

T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**ZİGOMATİK İMPLANT UYGULANAN ATROFİK
MAKSİLLADA ZİGOMAYA GELEN TRAVMATİK
KUVVETLERİN ÜÇ BOYUTLU SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

DİŞ HEKİMİ
VOLKAN ÇAĞRI DAĞAŞAN

DANIŞMAN
PROF. DR. NURHAN GÜLER

İSTANBUL - 2017

TEZ ONAYI FORMU

Kurum : Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü



Program : Ağız Diş Çene Cerrahisi

Tez Başlığı: Zigomatik İmplant Uygulanan Atrofik Maksillada Zigomaya Gelen Kuvvetlerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi

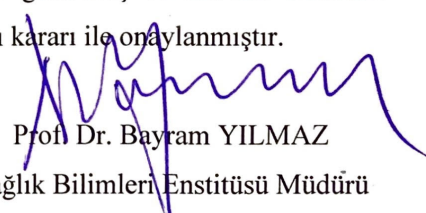
Tez Sahibi : Volkan Çağrı DAĞAŞAN

Sınav Tarihi : 12/07/2017

Bu çalışma jürimiz tarafından kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

	Unvanı, Adı-Soyadı (Kurumu)	İmza
Jüri Başkanı:	Prof.Dr. Nurhan GÜLER Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi AD	
Tez danışmanı:	Prof.Dr. Nurhan GÜLER Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi AD	
Üye:	Prof.Dr. Ender KAZAZOĞLU Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi	
Üye:	Doç.Dr. Bahadır KAN Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi	
Üye:	Doç.Dr. Ceyda ÖZÇAKIR TOMRUK Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi	
Üye:	Yrd.Doç.Dr. İbrahim MUTLU Kocaeli Üniversitesi Teknoloji Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği AD	

Bu tez Yeditepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun 14/7/2017 tarih ve 2017/15-15 sayılı kararı ile onaylanmıştır.


Prof. Dr. Bayram YILMAZ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

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

Volkan Çağrı DAĞAŞAN

TEŞEKKÜR

Akademisyenliğini örnek aldığım, cerrahi deneyimlerini ve teorik bilgisini paylaşmaktan çekinmeyen, saygının ancak sevgiyle var olabileceğini gösteren, bu çalışmanın her aşamasında desteğini ve özel zamanını esirgemeyen, değerli tez danışmanım, hocam, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Başkan'ı Sayın **Prof. Dr. Nurhan GÜLER**'e,

Bu çalışmanın analiz aşamasında değerli zamanını ayıran Kocaeli Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın **Yrd. Doç. Dr. İbrahim MUTLU** ve araştırma görevlisi **Talip ÇELİK**'e,

Akademik eğitimim boyunca desteklerini her zaman hissettiren ve bilgilerini paylaşan bölümümüz Öğretim Üyeleri hocalarım, Sayın **Doç. Dr. Ahmet H. ARSLAN**, Sayın **Doç. Dr. Ceyda Özçakır TOMRUK** ve Sayın **Doç. Dr. Ediz DENİZ**'e,

Tanıştığımız günden itibaren arkadaşlık ve abilik eden, **Yrd. Doç. Dr. Fatih CABBAR**, **Öğr. Gör. Dr. Çağrı M. BURDURLU**, **Dr. Doğuhan TAŞÇI**, **Dr. Onur H. SORKUN** ve **Dr. Can TATAR**'a,

Benim için hayatı daha anlamlı ve mutlu bir hale getiren dostlarım, **Öğr. Gör. Dr. Zeynep G. ÇUKUROVA**, **Dt. Hazar İ. YALDIZ** ve SA grubuna,

Berber olmaktan mutluluk duyduğum, keyifle çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma, hayatımızı kolaylaştıran başta **Semra TİK** ve **Arzu KARATAŞ** olmak üzere tüm ameliyathane ve klinik çalışma arkadaşlarıma,

Doğduğum günden itibaren yaşamımın her döneminde desteklerini ve sevgilerini hep hissettiğim, bu güne sayelerinde ulaştığım annem **Sevil DAĞAŞAN** ve babam **Doç. Dr. Levent DAĞAŞAN**'a

En içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI FORMU	ii
BEYAN	iii
TEŞEKKÜR	iv
İÇİNDEKİLER	v
ŞEKİLLER	vii
TABLolar	x
KISALTMALAR VE SİMGELER	xi
İNGİLİZCE ÖZET	xii
TÜRKÇE ÖZET	xiii
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Kemik	4
2.1.1. Kemik Yapısı	4
2.1.2. Çene Kemiği	5
2.1.3. Çene Kemiği Yoğunluğu	6
2.2. Maksillada Dişsizlik ve Yaş ile Oluşan Değişimler	9
2.2.1. Maksilla Anatomisi	9
2.2.2. Maksillada Rezorpsiyon	9
2.2.3. Atrofik Kemik Sınıflandırılması	11
2.2.4. Maksiller Sinüs Pnömatizasyonu	12
2.3. Atrofik Maksilla Rehabilitasyonunda İlave Cerrahi İşlemler	13
2.3.1. Sinüs Tabanı Yükseltme (Sinüs Lift)	13
2.3.2. Onlay Greftleme	15
2.4. Atrofik Maksillada İlave Cerrahisiz Modifiye İmplant Uygulamaları	16
2.4.1. Kısa İmplantlar	16
2.4.2. Açılı İmplantlar	17
2.4.3. Pterigoid İmplantlar	18
2.4.4. Zigomatik İmplantlar	19
2.4.4.1. Zigoma Anatomisi	19
2.4.4.2. Zigomatik İmplant Endikasyonları	20

2.4.4.3. Zigomatik İmplant Cerrahi Teknikleri	21
2.4.4.4. Zigomatik İmplant Komplasyonları	30
2.5. Maksillofasiyal Travmalar	33
2.5.1. Zigomatikomaksiller Kompleks Kırıkları	34
2.6. Kuvvet Analizleri	37
2.6.1. Temel Mekanik Kavramlar	37
2.6.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri	39
2.6.3. Sonlu Elemanlar Analizi	41
2.6.4. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi Aşamaları	42
2.6.4.1. Hazırlık Aşaması	42
2.6.4.2. Analiz Aşaması	42
2.6.5. Sonlu Elemanlar Analizi Avantaj ve Dezavantajları	43
3. GEREÇ ve YÖNTEM	44
3.1. İstatistiksel Değerlendirme	55
4. BULGULAR	56
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	84
6. KAYNAKLAR	98
7. EKLER	120
7.1. Ek 1	120
8. ÖZGEÇMİŞ	121

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Çene kemiklerinde rezorpsiyon süreci	11
Şekil 2.2. Cawood atrofik kemik sınıflaması	12
Şekil 2.3. Tip 0 şematik (A) ve ağız içi (B) görünümü	23
Şekil 2.4. Tip 1 şematik (A) ve ağız içi (B) görünümü	24
Şekil 2.5. Tip 2 şematik (A) ve ağız içi (B) görünümü	25
Şekil 2.6. Tip 3 şematik (A) ve ağız içi (B) görünümü	26
Şekil 2.7. Tip 4 şematik (A) ve ağız içi (B) görünümü	27
Şekil 3.1. Zigomatik implant modeli görüntüsü	56
Şekil 3.2. Kontrol grubu olarak zigomatik implant yerleştirilmeyen model görüntüsü	45
Şekil 3.3. Zigomatik implant apeksinin, zigomayı perfore ederek 1 mm dışarıda sonlanması (A), implant apeksinin kemiği perfore etmeden dış kortikal kemikte sonlanmasının görüntüsü (B)	46
Şekil 3.4. Zigomatik implant apeksinin, zigomayı perfore ederek 1 mm dışarıda sonlanması (A), implant apeksinin kemiği perfore etmeden dış kortikal kemikte sonlanmasının görüntüsü (B)	47
Şekil 3.5. Zigomatik implant apeksinin, zigomayı perfore ederek 1 mm dışarıda sonlanması (A), implant apeksinin kemiği perfore etmeden dış kortikal kemikte sonlanmasının görüntüsü (B)	48
Şekil 3.6. Zigomatik implant apekslerinin, zigomayı perfore ederek 1 mm dışarıda sonlanması (A), implant apekslerinin kemiği perfore etmeden dış kortikal kemikte sonlanmasının görüntüsü (B)	49
Şekil 3.7. Ağ yapısı oluşturulmuş model görüntüsü	50
Şekil 3.8. Ağ yapı üzerindeki her elemana atanan elastik modülün renk skalasıyla gösterimi (A), renk skalasının yoğunluk ve elastik modül karşılıklarının tablo görüntüsü (B)	51
Şekil 3.9. Modelin sabitlendiği bölgelerin görüntüsü	52
Şekil 3.10. 3247 N'luk kuvvetin zigoma bölgesindeki 40 mm ² uygulama alanı (A), uygulama yönü (B) ve uygulama alanı ve implant ilişkisinin	

görüntüsü (C)	53
Şekil 3.11. Eşdeğer gerilmelerin kemik model (A) ve zigomatik implant üzerinde renk skalasıyla gösterimi (B)	54
Şekil 4.1. Kontrol grubu eşdeğer gerilmelerin lateralden görüntüsü	56
Şekil 4.2. Eşdeğer gerilmelerin inferiordan oklüzal görüntüsü	57
Şekil 4.3. Eşdeğer gerilmelerin inferolateralden görüntüsü	57
Şekil 4.4. İntrasinüs eşdeğer gerilmelerin lateralden görüntüsü	58
Şekil 4.5. Eşdeğer gerilmelerin inferiordan oklüzal görüntüsü	59
Şekil 4.6. Eşdeğer gerilmelerin inferolateral görüntüsü	59
Şekil 4.7. Zigomatik implant üzerindeki eşdeğer gerilmelerin frontolateral görüntüsü	60
Şekil 4.8. İntrasinüs eşdeğer gerilmelerin lateralden görüntüsü	61
Şekil 4.9. Eşdeğer gerilmelerin inferiordan oklüzal görüntüsü	62
Şekil 4.10. Eşdeğer gerilmelerin inferolateral görüntüsü	62
Şekil 4.11. Zigomatik implant üzerindeki eşdeğer gerilmelerin frontolateral ve süperior görüntüsü.	63
Şekil 4.12. Ekstrasinüs eşdeğer gerilmelerin lateralden görüntüsü	64
Şekil 4.13. Eşdeğer gerilmelerin inferiordan oklüzal görüntüsü	65
Şekil 4.14. Eşdeğer gerilmelerin inferolateral görüntüsü	65
Şekil 4.15 Zigomatik implant üzerindeki eşdeğer gerilmelerin frontolateral görüntüsü	66
Şekil 4.16. Ekstrasinüs eşdeğer gerilmelerin lateralden görüntüsü	67
Şekil 4.17. Eşdeğer gerilmelerin inferiordan oklüzal görüntüsü	68
Şekil 4.18. Eşdeğer gerilmelerin inferolateral görüntüsü	68
Şekil 4.19. Zigomatik implant üzerindeki eşdeğer gerilmelerin frontolateral ve süperior görüntüsü	69
Şekil 4.20. Ekstramaksiller eşdeğer gerilmelerin lateralden görüntüsü	70
Şekil 4.21. Eşdeğer gerilmelerin inferiordan oklüzal görüntüsü	71
Şekil 4.22. Eşdeğer gerilmelerin inferolateral görüntüsü	71
Şekil 4.23. Zigomatik implant üzerindeki eşdeğer gerilmelerin frontolateral görüntüsü	72

Şekil 4.24. Ekstramaksiller eşdeğer gerilmelerin lateralden görüntüsü	73
Şekil 4.25. Eşdeğer gerilmelerin inferiordan oklüzal görüntüsü	74
Şekil 4.26. Eşdeğer gerilmelerin inferolateral görüntüsü	74
Şekil 4.27. Zigomatik implant üzerindeki eşdeğer gerilmelerin frontolateral ve süperior görüntüsü	75
Şekil 4.28. Çift ekstramaksiller eşdeğer gerilmelerin lateralden görüntüsü	76
Şekil 4.29. Eşdeğer gerilmelerin inferiordan oklüzal görüntüsü	77
Şekil 4.30. Eşdeğer gerilmelerin inferolateral görüntüsü	77
Şekil 4.31. Zigomatik implant üzerindeki eşdeğer gerilmelerin frontolateral görüntüsü	78
Şekil 4.32. Çift ekstramaksiller eşdeğer gerilmelerin lateralden görüntüsü	79
Şekil 4.33. Eşdeğer gerilmelerin inferiordan oklüzal görüntüsü	80
Şekil 4.34. Eşdeğer gerilmelerin inferolateral görüntüsü	80
Şekil 4.35. Zigomatik implant üzerindeki eşdeğer gerilmelerin frontolateral ve süperior görüntüsü	81
Şekil 4.36. Kemik maksimum eşdeğer gerilmelerin grafikte gösterimi	83
Şekil 4.37. Zigomatik implant maksimum eşdeğer gerilmelerin grafikte gösterimi	83

TABLÖLAR

Tablo 4.1. Modeller ve ilgili bölgelerdeki esneme kriteri 153 MPa'ı aşan eşdeğer gerilme varlığı

82



KISALTMA ve SİMGELER

°: derece

3D: 3 dimensional

3B: 3 boyutlu

a: İvme

Al: Alüminyum

Ark. : Arkadaşları

CAD: Computer aided design

DICOM: Digital imaging and communications in medicine

DOF: Degree of freedom

DSÖ: Dünya sağlık örgütü

E: Cismin elastisite modülü

F: Kuvvet

kgf: Kilogram kuvvet

m: Kütle

mm: Millimetre

MPa: Megapaskal

N: Newton

P: Paskal

S: Stres

SEA: Sonlu elemanlar analizi

Sn: Saniye

Ti: Titanyum

Zİ: Zigomatik implant

ZMK: Zigomatikomaksiller kompleks

Dağaşan V. Ç. (2017). Three-Dimensional Finite Element Analysis of Traumatic Forces on Zygoma with Zygomatic Implants. Yeditepe University, Health Sciences Institute, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, PhD Thesis. Istanbul. The aim of this study is to evaluate the stress distribution of traumatic forces to zygoma with zygomatic implants (ZI) placed by different surgical techniques and apical placement by using three-dimensional (3D) finite element analysis. 3D images were generated from computed tomography (CT) images in MIMICS 12.1 software. Rough models were imported to GEOMAGİC 3D software to reconstruct smooth surface 3D computer aided design (CAD) models, construction and insertion of ZI models were performed by SOLIDWORKS software. Totally 9 models were used including the non-ZI control model. Intrasinus, extrasinus, extramaxillary and dual extramaxillary techniques were modeled with each having sub-groups according to ZI apex perforating the lateral outer cortex of zygoma anchoring 1 mm distal and non-perforating variations. FEA software ANSYS was used to generate mesh for the bone and implant models, following material parameter assignment by BoneMat© program, boundary conditions were created. Models were fixed in all degrees of freedom and 3247 N static force was applied horizontally at an angle of 45° to the sagittal plane on zygoma at an area of 40 mm² in 1 second. Yield criteria for bone was defined 153 MPa and the colored visual scales were used to demonstrate von Mises stress values on bone and implants. While maximum von Mises stress values on bone around ZI apex on all perforated zygoma models were higher (9380 ± 3812 MPa), stress on zygomatic sutures were lower. The distribution of Von Mises stress values were higher on zygomaticofrontal, zygomaticotemporal, zygomaticomaxillary sutures and lateral wall of maxillary sinus on extramaxillary models and lower on intrasinus models with extrasinus models demonstrating highest alveolar process stress. The results of this study showed that bicortical anchorage from zygoma provides homogeneous distribution of the stress on zygomatic sutures while the loss of bicortical anchorage from alveolar bone with ZI body advancing lateral to maxilla increases the stress on sutures, creating higher risk of fracture.

Key Words: Maxillofacial trauma, Zygomaticomaxillary complex, Finite element analysis, Zygomatic implant

Dağaşan V. Ç. (2017). Zigomatik İmplant Uygulanan Atrofik Maksillada Zigomaya Gelen Travmatik Kuvvetlerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız Dış Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Doktora Tezi. İstanbul. Bu çalışmanın amacı; farklı teknik ve apikal yerleşimli zigomatik implantların (Zİ), travma biyomekaniği üzerine olası etkilerinin 3 boyutlu (3B) sonlu elemanlar analizi (SEA) ile değerlendirilmesidir. Çalışma atrofik maksillalı bir hastanın bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri üzerinden yürütüldü. Mimics 12.1 yazılımıyla 3B görüntü oluşturularak, GEOMAGIC 3D yazılımı ile pürüzsüz bir yüzey halinde modelleme tamamlandı ve 3B CAD model elde edildi. Zİ yerleştirilmeyen kontrol grubu ve SOLIDWORKS yazılımı ile Zİ'ler CAD modele intrasinüs, ekstrasinüs, ekstramaksiller, çift ekstramaksiller teknik ile Zİ apeksi zigomanın lateral dış kortikal kemiğini perforasyon etmeyen ve 1 mm dışında sonlanacak şekilde yerleştirilen modeller ile toplam 9 model elde edildi. ANSYS yazılımı ile ağ yapısı oluşturulup, BoneMat© programı ile elastik modül atamasını takiben sınır koşulları belirlendi. Sabitlenen modellere zigomada 3247 N statik kuvvet sagittal düzleme 45° açıyla horizontal olarak 40 mm² alana 1 saniyede uygulandı. Kemik esneme kriteri 153 MPa olarak belirlendi ve oluşan eşdeğer gerilme kuvvetleri renk skalasıyla değerlendirildi. Maksimum eşdeğer gerilme kuvvetleri tüm modellerde Zİ apeksi zigomanın lateral dış kortikal kemiğinin 1 mm dışında sonlanan bölgede daha yüksek izlendi (9380 ± 3812 MPa). Zigomatik suture bölgelerinde ise Zİ apeksinin 1 mm dışında sonlanan modellerde oluşan eşdeğer gerilme kuvvetleri, perforasyon edilmeyen modellere göre düşük seviyede izlendi. Eşdeğer gerilme kuvvetlerinin dağılımı; zigomatikofrontal, zigomatikotemporal, zigomatikomaksiller suture bölgeleri ve maksiller sinüs lateral duvarında en fazla ekstramaksiller en az intrasinüs modelde izlenirken, çene kemiğinde ise en yüksek ekstrasinüs modelde izlendi. Zigoma bölgesindeki implant ile alınan bikortikal desteğin travmatik kuvvetlerin homojen dağılımını sağladığı, çene kemiğinden alınan bikortikal desteğin ise Zİ gövdesi çene kemiğinden uzaklaşırken bu desteğin kaybedilmesi nedeniyle zigomatik suture bölgelerinde gerilmeyi arttırdığı ve dolayısıyla kırığa yol açabileceği sonucuna varıldı.

Anahtar Kelime: Maksillofasiyal travma, Zigomatikomaksiller kompleks, Sonlu elemanlar analizi, Zigomatik implant

1. GİRİŞ ve AMAÇ

"Yaşlı" kavramını 65 yaş üstü bireyler için tanımlayan Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) dünya nüfusunun yaşlandığını, travma oranlarının arttığını ve gelecekte de artacağını bildirmektedir. Fizyolojik bir süreç olan yaşlanma ile kemik yapısında morfolojik ve moleküler değişimler meydana gelmekte ve yaşlıların koordinatif kapasitelerinin azalmasıyla birlikte yaralanma ve kırık oluşumu riski artmaktadır. Kemikteki bu yapısal değişimler maksillofasiyal travmada risk faktörü iken, kırık paterninin ise yaralanmanın etiyojisiyle ilişkili olduğu belirtilmektedir. 60 yaş üstü popülasyonda maksillofasiyal travma etiyojisi en sık düşme olup, en çok etkilenen bölge zigomatikomaksiller komplekstir.

Uzayan yaşam süresi ile sosyoekonomik seviye arasındaki pozitif korelasyon, estetik ve fonksiyonel beklentilerin artışı beraberinde getirmektedir. Sabit protetik restorasyon isteği dişsiz çenelerde implant uygulamalarını yaygın hale getirmiştir. İlerleyen yaş ve total diş kaybına bağlı atrofi izlenen maksillada, özellikle posteriorda sinüs pnömatizasyonuna bağlı kemik hacminde azalma izlenmektedir. Konvansiyonel implant yerleştirilmesi için gereken yeterli kemik yüksekliğinin mevcut olmaması özellikle bu bölgelere implant uygulanımını sınırlamaktadır. Sabit bir protetik rehabilitasyon ile fonksiyon kazandırmak amacıyla atrofik çenelerde ilave cerrahi işlemler veya modifiye implant uygulamaları yapılmaktadır. Atrofik maksillada farklı greftleme yöntemlerinde, komplikasyon ve kemik grefti alınmasına bağlı donör sahada oluşan morbidite riskinin yüksek olması, greftin kemikle birleşmesi için gerekli sürenin final protezi geciktirmesi gibi nedenlerle ogmentasyon uygulanmayan hastalarda; kısa, açılı, pterigoid, zigomatik implantlar (Zİ) gibi modifiye implant uygulamaları ile ilave cerrahi işlem uygulanmadan maksillanın rehabilitasyonu sağlanmaktadır.

Aşırı atrofik çenelerde Zİ'lerin başarılı sonuçları, bu yöntemi alternatif bir uygulama olarak öne çıkarmaktadır. İlk uygulama alanı maksillektomi yapılan çenelerde konvansiyonel obtüratörlerin retansiyonunu ve dolayısıyla yaşam kalitesini arttırmak amacıyla kullanılan Zİ'ler zamanla atrofik maksillaya uygulanmaya başlanmıştır. İntrasinüs

(Branemark, orijinal), Stella (sinüs slot), ekstrasinüs ve ekstramaksiller olarak tanımlanan teknikler anterior maksiller sinüs duvarının konkavitesi ve maksilladaki atrofinin derecesine bağlı olarak gelişim göstermiştir. Çene kemiğinden alınan ankrajın aksine tüm tekniklerin ortak noktası, protetik biyomekanik için gerekli stabilitenin zigoma bölgesinden alınan bikortikal ankrajla sağlanmasıdır.. Tüm tekniklerin başarı oranlarını belirten karşılaştırmalı klinik çalışmalar bulunmamakla birlikte, kendi içlerinde bütün tekniklerin uzun dönem takipte %96 oranında başarılı sonuçları rapor edilmiştir. Zİ'deki bu yüksek başarı oranı iki bölgeden alınan bikortikal destek ile ilişkilendirilmektedir. Birinci destek bölgesinin, krestal bölgede çene kemiğinin palatinal ve maksiler sinüs tabanının kortikal yapısı ikinci destek bölgesinin ise zigoma bölgesinde maksiler sinüsün süperiorlateral tavanının ve zigomanın lateral dış kortikal yapısı olduğu bildirilmektedir.

Sonlu elemanlar analizi (SEA), cismin temel yapısal özelliklerini içeren ve kuvvet uygulamasıyla oluşan değişimlerin, cismin küçük bölümlerinde matematik modellerle incelenerek, bütünü ile ilgili bilgi edinilebilen bir analizdir. Kemiğin kuvvete karşı cevabının öngörüsünün zor olduğu gerçeğinin aksine; SEA'nın travma biyomekaniği incelenmelerinde; klinik vakalarda izlenen bulgular ile örtüşmesi gösterilerek gerilme analizlerinde gerçeğe yakın ve başarılı bir yöntem olduğu kabul edilmektedir. Farklı Zİ teknikleri ve bu tekniklerdeki farklı implant yerleşimleriyle oluşturulan alt gruplarda, fonksiyonel çiğneme ve kas kuvvetlerinin implantlar ve kemik üzerinde oluşturduğu gerilmelerin incelendiği SEA çalışmalarında, protetik biyomekanik açısından ideal implant konumları ve çene kemiği desteği değerlendirilerek, bütün tekniklerde yüklerin homojen dağıldığı, ideal tekniğin Zİ'nin atrofi öncesi dişlerin olduğu bölgede sonlandığı ve çene kemiği desteğinin izlendiği yerleşimler olduğu belirtilmektedir.

Zigoma ileriye doğru belirgin yapısıyla sıklıkla travmaya maruz kaldığından, bu bölgedeki travma biyomekaniğinin, dinamik veya statik kuvvetler uygulanarak oluşan gerilme kuvvetlerinin SEA ile incelendiği çalışmalar bulunmaktadır. Kuvvet iletimi ve dağılımının kırık paterni, seviyesi, ciddiyeti hakkında değerlendirmelerin yapıldığı çalışmalarda, zigomanın kortikal ve konveks güçlü makro yapısı nedeniyle, çoğu yaralanmanın zigomanın komşu kemiklerle olan artikülasyonlarından ayrılmasıyla

sonuçlandığı gösterilmiştir.

SEA maksillofasiyal bölgede travma biyomekaniğinin incelenmesinde yaygın kullanılmakla birlikte, Zİ'li bireylerde travmanın etkinliğinin araştırıldığı çalışma bulunmaması mevcut çalışmanın ana amacını oluşturmaktadır. Bu çalışmada; intrasinüs, ekstrasinüs, ekstramaksiller ve çift ekstramaksiller tekniklerle farklı apikal yerleşimli Zİ uygulamalarında, zigomaya uygulanan travmatik kuvvetlerin oluşturacağı gerilme kuvvet alanlarının üç boyutlu SEA ile incelenerek, Zİ'lerin travma biyomekaniği üzerine olası etkilerinin değerlendirilmesi amaçlandı.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik

2.1.1. Kemik Yapısı

Kemik, özelleşmiş mineralize bir bağ dokusu olup kimyasal yapısı %30 organik %70 inorganik matriksten oluşur. Kemik tuzları veya mineral matriks olarak da geçen inorganik yapı, en önemli bileşen olarak kalsiyum ve fosfat içeren hidroksiapatitle beraber demir, klor, potasyum, magnezyum ve karbonat içerir. Organik matriksi % 90 tip 1 kollajen ve % 10 ile çeşitli glikozaminoglikanlar, gliko ve mukoproteinler, fosfolipid gibi makromoleküllerden oluşur. Kollajen liflerin tekrarlayan ve üst üste binen yapısı dokunun gerilim ve kopma streslerine karşı direnç oluşturmasını sağlarken, esas madde içeriği kemiğin mineralizasyonunda rol oynar ve kalsiyum tuzlarının kemikte korunmasını sağlar. Kemiğin hücresel yapısını; osteoblastlar, osteoklastlar, osteositler ve bu hücrelerin öncüsü osteoprogenitör hücreler oluşturur (1–3).

Kemik dokusu makroskopik olarak, kortikal ve kansellöz olmak üzere 2 tabakadan meydana gelir. Kortikal (kompakt) kemik, kansellöz kemiği çevreleyen, yoğun sıkışmış lameller ve kompozit yapıdaki kemiklerden oluşur. Mineralizasyonu çok fazladır ve vücuttaki kemiklerin ortalama %80' ini oluşturarak iskelet sisteminin yapısal desteği konumundadır. Kansellöz (spongiyöz, trabeküler) kemik birbiriyle bağlantılı trabeküllerin oluşturduğu düşük yoğunluklu, mekanik etkilere karşı direnci zayıf olan kemik dokusudur. Yüzey alanı hacmine kıyasla fazla olup, kortikal kemiğe göre metabolik olarak daha aktiftir (1,2).

Kortikal ve kansellöz kemik tüm kemiklerin içeriğinde bulunur, yoğunlukları ve dağılımlarının birbirine olan oranları fonksiyona ve yaşa göre değişkenlik gösterir (4).

2.1.2. Çene kemiği

Çene kemiği, maksilla ve mandibulanın özelleşmiş bir yapısı olup kemik lamellerinin oluşturduğu kalbursu kemik (cribriform plate), kortikal, kansellöz ve bazal kemikten oluşur ve dişleri destekler (5,6).

Kortikal kemik, kompakt lamellerden oluşan dış kabuğu, kalbursu kemik ince kompakt kemikten soket iç duvarını oluşturur ve radyografik görüntüsüne lamina dura denir. İki kompakt kemik tabakasının arasını kansellöz kemik, çenelerin dişlerle teması kalmayan bölümüne ise bazal kemik oluşturur (7).

Çene kemiği oluşumu, diş sürmesiyle beraber periodontal ligament ve kemiğin birbirleriyle ataşman oluşturmasıyla başlar. Morfolojisindeki farklılıkları dişlerin boyutları, yerleşimleri ve fonksiyon sonucu oluşan biyomekanik etkenler belirler (8).

Mandibula bağımsız bir yapı olarak kuvvetleri tek başına karşılayan bir kemik iken, maksilla zigomatik ark ve palatinal kemik aracılığıyla kuvvetleri kraniyal ve orbital bölgeden uzağa dağıtan bir yapıdır. Biyomekanik işlevlerindeki farklılık nedeniyle mandibulanın dış kortikal kemik kalınlığı ve kansellöz kemik yoğunluğu maksillaya göre fazladır (8,9), bununla beraber dişler etrafındaki çene kemiğinin apikal bölgeye oranla kret tepesinde daha yoğun olduğu gözlenmiştir (10).

Mekanik gerilimin azalmasına bağlı dişlerin çevresinde trabeküler kemik kaybı gözlenir. Aynı ark içinde karşıt dişle oklüzal kontak olduğu ve olmadığı maksiller molar dişler etrafındaki trabeküler kemik karşılaştırmasında, kontak olmayan çene kemiği bölgesinin trabeküler yapısının daha az yoğun olduğunu göstermiştir (11).

Çene kemiğinde kemik yoğunluğu, çene bölgesine göre farklılık göstermektedir. Anterior mandibula en yoğun, sırasıyla anterior maksilla, posterior mandibula ve en az yoğun bölge olarak posterior maksilla belirtilmiştir (12).

2.1.3. Çene kemiği Yoğunluğu

Kemik yoğunluğu aynı zamanda kemik kalitesi olarak da tanımlanmakta ve kemiğin elastisite modülü, dayanıklılığı gibi biyomekanik özelliklerini tanımlamaktadır (13).

Linkow, kemik yoğunluğunu;

- **Sınıf I:** Sık ve eşit aralıklı trabeküler yapı
- **Sınıf II:** Kemik içerisindeki boşluk miktarı fazla, üniform özellik daha az
- **Sınıf III:** Trabeküller arasında geniş boşluklar bulunmaktadır.

Linkow, sınıf III kemiklerde implant ile kemik bağlantısının yetersiz, sınıf II kemikte olumlu sonuçlar alındığını ve sınıf I kemiğin ise ideal olduğunu bildirmiştir (13).

Lekholm ve Zarb, çene kemiğinin anterior bölgesi için dört tip kemik kalitesinde bir sınıflama yapmışlardır (14):

- **Tip I:** Homojen kortikal kemik
- **Tip II:** Kalın kortikal kemik ile çevrili, yoğun trabeküler kemik
- **Tip III:** İnce kortikal kemik ile çevrili, yoğun trabeküler kemik
- **Tip IV:** İnce kortikal kemik ile çevrili, düşük yoğunluklu trabeküler kemik

Schnitman ve ark. kemik kalitesini dikkate almadan aynı cerrahi ve protetik protokolleri kullanarak, aynı implant tasarımını uyguladıkları çalışmalarında; tip III kemiğin tip II kemiğe göre %10, tip IV kemikte ise %22 oranında daha az implant başarısı elde ettiklerini (15), Johns ve ark. ise tip IV kemikte %28, tip III kemikte %3 oranında başarısızlık rapor etmiştir (16).

Kullanılan implantların yüzey özellikleri günümüzdekinden farklı olmakla beraber, farklı kemik kalitelerinde aynı implant tasarımı ile standardize cerrahi ve protetik protokolün aynı başarıyı sağlamadığı görülmektedir (12,17,18).

Misch, kemiğin kortikal ve trabeküler yapısına göre, çenelerdeki konumdan bağımsız kemik yoğunluğunu sınıflamıştır (19).

- **D1 kemik:** Yoğun kortikal kemikten oluşur
- **D2 kemik:** Dışta daha az yoğun kortikal kemik, içte kalın trabeküler kemikten oluşur
- **D3 kemik:** Dışta daha ince ve poröz kortikal kemik, içte ince trabeküler kemikten oluşur
- **D4 kemik:** Neredeyse hiç kortikal kemik bulunmaz ve tüm kemik hacmi ince trabeküler kemikten oluşur.
- **D5 kemik:** Mineralizasyonunun tamamlanmadığı, olgunlaşmamış, büyük trabeküler boşlukların izlendiği çok daha yumuşak kemik olarak tanımlanabilir.

Her kemik yoğunluğu için farklı implant tasarımları, tedavi planları, cerrahi protokoller, iyileşme süreleri ve yükleme zamanları tanımlanmıştır. Bu öneriler doğrultusunda, farklı konum ve yoğunluktaki kemiklerde benzer implant başarı sonuçları elde edilmiştir (20–22).

Literatürde, D1 kemik %6 ile en sık anterior mandibula, % 3 ile posterior mandibulada izlenmiştir. Atrofi miktarı arttıkça anterior mandibulada görülme sıklığı %25 oranında izlenmektedir. D1 kemik maksillada neredeyse izlenmez. D2 kemik en sık mandibulada, %66 anterior mandibulada, %50 posterior mandibulada izlenmektedir. Maksillada görülme sıklığı, anteriorda %25, posteriorda %10'dur. D3 kemik en sık maksillada görülüp, anteriorda %75, posteriorda %50, mandibulada ise anteriorda %25, posteriorda %46'dır. D4 kemik ise maksilla anteriorda %10, posteriorda %40, mandibulada toplamda %4' ten daha az izlenir (23–25).

D5 kemik, mineralizasyonu tamamlanmamış çekim boşluğu veya sinüs greftlemesi sonrasında olgunlaşmamış kemiği tanımlar (18).

Tedavi planlamasında kemik yoğunluğu tahmininde ilk yöntem kemik bölgesine göre yapılandır. Kemik yoğunluğu intra-operatif dokunma hissiyle veya radyografler aracılığıyla belirlenebilir. Dokunma hissiyle, tedavi planlamasında öngörülenden farklı yoğunlukta bir kemik varlığı fark edildiği zaman, tedavi planı modifiye edilmelidir. Radyografik olarak kemik yoğunluğu belirlerken, rutinde tedavi planlaması için kullanılan panoramik veya periapikal gibi konvansiyonel radyograflerde lateral kortikal kemik tabakaların yoğunluğunun, trabeküler kemiği maskeleyesi sonucu D2 ve D3 arasındaki farklılıklar değerlendirilemez (18). Bilgisayarlı tomografi (BT) ile daha hassas bir değerlendirme yapmak mümkündür (26–29). BT görüntüsünü oluşturan her pikselin, dokunun yoğunluğuna bağlı değişen hounsfield ünitesi mevcuttur. Artan değer kemik yoğunluğundaki artışı ifade eder (28):

- **D1:** > 1250 Hounsfield ünitesi
- **D2:** 850-1250 Hounsfield ünitesi
- **D3:** 350-850 Hounsfield ünitesi
- **D4:** 150-350 Hounsfield ünitesi
- **D5:** < 150 Hounsfield ünitesi

Norton ve Gamble, Lekholm ve Zarb'ın kemik yoğunluğu dereceleri ile BT' den elde edilen veriler arasında korelasyon belirtmiştir (30). İmplant yerleşimi sırasında uygulanan tork kuvveti ve BT'den elde edilen kemik yoğunluğu dereceleri arasındaki paralel ilişkiyi gösteren çalışmalar mevcuttur (31,32). Kemik kalitesi implant başarısızlığında önemli faktörlerden biridir. Engquist ve ark. yumuşak kemiğe yerleştirilen implantların %78'inin kaybedildiğini bildirmiştir (17). Goodacre ve ark. çalışmasında ideal kemik kalitesine sahip kemikle kıyaslandığında, düşük yoğunluklu kemikte uygulanan implantların başarısızlığının %16 oranında olduğu bildirilmiştir (33). Johns ve ark. yaptığı düşük yoğunluklu kemik kalitesine sahip kretlere yerleştirilen 57 implantın 5 yıllık başarısının takip edildiği çalışmada, implantların %28'inin kaybedildiği bildirilmiştir (16).

2.2. Maksillada Dişsizlik ve Yaş ile Oluşan Değişimler

2.2.1. Maksilla Anatomisi

Maksilla orta hatta intermaksiller sutureda birleşen iki parçadan oluşan, bütünde 5 yüzlü piramit şeklinde sabit bir kemiktir. Korpus ve zigomatik, frontal, palatinal ve alveolar çıkıntılardan (process) oluşur. Ağız ve burun boşluğu, maksiller sinüs, orbita olmak üzere 4 boşluğun, pterigopalatin fossa ve infratemporal fossa olmak üzere 2 çukurun yapısına katılır (5,34).

Anterior yüzü frontal ve nazal kemikle olan kontağından aşağıya doğru yaklaşık 15° açıyla eğilenecek iner. Anteriorda en çıkıntı noktası, anterior nazal çıkıntıdır. Yüzeyinde alveolar tabanlı ve küçük yüz kaslarının orijinlerinin oluşturduğu küçük çıkıntılar izlenir. Lateral yüzeyi infratemporal fossa ve bukkal sulkusu oluşturarak zigomaya bağlanır. Süperior yüzünün büyük çoğunluğu orbita tabanını oluşturur. Medial yüzeyler intermaksiller suture ve lateral nazal duvarları oluşturur. İnférieur sınırı palatal kubbe ve dişleri içeren alveol kemiğinden oluşur. Posterior sınırı sfenoid kemik ve pterigomaksiller suturedayanır. İçerisinde maksiller sinüsleri barındırır, ve bu hava boşlukları yapısal zayıflığından sorumludur. Maksillanın güçlü destekleri (butres); lateral piriform, zigomatik ve palatal butreslerle, burun tabanıdır (34,35).

2.2.2. Maksillada Rezorpsiyon

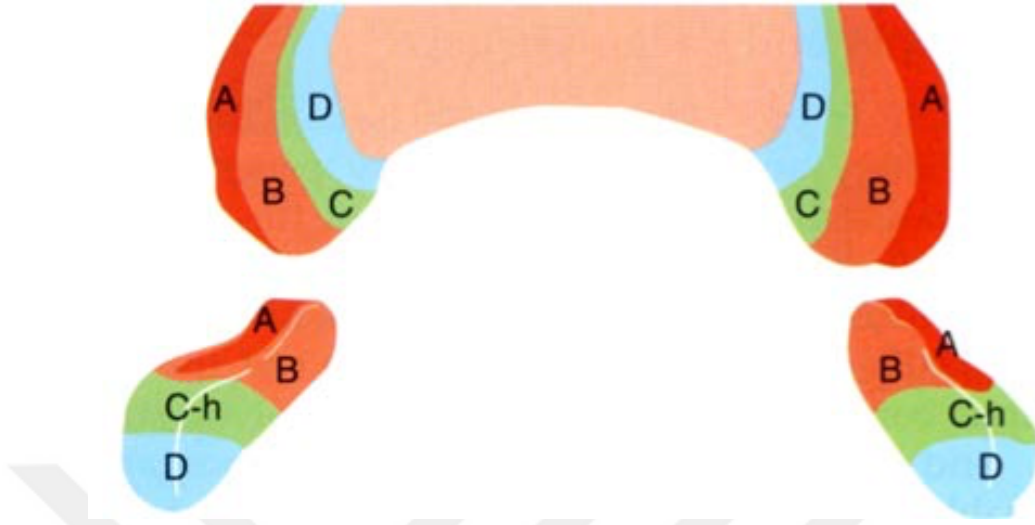
İnsan vücudundaki yapım/yıkım dengesi yaşlanmaya bağlı yıkım yönünde artarak, kemik yapıda fizyolojik yıkımlar izlenmekte ve maksiller çene kemiğindeki rezorpsiyon miktarı yılda ortalama 0,1 mm olarak belirtilmektedir (36). Fizyolojik resepsiyonla birlikte cinsiyet, yaş, metabolik faktörler, hormonal durum, enflamasyon varlığı, çene kemiğine etki eden kuvvetlerin büyüklüğü, sıklığı, yönü, protezlerin yapım şekli ve uyumu gibi birçok etkene bağlı rezorpsiyon hızında artışların izlendiği bildirilmektedir. Maksiller posterior bölgedeki rezorpsiyon miktarı; bu bölgenin dişsiz geçirdiği süre ve maksiller sinüs anteriorundaki dişlerin varlığıyla ilişkilidir. Maksiller sinüs bölgesinde diş bulunmasa

bile, bu bölgenin önünde dişlerin mevcut olması, sinüs pnömatizasyonunu engelleyerek kemik yıkımının durmasını sağlamaktadır (37,38).

Dişlerin kaybını takiben çene kemiği rezorpsiyonu hayat boyu aynı seviyede devam etmemekte, en çok birinci senede gözlenmektedir. Rezorpsiyon/apozisyon dengesinin bozularak rezorpsiyon hızının artması, dişsiz bölgenin fonksiyon görmemesi sonucu fonksiyonel yüklerin ortadan kalkmasıyla açıklanmaktadır (38). Branemark ve ark. diş kayıplarından sonraki bir sene içerisinde en çok rezorpsiyonun izlendiğini, 1. ve 3. yıllar arasında kemik miktarında %40 oranda kayıp meydana geldiğini ve rezorpsiyon hızının sonraki senelerde azalarak devam ettiğini belirtmişlerdir (39).

Rezidüel kretin mevcut durumu rezorpsiyon hakkında bilgi verebilmektedir. Eğer bir kret yüksek, iyi yuvarlatılmış halde birkaç yıldır bulunuyorsa mevcut durumunu korumaya devam edebilir. Eğer kret, tip 2'den tip 4'e 2 yıldan kısa bir dönemde geliyorsa rezorpsiyonun devam edeceğinin göstergesi olacağı bildirilmektedir (38).

Maksiller kemikteki rezorpsiyon hızını etkileyen faktörlerden bir diğeri de bu bölgedeki vaskülarizasyondur. Mikroanjiografik çalışmalarda maksiller kemiği besleyen damarların sıklıkla mikroanastomozlar yaptığı, ileri yaşlarda diş kayıpları meydana geldiğinde, kemiğin vaskülarizasyonunda azalmalarla birlikte mikrovasküler defektler oluştuğu ve bu durumun kemik rezorpsiyonu ile yaş arasındaki ilişkiyi gösterdiği bildirilmiştir. Vaskülarizasyondaki azalmalar intermedullar kan akışının yavaşlaması, osteoblastik aktivitenin düşmesi ve kemiğin yetersiz mineralizasyonu ile sonuçlanmaktadır (40).



Şekil 2.1: 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 2.1). 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 (38).

2.2.3. Atrofik Kemik Sınıflandırılması

Cawood ve Howell, maksilla ve mandibuladaki rezorpsiyonu 6'ya ayırarak sınıflamıştır (Şekil 2.2):

Sınıf I: Dişli kret

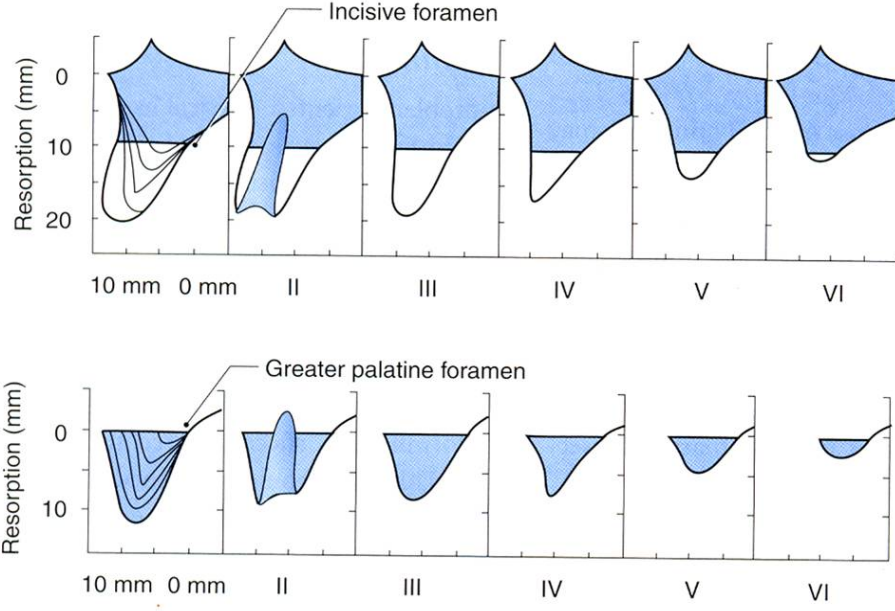
Sınıf II: Diş çekimi sonrası iyileşmesini yeni tamamlamış kret

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 2.2: Cawood atrofik kemik sınıflaması.

2.2.4. Maksiller Sinüs Pnömatizasyonu

Embriyolojik dönemde sıvı ile dolu olan maksiller sinüslerin, doğum sonrası dönemde hacimlerinin artmasına ve hava ile dolmasına "pnömatizasyon" denmektedir. Nedeni tam olarak bilinmemekle birlikte, maksiller sinüslerdeki hacim artışı ömür boyunca devam etmektedir. Bölgedeki dişlerin kaybedilmesiyle birlikte pnömatizasyon hızında artış meydana gelerek, ağız boşluğu ve sinüsler arası kemik kalınlığı 1 mm'nin altına düşebilmektedir (41,42).

Pnömatizasyonun sinüs mukozasının spongiöz kemiği rezorbe ederek hacim oluşturması nedeniyle geliştiği savunulurken, bazı araştırmacılar ise pnömatizasyonun kortikal kemikten oluşan bir tabakanın etrafında geliştiğini savunmaktadır. Bu tabaka etrafında mukoza ile örtülü olan bölgede rezorpsiyon, spongiyöz kemiğin kortikal kemikle örtülü olduğu bölgede ise apozisyon süreci meydana geldiği savunulmaktadır. Böylece kortikal kemik tabakanın hep aynı kalınlıkta kaldığı ve sinüs hacminin pnömatizasyon yönüne doğru genişlediği belirlenmiştir. Sadece rezorpsiyon sürecinin işlemesi ile kortikal kemik laminasının eriyerek, mukoza ile spongiyöz kemiğin ilişkiye geçtiği ve mukozanın

spongiyoz kemiği eritememesi nedeniyle pnömatizasyonun durdurulduğu da savunulmaktadır. Bununla birlikte pnömatizasyon sürecinin, kemik yapımının sürmesi ya da durmasından etkilenebileceğini bildirmektedirler (41,42).

Maksilla posterior bölgede rezorpsiyon süreci, dişsizliğin süresine bağlı olarak vertikal ve horizontal yönde ilerlemekle birlikte maksiller sinüsün pnömatizasyonun da katılımı ile 3 yönlü olarak gözlenmektedir. Bazı vakalarda sinüs pnömatizasyonunun kemik kaybında rezorpsiyondan daha büyük etkiye sahip olduğu, radyografik incelemeler sonucunda ağız içi muayenede genişlik ve yüksekliğin yeterli görüldüğü bölgelerde bile sinüs tabanı ile oral kavite arasında sinüs mukozası kalınlığında bir kemiğin kalabileceği rapor edilmiştir (43).

Maksiller sinüs doğumdan 2,5 yaşa kadar, 7,5 ile 10 yaş arası ve 14 ile 16 yaş arasında olmak üzere 3 kez gelişim atağı gösterir. Bu gelişim atakları nedeniyle posterior maksilladaki dişlerin erken kaybedilmesine bağlı olarak maksiller sinüsün pnömatizasyonunda artış görülebileceği bildirilmektedir. Posterior ve anterior bölgedeki rezidüel dentisyonun pnömatizasyon şiddeti, miktarı ve rezorpsiyonla ilişkili olduğu ve terminal boşluk alanlarındaki rezorpsiyonu yavaşlattığı bilinmektedir (44).

2.3. Atrofik Maksilla Rehabilitasyonunda İlave Cerrahi İşlemler

2.3.1. Sinüs Tabanı Yükseltme (Sinüs Lifting)

Posterior maksillada implant yerleştirmek için yeterli kemik yüksekliği elde edilmesi amacıyla sinüs tabanı yükseltmesini ilk yapan araştırmacı Tatum iken (45), klinik çalışma olarak sonuçlarını Boyne ve James ilk kez 1980 yılında rapor etmişlerdir (46).

En sık kullanılan yöntemler; osteotomla intrüzyon (kapalı yöntem) ve lateral pencere (açık yöntem) tekniğidir. Osteotomla intrüzyon tekniğinde implanta yeterli primer stabiliteyi verecek en az 5-6 mm rezidüel çene kemiği bulunmalıdır (47). Tekniğin avantajları; lateral pencere bölgesindeki subantral dokuların osteojenik potansiyellerinin

korunması, hekim açısından daha pratik, hasta açısından ise daha az travmatik ve komplikasyon riski düşük bir teknik olmasıdır. Bununla birlikte sinüs tabanında kazandırabileceği yükseklik miktarı kısıtlı olup 2-3 mm kadardır. Bu tekniğin belirli bir kemik yüksekliğinin altında kullanılması, primer stabilite kaybı ve sinüs membranı perforasyon riskini arttırmaktadır (48–50).

Literatürde, 1096 hastada osteotom intrüzyonuyla yerleştirilen 1744 implantın 12 ile 64 aylık (ortalama 27,1 ay) protetik yükleme sonrası başarı oranları %83 ile %100 (ortalama %95,9) olarak rapor edilmiştir (51). Greft materyali kullanılmadan osteotom intrüzyonu yapılan 8 çalışmada, başlangıç kemik yüksekliği ortalama 5,8 mm olan 249 hastada 443 implant yerleştirilmiştir. Başarı oranları protetik yükleme sonrası 12 ile 36 aylık takipte (ortalama 23,3 ay), %91,4-100 (ortalama %95,6) olarak rapor edilmiştir (52).

Lateral pencere tekniğinde, primer stabilite sağlanabilecek rezidüel çene kemiği yüksekliği 5 mm ve daha fazla ise sinüs tabanı yükseltilmesi ve implant yerleşiminin aynı anda yapıldığı tek aşamalı yöntem, primer stabilite sağlanamıyorsa iki aşamalı yöntem önerilmektedir. Misch ve ark. 5 mm'den az çene kemiği yüksekliğine sahip vakalarda primer stabilitenin sağlanamadığını ve bu vakalarda iki aşamalı yöntemin uygulanmasının başarıyı arttıracığını bildirmiştir (47). John ve ark. tek aşamalı uygulamalarda %93, iki aşamalı uygulamalarda ise %100 implant başarı oranı tespit edilen çalışmada başarının nedeni olarak, iki aşamalı yöntemde integrasyon oranının fazla olmasından kaynaklandığını bildirmiştir (53).

Sinüs tabanı yükseltilmesini takiben oluşan boşluğun korunarak, sinüs periostumu ve maksiller kansellöz kemik kaynaklı kemik hücrelerinin bölgeye depozisyonuyla kemik oluşumu hedeflenmektedir. Otojenik, ksenojenik, allojenik, alloplastik greftlerle veya greft materyalsiz teknikler literatürde tanımlanmıştır.

Silva ve ark. sistematik derleme çalışmasında 397 maksiller sinüse yerleştirilen 868 implantın 48 ile 60 ay takibinde, greft materyali kullanılan bölgelerdeki implant sağ kalım oranı % 99,6, kullanılmayan bölgelerde % 96 olarak belirtilmiş ve iki yönteminde

komplikasyon riski düşük güvenilir olduğu rapor edilmiştir (54). Meloni ve ark. 16 hastada inorganik sığır kaynaklı, 16 hastada 50:50 otojen ve inorganik sığır kaynaklı greftlemeyi takiben 7 ay sonra yerleştirdikleri implantların 1 senelik takibinde implant kaybı gözlemlenemediklerini ve marjinal kemik kaybının benzer, iki tekniğin karşılaştırılabilir teknikler olduğunu rapor etmişlerdir (55). Gorla ve ark. maksiller sinüs tabanı yükseltme işlemini takiben 12 hastada otojen, 11 hastada beta-trikalsiyum fosfat (β -TCP), 9 hastada 1:1 oranında otojen ve β -TCP greft kullanarak başlangıç ve post-op 6. ay konik ışınli tomografiyle greft rezorpsiyonunu değerlendirdikleri çalışmalarında rezorpsiyon oranını sırasıyla % 45,7, % 38,3, % 43,8 olarak belirtmiş ve bütün materyallerin tatmin edici sonuçlar verdiğini bildirmektedir (56). Cabbar ve ark. 10 hastada yalnız sığır kaynaklı greft ve trombosit zengin plazma (TZP) ile birlikte greft kullanarak ogmente ettikleri maksiller sinüslerden alınan biyopsi örneklerinin histolojik incelemesinde, gruplar arasında yeni kemik oluşumu karşılaştırmasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını rapor etmiştir (57).

2.3.2. Onlay Greftleme

İnterarkal mesafedeki artışa bağlı olarak implant ve kron uzunluğunun negatif orana doğru ilerlemesi, fonksiyonel kuvvetlerin yüksek olduğu posterior bölgede biyomekanik dezavantajlar oluşturmaktadır. Otojen greftler, ileri derece rezorpsiyonda kemik yüksekliğini ve genişliğini arttırmak amacıyla blok şeklinde uygulanmaktadır (58).

Ağız içinden donör bölgeler mandibula ramus ve simfiz bölgeleri, ağız dışından ise başta iliak olmak üzere, kalvaryal ve tibial bölgelerdir. İkinci bir cerrahi operasyon ve verici saha komplikasyonları gibi dezavantajları mevcuttur (59–61).

Onlay greft uygulamalarının komplikasyonları; donör bölgede sinir hasarı ve kırık oluşma riski, yumuşak doku yetersizliğine bağlı dehisens oluşumunu takiben greft bölgesinin enfekte olması olduğu bildirilmiştir. Tedavi süresinin uzunluğu, hastalar tarafından psikolojik, fonksiyonel ve estetik açıdan istenmeyen bir durumdur (62).

Fretwurst ve ark. sistematik derleme çalışmasında toplam 6449 hastada 1249 iliak grefti alınan bölgede, genel morbidite oranı %19,37 olup, literatürdeki komplikasyon (%9,4 ile %49) aralığına göre orta seviyede olduğu bildirilmiştir (63). Cordaro ve ark. mandibula kaynaklı greftlerle, inlay ve onlay olarak ogmente ettikleri posterior maksillada 4 ay sonunda implant yerleştirileceği zamanda ortalama lateralde 1,2 mm (5,5 mm'den 4,3 mm'ye), vertikalde 1,1 mm (3,2 mm'den 2,1 mm'ye) kemik rezorpsiyonu, 4 ay sonra yükleme yapılan 49 implantın 32 ile 48 aylık takibinde %100 implant sağ kalım oranı olduğu bildirilmiştir (64).

2.4. Atrofik Maksillada İlave Cerrahisiz Modifiye İmplant Uygulamaları

2.4.1. 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 (65). 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 (18).

Misch literatürdeki kısa implantlarla ilgili klinik raporların yarısından fazlasında %19,7'den yüksek implant başarısızlığı, yarısından azında %90 ve üstü başarı oranı gösterildiğini belirtmiştir (24,66,67,68–72). 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 (73). 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 (67). 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 (24).

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 kron uzunluklarının kombinasyonu, oluşan biyomekanik stresler posterior bölgelerde kısa implant başarısızlık oranlarındaki artış sebebini açıklamaktadır. Başarısızlıkların büyük çoğunluğu, cerrahi veya osseointegrasyona bağılı kayıplar olmadığı, protetik yükleme sonrasında ortaya çıktığı bildirilmektedir (18).

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 (74).

2.4.2. 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 implantlar greftleme işlemiyle aynı seans yerleştirilse bile yeterli primer stabilite olmaması nedeniyle geç protetik yükleme yapılma zorunluluğu gibi dezavantajları bulunmaktadır (75–77). Bu sınırlamalar nedeniyle implantlar; anterior

maksiller sinüs duvarı, pterigomaksiller, tüber ve zigoma gibi anatomik bölgelere açılı bir şekilde yerleştirilerek alternatif tedavi seçenekleri oluşturulmaktadır (78,79).

Rezidüel kemiğe yerleştirilen uzun açılı implantların (≥ 13 mm), kemik greftleme prosedürlerine gerek kalmadan yüksek primer stabilitelerinin olduğu ileri sürülmektedir (80). Yüksek stabiliteyi sağlayan implant ankrajı, maksiler sinüsün anterior duvarı ve nazal fossadaki kortikal kemikten yararlanılarak sağlanmaktadır. İmplantların posteriora açılı yerleştirilmesi, protezin antero-posterior yayılımını optimize ederek vertikal olarak yerleştirilen implantlara göre kantilever uzantılarını azaltarak daha tatmin edici molar destek sağlamaktadır (80–83).

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 yüklemeye rehabilitasyonunda kısa dönemde tatminkar sonuçlar verdiğini rapor etmiştir (84). 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 (81).

2.4.3. 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 (45). Pterigoid çıkıntı veya en anterior yerleşimle pterigomaksiler çıkıntıya yerleştirilebilirler (85). 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, angulasyonlarıda 10°-20° arasındadır (86). Önemli anatomik yapıların varlığından dolayı, ciddi komplikasyonlarla karşılaşılması için osteotomi esnasında osteotomlar kullanılması önerilir ve günümüzde cerrahi splintlerin kullanılması komplikasyon riskini azaltmaktadır (87).

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 (58). 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 (88). 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 (89).

2.4.4. Zigomatik İmplantlar

2.4.4.1. Zigoma Anatomisi

Yüz iskeletinin önemli bir desteği (buttress) 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 (90).

Zigoma kabaca dört kenarlı bir piramidin eşdeğeridir. Temporal, orbital, maksiller ve frontal proselere sahiptir ve dört kemikle sırasıyla artikülasyon yaparlar; temporal, sphenoid, maksiller ve frontal. Zigomanın gövdesi, anterior maksilla ve orbita tabanı boyunca maksillayla genişçe artikülasyon yapar. Bu iki kemik arasındaki suture, infraorbital foramenin hemen lateralinde yer alır ve infraorbital kenarın lateralinden

zigomatikomaksiller desteğin (butress) 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 (90).

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 (90).

2.4.4.2. Zigomatik İmplant Endikasyonları

Zİ'ler tümörler nedeniyle maksillektomi uygulanan hastalarda, konvansiyonel obturatörlerin retansiyonunu arttırarak, yaşam kalitesini arttırmak amacıyla kullanılmıştır (91,92). Atrofik maksillada Zİ'ler ilk olarak 1988 yılında Branemark tarafından uygulanmış olup, tekniğin geliştirilmesiyle başarılı sonuçları rapor edilmiştir (93–99).

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 (100).

Bedrossian ve ark. maksillayı üç bölüme ayırmışlardır (101):

- 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 tarafada 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 (101).

2.4.4.2. 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 (102). Bu tekniğin uygulanmasını takiben yeni protokoller çeşitli araştırmacılar tarafından geliştirilmiştir.

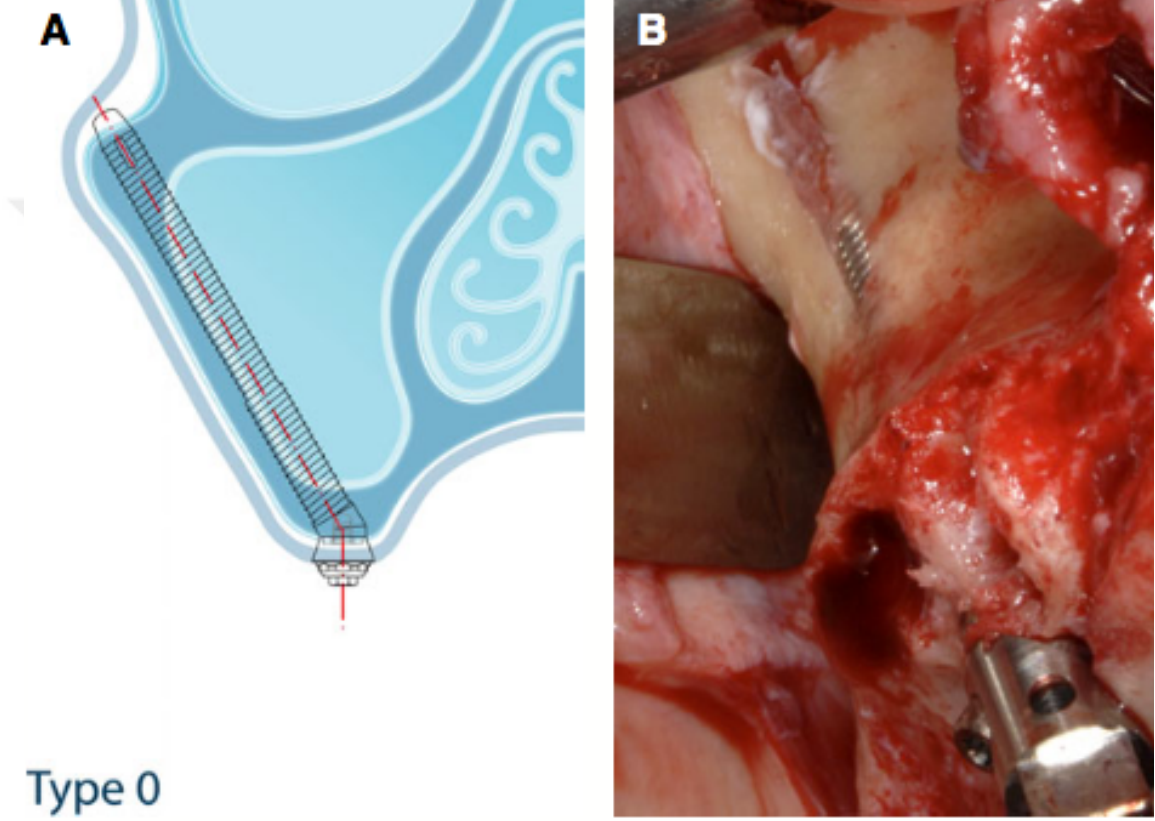
Stella ve Warner tarafından **Stella** veya **sinus slot** tekniği olarak tanımlanan teknik, implantın sinus içerisinden ilerlemesiyle orjinal olan Branemark tekniğine benzemektedir, farklı olarak implant oryantasyonu geliştirilerek palatal kantilaver mesafesi azaltılmış, sinus penceresi kaldırılarak yerine dar ve uzun yuva (slot) açılarak implant aksının ilerliyişine referans olacak boyuta indirgenmiştir (103).

Migliorança ve ark. tarafından **ekstrasinüs** tekniği tanımlanmıştır (104). Maksiller sinüsün bukkal konkavitesinin belirgin olduğu hastalarda orjinal teknik olan intrasinüs yönteminin uygulanması, implant başının çok palatinalde lokalizasyonu ve buna bağlı protezin damak kısmının büyük olmasıyla fonasyon ve ağız hijyeninin sağlanması 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 tekniktedir ve buna bağlı fonetik problemlerde, protez rezistansında, ağız hijyeni idamesi problemlerinde azalmalar gözlenirken, maksiller retansiyonun olmaması, protetik desteğide azaltmaktadır (105).

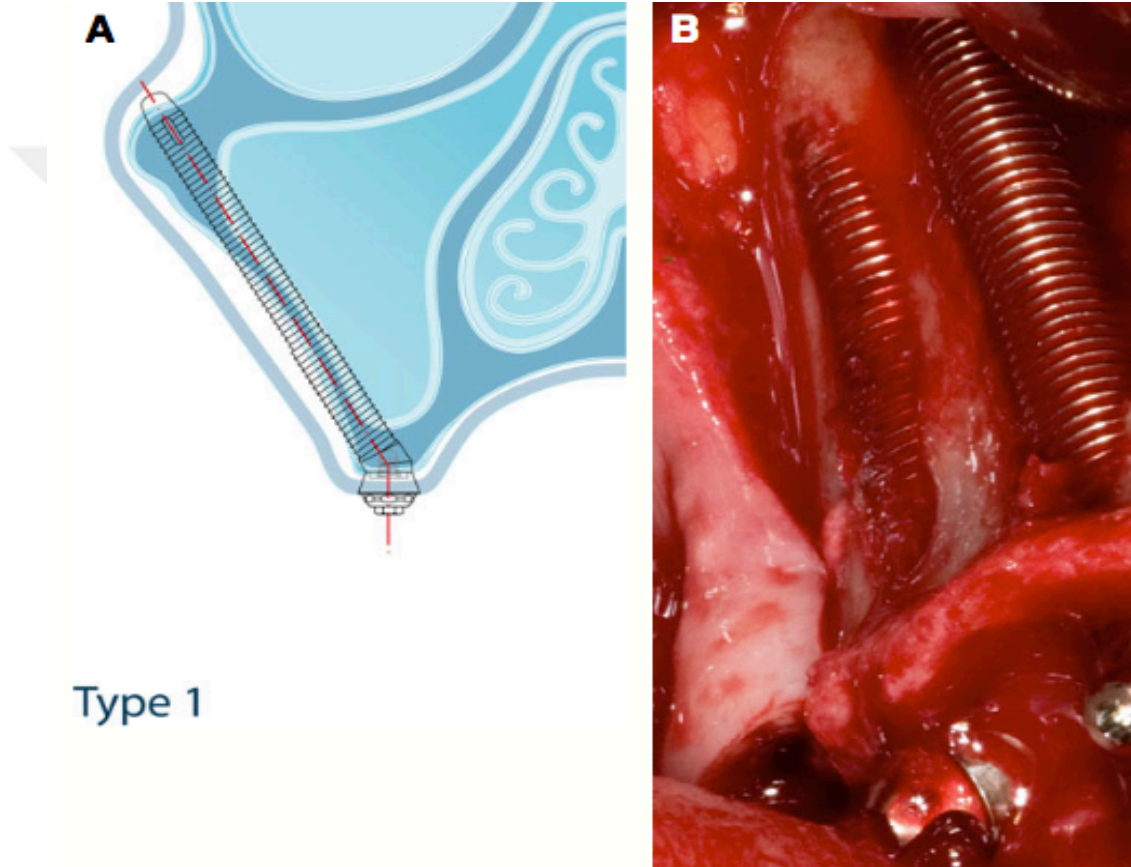
Aparicio ve ark. yeni bir teknik tanımlamakla birlikte yeni bir sınıflama konsepti olan zigomatik anatomi-rehberli yaklaşıımı (zygomatic anatomy-guided approach-ZAGA) tanımlayarak, kişiler arası anatomik farklılıklara odaklanmıştır. 2005 ve 2010 arasında Zİ uygulanan 177 hastanın 100'ünden (200 bölge) alınan post-operatif BT ve intra-operatif fotoğraflar farklı bir gözlemci tarafından değerlendirilip, özellikle lateral maksiller sinus duvarı morfolojisi, çene kemiği, zigomatik butres ve implant gövdesinin ilerleyişi incelenerek 5 temel iskeletsel form belirlenmiştir (106).

Tip 0: Anterior maksiller duvar düzdür. İlk osteotomi rezidüel çene kemiğindedir ve implant gövdesi zigomatik kemiğe sinus içerisinde (intrasinüs) ilerler (Şekil 2.3) (Ek 1).



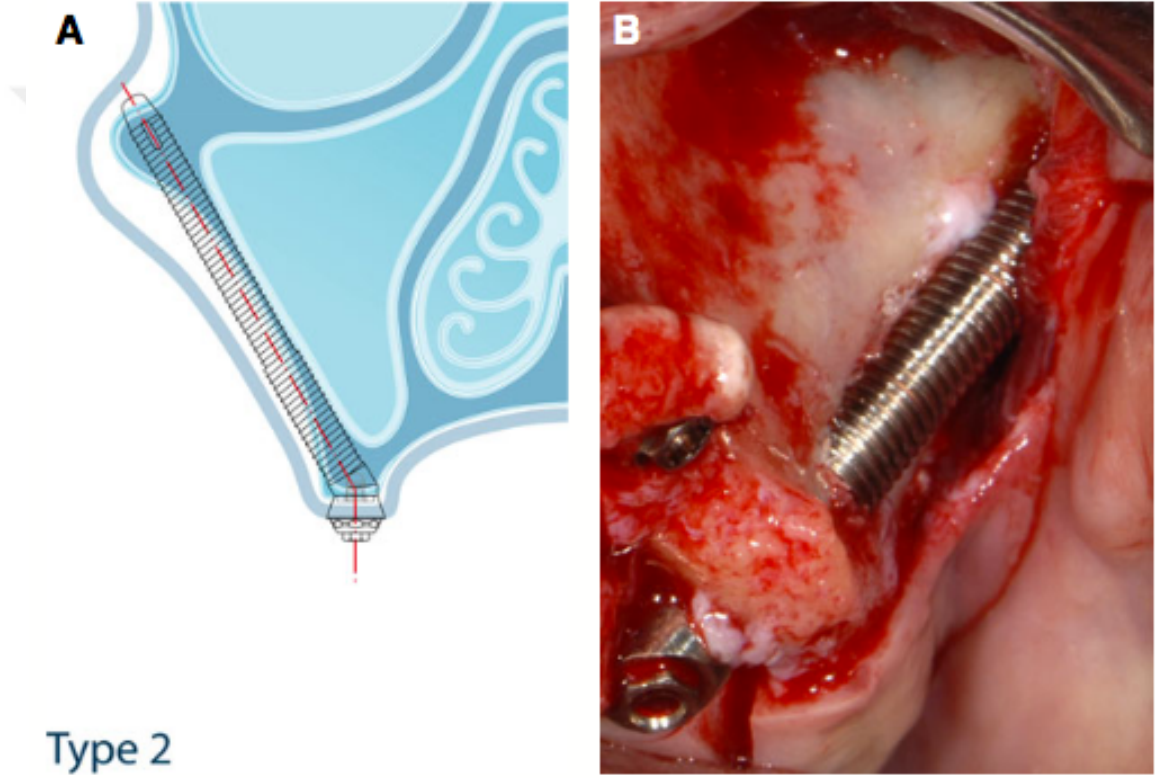
Şekil 2.3: Tip 0 şematik (A) ve ağız içi (B) görünümü.

Tip 1: Anterior maksiller duvar hafif konkavdır. İlk osteotomi rezidüel çene kemiğindedir. İmplant başının protetik olarak doğru konumlandırılması amacıyla implant osteotomisi lateral maksiller duvarı perfor eder. İmplant gövdesinin büyük bir kısmı sinus içerisindedir (Şekil 2.4) (Ek 1).



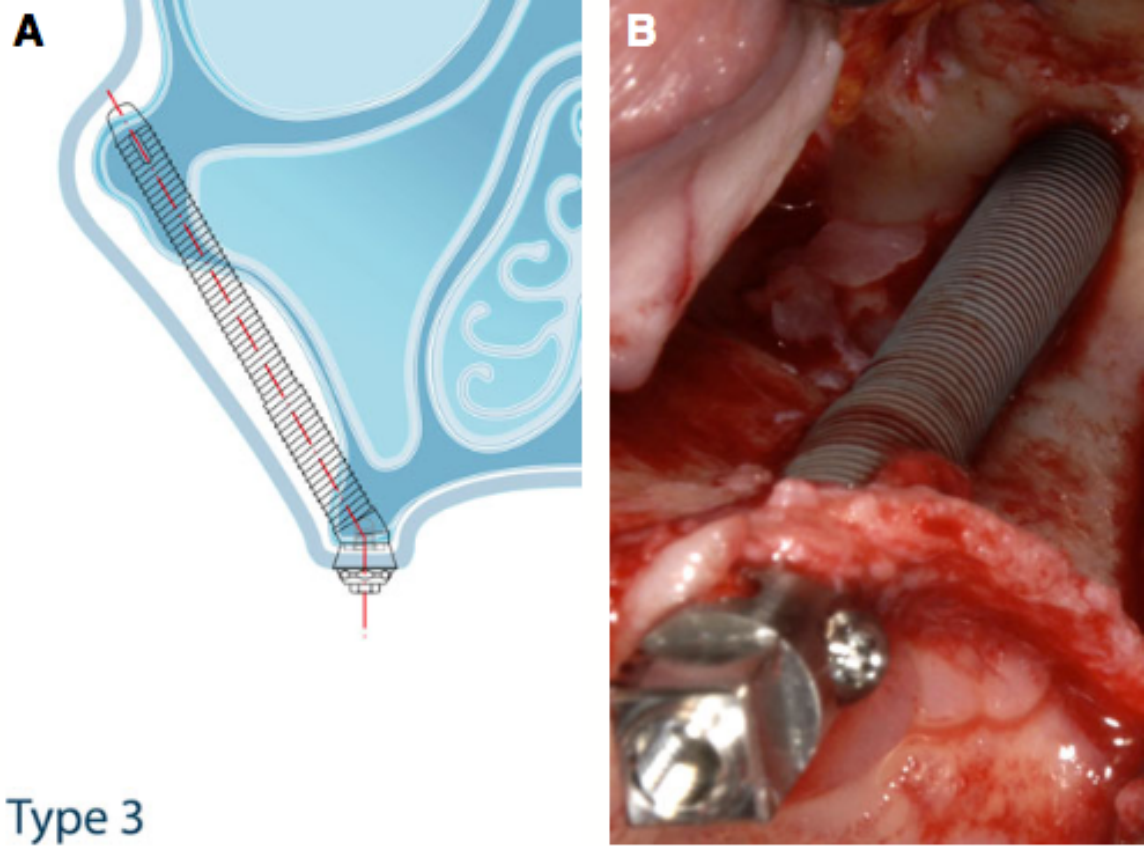
Şekil 2.4: Tip 1 şematik (A) ve ağız içi (B) görünümü.

Tip 2: Anterior maksiller duvar daha konkavdır. İlk osteotomi rezidüel alveolar krettedir. İmplant başının protetik olarak doğru konumlandırılması amacıyla implant osteotomisi lateral maksiller duvarı perforate eder. İmplant gövdesinin büyük bir kısmı sinüs dışarıdır (ekstrasinüs) fakat implantla maksilla arasında boşluk izlenmez (Şekil 2.5) (Ek 1).



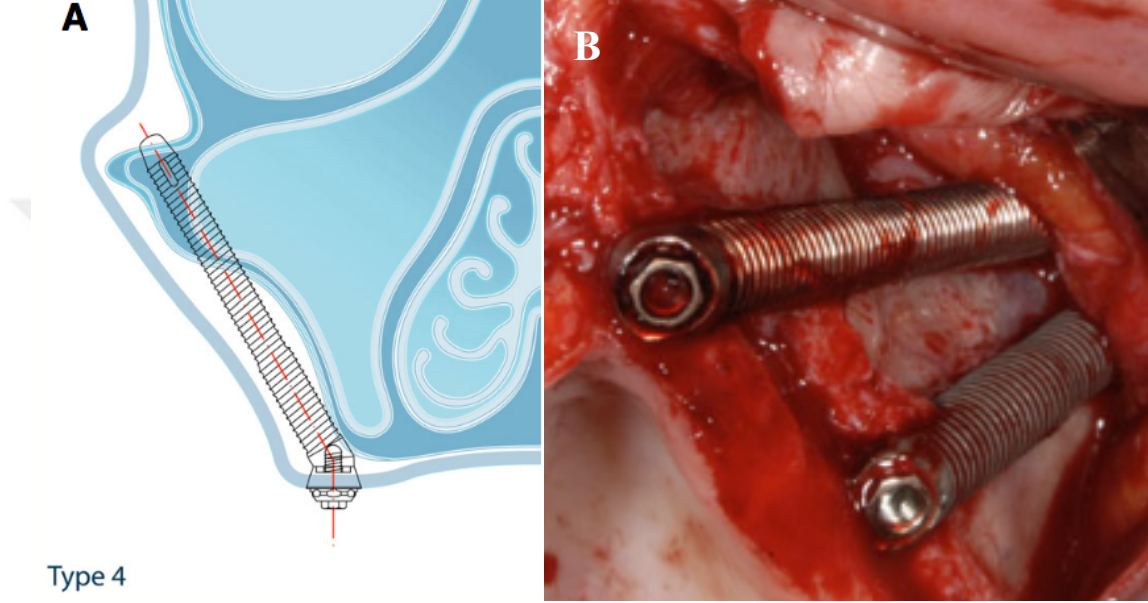
Şekil 2.5: Tip 2 şematik (A) ve ağız içi (B) görünümü.

Tip 3: Anterior maksiller duvar çok konkavdır. Osteotomi palatinalinden başlayarak, bukkalden çıkar ve ilerleyerek zigomaya ulaşır. İmplant gövdesinin orta kısmının anterior maksiler duvarla teması yoktur, arada boşluk mevcuttur (Şekil 2.6) (Ek 1).



Şekil 2.6: Tip 3 şematik (A) ve ağız içi (B) görünümü.

Tip 4: Aşırı atrofik maksilla horizontal ve vertikal rezorpsiyon gösterir. İmplant başı, çok ince alveolar kret ve palatinal bölgeyi perfora etmeden maksillanın dışında ideal konuma yerleştirilir. Sadece zigomatik kemikten ankraj alınır (Şekil 2.7) (Ek 1).



Şekil 2.7: Tip 4 şematik (A) ve ağız içi (B) görünümü.

Farklı Zİ yerleştirme tekniklerinin klinik sonuçlarının karşılaştırıldığı ve hangi tekniğin üstün olduğunu belirten bir çalışma literatürde olmamakla beraber, tekniklerin kendi içinde başarılı sonuçlarının ve birbirlerine olan avantaj/dezavantajlarının belirtildiği çalışmalar mevcuttur (79,102,103,105,107,108). 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 etmiştir. İlk Zİ kaybının fiksasyonda implantla kemik arasına kas dokusu sıkışmasına, ikinci kaybın implantın zigomatik kemikte ortalanamamasına, üçüncü kaybın Paget hastalığına bağlı düşük kemik yoğunluğu nedeniyle olduğu belirtilmiştir (79,102). Penarrocha ve ark. **sinüs slot** tekniğini kullanarak yerleştirdikleri 10 Zİ'yi değerlendirdikleri

çalışmalarında, 12 ile 18 aylık takipte implant ve protezlerin stabil ve fonksiyonel olduklarını, aşırı atrofik çenelerde krestal bölgeden fiksasyonun mümkün olmadığını ve komplikasyonların gelişebileceğini rapor etmiştir (108). Migliorança ve ark. yaş ortalaması 55,14 olan 21 (13 kadın, 8 erkek) atrofik maksillada yerleştirilen ve immedat olarak yüklenen 40 **ekstrasinüs** yerleşimli zigomatik, 74 konvansiyonel implantın 8 yıllık takibinde, başarı oranlarının zigomatik ve konvansiyonel implantla protez için sırasıyla; %97,5, %95,9, %95,2 olduğunu ekstrasinüs yerleşimli Zİ'lerin tahmin edilebilir ve başarılı bir yöntem olduğunu bildirmiştir (109). İntrasinüs tekniğinde en sık karşılaşılan komplikasyon %1,85 ile %18,42 aralığında sinüzit olup (98,105), ekstrasinüs teknikle Zİ'nin lateral sinüs duvarına fiksasyonu sonucu maksiller sinüs antrostomisi veya yuva açılması gereksiniminin ortadan kalkmasıyla sinüs semptomlarının izlenmediği belirtilmiştir (109). Corvello ve ark. 18 kuru kafatasında intrasinüs ve ekstrasinüs teknikle yerleştirilen Zİ'lerin osteotomilerini inceledikleri çalışmalarında, ekstrasinüs teknikle zigomadaki implant yuvası uzunluğunun fazla olduğunu ve başlangıç mekanik stabilitenin intrasinüs tekniğine göre daha yüksek olacağını öne sürmüştür (93). Malo ve ark. yaşları 32 ile 75 (ortalama: 52,4) arası değişen, Cawood ve Howell sınıflamasında V veya VI olan aşırı atrofik maksillalaya sahip 29 (21 kadın, 8 erkek) hastada **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 etmiştir. Zİ boynundaki mukozal kapanma değerlendirmesinde çıkacak 4 mm ve üstü sondalama derinliklerinin ekstramaksiller teknikle ilişkilendirilebileceği belirtilip, mesial ve distalde ortalama 3 mm, bukkal ve palatinalde ortalama 2 mm izlenen değerlerin, konvansiyonel implantlarla benzer çıktığı ve mukozal kapanmanın sağlandığı rapor edilmiştir (99).

Goiato ve ark. sistematik derleme çalışmalarında, yerleştirilen 1541 Zİ'den, çoğunluğu birinci yıl içerisinde 33 tanesinin tekrarlayan akut ve kronik sinüzit başta olmak üzere, oroantral fistül oluşumu ve infraorbital parestezisi nedenli kaybedildiğini, 36 aylık takipte implant sağ kalım oranının %97,86 olduğunu rapor etmiştir (110). Kahnberg ve ark. 16 klinikte 60 atrofik maksillada yerleştirilen 145 Zİ'nin 3 yıllık takibinde 5 implantın kaybedildiğini, 3 implantın stabil olmaması nedeniyle uyutulduğunu, başarı oranının

%96,3, implant bölgelerinin %75'inin normal peri-implant mukozayla kaplı olduğunu rapor etmiştir (95). Yates ve ark. (2014) yaş ortalaması 64 olan hastalarda 25 atrofik maksillaya yerleştirdikleri 43 Zİ'nin 5 ile 10 yıllık takibinde, 6 implantın osseoentegre olamaması veya tekrarlayan enfeksiyon nedeniyle çıkartılmasına bağlı kaybedildiğini, Zİ sağ kalım oranını %86 olarak rapor etmiştir (111). Fernandez ve ark. 80 atrofik maksillaya sahip yaş ortalaması 55,5 olan hastada yerleştirdikleri 244 Zİ'nin 6 ile 48 aylık takibinde, implant sağ kalım oranını %99,6, komplikasyon oranını totalde %9,9, en sık %7,5 ile sinüzit olduğunu rapor etmiştir (91). Stievenart ve ark. (2010) 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 kaybedildiğini, kümülatif implant sağ kalım oranının %96, aşırı atrofik maksillada 4 Zİ'nin desteklediği sabit bir protezin başarılı bir teknik olduğunu rapor etmiştir (112). Aşırı atrofik maksillalarda tek taraflı birden fazla Zİ yerleştirilen çalışmalarda özellikle anterior bölgeye yerleştirilen Zİ'lerin orbitayla olan yakınlığı nedeniyle, orbital kavite penetrasyonunun engellenmesi için dikkat edilmesi gerektiği belirtilmiştir (112–114).

Wen ve ark. intrasinüs, ekstrasinüs ve ekstramaksiller yerleşimli Zİ'li modellerde fonksiyonel kuvvetlerin implantlar ve kemik üzerinde oluşturduğu gerilmeleri SEA ile inceledikleri çalışmada, teknikler arasında belirgin bir fark izlenmediğini ve hepsinde kuvvetin homojen dağıldığını, ideal modelin ekstrasinüs olduğunu rapor etmiştir (115).

Freedman ve ark. sabit bir köprüyle bağlı, maksilla ve zigomadan destek alan 2 Zİ'li model ile maksiller çene kemiği desteğinin kaldırıldığı model üzerinde oklüzal ve lateral kuvvetler altında oluşan gerilmeleri değerlendirdikleri üç boyutlu SEA çalışmasında, çene 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 olduğu bildirilmiştir (116).

Zigoma implantlarının avantajları; tedavi süresini önemli ölçüde kısaltması, greft ve greft verici bölge olmaması sonucunda azalmış morbidite, sabit bir protezi destekleyecek implant sayısının azalması ve hasta için maliyetinin daha az olması olarak sıralanabilir. Bu

yöntemle çene kemiği ve maksilladaki kemik defektleri aşularak, kortikal yapıdaki zigomadan proteze artmış retansiyon ve stabilite kazandırılmaktadır. Dezavantajları ise; major bir cerrahi olup bu konuda eğitimli ve tecrübeli kişiler tarafından yapılma gerekliliği ve Zİ kaybının tedavisinin, konvansiyonel implant kaybına göre daha invaziv ve karmaşık olması olarak sıralanabilir (96,97,117–122).

2.4.4.3. Zigomatik İmplant Komplikasyonları

Literatürde Zİ cerrahisiyle ilgili rapor edilen komplikasyonlar (123);

- Sinüzit ve maksiller sinüs enfeksiyonları
- İntra-oral 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 (123).

Sinüzit ve maksiller sinüs enfeksiyonları Zİ cerrahisinde en sık karşılaşılan komplikasyon olarak birçok çalışmada rapor edilmiştir (75,94,97,98,101,107,124–131). Sinüzit gelişme nedenleri, cerrahi sonrasındaki debrisin maksiller ostiumu tıkanması (101), sinus membranı perforasyonu ile ağızdan sinüse bakteri geçişi (112), çene kemiği

seviyesinde osseointegrasyon olmaması ve Zİ gövdesinin uzunluğu nedeniyle fonksiyon esnasında horizontal yöndeki harekete bağlı sinus içerisine doğru oluşan pompalama hareketi ve oroantral ilişki olarak belirtilmektedir (132). Sinüzit değerlendirmesi yapılırken, radyografik bulgu olarak opere edilen sinüsün kanla dolması nedeniyle radyopak gözükmesi (133) ve implant gövdesinin sinüs içerisindeki kısmı çevresinde sinus membranındaki kalınlaşma, klinik bulgular eşlik etmiyorsa normal kabul edilmektedir (134–136). 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 sinus içerisinde yabancı cisim reaksiyonu oluşturduğu görüşünü desteklemektedir (94). Petruson ve ark. Zİ yerleştirilmesinden 12 ay sonra endoskopik olarak incelediği 14 maksiller sinüs bölgesinde implant çevresindeki mukozada enflamasyon ve enfeksiyon gözlenmediğini belirtmiştir (136). 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 osseointegrasyonunu bozmadığını rapor etmiştir (137). Ostiumun enflamasyona bağlı olarak tıkanıp ve medikal olarak kontrol altına alınamayan durumlarda, fonksiyonel endoskopik sinus cerrahisi ile ostiumun açılarak, sinüs havalanmasının sağlanması önerilmektedir (94).

Zİ cerrahisi ve oroantral fistül ilişkisi literatürde birçok çalışmada rapor edilmiş (95,98,132,138–140), implant başıyla ince alveolar kret arasındaki zayıf bağlantı nedeniyle maksiller sinus ve ağız boşluğu arasında yol oluşumu ile geliştiği bildirilmiştir. (106).

İmplantın yerleştirilmesi sırasında ince alveolar kretin kırılmasını önlemeye dikkat edilmelidir (94). 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 rekürens izlenmediğini rapor etmiştir (141).

Malar bölgedeki yumuşak dokuların sıyırılması 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 post-operatif 7. haftada parestезinin kaybolduğunu belirtmiştir (142). Kahnberg ve ark. 76 hastada 145 Zİ'nin değerlendirildiği çalışmada, 3 yıllık takipte 1 hastada tek taraflı kalıcı infraorbital sinir parestезisi rapor etmiştir (95).

Zigoma bölgesinin orbitayla yakın komşuluğundan, orbital kavite penetrasyonu çalışmalarda potansiyel risk faktörü olarak belirtilmiştir (125,143). Duarte ve ark. 12 hastada dördü (quad) Zİ yerleştirdikleri çalışmalarında 2 bölgede (125), Davo ve ark. 17 vakanın 1'inde orbital kavite penetrasyonu olduğunu ancak kalıcı oküler hasar izlenmediğini rapor etmiştir (143). Krauthammer ve ark. Zİ'nin oküler penetrasyonu sonucu lateral kantustan kan gelmesi ile getirilen hastanın klinik muayenesinde gözün abduksiyon 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 (144).

Literatürde maksiller sinüsün intraoperatif membran perforasyonuna bağlı hava yoluyla mantar inokülasyonu sonucu gelişen aspergilloz enfeksiyonu ve intraserebral penetrasyon gibi atipik komplikasyonlar rapor edilmiştir (145,146). 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 (145). Reyçler ve ark. Zİ yerleştirildikten hemen sonra devamlı baş ağrıları başlayan hastanın nöroloğa baş vurması 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 (146).

2.5. Maksillofasiyal Travmalar

Gelişmekte veya az gelişmiş ülkelerde trafik önlemlerinin yetersizliğinden ve iç karışıklıklardan dolayı travmalar daha şiddetli olmaktadır. DSÖ dünya nüfusunun yaşlandığını, travma oranlarının arttığını ve gelecekte de artacağını bildirmiştir. 2000 ile 2010 yılları arasında yaşlı hastalarda maksillofasiyal travmalarda artış izlenmesinde rol oynayan etkenler; yaşam süresinin uzaması, yaşlı nüfusun artması ve yaşlı insanların daha aktif bir hayat sürmesi olarak bildirilmiştir (147,148).

Maksillofasiyal kırıkların, yaşlı hastalarda yaşla ilişkili değişiklikler, sistemik patolojilerle ilişkide olduğu ancak kırıkların etiyolojisi insidansı ve paterninin coğrafyaya ve sosyoekonomik seviyeye göre değişiklik gösterdiği bildirilmiştir (149).

Matsunaga ve ark. medikal merkezde yapılan araştırmada, 1200 zigomatik kırıktan büyük çoğunluğunun motorlu araç kazası sonucu gerçekleştiğini rapor etmiştir (150). Ellis ve ark. (1985) zigomatik kırıkların sadece %13'ünün motorlu araç kazası sonucu olduğunu, geri kalanının saldırı, kavga, düşme ve spor yaralanmaları sonucu gerçekleştiğini rapor etmişlerdir (151). Kloss ve ark. 12572 maksillofasiyal travma hastasından 65 yaş üstü olan 774 hastayı değerlendirdikleri çalışmada, en sık kırık oluşma nedenini %72 ile düşme olarak bildirmiştir (152). Velayutham ve ark. 60 yaş altı (n=430) ve 60 yaş üstü (n=40) maksillofasiyal travma ile gelen hastaları değerlendirdikleri çalışmada, 60 yaş üstü grupta %85 ile en yüksek travma sebebi düşme ve en yüksek kırılan bölgenin %40 ile zigoma olduğu belirtilmiştir (153). Schneider ve ark. 323 erkek (%79), 86 kadın (%21) toplamda

409 maksilofasiyal travma hastasını değerlendirdikleri çalışmada, en sık izole kırığın 240 hastada (%58,6) zigomatikomaksiller komplekste, en sık şiddet kaynaklı (%70,8) ve 20 ile 29 yaş aralığındaki erkeklerde en yüksek oranda (%38,7) gözlendiğini rapor etmiştir (154). Weihsin ve ark. 4437 maksillofasiyal travma hastasını değerlendirdikleri çalışmada, hastaların üçte birinin 21 ile 30 yaş aralığında, erkek-kadın oranını 5:1, en sık travma nedenini trafik kazası (%53), şiddet (%23), en fazla kırık görülen bölgeyi mandibula (%57) olarak rapor etmiştir (155). Roccia ve ark. 367 kadın maksillofasiyal travma hastasının yaş ortalamasının 43, en yüksek travma sebebinin %43 ile düşme, %38,7 ile motorlu taşıt kazası, %6.3 ile spor kazaları, %2,7 ile diğer sebepler olduğunu bildirmiştir (156). Van der Bergh ve ark. Amsterdam'da 35,9 yaş ortalamasında 408 erkek 171 kadın maksilofasiyal travma hastasını değerlendirdikleri çalışmada, en sık travma etyolojisinin motorlu taşıt kazaları, takiben şiddet, yüzün 2/3 st kısmında en çok kırık oluşan bölgenin zigoma olduğunu bildirmiştir (157).

2.5.2. Zigomatikomaksiller Kompleks Kırıkları

Zigoma, frontal, sfenoid, temporal ve maksiller kemikle artikülasyon yaparak orta yüzün dayanıklılığına ve stabilitesine önemli katkı sağlar (158). Zigoma kırıkları en sık karşılaşılan fasiyal yaralanmadır (159–162). Yüz iskeletindeki ne çıkan ve belirgin profili, travmatik kuvvetlere maruz kaldığında zigoma kırığı oluşma riskini yükseltmektedir (149).

Kırık paterni, kuvvetin büyüklüğü ve yönü gibi etkenlere bağlıdır. Kırık hattı, kemiklerin veya kemik artiklasyonlarının en zayıf olduğu bölgelerden ilerlerler. Zigomanın kortikal ve konveks güçlü makro yapısı nedeniyle, bölgedeki çoğu yaralanma zigomanın komşu kemiklerle olan artikülasyonlarından ayrılmasıyla sonuçlanır. Zigoma gövdesi kırıklarının oranı çok azdır ve yüksek enerjili çarpışmalar sonucu çok parçalı kırıklarla beraber izlenir. Zigoma kırıkları, tek başına zigomatik kemik ile sınırlı kalmadan, orta yüzün lateral lsndeki kemikleri içermesinden dolayı, zigomatikomaksiller kompleks, zigomatiko-orbital (151), zigomatik kompleks (163), trimalar, tripod gibi terimlerle ifade edilmiştir. BT ile görüntülemeden önce zigomanın dört artiklasyonundan,

sfenoid kemik ile tam ayrılma kolaylıkla gözlemlenemediği için, tripod ve trimalar ifadeleri kullanılmış olup günümüzde, doğru kullanımlar olmamaktadır. Zigomatikomaksiller kompleks (ZMK) en sık kullanılan olup, gerektiğinde zigomatik arkın izole kırıklarıyla ayırım yapılmasına olanak vermektedir (90).

ZMK kırıklarının klasik hatlarında inferior orbital fisür önemli bir anatomik noktadır. Anteromedial, süperolateral ve inferior yönde olmak üzere üç kırık hattı inferior orbital fisürden devam eder. İlk kırık hattı, inferior orbital fisürden çıkarak çoğunluğu maksillanın orbital çıkıntısında kalcak şekilde, orbita tabanı boyunca anteromedial yönde infraorbital kenara doğru ilerler. Orbita taban ve medial duvarında genellikle parçalı kırıklarla beraber çok sayıda kırık hattı izlenir. Kırık hattı çoğunlukla infraorbital kenardan, maksillanın fasiyal yüzüne dönerek infraorbital foramenin hafif üstünden veya daha çok medialinden olmak üzere lateral ve inferior yönde maksillanın zigomatik çıkıntısı altından ilerler. Bu nedenle kırık hattı orbita tabanı ile yüzün anterior ve lateral tarafında zigomatik kemikten ziyade çoğunlukla maksillada kalır. İkinci kırık hattı, inferior orbital fisürden, inferior yönde maksillanın posteor kısmından infratemporal fossaya doğru ilerleyerek, maksillanın anterior yüzünden gelen kırık hattıyla zigomatikomaksiler butres altında birleşir. Üçüncü kırık hattı, inferior orbital fisürden süperolateral olarak lateral orbita duvarından posterior yönde ilerleyerek zigomatikosfenoid süturu, yine süperolateral ve anterior yönde lateral orbita kenarına ilerleyerek, zigomatikofrontal süturu ayırır. Bu paterni takip eden ZMK kırıklarında genellikle zigomatik arktan geçen bir kırık hattı daha, direncin en zayıf olduğu zigomatikotemporal sütünun yaklaşık 1,5 cm posteriorunda izlenir (90).

Belirtilen kırık hatları yaygın veya klasik ZMK kırıkları için geçerli olup, travmatik kuvvetin yönüne ve büyüklüğüne, yumuşak doku miktarına, zigomatik ve çevre kemiklerin yoğunluğu gibi faktörlere bağlı çok farklı kırık paternleri gözlenebilmektedir.

Manson ve ark. kırığın parçalanması ve deplasmanını baz alarak bir sınıflama önermektedir. Bu sınıflama enerjinin şiddetine göre yaralanmayı tanımlamaktadır.

- **Düşük enerjili yaralanmaları;** çok az veya hiç deplasman izlenmeyen

kırıklar. Bir veya daha fazla artikülasyonda tam ayrılma olmadan kırık izlenebilir,

- **Orta enerjili yaralanmaları;** kırık parçanın bütün artikülasyonlarından ayrılarak az ve orta dereceli deplasman izlenen,
- **Yüksek enerjili yaralanmaları;** lateral orbit ve zigomatik kemiğin parçalı kırıklarının, zigomatik ark segmentasyonu ve lateral deplasmanlarıyla birlikte izlendiği kırıklar olarak sınıflanmaktadır.

Birçok farklı sınıflama yapılmış (159,164–168) ancak, ZMK kırıklardaki klinik farklılıklar nedeniyle, tedavide anlamlı farklar oluşmamıştır. Temel prensip her tedavinin kendi içerisinde değerlendirilmesi gerektiği, istatistiksel verilerden çok preoperatif klinik ve radyolojik bulguların intra-operatif bulgularla karşılaştırılarak tedavi uygulanması önerilmektedir (90).

Van Hout ve ark. 16 ZMK kırığı inceledikleri çalışmalarında; Tip A- en az 1 sütte, Tip B- 4 sütte, Tip C- parçalı kırık izlenme oranlarını sırasıyla %25, %41, %33, oluşan komplikasyonları; devam eden infraorbital sinir parestezisi (%37), fasiyal asimetri (%14), enoftalmus (%7), diplopi (%7), enfeksiyon (%4) olduğunu 14 hastada (%12) ZMK malredüksiyonu, ekstra oküler kaslar ve orbita tabanının rekonstrüksiyü nedeniyle ikinci cerrahi gerektiğini rapor etmiştir (169).

Toriumi ve ark. 50 tripod zigoma kırığı izlenen hasta BT' lerini inceledikleri çalışmada; medial-lateral (M-L), inferior-superior (İ-S), posterior-anterior (P-A) akslardan oluşan 3B' lu koordinat sisteminde zigoma dislokasyonlarını 3B grafik yazılımı ile değerlendirerek, İ-S, M-L, P-A akslar etrafındaki rotasyon sıklığını sırasıyla %96, %26, %10 olarak rapor etmiştir (170).

Düşük enerjili travmalar sonucu oluşan minimal deplasman veya hiç deplasman izlenmeyen kırıkların tedavisinde, kırık bölge stabil ise ve klinik bulgular eşlik etmiyorsa herhangi bir düzeltme yapılmadan hasta sadece takip edilebilir.

Orta enerjili travmalarda, ayrılan artikülasyonların açık redüksiyon ile fiksasyonu

gerekmektedir. Ellis ve Kittidumkerng, orbital rekonstrüksiyon gerektirmeyen orta enerjili ZMK kırıklarında önerdikleri algoritmada, malar eminense yerleştirilen Carroll-Girard vidasıyla kırığın stabil olarak redükte edilememesi durumunda, önce zigomatikomaksiller daha sonra zigomatikofrontal bölge cerrahi olarak açılarak plaklama ile fiksasyonun sağlanmasını önermiştir. Diğer araştırmacılar rutin olarak zigomatikomaksiller, zigomatikofrontal ve inferior orbital kenarın ekspoze edilmesini önermişlerdir.

Yüksek enerjili travmalarda, cerrahi yaklaşım daha agresif planlanmalıdır. Zigoma gövdesinin, zigomatik arkın parçalı kırıklarının genellikle izlendiği bu yaralanmalarda, zigomatik arkın bütünlüğünün bozulmasıyla posterior rehberlik kaybedilmektedir. Büyük çoğunlukla, internal orbita tabanı rekonstrüksiyonu, düzgün malar projeksiyon, fasiyal genişlik ve orbita hacminin tekrar kazandırılması için bütün anterior butreslerin ekspozyonu gerekmektedir (90).

2.6. Kuvvet Analizleri

2.6.1. Temel Mekanik Kavramlar

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 (171).

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/m²veya kg/cm²). 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 sıkıştırarak 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 (172,173).

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 orjinal 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 / orjinal boyut" olarak ifade edilir. Gerilim, yönü ve büyüklüğü olan vektörel bir kuvvet iken, gerinme kuvvet değil, skaler bir büyüklüktür (174,175).

Hooke Kanunu; belirli gerilme sınırları içinde, birim şekil değiştirmelerle gerilim arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eder ve cisimlerin davranışını yaklaşık olarak ifade eder. Cisimde meydana gelen uzama, cismin uzunluğu ve çekme kuvveti ile doğru orantılı, elastisite modülü ve kesit alanı ile ters orantılıdır (176).

Elastik Modül (Young's modulus); 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 (177,178).

Poisson Oranı; belirli bir kuvvet altında materyalde oluşan boyuna deformasyonun,

kesitsel deformasyona olan oranıdır. Yani bir eksendeki 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 (179).

Poisson oranı = endeki birim uzama / boydaki birim uzamadır.

Eşdeğer Gerilme; İki veya üç boyutta oluşan gerilmelerin kombinasyonlarının bileşkesinin, materyalin bir boyutta gösterdiği gerilme değeridir. gösterilebilmektedir (180,181).

2.6.2. 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 yön, tip, büyüklüğüne benzerliği sonuçların gerçekliğe en yakın elde edilebilmesi açısından önemlidir.

Kuvvet analiz yöntemleri (182):

- 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 üç boyutlu görüntüsünün lazer ışını kullanılarak kaydedildiği tekniktir. Yüzeydeki

nanometrik deformasyonlar, görünen ışın hüzmelerine 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. **Kırılma 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**

2.6.3. Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar analiz (SEA) yönteminin ana ilkesi “sonlu elemanlar” olarak tanımlanan alt bölgelerden oluşan bir yapı kullanmaktır. Karmaşık geometrik yapılar bilgisayar ortamında, bir ağ yapıya dönüştürülür. Bu yapıyı elemanlar (elements), bunlara bağlı düğüm noktaları (nodes) ve belirleyici sınır koşulları (boundary conditions) oluşturur.

Kuvvet dağılımının modelde hassas olarak elde edilebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak gereklidir. Belirli bir başlangıç noktasına göre, tüm düğümlerin eksenler üstündeki koordinatları saptanarak bilgisayara aktarılır. Model oluşturulurken, elemanların materyal özelliklerini belirleyen poisson oranı ve elastik modül (young's modülü) değerleri bilgisayar programına tanıtılır. Modelde düğüm noktalarına dışarıdan en basit dış etken ve sınır koşulların uygulanmasıyla meydana gelen değişiklik durumları için matrisler oluşmakta, bu matrisler bilgisayar yardımıyla çözülmektedir. Bu

sayede asal gerilmeler (principal stress), aksenal gerilmeler (axial stress), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilmeler (equivalent principal stress) elde edilir. Bu veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır.

SEA yöntemi ile bir cismin 1, 2 veya 3 boyutlu analizi yapılabilir. Bu matematiksel analiz yöntemi, her ne kadar karmaşık geometriye sahip mühendislik yapı sistemleri için geliştirilmiş olsa bile bilgisayar teknolojisinin gelişimiyle dişhekimliği biyomekaniğinde de kullanım alanı bulmaktadır (183,184).

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 osseoentegrasyon gerçekte izlenmemektedir ve in-vivo şartlarla görülen farklılıkların esas nedeni olarak gösterilmektedir (185,186).

2.6.4. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Aşamaları

2.6.4.1. Hazırlık Aşaması

Analizi yapılacak yapı bilgisayara aktararak modellenmesi herhangi bir CAD program ile yapılır. SEA modelleri farklı yapı ve sayıda sınırlı elemanların, düğüm noktalarında birleştiği ağ yapıdan oluşur. Elemanlar yapının karakterini ve mekanik özelliklerini ifade ettiğinden, sayısı yapının gerçeklik karmaşıklık seviyesi ile doğru orantılıdır. Eleman sayısı, cismin yapısal karakteri, önceki biyomekanik çalışmalar ve analizin yapılacağı bilgisayar kapasitesi belirleyici faktörlerdir. İncelenecek yapının geometrisinin tanımlanmasıyla birlikte, kuvvetlerin veya etki eden yapının mekanik özellikleri tanımlanıp ve sınır koşullar oluşturulmaktadır (181,187).

Eleman sayısıyla birlikte, geometri ve tiplerindeki farklılıklar denklemin

karmaşıklığını yani çözüm zorluğunu belirler. Yapıyı oluşturan elemanlar birbirlerinin aynısı ise, çözüm için tek bir denklem olacaktır. Basit eleman kullanımıyla çözümler kolaydır. Cismin analizinin yapıldığı SEA'da sınır koşulları, iç kuvvetleri içeren sistem denklemlerinin oluşturulmasını takiben dahil edilmektedir. Yeni terimler mevcut denklemlere eklenerek veya var olanlar sağa sola kaydırılarak sınır koşulları oluşturulmaktadır. Yapıyı oluşturan elemanlardaki yer değişimlerinden, oluşan gerilme, zorlanma ve deformasyonlar hesaplanmaktadır (188–190).

2.6.4.2. Analiz Aşaması

Bilgisayarda oluşturulan yapıda her elemanın malzeme özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanır. Modeldeki her eleman ana yapının tüm özelliklerini taşıdığı için bu elemanların yüklemeler altında göstermiş olduğu tepkilerin bütünlüğü yapıyı taklit eder. Belirli sınır şartları için, belirli kuvvetler altında denklemler çözüldüğünde düğüm yer değiştirmeleri bulunur ve bu yer değiştirmelerden de gerilmeler hesaplanır.

Elde edilen veriler tablo ve grafik halindeki sayısal ve teorik değerler şeklindedir. Verilerin bu şekliyle yorumlanması oldukça güç olduğundan, bilgisayar ortamında yapının kuvvetler altındaki yapısal bozulmaları, gerilmelerin dağılımı ve farklı veriler hakkında genellikle görseller elde edilir (191,192).

2.6.5. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantaj ve Dezavantajları

SEA yönteminin diğer yöntemlere göre avantajları;

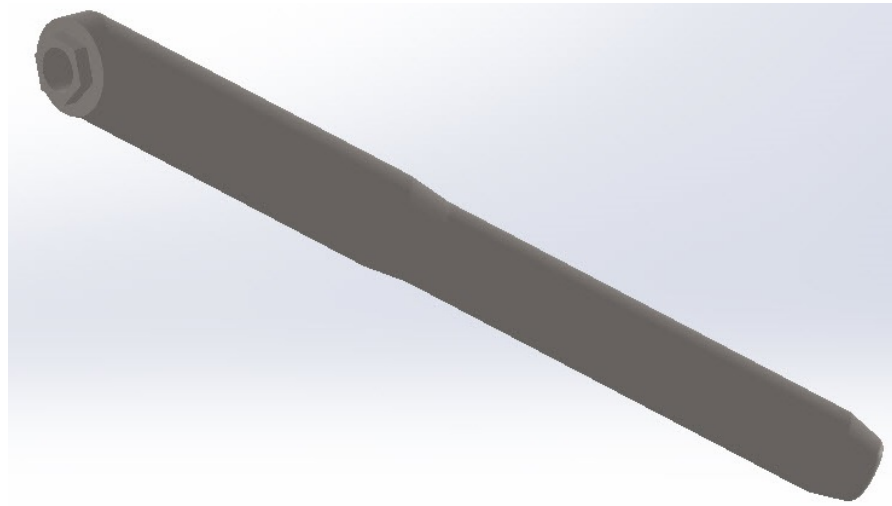
- Gerilme dağılımı ve yer değişimlerinin hassas şekilde hesaplanabilmesi
- Karmaşık geometriye sahip katı yapıların modellenmesi
- Değişik malzemelerden farklı modellerin istenilen sayıda elde edilmesi
- Çalışmanın tekrar edilebilir olması
- Yazılımlar sayesinde gerçeğe yakın modeller oluşturulabilmesi
- Analiz sonuçlarının deneysel oranla kısa sürede elde edilebilmesi.

SEA yönteminin diğer yöntemlere göre dezavantajları;

- Gerçek şartların katı modele uygulanmasının bilgisayar ve SEA yazılımı kapasitesi ile sınırlı olması
- Doğru analiz için matematik model sisteminin, gerçeğe yakın olmasının sağlanması
- İyi bir sonlu eleman modeli oluşturabilmek için mesleki bilgi, değerlendirme kabiliyeti ve tecrübe gereksinimi
- Analiz sonuçlarının düzenlenmesinin karmaşıklığı (193,194).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

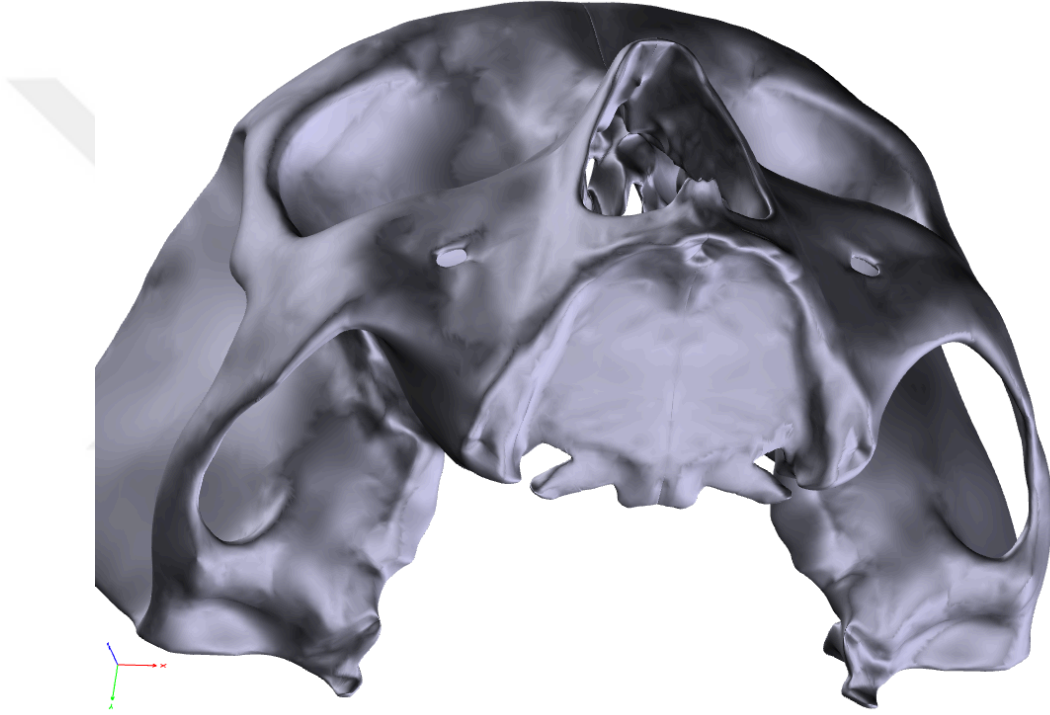
Atrofik maksillaya sahip, yalnız konvansiyonel ve Zİ'lerle tedavi planlanan 58 yaşındaki kadın hastanın yüz bölgesi BT ile DICOM formatında görüntülendi. Kesit kalınlığı 0.7 mm olan ham DICOM verileri bilgisayar ortamında görüntülerin yeniden oluşturulabildiği bir yazılım olan Mimics 12.1 yazılımına (Materialise, Leuven, Belçika) yüklendi. Yazılım ile üç boyutlu görüntü oluşturulup, maksilla, zigoma, zigomatik çıkıntı, frontal çıkıntı, temporal çıkıntı, zigomatik ark, orbita ve supra orbital ark bölgeleri belirlendi ve görüntüler üzerinde sadeleştirmeyle yeniden biçimlendirme işlemleri yapılarak ".stl" formatında Geomagic 3D programına aktarıldı. Geomagic 3D (3D Systems, Rock Hill, SC, USA) programıyla üç boyutlu model üzerinde asimetric alanların simetriği oluşturularak, düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey halinde modelleme işlemi tamamlanarak üç boyutlu bilgisayar destekli tasarım modeli (computer aided design), (CAD) elde edildi. SOLIDWORKS yazılımı (Dassault Systemes SolidWorks Corp, Waltham, MA, USA) ile Zİ modellemeleri (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) orijinalde olan yivlerden arındırılarak basamaklı silindir şeklinde hazırlandı (Şekil 3.1) ve önceden oluşturulan CAD modellere yerleştirildi. Sonlu eleman modellerinin oluşturulması ve analizinde; Intel Xeon 2.40 GHz işlemci, 250 GB Hard disk, 8 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Professional 64 bit işletim sistemi olan iş istasyonu kullanıldı.



Şekil 3.1: Zigomatik implant modeli görüntüsü.

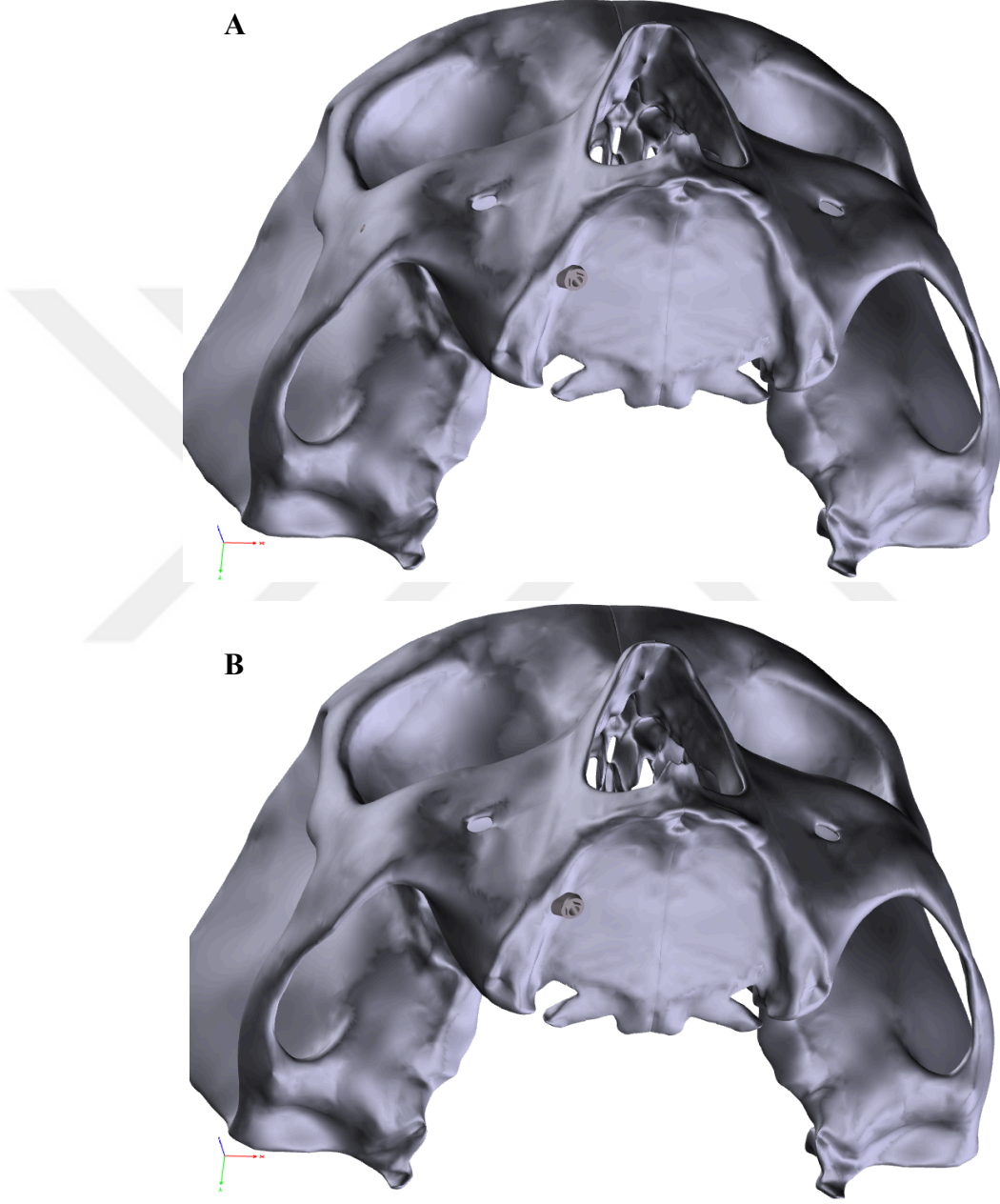
Kontrol modeli ve 4 model oluşturuldu. Her bir 4 modelde implant apeksinin zigomada 1 mm dışarıda sonlanacak şekilde ve zigomanın dış kortikal kemiğini perforasyon yapmayacak şekilde 2 alt grup model oluşturuldu ve çalışma toplam 9 model üzerinde yürütüldü.

Model 1: Zİ yerleşimi olmayan kontrol modeli (Şekil 3.2).



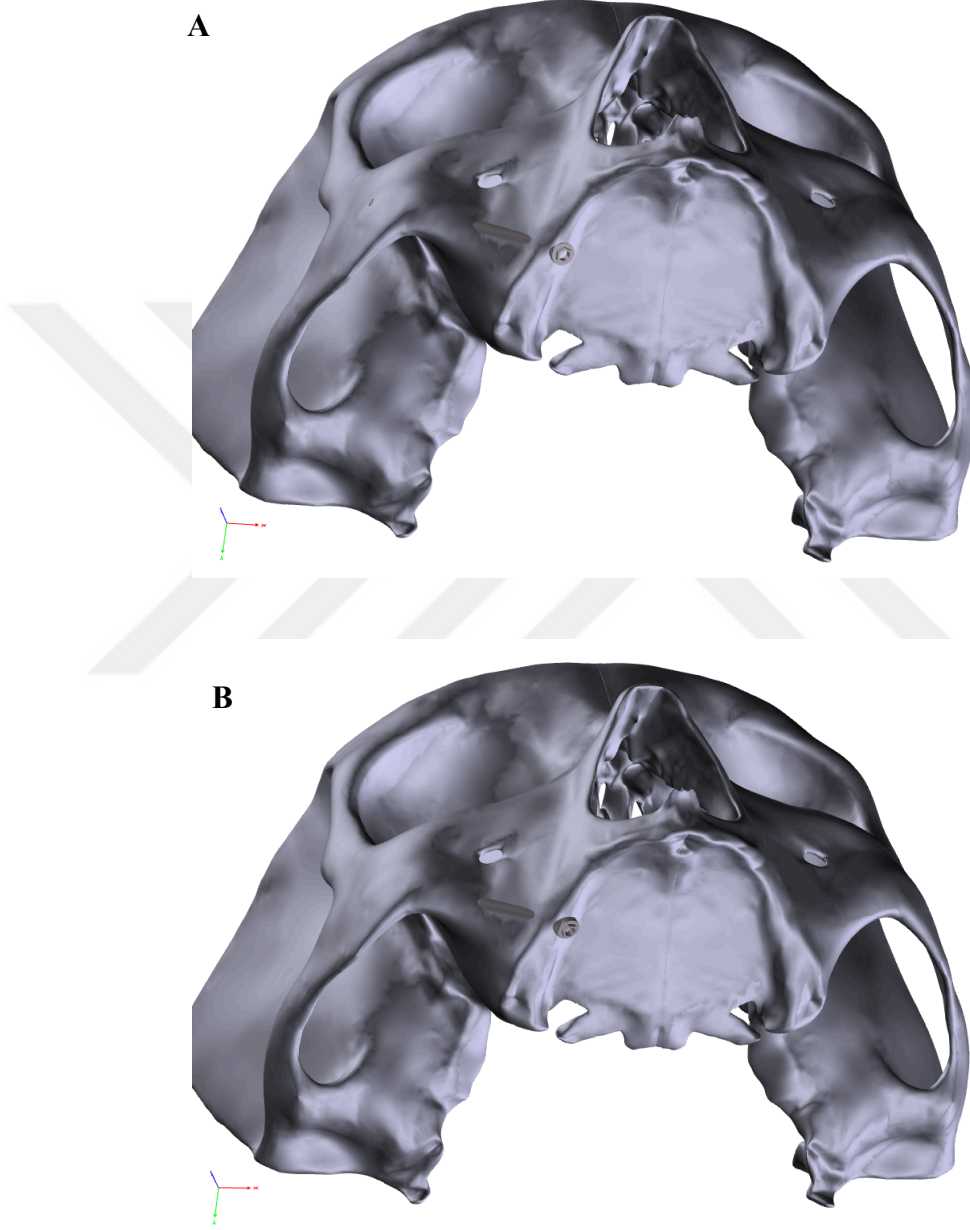
Şekil 3.2: Zigomatik implant yerleşimi olmayan kontrol modeli görüntüsü.

Model 2: İntراسینüs (Branemark) tekniği, Aparicio sınıflamasında (ZAGA) tip 0 olan, Zİ gövdesi maksiller sinüs içerisinden geçen model (Şekil 3.3).



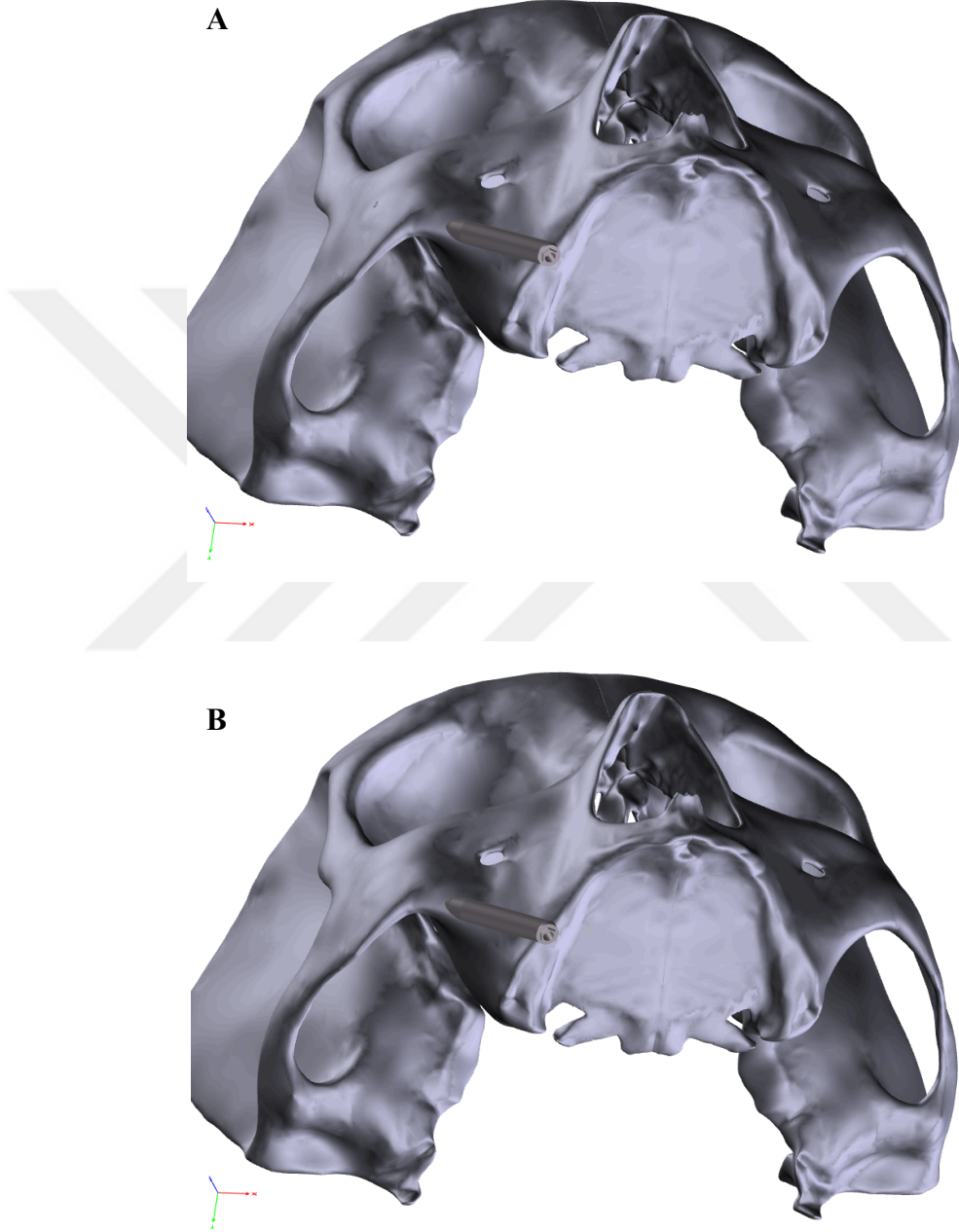
Şekil 3.3: Zigomatik implant apeksinin, zigomayı perfore ederek 1 mm dışarıda sonlanması (A), implant apeksinin kemiği perfore etmeden dış kortikal kemikte sonlanmasının görüntüsü (B).

Model 3: Ekstrasinüs tekniği, Aparicio sınıflamasında (ZAGA) tip 1 olan, Zİ gövdesinin bir kısmı maksiller sinüs duvarının dışından geçen model (Şekil 3.4).



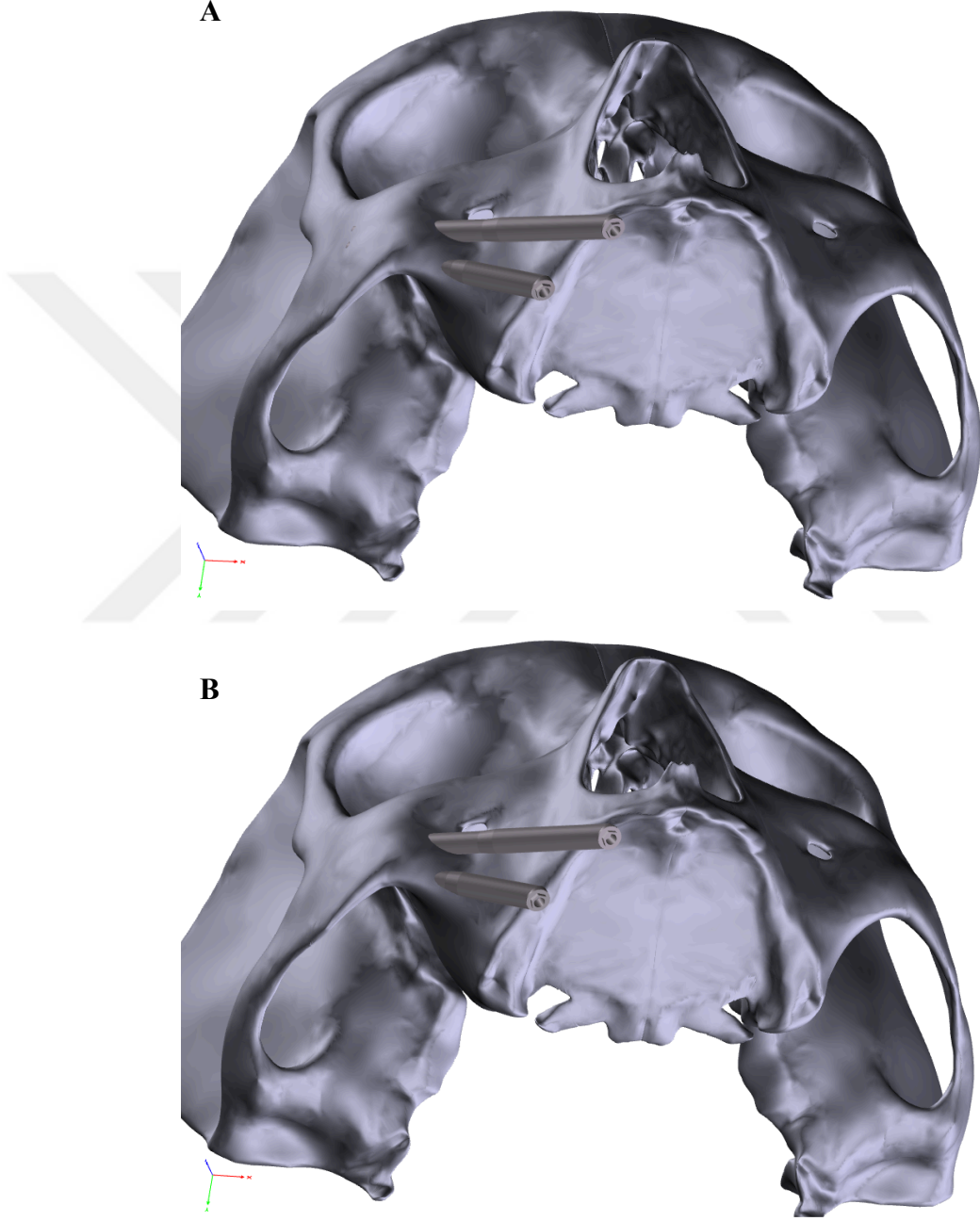
Şekil 3.4: Zigomatik implant apeksinin, zigomayı perfore ederek 1 mm dışarıda sonlanması (A), implant apeksinin kemiği perfore etmeden dış kortikal kemikte sonlanmasının görüntüsü (B).

Model 4: Ekstramaksiller teknik, Aparicio sınıflamasında (ZAGA) tip 4 olan, Zİ gövdesinin ve boynunun maksila dışında konumlandığı model (Şekil 3.5).



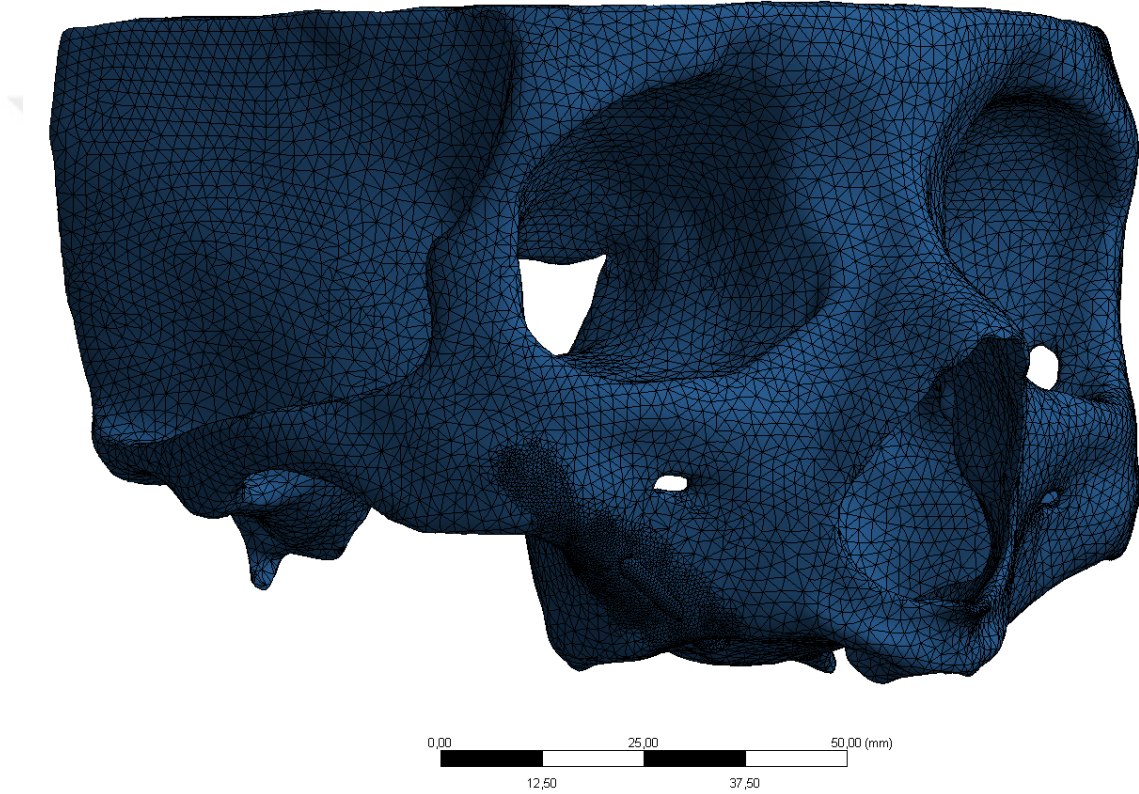
Şekil 3.5: Zigomatik implant apeksinin, zigomayı perfore ederek 1 mm dışarıda sonlanması (A), implant apeksinin kemiği perfore etmeden dış kortikal kemikte sonlanmasının görüntüsü (B).

Model 5: Ekstramaksiller teknik, Aparicio sınıflamasında (ZAGA) tip 4 olan, tek tarafta iki Zİ yerleşimli model (Şekil 3.6).



Şekil 3.6: Zigomatik implant apekslerinin, zigomayı perfore ederek 1 mm dışarıda sonlanması (A), implant apekslerinin kemiği perfore etmeden dış kortikal kemikte sonlanmasının görüntüsü (B).

Yükleme koşullarının oluşturulması için CAD modelleri SEA yazılımı ANSYS'e (Workbench 15.0; ANSYS Inc., Providence, RI, USA) aktarıldı. Bu yazılım ile ağ yapısı (mesh) oluşturularak, Zİ'ler ve kemikle temas yüzeyleri bir kenar uzunluğu 0,5 mm'lik, modelin geri kalan kısmı 2 mm'lik tetrahedral yapıdaki elemanlara ayrıldı (Şekil 3.7). Modellerdeki eleman sayısı ortalama 255000, düğüm sayısı 410000 olarak belirlendi.



Şekil 3.7: Ağ yapısı oluşturulmuş model görüntüsü.

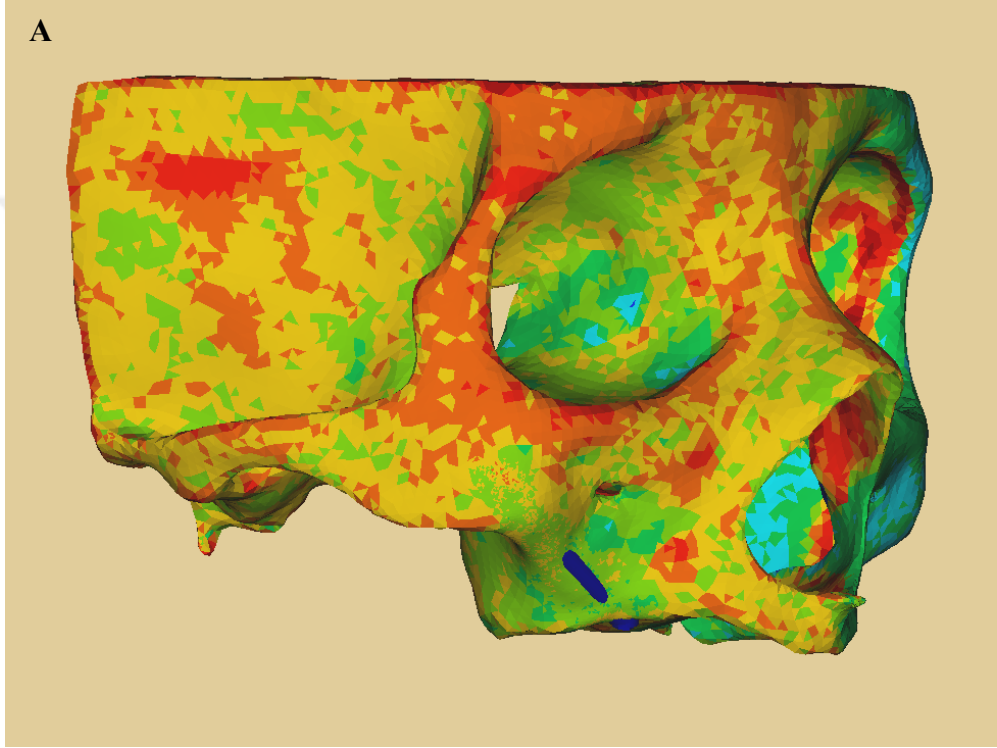
Oluşturulan modeller voxel yoğunluğuna bağlı materyal özelliklerinin tanımlanması için BoneMat© programına aktarıldı. Modeller heterojen kabul edilerek ağ yapıdaki her eleman için BT verilerindeki Hounsfield birimleri, gri değerlere (gray value) dönüştürülüp, oluşan skalada her aralık bir materyali temsil edecek şekilde on eşit bölüme ayrılarak, elastik modüller belirlendi (Şekil 3.8). Poisson oranı kemik için 0,30 kabul edildi (195).

Elastik modülün belirlenmesinde kullanılan formüller (196);

$$p = 1017 \times GV - 13.4 \quad (1)$$

$$E = 5925 \times p - 388.8 \quad (2)$$

GV gri değeri, **p** yoğunluk, **E** elastik modül.

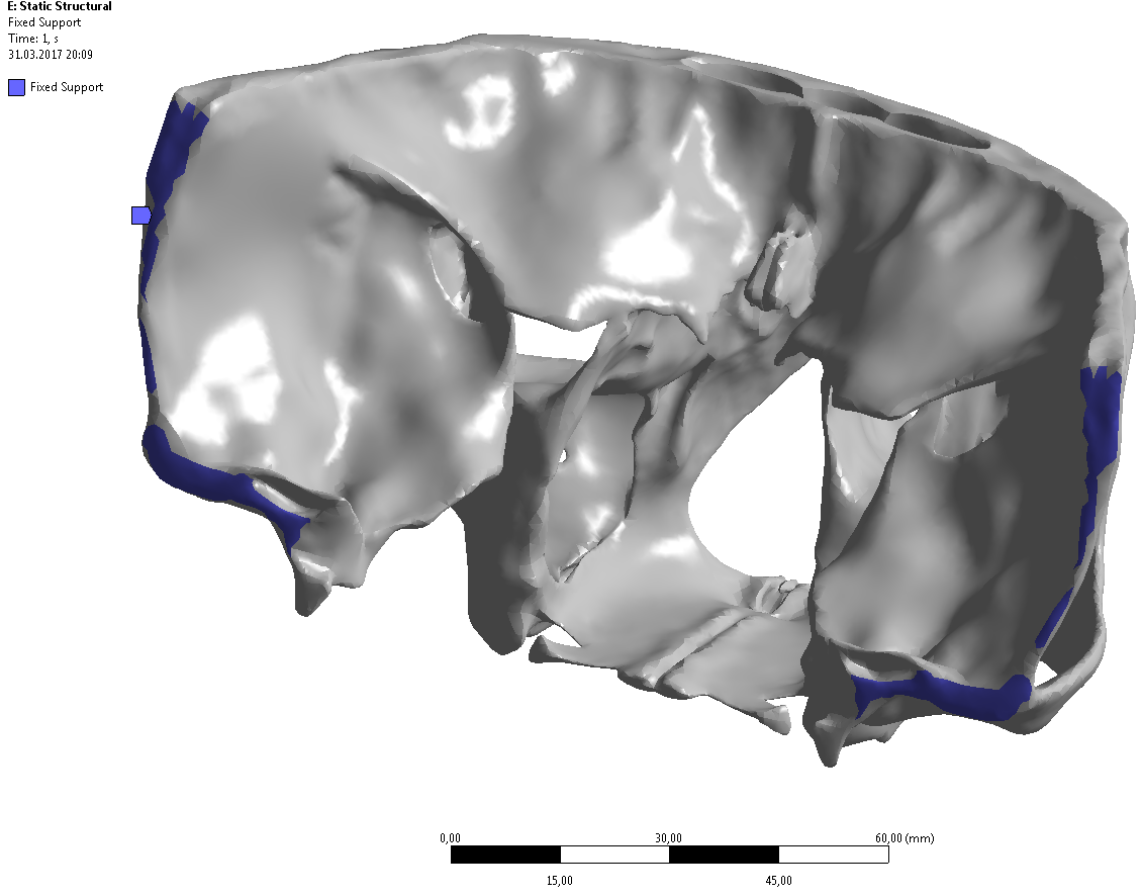


B

Color	Density	E-Modulus
Dark Blue	156705,7568	928481220,2
Blue	470144,0704	2785603228
Cyan	783582,384	4642725236
Green	1097020,698	6499847244
Light Green	1410459,011	8356969252
Yellow	1723897,325	1,021409126e+010
Orange	2037335,638	1,207121327e+010
Red	2350773,952	1,392833528e+010
Dark Red	2664212,266	1,578545728e+010
Dark Red	2977650,579	1,764257929e+010

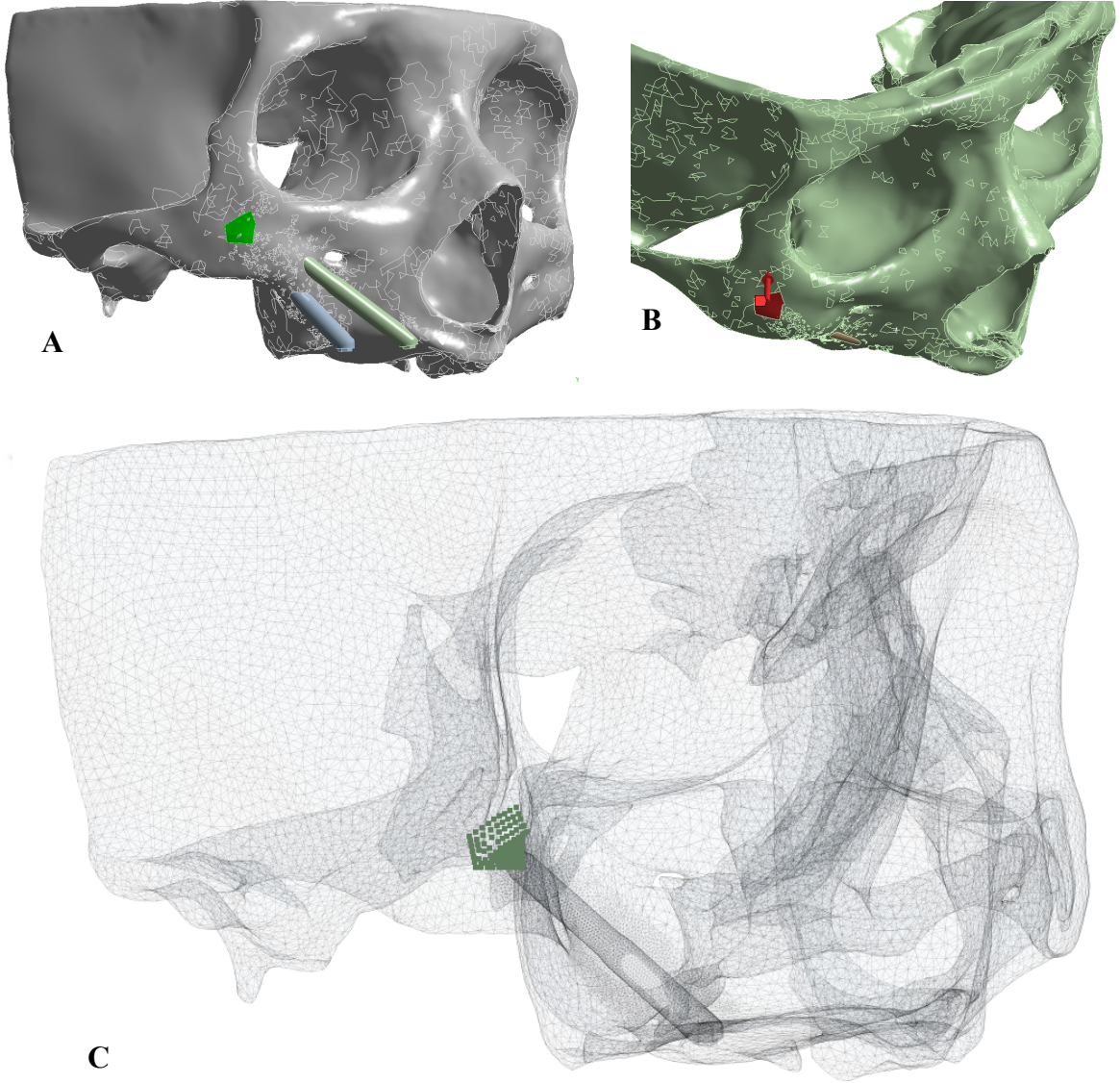
Şekil 3.8: Ağ yapısı üzerindeki her elemana atanan elastik modülün renk skalasıyla gösterimi (A), renk skalasının yoğunluk ve elastik modül karşılıklarının tablo görüntüsü (B).

Zİ materyali Ti-6Al-4V alaşımı, elastik modülü 110,000 MPa ve Poisson oranı 0,33 olarak belirlendi (197). İmplant gövdesi ve kemik arasındaki temas yüzeyleri osseoentegrasyonu temsil edecek şekilde bağlı (bonded) kabul edildi (197). Model koronal kesitte temporal ve sfenoid bölgedeki kortikal ve trabeküler kemikten x, y, z ekseninde sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenerek sınır koşullar oluşturuldu (Şekil 3.9).



Şekil 3.9: Modelin sabitlendiği bölgelerin görüntüsü.

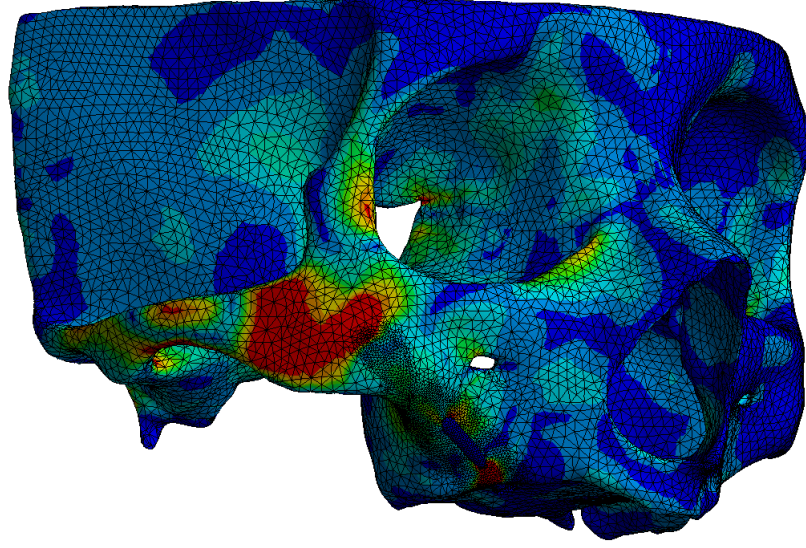
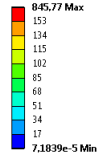
Sabitlenen modellere ortalama bir yumruk kuvvetine denk gelen 3247 N statik kuvvet sagittal düzleme 45°, horizontal olarak 40 mm² alanda zigomaya 1 saniyede uygulandı (198,199).



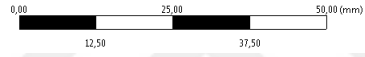
Şekil 3.10: 3247 N'luk kuvvetin zigoma bölgesindeki 40 mm² uygulama alanı (A), uygulama yönü (B) ve uygulama alanı ile implant ilişkisinin görüntüsü (C).

Kontrol, intrasinüs, ekstrasinüs, ekstramaksiller ve çift ekstramaksiller modellerinde oluşan kuvvet dağılımları eşdeğer gerilme (Von Mises) verileriyle değerlendirildi (115). Gerilme kuvvetlerinin oluştuğu alanlardaki farklı gerilme seviyeleri renk skalası ile gösterildi. 153 MPa esneme kriteri olarak belirlendi ve üstündeki gerilme kuvvetleri kırmızı renkle gösterilerek plastik deformasyon başlangıcı olarak kabul edildi (200) (Şekil 3.11).

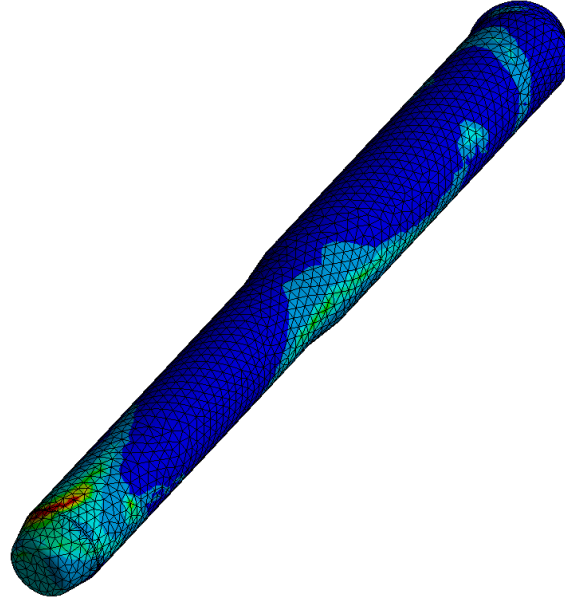
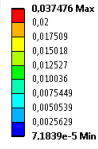
B: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
07.06.2017 14:23



A



B: Static Structural
Equivalent Stress 2
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
07.06.2017 14:53



B



Şekil 3.11: Eşdeğer gerilmelerin kemik model (A) ve zigomatik implant üzerinde renk skalasıyla gösterimi (B).

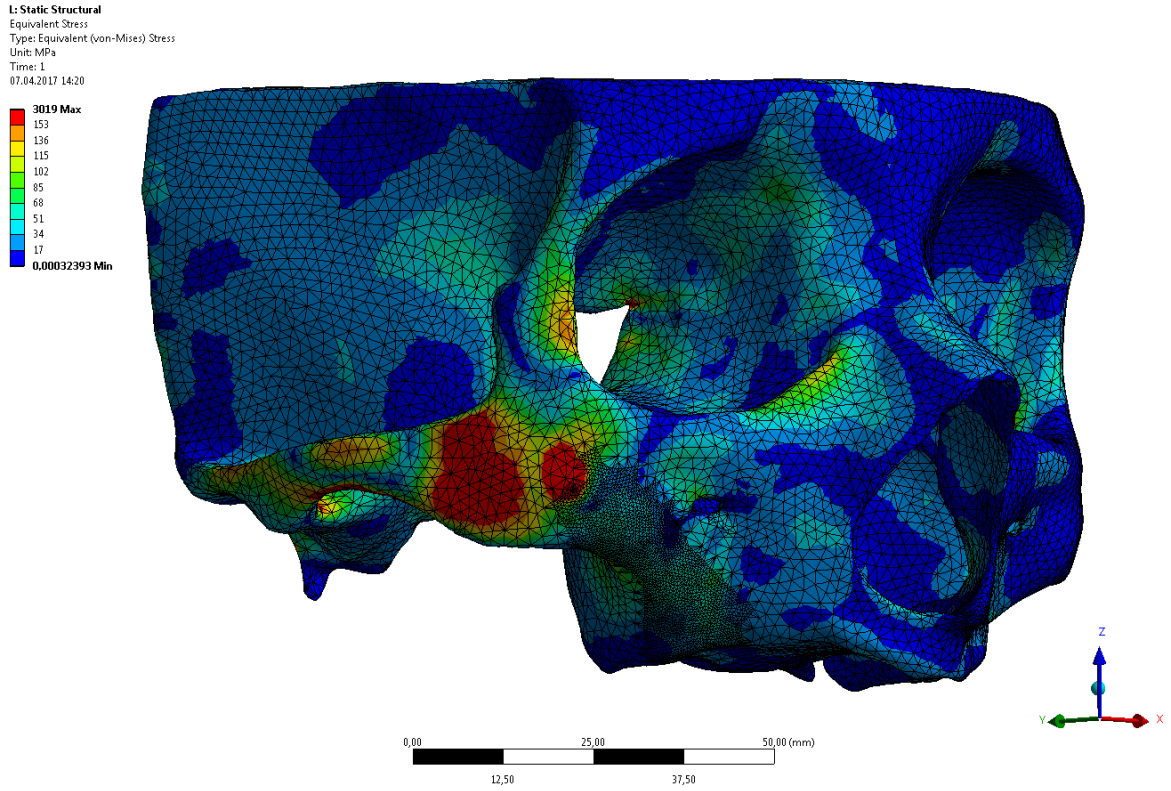
3.1. İstatistiksel Değerlendirme

SEA'da veriler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalarla elde edildiği için, istatistiksel değerlendirme yapılmamaktadır. Analiz sonuçları, renk skalasında farklı renklerin ifade ettiği farklı eşdeğer gerilme kuvvetleri olarak şekillerle gösterildi ve yorumlandı.

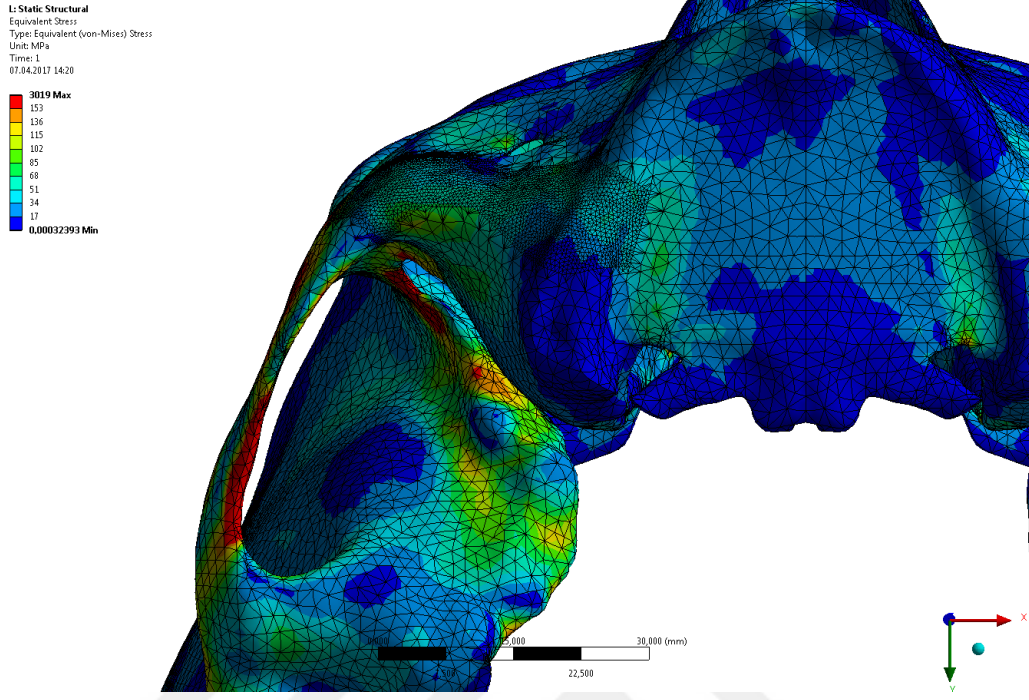


4. BULGULAR

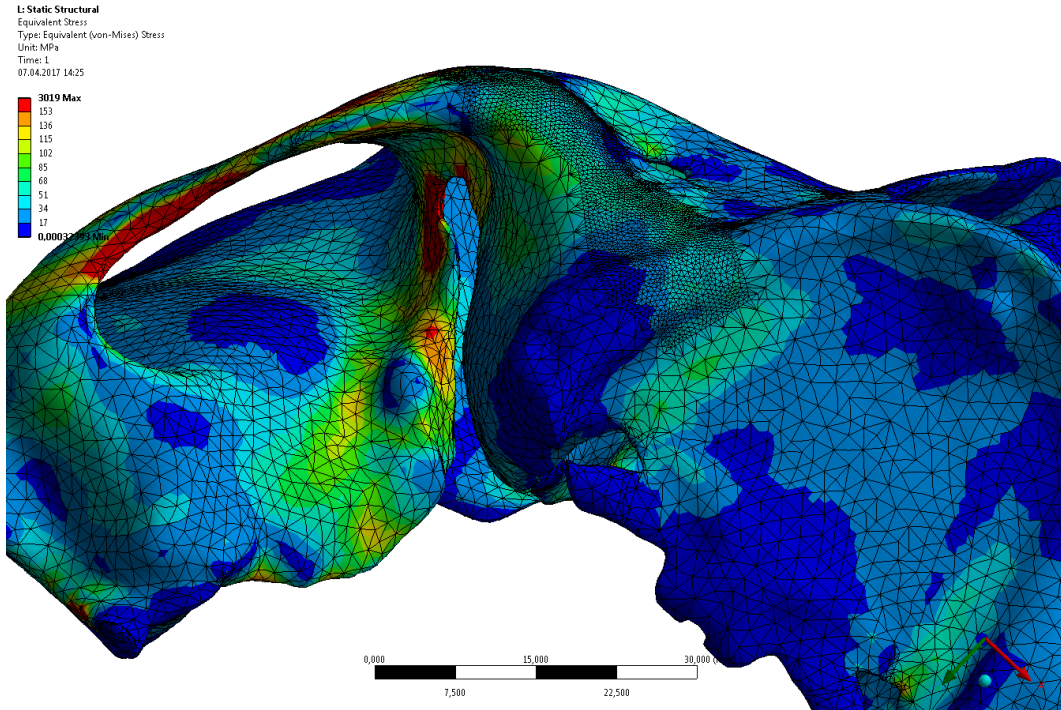
Zigomatik implant yerleşimi olmayan kontrol modelinde zigoma bölgesine 3247 N'luk kuvvet uygulanması sonucu izlenen eşdeğer gerilmeler; zigomanın frontal çıkıntısının anteriorunda, zigomatik arkın süperiorlateralinde, inferior orbital kenarda, (Şekil 4.1), maksiller sinüsün lateral duvarında (Şekil 4.2) ve çene kemiğinde (Şekil 4.3) esneme kriteri olan 153 MPa'ı aşmazken, zigomatikotemporal suture, zigoma gövdesi ve zigomatik arkın inferiorunda (Şekil 4.1) esneme kriterini aştığı izlendi. Maksimum eşdeğer gerilme tek zigoma implantlı modellerdeki implant apeksine denk gelen bölgede 3019 MPa olarak ölçüldü.



Şekil 4.1: Kontrol grubu eşdeğer gerilmelerin lateralden görüntüsü.

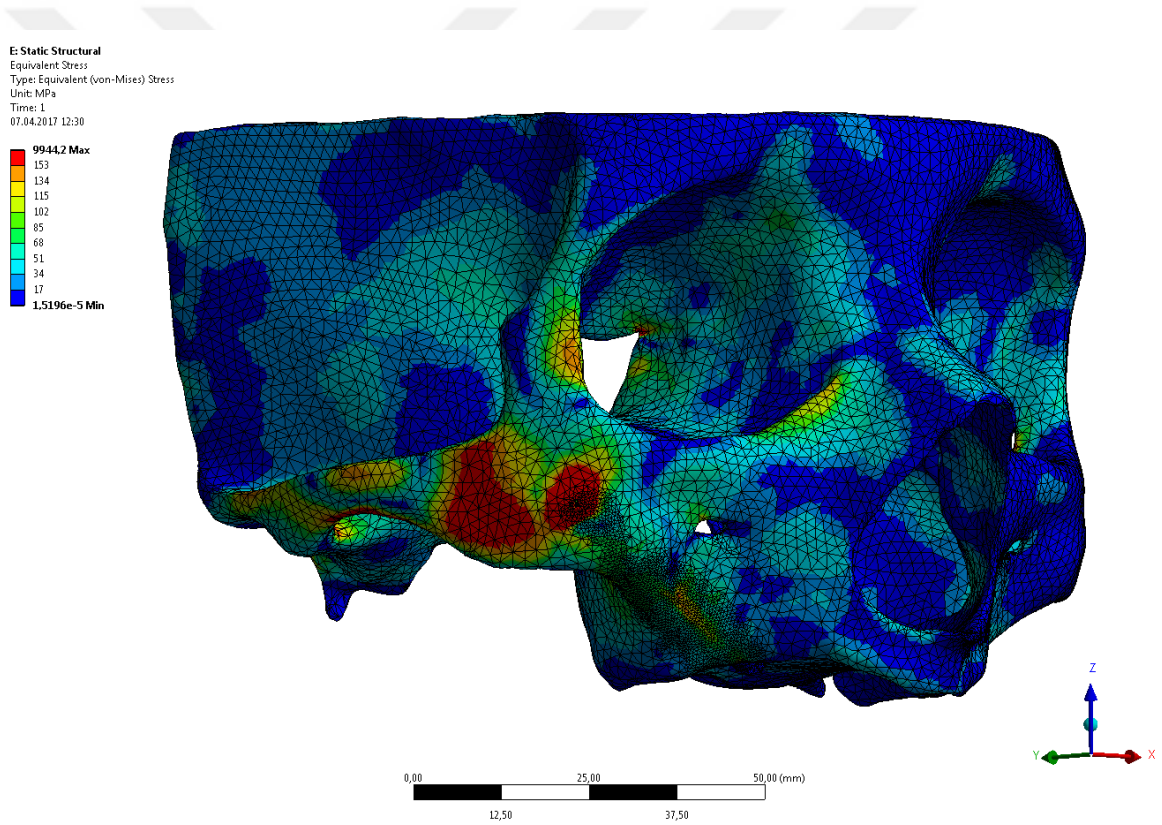


Şekil 4.2: Eşdeğer gerilmelerin inferiordan oklüzal görüntüsü.



Şekil 4.3: Eşdeğer gerilmelerin inferolateralden görüntüsü.

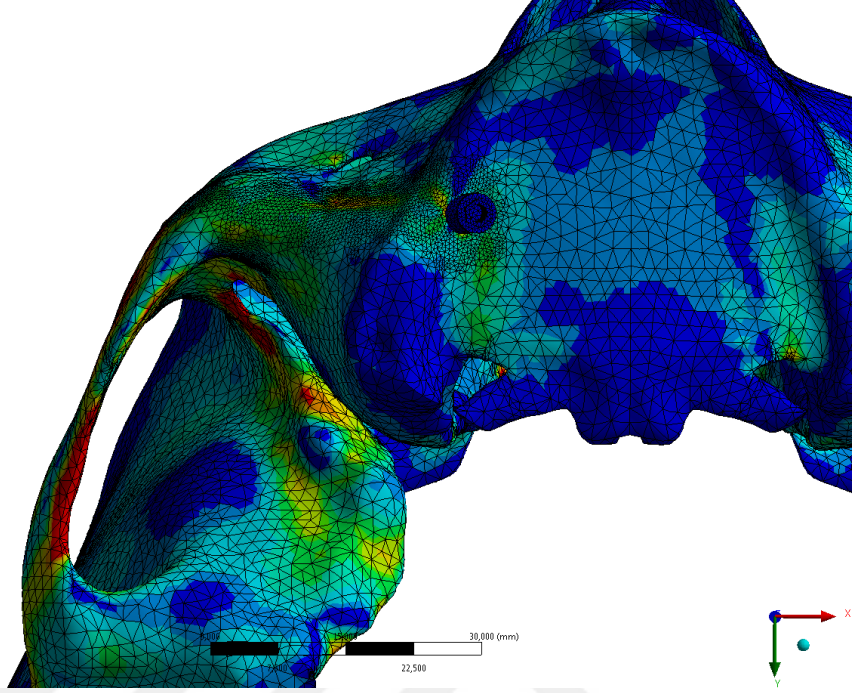
İntrasinüs teknik ile yerleştirilen ve tek zigomatik implant içeren, apeksi 1 mm zigoma dışında sonlanan modelde zigoma bölgesine 3247 N'luk kuvvet uygulaması sonucu izlenen eşdeğer gerilmeler; zigomanın frontal çıkıntısının anteriorunda, zigomatik arkın süperiorlateralinde, inferior orbital kenarda (Şekil 4.4) ve çene kemiğinin implant boynu etrafında (Şekil 4.5) esneme kriteri olan 153 MPa'ı aşmazken, zigomatikotemporal suture, zigoma gövdesi, zigomatik arkın inferioru (Şekil 4.4) ve maksiller sinüsün lateral duvarında (Şekil 4.6) esneme kriterini aştığı izlendi. Maksimum eşdeğer gerilme zigomatik implant apeksi ve kemik temas noktasında 9944,2 MPa olarak ölçüldü.



Şekil 4.4: İntrasinüs eşdeğer gerilmelerin lateralden görüntüsü.

E-Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
07.04.2017 12:27

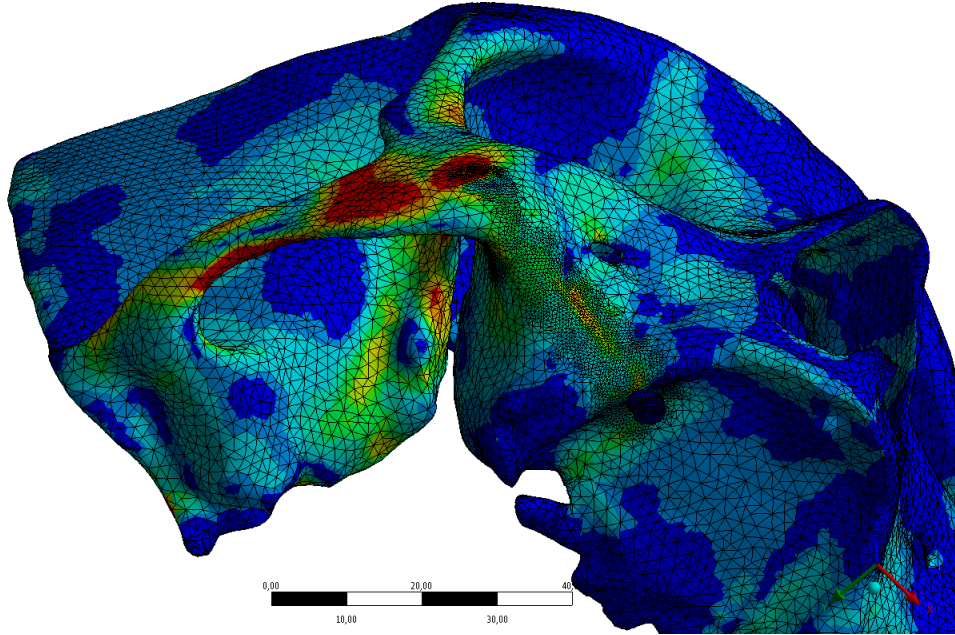
9944,2 Max
153
134
115
102
85
68
51
34
17
1,5196e-5 Min



Şekil 4.5: Eşdeğer gerilmelerin inferiordan oklüzal görüntüsü.

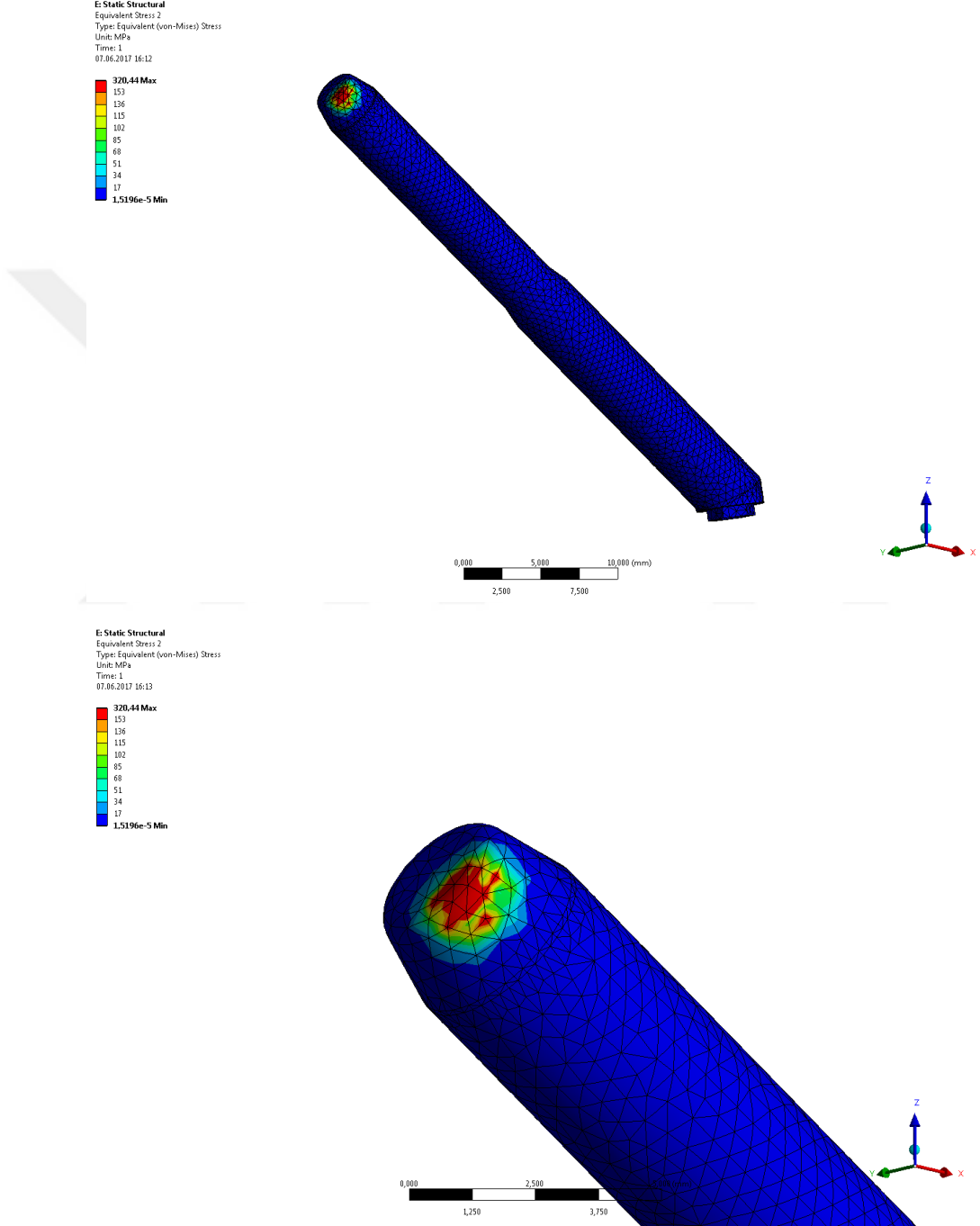
E-Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
07.04.2017 12:41

9944,2 Max
153
134
115
102
85
68
51
34
17
1,5196e-5 Min



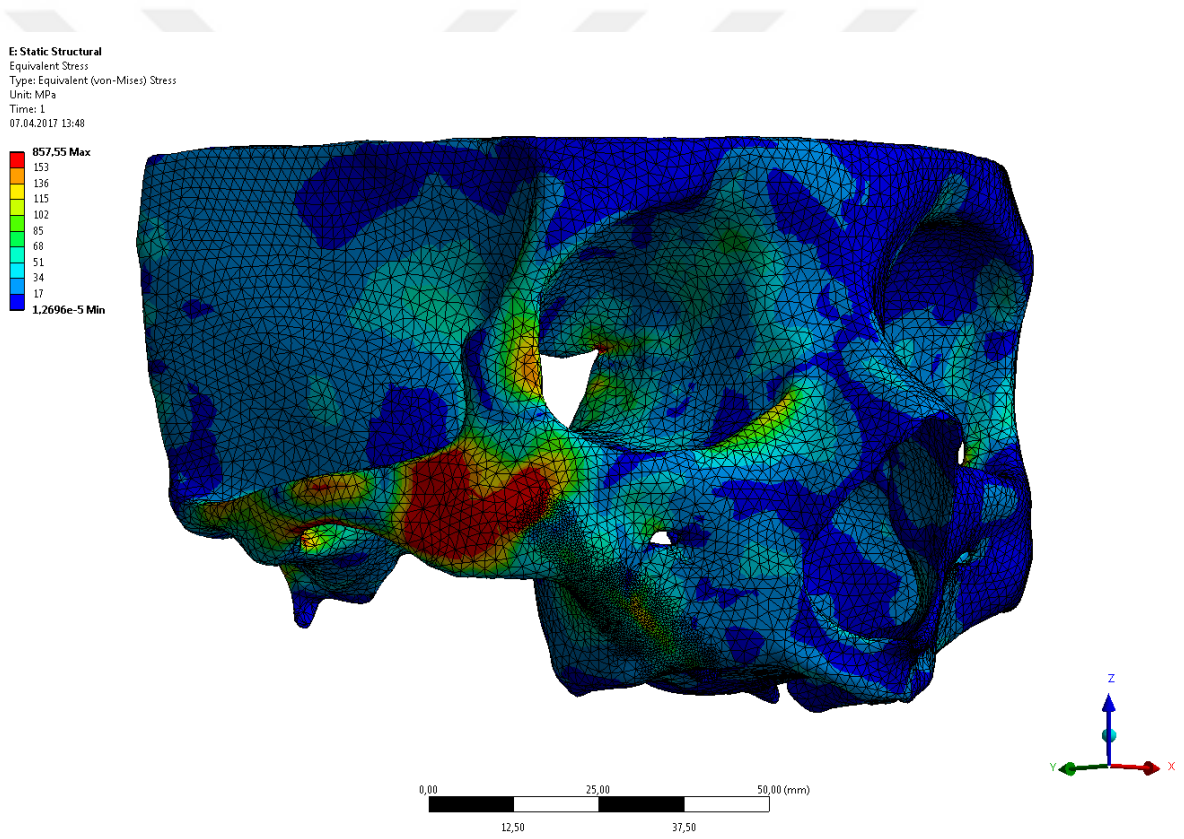
Şekil 4.6: Eşdeğer gerilmelerin inferolateral görüntüsü.

Zİ üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme, implant apeksinin zigomayı perforasyon eden kısmında 320,44 MPa olarak izlendi (Şekil 4.7).

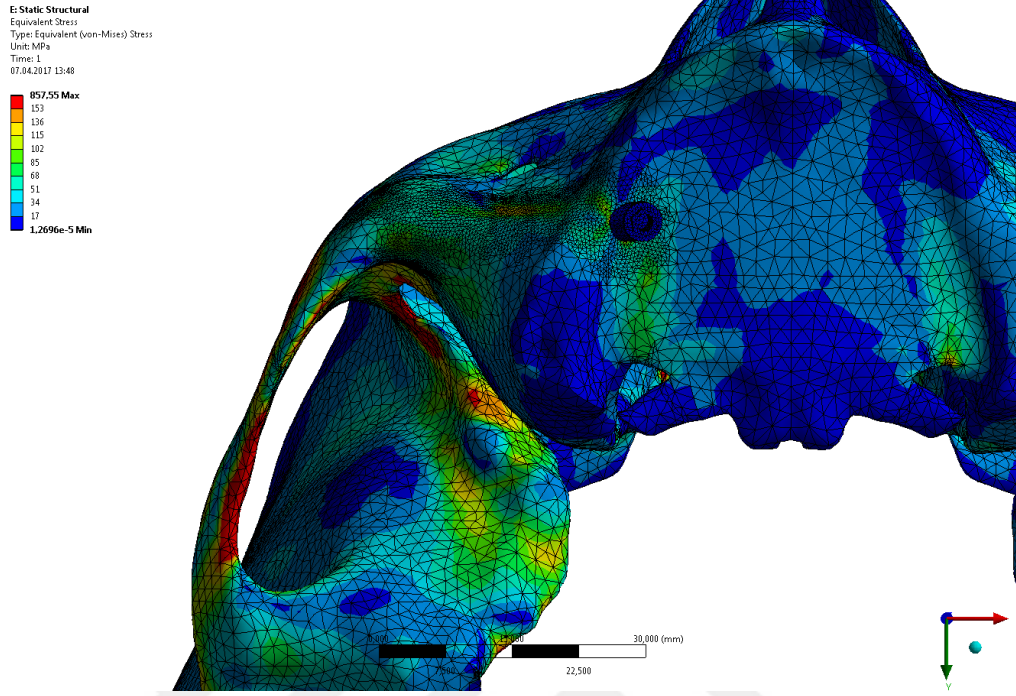


Şekil 4.7: Zigomatik implant üzerindeki eşdeğer gerilmelerin frontolateral görüntüsü.

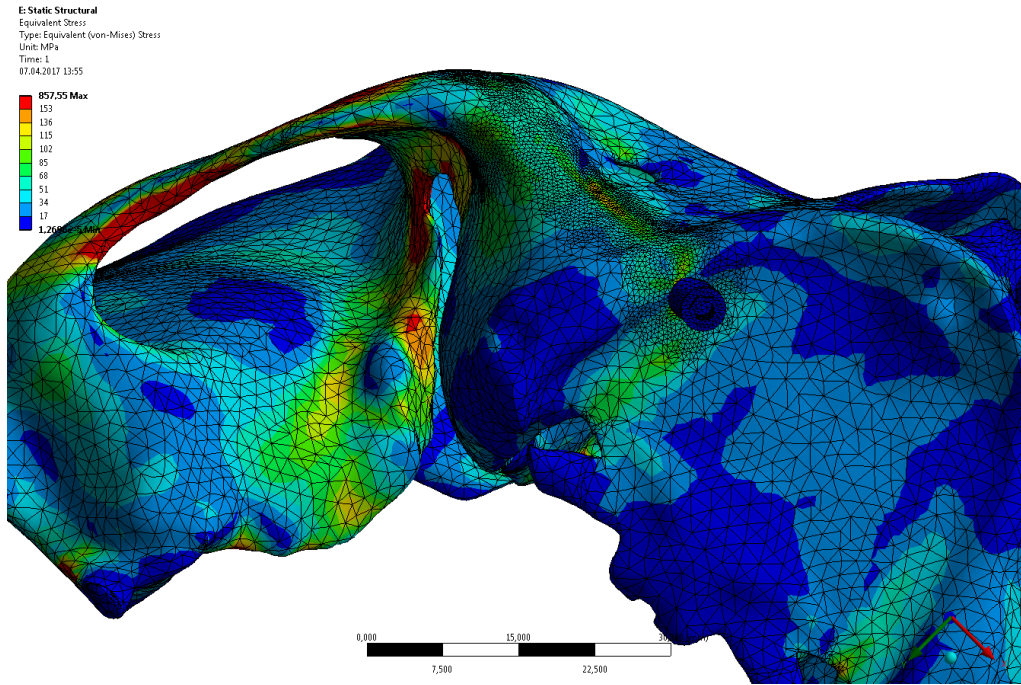
İntrasinüs teknik ile yerleştirilen ve tek Zİ içeren, apeksi zigomayı perfore etmeden lateral dış kortikal kemikte sonlanan modelde zigoma bölgesine 3247 N'luk kuvvet uygulaması sonucu izlenen eşdeğer gerilme kuvvetleri; zigomanın frontal çıkıntısının anteriorunda, inferior orbital kenarda (Şekil 4.8), çene kemiğinin implant boynu etrafında (Şekil 4.9) ve maksiller sinüsün lateral duvarında (Şekil 4.10) esneme kriteri olan 153 MPa'ı aşmazken, zigomatikotemporal suture, zigoma gövdesi, zigomatik arkın inferioru ve süperiorlateralinde (Şekil 4.8) esneme kriterini aştığı izlendi. Maksimum eşdeğer gerilme kuvveti Zİ apeksine denk gelen kemikte 857,55 MPa olarak ölçüldü.



Şekil 4.8: Eşdeğer gerilmelerin lateralden görüntüsü.

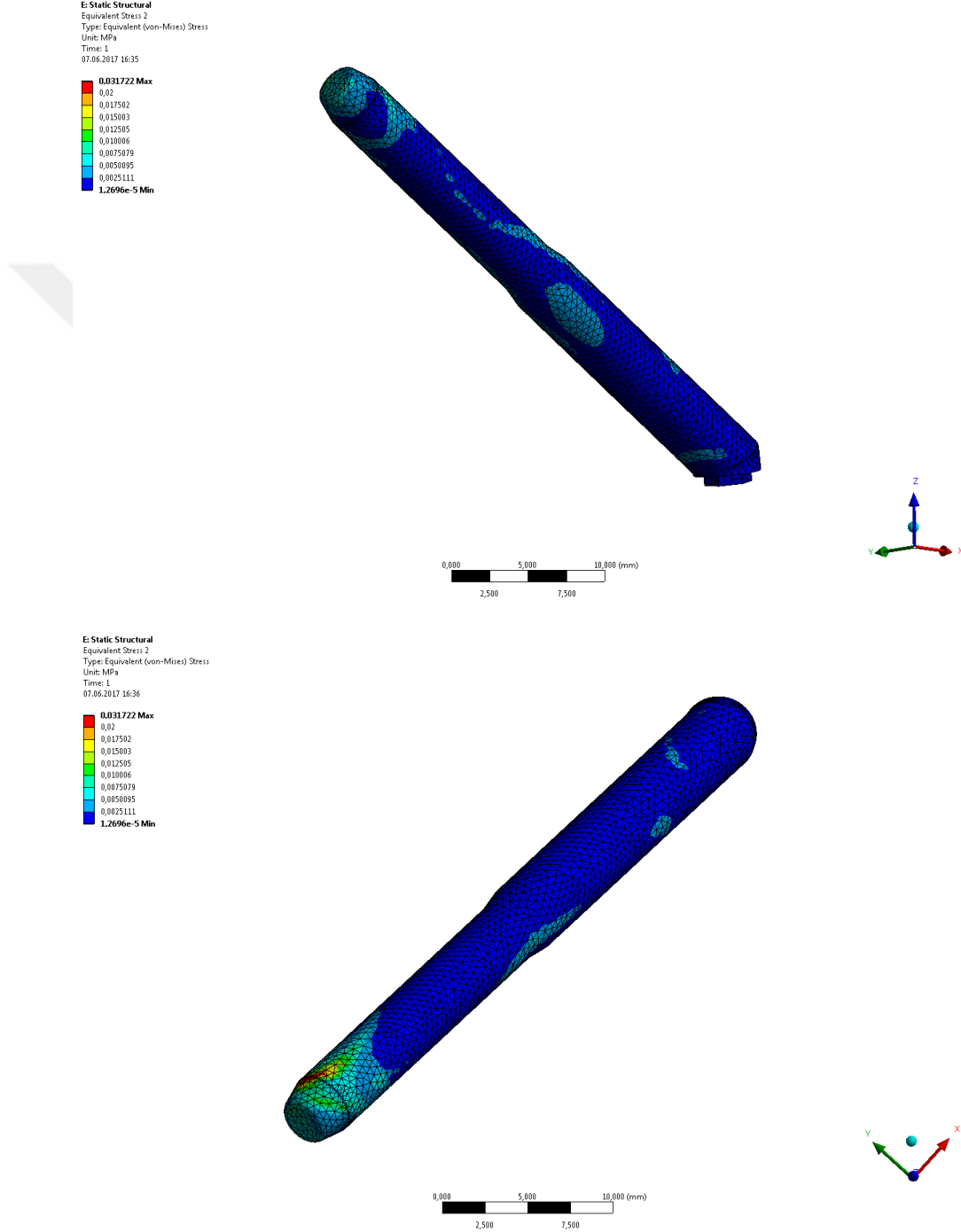


Şekil 4.9: Eşdeğer gerilmelerin inferiordan oklüzal görüntüsü.



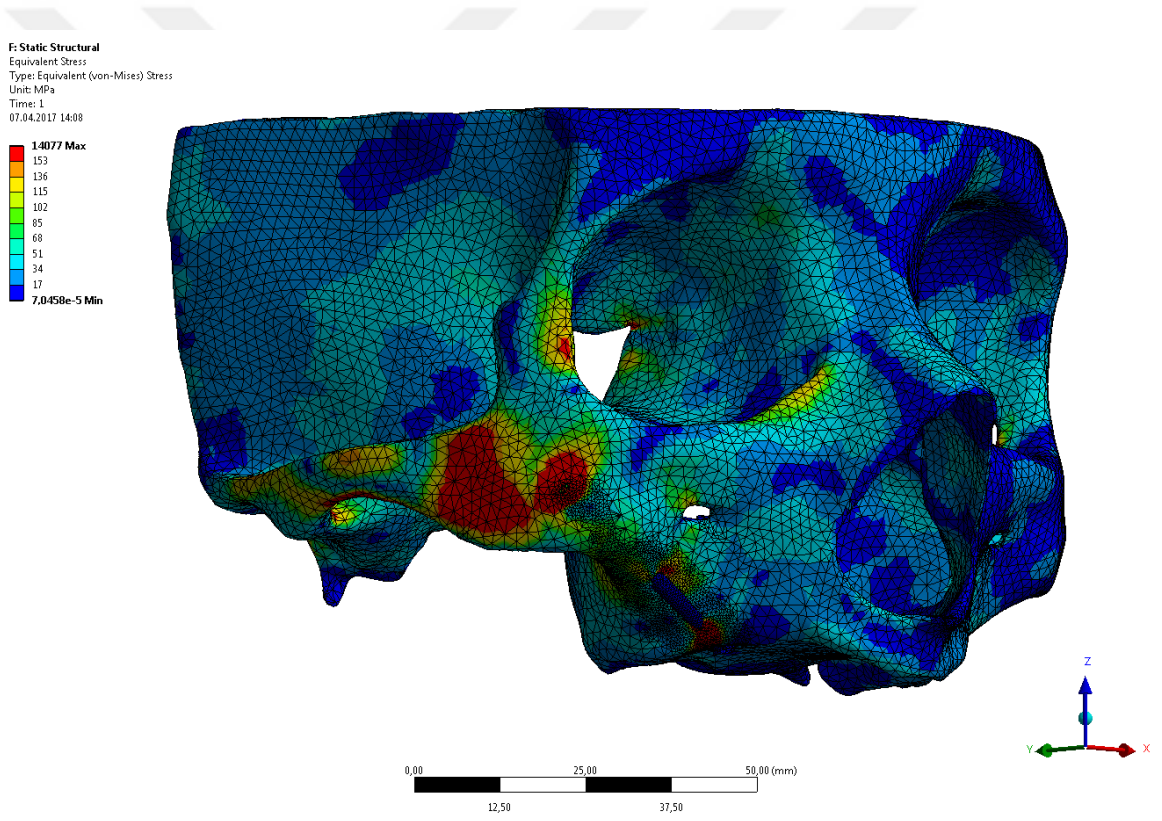
Şekil 4.10: Eşdeğer gerilmelerin inferolateral görüntüsü.

Zİ üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme, implant apeksinin zigoma içerisindeki medial kısmında 0,032 MPa olarak izlendi (Şekil 4.11).

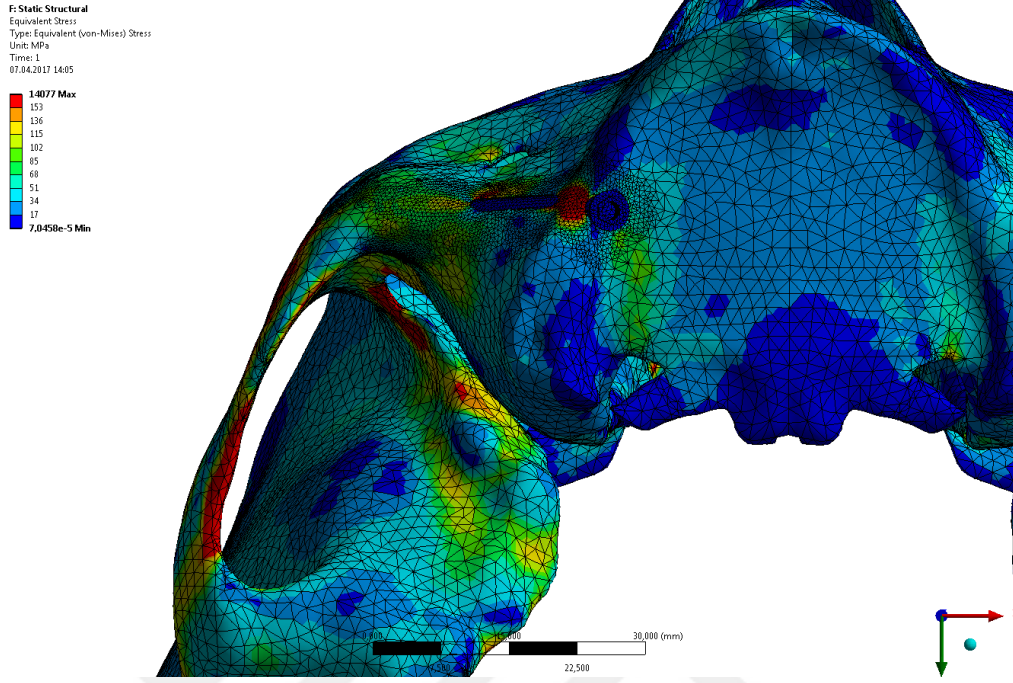


Şekil 4.11: Zigomatik implant üzerindeki eşdeğer gerilmelerin frontolateral ve superior görüntüsü.

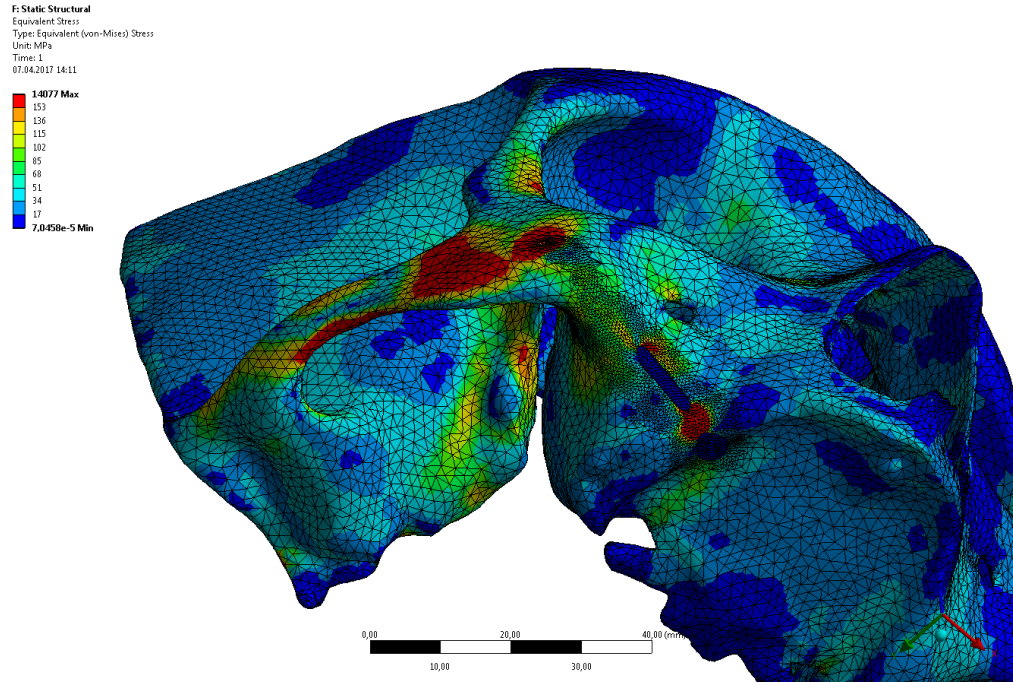
Ekstrasinüs teknik ile yerleştirilen ve tek Zİ içeren, apeksi 1 mm zigoma dışında sonlanan modelde zigoma bölgesine 3247 N'luk kuvvet uygulaması sonucu izlenen eşdeğer gerilme kuvvetleri; zigomatik arkın süperiorlateralinde, inferior orbital kenarda (Şekil 4.12) ve esneme kriteri olan 153 MPa'ı aşmazken, zigomatikotemporal suture, zigoma gövdesi, zigomanın frontal çıkıntısının anteriorunda, zigomatik arkın inferioru (Şekil 4.12), maksiller sinüsün lateral duvarında (Şekil 4.14) ve çene kemiğinin implant boynu etrafında (Şekil 4.13) esneme kriterini aştığı izlendi. Maksimum eşdeğer gerilme kuvveti Zİ ve kemik temas noktasında 14077 MPa olarak ölçüldü.



Şekil 4.12: Eşdeğer gerilmelerin lateralden görüntüsü.

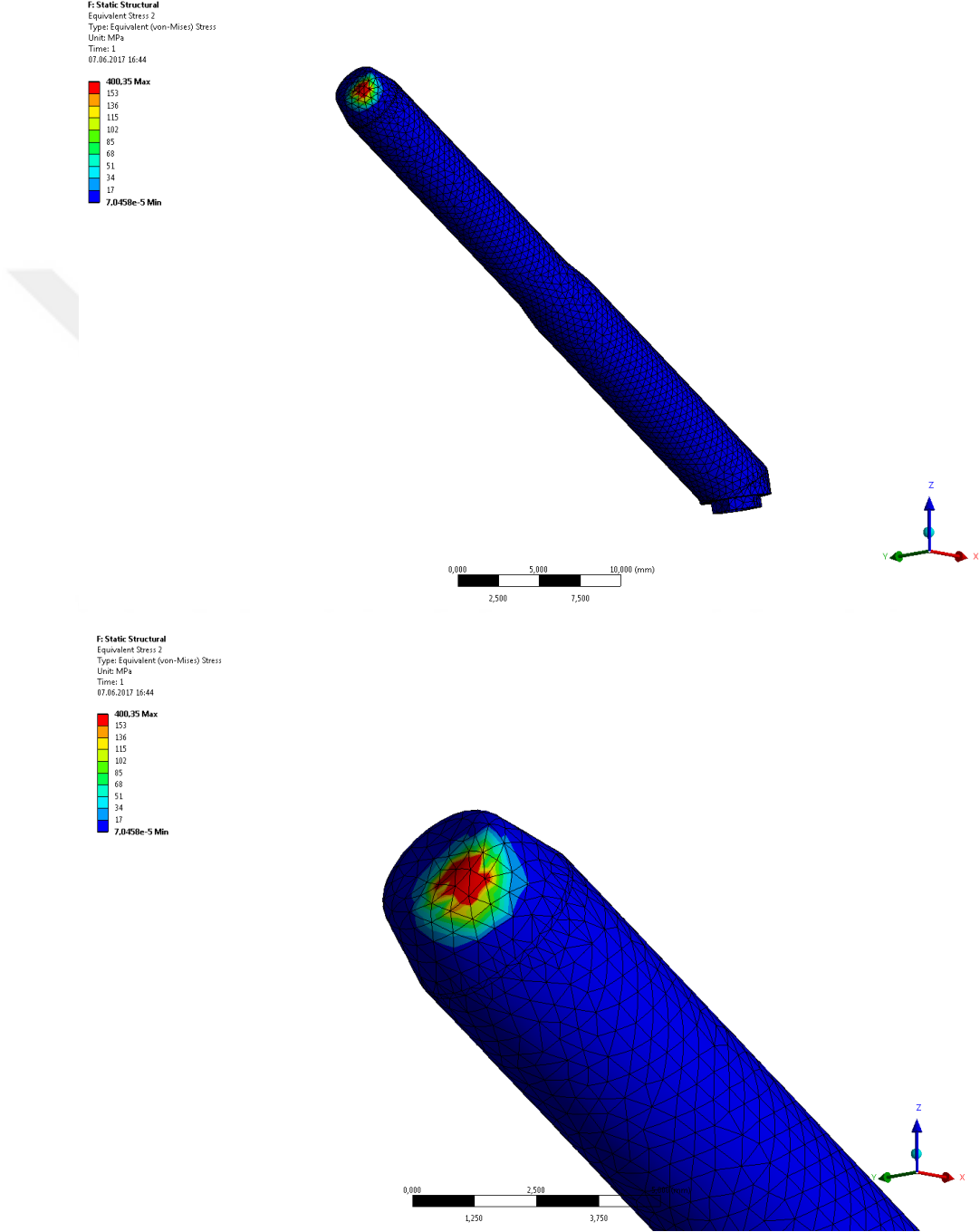


Şekil 4.13: Eşdeğer gerilmelerin inferiordan oklüzal görüntüsü.



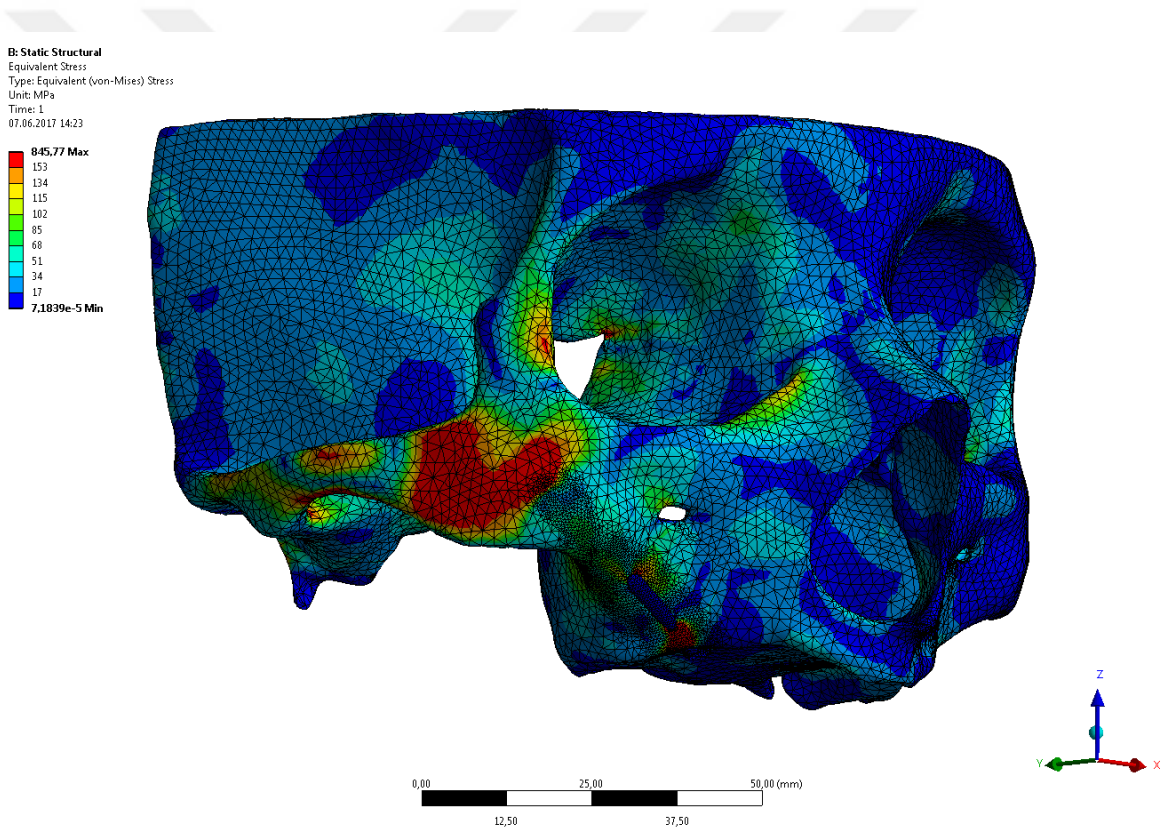
Şekil 4.14: Eşdeğer gerilmelerin inferolateral görüntüsü.

Zİ üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme, implant apeksinin zigomayı perforasyon eden kısmında 400 MPa olarak izlendi (Şekil 4.15).

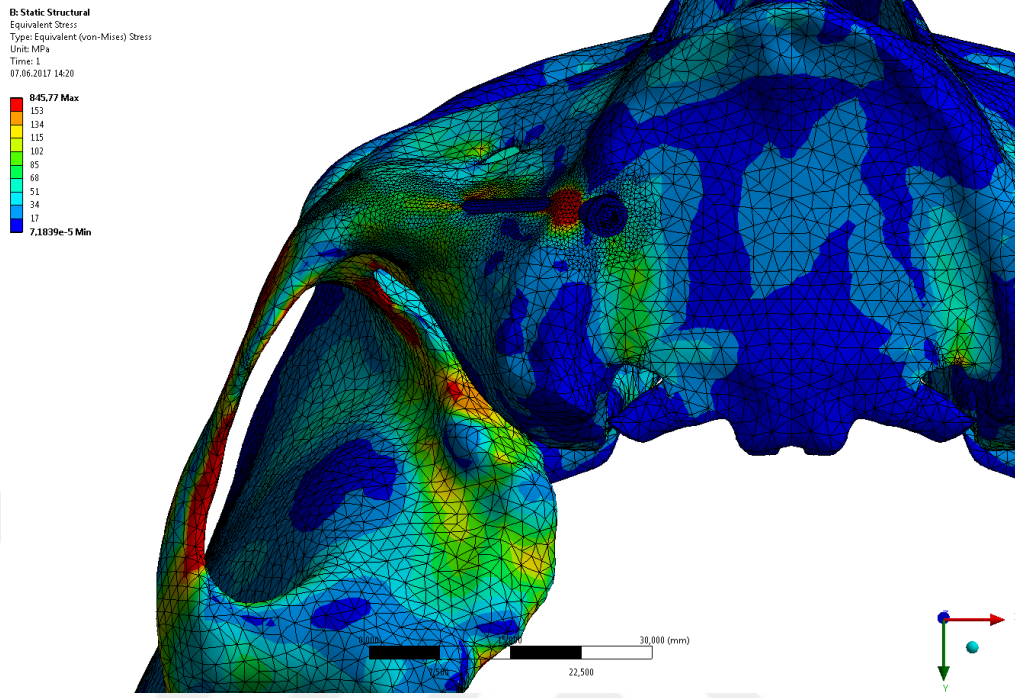


Şekil 4.15: Zigomatik implant üzerindeki eşdeğer gerilmelerin frontolateral görüntüsü.

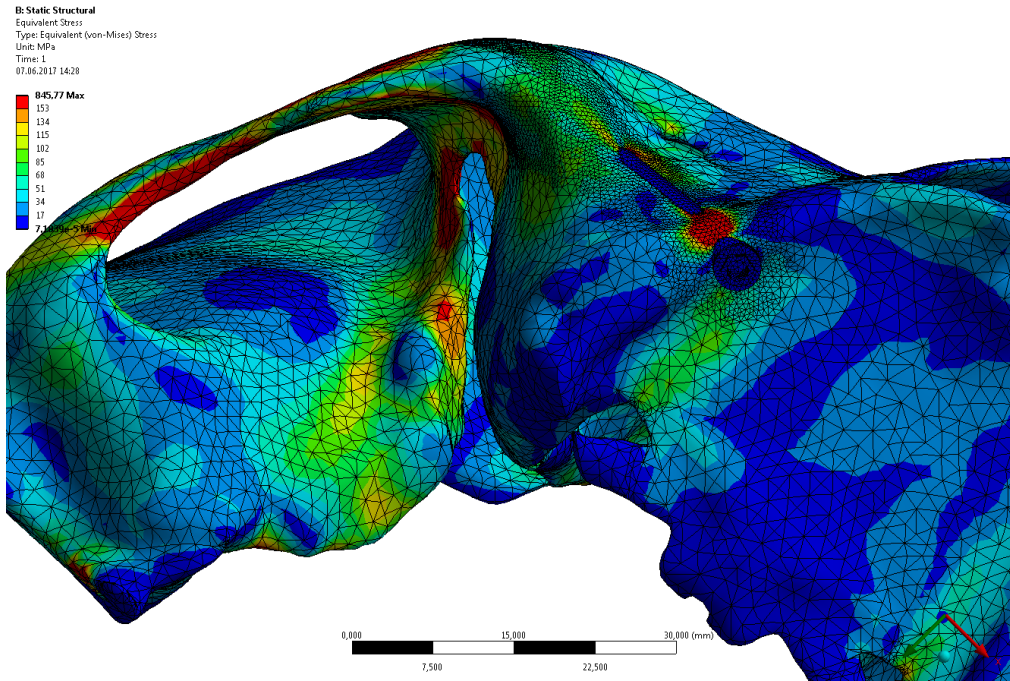
Ekstrasinüs teknik ile yerleştirilen ve tek Zİ içeren, apeksi zigomayı perfor etmeden lateral dış kortikal kemikte sonlanan modelde zigoma bölgesine 3247 N'luk kuvvet uygulaması sonucu izlenen eşdeğer gerilme kuvvetleri; inferior orbital kenarda (Şekil 4.16) esneme kriteri olan 153 MPa'ı aşmazken, zigomatikotemporal suture, zigoma gövdesi, zigomanın frontal çıkıntısının anteriorunda, zigomatik arkın inferioru ve süperiorlateralinde (Şekil 4.16), maksiller sinüsün lateral duvarında (Şekil 4.18) ve çene kemiğinin implant boynu etrafında (Şekil 4.17) esneme kriterini aştığı izlendi. Maksimum eşdeğer gerilme kuvveti Zİ apeksine denk gelen kemikte 845,77 MPa olarak ölçüldü.



Şekil 4.16: Eşdeğer gerilmelerin lateralden görüntüsü.

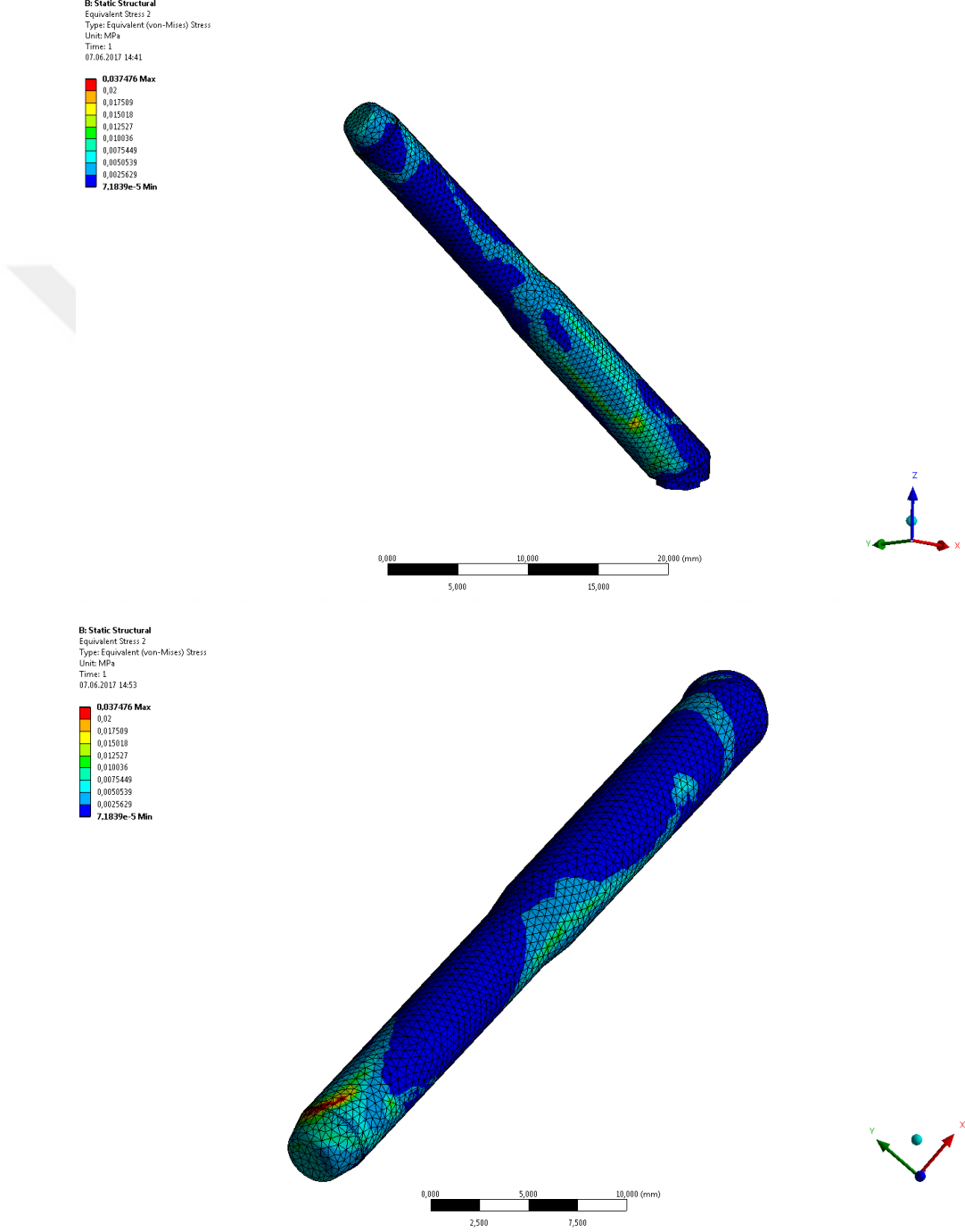


Şekil 4.17: Eşdeğer gerilmelerin inferiordan oklüzal görüntüsü.



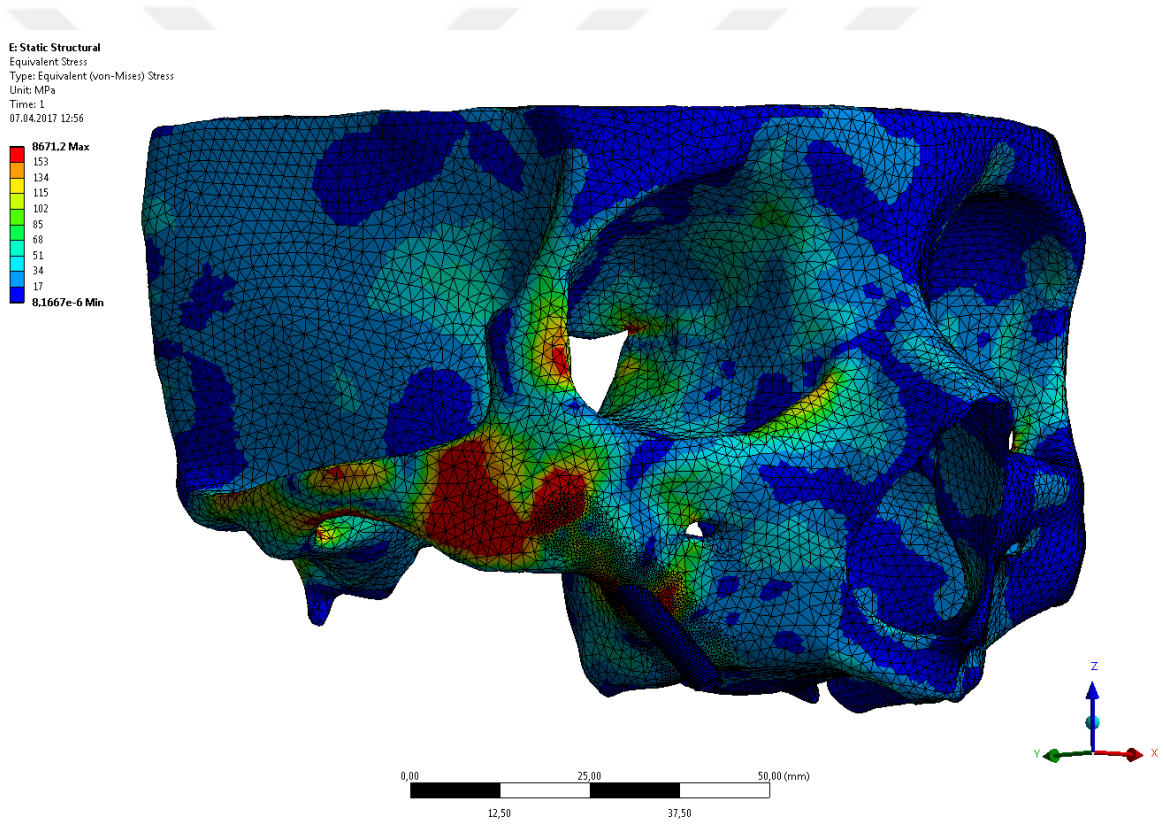
Şekil 4.18: Eşdeğer gerilmelerin inferolateral görüntüsü.

Zİ üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme kuvveti, implant apeksinin zigoma içerisindeki medial kısmında 0,037 MPa olarak izlendi (Şekil 4.19).

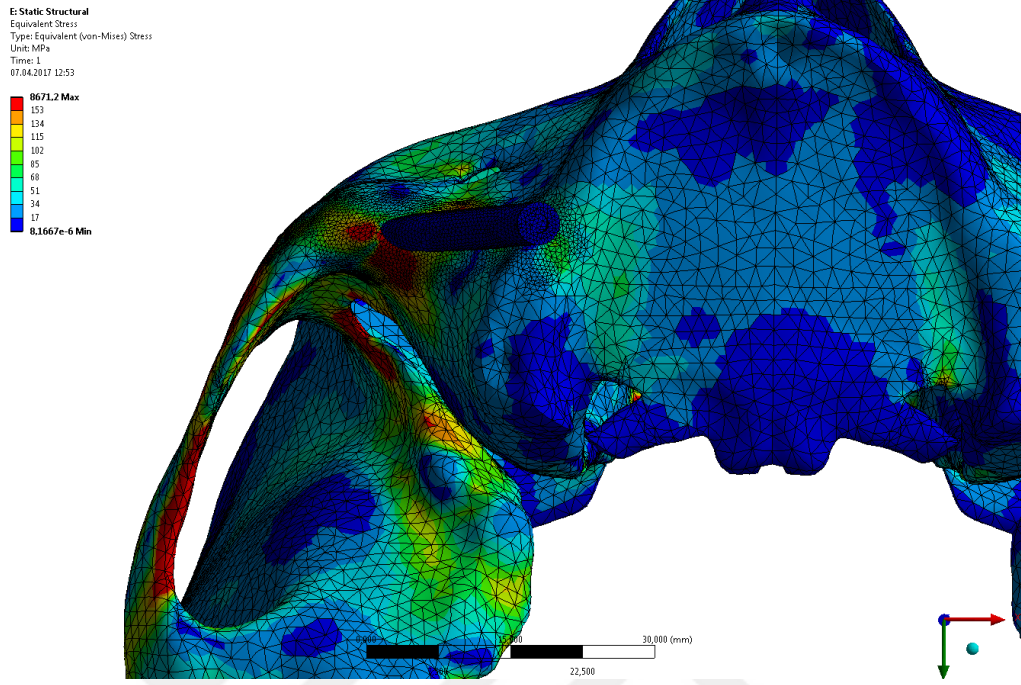


Şekil 4.19: Zigomatik implant üzerindeki eşdeğer gerilmelerin frontolateral ve süperior görüntüsü.

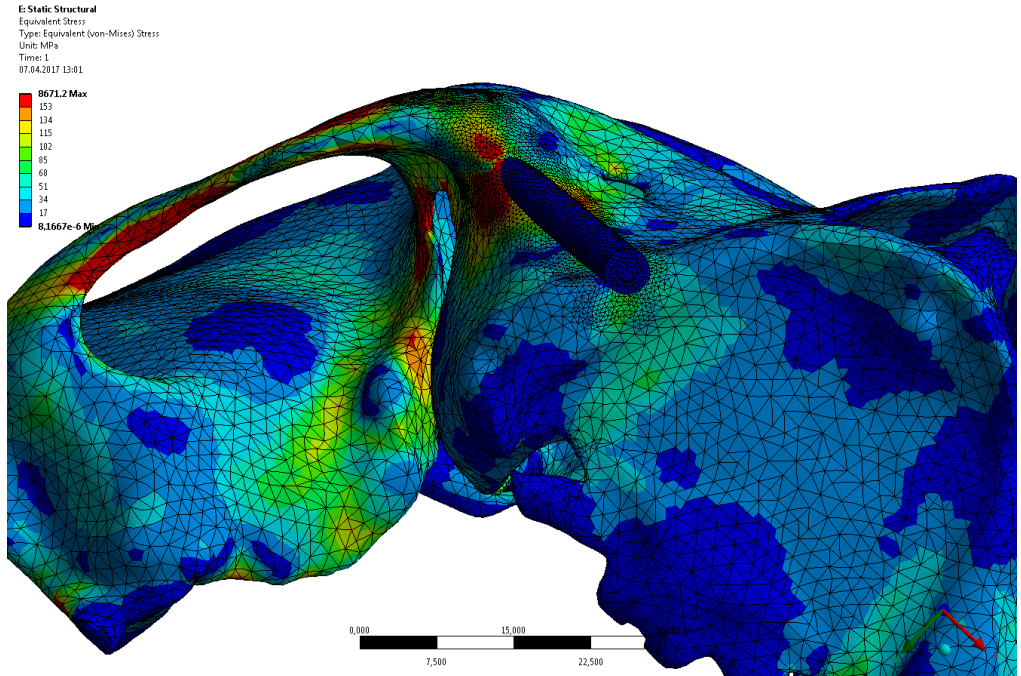
Ekstramaksiller teknik ile yerleştirilen ve tek Zİ içeren, apeksi 1 mm zigoma dışında sonlanan modelde zigoma bölgesine 3247 N'luk kuvvet uygulaması sonucu izlenen eşdeğer gerilme kuvvetleri; inferior orbital kenarda (Şekil 4.20) ve çene kemiğinde (Şekil 4.21) esneme kriteri olan 153 MPa'ı aşmazken, zigomatikotemporal suture, zigoma gövdesi, zigomanın frontal çıkıntısının anteriorunda, zigomatik arkın inferioru ve süperiorlateralinde (Şekil 4.20) ve maksiller sinüsün lateral duvarında (Şekil 4.22) esneme kriterini aştığı izlendi. Maksimum eşdeğer gerilme kuvveti Zİ apeksi ve kemik temas noktasında 8671 MPa olarak ölçüldü.



Şekil 4.20: Eşdeğer gerilmelerin lateralden görüntüsü.

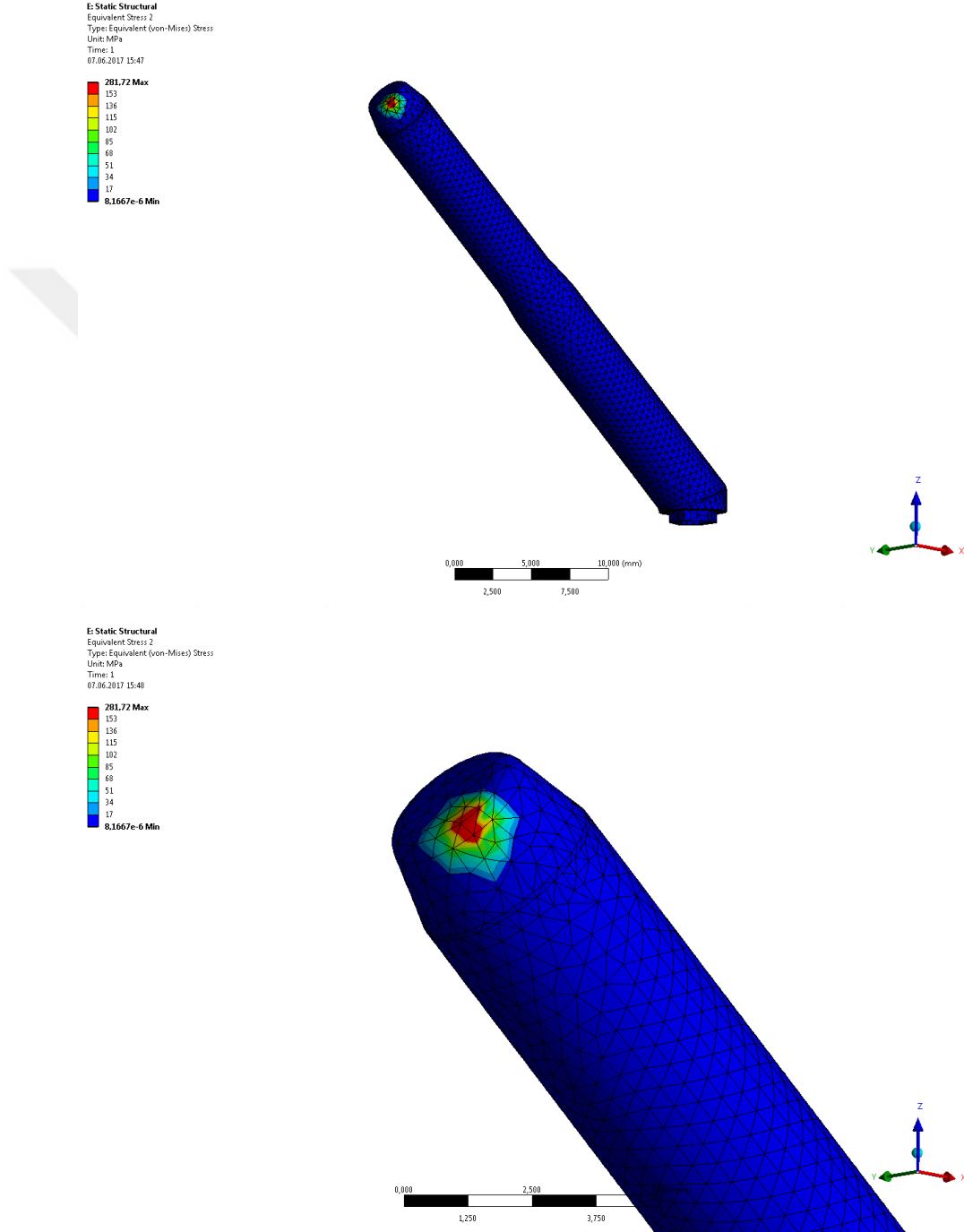


Şekil 4.21: Eşdeğer gerilmelerin inferiordan oklüzal görüntüsü.



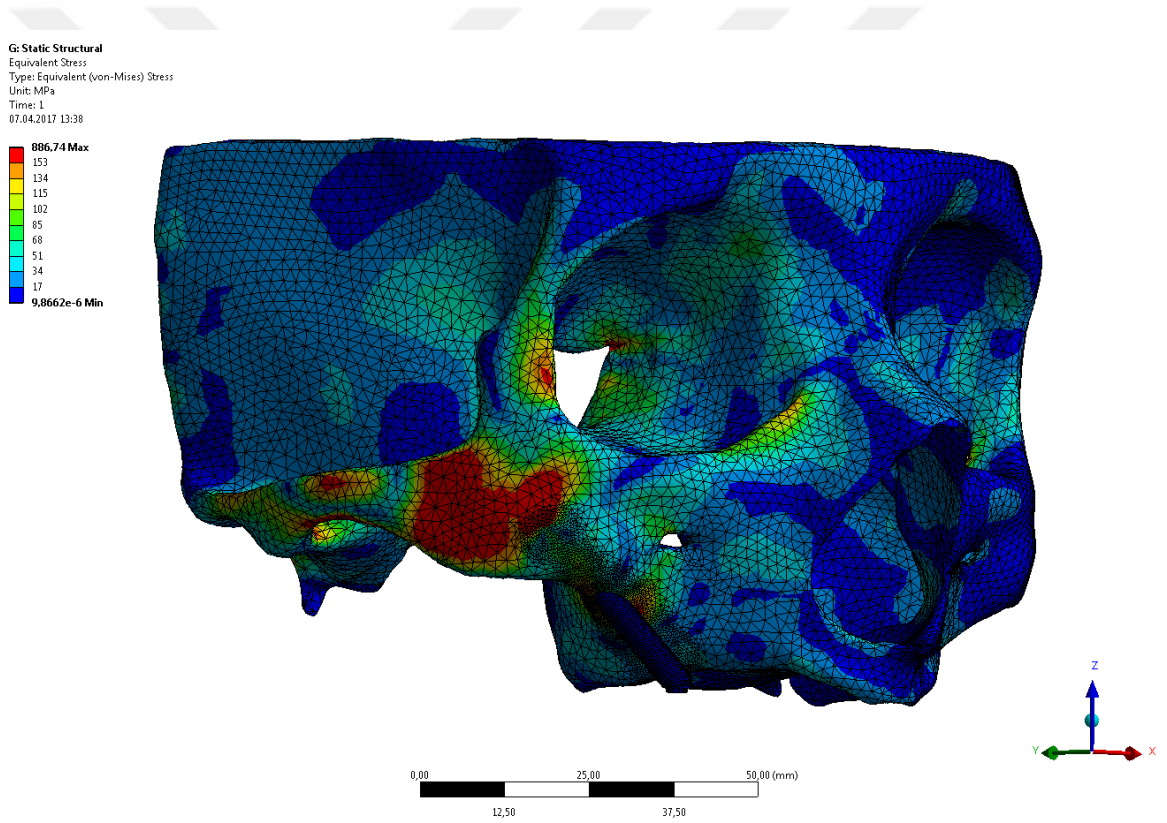
Şekil 4.22: Eşdeğer gerilmelerin inferolateral görüntüsü.

Zİ üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme kuvveti, implant apeksinin zigomayı perfor eden kısmında 281 MPa olarak izlendi (Şekil 4.23).

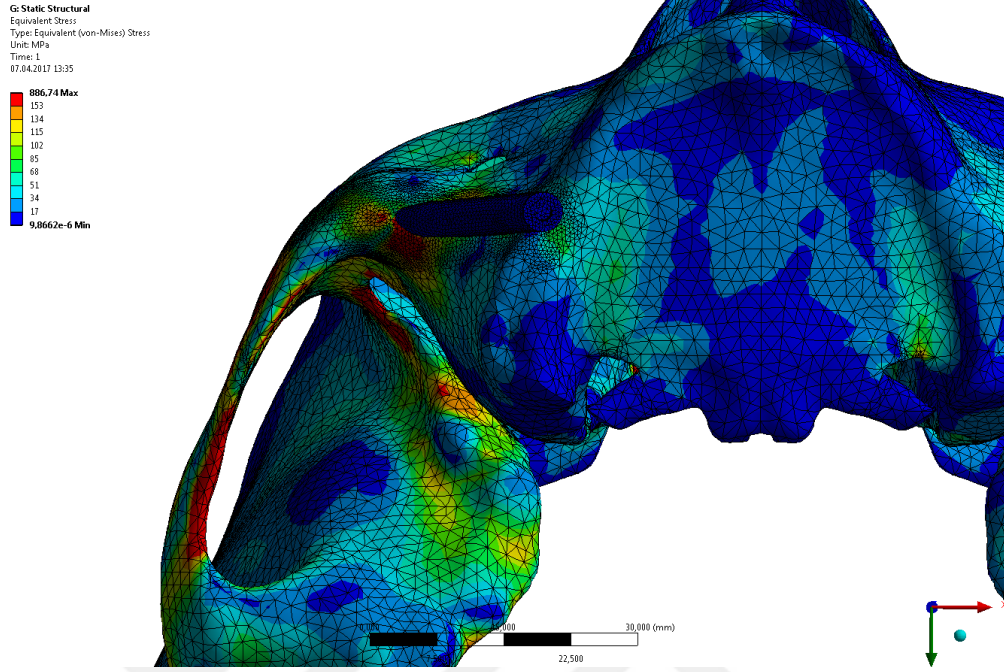


Şekil 4.23: Zigomatik implant üzerindeki eşdeğer gerilmelerin frontolateral görüntüsü.

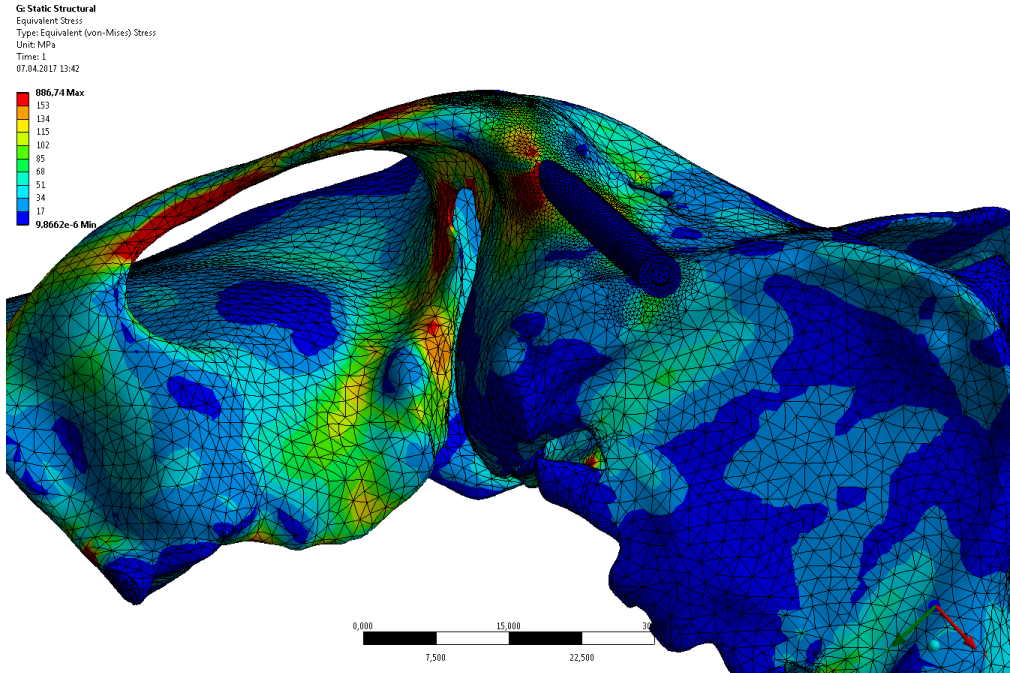
Ekstramaksiller teknik ile yerleştirilen ve tek Zİ içeren, apeksi zigomayı perfor etmeden lateral dış kortikal kemikte sonlanan modelde zigoma bölgesine 3247 N'luk kuvvet uygulaması sonucu izlenen eşdeğer gerilme kuvvetleri; inferior orbital kenarda (Şekil 4.24) ve çene kemiğinde (Şekil 4.25) esneme kriteri olan 153 MPa'ı aşmazken, zigomatikotemporal suture, zigoma gövdesi, zigomanın frontal çıkıntısının anteriorunda, zigomatik arkın inferioru ve superiorlateralinde (Şekil 4.24) ve maksiller sinüsün lateral duvarında (Şekil 4.26) esneme kriterini aştığı izlendi. Maksimum eşdeğer gerilme kuvveti Zİ apeksi ve kemik temas noktasında 886,74 MPa olarak ölçüldü.



Şekil 4.24: Eşdeğer gerilmelerin lateralden görüntüsü.

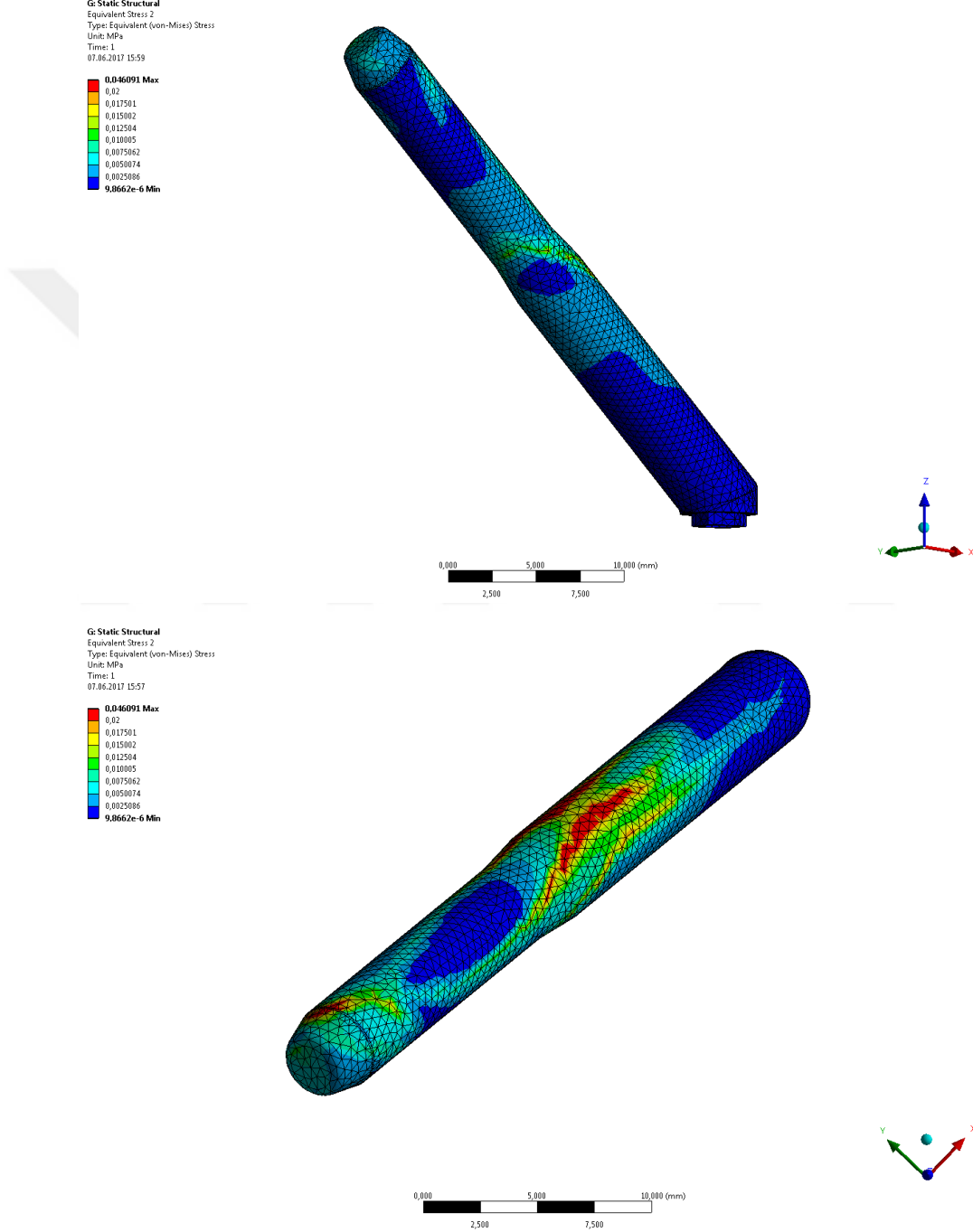


Şekil 4.25: Eşdeğer gerilmelerin inferiordan oklüzal görüntüsü.



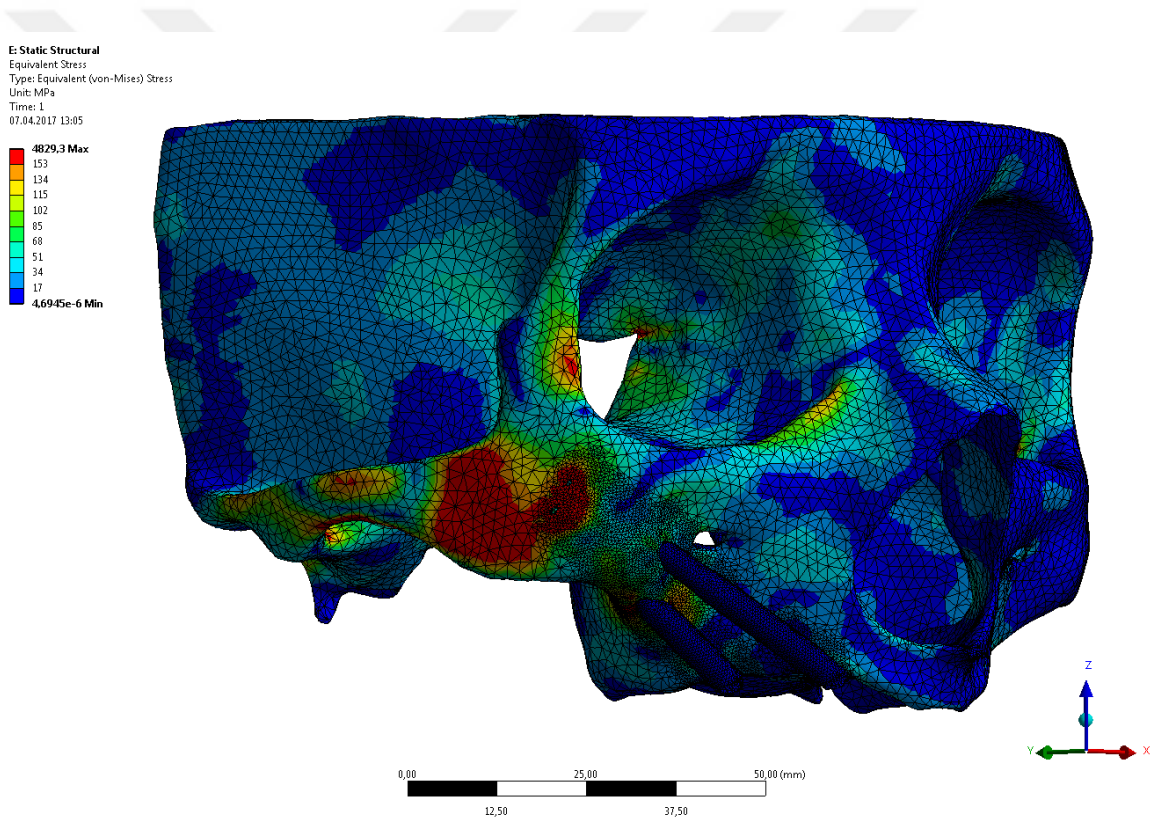
Şekil 4.26: Eşdeğer gerilmelerin inferolateral görüntüsü.

Zİ üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme kuvveti, implant apeksinin zigoma içerisindeki medial kısmında 0,046 MPa olarak izlendi (Şekil 4.27).

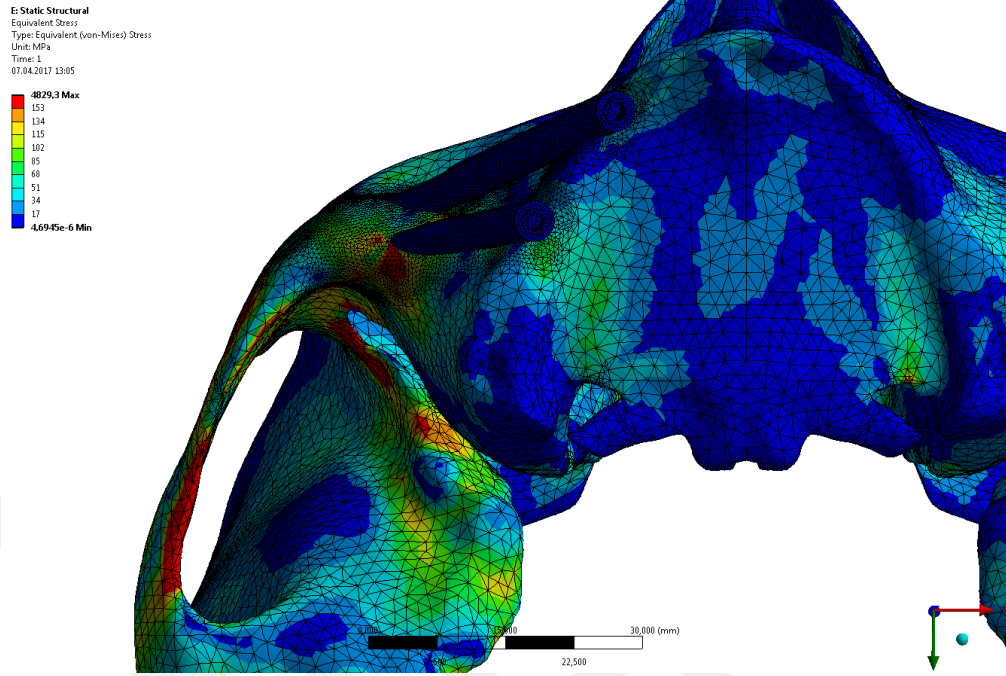


Şekil 4.27: Zigomatik implant üzerindeki eşdeğer gerilmelerin frontolateral ve superior görüntüsü.

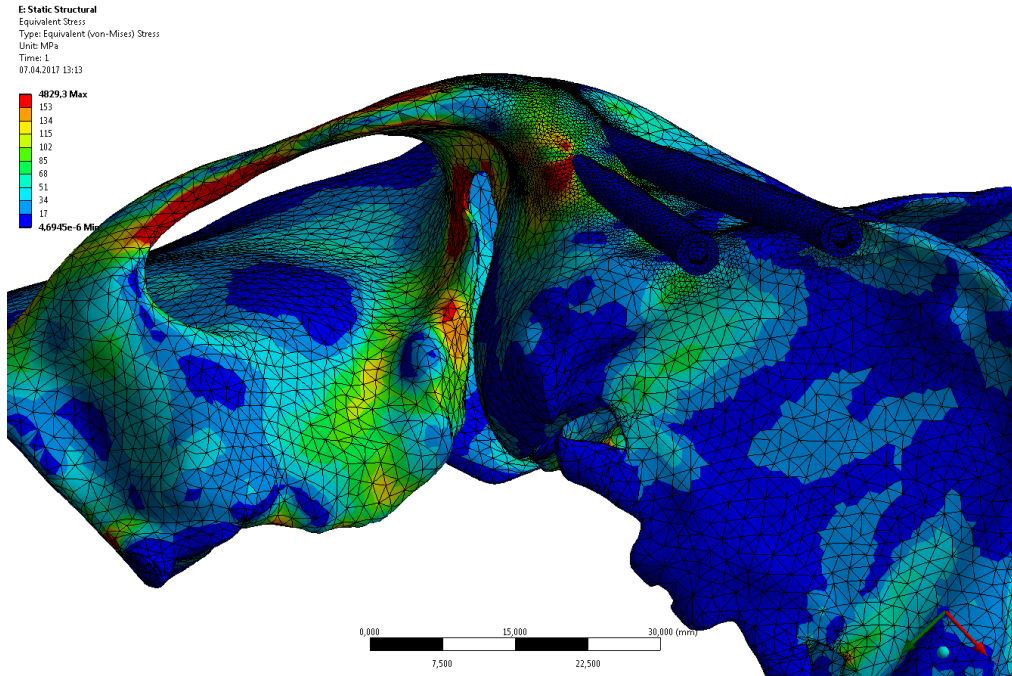
Ekstramaksiller teknik ile yerleştirilen ve çift Zİ içeren, apeksleri 1 mm zigoma dışında sonlanan modelde zigoma bölgesine 3247 N'luk kuvvet uygulaması sonucu izlenen eşdeğer gerilme kuvvetleri; inferior orbital kenarda (Şekil 4.28) ve çene kemiğinde (Şekil 4.29) esneme kriteri olan 153 MPa'ı aşmazken, zigomatikotemporal suture, zigoma gövdesi, zigomanın frontal çıkıntısının anteriorunda, zigomatik arkın inferioru ve süperiorlateralinde (Şekil 4.28) ve maksiller sinüsün lateral duvarında (Şekil 4.30) esneme kriterini aştığı izlendi. Maksimum eşdeğer gerilme kuvveti posterior Zİ apeksi ve kemik temas noktasında 4829,3 MPa olarak ölçüldü.



Şekil 4.28: Eşdeğer gerilmelerin lateralden görüntüsü.

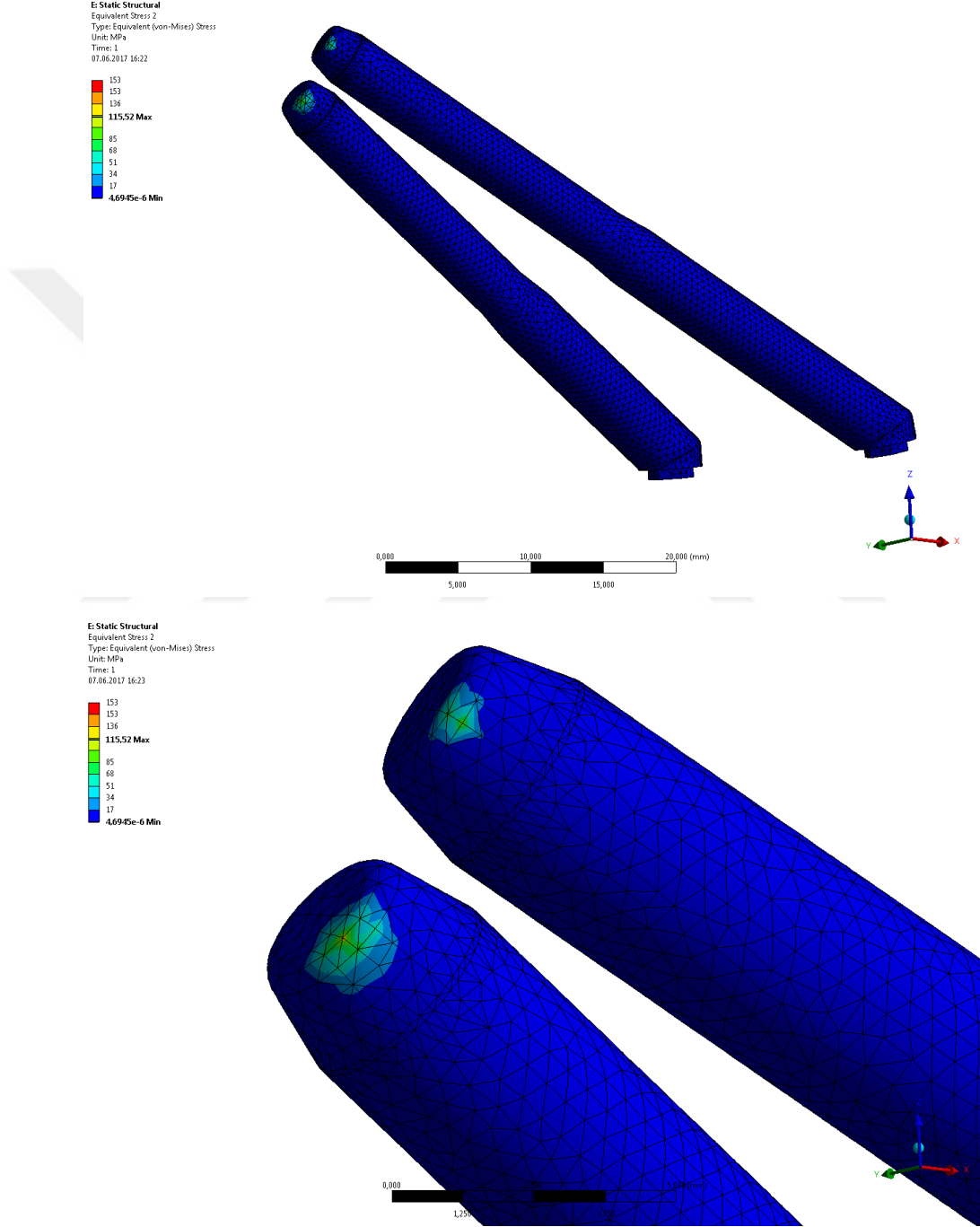


Şekil 4.29: Eşdeğer gerilmelerin inferiordan oklüzal görüntüsü.



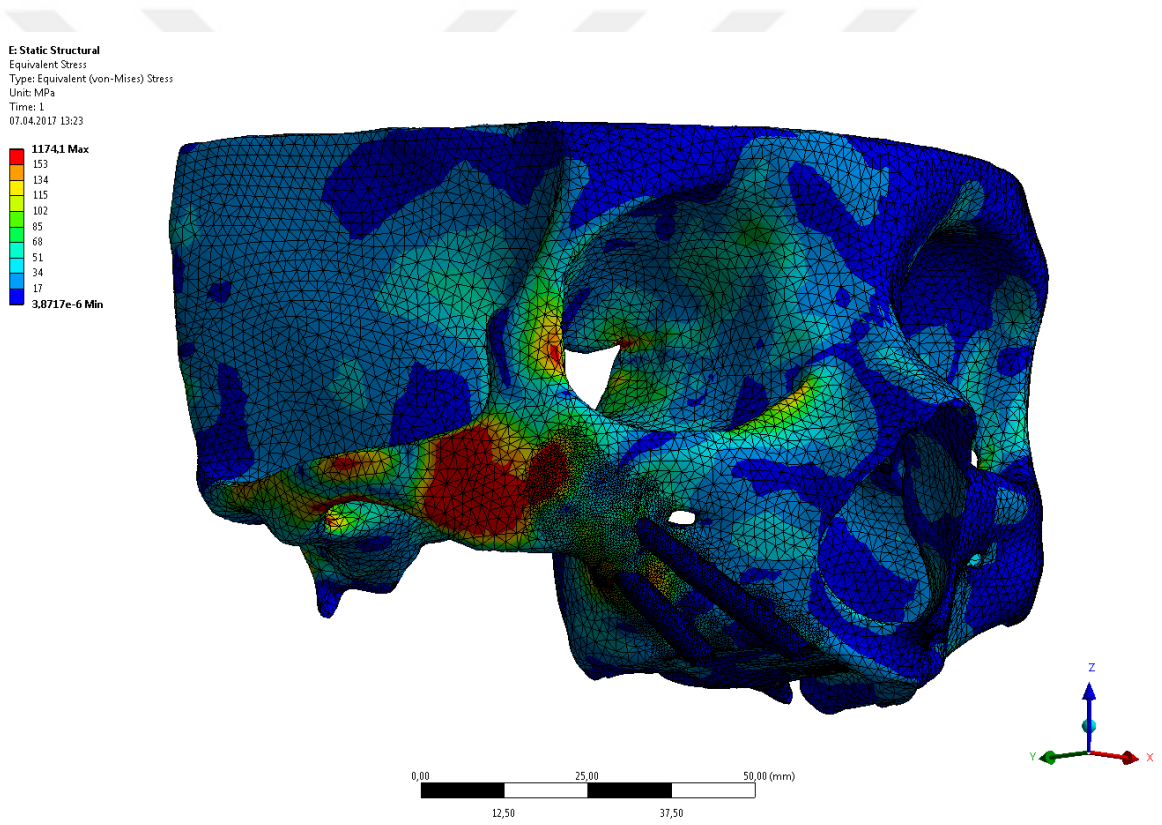
Şekil 4.30: Eşdeğer gerilmelerin inferolateral görüntüsü.

Zİ üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme kuvveti, posterior implant apeksinin zigomayı perforasyon eden kısmında 115,52 MPa olarak izlendi (Şekil 4.31).

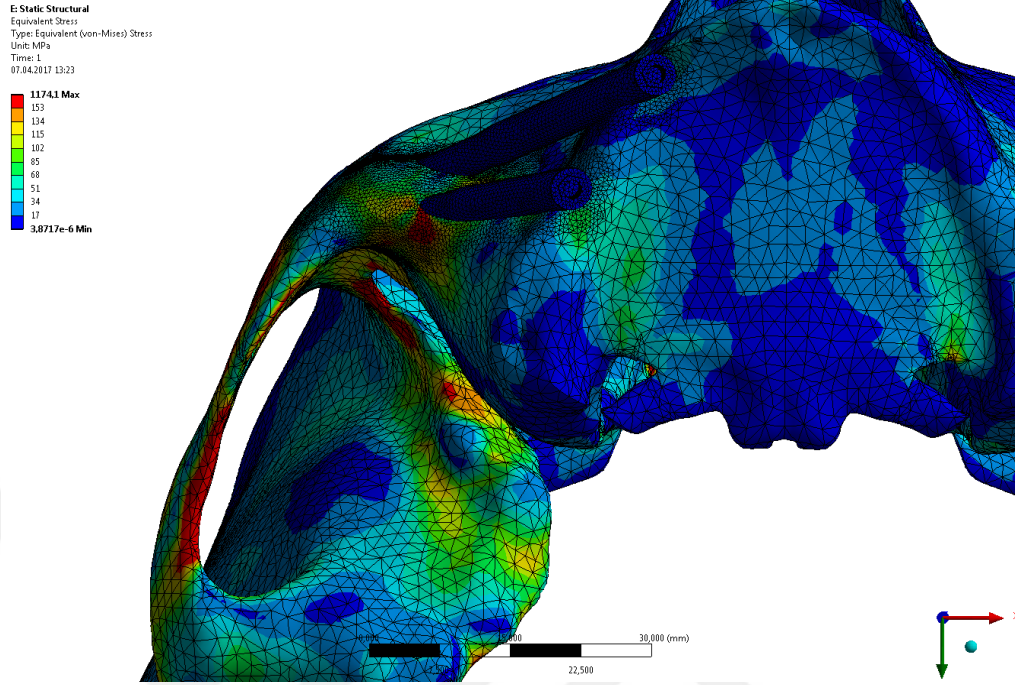


Şekil 4.31: Zigomatik implant üzerindeki eşdeğer gerilmelerin frontolateral görüntüsü.

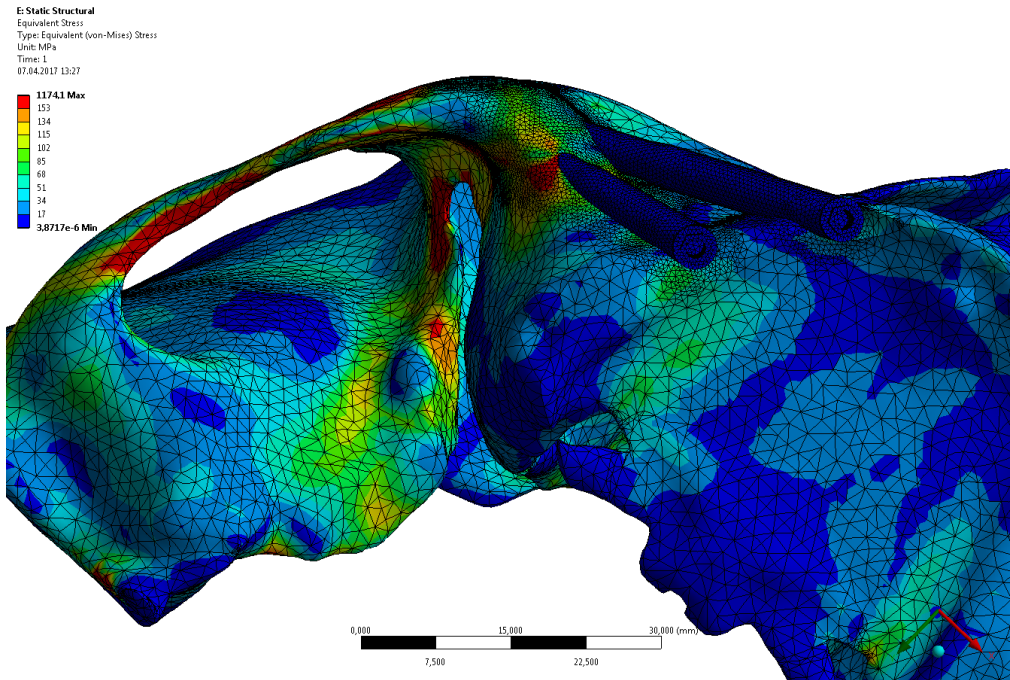
Ekstramaksiller teknik ile yerleştirilen ve çift Zİ içeren, apeksleri zigomayı perfor etmeden lateral dış kortikal kemikte sonlanan modelde zigoma bölgesine 3247 N'luk kuvvet uygulaması sonucu izlenen eşdeğer gerilme kuvvetleri; inferior orbital kenarda (Şekil 4.32) ve çene kemiğinde (Şekil 4.33) esneme kriteri olan 153 MPa'ı aşmazken, zigomatikotemporal suture, zigoma gövdesi, zigomanın frontal çıkıntısının anteriorunda, zigomatik arkın inferioru ve superiorlateralinde (Şekil 4.32) ve maksiller sinüsün lateral duvarında (Şekil 4.34) esneme kriterini aştığı izlendi. Maksimum eşdeğer gerilme kuvveti posterior Zİ apeksi ve kemik temas noktasında 1174,1 MPa olarak ölçüldü.



Şekil 4.32: Eşdeğer gerilmelerin lateralden görüntüsü.

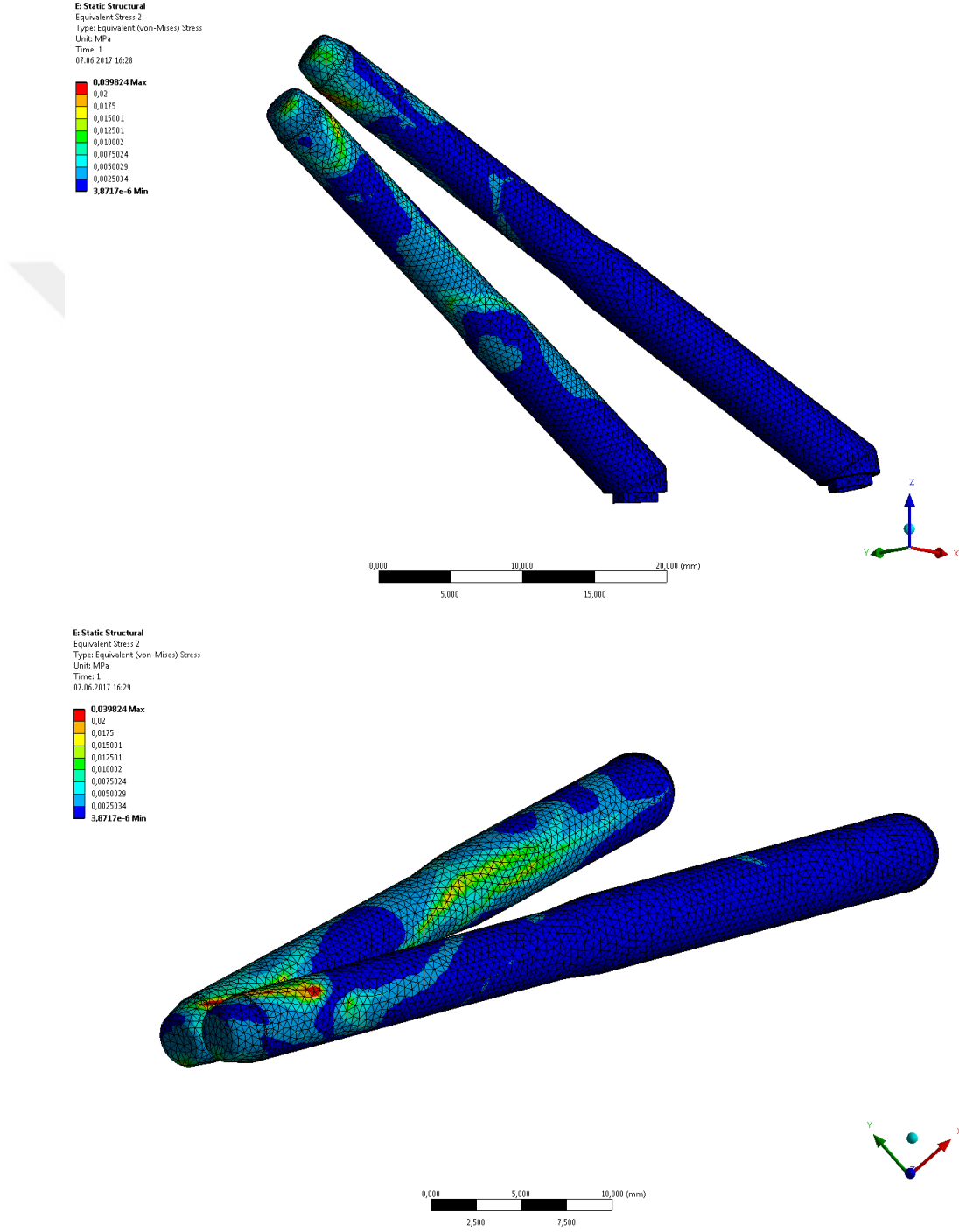


Şekil 4.33: Eşdeğer gerilmelerin inferiordan oklüzal görüntüsü.



Şekil 4.34: Eşdeğer gerilmelerin inferolateral görüntüsü.

Zİ üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme kuvveti, anterior implant apeksinin zigoma içerisindeki medial kısmında 0,039 MPa olarak izlendi (Şekil 4.35).

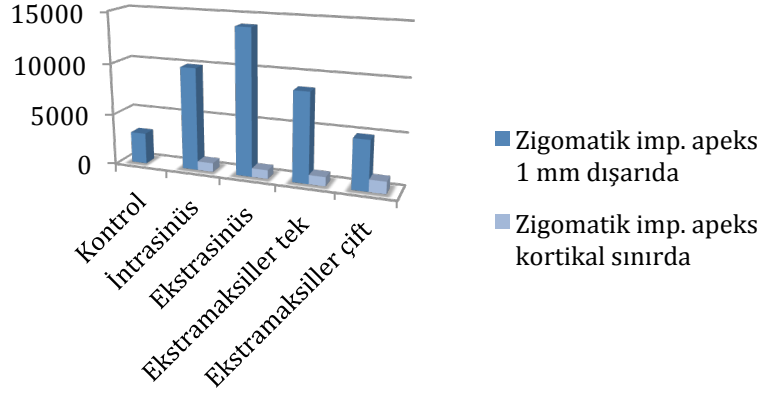


Şekil 4.35: Zigomatik implant üzerindeki eşdeğer gerilmelerin frontolateral ve superior görüntüsü.

Tablo 4.1: Modeller ve ilgili bölgelerdeki esneme kriteri 153 MPa'ı aşan eşdeğer gerilme kuvveti varlığı (+ : var, - : yok).

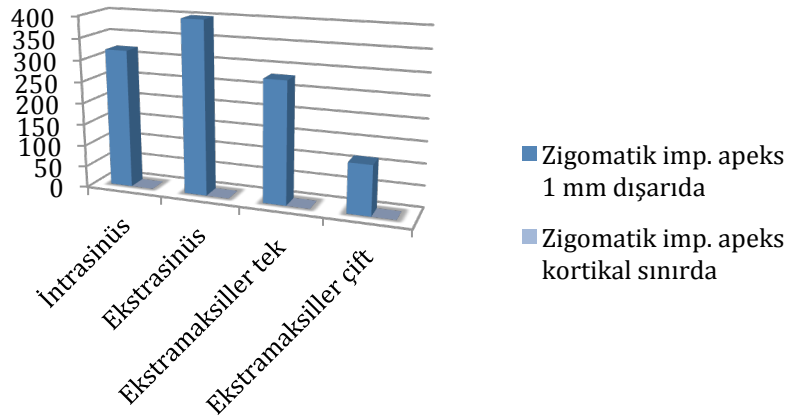
		İntra sinüs	İntra sinüs	Ekstra sinüs	Ekstra sinüs	Ekstra maksiller	Ekstra maksiller	Çift ekstra maksiller	Çift ekstra maksiller
Kontrol modeli	-	-	-	-	-	-	-	-	-
	perfore eden model	perfore etmeyen model	perfore eden model	perfore etmeyen model	perfore eden model	perfore etmeyen model	perfore etmeyen model	- perfore eden model	- perfore etmeyen model
Zigomatiko Frontal	-	-	-	+	+	+	+	+	+
Zigomatiko Temporal	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Zigomatik Ark - İnferior	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Zigomatik Ark - Süperolateral	-	-	+	-	+	+	+	+	+
İnferior Orbital Kenar	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Maksiller Sinüs Lateral Duvar	-	+	-	+	+	+	+	+	+
Çene Kemigi	-	-	-	+	+	-	-	-	-

Zigoma bölgesine 3247 N'luk kuvvet uygulaması sonucu kemikte izlenen maksimum eşdeğer gerilme (Şekil 4.36) en yüksek Zİ apeksinin 1 mm dışarıda sonlandığı ekstrasinüs, en düşük perfore etmeyen ekstrasinüs modelinde izlendi



Şekil 4.36: Kemikte izlenen maksimum eşdeğer gerilmelerin grafikte gösterimi.

Zigoma bölgesine 3247 N'luk kuvvet uygulaması sonucu Zİ'lerde izlenen maksimum eşdeğer gerilme (Şekil 4.37) en yüksek Zİ apeksinin 1 mm dışarıda sonlandığı ekstrasinüs, en düşük ise perfore etmeyen tüm modellerde izlendi.



Şekil 4.37: Zigomatik implantlarda izlenen maksimum eşdeğer gerilmelerin grafikte gösterimi.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

"Yaşlı" kavramını 65 yaş üstü bireyler için tanımlayan DSÖ, dünya nüfusunun yaşlandığını, travma oranlarının arttığını ve gelecekte de artacağını bildirmektedir. Amerika'da 2006 yılında %12 olan yaşlı birey nüfusunun 2050 yılında %20 olması öngörülmektedir (201). Fizyolojik bir süreç olan yaşlanmayla kemik yapısında morfolojik ve moleküler değişimler meydana gelmektedir. Morfolojik olarak; daha poröz, havers kanallarının tıkanıdığı, boş osteosit lakunlarının arttığı, moleküler olarak; kollajen ağındaki yapısal değişimlerin olduğu kemik izlenmektedir (202). Bu değişimler kemiğin gücü ve elastik modülü ile korelasyon içerisindedir. Morfolojik ve moleküler yapısal değişikliklerle birlikte, yaşlıların koordinatif kapasitelerinin azalması, kırılma olmaları, yaralanma riskiyle birlikte kırık oluşumu riskini arttırmaktadır (152). 60 yaş üstü popülasyonda maksillofasiyal travma etyolojisi en sık düşme olup, en çok etkilenen bölge ise %28 ile %48 oranında zigomatikomaksiller komplekstir (153,154).

Uzayan yaşam süresi ve gelişen sosyoekonomik seviyeye 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 posteriorda sinüs pnömatizasyonuna bağlı kemik hacminde azalma izlenmekte olup, konvansiyonel implant yerleştirecek yeterli kemik genellikle mevcut olmamaktadır (203). İlave cerrahi işlemler veya modifiye implant uygulamaları ile maksilla rehabilitasyonu sağlanarak hastaya fonksiyon kazandırmak mümkün olmaktadır, ilave cerrahi işlemler sırası 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. (98).

Maksillofasiyal kırık insidansı ülkelere göre değişim göstermektedir (155). Epidemiyolojik çalışmalar, maksillofasiyal kırık insidansının coğrafi konum, nüfus yoğunluğu, sosyoekonomik durum ve kültürel farklılıklar ile değişkenlik gösterdiğini, kırık paterninin ise yaralanmanın etyolojisiyle ilişkili olduğunu belirtmektedir (157,204). Trafik

kazası, düşme, şiddet, spor kazası sık karşılaşılan etyolojik faktörlerken; zigoma, maksilla ve mandibula ise kırık prevalansının en yüksek olduğu anatomik bölgelerdir (154,157,205).

Zigoma ileriye doğru belirgin yapısıyla sıklıkla travmaya maruz kalırken, kortikal ve konveks güçlü makro yapısı nedeniyle, çoğu yaralanma zigomanın komşu kemiklerle olan artikülasyonlarından ayrılmasıyla sonuçlanır. Zigoma gövdesinde kırık oluşma oranı çok düşüktür ve yüksek enerjili çarpışmalar sonucu çok parçalı kırıklarla beraber izlenir. Zigoma kırıkları, tek başına zigomatik kemik ile sınırlı kalmadan, orta yüzün lateral üçlüsündeki kemikleri içermesinden dolayı, zigomatikomaksiller kompleks kırığı olarak adlandırılmaktadır (90).

Literatürde, maksillofasiyal travmada en sık etkilenen bölgenin zigomatikomaksiller kompleks (%28,1 ile %48), en sık 20 ile 30 yaş grubunda (%26 ile %39,8), en sık etkenin trafik kazası (%42,2 ile 74,8) olduğu belirtilmiştir (154,155,206–210). Van Hout ve ark. 153 zigomatikomaksiller kompleks kırığı tedavisini değerlendirdikleri çalışmada; 48 hastada fiksasyon yapılmadığını, 105 hastanın 77'sinde zigomatikofrontal, 45'inde zigomatikomaksiller, 7'sinde zigomatikotemporal fiksasyon yaptıklarını rapor etmiştir (169).

Çalışmamızda, farklı teknikler ile Zİ yerleştirilen zigomalara travmatik kuvvet uygulanması sonucu, gerilme alanlarının SEA ile incelenerek, Zİ bulunan hastalarda bölgeye gelen travmanın kırık biyomekaniği üzerine olası etkilerinin incelenmesi amaçlandı. Maksillofasiyal alanda SEA uygulamaları yaygın kullanılmakla birlikte, Zİ'li bireylerde travmanın etkinliğinin araştırılması çalışmanın özgünlüğünü oluşturmaktadır.

Schneider ve ark. 323 (%79) erkek ve 86 (%21) kadın toplam 409 maksillofasiyal travma hastasını değerlendirdikleri çalışmada en sık travma ile karşılaşılan yaş aralığı 20 ile 29 olup, etyolojik sebebin şiddet olması ve erkeklerin (%38,7) kadınlara (%4,7) oranla çoğunluğu oluşturması, şiddet uygulayanın genellikle kadının yakını olması nedeniyle korku ve utanç duymaları nedeniyle gerçek durumlarının rapor edilmemesine, ikinci sırada 50 ile 59 yaş aralığında etyolojik sebep düşme ve cinsiyet oranları, kadınlar (%33,7) ve

erkekler (%9,3) olup, yaşla birlikte kardiyovasküler, osteoporöz, görme bozuklukları, azalan kas hacmi, alginın azalması gibi nedenlerle birlikte, travmanın gençlere göre yaşlılarda fiziksel etkisinin daha güçlü olduğu rapor edilmiştir (154).

Toplumda 64 yaş sonrası bir kere ciddi düşme insidansı %30 ile %40, uzun süreli bakım evlerinde kalanlarda %50, geçmiş yıl içerisinde bir kere düşme geçmişi olanlarda %60 seviyelerine çıkmaktadır (211). Kloss ve ark. 12572 maksillofasiyal travma hastasından 65 yaş üstü olan 774 hastayı değerlendirdikleri çalışmada, en sık kırık oluşma etyolojisini %72 ile düşme, en sık kırık oluşan bölgenin %41 ile orta yüz, %6 ile mandibula olduğunu bildirmiştir (152).

Velayutham ve ark. 60 yaş altı 430 ve 60 yaş üstü 40 hastada izlenen maksillofasiyal travmayı değerlendirdikleri çalışmada, 60 yaş üstü grupta %85 ile en yüksek travma sebebinin düşme, prevelansın kadınlarda daha yüksek ve en yüksek kırık oluşan bölgenin % 40 ile ZMK olduğunu belirtmiştir (153). Abdul Rahman ve ark. 60 yaş üstü bireylerde motorlu taşıt kazalarının fasiyal travmada en sık etyolojik faktör, erkek prevelansının daha yüksek ve en sık kırılan bölgenin mandibula fakat 75 yaş üstünde en sık faktörün düşme olduğunu rapor etmiştir (212). Coğrafik konuma bağlı, iş yükünün 60 yaşından sonra devam etmesi ve trafikte uzun süre geçirilmesi sonuçlardaki farklılığın nedeni olarak gösterilmektedir (213). Literatürde atrofik maksillada Zİ uygulanan hasta yaş aralığı 38 ile 73 olup, ortalama 52,4 ile 59 arasında bildirilmektedir (91,99,109,112,122,127). Çalışmamız, literatürdeki ZMK travma insidasının yüksek olduğu yaş grubu göz önüne alınarak, 58 yaşındaki kadın hastanın yüz bölgesi BT görüntüleri ile oluşturulan modeller üzerinden yürütüldü.

Atrofik maksillanın anatomik olarak maksiller sinüs ve burun tabanı ile ilişkide olması, kemik rezorpsiyonu ve maksiller sinüs pnömatizasyonunu takiben, sabit protetik rehabilitasyon için konvansiyonel implantların yerleştirilebileceği yeterli vertikal kemik hacmi sağlamamaktadır (101). İmplant stabilizasyonunun sağlanması amacıyla çene kemiği hacminin ve topografisinin yeniden oluşturulması için posterior maksillada sinüs tabanı

yükseltmesi, inlay ve onlay greftlemelerin lefort I interpozisyonel greftlemeyle birlikte veya ayrı uygulanması gibi çeşitli ilave cerrahi işlemler uygulanmaktadır (214).

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 (58,215,216). Atrofik maksillada Zİ'ler ilk olarak 1988 yılında Branemark tarafından kullanılmış olup, tekniğin geliştirilmesiyle başarılı sonuçlar elde edilmiştir (93).

Zİ ilk olarak malign tümörler nedeniyle maksilektomi uygulanan hastalarda, konvansiyonel obtüratörlerin retansiyonunu ve dolayısıyla yaşam kalitesini arttırmak amacıyla kullanılmıştır (217,218). Salem ve ark. palatomaksiller defektli 8 hastada yerleştirdikleri Zİ'lere bağlanan obtüratörle konvansiyonel obtüratörü karşılaştırdığı çalışmada; 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 etmiştir (217).

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 maksilanın anterior duvarı dışında ilerlediği sinüs slot, ekstrasinüs ve ekstramaksiller teknikler, protetik problemleri azaltırken, palatinal kemik ve maksiler 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 karşılaşımla sıklıklarını sırasıyla %15, %49, %20,5, %9, %6,5 olarak rapor etmiş ve tedavi planlamasında kullanışlı olacağını belirtmiştir (79,99,103,109).

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 etmiştir. Zİ kaybının nedenleri olarak; fiksasyonda imlantla kemik arasında sıkışması, implantın zigomatik kemikte ortalanmaması ve Paget hastalığına bağlı düşük kemik yoğunluğu nedeniyle olduğu rapor edilmiştir (79,102).

Migliorança ve ark. yaş ortalaması 55 olan 21 (13 kadın, 8 erkek) atrofik maksillada yerleştirilen ve immediat 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 bildirmiştir (109).

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 immediat yüklenmesiyle, 6 ile 18 aylık takipte implant ve protez sağ kalım oranını sırasıyla %98,5 ve %100 olarak rapor etmiştir (99).

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 etmiştir (112).

Çalışmamızda, kontrol modelinde Zİ yerleştirilmeden oluşan gerilmelerin de incelenerek literatürdeki teknikler baz alınarak intrasinüs, ekstrasinüs, ekstramaksiller, çift ekstramaksiler modellerde Zİ'lerin travma biyomekaniğindeki etkisinin değerlendirilmesi amaçlandı. Kontrol grubunda zigoma bölgesinde 40 mm² alanda sagittal düzleme 45° açıyla horizontal olarak 3247 N kuvvet 1 saniyede uygulandı (198,199) ve eşdeğer gerilmelerin; zigoma gövdesi, zigomatik ark, zigomatikotemporal, zigomatikofrontal sütür, inferior orbital kenarın mediali, lateral maksiller sinüs duvarı ve çene kemiğinde yoğunlaştığı gözlemlendi.

Kato ve ark. 20 dişli ve 28 dişsiz maksillaya sahip kadavra zigomasını mikro bilgisayarlı tomografiyle incelediği çalışmada, kemik trabekülleri incelenen bütün bölgelerde, trabeküllerin dişsiz hastalarda dişli hastalara göre daha ince ve yoğunluğunun daha az olmasını; ilerleyen yaş ve dişlerin kaybını takiben çiğneme fonksiyonuyla beraber zigomaya iletilen mekanik yükün azalmasıyla açıklamışlardır (219). Zigomadaki kemik miktarını ve kalitesini belirlemek amacıyla yapılan morfometrik analizlerde; mediolateral boyut kadınlarda 8,0 mm, erkeklerde 7,6 mm, anteroposterior boyut kadınlarda 24,9 mm, erkeklerde 25,4 mm, lateral kortikal kemik kalınlığı kadınlarda 1,71 mm, erkeklerde 1,75 mm olarak belirtilmiştir (220). Nkenke ve ark. 30 insan zigomasında kemik mineral yoğunluğunu histomorfometrik ve BT ile değerlendirdikleri çalışmalarında, zigomanın trabeküler kemik içeriğinin fazla ve implant yerleştirilmesi için ideal olmadığını, Zİ başarısının yüksek olmasını; krestal bölgede çene kemiğinin palatinal ve maksiler sinüs tabanının kortikal yapısından alınan bikortikal destek, zigoma bölgesinde ise maksiler sinüsün süperiorlateral tavanı ve zigomanın lateral dış kortikal bölgesinden alınan bikortikal destek kaynaklı olduğunu rapor etmiştir (220). Çalışmamızda farklı Zİ teknikleri kullanılarak oluşturulan modeller, implant apeksinin zigomadaki yerleşimine göre alt gruplara ayrıldı ve protetik biyomekanik için gerekli olan zigomadaki bikortikal ankrajın, travma biyomekaniğindeki etkisinin değerlendirilmesi amaçlandı. Tüm tekniklerde implantın zigomayı perfore ederek 1 mm dışarıda ve perfore etmeden zigomanın lateral dış

korteksinde sonlanan modelleri oluşturuldu. Zigomanın perfore edildiği bütün gruplarda zigoma gövdesinde ve zigomatik süturlarda oluşan eşdeğer gerilmelerin daha düşük seviyede izlenmesi, zigoma kemiğinden alınan bikortikal ankrajın, travmatik kuvvetlerin zigoma gövdesi ve süturlarına daha homojen iletimini sağlamasından kaynaklanabilir.

Çalışmamızda kemikte oluşan maksimum eşdeğer gerilme; kontrol ve tek implantlı modellerde Zİ apeksinde, çift ekstramaksiller modellerde posterior Zİ apeks bölgesinde izlendi. Kontrol modelinde (3019 MPa) oluşan maksimum eşdeğer gerilmenin, Zİ apekslerinin zigomayı perfore etmediği modellere (ortalama: 940 ± 156 MPa) göre yüksek olmasını, osseoentegrasyonu temsil edecek şekilde implant kemik temas yüzeylerinin bağlı (bonded) kabul edilmesi (221) ve implant gövdesinin gelen kuvvetleri komşu yapılara dengeli iletmesi kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz. Zİ apeksinin zigomayı perfore ederek 1 mm dışarıda sonlandığı bütün modellerde, kemikteki çok yüksek maksimum eşdeğer gerilmeler (ortalama: 9380 ± 3812 MPa), kemik ve Zİ temas bölgesinde noktasal olarak izlendi. Bu değerlerin aynı modellerdeki Zİ'lerde (ortalama: 279 ± 120 MPa) ve Zİ apeksinin zigomada perforasyon oluşturmadığı modellerde (ortalama: 940 ± 156 MPa) oluşan maksimum eşdeğer gerilmelerle ilişkinin izlenmemesi, Zİ osteotomisinin zigomadaki perforasyon bölgesinde pürüzsüz olmayan bir yüzey yaratmasına ve bu bölgenin direkt kuvvet alanı içerisinde olmasına bağlı SEA çözümünde ekstra gerilim alanı olarak izlenmesinden kaynaklanabilir. Rhee ve ark. 14 taze kadavrada zigomaya uyguladıkları 1359 N ile 4565 N arası deneysel travmalarda, artan cilt kalınlığının enerjiiyi emerek ve daha geniş bir yüzeye yayarak, kırık oluşturma riskini azaltmasını beklediklerini fakat 6 mm ile 14 mm arası değişen zigomatik bölgedeki cilt kalınlığının kırık oluşturma üzerindeki etkisinin istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığını rapor etmiştir (222). Çalışmamızda sonlu eleman modellemelerinde yumuşak doku modellemesi yapılmamış olup, zigomayı perfore eden modellerde oluşan ortalama 9380 MPa'lık maksimum eşdeğer gerilmelerin klinik durumu yansıtmadığını, 1 mm'lik zigoma dışındaki Zİ apeksinin cilt kalınlığı ile kompanse edileceğini düşünmekteyiz.

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 (223). BT görüntülerinden üç boyutlu modeller oluşturularak yapılan SEA, kemik morfolojisi ve kuvvet dinamiklerini gerçeğe yakın aktarmaktadır (224). 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 (225). 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 etmiştir (115,197,198,200,226). Çalışmalardaki eleman sayılarının farklılık göstermesi modellerin içerdikleri bölgelerin farklı olmasından kaynaklanmaktadır. Ayrıca yüksek eleman sayısına sahip olan çalışmalar tam kafatası modellemeleridir. Çalışmamızda, modellerde ortalama 255000 eleman kullanıldı. Zİ ve kemikle temas yüzeyleri bir kenar uzunluğu 0.5 mm'lik, modellerin geri kalan kısmı 2 mm'lik tetrahedral yapıdaki elemanlara ayrıldı.

Elastik modül ve Poisson oranları yapıyı oluşturan materyallere atanarak, analiz sonuçlarının doğala yakın oluşması amaçlanır (225). Schaller ve ark. iki kafa çarpışmasının dinamik SEA çalışmasında, ağ yapısındaki her bir eleman için hastanın BT görüntüsündeki Hounsfield birimlerini BoneMat© (227) programı aracılığıyla matematiksel formüllerle elastik modül atayarak gerçeğe daha yakın bir analiz modeli elde ettiklerini rapor etmiştir (200). Çalışmamızda, BoneMat© programı kullanılarak Hounsfield birimleri gri değerlere (gray value) dönüştürülüp, oluşan skalada her aralık bir materyali temsil edecek şekilde on

eşit bölüme ayrılarak, her eleman için kemik yoğunluğuna göre elastik modül belirlendi.

SEA'da kuvvet uygulaması sonucu oluşan gerilmelerin meydana getireceği deformasyonlar, cismin elastik limitlerine göre belirlenmektedir (228). Nagasao ve ark. kafatası modeli için elastik materyal özelliğinden plastik materyal özelliğine geçilen eşdeğer gerilme kuvvetini 153 MPa olarak belirlemiş, ve esneme kriteri olarak kullanmıştır (226). Esneme kriterinin üzerinde oluşan gerilmelerde kafatasında plastik deformasyon izlenmekte yani kırık oluşmaktadır (226). Çalışmamızda esneme kriteri olarak 153 MPa kullanıldı ve eşdeğer gerilmeler bu değere göre yorumlandı.

Zigomatikofrontal bölgede, zigomanın frontal çıkıntısının anteriorunda zigomatikofrontal sütünun yaklaşık 1 cm inferiorunda oluşan 153 MPa'nın üstü eşdeğer gerilmeler; Zİ apeksinin zigomayı perfore ederek 1 mm dışarıda sonlandığı ve perfore etmediği ekstrasinüs, ekstramaksiller ve çift ekstramaksiller modellerde izlendi. Kontrol ve intrasinüs modellerinde esneme kriteri üstü eşdeğer gerilme gözlenmezken, ekstrasinüs, ekstramaksiller ve çift ekstramaksiller modellerde gözlenmesi ile; çene kemiği bölgesinden alınan bikortikal ankrajın kaybedilmesinin, kuvvetlerin zigoma bölgesine direkt iletimini sağladığını düşünmekteyiz.

Zigomatikotemporal bölgede, 153 MPa'nın üstü eşdeğer gerilmeler; bütün modellerde zigomatikotemporal sütün ve zigomatik arkın inferiorunda izlenirken, zigomatik arkın süperiorlateralinde ise Zİ apeksinin zigomayı perfore ederek 1 mm dışarıda sonlandığı ekstramaksiller ve çift ekstramaksiller modellerde izlendi. Bu bölgelerdeki yüksek gerilmeler, Zİ varlığı ile bölgede parçalı kırık gelişme olasılığının arttığını düşündürmektedir. Zigomatik arkın süperiorlateralinde, kontrol ve Zİ apeksinin zigomayı perfore ederek 1 mm dışarıda sonlandığı intrasinüs ve ekstra sinüs modellerinde esneme kriteri üstü eşdeğer gerilme izlenmezken, perfore etmeyen intrasinüs ve ekstra sinüs modellerde izlenmesiyle, zigomadan alınan bikortikal ankrajın kuvvetlerin homojen iletimini sağladığı sonucuna varıldı.

Zigomatikomaksiller bölgede, maksillanın zigomatik butresinde oluşan 153 MPa'nın üstü eşdeğer gerilmeler; Zİ apeksinin zigomayı perfore ederek 1 mm dışarıda sonlandığı ve perfore etmediği ekstramaksiller ve çift ekstramaksiller modellerde Zİ osteotomisinin zigomatik butreste başladığı bölgede izlendi. İnférieur orbital kenarın medialinde oluşan gerilme esneme kriterini hiçbir modelde aşmazken, ekstramaksiller ve çift ekstramaksiller modellerde daha yoğun gerilme alanları izlendi. Ekstramaksiller ve çift ekstramaksiller modellerdeki inferior orbital kenar ve özellikle zigoma butresindeki yüksek gerilme bölgelerinin varlığının, zigomatikomaksiler suture hattında kırık oluşumu riskini arttırdığını düşünmekteyiz.

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 yansıtılabilmesi 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 (224,225).

Korioth ve ark., Hart ve ark., Voo ve ark. biyomekanik testler sonucu elde edilen kemik biyomekaniği ile ilgili verilerin SEA çalışmaları ile paralel olduğunu bildirmiştir (229–231). Vollmer ve ark. kemik biyomekaniğinin SEA ile incelenmesinin invaziv olmayan ve faydalı bir yöntem olduğunu yoksa mekanik kuvvetler altındaki kemiğin tepkisinin öngörülmesinin zor olduğunu bildirmiştir (232). İmplantlar etrafındaki trabeküller ve kortikal kemikteki gerilme ve gerinim kuvvetlerinin belirlenmesinde, SEA yönteminin yeterliliği belirtilmiştir (233). Kan ve ark. atrofik mandibulada lateral ve kanin bölgesine yerleştirdikleri 2 konvansiyonel implantın monokortikal, bikortikal ve uzun bikortikal yerleşimli 6 modelde uyguladıkları travmatik kuvvetlerin SEA ile değerlendirilmesinde, implantlar arası mesafenin kemikte oluşan eşdeğer gerinim ve implantlarda oluşan eşdeğer gerilim üzerindeki etkisinin implant boyundan fazla olduğunu ve kemikteki minimum gerinim kuvvetlerinin lateral yerleşimli implantlarda izlendiğini rapor etmiştir (234).

Zigomadaki travma biyomekaniği, SEA ile literatürde incelenmiş olup, klinik vakalarda izlenen travma bulguları ile örtüştüğü gösterilerek, SEA yönteminin gerilme analizlerinde kabul edilen, gerçeğe yakın ve başarılı bir yöntem olduğu belirtilmiştir (199,200,235). Literatürde incelenen zigomada kırık oluşturacak travmatik kuvvetler 490 N ile 7200 N arası değişiklik göstermektedir (199,236–239). Huempfer-Hierl ve ark. supraorbital bölgede yaptıkları dinamik SEA çalışmasında, kafatasına çarptırdıkları cismin kemikle yaptığı temas alanını 40 mm² olarak ölçmüşlerdir (199). Çalışmamızda zigoma ile supraorbital bölgenin konkavitesinin benzerliğinden, kuvvet uygulanan bölge 40 mm² olarak belirlendi. Uygulanan kuvvet büyüklüğü belirlenirken, 60 yaş üstü bireylerde maksillofasiyal travmada düşmenin ilk sıradaki etyolojik faktör (153) olduğu, daha düşük travmatik kuvvetlerle sonuçlanabileceği gibi, sonraki etyolojik faktörlerin trafik kazası ve şiddet olması (154,155,206,213) da değerlendirilerek ortalama bir boksör yumruğuna denk gelen 3247 N statik kuvvet uygulandı (198). Kontrol ve Zİ'li modellerde kırık değerlendirilmesi yapılan bölgelerde izlenen gerilme kuvvetlerinin bütün modellerde esneme kriteri baz alınarak, bu kriterin ilgili bölgelerdeki renk skalasına göre değerlendirilmesine imkan sağladığından kuvvet seçiminin travma biyomekaniğinin değerlendirilmesinde ideal olduğunu düşünmekteyiz.

Song ve ark. zigoma, maksilla ve frontal kemiğe uyguladıkları 3300 N'luk maksimum travmatik kuvvetlerde frontal sinüslerin kafatasına aktarılan gerilme kuvvetleri üstündeki etkisini inceledikleri SEA çalışmasında; zigoma ve maksillaya uygulanan kuvvetlerde kuvvet bölgesine olan uzaklıktan dolayı frontal sinüslerin kuvvet iletimine etkisinin izlenmediğini, frontal kemiğe uygulanan kuvvetlerde ise frontal sinüs boşluklarının etkili olduğunu ve kuvvetleri azalttığını bildirmektedir (240). Maksiller sinüsün varlığının bölgedeki kuvvetlerin aktarımındaki rolünün değerlendirildiği bir çalışma literatürde bulunmamakla birlikte, ZMK kırıklarında maksiler sinüsün yakın komşuluğuna bağlı kuvvet iletimini lokal olarak azalttığı öne sürülebilir. Çalışmamızda maksiller sinüs duvarındaki gerilme kuvvetleri, kontrol ve zigoma perfore edilmeden Zİ yerleştirilen intrasinüs modelinde esneme kriterini aşmazken, diğer modellerde aştığı izlendi. Esneme kriterinin aşılmadığı intrasinüs modelinde oluşan gerilme kuvvetleri 134 ile 153 MPa aralığında izlendi ve maksiler sinüs duvarının ince yapısı nedeniyle Zİ bulunan

bütün modellerde kırık oluşacağı sonucuna varıldı.

Wen ve ark. yaptıkları üç boyutlu SEA çalışmasında 3 farklı Zİ yerleştirme tekniği ve bu tekniklerdeki farklı implant yerleşimleri olmak üzere toplam 9 grupta, fonksiyonel çiğneme ve kas kuvvetlerinin implantlar ve kemik üzerinde oluşturduğu gerilmeleri incelemiştir. Branemark, ekstrasinüs ve ektramaksiller teknik 3 model grubu olup, alt gruplar oluşturulmuştur. Branemark ve ekstrasinüs grubunda, her modelde çift taraflı 1. molar bölgesinden Zİ ile birlikte 1. grupta lateral ve premolar bölgesine, 2. grupta premolar bölgesine, 3. grupta lateral bölgesine konvansiyonel implant yerleşimiyle toplam 6 model oluşturulmuştur. Ektramaksiller grubunda, 1. modelde çift taraflı 1. molar bölgesinden Zİ ile birlikte lateral bölgesine dental implant, 2. modelde 1. molar ve 2. premolar bölgesine Zİ, 3. modelde 2. model konfigürasyonuna ek kanin bölgesine dental implant yerleştirilerek toplam 3 model oluşturulmuştur. Tüm grupların gerilim analizi sonucunda; Branemark, ekstrasinüs ve ektramaksiller tekniklerin arasında stres dağılımında belirgin bir farklılığın olmadığı ve hepsinde kuvvetin homojen dağılımı izlenerek, atrofik maksilla rehabilitasyonunda kullanılabileceği, Zİ yapısı ve çevresindeki kemik üzerindeki gerilim ve deformasyon değerlendirilğinde, ideal modelin ekstrasinüs ve lateral yerleşimli dental implant modelinin olduğunu bildirmiştir (115). Çalışmamızda çene kemiğinde oluşan 153 MPa'nın üstü kuvvetler; tüm ekstrasinüs modellerinde izlendi. Travma biyomekaniğinde, Wen ve ark. protez biyomekaniği sonuçlarının aksine intrasinüs yerleşimin kuvvetlerin zigomatik sütür bölgelerine iletimini ve bu bölgelerdeki eşdeğer gerilmeleri azalttığı ileri sürülebilir (115).

Freedman ve ark. sabit bir köprüyle bağlı, maksilla ve zigomadan destek alan 2 Zİ'li model ile maksiller çene kemiği desteğinin kaldırıldığı model üzerinde oklüzal ve lateral kuvvetler altında oluşan gerilmeleri değerlendirdikleri 3B SEA çalışmasında, çene 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 olduğu bildirmiştir (116). Çalışmamızda, çene kemiği bölgesinde Zİ boynunun vestibülünde intrasinüs modellerde yüksek gerilmeler izlenmezken, ekstrasinüs modellerde esneme kriteri üzerine çıkan gerilmeler izlendi.

İmplant boynunun çene kemiği tarafından desteklenmesinin travma biyomekaniğinde de önemli olduğu, vestibüldeki kemik miktarı artışının kuvvetlerin homojen dağılımına katkısı olduğunu ileri sürebiliriz.

Çalışmamızdan elde edilen verilere dayanarak, Zİ'lerin travma biyomekaniği üzerinde olumlu etkileri olduğu ancak yaygın kullanımdaki tekniklerin travma varlığında bölgede olumsuz etkileri olduğu sonucuna varıldı. Zigoma bölgesinde maksiller sinüs tabanı ve zigomanın dış lateral korteksinden alınan bikortikal ankrajın kuvvet iletimini homojen kılıp zigoma gövdesinde ve zigomatik süturlarda oluşan eşdeğer gerilme kuvvetlerini azalttığından, protetik biyomekanikte olduğu gibi travma biyomekaniğinde de önemli olduğunu savunmaktayız. Çene kemiği bölgesinde intrasinüs modellerdeki maksiller sinüs tabanı ve palatinal kemikten alınan bikortikal ankrajın kademeli olarak kaybedildiği ekstrasinüs, ekstramaksiller ve çift ekstramaksiller modellerde implant gövdesinin çene kemiğinin dışına çıkmasıyla, gerilmelerin zigomatik süturlarda odaklandığını, protetik biyomekaniğin aksine travma biyomekaniğinde dezavantaj oluşturduğunu ve dolayısıyla kırık riskini arttırdığını düşünmekteyiz.

SONUÇLAR:

- Çalışmamızda, kontrol ve 4 model ana çalışma grubu olup, Zİ apeksinin, zigomadaki yerleşimine göre 4 modelin alt modelleri ile toplam 9 model oluşturuldu.
- Zİ yerleştirilmeyen kontrol modelindeki maksimum eşdeğer gerilme 3019 MPa, Zİ apekslerinin zigomayı perfore ederek 1 mm dışarıda sonlandıkları modellerdeki, kemikte oluşan maksimum eşdeğer gerilmeler; intrasinüs yerleşimde 9944 MPa, ekstrasinüs yerleşimde 14077 MPa, ekstramaksiller yerleşimde 8671 MPa, çift ekstramaksiller yerleşimde 4829 MPa olarak izlendi.
- Zİ apekslerinin zigomayı perfore etmeden dış kortikal kemikte sonlandıkları modellerdeki kemikte oluşan maksimum eşdeğer gerilmeler; intrasinüs yerleşimde 858 MPa, ekstrasinüs yerleşimde 846 MPa, ekstramaksiller yerleşimde 887 MPa, çift ekstramaksiller yerleşimde 1174 MPa olarak izlendi.
- Zİ apekslerinin zigomayı perfore ederek 1 mm dışarıda sonlandıkları modellerdeki, implantta oluşan maksimum eşdeğer gerilmeler; intrasinüs yerleşimde 320 MPa, ekstrasinüs yerleşimde 400 MPa, ekstramaksiller yerleşimde 281 MPa, çift ekstramaksiller yerleşimde 115 MPa olarak izlendi.
- Zİ apekslerinin zigomayı perfore etmeden dış kortikal kemikte sonlandıkları modellerdeki implantta oluşan maksimum eşdeğer gerilmeler; intrasinüs yerleşimde 0,03 MPa, ekstrasinüs yerleşimde 0,03 MPa, ekstramaksiller yerleşimde 0,04 MPa, çift ekstramaksiller yerleşimde 0,04 MPa olarak izlendi.
- Zigomatikofrontal bölgede esneme kriteri 153 MPa'nın üstü eşdeğer gerilmeler; ekstrasinüs, ekstramaksiller ve çift ekstramaksiller modellerde izlendi.
- Zigomatikotemporal bölgede esneme kriteri 153 MPa'nın üstü eşdeğer gerilmeler; bütün modellerde zigomatikotemporal suture ve zigomatik arkın inferiorunda, zigomatik arkın süperiorlateralinde ise Zİ apeksinin zigomayı perfore ederek 1 mm dışarıda sonlandığı ekstramaksiller ve çift ekstramaksiller, perfore etmeyen intrasinüs, ekstrasinüs, ekstramaksiller ve çift ekstramaksiller modellerde izlendi,
- Zigomatikomaksiller bölgede zigomatik butresde oluşan esneme kriteri 153 MPa'nın üstü eşdeğer gerilmeler; ekstramaksiller ve çift ekstramaksiller,

modellerde izlendi. İnferior orbital kenarda esneme kriteri üstü gerilmeler hiçbir modelde izlenmedi.

- Maksiller sinüs duvarında esneme kriteri 153 MPa'ın üstü eşdeğer gerilmeler; Zİ apeksinin zigomayı perfore etmediği intrasinüs modeli hariç bütün modellerde izlendi.
- Çene kemiğinde esneme kriteri 153 MPa'ın üstü eşdeğer gerilmeler; ekstrasinüs modellerinde izlendi.



6. KAYNAKLAR

1. Mescher A. *Junqueira's Basic Histology: Text and Atlas*. 13th ed. McGraw-Hill Medical; 2013.
2. Nanci A. *Ten Cate's Oral Histology: Development, Structure, and Function*. 8th ed. Mosby; 2012.
3. Kadler KE, Holmes DF, Trotter JA, Chapman JA. Collagen fibril formation. *Biochem J*. 1996; 316(1): 1-11.
4. Bonjour J-P. Calcium and phosphate: a duet of ions playing for bone health. *J Am Coll Nutr*. 2011; 30 (5 Suppl 1): 438-48.
5. Arıcı K, Elhan A. *Anatomi Cilt 1*. 4th ed. Ankara: Güneş Kitabevi; 2006.
6. Bancroft J., Gamble M. *Theory and Practice of Histological Techniques*. 6th ed. New York: Churchill Livingstone; 2007.
7. Lavelle CL. Biomechanical considerations of prosthodontic therapy: the urgency of research into alveolar bone responses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993; 8(2): 179-185.
8. Parfitt GJ. An investigation of the normal variations in alveolar bone trabeculation. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol*. 1962; 15(12): 1453-1463. doi: 10.1016/0030-4220(62)90409-7.
9. MacMillan HW. Structural characteristics of the alveolar process. *Int J Orthod Oral Surg Radiogr*. 1926; 12(8): 722-732. doi: 10.1016/S0099-6963(26)90426-2.
10. Harris EF, Baker WC. Loss of root length and crestal bone height before and during treatment in adolescent and adult orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990; 98(5): 463-469.
11. Orban B. *Oral Histology and Embryology*. 3rd ed. St. Louis: Mosby; 1953.
12. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991; 6(2): 142-146.
13. LI L, Chercheve R. *Theories and Techniques of Oral Implantology*. 1st ed. St. Louis: Mosby; 1970.
14. Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. In: *Tissue Integrated*

- Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Pub. Co; 1985.
15. Schnitman PA, Rubenstein JE, Whörle PS, DaSilva JD, Koch GG. Implants for partial edentulism. *J Dent Educ*. 1988; 52(12): 725-736.
 16. Johns RB, Jemt T, Heath MR, et al. A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992; 7(4): 513-522.
 17. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988; 3(2): 129-134.
 18. Misch E CAH. *Contemporary Implant Dentistry*. 3rd ed. Mosby; 2008. doi: 10.1017/CBO9781107415324.004.
 19. Misch C. Bone Character: second vital implant criterion. *Dent Today*. 1988; 7: 39-40.
 20. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *Int J Oral Implantol*. 1990; 6(2): 23-31.
 21. Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. A Bioengineered Implant for a Predetermined Bone Cellular Response to Loading Forces. A Literature Review and Case Report. *J Periodontol*. 2001; 72(9): 1276-1286. doi: 10.1902/jop.2000.72.9.1276.
 22. Misch C. Progressive Bone Loading. *Dent Today*. 1995; 12: 80-83.
 23. Trisi P, Rao W. Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Implants Res*. 1999; 10(1): 1-7.
 24. Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, et al. A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 18(3): 417-423.
 25. Herrmann I, Lekholm U, Holm S, Kultje C. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 20(2): 220-230.
 26. Cann C. Quantitative CT for determination of bone mineral density: a review. *Radiology*. 1988; 166: 509-522.
 27. Rothman S. Computerized Tomography of Mandible. In: *Dental Applications of Computerized Tomography: Surgical Planning for Implant Placement*. Chicago:

- Quintessence Pub. Co; 1998.
28. Kircos L, Misch C. Diagnostic Imaging and Techniques. In: *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1999.
 29. Todisco M, Trisi P. Bone mineral density and bone histomorphometry are statistically related. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 20(6): 898-904.
 30. Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res*. 2001; 12(1): 79-84.
 31. Homolka P, Beer A, Birkfellner W, et al. Bone Mineral Density Measurement with Dental Quantitative CT Prior to Dental Implant Placement in Cadaver Mandibles: Pilot Study. *Radiology*. 2002; 224(1): 247-252. doi: 10.1148/radiol.2241010948.
 32. Ikumi N, Tsutsumi S. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone and cutting torque values at implant placement: a clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 20(2): 253-260.
 33. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003; 90(2): 121-132. doi: 10.1016/S0022-3913(03)00212-9.
 34. Cunningham L. Management of Maxillary Fractures. In: *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery*. 3rd ed. Connecticut: People's medical publishing house; 2012: 455-465.
 35. Williams P, Bannister L, Berry M. *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Medicine and Surgery*. New York: Churchill Livingstone; 1995.
 36. Khalifa AK, Wada M, Ikebe K, Maeda Y. To what extent residual alveolar ridge can be preserved by implant? A systematic review. *Int J Implant Dent*. 2016; 2(1): 22. doi: 10.1186/s40729-016-0057-z.
 37. Atwood DA. Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. *J Prosthet Dent*. 1971; 26(3): 266-279.
 38. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*. 2nd ed. St. Louis: Elsevier Mosby; 2005.
 39. Parr G. Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry: Per-Ingvar Branemark, MD, Ph. D., George A. Zarb, DSS, MS, FRCD (C), and Thomas. 1985.
 40. Stearns J, Fonseca R, Saker M. Revascularization and healing of orthognathic

- surgical procedures. In: *Oral and Maxillofacial Surgery*. Philadelphia: Saunders; 2000.
41. Chen S, Buser D, Wismeijer D. *Sinus Floor Elevation: Procedures*; 2011.
 42. Enlow D. *Handbook of Facial Growth*. 2nd ed. Philadelphia, PA: WB Saunders; 1982.
 43. Yildirim M, Spiekermann H, Handt S, Edelhoff D. Maxillary sinus augmentation with the xenograft Bio-Oss and autogenous intraoral bone for qualitative improvement of the implant site: a histologic and histomorphometric clinical study in humans. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 16(1): 23-33.
 44. Watzek, G. , C. W. Ulm , and R. Haas . Anatomic and physiologic fundamentals of sinus floor augmentation. In: Jensen OT, ed. *The Sinus Bone Graft*. Chicago, Ill: Quintessence; 1999: 31–47.
 45. Brånemark P. *Advanced Osseointegration Surgery. Applications in the Maxillofacial Region*. 3rd ed. Chicago: Quintessence Pub. Co; 1992.
 46. Boyne PJ, James RA. Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *J Oral Surg*. 1980; 38(8): 613-616.
 47. Smiler DG, Johnson PW, Lozada JL, et al. Sinus lift grafts and endosseous implants. Treatment of the atrophic posterior maxilla. *Dent Clin North Am*. 1992; 36(1): 151-86-8.
 48. Testori T, Weinstein R, Wallace S. *Maxillary Sinus Surgery and Alternatives in Treatment*. Chicago: Quintessence Pub; 2009.
 49. Summers R. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compendium*. 1994.
 50. Summers R. Conservative osteotomy technique with simultaneous implant insertion. *Dent Implantol Update*. 1996.
 51. No Authors listed. Proceedings of the 4th International Team for Implantology (ITI) Consensus Conference, August 2008. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008; 24.
 52. Zitzmann N, Schärer P. Sinus elevation procedures in the resorbed posterior maxilla: Comparison of the crestal and lateral approaches. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral*. 1998.
 53. Block MS, Kent JN. Sinus augmentation for dental implants: The use of autogenous

- bone. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 55(11): 1281-1286. doi:10.1016/S0278-2391(97)90185-3.
54. Silva LD, De Lima VN, Faverani LP, De Mendonça MR, Okamoto R, Pellizzer EP. Systematic Review Dental Implants Maxillary sinus lift surgery— with or without graft material? A systematic review. *J Oral Maxillofac Surg.* 2016; 45: 1570-1576. doi:10.1016/j.ijom.2016.09.023.
 55. Meloni SM, Jovanovic SA, Lolli FM, et al. Grafting after sinus lift with anorganic bovine bone alone compared with 50:50 anorganic bovine bone and autologous bone: Results of a pilot randomised trial at one year. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2015; 53(5): 436-441. doi: 10.1016/j.bjoms.2015.02.012.
 56. Gorla LFDO, Spin-Neto R, Boos FBDJ, Pereira RDS, Garcia-Junior IR, Hochuli-Vieira E. Use of autogenous bone and beta-tricalcium phosphate in maxillary sinus lifting: A prospective, randomized, volumetric computed tomography study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015; 44(12): 1486-1491. doi: 10.1016/j.ijom.2015.07.003.
 57. Cabbar F, Güler N, Kürkcü M, Işeri U, Sençift K. The effect of bovine bone graft with or without platelet-rich plasma on maxillary sinus floor augmentation. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 69(10): 2537-2547. doi: 10.1016/j.joms.2011.03.040.
 58. Candel E, Peñarrocha D, Peñarrocha M. Rehabilitation of the Atrophic Posterior Maxilla With Pterygoid Implants: A Review. *J Oral Implantol.* 2012; 38(S1): 461-466. doi:10.1563/AAID-JOI-D-10-00200.
 59. Misch C. Ridge augmentation using mandibular ramus bone grafts for the placement of dental implants: presentation of a technique. *Pract periodontics aesthetic Dent PPAD.* 1996.
 60. Smolka W, Eggensperger N, Carollo V. Changes in the volume and density of calvarial split bone grafts after alveolar ridge augmentation. *Clin oral Implant.* 2006. doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01182.
 61. Felice P, Pistilli R, Lizio G, Pellegrino G. Inlay versus onlay iliac bone grafting in atrophic posterior mandible: a prospective controlled clinical trial for the comparison of two techniques. *Implant Dent.* 2009. doi: 10.1111/j.1708-8208.2009.00212.
 62. Lozada J, Al-Ardah A, Rungcharassaeng K. Immediate functional load of mandibular implant overdentures: a surgical and prosthodontic rationale of 2 implant

- modalities. *J Oral*. 2004. doi: 10.1563/0686.1.
63. Fretwurst T, Wanner L, Nahles S, et al. A prospective study of factors influencing morbidity after iliac crest harvesting for oral onlay grafting. *J Cranio-Maxillofacial Surg*. 2015;43(5):705-709. doi: 10.1016/j.jcms.2015.03.023.
 64. Cordaro L, Torsello F, Accorsi Ribeiro C, Liberatore M, Mirisola di Torresanto V. Inlay-onlay grafting for three-dimensional reconstruction of the posterior atrophic maxilla with mandibular bone. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2010; 39(4): 350-357. doi: 10.1016/j.ijom.2010.02.016.
 65. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *J Oral Implantol*. 1992; 18(4): 343-348.
 66. das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJF. Short implants--an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 21(1): 86-93.
 67. Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant Survival to 36 Months as Related to Length and Diameter. *Ann Periodontol*. 2000; 5(1): 22-31. doi: 10.1902/annals.2000.5.1.22.
 68. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 10(3): 303-311.
 69. Saadoun AP, Le Gall MG. An 8-year compilation of clinical results obtained with Steri-Oss endosseous implants. *Compend Contin Educ Dent*. 1996; 17(7): 669-74.
 70. Higuchi KW, Folmer T, Kultje C. Implant survival rates in partially edentulous patients: a 3-year prospective multicenter study. *J Oral Maxillofac Surg*. 1995; 53(3): 264-268.
 71. Lekholm U, Gunne J, Henry P, et al. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 14(5): 639-645.
 72. Misch CE, Steigenga J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short Dental Implants in Posterior Partial Edentulism: A Multicenter Retrospective 6-Year Case Series Study. *J Periodontol*. 2006; 77(8): 1340-1347. doi:10.1902/jop.2006.050402.
 73. Minsk L, Polson AM, Weisgold A, et al. Outcome failures of endosseous implants

- from a clinical training center. *Compend Contin Educ Dent*. 1996; 17(9): 848-50.
74. Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg*. 1999; 57(6): 700-6-8.
 75. Degidi M, Piattelli A, Iezzi G, Carinci F. Immediately loaded short implants: analysis of a case series of 133 implants. *Quintessence Int*. 2007; 38(3): 193-201.
 76. Ibanez JC, Tahhan MJ, Zamar JA, et al. Immediate Occlusal Loading of Double Acid-Etched Surface Titanium Implants in 41 Consecutive Full-Arch Cases in the Mandible and Maxilla: 6- to 74-Month Results. *J Periodontol*. 2005; 76(11): 1972-1981. doi: 10.1902/jop.2005.76.11.1972.
 77. Collaert B, De Bruyn H. Immediate functional loading of TiOblast dental implants in full-arch edentulous maxillae: a 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2008; 19(12): 1254-1260. doi: 10.1111/j.1600-0501.2008.01586.x.
 78. Balshi TJ, Wolfinger GJ, Balshi SF. Analysis of 356 pterygomaxillary implants in edentulous arches for fixed prosthesis anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 14(3): 398-406.
 79. Brånemark P-I, Gröndahl K, Ohnell L-O, et al. Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg hand Surg*. 2004; 38(2): 70-85.
 80. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 15(3): 405-414.
 81. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001; 3(1): 39-49.
 82. Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius implant bridge: surgical and prosthetic rehabilitation for the completely edentulous upper jaw with moderate to severe resorption: a 5-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2002; 4(2): 69-77.
 83. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical

- study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005; 7 Suppl 1: 88-94. doi: 10.1111/j.1708-8208.2003.tb00010.x.
84. Menini M, Signori A, Tealdo T, et al. Tilted Implants in the Immediate Loading Rehabilitation of the Maxilla: A Systematic Review. *J Dent Res*. 2012; 91(9): 821-827. doi: 10.1177/0022034512455802.
 85. Peñarrocha M, Carrillo C, Boronat A, Peñarrocha M. Retrospective study of 68 implants placed in the pterygomaxillary region using drills and osteotomes. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 24(4): 720-726.
 86. Bahat O. Osseointegrated implants in the maxillary tuberosity: report on 45 consecutive patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992; 7(4): 459-467.
 87. Valerón JF, Valerón PF. Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 22(2): 195-200.
 88. Bidra AS, Huynh-Ba G. Implants in the pterygoid region: A systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2011; 40(8): 773-781. doi: 10.1016/j.ijom.2011.04.007.
 89. Lopes LFDP, Da Silva VF, Santiago JF, Panzarini SR, Pellizzer EP. Placement of dental implants in the maxillary tuberosity: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2015; 44(2): 229-238. doi: 10.1016/j.ijom.2014.08.005.
 90. Ellis EI. Fractures of the Zygomatic Complex and Arch. In: *Oral and Maxillofacial Trauma*. 4th ed. Elsevier Inc.; 2013: 354-365.
 91. Fernández H, Gómez-Delgado A, Trujillo-Saldarriaga S, Varón-Cardona D, Castro-Núñez J. Zygomatic Implants for the Management of the Severely Atrophied Maxilla: A Retrospective Analysis of 244 Implants. *J Oral Maxillofac Surg*. 2014; 72(5): 887-891. doi: 10.1016/j.joms.2013.12.029.
 92. Gomez E, Gonzalez T, Arias J, Lasaletta L. Three-dimensional reconstruction after removal of zygomatic intraosseous hemangioma. *Oral Maxillofac Surg*. 2008; 12(3): 159-162. doi: 10.1007/s10006-008-0115-7.
 93. Corvello PC, Montagner A, Batista FC, Smidt R, Shinkai RS. Length of the drilling holes of zygomatic implants inserted with the standard technique or a revised method: A comparative study in dry skulls. *J Cranio-Maxillofacial Surg*. 2011;

- 39(2): 119-123. doi: 10.1016/j.jcems.2010.03.021.
94. Aparicio C, Manresa C, Francisco K, et al. Zygomatic implants: Indications, techniques and outcomes, and the Zygomatic Success Code. *Periodontol 2000*. 2014; 66(1): 41-58. doi: 10.1111/prd.12038.
 95. Kahnberg K-E, Henry PJ, Hirsch J-M, et al. Clinical Evaluation of the Zygoma Implant: 3-Year Follow-Up at 16 Clinics. *J Oral Maxillofac Surg*. 2007; 65(10): 2033-2038. doi: 10.1016/j.joms.2007.05.013.
 96. Bedrossian E, Stumpel L, Beckely ML, Indresano T, Indersano T. The zygomatic implant: preliminary data on treatment of severely resorbed maxillae. A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 17(6): 861-865.
 97. Sartori EM, Padovan LEM, de Mattias Sartori IA, Ribeiro PD, Gomes de Souza Carvalho AC, Goiato MC. Evaluation of Satisfaction of Patients Rehabilitated With Zygomatic Fixtures. *J Oral Maxillofac Surg*. 2012; 70(2): 314-319. doi:10.1016/j.joms.2011.03.044.
 98. Davo R, Pons O, Rojas J, Carpio E. Immediate function of four zygomatic implants: a 1-year report of a prospective study. *Eur J Oral Implantol*. 2010; 3(4): 323-334.
 99. Nobre M de A, Maló P, Gonçalves I. Evaluation of Clinical Soft Tissue Parameters for Extramaxillary Zygomatic Implants and Conventional Implants in All-on-4 Hybrid Rehabilitations. *Implant Dent*. April 2015: 1. doi: 10.1097/ID.0000000000000253.
 100. Aparicio C. *Zygomatic Implants: The Anatomy Guided Approach*. Berlin: Quintessence Pub. Co; 2012.
 101. Bedrossian E. Rehabilitation of the edentulous maxilla with the zygoma concept: a 7-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 25(6): 1213-1221.
 102. Brånemark P-I, Gröndahl K, Worthington P. *Osseointegration and Autogenous Onlay Bone Grafts: Reconstruction of the Edentulous Atrophic Maxilla*. Quintessence Pub. Co; 2001.
 103. Stella JP, Warner DDSMR, Warner S. Sinus Slot Technique for Simplification and Improved Orientation of Zygomaticus Dental Implants: A Technical Note. 2000: 889-893.
 104. Miglioranza RM, Coppedê A, Dias Rezende RCL, de Mayo T. Restoration of the

- edentulous maxilla using extrasinus zygomatic implants combined with anterior conventional implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 26(3): 665-672.
105. Maló P, de Araujo Nobre M, Lopes I. A new approach to rehabilitate the severely atrophic maxilla using extramaxillary anchored implants in immediate function: A pilot study. *J Prosthet Dent*. 2008; 100(5): 354-366. doi: 10.1016/S0022-3913(08)60237-1.
 106. Aparicio C, Alandez J. *Zygomatic Implants: The Anatomy-Guided Approach*. Quintessence Pub. Co; 2012.
 107. Miglioranza RM, Serrano IJ. Sinus exteriorization of the zygoma fixtures: A new surgical protocol. *Implant News*. 2006; 3(30).
 108. Peñarrocha M, Uribe R, García MDSB, Martí MDSE. Zygomatic Implants Using the Sinus Slot Technique: Clinical Report of a Patient Series. 2005; 20(5).
 109. Migliorana RM, Sotto-Maior BS, Senna PM, Francischone CE, Cury AADB. Immediate occlusal loading of extrasinus zygomatic implants: A prospective cohort study with a follow-up period of 8 years. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012; 41(9): 1072-1076. doi: 10.1016/j.ijom.2012.05.029.
 110. Goiato MC, Pellizzer EP, Moreno A, et al. Implants in the zygomatic bone for maxillary prosthetic rehabilitation: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2014; 43(6): 748-757. doi: 10.1016/j.ijom.2014.01.004.
 111. Yates JM, Brook IM, Patel RR, et al. Treatment of the edentulous atrophic maxilla using zygomatic implants: Evaluation of survival rates over 5-10 years. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2014; 43(2): 237-242. doi: 10.1016/j.ijom.2013.08.012.
 112. Stiévenart M, Malevez C. Rehabilitation of totally atrophied maxilla by means of four zygomatic implants and fixed prosthesis: a 6-40-month follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2010; 39(4): 358-363. doi: 10.1016/j.ijom.2010.01.009.
 113. Balshi TJ, Wolfinger GJ, Petropoulos VC. Quadruple zygomatic implant support for retreatment of resorbed iliac crest bone graft transplant. *Implant Dent*. 2003; 12(1): 47-53.
 114. Bothur S, Jonsson G, Sandahl L. Modified technique using multiple zygomatic implants in reconstruction of the atrophic maxilla: a technical note. *Int J Oral*

- Maxillofac Implants*. 18(6): 902-904.
115. Wen H, Guo W, Liang R, et al. Finite element analysis of three zygomatic implant techniques for the severely atrophic edentulous maxilla. *J Prosthet Dent*. 2014; 111(3): 203-215. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.05.004.
 116. Freedman M, Ring M, Stassen LFA. Effect of alveolar bone support on zygomatic implants in an extra-sinus position? a finite element analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2015; 44(6): 785-790. doi: 10.1016/j.ijom.2015.01.009.
 117. Malevez C, Abarca M, Durdu F, Daelemans P. Clinical outcome of 103 consecutive zygomatic implants: a 6-48 months follow-up study. *Clin Oral Implants Res*. 2004; 15(1): 18-22.
 118. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. A retrospective analysis of 110 zygomatic implants in a single-stage immediate loading protocol. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 24(2): 335-341.
 119. Pham AV, Abarca M, Mey A De, Malevez C. Rehabilitation of a Patient With Cleft Lip and Palate With an Extremely Edentulous Atrophied Posterior Maxilla Using Zygomatic Implants: Case Report. *Cleft Palate-Craniofacial J*. 2004; 41(5): 571-574. doi: 10.1597/03-105.1.
 120. Esposito M, Worthington H V. Interventions for replacing missing teeth: dental implants in zygomatic bone for the rehabilitation of the severely deficient edentulous maxilla. In: Esposito M, ed. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd; 2013: doi:10.1002/14651858.CD004151.pub3.
 121. Higuchi KW. The zygomaticus fixture: an alternative approach for implant anchorage in the posterior maxilla. *Ann R Australas Coll Dent Surg*. 2000; 15: 28-33.
 122. Urgell JP, Gutiérrez VR, Escoda CG. Rehabilitation of atrophic maxillas using zygomatic implants A literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2008; 13(6): 363-370.
 123. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Survival and Complications of Zygomatic Implants: An Updated Systematic Review. *J Oral Maxillofac Surg*. 2016; 74(10): 1949-1964. doi: 10.1016/j.joms.2016.06.166.
 124. Chow J, Hui E, Lee PKM, Li W. Zygomatic Implants—Protocol for Immediate

- Occlusal Loading: A Preliminary Report. *J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 64(5): 804-811. doi: 10.1016/j.joms.2006.01.021.
125. Duarte LR, Filho HN, Francischone CE, Peredo LG, Branemark P-I. 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. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007; 9(4): 186-196. doi: 10.1111/j.1708-8208.2007.00046.x.
 126. Mozzati M, Monfrin SB, Pedretti G, Schierano G, Bassi F. Immediate loading of maxillary fixed prostheses retained by zygomatic and conventional implants: 24-month preliminary data for a series of clinical case reports. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 23(2): 308-314..
 127. Balshi TJ, Wolfinger GJ, Shuscavage NJ, Balshi SF. Zygomatic bone-to-implant contact in 77 patients with partially or completely edentulous maxillas. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012; 70(9): 2065-2069. doi: 10.1016/j.joms.2012.05.016.
 128. Hinze M, Vrielinck L, Thalmair T, Wachtel H, Bolz W. Zygomatic implant placement in conjunction with sinus bone grafting: the "extended sinus elevation technique." a case-cohort study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 28(6): 376-85.
 129. Butura CC, Galindo DF. Combined immediate loading of zygomatic and mandibular implants: a preliminary 2-year report of 19 patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 29(1): 22-9.
 130. Bertolai R, Aversa A, Catelani C, Rossi A, Giannini D. Treatment of extreme maxillary atrophy with Zygoma implants. *Minerva Stomatol.* 2015; 64(5): 253-264.
 131. Jensen OT, Adams MW, Butura C, Galindo DF. Maxillary V-4: Four implant treatment for maxillary atrophy with dental implants fixed apically at the vomer-nasal crest, lateral pyriform rim, and zygoma for immediate function. Report on 44 patients followed from 1 to 3 years. *J Prosthet Dent.* 2015; 114(6): 810-817. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.11.018.
 132. Becktor JP, Isaksson S, Abrahamsson P, Sennerby L. Evaluation of 31 zygomatic implants and 74 regular dental implants used in 16 patients for prosthetic reconstruction of the atrophic maxilla with cross-arch fixed bridges. *Clin Implant*

- Dent Relat Res.* 2005; 7(3): 159-165.
133. Timmenga NM, Raghoobar GM, Liem RSB, van Weissenbruch R, Manson WL, Vissink A. Effects of maxillary sinus floor elevation surgery on maxillary sinus physiology. *Eur J Oral Sci.* 2003; 111(3): 189-197.
 134. Davo R, Malevez C, Lopez-Orellana C. Sinus reactions to immediately loaded zygoma implants: a clinical and radiological study. *Eur J Oral Implantol.* 2008; 1(53).
 135. Jung J-H, Choi B-H, Zhu S-J, et al. The effects of exposing dental implants to the maxillary sinus cavity on sinus complications. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2006; 102(5): 602-605. doi:10.1016/j.tripleo.2005.10.061.
 136. Petruson B. Sinuscopy in patients with titanium implants in the nose and sinuses. *Scand J Plast Reconstr Surg hand Surg.* 2004; 38(2): 86-93.
 137. Zhong W, Chen B, Liang X, Ma G. Experimental study on penetration of dental implants into the maxillary sinus in different depths. *J Appl Oral Sci.* 2013; 21(6): 560-566. doi:10.1590/1679-775720130078.
 138. Vrielinck L, Politis C, Schepers S, Pauwels M, Naert I. 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. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2003; 32(1): 7-14. doi: 10.1054/ijom.2002.0337.
 139. Al-Nawas B, Wegener J, Bender C, Wagner W. Critical soft tissue parameters of the zygomatic implant. *J Clin Periodontol.* 2004; 31(7): 497-500. doi: 10.1111/j.1600-051X.2004.00505.x.
 140. de Moraes EJ. Closure of oroantral communication with buccal fat pad flap in zygomatic implant surgery: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008; 23(1): 143-146.
 141. Peñarrocha-Oltra D, Alonso-González R, Pellicer-Chover H, Aloy-Prósper A, Peñarrocha-Diago M. Closure of oroantral communication with buccal fat pad after removing bilateral failed zygomatic implants: A case report and 6-month follow-up. *J Clin Exp Dent.* 2015; 7(1): 159-62. doi:10.4317/jced.51741.

142. Bedrossian E. Rescue implant concept: The expanded use of the zygoma implant in the graftless solutions. *Dent Clin North Am.* 2011; 55(4): 745-777. doi: 10.1016/j.cden.2011.07.009.
143. Davó R, Pons O. 5-year outcome of cross-arch prostheses supported by four immediately loaded zygomatic implants: A prospective case series. *Eur J Oral Implantol.* 2015; 8(2): 169-174.
144. Krauthammer M, Shuster A, Mezaad-Koursh D, Shlomi B, Stolovitch C, Leibovitch I. Extraocular muscle damage from dental implant penetration to the orbit. *Am J Ophthalmol Case Reports.* 2017; 5: 94-96. doi: 10.1016/j.ajoc.2016.11.008.
145. Sato FRL, Sawazaki R, Berretta D, Moreira RWF, Vargas PA, de Almeida OP. Aspergillosis of the maxillary sinus associated with a zygomatic implant. *J Am Dent Assoc.* 2010; 141(10): 1231-1235.
146. Reychler H, Olszewski R. Intracerebral penetration of a zygomatic dental implant and consequent therapeutic dilemmas: case report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 25(2): 416-418.
147. Petersen PE. The World Oral Health Report 2003 WHO Global Oral Health Programme. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2003; 31 Suppl 1: 3-23. doi: 10.1046/j..2003.com122.x.
148. Organization WH. *The World Health Report 2003: Shaping the Future*; 2003.
149. Bailey J. Management of Zygomatic Complex Fractures. In: *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery.* 3rd ed. Connecticut: People's medical publishing house; 2012: 465-481.
150. Matsunaga R, Simpson W. Simplified Protocol for Treatment of Malar Fractures: Based on a 1,220-Case, Eight-Year Experience. *Arch.* 1977.
151. Ellis E, el-Attar A, Moos KF. An analysis of 2,067 cases of zygomatico-orbital fracture. *J Oral Maxillofac Surg.* 1985; 43(6): 417-428.
152. Kloss FR, Tuli T, H?chl O, et al. The impact of ageing on cranio-maxillofacial trauma-a comparative investigation. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2007; 36(12): 1158-1163. doi: 10.1016/j.ijom.2007.07.009.
153. Velayutham L, Sivanandarajasingam A, O'Meara C, Hyam D. Elderly patients with maxillofacial trauma: The effect of an ageing population on a maxillofacial unit's

- workload. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2013; 51(2): 128-132. doi: 10.1016/j.bjoms.2012.05.003.
154. Schneider D, Kämmerer PW, Schön G, Dinu C, Radloff S, Bschorer R. Etiology and injury patterns of maxillofacial fractures from the years 2010 to 2013 in Mecklenburg-Western Pomerania, Germany: A retrospective study of 409 patients. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2015; 43(10): 1948-1951. doi: 10.1016/j.jcms.2015.06.028.
155. Weihsin H, Thadani S, Agrawal M, et al. Causes and incidence of maxillofacial injuries in India: 12-year retrospective study of 4437 patients in a tertiary hospital in Gujarat. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2014; 52(8): 693-696. doi: 10.1016/j.bjoms.2014.07.003.
156. Rocca F, Bianchi F, Zavattero E, Tanteri G, Ramieri G. Characteristics of maxillofacial trauma in females: A retrospective analysis of 367 patients. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2010; 38(4): 314-319. doi: 10.1016/j.jcms.2009.10.002.
157. Van Den Bergh B, Karagozoglu KH, Heymans MW, Forouzanfar T. Aetiology and incidence of maxillofacial trauma in Amsterdam: A retrospective analysis of 579 patients. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2012; 40(6): 165-169. doi: 10.1016/j.jcms.2011.08.006.
158. Leech TR, Martin BC, Trabue JC. An analysis of the etiology, treatment and complications of fractures of the malar compound and zygomatic arch. *Am J Surg.* 1956; 92(6): 920-924.
159. Rowe NL, Killely HC. *Fractures of the Facial Skeleton.* Edinburgh: Livingstone; 1968.
160. Turvey TA. Midfacial fractures: a retrospective analysis of 593 cases. *J Oral Surg.* 1977; 35(11): 887-891.
161. Afzelius LE, Rosén C. Facial fractures. A review of 368 cases. *Int J Oral Surg.* 1980; 9(1): 25-32.
162. Pospisil OA, Miotti A. Oblique zygomatic maxillary Kirschner wire in the treatment of malar fractures. *Injury.* 1986; 17(2): 135-137.
163. Banks P. *Killely's Fractures of the Middle Third of the Facial Skeleton.* Bristol: John Wright and sons; 1981.

164. Larsen O, Thomsen M. Zygomatic fractures: II. A follow-up study of 137 patients. *Scand J Plast.* 1978.
165. Schjelderup H. Fractures of the upper and middle thirds of the facial skeleton. *Acta Chir Scand.* 1949.
166. Knight J, North J. The classification of malar fractures: an analysis of displacement as a guide to treatment. *Br J Plast Surg.* 1960.
167. Yanagisawa E. Symposium on maxillo-facial trauma.: III. Pitfalls in the management of zygomatic fractures. *Laryngoscope.* 1973. doi: 10.1288/00005537-197304000-00009.
168. Fujii N, Yamashiro M. Classification of malar complex fractures using computed tomography. *J Oral Maxillofac Surg.* 1983.
169. van Hout WMMT, Van Cann EM, Koole R, Rosenberg AJWP. Surgical treatment of unilateral zygomaticomaxillary complex fractures: A 7-year observational study assessing treatment outcome in 153 cases. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2016; 44(11): 1859-1865. doi: 10.1016/j.jcms.2016.09.002.
170. Toriumi M, Nagasao T, Itamiya T, et al. 3-D analysis of dislocation in zygoma fractures. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2014; 42(5): 397-402. doi:10.1016/j.jcms.2013.06.003.
171. Ulm C, Solar P, Blahout R, Matejka M. Reduction of the compact and cancellous bone substances of the edentulous mandible caused by resorption. *Oral surgery, oral Med.* 1992.
172. Cox T, Kohn M, Impelluso T. Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003.
173. Jafari A, Shetty K, Kumar M. Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces—a three-dimensional FEM study. *Angle Orthod.* 2003.
174. Baran N. Finite element analysis on microcomputers. 1988.
175. Bohluli B, Motamedi M, Bohluli P, Sarkarat F. Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagittal split ramus osteotomy: assessment of 9 methods via finite element method. *J Oral.* 2010.

176. Rho J, Ashman R, Turner C. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech.* 1993.
177. Choi J, Baek S, Choi J. Evaluation of stress distribution in resorbable screw fixation system: three-dimensional finite element analysis of mandibular setback surgery with bilateral sagittal split. *J Craniofac Surg.* 2010.
178. Uckan S, Veziroglu F, Soydan S. Comparison of stability of resorbable and titanium fixation systems by finite element analysis after maxillary advancement surgery. *J Craniofacial.* 2009.
179. Farah J, Craig R, Meroueh K. Finite element analysis of a mandibular model. *oral Rehabil.* 1988. doi: 10.1111/j.1365-2842.1988.tb00199.
180. Murakami K, Sugiura T, Yamamoto K. Biomechanical analysis of the strength of the mandible after marginal resection. *J Oral.* 2011.
181. Maurer P, Holweg S, Schubert J. Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 1999.
182. Ulusoy M, AK A. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. *Cilt I Ankara Ankara Üniversitesi Dişhekimliği.* 2003.
183. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Derg.* 2010.
184. Weinstein AM, Klawitter JJ, Cook SD. Finite element analysis as an aid to implant design. *Biomater Med Devices Artif Organs.* 1979; 7(1): 169-175.
185. Meijer H, Kuiper J, Starmans F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet.* 1992.
186. Daas M, Dubois G, Bonnet A, Lipinski P. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng.* 2008.
187. Maurer P, Holweg S, Knoll W, Schubert J. Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *Br J Oral.* 2002.
188. Finlayson BA. Finite element analysis: From concepts to applications. By David S. Burnett, Addison-Wesley publishing, Reading, Ma, 844 pp., 1987. *AICHE J.* 1993;

- 39(9): 1577-1577. doi:10.1002/aic.690390918.
189. Öcal T. Boyun Omur Kırıklarının Bilgisayar Ortamında Modellenmesi. *Lisans Tezi, Uludağ Üniversitesi Fen Bilim Enstitüsü*. 2001.
 190. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral*. 1989.
 191. Hohlweg-Majert B, Pautke C, Deppe H. Qualitative and quantitative evaluation of bony structures based on DICOM dataset. *J Oral*. 2011.
 192. Rubin C, Krishnamurthy N. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent*. 1983. doi: 10.1177/00220345830620021701.
 193. Assunção W, Barão V, Tabata L. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J*. 2009.
 194. Kurowski P. Finite element analysis for design engineers. , *PA Soc Automot Eng 2004 212*. 2004.
 195. Quaresma SET, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A Finite Element Analysis of Two Different Dental Implants: Stress Distribution in the Prosthesis, Abutment, Implant, and Supporting Bone. *J Oral Implantol*. 2008; 34(1): 1-6. doi: 10.1563/1548-1336(2008)34[1:AFEAOT]2.0.CO;2.
 196. Xin P, Nie P, Jiang B, Deng S, Hu G, Shen SGF. Material Assignment in Finite Element Modeling. *J Craniofac Surg*. 2013; 24(2): 405-410. doi:10.1097/SCS.0b013e31827ff137.
 197. Ujigawa K, Kato Y, Kizu Y, Tonogi M, Yamane G-Y. Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2007; 36(7): 620-625. doi: 10.1016/j.ijom.2007.03.007.
 198. Wanyura H, Piotr K, Stopa Z. Finite element analysis of external loads resulting in isolated orbital floorfractures. *Polish Dent Soc*. 2011; 64(7): 476-489.
 199. Huempfer-Hierl H, Schaller A, Hierl T. Biomechanical investigation of the supraorbital arch - a transient FEA study on the impact of physical blows. *Head Face Med*. 2014; 10(1): 13. doi: 10.1186/1746-160X-10-13.
 200. Schaller A, Huempfer-Hierl H, Hemprich A, Hierl T. Biomechanical mechanisms of orbital wall fractures - A transient finite element analysis. *J Cranio-Maxillofacial*

- Surg.* 2013; 41(8): 710-717. doi: 10.1016/j.jcms.2012.02.008.
201. Census USD of CE and SAB of the. Population Projections of the United States by Age, Sex, Race, and Hispanic Origin: 1995 to 2050. *Popul Reports US Dept Commer Econ Stat Adm Bur Census.* 1996:131 p. doi:Hispanic Day, Jennifer Cheeseman, 1130, U.S. Government Printing Office, Washington, DC, 1996 Origin: 1995 to 2050, Population U.S. Bureau of the Census, Current Population Reports, P25- Projections of the United States by Age, Sex, Race, and.
 202. Chan GK, Duque G. Age-related bone loss: old bone, new facts. *Gerontology.* 48(2): 62-71. doi: 48929.
 203. Lombardo G, D'Agostino A, Trevisiol L, et al. Clinical, microbiologic and radiologic assessment of soft and hard tissues surrounding zygomatic implants: a retrospective study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2016; 122(5): 537-546. doi: 10.1016/j.oooo.2016.06.011.
 204. Al Ahmed HE, Jaber MA, Abu Fanas SH, Karas M. The pattern of maxillofacial fractures in Sharjah, United Arab Emirates: a review of 230 cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004; 98(2): 166-170. doi: 10.1016/S1079210404001039.
 205. Forouzanfar T, Salentijn E, Peng G, Van Den Bergh B. A 10-year analysis of the “amsterdam” protocol in the treatment of zygomatic complex fractures. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2013; 41(7): 616-622. doi: 10.1016/j.jcms.2012.12.004.
 206. Al-Dajani M, Quiñonez C, Macpherson AK, Clokie C, Azarpazhooh A. Epidemiology of maxillofacial injuries in Ontario, Canada. *J Oral Maxillofac Surg.* 2015; 73(4): 693.e1-693.e9. doi: 10.1016/j.joms.2014.12.001.
 207. Naveen Shankar A, Naveen Shankar V, Hegde N, Sharma, Prasad R. The pattern of the maxillofacial fractures - A multicentre retrospective study. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2012; 40(8): 675-679. doi: 10.1016/j.jcms.2011.11.004.
 208. Rezaei M, Jamshidi S, Jalilian T, Falahi N. Epidemiology of maxillofacial trauma in a university hospital of Kermanshah, Iran. *J Oral Maxillofac Surgery, Med Pathol.* 2017; 29(2): 110-115. doi: 10.1016/j.ajoms.2016.09.008.
 209. Kyrgidis A, Koloutsos G, Kommata A, Lazarides N, Antoniadis K. Incidence, aetiology, treatment outcome and complications of maxillofacial fractures. A

- retrospective study from Northern Greece. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2013; 41(7):637-643. doi: 10.1016/j.jcms.2012.11.046.
210. Mijiti A, Ling W, Tuerdi M, et al. Epidemiological analysis of maxillofacial fractures treated at a university hospital, Xinjiang, China: A 5-year retrospective study. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2014; 42(3): 227-233. doi: 10.1016/j.jcms.2013.05.005.
211. Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk Factors for Falls among Elderly Persons Living in the Community. *N Engl J Med.* 1988; 319(26): 1701-1707. doi: 10.1056/NEJM198812293192604.
212. Rahman NA, Ramli R, Rahman RA, Hussaini HM, Hamid ALA. Facial trauma in geriatric patients in a selected Malaysian hospital. *Geriatr Gerontol Int.* 2010; 10(1): 64-69. doi: 10.1111/j.1447-0594.2009.00561.x.
213. Boffano P, Kommers SC, Karagozoglu KH, Forouzanfar T. Aetiology of maxillofacial fractures: a review of published studies during the last 30 years. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2014; 52(10): 901-906. doi: 10.1016/j.bjoms.2014.08.007.
214. Atalay B. İleri Derece Rezorbe Maksillaların Zigomatik İmplantlarla Rahabilitasyonu. *İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi.* 2010; 2(44): 133-140.
215. B. F. The posterior maxilla: Clinical considerations and current concepts using Branemark System implants. *Periodontol 2000.* 2008; 47(1): 67-78. doi: PRD238 [pii]n10.1111/j.1600-0757.2007.00238.x.
216. Sharma A, Rahul GR. Zygomatic implants/fixture: a systematic review. *J Oral Implantol.* 2013; 39(2): 215-224. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00055.
217. Salem AA, Shakel EA, Sadakha AA, Kassem EM, El-Segai AA. Evaluation of Zygomatic implant retained obturator in rehabilitation of partial palato-maxillectomy patients. *Tanta Dent J.* 2015; 12(1): 35-40. doi: 10.1016/j.tdj.2014.10.003.
218. Shirota T, Shimodaira O, Matsui Y, Hatori M, Shintani S. Zygoma implant-supported prosthetic rehabilitation of a patient with a maxillary defect. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 40(1): 113-117. doi: 10.1016/j.ijom.2010.07.007.
219. Kato Y, Kizuo Y, Tonogi M, Ide Y, Yamane G. Observation of the Internal Structure of the Zygomatic Bone by Micro-Computed Tomography. *J Oral Biosci.* 2004; 46(6): 523-529. doi: 10.1016/S1349-0079(04)80027-6.

220. Nkenke E, Hahn M, Lell M, et al. Anatomic site evaluation of the zygomatic bone for dental implant placement. *Clin Oral Implants Res.* 2003; 14(1): 72-79.
221. Wang M, Qu X, Cao M, Wang D, Zhang C. Biomechanical three-dimensional finite element analysis of prostheses retained with/without zygoma implants in maxillectomy patients. *J Biomech.* 2013; 46(6): 1155-1161. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.01.004.
222. Rhee J, Posey L, Yoganadan N, Pintar F, Pintar F. Experimental trauma to the malar eminence: Fracture biomechanics and injury patterns. *Otolaryngol - Head Neck Surg.* 2001; 125(4): 351-355. doi :10.1067/mhn.2001.118692.
223. P.M K. *Finite Element Analysis for Design Engineers.* 1st ed. Warrendale: Sae International; 2004.
224. Ladd AJ, Kinney JH. Numerical errors and uncertainties in finite-element modeling of trabecular bone. *J Biomech.* 1998; 31(10): 941-945.
225. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M PG. Toothimplant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implant Res.* 2002; 13: 334-341.
226. Nagasao T, Miyamoto J, Nagasao M, et al. The Effect of Striking Angle on the Buckling Mechanism in Blowout Fracture. *Plast Reconstr Surg.* 2006; 117(7): 2373-2380. doi:10.1097/01.prs.0000218792.70483.1f.
227. Taddei F, Pancanti A, Viceconti M. An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models. *Med Eng Phys.* 2004; 26(1): 61-69. doi: 10.1016/S1350-4533(03)00138-3.
228. Raposo LHA, Armstrong SR, Maia RR, Qian F, Geraldeli S, Soares CJ. Effect of specimen gripping device, geometry and fixation method on microtensile bond strength, failure mode and stress distribution: laboratory and finite element analyses. *Dent Mater.* 2012; 28(5): 50-62. doi: 10.1016/j.dental.2012.02.010.
229. Koriath TW, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1997; 8(1): 90-104.
230. Hart RT, Hennebel V V, Thongpreda N, Van Buskirk WC, Anderson RC. Modeling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. *J*

- Biomech.* 1992; 25(3): 261-286.
231. Voo K, Kumaresan S, Pintar FA, Yoganandan N, Sances A. Finite-element models of the human head. *Med Biol Eng Comput.* 1996; 34(5): 375-381.
 232. Vollmer D, Meyer U, Joos U. Experimental and finite element study of a human mandible. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2000; 28(2): 91-96. doi:10.1054/jcms.2000.0125.
 233. Natali AN, Carniel EL, Pavan PG. Investigation of bone inelastic response in interaction phenomena with dental implants. *Dent Mater.* 2008; 24(4): 561-569. doi:10.1016/j.dental.2007.11.024.
 234. Kan B, Coskunes FM, Mutlu I, Ugur L, Meral DG. Effects of inter-implant distance and implant length on the response to frontal traumatic force of two anterior implants in an atrophic mandible: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015; 44(7): 908-913. doi:10.1016/j.ijom.2015.03.002.
 235. Schaller A, Voigt C, Huempfer-Hierl H, Hemprich A, Hierl T. Transient finite element analysis of a traumatic fracture of the zygomatic bone caused by a head collision. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2012; 41(1): 66-73. doi: 10.1016/j.ijom.2011.09.004.
 236. Allsop DL, Warner CY, Wille MG, Schneider DC, Nahum AM. Facial Impact Response A Comparison of the Hybrid III Dummy and Human Cadaver: 1988. doi: 10.4271/881719.
 237. Nahum AM, Schaller A, Hierl T, et al. The Biomechanics Of Facial Bone Fracture. *Laryngoscope.* 1975; 85(1): 140-156. doi: 10.1288/00005537-197501000-00011.
 238. Nyquist GW, Cavanaugh JM, Goldberg SJ, King AI. Facial Impact Tolerance and Response. 1986. doi:10.4271/861896.
 239. Yoganandan N, Pintar F, Sances A, et al. Steering Wheel Induced Facial Trauma. 1988. doi: 10.4271/881712.
 240. Song X, Zhao B, Wang C, Wang N. Dynamic Response of the Skull with Sinuses under Blunt Frontal Impact: A Three-Dimensional Computational Study. *Comput Math Methods Med.* 2015; 2015: 1-11. doi: 10.1155/2015/848079.

7.EKLER

7.1. Ek 1

JOHN WILEY AND SONS LICENSE TERMS AND CONDITIONS

Jun 28, 2017

This Agreement between Volkan Dagasan ("You") and John Wiley and Sons ("John Wiley and Sons") consists of your license details and the terms and conditions provided by John Wiley and Sons and Copyright Clearance Center.

License Number	4043111210011
License date	Feb 06, 2017
Licensed Content Publisher	John Wiley and Sons
Licensed Content Publication	Periodontology 2000
Licensed Content Title	Zygomatic implants: indications, techniques and outcomes, and the Zygomatic Success Code
Licensed Content Author	Carlos Aparicio, Carolina Manresa, Karen Francisco, Pedro Claros, Javier Alánde, Oscar González-Martín, Tomas Albrektsson
Licensed Content Date	Aug 14, 2014
Licensed Content Pages	18
Type of use	Dissertation/Thesis
Requestor type	University/Academic
Format	Print and electronic
Portion	Figure/table
Number of figures/tables	5
Original Wiley figure/table number(s)	Figure 4 Figure 5 Figure 6 Figure 7 Figure 8
Will you be translating?	Yes, including English rights
Number of languages	1
Languages	Turkish
Title of your thesis / dissertation	Effects of zygomatic implants on zygomatic bone on response to traumatic force: three-dimensional finite element analysis
Expected completion date	Mar 2017
Expected size (number of pages)	120

8. ÖZGEÇMİŞ

Adı	Volkan Çağrı	Soyadı	DAĞAŞAN
Doğum Yeri	Maryland - Amerika	Doğum Tarihi	16.07.1988
Uyruğu	TC	TC Kimlik No	26131650600
E-mail	volkandagasan@gmail.com	Tel	05359330593

Derece	Alan	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi	Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2017
Yüksek Lisans	Diş Hekimliği Fakültesi	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2012
Lise	Fen Bilimleri	Üsküdar Amerikan Lisesi	2007

Bildiği Yabancı Dilleri	Yabancı Dil Sınav Notu
İngilizce	ÜDS (86)

Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında (*Proceedings*) basılan bildiriler

Dağasan V, Güler N, Fisekçioğlu E, Hyperbaric Oxygen Treatment in Bisphosphonate Related Osteonecrosis of the Jaw: Report of Two Cases. 21th Congress of International College for Oral Maxillo Facial Surgery , Barcelona , SPAIN; Int J Oral Maxfac Surg Suppl 42: 1359, 2013.

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayımlar

Güler N, Çukurova Z, Dağasan V, Glandüler Odontojenik Kist: Vaka Serisi. Türk Oral Ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği 21. Uluslararası Kongresi, Bodrum 18-22 Mayıs, 2014.

Güler N, Dağasan V, Çukurova Z, İntrakapsüler Kondil Kiriği: 3 Olgu Sunumu. Türk Oral Ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği 21. Uluslararası Kongresi, Bodrum Turkey, 18-22 Mayıs, 2014.

Çukurova Z, Güler N, Dağışan V, Peripheral Osteoma Of The Mandible Report Of Two Cases. 8th Acbid International Congress, Antalya Turkey, 28 Mayıs- 1 Haziran 2014.

Güler N, İşeri U, Dağışan V, Büyümekte Olan Bireylerde Vertikal Kemik Defektine Tedavi Yaklaşımı. Türk Oral Ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği 21. Uluslararası Kongresi, Bodrum Turkey, 18-22 Mayıs, 2014.

Dağışan V, Güler N, Çukurova Z. Intraosseous Schwannoma Of The Mandible A Case Report. 8th Acbid International Congress, Antalya Turkey, 28 Mayıs- 1 Haziran 2014.

Güler N, Dağışan V, Burdurlu Ç. Non-Syndromic Multiple Keratocystic Odontogenic Tumors Of Jaws: Arare Case Report. 9th Acbid International Congress, Antalya Turkey, 27 Mayıs 2015- 1 Haziran 2015.

Çukurova Z, Dağışan V, Güler N. Osteomyelitis Of The Lower Jaw Mimicking Stafne Bone Cyst. 9th Acbid International Congress, Antalya Turkey, 27 Mayıs- 1 Haziran 2015.