(196):10-75

BERKOVITZ BK, MOXHAM BJ. (1988) *A Textbook of Head & Neck Anatomy*. 1st ed. Mosby-Year Book

BERNSTEIN S, COOKE J, FOTEK P, WANG HL:(2006) Vertical bone augmentation: where are we now? *Implant Dent*; 15:219

BEUMER J (1985) Prosthodontic and surgical aspects of treatment planning for reconstructive surgery. In Fonseca R. Davis W. Editors: *Reconstructive preprosthetic oral and maxillofacial surgery*, Philadelphia, WB Saunders,

BINON, P.P. (2000). Implants and components: entering the new millennium. *The Journal of Biomedical Material Research*, 15, 76–94.

BIDEZ, M.W. VE MISCH, C.E. (1992). Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *Journal of Oral Implantology*, 18(3), 264-274.

BIDEZ, M.W. VE MISCH, C.E. (2005). *Clinical Biomechanics in Implant Dentistry*. Misch, C.E. (Ed.). *Dental Implant Prosthetics*. (9th ed.). St Louis: Elsevier Mosby.

BODNER L., BAR-ZIV J., KAFFE I.(1994): Ct of Cystic Jaw Lesions. *J Comput Assist Tomogr*, 18:22-25.

BONITZ L., FRANZI E.-P, WEIHE1 S., HASSFELD S. (2009):Influence of mastication muscles on biomechanical stability of mandible 3D FEA analysis *Int J CARS* 207–212

BOWDEN JR, FLOOD TR, DOWNIE IP. (2006) Zygomatic implants for retention of nasal prostheses after rhinectomy. *Br J Oral Maxillofac Surg*; 44: 54-56.

BOYES-VARLEY J, HOWES D, LOWNIE J, BLACKBEARD G. (2003) Surgical modifications to the Branemark zygomatic protocol in the treatment of the severely resorbed maxilla: a clinical report. *J Oral Maxillofac Implants*;18:232-7.

BOYNE PJ. (1973) Induction of bone repair of various bone graft materials. In: Sognaes RF (ed). Proceedings of the CIBA Foundation Symposium No. 11 on Hard Tissue Growth, Repair, and Remineralization. Amsterdam: Elsevier Excerpta Medica-North Holland:121-141

BOYNE P J. (1985) Osseous Reconstruction of the Maxilla and the Mand.

BOYNE PJ, LILLY LC, MARX RE, MOY PK, NEVINS M, SPAGNOLI DB, TRIPLETT RG. (2005) De novo bone induction by recombinant human bone morphogenetic protein-2 (rhBMP-2) in maxillary sinus floor augmentation. *J Oral Maxillofac Surg*: 63: 1693–1707

BRANEMARK PI, ZARB GA, ALBREKTSSON T. (1985) Introduction to osseointegration in tissue integrated prostheses. Chicago: Quintessence Publishing, p. 11-76.

BRANEMARK P-I. (1998) Surgery and fixture installation. *Zygomaticus fixture clinical procedures* (ed 1). Goteborg, Sweden: Nobel Biocare AB. p. 1.

BRODALA N. (2009) Flapless surgery and its effect on dental implant outcomes. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 24: 118-25.

BRON AJ, TRIPATHI RC, TRIPATHI BJ. (1997) *Wolff's Anatomy of the Eye and Orbit*. 8th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

BROOKS S.L. (1993) Computed Tomography, *Dental Clinics of North America*, 37: 575-590.

BROWN JS, ROGERS SN, MCNALLY DN, BOYLE MA.(2000) A modified classification for the maxillectomy defect. *Head Neck*; 22: 17-26.

BRUNSKI, J.B. (1988). Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 3, 85-97.

BURANASTIDPORN B, HISANO M, SOMA K. (2006) Effect of biomechanical disturbance of the temporomandibular joint on the prevalence of internal derangement in mandibular asymmetry *European Journal of Orthodontics* 28 199–205

BUSER D, BRAGGER U, LANG NP, NYMAN S. (1990) Regeneration and enlargement of jaw bone using guided tissue regeneration. *Clin Oral Implants Res*: 1: 22– 32

CASTANO M.C. (2002) “Creation of a threedimensional model of the mandible and the TMJ in vivo by means of the finite element method”, *Int. J. Comput. Dent.* 5(2/3), 87–99.

CATTANEO PM, DALSTRA M, MELSEN B. (2003) The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*: 123: 367–373.

CAWOOD J.I. , R.A. HOWELL, (1988) A classification of the edentulous jaws, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* Volume 17, Issue 4, August, Pages 232–236

CAWOOD JI, STOELINGA PJ, BROUNS JJ. (1994) Reconstruction of the severely resorbed (Class VI) maxilla. A two-step procedure. *Int J Oral Maxillofac Surg*: 23:219–225

CAWOOD JI, STOELINGA PJ.(2006) International academy for oral and facial rehabilitation-Consensus Report. *Int J Oral Maxillofac Surg*: 35: 195–198

CAWOOD J. I., P. J. W. STOELINGA, T. K. BLACKBURN. (2007) The evolution of preimplant surgery from preprosthetic surgery. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg*; 36:377- 385

CHANAFAZ, M. (1990). Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology-eleven years of surgical experience (1979-1990). *Journal of Oral Implantology*, 16(3), 199-209.

CHEN X, WU Y, WANG C. (2011) Application of a Surgical Navigation System in the Rehabilitation of Maxillary Defects Using Zygoma Implants: Report of One Case, *Int J Oral Maxillofac Implants*;26:e29–e34

CHENG YY, CHEUNG WL, CHOW TW. (2010) Strain analysis of maxillary complete denture with three dimensional finite element method. *J Prosthet Dent*;103(5):309–18.

CHOW J, WAT P, HUI E, LEE P, LI W. (2010) A new method to eliminate the risk of maxillary sinusitis with zygomatic implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. Nov-Dec;25(6):1233-40.

CHRCANOVIC BR, PEDROSA AR, NETO CUSTÓDIO AL. (2013) Zygomatic implants: a critical review of the surgical techniques. *Oral Maxillofac Surg*. Mar;17(1):1-9

CLELLAND, N.L. VE GILAT, A. (1992). The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. *International Journal of Prosthodontics*, 1(1), 24-28.

CLELLAND, N.L., LEE, K.L., BIMBENET, O.C. VE BRANTLEY, W.A. (1995). A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *International Journal of Prosthodontics*, 4(2), 95-100.

CORVELLO PC, MONTAGNER A, BATISTA FC, SMIDT R, SHINKAI RS (2011) Length of the drilling holes of zygomatic implants inserted with the standard technique or a revised method: a comparative study in dry skulls. *J Craniomaxillofac Surg* 39:119–123

CRUZ M, LOURENÇO AF, TOLEDO EM, DA SILVA BARRA LP, DE CASTRO LEMONGE AC, WASSALL T. (2006) Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries. *Technol Health Care*; 14(4-5): 421-438.

ÇAGLAR, A., AYDIN, C., YILMAZ, C. VE KORKMAZ, T. (2006). Effects of mesio distal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(1), 36–44.

ÇALIŞ, A.C. (2006). Maksiller Posterior Bölgede İleri Derecede Kemik Atrofisi Görülen Durumlarda Farklı Tasarımlarda İmplant Kullanımının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle İncelenmesi. Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara. , s. 82;

ÇELİK İ., TORAMAN M., MIHÇIOĞLU T., CERİTOĞLU D. (2007) Dental implant planlamasında kullanılan radyografik yöntemlerin değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* , 13;21-28.

ÇÖTERT S. (2003) Çene Yüz Protezleri. İzmir: Ege Üniversitesi Dis Hekimliği Fakültesi Yayınları No:19; 2003.

DARENDELİLER, Y. (1995). Sonlu elemanlar yöntemi ile dişhekimliğindeki uygulamalar. *Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 1, 87-89.

DAVÓ R, MALEVEZ C, ROJAS J, RODRIGUEZ J, REGOLF J (2008) Clinical outcome of 42 patients treated with 81 immediately loaded zygomatic implants: a 12- to 42-month retrospective study. *Eur J Oral Implantol* 1:141–150

DETOLLA DH, ANDREANA S, PATRA A, BUHITE R, COMELLA B. (2000) The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantology*; 26: 77-81.

DUTTON JJ. (1994) *Atlas of Clinical and Surgical Orbital Anatomy*. Philadelphia: WB Saunders Co.

ELLIS P, TUCKER H. (2002) *Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery*

ENISLIDIS G, FOCK N, KLUG C. (2005) Analysis of complications following alveolar distraction osteogenesis and implant placement in the partially edentulous mandible. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Oral Endod.*;100-25

ELSALANTY ME, GENECOV DG, (2009) Bone grafts in craniofacial surgery, *craniomaxillofac Trauma Reconstruction*, 2, 125-134

ERATALAY K, DEMİRALP B, AKINCIBAY H, TOZUM TF: (2004) Localized edentulous ridge augmentation with upside down osteotomy prior to implant placement. *Dent Traumatol* 2004; 20:300

ERIC J. DIERKS, KENJI W. HIGUCHI. (2008) Zygoma Implants in a Compromised Maxilla: Their Use in Both Atrophic and Maxillectomy Patients chapter 23. page. 180-189.

EUFINGER H, GELLRICH NC, SANDMANN D, DIECKMANN J. (1997) Descriptive and metric classification of jaw atrophy: an evaluation of 104 mandibles and 96 maxillae of dried skulls. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1997;26(1):23–8.

FANG B, ZHOU Q, SHEN GF, CAI Z. Study on the changes of TMJ stress before and after sagittal split ramus osteotomy by 3D finite element method 2004 Feb;13(1):51-5.

FANUSCU, M.I., VU, H.V. VE PONCELET, B. (2004). Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 30(2), 59-68.

FAZILI M, OVERVEST-EERDMANS GR, VERNOOY AM, VISSER WJ, VAN WAAS MA.(1978) Follow-up investigation of reconstruction of the alveolar process in the atrophic mandible. *Int J Oral Surg*:7: 400–404

FEINBERG SE, FONSECA RJ. IN: FONSECA RJ, DAVIS WH, (1995): *Reconstructive preprosthetic oral and maxillofacial surgery* 2nd ed. Philadelphia: W.B. Saunders Co: 62–64

FREEDMAN M., M. RING, L. F. A. STASSEN (2013) Effect of alveolar bone support on zygomatic implants: a finite element analysis study. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2013; 42: 671–676

FELICE, P., CHECCI, V., PISTILLI, R., SCARANO, A., PELLEGRINO, G. VE ESPOSITO, M. (2009). Bone augmentation versus 5-mm dental implants in posterior atrophic jaws. Four-month post-loading results from a randomised controlled clinical trial. *European Journal of Oral Implantology*, 2(4), 267-281.

FISCHER, H., WEBER, M. VE MARX, R. (2003). Lifetime Prediction of All-ceramic Bridges By Computational Methods. *Journal of Dental Research*, 82(3), 238- 242.

FORTIN, T., ISIDORI, M. VE BOUCHET, H. (2009). Placement of posterior maxillary implants in partially edentulous patients with severe bone deficiency using CAD/CAM guidance to avoid sinus grafting: a clinical report of procedure. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(1), 96-102.

FREEDMAN, M. M. RING, L. F. A. STASSEN (2013): Effect of alveolar bone support on zygomatic implants: a finite element analysis study. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 42: 671–676.

FRIEDENSTEIN AJ. (1973) Determined and inducible osteogenic precursor cells. In: Sognnaes RF (ed). *Proceedings of the CIBA Foundation Symposium No.11 on Hard Tissue Growth, Repair, and Remineralization*. Amsterdam: Elsevier Excerpta Medica-North Holland, :169-182

GALÁN GIL S, PEÑARROCHA D. M, BALAGUER MARTINEZ J, MARTI BOWEN E. (2007) Rehabilitation of severely resorbed maxillae with zygomatic implants: an update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. May 1; 12(3): 216-220.

GENG J.P., TAN K.B, LIU G.R (2001) Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature, *J. Prosthet. Dent.*, 85(6), 585–598.

GENG J, YAN W, XU W. (2008) Application of the finite element method in implant dentistry. *Zhejiang University Press, Springer*. 71p.

GLADILIN E, IVANOV A. (2009) Computational modelling and optimisation of soft tissue outcome in cranio-maxillofacial surgery planning. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* ;12(3):305-18.

GONGLOFF RK, COLE M, WHITLOW W, BOYNE PJ. (1986) Titanium mesh and particulate cancellous bone and marrow grafts to augment the maxillary alveolar ridge. *J Oral Maxillofac Surgery*, 15: 263-68. 7.

GOSAIN AK, SONG L, CAPEL CC, CORRAO MA, LIM TH. (1998) Biomechanical and histologie alteration of facial recipient bone after reconstruction with autogenous bone grafts and alloplastic implants: a 1-year study. *Plast Reconstr Surg*. 101:1561-1571

GRANEY OD. RICE D.H. (1993) Anatomy. In Cummings (ed.). *Otolaryngology- Head and Neck Surgery*. (2nd ed.). Vol. 1. Baltimore, Mosby Year Book. 901-6.

GRECCHI F, BUSATO A, GRECCHI E, CARINCI F. (2013) Surgically-guided zygomatic and pterygoid implants— a no-grafting rehabilitation approach in severe atrophic maxilla— A case report. *Annals of Oral & Maxillofacial Surgery* May 01;1(2):17.

GROSS MD, ARBEL G, HERSHKOVITZ I. (2001) Three-dimensional finite element analysis of the facial skeleton on simulated occlusal loading. *J Oral Rehabil*: 28: 684–694;

GÜLTEKİN S, ARAÇ M, ÇELİK M, KARAOSMAOLU AD, IŞIK S (2003): Mandibulanın lingual vasküler kanallarının dental BT ile değerlendirilmesi. *Tanısal ve Girişimsel Radyoloji* 9:188-191

GÜMÜŞ, H.Ö. (2007). Üç Farklı Denatal İmplant Yiv Tasarımının ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Değişik Yoğunluktaki Kemik Üzerinde Oluşturdukları Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Karşılaştırılması. Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.

GÜVEN O. (1989) Ağız Hastalıkları ve Çene Cerrahisinin de İmmünoloji. A.Ü. Basımevi

GÜNEY T. (2000) Preprotetik cerrahide augmentation yöntemleri, Mezuniyet tezi, E.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi

HAILIN WEN, WEIHUA GUO, RUI LIANG, LIN XIANG, GANG LONG, TINGTING WANG, MENG DENG, WEIDONG TIAN (2014) Finite element analysis of three zygomatic implant techniques for the severely atrophic edentulous maxilla *J Prosthet Dent*;111:203-2157

HASAN, I., HEINEMANN, F., AITLAHRACH, M. VE BOURAUUEL, C. (2010). Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. *Biomedical Technology (Berl)*, 55(6), 341-350.

HASHIMOTO K, KAWASHIMA S, ARAKI M, IWAI K, KUNIHICO S, AKIYAMA Y (2006): Comparison of image performance between cone-beam computed tomography for dental use and four-row multidetector helical CT. *J Oral Sci* 48:27.

HASSLER CR, RYBICKI EF, CUMMINGS KD, CLARK LC (1977) Quantitation of compressive stress and effects upon bone remodelling. *Bull Hosp Bone Joint Res*; 38: 90-93.

HAYTER JP, CAWOOD JI. (1996) Oral rehabilitation with endosteal implants and free flaps. *Int J Oral Maxillofac Surg*;25: 3–12



HEILAND M, SCHULZE D, ROTHER U, SCHMELZLE R.( 2004) Postoperative imaging of zygomaticomaxillary complex fractures using digital volume tomography. *J Oral Maxillofac Surg* 62(11):1387–91.

HELKIMO E, CARLSSON GE, HELKIMO M. (1977) Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand*; 35(6): 297-303.

HENCH, L.L. VE WILSON, J. (1984). Surface-active biomaterials. *Science*, 226, 630-636.

HIEU PD, CHUNG JH, YIM SB, HONG KS, (2010) A radiographical study on the changes in height of grafting materials after sinus lift: a comparison between two types of xenogenic materials, *J Periodontal Implant Sci*, 40, 25-32

HIMMLOVA, L. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91, 20-25.

HOBO, S., ICHIDA, E. VE GARCIA, L.T. (1996). *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*, Tokyo: Quintessence Publ. Co. Ltd.

HONDA K, MATUMOTO K, KASHIMA M, TAKANO Y, KAWASHIMA S, ARAI Y (2004): Single air contrast arthrography for temporomandibular joint disorder using limited cone beam computed tomography for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 33:271

HONDA K, ARAI Y, KASHIMA M, TAKANO Y, SAWADA K, EJIMA K, IWAI K (2004): Evaluation of the usefulness of the limited cone-beam CT (3DX) in the assessment of the thickness of the root of the glenoid fossa of the temporomandibular joint. *Dentomaxillofac Radiol* 33: 391.

HRENNIKOFF A. R, (1941) Solution of problems in elasticity by the framework method, *ASME J. Appl. Mech.*, 8,169–175.

HU YJ, HARDIANTO A, LI SY, ZHANG ZY, ZHANG CP.(2007) Reconstruction of a palatomaxillary defect with vascularized iliac bone combined with a superficial inferior epigastric artery flap and zygomatic implants as anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg.*; 36(9): 854-57.

HUANG, H.M. (2001) Optimal design for wall thickness of dental implants using finite element method,*J. Med. Biol. Eng.* 21(3), 191–195.

HUANG, H.L., FUH, L.J., KO, C.C., HSU, J.T. VE CHEN, C.C. (2009). Biomechanical effects of a maxillary implant in the augmented sinus: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(3), 455-462.

ISAKSSON S, EKFELODT A, ALBERIUS P, BLOMQVIST JE (1993) Early results from reconstruction of severely atrophic (Class VI) maxillas by immediate endosseous implants in conjunction with bone grafting and Le Fort I osteotomy. J Oral Maxillofac Surgery; 22: 144-48.

ISHAK M. I., M. R. ABDUL KADIR, E. SULAIMAN, N. H. ABU KASIM (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: 1077–1089

ISHAK M.I, MOHAMMED R.A.K, ESHAMSUL S., NOOR H.A.K (2013) Finite Element Analysis of Zygomatic Implants in Intrasinus and Extramaxillary Approaches for Prosthetic Rehabilitation in Severely Atrophic Maxillae The International journal of oral & maxillofacial implants (Impact Factor: 1.91). 01

ISHAK M.I ve AISYAH A:S (2014) Comparative Study of Different Conventional Dental Implant Numbers on Zygomatic Implant Stability – A Finite Element Analysis Australian Journal of Basic and Applied Sciences, 8(7) May, Pages: 52-57

İNAN M. (1988). Cisimlerin Mukavemeti (6. bs.). İstanbul: İstanbul Teknik Üniversitesi Vakfı.

İPLİKÇİOĞLU H., AKÇA K., ÇEHRELİ MC: (2002) The use of computerized tomography for diagnosis and treatment planning in implant dentistry. J Oral Implantol 28: 29,

İPLİKÇİOĞLU H., K. AKCA (2002) Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone, J. Dent., 30(1), 41–46, 2002.

JENSEN OT, (2006) The Sinus Bone Graft, 2nd edition, Quintessence books, Colorado, p:3-41

JENSEN, O.T., SHULMAN, L.B., BLOCK, M.S. VE IACONO, V.J. (1988). Report of the Sinus Consensus Conference of 1996. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, Suppl 13, 11-45.

KAHNBERG KE, NILSSON P, RASMUSSEN L. (1999) Le Fort I osteotomy with interpositional bone grafts and implants for rehabilitation of the severely resorbed maxilla: a 2-stage procedure, int J Oral Maxillofac Implants.;14:571-678.

KARAYAZGAN B. (2005) Yüz Defektlerinde Kullanılabilecek Farklı İmplant Tasarımlarının Kemikte Olusturduğu Gerilmelerin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi.

KASHI A., ROY CHOWDHURY A, S. SAHA, (2010) Finite Element Analysis of a TMJ Implant Journal of Dental Research, 89 ( 3) 241-245

KATADA H, TOMOHISA A, ICHIMURA K, SUEISHI K. (2009); Stres distribution in mandible and temporomandibular joint by Mandibular Distraction: A 3- Dimensional Finite-element Analysis, Bull Tokyo dent Coll 50(4): 161-168

KAVANAGH E. P., FRAWLEY G., KEARNS F., WALLIS T. MCGLOUGHLIN. JARVIS J (2008) Use of finite element analysis in presurgical planning: treatment of mandibular fractures Ir J Med Sci 177:325–331

KAYA T. (1997): Temel Radyoloji Tekniği. Güneş-Nobel Tıp Kitapevleri,.

KELLER EE. (1995) Reconstruction of the severely atrophic edentulous mandible with endosseous implants: a 10-year longitudinal study. J Oral Maxillofac Surg 1995; 53: 305–320 .

KELLER EE, VAN ROEKEL NB, DESJARDINS RP, TOLMAN DE. (1987) Prosthetic-surgical reconstruction of the severely resorbed maxilla with iliac bone grafting and tissue-integrated prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants: 2:155–165

KESKİN H, ÖZDEMİR T. (1995) Çene Yüz Protezleri, İstanbul: İstanbul Üniversitesi Yayınları

KHOURY F, JEAN NEFUSSI R. (2007) Bone Augmentation in Oral Implantology. Quintessence, 2007; 1-24

KING J.M., CALDANELLI D.D., PETASNICK P. DENTASCAN (1992): A New Diagnostic Method for Evaluating Mandibular And Maxillar Pathology. Laryngoscope, 102:379- 387.

KOCA, O.L., ESKITASCIOGLU, G. VE USUMEZ, A. (2005). Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. Journal of Prosthetic Dentistry, 93(1), 38-44.

KOFOD, T; CATTANEO P; MELSEN B (2005) Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Mandible and Temporomandibular Joint on Simulated Occlusal Forces

before and after Vertical Ramus Elongation by Distraction Osteogenesis Journal of Craniofacial Surgery: 16( 3 ) 421-429

KOHN, D.H. (1992). Overview of factors important in implant design. Journal of Oral Implantology, 18(3), 204-219.

KOOLSTRA J.H., VAN EIJDEN T.M., WEIJS W.A., NAEIJE M, (1988) A three dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces, J. Biomech., 21(7), 563–576

KORIOOTH TW, ROMILLY DP, HANNAM AG. (1992) Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible Am J Phys Anthropol. ;88(1):69-96.

KORKMAZ, F.M. (2008) Maksiller defektlerde kuvvet dağılımının uygulanan implantların tip ve lokalizasyonlarına göre sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmesi, Doktora Tezi

KORKMAZ FM, KORKMAZ YT, YALUĞ S, KORKMAZ T, (2012) Impact of dental and zygomatic implants on stress distribution in maxillary defects: a 3-dimensional finite element analysis study. J Oral Implantol. Oct;38(5):557-67.

KÖKDEN A, TÜRKER M, (1999) Oral ve Maksillofasiyal cerrahide kullanılan kemik greftleri ve biyomateryaller, Cumhuriyet Dent J, 2, 134-140

KREISSL ME, HEYDECKE G, METZGER MC, SCHOEN R. (2007) Zygoma implant-supported prosthetic rehabilitation after partial maxillectomy J Prosthet Dent. 2007 Mar;97(3):121-8.

KREKMANOV, L., KAHN, M., RANGERT, B. VE LINDSTROM, H. (2000). Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 15, 405–414.

LACEFIELD, W.R. (1998). Current status of ceramic coatings for dental implants. Implant Dentistry, 7, 315-322.

LANG J. (1989) Clinical Anatomy of the Nose, Nasal Cavity, and Paranasal Sinuses. NY: Thieme Medical Publishers.

LEMONS, J.E. (1990). Dental implant biomaterials. Journal of the American Dental Association, 121, 716-719.

LONGMAN L. (1993) A survey of alveolar ridge morphology in the edentulous patient. Proceedings of the European Prosthodontic Association 17th Annual Meeting.

MACKERLE J. (2004) Finite Element Modelling and Simulations in Dentistry: A Bibliography 1990-2003', Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 7(5), 277 — 303

MALEVEZ C, DAELEMANS P, ADRIAENSSENS P, DURDU F. (2003) Use of zygomatic implants to deal with resorbed posterior maxillae. Periodontol 2000. ;33:82-89.

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 2007 Jun 97;(6 Suppl):S26-34

MALÓ, P., DE ARAÚJONOBRE, M. VE RANGERT, B. (2007). Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 9(1), 15-21.

MALÓ P, DE ARAUJO NOBRE M, LOPES I. (2008) A new approach to rehabilitate the severely atrophic maxilla using extramaxillary anchored implants in immediate function: A pilot study. J Prosthet Dent;100:354–366

MARX, R.E., CARLSON, E.R., EICHSTAEDT, R.M., SCHIMMELE, S.R., STRAUSS, J.E. VE GEORGEFF, K.R. (1998). Platelet-rich plasma: Growth factor enhancement for bone grafts. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 85(6), 638-646.

MCHENRY D. (1943) A lattice analogy for the solution of plane stress problems, J. Inst. Civil Eng., 21, 59–82.

MEFFERT, RM., LANGER, B. VE FRITZ, ME. (1992). Dental implants: A review. Journal of Periodontology, 63, 859-870.

MEIJER HJA, STARMANS FJM, STEEN WHA, BOMSAN F. A threedimensional finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. Arch Oral Biol June 1993; 38(6): 491-496.

MENICUCCI G, MOSOLOV A, MOZZATI M, LORENZETTI M, PRETI G. (2002) Tooth implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clin Oral Impl Res; 13: 334-341.

MERICSKÉ-STERN R.(1998) Treatment outcomes with implant-supported overdentures: Clinical considerations. *J Prosthet Dent*; 79(1): 66-73. Review.

MEYER U, VOLLMER D, RUNTE C, BOURAUUEL C, JOOS U. (2001) Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *J Cranio Maxill Surg*;29(2):100–5.

MIGLIORANCA R, ILG JP, SERRANO AS, SOUZA RP, ZAMPERLINI MS (2006) Sinus exteriorization of the zygoma fixtures: a new surgical protocol. *Implant News* 3:30–35

MILES T.(1998) Physiology of the nose, paranasal sinuses and nasopharynx. In G.M. English (ed.).*Otolaryngology*, Vol 2. J.B. Lippincott Company Philadelphia;3:1-75.

MINGYI W., XINGZHOU Q., MIN C., DONGMEI W., CHENPING Z. (2013): Biomechanical three-dimensional finite element analysis of prostheses retained with/without zygoma implants in maxillectomy patients. *Journal of Biomechanics* 46 1155–1161.

MISCH CE. (1987) Maxillary sinus augmentation for endosteal implants: Organized alternative treatment plans. *Int J Oral Implantol*;4:49-58.

MISCH CE. (1990) Division of available bone in implant dentistry. *Int. J Oral Maxillofac Implants*;7:9-17

MISCH, C.E. VE BIDEZ, M.W. (1994). Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium*. 15(11), 1330-1334.

MISCH CE. (1997) Comparison of intraoral donor sites for onlay grafting prior to implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants*: 12: 767–776

MISCH CE (1999): *Contemporary Implant Dentistry (Second Edition)* St Louis, Mosby,s:169

MISCH CE. (1999) Treatment planning for edentulous posterior maxilla. In: Misch CE (ed). *Contemporary Implant Dentistry*, ed 2. St Louis: Mosby:193-204

MISCH CE, QU Z, BIDEZ MW. (1999) Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Sur* 1999;57;700-706

MISCH, C.E. (2005). *Dental Implant Prosthetics*. (9th ed.). St Louis: Elsevier Mosby.

MISCH CE, (2011) *Günümüz Diş Hekimliğinde İmplantoloji*. 3th ed. Çeviren: TULUNOĞLU İF, Atlas Kitapçılık, Ankara, s: 839-905

MIYAMOTO S., K. UJIGAWA, Y. KIZU, M. TONOGI, G.-Y. YAMANE (2010): Biomechanical threedimensional finite-element analysis of maxillary prostheses with implants. Design of number and position of implants for maxillary prostheses after hemimaxillectomy. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*; 39: 1120–1126.

MUTLU İ, ÖZKAN A, KİŞİOĞLU Y (2009) Sonlu Elemanlar Tabanlı Analiz İçin Biyomekanik Model Oluşturma Teknikleri 5. Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu (IATS'09), Mayıs, Karabük, Türkiye 13-15

NAKAI H, OKAZAKI Y, UEDA M. (2003) Clinical application of zygomatic implants for rehabilitation of the severely resorbed maxilla: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*;18:566-70.

NELDAM, C.A. VE PINHOLT, E.M. (2010). State of the Art of Short Dental Implants: A Systematic Review of the Literature. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 10, 1708-8208.

NELSON GJ. (1986) Three dimensional computer modeling of human mandibular biomechanics, University of British Columbia

NISHIO C, TANIMOTO K, HIROSE M, HORIUCHI S, KURODA S, TANNE K, TANAKA E. (2009) Stress analysis in the mandibular condyle during prolonged clenching: a theoretical approach with the finite element method. *Proc Inst Mech Eng H*.Aug;223(6):739-48.

NKENKE E, SCHULTZE-MOSGAU S, RADESPIEL-TROGER M, KLOSS F, NEUKAM FW. (2001) Morbidity of harvesting of chin grafts: a prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12: 495–502

NKENKE E, HAHN M, LELL M, WILTFANG J, SCHULTZE-MOSGAU S, STECH B, RADESPIEL-TROGER M, NEUKAM FW (2003) Anatomic site evaluation of the zygomatic bone for dental implant placement. *Clin Oral Implants Res* 14:72–79

NKENKE E, WEISBACH V, WINCKLER E, KESSLER P, SCHULTZE-MOSGAU S, WILTFANG J, NEUKAM FW. (2004) Morbidity of harvesting of bone grafts from the iliac crest for preprosthetic augmentation procedures: a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2004; 33: 157–163

NYSTROM E, LUNDGREN S, GUNNE J, NILSON H. (1997) Interpositional bone grafting and Le Fort I osteotomy for reconstruction of the atrophic edentulous maxilla. A twostage technique. *Int J Oral Maxillofac Surg*; 26: 423–427

OBAIDELLAH U.H., Z. RADZI, N.A. YAHYA, N.A. ABU OSMAN, A.F. MERICAN (2008): A Finite Element Approach for the Planning and Simulation of 3D Reconstruction of Maxillofacial Deformities *Biomed 2008, Proceedings 21*, pp. 727–729

O'BRIEN, W.J. (2002). *Dental Materials and Their Selection*. Illinois: Quintessence Publ. Co. Ltd.

OSORIO F, PERILLA M, DOYLE DJ, PALOMO JM. (2008) Cone Beam Computed Tomography: An Innovative Tool for Airway Assessment, *Int Anes Res Soc*, 106;6:2008.

OYAR O. (2006): Radyolojide Temel Fizik Kavramlar, Ouazzani W, Arevalo X, Caro L, Codesal M, Fortes V, Franch M, Zygomatic implants: new surgery approach. *J Clin Periodontal*;33:126.

PANAGIOTOPOULOU O, CURTIS N, O' HIGGINS P, COBB SN. (2010) Modelling subcortical bone in finite element analyses: A validation and sensitivity study in the macaque mandible. *J Biomech*. May 28;43(8):1603-11

PAREL SM, BRANEMARK PI, OHRNELL LO, SVENSSON B. (2001) Remote implant anchorage for rehabilitation of maxillary defects. *J Prosthet Dent*;86:377-81.

PAREL SM, TRIPLETT RG.(2004) Interactive imaging for implant planning, placement, and prosthesis construction. *J Oral Maxillofac Surgery*; 62: 41-47.

PARR, GR., GARDNER, LK. VE TOTH RW. (1985). Titanium: The mystery metal of implant dentistry. *J Journal of Prosthetic Dentistry*, 54(3), 410-414.

PENARROCHA-DIAGO M, URIBE-ORIGONE R, RAMBLA-FERRER J, GUARINOS-CARBO J. (2004) Fixed rehabilitation of a patient with hypohidrotic ectodermal dysplasia using zygomatic implants. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol Endod*, 2004; 98: 161-65.

PENARROCHA M, GARCIA B, MARTI E, BORONAT A. (2007) Rehabilitation of severely resorbed atrophic maxillae with fixed implant-supported prostheses using zygomatic implants placed using the sinüs slot technique:clinical report on a series of 21 patients. *Int J Oral Maxillofac Implants Jul-Aug ;22(4) :645-50.*



PEÑARROCHA M, CARRILLO C, BORONAT A, MARTÍ E. (2007) Level of satisfaction in patients with maxillary full-arch fixed prostheses: zygomatic versus conventional implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*;22:769-73.

PÉREZ MA, FORNELLS P, DOBLARÉ M, GARCÍA-AZNAR JM. (2010) Comparative analysis of bone remodelling models with respect to computerised tomography-based finite element models of bone. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* ;13(1):71-80.

PÉREZ DEL PALOMAR A, DOBLARÉ M. (2007) Influence of unilateral disc displacement on the stress response of the temporomandibular joint discs during opening and mastication *J. Anat.* 211;453–463

PETRUSON B. (2004) Sinuscopy in patients with titanium implants in the nose and sinuses. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg*; 38: 86-93.

PHAM AV, ABARCA M, DE MEY A, MALEVEZ C. (2004) Rehabilitation of a patient with cleft lip and palate with an extremely edentulous atrophied posterior maxilla using zygomatic implants: case report. *Cleft Palate Craniofac J*; 41: 571-74.

PIERRISNARD, L., RENOARD, F., RENAULT, P. VE BARQUINS, M. (2003). Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5, 254–262.

PLISCHKA G.(1960) Implantology in dentistry. *Zahnartzl Prax*, 1960; Aug 15; 21 (16): 181-3.

POWERS, J.M. VE SAKAGUCHI, R.L. (2006). *Craig's Restorative Dental Material* (20th ed.). St. Louis: Elsevier Mosby.

PROVATIDIS, CHRISTOPHER G' A. (2003) Bone-remodelling Scheme Based on Principal Strains Applied to a Tooth During Translation', *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, .6(5), 347 — 352

RAVIV, E., TURCOTTE, A. VE HAREL-RAVIV, M. (2010). Short dental implants in reduced alveolar bone height. *Quintessence International*, 41(7), 575-579.

REDDY MS, MAYFIELD-DONAHOO T, JEFFCOAT MK (1992): A semiautomated computer-assisted method for measuring bone loss adjacent to dental implants. *Clin Oral Imp Res* 3: 28.

REGINALDO MÁRIO MIGLIORANCA, ABÍLIO COPPEDÊ, RENATA C. L. DIAS REZENDE, THIAGO DE MAYO, (2011) Restoration of the Edentulous Maxilla Using

Extrasinus Zygomatic Implants Combined with Anterior Conventional Implants: A Retrospective Study *Int J Oral Maxillofac Implants*;26:665–672

REINA JM, GARCÍA-AZNAR JM, DOMÍNGUEZ J, DOBLARÉ M. (2007) Numerical estimation of bone density and elastic constants distribution in a human mandible *J Biomech.*;40(4):828-36.

REISKIN AB (1998): Implant imaging status, controversies and new developments. *Dent Clin North Amer* 42:47. (Reiskin AB. 1998)

REYCHLER H, OLSZEWSKI R. (2010) Intracerebral Penetration of a Zygomatic Dental Implant and Consequent Therapeutic Dilemmas: Case Report;. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. Vol. 25 Issue 2, p416-418

RICHARDSON D, CAWOOD JI. (1991) Anterior maxillary osteoplasty to broaden the narrow maxillary ridge. *Int J Oral Maxillofac Surg*: 20: 342–348

RIDELL, A., GRONDAHL, K. VE SENNERBY, L. (2009). Placement of Brånemark implants in the maxillary tuber region: anatomical considerations, surgical technique and long-term results. *Clinical Oral Implants Research*, 20(1), 94-98.

RIEGER, M.R., ADAMS, W.K., KINZEL, G.L. VE BROSE, M.D. (1989). Alternative materials for three endosseous implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 61, 717-722.

RIGOLIZZO M.B., CAMILLI J.A., FRANCISCHONE C.E., PADOVANI C.R., BRÅNEMARK P.I., (2005) Zygomatic bone: anatomic bases for osseointegrated implant anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants*. May-Jun;20(3):441-7.

RHO J.Y., HOBATHO M.C., ASHMAN R.B. (1995): Relations of Mechanical Properties to Density and CT Numbers in Human Bone. *Med. Eng. Phy.* 17(5): 347-355,

ROSSI M, DUARTE LR, MENDONÇA R, FERNANDES A. (2008) Anatomical bases for the insertion of zygomatic implants. *Clin impiant Dent Relat Res.* ;10:271-275

RUBIN, C., KRISHNAMURTHY, N., CAPILOUTO, E. VE YI, H. (1983). Stres Analysis of The Human Tooth Using a Three-Dimensional Finite Element Model. *Journal of Dental Research*, 62(2), 82- 86.

SAMUR S.(2009): Dişhekimliğinde Cone Beam Bilgisayarlı Tomografi, *ADO Klinik Bilimleri dergisi*, 3(2):346- 351

SATO S, ARAI Y, SHINODA K, ITO K. (2004): Clinical application of a new cone-beam computerized tomography system to assess multiple two-dimensional images for the preoperative treatment planning of maxillary implants: case reports. *Quint Int* 35:525

SATO, Y., TEIXEIRA, E.R., SHINDOI, N., WADAMOTO, M. VE AKAGAWA, Y. (1997). Effect of bone length on stress distribution in implant finite element analysis. *Journal of Dental Research*, 76, 328.

SATOW, S., SLAGTER, A.P., STOELINGA, P.J. VE HABETS, L.L. (1997). Interposed bone grafts to accommodate endosteal implants for retaining mandibular overdentures. A 1-7 year follow-up study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 26(5), 358-364.

SCHMIDT BL, POGREL MA, YOUNG CW, SHARMA A. (2004) Reconstruction of extensive maxillary defects using zygomatic implants. *J Oral Maxillofac Surg*;62:82-9.

SCHWARZ M.S., ROTHMAN S.L.G., CHAFETZ N., RHODES M.(1989): Computed Tomography in Dental Implantation Surgery, *Dental Clinics of North America*, 33:555-597

SEVIMAY, M., TURHAN, F., KILICARSLAN, M.A. VE ESKITASCIOGLU, G. (2005). Three dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant supported crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93, 227-234.

SIEGELE, D. VE SOLTESZ, U. (1989). Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 4, 333-340.

SHIGLEY, J.E., MISCHKE, C.R. VE BUDYNAS, R.G. (2004). *Mechanical Engineering Design* (7th ed.). New York: McGraw-Hill Companies.

SHIROTA, O. SHIMODAIRA, Y. MATSUI, M. HATORI, S. SHINTANI (2011): Zygoma implant supported prosthetic rehabilitation of a patient with a maxillary defect. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*; 40: 106–123.

SKALAK, R. (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 49, 843-848.

SPAGNOLI DB, MAZZONETTO R, MARCHENA JM. (2001) Clinical procedures currently using bone grafting with guided tissue regeneration techniques. *Clin Oral Maxillofac Surg.*;13:423-436

SPIVEY JD, KONG W, FOTOS PG. (1993) Stres distrubution at the bone-toimplant interface: A-3D finite element analysis. J Dent Res; 72: 117-120

STEGARIOU, R., SATO, T., KUSAKARI, H. VE MIYAKAWA, O. (1998). Influence of restoration type on stres distribution in bone around implants: A three dimensional finite element analysis. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 13, 82-90.

STELLA JP, WARNER MR.(2000) Sinus slot technique for simplification and improved orientation of zygomaticus dental implants: a technical note. Int J Oral Maxillofac Implants;15:889-93.

STEVENSON AR, AUSTIN BW. (2000) Zygomaticus fixtures: the Sidney experience. Ann R Australas Coll Dent Surg;15:337-9.

SWENNEN GRJ, MOMAERTS MY, ABELOOS J, DE CLERCQ C, LAORAL P, NEYT N. (2009): A cone-beam CT based technique to augment the 3D virtual skull model with a detailed ental surface. Int J. Oral and Maxillofacial Surg. 38: 48-57.

SUKOVIC P. (2003): Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. Orthod Craniofac Res 6: 31.

SYKARAS, N., IACOPINO, A.M., MARKER, A.V., TRIPLETT, R.G. VE WOODY, R.D. (2000). Implant materials, designs and surface topographies: Their effect on osseointegration: A literature review. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 15, 675-690.

ŞEKER E. (2011) Greftlenmiş ve greftlenmemiş posterior maksillada uygulanan implant destekli farklı tasarımlı sabit protezlerin destek dokulardaki etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi, K.K.T.C. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Programı, Doktora Tezi, 2011

ŞİMŞEK A, ÇAKMAK G, CİLA E, (2004) Kemik greftleri ve kemik greftlerinin yerini tutabilecek maddeler, Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Dergisi, 3, 1-13

TAMURA H, SASAKI K, WATAHIKI R. (2000): Primary insertion of implants in the zygomatic bone following subtotal maxillectomy. Bull Tokyo Dent Coll 2000;41:21-4.

TANAHASHI, M., KOKUBO, T., NAKAMURA, T., KATSURA, Y. VE NAGANO M. (1996). Ultrastructural study of an apatit layer formed by a bio-mimetic process and its bonding to bone. Biomaterials, 17(1), 47-51.

TATUM JR H. (1986) Maxillary and sinus implant reconstructions. Dent Clin North Am 1986: 30: 207–229

TEPPER, G., HAAS, R., ZECHNER, W., KRACH, W. VE WATZEK, G. (2002). Three-dimensional finite element analysis of implant stability in atrophic posterior maxilla. Clinical Oral Implants Research, 13, 657-665.

TERRY BC, ALBRIGHT JE, BAKER RD. (1974): Alveolar ridge augmentation in the edentulous maxilla with use of autogenous ribs, J Oral Surg;32:429

THOMAS J. MCGARRY, ARTHUR NIMMO, JAMES F. SKIBA, ROBERT H. AHLSTROM, CHRISTOPHER R. SMITH, JACK H. KOUMJIAN, NANCY S. ARBREE, (2002). Classification System for Partial Edentulism, J Prosthodont;11:181-193

TRISI P, REBAUDI A, CALVARI F, LAZZARA RJ.(2006) Sinus graft with biogran, autogenous bone, and PRP: a report of three cases with histology and micro-CT. Int. J. Periodontics Restorative Dent. Apr;26(2):113-25

UCHIDA Y, GOTO M, KATSUKI T, AKIYOSHI T. (2001) Measurement of the maxilla and zygoma as an aid in installing zygomatic implants. J Oral Maxillofac Surg; 59: 1193-198.

UEKI K , NAKAGAWA K, TAKATSUKA S, YAMAMOTO E; (2006) The change of stress distribution on the condyle after mandibular setback surgery European Journal of Orthodontics 28 433–439

UJIGAWA K, KATO Y, KIZU Y, TONOGI M, YAMANE GY. (2007) Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures. Int J Oral Maxillofac Surg;36(7):620–5.

ULUSOY M. VE AYDIN A.K. (2010). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Cilt I. (3. bs). Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.

UYSAL, H. (1997). Kemiğin mekanik özellikleri ve kuvvet altında geliştirdiği mekanik ve biyolojik davranışlar. Oral İmplantoloji Dergisi, Ekim, 36-43.

VANHEMELRIJCK Y, DAELEMANS P, MALEZEV C, DAHM J, EVRARD L. (2011) Sinüs reactions to zygoma implants. Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol Sep 20;50(1):13-4.

VAN STADEN R. C. , GUAN, H. ANDLOO, Y. C.(2006) 'Application of the finite element method in dental implant research', *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, (2010) 9 (4), 257 — 270

VAN STEENBERGHE D, NAERT I, ANDERSSON M, BRAJNOVIC I, VAN CLEYNENBREUGEL J, SUETENS PA. (2002) Custom template and definitive prosthesis allowing immediate implant loading in the maxilla: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 17: 663-70.

VAN ZYL, P.P., GRUNDLING, N.L., JOOSTE, C.H. VE TERBLANCHE, E. (1995). Three dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prosthesis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10, 51-57.

VASSOS DM, PETRIK PK, (1992) The sinus lift procedure: an alternative to the maxillary subperiosteal implant, *Pract Periodontics Aesthet Dent*, 9, 9-14

VELASQUEZ-PLATA D, HOVEY LR, PEACH CC, ALDER ME. (2002) Maxillary sinus septa: a 3-dimensional computerized tomographic scan analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 17: 854-60.

VENTURELLI, A. (1996). A modified surgical protocol for placing implants in the maxillary tuberosity: clinical results at 36 months after loading with fixed partial dentures.

VINCENTE J, STOELINGA PJW. (2005) Toepassing van bottransplantaten uit het corpus mandibulae voor preimplantologische chirurgie. *Ned Tijdschr Tandheelkd*:112: 211–215

VITINS, V. , DOBELIS, M. , MIDDLETON, J. , LIMBERT, G. ANDKNETS, I. (2003) 'Flexural and Creep Properties of Human Jaw Compact Bone for FEA Studies', *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 6: 5, 299— 303

VRIELINCK L, POLITIS C, SCHEPERS S, PAUWELS M, NAERT I. (2003) Image-based planning and clinical validation of the zygoma and pterygoid implant placement in patients with severe bone atrophy using customized drill guides. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Surg*;32:7-14.

WEINBERG LA.(1993) The biomechanics of force distribution in implantsupported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 8: 19-31.

WEISCHER T, SCHETTLER D, MOHR C. (1997) Titanium implants in the zygoma as retaining elements after hemimaxillectomy. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 12: 211-14.

WEN H, GUO W, LIANG R, XIANG L, LONG G, WANG T, DENG M, TIAN W. (2014) Finite element analysis of three zygomatic implant techniques for the severely atrophic edentulous maxilla. *J Prosthet Dent.* Mar;111(3):203-15

WIDMARK G, ANDERSSON B, CARLSSON GE, LINVALL AM, IVANOFF CJ. (2001) Rehabilitation of patients with severely resorbed maxillae by means of implants with or without bone grafts: a 3 to 5-year follow-up clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*;16:73-9.

WHITESIDES, LEE M., RADWAN, ALAAALDIN, SHARAWY, MOHAMED. (2006) Sinus Floor Augmentation Using a Composite Graft of Bone Morphogenic Protein-2 and Allogenic Cancellous Bone (Puros): Case Report. *Journal of Oral Implantology*;32(5):259-264

WHITMAN, D.H., BERRY, R.L. VE GREEN, D.M. (1997). Platelet gel: an autologous alternative to fibrin glue with applications in oral and maxillofacial surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 55(11), 1294-1299.

YACOUB N, ISMAIL YH, MAO JJ. (2002) Transmission of bone strain in the craniofacial bones of edentulous human skulls upon dental implant loading. *J Prosthet Dent*: 88: 192–199.

YING T, DONG-MEI W, CHENG-TAO W, YI-QUN W, ZHI-YUAN Z.(2005) Biomechanical evaluation of unilateral maxillary defect restoration based on modularized finite element model of normal human skull. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*; 6: 6184-6187.

YORIHISA KATO, YASUHIRO KIZU, MORIO TONOIGI, YOSHINOBU IDE, GEN-YUKI YAMANE (2005) Internal Structure of Zygomatic Bone Related to Zygomatic Fixture *J Oral Maxillofac Surg* 63:1325-1329

ZAMPELIS, A., RANGERT, B. VE HEIJL, L. (2007). Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 97, 35-43.

ZARONE F, APICELLA A, NICOLAIS L, AVERSA R, SORRENTINO R.(2003) Mandibular flexure and stress build-up in mandibular full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res*: 14: 103–114.

ZIEGLER CM, WOERTCHE R, BRIEF J, HASSFELD S (2002): Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 31:126.

ZIMMERMANN C. E., HARRIS G., THURMULLER P., TROULIS M. J., PERROTT B. R., KABAN L. B. (2004): Assessment of Bone Formation in a Porcine Mandibular Distraction Wound by Computed Tomography. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 33:569-574

ZHOU X, ZHAO Z, ZHAO M, FAN Y. (1999) The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method. *WestChina J Stomatol*; 17: 1-6.



## 7. ÖZGEÇMİŞ

### **Kişisel Bilgiler:**

**Ad-Soyad:** Süleyman KAMAN

**Doğum tarihi:** 25/04/1985

**Doğum yeri:** ANKARA

**Uyruğu:** T.C.

**Medeni Hali:** Bekar

### **Öğrenim Bilgileri:**

**İlkokul:** 1991-1996 Nazım Akçan İlkokulu

**Ortaokul:** 1996-2000 Türkan Azmi Köksoy Ortaokulu

**Lise:** 2000-2003 Batıkent Anadolu Lisesi

**Üniversite:** 2003-2009 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

**Doktora:** 2011-2015 Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

### **Rotasyonlar:**

2011 Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi Anestezi ve Reanimasyon A.D

2012 Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi Kulak-Burun-Boğaz A.D

2013 Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Acil Tıp Bölümü