



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
MARMARA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**EKSTRAMAKSİLLER VE İNTRASİNÜS YERLEŞİMLİ  
ZİGOMATİK İMPLANTLARIN BİYOMEKANİK TEPKİLERİNİN  
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

ELİF ÖZÇELİK  
UZMANLIK TEZİ

AĞIZ, DİŞ ve ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

Doç. Dr. HASAN GARİP

2018-İSTANBUL

## **I. BEYAN**

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Elif ÖZÇELİK

## II. TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, her zaman sevgisini ve anlayışını esirgemeyen Anabilim Dalı başkanımız Sayın Prof. Dr. Kamil GÖKER ve tez danışmanım Doç. Dr. Hasan GARİP'e,

Cerrahi deneyimlerini ve teorik bilgisini paylaşmaktan çekinmeyen, mesleğin bütün inceliklerini öğretmeye çalışan özellikle tez yazım sürecinde yardımlarını ve desteğini esirgemeyen başta Sayın Prof. Dr. Altan VAROL olmak üzere anabilim dalımızdaki bütün hocalarıma,

Bu çalışmanın analiz aşamasında değerli zamanını ayıran Erzurum Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Prof. Dr. İrfan KAYMAZ ve Araştırma Görevlisi Fahri MURAT'a,

Hayatımın her alanında bana destek olup hayatı daha mutlu ve anlamlı hale getiren, birlikte çalışmaktan her zaman keyif aldığım, iyi ki tanıdığım dediğim canım dostlarım Emine Tuna AKDOĞAN, Kürşat ALADAĞ, Emrah CANBAZOĞLU, Hakan KARAGÖZOĞLU ve Zeynep GÜMÜŞER'e,

Son olarak hayatımın her alanında ve her kararında yanımda olan, emeklerini esirgemeyen; sayesinde kendimi her zaman şanslı ve güçlü hissettiğim canım babam Mürsel ÖZÇELİK'e ve her zaman kendisine imrendiğim canım annem Mualla ÖZÇELİK'e

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

### III. İÇİNDEKİLER

I.	BEYAN.....	i
II.	TEŞEKKÜR.....	ii
III.	İÇİNDEKİLER.....	iii
IV.	KISALTMALAR LİSTESİ.....	vi
V.	ŞEKİL, RESİM VE TABLOLAR LİSTESİ.....	vii
1.	ÖZET.....	1
2.	SUMMARY.....	3
3.	GİRİŞ VE AMAÇ.....	4
4.	GENEL BİLGİLER.....	6
4.1.	Tarihçe.....	6
4.2.	Maksillada Dişsizlik ve Yaş ile Oluşan Değişimler .....	6
4.2.1.	Maksilla Anatomisi .....	6
4.2.2.	Maksillada Rezorpsiyon .....	7
4.2.3.	Atrofik Kemik Sınıflandırması .....	9
4.3.	Atrofik Maksillanın Rekonstrüksiyon Yöntemleri .....	12
4.3.1.	Oral ve Maksillofasiyal Cerrahide Kullanılan Kemik Greftleri .....	13
4.3.2.	Kemik Grefti Teknikleri .....	15
4.3.3.	Vertikal Kemik Ogmentasyonunda Güncel Teknikler .....	16
4.3.4.	Maksiller Sinüs Ogmentasyonu .....	17
4.3.4.1.	Maksiller Sinüs Anatomisi .....	17
4.3.4.2.	Maksiller Sinüsün Kanlanması .....	17
4.3.4.3.	Maksiller Sinüsün İnnervasyonu .....	18
4.3.4.4.	Maksiller Sinüs Epiteli .....	18
4.3.4.5.	Lateral Pencere Yöntemi ile Sinüs Ogmentasyonu .....	18
4.3.4.6.	Krestal Yaklaşım ile Sinüs Ogmentasyonu .....	20
4.4.	Atrofik Maksillada İlave Cerrahisiz Modifiye İmplant Uygulamaları .....	20

4.4.1. Kısa İmplantlar .....	20
4.4.2. Açılı İmplantlar .....	22
4.4.3. Pterigoid İmplantlar .....	23
4.4.4. Zigomatik İmplantlar .....	24
4.4.4.1. Zigoma Anatomisi .....	25
4.4.4.2. Zigomatik İmplant Endikasyonları .....	27
4.4.4.3. Zigomatik İmplant Kontrendikasyonları .....	30
4.4.4.4. Zigomatik İmplant Cerrahi Teknikleri .....	30
4.4.4.5. Zigomatik İmplant Komplikasyonları .....	44
4.4.4.6 Zigoma implant başarı indeksi: ZBI .....	48
<b>4.5. Kuvvet Analizleri .....</b>	<b>48</b>
4.5.1. Temel Mekanik Kavramlar .....	48
4.5.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri .....	53
4.5.3. Sonlu Elemanlar Analizi .....	54
4.5.4. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi Aşamaları .....	55
4.5.4.1. Sonlu elemanlar modelinin oluşturulması .....	57
4.5.4.2. Sonlu elemanlar ile stres analizi aşamaları .....	59
4.5.5. Sonlu Elemanlar Analizi Avantaj ve Dezavantajları .....	60
4.5.6. Oral Ve Maksillofasiyal Cerrahide Sonlu Eleman Analizi Yönteminin Kullanılması .....	61
<b>5. GEREÇ VE YÖNTEM .....</b>	<b>66</b>
<b>5.1. Model Oluşturma İşlemi .....</b>	<b>66</b>
<b>5.2. Sonlu Elemanlar Ağının Oluşturulması (Meshleme) .....</b>	<b>69</b>
<b>6. BULGULAR .....</b>	<b>77</b>
<b>6.1. Vertikal Kuvvetler .....</b>	<b>77</b>
<b>6.2. Lateral Kuvvetler .....</b>	<b>87</b>
<b>6.3. Mastikatör Kuvvetler .....</b>	<b>89</b>

<b>7.TARTIŞMA</b> .....	94
<b>8. SONUÇLAR</b> .....	107
<b>9. KAYNAKLAR</b> .....	109
<b>10.ÖZGEÇMİŞ</b> .....	123



## IV. KISALTMALAR LİSTESİ

**σe:** Eşdeğer Stres, Von Mises Stress

**3B:** 3 boyutlu

**a:** İvme

**BT:** Bilgisayarlı Tomografi

**CAD:** Computer Aided Design

**DICOM:** Digital Imaging and Communications in Medicine

**DOF:** Degree of Freedom

**F:** Kuvvet

**HU:** Hounsfield Unit

**kgf:** Kilogram kuvvet

**m:** Kütle

**MPa:** Megapaskal

**N:** Newton

**P:** Paskal

**SEA:** Sonlu Elemanlar Analizi

**SEM:** Sonlu Elemanlar Modeli

**STL:** Stereolithography

**Zİ:** Zigomatik İmplant

## V. ŞEKİL VE TABLOLAR LİSTESİ

### I. Őekiller Listesi:

**Şekil-1:** ene kemiklerinde rezorpsiyon sureci.

**Şekil-2:** Cawood atrofik kemik sınıflaması.

**Şekil-3(a)** Nobel® Biocare Zigoma implantı **(b)** Implance® zigoma implantı

**Şekil-4:** Zigomatik kemik anatomisi

**Şekil-5 (a)** Tip 0 Şematik gornm **(b)** ağız içi gornm

**Şekil-6 (a)** Tip 1 Şematik gornm **(b)** ağız içi gornm

**Şekil-7 (a)** Tip 2 Şematik gornm **(b)** ağız içi gornm

**Şekil-8 (a)** Tip 3 Şematik gornm **(b)** ağız içi gornm

**Şekil-9 (a)** Tip 4 Şematik gornm **(b)** ağız içi gornm

**Şekil-10:** Standart Le Fort 1 insizyonu

**Şekil-11:** Alternatif insizyon Şekli

**Şekil-12:** İnfraorbital sinirin açığa çıkarılması

**Şekil-13:** Palatinal mukozanın kaldırılması

**Şekil-14:** Zigomatik çukurun açığa çıkarılması

**Şekil-15:** Sinüs lateral duvarının kaldırılması

**Şekil-16:** Sinüs membranının kaldırılması

**Şekil-17:** Zigoma implantının yerleŐeĐeĐi alan

**Şekil-18:** Zigoma implantının apeksinin yerleŐeĐeĐi bölge

**Şekil-19:** Zigomatik çukura ekartör yerleştirilmesi

**Şekil-20:** Zigoma implantının pilot drilinin zigomatik kemikte yerleşimi



- Şekil-21:** Zigomatik implant drilinin zigoma kemiğini delmesi
- Şekil-22:** Zigomatik implant drillerinin kullanılması
- Şekil-23:** Derinlik ölçerle implant boyunun belirlenmesi
- Şekil-24:** Zigoma implantının yerleştirilmesi
- Şekil-25:** Zigoma implantının başının geleceği pozisyonun belirlenmesi
- Şekil-26:** Zigoma implantının taşıma parçasının çıkarılması
- Şekil-27** 3D Slicer BT görüntüleri ve 3B model
- Şekil-28** Meshmixer yazılımında yüzeyi düzenlenen model
- Şekil-29** Solidworks yazılımına aktarılan model üzerinde implant yerleşimi
- Şekil-30:** Tüm modelde mesh dağılımı
- Şekil-31:** İmplantların ayrı ayrı mesh görüntüleri
- Şekil-32:** Modele uygulanan sabitleme sınır şartları
- Şekil-33:** Modele uygulanan kuvvet sınır şartları
- Şekil-34:** Maksillada meydana gelen von Mises gerilme dağılımı
- Şekil-35:** Von Mises gerilme dağılımının farklı yönlerden gösterimi
- Şekil-36:** Sağ ve sol implantta meydana gelen von Mises gerilme dağılımı
- Şekil-37:** Maksillada meydana gelen von Mises gerilme dağılımı
- Şekil-38:** Von Mises gerilme dağılımının farklı yönlerden gösterimi
- Şekil-39:** Sağ ve sol implantta meydana gelen von Mises gerilme dağılımı
- Şekil-40:** Maksillada meydana gelen von Mises gerilme dağılımı
- Şekil-41:** Von Mises gerilme dağılımının farklı yönlerden gösterimi
- Şekil-42:** Sağ ve sol implantta meydana gelen von Mises gerilme dağılımı

- Şekil-431:** Maksillada meydana gelen von Mises gerilme dağılımı
- Şekil-44:** Von Mises gerilme dağılımının farklı yönlerden gösterimi
- Şekil-45:** Sağ ve sol implantta meydana gelen von Mises gerilme dağılımı
- Şekil-46:** Maksillada meydana gelen von Mises gerilme dağılımı
- Şekil-47:** Von Mises gerilme dağılımının farklı yönlerden gösterimi
- Şekil-48:** Sağ ve sol implantta meydana gelen von Mises gerilme dağılımı
- Şekil-49:** Maksillada meydana gelen von Mises gerilme dağılımı
- Şekil-50:** Von Mises gerilme dağılımının farklı yönlerden gösterimi
- Şekil-51:** Sağ ve sol implantta meydana gelen von Mises gerilme dağılımı
- Şekil-52:** Maksillada meydana gelen von Mises gerilme dağılımı
- Şekil-53:** Von Mises gerilme dağılımının farklı yönlerden gösterimi
- Şekil-54:** Sağ ve sol implantta meydana gelen von Mises gerilme dağılımı
- Şekil-55:** Maksillada meydana gelen von Mises gerilme dağılımı
- Şekil-56:** Von Mises gerilme dağılımının farklı yönlerden gösterimi
- Şekil-57:** Sağ ve sol implantta meydana gelen von Mises gerilme dağılımı
- Şekil-58:** Maksillada meydana gelen von Mises gerilme dağılımı
- Şekil-2:** Von Mises gerilme dağılımının farklı yönlerden gösterimi
- Şekil-60:** Sağ ve sol implantta meydana gelen von Mises gerilme dağılımı

## **II. Tablolar Listesi:**

**Tablo 1:**Modeli oluşturan her bir parçanın detaylı mesh özellikleri

**Tablo-2:** Sistem elemanlarının mekanik özellikleri

**Tablo-3:**Analizlerin gerçekleştirildiği sınır şartları

**Tablo-4:** Alveolar kemikte meydana gelen von mises stres değerleri(MPa)

**Tablo-5:** Zigomatik kemikte meydana gelen von mises stres değerleri(MPa)

**Tablo-6:** İmplantlarda meydana gelen von mises stres değerleri(MPa)

## 1. ÖZET

İlerleyen yaş ve total diş kaybına bağlı atrofi izlenen maksillada, konvansiyonel implant yerleştirecek yeterli kemik genellikle mevcut olmamaktadır. Zigomatik implant uygulamaları greftleme ihtiyacını ortadan kaldırması sebebiyle tedavi süresini kısaltması ve göreceli olarak morbidite oranını düşürmesi sebebiyle son yıllarda sıklıkla tercih edilmektedir.

Çalışmamızda; çift taraflı posterior maksilla atrofisi olan bir hastanın üç boyutlu modeline intrasinüs ve ekstramaksiller yerleşimli zigoma implantlarının uygulanması sonucunda çevre dokularda, çiğneme kuvvetleri sebebiyle oluşan stres miktarları ve alanlarının incelenmesi ve farklı tekniklerin birbirlerine göre üstünlüklerinin değerlendirilmesi için sonlu elemanlar analizi yönteminin kullanılması amaçlanmıştır.

Atrofik maksillaya sahip, konvansiyonel ve Zİ'lerle tedavi planlanan 52 yaşındaki kadın hastanın yüz bölgesi BT ile DICOM formatında görüntülendi. Ardından 3D Slicer açık kaynak görüntü işleme yazılımında üç boyutlu (3B) model oluşturma işlemi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen kafatası modeli stereolithography (STL) formunda Solidworks yazılımına aktarılmış ve üç boyutlu bilgisayar destekli tasarım modeli (computer aided design), (CAD) elde edilmiştir ve implantasyon işlemleri gerçekleştirilmiştir. Solidworks ortamında elde edilen model, sonlu elemanlar esaslı analizler için ANSYS/workbench'e aktarılmıştır.

Uygulanan bütün vertikal ve lateral yüklerde alveolar kemikteki stres implantın boyun bölgesinde yoğunlaşmaktadır. Alveolar kemik üzerinde, ekstramaksiller tekniğin lateral yükleri intrasinüs tekniğin vertikal yükleri daha iyi tolere ettiği gözlemlenmiştir. Zigomatik kemikte oluşan stres değerleri kıyaslandığında ekstramaksiller teknikte, vertikal ve lateral kuvvetler altında daha az stres değerleri gözlemlenmiştir. İmplantların üzerinde oluşan gerilmeler kıyaslandığında bütün yükleme koşullarında implantlar

üzerinde oluşan maksimum stres değerleri titanyum alaşımların elastik deformasyon değerinin çok altındadır.

Ekstramaksiller teknikte implant çıkış noktasının anteriorda yer aldığı düşünüldüğünde, yapılacak protezin ebatlarının minimum seviyede tutulmasına olanak sağlayacağından implantlar ve çevre doku üzerinde oluşan stresler azaltılabilir. Kullanılacak tekniğin seçiminde hastanın anatomik faktörleri gözönünde bulundurulmalıdır.

**Anahtar kelimeler:** zigomatik implant, sonlu elemanlar analizi, atrofik maksilla

## 2. SUMMARY

Atrophy and insufficient bone volume due to advanced age and total loss of tooth in the maxilla, limits the use of conventional implant. Zygomatic implant applications are preferred in recent years due to the elimination of the need for grafting and shortened treatment period.

In our study; a three-dimensional model of a patient with bilateral posterior maxilla atrophy used for comparison in finite element analysis. Two different placement technique for zygoma implants, intrasinus and extramaxillary, compared. The stress levels and stress areas in the surrounding tissues investigated and advantages of different techniques compared to each other.

A 52-year-old female patient with atrophic maxilla was visualized in DICOM format with CT. Then, 3D Slicer open-source image processing software was used for three-dimensional (3D) model creation. The resulting skull model was transferred to Solidworks software in stereolithography (STL) form and three-dimensional computer aided design (CAD) was obtained and implantation procedures were performed. The model obtained in Solidworks was transferred to ANSYS / workbench for finite element analyzes.

The stress in the alveolar bone concentrates in the neck region of implants in all vertical and lateral loads. Alveolar bone was better tolerated lateral loads in the extramaxillary technique, while vertical loads was better tolerated in the intrasinus technique.

When stresses on implants are compared, the maximum stress values on implants under all loading conditions are well below the elastic deformation value of titanium alloys.

In the extramaxillary technique, the stress on the implants and surrounding tissue can be reduced, since this technique allows the placement of the implant at the anterior and allow the size of the prosthesis to be kept minimum. The anatomical factors of the patient should be considered in the selection of the technique.

**Key words:** zygomatic implant, finite element analysis, atrophic maxilla

### 3. GİRİŞ VE AMAÇ

Aşırı rezorbe posterior maksiller bölgede, dental implant uygulamaları birçok nedenden dolayı hem daha güç, hem daha komplike hem de osseointegrasyon süresine bakılacak olursa daha uzundur ve hareketli protez kullanımı atrofi sürecini hızlandırmaktadır (Brodala 2009). Bu vakalarda geleneksel cerrahi yaklaşım; otojen intraoral/ekstraoral sahadan alınan blok veya kansellöz kemik greftleriyle ogmentasyon ya da tek başına/kombine sinüs ogmentasyonu uygulamalarıdır. Le Fort I osteotomisini takip eden interpozisyonel kortikokansellöz iliak blok grefti uygulaması da bir diğer metod olarak uygulanabilir. 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, Cole et al. 1986, Isaksson, Ekfeldt et al. 1993). Bu dezavantajları elimine etmek amacıyla zigomatik implant uygulamaları greftleme ihtiyacını ortadan kaldırması sebebiyle tedavi süresini kısaltır ve göreceli olarak morbidite oranını düşürür (Boyes-Varley, Howes et al. 2003, Bedrossian 2011).Tümör nedeniyle yapılan maksillektomi hastaları ve sistemik hastalıklara bağlı olarak meydana gelen maksilla atrofilerinin tedavilerinde de zigomatik implantlar başarı bir şekilde kullanılmaktadır (Weischer, Schettler et al. 1997, TAMURA, SASAKI et al. 2000).

İmplantların ve destek dokuların fonksiyonel kuvvetler altındaki biyomekanik davranışlarını incelemek için diş hekimliğinde stres analizlerinden faydalanılmaktadır. İncelenecek cismin geometrisinin tam olarak taklit edilebilmesi, düzensiz geometri gösteren karmaşık yapılara uygulanabilmesi, kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği gibi avantajlarından dolayı sonlu elemanlar yöntemi stres analizleri arasında diş hekimliğinde sıkça kullanılmaktadır (YAMAN 1995, Fischer, Weber et al. 2003).

Sonlu elemanlar analizi, incelenecek alanı çok sayıda küçük ve basit elemanlara ayırarak işlem yapar ve karmaşık mekanik problemlerin çözümünün sağlar. İncelenecek

yapının bir, iki veya üç boyutlu stres analizi sayısal olarak yapılabilmesine olanak verir (Geng, Tan et al. 2001). Çalışmamızda tercih ettiğimiz üç boyutlu sonlu elemanlar analizinin uzaydaki stres dağılımlarını çok daha gerçekçi ve detaylı bir biçimde taklit ettiği bilinmektedir (Meijer, Starmans et al. 1993, Akça, Çehreli et al. 2002).

Çalışmamızda; çift taraflı posterior maksilla atrofisi olan bir hastanın üç boyutlu modeline intrasinüs ve ekstramaksiller yerleşimli zigoma implantlarının uygulanması sonucunda çevre dokularda, çiğneme kuvvetleri sebebiyle oluşan stres miktarları ve alanlarının incelenmesi ve farklı tekniklerin birbirlerine göre üstünlüklerinin değerlendirilmesi için sonlu elemanlar analizi yönteminin kullanılması amaçlanmıştır.



## **4.GENEL BİLGİLER**

### **4.1. Tarihçe**

İleri derecede rezorbe olan posterior maksillanın implant destekli protetik tedavisinde zigomatik kemiğin ankraj kaynağı olarak düşünülmesi 1980'li yıllarda olmuştur (Weischer, Schettler et al. 1997). Branemark ve arkadaşları 1988 yılında hemimaksillektomi uygulanan kanser hastalarında zigoma implantını uygulayarak ileri derecede rezorbe posterior maksillanın tedavisini daha basit hale getirerek, greftleme işlemleri nedeniyle oluşan morbidite ve işlem süresini azaltmayı, cerrahi işlem sonuçlarının başarısını artırmayı hedeflemişlerdir (Brånemark 1998). Zigomatik kemiğin implant stabilizasyonunda katkı sağlayacağını düşünerek, Branemark, Aparicio ve arkadaşları zigomatik kemiğe dental implantların yerleştirilmesi olasılığı üzerinde ilk çalışmayı gerçekleştirmişlerdir (Aparicio, Brånemark et al. 1993). Daha sonra Weischer ve ark. maksillektomi yapılan hastaların rehabilitasyonunda zigomatik kemiğin ankraj olarak kullanılması konusundaki çalışmaları genişletmişlerdir. Zigomatik implantların günümüzde kullanımı gün geçtikçe ivme kazanmaktadır (Weischer, Schettler et al. 1997).

### **4.2. Maksillada Dişsizlik ve Yaş ile Oluşan Değişimler**

#### **4.2.1. Maksilla Anatomisi**

Maksilla orta hatta intermaksiller suturda birleşen iki parçadan oluşan, bütünde 5 yüzlü piramit şeklinde sabit bir kemiktir. Korpus ve zigomatik, frontal, palatinal ve alveolar çıkıntılardan (process) meydana gelir. Pterigopalatin fossa ve infratemporal fossa olmak üzere 2 çukurun, ağız ve burun boşluğu, maksiller sinüs, orbita olmak üzere 4 boşluğun yapısına katılır (Arıncı and Elhan 2006). Anterior yüzü frontal ve nazal kemikle olan bağlantısından yaklaşık 15° açıyla aşağıya doğru eğilerek iner. En çıkıntı noktası anterior nazal çıkıntıyı oluşturur. Yüzeyinde alveolar tabanlı ve küçük yüz kaslarının orijinlerinin oluşturduğu küçük çıkıntılar izlenir. Zigomaya bağlanan lateral yüzeyi

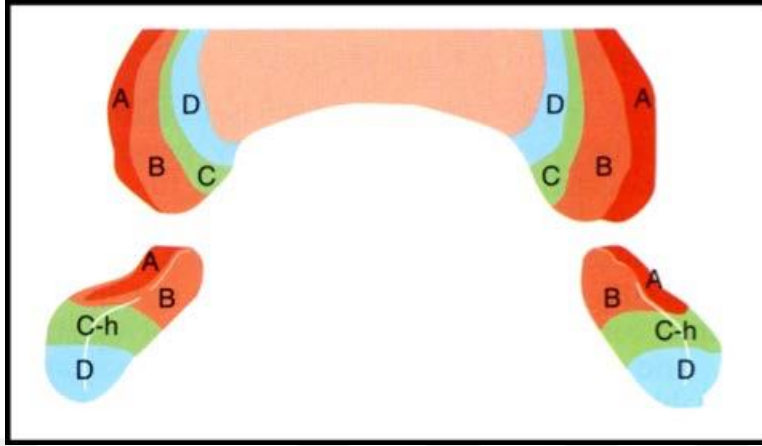
infratemporal fossa ve bukkal sulkusu meydana getirir. Süperior yüzünün büyük çoğunluğu orbita tabanını oluşturur. Medial yüzeyler intermaksiller suturu ve lateral nazal duvarları oluşturur. İnférieur sınırı palatal kubbe ve dişleri içeren alveol kemiğinden oluşur. Posterior sınırı sfenoid kemik ve pterigomaksiller sutura dayanır. İçerisinde yapısal zayıflığa neden olan maksiller sinüsler bulunur. Lateral piriform, zigomatik ve palatal butreslerle, burun tabanı maksillanın butres (destek) alanlarıdır (Williams, Bannister et al. 1995).

#### **4.2.2. Maksillada Rezorpsiyon**

İnsan vücudundaki yapım/yıkım dengesi yaşlanmaya bağlı yıkım yönünde artarak, kemik yapıda fizyolojik yıkımlar izlenmekte ve maksiller çene kemiğindeki rezorpsiyon miktarı yılda ortalama 0,1 mm olarak belirtilmektedir (Khalifa, Wada et al. 2016). Alveoler kemik rezorpsiyonunun miktarını ve şeklini belirleyen sistemik ve lokal faktörlerdir. (Bays 1986). Sistemik genel faktörler; cinsiyet, yaş, metabolik faktörler, beslenme bozukluğu, endokrin disfonksiyonu ve osteopöroz gibi kemik hastalıklarıyken, kemik rezorpsiyonunu etkileyen lokal faktörler ise; enflamasyon varlığı, çene kemiğine etki eden kuvvetlerin büyüklüğü, sıklığı, yönü, protezlerin yapım şekli ve uyumu, diş çekimi sırasında uygulanan alveolplasti tekniği ve alveol kemik kaybıyla ilişkili lokalize travmadır. Mevcut protezin adaptasyon problemi nedeniyle oluşan dengesiz oklüzal kuvvet dağılımı da kemik rezorpsiyonuna sebep olabilir (Hupp, Tucker et al. 2013). Yüz iskeletindeki farklılıklar rezorpsiyon paternini etkileyebilir. Mandibuler düzlem açısı düşük, gonial açısı yüksek bireylerde daha yüksek ısırma kuvveti meydana gelebilir ve buna bağlı olarak alveoler kret daha fazla strese maruz kalabilir. Genel ve lokal faktörlerin uzun dönem etkisi nedeniyle oluşan alveoler kemik kayıpları, interoklüzal mesafede ve çevreleyen yumuşak dokuların etkisinde artışa, buna bağlı olarak protezin retansiyon ve stabilitisinde azalmaya sebep olur.

Diş germi gelişiminin, kopyalama faktörü mutasyonları ya da herhangi bir sebeple oluşan blokajı nedeniyle görülen lokal kemik kayıpları dişlerin bölgesel büyüme sahasında alveolar kemik gelişiminden sorumlu olduğu teorisini destekler niteliktedir (Khoury, Antoun et al. 2007).

Maksilla posterior bölgenin dişsiz geçirdiği süre ve maksiller sinüsün anteriorundaki dişlerin varlığı kemik rezorpsiyon miktarını etkiler. Maksiller sinüs bölgesinde diş bulunmasa bile, bu bölgenin önünde dişlerin varlığı, sinüs pnömotizasyonunu engelleyerek kemik yıkımının durmasını sağlamaktadır (Atwood 1971) (Misch 2004) . Dişlerin kaybedilmesiyle birlikte oluşan kemik rezorpsiyon miktarı en çok birinci senede gözlenmektedir. Dişsiz bölgenin fonksiyon görmemesi sebebiyle kemiğin rezorpsiyon/apozisyon dengesini sağlayan fonksiyonel yükler ortadan kalkar ve rezorpsiyon hızı artar (Misch 2004) . Branemark ve ark. diş kayıplarından sonraki bir sene içerisinde en çok rezorpsiyonun izlendiğini, 1. ve 3. Yıllar arasında kemik miktarında %40 oranında azalmanın meydana geldiğini ve rezorpsiyon hızının sonraki senelerde azalarak devam ettiğini belirtmişlerdir (Parr 1985). Rezidüel kretin mevcut durumu ileride oluşacak rezorpsiyon paterni hakkında bilgi verebilmektedir. Diş çekimini takip eden bir kaç yıl içerisinde mevcut kret yüksek ve şekil olarak yuvarlak bir halde bulunuyorsa mevcut durumunu korumaya devam edebilir. Eğer 2 yıldan kısa bir zaman içerisinde mevcut kret, atrofik kemik sınıflamasına göre tip 2'den tip4'e dönüşürse rezorpsiyonun devam edeceğinin göstergesi olduğu bildirilmektedir (Misch 2004). Kemiğin vaskülarizasyonu bu bölgedeki rezorpsiyon hızını etkileyen bir diğer faktördür. Maksiller kemiği besleyen damarların sıklıkla mikroanastomozlar yaptığı fakat ileri yaşlarda meydana gelen diş kayıplarıyla birlikte, kemiğin vaskülarizasyonunda azalmalar ve mikrovasküler defektler olduğu mikroanjiyografik çalışmalarda bildirilmiş, kemik rezorpsiyonu ile yaş arasındaki ilişki gösterilmiştir. Vaskülarizasyondaki azalmalar intermedullar kan akışının yavaşlaması, osteoblastik aktivitenin düşmesi ve kemiğin yetersiz mineralizasyonu ile sonuçlanmaktadır (Stearns, Fonseca et al. 2000).



**Şekil-1:** Çene kemiklerinde rezorpsiyon süreci.

Maksiller kemiğin rezorpsiyon hızı bukkal-lingual yönde diğer ağız içi bölgelere oranla daha fazla izlenmektedir. Çene kemiklerindeki rezorpsiyon aşamaları A, B, C, D olarak bölümlerde gösterilmiştir (Şekil 1). İlk aşamada A durumundaki kret genişliği ve yüksekliği mediale doğru rezorpsiyona uğrayarak B görünümüne ulaşır. Posterior maksiller rezorpsiyonun eşlik ettiği sonraki aşamada, kret genişliği orta hattı geçerek C ve D görünümünü alır (Misch 2004).

#### **4.2.3. Atrofik Kemik Sınıflandırılması**

Cawood ve Howell, maksilla ve mandibuladaki rezorpsiyonu 6'ya ayırarak sınıflamıştır:

**Sınıf I:** Dişli kret

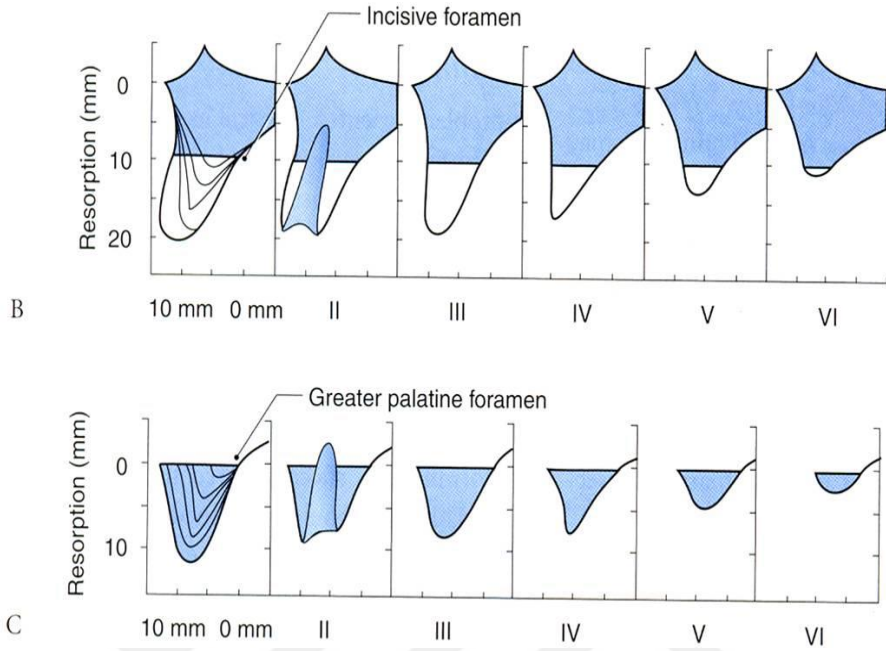
**Sınıf II:** Diş çekimi sonrası iyileşmesini yeni tamamlamış kret

**Sınıf III:** Uygun yükseklik ve genişlikte olan, yuvarlak formdaki kret

**Sınıf IV:** Uygun yükseklikte olan, ancak genişliği yetersiz bıçak sırtı kret

**Sınıf V:** Genişliği ve yüksekliği yetersiz olan düzleşmiş formdaki kret

**Sınıf VI:** Çeşitli derecelerde bazal kemik kaybını içeren, basık, negatif formda kret



**Şekil-2 : Cawood atrofik kemik sınıflaması.**

Misch ve arkadaşları tarafından yapılan dişsiz ark sınıflamasında maksilla ve mandibula, posterior sağ, posterior sol ve anterior olmak üzere 3 ana bölgeye ayrılmıştır (Misch 1999). Mandibula sağ ve sol posterior alanlar mental foramenden retromolar bölgeye kadar uzanmakta, anterior bölge ise mental foramenler arasında yer almaktadır. Maksillada ise, sağ ve sol posterior alanlar genellikle maksiller sinüs ön duvarı olan ikinci premolar bölgesinden başlayıp, retromolar bölgeye kadar uzanır. Bu sınıflamayla sadece kemik hacminin değil kemik lokalizasyonlarının da tespit edilmesi amaçlanmıştır. Ana gruplar divizyon olarak tanımlanan alt gruplara ayrılmıştır. (McGarry, Nimmo et al. 2002).

**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 kemik hacmi yeterlidir. 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 (McGarry, Nimmo et al. 2002).

**TİP 2:** Sağ ve sol posterior bölgelerin birbirine benzer olduğu ancak anterior bölgenin değişiklik gösterdiği durumdur. Genelde posterior bölgelerde azalmış kemik yüksekliği görülürken anterioda artmış bir kemik miktarı ile karşılaşılır. Posterior bölgelerdeki kemik yüksekliğine göre alt gruplara ayrılan tip 2'de implant yerleşimine uygun anterior kemik miktarı tedavi planlamasını etkileyen ana faktördür.

Bu gruba giren hastalar için tedavi seçenekleri şöyledir;

- I. Anterior bölgeye 5'ten fazla implant yerleştirilmesi ve sabit bir restorasyon yapılması
- II. Anterior bölgeye 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

**TİP 3:** Bu grupta maksilla ve mandibulanın posterior sahaları birbirinden farklılık gösterir. Diğer tiplerle karşılaştırıldığında daha ender görülen bu durum sıklıkla maksillada görülür. Sıklıkla travma ya da periodontal sebeplerden dolayı oluşur. Bu durumda yapılacak tedavi seçenekleri;

- a. Standart ve ince çaplı implantların kombine kullanımı
- b. Birbirine bağlanarak destek etkisi arttırılmış 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 (McGarry, Nimmo et al. 2002).

#### **4.3. Atrofik Maksillanın Rekonstrüksiyon Yöntemleri**

Cawood ve Howell'ın yaptığı atrofik kemik sınıflamasına göre sınıf IV, V ve VI dişsiz veya kısmi dişsiz maksillada genellikle onley greftlerin kullanıldığı kemik ogmantasyonu ile kombine olarak kemikiçi implantlar uygulanır (Cawood and Howell 1988). Sınıf IV maksillada alveoler genişliği, Sınıf V'te ise hem alveol yüksekliğini hem de alveol genişliğini arttırmak için genellikle kemik ogmantasyonu gereklidir (Richardson and Cawood 1991). Sınıf VI'da ise alveoler çıkıntıyı yeniden oluşturmak için ogmantasyona ek olarak anteroposterior interark ilişkisini geliştirmek için osteotomi de gerekebilir (Cawood, Stoelinga et al. 1994, Nyström, Lundgren et al. 1997). Posterior

maksillada uygulanmak üzere Tatum tarafından ileri sürülen sinüs augmentasyon tekniğinde implant yerleşimi amacıyla uygun kemik yüksekliğini elde edebilmek için maksillanın destek kısmından açılan pencere yardımıyla greftin yerleştirilmesini ve sinüs membranının yükseltilmesi işlemlerini tanımlanmıştır (Tatum 1986).

#### **4.3.1. 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 and Türker 1999) (Şimşek, Çakmak et al. 2004) (Elsalanty and Genecov 2009). İmmünolojik özelliklerine göre kemik greftleri 4 grupta sınıflandırılmaktadır;

1. Otojen kemik greftleri, canlının kendisinden elde edilip kullanılan 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 and Türker 1999, Şimşek, Çakmak et al. 2004)

Osteojenik prekursor hücrelerden zengin, yüksek potansiyele sahip kansellöz kemiğin optimum miktarda sağlanması kemik greft materyali elde edilmesindeki temel prensiptir. (Friedenstein 1973). Bu hücrelerin atrofik bölgelerinin restorasyonunda etkili olmaları nedeniyle kullanılmaları tercih edilir. Ogmente edilecek kemik bölgesinde de pluripotent hücreler bulunmasına rağmen, içerdiği preosteoblastik ve pluripotent hücreler sayesinde yüksek osteojenik potansiyeli bulunan greft materyallerinin kullanılması başarı



oranını ve oluşacak kemiğin kalitesini artırır (Boyne 1973). Bu yüzden greft kullanımında otojen greftler halen altın standarttır.

Dönör saha olarak iliak kemik bölgesinden elde edilen otojen kemik greftleri, pluripotent hücre içeriğinden zengin olması nedeniyle greft materyalleri arasında altın standartı olarak görülmektedir. Bu hücreler uyarıldıklarında osteoblastlara dönüşme potansiyeline sahiptirler. Birçok verici saha olmasına rağmen posterior iliak çıkıntı, yüksek miktarlarda kemik grefti elde edilebilmesine olanak sağlayabilmektedir (Boyne and Peetz 1997).

Ramus greftleri kortikal içeriği yüksek olan greftlerdir. Ramus bölgesinden elde edilen greftler simfizden elde edilenlere göre uzunluk olarak daha fazla fakat derinlik olarak daha azdır. Ogmente edilecek kemik sahası genişlik olarak ince ise alın greftler kullanılarak çapın artırılması hedeflenir. Mandibuler ramus bölgesinden elde edilen greftler yaklaşık 40 mm uzunluğunda ve 10-15 mm derinliğindedir. Greftin kalınlığını inferior alveol kanalın eksternal oblik sırta olan mesafesi belirler (Bernstein, Cooke et al. 2006).

Simfiz greftleri kortikokansellöz içeriğe sahiptir. Simfizden elde edilen greftler ramusa oranla daha kalın fakat anatomik limitasyonlardan dolayı daha kısa olmaktadır. Mental foramen, anterior dişlerin apeksi ve mandibulanın alt sınırı simfiz grefti miktarını etkileyen anatomik oluşumlardır.

"Platelet Rich Plazma (PRP, Trombosit yönünden zenginleştirilmiş plazma)" eklenmiş otojen greftlerinin kemik oluşumunu hızlandırdığını gösteren çalışmalar bulunmaktadır (Trisi, Rebaudi et al. 2006). Allojen kemik grefti materyalleri kemik oluşumundan görevli hücrelerin göçünü sağlamak amacıyla yapı iskeleti vazifesi görerek defekt alanında osteoindüktif ve osteokondüktif etki sağlarlar.

Günümüzde birçok biyouyumlu allojen ve ksenojen greft materyali oral ve maksillofasiyal cerrahi uygulamalarında kullanılmaktadır. Bu greft materyallerine örnek olarak demineralize dondurulmuş kurutulmuş kemik allogreftleri, kalsiyum karbonat coral, PepGen-P-15 gösterilebilir. Bu materyallerin tümü başarılı sonuçlar yaratabilen

özelliklere sahip olduğu çalışmalarla gösterilmiştir. Ancak bu materyallerin tahmin edilemeyen yeni miktarda ve kalitede kemik oluşumu, hastanın kabul edebilirliği, yavaş rezorpsiyon özellikleri ve maliyetleri gibi olumsuzlukları bulunmaktadır (Spagnoli, Mazzonetto et al. 2001).

#### **4.3.2. Kemik Grefti Teknikleri**

Kemik greftleri implant cerrahisinde kortikokansellöz blok greftler veya kansellöz parçalı greftler olmak üzere 2 şekilde kullanılır. Kortikokansellöz greftler kemiğin genişlik ve yükseklik rehabilitasyonunda kullanılır. Parçalı kortiko-kansellöz kemik greftleri ise sinüs tabanının augmentasyonunda olduğu gibi 2 veya 3 duvarlı kemik defektlerinin tedavisinde uygundur. Farklı materyallerin uygulanmasında greftler arasındaki iyileşme farkı dikkate alınmalıdır (Cawood, Stoelinga et al. 2007).

Birçok parçalı kansellöz kemik grefti kortiko-kansellöz kemik greftlere göre, yeni kemik formasyonu gösteren bölgelerde canlı kalabilmektedir. Dehisens oluşumu gözlenirse bile greft kaybı miktarı minimumdur. Primer iyileşme sadece alıcı yüzün dış kemik yüzeyinden değil, örtücü yumuşak dokudan meydana gelen kapiller gelişmeye bağlıdır. Parçalı kansellöz kemik greftleri sonuçları tahmin edilebilir yüksek başarı oranlarına sahiptir (Buser, Brägger et al. 1990).

Kortiko-kansellöz blok greftler neredeyse tamamen rezorbe olacak iskelet yapı oluşturarak yeni kemikle yer değiştirir. Bu remodelasyon işlemi karmaşık kemik değişimine bağlıdır (Feinberg, Fonseca et al. 1995). Kortiko-kansellöz kemik greftinin alıcı sahaya rijit fiksasyonu bu remodelasyonun başarısı açısından çok önemlidir. Greftle alıcı yüzey arasında görülecek en ufak bir mikro hareket alıcı sahada kapiller gelişimin engel olarak greftte kayıp ve avasküler nekroz görülmesine sebep olur (Cawood, Stoelinga et al. 2007). Greftin boyutuna bağlı olarak, revaskülarizasyonun gerçekleşme süresi yaklaşık 2 haftadır, daha sonra remodelasyon prosesi başlar. Alıcı bölgenin greftle onarımı sonrasında implantların en az 3 ay sonra yerleştirilmesi tavsiye edilir (Keller, Van Roekel et al. 1987) (Keller 1995). Buna rağmen bazı çalışmalar implantın erken yerleştirilmesini takiben başarılı sonuçlar alınabildiğini göstermiştir. Buna göre,

preimplant cerrahide kemik greftlerinin başarısı; rijit fiksasyona, alıcı bölgenin vaskülaritesine, greftin kendisinin osteojenik özelliğine ve yumuşak doku örtüsünün kalitesine bağlıdır. Geçmişte atrofik mandibula ve maksillada rijit fiksasyon uygulanmadan yerleştirilen greftlerde başarı oranında düşüş kaydedilmiştir (Fazili, Overvest-Eerdmans et al. 1978). Günümüzde küçük alveoler defektleri tamir etmek amacıyla allogreftler ve yönlendirilmiş kemik rejenarasyonu teknikleri kullanılmakta olsa da, otojen kemik greftleri, kemik defektlerinin ve alveoler atrofinin onarımında altın standart olarak görülür (Buser, Brägger et al. 1990).

Özetle, preimplant cerrahide otojen kemik greftlerinin uygulanması, tahmin edilebilir ve güvenilir sonuçlar doğurduğu için kendini kabul ettirmeyi başarmıştır. Greftin boyutu ve tipi genel olarak alıcı sahanın şekline, büyüklüğüne ve ayrıca cerrahın tercihine bağlıdır. Otojen faktörlerinin kanıt olarak sunulması hala kesin değildir (Boyne, Lilly et al. 2005).

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

Vertikal kemik ogmentasyonu için yeni teknikler geliştirilmeye çalışılmıştır. Büyüme faktörlerinin kullanımı bu tekniklerden birisidir. Büyüme faktörleri, uyarıcı faktörler, kemik morfogenetik proteinler ve osteojenik proteinlerin kullanımı kemik greftinin vaskülarizasyonuna ve maturasyonuna katkı sağlayarak daha kısa sürede fonksiyona geçmesine destek olur (Hupp, Tucker et al. 2013).

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.

#### **4.3.4. Maksiller Sinüs Ogmentasyonu**

##### **4.3.4.1. 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 meatusun 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.

##### **4.3.4.2. 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.

#### **4.3.4.3. Maksiller Sinüsün İnnervasyonu**

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

#### **4.3.4.4 Maksiller Sinüs Epiteli**

Maksiller sinüs epiteli respiratuar epitel tipindedir. Maksiller sinüs yalancı çok katlı 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 (Taylor 1987).

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 müsin ihtiva eder (Güven O. 1989).

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

Lateral pencere yöntemi ile sinüs ogmentasyonu yöntemi Tatum tarafından, ilk olarak 1975 yılında tanımlanmıştır (Boyne, Lilly et al. 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 and Petrik 1992).

Maksiller sinüs yükseltme işleminde panoramik radyograflardan yararlanarak, sinüs tabanı ve sinüs yan duvarında açılacak olan pencerenin yeri belirlenmelidir (Vassos and Petrik 1992). Maksiller sinüs yan duvarına lokal anestezi sağlandıktan sonra, yeterli genişlikte ve tam kalınlıkta mukoperiosteal flep kaldırılarak ulaşılır (Vassos and Petrik 1992). 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. (Akkocaoğlu and Aktaş , Hieu, Chung et al. 2010)

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 perforasyon olmaktadır. Sinüs membranındaki perforasyon, greft materyalinin sinüs içine dağılmasının engellemek, greft materyalinin mukus ve sinüs içi birleşenlerle kontaminasyonunu önlemek amacıyla kapatılması gerekir (Misch 2007).

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 2011).

Maksiller sinüsün aşırı deforme olduğu hastalarda, tedavi edilemeyen kronik sinüzit rahatsızlıklarında, baş boyun bölgesinden 45 Gy üzerinde radyasyon alanlarda, sistemik granümatöz rahatsızlığı olanlarda, malign veya agresif karakterli benign tümör (ameloblastoma, miksoma) varlığında sinüs yükseltme işlemi kontrendikedir (Jensen 2011).

#### **4.3.4.6. 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, Çelebi et al. 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 2007). 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 (Misch 2007, Alkan, Çelebi et al. 2008).

### **4.4. Atrofik Maksillada İlave Cerrahisiz Modifiye İmplant Uygulamaları**

#### **4.4.1. Kısa İmplantlar**

Kuvvet faktörünün veya kemik yoğunluğunun implant başarısını olumsuz etkileyebileceği düşünülen durumlarda uzun ve kalın implantlar önerilmektedir ve literatürde implant uzunluğunun en az 12 mm olduğu durumlarda daha yüksek başarı oranı rapor edilmektedir (Lum and Osier 1992). İdeal implant pozisyonu ve sayısının belirlendiği ideal tedavi planlamasından sonra birçok tedavi seçeneği için seçilen implant uzunluğu 12 mm'dir. İmplant boyu değerlendirilmesinde genel kabul görmüş ölçütler

halen bulunmamaktadır. Geçmiş yıllarda 10 mm altı kısa implant olarak tanımlanırken, son yıllarda yapılan çalışmalarda 7 mm ve altındaki uzunluklar kısa olarak tanımlanmaktadır. Misch literatürdeki kısa implantlarla ilgili klinik raporların yarısından fazlasında %19,7'den yüksek implant başarısızlığı, yarısından azında %90 ve üstü başarı oranı gösterildiğini belirtmiştir (das Neves, Fones et al. 2006) (Winkler, Morris et al. 2000) (Misch, Steigenga et al. 2006). Çok merkezli ve geniş yapılan farklı tarama sonuçlarına ihtiyaç duyulması, bu alandaki sonuçları dikkate değer kılmaktadır. Minsk ve ark. 80 cerrahın ve 6 sistemin 6 yıllık sonuçlarını rapor ettikleri çalışmalarında, 7 ile 9 mm uzunluktaki implantların başarısızlık oranlarının %16 olduğunu belirtmişlerdir (Minsk, Polson et al. 1996). Winkler ve ark. çok merkezli 3 yıllık takibin yapıldığı çalışmalarında, 7 mm' lik implantların başarısızlık oranı %26 iken , 8 mm' de %13, 10 mm'de %10,9, 13 mm'de %5,7 ve 16 mm'lik implantlarda %2,8 olarak rapor etmiştir (Winkler, Morris et al. 2000). Weng ve ark çok merkezde yapılan çalışmalarında 6 yıllık sürede toplam kaybedilen implant oranını %9, kaybedilen implantların %60'ının 10 mm ve altı implantlar olduğunu, 7 mm' lik implantların %26'sının, 8,5 mm'lik implantların %19'unun kaybedildiğini rapor etmiştir (Weng, Jacobson et al. 2003). Kısa implant uygulamalarının tedavi süresinin, cerrahi risklerin, maliyetinin daha az olması gibi avantajları mevcutken, araştırmalarda uzun dönem kullanımında risk faktörleri belirlenmiştir. Maksiller sinüs, inferior alveolar kanal gibi anatomik oluşumların ve atrofiyle beraber azalan rezidüel kemik miktarının posterior bölgelerde bulunması nedeniyle kısa implantlar ek cerrahi işlemlerden kaçınmak için sıklıkla bu bölgelerde kullanılmaktadır. Daha büyük ısırma kuvvetleri, bölgedeki kemik dansitesi ve artmış kuron uzunluklarının kombinasyonu, oluşan biyomekanik stresler posterior bölgelerde kısa implant başarısızlık oranlarındaki artış sebebini açıklamaktadır. Başarısızlıkların büyük çoğunluğu, cerrahi veya osseointegrasyona bağlı kayıplar olmadığı, protetik yükleme sonrasında ortaya çıktığı bildirilmektedir (Misch 2007).

Posterior maksilla sıklıkla D3 ve D4 tip kemik olup, D4 tip kemik D1 tipe göre 10 kat, D2 tipe göre %70 daha zayıftır. Sonuç olarak, implantı karşılayacak yoğun bir



kortikal plak bulunmadığı için, posterior maksillaya yerleştirilen implantlarda başarısızlık oranlarının yüksek olduğu rapor edilmiştir (Misch, Qu et al. 1999).

#### 4.4.2. Açılı İmplantlar

Atrofik maksilla rehabilitasyonunda geleneksel yöntemlere alternatif olarak açılı implantlar ve immedat protetik yükleme yapılması üzerine birçok araştırma yayınlanmıştır. Kemik hacmini arttırmaya yönelik greftleme işlemleri geçerli yöntemler olarak kabul edilse de, cerrahi prosedürlerin karmaşıklığı, tedavi süresi, komplikasyon ve morbidite riski, yüksek maliyetler ve en önemlisi de implantlar greftleme işlemiyle aynı seans yerleştirilse bile yeterli primer stabilite olmaması nedeniyle geç protetik yükleme yapılma zorunluluğu gibi dezavantajları bulunmaktadır (Degidi, Piattelli et al. 2007) (Collaert and De Bruyn 2008). Bu sınırlamalar nedeniyle implantlar; anterior maksiller sinüs duvarı, pterigomaksiller, tüber ve zigoma gibi anatomik bölgelere açılı bir şekilde yerleştirilerek alternatif tedavi seçenekleri oluşturulmaktadır (Balshi, Wolfinger et al. 1999, Brånemark, Gröndahl et al. 2004). Rezidüel kemiğe yerleştirilen uzun açılı implantların ( $\geq 13$  mm), kemik greftleme prosedürlerine gerek kalmadan yüksek primer stabilitelerinin olduğu ileri sürülmektedir (Leonard Krekmanov, Kahn et al. 2000). Yüksek stabiliteyi sağlayan implant ankrajı, maksiler sinüsün anterior duvarı ve nazal fossadaki kortikal kemikten yararlanılarak sağlanmaktadır. İmplantların posteriorda açılı yerleştirilmesi, protezin antero-posterior yayılımını optimize ederek vertikal olarak yerleştirilen implantlara göre kantilever uzantılarını azaltarak daha tatmin edici molar destek sağlamaktadır (Leonard Krekmanov, Kahn et al. 2000) (Maló, Rangert et al. 2005). Menini ve ark. sistematik derleme çalışmasında 324 hastada maksillaya yerleştirilen toplam 1623 (778 açılı, 845 vertikal yerleşimli) implanttan, 17 açılı (%2,19) ve 16 düz (%1,89) yerleşimli implantların ilk yıl içerisinde kaybedildiği, implantlarda açılı ve dik olanlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık izlenmediğini, 6 çalışmadan elde edilen marjinal kemik seviyeleri arasında, açılı ve dik implantlar arasında yine istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını bildirmiştir, açılı implantların maksillanın immedat yüklemeyle rehabilitasyonunda kısa dönemde tatminkar sonuçlar verdiğini rapor etmiştir (Menini, Signori et al. 2012). Aparicio ve ark. açılı ve vertikal implantların

5 yıllık takibinde mezial ve distaldeki kemik kaybını radyografik olarak inceledikleri çalışmalarında, vertikal implantlarla (ortalama: 0,92 mm) açılı implantlar (ortalama: 1,21 mm) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark izlenmediğini rapor etmiştir (Aparicio, Perales et al. 2001).

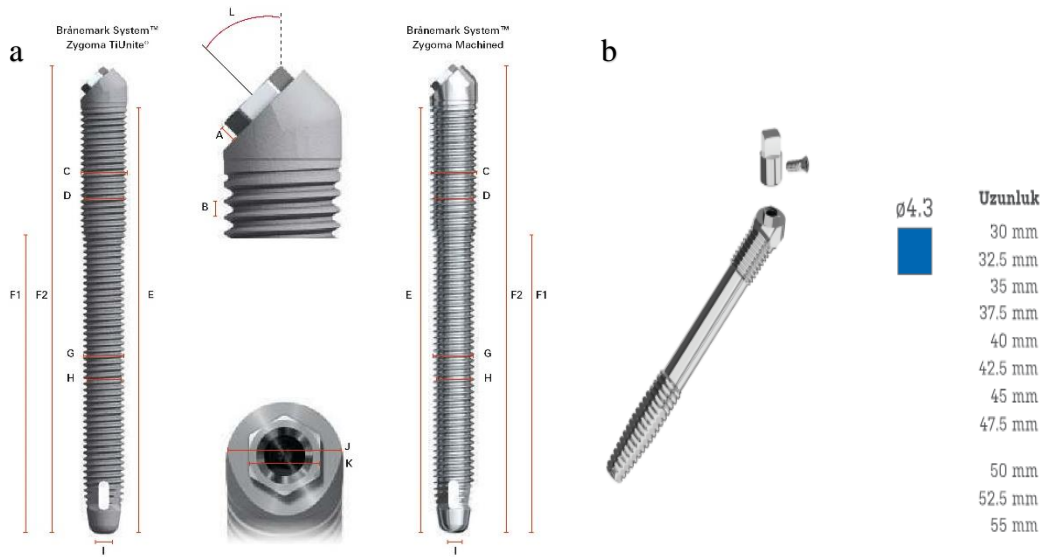
#### **4.4.3. Pterigoid İmplantlar**

1992 yılında ilk kez Tulasne tarafından tanımlanan pterigoid implantlar, atrofik maksillanın en posterior kısmından ankraj elde ederek, posterior kantilever eliminasyonu ile aksiyal yüklemenin geliştirilmesi ve greft kullanımı gerekmemesi nedeniyle kullanılmaktadır (Tulasne 1992). Pterigoid çıkıntı veya en anterior yerleşimle pterigomaksiller çıkıntıya yerleştirilebilirler (Peñarrocha, Carrillo et al. 2009). Pterigoid bölgeye yerleştirilen implantlar, maksilla ve sfenoid kemiğin pterigoid plakasından ankraj alırlar. İmplant boyları 22 mm civarında olup, distal angulasyonları 35°-55° derecedir. Pterigomaksiller bölgeye yerleştirilen implantlar daha kısa olmakla beraber, angulasyonları da 10°-20° arasındadır (Bahat 1992). Önemli anatomik yapıların varlığından dolayı, ciddi komplikasyonlarla karşılaşılması için osteotomi esnasında osteotomlar kullanılması önerilir ve günümüzde cerrahi splintlerin kullanılması komplikasyon riskini azaltmaktadır (Valeron and Velazquez 1997). Candel ve ark. yaptığı derlemede 676 hastada 1,053 pterigoid bölgeye yerleştirilen implantların ortalama başarı yüzdesi %90,7 olarak rapor edilmiş ve konvansiyonel implantlarla benzer kemik kaybı seviyesiyle posterior maksilla rehabilitasyonunda geçerli bir yöntem olarak belirtilmiştir (Candel, Peñarrocha et al. 2012). Bidra ve ark. yaptığı derlemede 1 yıllık takipte implant sağ kalım oranının %92, kaybedilen 79 implantın 70'inin protetik yükleme yapılmadan önce, 10 yıllık takipte implant sağ kalım oranının %91 olduğunu, fakat verilerin çoğunluğunun tek çalışma kaynaklı olduğunu bildirmişlerdir (Bidra and Huynh-Ba 2011). Lopes ve ark. yaptığı derlemede 113 hastada 289 implant yerleştirilen maksiller tüber bölgesinde, 6 ile 144 aylık takipte 8 implant kaybı ve % 94,63 implant sağ kalım oranı bildirmişlerdir (da Silva, Santiago Jr et al. 2015).

#### 4.4.4. Zigomatik İmplantlar

Zigoma implantları self tapping titanyum alaşımından yapılmıştır. Boyutları 30-52.5 mm arasında 2.5 mm aralıklarla değişmektedir. 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. Zigoma ile birleşen apikal 2/3 kısmı 4 mm çapında olup rezidüel 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, Daelemans et al. 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 dizaynlar da mevcuttur. Son zamanlarda zigoma implant üretimi farklı firmalar tarafından yapılmaktadır (Şekil-3).



Şekil-3(a) Nobel® Biocare Zigoma implantı (b) Implants® zigoma implantı

#### 4.4.4.1. Zigoma Anatomisi

Yüz iskeletinin önemli bir desteği (buttness) olan zigoma, lateral orta yüzün temel yapısıdır. Kalın, güçlü bir kemik olan zigoma, yanak tarafında konveks, temporal tarafta konkav yüzeye sahip kabaca dörtgen şeklindedir. Zigoma gövdesinin dış yüzeyindeki konveksliği yanağın en çıkıntılı noktasını oluşturur. Bu nedenle, zigoma yüz konturunda önemli bir rol oynamaktadır (Fonseca, Barber et al. 2013).

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, Tripathi et al. 1997).

Zigoma kabaca dört kenarlı bir piramidin eşdeğeridir. Temporal, orbital, maksiller ve frontal proseslere sahiptir ve dört kemikle sırasıyla artikülasyon yaparlar; temporal, sphenoid, maksiller ve frontal. Zigomanın gövdesi, anterior maksilla ve orbita tabanı boyunca maksilla ile genişçe artikülasyon yapar. Bu iki kemik arasındaki sutur, infraorbital foramenin hemen lateralinde yer alır ve infraorbital kenarın lateralinden zigomatikmaksiller desteğin (buttness) alt yüzeyine doğru uzanır. Maksiller sinüsün süperolateral ve süperoanterior kısmını oluşturur. Zigoma, inferior orbital fisürün lateralinde sfenoid kemiğin büyük kanadının zigomatik kreti ile zayıf bir artikülasyon yapar. Orbita tabanı ve lateral yüzeyinin büyük bir bölümünü oluşturur. Frontal çıkıntısı kalındır ve yatay kesitte fasiyal, orbital ve temporal yüzeyleri olan üçgen şeklindedir. Kalınlığı nedeniyle, kırık sonrası tel veya plak fiksasyonu için sıklıkla kullanılır. Temporal çıkıntı düzdür ve posteriora çıkıntı yaparak temporal kemiğin zigomatik çıkıntısı ile artikülasyon yapar; ikisinin birleşimi zigomatik arkı oluşturur. Zigomatikotemporal artikülasyon ince ve hassas bir bağlantıdır ve minimal kuvvetlerle bile sıklıkla kırılır (Fonseca, Barber et al. 2013). Temporal yüzeyi temporal boşluğun ön duvarını oluşturur ve zigomatikofasiyal forameni içerir. Zigoma, gövdesi ve temporal çıkıntı boyunca masseter kasının büyük bir bölümüne orjin oluşturur. Buna ek olarak, temporal fasya zigomatik ark boyunca ve temporal çıkıntının posterolateral kenarına yapışır. Zigoma ayrıca temporal ve zigomatik kaslar için ataşman sağlar. Güçlü

infraorbital ve lateral orbital kenarlar, orbital içeriğe koruma sağlar (Fonseca, Barber et al. 2013).



**Şekil-4:** Zigomatik kemik anatomisi

#### 4.4.4.2. Zigomatik İmplant Endikasyonları

Aşırı maksiller atrofi vakalarında uygulanan tedavi yaklaşımıdır. Çekim, travma, enfeksiyon, maksiller sinüs pnömatizasyonu 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 kaldırebilmektedir.

Zİ'ler tümörler nedeniyle maksillektomi uygulanan hastalarda, konvansiyonel obturatörlerin retansiyonunu arttırarak, yaşam kalitesini arttırmak amacıyla kullanılmıştır (Gómez, González et al. 2008, Fernández, Gómez-Delgado et al. 2014). Atrofik maksillada Zİ'ler ilk olarak 1988 yılında Branemark tarafından uygulanmış olup, tekniğin geliştirilmesiyle başarılı sonuçları rapor edilmiştir (Corvello, Montagner et al. 2011, de Araújo Nobre, Maló et al. 2015).

Kemik hacmini yükseltmek için uygulanan Le Fort I osteotomisi, 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 pnömotize 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 implant endikasyonları tümör rezeksiyonlarını takiben meydana gelen maksiller defektlerin onarımı ve aşırı atrofik parsiyel ya da total maksiller dişsizlik durumları olarak tanımlanmıştır (TAMURA, SASAKI et al. 2000). Sistemik bir hastalık nedeniyle posterior maksilla bölgesi aşırı rezorbe olmuş vakalar da zigomatik implantlarla tedavi edilebilir (Pham, Abarca et al. 2004, Bowden, Flood et al. 2006).

Başlangıçta bu tedavi tümör rezeksiyonu, konjenital defektlerin tedavisi ve travma hastalarında, maksillektomi uygulanan hastalarda kullanılmak üzere dizayn edilmiştir (Weischer, Schettler et al. 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 and Aparicio 2012).

Atrofik maksillada mevcut kemik varlığına göre tedavi protokolleri oluşturulmaktadır. Tedavi planlamasında anterior ve posteriordaki kemik miktarının

değerlendirilmesi yapılmalıdır. Bilgisayarlı tomografi (BT) ile maksiller ve zigomatik kemik miktarı üç boyutlu olarak, maksiller sinüs ve bölgedeki diğer patolojilerin varlığıyla birlikte değerlendirilmelidir (Aparicio and Aparicio 2012).

Bedrossian ve ark. maksillayı üç bölüme ayırmışlardır (Bedrossian 2010):

- Bölge 1, premaksilla
- Bölge 2, premolarlar
- Bölge 3, molarlar.

Bedrossian tarafından maksillanın farklı bölgelerindeki kemik varlığına göre tedavi öneriler:

- Bölge 1, 2 ve 3'te kemik varlığında konvansiyonel dental implantların aksiyal yerleşimi,
- Bölge 1 ve 2'de kemik varlığında 4 veya 6 konvansiyonel implantın, en distal olanlarının açılı yerleşimi,
- Sadece bölge 1'de kemik varlığında 2 veya 4 konvansiyonel implantın aksiyel olarak anterior maksillaya ve iki tarafada premolar/molar bölgesine birer tane olmak üzere Zİ yerleşimi,
- Üç bölgede de kemik izlenmemesi durumunda iki tarafa da ikişer tane olmak üzere, 4 adet Zİ yerleşimi ile rehabilitasyon sağlanır.

Bölge 1'de kemik varlığında, bölge 2 ve 3'te tek taraflı kemik eksikliğinde, kemik izlenmeyen bölgeye Zİ diğer bölgelere aksiyal veya açılı konvansiyonel implant veya tam tersi bölge 2 ve 3'te kemik izlenmesi bölge 1'de izlenmemesi durumunda premaksilla bölgesine Zİ premolar ve molarlar bölgesine konvansiyonel implant yerleşimi ile rehabilitasyon gerçekleştirilebilir. Parsiyel dişsiz hastalarda kemik izlenmeyen bölgelerde Zİ kullanımı için daha fazla klinik araştırma gerekmektedir (Bedrossian 2010).



#### 4.4.4.3 Zigoma İmplantlarının Kontrendikasyonları

Konvansiyonel implant ve sinüs lift prosedüründeki kontrendikasyonlar geçerlidir. Sinüs lokal infeksiyonu, Cadwell-Luc operasyonu geçirmiş olmak, Underwood's septa (Velásquez-Plata, Hovey et al. 2002), aşırı sinüs taban kıvrımının bulunması, dar sinüsler, maksilla ve zigoma patolojisi olan vakalarda, mandibular hipomobilitesi bulunan vakalarda, bisfosfonat kullanımı, parafonksiyonel alışkanlığı olanlar, oral hijyeni kötü olan vakalar, aşırı sigara kullanımı, kontrol altında olmayan diabet ve metabolik hastalıklarda kontrendikedir (Aparicio and Aparicio 2012).

Ayrıca maksiller sinus drenaj problemleri nedeniyle lokal enfeksiyonlarda ve ostium tıkanmasına yol açarak sinüzitle sonuçlanabilecek olan üst solunum yolu enfeksiyonlarında, implantların geçtiği bölgelerdeki sinüs mukozasında titanyum materyali enfeksiyon riskini artıran enflamatuvar değişiklikler oluşturabilmektedir. Bu tip durumlarda enfeksiyon giderilmeden zigoma implantı uygulaması kontrendikedir (Petruson 2004).

#### 4.4.4.4. Zigomatik İmplant Cerrahi Teknikleri

Branemark ilk olarak 1998 yılında Zİ'nin koronalde alveolar veya palatinal kemikten destek alarak, sinüs içerisinden zigomatik kemiğe yerleştiği **intrasinüs** tekniğini tanımlamıştır (Wood 2002).

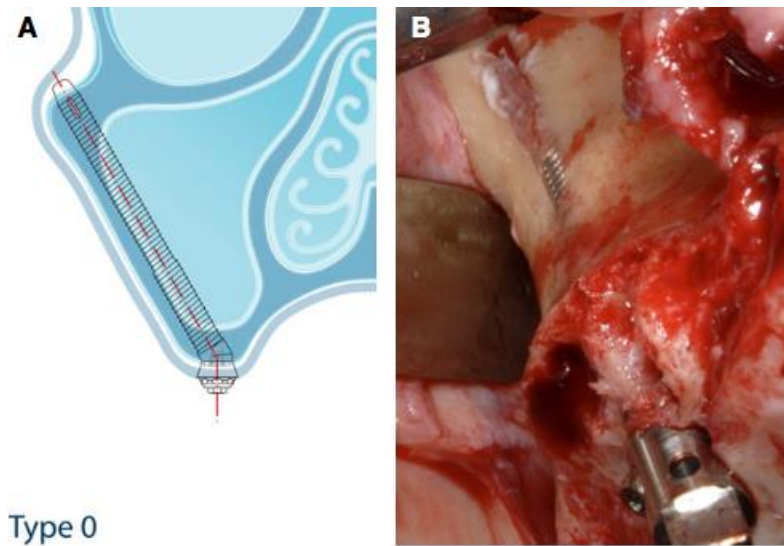
Bu tekniğin uygulanmasını takiben yeni protokoller çeşitli araştırmacılar tarafından geliştirilmiştir. Stella ve Warner tarafından **Stella** veya **sinus slot** tekniği olarak tanımlanan teknik, implantın sinüs içerisinden ilerlemesiyle orjinal olan Branemark tekniğine benzemektedir, farklı olarak implant oryantasyonu geliştirilerek palatal kantilaver mesafesi azaltılmış, sinüs penceresi kaldırılarak yerine dar ve uzun yuva (slot) açılarak implant aksının ilerliyişine referans olacak boyuta indirgenmiştir (Stella and Warner 2000).

Migliorança ve ark. tarafından **ekstrasinüs** tekniği tanımlanmıştır (Migliorança, Coppedê et al. 2011). Maksiller sinüsün bukkal konkavitesinin belirgin olduğu hastalarda orjinal teknik olan intrasinüs yönteminin uygulanması, implant başının çok palatinalde

lokalisasyonu ve buna bağılı protezin damak kısmının büyük olmasıyla fonasyon ve ağız hijyeninin sağlanmasında sorunlar oluşturabilmektedir. İmplant gövdesi sinüs dışından zigomatik kemiğe ilerleyerek Branemark ve Stella tekniğine oranla sinüs patolojisi riskini azaltıp, implant başının alveolar kret tepesine daha yakın yerleşimiyle protetik olarak avantajlar sağlamıştır. Malo ve ark. tarafından tanımlanan **ekstramaksiller** teknikte sadece zigoma ankrajıyla proteze destek sağlanmaktadır. Protez boyutu en küçük bu tekniktir ve buna bağılı fonetik problemlerde, protez rezistansında, ağız hijyeni idamesi problemlerinde azalmalar gözlenirken, maksiller retansiyonun olmaması, protetik desteği de azaltmaktadır (Maló, de Araujo Nobre et al. 2008).

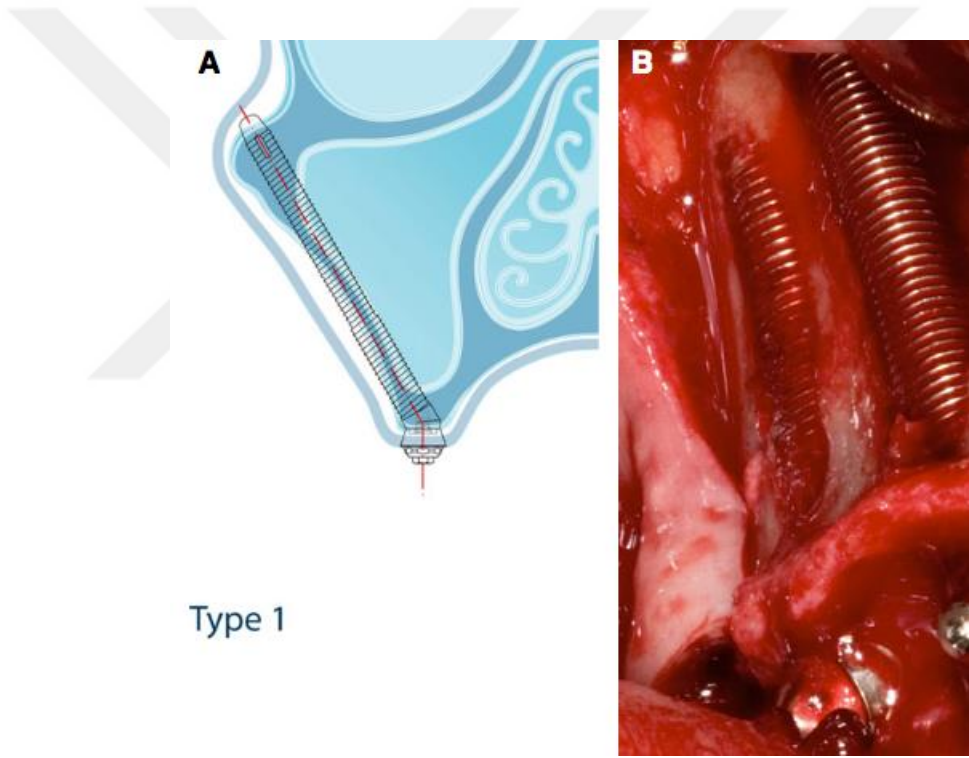
Aparicio ve ark. yeni bir teknik tanımlamamakla birlikte yeni bir sınıflama konsepti olan zigomatik anatomi-rehberli yaklaşımı (zygomatic anatomy-guided approach-ZAGA) tanımlayarak, kişiler arası anatomik farklılıklara odaklanmıştır. 2005 ve 2010 arasında Zİ uygulanan 177 hastanın 100'ünden (200 bölge) alınan postoperatif BT ve intraoperatif fotoğraflar farklı bir gözlemci tarafından değerlendirilip, özellikle lateral maksiller sinüs duvarı morfolojisi, çene kemiği, zigomatik butres ve implant gövdesinin ilerleyişi incelenerek 5 temel iskeletsel form belirlenmiştir (Aparicio and Aparicio 2012).

**Tip 0:** Anterior maksiller duvar düzdür. İlk osteotomi rezidüel çene kemiğindedir ve implant gövdesi zigomatik kemiğe sinüs içerisinden (intrasinüs) ilerler



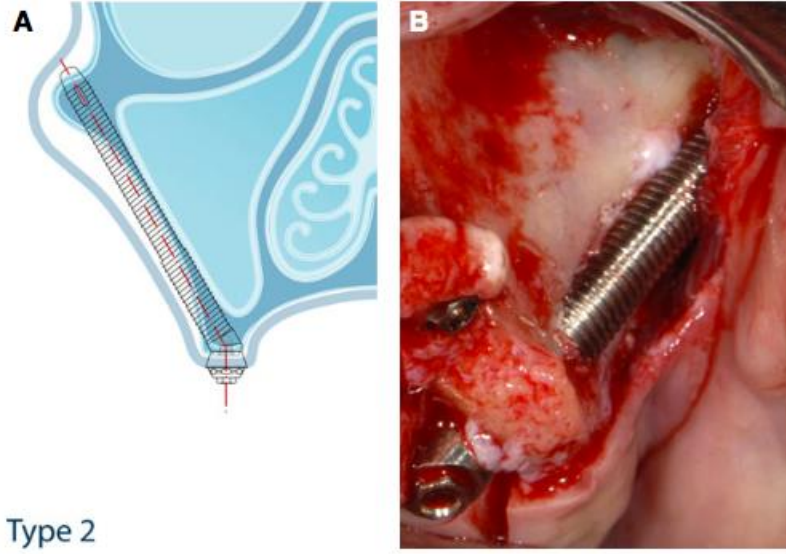
**Şekil-5 (a)** Tip 0 şematik görünüm **(b)** ağız içi görünümü

**Tip 1:** Anterior maksiller duvar hafif konkavdır. İlk osteotomi rezidüel çene kemiğindedir. İmplant başının protetik olarak doğru konumlandırılması amacıyla implant osteotomisi lateral maksiller duvarı perfore eder. İmplant gövdesinin büyük bir kısmı sinüs içerisindedir.



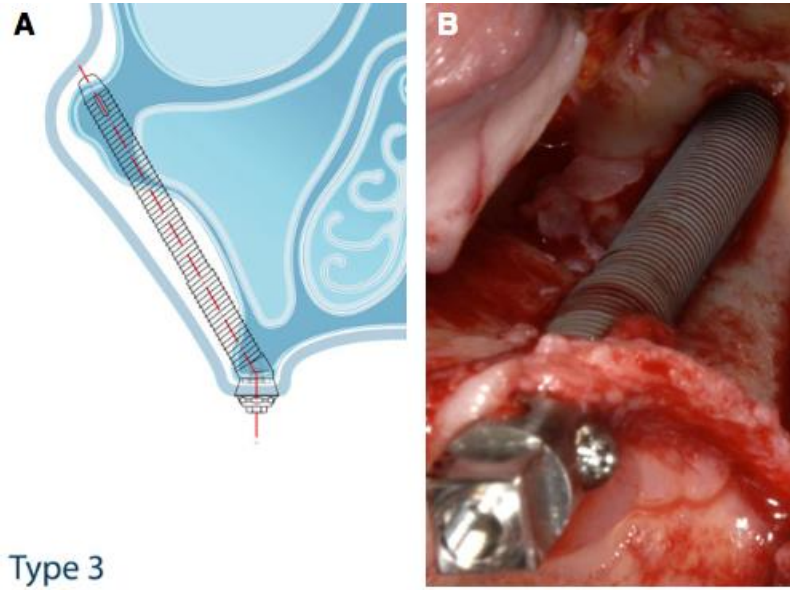
**Şekil-6 (a)** Tip 1 şematik görünüm **(b)** ağız içi görünümü

**Tip 2:** Anterior maksiller duvar daha konkavdır. İlk osteotomi rezidüel alveolar krettedir. İmplant başının protetik olarak doğru konumlandırılması amacıyla implant osteotomisi lateral maksiller duvarı perfore eder. İmplant gövdesinin büyük bir kısmı sinüs dışıdır (ekstrasinüs) fakat implantla maksilla arasında boşluk izlenmez



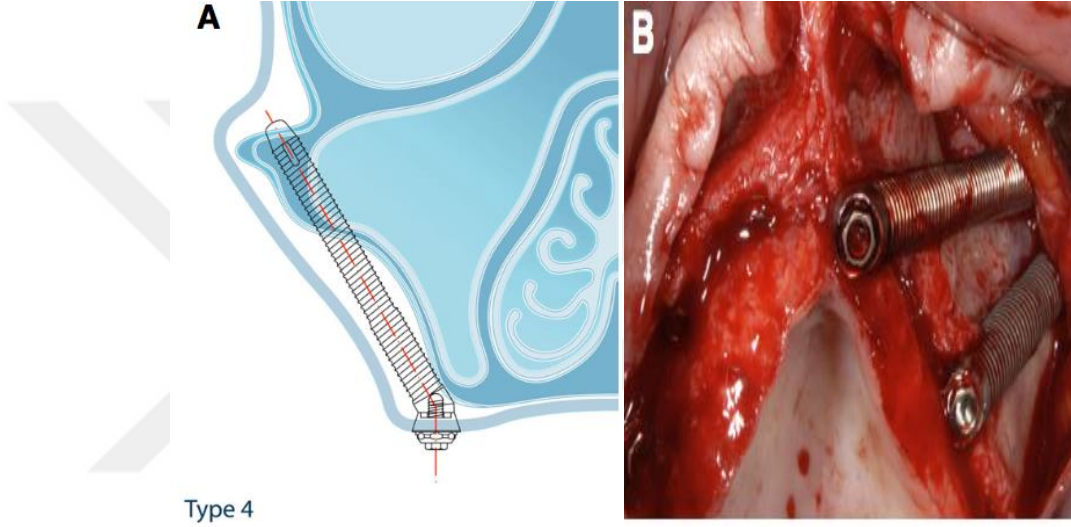
**Şekil-7 (a)** Tip 2 şematik görünüm **(b)** ağız içi görünümü

**Tip 3:** Anterior maksiller duvar çok konkavdır. Osteotomi palatinalinden başlayarak, bukkalden çıkar ve ilerleyerek zigomaya ulaşır. İmplant gövdesinin orta kısmının anterior maksiller duvarla teması yoktur, arada boşluk mevcuttur.



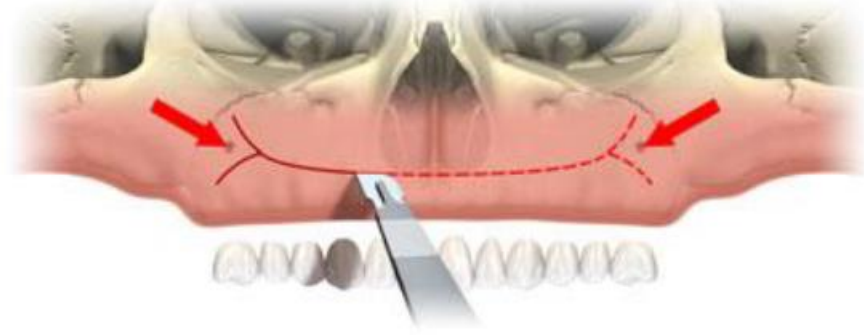
**Şekil-8 (a)** Tip 3 şematik görünüm **(b)** ağız içi görünümü

**Tip 4:** Aşırı atrofik maksilla horizontal ve vertikal rezorpsiyon gösterir. İmplant başı, çok ince alveolar kret ve palatinal bölgeyi perforate etmeden maksillanın dışında ideal konuma yerleştirilir. Sadece zigomatik kemikten ankraj alınır.



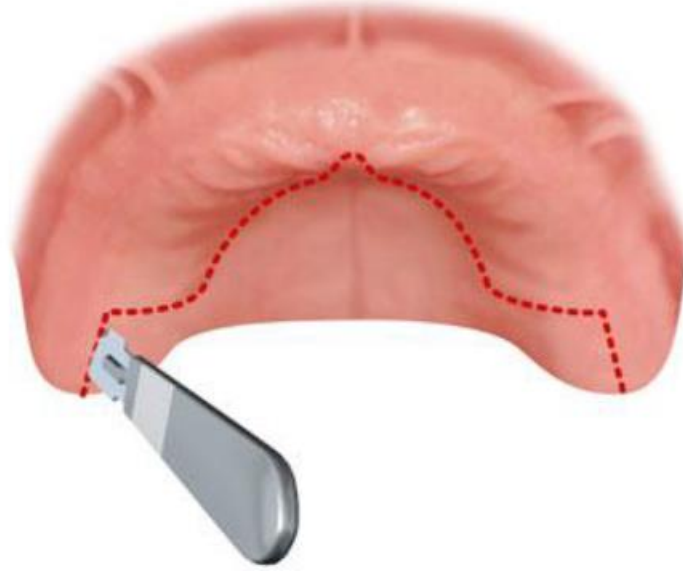
**Şekil-9 (a)** Tip 4 şematik görünüm **(b)** ağız içi görünümü

Cerrahi teknikte, farklı insizyon şekilleri kullanılabilir. Cerrahi prosedür genellikle genel anestezi altında uygulanmaktadır. Le Fort 1 insizyonu standart insizyon yöntemidir fakat bu insizyona ek olarak alternatif insizyon uygulanabilir. Le Fort 1 insizyon tekniğini kullanma amacı geniş yara alanı ve periost elde edilerek implantın iyileşme sırasında açılma riskini en aza indirmektir. İntrazigomatik kret bölgesi boyunca insizyon yapılır ve insizyon aşağı yönde devam eder. Bu maksilla ve zigomatik kemiğin görüşünü kolaylaştırır ve parotis bezi kanalını korur (Şekil-10).



**Şekil-10:** Standart Le Fort 1 insizyonu

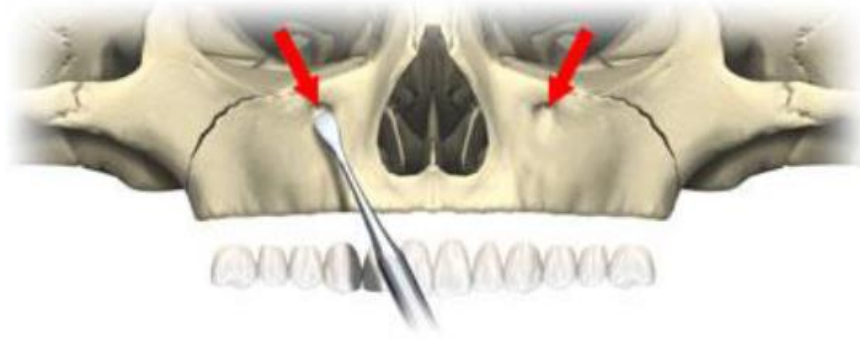
İnsizyon kret tepesinden ya da 10 mm palatalinalde olacak şekilde alternatif insizyon yapılabilir ve periost zigomaya kadar kaldırılır (Şekil-11).



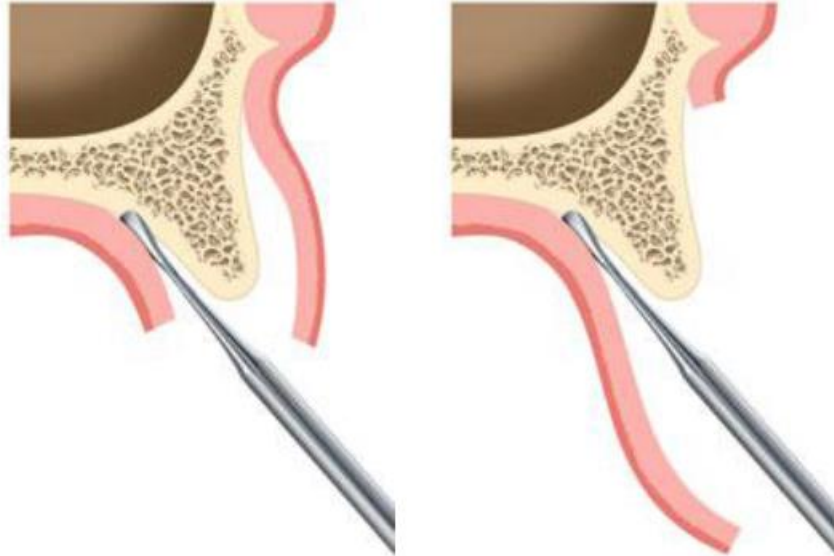
**Şekil-11:** Alternatif insizyon şekli

Bu maksillanın lateral yüzünün görülmesini sağlar ve yüklemeye önce bölgenin anatomik oryantasyonuyla, infraorbital foramenin yerinin belirlenmesini sağlar (Şekil-12, Şekil-13 ). Palatinal bölge dahil bütün alveoler kret açığa çıkarılır





**Şekil-12:** İnfraorbital sinirin açığa çıkarılması

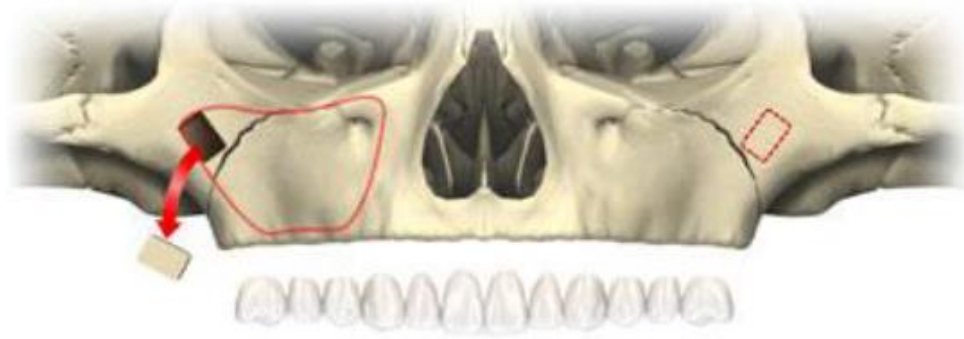


**Şekil-13:** Palatinal mukozanın kaldırılması

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-14 ). Lateral sinüs duvarında intrazigomatik krete yakın 5 ila 10 mm arasında bir pencere açılır (Şekil-15 ).



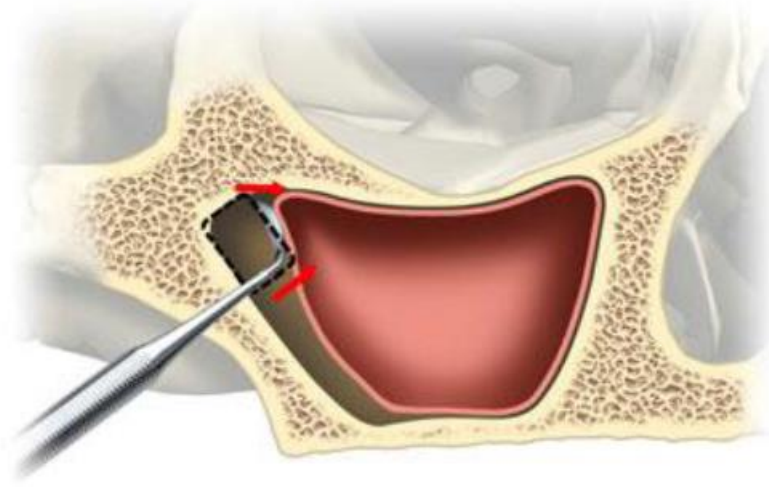
**Şekil-14:** Zigomatik çukurun açığa çıkarılması



**Şekil-15:** Sinüs lateral duvarının kaldırılması

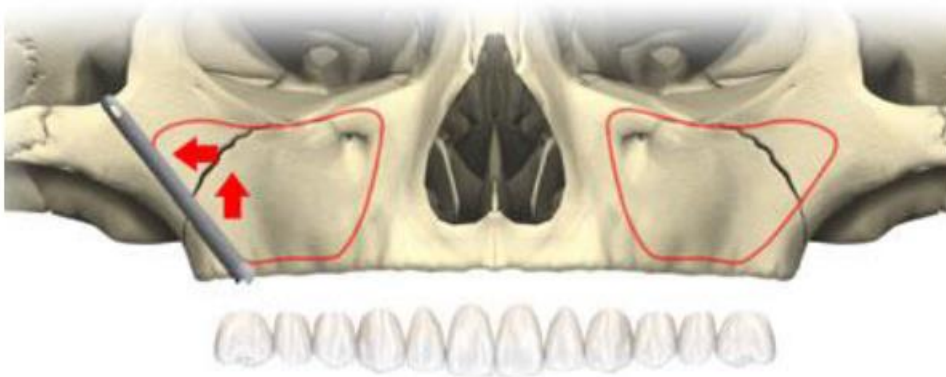


İdeal olarak, bu işlem boyunca sinüs mukozası devamlılığı korunmalıdır. Sinüs mukozası implantın geçeceği bölgede sinüs tabanından tavanına kadar kaldırılmalıdır (Şekil-16 ).



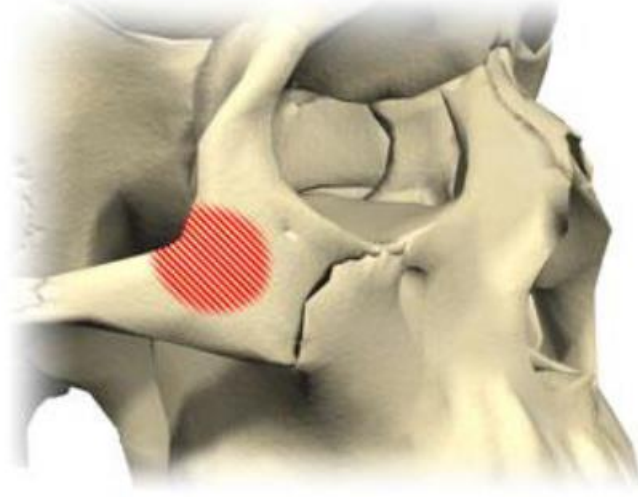
**Şekil-16:** Sinüs membranının kaldırılması

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-17 ).



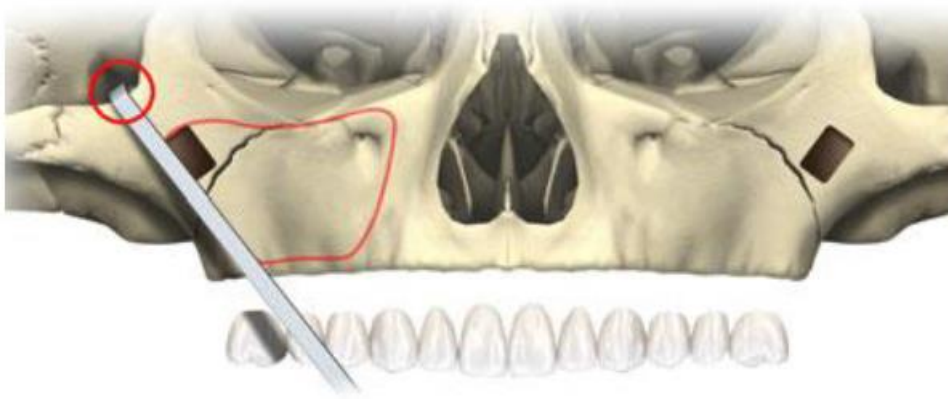
**Şekil-17:** Zigoma implantının yerleşeceği alan

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 -18).



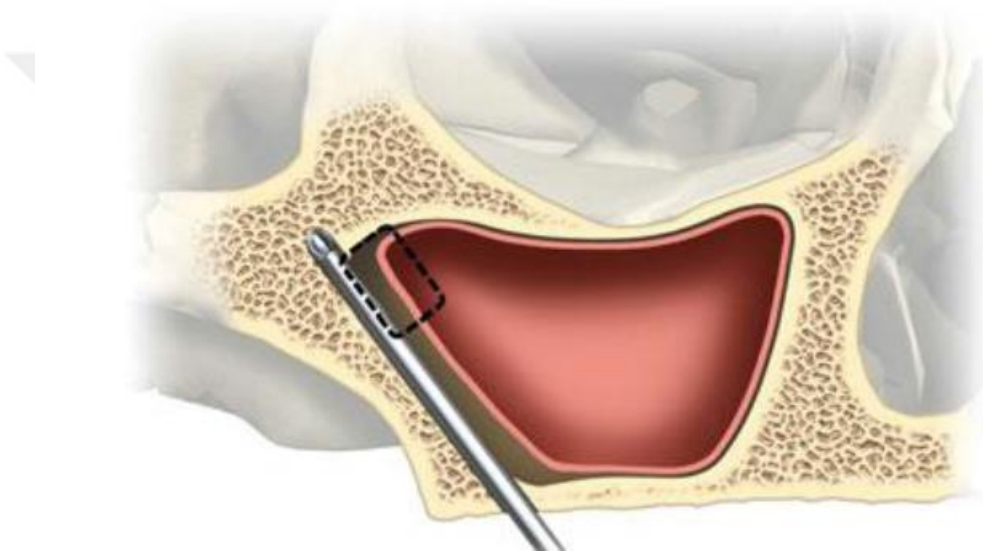
**Şekil-18:** Zigoma implantının apeksinin yerleşeceği bölge

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-19).



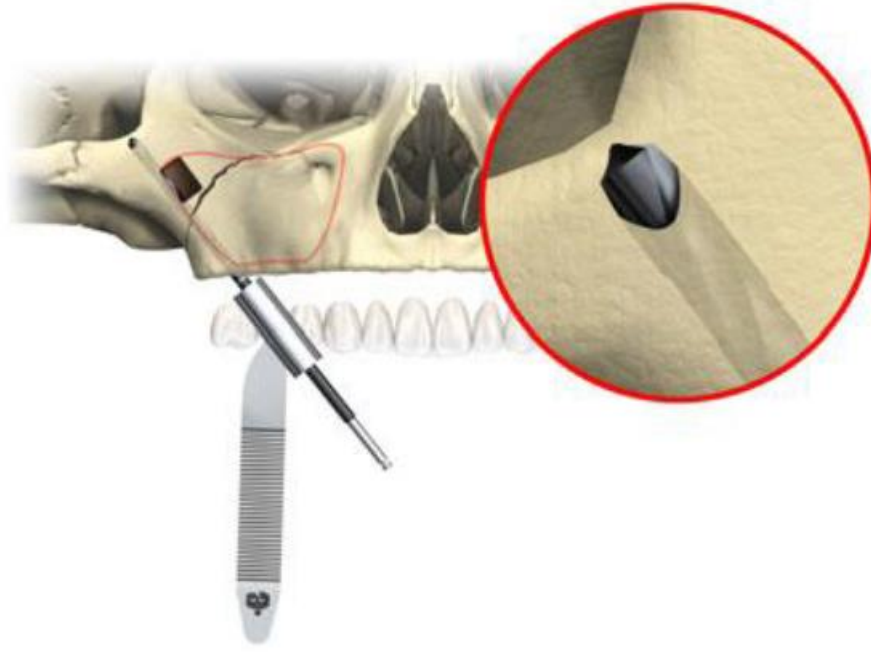
**Şekil-19:** Zigomatik çukura ekartör yerleştirilmesi

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.

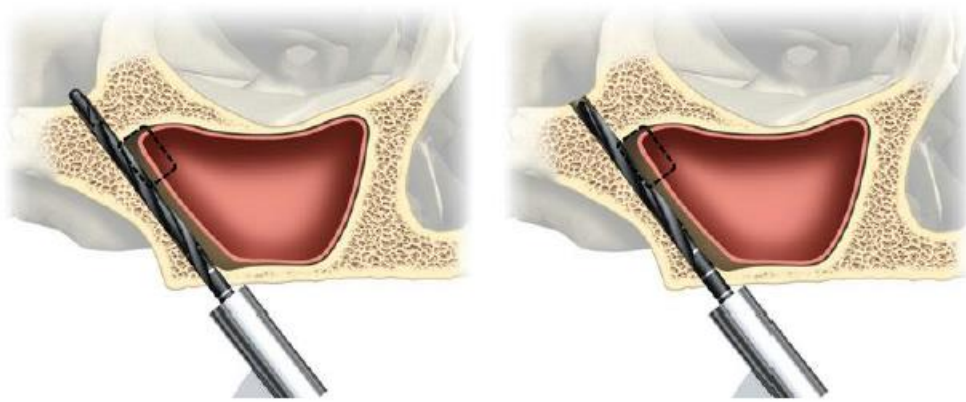


**Şekil-20:** Zigoma implantının pilot drilinin zigomatik kemikte yerleşimi

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-21). 3.5 mm çapındaki pilot dril kullanılarak açılan kavite genişletilir.

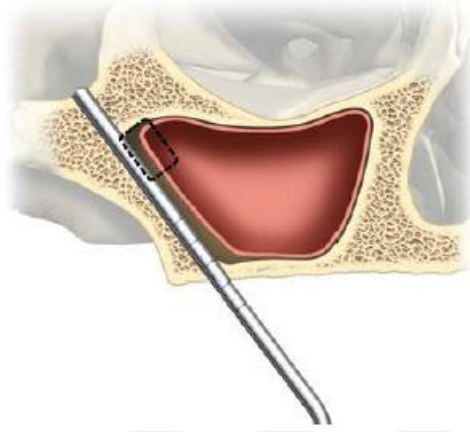


**Şekil-21:** Zigomatik implant drilinin zigoma kemiğini delmesi



**Şekil-22:** Zigomatik implant drillerinin kullanılması

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.

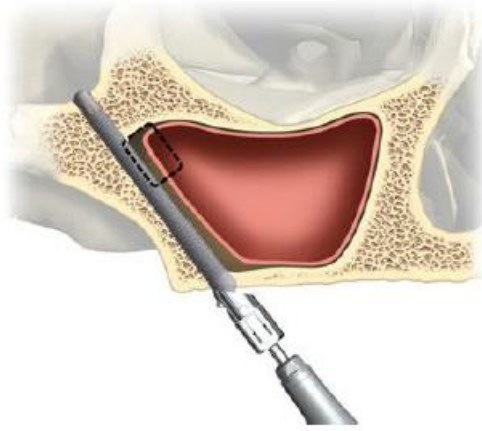


**Şekil-23:** Derinlik ölçerle implant boyunun belirlenmesi

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

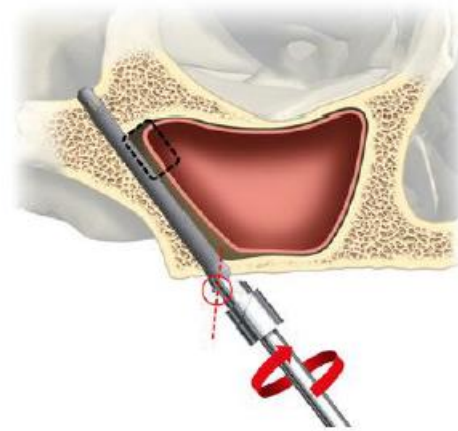
- i.** İmplantın sinüs boyunca doğru yönde ilerlediğinden emin olunmalıdır.
- ii.** Eğer implant final yerleşme pozisyonuna ulaşmadan önce 45 N/cm<sup>2</sup> sıkışma kuvvetiyle yerleşirse, bu durum twist drill ile tam derinlikte kaviteye girilmediğini gösterir. Böyle durumlarda, implant yerinden çıkarılmalı 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-24).



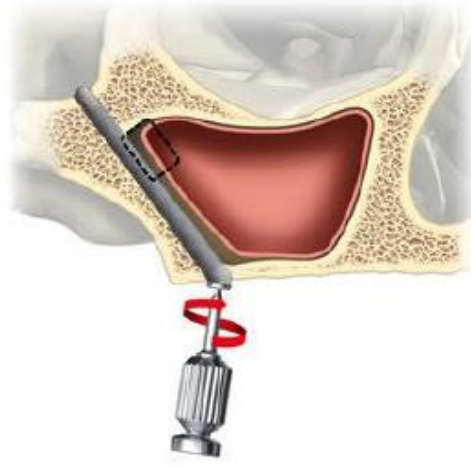
**Şekil-24:** Zigoma implantının yerleştirilmesi

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 abutmentin alacağı pozisyonu belirler. İmplant anahtarı kullanılarak taşıma parçası implanttan ayrılır.



**Şekil-25:** Zigoma implantının başının geleceği pozisyonun belirlenmesi





**Şekil-26:** Zigoma implantının taşıma parçasının çıkarılması

#### **4.4.4.5. Zigomatik İmplant Komplikeasyonları**

Literatürde Zİ cerrahisiyle ilgili rapor edilen komplikeasyonlar (Chrcanovic, Albrektsson et al. 2016) ;

- Sinüzit ve maksiller sinüs enfeksiyonları
- İntraoral yumuşak doku enfeksiyonları
- Zİ'nin devam eden ağrıya veya tekrarlayan sinüzite bağlı çıkartılması
- Oroantral fistül oluşumu
- Fasiyal veya peri-orbital hematoma oluşumu
- Gingival hiperplazi
- Orbital kavite penetrasyonu
- Duyu sinirlerinin parestezisi
- Malar bölgede subkutan amfizem oluşumu
- 1-3 gün orta dereceli burun kanaması olarak rapor edilmiştir.

Chrcanovic ve ark. sistematik derlemelerinde 127 vakada sinüzit (toplam 3707 Zİ), 67 vakada gingival enfeksiyon (toplam 2190 Zİ), 28 parestezi vakası ve 25 oroantral fistül bildirmektedir. Yüzdesel olarak; maksiller sinüzit %2,4, implant çevresindeki yumuşak doku enfeksiyonu %2,0, infraorbital ve zigomatikofasiyal sinir parestezisi %1,0 ve oroantral fistül oluşumu %0,4 olarak rapor edildi (Chrcanovic, Albrektsson et al. 2016).

Sinüzit ve maksiller sinüs enfeksiyonları Zİ cerrahisinde en sık karşılaşılan komplikasyon olarak birçok çalışmada rapor edilmiştir (Chow, Hui et al. 2006, Migliorança, Ilg et al. 2006, Bedrossian 2010, Davo, Pons et al. 2010, Sartori, Padovan et al. 2012, Aparicio, Manresa et al. 2014). Sinüzit gelişme nedenleri, cerrahi sonrasındaki debrisin maksiller ostiumu tıkaması (Bedrossian 2010), sinus membranı perforasyonu ile ağızdan sinüse bakteri geçişi (Stiévenart and Malevez 2010) , çene kemiği seviyesinde osseointegrasyon olmaması ve Zİ gövdesinin uzunluğu nedeniyle fonksiyon esnasında horizontal yöndeki harekete bağlı sinüs içerisine doğru oluşan pompalama hareketi ve oroantral ilişki olarak belirtilmektedir (Becktor, Isaksson et al. 2005). Sinüzit değerlendirmesi yapılırken, radyografik bulgu olarak opere edilen sinüsün kanla dolması nedeniyle radyopak gözükmemesi (Timmenga, Raghoobar et al. 2003) ve implant gövdesinin sinüs içerisindeki kısmı çevresinde sinüs membranındaki kalınlaşma, klinik bulgular eşlik etmiyorsa normal kabul edilmektedir (Petruson 2004, Davó, Malevez et al. 2008). Hastaların subjektif bulguları, anterior maksiller duvar bölgesinde basınç hissi ve nazal akıntı şeklinde olmaktadır. Aparicio ve ark. cerrahi sonrası geç dönemde akut sinüzitle karşılaştığını ve oral antibiyotik kullanımıyla daha ileri komplikasyonlar yaşanmadan tedavi edildiğini bildirmiştir. Sinüs enfeksiyonlarının çoğunun çift taraflı Zİ yerleşimi olan hastalarda tek taraflı izlenmesi, implant gövdesinin sinüs içerisinde yabancı cisim reaksiyonu oluşturduğu görüşünü desteklememektedir (Aparicio, Manresa et al. 2014). Petruson ve ark. Zİ yerleştirilmesinden 12 ay sonra endoskopik olarak incelediği 14 maksiller sinüs bölgesinde implant çevresindeki mukozada enflamasyon ve enfeksiyon gözlenmediğini belirtmiştir (Petruson 2004). Zhong ve ark. 8 köpekte bilateral olarak maksiller molar bölgeye yerleştirdikleri 16 implantı sinüs boşluğuna 0 mm, 1mm, 2mm, 3mm penetre olacak şekilde rastgele 4 gruba ayırdıkları ve 5 ay sonunda aldıkları



blok biyopsilerin radyografik ve histolojik analizini yaptıkları deneysel çalışmalarında; implant apekslerinin 1 mm ve 2 mm grubunda parsiyel olarak kemik ve yeni oluşmuş sinüs membranıyla tamamen kaplı olduğunu, 3 mm grubunda membran ve kemik oluşumu izlenmediğini, bütün gruplarda implant stabilitesi, kemik-implant teması ve yivler arasındaki kemik alanları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark izlenmediğini, sonuç olarak köpeklerde maksiller sinüse membran bütünlüğü bozularak implant penetrasyonunun sinüs sağlığı ve implant osseoentegrasyonunu bozmadığını rapor etmiştir (Zhong, Chen et al. 2013). Ostiumun enflamasyona bağlı olarak tıkanıdığı ve medikal olarak kontrol altına alınamayan durumlarda, fonksiyonel endoskopik sinus cerrahisi ile ostiumun açılarak, sinüs havalanmasının sağlanması önerilmektedir (Peterson 2004).

Zİ cerrahisi ve oroantral fistül ilişkisi literatürde birçok çalışmada rapor edilmiş (Vrielinck, Politis et al. 2003, Becktor, Isaksson et al. 2005, Kahnberg, Henry et al. 2007, de Moraes 2008, Davo, Pons et al. 2010), implant başıyla ince alveolar kret arasındaki zayıf bağlantı nedeniyle maksiller sinüs ve ağız boşluğu arasında yol oluşumu ile geliştiği bildirilmiştir (Aparicio and Aparicio 2012). İmplantın yerleştirilmesi sırasında ince alveolar kretin kırılmasını önlemeye dikkat edilmelidir (Aparicio, Manresa et al. 2014). Operasyon esnasında oluşan oroantral ilişkinin oroantral fistüle dönüşebileceği veya oroantral fistül geliştiğinde bukkal yağ dokusu ile bölgenin kapatılması önerilmektedir. Penarrocha ve ark. protetik yüklemeyi takiben 3 sene boyunca devamlı izlenen oroantral fistülün bilateral Zİ kaybıyla sonuçlandığı vakalarında, implantların çıkarılmasını takiben bölgenin bukkal yağ dokusu ile kapatıldığı ve 6 aylık takipte rekürrens izlenmediğini rapor etmiştir (Peñarrocha-Oltra, Alonso-González et al. 2015). 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 ekstrasinüs zigoma implant uygulamasının ardından 1 hastada maksiller sinüzit gözlenmiştir (Aparicio, Ouazzani et al. 2010). Yine, Malo 29 hastada 67 ekstramaksiller

implant uygulaması gerçekleştirmiş 2 yıl sonra 4 hastada postoperatif sinüzit gözlemiştir (Maló, de Araujo Nobre et al. 2008).

Malar bölgedeki yumuşak dokuların sıyrılması ve işlem esnasındaki ekartasyonla zigomatikofasiyal ve infraorbital sinir hasarına bağlı geçici veya kalıcı duyu kaybı gelişebilmektedir. Bedrossian 4 vaka içeren bir çalışmada, bütün vakalarda geçici bir parestezi gözleendiği ve postoperatif 7. haftada parestезinin kaybolduğunu belirtmiştir (Bedrossian 2011). Kahnberg ve ark. 76 hastada 145 Zİ'nin değerlendirildiği çalışmada, 3 yıllık takipte 1 hastada tek taraflı kalıcı infraorbital sinir parestезisi rapor etmiştir (Kahnberg, Henry et al. 2007).

Zigoma bölgesinin orbitayla yakın komşuluğundan, orbital kavite penetrasyonu çalışmalarda potansiyel risk faktörü olarak belirtilmiştir (Duarte, Filho et al. 2007, Davó and Pons 2015). Duarte ve ark. 12 hastada dörtlü (quad) Zİ yerleştirdikleri çalışmalarında 2 bölgede (Duarte, Filho et al. 2007), Davó ve ark. 17 vakanın 1'inde orbital kavite penetrasyonu olduğunu ancak kalıcı oküler hasar izlenmediğini rapor etmiştir (Davó and Pons 2015). Krauthammer ve ark. Zİ'nin oküler penetrasyonu sonucu lateral kantustan kan gelmesi ile getirilen hastanın klinik muayenesinde gözün abdüksiyon hareketlerinde kısıtlanma ve diplopi, bilgisayarlı tomografisinde ise lateral rectus ve inferior oblik kas bağlantılarının implantla ilişkide olduğunu gözlemiş ve implantın çıkartılarak daha sonra ikinci bir oküler operasyona rağmen, uzun dönemde göz hareketlerinde ilerleme kaydedilmediğini belirtmiştir (Krauthammer, Shuster et al. 2017).

Literatürde maksiller sinüsün intraoperatif membran perforasyonuna bağlı hava yoluyla mantar inokülasyonu sonucu gelişen aspergilloz enfeksiyonu ve intraserebral penetrasyon gibi atipik komplikasyonlar rapor edilmiştir (Reychler and Olszewski 2010, Sato, Sawazaki et al. 2010). Sato ve ark. Zİ yerleştirilmesini takiben 12 ay sonra sinüzit semptomlarıyla gelen hastadan aldıkları BT' de Zİ osseoentegrasyonunun kaybedildiği ve sinüste radyopak bir kütle izledikleri vakada; implantın çıkartıldığını, histopatolojik inceleme sonucunun aspergilloz geldiğini ve 12 aylık takipte rekürens izlenmediğini rapor etmiştir (Sato, Sawazaki et al. 2010). Reychler ve ark. Zİ yerleştirildikten hemen sonra devamlı baş ağrıları başlayan hastanın nöroloğa baş vurmaı sonucu alınan

manyetik rezonans görüntülemesinde, implantın intraserebral penetrasyonu izlenmiş olup hastanın depresyona girerek tedavileri reddettiği ve sonuç olarak, zigomatik ve pterigoid implant yerleşimini takiben postoperatif BT görüntülemenin yapılması ve nörolojik bulguların hemen incelenmesi gerektiği rapor edilmiştir (Reychler and Olszewski 2010).

#### **4.4.4.6 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. Spongioz 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, Isaksson et al. 2005).

## 4.5. Kuvvet Analizleri

### 4.5.1. Temel Mekanik Kavramlar

Biyomekanik, organ ve dokuların maruz kaldıkları kuvvetler karşısındaki davranışlarını inceleyen bilim dalıdır. Protetik ve restoratif materyaller farklı kimyasal, termal ve mekanik etkenlere maruz kalırlar. Bu değişiklikler materyalde deformasyona sebep olurlar. Bir materyalin mekanik özellikleri bu materyalin farklı etkenlere nasıl cevap verdiğini belirler (Sakaguchi and Powers 2012).

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.

**Kuvvet**; cisimlerin hareket yönlerini, hızını, durumlarını veya şekillerini değiştiren etki olarak adlandırılır. Vektörel bir nicelik olup yönü, süresi, büyüklüğü, tipi vardır. Diğer cisimler tarafından yapılan etkiye dış kuvvet, cismin çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki kuvvetlerine ise iç kuvvet denir. Formülde "Kuvvet (F) = kütle (m) x ivme (a)" olarak ifade edilir. Birimi Newton (N) veya kilogram kuvvet (kgf) olup, 1 kgf 9.8 N 'dur (Ulm, Solar et al. 1992). Dışın üzerine gelen kuvvetin süresi, tipi, yönü, büyüklüğü ve

şiddeti implant uygulamalarında önem arzeder. Yine, protetik restorasyonların oklüzal morfolojisi de implant ve destek dokulara iletilen kuvvetin türüne etki gösterir (Bidez and Misch 2005).

Bir yapı herhangi bir açı yada 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. 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 (Sakaguchi and Powers 2012).

Çekme kuvveti altında yapıdaki moleküller birbirinden uzaklaşıp dağılmaya karşı, basma kuvveti altındaysa moleküller birbirlerine çok yaklaşıp 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 (Sakaguchi and Powers 2012).

Diğer 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 and Misch 2005).

**Gerilme (stres);** dışarıdan uygulanan kuvvetlere karşı cismin birim alanında oluşan tepkidir. Cismin içindeki gerilme, birim yüzeydeki kuvvet olarak bilinmektedir. Formülde "Gerilme= Kuvvet / Alan" olarak ifade edilir. Birimi Paskaldır ( $P = N/m^2$  veya  $kg/cm^2$ ). Diş hekimliğinde boyutların küçük olması nedeniyle genellikle Megapaskal

(MPa) kullanılmaktadır. Cismin üzerine etki eden kuvvetler üç farklı tipte gerilim ortaya çıkarabilmektedir.

1. Çekme gerilmesi (tensile stress), malzemeyi kuvvet yönünde uzatacak şekilde, yüzey alanına dik yönde kuvvet uygulanmasıyla ortaya çıkmaktadır.
2. Basma gerilmesi (compressive stress) yaratmak için yine yüzey alanına dik yönde, malzemeyi sıkıştıracak şekilde kuvvet uygulanması gerekmektedir.
3. Makaslama gerilmesi ise (shear stress), malzemenin iki zıt yüzeyinin birbirine paralel ve ters yönde kaymalarını sağlayacak şekilde kuvvet uygulanmasıyla ortaya çıkmaktadır.

Cisme kuvvet uygulandığında gerilme tipleri izole izlenmemekte, üç temel gerilmenin bir arada bulunduğu birleşik gerilme durumu meydana gelmektedir (Cox, Kohn et al. 2003, Jafari, Shetty et al. 2003).

**Gerinim (strain);** cisme kuvvet uygulandığı zaman birim boyutta oluşan şekil değişimini ifade eder. Cisimler kuvvet altında elastik, plastik veya ikisinin birlikte izlendiği şekil değişimine uğrar. Elastik gerinimde, kuvvet ortadan kalktığı zaman cisim orijinal haline döner. Plastik gerinimde, uygulanan kuvvet cismin dayanabileceği gerilme kuvvetinden fazla ise, cisimde kırılma veya kopma meydana gelir. Gerinim değeri genellikle % ile ifade edilir. Denklemi "Gerinim = boyuttaki değişim / orijinal boyut" olarak ifade edilir. Gerilim, yönü ve büyüklüğü olan vektörel bir kuvvet iken, gerinim kuvvet değil, skaler bir büyüklüktür (Baran 1988, Bohluli, Motamedi et al. 2010).

**Hooke Kanunu;** Bir maddenin şekil değişiminin, bu şekil değişikliğine sebep olan kuvvet miktarı ile doğru orantılı olduğunu kabul eden kanundur. ( $F=-kx$ ) Cisme uygulanan kuvvet ile cisimde oluşan değişim miktarı arasındaki ilişkiyi gösteren bir grafik çizildiğinde bunun bir doğru orantı grafiği olduğu görülür. Bu grafikteki eğim kuvvet sabitini (k) verir ve cismin sertliğini gösterir. Yüksek olması rijiditeyi düşük olması elastisiteyi tanımlar (Rho, Ashman et al. 1993).

**Elastik Modül (Young modülü);** cisimlerin moleküller arası çekim kuvvetinin, üzerine yük uygulandığı zaman, birim uzamaya gösterdiği iç dirençtir, Sadece bir yönde etki eden gerilme durumunda birim şekil değiştirmeye gösterdiği direncin bir ölçüsüdür ve her malzeme için farklıdır. Esneklik katsayısı yüksek cisimler rijit materyallerdir ve yüksek iç dirençleriyle deformasyona dayanıklıdır. Elastisite modülü arttıkça cismin katılığı da artar. Yüksek bir elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetlerle, düşük elastisite modülüne sahip cisimden daha az deformasyona uğrar (Uckan, Veziroglu et al. 2009, Choi, Baek et al. 2010).

**Poisson Oranı;** belirli bir kuvvet altında materyalde oluşan boyuna deformasyonun, kesitsel deformasyona olan oranıdır. Yani bir eksenlerdeki gerilim ile bu gerilimin diğer eksenlerde oluşturacağı deformasyonu ilişkilendiren katsayıdır. Örneğin cisim baskı kuvveti altındayken yükün geldiği yöne paralel olarak cisimde boy kısalması, kuvvetin yönüne dik olarak ise boy uzaması gözlenecektir. Çekme kuvvetleri altında cismin boyu uzarken eni incelmektedir (Farah, Craig et al. 1988).

Poisson oranı = endeki birim uzama / boydaki birim uzamadır.

**Asal gerilim değeri:** Bir cisme kuvvet uygulandığında cisim içerisinde çekme ve sıkıştırma gerilimlerini ifade eden normal gerilim ( $\sigma$ ) ve kesme gerilimi ( $\tau$ ) olmak üzere asal gerilimler oluşur. Üç boyutlu bir stres elemanına x, y, z düzlemlerinde biri normal ikisi kesme tipi olmak üzere üç farklı stres etki eder (Ichim, Kieser et al. 2007).

Kemik gibi kırılğan yapıların incelenmesinde asal gerilim değeri önemli bir rol oynar. Cisme uygulanan kuvvetler altında, tüm gerilimler değerlendirildiğinde kesme gerilimlerinin '0' olduğu durumda üç boyutlu elemanın sadece asal gerilim değeri elde edilebilir. Asal gerilimin maksimum olduğu nokta çekme gerilimini, minimum olduğu nokta ise sıkışma gerilimini gösterir (Wagner, Krach et al. 2002).

Üç boyutlu bir cisimde en büyük gerilim kesme stresleri toplamının '0' olduğu noktalarda oluşmaktadır (Düğüm noktaları). Bu noktadaki normal gerilimler 'Asal Gerilimler' olarak tanımlanır. Asal stresin en fazla olduğu değer pozitif bir değer olup gerilme stresini ifade

eder, en düşük olduğu değer ise negatif bir değer olup sıkışma stresini ifade etmektedir. Çeşitli streslerin etkili olduğu bu noktalarda stres tiplerinden hangisinin mutlak değeri daha büyükse cisim o stres türünün etkisi altındadır ve o noktanın stres değerlendirilmesi etkili olan stres türüne göre yapılır (alış 2006).

**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,  asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır (İnan 1988).

#### **4.5.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri**

Herhangi bir cismin elemanlarına kuvvet uygulandığında maruz kaldıkları yükler altında oluşan gerilmelerin ve kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgeleri görerek, fazla zorlanan elemanların tekrar dizaynı ile cismin ideal şeklinin saptanmasında kuvvet analiz yöntemleri kullanılır. Etik kurallar ve klinik uygulanabilirlik açısından biyolojik dokularda, kuvvet analizi yapmak cansız materyallere göre daha zor olduğundan, dokuların modellerinin oluşturulması tercih edilmiştir. Modelin dokulara, organlara, malzemelere ve uygulanan kuvvetlerin fonksiyonel kuvvetlerin yn, tip, büyüklüğüne benzerliği sonuçların gerçekliğe en yakın elde edilebilmesi açısından önemlidir.

Kuvvet analiz yöntemleri (Ulusoy and AK 2003):

**1. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi:** Homojen, izotropik bir materyale düzenli yapılan yüklemelerle ısıda oluşan değişimlerin incelenerek, materyaldeki asal gerilimlerle ilişkilendirildiği yöntemdir.

**2. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analizi:** Cismin  boyutlu görüntüsünün lazer ışını kullanılarak kaydedildiği tekniktir. Yüzeydeki nanometrik deformasyonlar, görünen ışın hzmelerine dönüştürülerek analiz edilir.



**3. Radyoteleometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi:** Herhangi bir materyal bağlantısı gerekmeden, donanım ve yazılımla verilerin elde edilerek analiz edildiği bir yöntemdir.

**4. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi:** Kuvvet uygulaması sonucu oluşan gerilimleri gözle görülebilir ışık taslaklarına dönüştürerek, gerilimin direkt gözlenmesini sağlayan analiz yöntemidir.

**5. Gerilim ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi:** Elastik limitleri dahilinde gerilen cisimde meydana gelen yapısal değişikliklerin, yapının elektriksel direncini nasıl değiştirdiği incelenerek yapıdaki gerilim miktarının belirlendiği bir yöntemdir.

**6. Kırılğan Vernik Kuvvet Analizi Yöntemi:** Modele özel bir vernik sürülerek fırınlandıktan sonra kuvvet uygulanan ve oluşan çatlakların gözlemlenerek oluşan gerilim büyüklüğü ve doğrultusu hakkında bilgi edinilen bir yöntemdir.

#### **7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Analizi Yöntemi**

##### **4.5.3 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 bileşen daha basit geometrik şekillere (elemanlara) bölünür. Kuvvet dağılımı, her eleman için ayrı ayrı bulunacağından daha hassas bir analiz için eleman sayısı çoğaltılır.

1940'lı yıllarda matematikçiler tarafından geliştirilen bu yöntem mühendislikte karşılaşılan problemlerin analitik çözümünde kullanılmaktadır. 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 1941, McHenry 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.

Son yıllarda biyomekanik ile ilgilenen araştırmacıların artması nedeniyle, dış hekimliği alanında bu yöntem kullanım bulmuştur. Yöntem, iki boyutlu ve üç boyutlu olarak uygulanabilir. İki boyutlu sonlu elemanlar analizi uygulama kolaylığı nedeni ile tercih edilmektedir. SEA'da modeller biyolojik yapıları tamamıyla taklit etmediği için, kemik yapıdaki gerilme miktarına bağlı apozisyon veya rezorpsiyon gibi biyolojik değişimler incelenemez. Çalışmalarda kabul edilen kemik ve implant arası %100 osseointegrasyon gerçekte izlenmemektedir ve in vivo şartlarla görülen farklılıkların esas nedeni olarak gösterilmektedir (Meijer, Kuiper et al. 1992, Daas, Dubois et al. 2008).

#### **4.5.4. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi Aşamaları**

Sonlu elemanlar yönteminde sistemi tanımlayan bölge, eleman (element) olarak adlandırılan basit geometrik şekillere parçalanır. Bu elemanlar, düğüm olarak adlandırılan özel noktalardaki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilir. Sınır koşullarını da içerecek şekilde, elemanların birleştirilmesi sonucu lineer olmayan cebirsel denklem seti elde edilir. Bu denklemlerin çözümü, sistemin yaklaşık davranışını verir. Sonlu elemanlar yönteminde elemanlar geometrisine göre, üçgen, paralel kenar, dörtgen elemanlar olarak sınıflandırılırken, boyutlarına göre tek boyutlu, iki boyutlu, dönel elemanlar, üç boyutlu elemanlar, izoparametrik elemanlar olarak, düğüm sayısına ve düğüm sayısındaki bilinmeyenlere ve sürekli ortam problemlerinin özelliklerine göre ise parlak, levha, kabuk problemleri olarak sınıflandırılmaktadır. Sonlu elemanlar yöntemi düğüm noktaları için tanımlanmış şartları, cebirsel lineer denklemlere çevirir, önce bu

denklemler çözülür ve bütün elemanlardaki gerçek gerilmeler bulunmaya çalışılır. Sonuç olarak model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse daha gerçekçi sonuçlar elde edilir.

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.

Mesh (ağ) oluşturma işlemi, düğüm noktalarının ve elemanların koordinatlarını oluşturur. Aynı zamanda kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık uygun değerler 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.

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.

Bir, İki Ve Üç Boyutlu Modelleme; Bir boyutlu modellemede, oluşturulan model tek eksenli olur. Yani yüksek hesap gerekmeyen ya da kuvvetin tek eksenden 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 yaklaşılmasını sağlayarak hesaplamalarda kolaylık sağlar.

#### **4.5.4.1. Sonlu elemanlar modelinin (SEM) oluşturulması**

SEA ile incelenek cisim öncelikle kendisini oluşturan uygun, düzgün şekilli elemanlara bölünür. Bu bölünen parçaların birleştirilmesi ile incelenecek cismin dijital bir taklidi olan sonlu elemanlar modeli (SEM) elde edilir. SEM ile incelenecek yapının tüm detayları, eğimleri, kıvrımları cisme en yakın şekilde 3B olarak bilgisayar ortamına aktarılmış olur. SEM oluşturulmasında kompleks yapılar üçgen, dörtgen, altıgen gibi daha basit geometrik şekillere dönüştürülür. Bu sayede yapılacak olan matematiksel hesaplamalar ile gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmesi amaçlanır (Vollmer, Meyer et al. 2000, Shyam Sundar, Nandlal et al. 2012).

SEM oluşturmak için öncelikle kompleks yapıdaki cisimler daha basit, düzgün geometrik şekilli parçalara bölünür. Sonlu eleman, bu iki veya üç boyutlu parçaların bir bölümü veya bölgesine denir. Sonlu elemanların birbirlerine temas ettiği yüzey veya noktalara düğüm noktaları (node) denir. Düğüm noktalarının bir arada tuttuğu bu yapıların bütünü ağ (mesh) yapısını oluşturur (Atali, Varol et al. 2014).

SEM oluşturulması sırasında kullanılan bazı parametreler vardır. Bunlar:

1. Kullanılacak materyalin yapısal özellikleri: Orijinal materyalin bilgisayar ortamına gerçeğine en yakın şekilde aktarılabilmesi için o materyalin kendine özgü özelliklerinin bilinmesi gereklidir. İncelenen materyalin sertliği, yoğunluğu, elastisitesi gibi yapısal özellikleri de analizin yapılacağı programa girilmelidir.

2. Dizayn: Yapılan analizden gerçeğe yakın sonuçlar elde etmek için, oluşturulan 3B modelin, incelenen materyali olabildiğince iyi bir şekilde taklit etmesi gerekir. Canlı ve cansız dokularda modelleme, çalışılan dokunun BT görüntülemesi yapılırken aynı zamanda DICOM (The Digital Imaging and Communications in Medicine) programı ile materyalin ağ yapıda SEM oluşturması ile hassas bir şekilde yapılır (Ardary 1989).

3. Eleman sayısı ve boyutu: İncelenecek materyalin geometrik şekli ne kadar karmaşıkse dijital ortamda oluşturulan SEM o kadar fazla sayıda sonlu eleman içermelidir. Çünkü materyalin detay özellikleri sonlu elemanların büyüklüğü ve boyutuyla doğrudan alakalıdır. Kullanılacak eleman sayısının hesaplanmasında konusunda uzman mühendislerin tecrübeleri, incelenen yapının geometrisi ve incelemenin yapılacağı bilgisayarın kapasitesi belirleyici faktörlerdir (Kimura, Nagasao et al. 2006, Freitas, Rahal et al. 2010). Elemanların boyutu ise gerçeğe en yakın sonuçları elde edebilmek amacıyla mümkün olduğunca küçük, ancak hesaplamaların bilgisayar programlarında yapılabilmesine imkan sağlaması için optimum büyüklükte seçilmelidir. Eleman sayısının artması demek, oluşturacak modelin gerçeğine yaklaşması ancak bilgisayar programının yapacağı hesaplama sayısının artması anlamına gelmektedir (Daegling and Hylander 2000, Hohlweg-Majert, Pautke et al. 2011).

4. Eleman tipi: SEM oluşturulması amacıyla çizgisel elemanlar, iki boyutlu katı elemanlar ve üç boyutlu katı elemanlar kullanılır. İncelenecek materyalin geometrisine göre uygun eleman tipi seçilmelidir. (Rubin, Krishnamurthy et al. 1983, Maurer, Holweg et al. 1999).

Düğüm noktalarından çizgisel elemanlar oluşur. Çizgisel elemanlar uç uca eklenerek daha fazla düğüm noktası oluşturabilirler. İki boyutlu katı elemanlar ise genellikle üçgen veya eşkenar yamuk şeklindedir, üç veya dört düğüm noktasından oluşurlar. Üç boyutlu katı elemanlar dört yüzeyli (tetrahedral) veya altı yüzeyli (hegzatetral) olabilir. Tek boyutlu yapıların incelenmesinde çizgisel elemanlar, yassı yapıda iki boyutlu yapıların incelenmesinde üçgen ve eşkenar yamuk şeklindeki elemanlar, üç boyutlu solid yapıların incelenmesinde ise dört veya daha fazla yüzeyli elemanlar tercih edilir (Çalış 2006).

SEA ile stres-gerilme analizlerinin yapılabilmesi için bilgisayara verilmesi gereken bilgiler; cismin geometrisinin oluşturulmasında kullanılacak koordinatlar, cismin geometrisine bağlı olarak belirlenen eleman tipi, elemanların Poisson oranı ve Elastisite modülü değerleri, modele uygulanacak kuvvetler ve incelemesi yapılacak analizin tipi olarak sıralanır (Choi, Baek et al. 2010).

#### **4.5.4.2. Sonlu elemanlar ile stres analizi aşamaları**

Kompleks yapılı cisimlerin kuvvet gibi dış etkenlere karşı oluşturdukları tepkilerin bütün olarak incelenebilmesi için oluşturulan denklemlerin geleneksel matematiksel analitik yöntemlerle çözmek zor ve karmaşık olduğundan bu tip incelemelerde SEA gibi yöntemlerle ara değerler elde edilebilmektedir. SEA ile cismin tamamının değerlendirilmesi yerine, cismi daha küçük ve değerlendirmesi daha kolay olan sonlu elemanlara ayırarak uygulanan etkinin her bir sonlu elemanda ve sonlu elemanların birbirleri arasında oluşturduğu etki incelenir (Rubin, Krishnamurthy et al. 1983).

SEA genel olarak hazırlık safhası, analizin yapılması ve sonuçların değerlendirilmesi olmak üzere üç safhada gerçekleştirilir. Hazırlık safhasında analizi yapılacak materyalin çeşitli programlar yardımıyla modelinin oluşturulması ve oluşturulan modelin doğru bir şekilde dijital ortama aktarılması gerçekleştirilir. Analiz aşamasında ise SEM incelemesi yapılır, modeli oluşturan her bir sonlu elemanın mekanik özellikleri ve yükleme koşulları oluşturulan denkleme dahil edilir. Ayrıca kullanılan materyalin kendine özgü değerleri (Poisson oranı, Elastisite modülü vb.) analizin yapılacağı programa girilerek gerçeğe en yakın sonuçların elde edilmesi amaçlanır. Sonrasında oluşturulan matematiksel denklemlerle cisme uygulanan dış etkenlerin sonucu meydana gelen yükleme durumları bu aşamada bilgisayar programları ile çözümlenir (Ming-Yih, Chun-Li et al. 2010). Modelde kullanılan her bir sonlu eleman, cismin bütününün yapısal özelliğini taşıdığı için bu elemanların kendi içlerinde ve birbirleri arasında oluşan değişimler bütünü incelenen ana yapıyı taklit eder. Analiz sonucunda elde edilen veriler ve değişimler hesaplanır ve kayıt altına alınır. Bu kayıtlar daha sonra verilerin değerlendirilmesi ve grafik oluşturulması safhasında kullanılacaktır (Rubin, Krishnamurthy et al. 1983, Hohlweg-Majert, Pautke et

al. 2011).

Sonuçların değerlendirilmesi aşamasında ise bilgisayar ortamında, farklı veriler ile yapı hakkında çeşitli animasyonlar elde edilebilir. Analiz sonucunda elde edilen veriler renk kodları olarak materyalin istenen açılardan alınan görüntülerine yerleştirilebilir. Her renk, şeklin altında bir ölçek halinde verilen bir değer aralığını gösterir (Kimura, Nagasao et al. 2006).

#### **4.4.5. Sonlu Elemanlar Analizi Avantaj ve Dezavantajları**

Sonlu elemanlar analizinin avantajları şu şekilde sıralanabilir;

1. Kompleks geometriye sahip materyallerin bu yöntemle dijital ortamda gerçeğine çok yakın replikaları elde edilebilir.
2. Materyal üzerine uygulanan dış etkiler ile iç yapısında oluşacak değişimler ve stres dağılımları ayrıntılı bir biçimde gözlenebilir.
3. Farklı malzemelerden oluşan yapıların bir bütün halinde incelenebilmesine olanak verir. Dijital ortama aktarılabilen her türlü materyalin analizi yapılabilir.
4. Farklı katmanlardan oluşan cisimlerin, kendisini oluşturan katmanların fiziksel özellikleri ve katmanların birbirleri arasında birleşim özelliklerini yansıtacak bir bütün halinde değerlendirilmesine olanak verir.
6. Stres analizleri, ısı iletimi, manyetik alan değerlendirmesi gibi birçok alanda kullanılabilir.
7. Dijital ortamda, modeller ve uygulanan etkiler değiştirilerek analiz istenilen sayıda tekrarlanabilir.
8. Analiz sonucu elde edilen verilerin anlaşılabilirliğinin sağlanması için görsel öğeler ile desteklenebilir.
9. Cerrahi öncesi planlamaya yardımcı olarak stereolitografik modelleme gereksinimini

ortadan kaldırarak maliyeti düşürür.

10. Hızlı ve etkili bir yöntemdir, zamandan tasarruf sağlar (Farah, Craig et al. 1988, Daegling and Hylander 2000).

SEA yöntemi ile yapılan bu çalışmalarda, araştırmanın doğruluğunu etkileyen faktörler vardır. Malzemenin fiziksel özellikleri, kuvvet değerleri, elemanların boyutu ve şeklinin tayini tamamen insan faktörü kontrolü altındadır ve bu değerlerin programa girilmesinde yapılacak bir hata tüm analiz sonuçlarını etkileyebilmektedir. Bunun yanı sıra programların kullanılabilmesi için ciddi bir teknolojiye ihtiyaç duyulması ve bazı durumlarda incelemelerin zaman alması bu yöntemin dezavantajlarından. Objelerin dijital ortama birebir aktarılması işlemi, kullanılan bilgisayarın donanımı ve analizin yapıldığı paket programların kapasiteleri ile sınırlıdır. Verilerin yetersiz olması ve gerçeğine yakın elde edilemeyen modeller hatalı sonuçlar çıkmasına sebep olmaktadır. Ayrıca insan vücuduna ait karmaşık ve değişken dokular gibi yapıların modellerini oluşturup doğru fiziksel verilerin girilmesi oldukça zordur. Tüm bu olumsuz yönlerine rağmen SEA yöntemi deneysel çalışmaların çok zor veya imkansız olduğu düşünülen birçok materyalin bilinmeyen davranışlarının incelenmesinde çok önemli bir yöntem olmuştur ve kullanılan yazılım ve donanımların geliştirilmesi ile gerçeğine daha yakın sonuçlar elde edilebilecektir (Farah, Craig et al. 1988, Daegling and Hylander 2000).

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

Tıp ve sağlıkta kan, kaslar, damarlar, kemik ve benzeri kalsifiye yapılar üzerinde çalışmalar yapılmaktadır. Üzerinde çalışılan bu dokuların her birinin kimyasal bileşimleri ve buna bağlı olarak fiziksel özellikleri farklılık göstermektedir. Bu farklılıklar sebebiyle farklı dokuların, hatta aynı türdeki dokuların vücuttaki farklı konumlarına göre dış kuvvetlere verdikleri fiziksel yanıtlar, elastisite modülleri, deformite gibi özellikleri değişmektedir (Shyam Sundar, Nandlal et al. 2012).



SEA ile özellikleri incelenecek bir objenin modellenmesinin, objenin kendi geometrik şekline olan yakınlığı, inceleme sonucunda elde edilecek verilerin gerçeğe yakın sonuçlar vermesini sağlamada önem taşır. İncelenecek objenin geometrik yapısı basitleştikçe analiz daha kolay hale gelir ve çözümleme ile elde edilen sonuçlar gerçeğe daha yakın olarak gözlenir. Ancak maksillofasiyal bölgedeki yapıların incelenmesinde, gerek yapıların makro ve mikro düzeydeki kompleks anatomiye sahip olması, gerekse bu yapıların heterojen iç yapıları nedeniyle problemlerin analizleri ve sağlıklı sonuçlar elde edilmesi zorlaşır (Wong and Tang 2011).

SEA incelemelerinde, insan, kadavra veya hayvan dokularının BT ile taranması ile elde edilen görüntüler, belli programlar yardımı ile meş (ağ) yapısına dönüştürülmekte, bu ağ yapısının düzenlenmesi ile objenin sanal ortamda üç boyutlu (3B) modeli elde edilebilmektedir. Canlı veya cansız dokular ile yapılması oldukça zor olabilecek çalışmalar bu oluşturulan 3B modeller ile hem kolay hem tekrarlanabilir şekilde yapılabilmektedir.(Daegling and Hylander 2000) Bu özellikleri sebebiyle maksillofasiyal bölgedeki kompleks yapıların incelenmesinde SEA oldukça faydalı bir yöntem olarak görülmektedir (Wong and Tang 2011).

SEA ile incelenecek yapı kendisinden daha küçük ve daha basit parçalara ayrılırsa analizi o kadar basit hale gelir. Yani karmaşık bir yapı ne kadar fazla düzgün geometriye sahip şekillere bölünebilirse incelenmesi ve yapılacak olan hesaplama sistemleri o kadar basit hale gelir. İncelenecek parçaların sayısı arttıkça bu parçalar üzerinde yapılan hesaplamalar da artar, böylece daha kesin ve gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilir. Maksillofasiyal bölgedeki kompleks yapılar bütününcü incelenmesi SEA dışındaki benzer metodlar ile yapılamayacak kadar detaylı ve komplikedir (Daegling and Hylander 2000, Shyam Sundar, Nandlal et al. 2012).

Fizik kurallarına göre bir cisim kendi üzerine etki eden kuvvette eşit ve zıt yönlü bir tepki oluşturur. Mandibula da çiğneme, konuşma gibi fonksiyonları sırasında üzerine yapışan kasların etkisi altında kalır ve yapısı içerisinde çeşitli gerilimler oluşur. Bu karmaşık hareketler bütünü ve mandibulanın kendisine has yapısal özellikleri bu kemikle

yapılacak olan in vivo incelemelerde biyomekanik olarak gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilmesini zorlaştırır (Hart, Hennebel et al. 1992, Shyam Sundar, Nandlal et al. 2012).

SEA maddenin statik olarak incelenebilmesine olanak veren bir yöntemdir. Ancak gelen kuvvetler karşısında mandibula iç yapısında oluşan gerilim dağılımları ve yer değiştirmeleri konusunda güvenli veriler sağlayabilmektedir. Bu teknikle aynı zamanda materyale özgü karakterlerin (elastisite modülü, sertliği vb.) yazılım sistemine girilerek mekanik özelliklerinin incelenmesine fırsat verir, böylece laboratuvar ortamına gerek kalmadan biyomekanik incelemeler yapılmasına ve klinik pratikte kullanılabilir nitelikte veriler elde edilmesini sağlar (Wong and Tang 2011).

SEA maksillofasiyal bölgede meydana gelen travmaların tedavilerinde darbe analizleri, yerleştirilmesi planlanan osteosentez sistemlerinin ideal pozisyonunu ve maruz kalacakları yükleri belirlemede ve başarılı bir osteosentez tahmininin değerlendirilmesinde kullanılır. Planlı olarak gerçekleştirilen farklı osteotomi tekniklerinin biyomekanik analizlerinin yapılabilmesine, kemik üzerini kaplayan yumuşak dokuların bu hareketlere vereceği cevabın kozmetik açıdan tahmin edilebilir olmasına yardımcı olur. Maksillofasiyal bölgelerde meydana gelen geniş patolojilere bağlı yapılan rezeksiyon osteotomilerinin ve rezeksiyon sonrası ilgili bölgenin rekonstrüksiyonunun planlanmasında, yeni oluşturulan yapının biyomekanik davranışının incelenmesinde kullanılır. Ayrıca dental implantların dizaynı, implantın kemik içine yerleştirilmesi sırasında kemikte ve implantta oluşan streslerin incelenmesi için kullanılır. Distraksiyon osteogenezi uygulanacak vakalarda ise sert ve yumuşak dokulara uygulanacak kuvvetin ayarlanması, vektör hesaplamaları, distraksiyon aygıtının tasarımı ve adaptasyonunda kullanılmaktadır (Wong and Tang 2011).

Son yıllarda zigomatik implantlar, zigoma ve maksiller sinüs ve alveoler kemiği modellemesi çalışmalar içerisinde öne çıkan konulardır (Freedman, Ring et al. 2013). Zigomatik implantların 2 ve 3 boyutlu sonlu eleman modellemeleri ile, zigoma ve maksillada mekanik stimülasyon, 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 (Ujigawa, Kato et al. 2007, Ishak, Kadir et al. 2012, Wang, Qu et al. 2013).

Kaybedilen dişlerin rehabilitasyonunda implantların kullanımı yaygınlaşmıştır (Barry, Kennedy et al. 2005). Piyasada çeşitli markaların çeşitli modellerde implantları bulunmaktadır. Markaların ve modellerin çeşitliliğinin yanında implant malzemeleri de çeşitlilik göstermektedir. Malzemelerin mekanik özellikleri implant seçimindeki en önemli kriterlerden biridir. Sonlu elemanlar yöntemi biyomedikal uygulamalarda özellikle dental implantlar konusunda son zamanlarda oldukça sıklıkla kullanılmaktadır. (Geng, Tan et al. 2001, Huang, De Wu et al. 2001, Himmlova, Dostálová et al. 2004). Bu çalışmalarda özellikle kemik üzerindeki gerilmelerin incelenmesinde oldukça çeşitli sonuçlar elde edilmiştir. Bu sonuçların çeşitliliği yapılan kabullere ve implant özelliklerine göre değişim göstermektedir. İmplant kırıklarının dental implant uygulamalarında başarısızlık sebeplerinden biri olduğu düşünülürse implant üzerindeki gerilmelerin de incelenmesi önem arz etmektedir.

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 bölümdür. 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 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

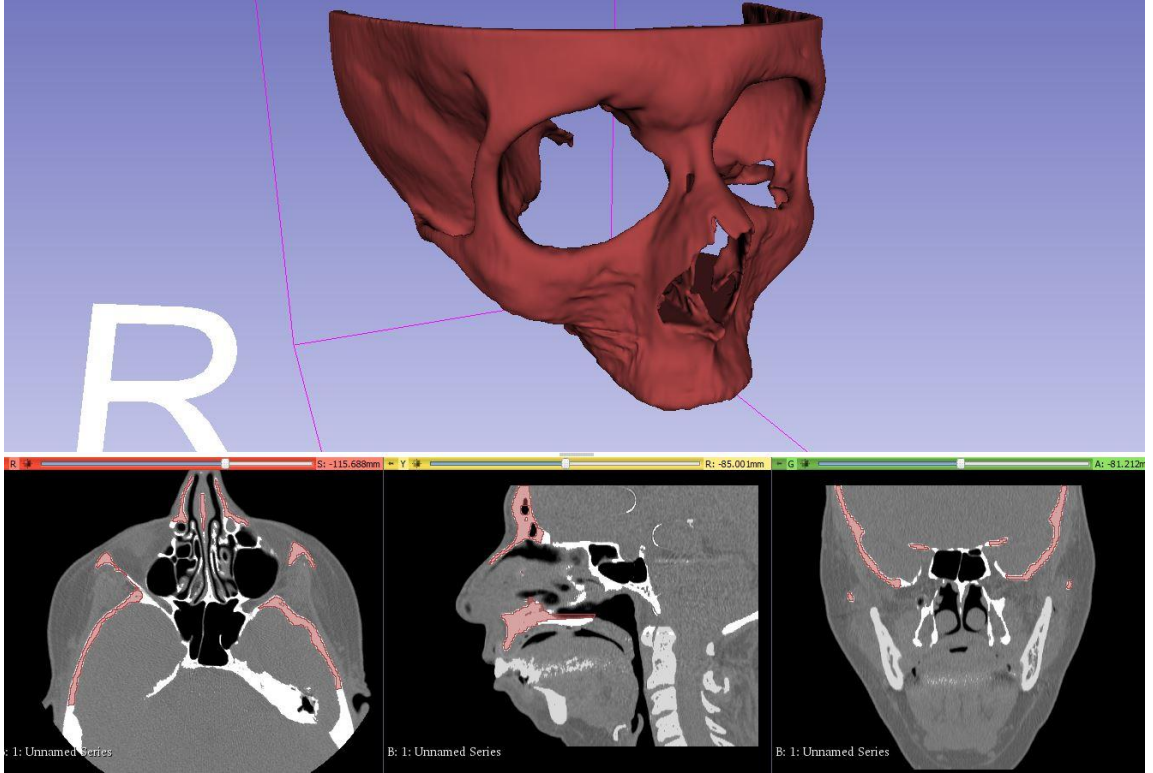
istenmeyen streslerin oluşumunun önüne geçebilir (Mackerle 2004). Sonlu elemanlar analizi, herhangi bir geometrik yapının, üzerinde oluşan gerilim ve deformasyonların analizini sağlayan sayısal bir metoddur. Sonlu elemanlar analizi metodunun gerilimler üzerinde çalışılabilmeye olanak tanınması, dental implantlar üzerinde uygulanmasının başlıca nedenidir (Mackerle 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, Guan et al. 2006).

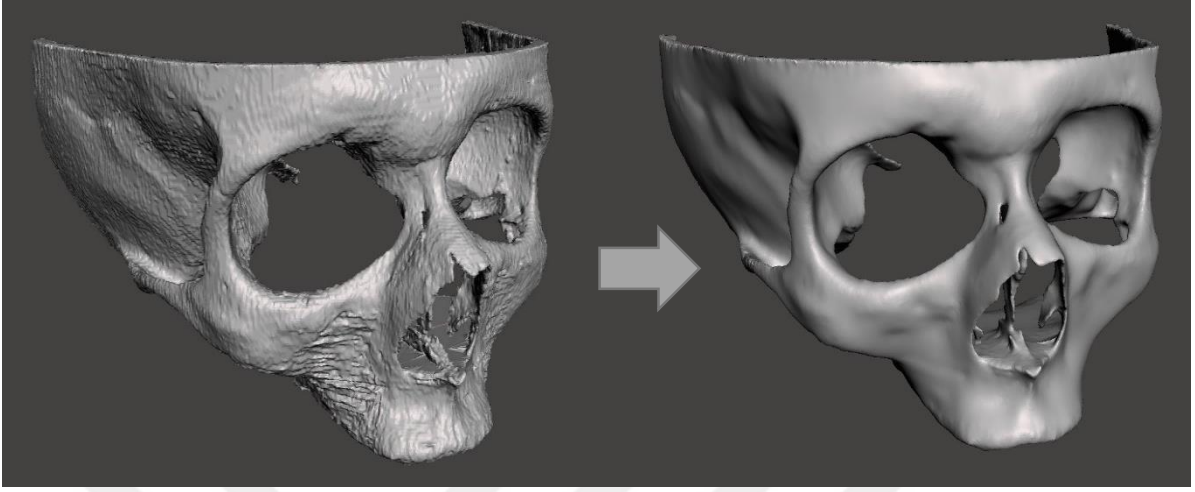
## 5.GEREÇ VE YÖNTEM

### 5.1. Model Oluşturma İşlemi

Atrofik maksillaya sahip, konvansiyonel ve Zİ'lerle tedavi planlanan 52 yaşındaki kadın hastanın yüz bölgesi BT ile DICOM formatında görüntülendi. Kafatası modeli bilgisayarlı tomografi görüntüsü (BT) 0.625 tarama mesafesinde 512x512x236 boyutlarında elde edilmiştir. Ardından 3D Slicer açık kaynak görüntü işleme yazılımında maksilla, zigoma, zigomatik çıkıntı, frontal çıkıntı, temporal çıkıntı, zigomatik ark, orbita ve supra orbital ark bölgeleri belirlenerek üç boyutlu (3B) model oluşturma işlemi gerçekleştirilmiştir. Görüntü işleme 99-3070.98 hounsfield (HU) eşik aralığında kortikal katman için gerçekleştirilmiştir.



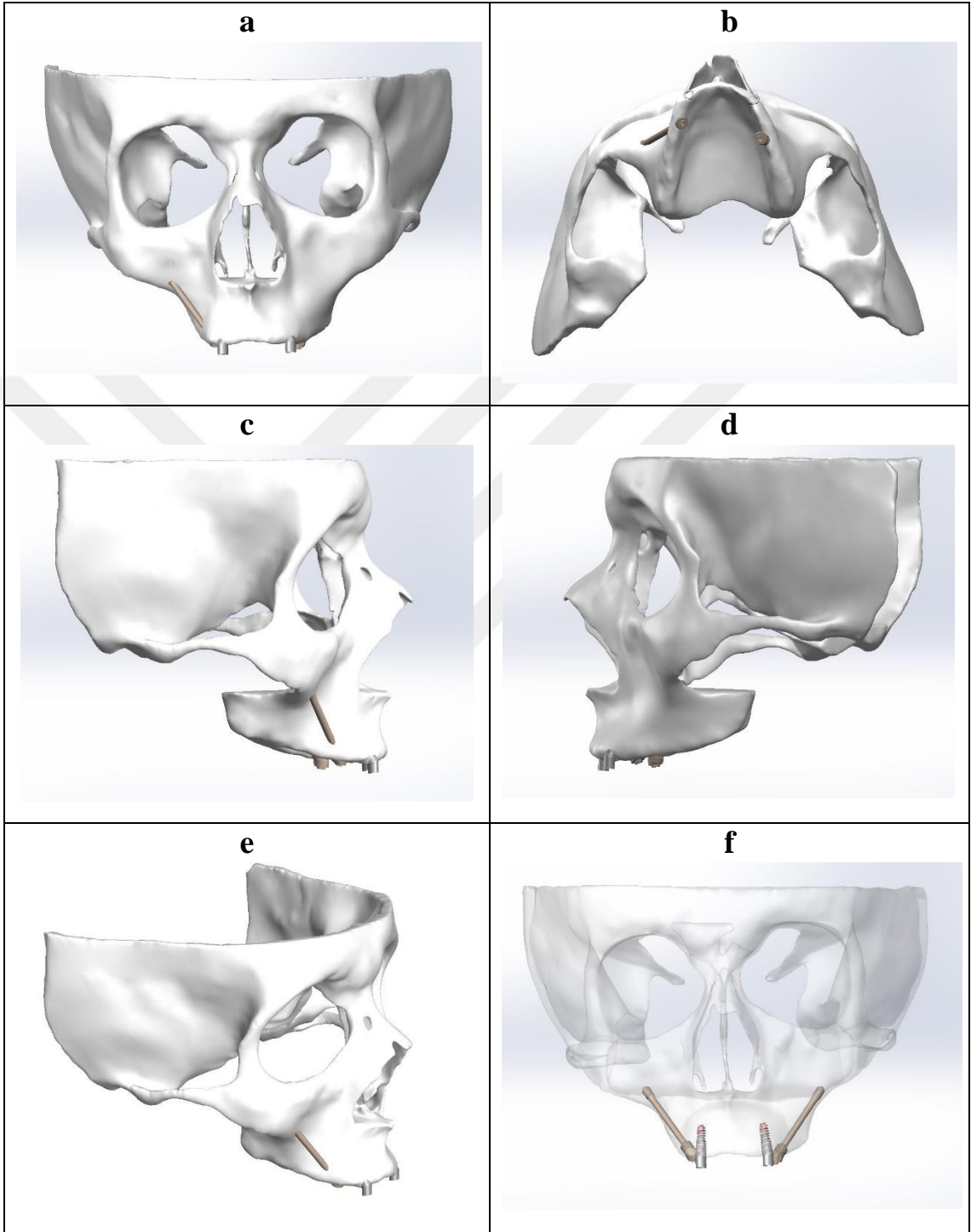
Şekil-27 3D Slicer BT görüntüleri ve 3B model



**Şekil-28** Meshmixer yazılımında yüzeyi düzenlenen model

Elde edilen kafatası modeli stereolithography (STL) formunda dışa aktarılmıştır. Mesh topolojisine sahip kafatası modeli yine açık kaynak Autodesk Meshmixer yazılımında noktasal kusurları - açıklıkları kapama ve yüzey düzenleme işlemleri uygulanmıştır (şekil-28).

Ardından elde edilen model STL uzantılı olarak kaydedilerek Solidworks yazılımına aktarılmış ve üç boyutlu bilgisayar destekli tasarım modeli (computer aided design), (CAD) elde edilmiştir. 3B model olarak mesh formundaki topoloji yüzeleştirme işleminin ardından implantasyon işlemleri gerçekleştirilmiştir. Kesiciler bölgesine 2 adet konvansiyonel implant ile intrasinüs ve ekstramaksiller zigomatik implantlar sol ve sağ kısımlara sırasıyla yerleştirilerek sonlu elemanlar analizi için part dosyası olarak kaydedilmiştir. Sonlu elemanlar analizi için implantların maksilla modeline yerleştirilmesinde gerçekleştirilen aşamalar şekil-29'da gösterilmiştir.



Şekil-29 Solidworks yazılımına aktarılan model üzerinde implant yerleşimi

## 5.2. Sonlu elemanlar ağının oluşturulması (Meshleme)

Solidworks ortamında elde edilen model, sonlu elemanlar esaslı analizler için ANSYS/workbench'e aktarılmıřtır. Maksilla ve zigoma üzerine yerleřtirilen implant elemanların sonlu elemanlar ađına bۆlme iřlemi (meshleme) ANSYS/Workbench ortamında gerçekleřtirilmiřtir. Meshleme iřleminde eleman tipi olarak Solid187 eleman seçilmiřtir. Bu çalıřmada analiz edilen modeldeki dűzensiz yűzeyleeri meshleme imkanı verecek řekilde 6 yűzlű bir tetrahedral olan Solid187, 10 dűđűm noktasına sahiptir. Modelin meshlenmiř gۆrűntűsű řekil-30'da verilmiřtir.



řekil-30: Tűm modelde mesh dađılımm

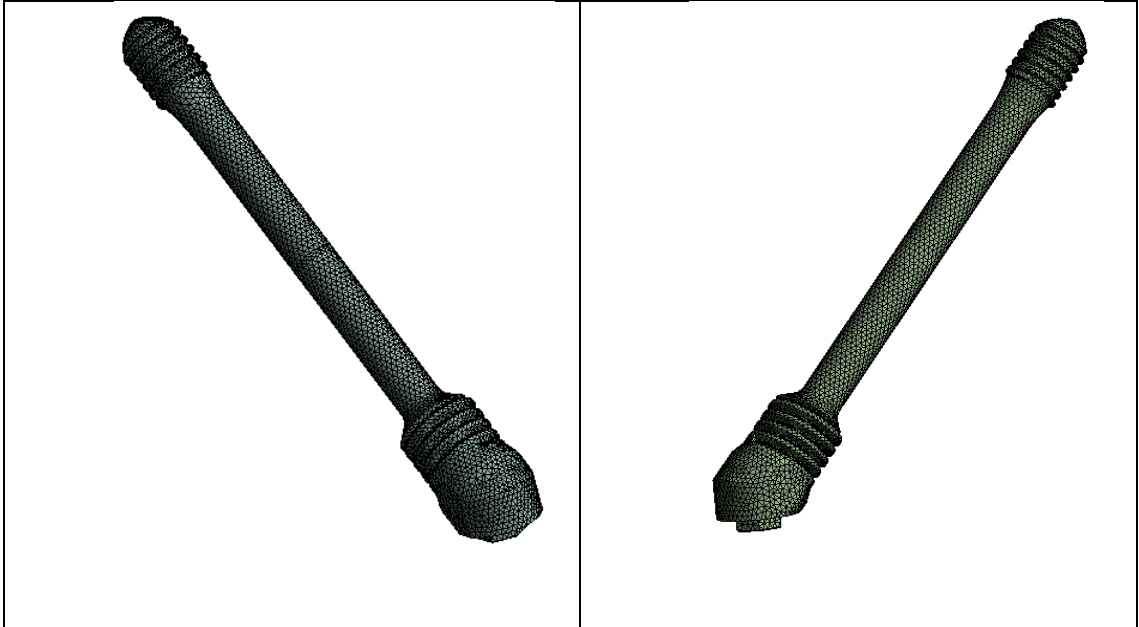


Şekil-30'da verilen meshlemenin elde edilmesinde skewness (eleman çarpıklık) değerinin 0.5'den az olacak şekilde lokal iyileştirmeler yapılmış ve her bir parçadaki eleman sayısı, düğüm sayısı ve meshin iyiliğini gösteren skewness değerleri

Tablo 2'de verilmiştir.

	<b>Eleman Sayısı</b>	<b>Düğüm sayısı</b>	<b>Skewness</b>
<b>Maxilla</b>	109528	187973	0.34
<b>Sol implant</b>	72948	109732	0.25
<b>Sağ implant</b>	72773	109554	0.25
<b>Köprü</b>	268149	378902	0.22
<b>Köprü-implant-sağ</b>	40799	65347	0.34
<b>Köprü-implant-sol</b>	40795	65400	0.34
<b>Toplam</b>	<b>604992</b>	<b>9169015</b>	<b>0.27</b>

**Tablo 2:**Modeli oluşturan her bir parçanın detaylı mesh özellikleri



**Şekil-31:** İmplantların ayrı ayrı mesh görüntüleri

Bu çalışmada kullanılan model 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 straininin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir. Sistem elemanları için kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri Tablo-2 verilmiştir.

	<b>Elastisite Modülü (MPa)</b>	<b>Poisson Oranı</b>
<b>Maxilla Kortikal</b>	13700	0.30
<b>Titanyum</b>	110000	0.33
<b>Resin</b>	2700	0.30

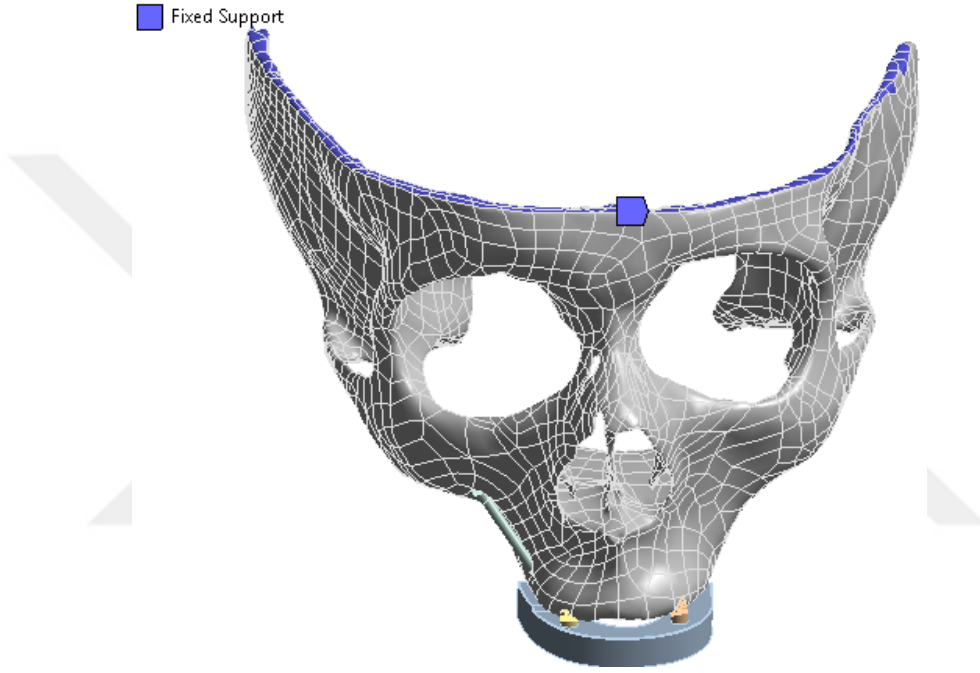
**Tablo-2:** Sistem elemanlarının mekanik özellikleri

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 kemik dokusu, implant ve overdenture oluşturmaktadır.

Çalışmamızda, kemik dokusunun kendi iç özelliklerine uygun olarak yük aktarımı yaptığı varsayıldı. İmplantlar ile destek dokular ve implant-protetik üst yapı arasındaki bağlantı, yük aktarımını kesintisiz iletecek şekilde sağlandı. İmplantlar kemik dokusu ile %100 osseoentegre kabul edildi.

Birleştirilen model üç boyutlu uzayda serbesttir. Boşlukta duran bu modelin analizlerinin yapılabilmesi için belirli noktalardan sabitlenmesi ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir. 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-32:** Modele uygulanan sabitleme sınır şartları

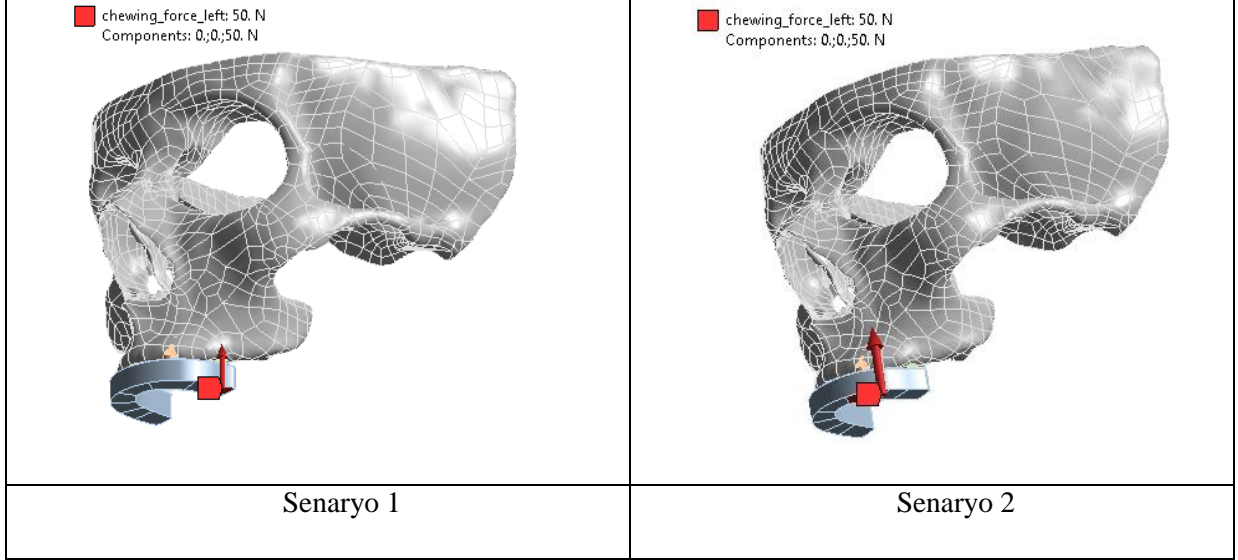
Yükleme noktaları lateral, 2. premolar ve 2. molar bölgelerinden olacak şekilde verikal yönde 150 N, lateral yönde 50 N ve massetter kasının çekiş gücünü taklit edecek biçimde zigomatik proseslere 300 N olacak şekilde kuvvetler uygulandı.

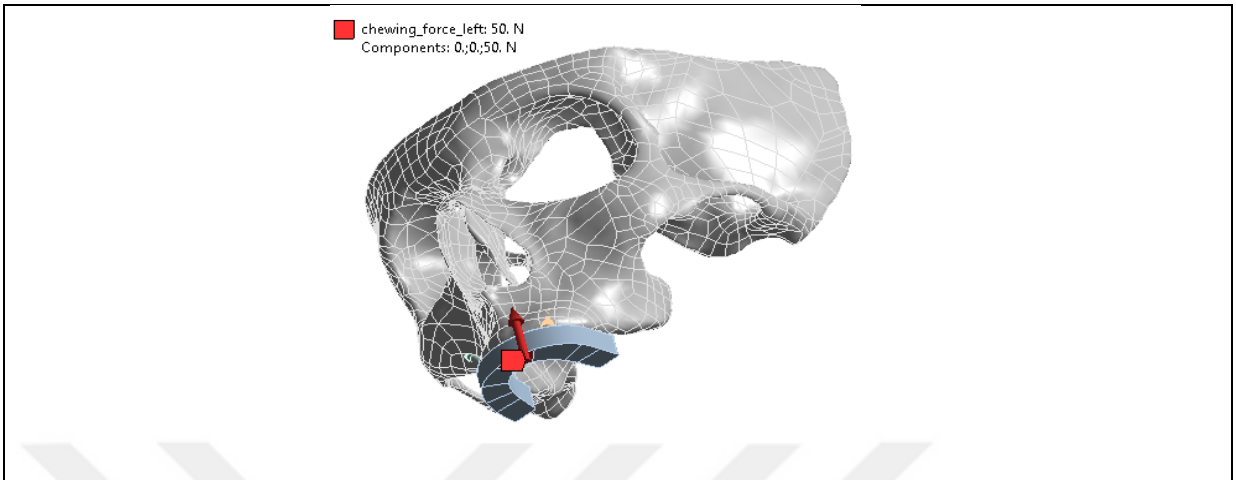
	<b>Kuvvet Uygulama Yeri</b>	<b>Kuvvet Değerleri (Newton)</b>
<b>Senaryo 1</b>	Sol, 2. büyük azı bölgesi	150
<b>Senaryo 2</b>	Sol, 2. küçük azı bölgesi	150
<b>Senaryo 3</b>	Sol, kesici dişler bölgesi	150
<b>Senaryo 4</b>	Sağ, 2. büyük azı bölgesi	150
<b>Senaryo 5</b>	Sağ, 2. küçük azı bölgesi	150
<b>Senaryo 6</b>	Sağ, kesici dişler bölgesi	150
<b>Senaryo 7</b>	Sol lateral kuvvet	50
<b>Senaryo 8</b>	Sağ lateral kuvvet	50
<b>Senaryo 9</b>	Sağ ve sol masseter kuvvetler	300

**Tablo-3:** Analizlerin gerçekleştirildiği sınır şartları

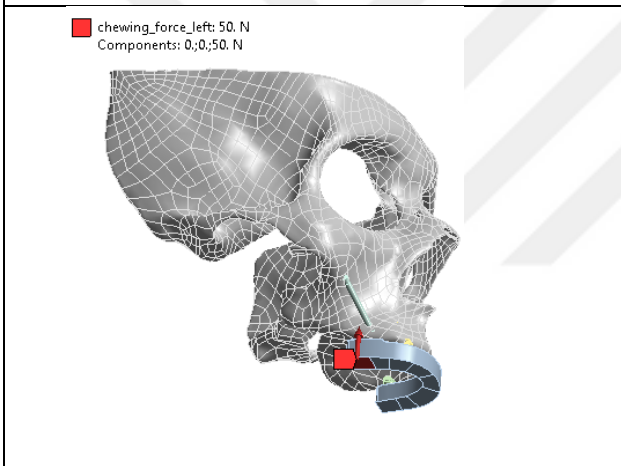
Tablo-3’de verilen her bir sınır şartı

Şekil’de gösterilmiştir.

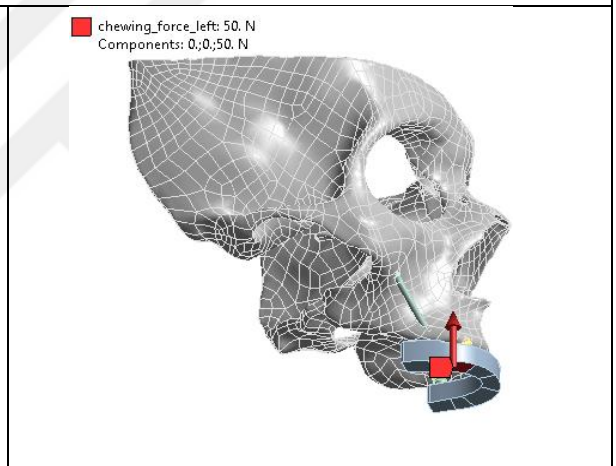




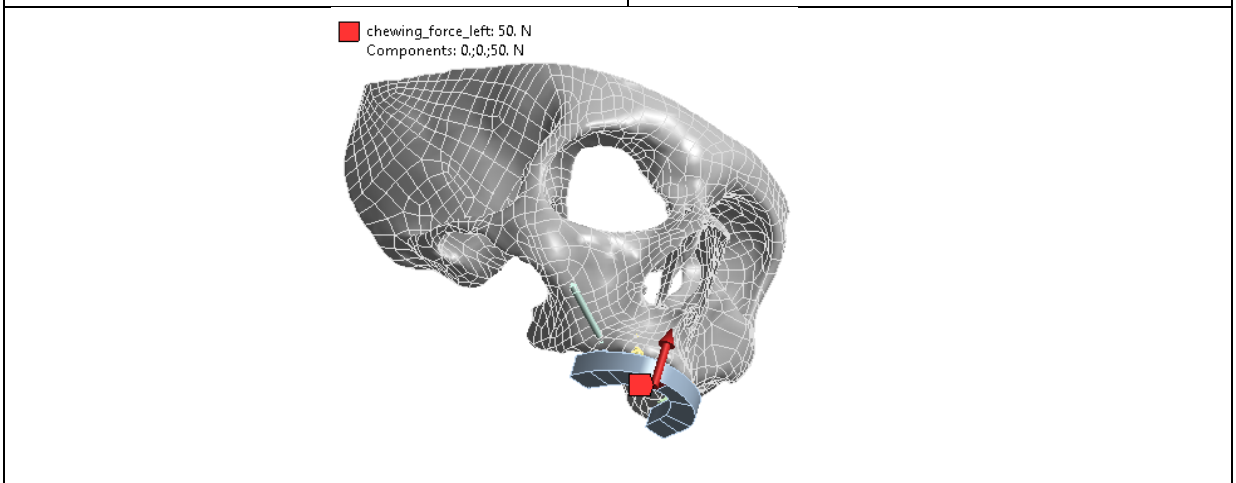
Senaryo 3



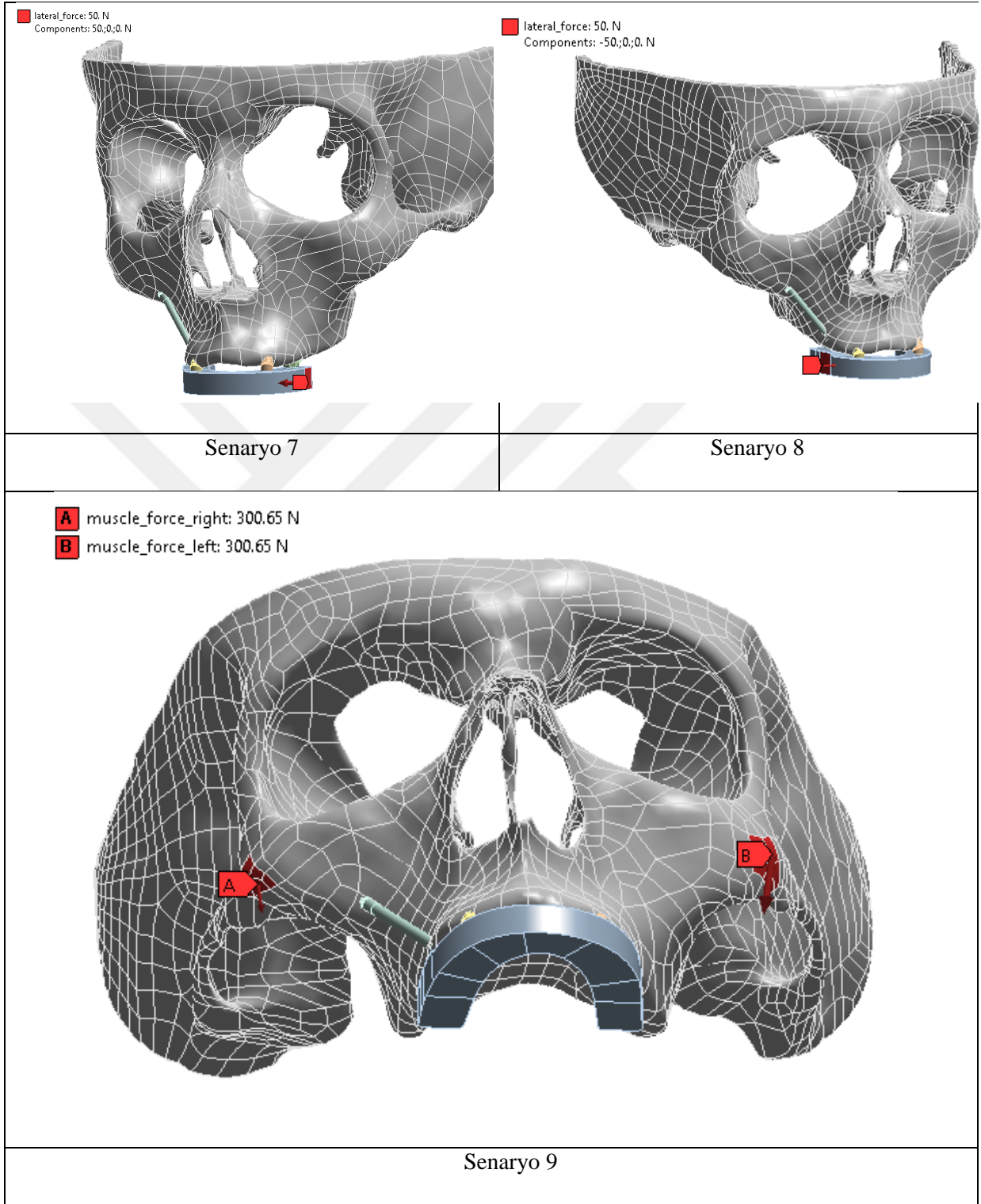
Senaryo 4



Senaryo 5



Senaryo 6



Şekil-33: Modele uygulanan kuvvet sınır şartları

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. Çekilebilir malzemeler için şekil değiştirme başlangıcı olarak tanımlanan Von Misses değerleri genel olarak tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında da fikir verebilmektedir. 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.

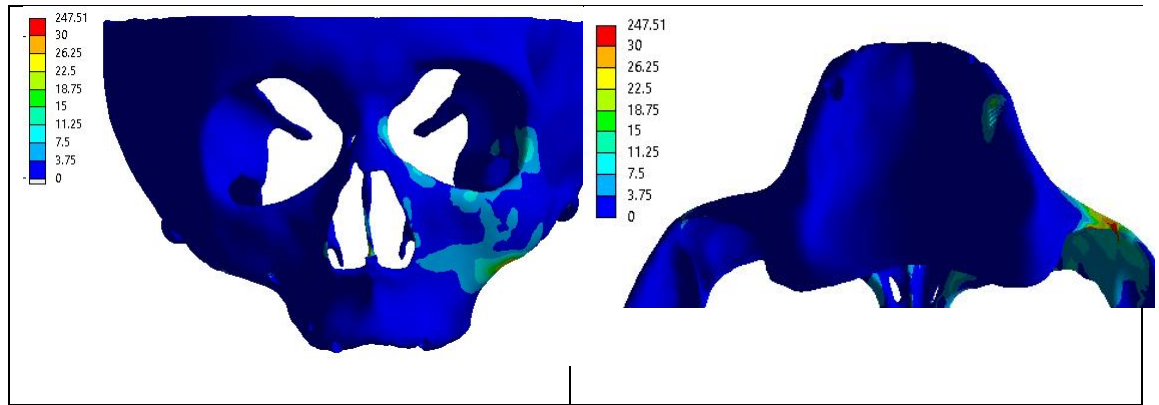
## 5. BULGULAR

Çalışmamızda, iki farklı teknikle uygulanan zigoma implantlarının mastikatör stresler karşısında oluşan stresleri karşılaştırmak üzere hazırlanan modeline ait stres değerleri, renkli dağılım skalaları ve tablolar kullanılarak gösterilmiştir.

Modelde farklı bölgelerden kuvvet uygulanarak implantlarda, implantların çevresindeki alveolar kemikte ve zigomatik kemikte oluşan gerilimler, Von Mises stres analizi uygulanarak MPa (N/mm<sup>2</sup>) cinsinden ölçülmüştür.

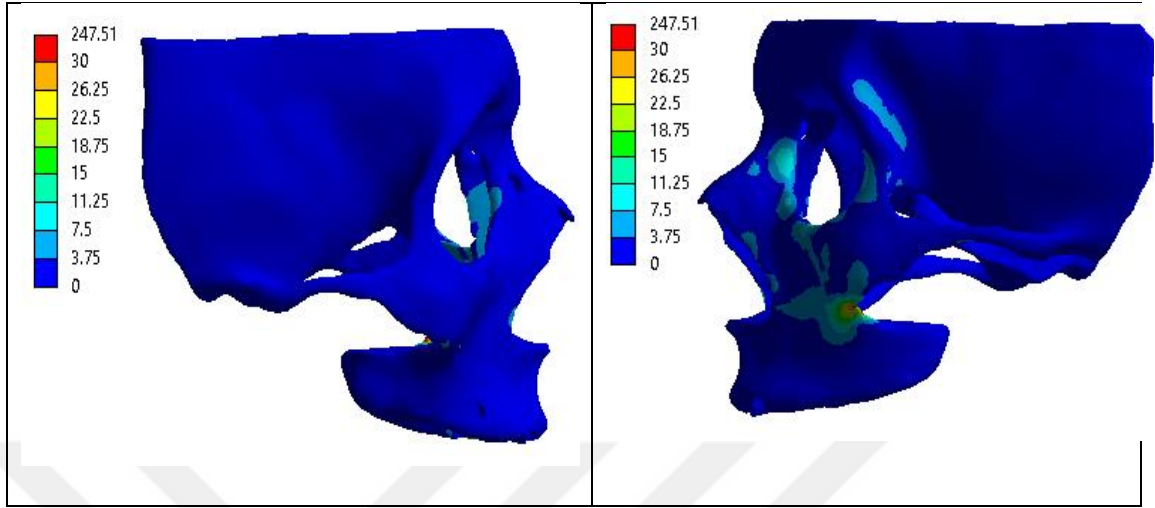
### 6.1. Vertikal Kuvvetler

Sol 2. büyük azı bölgesinde 150 N luk vertikal kuvvetler altında oluşan maksimum gerilme alveolar kemikte aynı bölgedeki implantın boyun bölgesinde gözlemlenirken zigomatik kemikte implantın apeksinden zigomatikofrontal ve zigomatikomaksiller sütürlere doğru dağılmaktadır. Maksimum stres değerleri alveolar kemikte 7,5 MPa, zigomatik kemikte 26,25 MPa olarak ölçüldü. İmplantın maksimum gerilme değerleri intrasinüs teknikle yerleştirilen sol implantta 85,2 MPa, ekstramaksiller teknikle yerleştirilen sağ implantta 35,8 MPa'dır.

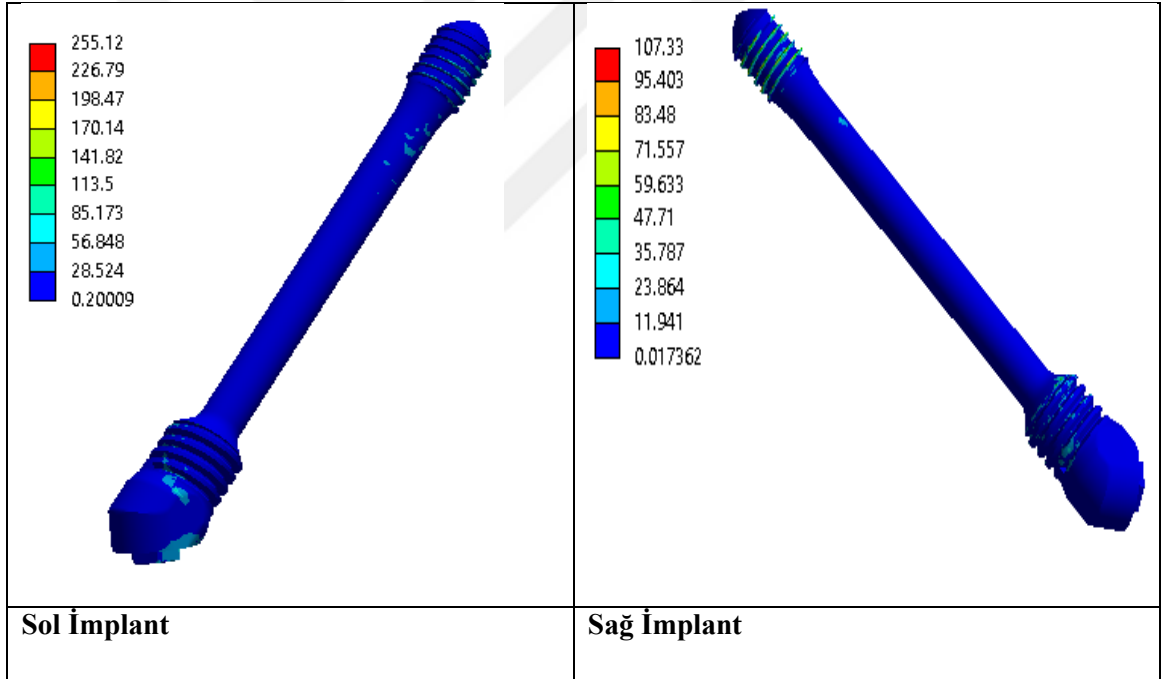


Şekil-34: Maksillada meydana gelen von Mises gerilme dağılımı



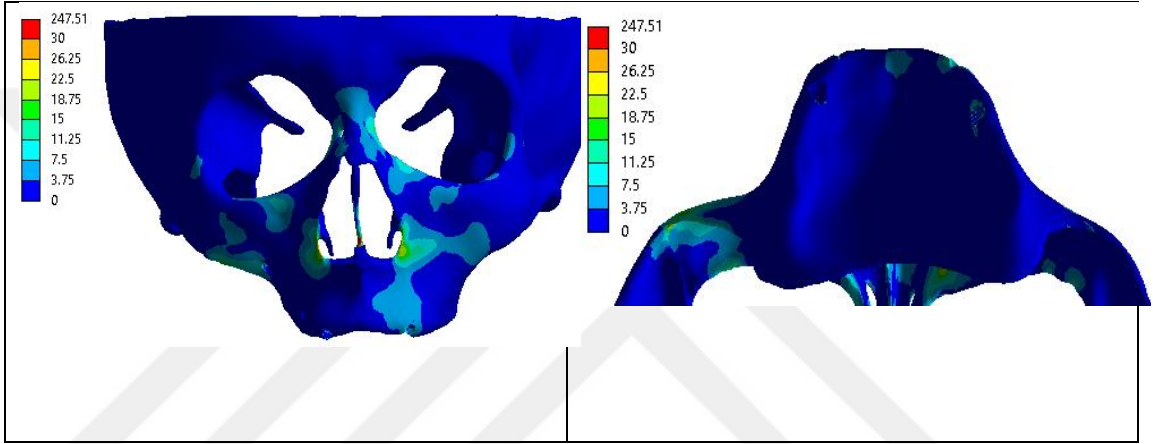


**Şekil-35:** Von Mises gerilme dağılımının farklı yönlerden gösterimi

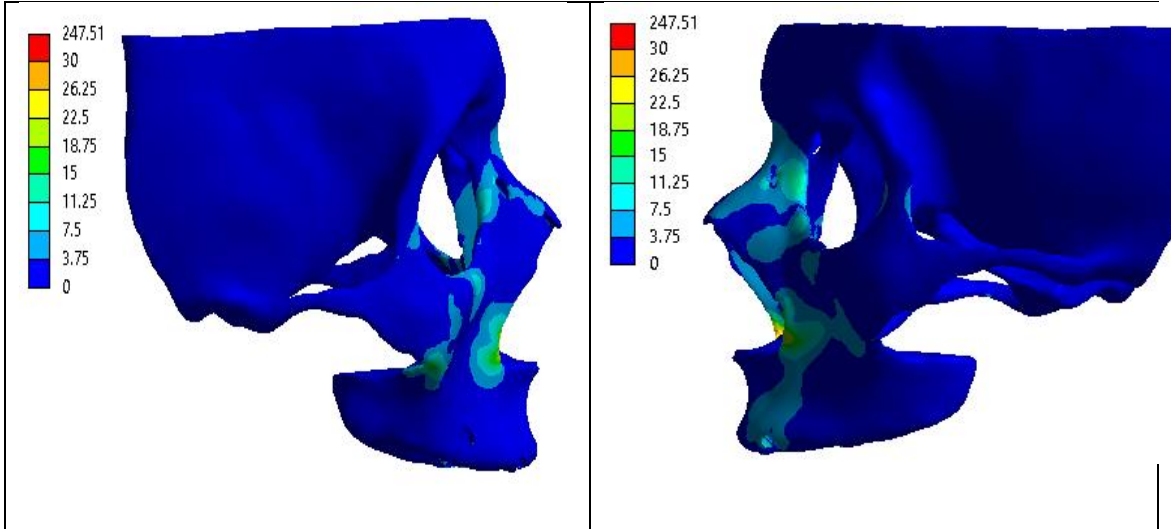


**Şekil-36:** Sağ ve sol implantta meydana gelen von Mises gerilme dağılımı

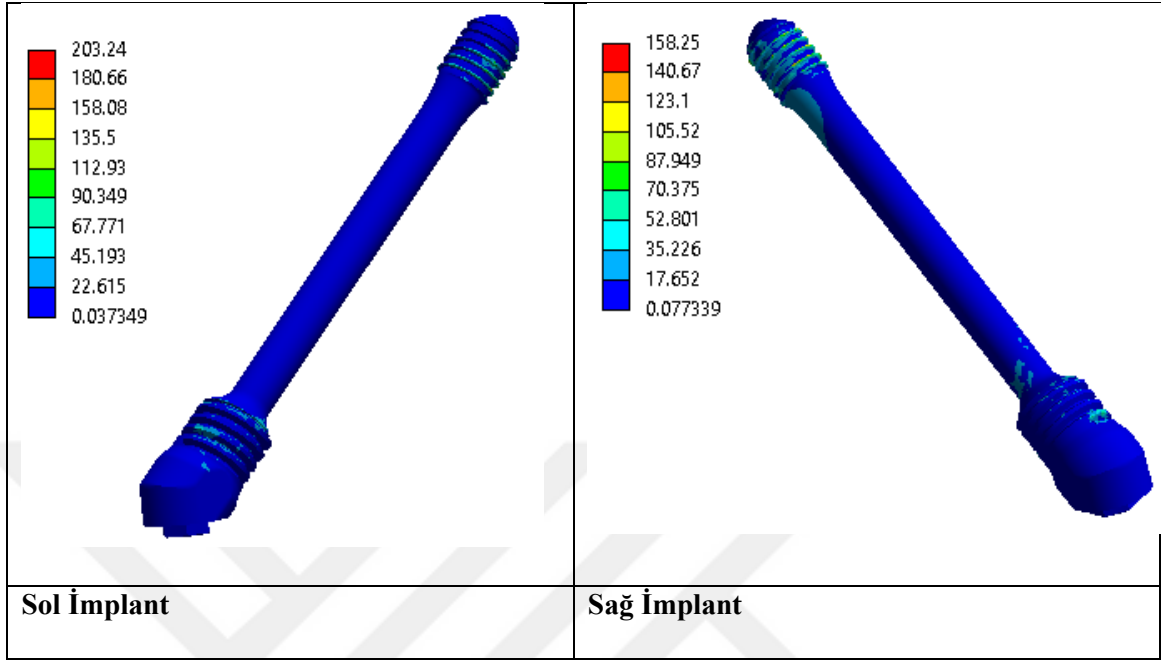
Sol 2. küçük azı bölgesinde 150 N luk vertikal kuvvetler altında oluşan maksimum gerilme alveolar kemikte aynı bölgedeki implantın boyun bölgesinde gözlemlenirken zigomatik kemikte zigomatikomaksiller suturda yoğunlaşmaktadır. Maksimum stres değerleri alveolar kemikte 3,75 MPa, zigomatik kemikte 15 MPa olarak ölçüldü. İmplantın maksimum gerilme değerleri intrasinüs teknikle yerleştirilen sol implantta 67,7 MPa, ekstramaksiller teknikle yerleştirilen sağ implantta 52,8 MPa'dır.



Şekil-37: Maksillada meydana gelen von Mises gerilme dağılımı

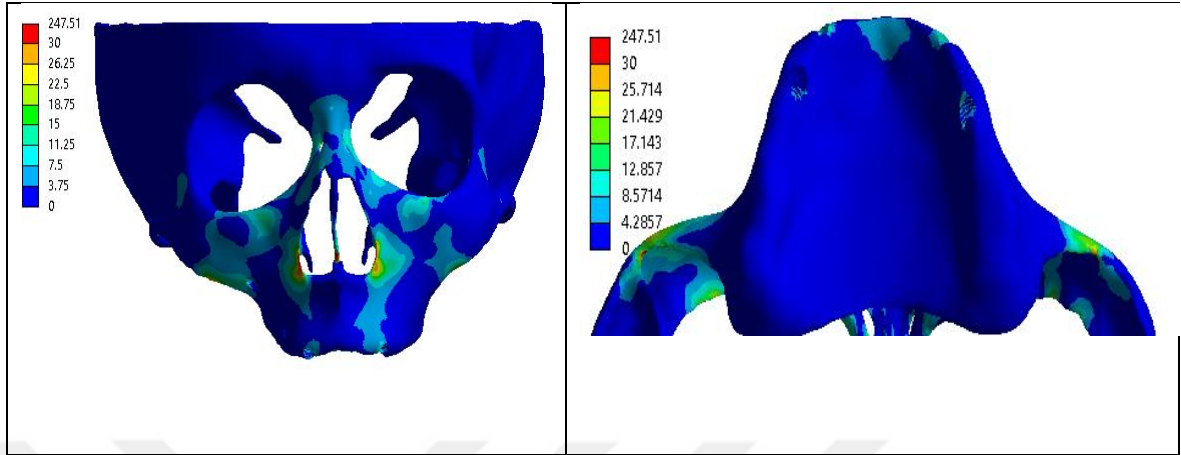


Şekil-38: Von Mises gerilme dağılımının farklı yönlerden gösterimi

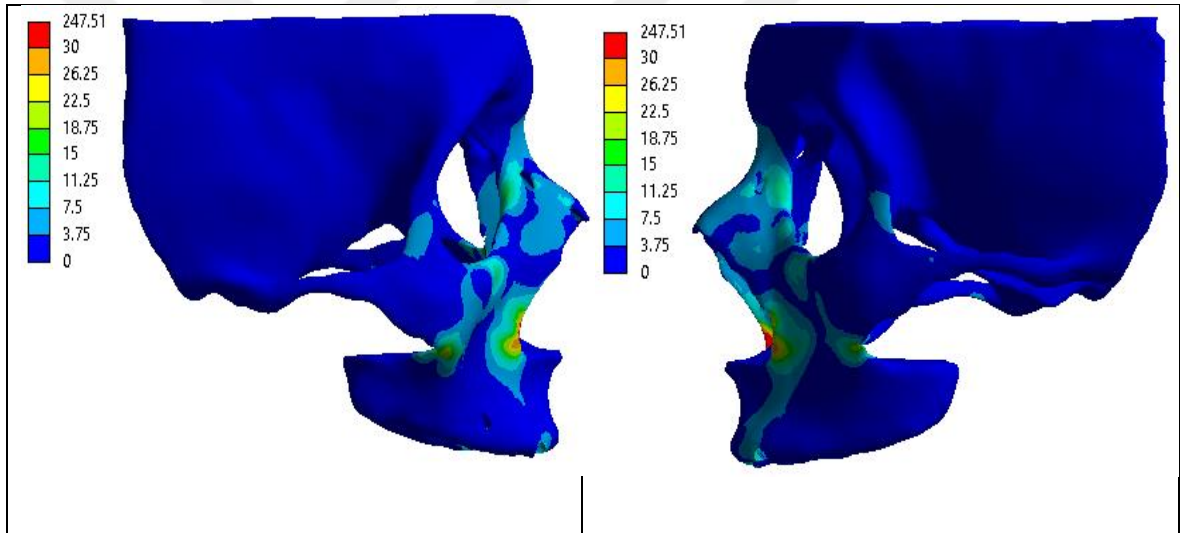


**Şekil-39:** Sağ ve sol implantta meydana gelen von Mises gerilme dağılımı

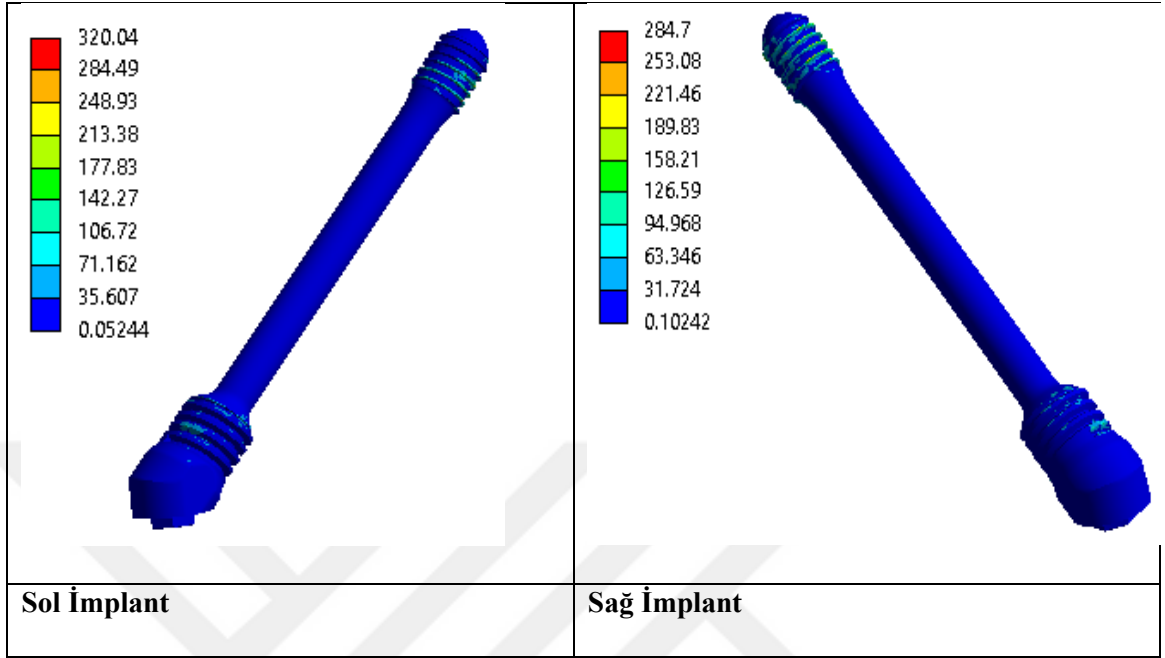
Sol kesici bölgesinde 150 N luk vertikal kuvvetler altında oluşan maksimum gerilme alveolar kemikte aynı bölgedeki konvansiyonel yöntemle yerleştirilen implantın boyun bölgesinde, maksillada burun tabanında gözlemlenirken, zigomatik kemikte zigomatikomaksiller suturda yoğunlaşmaktadır. Maksimum stres değerleri alveolar kemikte 4,25 MPa, zigomatik kemikte 15 MPa olarak ölçüldü. İmplantın maksimum gerilme değerleri intrasinüs teknikle yerleştirilen sol implantta 106,7 MPa, ekstramaksiller teknikle yerleştirilen sağ implantta 95 MPa'dır.



Şekil-40: Maksillada meydana gelen von Mises gerilme dağılımı

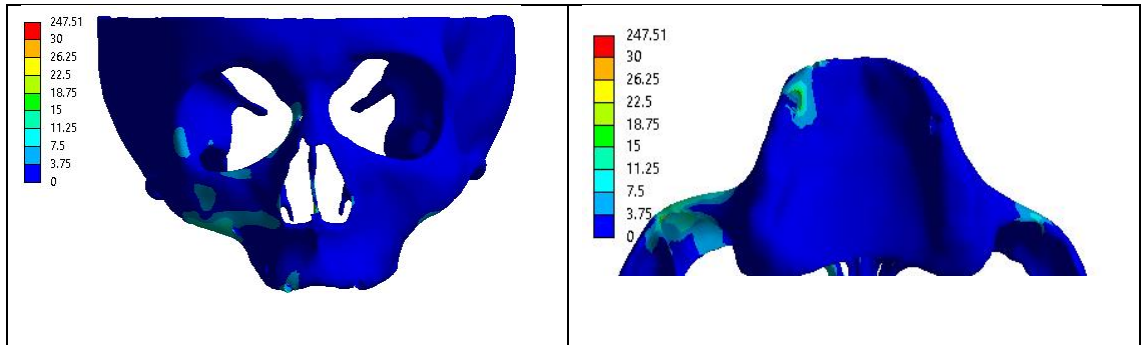


Şekil-41: Von Mises gerilme dağılımının farklı yönlerden gösterimi

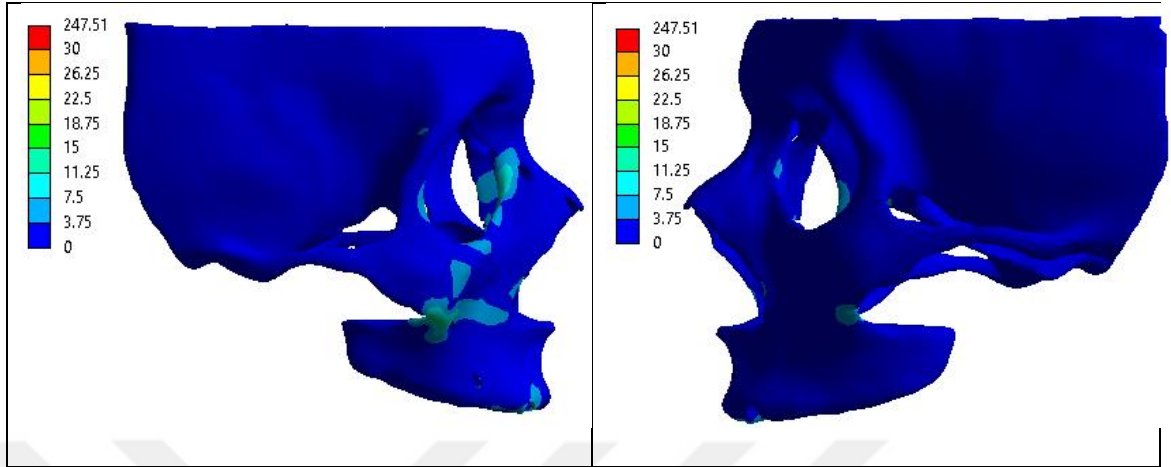


**Şekil-42:** Sağ ve sol implantta meydana gelen von Mises gerilme dağılımı

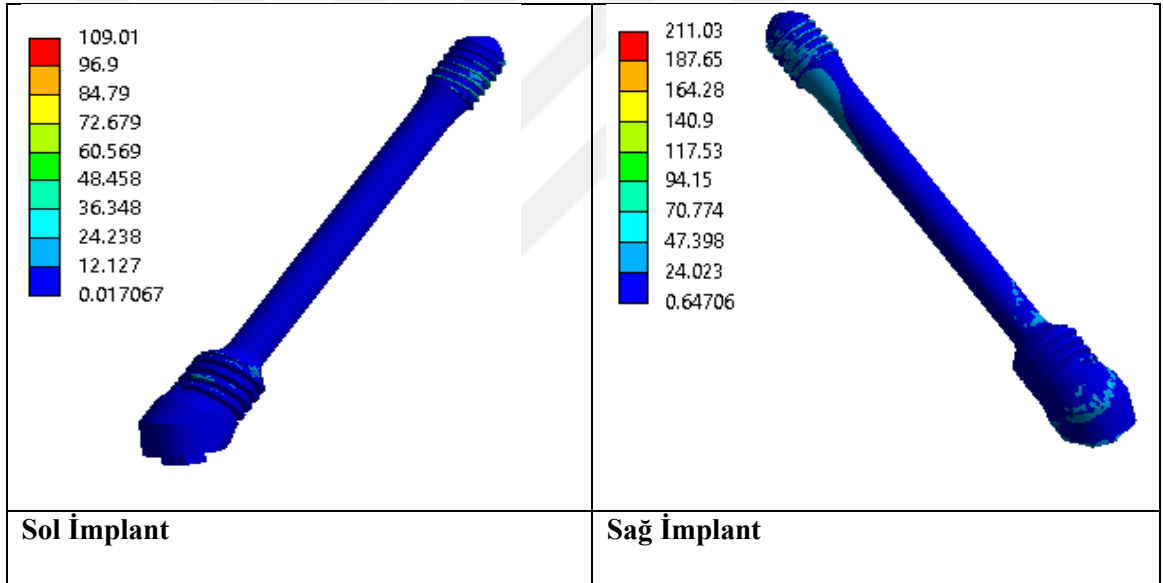
Sağ 2. büyük azı bölgesinde 150 N luk vertikal kuvvetler altında oluşan maksimum gerilme alveolar kemikte aynı bölgedeki implantın boyun bölgesinde gözlemlenirken zigomatik kemikte implantın apeksinde yoğunlaşmaktadır. Maksimum stres değerleri alveolar kemikte 15 MPa, zigomatik kemikte 11,25 MPa olarak ölçüldü. İmplantın maksimum gerilme değerleri intrasinüs teknikle yerleştirilen sol implantta 36,35 MPa, ekstramaksiller teknikle yerleştirilen sağ implantta 94 MPa'dır.



**Şekil-433:** Maksillada meydana gelen von Mises gerilme dağılımı

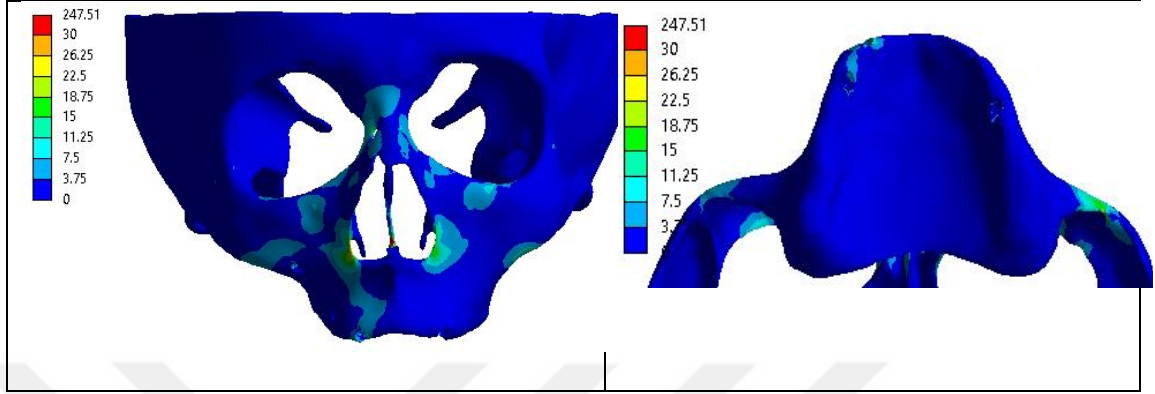


**Şekil-44:** Von Mises gerilme dağılımının farklı yönlerden gösterimi

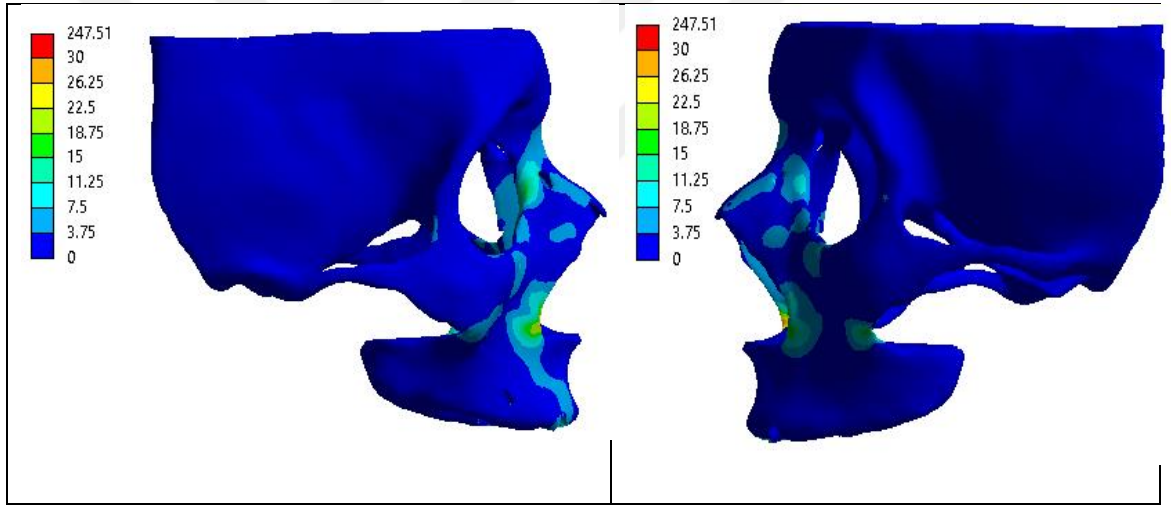


**Şekil-45:** Sağ ve sol implantta meydana gelen von Mises gerilme dağılımı

Sağ 2. küçük azı bölgesinde 150 N luk vertikal kuvvetler altında oluşan maksimum gerilme alveolar kemikte aynı bölgedeki implantın boyun bölgesinde, maksillada burun tabanında gözlemlenirken zigomatik kemikte zigomatikomaksiller suturda yoğunlaşmaktadır. Maksimum stres değerleri alveolar kemikte 3,75 MPa, zigomatik kemikte 7,5 MPa olarak ölçüldü. İmplantın maksimum gerilme değerleri intrasinüs teknikle yerleştirilen sol implantta 55,9 MPa, ekstramaksiller teknikle yerleştirilen sağ implantta 61 MPa'dır.

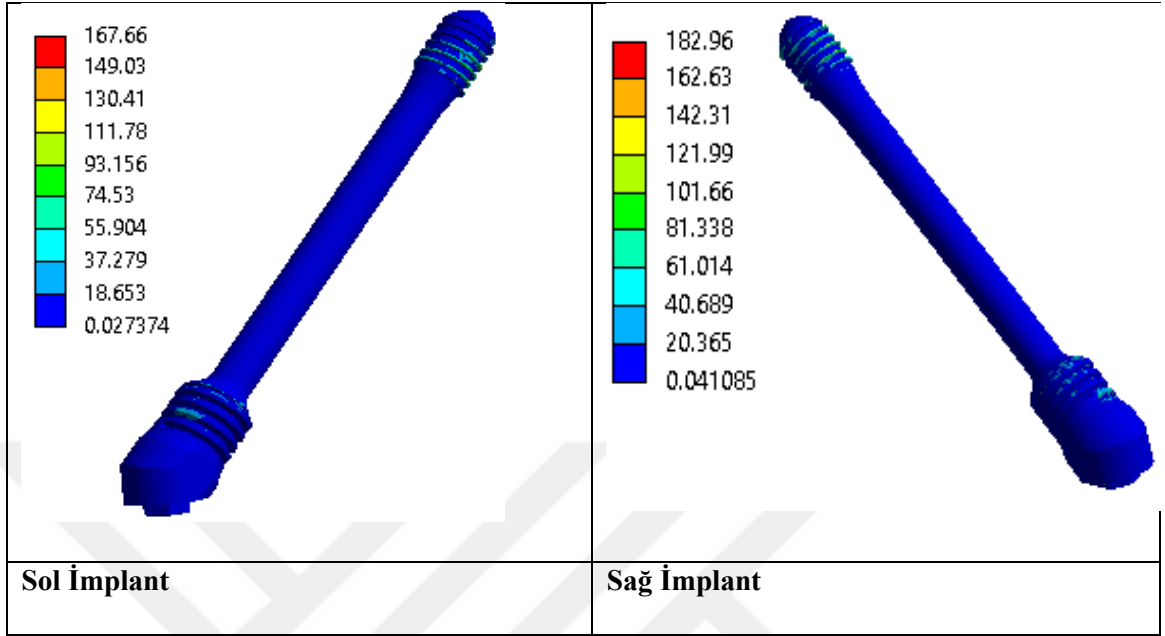


Şekil-46: Maksillada meydana gelen von Mises gerilme dağılımı



Şekil-47: Von Mises gerilme dağılımının farklı yönlerden gösterimi

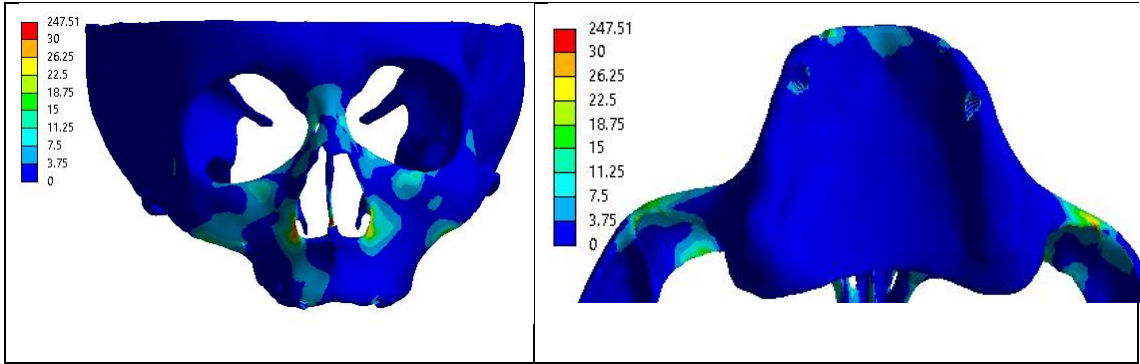




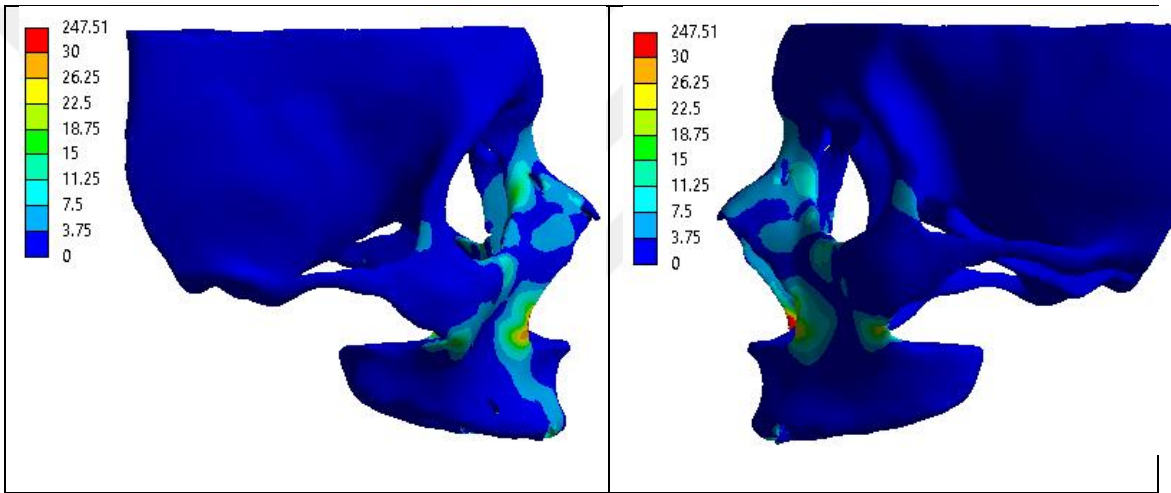
**Şekil-48:** Sağ ve sol implantta meydana gelen von Mises gerilme dağılımı

Sağ kesici bölgesinde 150 N luk vertikal kuvvetler altında oluşan maksimum gerilme alveolar kemikte aynı bölgedeki konvansiyonel yöntemle yerleştirilen implantın boyun bölgesinde, maksillada burun tabanında gözlemlenirken, zigomatik kemikte zigomatikomaksiller suturda yoğunlaşmaktadır. Maksimum stres değerleri alveolar kemikte 7,5 MPa, zigomatik kemikte 15 MPa olarak ölçüldü. İmplantın maksimum gerilme değerleri intrasinüs teknikle yerleştirilen sol implantta 92,8 MPa, ekstramaksiller teknikle yerleştirilen sağ implantta 100 MPa'dır.

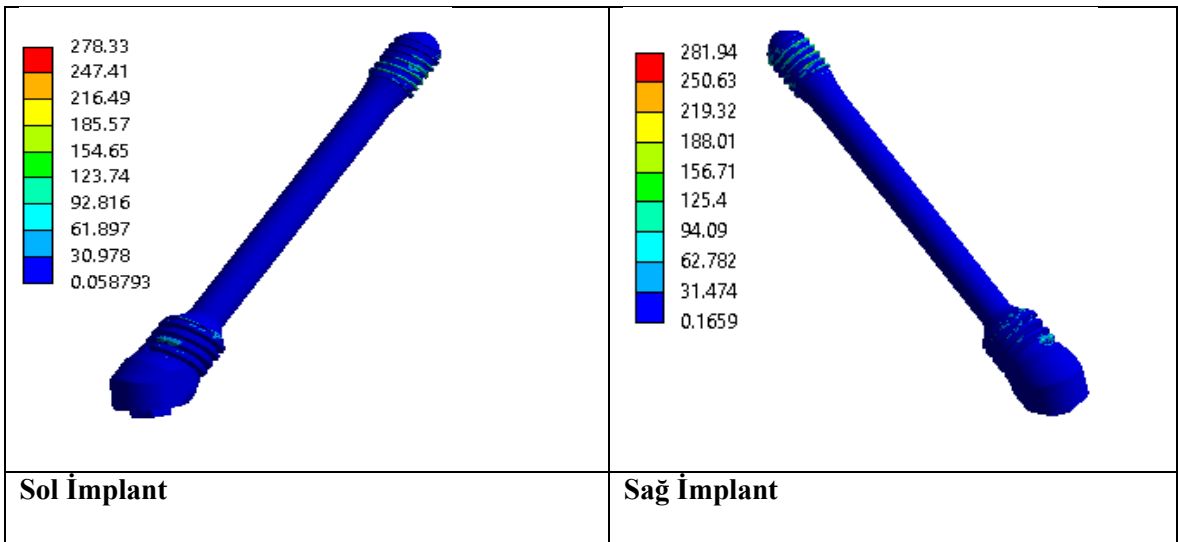




Şekil-49: Maksillada meydana gelen von Mises gerilme dağılımı



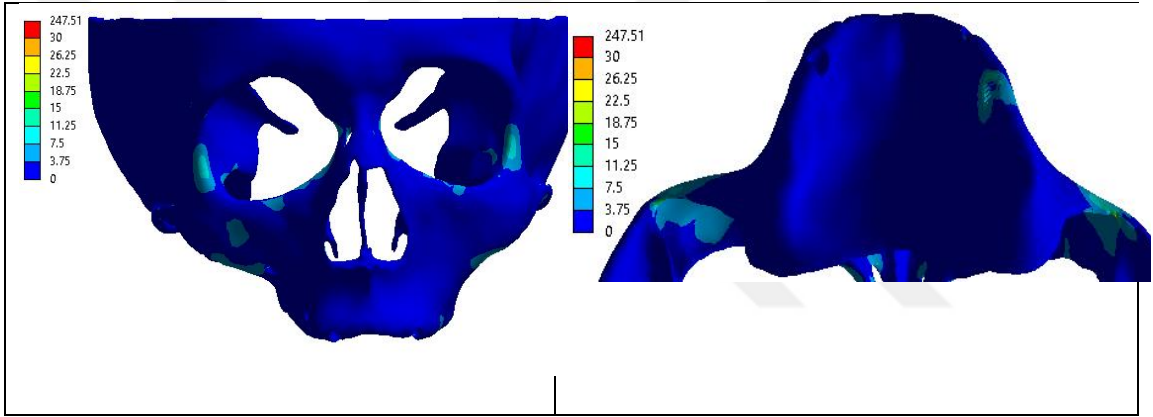
Şekil-50: Von Mises gerilme dağılımının farklı yönlerden gösterimi



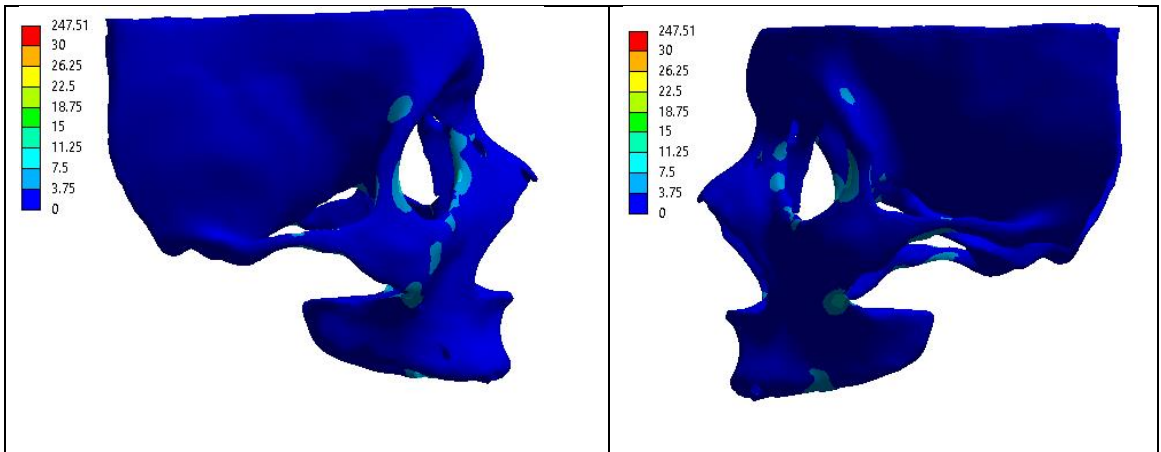
Şekil-51: Sağ ve sol implantta meydana gelen von Mises gerilme dağılımı

## 6.2. Lateral Kuvvetler

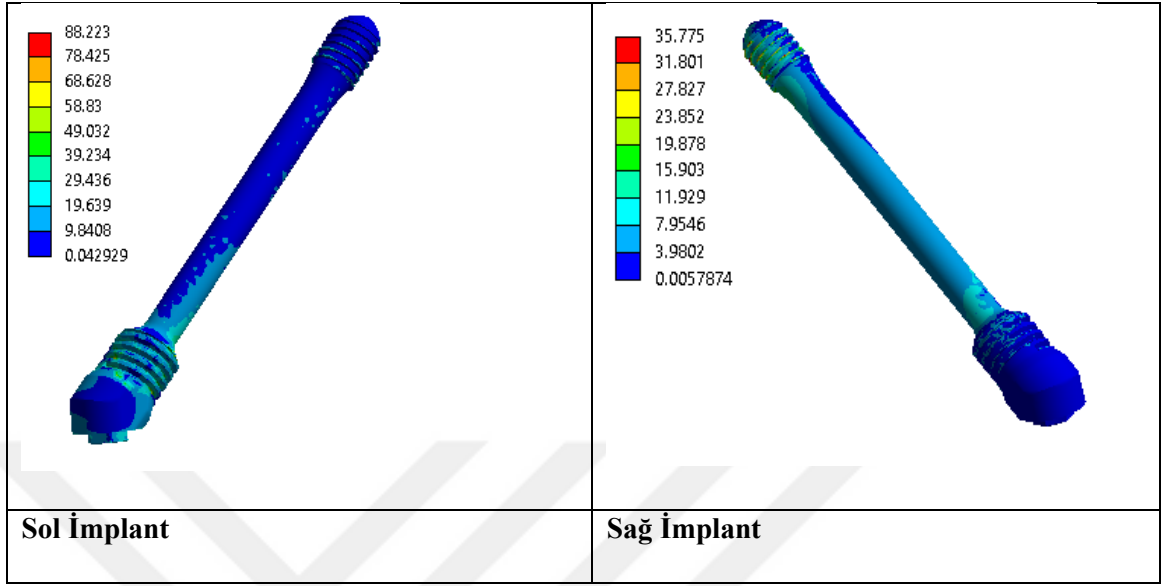
İntrasinüs teknikle yerleştirilen zigomatik implant bölgesine uygulanan 50 N luk lateral yükler altında maksimum stres alanları alveolar kemikte implantın boyun bölgesinde, zigomatik kemikte implantın apeksi etrafında yoğunlaşmaktadır. Maksimum stres değerleri alveolar kemikte 15 MPa, zigomatik kemikte 11,25 MPa dır. İmplantın maksimum gerilme değerleri intrasinüs teknikle yerleştirilen sol implantta 49,32 MPa, ekstramaksiller teknikle yerleştirilen sağ implantta 23,85 MPa dır.



Şekil-52: Maksillada meydana gelen von Mises gerilme dağılımı

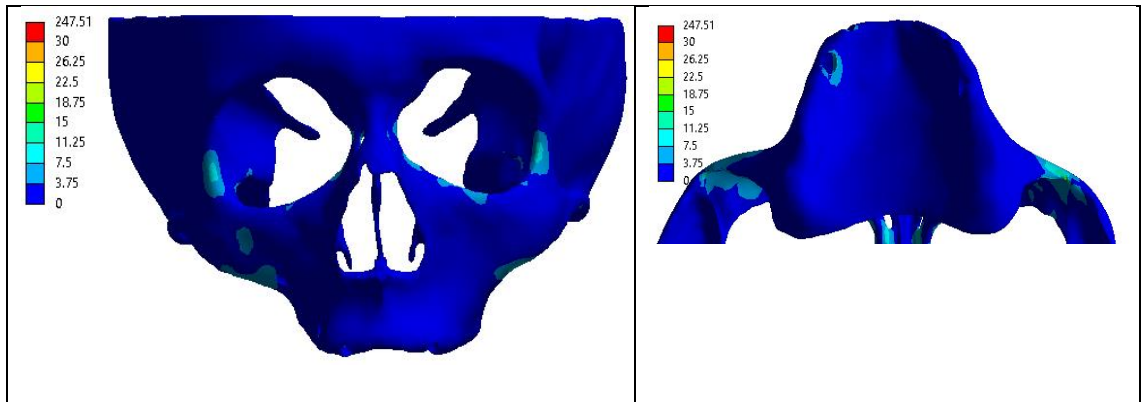


Şekil-53: Von Mises gerilme dağılımının farklı yönlerden gösterimi

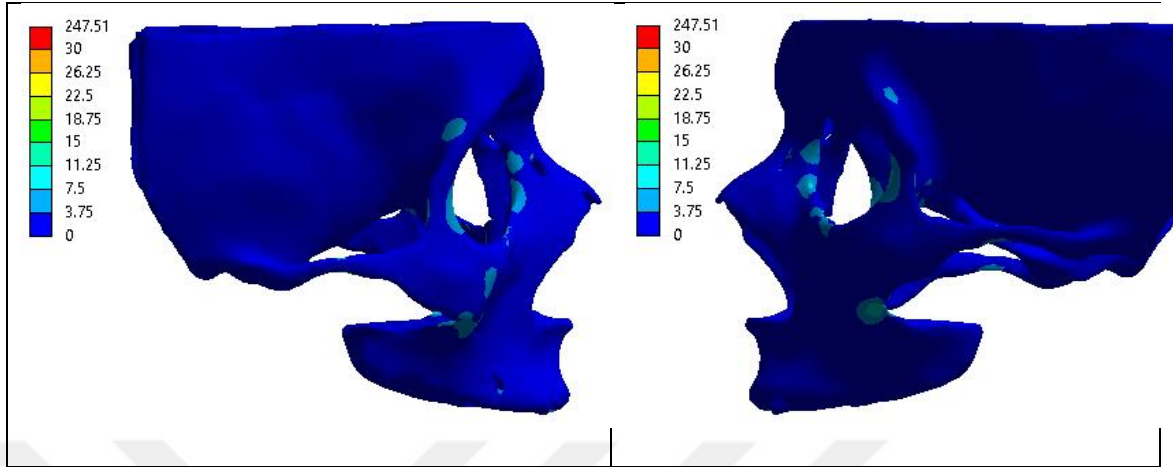


**Şekil-54:** Sağ ve sol implantta meydana gelen von Mises gerilme dağılımı

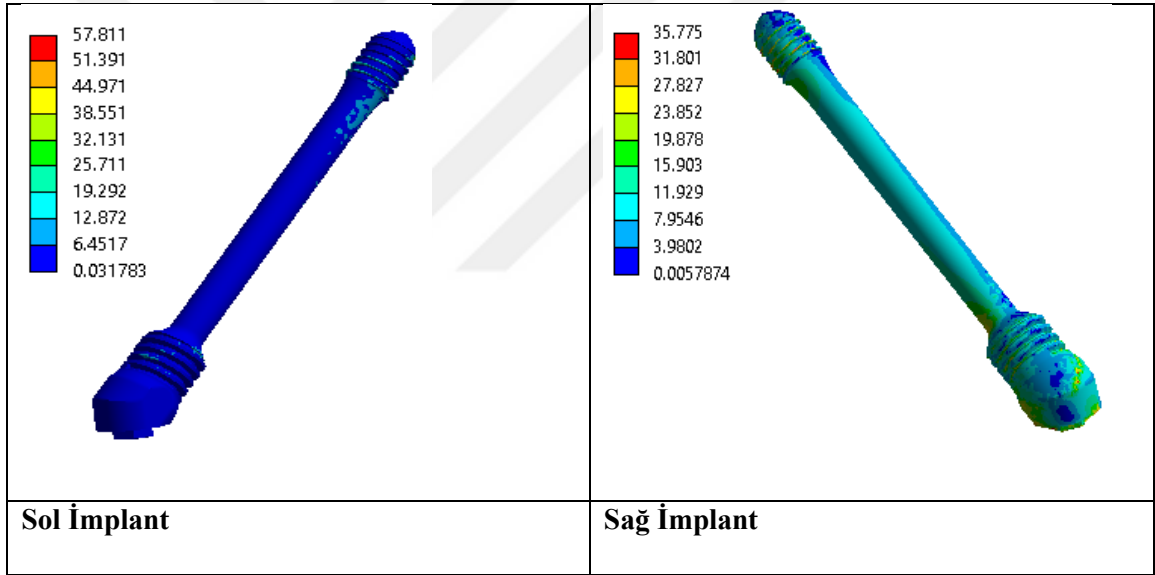
Ekstramaksiller teknikle yerleştirilen zigomatik implant bölgesine uygulanan 50 N luk lateral yükler altında maksimum stres alanları alveolar kemikte implantın boyun bölgesinde, zigomatik kemikte implantın apeksi etrafında yoğunlaşmaktadır. Maksimum stres değerleri alveolar kemikte 7,5 MPa, zigomatik kemikte 7,5 MPa dır. İmplantın maksimum gerilme değerleri intrasinüs teknikle yerleştirilen sol implantta 20 MPa, ekstramaksiller teknikle yerleştirilen sağ implantta 31,8 MPa dır.



**Şekil-55:** Maksillada meydana gelen von Mises gerilme dağılımı



Şekil-56: Von Mises gerilme dağılımının farklı yönlerden gösterimi

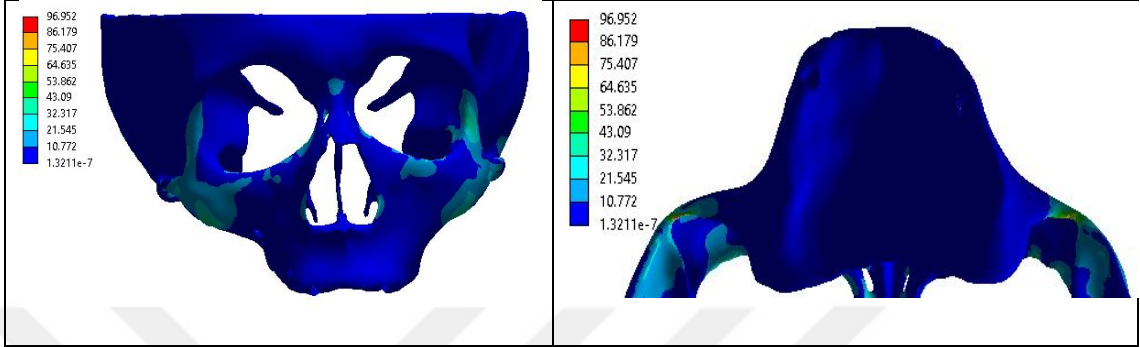


Şekil-57: Sağ ve sol implantta meydana gelen von Mises gerilme dağılımı

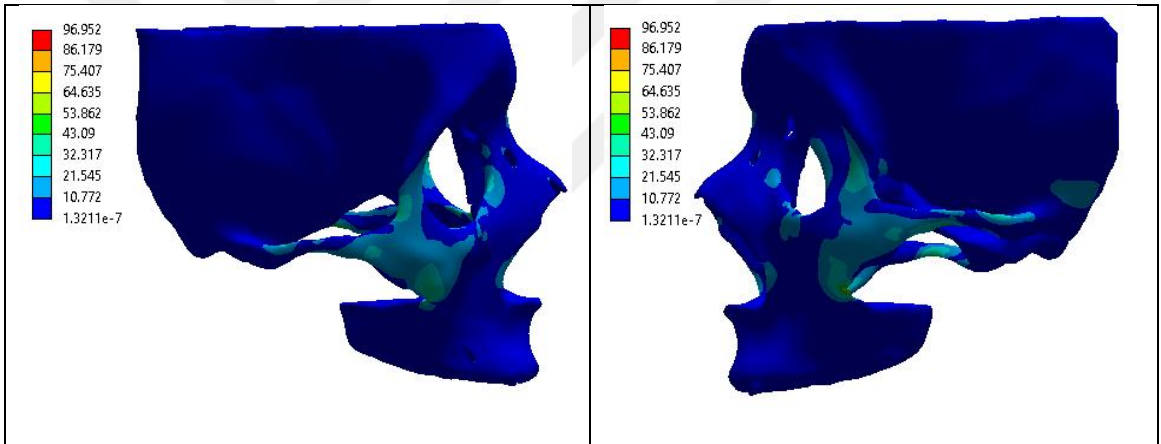
### 6.3. Mastikatör Kuvvetler

Masseter kasının çekiş gücünü taklit edecek şekilde maksillanın zigomatik kuvvetlerine uygulanan 300 N luk kuvvetler karşısında oluşan maksimum stres alanları sağ ve sol bölgede aynı olacak şekilde implantların apekslerinden başlayıp zigomatikofrontal, zigomatikomaksiller ve zigomatikotemporal suturlara doğru eşit bir dağılım göstermektedir. Maksimum stres değerleri 32,3 MPa olarak ölçülmüştür.

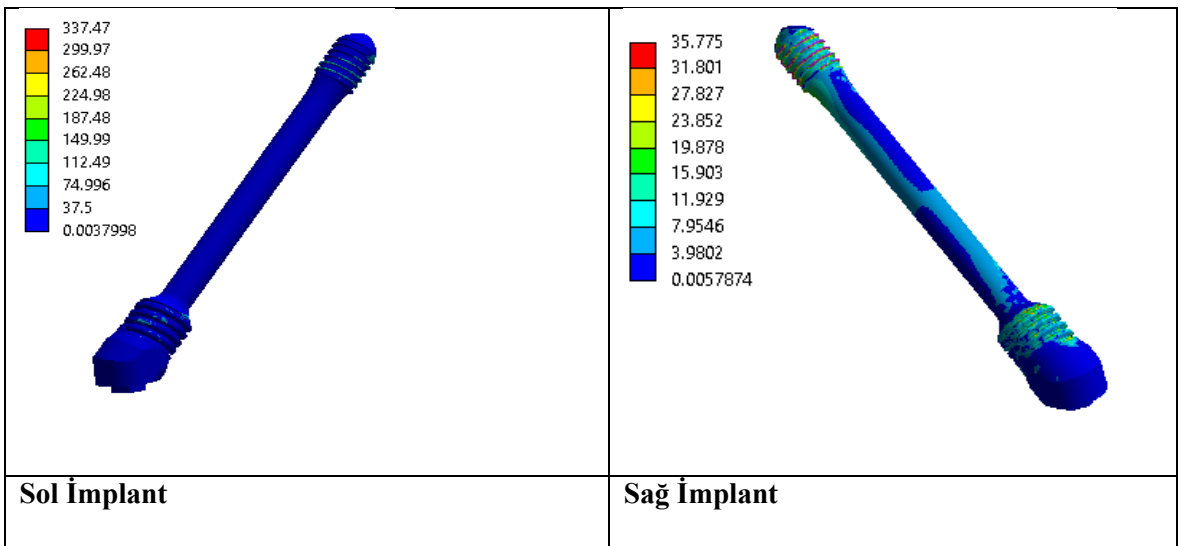
İmplantların maksimum stres değerleri ekstramaksiller teknikle yerleştirilen sağ implantta 35,5 MPa, intrasinüs teknikle yerleştirilen sol implantta 75 MPa'dır.



Şekil-58: Maksillada meydana gelen von Mises gerilme dağılımı



Şekil-4: Von Mises gerilme dağılımının farklı yönlerden gösterimi



Şekil-60: Sağ ve sol implantta meydana gelen von Mises gerilme dağılımı

Alveolar kemikteki gerilmeler kıyaslandığında bütün stres gruplarında masseter kasının çekiş gücünü taklit eden kuvvet uygulaması haricinde en yüksek gerilme bölgesi implantın boyun bölgesinde gözlemlenmiştir. Masseter kasının çekiş gücünü taklit eden 300 N luk kuvvet uygulamasında alveolar kemikte belirgin bir stres artışı görülmemiştir. Her iki teknikte de vertikal kuvvet uygulamalarında en düşük stres alanları premolar bölgeden uygulanan kuvvet noktalarında, en yüksek stres alanlarının 2. molar bölgeden uygulanan kuvvet noktalarında olduğu gözlemlenmiştir. Bunun sonucunda protezin kantilever noktalarından gelen kuvvetlerin her iki teknik için de en yıkıcı kuvvet olduğunu düşünmekteyiz. Ekstramaksiller teknikle uygulanan zigomatik implant, intrasinüs teknikle uygulanan zigomatik implantla kıyaslandığında 2. Molar ve kesici bölgesinden uygulanan vertikal kuvvetler altında daha yüksek stres değeri göstermektedir. Ekstramaksiller teknikle yerleştirilen zigomatik implant uygulamalarında lateral kuvvetler altında daha az stres değeri olduğu gözlemlenmiştir.

	Vertikal kuvvet (molar)	Vertikal kuvvet (premolar)	Vertikal kuvvet (kesici)	Lateral kuvvet	Masseter kuvvet
<b>İntrasinüs teknik</b>	7,5	3,75	4,25	15	1,32
<b>Ekstramaksiller teknik</b>	15	3,75	7,5	7,5	1,32

**Tablo-4:** Alveolar kemikte meydana gelen von mises stres değerleri(MPa)

Zigomatik kemikte oluşan stres değerleri kıyaslandığında her iki teknikle uygulanan implant yerleşimlerinde vertikal kuvvetler lateral kuvvetlere kıyasla daha geniş stres alanları oluşturmaktadır. Massetter kasının çekiş gücünü taklit eden 300 N'luk kuvvet uygulamalarında her iki teknikte de aynı stres değeri gözlemlenmiştir. Vertikal yükler kıyaslandığında intrasinüs teknikte en yüksek stres değeri 2. molar bölgesinden uygulanan kuvvetler altında, ekstramaksiller teknikte en yüksek stres değeri kesici bölgesinden uygulanan kuvvetler altında gözlemlenmiştir. En az stres değeri gösteren yükler premolar bölgeden uygulanan kuvvetler altında gözlemlenmiştir. Ekstramaksiller teknikte intrasinüs teknikle karşılaştırıldığında, vertikal ve lateral kuvvetler altında daha az stres değerleri gösterdiği gözlemlenmiştir.

	Vertikal kuvvet (molar)	Vertikal kuvvet (premolar)	Vertikal kuvvet (kesici)	Lateral kuvvet	Massetter kuvvet
<b>İntrasinüs teknik</b>	26,25	15	15	11,25	32,3
<b>Ekstramaksiller teknik</b>	11,25	7,5	15	7,5	32,3

**Tablo-5:** Zigomatik kemikte meydana gelen von mises stres değerleri(MPa)

İmplantların üzerinde oluşan gerilmeler kıyaslandığında her iki yöntemde de lateral kuvvetler altında streslerin daha geniş bir alana yayıldığı ancak en yüksek gerilme değerlerinin kesici dişler bölgesinden uygulanan vertikal kuvvet noktalarında olduğu gözlemlenmiştir. Vertikal kuvvetler altında oluşan gerilme değerleri lateral kuvvetlere kıyasla daha yüksek bulunmuştur. Ekstrasinüs teknikle uygulanan implant üzerindeki stres değerleri intrasinüs teknikle uygulanan implant üzerindeki gerilmelere kıyaslandığında premolar ve kesici bölgesinden uygulanan vertikal kuvvetler ile lateral

kuvvetler altında daha az stres değerleri göstermiştir. Masseter kasının çekiş gücünü taklit eden 300 N'luk kuvvet uygulamalarında ekstramaksiller teknikle yerleştirilen implantlar üzerinde oluşan gerilme değeri intrasinüs tekniğe kıyasla daha düşük bulunmuştur.

	Vertikal kuvvet (molar)	Vertikal kuvvet (premolar)	Vertikal kuvvet (kesici)	Lateral kuvvet	Masseter kuvvet
İntrasinüs teknik	85,2	67,7	106,7	49,32	75
Ekstramaksiller teknik	94	61	100	31,8	35,5

**Tablo-6:** İmplantlarda meydana gelen von mises stres değerleri(MPa)



## 7.TARTIŞMA

Uzayan yaşam süresi ve gelişen sosyoekonomik seviyeyle korelasyon içerisinde estetik ve fonksiyonel beklentilerde de artış izlenerek implant uygulamaları yaşlı popülasyonda yaygın bir hale gelmiştir. İlerleyen yaş ve total diş kaybına bağlı atrofi izlenen maksillada, özellikle posteriora sinüs pnömotizasyonuna bağlı kemik hacminde azalma izlenmekte olup, konvansiyonel implant yerleştirecek yeterli kemik genellikle mevcut olmamaktadır (Lombardo, D'agostino et al. 2016). İlave cerrahi işlemler veya modifiye implant uygulamaları ile maksilla rehabilitasyonu sağlanarak hastaya fonksiyon kazandırmak mümkün olmaktadır, ilave cerrahi işlemler sırasındaki ve sonrasındaki morbidite oranları, uzun tedavi süreleri nedeniyle çok tercih edilmeyip, son yıllarda açılı, kısa, pterigoid ve Zİ kullanılmaya başlanmıştır. Bu ilave cerrahi işlem gerektirmeyen uygulamalar arasında Zİ başarılı bir alternatif uygulama yöntemi olarak öne çıkmaktadır (Davo, Pons et al. 2010).

Greftleme teknikleri çok düşük başarı oranına sahip olmamakla birlikte, kemik grefti alınmasına bağlı donör sahada oluşan morbidite riskinin yüksek olması, greftin kemikle birleşmesi için gerekli sürenin final protezi geciktirmesi gibi nedenlerle maksilla rekonstrüksiyonundan vazgeçen hastalardan yola çıkarak; kısa, açılı, pterigoid, Zİ gibi modifiye implant uygulamaları ile ilave cerrahisiz maksilla rehabilitasyonu ile başarılı sonuçlar elde edilmektedir (Friberg 2008, Candel, Peñarrocha et al. 2012, Sharma and Rahul 2013). Atrofik maksillada Zİ'ler ilk olarak 1988 yılında Branemark tarafından kullanılmış olup, tekniğin geliştirilmesiyle başarılı sonuçlar elde edilmiştir (Corvello, Montagner et al. 2011).

Zİ ilk olarak malign tümörler nedeniyle maksillektomi uygulanan hastalarda, konvansiyonel obtüratörlerin retansiyonunu ve dolayısıyla yaşam kalitesini arttırmak amacıyla kullanılmıştır (Shirota, Shimodaira et al. 2011, Salem, Shakel et al. 2015). Salem ve ark. palatomaksiller defektli 8 hastada yerleştirdikleri Zİ'lere bağlanan obtüratörle konvansiyonel obtüratörü karşılaştırdıkları çalışmalarında; dişeti indeksi,

obtüratörün bağlandığı arktaki diğer dişlerin mobilite indeksi ve kemik seviyesi değerlendirmesinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını, masseter ve temporal kasların elektromiyografik değerlerinde artışla birlikte hastaların yaşam kalitelerinde belirgin artış gözlemlendiğini rapor etmişlerdir (Salem, Shakel et al. 2015).

Maksillektomi yapılan çenelerden, atrofik maksillaya uygulanmaya başlanan Zİ'lerde teknikler, anterior maksiller sinüs duvarının konkavitesi ve maksilladaki atrofinin derecesine bağlı olarak gelişim göstermiştir. Bu teknikler intrasinüs (Branemark, orjinal), Stella (sinüs slot), ekstrasinüs ve ekstramaksiller olarak tanımlanmaktadır. Branemark tarafından tanımlanan intrasinüs teknikte implant gövdesinin maksiller sinüs içerisinden ilerlemesi ve osteotominin çene kemiğindeki palatinal lokalizasyonu, protezin o bölgeye kadar uzanmasıyla hastalarda fonksiyon ve fonasyonda problemlere neden olmuştur. İmplantın çıkış profilinin çene kemiğinde vestibüle kayması ile implant gövdesinin her teknikte biraz daha maksillanın anterior duvarı dışında ilerlediği sinüs slot, ekstrasinüs ve ekstramaksiller teknikler, protetik problemleri azaltırken, palatinal kemik ve maksiller sinüs tabanı kortikal desteğinin kademeli kaybıyla biyomekanik dezavantajlar beraberinde getirmektedir. Aparicio zigomatik anatomi rehberli yaklaşımda; implant osteotomisi için maksiller sinüs duvarında pencere veya yuva açılmadan, zigomatik butres ve ağız içi başlangıç noktasının ilişkisine göre tamamen sinüs içinden veya dışından hastanın anatomisine göre tip 0'dan tip 4'e 5 grup tanımlamış ve karşılaşılma sıklıklarını sırasıyla %15, %49, %20,5, %9, %6,5 olarak rapor etmiş ve tedavi planlamasında kullanışlı olacağını belirtmiştir (Stella and Warner 2000, Brånemark, Gröndahl et al. 2004, Migliorança, Sotto-Maior et al. 2012, de Araújo Nobre, Maló et al. 2015).

Çalışmamızda; çift taraflı posterior maksilla atrofisi olan bir hastanın üç boyutlu modeline intrasinüs ve ekstramaksiller yerleşimli zigoma implantlarının uygulanması sonucunda çevre dokularda, mastikatör kuvvetler sonucu oluşan stres miktarları ve alanlarının incelenmesi için, sonlu elemanlar analizi yöntemini kullandık.

Bu çalışmanın amacı, uygulanan zigoma implantlarının, oluşturulan 2 ayrı modelde, temsil ettiği sistemleri gerçek hayattaki durum ile birebir karşılaştırmak değildir. Gerçek

hayatta hastadan hastaya değişiklik gösterebilecek (yumuşak doku kalınlığı, kemik yoğunluğu gibi) birçok 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.

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 çalışmalar yapılmıştır (Aparicio, Brånemark et al. 1993, Weischer, Schettler et al. 1997, Brånemark 1998, Krekmanov, Kahn et al. 2000, Aparicio, Perales et al. 2001, Malevez, Daelemans et al. 2003, Koca, Eskitascioglu et al. 2005, Arlin 2006, Maló, De Araújo Nobre et al. 2007, Zampelis, Rangert et al. 2007, Felice, Checchi et al. 2009, Fortin, Isidori et al. 2009, Ridell, Gröndahl et al. 2009, Hasan, Heinemann et al. 2010, Raviv, Turcotte et al. 2010). 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 dental implantların uygun olmayan stres dağılımından dolayı kısa süreli memnuniyet yarattığını, rezeksiyon bölgesindeki doku eksikliğine bağlı olarak retansiyon sistemlerinde problemler olduğunu, ilave retansiyon ve destek için rezeksiyon bölgesindeki veya karşıt bölgedeki zigomatik kemiğe implant yerleştirilmesinin uygun olabileceğini bildirmişlerdir (Weischer, Schettler et al. 1997).

Tümör cerrahisi sonrası, maksiller defektli hastaların tedavisinde zigoma implantları kullanılarak protezin stabilizasyonu artırılır ve hastanın yaşam kalitesi optimum düzeye

çıkarılmaya çalışılmaktadır (Tamura, Sasaki et al. 2000). Zigoma implantı kullanımı kemik greftlenme ihtiyacını ortadan kaldırır, tedavi süresini kısaltır ve göreceli olarak komplikasyon riskini azaltır (Galán Gil, Peñarrocha Diago et al. 2007).

Zigoma implantlarının yerleştirilmesinde ilk cerrahi teknik 1998 yılında Branemark tarafından tanımlandıktan sonra araştırmacılar tarafından birçok yeni teknik tanıtılmıştır (Brånemark 1998). Konvansiyonel teknikte ebatları artmış protez yapımına neden olması, oklüzal yükleme ve hijyen sağlamada zorluğa neden olması, üst yapı çevresinde yağ dokusu oluşması, mukozitise neden olması nedeniyle zaman içinde değişiklikler yapılmıştır (Gosain, Song et al. 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 (Chow, Wat et al. 2010)

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 and Warner 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 and Warner 2000, Penarrocha, Garcia et al. 2007).

Migliorança R. ve arkadaşları tarafından 2006 yılında ekstrasinüs tekniği ya da ekstramaksiller tekniği tanımlanmıştır. Bukkal konkavitesi olan bireylerde, implantı alveoler kretten uzağa yerleştirilmek zorunda kalınabilir. Bu teknikte, implant alveoler krete yakın olarak bukkal konkaviteye yerleştirilir. İmplant başı, 2. premolar ya da 1. molar seviyesinde konumlanır. İmplant maksiller sinüs lateral duvarından zigomaya yerleştirilir (Migliorança, Ilg et al. 2006). Konvansiyonel yöntemle karşılaştırıldığında, sinüs perforasyonun olmaması, cerrahi görüşü arttırması, implant başının alveoler krette yer alması gibi protetik ve biyomekanik avantajları vardır (Migliorança, Coppedê et al. 2011).

Daha önce bahsedilen tekniklerin hiç birinde implant başarı oranında farklılık bulunmamıştır (Davó, Malevez et al. 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 ekstramaksiller yöntem seçilmelidir (Chrcanovic, Pedrosa et al. 2013). Zigoma implantlarının çoğunun, cerrahi tekniğe bakılmaksızın, kemik kontakları implantın tüm boyunun üçte biri kadardır (Corvello, Montagner et al. 2011). Bu oran, zigoma implantları artmış açıyla yerleştirildiğinde, maksiller ve zigomatik kortikal tabakalara yeterli implant fiksasyonuna izin vermekte ve klinik problem yaratmamaktadır (Nkenke, Hahn et al. 2003).

Branemark ve ark. maksiller defekte sahip 27 hastada konsepti tanıttıkları intrasinüs teknikle yerleştirilen 65 Zİ'nin 1 ile 12 yıllık takibini yaptıkları çalışmada implant kaybının olmadığını, aynı araştırmacının bir diğer çalışmasında 28 hastada 52 zigomatik ve 106 konvansiyonel implantın 5 ile 10 yıllık takibini değerlendirdiklerinde, 3 zigomatik, 29 konvansiyonel implantın kaybedildiğini rapor etmişlerdir. Zİ kaybının

nedenleri olarak; fiksasyonda implantla kemik arasına kas dokusu sıkışması, implantın zigomatik kemikte ortalanmaması ve Paget hastalığına bağlı düşük kemik yoğunluğu nedeni ile olduğu rapor edilmiştir (Brånemark, Gröndahl et al. 2004)

Migliorança ve ark. yaş ortalaması 55 olan 21 (13 kadın, 8 erkek) atrofik maksillada yerleştirilen ve immedat olarak yüklenen 40 ekstrasinüs yerleşimli zigomatik, 74 konvansiyonel implantın 8 yıllık takibinde, başarı oranlarını zigomatik ve konvansiyonel implantlar ve protez için sırasıyla; %97,5, %95,9, %95,2, ekstrasinüs yerleşimli Zİ'lerin kabul edilebilir ve başarılı bir yöntem olduğunu bildirmişlerdir (Migliorança, Sotto-Maior et al. 2012).

Malo ve ark. (2008) yaşları 32 ile 75 arasında değişen, Cawood ve Howell sınıflamasında V veya VI olan aşırı atrofik maksillaya sahip 29 hastada (21 kadın, 8 erkek) ekstramaksiller teknikle yerleştirilen 67 Zİ'nin, 24 hastada konvansiyonel implantlarla, 5 hastada 4 Zİ'nin immedat yüklenmesiyle, 6 ile 18 aylık takipte implant ve protez sağ kalım oranını sırasıyla %98,5 ve %100 olarak rapor etmişlerdir (de Araújo Nobre, Maló et al. 2015).

Stievenart ve ark. yaş ortalaması 56 olan 10 hastada çift aşamalı, 10 hastada tek aşamalı uyguladığı 4 Zİ'li (quad) protokolde, 40 aylık takipte 80 implanttan 3'ünün tek hastada kaybediliğini, kümülatif implant sağ kalım oranının %96, aşırı atrofik maksillada 4 Zİ'nin desteklediği sabit bir protezin başarılı bir teknik olduğunu rapor etmişlerdir (Stiévenart and Malevez 2010).

Maksiller atrofisi 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 atrofisi 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.

SEA cismin temel yapısal özelliklerini içeren ve kuvvet uygulamasıyla oluşan değişimlerin, cismin küçük bölümlerinde matematik modellerle incelenerek, bütünü ile ilgili bilgi edinilebilen bir analizdir. SEA çalışmaları iki veya üç boyutlu yapılabilirken, iki boyutlu modellemelerde üç boyutlu cisimlerin iki boyuta indirgenmesi sonucu incelenen düzlem dışındaki gerilmeler ihmal edilerek, incelenen durumun gerçekliğini yeteri kadar yansıtmamaktadır. BT görüntülerinden üç boyutlu modeller oluşturularak yapılan SEA, kemik morfolojisi ve kuvvet dinamiklerini gerçeğe yakın aktarmaktadır (Ladd and Kinney 1998).

Çalışmamızda üç boyutlu SEA kullanıldı ve modellerde oluşan kuvvetlerin iletimi ve yayılımı klinik durumun gerçekliğine yakın şekilde yansıtıldı. SEA'da incelenecek yapılar, eleman adı verilen geometrik şekillere bölünür ve birbirleriyle düğüm noktalarından bağlanarak ağ yapıyı oluşturur. Kuvvet karşısında düğüm noktalarında meydana gelen değişim miktarı analizi belirlediğinden ve eleman sayısı kuvvet dağılımı üzerinde etkili olduğundan, fazla sayıda kullanılması etkin kuvvet dağılımını yansıtarak modelin doğruluk derecesinin ve hassasiyetinin yüksek olmasını sağlamaktadır (Menicucci, Mossolov et al. 2002). SEA çalışmalarında travmatik kuvvetlerin kırık üzerindeki etkisinin incelendiği çalışmalarda eleman sayısını Wanyura ve ark. ile Nagasao ve ark. orbita tabanı kırıklarında sırasıyla 633823 ve 240000, Schaller ve ark. zigomada 736934, Wen ve ark. ile Ujigawa ve ark. farklı Zİ teknikleri ve implant yerleşimlerini inceledikleri çalışmalarında sırasıyla 274000 ve 112000 olarak rapor etmişlerdir (Nagasao, Miyamoto et al. 2006, Ujigawa, Kato et al. 2007, Wanyura, Kowalczyk et al. 2011, Schaller, Huempfer-Hierl et al. 2013, Wen, Guo et al. 2014). Çalışmalardaki eleman sayılarının farklılık göstermesi modellerin içerdikleri bölgelerin farklı olmasından kaynaklanmaktadır. Ayrıca yüksek eleman sayısına sahip olan çalışmalar tam kafatası modellemeleridir. Çalışmamızdaki toplam eleman sayısı 604992, toplam düğüm sayısı 9169015 olarak bulunmuştur.

Julius Wolff 1870 yılında, kemik remodelasyonunun fonksiyonel kuvvetler altında rezorpsiyon-apozisyon mekanizması ile gerçekleştiğini ortaya atmıştır. 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 periimplantal destek dokulara iletilmektedir. Bu kuvvetler implant ve destek doku arasındaki temas alanında farklı streslere ve implantlar çevresindeki kemikte reformasyona sebep olmaktadır (Bidez and Misch 2005). İmplantların aşırı yüksek veya düşük strese yol açacak biçimde tasarlanması veya yerleştirilmesi kemikte rezorpsiyon ya da atrofiye neden olabilir (Geng, Tan et al. 2001). 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, Starmans et al. 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.

SEA gerilme dağılımlarının elde edilebilmesi, deneysel modelin kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi, malzemenin mekanik ve fiziksel özelliklerinin çok iyi yansıtılabilmesi gibi avantajları sebebiyle tercih edilmektedir. Analiz sonuçlarının gerçeği yansıtabilmesi için, modelin gerçek organ, doku ve restoratif malzemeye mümkün olduğunca benzemesi ve fonksiyonel uygulamanın da gerçekte etkili olan kuvvetleri büyüklük, yön ve tip olarak taklit etmesi gerekmektedir (Ladd and Kinney 1998, Menicucci, Mossolov et al. 2002). Koriouth ve ark, Hart ve ark, Voo ve ark. biyomekanik testler sonucu elde edilen kemik biyomekaniği ile ilgili verilerin SEA çalışmaları ile paralel olduğunu bildirmişlerdir (Hart, Hennebel et al. 1992, Voo, Kumaresan et al. 1996, Koriouth and Versluis 1997). Vollmer ve ark. kemik



biyomekaniğinin SEA ile incelenmesinin invaziv olmayan ve faydalı bir yöntem olduğunu yoksa mekanik kuvvetler altındaki kemiğın tepkisinin öngörülmesinin zor olduğunu bildirmiştir. İmplantlar etrafındaki trabeküler ve kortikal kemikteki gerilme ve gerinim kuvvetlerinin belirlenmesinde, SEA yönteminin yeterliliği belirtilmişlerdir (Vollmer, Meyer et al. 2000).

Son yıllarda zigoma implantları, zigoma ve maksiller sinüs ve alveoler kemiği modellemesi çalışmalar içerisinde öne çıkan konulardır (Freedman, Ring et al. 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 (Ujigawa, Kato et al. 2007, Ishak, Kadir et al. 2012, Wang, Qu et al. 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 (Ujigawa, Kato et al. 2007, Ishak, Kadir et al. 2012, Wang, Qu et al. 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 abutmentlar Impliance (İstanbul, Türkiye) firmasından temin edilerek dijital olarak taranmış ve gerçek oranda modeller elde edilmiştir.

Bilgisayarlı tomografide görüntünün netliği ve detaylar kesit aralığına bağlıdır. Kesit aralığı azaldıkça netlik artar (Korkmaz, Korkmaz et al. 2012). Çalışmamızda bilgisayarlı

tomografiden elde ettiğimiz görüntüleri 3D Slicer ayrıştırıp 3 boyutlu modellemeyi gerçekleştirdik.

Sonlu elemanlar stres analizi ile ilgili yapılan çalışmaların çoğunda kullanılan materyallerin özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir (Zhou, Zhao et al. 1999, Geng, Tan et al. 2001, Ujigawa, Kato et al. 2007). Biz de çalışmamızda kullanılan materyallerin özelliklerini homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul ettik.

Literatürde yapılan pek çok SEA çalışmasında, kemik-implant arasında %100 bağlantı ve osseointegrasyon olduğu kabul edilmiştir. Ancak, klinik koşullarda hiçbir zaman hücresel düzeyde %100 kemik-implant teması mümkün değildir (Geng, Tan et al. 2001). Osseointegrasyon oranındaki azalmanın stres artışına neden olduğu bildirilmiştir (Spivey, Kong et al. 1993). Çalışmamızda, yapılan SEA' da kemik ve implantın lineer özelliğe sahip olması gerekliliği nedeniyle implantın, kortikal 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 iki farklı teknikte uygulanan zigomatik implantları kendi aralarında karşılaştırmaktır. Her modelde %100 kemik teması olduğu için sonuçların bu amaç doğrultusunda yanıltıcı olmadığı düşünülebilir.

Doğal dişin mikro hareketliliği nedeniyle oklüzal kuvvet sonucu oluşan streslerin periodonsiyum boyunca kök çevresindeki alveol kemiğinde dağıldığı, implantta ise streslerin servikal bölgedeki kortikal kemikte ve apekte yoğunlaştığı bilinmektedir (Weinberg 1993). Kortikal kemiğin elastisite modülü süngerimsi kemikten daha fazla olduğu için, daha güçlüdür ve deformasyona daha fazla direnç gösterir (Skalak 1983). Bundan dolayı, başarısızlık daha çok kortikal kemikte veya implant ile olan bağlantısında oluşmaktadır (Geng, Tan et al. 2001). İmplantların uzun dönem başarısında, süngerimsi kemiğin kortikal kemik kadar etkili olmaması ve modelleme işlemini zorlaştırması

nedeniyle, çalışmamızın sonuçlarının değerlendirilmesinde özellikle kortikal kemikte oluşan stres değerleri esas alınmıştır.

Ujigawa ve arkadaşları kraniofasiyal yapılarda zigoma implantının stres dağılımını inceledikleri SEA çalışmalarında implantların yüzey özelliklerini göz ardı edip implantları yivsiz modellemişlerdir (Ujigawa, Kato et al. 2007). Ying ve arkadaşları tek taraflı maksiller defektli hastanın kafatasını modelledikleri ve kemik grefti ve zigoma implantı ile tedavi arasında stres dağılımı yönünden karşılaştırdıkları SEA çalışmalarında zigoma ve dental implantları yivsiz olarak modellemişlerdir (Ying, Dong-mei et al. 2006). Çözümlerin alınmasındaki zamanın kısaltılması açısından, model geometrilerinde bazı basitleştirmelere gidilmesi, SEA çalışmalarının pek çoğunda kullanılmıştır. Sonuçların doğruluk oranını yükseltebilmek için, çalışmamızda bu durumdan mümkün olduğunca kaçınılmıştır. Bu yüzden bizim çalışmamızda kemik kontak noktalarında implant modellemesine yivler dahil edilmiştir.

Çalışmamızda benzer çalışmalara uygun olarak implantların oklüzal yüzeyine vertikal kuvvet olarak 150 N, lateral kuvvet olarak 50 N ve masseter kasının çekiş gücü düşünülerek bağlantı noktası olan zigomatik ark ve maksillanın zigomatik prosesine 300 N kuvvet uygulanmıştır (Ujigawa, Kato et al. 2007, Ishak, Kadir et al. 2012, Wen, Guo et al. 2014)

Duan ve arkadaşlarının (2018) alveolar kemik defektinin zigoma implantları üzerindeki stres dağılımına etkilerini inceledikleri çalışmada zigoma implantını çevreleyen kemikteki maksimum stres noktalarının krestal kemikte olduğunu belirtmişlerdir. Zigoma implantları üzerindeki maksimum gerilimin anterior bölgede defekti bulunan grupta olduğunu ve bütün gruplarda maksimum gerilimin implant-abutment bağlantı noktasında olduğunu vurgulamışlardır. Çalışmamızda benzer bir şekilde bütün gruplarda alveolar kemikteki maksimum stres alanlarının implantın boynunu çevreleyen krestal kemikte yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Kesici bölgesinden uyguladığımız vertikal yükler altında her iki teknikte yerleştirilen implantlar üzerindeki

maksimum stres değerlerinin görülmesi anterior kemik desteğinin önemi açısından Duan ve arkadaşlarının yaptığı çalışmayla paralellik göstermektedir.

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, yük posteriora ilerledikçe süngerimsi kemiğin de, kortikal kemik ile benzer stres dağılımlarını gösterdiğini bildirmişlerdir. Yük 1.molar ve 1. premolar dişten uygulandığında oluşan stresler ile karşılaştırıldığında, yük 2. Molar dişten uygulandığında stresin şiddetli bir şekilde arttığı görülmüştür. Süngerimsi kemikteki stres kortikal kemikteki stresten daha az ölçülmüştür. Zigoma implantları üzerindeki gerilimlere baktıklarında ikinci molar yüklemesi yapıldığında, zigoma implantında oluşan en yüksek Von Mises stres değerini ölçmüşlerdir. Yine bu çalışmada da, en yüksek stresin implant abutment birleşiminde oluştuğu ve bukkolingual olarak, korondan implantın gövdesine doğru yayıldığı bildirilmiştir. Çalışmamızda Ishak ve ark. yaptığı çalışmaya benzer bir şekilde her iki teknikte de vertikal kuvvet uygulandığında en düşük stres alanları premolar bölgeden uygulanan kuvvet noktalarında, en yüksek stres alanlarının 2. Molar bölgeden uygulanan kuvvet noktalarında olduğu gözlemlenmiştir. Bunun sonucunda protezin kantilever noktalarından gelen kuvvetlerin her iki teknik için de en yıkıcı kuvvet olduğunu düşünmekteyiz. Ekstramaksiller teknikle uygulanan zigomatik implant, intrasinüs teknikle uygulanan zigomatik implantla kıyaslandığında 2. molar ve kesici bölgesinden uygulanan vertikal kuvvetler altında daha yüksek stres değeri göstermektedir. İmplant üzerinde oluşan stres değerleri açısından kıyaslandığında çalışmamızda en yüksek stres değerleri anterior bölgeden uygulanan vertikal kuvvetler altında oluştuğu gözlemlenmiştir.

Ujigawa K. ve arkadaşları ise yaptıkları SEA çalışmasında (2007), zigoma implantlarının kraniyofasiyal yapılarıdaki stres dağılımlarını incelemişlerdir. Çalışmada intrasinüs olarak yerleştirilen zigoma implantları anterior bölgede iki adet konvansiyonel implant ile kombine edilmiştir. Bizim çalışmamızda anterior bölgede iki konvansiyonel

implant kullanıldı. Bu çalışmada en yüksek Von Mises stres değeri zigoma implantı ile metal alt yapı birleşiminde ve zigoma implantının orta bölgesinde olduğu bulunmuştur. Zigoma implantlarında oluşan stres zigomatik kemiğin frontal ve temporal çıkıntılarında dağılmıştır. Titanyum alaşımların elastik deformasyon değeri 900 MPa olduğu için çıkan değerler çok önemli değildir ve 150 N vertikal yükleme implant başarısızlığına neden olmamaktadır. Stresin zigomatikomaksiller suturada yoğunlaştığı ve daha yüksek stresin suturadan yayıldığı düşünülebilir. Çalışmamızda bütün yükleme koşullarında implantlar üzerinde oluşan maksimum stres değerleri 900 MPa'nın çok altındadır. Zigomatik kemik üzerindeki maksimum streslerin özellikle zigomatikomaksiller suturda yoğunlaştığını, intrasinüs teknikle yerleştirilen implantın ekstramaksiller teknikle yerleştirilen implanta kıyasla zigoma üzerinde daha yüksek stres değerleri gösterdiği gözlemlenmiştir.

Freedman M. ve arkadaşları yaptıkları SEA 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 ederek oklüzal ve lateral kuvvetler altında oluşan gerilmeleri değerlendirmişlerdir. Alveol kemiği tarafından desteklenen implant yüzeyinin çok küçük olmasına rağmen, implanta uygulanan kuvvetlere çok yakın olması sonucu lateral ve oklüzal kuvvetler tarafından oluşan internal gerilmelerin azalmasında önemli olduğunu bildirmişlerdir. Alveol kemik desteği bulunan modelde vertikal kuvvetlerin lateral kuvvetlere oranla daha az stres oluşturduğunu, alveol kemik desteği bulunmayan modelin lateral kuvvetlere vertikal kuvvetlerden daha dayanıklı olduğunu göstermişlerdir. Alveol kemik desteği olmayan model kemik desteği bulunan modele kıyasla vertikal kuvvet uygulandığında daha yüksek Von Mises stres değerleri göstermiştir. Çalışmamızda intrasinüs teknikle yerleştirilen implant çevresinde en yüksek stres değerlerinin vertikal kuvvetlere kıyasla lateral kuvvetler altında olduğu, ekstramaksiller tekniğin lateral kuvvetleri daha iyi tolere ettiği gözlemlenmiştir.

## 8.SONUÇLAR

1. Uygulanan bütün vertikal ve lateral yüklerde alveolar kemikteki stresin implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir.
2. Alveolar kemik üzerinde, ekstramaksiller tekniğin lateral yükleri intrasinüs tekniğin vertikal yükleri daha iyi tolere ettiği gözlemlenmiştir.
3. Her iki teknikte de 2. Premolar bölgeden uygulanan yükler alveolar kemik üzerinde en az stres değerleri göstermiştir.
4. Ekstramaksiller kuvvette en yüksek stres değeri 2. molar bölgesinden uygulanan vertikal yükler altında gözlemlenmiştir.
5. Masseter kasının çekiş gücünü taklit eden kuvvetler altında her iki teknikte de alveolar kemikte belirgin bir stres artışı görülmemiştir.
6. Zigomatik kemikte oluşan stres değerleri kıyaslandığında her iki teknikle uygulanan implant yerleşimlerinde vertikal kuvvetler lateral kuvvetlere kıyasla daha geniş stres alanları oluşturmaktadır. Stres alanlarının özellikle implantların apeksinde ve zigomatikomaksiller suturda yoğunlaştığı, 2. molar bölgesinden uygulanan yüklerde bu streslerin frontal ve temporal proseslere doğru dağıldığı gözlemlenmiştir.
7. Ekstramaksiller teknikte intrasinüs teknikle karşılaştırıldığında, vertikal ve lateral kuvvetler altında zigomatik kemik üzerinde daha az stres değerleri gösterdiği gözlemlenmiştir.
8. Masseter kasının çekiş gücünü taklit eden 300 N'luk kuvvet uygulamalarında zigomatik kemik üzerinde her iki teknikte de aynı stres değeri gözlemlenmiştir.
9. İmplantların üzerinde oluşan gerilmeler kıyaslandığında her iki yöntemde de lateral kuvvetler altında streslerin daha geniş bir alana yayıldığı ancak en yüksek gerilme değerlerinin kesici dişler bölgesinden uygulanan vertikal kuvvet noktalarında olduğu

gözlemlenmiştir. Vertikal kuvvetler altında oluşan gerilme değerleri lateral kuvvetlere kıyasla daha yüksek bulunmuştur.

10. Ekstrasinüs teknikle uygulanan implant üzerindeki stres değerleri intrasinüs teknikle uygulanan implant üzerindeki gerilmelere kıyaslandığında premolar ve kesici bölgesinden uygulanan vertikal kuvvetler ile lateral kuvvetler altında daha az stres değerleri göstermiştir.

Atrofik maksillada zigomatik implantların kullanımı greft ihtiyacını ortadan kaldırarak postoperatif morbitideyi, işlem süresini ve maliyeti azaltır. Her iki tekniğinde birbirine göre avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Birbirlerine göre belirgin üstünlükleri bulunmamaktadır, ancak ekstramaksiller teknikte implant çıkış noktasının anteriorda yer aldığı düşünüldüğünde, yapılacak protezin ebatlarının minimum seviyede tutulmasına olanak sağlayacağından kantilever etkisi azalır, implantlar ve çevre doku üzerinde oluşan stresler azaltılabilir. Kullanılacak tekniğin seçiminde hastanın anatomik faktörleri en önemli etkindir. 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.

## 9. KAYNAKLAR

- Akça, K., M. C. Çehreli and H. İplikçioğlu (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).
- Akkocaoğlu, M. and A. Aktaş "Otojen Kemikle Maksiller Sinüs Ogmentasyonu ve Dental İmplant Uygulaması: Olgu Raporu Maxillary Sinus Floor Augmentation with Autogenous Bone Grafts and Dental Implants."
- Alkan, A., N. Çelebi and B. Baş (2008). "Acute maxillary sinusitis associated with internal sinus lifting: report of a case." European journal of dentistry **2**: 69.
- Aparicio, C. and D. C. Aparicio (2012). Zygomatic Implants: The Anatomy-guided Approach, Quintessence.
- Aparicio, C., P.-I. Brånemark, E. E. Keller and J. Olivé (1993). "Reconstruction of the Premaxilla With Autogenous Iliac Bone in Combination With Osseointegrated Implants." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **8**(1).
- Aparicio, C., C. Manresa, K. Francisco, P. Claros, J. Alánde, O. González-Martín and T. Albrektsson (2014). "Zygomatic implants: indications, techniques and outcomes, and the zygomatic success code." Periodontology 2000 **66**(1): 41-58.
- Aparicio, C., W. Ouazzani, A. Aparicio, V. Fortes, R. Muela, A. Pascual, M. Codesal, N. Barluenga, C. Manresa and M. Franch (2010). "Extrasinus zygomatic implants: three year experience from a new surgical approach for patients with pronounced buccal concavities in the edentulous maxilla." Clinical implant dentistry and related research **12**(1): 55-61.
- Aparicio, C., P. Perales and B. Rangert (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.
- Ardary, W. (1989). "Plate and screw fixation in the management of mandible fractures." Clinics in plastic surgery **16**(1): 61.
- Arıncı, K. and A. Elhan (2006). "Anatomi, 1. cilt. 4. baskı." Ankara: Güneş Kitapevi: 261-265.
- Arlin, M. L. (2006). "Short dental implants as a treatment option: results from an observational study in a single private practice." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **21**(5).
- Atali, O., A. Varol, S. Basa, C. Ergun and S. Hartomacioglu (2014). "Comparison and validation of finite element analysis with a servo-hydraulic testing unit for a biodegradable fixation system in a rabbit model." Int J Oral Maxillofac Surg **43**(1): 32-39.
- Atwood, D. A. (1971). "Reduction of residual ridges: a major oral disease entity." Journal of Prosthetic Dentistry **26**(3): 266-279.
- Bahat, O. (1992). "Osseointegrated implants in the maxillary tuberosity: report on 45 consecutive patients." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **7**(4).



Balshi, T. J., G. J. Wolfinger and S. Balshi (1999). "Analysis of 356 pterygomaxillary implants in edentulous arches for fixed prosthesis anchorage." International Journal of Oral and Maxillofacial Implants **14**(3): 398-406.

Baran, N. M. (1988). Finite element analysis on microcomputers, McGraw-Hill, Inc.

Barry, M., D. Kennedy, K. Keating and Z. Schauerl (2005). "Design of dynamic test equipment for the testing of dental implants." Materials & design **26**(3): 209-216.

Bays, R. (1986). "The pathophysiology and anatomy of edentulous bone loss." Reconstructive preprosthetic oral and maxillofacial surgery **1**: 1-17.

Becktor, J. P., S. Isaksson, P. Abrahamsson and L. Sennerby (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." Clinical implant dentistry and related research **7**(3): 159-165.

Bedrossian, E. (2010). "Rehabilitation of the edentulous maxilla with the zygoma concept: a 7-year prospective study." The International journal of oral & maxillofacial implants **25**(6): 1213.

Bedrossian, E. (2011). "Rescue implant concept: the expanded use of the zygoma implant in the graftless solutions." Dental Clinics **55**(4): 745-777.

Bernstein, S., J. Cooke, P. Fotek and H.-L. Wang (2006). "Vertical bone augmentation: where are we now?" Implant dentistry **15**(3): 219-228.

Bidez, M. and C. Misch (2005). "Clinical biomechanics in implant dentistry."

Bidra, A. and G. Huynh-Ba (2011). "Implants in the pterygoid region: a systematic review of the literature." International journal of oral and maxillofacial surgery **40**(8): 773-781.

Bohluli, B., M. H. K. Motamedi, P. Bohluli, F. Sarkarat, N. Moharamnejad and M. H. S. Tabrizi (2010). "Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagittal split ramus osteotomy: assessment of 9 methods via finite element method." Journal of Oral and Maxillofacial Surgery **68**(11): 2765-2769.

Bowden, J., T. Flood and I. Downie (2006). "Zygomaticus implants for retention of nasal prostheses after rhinectomy." British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery **44**(1): 54-56.

Boyes-Varley, J. G., D. G. Howes, J. F. Lownie and G. A. Blackbeard (2003). "Surgical modifications to the Brånemark zygomaticus protocol in the treatment of the severely resorbed maxilla: a clinical report." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **18**(2).

Boyne, P. J. (1973). Induction of bone repair by various bone grafting materials. Hard tissue growth, repair and remineralization. Ciba Foundation Symposium.

Boyne, P. J., L. C. Lilly, R. E. Marx, P. K. Moy, M. Nevins, D. B. Spagnoli and R. G. Triplett (2005). "De novo bone induction by recombinant human bone morphogenetic protein-2 (rhBMP-2) in maxillary sinus floor augmentation." Journal of Oral and Maxillofacial Surgery **63**(12): 1693-1707.

Boyne, P. J. and M. Peetz (1997). Osseous reconstruction of the maxilla and the mandible: surgical techniques using titanium mesh and bone mineral, Quintessence.

Brånemark, P. (1998). "Surgery and fixture installation." Zygomaticus Fixture Clinical Procedures. Göteborg, Sweden: Nobel Biocare **1**.

Brånemark, P. I., K. Gröndahl, L. O. Öhrnell, P. Nilsson, B. Petruson, B. Svensson, P. Engstrand and U. Nannmark (2004). "Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results." Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery and hand surgery **38**(2): 70-85.

Brodala, N. (2009). "Flapless surgery and its effect on dental implant outcomes." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **24**.

Bron, A., R. Tripathi and B. Tripathi (1997). *Wolff's Anatomy of the Eye and Orbit*. 8th, London, UK: Arnold.

Buser, D., U. Brägger, N. Lang and S. Nyman (1990). "Regeneration and enlargement of jaw bone using guided tissue regeneration." Clinical oral implants research **1**(1): 22-32.

Candel, E., D. Peñarrocha and M. Peñarrocha (2012). "Rehabilitation of the atrophic posterior maxilla with pterygoid implants: a review." Journal of Oral Implantology **38**(S1): 461-466.

Cawood, J. and R. Howell (1988). "A classification of the edentulous jaws." International journal of oral and maxillofacial surgery **17**(4): 232-236.

Cawood, J., P. Stoelinga and T. Blackburn (2007). "The evolution of preimplant surgery from preprosthetic surgery." International journal of oral and maxillofacial surgery **36**(5): 377-385.

Cawood, J., P. Stoelinga and J. Brouns (1994). "Reconstruction of the severely resorbed (Class VI) maxilla: A two-step procedure." International journal of oral and maxillofacial surgery **23**(4): 219-225.

Choi, J.-P., S.-H. Baek and J.-Y. Choi (2010). "Evaluation of stress distribution in resorbable screw fixation system: three-dimensional finite element analysis of mandibular setback surgery with bilateral sagittal split ramus osteotomy." Journal of Craniofacial Surgery **21**(4): 1104-1109.

Chow, J., E. Hui, P. K. Lee and W. Li (2006). "Zygomatic implants—protocol for immediate occlusal loading: a preliminary report." Journal of oral and maxillofacial surgery **64**(5): 804-811.

Chow, J., P. Wat, E. Hui, P. Lee and W. Li (2010). "A new method to eliminate the risk of maxillary sinusitis with zygomatic implants." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **25**(6).

Chrcanovic, B. R., T. Albrektsson and A. Wennerberg (2016). "Survival and complications of zygomatic implants: an updated systematic review." Journal of Oral and Maxillofacial Surgery **74**(10): 1949-1964.

Chrcanovic, B. R., A. R. Pedrosa and A. L. N. Custódio (2013). "Zygomatic implants: a critical review of the surgical techniques." Oral and maxillofacial surgery **17**(1): 1-9.

Collaert, B. and H. De Bruyn (2008). "Immediate functional loading of TiOblast dental implants in full-arch edentulous maxillae: a 3-year prospective study." Clinical oral implants research **19**(12): 1254-1260.

Corvello, P. C., A. Montagner, F. C. Batista, R. Smidt and R. S. Shinkai (2011). "Length of the drilling holes of zygomatic implants inserted with the standard technique or a revised method: a comparative study in dry skulls." Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery **39**(2): 119-123.

Cox, T., M. W. Kohn and T. Impelluso (2003). "Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures." Journal of Oral and Maxillofacial Surgery **61**(4): 481-487.

Çalış, A. (2006). "Maksiller posterior bölgede ileri derecede kemik atrofisi görülen durumlarda farklı tasarımlarda implant kullanımının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi." Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara.

da Silva, V., J. Santiago Jr, S. Panzarini and E. Pellizzer (2015). "Placement of dental implants in the maxillary tuberosity: a systematic review." International journal of oral and maxillofacial surgery **44**(2): 229-238.

Daas, M., G. Dubois, A. Bonnet, P. Lipinski and C. Rignon-Bret (2008). "A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations." Medical engineering & physics **30**(2): 218-225.

Daegling, D. J. and W. L. Hylander (2000). "Experimental observation, theoretical models, and biomechanical inference in the study of mandibular form." American Journal of Physical Anthropology **112**(4): 541-551.

das Neves, F. D., D. Fones, S. R. Bernardes, C. J. do Prado and A. J. F. Neto (2006). "Short implants--an analysis of longitudinal studies." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **21**(1).

Davó, R., C. Malevez, C. López-Orellana, F. Pastor-Beviá and J. Rojas (2008). "Sinus reactions to immediately loaded zygoma implants: a clinical and radiological study." European journal of oral implantology **1**(1).

Davó, R., C. Malevez, J. Rojas, J. Rodríguez and J. Regolf (2008). "Clinical outcome of 42 patients treated with 81 immediately loaded zygomatic implants: a 12-to 42-month retrospective study." European journal of oral implantology **1**(2).

Davó, R. and O. Pons (2015). "5-year outcome of cross-arch prostheses supported by four immediately loaded zygomatic implants: A prospective case series." European journal of oral implantology **8**(2).

Davo, R., O. Pons, J. Rojas and E. Carpio (2010). "Immediate function of four zygomatic implants: a one-year report of a prospective study." Eur J Oral Implantol **3**(4): 1-11.

de Araújo Nobre, M., P. Maló and I. Gonçalves (2015). "Evaluation of clinical soft tissue parameters for extramaxillary zygomatic implants and conventional implants in all-on-4 hybrid rehabilitations: Short-term outcome and proposal of clinical recommendations for intervention in recall appointments." Implant dentistry **24**(3): 267-274.

de Moraes, E. J. (2008). "Closure of oroantral communication with buccal fat pad flap in zygomatic implant surgery: a case report." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **23**(1).

Degidi, M., A. Piattelli and F. Carinci (2007). "Immediately loaded short implants: Analysis of a case series of 133 implants." Quintessence international **38**(3).

Duarte, L. R., H. N. Filho, C. E. Francischone, L. G. Peredo and P. I. Brånemark (2007). "The establishment of a protocol for the total rehabilitation of atrophic maxillae employing four zygomatic fixtures in an immediate loading system—a 30-month clinical

and radiographic follow-up." Clinical implant dentistry and related research **9**(4): 186-196.

Elsalanty, M. E. and D. G. Genecov (2009). "Bone grafts in craniofacial surgery." Craniofacial trauma & reconstruction **2**(3): 125.

Farah, J., R. Craig and K. Meroueh (1988). "Finite element analysis of a mandibular model." Journal of oral rehabilitation **15**(6): 615-624.

Fazili, M., G. Overvest-Eerdmans, A. Vernooij, W. Visser and M. Waas (1978). "Follow-up investigation of reconstruction of the alveolar process in the atrophic mandible." International journal of oral surgery **7**(4): 400-404.

Feinberg, S., R. Fonseca, R. Fonseca and W. Davis (1995). Reconstructive preprosthetic oral and maxillofacial surgery, WB Saunders Co, Philadelphia.

Felice, P., V. Checchi, R. Pistilli, A. Scarano, G. Pellegrino and M. Esposito (2009). "Bone augmentation versus 5-mm dental implants in posterior atrophic jaws. Four-month post-loading results from a randomised controlled clinical trial." Eur J Oral Implantol **2**(4): 267-281.

Fernández, H., A. Gómez-Delgado, S. Trujillo-Saldarriaga, D. Varón-Cardona and J. Castro-Núñez (2014). "Zygomatic implants for the management of the severely atrophied maxilla: a retrospective analysis of 244 implants." Journal of Oral and Maxillofacial Surgery **72**(5): 887-891.

Fischer, H., M. Weber and R. Marx (2003). "Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods." Journal of dental research **82**(3): 238-242.

Fonseca, R. J., H. D. Barber, M. P. Powers and D. E. Frost (2013). Oral and Maxillofacial Trauma-E-Book, Elsevier Health Sciences.

Fortin, T., M. Isidori and H. Bouchet (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).

Freedman, M., M. Ring and L. Stassen (2013). "Effect of alveolar bone support on zygomatic implants: a finite element analysis study." International journal of oral and maxillofacial surgery **42**(5): 671-676.

Freitas, E. P., S. C. Rahal, M. A. Gioso, L. C. Vulcano, A. C. Shimano, J. V. da Silva, P. Y. Noritomi and A. O. El Warrak (2010). "Finite element modeling for development and optimization of a bone plate for mandibular fracture in dogs." J Vet Dent **27**(4): 212-221.

Friberg, B. (2008). "The posterior maxilla: clinical considerations and current concepts using Brånemark System™ implants." Periodontology 2000 **47**(1): 67-78.

Friedenstein, A. (1973). "Determined and inducible osteogenic precursor cells." Hard tissue growth, repair and remineralization **11**: 169-185.

Galán Gil, S., M. Peñarrocha Diago, J. Balaguer Martínez and E. Marti Bowen (2007). "Rehabilitation of severely resorbed maxillae with zygomatic implants: an update." Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal (Internet) **12**(3): 216-220.

Geng, J.-P., K. B. Tan and G.-R. Liu (2001). "Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature." The Journal of prosthetic dentistry **85**(6): 585-598.

Gómez, E., T. González, J. Arias and L. Lasaletta (2008). "Three-dimensional reconstruction after removal of zygomatic intraosseous hemangioma." Oral and maxillofacial surgery **12**(3): 159-162.

Gongloff, R. K., M. Cole, W. Whitlow and P. Boyne (1986). "Titanium mesh and particulate cancellous bone and marrow grafts to augment the maxillary alveolar ridge." International journal of oral and maxillofacial surgery **15**(3): 263-268.

Gosain, A. K., L. Song, C. C. Capel, M. A. Corrao and T.-H. Lim (1998). "Biomechanical and histologic alteration of facial recipient bone after reconstruction with autogenous bone grafts and alloplastic implants: a 1-year study." Plastic and reconstructive surgery **101**(6): 1561-1571.

Hart, R. T., V. V. Hennebel, N. Thongpreeda, W. C. Van Buskirk and R. C. Anderson (1992). "Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study." J Biomech **25**(3): 261-286.

Hart, R. T., V. V. Hennebel, N. Thongpreeda, W. C. Van Buskirk and R. C. Anderson (1992). "Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study." Journal of Biomechanics **25**(3): 261-286.

Hasan, I., F. Heinemann, M. Aitlahrach and C. Bourauel (2010). "Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant." Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering **55**(6): 341-350.

Hieu, P.-D., J.-H. Chung, S.-B. Yim and K.-S. Hong (2010). "A radiographical study on the changes in height of grafting materials after sinus lift: a comparison between two types of xenogenic materials." Journal of periodontal & implant science **40**(1): 25-32.

Himmlova, L., T. j. Dostálová, A. Káčovský and S. Konvičková (2004). "Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis." The Journal of prosthetic dentistry **91**(1): 20-25.

Hohlweg-Majert, B., C. Pautke, H. Deppe, M. C. Metzger, K. Wagner and D. Schulze (2011). "Qualitative and quantitative evaluation of bony structures based on DICOM dataset." J Oral Maxillofac Surg **69**(11): 2763-2770.

Hrennikoff, A. (1941). "Solution of problems of elasticity by the framework method." J. appl. Mech.

Huang, H. M., L. De Wu, S. Y. Lee and C. T. Lin (2001). "Optimal design for wall thickness of dental implants using finite element method." Journal of Medical and Biological Engineering **21**(3): 191-195.

Hupp, J. R., M. R. Tucker and E. Ellis (2013). Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery-E-Book, Elsevier Health Sciences.

Ichim, I., J. A. Kieser and M. V. Swain (2007). "Functional significance of strain distribution in the human mandible under masticatory load: numerical predictions." Arch Oral Biol **52**(5): 465-473.

İnan, M. (1988). "Cisimlerin mukavemeti,(6. baskı)." İstanbul Teknik Üniversitesi Vakfı: 35-59.

Isaksson, S., A. Ekfeldt, P. Alberius and J.-E. Blomqvist (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." International journal of oral and maxillofacial surgery **22**(3): 144-148.

Ishak, M., M. A. Kadir, E. Sulaiman and N. A. Kasim (2012). "Finite element analysis of different surgical approaches in various occlusal loading locations for zygomatic implant placement for the treatment of atrophic maxillae." International journal of oral and maxillofacial surgery **41**(9): 1077-1089.

Jafari, A., K. S. Shetty and M. Kumar (2003). "Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces—a three-dimensional FEM study." The Angle Orthodontist **73**(1): 12-20.

Jensen, O. (2011). Dental Implants, An Issue of Dental Clinics-E-Book, Elsevier Health Sciences.

Kahnberg, K.-E., P. J. Henry, J.-M. Hirsch, L.-O. Öhrnell, L. Andreasson, P.-I. Brånemark, M. Chiapasco, G. Gynther, K. Finne and K. W. Higuchi (2007). "Clinical evaluation of the zygoma implant: 3-year follow-up at 16 clinics." Journal of oral and maxillofacial surgery **65**(10): 2033-2038.

Keller, E. (1995). "Reconstruction of the severely atrophic edentulous mandible with endosseous implants: a 10-year longitudinal study." Journal of oral and maxillofacial surgery **53**(3): 305-320.

Keller, E., N. Van Roekel, R. Desjardins and D. Tolman (1987). "Prosthetic-surgical reconstruction of the severely resorbed maxilla with iliac bone grafting and tissue-integrated prostheses." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **2**(3).

Khalifa, A. K., M. Wada, K. Ikebe and Y. Maeda (2016). "To what extent residual alveolar ridge can be preserved by implant? A systematic review." International journal of implant dentistry **2**(1): 22.

Khoury, F., H. Antoun and P. Missika (2007). Bone augmentation in oral implantology, Quintessence.

Kimura, A., T. Nagasao, T. Kaneko, T. Tamaki, J. Miyamoto and T. Nakajima (2006). "Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction." Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery **34**(4): 193-200.

Koca, O. L., G. Eskitascioglu and A. Usumez (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." The Journal of prosthetic dentistry **93**(1): 38-44.

Korioth, T. and A. Versluis (1997). "Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis." Critical Reviews in Oral Biology & Medicine **8**(1): 90-104.

Korkmaz, F. M., Y. T. Korkmaz, S. Yaluğ and T. Korkmaz (2012). "Impact of dental and zygomatic implants on stress distribution in maxillary defects: a 3-dimensional finite element analysis study." Journal of Oral Implantology **38**(5): 557-567.

Kökden, A. and M. Türker (1999). "Oral ve maksillofasiyal cerrahide kullanılan kemik greftleri ve biyomateryaller." Cumhuriyet Üni Dişhek Fak Derg **2**: 134-140.

Krauthammer, M., A. Shuster, D. Mezaad-Koursh, B. Shlomi, C. Stolovitch and I. Leibovitch (2017). "Extraocular muscle damage from dental implant penetration to the orbit." American Journal of Ophthalmology Case Reports **5**: 94-96.

Krekmanov, L., M. Kahn, B. Rangert and H. Lindström (2000). "Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **15**(3).

Ladd, A. J. and J. H. Kinney (1998). "Numerical errors and uncertainties in finite-element modeling of trabecular bone." Journal of biomechanics **31**(10): 941-945.

Leonard Krekmanov, D., M. Kahn, B. Rangert, M. Eng and H. Lindström (2000). "Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **15**(3).

Lombardo, G., A. D'agostino, L. Trevisiol, M. G. Romanelli, A. Mascellaro, M. Gomez-Lira, A. Pardo, V. Favero and P. F. Nocini (2016). "Clinical, microbiologic and radiologic assessment of soft and hard tissues surrounding zygomatic implants: a retrospective study." Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology **122**(5): 537-546.

Lum, L. and J. Osier (1992). "Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading." The Journal of oral implantology **18**(4): 343-348.

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., P. Daelemans, P. Adriaenssens and F. Durdu (2003). "Use of zygomatic implants to deal with resorbed posterior maxillae." Periodontology 2000 **33**(1): 82-89.

Maló, P., M. de Araujo Nobre and I. Lopes (2008). "A new approach to rehabilitate the severely atrophic maxilla using extramaxillary anchored implants in immediate function: a pilot study." The Journal of prosthetic dentistry **100**(5): 354-366.

Maló, P., M. De Araújo Nobre and B. Rangert (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., B. Rangert and M. Nobre (2005). "All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study." Clinical implant dentistry and related research **7**: s88-s94.

Maurer, P., S. Holweg and J. Schubert (1999). "Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible." J Craniomaxillofac Surg **27**(6): 365-372.

McGarry, T. J., A. Nimmo, J. F. Skiba, R. H. Ahlstrom, C. R. Smith, J. H. Koumjian and N. S. Arbree (2002). "Classification system for partial edentulism." Journal of Prosthodontics **11**(3): 181-193.

McHenry, D. (1943). "A LATTICE ANALOGY FOR THE SOLUTION OF STRESS PROBLEMS." Journal of the Institution of Civil Engineers **21**(2): 59-82.

Meijer, H., J. Kuiper, F. Starmans and F. Bosman (1992). "Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible." Journal of Prosthetic Dentistry **68**(1): 96-102.

Meijer, H., F. Starmans, W. Steen and F. Bosman (1993). "A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible." Archives of Oral Biology **38**(6): 491-496.

Menicucci, G., A. Mossolov, M. Mozzati, M. Lorenzetti and G. Preti (2002). "Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses." Clinical oral implants research **13**(3): 334-341.

Menini, M., A. Signori, T. Tealdo, M. Bevilacqua, F. Pera, G. Ravera and P. Pera (2012). "Tilted implants in the immediate loading rehabilitation of the maxilla: a systematic review." Journal of dental research **91**(9): 821-827.

Migliorança, R., J. Ilg, A. Serrano, R. Souza and M. Zamperlini (2006). "Sinus exteriorization of the zygoma fixtures: a new surgical protocol." Implant News **3**: 30-35.

Migliorança, R. M., A. Coppedê, R. C. Rezende and T. de Mayo (2011). "Restoration of the edentulous maxilla using extrasinus zygomatic implants combined with anterior conventional implants: a retrospective study." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **26**(3).

Migliorança, R. M., B. S. Sotto-Maior, P. M. Senna, C. E. Francischone and A. A. D. B. Cury (2012). "Immediate occlusal loading of extrasinus zygomatic implants: A prospective cohort study with a follow-up period of 8 years." International journal of oral and maxillofacial surgery **41**(9): 1072-1076.

Ming-Yih, L., L. Chun-Li, T. Wen-Da and L. Lun-Jou (2010). "Biomechanical stability analysis of rigid intraoral fixation for bilateral sagittal split osteotomy." J Plast Reconstr Aesthet Surg **63**(3): 451-455.

Minsk, L., A. Polson, A. Weisgold, L. Rose, F. Sanavi, H. Baumgarten and M. Listgarten (1996). "Outcome failures of endosseous implants from a clinical training center." Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995) **17**(9): 848-850, 852-844, 856 passim.

Misch, C. (1999). "Treatment planning for edentulous posterior maxilla." Contemporary implant dentistry: 193-204.

Misch, C. E. (2004). Dental Implant Prosthetics-E-Book, Elsevier Health Sciences.

Misch, C. E. (2007). Contemporary implant dentistry-E-Book, Elsevier Health Sciences.

Misch, C. E., Z. Qu and M. W. Bidez (1999). "Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement." Journal of oral and maxillofacial surgery **57**(6): 700-706.

Misch, C. E., J. Steigenga, E. Barboza, F. Misch-Dietsch, L. J. Cianciola and C. Kazor (2006). "Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study." Journal of periodontology **77**(8): 1340-1347.

Nagasao, T., J. Miyamoto, M. Nagasao, H. Ogata, T. Kaneko, T. Tamaki and T. Nakajima (2006). "The effect of striking angle on the buckling mechanism in blowout fracture." Plastic and reconstructive surgery **117**(7): 2373-2380.

Nkenke, E., M. Hahn, M. Lell, J. Wiltfang, S. Schultze-Mosgau, B. Stech, M. Radespiel-Tröger and F. W. Neukam (2003). "Anatomic site evaluation of the zygomatic bone for dental implant placement." Clinical Oral Implants Research **14**(1): 72-79.

Nyström, E., S. Lundgren, J. Gunne and H. Nilson (1997). "Interpositional bone grafting and Le Fort I osteotomy for reconstruction of the atrophic edentulous maxilla: A two-stage technique." International journal of oral and maxillofacial surgery **26**(6): 423-427.



Parr, G. R. (1985). "Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry: Per-Ingvar Branemark, MD, Ph. D., George A. Zarb, DSS, MS, FRCD (C), and Thomas Albrektsson, MD, Ph. D. Chicago, 1985, Quintessence Publishing Company, Inc. 350 pages, illustrated, indexed. Price \$88.00." Journal of Prosthetic Dentistry **54**(4): 611-612.

Peñarrocha-Oltra, D., R. Alonso-González, H. Pellicer-Chover, A. Aloy-Prósper and M. Peñarrocha-Diago (2015). "Closure of oroantral communication with buccal fat pad after removing bilateral failed zygomatic implants: A case report and 6-month follow-up." Journal of clinical and experimental dentistry **7**(1): e159.

Peñarrocha, M., C. Carrillo, A. Boronat and M. Peñarrocha (2009). "Retrospective study of 68 implants placed in the pterygomaxillary region using drills and osteotomes." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **24**(4).

Peñarrocha, M., B. Garcia, E. Marti and A. Boronat (2007). "Rehabilitation of severely atrophic maxillae with fixed implant-supported prostheses using zygomatic implants placed using the sinus slot technique: clinical report on a series of 21 patients." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **22**(4).

Petruson, B. (2004). "Sinuscopy in patients with titanium implants in the nose and sinuses." Scandinavian Journal of Plastic and reconstructive Surgery and Hand surgery **38**(2): 86-93.

Pham, A. V., M. Abarca, A. De Mey and C. Malevez (2004). "Rehabilitation of a patient with cleft lip and palate with an extremely edentulous atrophied posterior maxilla using zygomatic implants: case report." The Cleft palate-craniofacial journal **41**(5): 571-574.

Raviv, E., A. Turcotte and M. Harel-Raviv (2010). "Short dental implants in reduced alveolar bone height." Quintessence international: 575.

Reychler, H. and R. Olszewski (2010). "Intracerebral penetration of a zygomatic dental implant and consequent therapeutic dilemmas: case report." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **25**(2).

Rho, J. Y., R. B. Ashman and C. H. Turner (1993). "Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements." J Biomech **26**(2): 111-119.

Richardson, D. and J. Cawood (1991). "Anterior maxillary osteoplasty to broaden the narrow maxillary ridge." International journal of oral and maxillofacial surgery **20**(6): 342-348.

Ridell, A., K. Gröndahl and L. Sennerby (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.

Rubin, C., N. Krishnamurthy, E. Capilouto and H. Yi (1983). "Clinical Science Stress Analysis of the Human Tooth Using a Three-dimensional Finite Element Model." Journal of Dental Research **62**(2): 82-86.

Sakaguchi, R. L. and J. M. Powers (2012). Craig's restorative dental materials-e-book, Elsevier Health Sciences.

Salem, A., E. Shakel, A. Sadakha, E. Kassem and A. El-Segai (2015). "Evaluation of Zygomatic implant retained obturator in rehabilitation of partial palato-maxillectomy patients." Tanta Dental Journal **12**(1): 35-40.

Sartori, E. M., L. E. M. Padovan, I. A. de Mattias Sartori, P. D. Ribeiro Jr, A. C. G. de Souza Carvalho and M. C. Goiato (2012). "Evaluation of satisfaction of patients rehabilitated with zygomatic fixtures." Journal of Oral and Maxillofacial Surgery **70**(2): 314-319.

Sato, F. R. L., R. Sawazaki, D. Berretta, R. W. F. Moreira, P. A. Vargas and O. P. de Almeida (2010). "Aspergillosis of the maxillary sinus associated with a zygomatic implant." The Journal of the American Dental Association **141**(10): 1231-1235.

Schaller, A., H. Huempfer-Hierl, A. Hemprich and T. Hierl (2013). "Biomechanical mechanisms of orbital wall fractures—a transient finite element analysis." Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery **41**(8): 710-717.

Sharma, A. and G. Rahul (2013). "Zygomatic implants/fixture: a systematic review." Journal of Oral Implantology **39**(2): 215-224.

Shirota, T., O. Shimodaira, Y. Matsui, M. Hatori and S. Shintani (2011). "Zygoma implant-supported prosthetic rehabilitation of a patient with a maxillary defect." International journal of oral and maxillofacial surgery **40**(1): 113-117.

Shyam Sundar, S., B. Nandlal, D. Saikrishna and G. Mallesh (2012). "Finite Element Analysis: A Maxillofacial Surgeon's Perspective." J Maxillofac Oral Surg **11**(2): 206-211.

Skalak, R. (1983). "Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses." Journal of Prosthetic Dentistry **49**(6): 843-848.

Spagnoli, D., R. Mazzonetto and J. Marchena (2001). "Clinical Procedures Currently Using Bone Grafting With Guided Tissues Regeneration Techniques." ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY CLINICS OF NORTH AMERICA **13**(3): 423-436.

Spivey, J., W. Kong and P. Fotos (1993). "Stress distribution at the bone to implant interface: A 3-D finite element analyses (abstract 106)." J Dent Res **72**: 117.

Stearns, J., R. Fonseca and M. Saker (2000). "Revascularization and Healing of orthognathic surgical procedures." Oral and maxillofacial surgery. Philadelphia, Pa: WB Saunders Co.

Stella, J. P. and M. R. Warner (2000). "Sinus slot technique for simplification and improved orientation of zygomaticus dental implants: a technical note." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **15**(6).

Stiévenart, M. and C. Malevez (2010). "Rehabilitation of totally atrophied maxilla by means of four zygomatic implants and fixed prosthesis: a 6–40-month follow-up." International journal of oral and maxillofacial surgery **39**(4): 358-363.

Şimşek, A., G. Çakmak and E. Cila (2004). "Kemik greftleri ve kemik greftlerinin yerini tutabilecek maddeler." Totbid Dergisi **3**: 1-11.

TAMURA, H., K. SASAKI and R. WATAHIKI (2000). "Primary insertion of implants in the zygomatic bone following subtotal maxillectomy." The Bulletin of Tokyo Dental College **41**(1): 21-24.

Tatum, J. H. (1986). "Maxillary and sinus implant reconstructions." Dental Clinics of North America **30**(2): 207-229.

Taylor, M. (1987). "Physiology of the nose, paranasal sinuses, and nasopharynx." Otolaryngology **2**: 1-75.

Timmenga, N. M., G. M. Raghoobar, R. S. Liem, R. Van Weissenbruch, W. L. Manson and A. Vissink (2003). "Effects of maxillary sinus floor elevation surgery on maxillary sinus physiology." European journal of oral sciences **111**(3): 189-197.

Trisi, P., A. Rebaudi, F. Calvari and R. J. Lazzara (2006). "Sinus graft with biogran, autogenous bone, and PRP: a report of three cases with histology and micro-CT." International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry **26**(2).

Tulasne, J. (1992). "Osseointegrated fixtures in the pterygoid region." Advanced Osseointegration Surgery. Applications in the maxillofacial region. Chicago: Quintessence: 182-188.

Uckan, S., F. Veziroglu, S. S. Soydan and E. Uckan (2009). "Comparison of stability of resorbable and titanium fixation systems by finite element analysis after maxillary advancement surgery." Journal of Craniofacial Surgery **20**(3): 775-779.

Ujigawa, K., Y. Kato, Y. Kizu, M. Tonogi and G.-Y. Yamane (2007). "Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures." International journal of oral and maxillofacial surgery **36**(7): 620-625.

Ulm, C., P. Solar, R. Blahout, M. Matejka and H. Gruber (1992). "Reduction of the compact and cancellous bone substances of the edentulous mandible caused by resorption." Oral surgery, oral medicine, oral pathology **74**(2): 131-136.

Ulusoy, M. and A. AK (2003). "Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler." Cilt I. Ankara. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları: Yayın(23): 487-509.

Valeron, J. F. and J. F. Velazquez (1997). "Placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region: surgical procedure and preliminary results." International Journal of Oral and Maxillofacial Implants **12**: 814-819.

Van Staden, R., H. Guan and Y.-C. Loo (2006). "Application of the finite element method in dental implant research." Computer methods in biomechanics and biomedical engineering **9**(4): 257-270.

Vassos, D. M. and P. Petrik (1992). "The sinus lift procedure: an alternative to the maxillary subperiosteal implant." Implant Report **4**: 14-19.

Velásquez-Plata, D., L. R. Hovey, C. C. Peach and M. E. Alder (2002). "Maxillary sinus septa: a 3-dimensional computerized tomographic scan analysis." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **17**(6).

Vollmer, D., U. Meyer, U. Joos, A. Vegh and J. Piffko (2000). "Experimental and finite element study of a human mandible." Journal of cranio-maxillo-facial surgery **28**(2): 91-96.

Voo, L., S. Kumaresan, F. A. Pintar, N. Yoganandan and A. Sances (1996). "Finite-element models of the human head." Medical and Biological Engineering and Computing **34**(5): 375-381.

Vrielinck, L., C. Politis, S. Schepers, M. Pauwels and I. Naert (2003). "Image-based planning and clinical validation of zygoma and pterygoid implant placement in patients with severe bone atrophy using customized drill guides. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study." International journal of oral and maxillofacial surgery **32**(1): 7-14.

Wagner, A., W. Krach, K. Schicho, G. Undt, O. Ploder and R. Ewers (2002). "A 3-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical behavior of the

mandible and plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar process." Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod **94**(6): 678-686.

Wang, M., X. Qu, M. Cao, D. Wang and C. Zhang (2013). "Biomechanical three-dimensional finite element analysis of prostheses retained with/without zygoma implants in maxillectomy patients." Journal of biomechanics **46**(6): 1155-1161.

Wanyura, H., P. Kowalczyk, M. Bossak, D. Samolczyk-Wanyura and Z. Stopa (2011). "Finite element analysis of external loads resulting in orbito-nasal dislocations." J Stoma **64**: 411-424.

Weinberg, L. A. (1993). "The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **8**(1).

Weischer, T., D. Schettler and C. Mohr (1997). "Titanium implants in the zygoma as retaining elements after hemimaxillectomy." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **12**(2).

Wen, H., W. Guo, R. Liang, L. Xiang, G. Long, T. Wang, M. Deng and W. Tian (2014). "Finite element analysis of three zygomatic implant techniques for the severely atrophic edentulous maxilla." The Journal of prosthetic dentistry **111**(3): 203-215.

Weng, D., Z. Jacobson, D. Tarnow, M. B. Hürzeler, O. Faehn, F. Sanavi, P. Barkvoll and R. M. Stach (2003). "A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up." International Journal of Oral & Maxillofacial Implants **18**(3).

Williams, P., L. Bannister and M. Berry (1995). "Gray's Anatomy-the Anatomical Basis of Medicine and Surgery, Churchill Livingstone." New York, Edinburgh 38th edn pp 1595-1597. 177-Wolf KJ, Fobbe F (1995):—Color Duplex Sonography: Principles and Clinical Applications. Thieme Medical Publishers, New York.

Winkler, S., H. F. Morris and S. Ochi (2000). "Implant survival to 36 months as related to length and diameter." Annals of periodontology **5**(1): 22-31.

Wong, H. C. and W. C. Tang (2011). "Finite element analysis of the effects of focal adhesion mechanical properties and substrate stiffness on cell migration." J Biomech **44**(6): 1046-1050.

Wood, G. A. (2002). "Osseointegration and Autogenous Onlay Bone Grafts: Reconstruction of the Edentulous Atrophic Maxilla: Per-Ingvar Branemark, Kerstin Grondahl and Philip Worthington. Quintessence Books, 2001. Price£ 84, 160 pp. 359 illustrations. ISBN 0-86715-398-9 (Hardback)." British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery **40**(4): 352-353.

YAMAN, S. D. (1995). "SONLU ELEMENLAR YÖNTEMİ İLE DİŞHEKİMLİĞİNDEKİ UYGULAMALAR." Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi **1995**(1).

Ying, T., W. Dong-mei, W. Cheng-tao, W. Yi-qun and Z. Zhi-yuan (2006). Biomechanical evaluation of unilateral maxillary defect restoration based on modularized finite element model of normal human skull. Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the, IEEE.

Zampelis, A., B. Rangert and L. Heijl (2007). "Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis." The Journal of prosthetic dentistry **97**(6): S35-S43.

Zhong, W., B. Chen, X. Liang and G. Ma (2013). "Experimental study on penetration of dental implants into the maxillary sinus in different depths." Journal of Applied Oral Science **21**(6): 560-566.

Zhou, X., Z. Zhao, M. Zhao and Y. Fan (1999). "The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method." Hua xi kou qiang yi xue za zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China journal of stomatology **17**(1): 29-32.



## 10. ÖZGEÇMİŞ

<b>Adı</b>	ELİF	<b>Soyadı</b>	ÖZÇELİK
<b>Doğum Yeri</b>	BURSA	<b>Doğum Tarihi</b>	05.03.1990
<b>Uyruğu</b>	TÜRKİYE CUMHURİYETİ	<b>Tel</b>	0532 6970577
<b>E-mail</b>			

### Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
<b>Doktora/Uzmanlık</b>		
<b>Yüksek Lisans</b>		
<b>Lisans</b>	İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ DİŞHEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ	2013
<b>Lise</b>	ÖZEL NİLÜFER FEN LİSESİ	2007

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İNGİLİZCE	İYİ	İYİ	İYİ

### Yabancı Dil Sınav Notu #

YDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
	65							

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
<b>ALES Puanı</b>			
<b>(Diğer) Puanı</b>			

### Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
MICROSOFT OFFICE	İYİ