



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**ATROFİK MAKSİLLADA ZİGOMATİK
İMLANT, TRANS-SİNÜS İMLANT ve
PTERYGOİD İMLANT KONSEPTLERİNİN
STRES DAĞILIMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI: BİR SONLU ELEMAN
ANALİZİ**

Fatih GİRĞİN

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Onur YILMAZ

TRABZON-2023



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**ATROFİK MAKSİLLADA ZİGOMATİK
İMLANT, TRANS-SİNÜS İMLANT ve
PTERYGOİD İMLANT KONSEPTLERİNİN
STRES DAĞILIMLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI: BİR SONLU ELEMAN
ANALİZİ**

Fatih GİRGİN
ORCID: 0000-0002-5595-0850

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Onur YILMAZ
ORCID: 0000-0002-0460-7649-32

TRABZON-2023

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak yapıldığını ve yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, proje kodu TDH-2022-10393 olan tezimin Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Proje Birimi tarafından desteklendiğini beyan ederim.

05.11.2023
Fatih GİRĞİN

İthaf

Bu yüksek lisans tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan sevgili aileme, güneşim eşime ve canımdan çok sevdiğim biricik oğluma ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, bilgi ve birikimlerini bana aktarmasından mutluluk duyduğum sevgili hocam ve tez danışmanım sayın Doç. Dr. Onur YILMAZ'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca üzerimde emeği geçen, mesleki bilgi ve tecrübeleriyle bana yardımcı olan değerli hocalarım Prof. Dr. Yavuz Tolga KORKMAZ'a, Prof. Dr. Cem ÜNGÖR'e, Doç. Dr. Efe Can SİVRİKAYA'ya, Doç. Dr. Nuray YILMAZ ALTINTAŞ'a,

Uzmanlık eğitimime başladığım günden bugüne üzerimde çok emeği olan, desteğini ve iyi niyetini asla esirgemeyen değerli kıdemlilerim Javid İHTİYAROV'a, Sezai ÇİFTÇİ'ye, Yüksel ÇAKMAK'a, Sercan YILMAZ'a, Hüseyin YALÇINKAYA'ya, Nejdet KOÇAK'a, Sefa Merve ARIKAN'a, Bayram SÜLEYMANLI'ya, Gültekin ONAT'a, Can ERDAYANDI'ya, Gökçe Elif ERDAYANDI'ya ve değerli abim Onur YILMAZ'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum eş kıdemlilerim Cavad BEHTİYARLI'ya, Ayşe Nur SAKAL'a, Hale ATEŞ'e, değerli asistan arkadaşlarım Emil MAHAMMADLI'ya, Emre ULUBAY'a, Helin Merve ÖZALP'e, Ayşe BAYRAKTAR'a, Nazlı Gizem AK'a, Ahmet YAY'a ve diğer asistan arkadaşlarıma,

Birlikte çalışmaktan zevk aldığım, her zaman derdimizle dertlenen bizlere gerçek bir abla olan bölümümüz çalışanlarına, tanıdığım en çalışkan insanlardan Eşref DİNER'e,

Tez çalışmamda maddi desteğini esirgemeyen Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri koordinasyon birimine (Proje Kodu: TDH-2022-10393),

Hayatım boyunca aldığım kararlarda yanımda olan, beni her zaman destekleyen, bugünlere gelmemi sağlayan, benim için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan annem Nermin GİRGİN'e, babam Ümit GİRGİN'e,

Beni her zaman destekleyen, saygılarını ve sevgilerini hep hissettiğim canım kardeşlerim, iyikilerim, Zehra GİRGİN'e ve Rabia GİRGİN'e,

İlk tanışmamızdan itibaren hayatıma güneş olan, eksik yanımlı tamamlayan canım eşim Zeliha Betül GİRGİN'e ve her şeyden çok sevdiğim oğlum Mehmet Akif GİRGİN'e

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Fatih GİRGİN

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇ KAPAK SAYFASI

ONAY

BEYAN

İthaf

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER

vi

TABLolar DİZİNİ

xii

ŞEKİLLER DİZİNİ

xiv

RESİMLER DİZİNİ

xvii

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

xviii

ÖZET

xix

ABSTRACT

xxi

1. GİRİŞ ve AMAÇ

1

2. GENEL BİLGİLER

3

2.1. Kemik

3

2.1.1. Kemik Yoğunluğu Sınıflaması

3

2.2. Sfenoid Kemik

5

2.3. Palatinal Kemik

5

2.4. Zigoma

6

2.5. Maksilla

6

2.5.1. Maksilla Anatomisi

6

2.5.2. Maksiller Sinüs

7

2.5.2.1. Maksiller Sinüs Anatomisi

7

2.5.2.2. Maksiller Sinüsün Kanlanması	7
2.5.2.3. Maksiller Sinüsün İnervasyonu	7
2.5.2.4. Maksiller Sinüs Epiteli	8
2.5.2.5. Maksiller Sinüs Pnömatizasyonu	8
2.5.3. Maksillada Rezorpsiyon	8
2.6. Atrofik Kemik Sınıflandırması	10
2.7. Dental İmplantlar	11
2.7.1. Dental İmplantların Tanımı	11
2.7.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması	11
2.7.2.1. Yerleştirildikleri Bölgeye ve Destek Dokularına Göre İmplantlar	11
2.7.2.2. Yüzey Özelliklerine Göre Dental İmplantlar	13
2.7.3. İmplant Biyomateryalleri	16
2.7.3.1. Metal ve Metal Alaşımları	16
2.7.3.2. Seramik ve Karbon	17
2.7.3.3. Kompozitler ve Polimerler	17
2.8. Atrofik Maksillada İlave Cerrahisiz Modifiye İmplant Uygulamaları	17
2.8.1. Kısa İmplantlar	18
2.8.2. Açılı İmplantlar	18
2.8.2.1. All-on-4 Tedavi Konsepti	19
2.8.2.2. Trans-sinüs İmplant Tekniği	21
2.8.3. Pterygoid İmplantlar	23
2.8.3.1. Pterygoid İmplantların Endikasyonları	24
2.8.3.2. Pterygoid İmplantların Kontraendikasyonları	24
2.8.3.3. Pterygoid İmplantların Avantajları	24
2.8.3.4. Pterygoid İmplantların Dezavantajları	24

2.8.3.5.Pterygomaksiller Bölgedeki Önemli Anatomik Yapılar	24
2.8.3.6. Pterygoid İmplantların Sınıflandırılması	25
2.8.3.7. Pterygoid İmplantların Komplikasyonları	28
2.8.4. Zigomatik İmplantlar	29
2.8.4.1. Zigoma İmplantlarının Endikasyonları	29
2.8.4.2. Zigoma İmplantlarının Kontrendikasyonları	30
2.8.4.3. Zigomatik İmplantların Avantajları	30
2.8.4.4. Zigomatik İmplantların Dezavantajları	30
2.8.4.5. Zigomatik İmplant Cerrahi Teknikleri	31
2.8.4.6. Zigoma İmplantlarının Komplikasyonları	37
2.9. Stres Analizi	37
2.9.1. Kuvvet ve Kuvvet Tipleri	37
2.9.2. Stres (Gerilim)	38
2.9.3. Gerinim (Strain)	38
2.9.4. Asal (Principle) Stres	39
2.9.5. Von Mises Stresi	39
2.9.6. Elastisite Modülü (Young Modülü)	40
2.9.7. Elastik Limit ve Akma Dayanımı (Yield Strength)	40
2.9.8. Dayanım Sınırı (Ultimate Strength)	40
2.9.9. Poisson Oranı	40
2.9.10. İzotropik, Anizotropik, Homojen Cisim	40
2.9.11. Kuvvet Analiz Yöntemleri	41
2.9.11.1. Sonlu Elemanlar Kuvvet Analiz Yöntemi	41
3. GEREÇ ve YÖNTEM	44
3.1. Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve Sinüsün Modellenmesi	45

3.2. İmplant, Abutment, Vida, Metal Alt Yapı (Bar) ve Protetik Üst Yapı Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması	46
3.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	48
3.4. Malzeme Tanımları	49
3.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	50
3.6. Kuantitatif Model Bilgileri	52
3.7. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu	52
4. BULGULAR	53
4.1. Vertikal Kuvvetler	53
4.1.1. Vertikal Kuvvetler Altında İmplantlarda Oluşan Maksimum Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	53
4.1.1.1. Vertikal Kuvvetler Altında Anterior (2 Numaralı Bölge) İmplantta Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	53
4.1.1.2. Vertikal Kuvvetler Altında Posterior (5 Numaralı Bölge) İmplantta Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	54
4.1.1.3. Vertikal Kuvvetler Altında Pterygoid (7 Numaralı Bölge) İmplantta Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	55
4.1.1.3. Vertikal Kuvvetler Altında İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması	56
4.1.2. Vertikal Kuvvetler Altında Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	57
4.1.2.1. Vertikal Kuvvetler Altında Anterior (2 Numaralı Bölge) Abutmentte Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	57
4.1.2.2. Vertikal Kuvvetler Altında Posterior (5 Numaralı Bölge) Abutmentte Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	58
4.1.2.3. Vertikal Kuvvetler Altında Pterygoid (7 Numaralı Bölge) İmplanttaki Abutmentte Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	59

4.1.3. Vertikal Kuvvetler Altında Barda Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	60
4.1.4. Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principle (Pmax) Stres Değerlerine Ait Bulgular	61
4.1.5. Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principle (Pmin) Stres Değerlerine Ait Bulgular	63
4.1.6. Vertikal Kuvvetler Altında Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Principle (Pmax) Stres Değerlerine Ait Bulgular	64
4.1.7. Vertikal Kuvvetler Altında Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principle (Pmin) Stres Değerlerine Ait Bulgular	66
4.2. Oblik Kuvvetler	67
4.2.1. Oblik Kuvvetler Altında İmplantlarda Oluşan Maksimum Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	67
4.2.1.1. Oblik Kuvvetler Altında Anterior (2 Numaralı Bölge) İmplantta Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	67
4.2.1.2. Oblik Kuvvetler Altında Posterior (5 Numaralı Bölge) İmplantta Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	68
4.2.1.3. Oblik Kuvvetler Altında Pterygoid (7 Numaralı Bölge) İmplantta Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	69
4.1.1.3. Oblik Kuvvetler Altında İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması	70
4.2.2. Oblik Kuvvetler Altında Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	71
4.2.2.1. Oblik Kuvvetler Altında Anterior (2 Numaralı Bölge) İmplanttaki Abutmentte Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	71
4.2.2.2. Oblik Kuvvetler Altında Posterior (5 Numaralı Bölge) Abutmentte Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	72

4.2.2.3. Oblik Kuvvetler Altında Pterygoid (7 Numaralı Bölge) İmplanttaki Abutmentte Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	73
4.2.3. Oblik Kuvvetler Altında Barda Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular	74
4.2.4.Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principle (Pmax) Stres Değerlerine Ait Bulgular	75
4.2.5. Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principle (Pmin) Stres Değerlerine Ait Bulgular	77
4.2.6. Oblik Kuvvetler Altında Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Principle (Pmax) Stres Değerlerine Ait Bulgular	78
4.2.7. Oblik Kuvvetler Altında Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principle (Pmin) Stres Değerlerine Ait Bulgular	80
5. TARTIŞMA	82
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	98
6. KAYNAKLAR	101

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No		Sayfa
Tablo 3.1.	Çalışma Modelleri	45
Tablo 3.2.	Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Materyallerin Özellikleri	48
Tablo 3.3.	Çalışmadaki Modellerin Düğüm Sayısı ve Eleman Sayısı	51
Tablo 4.1.	Vertikal kuvvetler altında anterior implantta oluşan Von Mises stres değerleri	52
Tablo 4.2.	Vertikal kuvvetler altında posterior implantta oluşan Von Mises stres değerleri	53
Tablo 4.3.	Vertikal kuvvetler altında pterygoid implantta oluşan Von Mises stres değerleri	54
Tablo 4.4.	Vertikal kuvvetler altında anterior implanttaki abutmentte oluşan Von Mises stres değerleri	56
Tablo 4.5.	Vertikal kuvvetler altında posterior implanttaki abutmentte oluşan Von Mises stres değerleri	57
Tablo 4.6.	Vertikal kuvvetler altında pterygoid implanttaki abutmentte oluşan Von Mises stres değerleri	58
Tablo 4.7.	Vertikal kuvvetler altında barda oluşan Von Mises stres değerleri	59
Tablo 4.8.	Vertikal kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan (Pmax) stres değerleri	61
Tablo 4.9.	Vertikal kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan (Pmin) stres değerleri	62
Tablo 4.10.	Vertikal kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan (Pmax) stres değerleri	64
Tablo 4.11.	Vertikal kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan (Pmin) stres değerleri	65
Tablo 4.12.	Oblik kuvvetler altında anterior implantta oluşan Von Mises stres değerleri	66
Tablo 4.13.	Oblik kuvvetler altında posterior implantta oluşan Von Mises stres değerleri	67
Tablo 4.14.	Oblik kuvvetler altında pterygoid implantta oluşan Von Mises stres değerleri	68

Tablo 4.15.	Oblik kuvvetler altında anterior implanttaki abutmentte oluşan Von Mises stres değerleri	70
Tablo 4.16.	Oblik kuvvetler altında posterior implanttaki abutmentte oluşan Von Mises stres değerleri	71
Tablo 4.17.	Oblik kuvvetler altında pterygoid implanttaki abutmentte oluşan Von Mises stres değerleri	72
Tablo 4.18.	Oblik kuvvetler altında barda oluşan Von Mises stres değerleri	73
Tablo 4.19.	Oblik kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan Pmax stres değerleri	74
Tablo 4.20.	Oblik kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan (Pmin) stres değerleri	76
Tablo 4.21.	Oblik kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan (Pmax) stres değerleri	77
Tablo 4.22.	Oblik kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan (Pmin) stres değerleri	79

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa
Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb'a göre kemik kalitesi sınıflaması	4
Şekil 2.2 Misch'e göre kemik yoğunluğu sınıflaması	5
Şekil 2.3. Çene kemiklerindeki rezorpsiyon süreci	10
Şekil 2.4. Cawood ve Howell'e göre atrofik kemik sınıflaması	10
Şekil 2.5. Kemik seviyesi ve diş eti seviyesi implant	13
Şekil 2.6. Ankraj bölgeleri	17
Şekil 2.7. Maksillanın Bedrossian bölge sınıflandırması	22
Şekil 2.8. Tüberosite implant	26
Şekil 2.9. Tüberosite/Pterygoid Proses İmplant	26
Şekil 2.10. Tüber/Piramidal Proses İmplant	27
Şekil 2.11. Tüber/Piramidal Proses/Pterygoid Proses İmplant	27
Şekil 2.12. A. Sinüs lateral duvarının kaldırılması B. Sinüs membranının elevasyonu	31
Şekil 2.13. Drillerin kullanılması ve zigomatik implantın yerleştirilmesi	31
Şekil 2.14. Ekstramaksiller bir yol izleyerek yerleştirilmiş zigomatik implant	34
Şekil 2.15. ZAGA 0'da zigomatik implantların şematik (A) ve ağız içi (B) görünümü	35
Şekil 2.16. ZAGA 1'de zigomatik implantların şematik (A) ve ağız içi (B) görünümü	35
Şekil 2.17. ZAGA 2'de zigomatik implantların şematik (A) ve ağız içi (B) görünümü	36
Şekil 2.18. ZAGA 3'te zigomatik implantların şematik (A) ve ağız içi (B) görünümü	36
Şekil 2.19. ZAGA 4'te zigomatik implantların şematik (A) ve ağız içi (B) görünümü	37
Şekil 3.1. Bilgisayarlı tomografik verilerden 3 boyutlu model elde edilmesi	44
Şekil 3.2. Kortikal kemik, Trabeküler kemik ve Maksiller sinüsün modellenmesi A. Kortikal kemik B. Trabeküler kemik C. Maksiller sinüs modeli	45
Şekil 3.3. Çalışmada kullanılan implant modelleri. A. Konvansiyonel implant B. Pterygoid implant C. Trans-sinüs implant D. Zigomatik implant	46

Şekil 3.4.	Abutment modellenmesi. A. Konvansiyonel implant abutment B. Trans-sinüs implant açılı abutment C. Zigomatik implant abutment D. Pterygoid implant abutment	47
Şekil 3.5.	Titanyum barın modellenmesi	47
Şekil 3.6.	PMMA protetik üst yapı	47
Şekil 3.7.	Çalışma Modelleri	48
Şekil 3.8.	Matematiksel Model (Mesh Model)	49
Şekil 3.9.	Oblik yükleme senaryosu	50
Şekil 3.10.	Vertikal yükleme senaryosu	51
Şekil 3.11.	Sınır noktaları	51
Şekil 4.1.	Vertikal kuvvetler altında anterior implantta oluşan VMS değerleri	54
Şekil 4.2.	Vertikal kuvvetler altında posterior implantta oluşan VMS değerleri	55
Şekil 4.3.	Vertikal kuvvetler altında pterygoid implantta oluşan VMS değerleri	56
Şekil 4.4.	Vertikal kuvvetler altında implantlarda oluşan VMS değerlerinin karşılaştırılması	56
Şekil 4.5.	Vertikal kuvvetler altında anterior implanttaki abutmentte oluşan VMS değerleri	58
Şekil 4.6.	Vertikal kuvvetler altında posterior implanttaki abutmentte oluşan VMS değerleri	59
Şekil 4.7.	Vertikal kuvvetler altında pterygoid implanttaki abutmentte oluşan VMS değerleri	60
Şekil 4.8.	Vertikal kuvvetler altında barda oluşan VMS değerleri	61
Şekil 4.9.	Vertikal kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan (Pmax) stres değerleri	61
Şekil 4.10.	Vertikal kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan (Pmin) stres değerleri	63
Şekil 4.11.	Vertikal kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan (Pmax) stres değerleri	64
Şekil 4.12.	Vertikal kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan (Pmin) stres değerleri	66
Şekil 4.13.	Oblik kuvvetler altında anterior implantta oluşan VMS değerleri	68
Şekil 4.14.	Oblik kuvvetler altında posterior implantta oluşan VMS değerleri	69

Şekil 4.15.	Oblik kuvvetler altında pterygoid implantta oluşan VMS değerleri	70
Şekil 4.16.	Oblik kuvvetler altında implantlarda oluşan VMS stres değerlerinin karşılaştırılması	70
Şekil 4.17.	Oblik kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan (P_{min}) stres değerleri	72
Şekil 4.18.	Oblik kuvvetler altında posterior implanttaki abutmentte oluşan VMS değerleri	73
Şekil 4.19.	Oblik kuvvetler altında pterygoid implanttaki abutmentte oluşan VMS değerleri	74
Şekil 4.20.	Oblik kuvvetler altında barda oluşan VMS değerleri	75
Şekil 4.21.	Oblik kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan (P_{max}) stres değerleri	76
Şekil 4.22.	Oblik kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan (P_{min}) stres değerleri	77
Şekil 4.23.	Oblik kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan (P_{max}) stres değerleri	79
Şekil 4.24.	Oblik kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan (P_{min}) stres değerleri	80

RESİMLER DİZİNİ

Resim No		Sayfa
Resim 2.1.	Tek parçalı ve iki parçalı implantlar	12
Resim 2.2	Çeşitli implant makro tasarımlarını gösteren diyagram	12
Resim 2.3.	Trans-sinüs implantın maksiller sinüs içerisindeki konumu	21
Resim 2.4.	Pterygoid implantın makro yapısı	23
Resim 2.5.	Zigomatik İmplantlar (Nobel Biocare)	29
Resim 2.6.	Brånemark protokolü ile uygulanmış zigoma implantı	32
Resim 2.7.	Sinüs slot tekniğiyle uygulanmış zigoma implantı	33
Resim 2.8.	Ekstrasinüs tekniğiyle uygulanmış zigomatik implantlar	33

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

AP	Antero-posterior
BMP-2	Bone Morphogenetic Protein-2
BT	Bilgisayarlı tomografi
CBCT	Cone beam computed tomography
Dcm	DICOM
FEA	Finite element analysis
GPa	Gigapascal
HA	Hidroksiapatit
KTÜ	Karadeniz Teknik Üniversitesi
N	Newton
Pmax	Maksimum principle stres
Pmin	Minimum principle stres
PMB	Pterygomaksiller bölge
PMMA	Polimetil metakrilat
SEA	Sonlu elemanlar analizi
SESA	Sonlu elemanlar stres analizi
TPS	Titanyum plazma sprej
VMS	Von Mises stres
ZAGA	Zigomatik anatomi rehberliğinde yaklaşım

Formüller

Al₂O₃	Alümina
CaPO₄	Kalsiyum fosfat
HCl	Hidroklorik asit
HNO₃	Nitrik asit
H₂SO₄	Sülfürik asit
TiF₄	Titanyum tetraflorid

ÖZET

ATROFİK MAKSİLLADA ZİGOMATİK İMPLANT, TRANS-SİNÜS İMPLANT ve PTERYGOİD İMPLANT KONSEPTLERİNİN STRES DAĞILIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI: BİR SONLU ELEMAN ANALİZİ

Amaç: İleri derecede atrofik maksillanın rehabilitasyonunda konvansiyonel implant yerleştirmek için yeterli kemik bulunmadığında greftleme prosedürlerine gerek duyulmadan ekstramaksiller ankraj bölgeleri kullanılabilmektedir. Zigomatik buttress alanı, pterygoid plakalar ve lateral nazal kemik alanı sıklıkla kullanılan ankraj bölgeleridir. Bu bölgelerin kullanılarak ankraj alınması prensibine dayanan zigomatik implant, trans-sinüs implant ve pterygoid implant konseptleri oluşturulmuştur. Bu çalışmanın amacı; atrofik maksillaya sahip hastalarda zigomatik implant, trans-sinüs implant ve pterygoid implant konseptlerinin implantlarda ve çevresindeki alveolar kemikte oluşturdukları stres değerlerinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem: 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi kullanılan bu çalışmada; tüm modellere anterior lateral diş bölgesine 10 mm uzunluğunda konvansiyonel implant yerleştirildi. Posterior bölgede trans-sinüs implantlar 30° açıyla, zigomatik implantlar 45° açıyla 5 numaralı diş bölgesinden ekstrasinüs tekniğiyle yerleştirildi. Pterygoid implantlar ise, 45° açıyla 7 numaralı diş bölgesinden yerleştirildi. 1. Modelde zigomatik implant, 2. Modelde zigomatik implant ve pterygoid implant, 3. Modelde trans-sinüs implant, 4. Modelde trans-sinüs implant ve pterygoid implant kullanıldı. Protetik restorasyon için titanyum bar destekli polimetilmetakrilat (PMMA) protez tasarlandı. Tüm modellere 300 N (75'er N premolarlar ve 150 N 1. molar) vertikal ve 20° açıyla oblik olarak kuvvet uygulandı.

Bulgular: Oblik kuvvetler vertikal kuvvetlere göre daha fazla stres oluşturmıştır. Zigomatik implant ve trans-sinüs implant modelleri karşılaştırıldığında; vertikal yüklemede (5 numaralı implantlardaki Von Mises stres değerleri ve trabeküler kemikteki gerilim tipi stresler hariç) ve oblik yüklemede (anterior implant çevresindeki trabeküler kemikteki gerilim tipi stresler hariç) tüm koşullarda zigomatik implant modelinde daha düşük stres değerleri görülmüştür. All-on-4 konseptine göre pterygoid implant eklenerek All-on-6 konseptine dönen modellerde genel olarak daha düşük stres değerleri bulunmuştur. Özellikle Pterygoid implant yerleştirilen modellerde 5 numaralı implant bölgesinde Von Mises stres değerlerinin %50'den fazla azaldığı gözlenmiştir.

Sonuçlar: Zigomatik implant ve ilave olarak yerleştirilen pterygoid implantların kemik ve implantlar üzerindeki stres değerleri daha düşüktür.

Anahtar Kelimeler: Atrofik maksilla, zigomatik implant, trans-sinüs implant, pterygoid implant, sonlu elemanlar stres analizi



ABSTRACT

COMPARISON OF STRESS DISTRIBUTIONS OF ZYGOMATIC IMPLANT, TRANS-SINUS IMPLANT AND PTERYGOID IMPLANT CONCEPTS IN ATROPHIC MAXILLA: A FINITE ELEMENT ANALYSIS

Objective: Extramaxillary anchorage areas can be used in the rehabilitation of severely atrophic maxilla without grafting procedures in cases that there is not sufficient bone for conventional implant placement. The zygomatic buttress, pterygoid plates, and lateral nasal bone areas are frequently used as anchorage regions. The concepts of zygomatic implants, trans-sinus implants, and pterygoid implants are based on the principle of obtaining anchorage using these regions. The aim of this study is to evaluate the stress values generated by zygomatic implant, trans-sinus implant, and pterygoid implant concepts in implants and the surrounding alveolar bone in atrophic maxilla using the finite element stress analysis method.

Methods: In this study, 3D finite element analysis (FEA) method was used. Conventional implants, 10 mm in length, was placed in the lateral tooth region in all models. In the posterior region, trans-sinus implants (30°) or zygomatic implants (45°) were placed in second premolar region. Zygomatic implant were placed with extrasinus technique. Pterygoid implants (45°) were placed in second molar region. A titanium bar supported polymethylmethacrylate (PMMA) prosthesis was designed for prosthetic restoration. A force of 300 N was applied vertically and obliquely (20°) to all created models (Model 1: zygomatic implant, Model 2: zygomatic and pterygoid implant, Model 3: transsinus implant, Model 4: transsinus and pterygoid implant).

Results: Oblique forces caused more stress than vertical forces. When comparing zygomatic implant and trans-sinus implant models; lower stress values were observed in the zygomatic implant model in all conditions in vertical loading (except Von Mises stress values in implants number 5 and tension-type stresses in the trabecular bone) and oblique loading (except tension-type stresses in the trabecular bone around the anterior implant). Compared to the All-on-4 concept, lower stress values were generally found in models that converted to the All-on-6 concept by adding a pterygoid implant. It was observed that the Von Mises stress values decreased by more than 50% in the number 5 implant area, especially in the models with pterygoid implants.

Conclusions: The stress values on the bone and implants of the zygomatic implant and additionally placed pterygoid implants are lower.

Keywords: Atrophic maxilla, zygomatic implant, trans-sinus implant, pterygoid implant, finite element stress analysis



1. GİRİŞ ve AMAÇ

Diş hekimliğinde, implantoloji alanındaki ilk çalışmalar 1960'lı yıllarda başlamıştır. Dental implantlar, tam veya kısmi dişsizliği olan hastalarda dişlerin yerini tutması amacıyla alveol kemiğine yerleştirilen alloplastik maddelerdir. Son yıllarda diş hekimliğinde implant uygulamalarının gelişmesiyle atrofik çenelere sahip hastaların sabit protezlerle rehabilite edilebilmesi mümkün olmaktadır.

Maksillanın alveol kemiği, dişlerin çekilmesinden sonra hızlıca rezorpsiyon paternine girmektedir. Maksiller sinüslerin pnömatisize olması ve ilerleyen yaşla birlikte rezorpsiyonun artmasıyla özellikle posterior bölgede konvansiyonel implant yerleştirmek için yeterli kemik hacmi olmamaktadır. Yetersiz kemik hacmini geri kazandırmak amacıyla farklı greftleme yöntemleri, sinüs lifting ve alveolar split tekniği gibi farklı cerrahi prosedürler uygulanmaktadır. Ancak bu uygulamalarda greftin farklı alandan elde edilmesine bağlı donör saha morbiditeleri, komplikasyon riski ve tedavi sürenin uzun olması gibi nedenlerle augmentasyon uygulamaları güçleşmektedir. Alternatif olarak zigomatik implant, trans-sinüs implant ve pterygoid implant seçenekleriyle atrofik maksillalar rehabilite edilebilmektedir.

Zigomatik implantlar, 1998 yılında Brånemark (1) tarafından tanımlanmasıyla birlikte atrofik maksillaya sahip hastalarda uygulanmaya başlanmıştır. Bu implantlar, maliyeti ve tedavi süresini azaltmakla birlikte donör saha morbiditesini ortadan kaldırması gibi avantajlar sunmaktadır (2). Literatürde yer alan uzun dönem takipli çalışmalarda yüksek başarı oranları ile zigomatik implantlar günümüzde atrofik maksillanın rehabilitasyonunda rutin bir tedavi olarak yer almaktadır (3–5).

Zigomatik implantlar atrofik çeneye sahip birçok hasta için bir umut olsa da ileri derecede atrofisi bulunmayan hastalarda maliyeti düşürecek ve uygulaması daha kolay alternatif tedavi uygulamaları düşünülmüştür. Açılı implantlar üzerine yapılan çalışmalarda başarı oranlarının da yüksek bulunmasıyla yeni bir teknik gündeme gelmiştir.

Trans-sinüs implantları, zigomatik implantlara kıyasla daha az invaziv bir alternatif olarak düşünülebilir (6). Genellikle maksiller sinüs boşluğunun anterior duvarına mezial açıyla yerleştirilirler ve orijinal olarak Jensen ve ark. (7) tanımladığı gibi lateral burun duvarına sabitlenirler. Trans-sinüs implantları, sinüs lifting işlemiyle eş zamanlı olarak greftli veya greftsiz bir yaklaşımla yerleştirilebilir (8). Ancak, trans-sinüs implant kullanımına ait literatürde yayın sayısı sınırlıdır ve bu raporların kanıt düzeyi genellikle

düşüktür. Buna rağmen, bu tedavi seçeneğinin tatmin edici sonuçlar verdiği ve bu nedenle klinik uygulamada uygulanabilir bir alternatif olarak değerlendirilebileceği görülmektedir (6,9–12).

Maksillada kortikal kemik alanının bulunduğu bir diğer alan pterygoid çıkıntı bölgesidir. 1992 yılında ilk kez Tulasne tarafından tanımlanan pterygoid implantlar, atrofik maksillanın en posterior kısmından ankraj elde ederek, posterior kantilever ihtiyacını elimine etmesi ve greft kullanımı gereksinimini ortadan kaldırması nedeniyle kullanılmaktadır (13).

Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA), bir bütünü modelleyip, modeli mikro parçalara, yani elementlere ayırarak ve bu elemanlar üzerinde tek tek hesaplamalar yaparak stres dağılımını belirlemek için kullanılan bir analiz yöntemidir. Bu yöntem, özellikle çok yönlü ve verimli olması nedeniyle tıp ve diş hekimliği gibi alanlarda canlı ve canlı olmayan dokulardaki stres gerilmelerini hesaplamak için sıklıkla kullanılmaktadır. (14,15). Diş ve implant sistemlerinin karmaşık geometrisi düşünüldüğünde, mühendislik dalından diş hekimliği biyomekaniğine uyarlanan SESA'nın gerilme analizi ve stres analizi ölçümlerinde uygun bir yöntem olduğu görülmektedir (16). Yapılan çalışmalarda, uzun vadeli implant sağ kalımında implant üzerindeki ve çevresindeki kemikte oluşan streslerin etkili olduğu düşünülmektedir (16,17).

Atrofik maksillaya yönelik dental implant tedavilerinde ideal bir protokol belirlenememiştir. Bu SESA çalışması ile daha önce karşılaştırması yapılmamış trans-sinüs, zigoma ve pterygoid implant konseptlerinin implant ve çevreleyen kemik üzerinde oluşan streslerin incelenip, en az stresin olduğu implant protokolünün belirlenmesi amaçlanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik

Kemik, %30'u organik ve %70'i inorganik matriksten oluşan özelleşmiş bir bağ dokusudur. Başlıca kalsiyum ve fosfat bileşenlerinin oluşturduğu hidroksiapatit yapıya “mineral matriks” adı da verilmektedir. Mineral matriks ayrıca potasyum, magnezyum, demir, klor ve karbonat içerir.

Organik matriks ise; %90'ı tip I kollajen olmak üzere glikoaminoglikanlar, glikoproteinler mukoproteinler ve fosfolipid gibi çeşitli makromoleküllerden meydana gelmektedir. Kollajen liflerin histolojik olarak tekrarlayan ve üst üste binen yapısı, kemik dokusunu gerilim ve kopma streslerine karşı dayanıklı hale getirir. Kemik dokusunun hücresel yapısında mezenşim hücrelerinin farklılaşmasıyla meydana gelen öncü osteoprogenitör hücreler ve osteoblastlar, osteositler, osteoklastlar bulunur (18–20). Kemik dokusu, kortikal ve trabeküler kemik olmak üzere 2 tabakadan meydana gelir.

Kortikal kemik, kansellöz kemiği çevreleyen yoğun sıkışmış lameller ve kompozit yapıdan meydana gelir. Bu kemik, yoğun mineralizasyona sahiptir ve vücuttaki kemiklerin yaklaşık %80'ini oluşturarak iskelet sisteminin yapısal desteğini sağlamaktadır.

Trabeküler (spongios, kansellöz) kemik, birbirine bağlı trabeküllerin oluşturduğu düşük yoğunluklu bir yapıya sahiptir. Mekanik etkilere karşı direnci daha düşük olan bu yapının yüzey alanı hacmine göre büyük olup, kortikal kemiğe kıyasla metabolik olarak daha aktiftir (19,20).

2.1.1. Kemik Yoğunluğu Sınıflaması

Kemik yoğunluğu ya da kemik kalitesi kemiğe ait biyomekanik özelliklerin ifade edildiği bir tanımlama olmakla birlikte farklı araştırmacılar tarafından çeşitli şekilde sınıflandırılmıştır.

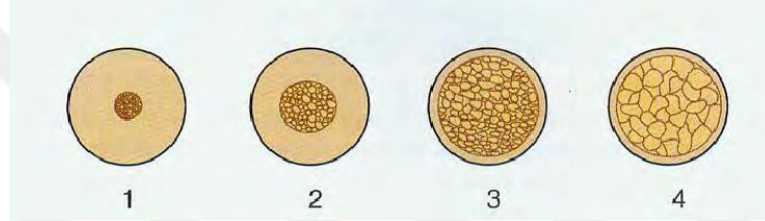
Linkow (21) tarafından yapılan kemik yoğunluğu sınıflamasına göre;

1. Sınıf I: Sık ve eşit aralıklara sahip trabeküler yapıdan teşekkül eden kemiktir.
2. Sınıf II: Trabeküller arası boşluk miktarı daha fazladır ve uniform özellik daha azdır.
3. Sınıf III: Trabeküler yapı arasında geniş boşluklar bulunmaktadır.

Linkow; implant yerleşimi açısından sınıf I kemiğin ideal özelliklere sahip olduğunu ve sınıf II kemikte de iyi sonuçlar alınabileceğini bildirmektedir fakat sınıf III kemiğin osseointegrasyon açısından yetersiz olduğunu bildirmiştir (21).

Lekholm ve Zarb (22), maksilla ve mandibula için kemik kalitesi sınıflamalarını 4 ayrı alt başlıkta incelemişlerdir (Şekil 2.1):

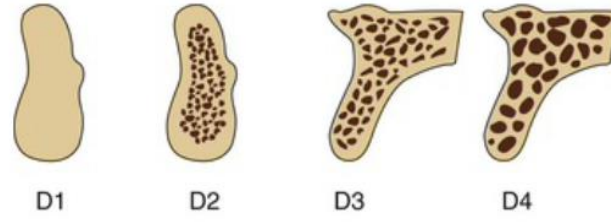
1. Tip I: Homojen kortikal kemik ile çevrelenmiş kemiktir.
2. Tip II: Kalın kortikal kemik ile çevrili, yoğun trabeküler kemik içerir.
3. Tip III: İnce kortikal kemik ile çevrili, yoğun trabeküler kemik içerir.
4. Tip IV: İnce kortikal kemik ile çevrili, düşük yoğunluklu trabeküler kemik içerir.



Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb'a göre kemik kalitesi sınıflaması (22)

Carl E. Misch (23) ; kemiğin anatomik lokalizasyonundan bağımsız bir şekilde içerdiği kortikal ve trabeküler yapıyı temel alarak bir sınıflama yapmıştır (Şekil 2.2):

1. D1 Kemik: Yoğun kortikal kemikten meydana gelir.
2. D2 Kemik: Az yoğun kortikal kemik ve kalın trabeküler kemikten meydana gelir.
3. D3 Kemik: Daha ince ve poröz yapıda kortikal kemik ve ince trabeküler kemikten meydana gelir.
4. D4 Kemik: Kortikal neredeyse hiç kemik bulunmaz ve tüm kemik hacmi trabeküler kemikten meydana gelir.
5. D5 Kemik: Henüz mineralizasyonun tamamlanmadığı ve trabekülerin arasında büyük boşlukların yer aldığı yumuşak kemiktir.



Şekil 2.2. Misch'e göre kemik yoğunluğu sınıflaması (23)

2.2. Sfenoid Kemik

Sfenoid kemik, küboid bir şekle sahiptir ve kafa tabanının ortasında, frontal, temporal ve oksipital kemiklerin arasında bulunur. Bu kemik, merkezde yerleşmiş bir korpus, korpustan lateralde uzanan birer çift ala major ve ala minör adı verilen kanatlar ve aşağı doğru uzanan pterygoid proses adı verilen bir çıkıntıdan oluşur (24,25).

Sfenoid kemik, anterior ve medial kranial fossanın, orbita'nın, infratemporal fossanın tavanının, pterygoid fossanın, nasal kavitenin tavanının ve lateral duvarının, ayrıca kalvariumun yapısına katılır (26).

Pterygoid prosesin içerisinde bulunan çukur alan, pterygoid fossa olarak adlandırılır. Pterygoid fossa, çiğneme kaslarından biri olan medial pterygoidin bir ucu tutunur. Bu çukur, lateralde bulunan lamina lateral pterygoid proses tarafından sınırlanmıştır. Aynı zamanda medialden sınırlayan laminaya lamina medial pterygoid proses denir. Medial lamina, çengel şeklinde bir uzantıya sahiptir ve bu uzantı damağın arkasında, üçüncü molar dişlerin arka ve medial tarafında yer alan pterygoid hamulus adlı uzantı ile sonlanır. Lateral laminanın arka dış tarafında ise temporal kemiğin altında bulunan çukura infratemporal fossa denir (27).

2.3. Palatinal Kemik

Palatinal kemik, yüz iskeletinin bir parçasıdır. Maksilla ile birleşerek ağız boşluğunun tavanını tamamlar. Perpendiküler ve horizontal adlı iki laminası ile sfenoidal, piramidal ve orbital proses adlı üç çıkıntısı bulunur. Palatinal kemik, oral kavitenin tavanına, nazal kavitenin lateral duvarına, orbita tabanına, pterygopalatinal fossa, infratemporal fossa ve pterygoid fossanın yapısına katılır (24,28).

Piramidal proses, perpendiküler ve horizontal laminaların birleşim yerinden postero-lateral yönde uzanır. Bu kısa ve kalın yapı, maksillopalatinal kompleksin sfenoid kemiğin pterygoid prosesine sağlam bir bağlantı noktası oluşturur. Piramidal proses, pterygoid

prosesin medial ve lateral laminaları arasındaki pterygoid çentiği doldurur. Anteriorda ise maksiller tüber ile temas halindedir (24,26,28).

2.4. Zigoma

Yüz iskeletinin önemli destek yapılarından biri, zigoma olarak bilinir. Güçlü ve yoğun bir kemik olan zigoma, orta yüzün lateral yapısının temel bileşenini oluşturur. Zigoma, yanağın en belirgin çıkıntısını oluşturduğu için yüzün konturunda önemli bir rol oynar (29). Zigomanın, dört ayrı çıkıntısı bulunur: orbital, temporal, maksiller ve frontal çıkıntılar. Zigoma, inferior orbital fisürün lateralinde, sfenoid kemiğin büyük kanadının zigomatik çıkıntısıyla zayıf bir bağlantı kurar. Aynı zamanda zigoma, maksiller sinüsün üst lateral ve süperoanterior kısmını da oluşturur. Orbita tabanının ve orbitanın lateral yüzeyinin büyük bir bölümü de zigoma tarafından oluşturulur. Zigoma, kalın yapısı nedeniyle kırık durumlarında ve tel veya plak fiksasyonu gerektiren durumlarda sıklıkla kullanılan bir alandır. Zigoma üzerindeki temporal çıkıntı ile temporal kemiğin zigomatik çıkıntısı arasındaki bağlantı zigomatik arkı meydana getirir. Bu zigomatikotemporal bağlantı son derece hassastır ve hafif kuvvetlerle bile kolayca kırılabilir. Massater kasının büyük bir bölümü zigomaya tutunur. Bunun yanı sıra, temporal ve zigomatik kaslar da zigomaya bağlanır (29).

2.5. Maksilla

2.5.1. Maksilla Anatomisi

Maksilla, orta hattın üzerinde 2 parçanın intermaksiller sutureda birleşmesiyle meydana gelen sabit bir çene kemiğidir. Korpus, zigomatik, frontal, palatinal ve alveoler proseslerden oluşmaktadır. Oral ve nazal kavite, orbita, maksiller sinüs olmak üzere dört boşluğun, infratemporal ve pterygopalatinal fossa olmak üzere iki çukurun yapısına katılmaktadır (30,31).

Maksillanın ön yüzü frontal ve nazal kemik ile olan temasından ortalama 15°'lik açı ile eğimlenerek aşağıya doğru iner. Anterior nazal proses, anteriordaki en çıkıntı noktasıdır. Maksillanın yüzeyinde alveoler kemik tabanlı ve küçük yüz kaslarının orijinlerinden oluşan küçük prosesler görülür. Dış (lateral) yüzeyi infratemporal fossa ve bukkal sulkusu oluşturarak, zigomatik kemiğe bağlanmaktadır. Üst sınırının büyük bir kısmı orbital tabanı oluşturmaktadır ve alt sınırı ise dişleri kapsayan alveoler ve palatal kemikten oluşur. Medial yüzeyler, nazal duvarlarının lateral yüzeylerini ve intermaksiller suture oluşturur. Arka sınırı

sfenoid kemiğe ve pterygomaksiller s tura kadar dayanır. Maksilla sinüsleri içerisinde bulundurur ve hava boşluklarının yapıs al zayıflı ından sorumludur. Maksillanın en g   l  destekleri (buitress); burun tabanı, lateral piriform, zigoma ve palatal buitressleridir (31,32).

2.5.2. Maksiller Sinüs

2.5.2.1. Maksiller Sinüs Anatomisi

Maksiller sinüs, piramidal bir  ekle sahiptir ve maksillanın korpusunda bulunur. Sinüsün tepesi maksillanın zigomatik çıkıntısında, kaidesi ise nazoantral-medial duvarda yer alır. Sinüsün çatısı orbita kavitesinin tabanını oluştururken, tabanını maksillanın posterior alveoler çıkıntısı ve sert damak meydana getirir. Arka duvarında küçük foraminalar bulunur, buradan posteriorsuperior damar ve sinir paketleri geçer.

Maksiller sinüs ostiumu, orta meatusun infundibulumunda yer alır. Sinüsün orta meatustan burun bo lu una açılan ana ostiumu, sinüs median duvarının  n-üst kısmında lokalizedir. Ayrıca, %10-30 oranında aksesuar ostiumlar da bulunabilir (33,34).

Yeni doğanlarda maksiller sinüslerin boyutları yaklaşık olarak 7x7x4 mm'dir ve hacimleri genellikle 6-8 cm³ civarındadır (33). Maksiller sinüslerin gelişimi 18-20 ya larına kadar devam eder. Erişkinlerde ortalama boyutları 32x20x20 mm'ye ulaşır ve hacimleri yaklaşık olarak 15 ml civarındadır (34,35).

2.5.2.2. Maksiller Sinüsün Kanlanması

Maksiller sinüsün esas kanlanması, maksiller arterin dalları aracılığıyla sağlanmaktadır. Bununla birlikte, az miktarda da olsa fasiyal arterden dağılım gözlemlenebilir. Maksiller arterin maksiller sinüsü besleyen dalları şunlardır: infraorbital, palatina descendens, posterior-superior alveoler ve anterior-superior alveoler arterler ve sfenopalatin arterin lateral nazal dalı. Venöz drenaj,  nde anterior fasiyal ven yoluyla gerçekleşirken, posteriorda ise maksiller ven yoluyla olmaktadır (33,34).

2.5.2.3. Maksiller Sinüsün İnnervasyonu

Maksiller sinüs mukozasının innervasyonu, maksiller sinirin palatinus majus, posterolateral nazal ve infraorbital sinirin superior alveoler dalları aracılığıyla sağlanır (34,35).

2.5.2.4. Maksiller Sinüs Epiteli

Maksiller sinüsün epitel yapısı respiratuar epitel olarak adlandırılan yalancı çok katlı kolumnar epitelyumla çevrilidir. Bu özel epitel tabakasına "Schneiderian membran" denir. Schneiderian membran, diğer respiratuar epitel tiplerine kıyasla daha ince bir yapıya sahiptir ve daha az sayıda tubuloalveoler bez ve goblet hücresi içerir. Bu bezler ve hücreler genellikle ostium çevresinde yer alır ve mukusun salgılanmasından sorumludur, bu mukus genellikle mukoprotein ve mukopolisakkarid içerir (36).

2.5.2.5. Maksiller Sinüs Pnömatizasyonu

Maksiller sinüsler embriyolojik dönemde sıvı ile doludur. Doğum sonrasında hacimlerinde artış ve hava ile dolma süreci başlamış olur. Bu durum "pnömatizasyon" olarak adlandırılır. Pnömatizasyonun tam nedeni bilinmemekle birlikte, maksiller sinüs hacmindeki artış ömür boyu devam eder. Bölgedeki diş kaybı, pnömatizasyon hızında bir artışa neden olabilir ve ağız boşluğu ile sinüs arasındaki kemik kalınlığı 1 mm'nin altına düşebilir (37,38).

Posterior maksillada görülen rezorpsiyon süreci, dişsiz kalma süresine bağlı olarak hem dikey hem de yatay yönde ilerleyebilir. Ayrıca, maksiller sinüs pnömatizasyonu da bu sürece katılır ve bu durum üç boyutlu bir şekilde gözlemlenebilir. Bazı durumlarda, sinüs pnömatizasyonunun kemik kaybında rezorpsiyondan daha etkili olduğu belirtilmiştir. Radyografik incelemeler, ağız içi muayenede genişlik ve yüksekliğin yeterli görüldüğü bölgelerde bile sinüs tabanı ile oral kavite arasında sinüs mukozası kalınlığında bir kemik tabakasının bulunabileceğini göstermektedir (39).

Maksiller sinüs, doğumdan 2.5 yaşına kadar, 7.5 ile 10 yaşları arasında ve 14 ile 16 yaşları arasında olmak üzere üç farklı gelişim atağı gösterir. Bu atağın, posterior maksilladaki dişlerin erken kaybıyla birlikte maksiller sinüs pnömatizasyonunda artışa neden olabileceği bildirilmiştir. Anterior ve posterior bölgedeki rezidüel dişlerin pnömatizasyon şiddeti ve miktarının, rezorpsiyon ile ilişkili olduğu ve terminal boşluk alanlarındaki rezorpsiyonu yavaşlattığı bilinmektedir (40).

2.5.3. Maksillada Rezorpsiyon

İnsanlarda apozisyon ve rezorpsiyon dengesi, yaşın ilerlemesiyle beraber rezorpsiyon yönünde artar. Kemikte fizyolojik rezorpsiyonlar görülmekte ve maksilladaki rezorpsiyon miktarı yaklaşık yılda 0,1 mm olarak belirtilmektedir (41). Fizyolojik rezorpsiyonla beraber hormonal durumlar, cinsiyet, yaş, metabolik etkenler, inflamasyonun

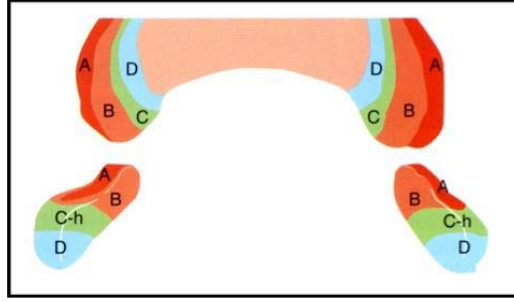
varlığı, kemiği etkileyen kuvvetlerin miktarı, sıklığı, doğrultusu, kullanılan protezlerin uyumu ve yapım biçimi gibi pek çok faktöre bağlı olarak rezorpsiyon hızında artışın görüldüğü bildirilmiştir. Üst çene posterior sahadaki rezorpsiyon derecesi; diş kaybının üzerinden geçen süre ve dişlerin varlığı ile ilişkilidir. Sinüsün olduğu alanda dişlerin olması, sinüslerin pnömatizasyonunu engelleyerek kemikteki rezorpsiyonun durmasına neden olmaktadır (23,42).

Dişlerin kaybindan sonra kemik rezorpsiyonu ömür boyu aynı hızda devam etmemekte olup, en fazla ilk yılda gözlenmektedir. Rezorpsiyon apozisyon dengesinin bozularak rezorpsiyon derecesinin artması, dişsiz bölgede fonksiyonel kuvvetlerin kaybıyla beraber bu bölgenin fonksiyon görmemesi sonucu ile açıklanmaktadır (23). Branemark ve ark. (43) en fazla rezorpsiyonun dişlerinin kaybindan sonraki 1 yıl içerisinde görüldüğünü, kemik kaybının % 40'ının 1. ile 3. yıllar arasında oluştuğunu ve sonraki yıllarda rezorpsiyon hızının derecesinin azalarak devam ettiğini bildirmişlerdir.

Rezidüel kretin var olan durumu, rezorpsiyon ile ilgili fikir verebilmektedir. Eğer birkaç sene içinde kret yüksek ve iyi yuvarlatılmış olarak bulunuyorsa var olan durumunu koruyarak sürdürebilir, ancak kret iki seneden daha kısa bir sürede tip 2'den tip 4'e dönüşüyorsa rezorpsiyonun sürekli olacağını göstermektedir (23).

Vaskülarizasyon, üst çene kemiğindeki rezorpsiyon hızını etkileyen bir başka faktördür. Mikroanjiyografik araştırmalarda, mikroanastomozları sıklıkla üst çeneyi besleyen damarların yaptığı, yaş ilerledikçe diş kayıpları olduğunda kemikteki vaskülarizasyonun azalmasıyla beraber, mikrovasküler defektlerin de görüldüğü ve bu mevcut durumun yaş ile kemik rezorpsiyonu arasındaki ilişkiyi gösterdiği bildirilmiştir. Azalan vaskülarizasyon, intermedullar kan akımının yavaşlamasına, osteoblastik aktivitenin azalmasına ve yetersiz kemik mineralizasyonuna neden olmaktadır (44).

Maksilladaki rezorpsiyon hızı bukkal-lingual yönde, diğer intraoral alanlara göre daha çok görülür. Maksilla ve mandibuladaki rezorpsiyon evreleri A, B, C, D şeklinde gösterilmiştir (Şekil 2.3). Birinci evrede A durumunda bulunan kretteki genişlik ve yükseklik içe doğru rezorpsiyona uğrayarak, B şeklini alır. Misch ve ark. (23) tarafından maksilla posterior bölgenin de rezorpsiyona uğradığı sonraki evrelerde, kretteki genişliğin orta hattı geçip C ve D şeklini aldığını rapor etmişlerdir.



Şekil 2.3. Çene kemiklerindeki rezorpsiyon süreci (23)

2.6. Atrofik Kemik Sınıflandırması

Maksilla ve mandibuladaki rezorpsiyon Cawood ve Howell sınıflamasına göre altıya ayrılmıştır (Şekil 2.4):

Sınıf I: Dişli kret

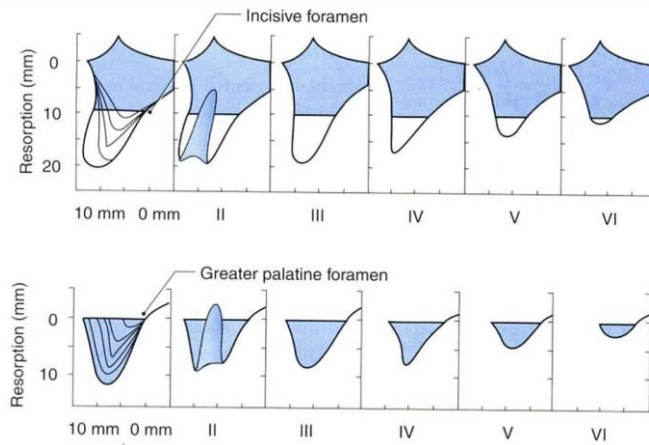
Sınıf II: Diş çekiminden sonra iyileşmesini yeni tamamlamış kret

Sınıf III: Yüksekliği ve genişliği uygun olan, yuvarlak şeklindeki kret

Sınıf IV: Yüksekliği uygun olan, fakat genişliği az bıçak sırtı şeklindeki kret

Sınıf V: Yetersiz genişlik ve yüksekliğe sahip olan düzleş şeklindeki kret

Sınıf VI: Farklı derecelerde bazal kemik kaybını da kapsayan, basık, negatif şeklindeki kret



Şekil 2.4. Cawood ve Howell'e göre atrofik kemik sınıflaması (45)

2.7. Dental İmplantlar

2.7.1. Dental İmplantların Tanımı

Genel bir tanım olarak implant, doğal veya yapay doku ve materyallerin vücut dokularına entegre edilmesi olarak tanımlanabilir. Dental implant tanımı ise, yapılacak olan protetik restorasyonları desteklemek adına var olan kemik dokusuna implantların yerleştirilmesidir (46). Bu şekilde kemik dokularının rezorpsiyonu engellenmiş olur ve hasta fonksiyon, fonasyon ve estetik açıdan daha tatmin edici bir sonuca ulaşmış olur (47). Dental implantlar yapıldığı materyale, uygulanma şekline ve yerleştirilme lokalizasyonuna göre birçok şekilde sınıflandırılabilir (48).

2.7.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması

2.7.2.1. Yerleştirildikleri Bölgeye ve Destek Dokularına Göre İmplantlar

Kemik İçi (Endosseöz) İmplantlar

Modern endosseöz implantlar, başlangıç stabilitesini optimize eden bir makro yapı ve osseointegrasyonu sağlayan bir mikro yapı veya yüzey dokusu ile tasarlanmış en yaygın kullanılan implant tipleridir. Blade implant kullanımdan kalkmış olsa da silindir ve vida biçimli versiyonlar günümüzde kullanılan en yaygın implant tasarımları olmaya devam etmektedir (49).

Silindir İmplant

İtilerek veya vurarak cerrahi osteotomiyle yapılan düz bir silindirden oluşan kemik içi bir tasarımıdır. Bu implantlar, günümüzde oldukça pürüzlü yüzeyleri olması peri-implant komplikasyon riskinin artırdığı, diğer implant tasarımları ve cerrahi protokollerdeki gelişmeler nedeniyle nadiren kullanılmaktadır (49).

Vida Şekilli İmplantlar

İmplant gövdesi boyunca yivlere sahip vida şeklindeki implantlar, en yaygın kullanılan implant tasarımı haline gelmiştir.

Tek Parçalı ve İki Parçalı İmplant

İki parçalı implant tasarımı, kemik içinde ankraj sağlayan bir implant gövdesi ve bir bağlantı sağlayan bir platformdan oluşur. Bu bağlantı, implantı çeşitli alet ve bileşenlere ve

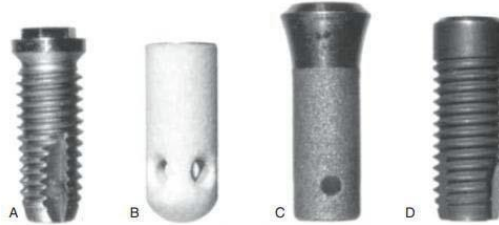
son olarak bir abutment veya proteze bağlamak için kullanılır. Tek parça bir implant, implantın bir parçası olarak bir abutmente sahiptir (Şekil 2.5) (49).



Resim 2.1. Tek parçalı ve iki parçalı implantlar

Küçük Çaplı İmplantlar

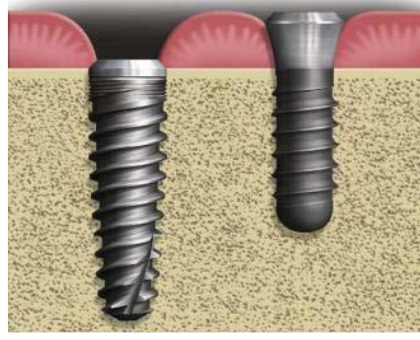
Genellikle mini implantlar olarak adlandırılan küçük çaplı implantlar, 1,8 ila 2,9 mm çapları ve 10 ila 18 mm arasında değişen uzunlukları olan vida şeklindeki implantlardır. Küçük çaplı implantlar genellikle tek parça bir tasarımdır ve ince sırt vakalarına ek olarak, implant iyileşmesi sırasında geçici restorasyonların tutulması ve ortodontik ankraj cihazları olarak kullanılmıştır (Şekil 2.6) (49).



Resim 2.2. Çeşitli implant makro tasarımlarını gösteren diyagram

Kemik Seviyesi ve Diş Eti Seviyesi İmplantlar

Çoğu kök şeklindeki implantlar, kemik seviyesinde implantlar olarak tanımlanabilir, çünkü bunlar boyun ile kemik tepesine veya yakınına yerleştirilmek üzere tasarlanmıştır. Boyun ile yumuşak doku sınırına veya yakınına yerleştirilmek üzere tasarlanan implantlara doku düzeyinde implantlar denir (Şekil 2.7) (49).



Şekil 2.5. Kemik seviyesi ve diş eti seviyesi implant (49)

Eposteal implantlar

Primer desteğini çenenin kalan kemiğinin temasından alan implantlardır. Subperiosteal implant, bu kategoride en fazla kullanım ve çalışma alanı bulan eposteal implant sistemidir. Subperiosteal implant, esas olarak dişsiz mandibula tedavisi için kullanılır. Subperiosteal olarak sabitlenmiş implantlar osseointegre implantlar olarak kabul edilmezler (49).

Transosteal implantlar

Transosteal implantlar, tamamen kemiğin içinden geçen bir grup implant tasarımlarıdır. Transmandibular implant, protezin üzerine takıldığı metal bir çerçeveyi sabitlemek için alt-üst yönde postların mandibula içinden yerleştirildiği bir tasarımı ifade eder. Bu sistemler özellikle aşırı derecede atrofik mandibula için geliştirilmiştir (49).

2.7.2.2. Yüzey Özelliklerine Göre Dental İmplantlar

Kemik ile implant arasında gerçekleşen kemik oluşumu süreci, genellikle dört aşamadan oluşur: implantasyon, iyileşme dinamikleri, erken yükleme dönemi ve geç yükleme dönemi. Bu dört aşamayı etkileyebilen faktörler arasında implantın tasarımı ve yüzey özellikleri bulunmaktadır. Primer stabilizasyon aşamasında, implantın tasarımı önemli bir rol oynarken, yüzey özellikleri yardımcı bir işlev görmektedir. Ancak, başlangıç iyileşme döneminde implantın yüzey özelliklerinin öncelikli olarak etkili olduğu belirtilmiştir (50). Bagno ve Di Bello (51), implantların yüzey özelliklerini geliştirmekte kullanılan yöntemleri üç ana sınıfa ayırmıştır: fiziksel, kimyasal ve biyokimyasal.

Fiziksel Yöntemler

Kesme ve Tornalama (Cutting-Turning)

Kesme, metal yüzeylerini karbon separeyle pürüzlendirmek amacıyla kullanılan bir işlemdir. Bu yöntemde hız ve basınç ayarlanabilir, bu sayede yüzey pürüzlülüğü miktarı kontrol altında tutulabilir. Ancak bu yöntem, titanyum ve titanyum alaşımlarının mekanik deformasyonuna neden olduğu için dental implantlarda çok tercih edilmemektedir. Tornalama ise, paslanmaz çelikten bir kesme aпарeyi kullanılarak gerçekleştirilir. Tornalama metodu, mekanik deformasyon oluşturmada metal yüzeylerin morfolojisini değiştirebilen daha kontrollü bir yöntemdir (50). Fakat, yapılan çalışmalarda implant stabilitesini artırmak ve yüzey alanını genişletmek için düz yüzeylerin pürüzlü yüzeylere modifiye edilmesi gerektiği belirtilmiştir (52–54).

Titanyum Plazma Sprey (TPS)

Schroeder ve ekibinin 1974 yılından itibaren uyguladığı Titanyum Plazma Sprey (TPS) yöntemi, implantın yüzey alanını artırmak ve kemikteki tutunmayı güçlendirmek amacıyla kullanılmıştır (55). Bu yöntemde, yüksek sıcaklıkta ve hızda püskürtülen 40 µm büyüklüğündeki titanyum tozları, titanyum tabakasının üzerine çarparak düzensiz büyüklükte keskin çıkıntılar ve gözenekler oluşturur, böylece implant yüzey alanı artar. TPS ile kaplanan yüzeyler, kemik büyümesine izin verir ve mekanik kilitlenme ile implantların sağlam bir şekilde yerleşmesini sağlar (56,57). Mikroskopik düzeyde incelendiğinde, implant yüzey alanları 6-10 kat artmış olarak görülür. Bu yöntemin dezavantajı, implant uygulamasından sonra kaplamanın ayrılma ihtimalinin olmasıdır (58).

Kumlama (Sandblasting)

Kumlama yönteminde kullanılan ajanlar, titanyum yüzeyine basınçlı hava ile uygulanır ve partiküllerin büyüklüklerine bağlı olarak farklı büyüklükte pürüzlülükler meydana gelir. En çok kullanılan ajanlar ise; alümina (Al_2O_3), titanyum dioksit (TiO_2) ve kalsiyum fosfattır ($CaPO_4$) (50,59). Yapılan in vitro çalışmalarda kumlama yöntemiyle pürüzlendirilen implant yüzeylerinin osteoblastların çoğalma, farklılaşma ve yapışma gibi aktivasyonlarına imkan sağladığı belirtilmiştir (60,61).

Kimyasal Yöntemler

Asitle (Asit Etching) Pürüzlendirme

Nitrik asit (HNO_3), hidroklorik asit (HCl) ve sülfürik asit (H_2SO_4) gibi çok güçlü asitler kullanılarak titanyum yüzeylerinin pürüzlendirilmesi yaygın olarak kullanılan bir başka yöntemdir. İmplant yüzeylerinde asitleme sonucu oluşan çukurların çapının $1,5\text{-}2\text{ }\mu\text{m}$ olduğu belirtilmiştir (62). Ayrıca, yapılan çalışmalarda asitleme işlemi ile osseointegrasyonun önemli ölçüde hızlandığı gösterilmiştir (63,64). Yapılan deneysel çalışmalarda, asitleme ile oluşturulan pürüzlü yüzeylerin, düz veya titanyum plazma spreyle (TPS) pürüzlendirilmiş yüzeylere göre daha fazla kemik ile implant teması sağladığı ve kemikteki rezorpsiyon miktarını azalttığı rapor edilmiştir (65,66).

Kumlama (Sandblasting) ve Asitle (Asit Etching) Pürüzlendirme

İki tekniğin birleştirildiği bu yöntemde; kumlama sonucu oluşan makro yapıdaki yüzey, asitleme işlemiyle mikro yapıdaki bir yüzeye dönüştürülmektedir. Kumlanan ve asitlenen yüzey ile sadece asitlenen yüzeyler karşılaştırıldığı bir çalışmada, kumlanan ve asitlenen yüzeylerde çıkarma tork değerlerinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir (67).

Anodizasyon

İnsan vücudu için biyouyumlu olarak tanımlanan saf titanyum materyali bu özelliğini 5 nm kalınlığındaki oksit tabakasından almaktadır. Okside edilen implantlarla ilgili yapılan araştırmalarda oksit tabakası kalınlaştıkça kemiğin olumlu yanıt verdiği söylenmektedir (68,69). Anodizasyon, titanyum yüzeyine güçlü asitlerin içindeki bir ortamda yüksek bir voltaj uygulanarak gerçekleştirilir. Bu süreç, yüzeyde farklı çaplardaki mikroporları oluştururken sitotoksik bir özellik kazandırmaz. Anodize yüzeyler, işlenmiş yüzeylerle karşılaştırıldığında hücre çoğalmasını ve adezyonunu arttırmakta daha etkilidir (59,65). Titanyum yüzeyinde anodizasyonla oluşan oksit tabakası 600-1000 nm veya daha kalın olabilir (59).

Biyokimyasal Yöntemler

Kalsiyum Fosfatla Kaplama

Titanyum materyalinin yüzey özelliklerini geliştirmek için uygulanan bir diğer yöntem hidroksiapatitten (HA) oluşan kalsiyum fosfat (CaPO_4) ile kaplama işlemidir. CaPO_4 , kemik yapısındaki minerallere benzerlik gösterir ve implant yüzeyinde HA

oluşturma kapasitesine sahiptir. Bu özellikler nedeniyle, implante edilen materyallerle birlikte kullanılması tavsiye edilmiştir (70).

Hidroksiapatit (HA) Kaplama

Bu yöntemde osteokondüktif özelliklere sahip hidroksiapatit materyali kullanılarak düşük yoğunluktaki kemiklerde (D3-D4) implantların tutuculuğunun artırılması ve kemik büyümesinin teşvik edilmesi amaçlanır (71). İmplant yüzeylerinin HA ile kaplanmasında birçok teknik olmuş olsa da plazma-sprey yöntemi tek uygulanabilir olanıdır (59).

Hidroksiapatit kaplamalara ait kısa dönemde olumlu sonuçların olmasına karşın, birtakım dezavantajları bulunur. Bu dezavantajlar; kaplamada görülen poroziteler, titanyumla olan birleşme yerlerinde stres artışı olması ve püskürtülen partiküllerin birleşimi ve kristalizasyonunda olumsuz değişimlerin bulunmasıdır (72,73). En büyük sorunlardan biri ise; bu kaplamanın implant yüzeyinden ayrılıp implante edildiği kemik dokusuna bağlanmasıdır (59).

Florla Kaplama

Titanyum ile flor iyonları arasındaki tepkime sonucu oluşan titanyum tetraflorid (TiF_4), yüzey pürüzlülüğünün artışı sağlar ve osseointegrasyonu hızlandırıcı özelliklere sahip olur (59). Ayrıca, flor iyonlarının kemik yenilenmesini ve kalsifikasyona sebep olan büyüme faktörlerinin sayısını artırma potansiyeli vardır. Flor iyonları, özellikle osteoprogenitör veya farklılaşmamış osteoblast hücreleri üzerinde etkili olur (74,75).

2.7.3. İmplant Biyomateryalleri

Birçok biyolojik uyumlu materyal, dental implant yapımında tercih edilmiştir. Özellikle metal ve metal alaşımları üzerine yoğun çalışmalar yürütülmüştür. Bunun yanı sıra, seramik, karbon, polimerler ve kompozitler gibi materyallerle ilgili çalışmalar da gerçekleştirilmiştir. (76).

2.7.3.1. Metal ve Metal Alaşımları

Daha önceki çalışmalarda nikel, krom-kobalt, krom-demir ve molibden gibi alaşımlar test edilmiştir. Ancak en yaygın olarak, titanyum alaşımları, vanadyum, alüminyum gibi biyomateryaller tercih edilmiştir. Değerli metaller arasında platin, altın gibi malzemeler ise daha sınırlı bir kullanım alanına sahiptir. Genel olarak, titanyum implant yapımında en çok tercih edilen materyal olmuştur.

Titanyum hem kemiğe hem de canlı dokulara yapışma özelliği gösteren reaktif bir materyaldir. Saf titanyum, çok iyi mekanik özelliklere ve biyo-kompatibiliteye sahip olmasına rağmen su, hava ya da herhangi bir elektrolite temas ederse titanyum yüzeyinde yaklaşık 4 mm kalınlığında oksit tabakası oluşur (77).

Titanyum, hem kemik hem de canlı dokulara bağlantı sağlayabilme özellikleri sergileyen reaktif bir malzemedir. Saf titanyum, üstün mekanik özelliklere ve biyoyumluluğa sahip olmasına rağmen, su, hava veya herhangi bir elektrolit ile temas ettiğinde yüzeyinde yaklaşık 4 mm kalınlığında bir oksit tabakası meydana gelir. Dental implant üretiminde saf titanyuma nazaran daha yüksek dirence sahip titanyum alaşımlar tercih edilmektedir (78).

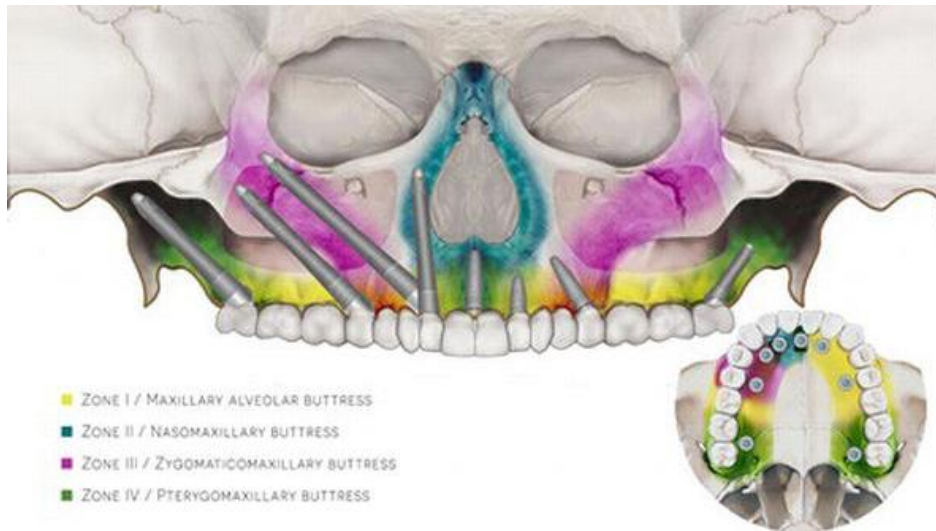
2.7.3.2. Seramik ve Karbon

Karbon ile karbon-silikon bileşimini içeren seramikler seramik ve karbon grubu alüminyum oksitlerdir. İmplant yüzeyleri genellikle hidroksiapatit ile kaplanır. İmplant yüzeylerinin kaplanmasında kullanılan materyaller rezorpsiyona karşı dirençli olmalıdırlar. Çünkü kullanım amaçları implantlara gelen yükleri karşılamaktadır (79).

2.7.3.3. Kompozitler ve Polimerler

Silikonlar, polietilenler ve polimetilmetakrilatlar bu gruba girer. Günümüzde sıklıkla kullanılmamakla beraber teknolojik gelişmelerle kullanımlarının gelecekte artabileceği bildirilmiştir (79).

2.8. Atrofik Maksillada İlave Cerrahisiz Modifiye İmplant Uygulamaları



Şekil 2.6. Ankraj bölgeleri (80)

2.8.1. Kısa İmplantlar

Kuvvetin veya kemik yoğunluğunun implant başarısını olumsuz etkileyebileceği durumlarda, daha uzun ve daha kalın implantlar tercih edilebilir. Yapılan literatür taramasına göre, implant uzunluğunun en az 12 mm olduğu vakalarda daha yüksek başarı oranları gözlemlenmektedir (81). Planlama sırasında implant boyunun değerlendirmesiyle ilgili genel kabul gören bir ifade henüz belirlenmemiştir. Geçmiş yıllarda 10 mm altındaki implantlar kısa implant olarak adlandırılırken, son yıllarda yapılan çalışmalarda kısa implant tanımı 7 mm ve altındaki implantlara indirgenmiştir (82).

Kısa implantlar; maksiller sinüs, mandibular kanal gibi anatomik varyasyonlarla birlikte kemik miktarının azaldığı durumlarda, ek cerrahi işlemlere gerek kalmadan kullanılabilir. Kısa implant uygulamalarının avantajları arasında tedavi süresinin kısalması, cerrahi risklerin ve maliyetin azalması bulunmaktadır. Bu avantajlarla birlikte; çığneme kuvvetlerinin fazla olduğu hastalarda, posterior bölgelerde düşük kalitede kemik varlığında, kron boylarının fazla olduğu durumlarda kısa implantların başarıları düşebilir. Ancak başarısızlıkların çoğu cerrahi işlemlere değil, protetik yüklemelere bağlı olarak ortaya çıkmıştır (82).

Minsk ve ark. (83) yaptığı 6 yıllık bir çalışmada, 7 mm ve 9 mm uzunluğundaki implantların başarı oranının %84 olduğu bildirilmiştir. Winkler ve ark. (84) tarafından farklı implant boyları hakkında yürütülen bir çalışmada, 7 mm'lik implantların başarı oranı %74 olarak rapor edilirken, 8 mm'de %87, 10 mm'de %89,1, 13 mm'de %94,3 ve 16 mm'lik implantlarda ise %97,2 olarak belirlenmiştir.

Weng ve ark. (85) çok merkezli bir çalışmada, 6 yıllık bir süre içinde implant başarı oranını %91 olarak rapor edilirken, başarısız olan implantların %60'ının 10 mm ve altındaki implantlar olduğu belirtilmiştir. Başarısız olan implantlar arasında, 7 mm'lik implantların %26'sının, 8,5 mm'lik implantların %19'unun başarısız olduğu ifade edilmiştir (85).

2.8.2. Açılı İmplantlar

Atrofik maksillanın rehabilitasyonunda greftleme işlemleri geçerliliğini sürdürse de; komplikasyon ve morbidite riskinin yüksek olması, bekleme süresinin uzun olması, cerrahi işlemlerin zorluğu ve yüksek maliyetler nedeniyle ekstramaksiller ankraj bölgelerine yerleştirilen açılı implantlarla tedavi sağlanabilmektedir (3,86).

Greftleme prosedürlerine gerek kalmadan maksiller sinüsün anterior duvarı, nazal taban ve lateral nazal duvar, pterygoid plaka gibi uzak kortikal ankraj bölgelerine uzun eğimli implantlar (13 mm ve üzeri) yerleştirilerek yüksek primer stabilite sağlanıp hastalar immediat olarak rehabilite edilebilmektedir. Distal açılı olarak yerleştirilen implantlar ile implant üstü protez için molar bölge desteği sağlanarak antero-posterior (AP) olarak yayılım artırılır ve kantilever gereksinimi ortadan kalkar (9,87–89).

Aparicio ve ark. (88) tarafından 2001 yılında yapılan bir çalışmada, 5 yıl süreyle yapılan takipte mezial ve distaldeki kemik kaybı radyografik olarak incelenmiştir. Sonuç olarak, vertikal implantlarla (ortalama: 0,92 mm) açılı implantlar (ortalama: 1,21 mm) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (88).

Menini ve ark. 2012 yılında gerçekleştirdikleri sistematik derleme çalışmasında atrofik maksillaya sahip 324 hastaya immediat olarak yüklenen 778'i açılı, 845'i vertikal yerleşimli olan toplam 1623 implant incelenmiştir. Bir yıllık takiplerinde başarı oranları açılı implantlarda %97,81 iken vertikal yerleştirilen implantlarda %98,11 olarak rapor edilmiş ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Kısa dönem verilerine göre açılı implantların maksillada yapılacak olan immediat yüklemelerde başarılı olduğu ifade edilmiştir (90).

2.8.2.1. All-on-4 Tedavi Konsepti

Maló tarafından 1998 yılında geliştirilen All-on-4 tekniği, dişsiz çenelerde greftleme gerektirmeyen, sadece 4 implant ile desteklenen sabit tam-çene protezi kullanımına olanak tanıyan bir tedavi seçeneğidir. Bu tedavi, 4 implantın kullanılması nedeniyle maliyeti düşük tutar. Ayrıca, cerrahi ve cerrahi sonrası bekleme sürelerini minimuma indirir. All-on-4 konsepti, 2 adet ön bölgede aksiyal ve 2 adet arka bölgede distale eğimli toplamda 4 implantı içerir ve cerrahi işlemle aynı gün tam-çene protezi teslim edilir (91).

All-on-4 Konseptinin Endikasyonları

- ✚ Sistemik olarak sağlıklı hastalar
- ✚ Yeterli primer stabilitenin sağlanması (minimum 35 Ncm)
- ✚ Yeterli kemik miktarının mevcudiyeti
- ✚ Protetik restorasyon için gereken yeterli interark mesafe (en az 20 mm)
- ✚ Yeterli oral hijyen seviyesine sahip hastalar (92–94).

All-on-4 Konseptinin Kontrendikasyonları

- ✚ Sistemik durumu implantı tolere edemeyen hastalar
- ✚ Primer stabilite sağlanamayan durumlar
- ✚ Yetersiz kemik genişliği ve/veya yüksekliği durumları
- ✚ Düzensiz çene ark formu
- ✚ Aşırı parafonksiyonel alışkanlıklara sahip hastalar
- ✚ Yetersiz interark mesafe
- ✚ Yetersiz oral hijyen seviyesine sahip hastalar (95,96)

All-on-4 Konseptinin Avantajları

- ✚ Tedavi sürecinin kısa olması ve immedat olarak protetik restorasyon sağlanması
- ✚ Anatomik sınırlamalardan bağımsız olması
- ✚ Yerleştirme açısına bağlı olarak implant uzunluğu artması
- ✚ Kolay temizlenebilir protetik üst yapı
- ✚ Açılı implantlarda düz implantlara göre daha az marjinal kemik kaybı olması
- ✚ Bikortikal stabilizasyon ile primer stabilitenin artması
- ✚ Azalan implant sayısı nedeniyle maliyetin ve uygulama süresinin nispeten azalması
- ✚ Dengeli oklüzal kuvvet
- ✚ Distaldeki açılı implantlar sayesinde azalan kantilever mesafesi (93,96–98)

All-on-4 Konseptinin Dezavantajları

- ✚ Hassas bir teknik olması ve tecrübe gerektirmesi
- ✚ Cerrahi guide tercih edildiğinde tomografi gerektirmesi
- ✚ Splint gerektirebiliyor olması
- ✚ Sınırlı miktarda kantilever uzunluğunun arttırılabilmesi (97,98)

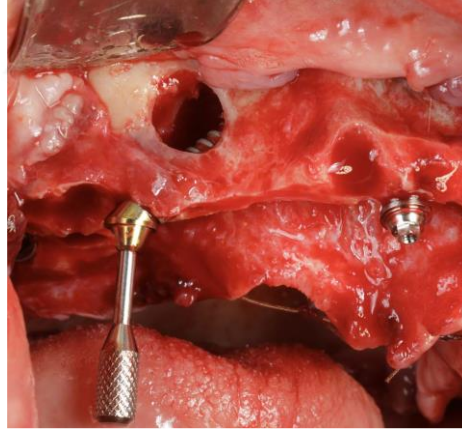
All-on-4 Konsepti İçin Göreceli Risk Faktörleri

- ✚ Parafonksiyonel alışkanlıklar
- ✚ Kemik yoğunluğun ve kalitesinin düşük olması
- ✚ Sigara kullanımı
- ✚ İmmEDIATE yükleme hataları
- ✚ Karşıt çenede doğal dişlerin varlığı (93)

2.8.2.2. Trans-sinüs İmplant Tekniği

Trans-sinüs implant tekniği ilk olarak 2012 yılında Jensen ve ark. (7) tarafından tanımlanmıştır. Yaptıkları çalışmada, All-on-4 tekniğinin M-şeklindeki konfigürasyon olan (M-4) ile implantlar yerleştirmişler, posterior bölgede yerleştirilen implantların sinüs içerisinden geçerek M noktasına denk gelmesini hedeflemişlerdir. Çalışmanın dahil edilme kriterlerine göre; hastalarda yapılan preoperatif “cone beam computed tomography” (CBCT) değerlendirmesinde M noktasında 3x3 mm kemik kütlesinin varlığı istenmiştir (7).

Trans-sinüs implant prosedüründe, implantın apikal kısmının lateral nazal duvar kemiğinin piriform kenarına sabitlenmesi için implant kret tepesinden sinüs boyunca mesial yönde açlandırılır (Şekil 2.8). Öncelikli olarak lateral yaklaşımla maksiller sinüsün anterior köşesinde sinüs penceresi oluşturulur ve sinüs membranı eleve edilir. Osteotomi, yükselmiş sinüsü çaprazlayacak ve böylece implantın yerleştirilmesi üzerine apikal kısım, implantın kret kısmı kadar kemiğin içinde olacaktır. Greft materyali daha sonra bölge kapatılmadan önce sinüs içinde açığa çıkan implantın üzerine yerleştirilebilir (6).

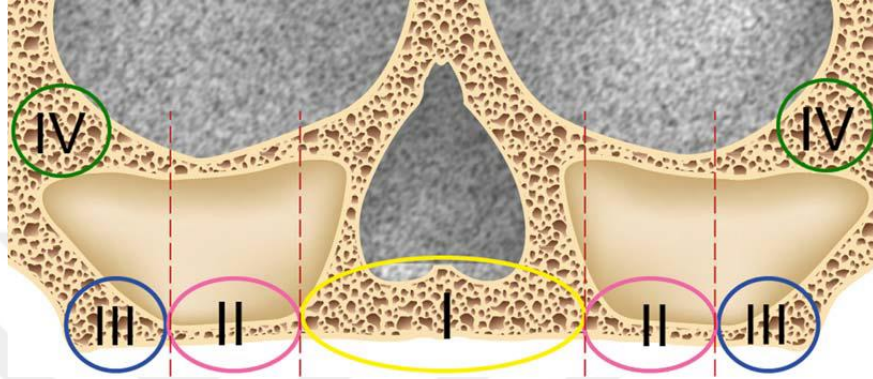


Resim 2.3. Trans-sinüs implantın maksiller sinüs içerisindeki konumu (6)

Trans-sinüs tekniği, apikal kısmın nazal duvarla etkileşime girebilmesi için ortalama 20-25 mm uzunluğundaki implantları gerektirir. Cerrahi teknik, cerrahi deneyim ve beceri gerektirir ve sinüsün şekline bağlı olarak belirli anatomik gereksinimler nedeniyle her vakada uygulanamaz (6).

Trans-sinüs implant uygun endikasyonda kullanıldığında, ciddi dişsiz maksillanın tedavisinde zigomatik dental implantlara güvenilir bir alternatif sunabilir. Bu yaklaşım,

Bedrossian bölgeleri (Şekil 2.9) I ve II atrofisinde ve 'L' (veya içbükey) şeklindeki anterior sinüs duvarı mevcut olduğu durumlarda önerilir (6,99). Bu yaklaşımda, primer stabilizasyon elde etmek için minimum 3-5 mm krestal kemik yüksekliği gerekmektedir. (6,11). Trans-sinüs implantlar, premolar bölgesinde standart eğimli bir implantın başarısız olduğu durumlarda kurtarma implantı olarak da düşünülebilir (6).



Şekil 2.7. Maksillanın Bedrossian bölge sınıflandırması (Bölge I = premaksilla, Bölge II = premolarlar, Bölge III = molarlar ve Bölge IV = zigomatik proses) (6)

Trans-sinüs eğimli implantların avantajları

- Uzun implantların 3 kortikal tabakaya (alveolar kret, sinüs boşluğunun tabanı, anterior sinüs duvarı) yerleştirilmesi.
- İmplantın koronal ve apikal kısmından trikortikal ankraj ile yüksek düzeyde primer stabilite sağlanır.
- Azaltılmış toplam tedavi süresi ile anında yükleme.
- Daha geniş antero-posterior (A-P) yayılma ile kısaltılmış veya hiç kantilever olmamasına neden olur (11).

Trans-sinüs eğimli implantların dezavantajları ve sınırlamaları

- Gelişmiş cerrahi prosedür, deneyimli bir cerrah tarafından gerçekleştirilmelidir.
- Doğru planlama için bilgisayarlı tomografi taraması şiddetle önerilir.
- İmmediat yükleme için sahanın ön hazırlığı konusunda deneyim ve implant karakteristikleri ile mekanik davranış bilgisine sahip olunmalıdır.
- Trans-sinüs implant stabilizasyonu için minimum 4 mm krestal kemik yüksekliği ve 4 mm apikal kemik gereklidir (11).

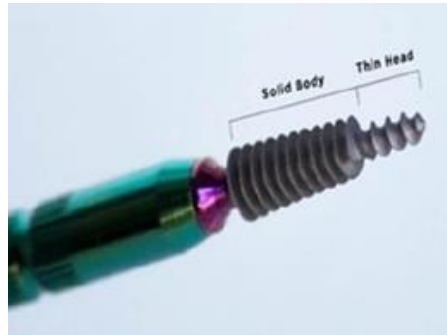
2.8.3. Pterygoid İmplantlar

Literatür boyunca, pterygoid implantları tanımlamak için birkaç terim kullanılmaktadır. "Pterygoid implantlar", "tüberosite implantlar" ve "pterygomaksiller implantlar" terimleri birbirinin yerine kullanılabilir. "Pterygoid implantlar", oral ve maksillofasiyal implantlar sözlüğünde "maksiller tüberositeden pterygoid plakaya implant yerleştirilmesi" olarak tanımlanmıştır. Maksiller tüberosite, "maksiller alveoler prosesin en distal yönü" olarak tanımlanır (100–102).

Pterygoid implantlar, üç farklı kemik yapısının birleşim yerine sabitlenir: Palatinal kemiğin piramidal prosesi, sfenoid kemiğin pterygoid prosesi ve maksiller tüberosite. Dental implantlarının pterygomaksiller bölgeye yerleştirilmesi, sinüs lifting olmadan protez için posterior kemik desteği sağlar ve geleneksel maksiller implantlara kıyasla çiğneme kuvvetlerinin daha iyi dağılımını sağlayabilir. Bu nedenle atrofik maksilla tedavisi için umut verici bir teknik sağlar (103).

Pterygoid implant, sfenoid kemiğin pterygoid çıkıntısında ve palatinal kemiğin piramidal çıkıntısında apikal olarak fiksasyon ile maksiller tüberosite boyunca yerleştirilen aksiyel bir implanttır. Pterygoid implantlar ilk olarak 1974 yılında Linkow (104) tarafından önerilmiş ve yöntem ilk olarak 1992 yılında JF. Tulasne (13) tarafından tanımlanmıştır.

Pterygoid implant, sfenoid kemiğin pterygoid çıkıntısına geçmek için maksiller tüberosite ve palatinal kemiğin piramidal çıkıntısından geçer (105,106), uzunluğu 16 ila 20 mm arasında değişir. Yerleştirildiğinde güçlü ankraj sağlamak için sivri ve kendinden kılavuzlu bir apikal noktası bulunur (Şekil 2.10) (103).



Resim 2.4. Pterygoid implantın makro yapısı (103)

2.8.3.1. Pterygoid İmplantların Endikasyonları

- Kısmi dişsiz arkı olan hastalar
- Maksiller tam ark sabit implant destekli protetik rehabilitasyonda, özellikle dört implantın yeterli kuvvet dağılımı ve protetik destek sağlayamadığında
- Maksillektomi defektlerinin rehabilitasyonu (107)

2.8.3.2. Pterygoid İmplantların Kontraendikasyonları

- Maksiller tüber yokluğunda trismus veya azalmış ağız açıklığı olan hastalar
- Gömülü maksiller üçüncü moların varlığı (107)

2.8.3.3. Pterygoid İmplantların Avantajları

- Yüksek başarı oranı
- Kemik grefti gerektirmemesi
- İmmediat yükleme imkânı sağlaması
- Düşük maliyetli
- Maksiller sinüsün korunması
- Distal kantileverı ortadan kaldırması
- Daha az invaziv
- Bukkal koridoru geniş olan hastalarda karanlık alanları ortadan kaldırması (107)

Maksiller tüberosite implantlarından farklı olarak, pterygoid implantlar kortikal kemiğe angaje olur ve daha iyi bir primer stabilizasyon sağlar.

2.8.3.4. Pterygoid İmplantların Dezavantajları

- Konvansiyonel dental implantlara kıyasla öğrenmesi daha karmaşıktır.
- Cerrahlar için erişim güçlüğü ve görüş zorluğu vardır.
- Maksiller arter zedelenebilir.
- Pterygomaksiller fossaya girilip ciddi yaralanmalar meydana gelebilir (108).

2.8.3.5. Pterygomaksiller Bölgedeki Önemli Anatomik Yapılar

Pterygoid Pleksus

Pterygoid pleksus, kafatasının infratemporal fossasında yer alan ve çevreleyen damarlar ve anatomik yapılarla kapsamlı bağlantıları olan bir damar kompleksidir Pterygoid pleksusun klinik olarak önemli bir özelliği, kavernöz sinüs, inferior oftalmik ven ve fasiyal ven ile bağlantısıdır (109,110).

Pterygoid pleksus burun boşluğunu, paranasal sinüsleri ve nazofarinksi drene eder. Arkada, pterygoid pleksus maksiller ven yoluyla drene olur. Maksiller ven, retromandibular ven olmak için yüzeysel temporal vene birleşir ve sonunda posterior auriküler ven ile birleşerek eksternal juguler vene akar. Benzer şekilde, pterygoid pleksus fasiyal ven ile derin fasiyal ven yoluyla, ayrıca inferior oftalmik ven ile inferior orbital fissür yoluyla iletişim kurar. Pterygoid pleksus ayrıca foramen ovale yoluyla kraniyal boşlukta kavernöz sinüs ile iletişim kurar (109,111–113).

Pterygopalatin Fossa

Pterygopalatin fossa, orbita apeksinin altında ve fossa infratemporalis'in medialinde bulunur. Tabanı yukarda tepesi aşağı bakan piramit şeklinde küçük bir boşluktur. Bu fossayı, posteriorsa sfenoid kemik, anteriorsa maxilla'nın arka yüzü, medialde ise palatinal kemiğin perpendiküler laminası tarafından oluşturulur (114).

Pterygopalatin Fossa'nın İçinde Bulunan Anatomik Yapılar

Pterygopalatin fossa, zengin bir nörovasküler içeriğe sahip olup maksiller arter ile vaskülarizasyon, maksiller sinir ve pterygopalatin ganglion aracılığıyla somatik duyu ve otonomik innervasyon sağlar (115). Pterygopalatin fossanın içerdiği nörovasküler yapılar şunlardır:

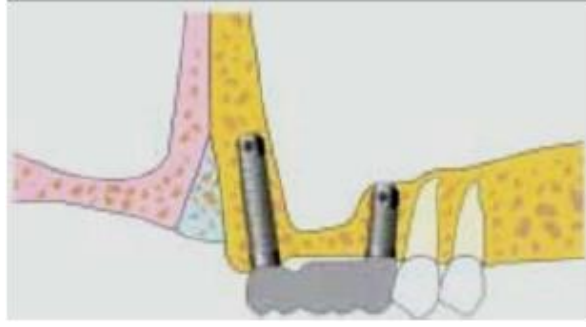
- Maksiller arterin terminal (pterygopalatin veya üçüncü parçası) kısmı, dallarının ilk kısımları ve eşlik eden damarlar (pterygoid pleksusun dalları).
- Pterygopalatin ganglion ve ilişkili olduğu maksiller sinir ve dalları (trigeminal sinirin ikinci ana dalı, V2).
- Damarların ve sinirlerin nörovasküler kılıfları ve yağ dokusu (116).

2.8.3.6. Pterygoid İmplantların Sınıflandırılması

Reiser 'in Anatomik Lokasyona Göre Sınıflaması

Tüberosite

Tüber anatomisi uygunsa bu yapı ile sınırlı olacak şekilde uzun bir implant yerleştirilebilir. Radyografik olarak yeri belirlenen maksiller sinüsün arka duvarını delmemeye dikkat edilmelidir.

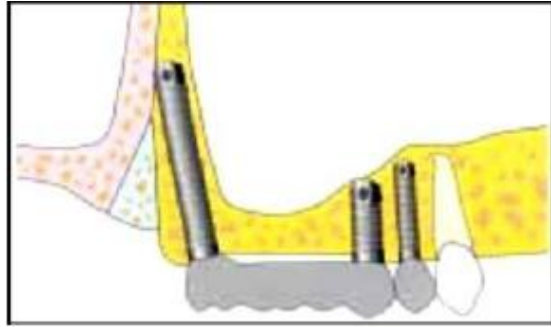


Şekil 2.8. Tüberosite implant (102)

Tüberdeki kemik tipik olarak düşük kalitededir. Bu nedenle bu yapının boyutları uygunsa geniş çaplı implantlar kullanılmalıdır. Geniş çaplı implant, tüberositenin daha büyük bir bölümünü doldurur ve trabeküler kemiği implant ile kortikal kemik plakaları arasında yoğunlaştırarak ve sıkıştırarak osteotom benzeri bir etki sağlayabilir (102).

Tüberosite/Pterygoid Proses

Tüberin boyutları implant yerleştirmek için yeterli olmayabilir. Bu gibi durumlarda sinüs arka duvarının açısı radyografik olarak belirlenir.

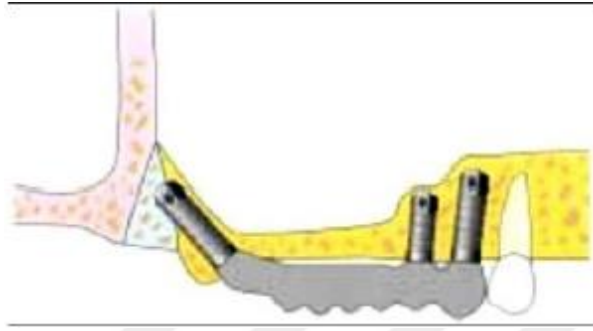


Şekil 2.9. Tüberosite/Pterygoid Proses İmplant (102)

Açı fazla değilse ve tüberosite kret yönünde geniş bir boyut sağlıyorsa, tüberde başlayıp ve apikal olarak sfenoid kemiğin pterygoid çıkıntısında sonlanacak şekilde yeterli uzunlukta bir implant yerleştirilebilir (102).

Tüberosite/Piramidal Proses

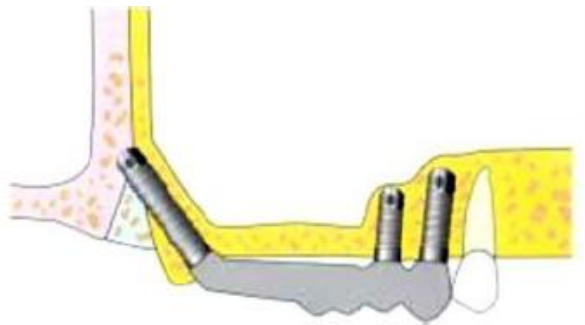
Posterior sinüs duvarında fazla açılanma gösteren hastalarda, tüberositeden başlayıp palatinal kemiğin piramidal plakasında apikal olarak sonlanacak şekilde yeterli uzunlukta bir implant yerleştirilebilir (102).



Şekil 2.10. Tüber/Piramidal Proses İmplant (102)

Tüber/Piramidal Proses/Pterygoid Proses

Bazı durumlarda sinüsün arka duvarının açısı, implantın apeksini palatinal kemiğin piramidal çıkıntısı ile sfenoid kemiğin pterygoid çıkıntısının birleşim noktasına yerleştiren bir twist drill açısına izin verebilir. Yerleştirilen implant daha sonra bu bölgeyi oluşturan üç kemik segmentini de birbirine geçirecektir. Posterior implantın yeri tüberositenin boyutları ve kalitesi tarafından belirlenir. İmplantın meziyodistal açısı, sinüsün arka duvarının açısı ve tüberin arka duvarına olan yakınlığı tarafından belirlenir (102).



Şekil 2.11. Tüber/Piramidal Proses/Pterygoid Proses İmplant (102)

İmplantın bukkopalatal açısı, angaje olacak kemik segmentleri tarafından belirlenir. Belirtildiğinde ve yeterli kemik yapısı mevcut olduğunda, cerrah implantın apikal kısmını sfenoid kemiğin pterygoid çıkıntısına ve/veya palatin kemiğin piramidal çıkıntısına yerleştirebilir (102).

2.8.3.7. Pterygoid İmplantların Komplikasyonları

Pterygoid implantlarla ilgili literatürde kanama, sinüs perforasyonu ve kalın lokal mukozadan kaynaklı restoratif sorunlar gibi komplikasyonlar bahsedilmiştir. Ancak bunlar nadirdir ve genellikle önemsizdir ve uygun teknikle önlenabilir (108,117). Bununla birlikte, bu bölgedeki güvenli cerrahi konular da sıklıkla yanlış anlaşıldığından konunun ele alınması gerekir. Graves SL ve ark. (106) tarafından pterygomaksiller bölgede anatomik olarak önemli bir yapıya rastlanmamıştır.

İnternal maksiller arter, pterygopalatin fossaya girerken pterygopalatin sütürün 10 mm üzerinden geçer. İnternal maksiller arterden pterygomaksiller suture olan mesafe yaklaşık 25 mm'dir (118–122). Ameliyat sırasında oluşabilecek olası majör bir komplikasyon, pterygomaksiller suturedan 1 cm yukarıda yer alan maksiller arter veya dallarından yoğun kanamadır (123,124). Bu komplikasyon nadirdir ve literatürde bahsedilmemiştir. Kullanılan cerrahi teknik ne olursa olsun maksiller artere veya pterygopalatin fossa içindeki dallarına zarar vermemek için özen gösterilmelidir. İmplant bölgelerinden pterygoid kas damarlarından veya venöz pterygomaksiller pleksustan gelen herhangi bir kanama, implantlar yerleştirildikten sonra hızlı bir şekilde durdurulabilir (103).

Pterygoid venöz pleksus (125) ve descending palatin arter gibi vaskülarite, pterygomaksiller fissüre yakındır ve implant yerleştirme sırasında hasar görmeleri durumunda aşırı kanama riski oluştururlar (105).

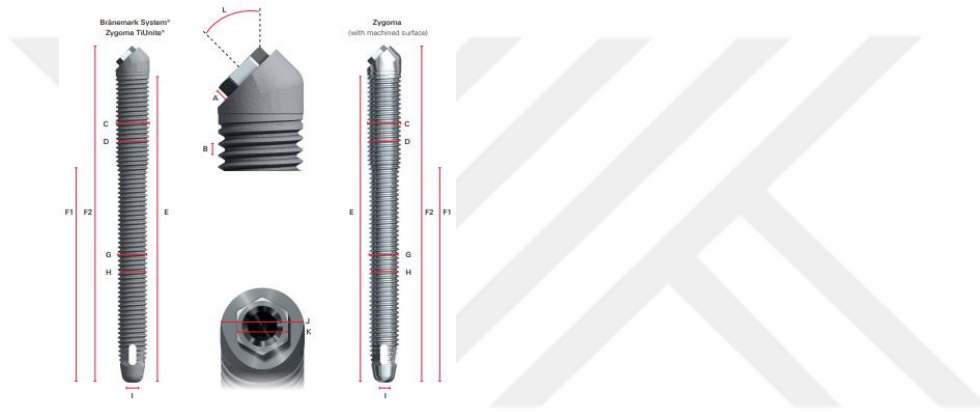
Pterygoid implantlarla ilgili yaşanan bir diğer komplikasyon primer stabilitenin sağlanamamasıdır. Bu durumun en büyük nedeni, açılardaki bir hata veya yetersiz implant uzunluğu sonucu pterygoid plakların kortikal kemiğine geçememesidir. Boyutlandırmadan önce drilin konumunu doğrulamak için CBCT taraması yapmak yararlı olabilir. (103).

Pterygoid implantlar en posterior bölgede yerleştirildiklerinden hastalar tarafından temizleme güçlüğü yaşanmaktadır. Rose'n ve Gynther (126), pterygoid implantlarla ilgili postoperatif biyolojik komplikasyonlar bildirmiştir. 9 hastada lokal mukozit gözlemlenmişler,

bu hastalardan 8'inin optimal ağız hijyenini sağlamada sorun yaşadığı ifade etmişlerdir (126).

2.8.4. Zigomatik İmplantlar

Zigoma implantlarının yapıldığı ham madde, self-tapping titanyum alaşımlarıdır. Bu implantların boyları 30 mm ile 52.5 mm arasında değişir ve uzunluk aralıkları genellikle 2.5 mm'dir. İmplantın baş kısmı ile uzun aksı arasında 45°'lik bir açı bulunur. Farklı implant üreticilerine göre implant yapıları değişebilir. Genellikle apikal bölgede çapı 4 mm, koronal bölgede ise 4.5 mm veya 5 mm çapında olacak şekilde tasarlanmışlardır (127). (Şekil 2.15).



Resim 2.5. Zigomatik İmplantlar (Nobel Biocare)(128)

2.8.4.1. Zigoma İmplantlarının Endikasyonları

Zigoma İmplantlarının genel endikasyonları şunlardır:

- Yeterli alveolar kemiği olmayan, greftleme endikasyonu olan ancak greftleme prosedürünün kontraendike olduğu hastalar
- Greftleme prosedürlerinin yerine greftsiz yaklaşımının tercih edildiği durumlar
- Geleneksel implantların veya greft işlemlerinin başarısız olduğu durumlarda alternatif olarak
- Maksillektomi yapılan hastalarda
- Travma nedeniyle maksiller kemiğin kısmen veya tamamen kaybı olan hastalar
- Yarık damak gibi maksiller kemiğin defektine yol açan konjenital deformiteleri olan hastalar (129)

2.8.4.2. Zigoma İmplantlarının Kontrendikasyonları

Zigoma implantlarında, konvansiyonel implant ve sinüs lift prosedürlerindeki kontrendikasyonlar geçerlidir. Bu kontrendikasyonlar şunlardır:

- Lokal sinüs enfeksiyonu
- Cadwell-Luc operasyonu geçirilmiş olması
- Maksilla ve zigoma patolojisi olan olgularda
- Maksiller sinüslerin bazı anatomik varyasyonlarında (aşırı sinüs taban kıvrımının olması, dar sinüsler, maksiller sinüs içerisinde kanat şeklindeki çıkıntıların [Underwood's septalar] olması,
- Mandibular hipomobilitesi bulunan hastalarda
- Oral hijyeni kötü olan hastalarda
- Bisfosfanat kullanımında
- Aşırı sigara kullanımında
- Kontrol altında olmayan diyabet ve metabolik hastalıklarda
- Parafonksiyonel alışkanlıkları olanlarda (130,131)

Bu durumlara ilave olarak maksiller sinüs havalanmasının bozulması sonucu lokal enfeksiyonların ortaya çıkması, ostium tıkanmasına neden olabilecek üst solunum yolu enfeksiyonları gibi durumlar zigoma implant yerleştirilmesi için geçici kontraendikasyon oluşturur. Enfeksiyon tedavisi tamamlandığında zigomatik implant yapılabilir (132).

2.8.4.3. Zigomatik İmplantların Avantajları

- Zigomatik implantların operasyon süresi greftleme prosedürlerine göre daha kısadır.
- Hastanın protezinin anında yüklenmesine olanak tanır.
- Hastalardan otojen greft alınmasına ihtiyaç duyulmadığı için morbidite azalmıştır.
- Total ark sabit restorasyonlara göre daha az sayıda implant ile protez uygulamaya fırsat vermektedirler.
- Greft materyallerine gerek olmadığından maliyeti augmentasyon işlemlerinden daha düşüktür.

2.8.4.4. Zigomatik İmplantların Dezavantajları

- Deneyimli cerrah tarafından yapılma gerekliliği

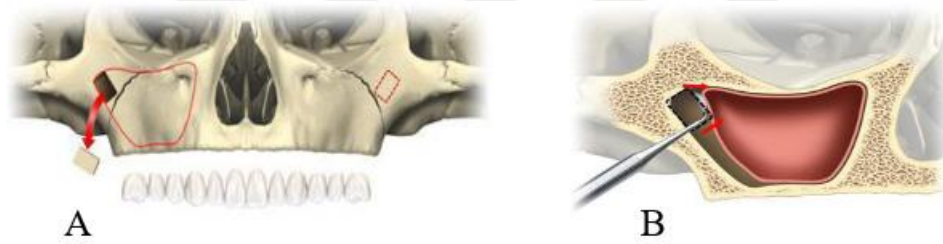
- Ciddi komplikasyon risklerinin bulunması
- Zigomatik implantların başarısız olması durumunda sökümünün ve yerine yeniden uygulanmasının zor olması (133,134)

2.8.4.5. Zigomatik İmplant Cerrahi Teknikleri

İntrasinüs Tekniği (Brånemark Protokolü)

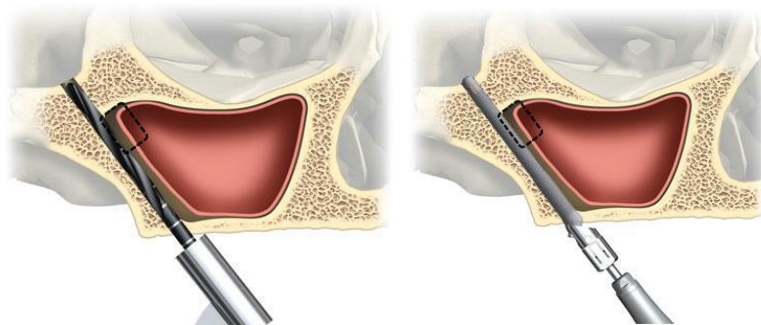
1998 yılında ilk kez Brånemark, zigomatik implantın boyun kısmında maksiller alveolar kret veya palatinal kemiğinden ankraj alan ve maksiller sinüs içerisinden zigomatik kemiğe ulaşan “Brånemark protokolünü” tanımlamıştır (135).

İntrasinüs tekniğinde, mukoperiosteal flep kaldırılarak zigomatik arkın anterior sınırı, zigomatik kemiğin gövdesi ve posterioru açığa çıkartılır. İmplantın yerleştirilmesi planlanan doğrultuda, sinüsün dış duvarında 5x10 mm büyüklüğünde bir pencere açılır ve bu pencereden sinüs membranı eleve edilir. (Şekil 2.16).

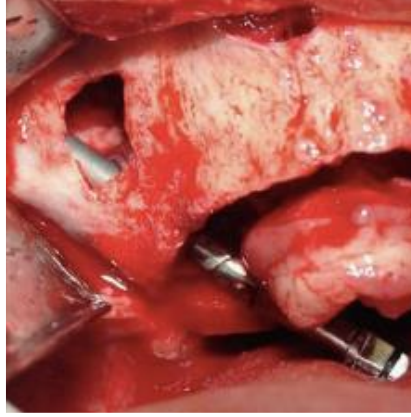


Şekil 2.12. A. Sinüs lateral duvarının kaldırılması B. Sinüs membranının elevasyonu (136)

Drillemeler yapıldıktan sonra zigomatik implantı, ikinci premolar veya birinci molar diş bölgesi civarında, alveolar kret tepesinin palatinalinden zigomaya doğru yönlendirilerek yerleştirilir.(137) (Şekil 2.17).



Şekil 2.13. Drillerin kullanılması ve zigomatik implantın yerleştirilmesi (136)



Resim 2.6. Brånemark protokolü ile uygulanmış zigoma implantı (138)

Bu yöntemde sinüs tabanı yükseltilmesi işlemi olduğu için cerrahi işlemin süresi uzundur ve ayrıca maksiller sinüs enfeksiyonlarına sebep olma konusunda tartışmalıdır. İmplantların koronal kısmı palatinalde olması, protez hacminin büyük olmasına sebep olur. Bu olası komplikasyonlardan kaçınmak ve zigomatik implantları vertikalde daha yakın bir açıyla uygulayabilmek için yeni yöntemler geliştirilmiştir (139).

Sinüs Slot Tekniği

2000 yılında Stella ve Warner (140) tarafından sinüs slot tekniği tarif edilmiştir. Sinüs slot tekniğinde klasik yöntemdeki gibi sinüs duvarında pencere açılmaz. Bunun yerine dar ve uzun bir yuva açılır. Maksiller sinüs duvarının içbükey olduğu durumlarda yiv açmadan bu teknik uygulanabilir.

Slot tekniği cerrahisinde, konvansiyonel yöntemde olduğu gibi tüberler arasında kret tepesinde bir insizyon yapılır. Mukoperiostal flep, zigomatik kemiğin yarısı görünecek şekilde kaldırılır. Zigomatik butressin üst hizasından sinüs kavitesine doğru bir delik oluşturulur. İkinci bir delik de alveolar kretin yaklaşık 5 mm üstünden açılır. Zigoma implantının konumlandırma açısı dikkate alınarak bu iki delik birleştirilir ve zigoma tabanından alveolar krete uzanan bir yiv açılmış olur (Şekil 2.19). Aşırı atrofi durumlarında implantlar genellikle 5 veya 6 nolu diş bölgelerine yerleştirilir (140,141).

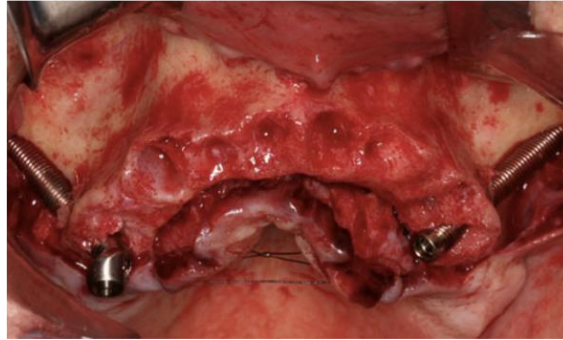
Sinüs slot tekniğinin en büyük avantajlarından biri, maksiler sinüs perforasyonu yapılmaması nedeniyle oluşabilecek sinüzit vakalarının azalmasıdır. Ayrıca, implantların daha dik açıyla yerleştirilmesine olanak tanıyarak implant yüzeyi ve kemik yüzeyi arasındaki teması artırır (140,141).



Resim 2.7. Sinüs slot tekniğiyle uygulanmış zigoma implantı (138)

Ekstrasinüs Tekniği

2006 yılında Migliorança ve ark. (142), ekstrasinüs yerleştirme tekniğinin kullanımını tarif etmişlerdir. Bu teknikte zigomatik implantın alveol kretine daha yakın bir yerleştirilmesi, daha ideale yakın protez konumlandırma imkânı sağlar. Ayrıca, daha az cerrahi prosedür ve daha etkili bir postoperatif süreç sunar. Geniş sinüs penceresi açılmadığı için cerrahi görüntüleme daha iyidir ve bu da operasyon süresini kısaltmaktadır. Ekstrasinüs tekniğinde zigomatik implantlar hem maksiller sinüsün dış duvarı ile temas halindedir, hem de implantın boynu molar bölgede alveol kretine yakın konumdadır ve bu da daha fazla destek oluşturur (Şekil 2.20) (142,143).

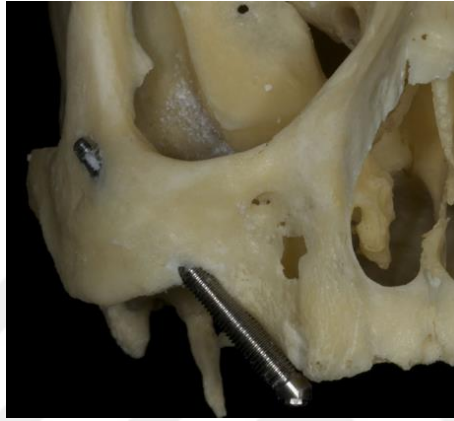


Resim 2.8. Ekstrasinüs tekniğiyle uygulanmış zigomatik implantlar (138)

Ekstramaksiller Teknik

2008 yılında ise Malo ve ark. (144) tarafından başka bir teknik literatüre katılmıştır. Ekstramaksiller olarak ifade edilen bu teknikte, implant sadece zigomatik kemikten ankraj almaktadır (Şekil 2.21). Zigomatik implantın geriye kalan bölümü ise yumuşak dokularla

temas halindedir. Bu teknik özellikle zigomatik buttress-alveoler kret kompleksinde ciddi atrofisi olan anatomik durumlar için kullanışlıdır. Bu yöntemin avantajlarından biri, yerleştirilen implantların palatinal yönde ciddi rezorpsiyona uğramış kret konumunu takip etmek zorunda kalmadan, bukkalde (yanak tarafında) ideal konumda uygulanabilmesidir. Bunun sonucu olarak yapılacak protezin hacmi küçük olmakta hijyen ve fonetik sorunların önüne geçilmektedir (144).



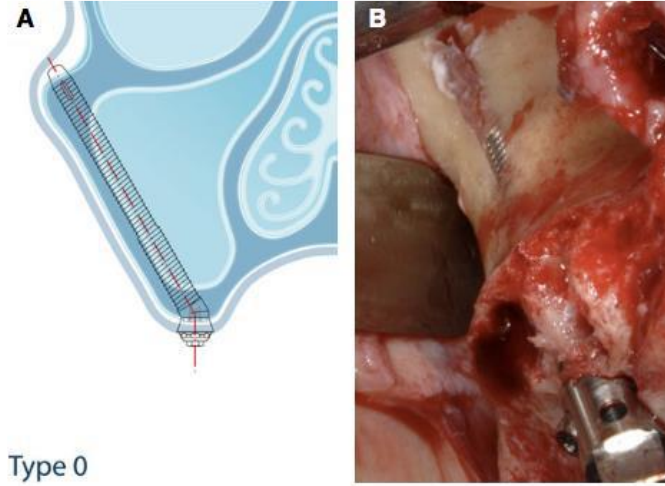
Şekil 2.14. Ekstramaksiller bir yol izleyerek yerleştirilmiş zigomatik implant (145)

Zigomatik anatomi rehberliğinde yaklaşım (ZAGA)

2011 yılında Dr. Carlos Aparicio (146) tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, 100 hastaya 200 adet zigomatik implant uygulanmış ve her hastanın zigomatik buttress-alveolar kret kompleksinin iskelet yapısı incelenmiştir. Kişiler arasındaki anatomik farklar göz önünde bulundurularak “zigomatik anatomi rehberliğinde yaklaşım” (ZAGA) önerisinde bulunmuştur. ZAGA prensipleri, hastalar arasındaki ve aynı hastada bulunan anatomik farklılıklara dikkat çekerek cerrahi planlama sürecine katkı sağlamaktadır (147).

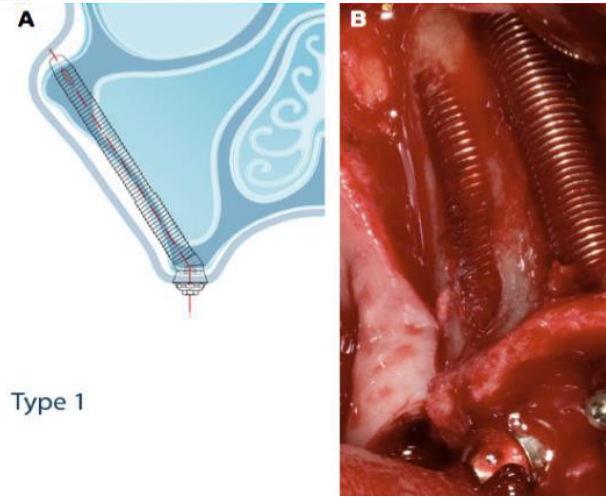
ZAGA 5 tip olarak açıklanmıştır:

ZAGA 0 (İntrasinus yol): ZAGA 0’da maksillanın ön duvarı oldukça düzdür. İmplantın boyun kısmı alveoler kret üzerinde, gövdesi ise maksiller sinüs içerisinde konumlanmıştır. İmplant hem alveolar kretle, hem de zigomatik kemikle temas halindedir. Anatomik duruma göre temas lateral sinüs duvarı da implant ile temasta olabilir (Şekil 2.22) (145).



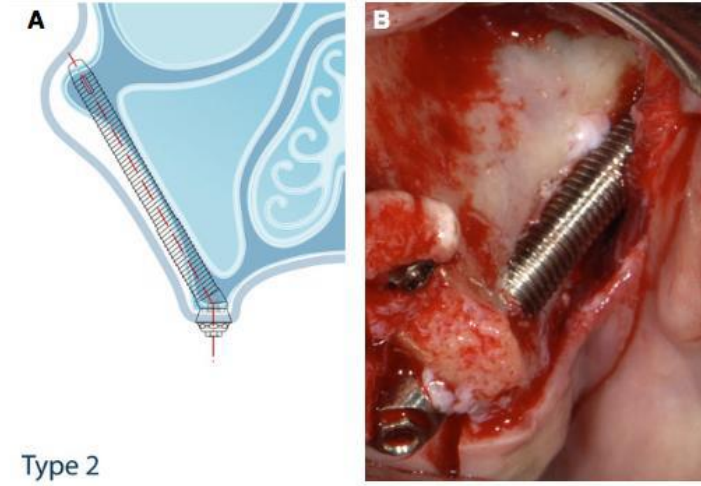
Şekil 2.15. ZAGA 0’da zigomatik implantların şematik (A) ve ağız içi (B) görünümü (145)

ZAGA 1 (Birleşik intra-ekstra yol): Maksillanın ön duvarı hafif olarak iç bükeydir. İmplant gövdesinin büyük çoğunluğu intrasinüs olarak konumlanır. Zigomatik implant alveolar kret, zigomatik kemik ve sinüsün lateral duvarı ile temas halindedir. ZAGA 0’da olduğu gibi implantın koronal kısmı kret tepesindedir (Şekil 2.23) (145).



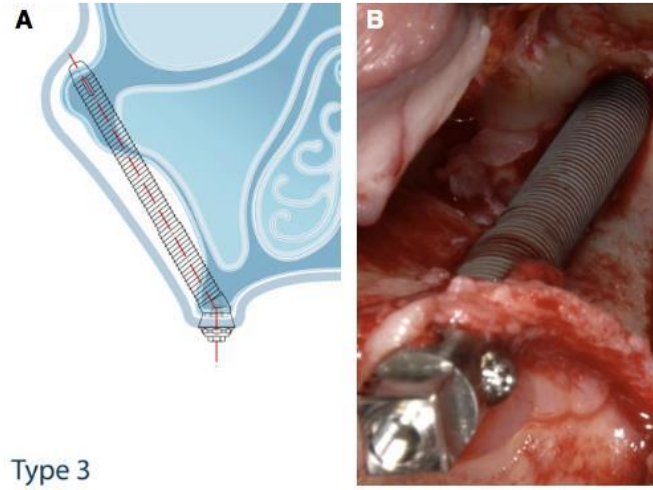
Şekil 2.16. ZAGA 1’de zigomatik implantların şematik (A) ve ağız içi (B) görünümü (145)

ZAGA 2 (Birleşik ekstra-intra yol): Anterior maksiller duvar içbükeydir. İmplantın boyun kısmı kret tepesinde konumlanmıştır. İmplant ekstrasinüs olarak konumlanmıştır (Şekil 2.24) (145).



Şekil 2.17. ZAGA 2’de zigomatik implantların şematik (A) ve ağız içi (B) görünümü (145)

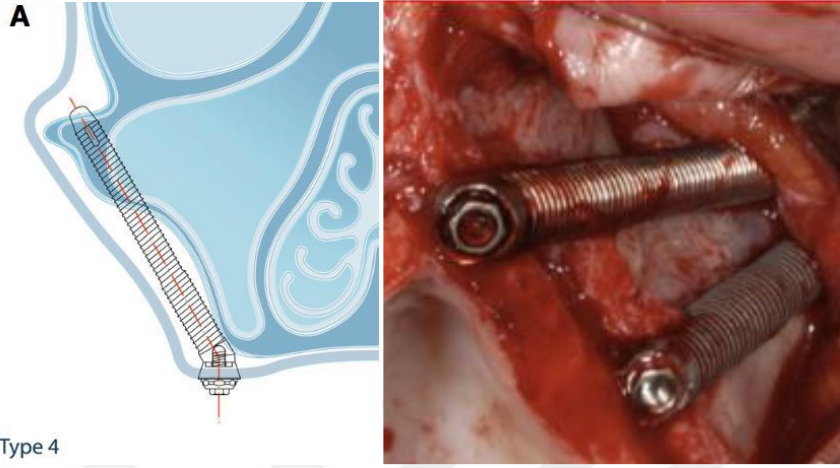
ZAGA 3 (Ekstra sinüs yol): Anterior maksiller sinüs duvarı çok içbükeydir. İmplantın boyun bölgesi alveolar kretin tepesinde yerleşir. İmplant gövdesinin orta kısmı lateral sinüs duvarıyla temasta değilken, apikal kısmı zigomatik kemikle, koronal kısmı da alveolar kemikle temastadır. İmplant gövdesinin büyük bir kısmı ekstrasinüs olarak konumlanmıştır (Şekil 2.25) (145).



Şekil 2.18. ZAGA 3’te zigomatik implantların şematik (A) ve ağız içi (B) görünümü (145)

ZAGA 4 (Ekstra maksiller yol): Alveolar kemik hem dikey hem de yatay yönde ciddi rezorpsiyona uğramıştır. İmplantın koronal kısmı kret tepesinin bukkal tarafında konumlanmıştır. Ekstramaksiller olarak konumlandırılan implant ile alveol kemik arasında

temas hiç yoktur veya çok az vardır. Yalnızca zigomadan ankraj alınmaktadır (Şekil 2.26) (145)



Şekil 2.19. ZAGA 4’te zigomatik implantların şematik (A) ve ağız içi (B) görünümü (145)

2.8.4.6. Zigoma İmplantlarının Komplikasyonları

- Orbital kavite penetrasyonu
- Fasiyal veya periorbital hematoma oluşumu
- Sinüzit ve maksiller sinüs enfeksiyonları gelişimi
- 1-3 gün süren orta dereceli burun kanaması
- Oroantral fistül oluşumu
- Zigomatik implantların sürekli ağrıya veya tekrarlayan sinüzite bağlı olarak çıkarılması
- Malar alanda subkutan amfizem oluşumu
- İntraoral yumuşak dokularda görülen enfeksiyonlar
- Gingival hiperplaziler
- Duyu sinirlerinde meydana gelen pareteziler (148)

2.9. Stres Analizi

2.9.1. Kuvvet ve Kuvvet Tipleri

Kuvvet; cisimleri harekete zorlayabilen, hareket eden cisimleri durdurabilen ve şekillerini değiştirebilen, yönü, şiddeti, süresi ve çeşitli tipleri olan vektörel bir büyüklüktür. Aynı zamanda, bir cismin başka bir cisim üzerindeki etkisi olarak da ifade edilebilir. Dental implantlarda stres oluşturan kuvvetlerde önemli olan faktörler; kuvvetin tipi, süresi, yönü,

şiddeti ve büyüklüğüdür. Kuvvet, yön, doğrultu, şiddet gibi vektörel özelliklere sahiptir ve SI sisteminde "Newton" (N) birimiyle ifade edilir (149).

Kuvvet, baskı, çekme ve makaslama olmak üzere üç ana tipe ayrılabilir. Baskı kuvveti, iki cismi birbirine iten kuvveti ifade eder. Çekme kuvveti, iki cismin birbirinden uzaklaşmasına neden olan kuvvettir. Makaslama kuvveti ise iki cismin birbirleri üzerinde kaymasını sağlayan kuvvet türüdür. Yapılan çalışmalar, çene kemiğinin en dirençli olduğu kuvvet tipinin baskı kuvveti olduğunu, en zayıf olduğu kuvvetin ise makaslama kuvveti olduğunu ortaya koymuştur (150).

2.9.2. Stres (Gerilim)

Stres (Gerilim), bir cisim üzerine dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, cismin içerisinde zıt yönde ve eşit miktarlarda bir direnç meydana gelmesidir. Stres, birim alandaki kuvvet olarak tanımlanır ve birimi Pascal'dir ($P = N/m^2$).

$$\text{Stres (S)} = \frac{\text{Kuvvet (F)}}{\text{Alan (A)}}$$

Gerilme vektörelidir, yani büyüklük ve yönlendirme özellikleri taşır. Kuvvetin uygulanma yönüne bağlı olarak cisimde temel olarak üç tip gerilme oluşabilir: uzama, sıkışma ve makaslama. Genellikle, bu üç tip gerilme bir arada meydana gelir (151–153).

- ❖ Çekme Stresi (Tensile Stress): Bir cisme aynı doğrultuda fakat farklı yönde uygulanan kuvvet veya kuvvetlerin, cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan etkisiyle oluşur.
- ❖ Sıkıştırma Stresi (Compressive Stress): Bir cismi sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan, cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya yönelik aynı doğrultuda fakat zıt yönlerde uygulanan kuvvetlerin etkisiyle oluşur.
- ❖ Makaslama Stresi (Shear Stress): Bir cismin moleküllerini birbirine paralel olarak kaymaya zorlayan, cisme farklı seviyelerde, zıt yönde uygulanan iki kuvvetin etkisiyle oluşur (152,153).

2.9.3. Gerinim (Strain)

Gerinim (strain), bir cisme stres uygulanması sonucunda, cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki değişimi ifade eder. Gerinim, cismin elastik veya plastik bir deformasyonunu temsil eder. Cismin uzunluğundaki değişim miktarının orijinal

uzunluğuna oranıdır ve özel bir ölçü birimine sahip değildir. Stres büyüklüğü ve yönlü bir kuvvetken, strain sadece bir büyüklüktür ve yönsüzdür (154).

$$\text{Strain} = \frac{\text{Şekil Değişikliği}}{\text{Örijinal Uzunluk}}$$

Hooke Kanunu, bir cisim üzerine gelen kuvvetin sonucu olarak şeklinin değiştüğü ve kuvvet kalktığında eski haline dönebildiğı durumu ifade eder. Kuvvet ortadan kalktığında cisimdeki şekil değişiminin az miktarda kalıcı olduğı duruma "elastoplastik şekil değiştirme" denir. Plastik şekil değiştirmede ise değişiklik kalıcıdır. Cisimler için belirli kuvvet sınırlarında gerilme-şekil değiştirme ilişkisi, "şekil değiştirme" kanunu ile belirlenir. Bu kanun, 1660 yılında Robert Hooke tarafından tanımlanmıştır (155).

2.9.4. Asal (Principle) Stres

Etkiledikleri yüzeye teğet olan gerilmeler kayma (makaslama) gerilmeleri olarak adlandırılırken, etkiledikleri yüzeye dik olanlar normal gerilmeler olarak tanımlanır. Tüm düzlemlerde gerilmeler sadece normal gerilme ise ve kayma gerilmeleri sıfır olduğunda; bu durumda asal gerilmeler meydana gelir.

Asal stres, üçe ayrılır:

1. Maksimum asal (principle) gerilme: En yüksek çekme (tensile stress) gerilmesini ifade eder ve pozitif bir değere sahiptir.
2. Ara asal gerilme
3. Minimum asal (principle) gerilme: En yüksek baskı (compressive stress) gerilmelerini ifade eder ve negatif bir değere sahiptir.

Analiz sonuçlarında elde edilen pozitif değeri, çekme gerilimini, negatif değeri ise baskı gerilimini belirtir. Stres elemanında mutlak değeri büyük olan gerilme, etkili olan gerilmedir ve değerlendirilmesi gereken stres tipidir (49,156).

2.9.5. Von Mises Stresi

Von Mises stresi, kuvvet uygulanan cisimde genel stres yoğunluğunu ifade eder ve stres dağılımı ile toplam yük aktarımı hakkında bir izlenim sunar. Bu stres, renk skalası ile gösterilir ve özellikle çekilebilir (ductile) materyallerde önemlidir (157,158).

2.9.6. Elastisite Modülü (Young Modülü)

Elastik Modül veya Young'ın Modülü, bir malzemenin stres ve strain arasındaki oranı ifade eden bir malzeme özelliğidir. Stres-strain eğrisinin doğrusal kısmındaki oran, malzemenin sertlik derecesini belirler ve birimi Gigapascal (GPa) cinsindendir. Yüksek bir elastisite modülü, malzemenin sert ve katı olduğunu gösterirken, düşük bir modül daha esnek bir malzemeyi işaret eder. Elastisite modülü, bir cismin katılığının arttığına işaret eder; bu durumda, yüksek elastisite modülüne sahip bir cisim, stres altında daha az deformasyona uğrar (154).

2.9.7. Elastik Limit ve Akma Dayanımı (Yield Strength)

Oransal sınır, bir malzemenin dayanabileceği en büyük gerilimi ifade eder ve gerilimin gerilmeye oranı kuralının dışına çıkmadan belirlenir. Bu sınırı aşan gerilimler, yapıda kalıcı bir deformasyona neden olabilir. Yield stresi adı verilen bu stres parametresi, çeşitli materyallerin karşılaştırılmasını kolaylaştırır. Yüksek bir yield stresine sahip bir malzemede kalıcı deformasyon oluşturmak zordur (159).

Elastisite modülü, bir malzemenin katılığını ve sertliğini ölçerken, oransal sınır, materyalin gerilmeye maruz kaldığında kalıcı deformasyon olmadan direnebilme özelliğini tanımlar. İdeal olarak, her iki özellik de yüksek değerlere sahip olmalıdır (160).

2.9.8. Dayanım Sınırı (Ultimate Strength)

Bir cismin kırılmadan (kopmadan) dayanabileceği son noktayı gösterir. Bu noktadan sonra cismin molekülleri arasında bir kopma meydana gelir (161).

2.9.9. Poisson Oranı

Elastik sınırlar içinde lateral gerilmenin aksiyel gerilmeye oranı "Poisson Oranı" olarak ifade edilmektedir. Bu değer, materyalden materyale göre değişebilir ve genellikle -1 ile 0,5 arasında farklılık gösterir (162).

2.9.10. İzotropik, Anizotropik, Homojen Cisim

Tüm yönlerle karşı aynı fiziksel özellikleri sergileyen cisimlere "izotropik," farklı fiziksel özelliklere sahip olanlara ise "anizotropik" denir. İzotropik cisimlerdeki kimyasal bağlanma uniform özellik gösterirken, anizotropik materyalde moleküller arasında farklı kimyasal bağlantılardan bahsedilebilir (163).

2.9.11. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Oral bölgedeki canlı dokuların ve bu dokular içindeki yapıların maruz kaldığı stres miktarını ve dayanıklılık seviyesini ölçmek için çeşitli yöntemler bulunmaktadır. Bu yöntemler arasında şunlar yer alır:

- ✓ Gerilim ölçer kuvvet analizi
- ✓ Holografik interferometri
- ✓ Kırılğan vernik kaplama tekniği ile kuvvet analizi
- ✓ Termografik kuvvet analizi
- ✓ Fotoelastik stres analizi
- ✓ Radyoteleometri ile kuvvet analizi
- ✓ Sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemleri (164).

2.9.11.1. Sonlu Elemanlar Kuvvet Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi (SEA), kompleks geometriye sahip yapıları küçük elemanlara bölerek analitik çözümleme yapmayı sağlayan bir yöntemdir (16). SEA, başlangıçta uçak mühendisliği gibi fizik alanlarında kullanılmıştır. Buradaki temel amacı, karmaşık matematik problemlerini basitleştirerek çözümünü kolaylaştırmaktır.

Sonlu elemanlar analizi (SEA) uygulamalarında, gerekli verilerin toplanması ve çalışma planının yapıldıktan hemen sonra bilgisayar ortamına aktarılması, sonuçların hızla elde edilmesine olanak tanımıştır. Bu nedenle SEA, tıp ve diş hekimliği gibi çeşitli uzmanlık alanlarında kullanılmaya başlanmıştır. Bu analiz yöntemi, Ledley ve Huang'un bir diş modeli tasarlamasıyla ilk defa diş hekimliği alanına girmiştir. 1973 yılında Tesk ve Widera, implant ve çevresindeki kemikte oluşan stresin ölçümü için bu yöntemi kullanmaya başlamıştır (165). SEA'nın bu alanda kullanılmasının en önemli avantajlarından biri, üç boyutlu modellemelerde gerçeğe çok yakın değerler sağlamasıdır (16).

Sonlu elemanlar analizi (SEA) çalışmaları genellikle üç temel aşamada gerçekleşir:

1. Hazırlık Aşaması:

- Planlanan çalışmanın verilerini elde etmek için elemanların bilgisayarlı tomografi ve/veya manyetik rezonans görüntüleme yöntemleriyle taranması gerçekleşir.
- Elde edilen veriler daha sonra analiz yapılacak bilgisayara aktarılır.
- İncelenecek olan yapıların iki ve üç boyutlu modellemeleri bilgisayara aktarılır. Materyallerin özellikleri, yükleme senaryoları ve bu yüklemenin sınır koşulları da

aktarılır. Bir materyal için elastik modalitesinin ve poisson oranının tanıtılması, materyalin özelliklerini yansıtmada önemli faktörlerdir.

2. Verilerin İşleme Aşaması:

- Aktarılan veriler çeşitli matematiksel hesaplama yöntemleri ile işlenir. Bu aşamada materyallerin elastik davranışları, deformasyon, gerilme, ve benzeri parametreler hesaplanır.

3. Sonuç Aşaması:

- İşlenmiş verilerden elde edilen sonuçların ortaya konduğu aşamadır.
- Sonuçların gerçeği en yakın şekilde yansıtılması için mümkün olduğunca çok veri girişi ve hassas taramalar yapılmalıdır.

Sonlu elemanlar analizinin (SEA) diğer ölçüm metotlarına kıyasla birçok avantajı bulunmaktadır. Bunlar:

Gerçeğe Yakın Modelleme ve Sonuçlar: Analizde kullanılan modeller, gerçek yapıları çok yakından taklit edebilir, bu da elde edilen sonuçların gerçeğe daha yakın olmasını sağlar.

Her Bir Birimin İzlenebilir Özellikleri: Elde edilen modeldeki her bir birimin nicel ve nitel özellikleri izlenebilir, detaylı bir analiz yapılabilir.

Detaylı Kuvvet İncelemesi ve Değiştirme Kolaylığı: Uygulanan kuvvetin şiddeti ve yön senaryoları detaylıca incelenebilir ve ihtiyaç durumunda kolaylıkla değiştirilebilir.

Senaryoların Kolaylıkla Tekrarlanabilirliği: Uygulama senaryolarını daha iyi kavramak için kolaylıkla tekrarlama olanağı sunar.

Statik ve Dinamik Analiz Olanakları: Hem statik hem de dinamik analiz olanağı bulunması, yapıların hem durağan hem de hareketli durumları analiz edilebilir (166–168).

Sonlu elemanlar analizinin dezavantajları:

Yüksek Performanslı Bilgisayar Ekipmanı Gereksinimi: SEA, yüksek performanslı bilgisayar ekipmanına ihtiyaç duyar, bu da maliyeti artırabilir.

Veri Girişi Hassasiyeti ve Yanlış Yorumlama Riski: Veri girişlerindeki hatalara hassas yanıt vermesi ve sonuçların yanlış yorumlanma riski bulunmaktadır.

Veri Girişi Hatası Olasılığı: Veri girişi tamamen araştırmaya bağlı olduğu için hata yapma payının düşük olmaması.

Kas ve Ligamentlerin Tam Yansıtılamaması: Kas ve ligamentlerin ağız içindeki etkilerinin birebir modele yansıtılmasının olanaksız olması ve bu nedenle sonuçlarda hatalara yol açabilmesi (168–170).

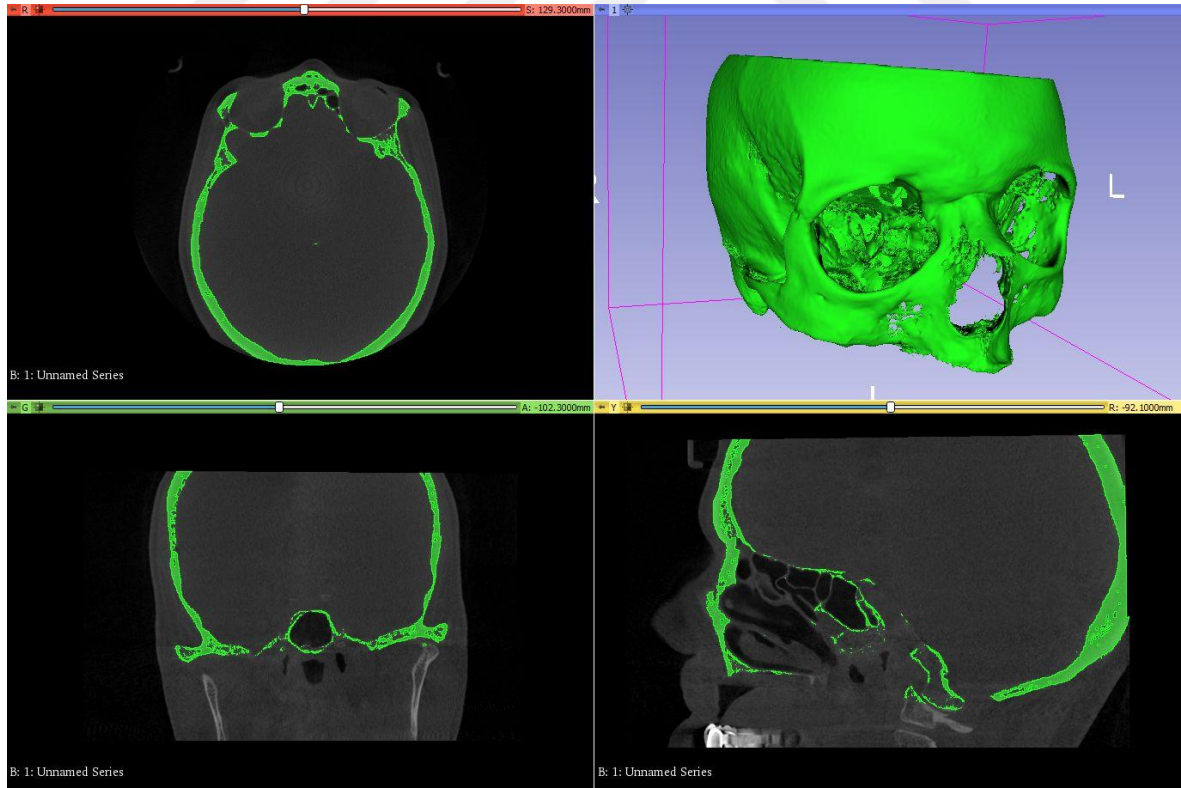


3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tinus Technologies iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir. Ayrıca Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Proje Birimi (Proje Kodu: TDH-2022-10393) tarafından desteklenmiştir.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Tomografi verisinden stl modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri ANSYS Spaceclaim yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ANSYS Workbench yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için LS-DYNA çözücüsü kullanılmıştır.



Şekil 3.1. Bilgisayarlı tomografik verilerden 3 boyutlu model elde edilmesi

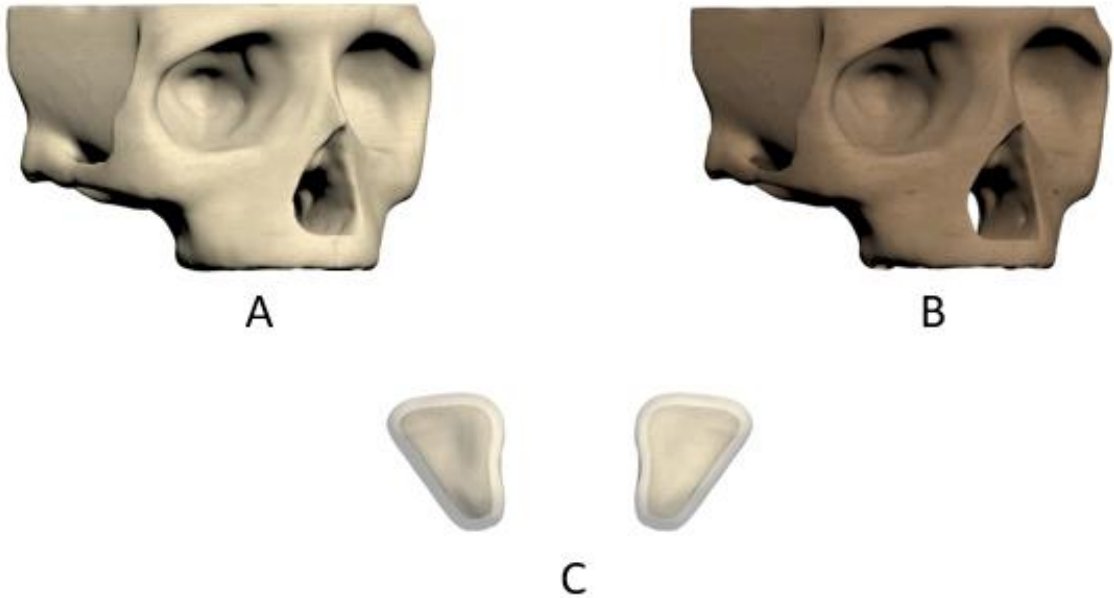
3.1. Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve Sinüsün Modellenmesi

Çalışmada kullanılan maksiller kemik modelinin oluşturulması için; tam dişsiz erişkin bir bireyin tomografisi çekilmiştir. Tomografi verisi 0.1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modellere dönüştürülmüştür. Modeller .stl formatında dışa aktarılmıştır.

Üç boyutlu modeller ANSYS Spaceclaim yazılımına aktarılmıştır ve burada maksiller kemik modeline önce 2 mm offset verilerek 2 mm kalınlığında kortikal kemik oluşturulmuştur.

Kortikal kemiğe, anteriorda 1 mm offset, posteriorda 0,7 mm offset ve pterygomaksiller bölge (PMB)'de 3 mm offset verilerek trabeküler kemik elde edilmiştir.

Maksiller sinüsler implantlara uygun bir konumda modellenmiştir ve 2 mm offset ile kortikal kemik tabakası oluşturulmuştur.



Şekil 3.2. Kortikal kemik, Trabeküler kemik ve Maksiller sinüsün modellenmesi

A. Kortikal kemik **B.** Trabeküler kemik **C.** Maksiller sinüs modeli

3.2. İmplant, Abutment, Vida, Metal Alt Yapı (Bar) ve Protetik Üst Yapı Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

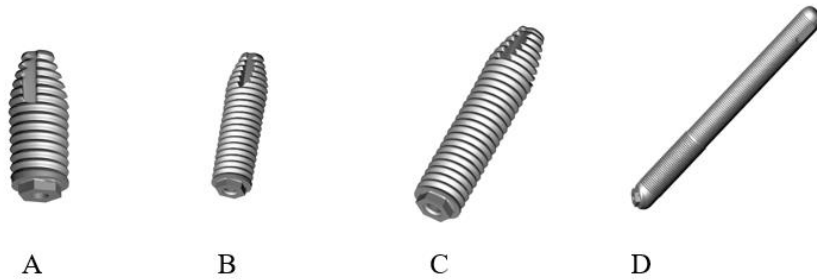
Konvansiyonel implant	(Nobel Speedy Groovy - 4 x 10 mm – 0°
Pterygoid implant	Nobel Speedy Groovy - 4 x 15 mm – 45°
Trans-sinüs implant	Nobel Speedy Groovy - 4 x 18 mm – 30°
Zigomatik implant	Nobel Branemark - 4,3 x 35 mm – 45°

Çalışmada kullanılan; implantlar, multiunit abutmentler, bazal vida ve okluzal vida Nobel ürün kataloglarındaki ölçüler esas alınarak ANSYS Spaceclaim yazılımında modellenmiştir. Metal altyapı ve üst yapı ANSYS Spaceclaim yazılımında modellenmiştir.

Tablo 3.1. Çalışma Modelleri

	2 Numaralı Bölge	5 Numaralı Bölge	7 Numaralı Bölge
Model 1	Konvansiyonel implant	Zigomatik implant	x
Model 2	Konvansiyonel implant	Zigomatik implant	Pterygoid implant
Model 3	Konvansiyonel implant	Trans-sinüs implant	x
Model 4	Konvansiyonel implant	Trans-sinüs implant	Pterygoid implant

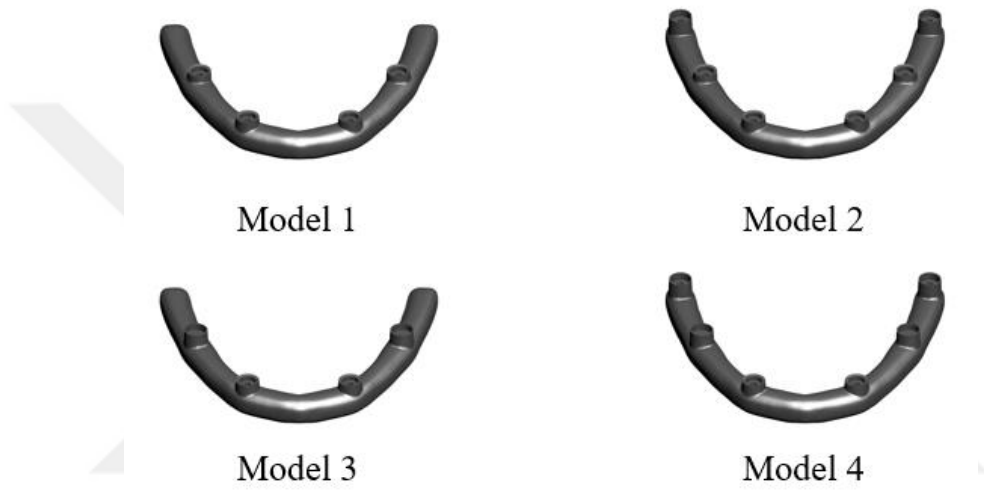
Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ANSYS Workbench yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.



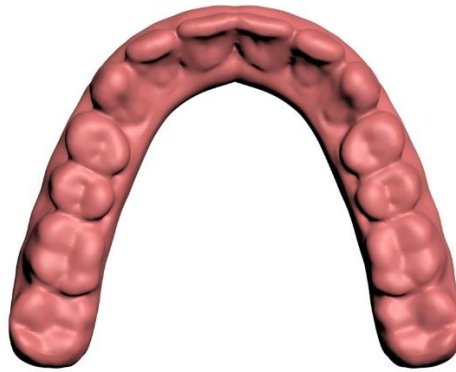
Şekil 3.3. Çalışmada kullanılan implant modelleri. **A.** Konvansiyonel implant **B.** Pterygoid implant **C.** Trans-sinüs implant **D.** Zigomatik implant



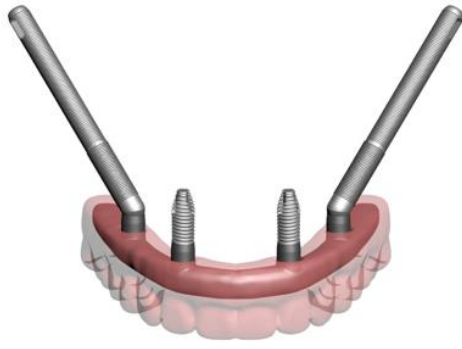
Şekil 3.4. Abutment modellenmesi. **A.** Konvansiyonel implant abutment **B.** Trans-sinüs implant açılı abutment **C.** Zigomatik implant abutment **D.** Pterygoid implant abutment



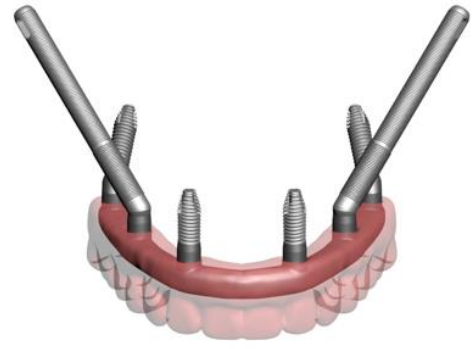
Şekil 3.5. Titanyum barın modellenmesi



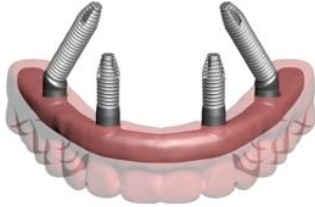
Şekil 3.6. PMMA protetik üst yapı



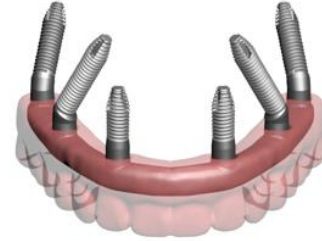
Model 1



Model 2



Model 3



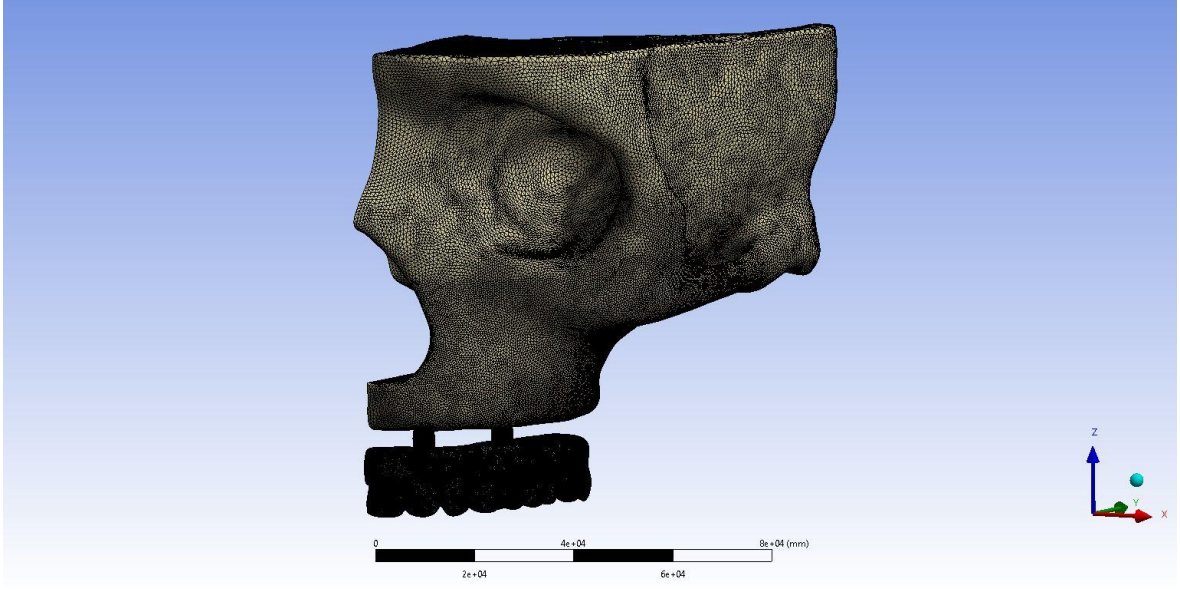
Model 4

Şekil 3.7. Çalışma Modelleri

3.3. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ANSYS Spaceclaim yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ANSYS Workbench yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir.

Analizlerin yapılabilmesi için, ANSYS Workbench yazılımında hazırlanan matematiksel modeller LS-DYNA çözücüsüne aktarılmıştır.



Şekil 3.8. Matematiksel Model (Mesh Model)

3.4. Malzeme Tanımları

Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır.

Tablo 3.2. Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Materyallerin Özellikleri

Malzeme	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı [ν]
Kortikal Kemik	13700	0.3
Trabekuler Kemik	1370	0.3
Titanyum (implant)	103400	0.35
Titanyum (abutment, bar, vida)	110000	0.28
PMMA	3000	0.35

3.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Tüm modellerde premolar dişler üzerinden 75'er N, 1.molar diş üzerinden ise 150 N büyüklüğünde olmak üzere toplam 300 N büyüklüğünde kuvvet uygulanmıştır.

Oblik Yükleme Senaryosu: Premolar dişlerin ve 1.molar dişin lingual kaspından, bukkolingual yönde, 20 derece eğimle oblik yükleme yapılmıştır.

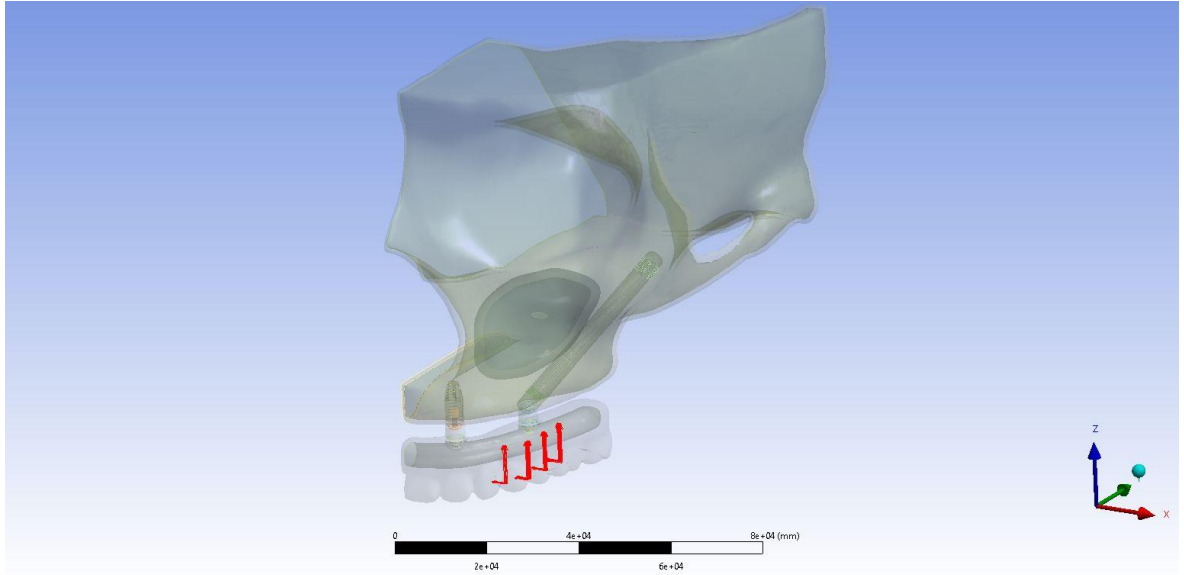
Vertikal Yükleme Senaryosu: Premolar dişlerin ve 1.molar dişin fossasına, oklüzal düzleme dik vertikal yükleme uygulanmıştır.

Kuvvetler çevre düğüm noktalarına dağıtılarak uygulanmış ve yükleme bölgelerinde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir.

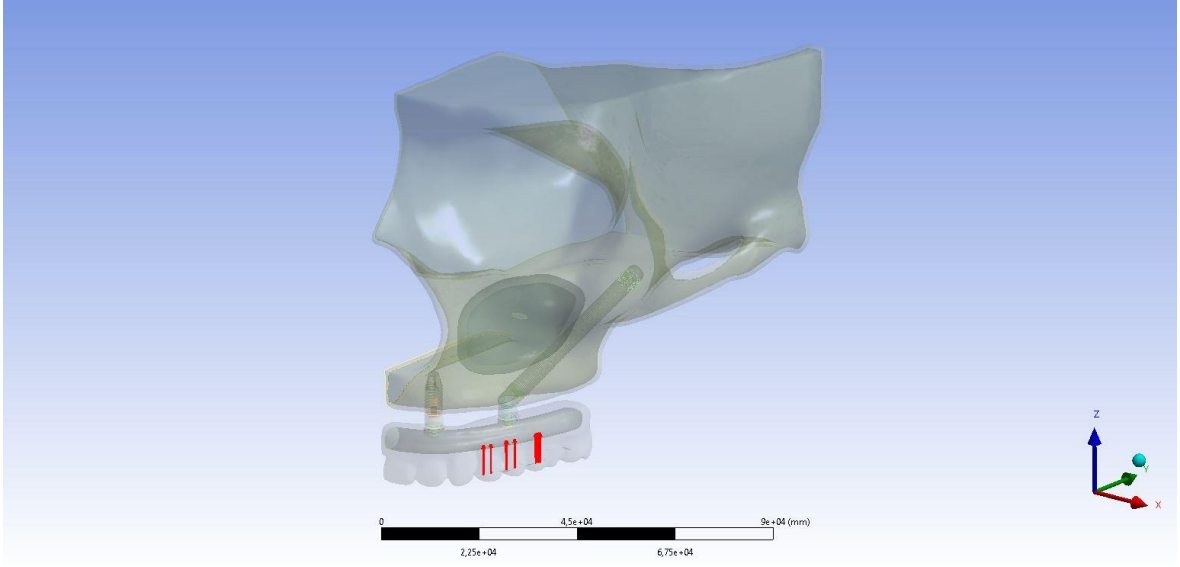
Modeller kemiğin superior bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

Modelde bulunan bütün parçalara; X ekseninde, Y-Z düzlemine göre simetrik olacak şekilde sınır koşulu uygulanmıştır.

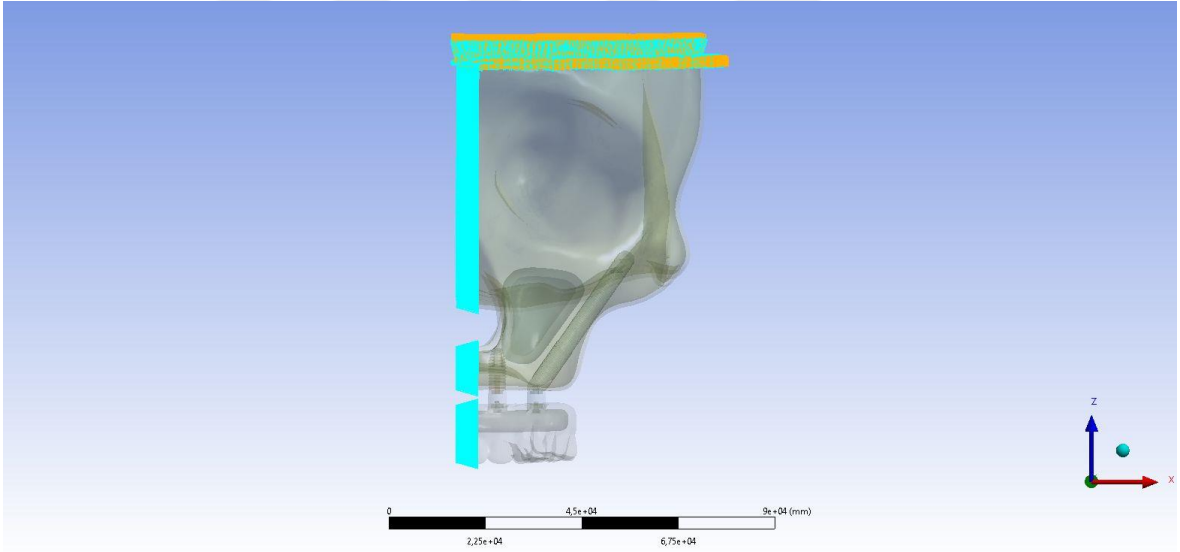
Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında 4 analiz modeli için toplam 8 lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.9. Oblik yükleme senaryosu



Şekil 3.10. Vertikal yükleme senaryosu



Şekil 3.11. Sınır noktaları

3.6. Kuantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan dört analiz modeli için bilgiler aşağıdaki tabloda paylaşılmıştır.

Tablo 3.3. Çalışmadaki Modellerin Düğüm Sayısı ve Eleman Sayısı

	Total # of Nodes	Total # of Elements
Model 1	769269	3021399
Model 2	929070	3666789
Model 3	618060	2410000
Model 4	783494	3079228

3.7. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir.

Yapılan analizlerde tüm temas bölgeleri arasında BONDED tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

4. BULGULAR

Çalışmamızda atrofik maksilla için 4 model oluşturulmuştur. Tüm modellerde anteriorda 2 numaralı diş bölgesine konvansiyonel dental implantlar yerleştirilmiştir. Posterior bölgede 5 numaralı diş bölgesine zigoma implant ve trans-sinüs implant ikişer modele yerleştirilmiştir. Zigoma implant ve trans-sinüs implant yerleştirilen birer modele 7 numaralı diş bölgesine denk gelecek şekilde pterygoid implant ilave edilmiştir. Bu çalışmada hazırlanan modellere vertikal ve 20° oblik olmak üzere iki yönden kuvvet uygulanarak 8 adet lineer çözümleme yapılmıştır. Bu çözümlemelerin her birinde implantlar, abutment ve bar için Von Mises; kortikal ve trabeküler kemik tabakaları için, maksimum (Pmax) ve minimum (Pmin) asal stres değerleri elde edildi. İmplantlar üzerinde oluşan stresler incelenirken Von Mises stres (VMS) değerleri, kemik üzerinde oluşan stresler incelenirken ise maksimum ve minimum asal stres değerleri dikkate alındı. Elde edilen veriler literatür bilgileri ışığında değerlendirilmiş ve oluşturulan tablo ve grafikler üzerinde incelenerek yorumlanmıştır.

4.1. Vertikal Kuvvetler

4.1.1. Vertikal Kuvvetler Altında İmplantlarda Oluşan Maksimum Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

4.1.1.1. Vertikal Kuvvetler Altında Anterior (2 Numaralı Bölge) İmplantta Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Vertikal kuvvetlerin sonucuna göre gruplara ait anterior bölgedeki implantların boyun bölgelerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.1).

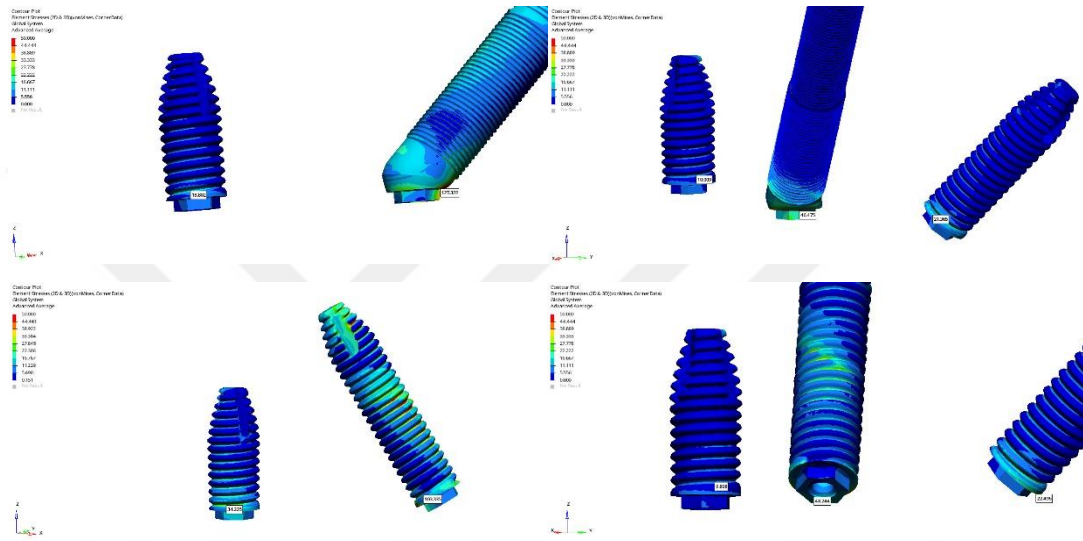
Tablo 4.1. Vertikal kuvvetler altında anterior implantta oluşan Von Mises stres değerleri

Vertikal	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
İmplant 2	18,802	10,009	34,225	9,898

Anterior implant bölgesinde en çok stres değerleri Model 3'te gözlenmiştir. Model 3'ten sonra en çok stres değeri Model 1'de gözlenmiştir. Model 4'te en az stres değeri gözlenirken Model 2 ile değerler birbirine yakın bulunmuştur.

Bu veriler doğrultusunda; vertikal kuvvetler altında zigoma implantları ile trans-sinüs implantların uygulandığı modellerde anterior implantların boyun bölgelerindeki stres değerleri birbirine yakın bulunmuştur. Buna karşın modellere eklenen pterygoid implantların anteriordaki implantların boyun bölgesindeki stresleri azalttığı görülmüştür.

Vertikal kuvvetler altında anterior (2 Numaralı Bölge) implantta oluşan Von Mises stres değerlerine ait bulgular Şekil 4.1’de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Vertikal kuvvetler altında anterior implantta oluşan VMS değerleri

4.1.1.2. Vertikal Kuvvetler Altında Posterior (5 Numaralı Bölge) İmplantta Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

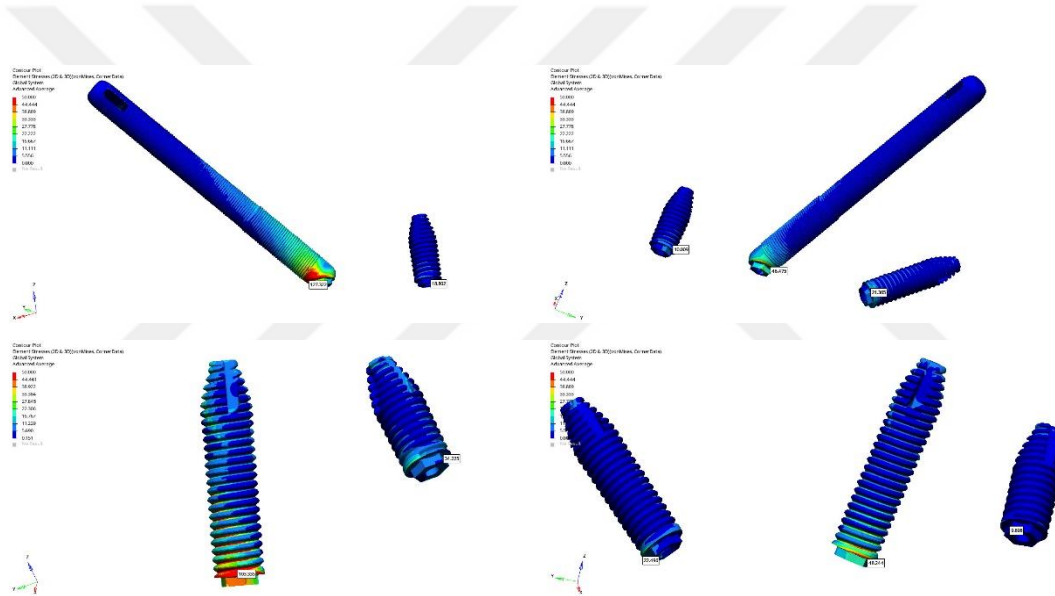
Vertikal kuvvetlerin sonucuna göre gruplara ait posterior bölgedeki implantların boyun bölgelerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Vertikal kuvvetler altında posterior implantta oluşan Von Mises stres değerleri

Vertikal	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
İmplant 5	127,322	46,475	103,335	48,244

Konvansiyonel implant ve zigomatik implantı içeren 1. Modeldeki zigoma implantının boyun bölgesindeki stres değeri gruplar arasındaki en büyük değerdir. Trans-sinüs implantın boyun bölgesine gelen stres değeri incelendiğinde ise yaklaşık 24 MPa zigoma implant grubundan düşük olduğu bulunmuştur. Her iki pterygoid implant içeren modellerde posterior bölgedeki implantlara gelen stres değerlerinde yarıdan fazla düşüş meydana gelmiştir. Model 2 ve Model 4 birbirine oldukça yakın olmakla birlikte posterior implant bölgesindeki implantların boyun bölgelerinde oluşan en düşük Von Mises stres değeri Model 2 ile zigoma + pterygoid implant grubunda olmuştur.

Vertikal kuvvetler altında posterior (5 Numaralı Bölge) implantta oluşan Von Mises stres değerlerine ait bulgular Şekil 4.2’de gösterilmiştir.



Şekil 4.2. Vertikal kuvvetler altında posterior implantta oluşan VMS değerleri

4.1.1.3. Vertikal Kuvvetler Altında Pterygoid (7 Numaralı Bölge) İmplantta Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

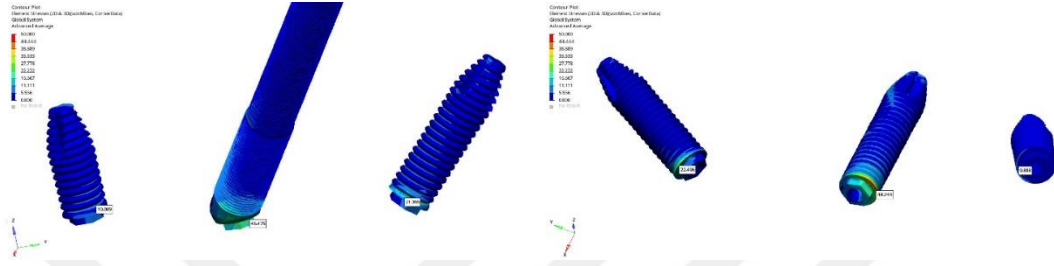
Vertikal kuvvetlere göre gruplara ait pterygoid implantların boyun bölgelerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. Vertikal kuvvetler altında pterygoid implantta oluşan Von Mises stres değerleri

Vertikal	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
İmplant 7	x	21,365	x	22,496

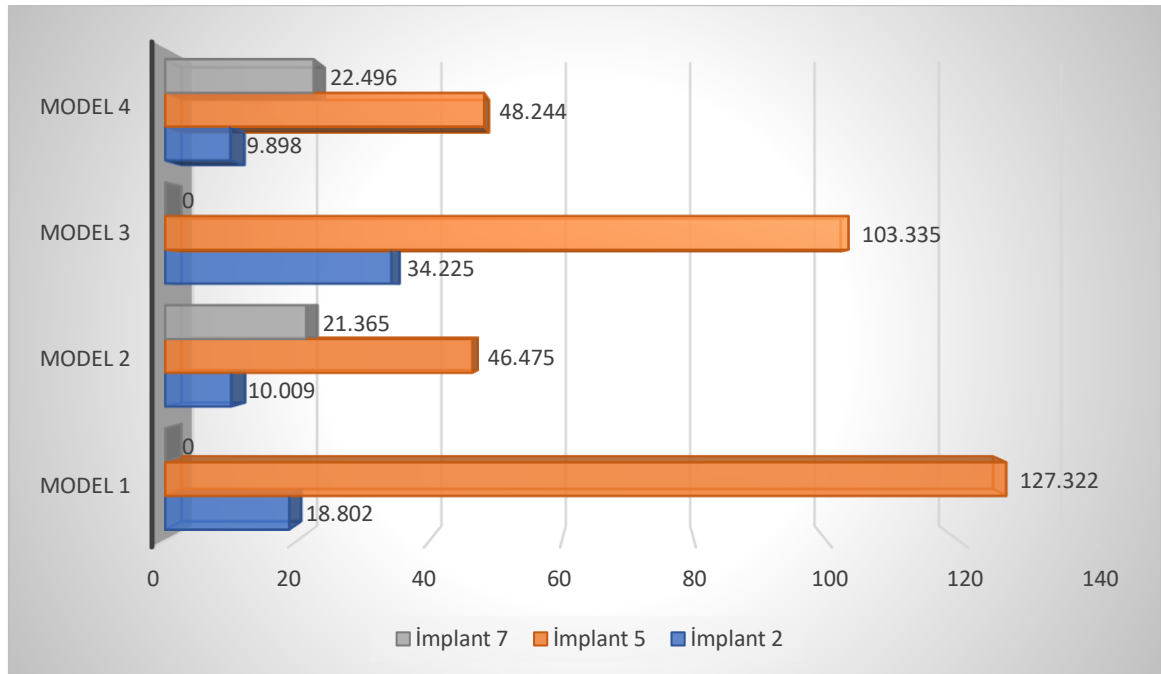
Pterygoid implant grupları arasındaki Von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında Model 2 ve Model 4 birbirine yakın sonuçlar vermiştir. Pterygoid implantlarda düşük Von Mises stres değeri Model 2’de bulunmuştur.

Vertikal kuvvetler altında pterygoid (7 Numaralı Bölge) implantta oluşan Von Mises stres değerlerine ait bulgular Şekil 4.3’te gösterilmiştir.



Şekil 4.3. Vertikal kuvvetler altında pterygoid implantta oluşan VMS değerleri

4.1.1.3. Vertikal Kuvvetler Altında İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması



Şekil 4.4. Vertikal kuvvetler altında implantlarda oluşan VMS değerlerinin karşılaştırılması

Vertikal kuvvetlere göre tüm modeller için genel bir değerlendirme yapıldığında:

- Vertikal kuvvetlerde oluşan streslerin implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığı saptanmıştır.
- İmplantlar arasındaki en fazla Von Mises stres değeri Model 1'deki zigoma implantında gerçekleşmiştir.
- İmplantlar arasındaki en az Von Mises stres değeri Model 4'teki konvansiyonel implantta görülmüştür. Bu değeri yaklaşık 0,1 MPa farkla Model 2'deki anterior konvansiyonel implant izlemiştir.
- Pterygoid implantların kullanılmadığı modellerde posterior bölgede zigoma implantında trans-sinüs implanta göre daha fazla stres oluştuğu görülürken, anterior bölgede zigoma implantı modelinde daha az stres oluşmuştur.
- Pterygoid implantların kullanıldığı gruplarda konvansiyonel implantların boyun bölgelerindeki stres değerlerini trans-sinüs implant grubunda yaklaşık 3 kat, zigoma grubunda yaklaşık 2 kat azalttığı gözlenmiştir.
- Pterygoid implantların kullanıldığı gruplarda posterior bölgedeki implantların boyun bölgelerindeki stres değerlerini trans-sinüs implant grubunda yaklaşık 2 kat, zigoma grubunda yaklaşık 3 kat azalttığı gözlenmiştir.
- Pterygoid implantların kullanımının vertikal kuvvetlerin oluşturduğu stresleri posterior implantlar ve konvansiyonel implantlarla birlikte paylaştığı ve her iki bölgenin yüklerini karşılamada olumlu katkılar sağladığı düşünülmektedir.

4.1.2. Vertikal Kuvvetler Altında Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

4.1.2.1. Vertikal Kuvvetler Altında Anterior (2 Numaralı Bölge) Abutmentte Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

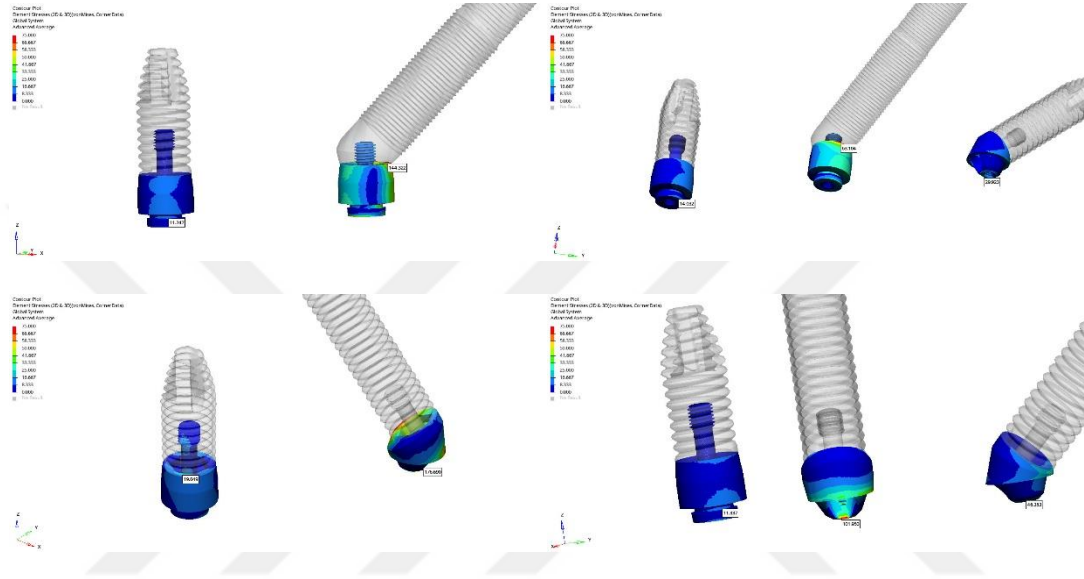
Vertikal kuvvetlerin sonucuna göre anterior implant bölgesindeki abutmentlerde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Vertikal kuvvetler altında anterior implanttaki abutmentte oluşan VMS değerleri

Vertikal	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Abutment 2	11,247	14,032	19,049	11,337

Anterior implant bölgesinde abutmentlerdeki en çok stres değerleri Model 3'te gözlenmiştir. Model 3'ten sonra en çok stres değeri Model 2'de görülmüştür. Model 1'de en az stres değeri gözlenirken Model 4 ile değerler birbirine yakın bulunmuştur.

Vertikal kuvvetler altında anterior (2 Numaralı Bölge) implanttaki abutmentte oluşan Von Mises stres değerlerine ait bulgular Şekil 4.5'te gösterilmiştir.



Şekil 4.5. Vertikal kuvvetler altında anterior implanttaki abutmentte oluşan VMS değerleri

4.1.2.2. Vertikal Kuvvetler Altında Posterior (5 Numaralı Bölge) Abutmentte Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Vertikal kuvvetlerin sonucuna göre posterior implant bölgesindeki abutmentlerde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.5).

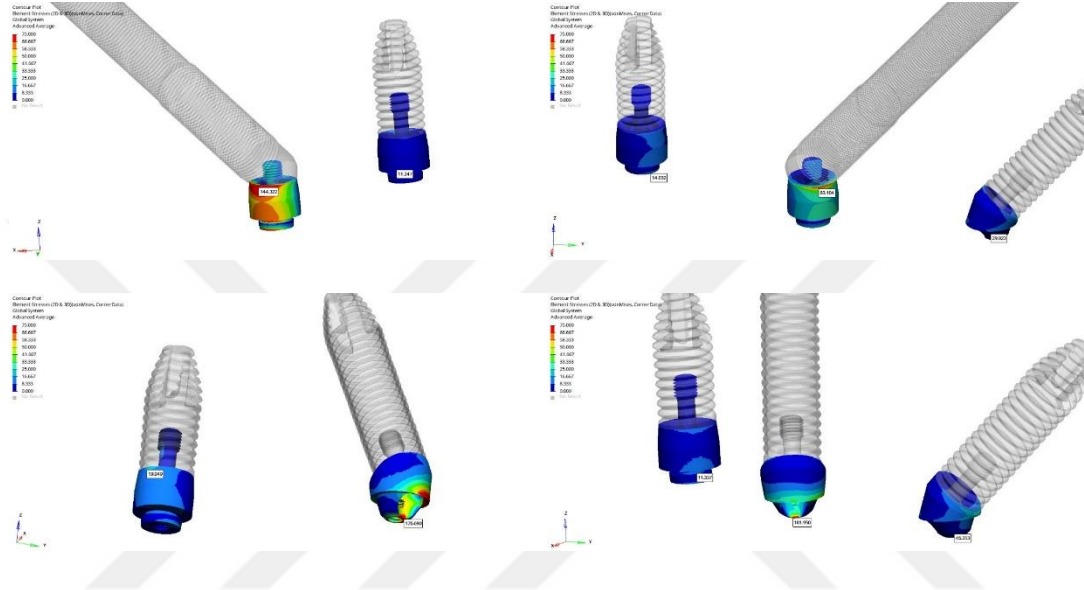
Tablo 4.5. Vertikal kuvvetler altında posterior implanttaki abutmentte oluşan VMS değerleri

Vertikal	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Abutment 5	144,322	63,104	176,69	101,95

Posterior bölgedeki implantların boyun bölgesindeki stres değerleri arasındaki en büyük değer konvansiyonel implant + trans-sinüs implant grubunda olduğu görülmüştür. 2. Model'deki zigoma implantının boyun bölgesindeki stres değeri gruplar arasındaki en küçük

değerdir. Pterygoid implant uygulanan iki modelde de posterior bölgedeki implantlara gelen stres değerlerinde azalma görülmüş olup, zigoma implantı grubunda yarıdan fazla düşüş meydana gelmiştir.

Vertikal kuvvetler altında posterior (5 Numaralı Bölge) implanttaki abutmentte oluşan Von Mises stres değerlerine ait bulgular Şekil 4.6’da gösterilmiştir.



Şekil 4.6. Vertikal kuvvetler altında posterior implanttaki abutmentte oluşan VMS değerleri

4.1.2.3. Vertikal Kuvvetler Altında Pterygoid (7 Numaralı Bölge) İmplanttaki Abutmentte Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

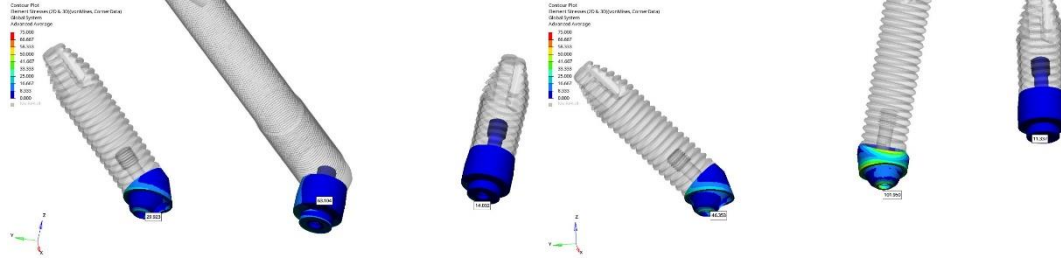
Vertikal kuvvetlerin sonucuna göre gruplara ait abutmentlerde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. Vertikal kuvvetler altında pterygoid implanttaki abutmentte oluşan Von Mises stres değerleri

Vertikal	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Abutment 7	x	29,923	x	46,353

Pterygoid implantların abutmentleri arasındaki Von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında Model 4’te daha fazla stres olduğu gözlenmiştir. İki grup arasında 16,43 MPa fark bulunmuştur.

Vertikal kuvvetler altında pterygoid (7 Numaralı Bölge) implanttaki abutmentte oluşan Von Mises stres değerlerine ait bulgular Şekil 4.7’de gösterilmiştir.



Şekil 4.7. Vertikal kuvvetler altında pterygoid implanttaki abutmentte oluşan VMS değerleri

4.1.3. Vertikal Kuvvetler Altında Barda Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

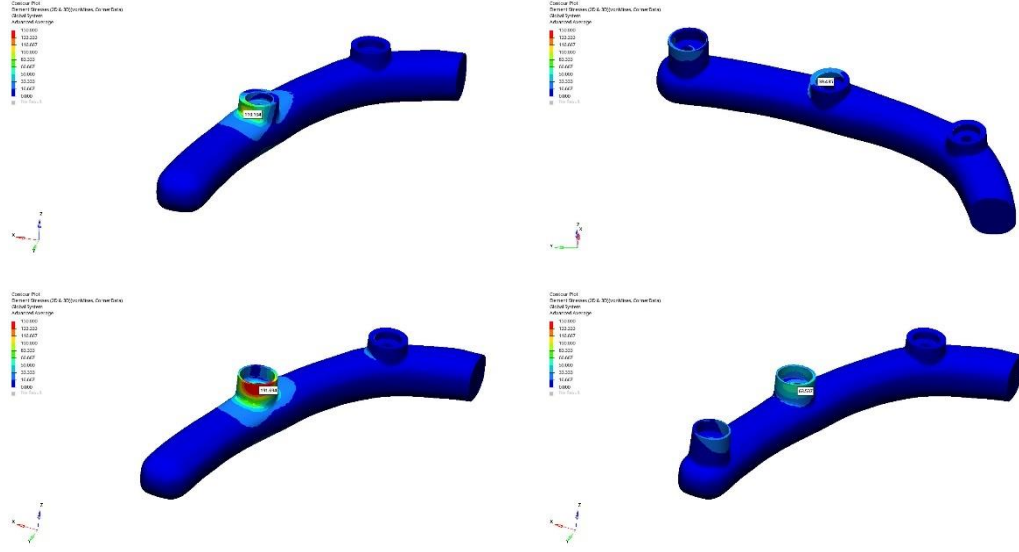
Vertikal kuvvetlerin sonucuna göre gruplara ait barda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.7).

Tablo 4.7. Vertikal kuvvetler altında barda oluşan Von Mises stres değerleri

Vertikal	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Bar	110,104	39,435	191,694	63,537

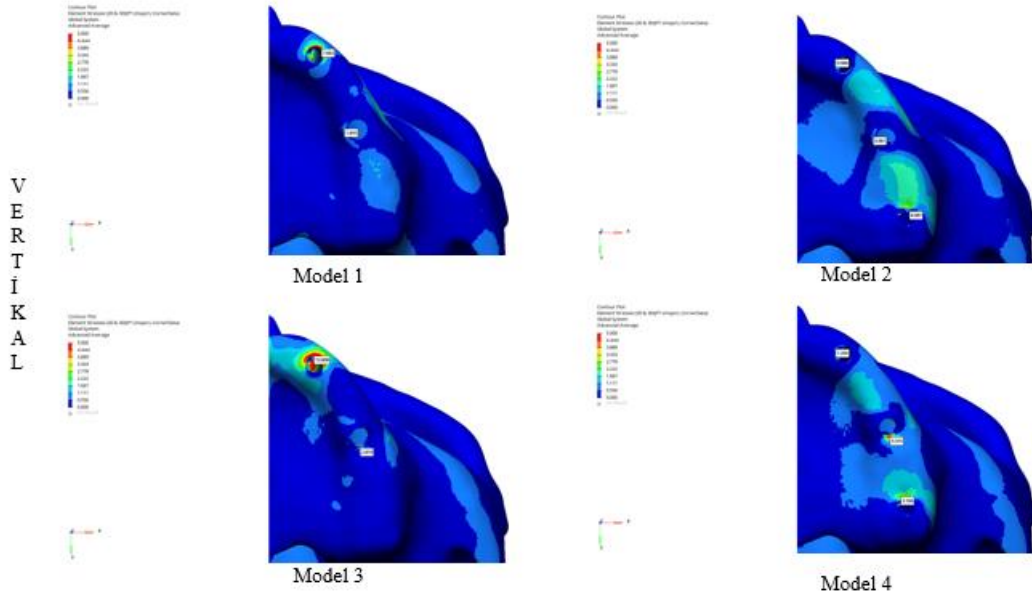
Barda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri incelendiğinde Model 3’te en çok stresin meydana geldiği görülmüştür. En az stres ise konvansiyonel implant + zigoma ile Model 2’de oluşmuştur.

Vertikal kuvvetler altında barda oluşan Von Mises stres değerlerine ait bulgular Şekil 4.8’de gösterilmiştir.



Şekil 4.8. Vertikal kuvvetler altında barda oluşan VMS değerleri

4.1.4. Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principle (Pmax) Stres Değerlerine Ait Bulgular



Şekil 4.9. Vertikal kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan (Pmax) stres değerleri

Vertikal kuvvetlerin sonucuna göre kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. Vertikal kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan (Pmax) stres değerleri

Vertikal Pmax	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Kortikal 2	7,662	0,986	13,808	1,204
Kortikal 5	1,845	0,961	2,819	5,315
Kortikal 7	x	8,087	x	3,166

Vertikal kuvvetlerin sonucuna göre anterior implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri arasında en yüksek değer Model 3'te oluşmuştur. Anterior implantların çevresindeki kortikal kemikte en az stres ise Model 2'de gerçekleşmiştir. Model 2 ve Model 4 birbirine yakın sonuçlar vermiştir. Oransal olarak bakıldığında pterygoid implantların kullanılmadığı Model 3'te Model 4'e göre yaklaşık 11 kat daha fazla stres oluştuğu görülmüştür. Elde edilen bu verilere bakılarak vertikal kuvvetler altında pterygoid implant yerleştirilen grupların anterior bölgedeki implantlar etrafındaki kortikal kemikteki streslerin azalmasına katkı sağlamıştır.

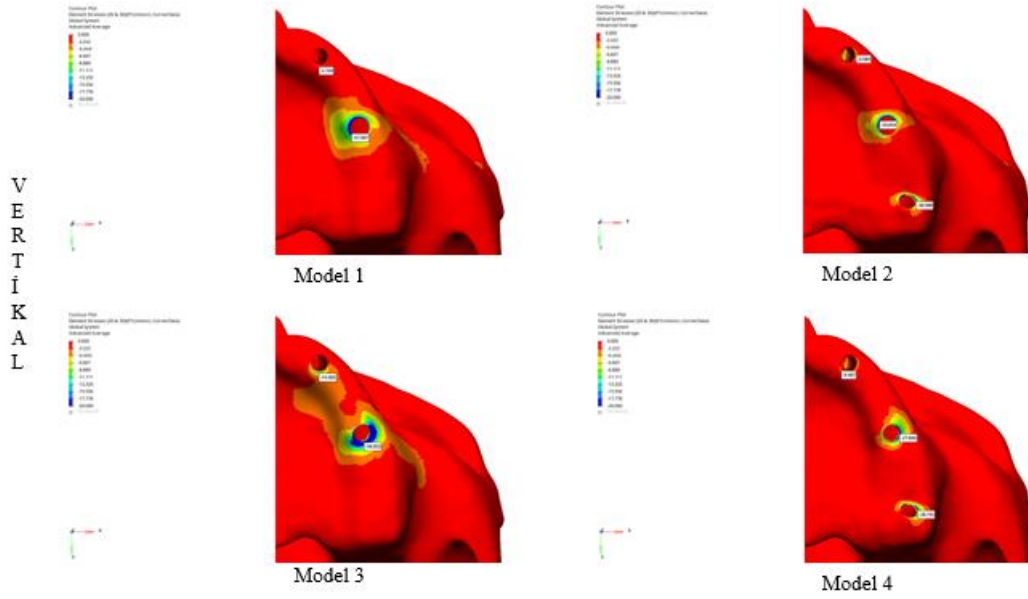
Posterior implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri incelendiğinde en az stres zigoma implantının çevresindeki kortikal kemikte meydana gelirken en fazla stres ise trans-sinüs implantın pterygoid implantla birlikte kullanıldığı Model 4'te oluşmuştur. Oransal olarak bakacak olursak en az stresin oluştuğu Model 2 ile en çok stresin oluştuğu Model 4 arasında yaklaşık 6 kat fark olduğu gözlenmiştir.

Pterygoid implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri incelendiğinde en az stres Model 4'teki implantta oluşmuştur. Her iki pterygoid implant arasında stres değeri olarak yaklaşık 2,5 kat fark olduğu gözlenmiştir.

Tüm bölgeler için genel bir değerlendirme yapıldığında:

- Kortikal kemikteki en fazla stres değeri Model 3'ün anteriordaki konvansiyonel implantın çevresinde gerçekleşmiştir.
- Kortikal kemikteki en az stres değeri Model 2'deki zigoma implant çevresinde görülmüştür. Bu değeri 0,025 MPa farkla Model 2'deki anterior konvansiyonel implant çevresindeki kortikal kemik izlemiştir.
- Pterygoid implantların kullanıldığı gruplarda konvansiyonel implantların çevresindeki kortikal kemikte çok daha düşük stres değerleri gözlenmiştir.

4.1.5. Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principle (Pmin) Stres Değerlerine Ait Bulgular



Şekil 4.10. Vertikal kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan (Pmin) stres değerleri

Vertikal kuvvetlerin sonucuna göre kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.9).

Tablo 4.9. Vertikal kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan (Pmin) stres değerleri

Vertikal Pmin	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Kortikal 2	-2,729	-4,683	-14,065	-4,607
Kortikal 5	-47,097	-20,654	-59,053	-27,846
Kortikal 7	x	-30,588	x	-28,755

Vertikal kuvvetlerin sonucuna göre anterior implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri arasında en yüksek değer Model 3'te oluşmuştur. Anterior implantların çevresindeki kortikal kemikte en az stres Model 1'de meydana gelmiştir. Model 2 ve Model 4 birbirine yakın sonuçlar vermiştir.

Posterior implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri incelendiğinde en az stres Model 2'deki zigoma implantının çevresindeki kortikal kemikte

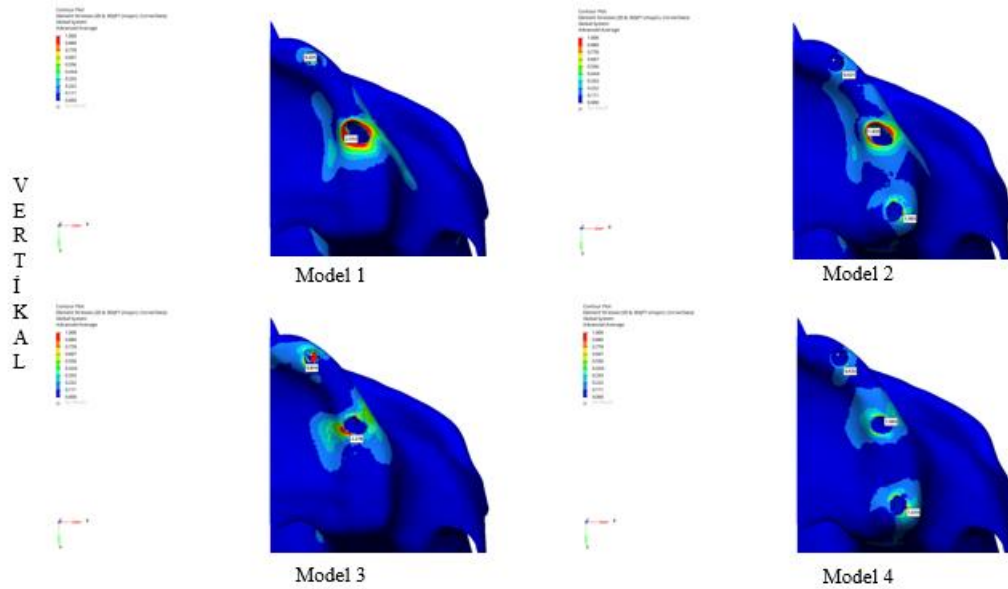
meydana gelirken en fazla stres ise Model 3'teki trans-sinüs implantın çevresindeki kemikte oluşmuştur.

Pterygoid implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri birbirine yakın bulunmuştur.

Tüm bölgeler için genel bir değerlendirme yapıldığında:

- Kortikal kemikteki en fazla stres değeri Model 3'teki trans-sinüs implantın çevresinde gerçekleşmiştir.
- Kortikal kemikteki en az stres değeri Model 1'deki anterior konvansiyonel implant çevresinde görülmüştür.
- Model 1 ve Model 2 incelendiğinde anterior konvansiyonel implantın çevresindeki kortikal kemikte görülen basma tipi streslerinin pterygoid implant uygulamasıyla yaklaşık 2 kat arttığı bulunmuştur.
- Modellere pterygoid implant uygulanması posterior bölgedeki implantların çevresindeki kortikal kemikteki stresleri yaklaşık yarı yarıya azaltmıştır.

4.1.6. Vertikal Kuvvetler Altında Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Principle (Pmax) Stres Değerlerine Ait Bulgular



Şekil 4.11. Vertikal kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan (Pmax) stres değerleri

Vertikal kuvvetlerin sonucuna göre trabeküler kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.10).

Tablo 4.10. Vertikal kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan (Pmax) stres değerleri

Vertikal Pmax	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Trabeküler 2	0,201	0,421	0,816	0,433
Trabeküler 5	2,514	1,92	2,278	1,046
Trabeküler 7	x	1,093	x	1,618

Vertikal kuvvetlerin altında anterior implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri arasında en yüksek değer Model 3'te meydana gelmiştir. En az stres Model 1'de oluşurken, Model 2 ve Model 4 birbirine yakın sonuçlar vermiştir.

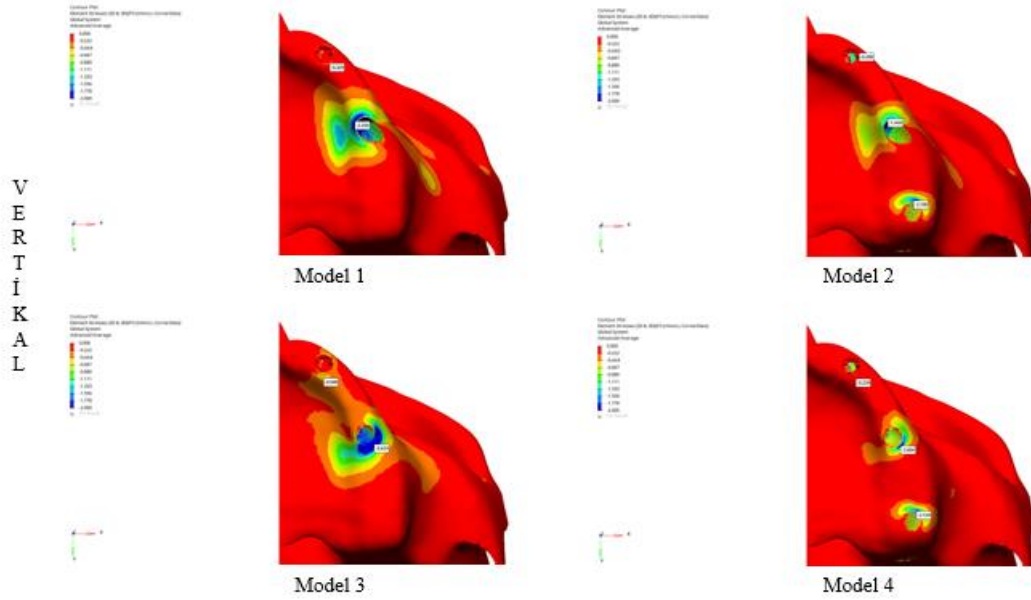
Posterior implant etrafındaki trabeküler kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri incelendiğinde en az stres Model 4'teki trans-sinüs implantın çevresindeki trabeküler kemikte meydana gelirken en fazla stres ise Model 1'deki zigoma implantın etrafındaki kemikte gerçekleşmiştir.

Pterygoid implantların etrafındaki trabeküler kemikte Model 2'de daha düşük stres değerleri bulunmuştur.

Tüm bölgeler için genel bir değerlendirme yapıldığında:

- Trabeküler kemikteki en fazla stres değeri Model 1'deki zigoma implantının çevresinde gerçekleşmiştir.
- Trabeküler kemikteki en az stres değeri Model 1'deki anterior konvansiyonel implant çevresinde görülmüştür.
- Zigoma implantlarla birlikte pterygoid implant uygulanmasının anteriordaki konvansiyonel implantların etrafındaki kemikteki stresleri arttırdığı ancak trans-sinüs implantlarla birlikte pterygoid implant uygulamasının anteriordaki konvansiyonel implantların etrafındaki kemikte çekme tipi stres değerlerini azalttığı saptanmıştır.
- Pterygoid implant uygulanması trans-sinüs implantların kullanıldığı grupta zigoma implant uygulanan gruba göre daha olumlu sonuçlar vermiştir.

4.1.7. Vertikal Kuvvetler Altında Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principle (Pmin) Stres Değerlerine Ait Bulgular



Şekil 4.12. Vertikal kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan (Pmin) stres değerleri

Vertikal kuvvetlerin sonucuna göre trabeküler kemikte oluşan minimum asal stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.11).

Tablo 4.11. Vertikal kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan (Pmin) stres değerleri

Vertikal Pmin	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Trabeküler 2	-0,329	-0,2	-0,599	-0,229
Trabeküler 5	-2,254	-1,446	-5,423	-2,604
Trabeküler 7	x	-2,1	x	-2,129

Vertikal kuvvetlerin altında anterior implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan minimum asal stres değerleri arasında en yüksek değer Model 3'te oluşurken, en az stres değeri Model 2'de gerçekleşmiştir.

Posterior implant etrafındaki trabeküler kemikte oluşan minimum asal stres değerleri incelendiğinde en fazla stres ise Model 3'teki trans-sinüs implantın çevresindeki trabeküler kemikte meydana gelirken en az stres Model 2'deki zigoma implantın etrafındaki kemikte gerçekleşmiştir.

Pterygoid implantların etrafındaki trabeküler kemikte oluşan minimum asal stres değerleri birbirine yakın bulunmuştur.

Tüm bölgeler için genel bir değerlendirme yapıldığında:

- Trabeküler kemikteki en fazla stres değeri Model 3'teki transsinüs implantın çevresinde gerçekleşmiştir.
- Trabeküler kemikteki en az stres değeri Model 2'deki anterior konvansiyonel implant çevresinde görülmüştür.
- Zigoma ve trans-sinüs implant modellerine pterygoid implant uygulanmasının her iki grup için de trabeküler kemikteki basma tipi stresleri azalttığı gözlenmiştir.

4.2. Oblik Kuvvetler

4.2.1. Oblik Kuvvetler Altında İmplantlarda Oluşan Maksimum Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

4.2.1.1. Oblik Kuvvetler Altında Anterior (2 Numaralı Bölge) İmplantta Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Oblik kuvvetlerin sonucuna göre gruplara ait implantların boyun bölgelerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.12).

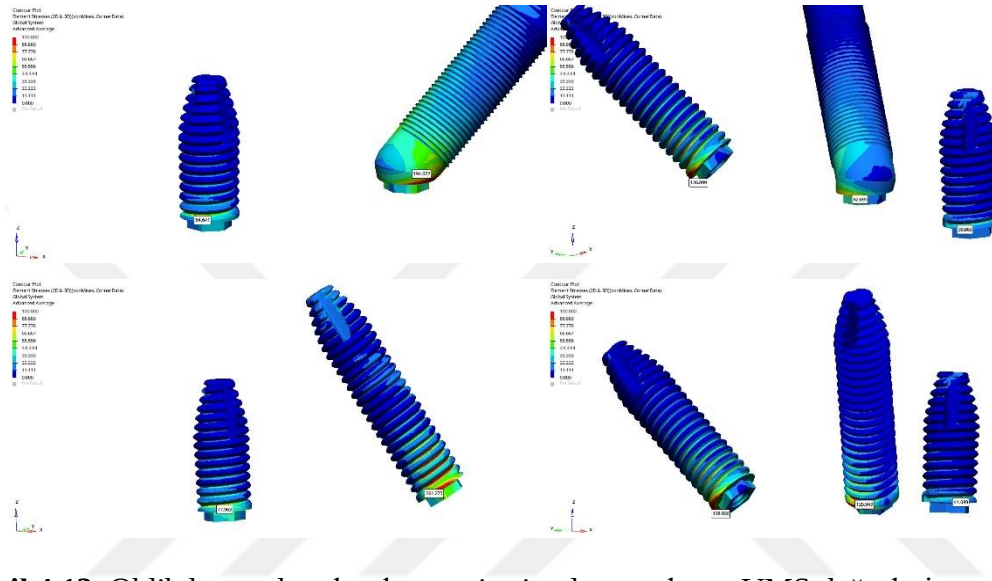
Tablo 4.12. Oblik kuvvetler altında anterior implantta oluşan Von Mises stres değerleri

Oblik	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
İmplant 2	64,641	39,863	77,963	41,089

Anterior implantların en çok stres değerleri Model 3'te gözlenmiştir. Model 3'ten sonra en çok stres değeri Model 1'de gözlenmiştir. Model 2'de en az stres değeri oluşmuştur.

Bu sonuçlara göre; oblik kuvvetler altında modellere eklenen pterygoid implantların anteriordaki implantlarda Von Mises stres değerlerini azalttığı ve ilave edilmesinin faydalı olduğu görülmektedir.

Oblik kuvvetler altında anterior (2 Numaralı Bölge) implantta oluşan Von Mises stres değerlerine ait bulgular Şekil 4.13'te gösterilmiştir.



Şekil 4.13. Oblik kuvvetler altında anterior implantta oluşan VMS değerleri

4.2.1.2. Oblik Kuvvetler Altında Posterior (5 Numaralı Bölge) İmplantta Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

Oblik kuvvetlerin sonucuna göre gruplara ait implantların boyun bölgelerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.13).

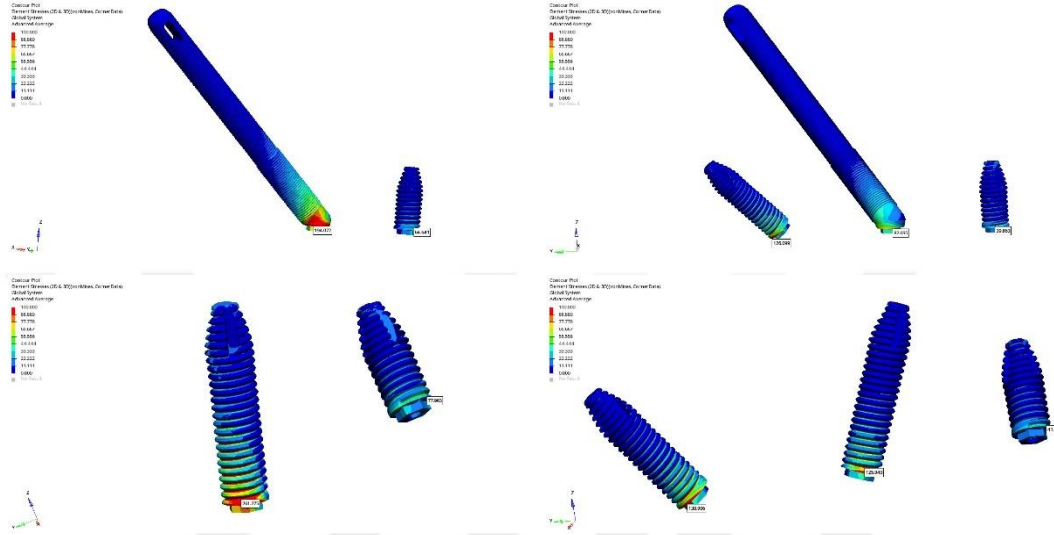
Tablo 4.13. Oblik kuvvetler altında posterior implantta oluşan Von Mises stres değerleri

Oblik	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
İmplant 5	194,072	82,695	261,275	125,949

Posterior implantlar arasında en yüksek Von Mises stres değeri Model 3'teki trans-sinüs implantta meydana gelmiştir. Posteriordaki en az Von Mises stresinin olduğu model ise zigoma + pterygoid implant modelidir. Her iki pterygoid implant içeren modellerde

posterior bölgedeki implantlara gelen stres değerlerinde yarıdan fazla düşüş meydana gelmiştir.

Oblik kuvvetler altında posterior implantta oluşan Von Mises stres değerlerine ait bulgular Şekil 4.14’te gösterilmiştir.



Şekil 4.14. Oblik kuvvetler altında posterior implantta oluşan VMS değerleri

4.2.1.3. Oblik Kuvvetler Altında Pterygoid (7 Numaralı Bölge) İmplantta Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

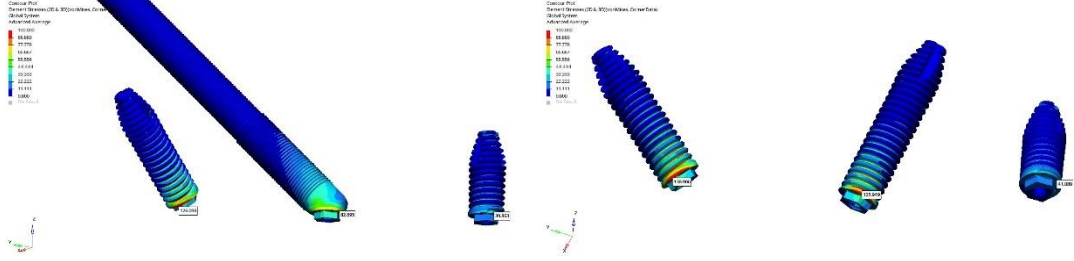
Oblik kuvvetlerin sonucuna göre gruplara ait implantların boyun bölgelerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.14).

Tablo 4.14. Oblik kuvvetler altında pterygoid implantta oluşan Von Mises stres değerleri

Oblik	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
İmplant 7	x	21,365	x	22,496

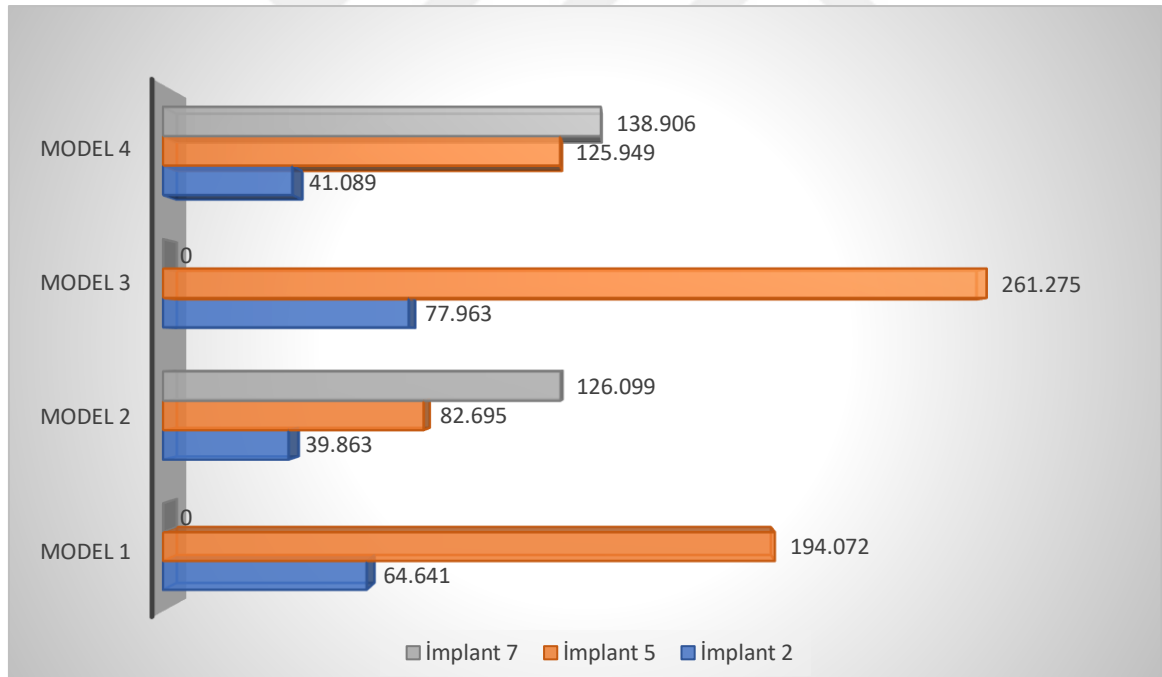
Oblik kuvvetlere göre pterygoid implant grupları arasındaki Von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında Model 2 ve Model 4 birbirine yakın sonuçlar vermiştir. Pterygoid implantlarda düşük Von Mises stres değeri Model 2’de bulunmuştur.

Oblik kuvvetler altında pterygoid (7 Numaralı Bölge) implantta oluşan Von Mises stres değerlerine ait bulgular Şekil 4.15'te gösterilmiştir.



Şekil 4.15. Oblik kuvvetler altında pterygoid implantta oluşan VMS değerleri

4.1.1.3. Oblik Kuvvetler Altında İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması



Şekil 4.16. Oblik kuvvetler altında implantlarda oluşan VMS stres değerlerinin karşılaştırılması

Oblik kuvvetlere göre tüm modeller için genel bir değerlendirme yapıldığında:

- İmplantlar arasındaki en fazla Von Mises stres değeri Model 3'teki trans-sinüs implantında gerçekleşmiştir.
- İmplantlar arasındaki en az Von Mises stres değeri Model 2'deki konvansiyonel implantta görülmüştür.
- Vertikal kuvvetler altında pterygoid implantların kullanılmadığı modellerde; posterior bölgede zigoma implantında trans-sinüs implanta göre daha fazla stres meydana geldiği görülürken, oblik kuvvetler altında trans-sinüs implantlarda zigoma implantına göre daha fazla stres olduğu saptanmıştır.
- Pterygoid implantların kullanıldığı gruplarda konvansiyonel implantların boyun bölgelerindeki stres değerlerini trans-sinüs grubunda yaklaşık 3 kat, zigoma grubunda yaklaşık 2 kat azalttığı gözlenmiştir.
- Pterygoid implantların uygulandığı modellerde posterior implantlar üzerinde oluşan Von Mises streslerinden daha fazlası pterygoid implantlar üzerinde gerçekleşmiştir.
- Oblik kuvvetlerde oluşan streslerin implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığı saptanmıştır.

4.2.2. Oblik Kuvvetler Altında Abutmentlerde Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

4.2.2.1. Oblik Kuvvetler Altında Anterior (2 Numaralı Bölge) İmplanttaki Abutmentte Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

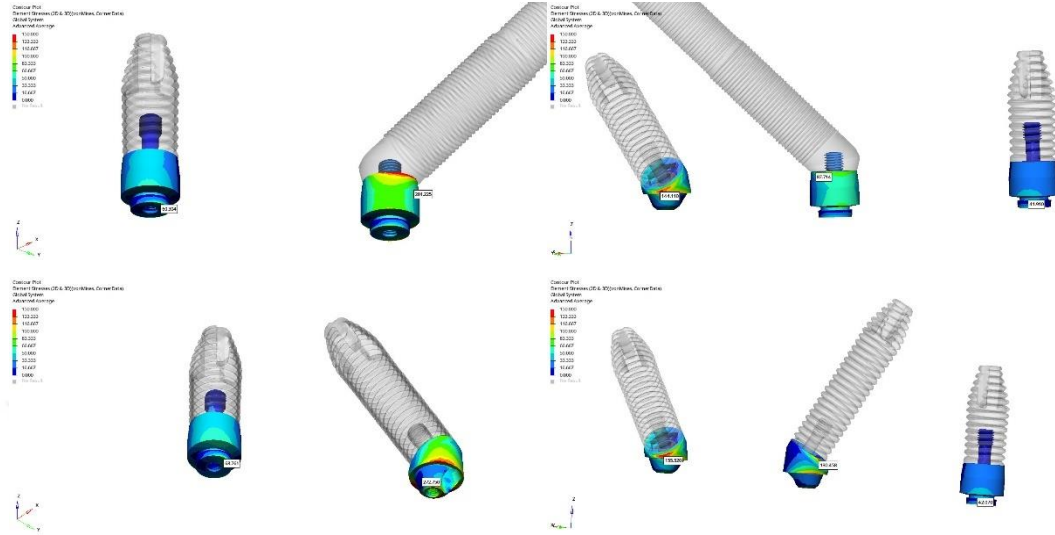
Oblik kuvvetlerin sonucuna göre anteriordaki implantların abutmentlerinde oluşan Von Mises stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.15).

Tablo 4.15. Oblik kuvvetler altında anterior implanttaki abutmentte oluşan VMS değerleri

Oblik	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Abutment 2	60,304	41,91	68,761	42,07

Anterior implant bölgesinde abutmentlerdeki en çok stres değerleri Model 3'te gözlenmiştir. Model 3'ten sonra en çok stres değeri Model 1'de görülmüştür. Model 2'de en az stres değeri gözlenirken Model 4 ile değerler birbirine yakın değer bulunmuştur.

Oblik kuvvetler altında anterior implanttaki abutmentte oluşan Von Mises stres değerlerine ait bulgular Şekil 4.17’de gösterilmiştir.



Şekil 4.17. Oblik kuvvetler altında anterior implanttaki abutmentte oluşan VMS değerleri

4.2.2.2. Oblik Kuvvetler Altında Posterior (5 Numaralı Bölge) Abutmentte Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

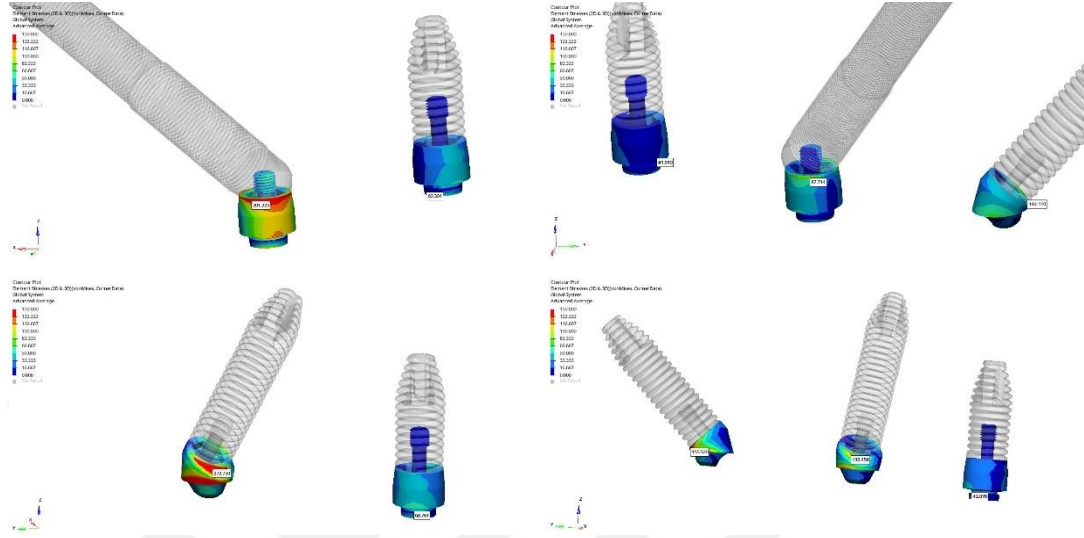
Oblik kuvvetlerin sonucuna göre posteriordaki implantların abutmentlerinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.16).

Tablo 4.16. Oblik kuvvetler altında posterior implanttaki abutmentte oluşan VMS değerleri

Oblik	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Abutment 5	201,225	87,714	272,75	130,458

Posterior bölgedeki implantların boyun bölgesindeki stres değerleri arasındaki en büyük değer konvansiyonel implant + trans-sinüs implant grubunda olduğu görülmüştür. 2. Model’deki zigoma implantının boyun bölgesindeki stres değeri gruplar arasındaki en küçük değerdir. Pterygoid implant uygulanan iki modelde de posterior bölgedeki implantlara gelen stres değerlerinde azalma görülmüş olup; zigoma implantı grubundaki azalma %50’den fazladır.

Oblik kuvvetler altında posterior (5 Numaralı Bölge) implantın abutmentinde oluşan Von Mises stres değerlerine ait bulgular Şekil 4.18’de gösterilmiştir.



Şekil 4.18. Oblik kuvvetler altında posterior implanttaki abutmentte oluşan VMS değerleri

4.2.2.3. Oblik Kuvvetler Altında Pterygoid (7 Numaralı Bölge) İmplanttaki Abutmentte Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

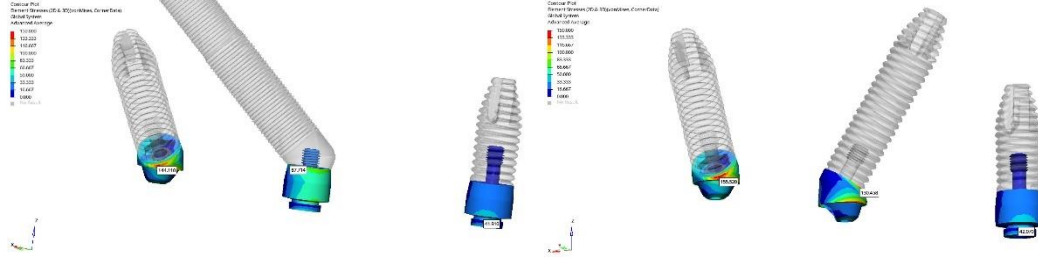
Oblik kuvvetlerin sonucuna göre gruplara ait abutmentlerde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.17).

Tablo 4.17. Oblik kuvvetler altında pterygoid implanttaki abutmentte oluşan VMS değerleri

Oblik	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Abutment 7	x	144,11	x	155,52

Pterygoid implantların abutmenleri arasındaki Von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında Model 4’te daha fazla stres olduğu gözlenmiştir. İki grup arasında 11,41 MPa fark bulunmuştur.

Oblik kuvvetler altında pterygoid implanttaki abutmentte oluşan Von Mises stres değerlerine ait bulgular Şekil 4.19’da gösterilmiştir.



Şekil 4.19. Oblik kuvvetler altında pterygoid implanttaki abutmentte oluşan VMS değerleri

4.2.3. Oblik Kuvvetler Altında Barda Oluşan Von Mises Stres Değerlerine Ait Bulgular

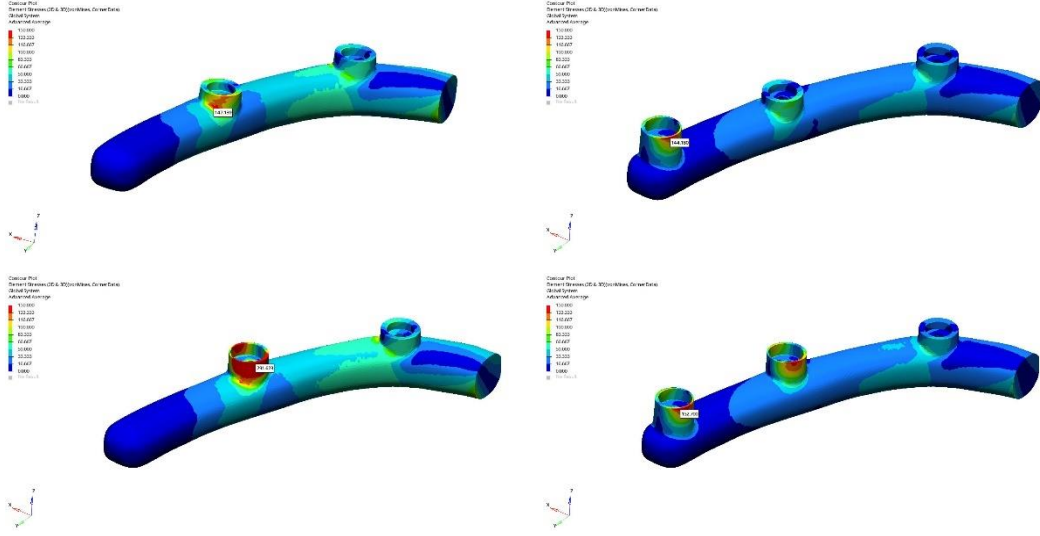
Oblik kuvvetlerin sonucuna göre gruplara ait abutmentlerde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.18).

Tablo 4.18. Oblik kuvvetler altında barda oluşan Von Mises stres değerleri

Oblik	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Bar	147,139	144,18	291,623	152,7

Barda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri incelendiğinde Model 3'te en çok stresin meydana geldiği görülmüştür. En az Von Mises stres değeri ise konvansiyonel implant + zigoma ile Model 2'de gözlenmiştir. Pterygoid implant uygulaması olmadan trans-sinüs implant + konvansiyonel implant modelinde diğer modellere göre protez alt yapı materyaline 2 katı kadar daha fazla stres meydana gelmiştir.

Oblik kuvvetler altında barda oluşan Von Mises stres değerlerine ait bulgular Şekil 4.20'de gösterilmiştir.



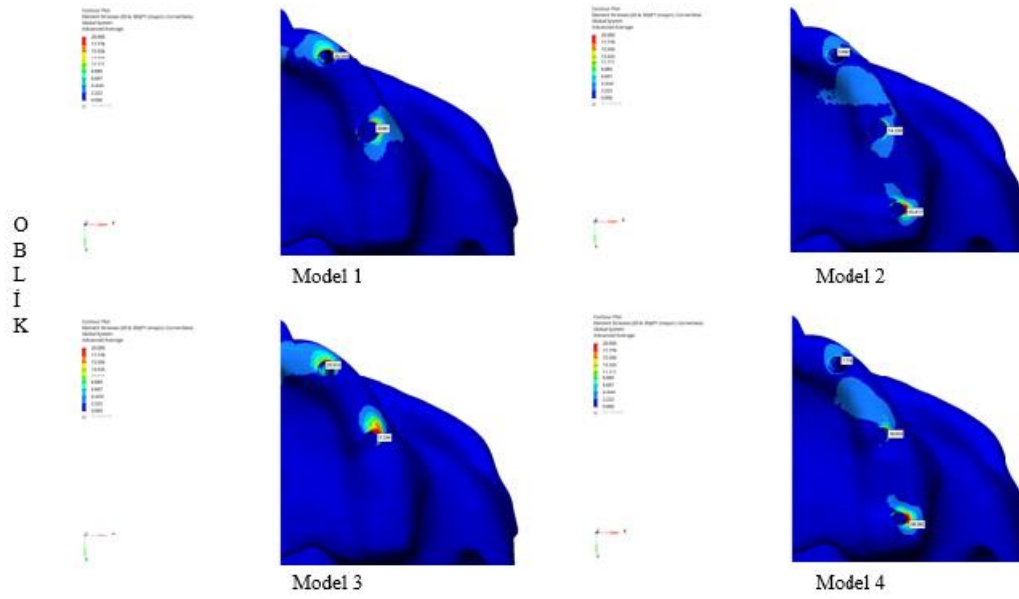
Şekil 4.20. Oblik kuvvetler altında barda oluşan VMS değerleri

4.2.4. Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principle (Pmax) Stres Değerlerine Ait Bulgular

Oblik kuvvetlerin sonucuna göre maksimum asal stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.19).

Tablo 4.19. Oblik kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan Pmax stres değerleri

Oblik Pmax	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Kortikal 2	20,246	5,692	25,512	7,776
Kortikal 5	35,981	14,25	37,234	18,033
Kortikal 7	x	45,417	x	38,582



Şekil 4.21. Oblik kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan (Pmax) stres değerleri

Oblik kuvvetlerin sonucuna göre anterior implant etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri arasında en yüksek değer Model 3'te gerçekleşmiştir. Anterior implantların çevresindeki kortikal kemikte en az stres ise Model 2'de meydana gelmiştir. Elde edilen bu verilere bakılarak; oblik kuvvetler altında pterygoid implant yerleştirilen grupların anterior bölgedeki implantlar etrafındaki kortikal kemikteki streslerin azalmasına etkisi olmuştur.

Pterygoid implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri incelendiğinde, en az stres Model 4'teki implantta oluşmuştur.

Tüm bölgeler için genel bir değerlendirme yapıldığında:

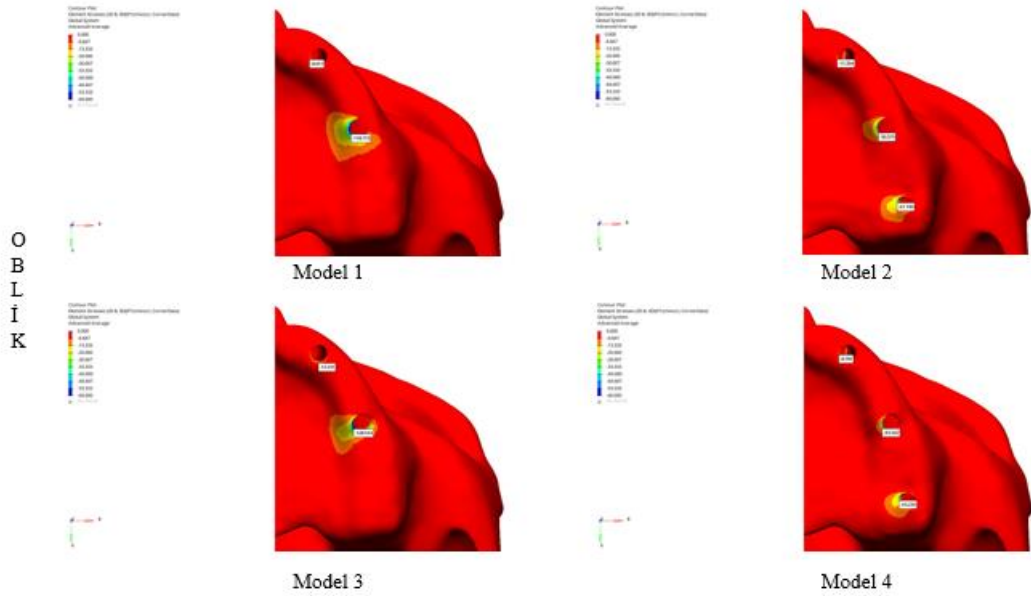
- Kortikal kemikteki en fazla stres değeri Model 2'deki pterygoid implantın çevresinde gerçekleşmiştir.
- Kortikal kemikteki en az stres değeri Model 2'deki zigoma implant çevresinde görülmüştür.
- Oblik kuvvetler altında pterygoid implantların çevresindeki kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri posterior bölgedeki trans-sinüs ve zigoma implantlarının çevresindeki kemikte oluşan Pmax değerinden daha yüksek bulunmuştur.
- Pterygoid implantların kullanıldığı gruplarda konvansiyonel implantların çevresindeki kortikal kemikte çok daha düşük stres değerleri gözlenmiştir.

4.2.5. Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principle (Pmin) Stres Değerlerine Ait Bulgular

Oblik kuvvetlerin sonucuna göre kortikal kemikte oluşan minimum principle stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.20).

Tablo 4.20. Oblik kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan (Pmin) stres değerleri

Oblik (Pmin)	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Kortikal 2	-8,011	-11,354	-12,231	-8,701
Kortikal 5	-118,713	-50,575	-128,514	-45,542
Kortikal 7	x	-41,193	x	-43,234



Şekil 4.22. Oblik kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan (Pmin) stres değerleri

Oblik kuvvetlerin sonucuna göre anterior bölgedeki implantların çevresindeki kortikal kemikte oluşan Pmax stres değerleri arasında en yüksek değer Model 3'te gerçekleşmiştir. Anterior implantların çevresindeki kortikal kemikte en az stres ise Model 1'de meydana gelmiştir. Elde edilen bu verilere bakılarak oblik kuvvetler altında pterygoid implant yerleştirilen grupların anterior bölgedeki implantlar etrafındaki kortikal kemikteki streslerin azalmasına katkı sağlamıştır.

Pterygoid implantların etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri incelendiğinde en az stres Model 4'teki implantta oluşmuştur.

Tüm bölgeler için genel bir değerlendirme yapıldığında:

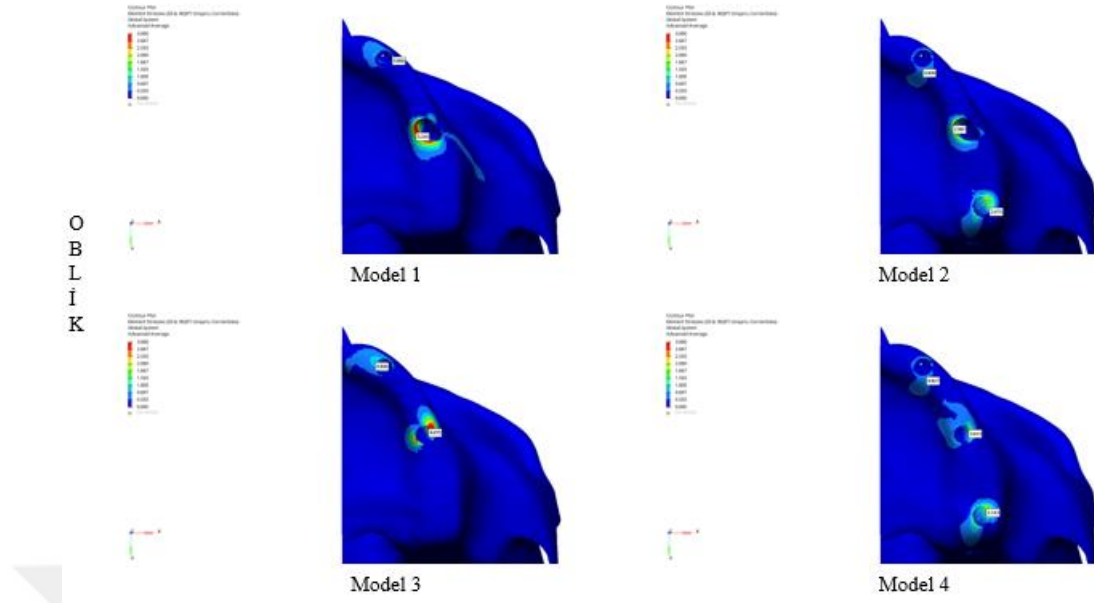
- Kortikal kemikteki en fazla stres değeri Model 3'teki trans-sinüs implantın çevresinde gerçekleşmiştir.
- Kortikal kemikteki en az stres değeri Model 1'deki anterior konvansiyonel implant çevresinde görülmüştür. Bu değeri 0,69 MPa ile Model 4'teki anterior konvansiyonel implant bölgesi izlemektedir.
- Model 1 ve Model 2 incelendiğinde anterior konvansiyonel implantın çevresindeki kortikal kemikte görülen basma tipi streslerinin pterygoid implant uygulamasıyla yaklaşık 2 kat arttığı bulunmuştur.
- Modellere pterygoid implant uygulanması anterior bölgedeki implantların çevresindeki basma tipi stresleri arttırırken, posterior bölgedeki implantların çevresindeki kortikal kemikteki stresleri yaklaşık yarı yarıya azaltmıştır.

4.2.6. Oblik Kuvvetler Altında Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Principle (Pmax) Stres Değerlerine Ait Bulgular

Vertikal kuvvetlerin sonucuna göre trabeküler kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.21).

Tablo 4.21. Oblik kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan (Pmax) stres değerleri

Oblik Pmax	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Trabeküler 2	0,866	0,83	0,846	0,827
Trabeküler 5	5,235	2,997	8,075	3,613
Trabeküler 7	x	2,472	x	2,143



Şekil 4.23. Oblik kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan (Pmax) stres değerleri

Oblik kuvvetlerin altında anterior implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan (Pmax) stres değerleri arasında en yüksek değer Model 1’de meydana gelmiştir. En az stres Model 4’te oluşurken, tüm modeller birbirine yakın sonuçlar vermiştir.

Posterior implant etrafındaki trabeküler kemikte oluşan (Pmax) stres değerleri incelendiğinde en az stres Model 2’deki zigomatik implantın çevresindeki trabeküler kemikte meydana gelirken en fazla stres ise Model 3’teki trans-sinüs implantın etrafındaki kemikte gerçekleşmiştir.

Pterygoid implantların etrafındaki trabeküler kemikte birbirine yakın değerler bulunmuştur.

Tüm bölgeler için genel bir değerlendirme yapıldığında:

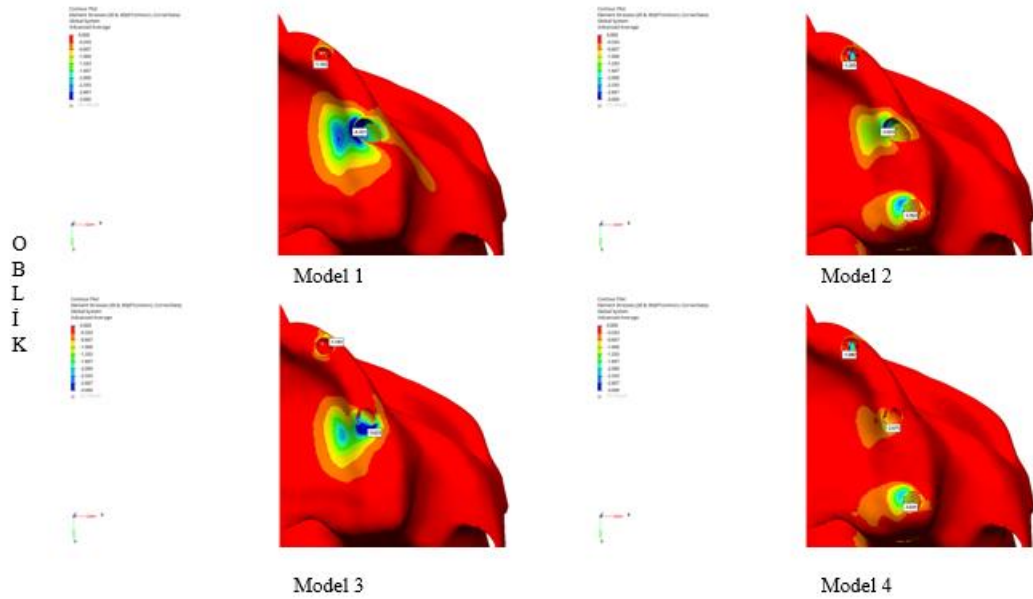
- Trabeküler kemikteki en fazla stres değeri Model 3’teki trans-sinüs implantın çevresinde gerçekleşmiştir.
- Trabeküler kemikteki en az stres değeri Model 4’teki anterior konvansiyonel implant çevresinde görülmüştür.
- Modellere pterygoid implant uygulaması posterior bölgedeki implantların etrafındaki trabeküler kemikteki çekme tipi stresleri azaltmıştır.

4.2.7. Oblik Kuvvetler Altında Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principle (Pmin) Stres Değerlerine Ait Bulgular

Oblik kuvvetlerin sonucuna göre trabeküler kemikte oluşan minimum asal stres değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 4.22).

Tablo 4.22. Oblik kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan (Pmin) stres değerleri

Oblik Pmin	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Trabeküler 2	-1,165	-1,205	-1,191	-1,08
Trabeküler 5	-4,321	-2,023	-5,623	-2,675
Trabeküler 7	x	-3,363	x	-3,631



Şekil 4.24. Oblik kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan (Pmin) stres değerleri

Oblik kuvvetlerin altında anterior implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan (Pmin) stres değerleri arasında en yüksek değer Model 3'te oluşurken, en az stres değeri Model 2'de meydana gelmiştir.

Posterior implant etrafındaki trabeküler kemikte oluşan minimum asal stres değerleri incelendiğinde en fazla stres ise Model 3'teki trans-sinüs implantın çevresindeki trabeküler

kemikte meydana gelirken en az stres Model 2'deki zigoma implantın etrafındaki kemikte gerçekleşmiştir.

Pterygoid implantların etrafındaki trabeküler kemikte oluşan minimum asal stres değerleri birbirine yakın bulunmuştur.

Tüm bölgeler için genel bir değerlendirme yapıldığında:

- Trabeküler kemikteki en fazla stres değeri Model 3'teki trans-sinüs implantın çevresinde gerçekleşmiştir.
- Trabeküler kemikteki en az stres değeri Model 2'deki anterior konvansiyonel implant çevresinde görülmüştür.
- Zigoma ve trans-sinüs implant modellerine pterygoid implant uygulanması her iki grup için de trabeküler kemikteki basma tipi stresleri azalttığı görülürken, trans-sinüs modelinde oransal olarak daha fazla stresleri azaltmıştır.

5. TARTIŞMA

Alveolar kemik rezorpsiyonu, tam çene dişsiz olan hastalarda implant yerleştirilmesini engelleyebilen sık karşılaşılan bir durumdur. Periodontal kemik kaybı veya diş çekimi sonrasında, alveolar krette kemik remodellingi kademeli olarak meydana gelir. Alveolar kemiğin diş ve implantlar ile desteklenmemesi durumunda kemik stimüle edilemediğinden kemik miktarı hem yükseklik hem de genişlik olarak kayıp göstererek hacimsel olarak üç boyutlu bir şekilde azalır. Maksilla posterior bölge için sinüs pnömatizasyonunun eklenmesiyle bu durum daha karmaşık hale gelir. Bu sebeple atrofik maksilla rehabilitasyonu en zor durumlardan biri olmuştur.

Atrofik maksillanın implant ile rehabilitasyonu için geleneksel yaklaşımda kaybedilen kemiğin tekrar idame edilmesi yer almaktadır. İntraoral veya ekstraoral otojen blok greftlemeler, sinüs lifting operasyonları gibi ileri cerrahi tedaviler uygulanabilir olsa da donör saha morbiditesi olması, birden çok cerrahi işlem gerektirmesi, tedavi süresinin ve maliyetinin yüksek olması gibi nedenler cerrahları farklı tedavi yaklaşımlarına yöneltmiştir. Literatürde bu zorlu klinik durumlar için eğimli implantlar, zigomatik implantlar ve pterygoid implantlar gibi greftleme gerektirmeyen çözümler sunulmaktadır (171,172).

Literatürde zigomatik implantlar ile ilgili uzun dönem takipli birçok çalışma mevcuttur. Aynı zamanda bu implant sistemlerinin biyomekaniksel davranışları ile ilgili de birçok statik analiz çalışması yapılmıştır. Ancak zigomatik implantlara alternatif olarak kullanılabileceği söylenilen trans-sinüs implantlar (6) ve günümüzde kullanımı yaygınlaşan pterygoid implantlarla ilgili literatürde yeterli klinik ve biyomekanik çalışma bulunmadığı için çalışmamızda bu implant sistemleri değerlendirilmiştir. Literatürde başarısı kanıtlanan zigoma implantlarını trans-sinüs implantlar ile karşılaştırdığımız bu çalışmada, her iki grup için distale pterygoid implantlar yerleştirilerek pterygoid implantların da yük dağılımındaki etkileri değerlendirilmiştir.

Dental implantların klinik başarısı, temel olarak biyomekanik davranışlarına bağlıdır. Bunun nedeni dental implantlardaki stres dağılımının doğal dişlerle aynı olmamasıdır (166). Çünkü doğal dişler, oklüzyon kuvvetlerini emici bir periodontal ligament aracılığıyla absorbe ederler (173). Bu nedenle dental implantların klinik olarak başarısının kilit noktasında, implanta gelecek kuvvetlerin bitişiğindeki alveolar kemiğe nasıl iletildiği yer alır (174,175). Temel bilgi olarak bir implant üzerine gelen oklüzal kuvvetler ne kadar homojen dağılırsa çevresindeki kemik de o oranda korunmuş olur.

Ağız boşluğu son derece karmaşık bir biyomekanik yapıya sahiptir, bu nedenle uygulanan kuvvetlerin dokular üzerindeki etki-tepki mekanizmasının in-vivo ortam koşullarda değerlendirmek oldukça zor ve bazen imkansızdır. Bu nedenle in-vitro ortam şartlarında analiz yapmak gerekebilir. Diş hekimliğinde kullanılan bazı analiz teknikleri şunlardır: Gerilim ölçer, fotoelastik, holografik interferometre, kırılma vernikle kaplama ve sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (SESA) (176).

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, biyolojik araştırmalarda yapılacak biyomekanik analizler için yeni ve önemli bir araştırma aracıdır. Karmaşık ve kompleks yapıların modellenmesi ve mekanik özelliklerinin analiz edilmesi için mükemmel bir yöntemdir (14). Üst üste binen yapıların görselleştirilmesine ve anatomik kraniyofasiyal yapıların malzeme özelliklerinin belirlenmesine olanak tanır (177). Ayrıca teorik olarak ölçülebilen stres noktaları da atayabildiği için uygulanan kuvvetin konumunu, büyüklüğünü ve yönünü belirleme fırsatı sağlar (178). Bu avantajlarına ek olarak analiz edilen malzemelerin fiziksel özelliklerini etkilemediğinden kolaylıkla tekrarlanabilmektedir (178,179).

Baiamonte ve ark. (180), 1996 yılında yaptıkları hayvan deneyinde osseointegre implantlara uygulanan kuvvetler sonucu açılma yer değiştirme değerlendirmiş ve elde ettiği verileri oluşturdukları üç boyutlu sonlu eleman modelinde hesaplanan yer değiştirme verileriyle karşılaştırmıştır. Sonuç olarak in vitro çalışmanın verileriyle sonlu eleman analizi verileri birbiriyle uyumlu bulunmuştur (180).

Literatürde belirtilen bu özelliklerinden dolayı çalışmamızda farklı implant konseptlerinin atrofik maksilla modeli üzerinde implantlar ve çevreleyen kemikte oluşturduğu stresleri incelemek amacıyla sonlu elemanlar stres analizi metodu kullanılmıştır.

Osseointegrasyon, bir implantın başarısı için en kritik faktördür. Primer stabiliteyi takip eden ikincil stabilite tamamlandığında, osseointegrasyon gerçekleşir. Osseointegrasyon, kemik ile implantın histolojik düzeyde tamamen kaynaştığı anlamına gelir (181). Ancak, bu tür bağlantının hücresel düzeyde %100 teması mümkün olmasa da (16) dental ve zigomatik implantlarla ilgili SESA çalışmalarında, kemik-implant bağlantısının %100 osteointegre olduğu kabul edilir (182,183). Bu çalışmada da kemik-implant bağlantısının %100 olduğu varsayılmıştır.

Dental alanda yapılan SESA çalışmalarının birçoğunda kullanılan malzemelerin özellikleri genellikle homojen, lineer elastik ve izotropik olarak kabul edilir (16,182).

Literatürle uyumlu olacak şekilde bu çalışmada da kullanılan malzemelerin özellikleri de %100 izotropik, homojen ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Bu çalışmadaki elastik modül ve poisson oranı literatürle uyumlu olacak şekilde seçilmiştir (16,182).

Sonlu elemanlar stres analizleriyle yapılan çalışmalarda, modellemelerin anatomik yapılara ne kadar uygun olduğu, sonuçların doğruluğunu etkileyen önemli bir faktördür. Bu tür çalışmalarda başarılı bir modelleme için düğüm (node) ve eleman (element) sayısının yeterince fazla olması gerekmektedir (184). Bu çalışmada hazırlanan modellerin kuantitatif özelliklerine bakıldığında kullanılan ortalama düğüm sayısı 774973; eleman sayısı ise 3044354 olmuştur. Literatürde implantlarla ilgili yapılan benzer çalışmalara (185,186) göre, düğüm ve eleman sayıları daha fazla olduğundan bu çalışmada gerçeğe yakın sonuçlar elde edildiği düşünülmüştür.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarının gerçekleştirilebilmesi için hassas geometrik modellerin oluşturulması gerekmektedir. Bu modeller, bilgisayar programlarıyla çizilerek, katı modellerin dijital olarak taranması veya bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri kullanılarak elde edilebilirler. Literatürdeki birçok SESA yayınında çalışma modelleri BT görüntüleri kullanılarak oluşturulmuştur (139,182,187,188). Çalışmada kullanılan maksiller kemik modelinin oluşturulması için; tam dişsiz erişkin bir bireyin tomografisi kullanılmıştır.

Sonlu eleman analizi (SEA), iki veya üç boyutlu olarak gerçekleştirilebilir. İki boyutlu SESA yöntemi, basit, hızlı ve maliyet açısından daha ekonomiktir. Ancak, karmaşık geometriye sahip yapıların analizi için iki boyutlu yöntemin doğru sonuçlar veremeyebileceği unutulmamalıdır. İki boyutlu modellerde, üç boyutlu nesnelerin iki boyuta indirgenmesi nedeniyle, incelenen durumun gerçekliğini tam olarak yansıtmayabilir çünkü düzlem dışındaki gerilmeler göz ardı edilebilir. BT görüntülerinden elde edilen verilerle oluşturulan üç boyutlu modeller, kemik morfolojisini ve kuvvet dinamiklerini daha gerçekçi bir şekilde yansıtarak yapılan sonlu eleman analizi için daha uygundur (189). Mevcut çalışmada da daha gerçekçi sonuçlar elde etmek amacıyla üç boyutlu SESA tercih edilmiştir.

Zigomatik implantlar, ilk olarak 1998 yılında Brånemark tarafından tanımlanmıştır (1). Weischer ve ark. (190), hemimaksillektomi yapılan hastaların protetik rehabilitasyonu amacıyla zigoma kemiğine implant yapılabileceğini raporlamışlardır. 2001 yılında açılı

implantların başarısını gösteren çalışmalar sonrasında zigomatik implantlarının atrofik maksiller kemikte kullanılması daha yaygın hale gelmiştir (88).

Bedrossian dişsiz maksillanın rehabilitasyonunda rehberlik için maksiller kemik alanları 3 bölgeye ayırmıştır; Bölge 1: anterior diş bölgesi, Bölge 2: premolar diş bölgesi ve Bölge 3: molar diş bölgesi. Panoramik radyografi üzerinden mevcut kemik varlığına göre değerlendirme yapılan rehberde göre; Bölge 1,2 ve 3'te yeterli kemik hacmi bulunuyorsa geleneksel implant uygulaması, Bölge 1 ve 2'de kemik yeterliyse anteriorda geleneksel implant ve posteriorda açılı implant uygulaması, Bölge 1'de kemik varlığında anteriorda geleneksel implant ve zigomatik implant uygulaması, Bölge 1,2 ve 3'te yeterli kemik olmadığında 4 zigomatik implant uygulaması önerilmiştir (191). Bu değerlendirme sonucu kemik miktarı ve bölgeye göre farklı implant yerleştirme seçeneklerini göz önünde bulundurularak literatürde atrofik maksillanın greftsiz rehabilitasyonunda belli bir tedavi protokolü oluşmuştur.

Davo ve ark. (192), 2010 yılında yaptıkları çalışmalarında, ciddi şekilde atrofik maksillaya sahip hastaların rehabilitasyonunda dört adet immediat yüklenen zigomatik implantın kullanılabileceğini söylemişlerdir. Aynı yazarın 2013 yılında yayınladığı başka bir prospektif çalışmada immediat yüklenen zigomatik implantların 5 yıllık takiplerinde başarı oranını %98,5 olarak rapor etmiştir (193).

Davo ve ark. (194) tarafından yapılan, anteriorda yalnızca 2 dental implant yapılacak kadar kemiği bulunan ileri derecede atrofik maksillaya sahip 71 hastadan oluşan randomize kontrollü çok merkezli başka bir çalışmada ise, immediat yüklenen zigomatik implantlar ile xenogreft ile greftlemeden 6 ay sonrasında yapılan 6 veya 8 konvansiyonel implantlar karşılaştırılmıştır. Greftleme sonrası uygulanan implantlar yükleme için 4 ay sonra açılmıştır. Yüklemeden sonraki 1 yıllık sonuçlarda, immediat yüklenen zigomatik implantlarda istatistiksel olarak anlamlı derecede daha az protez ve implant başarısızlığı bildirilmiştir. Zigomatik implantlar için daha fazla komplikasyon bildirilmiş olsa da ciddi atrofik maksilla için augmentasyon prosedürlerinden daha iyi bir rehabilitasyon yöntemi olduğu kanıtlanmıştır (194).

Zigoma implantlarının uygulanmasıyla ilgili Branemark'ın intrasinüs tekniğini tarif etmesinin ardından farklı yazarlar tarafından sinüs slot, ekstrasinüs ve ekstramaksiller teknikleri literatüre kazandırılmıştır.

İntrasinüs tekniğinde zigomatik implant için oluşturan implant yuvası maksiller alveol kretinin palatinalinden başlamakta ve maksiller sinüs içerisinden ilerleyerek sinüs tavanından zigoma kemiğine ulaşmaktadır. Protezlerin palatinal bölgeye uzanması hastalar için fonksiyonel ve fonetik problemlere yol açmıştır. Geleneksel yöntem hastanın kullanacağı protezin büyük olması temizlenmesini güçleştirmektedir. İmplantın sinüs içerisinde yer alması sinüs enfeksiyonlarının oluşmasına neden olabilmektedir (138,195). Bu komplikasyonların oluşmasının önüne geçmek ve bu klasik yöntemi ileriye taşımak için yeni teknikler geliştirilmiştir (138).

Sinüs slot tekniği klasik yöntemi ileriye taşıma yolunda geliştirilen ilk tekniktir. 2000 yılında Stella ve Warner tarafından tanımlanan bu teknikte, alveol kretten başlayan implant yuvası intrasinüs yöntemine nazaran daha çok kret tepesinde konumlanır. Bu sebeple hasta için daha küçük bir protez hazırlanması mümkün olabilmektedir. Protezin hacminin azalması fonasyona da olumlu olarak katkı sağlar. Zigoma implantı maksiller sinüs içerisinden geçmediğinden dolayı sinüzit gibi sinüs komplikasyonları engellenmiş olmaktadır (140). Ancak zigomatik implantın hazırlanan oluğa yerleştirilmesi bu tekniğin zorlukları arasındadır (196).

2006 yılında Migliorança ve ark. (142), ekstrasinüs yerleştirme tekniğinin kullanımını tarif etmişlerdir. Bu tekniğin avantajları şunlardır: Alveol krete daha yakın implant yerleştirilmesi sonrası ideale yakın protez konumlandırma; daha az cerrahi prosedür ve daha iyi postoperatif süreç; geniş sinüs penceresi açılmadığından ve daha iyi cerrahi görüntü sağlamasından dolayı daha kısa operasyon süresi (142). Ekstrasinüs tekniğinde zigomatik implantlar hem maksiller sinüsün dış duvarı ile temas halindedir, hem de implantın boynu molar bölgede alveol kretine yakın konumdadır ve bu da daha fazla destek oluşturur (142,143).

Migliorança ve ark. (197) ekstrasinüs tekniğini tanımladıktan sonra, 2009 yılında intrasinüs ve ekstrasinüs olarak yerleştirilen zigomatik implantların çevresindeki kemikteki gerilimleri dağıtmak için sonlu elemanlar yöntemini kullanan bir makale yayınladılar ve oluşan gerilimleri her iki durum için niceliksel ve niteliksel olarak karşılaştırdılar. Bu çalışmada ekstrasinüs tekniğinde yerleştirilen zigomatik implantların, zigomatik ve konvansiyonel implantlar içinde peri-implant bölgedeki kemik gerilimlerini en homojen dağılımını sağlayan seçenek olduğu sonucuna varılmıştır. İntrasinüs tekniğindeki zigomatik

bağlanma için gerilim pikleri, ekstrasinüs tekniğine göre %270 daha yüksek bulunurken, ekstrasinüs tekniği kemikte daha büyük temas alanı oluşturmuştur (197).

Zigomatik anatomi rehberliğinde yaklaşım (ZAGA), 2011 yılında Dr. Carlos Aparicio (146) tarafından önerilmiştir. Bu araştırmacı, zigomatik buttress-alveoler kret kompleksinin iskelet yapısına odaklanarak, 100 hastada 200 zigomatik implant bölgesini incelemiş ve zigomatik implant yerleştirilmesine yönelik 5 tip açıklamıştır. ZAGA sistemi, hastalar arasındaki ve aynı hastada bulunan anatomik farklılıklara dikkat çekerek cerrahi planlama sürecine katkı sağlar (147).

2008 yılında ise Malo ve ark. (144) tarafından başka bir teknik literatüre katılmıştır. Ekstramaksiller olarak ifade edilen bu teknikte, implant sadece zigomatik kemikten ankraj almaktadır. Zigomatik implantın geriye kalan bölümü ise yumuşak dokularla temas halindedir. Bu teknik özellikle zigomatik buttress-alveoler kret kompleksinde ciddi atrofisi olan (tip: ZAGA 4) anatomik durumlar için kullanışlıdır. Bu yöntemin avantajlarından biri, yerleştirilen implantların palatinal yönde ciddi rezorpsiyona uğramış kret konumunu takip etmek zorunda kalmadan, bukkalde (yanak tarafında) ideal konumda uygulanabilmesidir (144). Bu yayında, Cawood ve Howell sınıflamasına göre Sınıf V veya Sınıf VI olan ileri derecede atrofik maksillaya sahip 27 hastaya ekstramaksiller teknikle uygulanan 67 zigomatik implant uygulanmıştır. Zigomatik implantların 6-18 aylık takiplerinde implant sağ kalım oranı %98,5 olarak rapor edilmiştir (144).

Zigomatik implant yerleştirirken hangi cerrahi tekniğin tercih edilmesinde alveol kret tepesi, maksiller sinüs ve zigomatik kemikteki implant yerleştirme bölgesindeki alveol kretinin içbükeylik durumu değerlendirilmelidir. Maksilla ciddi şekilde rezorbe olduğunda ve alveol kretindeki içbükeylik az ise orijinal klasik teknik kullanılmalıdır. Maksiller rezorpsiyon büyük bir içbükeylik oluşturduğunda ekstrasinüs tekniğini seçmek daha iyi olacaktır. Ekstrasinüs tekniği, klasik ve sinüs slot yöntemlerine göre daha az cerrahi adıma sahip olması, daha az invaziv olması ve cerrahi süreyi kısaltması nedeniyle en iyi cerrahi yaklaşımlardan biri olarak düşünülebilir (138).

Corvello ve ark. (198), intrasinüs ve ekstrasinüs teknikleriyle gerçekleştirdikleri zigomatik implantlarının toplam uzunluklarının üçte birinin uygulanan teknikten bağımsız olarak kemik ile temasta olduğunu bildirmişlerdir.

Neugarten ve ark. (199) yaptıkları 54 ay takipli retrospektif çalışmalarında intrasinüs ve ekstrasinüs teknikleriyle gerçekleştirdikleri 105 zigomatik implantı immediat olarak

yüklemişlerdir. İmplantların başarı oranını % 96 olarak açıklamışlardır. Coppedê ve ark. (200) ise 94 zigomatik implantın ekstrasinüs tekniğiyle ve 179 konvansiyonel implantın hemen prostetik yüklemeye yapıldığı prospektif bir klinik çalışma gerçekleştirmiştir. Üç yıllık takiplerinde başarı oranları zigomatik implantlar için %98,9 ve konvansiyonel implantlar için ise %97,7 olmuştur.

Zigoma implantlarının sağ kalımlarını yayınlayan birçok çalışmada bu oran %95'in üzerinde bulunmuştur (199–205). Bununla birlikte başarı oranını %100 olarak bildiren bazı çalışmalar da mevcuttur (206–213).

Perez ve ark. (214) tarafından 2022 yılında yapılan sistematik derlemede, şiddetli maksiller atrofisi olan hastaların zigomatik implantlarla tedavisi araştırılmıştır. 196 tane yayının incelendiği çalışma, zigoma implantlarının tedavi başarısının zaman içinde istikrarlı bir şekilde devam ettiğini göstermektedir. İlk yılda kümülatif başarı oranı %98,5 iken, 1-3 yıl takibinde %97,5, 3-5 yıl arasında %96,8 ve 5 yıldan sonra %96,1 olarak bulunmuştur. Bu sonuçlar, zigomatik implantların uzun vadeli tedavide güvenilir bir seçenek olduğunu göstermektedir (214).

Moraschini ve ark. (215), 5 yıllık takipli konvansiyonel implantlar ile zigomatik implantların sağ kalımlarını karşılaştırdıkları meta analiz çalışmasında zigomatik implantların başarı oranını %96,5 ile konvansiyonel implantlar ile benzer sonuçlar bulduklarını belirtmişlerdir.

Varghese ve ark. (216), ileri atrofik maksillaya sahip hastalara uygulanan dörtlü zigomatik implantlarla ilgili yaptıkları sistematik derleme ve meta analiz çalışmasında, ortalama başarı oranını %98 olarak bulmuşlardır.

Jain ve ark. (217) 2022 yılında zigomatik implantların farklı cerrahi tekniklerini karşılaştırdıkları 14 hastadan oluşan çalışmalarında, hastaların yarısına intrasinüs yöntemiyle diğer yarısına ise ekstrasinüs yöntemiyle zigoma implantı uygulamışlardır. Ameliyat sonrası değerlendirmede ağrı ve şişliğin intrasinüs yaklaşımda daha fazla olduğu, hasta memnuniyetinin ekstrasinüs yönteminde daha fazla olduğu raporlanmıştır. Bu çalışmanın sonucuna ve ameliyat sonrası değerlendirmelere göre, ekstrasinüs yöntemi intrasinüs yöntemine göre daha avantajlı bulunmuştur. Ayrıca yazarlar, zigomatik implant yerleştirmede her iki yaklaşımın biyomekaniğinin değerlendirilmesi için SESA araştırması yapılmasını şiddetle önermişlerdir (217).

Ishak ve ark. (139) tarafından 2012 yılında yapılan bir çalışmada, ektramaksiller ve intrasinüs teknikleri SESA yöntemiyle değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre her iki teknikte oluşan streslerin birbirlerine yakın olmakla birlikte intrasinüs tekniğinde daha az olduğu bildirilmiştir (139).

Wen ve ark. (186), 2014 yılında zigomatik implant yerleştirmede kullanılan tekniklerin biyomekanik özelliklerinin değerlendirilmesi için SESA çalışması yapmışlardır. Geleneksel intrasinüs tekniği, ekstrasinüs ve ektramaksiller tekniklerinin arasında anlamlı bir fark olmasa da, bu tekniklerin arasında en ideal yöntemin ekstrasinüs yaklaşımı olduğunu rapor etmişlerdir (186).

Literatürde yapılan klinik ve biyomekanik çalışmaların sonuçlarından yola çıkarak, zigomatik implantların yerleştirilmesinde en ideal seçeneğin ekstrasinüs tekniği olacağını düşündüğümüzden bu çalışmada da zigomatik implantlar ekstrasinüs tekniğine göre yerleştirilmiştir.

Freedman ve ark. (218) yayınladıkları SESA çalışmasında, ekstrasinüs tekniğiyle yerleştirilen zigomatik implantları alveol kemik destekli ve desteksiz olmak üzere iki model oluşturmuşlardır. Bu modellere vertikal ve lateral yönlerde olmak üzere 50 N, 150 N ve 300N ve 600 N' luk kuvvetler uygulamışlardır. Modellere uygulanan kuvvetin artmasıyla doğru orantılı olarak oluşan streslerin de arttığını ve alveol kemik desteğinin kuvvetlere karşı oluşan stresleri daha homojen olarak dağıttığını söylemişlerdir (218).

Oklüzal kuvvetler dişler üzerinde eşit olarak dağılmamaktadır. Ferrario ve ark. (219) çiğneme kuvvetlerinin posterior bölgede yoğunlaştığını bildirmişlerdir. Yavuzyılmaz ve ark. (220) da posterior bölgede yoğunlaşan bu kuvvetleri birinci premolar, ikinci premolar ve birinci molar dişler üzerinden ölçmüşlerdir. Bu çalışmada da literatüre benzer şekilde modellere uyguladığımız oklüzal kuvvetleri taklit eden kuvvetler premolar dişler ve birinci molar diş üzerinden gerçekleştirilmiştir.

Sivrikaya ve Yılmaz (182), atrofik maksilla için sinüs lifting konsepti, eğimli implantlar ve zigomatik implantları karşılaştırdıkları bir SESA çalışmasında oluşturulan 3 modele vertikal olarak premolarlara 75 N, birinci molara 150 N, oblik yüklemeyi ise 20 derece açıyla aynı kuvvette uygulamışlardır. Bu çalışmada da vertikal yönde dişlerin fossasına ve oklüzal düzleme dik olarak premolarlara 75'er N ve birinci molar dişe 150 N kuvvet uygulanmıştır. Oblik yönde ise premolar dişlerin ve 1.molar dişin palatinal kaspından, bukkopalatinal yönde, 20 derece eğimle oblik yükleme yapılmıştır.

Kuvvetin cisimlere aktarımı noktasal, kütsel veya alansal şekilde olmaktadır. Tek noktadan uygulanan kuvvetler iletilen cisme çok fazla yük bindirmektedir ve SESA çalışmalarında implant üstü protezlerde elde edilen sonuçları doğru olarak elde edilememektedir. Daha doğru sonuçlar elde etmek amacıyla yaptığımız çalışmada bazı çalışmalarla (182,221) benzer şekilde alansal kuvvetler tercih edilmiştir. Kuvvetler çevre düğüm noktalarına dağıtılarak uygulanmış, bu sayede yükleme bölgelerindeki gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir.

İmplantlar üzerine yapılan SESA çalışmalarında daha doğru sonuçlar elde etmek amacıyla farklı yönlerden uygulanan kuvvetlerin değerlendirmesini yapmak gerekmektedir (16). Bu sebeple bu çalışmada vertikal ve oblik yönde kuvvetlerin uygulaması tercih edilmiştir.

Romeed ve ark. (185), atrofik maksilla modeline ekstrasinüs yöntemini kullanarak uyguladıkları 4 adet zigomatik implanttaki vertikal ve oblik kuvvetler altında oluşacak stres değerlerini karşılaştırmışlardır. Elde ettikleri verilere göre vertikal kuvvetler altında oblik kuvvetlere kıyasla daha az stres meydana gelmiştir (185). Bu çalışmada da oblik kuvvetler vertikal kuvvetlere nazaran daha çok stres oluşturmuştur.

Vrielinck ve ark (222), rezorbe maksillaya sahip hastalarda intrasinüs tekniğine göre yerleştirilen zigomatik implantlarla geleneksel anterior implantların kombinasyonunun sağ kalım oranını ve implant başarısızlığı için risk faktörlerini belirlemek amacıyla 20 yıl takip süreli retrospektif bir çalışma yapmışlardır. Buna göre, anteriordaki implant sayısı ile sağ kalım oranı arasında anlamlı bir ilişki kurulamamıştır. Ancak implant uzunluğu ≤ 10 mm olduğunda sağ kalım oranının önemli derecede daha düşük olduğu belirtilmiştir (222). Bizim çalışmamızda da anteriordaki konvansiyonel implantlar 2 adet ve 10 mm uzunluğunda kullanılmıştır.

Literatürde zigoma implantlarının atrofik çenelerde uygulanmasının başarılı sonuçlarını gösteren oldukça fazla klinik çalışma mevcuttur. Ancak zigomatik implantlar hem komplikasyon riskinin yüksek olmasından hem de deneyimli ve tecrübeli cerrah gerektirmesi nedeniyle eğimli implant uygulamaları yaygınlaşmıştır.

Literatüre göre atrofik maksillanın rehabilitasyonu için açılı implantların kullanımının kısa, orta ve uzun ölçekte iyi sonuçlar verdiği rapor edilmiştir (223–225). Ancak ileri derece atrofik maksilla için geleneksel implantlarla gerçekleştirilen All-on-4 konsepti tedavinin başarısını tehlikeye atabilir. Geleneksel açılı implantların yerleştirilmesi

mümkün olmayan durumlarda zigomatik implant veya greftleme prosedürlerinden önce trans-sinüs implantlar kullanılabilir (9,226).

Trans-sinüs implantlarla ilgili literatürde ilk yayın 2012 yılında Jensen ve ark. (7) tarafından gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada atrofik maksillalı 10 hastaya uygulanan 19 adet trans-sinüs implant yerleştirilirken sinüsler “Bone Morphogenetic Protein-2” (BMP-2) ile greftlenmiştir. İmmediat olarak yüklenen implantların 1 yıllık takiplerinde %94,8 oranında başarı elde edilmiştir. Sonuç olarak, ileri derecede maksiller atrofide immediat yükleme istenilen durumlarda, AP yayılımını sağlamak amacıyla All-on-4 tedavisi kullanılarak BMP-2 greftleme ile trans-sinüs implant yerleştirilmesi, zigomatik implantların kullanımına uygun bir alternatif olduğu ifade edilmiştir (7).

Herhangi bir sinüs patolojisi olmadığında, 3-5 mm kadar alveol kret yüksekliği varlığında ve sinüs anatomisinin de uygun olduğu durumlarda trans-sinüs implant yerleştirme, zigomatik implantlara alternatif olarak düşünülmelidir. Üç kortikal tabakayla birleşen uzun trans-sinüs implantları, ark boyunca splintlendiğinde tedavinin iyileşme safhasında immediat yükleme imkânı sağlamaktadır. Zigomatik implant yerleştirme için gerekli ileri cerrahi beceriler trans-sinüs implant yerleştirme için gerekli olmadığından, bu tedavi yöntemi daha fazla uygulayıcının bu yöntemi kullanabilmesini sağlamaktadır. Bununla birlikte trans-sinüs implant yerleştirilirken zigomatik implantlara göre daha az travmatik olarak olması ve daha düşük morbidite oluşturmaması nedeniyle hastaların post-operatif dönemleri de daha konforlu olacaktır (6).

İmplant ile immediat olarak rehabilitasyonu planlanan şiddetli derecede atrofik bir maksillaya sahip hastanın zigomatik implantlar ile tedavisi düşünülmeden önce paranazal bölgedeki kemik varlığı değerlendirilmelidir. Paranazal kemikler, üst çenede immediat olarak implant yerleştirilmesinin planlandığı durumlarda ankraj elde edilebilecek çok önemli bir alandır. Özellikle lateral nazal kemik alanı bu kemikler arasında en kritik bölgedir. Lateral nazal duvar üzerinde yer alan ve “M noktası” olarak tarif edilen bu bölge anterior ve posteriordan 30° açıyla yerleştirilecek iki implant için yeterli desteği sağlamaktadır. Paranazal kemik alanlarından lateral nazal bölgeden sonra en önemli alan subnazal kemik kütesidir. Anterior maksillada implant yerleştirmek için yeterli yüksekliğin olmadığı durumlarda, alveol kretinden açılı olarak uygulanacak implant subnazal bölgedeki kortikal alandan yeterli ankrajı alabilmektedir (227). Romeo ve ark. (228), kortikal kemik katmanlarının ve kemik miktarının implantın primer stabilitesi üzerindeki etkisini anlamak

amacıyla deneysel analiz yapmışlardır. Trans-sinüs tekniğinin değerlendirildiği bu çalışmada; implantların yeterli miktarda apikal ve koronalde kemiğe angaje olması sağlandığında trans-sinüs implantın trikortikal ankrajı ile yeterli yerleştirme torkuna ulaşılacağı rapor edilmiştir (228). Yaptığımız SESA çalışmasında trans-sinüs implantlar için lateral nazal kemikteki M noktası dikkate alınmış ve bu bölgedeki kortekse angaje olacak şekilde modelleme gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızdaki trans-sinüs implantların uzunlukları M noktasına ulaşması hedeflenerek 18 mm uzunluğunda seçilmiştir. Bu sayede trikortikal bir ankraj elde edilmiştir. Ayrıca anterior bölgedeki konvansiyonel dental implantlar da nazal tabandaki kortikal tabakaya angaje olarak bikortikal ankraj oluşturularak modellenmiştir.

Carvalho ve ark. (229), All-on-4 konseptiyle uzun trans-sinüs implantlarının biyomekanik davranışlarını karşılaştırmak için bir SESA çalışması yaptılar. Her iki teknik için birer model oluşturup protezin tüm uzantısına aksiyal olarak 100 N yükleme gerçekleştirdiler. Çalışmanın sonucuna göre iki tekniğin benzer biyomekanik davranış sergilediği ve uzun trans-sinüs implantlarının kullanımının atrofik maksilla rehabilitasyonu için yeni bir seçenek olabileceğini bildirdiler (229).

Grandi ve ark. (8) randomize kontrollü çalışmalarında, atrofik üst çenenin rehabilitasyonu için immediat protezleri desteklemek amacıyla yerleştirilen trans-sinüs implantlarını sinüs lifting sonrası greftlenen ve greftlenmeyen olarak iki gruba ayırmıştır. 32 hastadan oluşan çalışmada bir yıllık takip sonrasındaki verilere göre iki grup arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Daha gerçekçi sonuçlar için daha uzun takip süreli ve daha büyük hasta popülasyonuna sahip çalışmalara ihtiyaç olduğu belirtilmiştir (8).

Testori ve ark. (10), açılı trans-sinüs implantlarını atrofik maksillada değerlendirdikleri 35 hastadan oluşan bir vaka serisi rapor etmişlerdir. Bu yayına göre, trans-sinüs eğimli implantlar maksiller atrofisinin tedavisinde alternatif olarak kullanılabilecek minimal invaziv bir teknik olarak görünmektedir (10).

Malo ve ark. (9) 2013 yılında yaptıkları çalışmada, 70 hastayı All-on-4 konseptini kullanarak tedavi etmişlerdir. Çalışmadaki immediat olarak yerleştirilen 280 implanttan 83'ü trans-sinüs tekniği ile uygulanmıştır. Trans-sinüs implantların 3 yıllık takibinde kümülatif olarak %95,7 sağ kalım oranı bildirilmiştir. Bu sonuca göre trans-sinüs implantları kısa ve orta vadede yüksek başarı oranı gösterdiği ve gelecekte uzun vadeli çalışmalara odaklanılması gerektiği vurgulanmıştır (9).

İleri derecedeki atrofik maksillanın, tedavi sürecinde karar verme sürecine yardımcı olmak ve basitleştirmek için bir kılavuz hazırlanmıştır. Aalam ve ark. (172) tarafından Bedrossian sınıflandırmasındaki rezidüel kemik anatomisi baz alınarak hazırlanan bu kılavuzda maksilla üç tipe ayrılmıştır: 1, 2A ve 2B. Tip 1 maksiller ark, 10 mm veya daha fazla yüksekliğe ve 5 mm veya daha fazla genişliğe sahip bir premaksillaya (bölge II) sahiptir. Tip 2 ise Tip2A ve Tip2B olmak üzere iki alt gruba ayrılmıştır. Tip2A'da >10 mm kemik yüksekliği ve 3-5 mm kemik genişliği mevcutken Tip2B'de <10 mm yükseklik ve <3 mm genişlik bulunmaktadır. Bu kılavuza göre; Tip 1 hastalarda anterior bölgeye 2-4 geniş platformlu aksiyal ya da eğimli implantla birlikte 1. Molar bölgesine bir zigomatik implant önerilmiştir. 1. Molar bölgesine yerleştirilecek zigomatik implant iyi bir AP yayılımı sağlayacak ve kantilever ihtiyacı kalmayacaktır. Tip 2A'da anterior bölgede 2 adet vomer ya da nazal implant, posteriora ise 2. Premolar bölgesinden çıkacak bir zigomatik implant önerilmiştir. 7 numaralı diş bölgesinden çıkacak bir pterygoid implant yerleştirilmesi protezin temizlenmesini güçleştirse de distal kantileverı ortadan kaldıracak maksimum AP yayılımı sağlayacaktır. Tip2B'de ise anteriorda lateral/kanin bölgesine ve posteriora 2. Premolar bölgesine yerleştirilecek toplam 4 adet zigomatik implant ile rehabilitasyon sağlanması önerilmektedir. Diğer tiplerde olduğu gibi AP yayılımı arttırmak ve karşı dişlenme ve oklüzuya bağlı olarak kantilever etkisini ortadan kaldırmak istendiğinde pterygoid implantların kullanılabileceği belirtilmiştir (172).

Pterygoid implant yerleştirme tekniği, her hastanın anatomisi ve bireysel ihtiyaçları hakkında kapsamlı bilgi gerektirir. Bu nedenle, dental implant yerleşimi her hastanın pterygomaksiller anatomisine uygun olmalıdır (103). Pterygoid implant, maksiller tüber seviyesinden giriş yapmalı ve palatinal kemiği boyunca uzunlamasına hareket ederek pterygoid apofizine yerleştirilene kadar devam etmelidir (108). Bazı yazarlar pterygoid implantın Frankfurt horizontal düzlemine göre 45 derecelik bir açıyla ön-arka eksene yerleştirildiğini belirtmektedirler (105,106,230). Başka bir çalışma, ideal implant açılanmasının Frankfurt düzlemine göre yaklaşık 70 derece olduğunu raporlamıştır (117). Literatürde pterygoid implantların bukkopalatal angulasyonu için 10°- 15° genel kabul gören açılanma olmuştur (120,123,231,232). Bu çalışmada yaptığımız modellemelerde pterygoid implantlar antero-posterior ekseninde geleneksel yöneme göre 45° açıyla yerleştirilmiştir. Bukkopalatinal ekseninde ise 15° açıyla yerleştirilmiştir.

Bazı anatomik ve radyolojik çalışmalar, pterygoid implantların yoğun kortikal pterygoid plakayı kavraması için en az 13 mm uzunluğunda olması gerektiğini önermektedir (233–236). Ayrıca bazı çalışmalar daha uzun implantların (13-20 mm) bu bölgede daha iyi sağkalım oranlarına sahip olduğunu ileri sürmektedir (120,231,233). X. Rodriguez E. ve ark. (233), atrofik maksillaya sahip 202 hastanın CBCT görüntülerini inceleyip anatomilerine uygun şekilde sanal olarak implant yerleştirmiştir. Çalışmada pterygomaksiller koridor saptanarak radyolojik olarak tüber bölgesinin ve pterygoid plakaların yoğunlukları karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak; pterygoid bölgedeki kemik yoğunluğu, tüber bölgesine göre %139,2 daha fazla bulunurken, pterygomaksiller alandaki kemiğin nicelik ve kalitesinden faydalanabilmek için pterygoid implantların uzunluğunun en az 15 mm kullanılması gerektiğini rapor etmiştir (233). Bu çalışmada yapılan modellemelerde pterygoid implantların uzunluklarını literatür önerilerine uygun olacak şekilde 15 mm olarak kullanılmıştır. Ayrıca modellerde farklı kemik yoğunluklarını sağlamak amacıyla pterygomaksiller bölgenin anatomisine uygun şekilde kret bölgesinde 0,7 mm kortikal kemik ve implantın apikal bölgesinde 3 mm kortikal kemik alanları oluşturularak bikortikal ankraj sağlanmıştır.

Curi ve ark. (231), atrofik posterior maksilladaki pterygoid implantların ve protezlerin başarı oranını değerlendirmek için atrofik posterior maksilladaki pterygoid implantlarla ilgili retrospektif bir çalışma yürütmüştür. 56 hastaya toplam 238 titanyum implant yerleştirilen çalışmada; 3 yıllık pterygoid implant sağkalım oranı %99, protez sağkalım oranı %97,7 olarak bulunmuştur. 3 yıllık yüklemeden sonra pterygoid implantların etrafındaki ortalama kemik kaybı 1.21 mm olarak rapor edilmiştir, dolayısıyla pterygoid bölgeye implant yerleştirilmesinin atrofik posterior maksilla rehabilitasyonu için uygun bir alternatif olduğu sonucuna varılmıştır (231).

Araujo ve ark. (237) 2019 yılında yaptıkları meta-analiz çalışmasında, toplam 634 hastada 1.893 pterygoid implant değerlendirilmiş ve 10 yılı geçen takip süresinde kümülatif implant sağkalım oranını %94,87 olarak bulmuşlardır.

Pterygoid implantların biyomekanik davranışlarının incelendiği literatürde çok fazla çalışma yoktur. Wilkerson ve ark. (238) yaptıkları 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasında, pterygoid implantların dental implantlarla kombine kullanımının çalıştıkları tüm modellerde implantları çevreleyen kemikteki stres ve gerilme seviyelerini azalttığını belirtmişlerdir.

Pterygoid implantların uygulanmasıyla ilgili endişe edilen bir nokta majör komplikasyon riskinin olmasıdır. Ameliyat sırasında oluşabilecek en ciddi komplikasyon, pterygomaksiller suturedan 10 mm yukarıda yer alan maksiller arter veya dallarından kaynaklanan yoğun kanamadır (123,124). İnternal maksiller arterden pterygomaksiller suture olan mesafe ise yaklaşık 25 mm'dir (118–122). Ciddi kanamalara neden olabilecek vasküler yapılardan güvenli uzaklıkta çalışarak komplikasyonların önüne geçilebilir. İmplantlar kör olarak uygulandığından bölge anatomisine hâkim olmak çok önemlidir.

Valero'n ve Valero'n (239), drilin retropterygoid bölgedeki venöz pleksusa birkaç milimetre fazla sokulmasından kaynaklanan küçük bir venöz kanama tanımlamışlar ve lokal hemostatik yöntemlerle kanamayı durdurmuşlardır.

Krekmanov L. ve ark (87), implantların pterygoid prosten ankrāj alırken bazı zorluklar yaşadıklarını bildirmişlerdir. Drilleme sırasında pterygoid prosesin ötesinde aşırı delme nedeniyle bir implantın kaybedildiği rapor edilmiştir (87). Vrielinck ve ark. (240) da, çalışmalarındaki 6 implanttan 4'ünü, başlangıçta drillenmiş implant yatağına yerleştirirken yaşanan sorunlar nedeniyle kaybettiklerini belirtmişlerdir. İmplant yatağının tasarımlarını geliştirmek için farklı yönlerde delmeye yönelik tekrarlanan girişimler, pterygoid implantın primer stabilitesini tehlikeye atan yetersiz kemik ankrājı ile sonuçlanmıştır (240).

Fernández-Ruiz ve ark. (241), zigomatik implantlarla desteklenen sabit protezler ile All-on-4 destekli sabit protezleri kullanan hastaların yaşam kalitesi ve memnuniyetini karşılaştıran randomize prospektif bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada atrofik dişsiz maksillaya sahip olan toplam 80 hasta iki gruba ayrılmıştır: Grup 1 (2-4 zigomatik implant ve anterior bölgede 2-4 konvansiyonel implant) ve Grup 2 (All-on-4 konseptiyle uygulanan 4 implant). Sonuç olarak zigomatik implantı olan hastalar istatistiksel olarak anlamlı bir farkla protezlerinden daha memnun bulunmuştur ($p < 0,001$). Buna göre dişsiz atrofik maksillaya sahip olan hastaların zigomatik implant + anteriorda konvansiyonel implantlarla desteklenen protezlerle rehabilitasyonu, All-on-4 ile desteklenen protezlere göre daha iyi hasta yaşam kalitesi ve memnuniyeti sağlamıştır (241).

Cucchi ve ark. (242), 2019 yılında All-on-4 ve All-on-6 konseptle immediat olarak yüklenen çenelerde düz ve açılı implantların çevresindeki krestal kemikteki kemik kayıplarını karşılaştırdıkları prospektif bir çalışma yayınlamışlardır. Çalışmada konsept için anterior bölgedeki implantlar 2 veya 3 numaralı diş bölgesine yerleştirilirken, distaldeki düz veya açılı implantlar maksilla için maksiller sinüsün anterior duvarına mandibula için ise

mental sinirin anterioruna yerleştirilmiştir. All-on-6 konseptinde en distaldeki son 2 implant ise maksillada maksiler sinüsün posterior duvarına ya da pterygoid plakalara açılı olarak, mandibulada posteriora düz olarak yerleştirilmiştir. Sonuç olarak, peri-implant kemik kayıplarına bakıldığında 1 yıllık takiplerde anlamlı olarak All-on-4 konseptinde daha fazla peri-implant kemik kaybı gözlenirken, 3 yıllık takiplerde anlamlı bir fark bulunamamıştır. Düz ve açılı implantların immediat olarak yüklenmesinde ise birbirine benzer davranış gösterdiği rapor edilmiştir. Zhang ve ark. (243) da benzer bir çalışma yaparak iki konsepti karşılaştırmışlar ve sonuç olarak All-on-4 ve All-on-6 konseptlerinin uzun dönem takiplerinde genel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Bizim çalışmamızda yukarıdaki çalışmaların tersine olarak All-on-4 konseptine uygun Model 3 ve pterygoid implant eklenmesiyle All-on-6 konsepte dönüşen Model 4 arasında All-on-6 lehine bir fark bulunmuştur.

Sivrikaya ve Yilmaz (182), oluşturdukları atrofik maksilla modelinde zigomatik implant, eğimli implant ve sinüs lifting sonrasında yerleştirilen aksiyal implant ve çevre kemikteki stres dağılımlarını değerlendirmek için SESA çalışması yapmışlardır. Bu çalışmaya göre, daha açılı bir yerleşime sahip olmasına rağmen zigomatik implantlarda ve çevresindeki kemikte oluşan stresler daha düşük bulunmuştur. Bu çalışmada Model 1 ve Model 3 karşılaştırıldığında; vertikal kuvvetler altında (5 numaralı implantlardaki Von Mises stresleri ve trabeküler kemikteki çekme tipi stresler hariç) tüm koşullarda zigomatik implant modeli daha düşük stres değerleri gösterirken, oblik kuvvetler altında da (anterior implant çevresindeki trabeküler kemikteki çekme tipi stresler hariç) tüm koşullarda zigomatik implantlar daha başarılı bulunmuştur.

Stefanelli ve ark. (244) 14 hastadan oluşan bir vaka serilerinde, anterior bölgede maksiller sinüsler arasına 2-4 adet implant ve pterygoid çıkıntı alanına 2 implant yerleştirmişler ve bu tedavi protokolünü "Da Vinci köprüsü" olarak isimlendirmişlerdir. Çalışmalarındaki pterygoid implantların yerleştirilmesinde dinamik navigasyon sistemini kullanmışlardır. Sonuç olarak, maksillanın tam ark rehabilitasyonunda pterygoid implantların kullanılmasının tedavi süresini kısalttığı ve minimal invazif bir cerrahi gerçekleştirmek için geçerli bir olduğu belirtilmiştir (244).

Ren ve Shu (245), ileri derecede atrofik maksillanın tam ark rehabilitasyonu için 3 anterior ve 2 pterygoid implantın bir kombinasyonu kullanılarak yeni bir "VIV" implant konsepti tarif etmişlerdir. Bu konsept, orta hatta 1 implant, M noktasına yerleştirilecek

şekilde premaksiller alanda 2 eğimli implant ve arka bölgeye 2 pterygoid implantın yerleştirilmesini içerir. Kısa vadeli sonuçlarına göre bu tekniğin kabul edilebilir ve minimal invaziv olduğu bildirilmiştir (245).

Agliardi ve ark. (246), 2008 yılında dişsiz maksilla için herhangi bir greftleme olmadan immediat olarak rehabilite etmek amacıyla yeni bir teknik tanımlamışlardır. "V-II-V" adı verilen bu teknikte; anterior ve posterior sinüs duvarına yerleştirilen 4 adet açılı implant ve anteriorda 2 adet aksiyal implant üzerine tam ark destekli bir köprü hazırlanmaktadır. Prospektif bu çalışmanın ortalama 20 aylık takiplerinde implantlarda herhangi bir kayıp yaşanmamıştır. Aynı yazarlar 2014 yılında "V-II-V" tekniğinin 3 yıl takipli yeni bir prospektif çalışmasını yayınlamışlardır (247). Ortalama 55 ayı bulan takip süresinde toplam 196 implant arasından 2 adet açılı implant başarısız olurken, kümülatif sağkalım oranı %98,96 olmuştur. Sonuç olarak; bu teknikle implant yerleştirilmesinin orta vadeli sonuçlarda da başarı gösterdiği, greftlemeye gerek kalmadan maliyet ve zamandan kazanç sağlayarak maksillanın immediat restorasyonun sağlanabileceği bildirilmiştir (247). Çalışmamızdaki trans-sinüs implant ve pterygoid implantı içeren Model 4, Agliardi ve ark. nın "V-II-V" tekniğine benzer bir konfigürasyon göstermektedir. All-on-4 konseptine göre yerleştirilen trans-sinüs implantların kullanıldığı Model 3'e göre Model 4'te (5 numaralı implant bölgesinin çevresindeki kortikal kemikteki çekme tipi stresler hariç) tüm koşullarda stres değerlerinin azaldığı görülmüştür. Çalışma sonuçlarımıza göre, pterygoid implantların All-on-4 konseptine ilave olarak kullanılması faydalıdır.

Literatüre bakıldığında; atrofik maksillanın rehabilitasyonunda zigomatik implantların kullanımının yaygın olduğu ve başarılı uzun dönem takiplerinin olduğu görülmektedir. Bizim çalışmamızın sonuçları da literatürle benzer şekildedir. Çalışmamızda en ideal konfigürasyon zigomatik implant ve pterygoid implant yerleştirilen Model 2 olmakla birlikte trans-sinüs implantla birlikte pterygoid implant kullanılan Model 4'teki stres değerleri de Model 2'ye yakın bulunmuştur. Çalışmanın verilerine bakarak özellikle pterygoid implantlar ile desteklenen modellerdeki stres değerlerinin çarpıcı bir şekilde azaldığı dikkat çekmektedir. Buna göre; zigomatik implant endikasyonu olan ancak hastanın sistemik durumunun izin vermediği ya da hekim tecrübesinin yeterli olmadığı durumlarda, komplikasyon riski daha düşük olan trans-sinüs implantlar pterygoid implantlarla desteklenerek tercih edilebilir. Sonlu elemanlar analizi ile elde edilen bu verilerin klinik çalışmalarla desteklenmesi tavsiye edilir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmamızda atrofik maksilla modeli üzerinde zigomatik implant, trans-sinüs implant ve pterygoid implant konseptleri kullanılarak ideal tedavi prosedürü sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilerek aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Çalışmanın genelinde oblik kuvvetlerin vertikal kuvvetlere göre implant, abutment, bar ve kemik üzerinde daha fazla stres meydana getirdiği belirlenmiştir.
2. İmplantlar üzerindeki maksimum Von Mises stres değerleri vertikal kuvvetlerde en fazla Model 1'deki zigomatik implantta gözlenirken, oblik kuvvetlerde ise Model 3'teki trans-sinüs implantta oluşmuştur.
3. İmplantlar arasında en düşük Von Mises stres değerleri vertikal kuvvetlerde Model 1'deki konvansiyonel implantta iken, oblik kuvvetlerde ise Model 2'deki konvansiyonel implantta bulunmuştur.
4. Konvansiyonel implantlar çevresindeki kortikal kemikte vertikal kuvvetler altında en fazla stres Model 3'te gerçekleşmiş olup basma tipi streslerin daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Oblik kuvvetlerde de en fazla stres değeri Model 3'te oluşurken çekme tipi streslerin daha fazla olduğu görülmüştür.
5. Konvansiyonel implantlar çevresindeki alveolar kemikte vertikal kuvvetlerde en fazla stres Model 3'te gerçekleşirken; kortikal kemikte basma tipi streslerin trabeküler kemikte ise çekme tipi streslerin daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Oblik kuvvetlerde kortikal kemikteki en fazla stres değeri çekme tipi streslerin fazla olduğu Model 3 olurken, trabeküler kemikte basma tipi streslerin daha fazla olduğu Model 2 olmuştur.
6. Konvansiyonel peri-implant kortikal ve trabeküler kemikte vertikal kuvvetlerde en düşük asal stres değeri Model 2'de oluşmuştur. Oblik kuvvetlerde ise en düşük asal stres değeri kortikal kemikte Model 2'de, trabeküler kemikte ise Model 4'te gerçekleşmiştir.
7. İkinci premolar bölgesine yerleştirilen implantların çevresindeki alveol kemiğinde oluşan stres değerleri incelendiğinde; vertikal ve oblik kuvvetler altında tüm modellerde en fazla stres değeri Model 3'te gerçekleşmiştir. Vertikal ve oblik kuvvetlerde kortikal kemikte basma tipi stresler fazlayken; trabeküler kemikte vertikal kuvvetlerde basma tipi stresler, oblik kuvvetlerde ise çekme tipi stresler daha fazla bulunmuştur.

8. Alveolar kemik üzerinde oluşan en fazla stres değeri oblik kuvvetler altında Model 3'teki trans-sinüs implant çevresindeki kortikal kemikte meydana geldiği görülmüştür. En düşük stres değerlerinin ise her iki yükleme koşulunda da Model 2'de olduğu belirlenmiştir.
9. Tüm yükleme senaryolarında hem implanttaki Von Mises stres değerleri hem de peri-implant kemikteki asal stres değerleri karşılaştırıldığında; en fazla streslerin seçeneğin pterygoid implantın eklenmediği trans-sinüs implant modelinde olduğu tespit edilmiştir.
10. Kortikal kemikteki en fazla stres değeri Model 3'ün anteriordaki konvansiyonel implantın çevresinde gerçekleşmiştir.
11. Alt yapı materyalinde görülen maksimum Von Mises stres değeri her iki yükleme senaryosunda Model 3'te görülürken, en düşük Von Mises stres değeri Model 2'de tespit edilmiştir.
12. Pterygoid implantlarla desteklenen modellerde implant, abutment ve bardaki Von Mises stres değerleri ile alveolar kemikteki maksimum ve minimum asal stres değerlerinde belirgin oranda azalmalar olduğu saptanmıştır.
13. Çalışmamızın verileri doğrultusunda en ideal implant konfigürasyonunun zigomatik implantlarla birlikte yerleştirilen pterygoid implantlar olduğu tespit edilmiştir.

Çalışmamızın limitasyonları

1. Uygulanan vertikal ve oblik kuvvetler oklüzal kuvvetleri birebir yansıtmamaktadır.
2. Oral kavitenin dinamik yapısı ve çiğneme kaslarının etkileri sonlu elemanlar analizi yönteminde modellemeye dahil edilmediğinden göz ardı edilmiştir.
3. Mukozanın Young modülü çalışmada kullanılan diğer materyal özelliklerine göre çok küçük olduğundan göz ardı edilmiştir.
4. İmplantlar %100 osseointegre kabul edilmiştir.
5. İmplantların farklı dizayn, makro ve mikro yapılarının bulguları etkileyebileceğinden tek implant markasına göre değerlendirilme yapılmıştır.

Elde ettiğimiz sonuçlar ve karşılaştığımız limitasyonlar doğrultusunda aşağıdaki önerilerde bulunulabilir:

1. Çalışmamızda kullanılan sonlu elemanlar analizi metodu anatomik varyasyonlar, oral kavitenin biyodeğişkenliği ve karmaşıklığını birebir aktarmada yetersiz

olduğundan elde ettiğimiz verilerin klinik çalışmalarla da desteklenmesi faydalı olacaktır.

2. Bu çalışmada posterior bölgelerdeki kantilever etkisine katkısını incelemek amacıyla eklenen pterygoid implantlar beklentilerimizin aksine yük taşıma görevi görmüştür. Literatüre kazandırdığımız bu bilgiler ışığında pterygoid implantlarla alakalı daha çok klinik ve sonlu eleman analizi çalışmaları yapılmalıdır.
3. Atrofik maksillanın rehabilitasyonunda 4'lü zigomatik implant, subperiostal implantlar gibi immediat olarak yüklenebilecek farklı tedavi prosedürleri de çalışmaya eklenerek, en ideal tedavi yönteminin bulunmasına katkı sağlayacak yeni çalışmalar yapılabilir.



KAYNAKLAR

1. Branemark PI. Surgery and fixture installation. Zygomaticus fixture clinical procedures. In: 1. edition. Goteborg, Sweden: Nobel Biocare AB; 1998.
2. Farzad P, Andersson L, Gunnarsson S, Johansson B. Rehabilitation of severely resorbed maxillae with zygomatic implants: an evaluation of implant stability, tissue conditions, and patients' opinion before and after treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(3):399–404.
3. Brånemark P, Gröndahl K, Öhrnell L, Nilsson P, Petruson B, Svensson B, 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 Jan 8;38(2):70–85.
4. Tolman DE, Desjardins RP, Jackson IT, Brånemark PI. Complex craniofacial reconstruction using an implant-supported prosthesis: case report with long-term follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(2):243–51.
5. Chrcanovic BR, Abreu MHNG. Survival and complications of zygomatic implants: a systematic review. *Oral Maxillofac Surg*. 2013 Jun 6;17(2):81–93.
6. Aalam AA, Krivitsky-Aalam A, Zelig D, Oh S, Holtzclaw D, Kurtzman GM. Trans-sinus dental implants, for immediate placement when insufficient alveolar height is present: an alternative to zygomatic implants – surgical case series. *Annals of Medicine & Surgery*. 2023 Jan;85(1):51–6.
7. Jensen OT, Cottam J, Ringeman J, Adams M. Trans-Sinus Dental Implants, Bone Morphogenetic Protein 2, and Immediate Function for All-on-4 Treatment of Severe Maxillary Atrophy. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* [Internet]. 2012 Jan 1 [cited 2022 Apr 24];70(1):141–8. Available from: <http://www.joms.org/article/S0278239111005842/fulltext>
8. Grandi T, Faustini F, Casotto F, Samarani R, Svezia L, Radano P. Immediate fixed rehabilitation of severe maxillary atrophies using trans-sinus tilted implants with or without sinus bone grafting: One-year results from a randomised controlled trial. *Int J Oral Implantol (Berl)*. 2019;12(2):141–52.
9. Maló P, Nobre M de, Lopes A. Immediate loading of “All-on-4” maxillary prostheses using trans-sinus tilted implants without sinus bone grafting: a retrospective study reporting the 3-year outcome. *Eur J Oral Implantol*. 2013;6(3):273–83.
10. Testori T, Mandelli F, Mantovani M, Taschieri S, Weinstein RL, Del Fabbro M. Tilted trans-sinus implants for the treatment of maxillary atrophy: case series of 35 consecutive patients. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2013 Jul [cited 2022 Apr 24];71(7):1187–94. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23611604/>
11. Agliardi EL, Romeo D, Wenger A, Gastaldi G, Gherlone E. Immediate rehabilitation of the posterior maxilla with extensive sinus pneumatization with one axial and one trans-sinus tilted implant: A 3-year clinical report and a classification. *J Prosthet Dent*. 2015 Mar;113(3):163–8.

12. Zaninovich M. Immediate Rehabilitation of the Severely Atrophic Maxilla Using Trans-Sinus Nasal Protocol and Extended Length Subcrestal Angulated Implants. Case Series With 1-Year Follow-Up. *Journal of Oral Implantology*. 2022 Apr 1;48(2):117–24.
13. Tulasne JF. Osseointegrated fixtures in the pterygoid region in *Advanced Osseointegration Surgery: Applications in the Maxillofacial Region*. Worthington P, Branemark PI, editors. Chicago: IL: Quintessence; 1992. 182–188 p.
14. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2014 Sep;4(3):200–3.
15. Ramoğlu S, Ozan O. DIŞ HEKİMLİĞİNDE SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2015 Feb 12;9(9).
16. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001 Jun;85(6):585–98.
17. Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol*. 1993 Jun;38(6):491–6.
18. Kadler KE, Holmes DF, Trotter JA, Chapman JA. Collagen fibril formation. *Biochem J*. 1996;316:1–11.
19. Antonio Nanci. *TenCate's Oral histology 8th edition* [Internet]. 2008 [cited 2023 Jan 12]. 7–8 p. Available from: <http://www.sciencedirect.com:5070/book/9780323078467/ten-cates-oral-histology>
20. Mescher AL. *Junqueira's Basic Histology Text And Atlas (13th Ed)* : Free Download, Borrow, and Streaming : Internet Archive. 2013 [cited 2023 Jan 12]; Available from: <https://archive.org/details/JunqueirasBasicHistologyTextAndAtlas13thEd/page/n387>
21. Linkow LI, Cherchève R. *Theories and techniques of oral implantology*. 1970;10.
22. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Branemark PI ZGAT, editor. Chicago: Quintessence Publishing Company; 1985. 199–209 p.
23. Misch. *Contemporary Implant Dentistry*. 2nd ed. St. Louis: Mosby; 2005.
24. Sancak B, Cumhur M. *Fonksiyonel Anatomi*. Sancak B, Cumhur M, editors. Ankara: ODTÜ Geliştirme Vakfı Yayıncılık ve İletişim Aş; 2008.
25. Gray H., Standring S. *Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice*. 40th edition. Churchill-Livingstone: Elsevier; 2008.
26. Liebgott B. *The anatomical basis of dentistry*. Elsevier Health Sciences; 2009. 465 p.
27. Scheid RC. Woelfel' in *Diş Anatomisi ve Diş Hekimliği İle İlişkisi*. 7. baskı. Ankara: Güneş tıp kitap evleri; 2010. 10–15 p.
28. DuBrul ELloyd, Sicher H. *Sicher and DuBrul's Oral anatomy*. Ishiyaka EuroAmerica; 1988. 356 p.

29. Ellis E. Fractures of the Zygomatic Complex and Arch. In: Oral and Maxillofacial Trauma. Elsevier; 2013. p. 354–415.
30. Miloro M, Larsen PE, Waite PD, Peterson LJ. Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery, Third Edition. 2012;861–8.
31. Cunningham L. Management of Maxillary Fractures. . In: Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery. 3rd edition. 2012. p. 455–65.
32. Gray H, Williams PL (Peter L, Bannister LH. Gray's anatomy : the anatomical basis of medicine and surgery. [Internet]. 38th edition. Churchill Livingstone; 1995 [cited 2023 Jul 25]. 2092 p. Available from: <https://www.worldcat.org/title/45217979>
33. Amedee R. Diseases of the nose, throat, ear, head and neck. In: Lea and Febiger, editor. Anatomy, physiology and evaluation of the paranasal sinuses. 14th ed. Pennsylvania: Ballenger JJed; 1991. p. 168–83.
34. Graney O., Rice D. Anatomy. In Cummings (ed.). Otolaryngology- Head and Neck Surgery. 2nd ed. Baltimore: Mosby Year Book; 1993. 901–906 p.
35. Miles T. Physiology of the nose, paranasal sinuses and nasopharynx. In: Lippincott Company. Philadelphia; 1998. 1–75 p.
36. Taylor M. Physiology of the nose, paranasal sinuses and nasopharynx. In: JB Lippincott. 1st ed. Philadelphia; 1987. 1–75 p.
37. Chen S., Buser D., Wismeijer D. Sinus Floor Elevation: Procedures. Quintessence Publishing; 2011.
38. Enlow D. Handbook of Facial Growth. 2nd ed. Philadelphia: PA: WB Saunders; 1982.
39. 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. 2001;16(1):23–33.
40. Watzek G., Ulm C., Haas R. Anatomic and physiologic fundamentals of sinus floor augmentation. In: Jensen OT, editor. The Sinus Bone Graft. Chicago: Quintessence Publishing; 1999. p. 31–47.
41. 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 Dec 23;2(1):22.
42. Atwood DA. Reduction of residual ridges: A major oral disease entity. J Prosthet Dent. 1971 Sep;26(3):266–79.
43. Branemark PI, Parr G, George A, Thomas. Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985.
44. Stearns J, Fonseca R, Saker M. Revascularization and healing of orthognathic surgical procedures. In: Oral and Maxillofacial Surgery. Philaadelphia: Saunders; 2000.
45. Cawood JI, Stoelinga PJW, Blackburn TK. The evolution of preimplant surgery from preprosthetic surgery. Int J Oral Maxillofac Surg. 2007 May;36(5):377–85.

46. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(4):347–59.
47. Michael G. Newman HHTFACarranza. Carranza's Clinical Periodontology. 11th edition. Elsevier Saunders; 2012.
48. Al-Johany SS, Al Amri MD, Alsaeed S, Alalola B. Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. *Journal of Prosthodontics*. 2017 Apr;26(3):252–60.
49. Randolph R. Resnik. Misch's Contemporary Implant Dentistry. 4th Edition. Mosby Elsevier; 2020.
50. Bagno A, Di Bello C. Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. *J Mater Sci Mater Med*. 2004 Sep;15(9):935–49.
51. Carl E. Misch. Günümüz Diş Hekimliğinde İmplantoloji. Çeviri :İbrahim F. Tulunoğlu, editor. Atlas Kitapçılık;
52. Johansson CB, Han CH, Wennerberg A, Albrektsson T. A quantitative comparison of machined commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium implants in rabbit bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13(3):315–21.
53. Kasemo B. Biocompatibility of titanium implants: Surface science aspects. *J Prosthet Dent*. 1983 Jun;49(6):832–7.
54. Thomas KA, Kay JF, Cook SD, Jarcho M. The effect of surface macrotexture and hydroxylapatite coating on the mechanical strengths and histologic profiles of titanium implant materials. *J Biomed Mater Res*. 1987 Dec;21(12):1395–414.
55. Scacchi M. The development of the ITI DENTAL IMPLANT SYSTEM. Part 1: A review of the literature. *Clin Oral Implants Res*. 2000 Sep;11:8–21.
56. Xue W, Liu X, Zheng X, Ding C. In vivo evaluation of plasma-sprayed titanium coating after alkali modification. *Biomaterials*. 2005 Jun;26(16):3029–37.
57. Sammons RL, Lumbikanonda N, Gross M, Cantzler P. Comparison of osteoblast spreading on microstructured dental implant surfaces and cell behaviour in an explant model of osseointegration. *Clin Oral Implants Res*. 2005 Dec;16(6):657–66.
58. URBAN RM, JACOBS JJ, TOMLINSON MJ, GAVRILOVIC J, BLACK J, PEOC'H M. Dissemination of Wear Particles to the Liver, Spleen, and Abdominal Lymph Nodes of Patients with Hip or Knee Replacement*. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*. 2000 Apr;82(4):457–77.
59. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials*. 2007 Jul;23(7):844–54.
60. Bowers KT, Keller JC, Randolph BA, Wick DG, Michaels CM. Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast responses in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(3):302–10.

61. Klokkevold PR, Johnson P, Dadgostari S, Davies JE, Caputo A, Nishimura RD. Early endosseous integration enhanced by dual acid etching of titanium: a torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Implants Res.* 2001 Aug;12(4):350–7.
62. Massaro C, Rotolo P, De Riccardis F, Milella E, Napoli A, Wieland M, et al. Comparative investigation of the surface properties of commercial titanium dental implants. Part I: chemical composition. *J Mater Sci Mater Med.* 2002;13(6):535–48.
63. Klokkevold PR, Nishimura RD, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Implants Res.* 1997 Dec;8(6):442–7.
64. Wong M, Eulenberger J, Schenk R, Hunziker E. Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. *J Biomed Mater Res.* 1995 Dec;29(12):1567–75.
65. Cochran DL, Schenk RK, Lussi A, Higginbottom FL, Buser D. Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: A histometric study in the canine mandible. *J Biomed Mater Res.* 1998 Apr;40(1):1–11.
66. Cochran DL, Buser D, Ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, et al. The use of reduced healing times on ITI® implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: *Clin Oral Implants Res.* 2002 Apr;13(2):144–53.
67. Buser D, Nydegger T, Oxland T, Cochran DL, Schenk RK, Hirt HP, et al. Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: A biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. *J Biomed Mater Res.* 1999 May;45(2):75–83.
68. Henry P. TA, Allan BP. Removal torque comparison of TiUnite and turned implants in the Greyhound dog mandible. *App Osseointegration Res.* 2000;1:7–15.
69. Albrektsson T. JC, Lundgren AK, Sul YT, Gottlow J. Experimental studies on oxidized implants. A histomorphometrical and biomechanical analysis. . ;1: . *App Osseointegration Res.* 2000;1:4–21.
70. LeGeros RZ. Properties of Osteoconductive Biomaterials: Calcium Phosphates. *Clin Orthop Relat Res.* 2002 Feb;395:81–98.
71. Balshi SF, Allen FD, Wolfinger GJ, Balshi TJ. A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(4):584–94.
72. Filiaggi MJ, Coombs NA, Pilliar RM. Characterization of the interface in the plasma-sprayed HA coating/Ti-6Al-4V implant system. *J Biomed Mater Res.* 1991 Oct;25(10):1211–29.
73. Radin S, Ducheyne P. Plasma spraying induced changes of calcium phosphate ceramic characteristics and the effect on in vitro stability. *Mater Med.* 1992;53:423–32.
74. Farley JR, Wergedal JE, Baylink DJ. Fluoride Directly Stimulates Proliferation and Alkaline Phosphatase Activity of Bone-Forming Cells. *Science (1979).* 1983 Oct 21;222(4621):330–2.
75. Lau KHW, Baylink DJ. Molecular Mechanism of Action of Fluoride on Bone Cells. *Journal of Bone and Mineral Research.* 1998 Nov 1;13(11):1660–7.

76. Gotfredsen K, Karlsson U. A prospective 5-year study of fixed partial prostheses supported by implants with machined and TiO₂-blasted surface. *Journal of Prosthodontics*. 2001 Mar 6;10(1):2–7.
77. Steinemann SG. Titanium ? the material of choice? *Periodontol 2000*. 1998 Jun;17(1):7–21.
78. Peterson L.J., E.E., Hupp J.R., Tucker M.R. *Principles of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2nd ed. Amsterdam: Mosby; 2004.
79. Newman M, Takei H, Klokkevold P., Carranza F. *Carranza's Clinical Periodontology*. 12. ed. Vol. Chapter 73. Amsterdam: Elsevier; 2014.
80. Díez-Suárez L, González-Cardín V, Gómez-Pedraza A, Granados-García M. A Review of Maxillofacial Rehabilitation Using Osseointegrated Implants in Oncological Patients: Buttress Implant Concept. In: *Oral and Maxillofacial Surgery*. IntechOpen; 2021.
81. 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):343–8.
82. Carl E. Misch. *Contemporary Implant Dentistry*. 3. edition. St. Louis: Mosby; 2008.
83. Minsk L, Polson AM, Weisgold A, Rose LF, Sanavi F, Baumgarten H, et al. Outcome failures of endosseous implants from a clinical training center. *Compend Contin Educ Dent*. 1996 Sep;17(9):848–50, 852–4, 856 passim.
84. Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant Survival to 36 Months as Related to Length and Diameter. *Ann Periodontol*. 2000 Dec;5(1):22–31.
85. Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, Hürzeler MB, Faehn O, Sanavi F, et al. A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(3):417–23.
86. Balshi TJ, Wolfinger GJ, Balshi SF. Analysis of 356 pterygomaxillary implants in edentulous arches for fixed prosthesis anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(3):398–406.
87. Krekmanov L. Placement of posterior mandibular and maxillary implants in patients with severe bone deficiency: a clinical report of procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(5):722–30.
88. 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 Jan;3(1):39–49.
89. Malo P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 Immediate-Function Concept with Branemark SystemR Implants for Completely Edentulous Maxillae: A 1-Year Retrospective Clinical Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005 Jun;7(s1):s88–94.
90. Menini M, Signori A, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Ravera G, et al. Tilted Implants in the Immediate Loading Rehabilitation of the Maxilla. *J Dent Res*. 2012 Sep 31;91(9):821–7.
91. Nobel Biocare [Internet]. 2014. All-On-4® Treatment Concept Procedures Manual. Erişim adresi: [<https://www.nobelbiocare.com/international/en/home/productsandsolutions/library/manuals.html>]. Erişim Tarihi: 3/6/2018.

92. Jensen OT, Adams MW, Cottam JR, Parel SM, Phillips WR. The All-on-4 Shelf: Maxilla. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2010 Oct;68(10):2520–7.
93. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Materials Science and Engineering: C*. 2016 Dec;69:715–25.
94. TARUNA M. Prosthodontic Perspective to All- On-4 ® Concept for Dental Implants. *JOURNAL OF CLINICAL AND DIAGNOSTIC RESEARCH*. 2014;
95. Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *The Journal of the American Dental Association*. 2011 Mar;142(3):310–20.
96. Francetti L, Corbella S, Taschieri S, Cavalli N, Del Fabbro M. Medium- and Long-Term Complications in Full-Arch Rehabilitations Supported by Upright and Tilted Implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Aug 28;17(4):758–64.
97. Horita S, Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Imai Y, Kirita T. Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the “All-on-Four” concept. *J Prosthodont Res*. 2017 Apr;61(2):123–32.
98. Pozzi A, Tallarico M, Moy PK. Four-implant overdenture fully supported by a CAD-CAM titanium bar: A single-cohort prospective 1-year preliminary study. *J Prosthet Dent*. 2016 Oct;116(4):516–23.
99. Iwanaga J, Wilson C, Lachkar S, Tomaszewski KA, Walocha JA, Tubbs RS. Clinical anatomy of the maxillary sinus: application to sinus floor augmentation. *Anat Cell Biol*. 2019 Mar;52(1):17–24.
100. Laney W. Glossary of Oral and Maxillofacial Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2017 Jul [cited 2023 Mar 26];32(4):Gi-G200. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28708903/>
101. Park YJ, Cho SA. Retrospective chart analysis on survival rate of fixtures installed at the tuberosity bone for cases with missing unilateral upper molars: a study of 7 cases. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2010 Jun [cited 2023 Mar 26];68(6):1338–44. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20363545/>
102. Reiser GM, Nevins M, Mellonig JT. Implant Use in the Tuberosity, Pterygoid, and Palatine Region: Anatomic and Surgical Considerations.
103. Pallavi D. Yawale, Kaustubh S. Thakare, Simran Parwani. PTERYGOID IMPLANT. Innovative Publication Company; 2021.
104. Linkow LI. The pterygoid extension implant for the totally and partially edentulous maxillae. *Int J Orthod*. 1974 Sep;12(3):9–19.
105. Bidra AS, Huynh-Ba G. Implants in the pterygoid region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2011 Aug [cited 2023 Mar 26];40(8):773–81. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21601424/>

106. Graves SL. The pterygoid plate implant: a solution for restoring the posterior maxilla. *Int J Periodontics Restorative Dent* [Internet]. 1994 Dec 1 [cited 2023 Mar 26];14(6):512–23. Available from: <http://europepmc.org/article/MED/7751116>
107. Mary Crispin P, Agarwal N, Kumar AK, Graduate P. PTERYGOID IMPLANT-For Atrophic Posterior Maxilla. *TMU J Dent*. 8.
108. Tulasne JF. Implant treatment of missing posterior dentition in The Branemark Osseointegrated Implant. Albrektsson T, Zarb GA, editors. Chicago: IL: Quintessence; 1989. 103–103 p.
109. Gofur EM, Al Khalili Y. *Anatomy, Head and Neck: Internal Maxillary Arteries*. 2023.
110. Jain V, Ellingson AN, Smoker WRK. Lateral Pterygoid Muscle Rhabdomyolysis. *American Journal of Neuroradiology*. 2007 Nov 1;28(10):1876–7.
111. Germann AM, Jamal Z, Al Khalili Y. *Anatomy, Head and Neck, Scalp Veins*. 2023.
112. Casale J, Bordoni B. *Anatomy, Head and Neck: Infratemporal Fossa*. 2023.
113. Natsis K, Piagkou M, Repousi E, Tegos T, Gkioka A, Loukas M. The size of the foramen ovale regarding to the presence and absence of the emissary sphenoidal foramen: is there any relationship between them? *Folia Morphol (Warsz)*. 2018 Mar 5;77(1):90–8.
114. Keith L. Moore, Arthur F. Dalley, A. M. R. Agur. *Clinically Oriented Anatomy*. 7th Edition. Lippincott Williams & Wilkins; 2013.
115. von Arx T, Lozanoff S. Clinical oral anatomy: A comprehensive review for dental practitioners and researchers. *Clinical Oral Anatomy: A Comprehensive Review for Dental Practitioners and Researchers*. 2016 Jan 1;1–561.
116. Betül DİĞİLLİ. Fossa Pterygopalatina'nın Klinik İlgili Morfometrik Analizi ve Komşu Paranasal Sinüslerle Hacimsel İlişkisi: BT'ye Dayalı Bir Çalışma [Uzmanlık Tezi]. [Konya]: Necmettin ERBAKAN Üniversitesi; 2022.
117. Rodríguez X, Méndez V, Vela X, Segalà M. Modified surgical protocol for placing implants in the pterygomaxillary region: clinical and radiologic study of 454 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(6):1547–53.
118. Bahat O. Osseointegrated implants in the maxillary tuberosity: report on 45 consecutive patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(4):459–67.
119. Khayat P, Nader N. The use of osseointegrated implants in the maxillary tuberosity. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1994 May;6(4):53–61; quiz 62.
120. Balshi SF, Wolfinger GJ, Balshi TJ. Analysis of 164 titanium oxide-surface implants in completely edentulous arches for fixed prosthesis anchorage using the pterygomaxillary region. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(6):946–52.
121. Peñarrocha M, García B, Martí E, Boronat A. Rehabilitation of severely atrophic maxillae with fixed implant-supported prostheses using zygomatic implants placed using the sinus slot technique: clinical report on a series of 21 patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(4):645–50.

122. Ridell A, Gröndahl K, Sennerby L. Placement of Brånemark implants in the maxillary tuber region: anatomical considerations, surgical technique and long-term results. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Jan;20(1):94–8.
123. 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.* 2009;24(4):720–6.
124. Mateos L, García Calderón M, González Martín M, Gallego D, Cabezas J. Inserción de implantes dentales en la apófisis pterigoides: Una alternativa en el tratamiento rehabilitador del maxilar posterior atrófico. *Avances en periodoncia e implantología oral*, ISSN 1699-6585, Vol 14, N° 1 (ABR), 2002, págs 37-45 [Internet]. 2002 [cited 2023 Mar 31];14(1):37–45. Available from: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=4542176&info=resumen&idioma=SPA>
125. Kashani H, Hilon J, Rasoul MH, Friberg B. Influence of a single preoperative dose of antibiotics on the early implant failure rate. A randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2019 Apr 5;21(2):278–83.
126. Rosén A, Gynther G. Implant Treatment Without Bone Grafting in Edentulous Severely Resorbed Maxillas: A Long-Term Follow-Up Study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2007 May;65(5):1010–6.
127. Malevez C, Daelemans P, Adriaenssens P, Durdu F. Use of zygomatic implants to deal with resorbed posterior maxillae. *Periodontol 2000.* 2003 Oct 29;33(1):82–9.
128. Brånemark System® Zygoma Kullanma Klavuzu. Erişim adresi: https://www.eotdental.com/uploads/pdf/Zygoma_Manual%20.pdf.
129. Polido WD, Machado-Fernandez A, Lin WS, Aghaloo T. Indications for zygomatic implants: a systematic review. *Int J Implant Dent.* 2023 Jul 1;9(1):17.
130. Aparicio C. *Zygomatic Implants: The Anatomy-Guided Approach.* 1. edition. Aparicio C, editor. Quintessence Pub Co; 2012. 113–115 p.
131. Velásquez-Plata D, Hovey LR, Peach CC, Alder ME. Maxillary sinus septa: a 3-dimensional computerized tomographic scan analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(6):854–60.
132. Petruson B. Sinuscopy in patients with titanium implants in the nose and sinuses. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg.* 2004 Jan 8;38(2):86–93.
133. Pham AV, Abarca M, De Mey A, Malevez C. Rehabilitation of a Patient with Cleft Lip and Palate with an Extremely Edentulous Atrophied Posterior Maxilla Using Zygomatic Implants: Case Report. *The Cleft Palate-Craniofacial Journal.* 2004 Sep 15;41(5):571–4.
134. 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. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2012 Feb;70(2):314–9.
135. Brånemark P., Gröndahl K., Worthington P. *Osseointegration and Autogenous Onlay Bone Grafts : Reconstruction of the Edentulous Atrophic Maxilla.* Quintessence Pub. Co; 2001.

136. Özçelik E. Ekstramaksiller ve intrasinüs yerleşimli zigomatik implantların biyomekanik tepkilerinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi [Uzmanlık Tezi]. Marmara Üniversitesi; 2018.
137. Aparicio C, Ouazzani W, Hatano N. The use of zygomatic implants for prosthetic rehabilitation of the severely resorbed maxilla. *Periodontol 2000*. 2008 Jun 14;47(1):162–71.
138. Chrcanovic BR, Pedrosa AR, Custódio ALN. Zygomatic implants: a critical review of the surgical techniques. *Oral Maxillofac Surg*. 2013 Mar 25;17(1):1–9.
139. Ishak MI, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, Abu Kasim NH. Finite element analysis of different surgical approaches in various occlusal loading locations for zygomatic implant placement for the treatment of atrophic maxillae. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012 Sep;41(9):1077–89.
140. Stella JP, Warner MR. Sinus slot technique for simplification and improved orientation of zygomaticus dental implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(6):889–93.
141. Candel E, Penarrocha D, Penarrocha M. Rehabilitation of the atrophic posterior maxilla with pterygoid implants: a review. *J Oral Implantol* [Internet]. 2012 [cited 2023 Mar 26];38 Spec No(SUPPL. 1):461–6. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21568718/>
142. Migliorança R, Ilg JP, Serrano AS, Souza RP, Zamperlini MS. Sinus exteriorization of the zygoma fixtures: a new surgical protocol. *Implant News*. 2006;3:30–5.
143. RM M, AL I, M PD, RR F, Aizcorbe-Vicente J, IJ ZF. History of zygomatic implants: A systematic review and meta-analysis. *Dent Oral Craniofac Res*. 2019;5(2).
144. 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 Nov;100(5):354–66.
145. Aparicio C, Manresa C, Francisco K, Claros P, Alández J, González-Martín O, et al. Zygomatic implants: indications, techniques and outcomes, and the Zygomatic Success Code. *Periodontol 2000*. 2014 Oct 14;66(1):41–58.
146. Aparicio C. A proposed classification for zygomatic implant patients based on the zygoma anatomy guided approach (ZAGA): A cross-sectional survey. *Eur J Oral Implantol*. 2011;4(3):269–75.
147. Andre A, Dym H. Zygomatic Implants. *Atlas of the Oral and Maxillofacial Surgery Clinics*. 2021 Sep;29(2):163–72.
148. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Survival and Complications of Zygomatic Implants: An Updated Systematic Review. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2016 Oct;74(10):1949–64.
149. Toriumi M, Nagasao T, Itamiya T, Shimizu Y, Yasudo H, Sakamoto Y, et al. 3-D analysis of dislocation in zygoma fractures. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2014 Jul;42(5):397–402.

150. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. J Biomech. 1975 Jan;8(6):393–405.
151. CHOI JW, HEO SJ, KOAK JY, KIM SK, LIM YJ, KIM SH, et al. Biological responses of anodized titanium implants under different current voltages. J Oral Rehabil. 2006 Dec 23;33(12):889–97.
152. Cox T, Kohn MW, Impelluso T. Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 2003 Apr;61(4):481–7.
153. Jafari A, Shetty KS, 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 Feb;73(1):12–20.
154. Sakaguchi R, Powers J. Craig's Restorative Dental Material. 20th ed. St.Louis: Elsevier Mosby; 2006.
155. İnan M. Cisimlerin Mukavemeti. İstanbul: İstanbul Üniversitesi İTÜ Vakfı.; 1998.
156. Budynas R. KNK. Shigley's mechanical engineering design. 10th Edition. McGraw Hill; 2014.
157. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: A finite element study. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2003 Apr;123(4):367–73.
158. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publishing; 1987. 123–149 p.
159. Korkmaz F. Maksiller Defektlerde Kuvvet Dağılımının Uygulanan İmplantların Tip Ve Lokalizasyonlarına Göre Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle Değerlendirilmesi [Doktora Tezi]. [Ankara]; 2008.
160. Gökçen Sargın A. Üst çenede iki implant destek üzerine uygulanan mesial uzantılı restorasyonlar oklüzal kuvvetlerin implant çevre dokularında neden olduğu stres dağılımının üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi [Doktora Tezi]. [Ankara]; 2015.
161. Mammadzada S. İmplant dizaynının kemikteki stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi [Doktora Tezi]. [İzmir]; 2009.
162. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: AÜ Basımevi; 1993.
163. Gere J. GB. Mechanichs of Materials. 8th edition. Cengage Learning; 2009.
164. Güngör MA, DüNDAR M, Artunç C. Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. EÜ Dişhek Fak Derg. 2005;26:107–16.
165. E. SOYKAN, G. ESKİTAŞÇIOĞLU, E. ÜNSAL, N. BAĞIŞ. Dental implantların biyomekaniği ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulamaları. AÜ Diş Hek Fak Derg. 2013;39(2):87–95.
166. Hsu ML, Chang CL. Finite element analysis. 1st ed. Rijeka: : Sciyo, InTech Europe; 2010.

167. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: derleme Bölüm I: dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. Dicle Dişhek Derg. 2010;11:18–23.
168. İnan Ö, Sevimay M, Eraslan O, Eskitaşçıoğlu G. Comparison of finite element and photoelastic stress analysis methods. . Türkiye Klinikleri J Dental Sci. 2009;15(2):93–101.
169. GÜMRÜKÇÜ Z, KURT S. SONLU ELEMENLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİNİN İMPLANT CERRAHİSİNDE KULLANIMI. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2018 Jul 26;2017(2017).
170. Reddy MS, Sundram R, Eid Abdemagyd HA. Application of Finite Element Model in Implant Dentistry: A Systematic Review. J Pharm Bioallied Sci. 2019 May;11(Suppl 2):S85–91.
171. Cooper LF, Thalji G, Al-Tarawneh S. Are Nongrafting Solutions Viable for Dental Implant Treatment in Limited Bone Volume? Compend Contin Educ Dent. 2020;41(7):368–76; quiz 377.
172. Aalam AA, Krivitsky A, Kurtzman GM. “Decision making with zygomatic and pterygoid dental implants in the severely atrophic maxilla: A narrative review”. Dentistry Review. 2022 Sep;2(3):100054.
173. Koosha S, Mirhashemi FS. An investigation of three types of tooth implant supported fixed prosthesis designs with 3D finite element analysis. J Dent (Tehran). 2013;10:51–63.
174. Koosha S, Mirhashemi FS. An Investigation of Three types of Tooth Implant Supported Fixed Prosthesis Designs with 3D Finite Element Analysis. J Dent (Tehran). 2013 Jan;10(1):51–63.
175. Akpınar I, Anil N, Parnas L. A natural tooth’s stress distribution in occlusion with a dental implant. J Oral Rehabil. 2000 Jun;27(6):538–45.
176. GÜMRÜKÇÜ Z. DÖRT FARKLI TIP ALVEOLER DEFekte SAHİP MAKSİLLADA DÖRTLÜ ZİGOMATİK İMPLANT UYGULAMASININ BİYOMEKANİK ETKİLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2020 Apr 15;
177. SUN J, JIAO T, TIE Y, WANG D. Three-dimensional finite element analysis of the application of attachment for obturator framework in unilateral maxillary defect. J Oral Rehabil. 2008 Sep;35(9):695–9.
178. Gao F, Lu Y. A Kalman-filter based time-domain analysis for structural damage diagnosis with noisy signals. J Sound Vib. 2006 Nov;297(3–5):916–30.
179. Viceconti M, Zannoni C, Testi D, Petrone M, Perticoni S, Quadrani P, et al. The multimod application framework: A rapid application development tool for computer aided medicine. Comput Methods Programs Biomed. 2007 Feb;85(2):138–51.
180. Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. J Oral Implantol. 1996;22(2):104–10.
181. Li J, Jansen JA, Walboomers XF, van den Beucken JJJP. Mechanical aspects of dental implants and osseointegration: A narrative review. J Mech Behav Biomed Mater. 2020 Mar;103:103574.

182. Sivrikaya E, Yilmaz O. Comparison of Extramaxillary Anchored Implants, Tilted Implants, or Sinus Elevation Concepts on Stress Distribution in Atrophic Maxilla: A Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2022 May;37(3):563–70.
183. van Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E. Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(1):51–7.
184. Çağlar A, Aydın C, Ozen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(1):36–44.
185. Romeed SA, Hays RN, Malik R, Dunne SM. Extrasinus zygomatic implant placement in the rehabilitation of the atrophic maxilla: Three-dimensional finite element stress analysis. *Journal of Oral Implantology*. 2015 Apr 1;41(2):e1–6.
186. Wen H, Guo W, Liang R, Xiang L, Long G, Wang T, et al. Finite element analysis of three zygomatic implant techniques for the severely atrophic edentulous maxilla. *J Prosthet Dent*. 2014 Mar;111(3):203–15.
187. Ujigawa K, Kato Y, Kizu Y, Tonogi M, Yamane GY. Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures. *Int J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2007 Jul [cited 2022 Nov 29];36(7):620–5. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17517497/>
188. 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 Apr;46(6):1155–61.
189. Ladd AJC, Kinney JH. Numerical errors and uncertainties in finite-element modeling of trabecular bone. *J Biomech*. 1998 Oct;31(10):941–5.
190. Weischer T, Schettler D, Mohr C. Titanium implants in the zygoma as retaining elements after hemimaxillectomy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(2):211–4.
191. Bedrossian E, Sullivan RM, Fortin Y, Malo P, Indresano T. Fixed-Prosthetic Implant Restoration of the Edentulous Maxilla: A Systematic Pretreatment Evaluation Method. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2008 Jan;66(1):112–22.
192. 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):323–34.
193. Davó R, Malevez C, Pons O. Immediately loaded zygomatic implants: a 5-year prospective study. *Eur J Oral Implantol*. 2013;6(1):39–47.
194. Davó R, Felice P, Pistilli R, Barausse C, Marti-Pages C, Ferrer-Fuertes A, et al. Immediately loaded zygomatic implants vs conventional dental implants in augmented atrophic maxillae: 1-year post-loading results from a multicentre randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2018;11(2):145–61.
195. Schmidt BL, Pogrel MA, Young CW, Sharma A. Reconstruction of extensive maxillary defects using zygomatic implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2004 Sep;62:82–9.

196. Koçyiğit İ.D., Titirinli K., Tekin U., Süer B.T., Pekperdahçı T., Coşkunes F.M., et al. Zigoma implantlarına Genel ve Güncel Bakış. *Quintessence Türkçe*. 2015;25–34.
197. Migliorança RM, Vasco MAA, Coppedê AR, Mayo TM, Viterbo RBS. Comparative study on the stress dissipation of zygomatic fixtures installed internal or external to the maxillary sinus: a 3D finite element method analysis. *Implant News*. 2009;6:395–402.
198. 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. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2011 Mar;39(2):119–23.
199. Neugarten J, Tuminelli F, Walter L. Two Bilateral Zygomatic Implants Placed and Immediately Loaded: A Retrospective Chart Review with Up-to-54-Month Follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017 Nov;32(6):1399–403.
200. Coppedê A, de Mayo T, de Sá Zamperlini M, Amorin R, de Pádua APAT, Shibli JA. Three-year clinical prospective follow-up of extrasinus zygomatic implants for the rehabilitation of the atrophic maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017 Oct;19(5):926–34.
201. Migliorança 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 Sep;41(9):1072–6.
202. Migliorança 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*. 2011;26(3):665–72.
203. 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*. 2009;24(2):335–41.
204. Araújo R, Sverzut A, Trivellato A, Sverzut C. Retrospective Analysis of 129 Consecutive Zygomatic Implants Used to Rehabilitate Severely Resorbed Maxillae in a Two-Stage Protocol. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017 Mar;32(2):377–84.
205. 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. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2014 May;72(5):887–91.
206. Maló P, Nobre M de, Lopes A, Francischone C, Rigolizzo M. Three-year outcome of a retrospective cohort study on the rehabilitation of completely edentulous atrophic maxillae with immediately loaded extra-maxillary zygomatic implants. *Eur J Oral Implantol*. 2012;5(1):37–46.
207. Araújo PPT, Sousa SA, Diniz VBS, Gomes PP, da Silva JSP, Germano AR. Evaluation of patients undergoing placement of zygomatic implants using sinus slot technique. *Int J Implant Dent*. 2016 Dec 13;2(1):2.
208. Agliardi EL, Romeo D, Panigatti S, de Araújo Nobre M, Maló P. Immediate full-arch rehabilitation of the severely atrophic maxilla supported by zygomatic implants: a

- prospective clinical study with minimum follow-up of 6 years. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2017 Dec;46(12):1592–9.
209. Bedrossian E, Stumpel L, Beckely ML, Indresano T. The zygomatic implant: preliminary data on treatment of severely resorbed maxillae. A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(6):861–5.
 210. 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 Feb;15(1):18–22.
 211. Peñarrocha M, Uribe R, García B, Martí E. Zygomatic implants using the sinus slot technique: clinical report of a patient series. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(5):788–92.
 212. Aparicio C, Ouazzani W, Garcia R, Arevalo X, Muela R, Fortes V. A Prospective Clinical Study on Titanium Implants in the Zygomatic Arch for Prosthetic Rehabilitation of the Atrophic Edentulous Maxilla with a Follow-Up of 6 Months to 5 Years. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2006 Sep;8(3):114–22.
 213. Davo R, Malevez C, Rojas J. Immediate function in the atrophic maxilla using zygoma implants: A preliminary study. *J Prosthet Dent*. 2007 Jun;97(6):S44–51.
 214. Solà Pérez A, Pastorino D, Aparicio C, Pegueroles Neyra M, Khan RS, Wright S, et al. Success Rates of Zygomatic Implants for the Rehabilitation of Severely Atrophic Maxilla: A Systematic Review. *Dent J (Basel)*. 2022 Aug 12;10(8):151.
 215. Moraschini V, de Queiroz TR, Sartoretto SC, de Almeida DCF, Calasans-Maia MD, Louro RS. Survival and complications of zygomatic implants compared to conventional implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 5 years: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2023 Feb 14;25(1):177–89.
 216. Varghese KG, Gandhi N, Kurian N, Daniel AY, Dhawan K, Joseph M, et al. Rehabilitation of the severely resorbed maxilla by using quad zygomatic implant-supported prostheses: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2021 Dec;
 217. Jain DK, Pal US, Mohammad S, Mehrotra D, Katrolia R, Shandilya S, et al. Comparative evaluation of extrasinus versus intrasinus approach for zygomatic implant placement. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2022 Nov;12(6):863–72.
 218. 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 Jun;44(6):785–90.
 219. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil*. 2004 Jan 22;31(1):18–22.
 220. Yavuzylmaz H. *Diş Morfolojisi, Fizyolojisi ve Oklüzyon*. Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi; 2007.
 221. Bölükbaşı N, Koçak A, Özdemir T. İMPLANT KONUMLARININ ANTERİÖR MAKSİLLADA OLUŞTURACAKLARI ETKİLERİN BİYOMEKANİK OLARAK ARAŞTIRILMASI Evaluation of the Effect of Implant Localization on the Anterior Maxilla. 2012;46:15–28.

222. Vrielinck L, Blok J, Politis C. Survival of conventional dental implants in the edentulous atrophic maxilla in combination with zygomatic implants: a 20-year retrospective study. *Int J Implant Dent*. 2022 Dec 15;8(1):27.
223. Testori T, Del Fabbro M, Capelli M, Zuffetti F, Francetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2008 Mar;19(3):227–32.
224. Crespi R, Vinci R, Capparé P, Romanos GE, Gherlone E. A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the “all on four” immediate function protocol. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(2):428–34.
225. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Francischone C, Rigolizzo M. “All-on-4” Immediate-Function Concept for Completely Edentulous Maxillae: A Clinical Report on the Medium (3 Years) and Long-Term (5 Years) Outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012 May 18;14(s1).
226. Maló P, Nobre M de, Lopes A. The rehabilitation of completely edentulous maxillae with different degrees of resorption with four or more immediately loaded implants: a 5-year retrospective study and a new classification. *Eur J Oral Implantol*. 2011;4(3):227–43.
227. Jensen OT, Adams MW, Smith E. Paranasal bone: the prime factor affecting the decision to use transsinus vs zygomatic implants for biomechanical support for immediate function in maxillary dental implant reconstruction. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2014 [cited 2023 Mar 25];29(1):e130–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24451881/>
228. Romeo D, Sacchi L, Fuchs F, Tetè G, Agliardi E. Experimental analysis of the influence of cortical bone layers and bone quantity on implant primary stability. *J Biol Regul Homeost Agents*. 2020;34(6 Suppl. 3):47–57.
229. Pacheco de Carvalho L, Marcelo de Carvalho A, Eduardo Francischone C, Lucisano Botelho do Amaral F, Salles Sotto-Maior B. Biomechanical behavior of atrophic maxillary restorations using the all-on-four concept and long trans-sinus implants: A finite element analysis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* [Internet]. 2021;2021(2):106–10. Available from: <https://joddd.tbzmed.ac.ir>
230. Venturelli A. A modified surgical protocol for placing implants in the maxillary tuberosity: clinical results at 36 months after loading with fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(6):743–9.
231. Curi MM, Cardoso CL, Ribeiro K de CB. Retrospective Study of Pterygoid Implants in the Atrophic Posterior Maxilla: Implant and Prosthesis Survival Rates Up to 3 Years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Mar;30(2):378–83.
232. Balshi TJ, Wolfinger GJ, Slauch RW, Balshi SF. Brånemark system implant lengths in the pterygomaxillary region: A retrospective comparison. *Implant Dent* [Internet]. 2013 Dec [cited 2023 Mar 26];22(6):610–2. Available from: https://journals.lww.com/implantdent/Fulltext/2013/12000/Br_nemark_System_Implant_Lengths_in_the.11.aspx

233. Rodríguez X, Lucas-Taulé E, Elnayef B, Altuna P, Gargallo-Albiol J, Peñarrocha Diago M, et al. Anatomical and radiological approach to pterygoid implants: a cross-sectional study of 202 cone beam computed tomography examinations. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2016 May;45(5):636–40.
234. Yamaura T, Abe S, Tamatsu Y, Rhee S, Hashimoto M, Ide Y. Anatomical study of the maxillary tuberosity in Japanese men. *Bull Tokyo Dent Coll*. 1998 Nov;39(4):287–92.
235. Lee SP, Paik KS, Kim MK. Anatomical study of the pyramidal process of the palatine bone in relation to implant placement in the posterior maxilla. *J Oral Rehabil* [Internet]. 2001 [cited 2023 Mar 26];28(2):125–32. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11298260/>
236. Rodriguez X, Rambla F, de Marcos Lopez L, Mendez V, Vela X, Jimenez Garcia J. Anatomical Study of the Pterygomaxillary Area for Implant Placement: Cone Beam Computed Tomographic Scanning in 100 Patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 Sep 19;29(5):1049–52.
237. Araujo RZ, Santiago Júnior JF, Cardoso CL, Benites Condezo AF, Moreira Júnior R, Curi MM. Clinical outcomes of pterygoid implants: Systematic review and meta-analysis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2019 Apr;47(4):651–60.
238. Wilkirson E, Chandran R, Duan Y. Rehabilitation of Atrophic Posterior Maxilla with Pterygoid Implants: A 3D Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2021 May;36(3):e51–62.
239. Valerón JF, Valerón PF. Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(2):195–200.
240. 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 Feb;32(1):7–14.
241. Fernández-Ruiz JA, Sánchez-Siles M, Guerrero-Sánchez Y, Pato-Mourelo J, Camacho-Alonso F. Evaluation of Quality of Life and Satisfaction in Patients with Fixed Prostheses on Zygomatic Implants Compared with the All-on-Four Concept: A Prospective Randomized Clinical Study. *Int J Environ Res Public Health*. 2021 Mar 25;18(7):3426.
242. Cucchi A, Vignudelli E, Franco S, Ghensi P, Malchiodi L, Corinaldesi G. Evaluation of Crestal Bone Loss Around Straight and Tilted Implants in Patients Rehabilitated by Immediate-Loaded Full-Arch All-on-4 or All-on-6: A Prospective Study. *Journal of Oral Implantology*. 2019 Dec 27;45(6):434–43.
243. Zhang Y, Li S, Di P, Zhang Y, Wu A, Lin Y. Comparison of 4- or 6-implant supported immediate full-arch fixed prostheses: A retrospective cohort study of 217 patients followed up for 3–13 years. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2023 Apr 15;25(2):381–97.
244. Stefanelli L V., Mandelaris GA, Franchina A, Di Nardo D, Galli M, Pagliarulo M, et al. Accuracy Evaluation of 14 Maxillary Full Arch Implant Treatments Performed with Da Vinci Bridge: A Case Series. *Materials*. 2020 Jun 22;13(12):2806.

- 245. Ren J, Shu L. Pterygoid Implant-Based “VIV” Design for Rehabilitation of Extreme Maxillary Atrophy. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2022 Oct;33(7):2195–8.
- 246. Agliardi EL, Francetti L, Romeo D, Taschieri S, Del Fabbro M. Immediate loading in the fully edentulous maxilla without bone grafting: the V-II-V technique. *Minerva Stomatol*. 2008 May;57(5):251–9, 259–63.
- 247. Agliardi EL, Pozzi A, Stappert CFJ, Benzi R, Romeo D, Gherlone E. Immediate Fixed Rehabilitation of the Edentulous Maxilla: A Prospective Clinical and Radiological Study after 3 Years of Loading. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014 Apr 9;16(2):292–302.

