



T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü



**DİŞSİZ MAKSİLLADA UYGULANAN
SUBPERİOSTEAL VE ZİGOMA İMPLANTLARIN
BRUKSİZM KARŞISINDAKİ DAYANIMLARININ
SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

Doktora Tezi

Fulya ELGÜN

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

İzmir
2024

T.C.
EGE ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

**DİŞSİZ MAKSİLLADA UYGULANAN
SUBPERİOSTEAL VE ZİGOMA İMPLANTLARIN
BRUKSİZM KARŞISINDAKİ DAYANIMLARININ
SONLU ELEMAN ANALİZİ İLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

Fulya ELGÜN

Danışman
Prof. Dr. Uğur TEKİN

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

İzmir
2024

Tez Değerlendirme Kurulu Üyeleri

(Adı Soyadı)

(İmza)

Başkan : Prof. Dr. Uğur TEKİN

(Danışman)

Üye : Prof. Dr. Mehmet Cemal AKAY

Üye : Prof. Dr. Mehmet Ali GÜNGÖR

Üye : Prof. Dr. Banu ÖZVERİ KOYUNCU

Üye : Prof. Dr. Nergiz YILMAZ

Üye : Prof. Dr. Gülten KAVAK

Doktora Tezinin kabul edildiği tarih:

Önsöz

Diş eksiklikleri, diş hekimliğindeki en önemli ve üzerine en çok çalışma yapılan konulardan birisidir. Uzun süreli diş eksikliklerine bağlı olarak kemik atrofileri meydana gelmekte, hasta için uygun fonksiyon ve estetiğin sağlanabildiği tedavilerin uygulanmasını sınırlandırmaktadır.

Toplumda yaygın olarak rastladığımız bir problem olarak karşımıza çıkan bruksizm de implant tedavilerinde başarılı sonuçlar edilmesini zorlaştırmaktadır.

Total dişsiz atrofik maksillada kullanılabilecek alternatif tedavi yöntemleri doktora eğitimim sürecinde dikkatimi çekmiş bir konu olmuştur. Biz de çalışmamızda alternatif bir tedavi yöntemi olan zigoma implantlar ile güncel bir konu olan ve kullanım alanı hızla artan subperiosteal implantları, biyomekanik açıdan değerlendirdik. Bu implantların karşılaştırmalı sonuçlarının sunulduğu çalışmamızda, zigoma ve subperiosteal implantların klinik başarı oranları ile sağ kalım oranları hakkında bir fikir vermeyi hedefledik.

Literatüre katkıda bulunması ve meslektaşlarımıza faydalı olması amacıyla sonlu elemanlar analizi yöntemini kullanarak yaptığımız bu çalışma total dişsiz atrofik maksillada zigoma implant tedavileri ve subperiosteal implant tedavileri ile ilgili bilgiler sunmaktadır.

İzmir, 12.05.2024

Fulya ELGÜN

Özet

Dişsiz Maksillada Uygulanan Subperiosteal ve Zigoma İmplantların Bruksizm Karşısındaki Dayanımlarının Sonlu Eleman Analizi İle Karşılaştırılması

Amaç:

Bu çalışmada zigoma ve subperiosteal implant uygulamalarında bruksizm kuvvetleri altında implantlar ve kemik dokusu üzerinde meydana gelen streslerin değerlendirilmesi amaçlandı.

Yöntem:

Üç boyutlu modelleme yazılımı olan Rhinoceros 4.0, VRMesh Studio ve Algor Fempro analiz programı kullanılarak Straumann ZAGA™ Flat zigoma implant modeli ve subperiosteal implant modeli hazırlandı. Bruksizmi taklit etmek üzere, hazırlanan modellerde, 5 numaralı diş üzerine 200 N, 6 ve 7 numaralı dişlerin her birine 400 N olmak üzere toplamda 1000 N dik kuvvet aktarımı; 5 numaralı diş üzerine 100 N, 6 ve 7 numaralı dişlerin her birine 200 N olmak üzere tüm dişlere toplam 500 N oblik kuvvet aktarımı gerçekleştirildi. Sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak, uygulanan kuvvetler ile modellerde kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen Maksimum ve Minimum Principle Stres değerleri; implantlar, abutmentler ve metal alt yapılar üzerinde ise meydana gelen Von Mises stres değerleri gösterildi.

Bulgular:

Çalışmamızda total dişsiz atrofik maksillada Model 1'e subperiosteal implant ile Model 2'ye ise 4 adet zigoma implant yerleştirildi. Uygulanan vertikal kuvvetler ile kortikal ve trabeküler kemik üzerindeki gerilme stresi en yüksek olarak Model 2'de görüldü. Oblik kuvvetler uygulandığında gerilme stresi kortikal kemik üzerinde Model 2' de daha yüksek iken trabeküler kemikte Model 1'in üzerinde daha yüksek olarak tespit edildi. Çalışmada vertikal kuvvetler altında sıkışma stresi değerlendirildiğinde kortikal kemik üzerinde Model 2'de trabeküler kemikte ise Model 1'de daha yüksek olarak bulundu. Oblik kuvvetler altında kortikal kemik ve trabeküler kemik üzerindeki sıkışma stresleri Model 1'de daha yüksek olarak belirlendi. Modellere uygulanan vertikal ve oblik kuvvetler altında implant yapısı, abutmentler ve metal yapı üzerindeki

stresler de değerdendirilmiş ve subperiosteal implant uygulamasının yapıldığı Model 1 üzerindeki stres değerdelerinin daha yüksek olduğu görülmüştür

Sonuç:

Çalışma sonuçları dikkate alındığında hazırlanan her iki modelde de modeller üzerinde meydana gelen maksimum stres değerdeler kemik doku, implant ve metal alt yapının çekme dayanımlarının altında kaldı. Parafonksiyonel kuvvetlerin subperiosteal implanlar, kemik doku ve restorasyonlar üzerinde oluşturduğu etkinin daha iyi anlaşılabilmesi amacıyla sonuçların klinik-in vitro çalışmalarla geliştirilmesi ve desteklenmesi gerekir.

Anahtar Kelimeler;

atrofik maksilla; sonlu elemanlar stres analizi; subperiosteal implant; zigoma implant

Abstract

Comparison of the Strength of Subperiosteal and Zygoma Implants Applied in Edentulous Maxilla Against Bruxism by Finite Element Analysis

Objective:

The aim of this study was to evaluate the stresses on implants and bone tissue under bruxism forces in zygomatic implant and subperiosteal implant applications.

Materials/Methods:

Straumann ZAGA™ Flat zygomatic implant model and subperiosteal implants model were prepared using three -dimensional modeling software Rhinoceros 4.0, VRMesh Studio, and Algor Fempro analysis program. To simulate bruxism, a total of 1000 N vertical force of 200 N from the level of teeth 5 and 400 N from each of tooth levels 6 and 7, and a total of 500 N oblique of 100 N from the level of teeth 5 and 200 N from each of tooth levels 6 and 7 were applied. Using the finite element analysis method, the maximum and minimum Principal Stress values on the cortical and trabecular bone and the Von Mises stress values on the implants, abutments, and metal substructures were shown.

Results:

In our study, subperiosteal implants were placed in Model 1 and four zygomatic implants were placed Model 2 in a total edentulous atrophic maxilla. Under vertical forces, the tensile stress on cortical and trabecular bone the was highest in Model 2. When oblique forces were applied, the tensile stress was higher in Model 2 on cortical bone and higher in Model 1 on the trabecular bone. When the compressive stress under vertical forces was evaluated in the study, it was found to be higher in Model 2 on cortical bone and in Model 1 on trabecular bone. Under oblique forces, compressive stresses on cortical and trabecular bone were higher in Model 1. The stresses on the implant structure, abutments and metal structure (frameworks) under vertical and oblique forces applied on the models were also evaluated and the stress values on Model 1, where subperiosteal implant application was performed, were observed to be higher.

Conclusion:

According to the results of the study, the maximum values on both models were below the tensile strengths of the bone tissue, implant, and metal frameworks. In order to better understand the effect of parafunctional forces on subperiosteal implants, bone tissue and restorations, the results should be developed and supported by clinical-in vitro studies.

Keywords;

atrophic maxilla; finite element stress analysis; subperiosteal implant; zygoma implant



İçindekiler

Önsöz.....	II
Özet.....	III
Abstract.....	V
İçindekiler	VIII
Tablolar Dizini	X
Şekiller Dizini.....	XII
Kısaltma Listesi.....	XV
Giriş.....	1
1.1. Araştırmanın Problemi	2
1.2. Araştırmanın Sorusu.....	3
1.3. Araştırmanın Hipotezleri.....	3
1.4. Araştırmanın Varsayımları	4
1.5. Araştırmanın Sınırlılıkları.....	4
1.6. Araştırmanın Amacı	4
Genel Bilgiler	6
2.1. Kemik.....	6
2.1.1. Kemik Yapı.....	6
2.1.2. Çene Kemikleri.....	7
2.1.3. Çene Kemiklerinin Yoğunluğu.....	8
2.2 Maksiller Yapı ve Yaş ve Dişsizlik ile Maksillada Meydana Gelen Değişimler.....	11
2.2.1. Maksiller Kemiğin Anatomisi.....	11
2.2.2. Maksiller Kemiğin Rezorpsiyonu.....	12
2.2.3. Cawood-Howel Atrofik Kemik Sınıflaması.....	13
2.3. Atrofik Maksillada İmplant Cerrahisi Öncesi Ek Cerrahi Prosedürler.....	14
2.4. Atrofik Maksillada İlave Cerrahisiz Modifiye İmplant Uygulamaları.....	15
2.4.1. Kısa İmplantlar.....	15
2.4.2. Açılı İmplantlar.....	17
2.4.3. Pterigoid İmplantlar.....	18
2.4.4. Zigoma İmplantlar.....	19
2.4.4.1. Zigoma İmplant Endikasyonları.....	20
2.4.4.2. Zigoma İmplant Kontrendikasyonları.....	21

2.4.4.3. Zigoma İmplant Cerrahi Teknikleri	22
2.4.4.4. Zigoma İmplant Komplikasyonları.....	28
2.4.5. Subperiosteal İmplantlar.	28
2.5. Bruksizm.....	31
2.5.1. Bruksizmin Tanımı.....	31
2.5.2. Bruksizmin Epidemiyolojisi.	32
2.5.3. Bruksizm Etiyolojisi.....	32
2.5.4. Bruksizmde Çiğneme Kaslarının Durumu ve Okluzal Kuvvetler.....	33
2.6. Biyomekanik Kavramlar.....	34
2.6.1. Kuvvet.....	34
2.6.2. Stres (Gerilim)	34
2.6.3. Gerilim (strain)	35
2.6.4. Elastisite Modülü (Young modülü)	35
2.6.5. Poisson Oranı.....	35
2.6.6. Hooke Kanunu.....	36
2.6.7. Von Mises Stresi.....	36
2.7. Kuvvet Analiz Yöntemleri.....	36
2.7.1. Sonlu Elemanlar Kuvvet Analizi Yöntemi.....	37
Gereç ve Yöntem.....	40
3.1. Materyal Özellikleri.....	40
3.2 Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Üç boyutlu Modellerin Oluşturulması	43
3.3. Yükleme Koşulları	51
3.4. Sonlu Elemanlar Analiz Programında Analiz Sonuçlarının Alınması.....	53
Bulgular.....	55
4.1. Maksiller Kortikal Kemik Asal Stres Değer Bulguları.....	55
4.1.1. Maksimum Principal Stres Bulguları.....	55
4.1.2. Minimum Principal Stres Bulguları.....	58
4.2. Maksiller Trabeküler Kemik Bulguları.....	61
4.2.1. Maksimum Principal Stres Bulguları.....	61
4.2.2. Minimum Principal Stres Bulguları.....	64
4.3. İmplant Von Mises Stres Bulguları.....	67
4.4. Abutment Von Mises Stres Bulguları.....	70

4.5. Metal Alt Yapı Von Mises Stres Bulguları.....	73
Tartışma	78
Sonuç ve Öneriler.....	89
Kaynaklar	91
Teşekkür.....	115
Özgeçmiş	115



Tablolar Dizini

Tablo 3.1. Materyallerin young modülü ile poisson oranları.....	41
Tablo 3.2. Modellerde eleman ve nod sayıları.....	43
Tablo 4.1. Uygulanan vertikal kuvvetler ile kortikal kemikte 4 ve 6 numara dış bölgelerindeki Pmax, toplam stres değerleri ve standart sapmaları.....	56
Tablo 4.2. Uygulanan oblik kuvvetler ile kortikal kemikte 4 ve 6 numara dış bölgelerindeki Pmax, toplam stres değerleri ve standart sapmaları	57
Tablo 4.3. Uygulanan vertikal kuvvetler ile kortikal kemikte 4 ve 6 numara dış bölgelerindeki Pmin, toplam stres değerleri ve standart sapmaları	59
Tablo 4.4. Uygulanan oblik kuvvetler ile kortikal kemikte 4 ve 6 numara dış bölgelerindeki Pmin, toplam stres değerleri ve standart sapmaları	60
Tablo 4.5. Uygulanan vertikal kuvvetler ile trabeküler kemikte 4 ve 6 numara dış bölgelerindeki Pmax, toplam stres değerleri ve standart sapmaları	62
Tablo 4.6. Uygulanan oblik kuvvetler ile trabeküler kemikte 4 ve 6 numara dış bölgelerindeki Pmax, toplam stres değerleri ve standart sapmaları	64
Tablo 4.7. Uygulanan vertikal kuvvetler ile trabeküler kemikte 4 ve 6 numara dış bölgelerindeki Pmin, toplam stres değerleri ve standart sapmaları	65
Tablo 4.8. Uygulanan oblik kuvvetler ile trabeküler kemikte 4 ve 6 numara dış bölgelerindeki Pmin, toplam stres değerleri ve standart sapmaları	67
Tablo 4.9. Uygulanan vertikal kuvvetler ile subperiosteal implant ve zigoma implant etrafında meydana gelen Von Mises ve toplam stres değerleri ile standart sapmaları	68
Tablo 4.10. Uygulanan oblik kuvvetler ile subperiosteal implant ve zigoma implant etrafında meydana gelen Von Mises ve toplam stres değerleri ile standart sapmaları	70
Tablo 4.11. Uygulanan vertikal kuvvetler ile abutmentlar üzerinde ortaya çıkan Von Mises ve toplam stres değerleri ile standart sapmaları	71
Tablo 4.12. Uygulanan oblik kuvvetler ile abutmentlar üzerinde oluşan Von Mises ve toplam stres değerleri ile standart sapmaları	73

Tablo 4.13. Uygulanan vertikal kuvvetler ile metal alt yapılar üzerinde 4 ve 6 numaralı dişler bölgesinde ortaya çıkan Von Mises ve toplam stres değerleri ile standart sapmaları74

Tablo 4.14. Uygulanan oblik kuvvetler ile metal alt yapılar üzerinde 4 ve 6 numaralı dişler bölgesinde meydana gelen Von Mises ve toplam stres değerleri ile standart sapmaları76

Tablo 4.15. Kortikal ve trabeküler kemik, implant, abutment ve metal alt yapıda görülen en yüksek ve düşük stresler. (1) Subperiosteal implant modeli, (2) Zigoma İmplant modeli.....77



Şekiller Dizini

Şekil 1.1: Çene kemiklerinin yapısı (Arun K. Garg, 2004)	7
Şekil 2.1.3.1 Lekholm ve Zarb'ın çenelerin anterior bölgesi için tanımladığı dört kemik niteliği (Lekholm ve Zarb, 1985)	9
Şekil 2.1.3.2. Misch'in kemik yoğunluğu sınıflaması (Misch, 1990)	10
Şekil 2.2.1. Maksiller kemiğin konumu ve diğer anatomik yapılar ile ilişkisi.....	11
Şekil 2.2.2. Çene kemiklerinin rezorpsiyonu (Misch, 1990)	13
Şekil 2.2.3. Anterior ve posterior maksiller alveoler çıkıntının rezorpsiyonunun sınıflandırılması (Cawood & Howell, 1988)	14
Şekil 2.4.1.1 Kısa İmplantlar (Dentalis Bio Solution SHORT® Implants)	16
Şekil 2.4.1.2 Maksiller posterior bölgede kısa implant kullanımı (Scott Froum, 2018)	17
Şekil 2.4.4. Zigoma implant (Edmond Bedrossian,2021)	20
Şekil 2.4.4.3.1. ZAGA Tip 0 şematik (A) görünümü (Aparicio, 2012)	25
Şekil 2.4.4.3.2. ZAGA Tip 1 şematik (A) görünümü (Aparicio, 2012)	26
Şekil 2.4.4.3.3. ZAGA Tip 2 şematik (A) görünümü (Aparicio, 2012)	26
Şekil 2.4.4.3.4. ZAGA Tip 3 şematik (A) görünümü (Aparicio, 2012)	27
Şekil 2.4.4.3.5. ZAGA Tip 4 şematik (A) görünümü (Aparicio, 2012)	27
Şekil 2.4.5. Mukozanın şeffaf görünümü ile subperiostal implantın bileşenleri (M.Y. Mommaerts, 2019)	29
Şekil 3.1.1. Toplam stres değerleri ve standart sapma miktarının düğüm ve nodlarla gösterimi.....	41
Şekil 3.1.2. Matematiksel modellerin geometrik şekilde gösterimi.....	42
Şekil 3.2.1. Maksiller tam dişsiz hastada tomografi görüntüsü.....	44
Şekil 3.2.2. Tomografi görüntülerinin 3D-doctor yazılımına aktarımı.....	45
Şekil 3.2.3. Subperiosteal implant ve zigoma implant için kortikal kemik modellemesi.....	45

Şekil 3.2.4. Spongios kemik modellemesi.....	46
Şekil 3.2.5. Subperiosteal implant modellemesi.....	46
Şekil 3.2.6. Zigoma implant modellemesi.....	46
Şekil 3.2.7. Zigoma implantın maksiller sinüs ile ilişkisinin gösterimi.....	47
Şekil 3.2.8. Zigoma implant alt yapı bağlantı modellemesi.....	48
Şekil 3.2.9. Subperiosteal implant alt yapı bağlantı modellemesi.....	48
Şekil 3.2.10. Subperiosteal implant tasarımı.....	48
Şekil 3.2.11. Zigoma implant tasarımı.....	49
Şekil 3.2.12. Subperiosteal implant tasarımı.....	49
Şekil 3.2.13. Subperiosteal vidaların tasarımı.....	50
Şekil 3.2.14 Zigoma implantların kullanıldığı maksilla ve protetik üst yapı modeli.....	50
Şekil 3.2.15. Titanyum subperiosteal implantın kullanıldığı maksilla ve protetik üst yapı modeli.....	51
Şekil 3.3.1. Okluzal kuvvetlerin uygulanma doğrultusu.....	52
Şekil 3.3.2. Okluzal kuvvetlerin uygulandığı noktalar.....	52
Şekil 3.3.3. Dikey kuvvetlerin uygulanması.....	53
Şekil 4.1. A- Vertikal kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implant kullanılan maksillada Pmax değerleri, B- vertikal kuvvet uygulanan zigoma implantların kullanıldığı maksillada Pmax değerleri.....	55
Şekil 4.2. A- Oblik kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implant kullanılan maksillada Pmax değerleri, B- Oblik kuvvet uygulanan zigoma implantların kullanıldığı maksillada Pmax değerleri.....	57
Şekil 4.3. A- Vertikal kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implant kullanılan maksillada Pmin değerleri, B- Vertikal kuvvet uygulanan zigoma implantların kullanıldığı maksillada Pmin değerleri.....	58
Şekil 4.4. A- Oblik kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implant kullanılan maksillada Pmin değerleri, B- Oblik kuvvet uygulanan zigoma implantların kullanıldığı maksillada Pmin değerleri.....	60

Şekil 4.5. A- Vertikal kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implant kullanılan maksiller trabeküler kemikte Pmax değerleri, B- Vertikal kuvvet uygulanan zigoma implantların kullanıldığı maksiller trabeküler kemikte Pmax değerleri.....	61
Şekil 4.6. A- Oblik kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implant kullanılan maksiller trabeküler kemikte Pmax değerleri, B- Oblik kuvvet uygulanan zigoma implantların kullanıldığı maksiller trabeküler kemikte Pmax değerleri.....	63
Şekil 4.7. A- Vertikal kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implant kullanılan maksiller trabeküler kemikte Pmin değerleri, B- Vertikal kuvvet uygulanan zigoma implantların kullanıldığı maksiller trabeküler kemikte Pmin değerleri.....	64
Şekil 4.8. A- Oblik kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implant kullanılan maksiller trabeküler kemikte Pmin değerleri, B- oblik kuvvet uygulanan zigoma implantların kullanıldığı maksiller trabeküler kemikte Pmin değerleri.....	66
Şekil 4.9. A- Vertikal kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implantlarda Von Mises Stres değerleri, B- Vertikal kuvvet uygulanan zigoma implantlarda Von Mises stres değerleri.....	68
Şekil 4.10. A- Oblik kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implantlarda Von Mises stres değerleri, B- Oblik kuvvet uygulanan zigoma implantlardaki Von Mises stres değerleri.....	69
Şekil 4.11. A- Vertikal kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implantlarda abutmentlarda Von Mises stres değerleri, B- Vertikal kuvvet uygulanan zigoma implantlarda abutmentlarda Von Mises stres değerleri.....	71
Şekil 4.12. A- Oblik kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implantlarda abutmentlarda Von Mises stres değerleri, B- Oblik kuvvet uygulanan zigoma implantlarda abutmentlarda Von Mises stres değerleri.....	72
Şekil 4.13. A- Vertikal kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implantlarda metal altyapı üzerindeki Von Mises stres değerleri, B- Vertikal kuvvet uygulanan zigoma implantlarda metal altyapı üzerinde oluşan Von Mises stres değerler.....	74
Şekil 4.14. A- Oblik kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implantlarda metal altyapı üzerindeki Von Mises Stres Değerleri, B- Oblik kuvvet uygulanan zigoma implantlarda metal altyapı üzerinde ortaya çıkan Von Mises stres değerleri.....	75

Kısaltma Listesi

AAA	: Alveolar antral arter
MI	: Myokard Infarktüs
RKY	: Rezidüel kemik yüksekliği
BT	: Bilgisayarlı tomografi
ZAGA	: Zygomatic Anatomy Guided Approach
Pmax	: Maksimum principal stres
Pmin	: Minimum principal stres
F	: Kuvvet
MPa	: Megapascal
SEA	: Sonlu elemanlar stres analizi
Sİ	: Subperiosteal İmplant
CAD/CAM	: Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim
Zİ	: Zigoma İmplant
F	: Kuvvet
a	: ivme
cm	: Santimetre
mm	: Milimetre
σ	: Sigma
°	: Derece
F	

Giriş

Diş hekimliğinde implant uygulaması 1960 yılında başlamış ve günümüzde, gelişen teknoloji ile birlikte dişsiz hastaların rehabilitasyonunda en çok kullanılan tedavi yöntemlerinden biri haline gelmiştir (Plischka, 1960). Dental implant tedavileri ile hastalara eski fonksiyon, estetik ve fonatiklerinin ideal olarak kazandırılması amaçlanmaktadır. Ancak bazı sınırlamalar sebebiyle implant tedavileri zorlaşabilmektedir. Bunlardan en sık karşımıza çıkan ve tedaviyi en çok sınırlandıran sorun uzun süre diş eksikliği sebebiyle ortaya çıkan kemik dokunun yetersizliğidir (Mittal, Jindal, & Garg, 2016).

Hastalarda total diş kaybı ve ileri yaş ile maksiller sinüslerin sarkması ve maksiller kemikte gelişen atrofi nedeniyle konvansiyonel implantlar ile sabit restorasyonların uygulanması zorlaşmaktadır. Bu gibi durumlarda konvansiyonel implant tedavilerinin gerçekleştirilebilmesi ancak ogmentasyon teknikleri ve ileri cerrahi yöntemler ile maksiller kemiğin rehabilitasyonunun sağlanması ve tedavi için yeterli kemik doku elde edilmesinden sonra mümkün olmaktadır. İmplant tedavileri öncesinde gerek görülen ileri cerrahi işlemler ile hastanın tedavi süreci boyunca konforu azalmakta, tedavi süresi uzamakta, maliyetler yükselmekte ve komplikasyon oranları artmaktadır. Bu dezavantajları ortadan kaldırmak için son yıllarda zigoma implantlar ve subperiosteal implantlar gibi alternatif tedavi yöntemleri ön plana çıkmıştır (Davo, Pons, Rojas, & Carpio, 2010; Küçükkurt, 2019).

Alternatif tedavi yöntemi olarak zigoma implantların tercih edilmesi ile maksiller atrofiye sahip tam dişsiz hastalarda tedavi süreci kısaltılabilmekte, komplikasyon oranları düşürülebilmekte ve bu sayede hem hasta konforu artırılmakta hem de başarı oranları yükselmektedir.

Subperiosteal implantlar, zigoma implantlara ve kapsamlı kemik ogmentasyon tekniklerine alternatif olarak ilk olarak 1940 yılında sunulmuş fakat yapılan çalışmalarda eski dönem subperiosteal implantların uzun dönem başarısını düşük bulunmuştur (Kusek, 2009; Minichetti, 2003; Mommaerts, 2017; Bodine, Yanase, & Bodine, 1996; Wagner & Wagner, 1998).

Bu başarısızlık oranının en önemli sebebi olarak hazırlanan imlant ile kemik yüzeyinin uyumsuzluğu gösterilmiştir. CAD/CAM yöntemlerinin kullanımı ile birlikte

subperiosteal implantların başarı oranları yükselmiş ve subperiosteal implantlar yeniden alternatif tedavi yöntemi olarak gündeme gelmiştir (Cranin, Klein, Ley, Andrews, & DiGregorio, 1998; Wallace, 1972).

İmplant tedavilerinde başarıyı etkileyen faktörlerden biri de bruksizmdir. Multifaktöriyel etkenlere dayanan bruksizm periferik ya da santral faktörler etkisiyle meydana gelebilir (Lobbezoo & Naeije, 2001; Nadler, 1957). Literatürde bruksizm atakları sırasında kuvvetlerin 1000 N'a kadar çıktığı ve atak süreleri dışında da bruksizmin çiğneme kuvvetlerinin artışına yol açtığı gösterilmiştir (Juodzbals, Kubilius, Eidukynas, & Raustia, 2005; Misch Carl E., 2015). Bruksist bireyler sağlıklı bireyler ile karşılaştırıldığında; çiğneme kuvvetlerinde % 50 oranında artış bildirilmiştir (Amemori ve ark., 2001; Trenouth, 1979). İmplantlar doğal dişlerle karşılaştırıldığında, oklüzal aşırı yüklemeye daha yatkındır, bu nedenle implant tedavileri yapılırken bruksizme özellikle dikkat edilmelidir (Lobbezoo, Brouwers, Cune, & Naeije, 2006, Y. Kim, Oh, Misch, & Wang, 2005). Protez, gelen kuvvetleri kemik dokuya iletmekte, iletilen kuvvet miktarı ve biçimi tedavinin uzun dönem başarısını etkilemektedir. Bu amaçla, tedaviye etki eden biyomekanik faktörlerin değerlendirilmesi önem taşımaktadır (Gujjarlapudi ve ark., 2013).

1.1 Araştırmanın Problemi

Maksiller kemikte ileri derecede atrofiye sahip total dişsiz hastaların konvansiyonel dental implantlar ile tedavileri için komplike, yüksek maliyetli ve uzun süren ogmentasyon teknikleri ve ileri cerrahilere ihtiyaç duyulmaktadır. Bu nedenle son yıllarda bu hastaların sabit protetik restorasyonlar ile tedavilerinde alternatif yöntemler öne çıkmıştır. Bu alternatif yöntemler arasında zigoma implantlar ve subperiosteal implantlar güncel kullanıma sahiptir (Carlos Aparicio, Manresa, Francisco, Ouazzani, ve ark., 2014, Davo, Pons, Rojas, & Carpio, 2010; Küçük Kurt, 2019). Zigoma implantların uzun dönem sonuçlarına dair veriler sınırlı olmakla birlikte, kısa dönemde başarılı bir protetik rehabilitasyona olanak tanıdığı görülmüştür. Zigoma implantlar, birçok avantaja sahip olsa da ortaya çıkabilecek komplikasyonlar (sinüzit, oroantral fistül, orbita tabanının perforasyonu, epistaksis vb.), genel anestezi ve deneyimli bir cerrah tarafından uygulanması gereksinimi gibi nedenler ile hastaların rehabilitasyonunda daha konservatif tedavi yöntemleri yöntemleri arayışına gidilmiştir. Yapılan çalışmalarda subperiosteal implantların konvansiyonel dental implantlara ve zigoma implantlara alternatif olarak kullanılabileceği belirtilmiştir.

(Barrero, Border, & Bencharit, 2011). CAD/CAM yöntemleri ile başarı oranı artan subperiosteal implantlar da güncel araştırmaya konularından biridir (Cranin, Klein, Ley, Andrews, & DiGregorio, 1998; J L Lozada, 1996; Wallace, 1972).

Dişlerin fonksiyon dışı temasları olarak tanımlanmış dişlerin sıkılması ve gıcırdatılması hareketleri ile ortaya çıkan bruksizm implant tedavileri ve implant üstü restorasyonların planlanması yapılırken en çok dikkate alınması gereken faktörlerden biridir (Lavigne, Khoury, Abe, Yamaguchi, & Raphael, 2008; Manfredini, Poggio, & Lobbezoo, 2014). Bruksizm varlığında çiğneme kaslarında meydana gelen kuvvetler artar ve bu durum sonucunda uygulanan implant üstü restorasyonlarda ve implantlarda oluşan stresin artmasına sebep olur (Ahlberg, Savolainen, Rantala, Lindholm, & Könönen, 2004; Manfredini ve ark., 2014).

Bu alternatif tedavi yöntemlerinin bruksizm kuvvetleri altında değerlendirilmesi kullanım alanlarının arttırılabilmesi için faydalı olacaktır. Subperiosteal implantlar ve zigoma implantların sağ kalım ve başarı oranları hakkında yapılan çalışmalar sınırlıdır ve yaptığımız literatür araştırmaları sonucu bruksizm kuvvetlerinin subperiosteal implant ve zigoma implantlar üzerindeki etkilerinin değerlendirildiği ve birbiri ile karşılaştırıldığı bir çalışma bulunmamıştır.

1.2. Araştırmanın Sorusu

Literatürdeki çalışma eksikliği göz önüne alınarak yürütülen bu çalışmada, 1) ‘subperiosteal ve zigoma implant tedavileri bruksizimli bireylerde alternatif tedavi yöntemleri olarak kullanılabilir mi?’ ve 2) ‘subperiosteal implant ve zigoma implantların birbirlerine bir üstünlüğü var mı?’ sorularına yanıt aranmıştır.

1.3. Araştırmanın Hipotezleri

H0: Zigoma implant uygulamalarında subperiosteal implant uygulamalarına göre kortikal kemikte meydana gelecek maksimum principle stresleri daha yüksektir

H1: Zigoma implant uygulamalarında subperiosteal implant uygulamalarına göre kortikal kemikte meydana gelecek minimum principle stresleri daha yüksektir

H2: Zigoma implant uygulamalarında subperiosteal implant uygulamalarına göre trabeküler kemikte meydana gelecek maksimum principle stresleri daha yüksektir

H3: Zigoma implant uygulamalarında subperiosteal implant uygulamalarına göre trabeküler kemikte meydana gelecek minimum principle stresleri daha yüksektir

H4: Zigoma implant uygulamalarında subperiosteal implant uygulamalarına göre implant, abutment ve metal atyapılarda meydana gelecek Von Misses stresleri daha yüksektir

1.4. Araştırmanın Varsayımları

Modellerin geometrik yapıları VRMesh yazılımı ile oluşturulmuş, sonrasında stl formatında Algor Fempro yazılımına aktarılarak SEA için hazır hale getirilmişlerdir. Analiz için hazırlanan modeller; lineer, izotropik ve homojen materyaller olarak kabul edilmiştir. Sabitlemesi ve kuvvetleri ayarlanmış modele malzeme bilgileri giydirilmiş, bunun için malzeme değerlerinde elastik modülü ve poisson oranları girilmiş ve bu şekilde modeller tam anlamıyla analize hazırlanmıştır. Elastik modülleri; kortikal kemikte 13700 Mpa, trabeküler kemikte 1370 Mpa, metal alt yapı üzerine 218000 Mpa, implantlarda 110000 Mpa ve sinüste 14000 Mpa olarak kabul edilmiştir. Modellenen sabit restorasyonlar üzerine gelen bruksizm kuvvetleri; 5 numaralı diş üzerine 200 N, 6 ve 7 numaralı dişlerin her birine 400 N olmak üzere toplamda 1000 N dik; 5 numaralı diş üzerine 100 N, 6 ve 7 numaralı dişlerin her birine 200 N olmak üzere tüm dişlere toplam 500 N oblik olacak şekilde kabul edilmiştir.

1.5. Araştırmanın Sınırlılıkları

Çalışmamızda sonlu elemanlar analizinin kullanılması ile tam dişsiz ve atrofik maksillada bruksizm varlığında subperiosteal implant ve zigoma implantlar ile yapılan rehabilitasyonlarda implantların, kemik dokunun ve protez altyapısının üzerinde meydana gelen stres dağılımları ve değerleri incelenmiştir. Ancak sonlu elemanlar analizleri ile yapılan çalışmalarda matematiksel modeller oluşturularak klinik koşullar taklit edilir ve sonuçlar yoruma dayalıdır. Bu nedenle sonuçların değerlendirilmesi sırasında bu analiz yönteminin meydana getirdiği sınırlamalar göz önüne alınmalıdır. Parafonksiyonel kuvvetlerin subperiosteal implantlar, kemik doku ve restorasyonlar üzerinde meydana getirdiği stres ve etkinin daha iyi gözlemlenebilmesi için sonuçların klinik-in vitro çalışmalar ile geliştirilmesi ve desteklenmesi gerekmektedir (Romeed, Fok, & Wilson, 2006).

1.6. Araştırmanın Amacı

Bu çalışmanın amacı, total dişsiz ve ileri derecede atrofik maksillaya uygulanan zigoma implant ve subperiosteal implantlarda bruksizm kuvvetleri altında meydana gelen değişiklikleri değerlendirmektir. Çalışmamızın ikincil amacı ise, bruksizm

kuvvetlerinin kemik dokuda yarattığı değişiklikleri incelemektir. Böylelikle, zigoma ve subperiosteal implantların uzun dönem başarıları ve bu tedavilerde meydana gelebilecek komplikasyon riskleri hakkında fikir sahibi olmaktır.



Genel Bilgiler

2.1. Kemik

2.1.1. Kemik Yapı

Kemik organik ve inorganik matristen oluşan mineralize bir bağ dokudur. Kemik kuru ağırlığını % 60'ını inorganik matriks, % 40'ını ise inorganik matriks meydana getirir. Kemik matrisinin inorganik kısmı, esas olarak hidroksiapatit formunda kristalize kalsiyum fosfat tuzlarından oluşur. Kemik yapı bunun dışında florür, karbonat, magnezyum, asit fosfat ve sitrat içermektedir. Organik bileşen ise % 90 hücre içinde tropokollajen olarak sentezlenen ve daha sonra kollajen fibrilleri meydana getiren Tip I kollajen ve % 10 glikoproteinler, mukoproteinler, glikozaminoglikanlar, fosfolipid gibi makromoleküllerden oluşur (Kadler, Holmes, Trotter, & Chapman, 1996; Khurana, 2009).

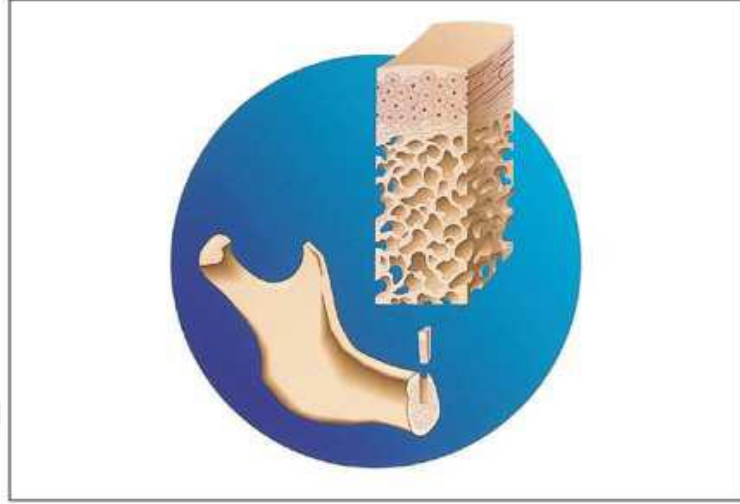
Kemik dokunun hücresel yapısı; osteoblast, osteosit, osteoklast ve osteoprogenitör hücrelerden oluşmaktadır aynı zamanda kemik biyolojisi için önemli hücresel yapılardır. Osteoblastlar, osteogenezden ve mineralizasyondan sorumlu hücrelerdir. Bu hücreler mezenkimal kök hücrelerden türetilirler. Osteoklastlar ise kemik rezorpsiyonunda görev alırlar ve hematopoetik kök hücrelerden türetilirler (Garg, n.d.).

Kemik yapı dış kısmında kortikal (kompakt) kemik tabakası iç kısımda ise trabeküler (kansellöz) kemik yapıdan oluşur.

Kortikal kemik, trabeküler kemiğin üzerini çevreleyen yoğun sert, kalsifiye yapıdır ve yetişkinlerde lameller kemiğin yoğun kümelenmelerinden oluşur. Kompakt kemik aynı zamanda damar desteği için kendi içinde Haversian ve Volkmann kanal sistemlerini içerir. Kortikal kemik, dıştan periosteum ve içten endosteum ile çevrilidir (Khurana, 2009; Nanci & Causa, n.d, 2007.).

Periosteum kemik yüzeyini kaplayan kalın bir fibröz zarıdır. Dışarıda fibröz tabaka ve içeride hücresel tabakadan oluşur. Dış tabaka, kemiği besleyen sinirler ve kan damarlarının yanı sıra fibroblastları içeren bir bağ doku tabakasıdır. İç kambiyum tabakası ise osteoprogenitör hücreleri içeren osteojenik bir tabakadır (Khurana, 2009).

Endosteum ise tip3 kollejen liflerden ve osteoprogenitör hücrelerden oluşan ince zarıdır.



Şekil 1.1. Çene kemiklerinin yapısı (Arun K. Garg, 2004)

2.1.2. Çene Kemikleri

Mandibula bağımsız bir yapıdır ve kafatası ile temporomandibuler eklem aracılığıyla bağlantı kurar. Mandibula kuvvetleri tek başına karşılarken maksilla ise palatinal kemik ve zigomatik ark ile gelen çiğneme kuvvetlerini kraniyal bölgeye iletir.

Alveoler kemik, çene kemiğinin dişlere veya yapay ikamelerine destek veren kısmıdır. Çiğneme sırasında gelen stresleri en iyi şekilde karşılamak üzere dış kısımda kompakt ve iç kısımda süngerimsi dokudan oluşur (MacMillan, 1926).

Kortikal plakalar arasındaki süngerimsi kemik, büyük çeşitlilik gösteren kemik trabekülleri tarafından doldurulur. Bu trabeküller farklı şekil, boyut ve kalınlıktadır (Parfitt G. J., 1962).

Alveol kemik, üzerine dışarıdan uygulanan mekanik uyarılara yüksek duyarlılık gösterir ve hayat boyu yeniden şekillenme sürecine maruz kalır. Bu nedenle, kuvvetlerin varlığında veya yokluğunda, mevcut kemiğin miktarı ve kalitesi etkilenir (Monje ve ark., 2015).

Kemik yoğunluğu doğrudan stresle ilişkilidir: fizyolojik stres ne kadar fazlaysa, bölgedeki kemik yoğunluğu o kadar artar. Diş kaybı meydana geldiğinde kemiğin maruz kaldığı stres azaldığından alveoler kemikte rezorpsiyon başlar ve kemik yoğunluğu azalır (G E Carlsson & Persson, 1967).

2.1.3. Çene Kemiklerinin Yoğunluğu

Kemik yoğunluğu, kemiğin kalitesi olarak da tanımlanmaktadır. Kemiğin yapısı ve tipi, kemiğin yük taşıma kapasitesini etkilemektedir. Düşük kaliteli kemik varlığında yapılan tedavilerde daha yüksek oranda başarısız sonuçlar gösterilmiştir (Norton & Gamble, 2001).

Birçok araştırmacı tarafından kemik yoğunluğu ve kalitesi araştırılmış ve sınıflandırılmıştır.

Linkow, 1970 yılında kemik yoğunluğunu üçe ayırarak incelemiştir (Humphrey, 2006).

Sınıf I kemik yapı: Bu kemik tipi ideal kemik olarak tanımlanmıştır. Sık yapıda eşit aralıklı trabeküllerden meydana gelir.

Sınıf II kemik yapı: Uniform yapının daha bozuk olduğu kemik dokusudur ve kemik içerisindeki boşluklar daha fazladır.

Sınıf III kemik yapı: Kemik yapıda trabeküller arasında büyük, kemik iliği dolu boşluklar bulunur.

Linkow, sınıf III kemikte implant tedavisinde yeterli stabilitenin sağlanamadığını, sınıf II kemiğin implant tedavilerinde başarılı sonuçlar verdiğini, sınıf I kemiğin implant uygulamaları için ideal kemik olduğunu belirtmiştir (Misch Carl E., 2015).

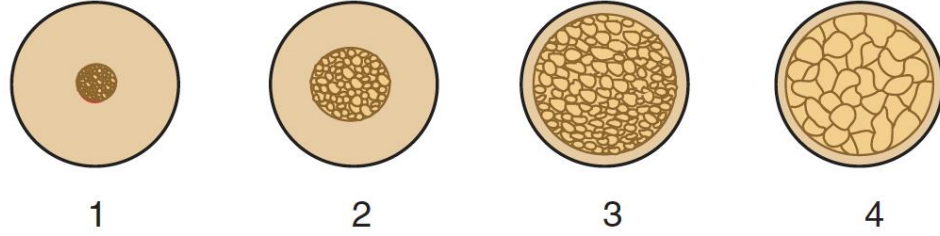
Lekholm ve Zarb, çene kemiklerinde anterior bölgenin kemik kalitesini dört sınıfa ayırarak incelemiştir (Misch Carl E., 2015).

Tip I: Homojen kortikal yapıya sahip kemik doku

Tip II: Yoğun trabeküler yapıya sahip kemik doku ve bu kemik yapısını çevreleyen kalın kortikal kemik tabakası

Tip III: Yoğun trabeküler yapıya sahip kemik doku ve bu kemik yapısını çevreleyen ince kortikal kemik tabakası

Tip IV: Trabeküler yapıda ve düşük yoğunluğa sahip kemik doku ve bu kemik yapısını çevreleyen ince kortikal kemik tabakası



Şekil 2.1.3.1. Lekholm ve Zarb'ın çenelerin anterior bölgesi için tanımladığı dört kemik niteliği (Lekholm ve Zarb, 1985)

Schnitman ve arkadaşlarının yürütülmüş olduğu bir çalışmada; farklı kemik kaliteleri dikkate alınmaksızın tüm kemikler aynı implant tasarımı, standart cerrahi ve protez protokolü ile tedavi edilmiştir. Bu protokolün ardından tip III kemikte tip II kemiğe oranla % 10, tip IV kemikte ise tip II kemikle karşılaştırıldığında % 22 oranında daha az implant sağkalımı elde ettiklerini belirtmişlerdir (Adell, Lekholm, Rockler, & Brånemark, 1981; Schnitman, Rubenstein, Whörle, DaSilva, & Koch, 1988).

Krestal kemikteki kayıp miktarı da kemik yoğunluğu ile ilişkilendirilmiştir ve yumuşak yapıdaki kemiklerde çeşitli protokoller gerektiği görülmüştür (Truhlar, Orenstein, Morris, & Ochi, 1997; van Steenberghe ve ark., 1990).

1988'de Misch, makroskobik kortikal ve trabeküler kemik özelliklerine bağlı ve çene bölgelerinden bağımsız olarak dört kemik yoğunluğu grubu tanımlamıştır (C E Misch, 1990; Misch CE, 1988).

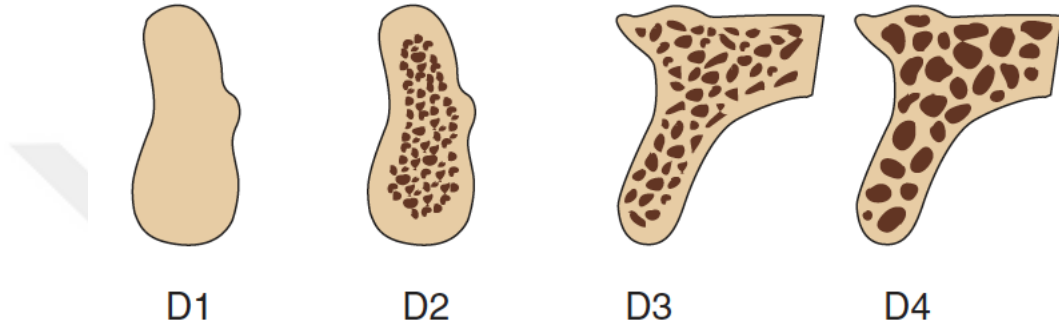
D1 kemik: Yoğun kortikal kemik tipidir

D2 kemik: Dış tabakada daha az yoğun yapıda kortikal, içeride kalın trabeküler kemikten meydana gelir

D3 kemik: Dış tabakada ince ve poröz yapıya sahip kortikal kemikten, içeride ince trabeküler kemikten meydana gelir

D4 kemik: Kemik dokusunda neredeyse hiç kortikal kemik yapı bulunmaz yalnızca gözenekli kortikal yanal plakalar bulundurur ve tüm kemik hacmi ince trabeküler yapıda bir kemikten meydana gelir.

Eksik mineralizasyona ve geniş intratrabeküler boşluklara sahip çok yumuşak, dış çekim boşluğu veya sinüsün greftlemesi sonrasında henüz olgunlaşmamış kemik D5 kemik olarak tanımlanmıştır (Misch Carl E., 2015).



Şekil 2.1.3.2. Misch'in kemik yoğunluğu sınıflaması (Misch, 1990)

Ağzın farklı bölgelerinde sıklıkla farklı kemik tiplerine rastlanabileceği gösterilmiştir. D1 kemik tipi nadirdir ve % 6 oranla çoğunlukla mandibula anteriorda, % 3 oranda ise mandibula posteriorda bulunur. D2 kemik tipi en sık görülen kemik tipidir, mandibulanın çoğu bölgesinde D2 kemik bulunur. % 66 mandibula anterior ve % 50 mandibula posteriorda görülür. D3 kemik tipi maksiller anterior bölgede sıktır. Görülme sıklığı maksiller anterior bölgede % 75, posterior bölgede % 50, mandibulada ise anterior bölgede % 25 iken posterior bölgede % 46 oranlarındadır. Son olarak, D4 kemik tipi en sık maksiller posterior bölgede görülmektedir. Maksiller anterior bölgede % 10, posterior bölgede % 40, mandibuler kemikte toplamda % 4' ten daha az görülmektedir (Herrmann, Lekholm, Holm, & Kultje, 2005; Rao & Rao, 1999; Resnik DMD MDS, 2021).

Çenelerin anterior ve posterior bölgelerinin yoğunlukları genellikle hastaya bağlı olarak değişmektedir ve her kemik yoğunluğu herhangi bir bölgede bulunabilmektedir. Önerilen tedavi planlarında; kullanılacak implant tasarımı, uygulanacak cerrahi protokol, iyileşme süresi ve yükleme süresi aralıkları her bir kemik yoğunluğu tipi için

ayrı olarak tanımlanmıştır. Bu uygulamaları takiben, tüm kemik yoğunluklarında benzer implant sağkalım oranları gözlemlenmiştir (Adell ve ark., 1981; C E Misch, 1990; Carl E. Misch ve ark., 1999).

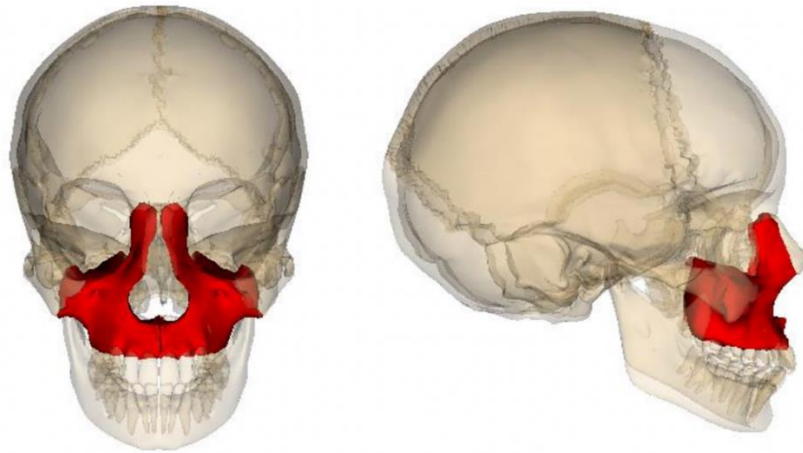
2.2 Maksiller Yapı ve Yaş ve Dişsizlik ile Maksillada Meydana Gelen Değişimler

2.2.1. Maksiller Kemiğin Anatomisi

Maksilla yüz kemikleri içerisinde anahtar rol üstlenen bir kemiktir ve çift parçadan meydana gelir.

Her maksilla, diğer maksilla ile birleştiği gibi nazal kemik, zigomatik kemik, concha nasalis inferior ve palatal kemik ile de eklemleşir. Maksiller kemik bir korpus kısmından ve zigoma, alveolar, frontal, palatinal, çıkıntılardan meydana gelmektedir. Maksiller kemik ağız boşluğunun tavanı, orbita tabanı, burun boşluğu tabanı ve yan duvarının yapısına ve pterigopalatin fossa ile infratemporal fossanın yapısına katılır.

Lateral yüzeyi infratemporal fossayı oluşturur ve zigoma kemik ile bağlanır. Süperior yüzünün büyük bir kısmı orbita tabanını meydana getirmektedir. Medial yüzeyde bir diğer maksiller kemikle eklemleşerek intermaksiller süturu meydana getirir ve lateral nazal duvarı oluşturur. İnferiorda palatal kubbe ile alveoler kemikten oluşur. Posteriorde sfenoid kemik ile eklemleşir. İçerisinde en büyük paranasal sinüs olan 'maksiller sinüs' bulunmaktadır ve bu mevcut hava boşlukları yapısal olarak zayıflığa neden olmaktadır (Milorio, Larsen, Waite, & Peterson, n.d.; Yıldırım, 2012).



Şekil 2.2.1. Maksiller kemiğin konumu ve diğer anatomik yapılar ile ilişkisi (Life Science Databases(LSDB,2009)

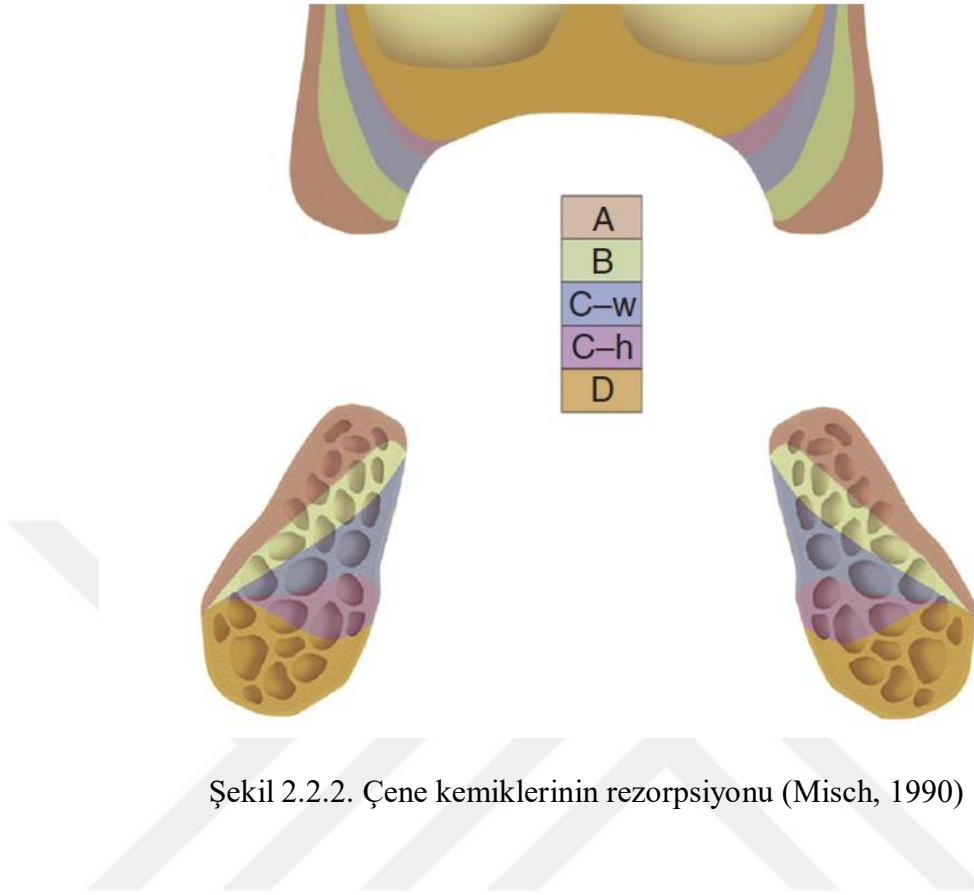
2.2.2. Maksiller Kemiğin Rezorpsiyonu

Kemik yapı içerisinde bulundurduğu osteoblast ve osteoklastlar sayesinde sürekli bir remodelizasyon döngüsü içerisinde (Garg, n.d., 2004). İnsan vücudunda kemik yapım ve yıkım döngüsü yaşlanmayla birlikte yıkım yönünde artmaktadır ve maksiller kemiğin fizyolojik rezorpsiyonu yılda ortalama olarak 0,1 mm olarak gösterilmiştir (Ergun, 2019; Khalifa, Wada, Ikebe, & Maeda, 2016). Rezidüel kretin rezorpsiyonu; dişsizlik, diş çekimi sonrası bölgedeki kemiğin kalitesi ve kas bağlantısı, protez üzerinden kemiğe iletilen ısırma kuvveti gibi lokal faktörler ile hastanın yaşı, cinsiyeti, Ca eksikliği, sistemik osteoporoz ve hormon dengesizlikleri gibi sistemik faktörlere bağlı olarak artış gösterebilmektedir. Örneğin rezidüel kret yüksek ve yuvarlatılmış durumda uzun zamandır bulunuyorsa durumunu korumaya devam etmesi olasıdır ancak kret, tip 2 formdan tip 4 forma kısa sürede gelmişse rezorpsiyonda devamlılık öngörülebilir olarak bildirilmiştir.

Diş çekiminin sonrasında alveoler kemikte rezorpsiyon, kemik rekonstrüksiyonunun kronik, ilerleyici bir problemidir. Diş çekimi sonrası çene kemiği rezorpsiyonu en çok birinci senede gözlenmektedir. Çekim sonrası ilk üç yıl içerisinde kemik hacminde %40 oranında küçülme olmakta ve sonraki süreçte rezorpsiyon hızı azalarak devam etmektedir. Kemik remodalizasyon dengesinin bozularak rezorpsiyon miktarının artması diş kaybı sonucu bölgedeki kemik doku üzerindeki fonksiyonel yüklerin ortadan kalkmasıyla açıklanmıştır.

Diş çekiminden sonra alveolar çıkıntındaki rezorpsiyon süreci kemiğin tüm kısımlarında aynı yoğunlukta değildir. Alveolar kretin labial ve bukkal kısımlarında rezorpsiyon daha hızlıdır.

Maksilla ve mandibuladaki rezorpsiyon süreci A, B, C-w, C-h, D olarak gösterilmiştir (Şekil 2.2.3.). Dişsiz alveoler kret ilk aşamada A durumundadır ve mediale doğru rezorpsiyona uğradığında B görünümü meydana gelir. Posterior maksiller kemik rezorpsiyonun meydana geldiği sonraki aşamada, C-w, C-h ve D görünümleri ortaya çıkar. Dişsiz alveoler kret A görünümünden D görünümüne rezorbe olurken, sırtın tepesi mediale doğru kayar. Sonuç olarak, greftleme prosedürleri olmaksızın, endosteal implantlar ancak orijinal doğal diş pozisyonunun palatinalinde yerleştirilebilir (Knezović-Zlatarić, Čelebić, & Lazić, 2002; Misch Carl E., 2015).



Şekil 2.2.2. Çene kemiklerinin rezorpsiyonu (Misch, 1990)

2.2.3. Cawood-Howell Atrofik Kemik Sınıflaması

Cawood ve Howell tarafından 1988 yılında 300 adet kafatasında yaptıkları çalışmada, gelişen rezorpsiyon sonucunda mandibula ve maksillanın bazal prosesinin nispeten sabit kalırken, alveolar çıkıntının şeklindeki değişikliklerin hem vertikal hem de horizontal eksenlerde oldukça önemli derecede değiştiğini kaydetmişlerdir (Cawood & Howell, 1988). Bu çalışma sonucunda, maksiller ve mandibuler kemikteki rezorpsiyonu 6'ya ayırarak sınıflandırmışlardır (Misch Carl E., 2015).

Sınıf I: Dişli alveoler kret

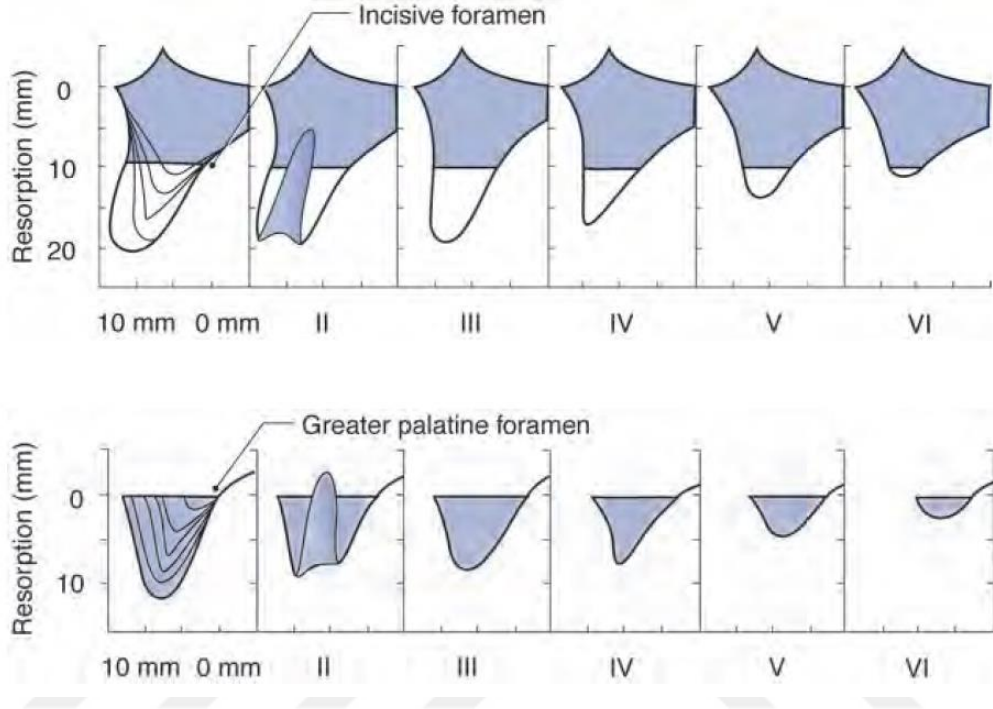
Sınıf II: Diş çekiminin sonrasında henüz iyileşmemiş alveoler kret

Sınıf III: Yeterli yükseklik ve genişliğe sahip, yuvarlak formlu alveoler kret

Sınıf IV: Yeterli yüksekliğe sahip olan, fakat yetersiz genişliğe sahip bıçak sırtı formundaki alveoler kret

Sınıf V: Kemik genişliği ve yüksekliğinin yetersiz olduğu, düzleşmiş formda alveoler kret

Sınıf VI: Bazı seviyelerde bazal kemiğin de kaybını içeren, negatif forma sahip alveoler kret



Şekil 2.2.3. Anterior ve posterior maksiller alveoler çıkıntının rezorpsiyonunun sınıflandırılması (Cawood & Howell, 1988)

2.3. Atrofik Maksillada İmplant Cerrahisi Öncesi Ek Cerrahi Prosedürler

Posterior maksilla, mandibuler kemikle karşılaştırıldığında fasiyalde daha ince bir kortikal plakaya sahiptir ve trabeküler yapısı da diğer dişli bölgelerle karşılaştırıldığında daha incedir. Bu nedenle posterior maksillanın genişliğindeki kayıp diş çekimi sonrası, çenelerin diğer bölgelerine göre daha hızlıdır. Maksiller posterior bölgede, diş kaybı ardından rezorpsiyon süreci vertikal ve horizontal yönde ilerlerken bu prosese maksiller sinüsün pnömatizasyonunun eklenmesiyle posterior maksiller rezorpsiyon 3 boyutlu olarak gerçekleşmektedir.

Bu nedenle posterior maksillada implant cerrahisi öncesi mevcut dentisyonun kaybının süresine de bağlı olarak ek cerrahi işlemler gerekebilmektedir.

Maksiller posterior bölgede kemik kazanımı sinüs lifting teknikleri veya onlay greft teknikleri ile sağlanabilir.

Sinüs tabanı ogmentasyonunda amaç; maksiller sinüsün iç yüzünü kaplayan Schneiderian membranı maksiller sinüsün kemik yüzeyinden homojen olarak ve yırtılmadan kaldırarak, tabanda bulunun rezidüel kemikten uzaklaştırmak ve membranı çeşitli materyaller ile bulunduğu konumda sabitleyerek membran ve rezidüel kemik arasında yeni bir kemik doku oluşumu sağlamaktır (Ergun, 2019). Bu yöntem ile posterior maksillada implant yerleştirilecek yeterli kemik yüksekliği elde edilmiş olur (Worthington, 1992).

Sinüs tabanının yükseltilmesi Tatum tarafından ilk kez 1977 yılında yapılmış olup 1980 yılında ilk kez klinik çalışma olarak Boyne ve James tarafından Journal of Oral Surgery dergisinde yayınlanmıştır (Boyne & James, 1980).

Temel olarak dört ana sinüs lifting tekniği bulunmakla beraber bunlardan en sık kullanılanları osteotomla intrüzyon (kapalı yöntem) ve lateral pencere (açık yöntem) tekniğidir.

Onlay greftlere ise alveolar kemikteki kayba bağlı olarak meydana gelen interark mesafedeki artışı kompanse etmek için ihtiyaç duyulmaktadır. Bu artış implant ve kron uzunluk oranlarının bozulmasına yol açmakta ve posterior bölgede fonksiyonel kuvvetlerin yüksek olması sebebiyle biyomekanik dezavantajlar oluşturmaktadır (Candel, Peñarrocha, & Peñarrocha, 2012). Otojen kemik greftleri ikinci bir cerrahi müdahale gerektirmesine rağmen yüksek osteojenik potansiyelleri sayesinde altın standart kabul edilmektedir ve ileri derece rezorpsiyon varlığında kemik yüksekliğini ve genişliğini arttırmak için blok şeklinde kullanılmaktadır (Albrektsson, 1980; Candel ve ark., 2012).

2.4. Atrofik Maksillada İlave Cerrahisiz Modifiye İmplant Uygulamaları

2.4.1. Kısa İmplantlar

İmplant protezler kısmen veya tamamen dişsiz hastaların restorasyonunda etkili ve tercih edilebilir bir yöntem olarak kabul edilmektedir. Ancak dental implantların yerleştirilmesi, azalmış kemik yüksekliğine bağlı olarak implant tedavisi sırasında inferior alveolar sinir, maksiller sinüs ve nazal kavite gibi bazı anatomik yapıların

invaziv hasar görme olasılığı gibi sebeplerle sınırlı olabilir (das Neves, Fones, Bernardes, do Prado, & Neto, 2006).

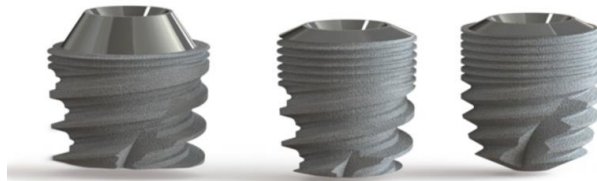
Bu sebeple, yıllar içinde implant uygulanacak bölgede kemik miktarını artırmak için çeşitli ek cerrahi uygulamalar geliştirilmiştir. Bu yöntemler belli bir düzeyde başarı sağlasa da tedavi süresinin uzun sürmesi ve artan maddi yük hastaların motivasyonunu kırılabilmektedir (Queiroz ve ark., 2015).

Alternatif olarak, rezorbe çenelerde kısa implantlar giderek daha fazla kullanılmaktadır. Kısa implantların başarısının ve tercih edilme sıklığının artması implant yüzey tasarımlarının düz yüzeyli tasarımdan pürüzlü yüzeye geçmesidir (Rosen ve ark., 1999; Summers, 1996).

Geçmiş yıllarda 10 mm altı implantlar kısa implantlar olarak adlandırılmış, sonraki yıllarda ise Kim ve arkadaşları tarafından yürütülen çalışmalarda tasarlanmış kemik içi uzunluğu 7 mm ve altında olan implantlar; kısa implantlar olarak tanımlanmıştır (Carl E. Misch, 2008; Y.-K. Kim ve ark., 2015).

Bu tedavi yöntemi ek cerrahi prosedürlerin gereksinimini elimine ettiğinden hastaya yaratılan maddi yük ve tedavi süresi azaltılmış olur. Hastaların postoperatif şikayetleri azaltılır ve sınırlı miktarda osteotomi gerektirdiğinden kemiğin kırılma ihtimali azaltılmış olur (Al-Hashedi, Taiyeb Ali, Yunus, 2014; Moreno Vazquez, Gonzalez de Rivera, Gil, & Mifsut, 2014).

Bazı araştırmacılar üst çene posterior bölgedeki kemik kalitesinin D3 ve D4 tip kemik olması sebebiyle 10 mm'den daha kısa olan implantların kullanımının başarısızlık riskini arttırdığını ön görmektedir (Summers, 1996). Bu sebeple maksilla posterior bölgede kısa implant kullanımında dikkat edilecek en önemli faktör, operasyon sırasında primer stabilitenin sağlanmasıdır (Rosen ve ark., 1999). Posterior bölgedeki büyük ısırma kuvvetleri ve artmış kron uzunlukları da kısa implantlarda başarısızlık oranlarında artışa sebep olur (Carl E. Misch, 2008a).



Şekil 2.4.1.1 Kısa implantlar (Dentalis Bio Solution SHORT® Implants)



Şekil 2.4.1.2 Maksiller posterior bölgede kısa implant kullanımı (Scott Froum, 2018)

2.4.2. Açılı İmplantlar

Tamamen dişsiz hastaların rehabilitasyonu stomatognatik sistemin dengesinin yeniden sağlanması için çok önemlidir. Dişsiz çenelerin rehabilitasyonunda geleneksel yöntemlere alternatif olarak hemen yüklenen sabit protezleri desteklemek için açılı implantların kullanılması üzerine birçok araştırma yapılmıştır (Del Fabbro, Bellini, Romeo, ve Francetti, 2012).

Atrofik maksilla rehabilitasyonunda greftleme işlemleri ile başarılı sonuçlar alınmaktadır ancak cerrahi prosedürler sebebiyle tedavi süresinin uzaması, ortaya çıkabilecek komplikasyonlar ile morbidite riskinin artması, maliyetlerin yükselmesi ve primer stabilitenin sağlanamaması sebebiyle geç protetik yükleme yapılma zorunluluğu farklı alternatiflerin kullanılmasını gerekli kılmıştır (Collaert ve De Bruyn, 2008; Ibañez ve ark., 2005). Bu sebeplerle alternatif olarak dental implantlar maksiller sinüsün duvarına, maksiller tüber ve zigoma gibi anatomik bölgelere açılı olarak yerleştirilmiştir (Balshi, Wolfinger, ve Balshi, 1999; P. Brånemark ve ark., 2004).

Rezidüel kemikte açılı olarak yerleştirilen uzun implantlar ile kemik greftleme prosedürlerine gerek kalmaksızın maksiller sinüs anterior duvarı ile nazal fossanın duvarındaki kemik dokudan faydalanılarak yüksek primer stabilitenin sağlanabildiği belirtilmiştir (Krekmanov, Kahn, Rangert ve Lindström, 2000).

Yapılan biyomekanik ölçümler posteriorda açılı yerleştirilen implantların, protezi anterior-posterior yönde optimize ettiğini, vertikal olarak yerleştirilmiş implantlar ile karşılaştırıldığında kantilever uzunluğunu azaltarak daha iyi molar destek sağlandığını ve komplikasyon riskini düşürdüğünü göstermektedir (Carlos Aparicio, Perales ve Rangert, 2001; Krekmanov ve ark., 2000; Naldini, Fernandez-Bodereau ve Bessone, 2014).

Literatürde yapılmış bir sistematik derlemede toplam 462 hasta, toplam 1.992 implant (1.026 dik ve 966 açılı) ile desteklenen 470 hemen yüklenen protez (257 maksillada, 213 mandibulada) 12 ay ila 82 ay arası izlenmiştir. İlk yıl içerisinde 20 hastada 25 implant (%1.25) başarısız olmuştur ve bir implant hariç gerçekleşen tüm başarısızlıklar maksiller kemikte meydana gelmiştir. Bu çalışmada açılı ve dik implant uygulamaları arasında veya maksiller ve mandibular implantlar arasında başarısızlık oranında anlamlı bir fark bulunmamıştır. İmplantlarda sınırlı peri-implant kemik kaybı bildirilmiştir ve dik ve açılı implantlar arasında fark yoktur (Del Fabbro ve ark., 2012).

2.4.3. Pterigoid İmplantlar

Pterigoid implantlar ilk kez 1975'de Linkow tarafından önerilmiş ve 1992 yılında JF Tulasne tarafından tanımlanmıştır. Bu yöntemin avantajı 1989 yılında Tulasne tarafından tanımlanmış ve pterygomaksiller bölgede pterigoid implantların kullanımı ilk kez tarif edilmiştir (Crispin, Agarwal ve KV, 2021).

Maksiller tüberositeden geçerek atrofik maksiller kemiğin en posterior kısmından ankraj alınarak pterigoid plak içine implant yerleştirilmesi pterigoid implant olarak tanımlanmıştır. Literatürde, pterigoid implantları tanımlarken "Pterigoid implantlar", "tüberosite implantları" ve "pterygomaksiller implantlar" gibi çeşitli terimler kullanılmaktadır (P. V. R. Nag, Sarika, Bhagwatkar ve Dhara, 2019).

Atrofik maksillanın protetik rehabilitasyonunda ogmentasyon prosedürlerinin ve kantilever gereksiniminin ortadan kaldırılması bu yöntemin uygulanmasının en önemli avantajlarından (Peñarrocha, Carrillo, Boronat ve Peñarrocha, 2009).

Pterigoid implantların uzunluğu; 15-20 mm arasında değişmektedir ve angulasyonları 35°- 55° derecedir. Pterigomaksiller bölgede kullanılan implantlar ise daha kısadır ve yaklaşık 10°-20° ile yerleştirilirler (Bahat, 1992; P. V. R. Nag ve ark., 2019).

Bölgede önemli anatomik yapılardan kaynaklı, internal maksiller arterin hasarına bağlı veya venöz hasara bağlı intraoperatif kanamalar, palatin sinirin hasarına bağlı hipoestezi gibi ciddi komplikasyonlarla karşılaşılabilir (Crispin ve ark., 2021). Bu

komplikasyonlardan kaçınmak için osteotomi sırasında osteotomlar veya cerrahi splintler kullanılabilir (Valerón ve Valerón, 2007).

Birçok yazar yapılan çalışmalarda pterigoid implantların 1-12 yıl arasında değişen takip süreleri sonrasında % 90 ila % 100 arasında değişen başarı oranlarını düşük komplikasyon oranları ile rapor etmiştir (P. V. R. Nag ve ark., 2019).

Ancak, bu teknik uygulamaya hassastır ve bu konuda deneyime sahip hekimler tarafından uygulanması gerekmektedir. Doğru vaka seçimi, kapsamlı radyografik değerlendirme, doğru tedavi planlaması ve tedavi protokollerinin takibi ile yüksek başarı sağlanabilmektedir (V. R. Nag, Sarika ve Bhagwatkar, 2019).

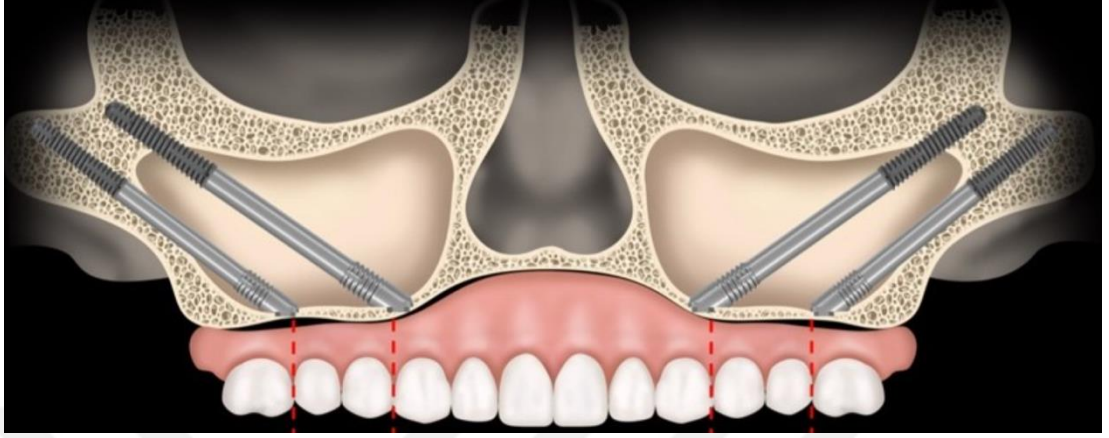
2.4.4. Zigoma İmplantlar

Dişsiz maksillada ileri kemik rezorpsiyonu veya geniş maksiller sinüslerin varlığı implantların ankrajı için yetersiz miktarda kemik dokusuna yol açar ve bu durumda konvansiyonel implant tedavileri mümkün olmaz (Becktor, Hallström, Isaksson ve Sennerby, 2008; Collins, Brown, Johnson, Massey ve Nunn, 1995).

Zigoma implantlar atrofik-dişsiz maksillanın protetik tedavisinde ve maksillektomi defektlerinde greftleme prosedürlerine alternatif bir yöntem olarak gösterilmiştir (K. Higuchi, 2012).

Branemark ve arkadaşları 1988 yılında bu implantları, tümör operasyonları, travma ve konjenital defekt sebebiyle maksiller defekte sahip olan hastalarda protez retansiyonunu sağlamak amaçlı uygulamıştır (Carlos Aparicio, Brånemark, Keller ve Olivé, 1993; P. Brånemark ve ark., 2004; K. W. Higuchi, 2000; Malevez, Daelemans, Adriaenssens ve Durdu, 2003). Zigoma implantlar, geleneksel implantlarla beraber kullanılarak epistezler, protezler ve obturatörler için yeterli bir ankraj sağlamıştır. Bu teknik ile hastaların rehabilitasyonunu sağlamış, kaybettikleri fonksiyon ve estetik yeniden sağlanarak birçok hastaya normal bir sosyal yaşam kazandırmıştır. Zigomatik kemiğe dental implantların uygulanması ile ilgili ilk çalışmaları Brånemark, Aparicio ve arkadaşları yapmıştır. 1993 yılında, zigomatik kemiğe implant uygulanarak yapılan protezlerin stabilizasyonuna destek olarak kullanılabileceği gösterilmiştir (Bowden, Flood ve Downie, 2006). Bir protezi desteklemek için zigomatik kemiğe birden fazla implantın (örneğin her iki tarafta iki veya üç zigoma implantın) uygulanması Bothur ve arkadaşları tarafından önerilmiştir (Bothur, Jonsson ve Sandahl, 2003).

Zigoma implantların boyu 30 ila 52,5 mm arasındadır ve implantların boyun bölgesi ile uzun aksları arasında 45 veya 60 derecelik açı bulunur (Bowden ve ark., 2006).



Şekil 2.4.4. Zigoma implant (Edmond Bedrossian,2021)

2.4.4.1. Zigoma İmplant Endikasyonları

Zigoma implantlar ilk zamanlarda tümör varlığı sebebi ile maksillektomi uygulanmış hastalarda, yapılan obturatörlerin retansiyonunu arttırmak ve hastaların yaşam kalitesini yükseltmek için kullanılmıştır (Fernández, Gómez-Delgado, Trujillo-Salazar, Varón-Cardona ve Castro-Núñez, 2014; Gómez, González, Arias ve Lasaleta, 2008).

Neoplastik hastalığı olan hastalarda ilk klinik kullanımlarından sonra, zigoma implantların endikasyonu enfeksiyon, travma, diş çekimi ve maksiller sinüs pnömatizasyonuna bağlı olarak ileri maksiller atrofi olan tam dişsiz hastalara genişletilmiştir (Carlos Aparicio, Manresa, Francisco, Claros, ve ark., 2014; K. Higuchi, 2012).

Bu hastaların tedavi planlaması esnasında anterior ve posteriordaki rezidüel kemik miktarının ve zigomatik kemik miktarının bilgisayarlı tomografi (BT) ile üç boyutlu olarak belirlenmesi, maksiller sinüs bölgedeki patolojilerin değerlendirilmesi gerekmektedir (Gröndahl, Gröndahl ve Lindfors, 2012).

Bedrossian ve arkadaşlarına göre maksilla üç bölgeye ayrılabilir: birinci bölge, premaksilla; ikinci bölge, premolar bölge; ve üçüncü bölge, molar bölge olarak

belirtilmiştir (Bedrossian, 2010). Klinisyen tedavi öncesi her üç bölgedeki kemik varlığını da belirlemelidir.

Zigoma implantların uygulanmasında maksiller kemiğin farklı bölgelerinde mevcut kemik varlığına göre tedavi için genel kurallar aşağıdaki gibi belirtilmiştir (C Aparicio, 2012).

- Bölge 1, 2 ve 3'te yeterli rezidüel kemik var ise ; konvansiyonel implantlar aksiyal olarak yerleştirilir
- Bölge 1 ve 2'de yeterli rezidüel kemik var ise ; 4 ya da 6 adet dental implant kullanılır ve distalde yer alan implantlar açılı yerleştirilir, bu şekilde yük dağılımı elde edilir
- Bölge 1'de yeterli kemik varlığında anterior maksillada 2 ya da 4 adet dental implant aksiyel olarak yerleştirilir ve iki tarafa olmak üzere premolar/molar bölgelere birer tane Zigoma implant yerleştirilir
- Üç bölgede de yeterli kemik olmaması durumunda çift taraflı ikişer tane, toplamda 4 adet Zigoma implant yerleştirilir

2.4.4.2. Zigoma İmplant Kontrendikasyonları

- Akut sinüs enfeksiyonu ve kronik enfeksiyöz sinüzit olan hastalar (Maksiller sinüsteki herhangi bir patoloji zigoma implant yerleştirilmeden önce tedavi edilmelidir.)
- Caldwell Luc operasyonu hikayesi olan hastalar
- Sinüs taban kıvrımı aşırı olan hastalar
- Dar sinüse sahip hastalar
- Bifosfonat kullanımı olan hastalar
- Parafonksiyonel alışkanlığa sahip hastalar
- Maksiller veya zigoma patolojisi olan hastalar
- Mandibular hipomobilitateye sahip hastalar
- Kontrol altında olmayan sistemik hastalıklar nedeniyle implant cerrahisi yapılamayan hastalar

- Günde 20 taneden fazla sigara kullanan hastalar (Carlos Aparicio ve ark., 1993; Carlos Aparicio, Manresa, Francisco, Claros, 2014).

2.4.4.3. Zigoma İmplant Cerrahi Teknikleri

Orijinal protokole göre, ameliyat genel anestezi altında ve nazal entübasyon ile gerçekleştirilir ve ek olarak lokal anestezikler (lidokain ve epinefrin (1:50.000)) ile süperior alveolar sinirleri ve palatal sinirleri bloke edilir (Atalay, 2010; Carlos Aparicio, Manresa, Francisco, Claros, ve ark., 2014).

Protokol lokal anestezi ve sedasyon ile de yürütülebilmektedir. Bu uygulama, işlem deneyimli bir cerrah tarafından uygulanacak ve işlemin 1,5 saatin altında sürmesi bekleniyorsa önerilmektedir (Carlos Aparicio, Ouazzani ve Hatano, 2008).

İşlem yapılacak bölge, bir midkrestal insizyon ve infrazigomatik hattın posterior kısmı boyunca ve cerrahi alanın anteriorunda vertikal serbestleştirici insizyonlar yapılarak açılır. Zigomatik arkın dikey çıkıntısı ve ön sınırı belirlenir. İkinci işaret noktası ise orbitanın lateral sınırındır. Mukoperiosteal flep kaldırılır ve orbita, maksiller sinüsün lateral duvarı ve alveolar kret ile etkileşimden kaçınarak zigomatik kompleksin orta/posterior kısmı açığa çıkarılır (Carlos Aparicio ve ark., 2008).

A) İntrasinüs Tekniği (Brenemark Protokolü)

1998 yılında Branemark P, intrasinüs tekniğini kullanan ilk kişi olmuştur (Brånemark P., 1998). Zigoma implantın koronal bölgede alveolar veya palatinal kemikten destek alarak, maksiller sinüs içerisinden zigomatik kemiğe yerleştirildiği tekniktir (Ishak, Abdul Kadir, Sulaiman ve Abu Kasim, 2012)..

Mukoperiosteal flep kaldırıldıktan sonra; zigomatik ark anterior sınırı ve zigomatik kompleksin orta/arka kısmı, maksiller sinüsün lateral duvarı ve alveolar kret açığa çıkarılır. Drilleme yönü belirlenir ve maksiller sinüsün lateral duvarında, sinüs tabanından sinüs boşluğunun tepesine kadar zigoma implantın takip etmesi istenen yolda bir kemik penceresi hazırlanır ve sinüs membranı eleve edilir. Bu yöntemde sinüs membranı eleve edildiğinden cerrahi süresi uzamaktadır ve maksiller sinüs enfeksiyonlarına yol açma ihtimali açısından tartışmalıdır (Carlos Aparicio ve ark., 2008; Rohini, Prasad, Sruthi, Bhargavi ve Soumya, 2021).

Drilleme genelde ikinci premolar/1. molar bölgesinde yapılır. İmplant yuvası hazırlandıktan sonra zigoma implantı, alveolar kret tepesinin palatinalinde kalacak şekilde ve zigomatik kemiğe doğru açılarak yerleştirilir. İmplantın servikal bölgesi palatinalde olduğundan, yapılacak protezin hacminin artmaktadır (Atalay, 2010; Carlos Aparicio ve ark., 2008; Rohini ve ark., 2021).

Bu tekniğin uygulanmasını takiben gelişebilecek komplikasyonlardan kaçınmak ve zigoma implantları vertikale yakın bir açı ile yerleştirmek için farklı teknikler çeşitli araştırmacılar tarafından tanıtılmıştır.

B) Sinüs Slot Tekniği

Stella ve Warner tarafınca; Stella tekniği veya sinus slot tekniği olarak tanımlanmış tekniktir (Stella ve Warner, 2000).

Bu teknik, lateral pencere ihtiyacını ortadan kaldırır, sinüs membranının eleve edilmesi gereksinimini ortadan kaldırır, sinüs perforasyonu olasılığını azaltır. Bu teknik cerrahi işlemi kolaylaştırır ve işlem süresini kısaltır. İmplantların giriş bölgesinin palatal çıkış yerine alveolar kret tepesine daha konumlanması ve daha vertikal açılı olarak yerleştirilmesi protetik avantaj sağlamaktadır (P.-I. Brånemark, Gröndahl ve Worthington, 2001; Rosenstein ve Dym, 2020).

Bu yöntemde fissür frez yardımı ile zigomatik buttress üst bölgesinden sinüs boşluğuna doğru bir delik açılır ve bir derinlikölçer yardımı ile implantın izleyeceği yol simule edilir. Aynı hat üzerinde ve kret tepesinden 5mm uzakta ikinci bir delik açılır ve iki frez deliği birleştirilerek implantın yerleştirileceği oluk oluşturulur. Oluk zigomatik buttress üzerinde oluşturulduğundan sinüs membranına herhangi bir zarar verilmez (P.-I. Brånemark ve ark., 2001; Peñarrocha, Uribe, García, Martí, 2005; Stella, Warner, 2000). Bu prosedür uygulanırken meydana gelebilecek en büyük problem, zigomatik buttress üzerinde hazırlanan oluğa implantın yerleştirilirken uyumlandırma sorunu yaşanmasıdır (Carlos Aparicio ve ark., 2010).

C) Ekstrasinüs Tekniği

Migliorança ve ark. tarafından tanımlanmıştır bir tekniktir (Migliorança, Coppedê, Dias Rezende, de Mayo, 2011). Bu yöntemde maksiller sinüste pencere açılmaz, implant gövdesi sinüs kavitesinin dışından zigomatik kemiğe doğru ilerler ve zigoma

implant ve sinüs lateral duvarı temas halindedir. Bu sayede sinüs patolojisi riski yoktur.

Maksiller sinüsün lateral tarafında belirgin bukkal konkaviteleri olan hastalarda intrasinüs yönteminin uygulanması, implantın palatinalde lokalizasyonuna ve protezin palatal kısmının gerekenden büyük olması ile fonasyonda ve oral hijyende problemler oluşturabilir. Ekstra sinüs teknik ile yapılacak protezlerde kantilever uzunluğu daha az tutulacağından daha iyi bir biyomekanik özellik gösterir ve implantın alveolar kret tepesine daha yakın yerleşimi sayesinde protetik avantaj sağlanmış olur (Al-Nawas, Wegener, Bender ve Wagner, 2004; Becktor, Isaksson, Abrahamsson, Sennerby, 2005; Boyes-Varley, Howes, Lownie, Blackbeard, 2003; Farzad, Andersson, Gunnarsson, Johansson, 2006).

D) Ekstramaksiller Teknik

Malo ve ark. tarafından tanımlanan tekniktir. Zigoma implant, sadece zigomatik kemikten ankraj alarak proteze destek sağlar ve implantın zigomatik kemik dışındaki kısmı yumuşak doku tarafından örtülür. Maksiller retansiyonun olmaması protetik desteği azaltır. Peri-implant yumuşak dokunun implant yüzeyine adezyonunun artması amacıyla seçilen implant yüzeyinin oksitlenmiş olması tercih edilir (Chrcanovic, Albrektsson, Wennerberg, 2016; Maló, Nobre, Lopes, 2008; Schüpbach ve ark., 2005).

Bu teknik uygulanan implant açısının proteze uygun şekilde ayarlanmasına izin verir bu sayede protezin hacmi küçülür ve buna bağlı olarak fonetik problemler ve ağız hijyeni problemleri azaltılmış olur (Chrcanovic ve ark., 2016; Maló ve ark., 2008).

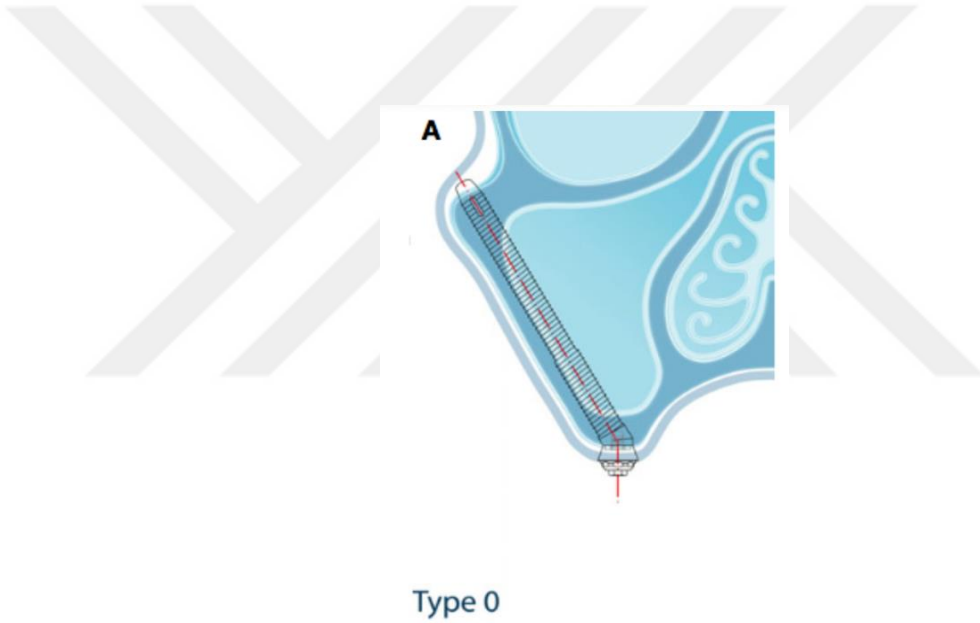
E) Orijinal Protokolün Modifikasyonları: Zigomatik Anatomi Kılavuzluğunda

Yaklaşım

2011 yılında Aparicio C ve arkadaşları; zigomatik anatomi rehberli yaklaşım yani ZAGA (Zygomatic Anatomy Guided Approach)'yı tanımlamış ve önermiştir (Carlos Aparicio, 2011; Carlos Aparicio, Polido, Zarrinkelk, 2021). Bu yöntem bireyler arası anatomik farklılıklara odaklanır ve implant bölgesinin hazırlanması artık bölgenin anatomisi tarafından yönlendirilmekte ve maksiller sinüsün lateral duvarında başlangıç penceresi veya yuvası açılmamaktadır.

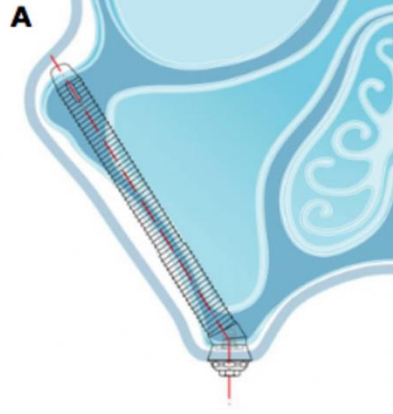
Yapılan bir çalışmada 2005 ila 2010 yılları arasında zigomatik anatomi kılavuzlu yaklaşım kullanılarak zigoma implant yapılan 177 hastanın 100'üne ait 200 bölgenin ameliyat sonrasında konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) görüntüleri, operasyon sırasındaki fotoğrafları, zigoma implant gövdesi ve izlediği yol bağımsız bir araştırmacı tarafından incelenmiştir. Özellikle maksiller sinüsün lateral duvarının morfolojisi, maksiller kemik, zigomatik butres ve implant gövdesinin doku içerisinde ilerleyişi incelenmiş beş temel iskelet formu ve implant yolları tanımlanmıştır. Buna göre, ZAGA 0-IV olarak adlandırılan beş gruptan oluşan bir sınıflandırma sistemi önerilmiştir (C Aparicio, 2012; Carlos Aparicio, 2011).

Tip 0: Maksiller kemik anterior duvar oldukça düzdür. İlk osteotomi alveolar kret üzerindedir ve implant gövdesi zigomatik kemiğe maksiller sinüsün içinden ilerler.



2.4.4.3.1. ZAGA Tip 0 şematik (A) görünümü (Aparicio, 2012)

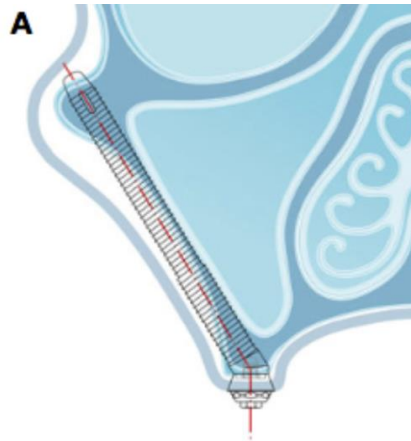
Tip 1: Maksiller anterior duvar hafif içbükey yapıdadır. Yapılan ilk osteotomi rezidüel çene kemiği üzerindedir ancak implantın ideal konumda yerleştirilebilmesi için; yapılan osteotomi ile lateral maksiller duvar perfore edilir. İmplantın gövdesinin büyük kısmı maksiller sinüsün içerisinde yer alır.



Type 1

2.4.4.3.2. ZAGA Tip 1 şematik (A) görünümü (Aparicio, 2012)

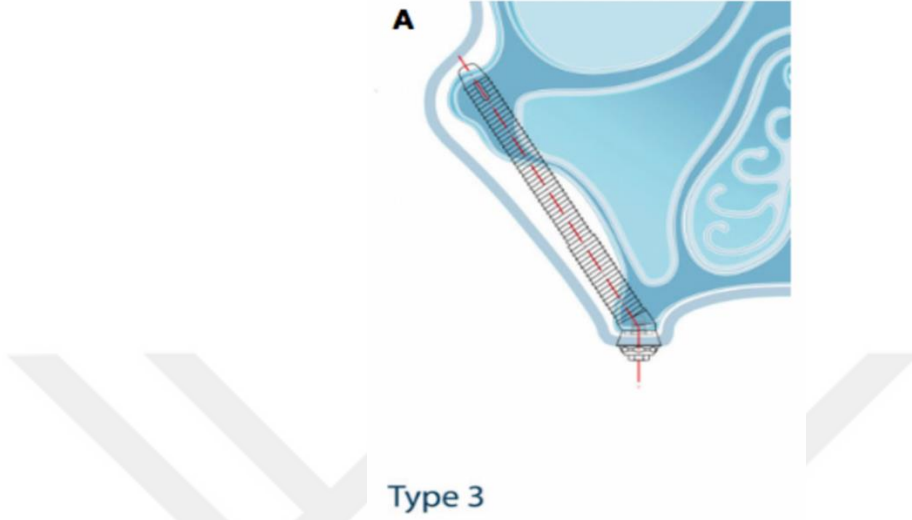
Tip 2: Maksiller anterior duvar daha içbükey yapıdadır. Yapılan ilk osteotomi alveolar kret üzerindedir. İmplantın protetik ideal konumda yerleştirilebilmesi için osteotomi sırasında lateral maksiller duvar perfore edilir. İmplantın gövdesinin büyük kısmı ekstrasinüs yerleşimlidir ancak implant ile maksiller kemik arasında bir boşluk mevcut değildir.



Type 2

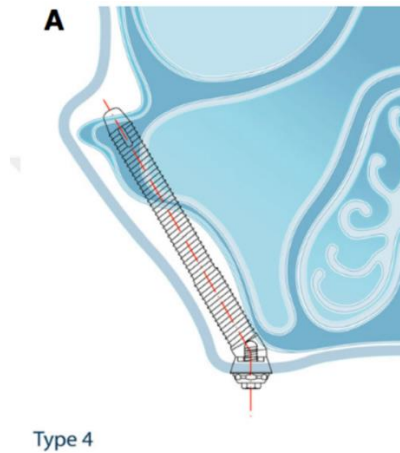
2.4.4.3.3. ZAGA Tip 2 şematik (A) görünümü (Aparicio, 2012)

Tip 3: Çok konkav bir anterior maksiller duvar sebebiyle ilk osteotomi alveoler kretin palatinalinden başlar, bukkalden çıkıp ilerleyerek zigomatik kemiğe ulaşır. İmplantın gövdesinin orta kısmı anterior maksiller duvar ile temas etmez ve arada boşluk bulunur.



2.4.4.3.4. ZAGA Tip 3 şematik (A) görünümü (Aparicio, 2012)

Tip 4: Aşırı atrofik maksiller kemiklerde horizontal ve vertikal rezorpsiyon birlikte gözlenir. İmplant başının ideal konumda yerleştirilmesi ve çok ince olan alveolar kretin ve palatinal bölgenin perforasyon edilmemesi için sadece zigomatik kemikten ankraj alınır.



2.4.4.3.5. ZAGA Tip 4 şematik (A) görünümü (Aparicio, 2012)

2.4.4.4. Zigoma İmplant Komplikasyonları

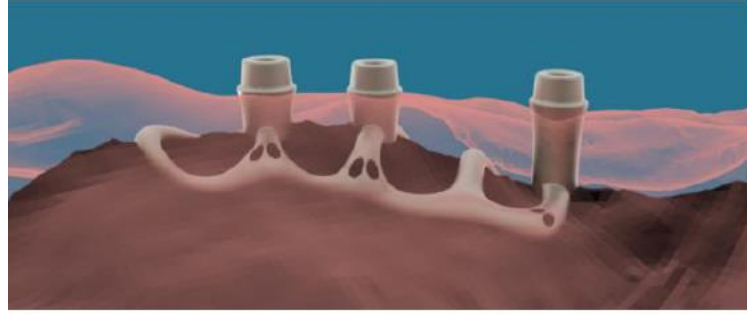
Literatürde zigoma implant cerrahisi ile ilgili rapor edilmiş komplikasyonlar aşağıdaki gibidir (Chrcanovic ve ark., 2016; Horiuchi, Uchida, Yamamoto, Sugimura, 2000; Hwang, Irwin, Griest, Caro, Nesbit, 2003).

- Sinüzit varlığı ve maksiller sinüsün enfeksiyonları
- Yumuşak dokuda mevcut enfeksiyonlar
- Oroantral fistül
- Fasiyal, konjunktival veya periorbital hematom oluşumu
- İmplantının sürekli ağrı veya tekrarlayan sinüzite bağlı yerinden çıkarılması
- Orbital taban veya infratemporal fossa perforasyonu
- Sinir hasarına bağlı parestezi
- Subkutan amfizem oluşumu
- Gingival hiperplazi
- Epistaksis

Zigoma implant cerrahisi güvenli ve öngörülebilir olsa da birçok olası komplikasyona yol açabileceğinden uzun bir öğrenme süreci ve geleneksel implantlar ile deneyim gerektirir. Bu sebeple cerrahi deneyime sahip uzmanlarca yapılmalıdır.

2.4.5. Subperiosteal İmplantlar

Subperiosteal implantlar ilk olarak 1940 yılında tanıtılmıştır ve daha sonra ileri kemik atrofisi olan dişsiz maksilla veya mandibula tedavisinde dünya çapında kullanılmıştır (Kusek, 2009; Minichetti, 2003). Subperiosteal implantlar, zigoma implantlarına veya ileri kemik atrofisinde implant tedavisi için gereken kapsamlı kemik ogmentasyon tekniklerine alternatif olarak sunulmuştur (Mommaerts, 2017). Bu implantlar, hastaya özel üretilen metal bir çerçeve ve üzerindeki dayanaklardan oluşurlar. Alt yapı (çerçeve), protezin desteğini sağlar ve çene kemiğinin üzerinde bulunan kısımdır, dayanaklar (abutment) ise yumuşak dokudan çıkar ve protez dayanağı görevini görür (Aldary, 2011). Biyolojik olarak uyumludur ve çoğunlukla titanyum alaşımlarından yapılmıştır. Çiğneme kuvvetleri ve okluzal stresler, protez aracılığı ile geniş kemik yüzey alanına aktarılıp dağılmaktadır (Kusek, 2009; Weiss, 2001).



Şekil 2.4.5. Mukozanın şeffaf görünümü ile subperiosteal implantın bileşenleri (M.Y. Mommaerts, 2019)

Subperiosteal implantlar hem bilateral hem de unilateral olarak kullanılabilmektedirler. Tam dişsiz hastalarda kullanılan bilateral subperiosteal implantlar overdenture protezlere destek sağlarken unilateral subperiosteal implantlar genelde atrofik çenelerde sabit protezlere destek olarak kullanılmaktadır (Aldary, 2011; Cranin, Satler, Shpuntoff, 1985; Kusek, 2009).

Subperiosteal implantın uzun dönem başarısını inceleyen çalışmalara bakıldığında; Bir çalışmada 1955- 1975 yılları arasında yerleştirilen implantlar uzun dönem değerlendirilmiş ve uygulama sonrası 5. yılda % 5, 10. yılda % 22, 20. yılda % 34 ve 20. yıl sonrasında % 0 başarısızlık oranı gösterilmiştir (Young, Michel, Moore, 1983). Bodine ve arkadaşları tarafından yapılmış bir çalışmada 41 adet subperiosteal implant destekli protez 1952-1971 yılları arasında yerleştirilmiş ve hastalar 1992 yılına kadar izlenmiştir. İmplantlar çalışmada 14ü fonksiyonda olmayan, 9u fonksiyon gören ve 18'i implantla ilgisi olmayan başka sebeplerle takibi devam etmeyen hastalar olmak üzere üç kategoriye ayrılmıştır. Takibi devam eden implantların 5. Yılda % 5'i, 10. yılda % 22'si, 20. yılda ise % 34'ü içinde başarısız olmuştur. Dokuz implant 21. ve 36. yıl takiplerinde hala fonksiyonda olarak belirtilmiştir (Bodine, Yanase, Bodine, 1996). Yanase ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 63 hastayı izlemiş ve 10 yılda % 79 oranda, 15 yılda ise % 60 başarı oranı belirtmişlerdir. Çalışma sonucunda subperiosteal imlantların uzun dönem başarısının düşük olduğunu söylemişlerdir (Wagner ve Wagner, 1998).

İlk dönemde uygulanan subperiosteal implant tasarımlarındaki yüksek başarısızlık oranları nedeniyle değişik tasarımlar denenmeye başlanmıştır. İlk subperiosteal implantlar alveolar kret boyunca uzanan, geniş, metal bir kafesten oluşan altyapıdan oluşurken Linkow tarafından, kemiğe uzanan tripodal tasarım tanımlanmıştır. Bu

tasarım ile subperiosteal implant, kortikal kemik dokusunun en kalın ve rezorpsiyona dirençli olduğu simfiz bölgesine ve eksternal oblik sırtı yerleşmektedir. Zamanla, kullanılan metal miktarı azaltılmaya çalışılmış tasarımlar basitleştirilmiş, stratejik ve modern bir hale evrilmiştir (Camilli, da Cunha, Bertran, Kawachi, 2004; Fettig Kay, 1994). Özellikle maksillada yapılan subperiosteal implantlar yerçekimi sebebiyle olabildiğince hafif olmalıdır (Wallace, 1972).

Subperiosteal implantların yapımında ilk kullanılan yöntem direkt kemik üzerinden ölçü alma tekniğidir ancak bu yöntemin uygulanmasında 2 aşamalı cerrahi gereklidir. İlk işlem ile kemik yüzey açığa çıkarılır ve polivinilsiloksan ölçü materyali ile kemik dokunun ölçüsü alınır. Kemik modeli üzerine döküm tekniği ile subperiosteal implant hazırlanır ve ikinci cerrahi ile implant kemik dokuya yerleştirilir. İlk cerrahi işlem ile ikinci cerrahi işlem arası yumuşak dokuda iyileşme ve periosta tutunma için yaklaşık 6 hafta beklenmelidir. Bu süreçte kemik dokuda meydana gelecek değişimler, ölçü ve döküm işlemleri sırasında olabilecek genleşme ve büzölmeler sebebiyle kemik-implant uyumu bozulabilmektedir. Bu durum subperiosteal implantlarda yüksek başarısızlık oranlarına yol açmıştır.

Bir diğer yöntem kemik yüzeyden ölçü almak yerine yumuşak doku üzerinden ölçünün alınmasıdır. Bu yöntemde radyografik görüntüler ve palpasyon ile mukoza kalınlığı ve karakteri belirlenmiş ve buna göre alçı modeli kazınarak kemik konturları belirlenmiştir. Subperiosteal implant bu modifiye modeller üzerinde tasarlanmıştır. Bu yöntemle kemiğin karakterini saptamak zor olduğundan implantın kemiğe uyum ve adaptasyonu düşmüş ve başarısızlık oranları artmıştır (Kusek, 2009; Lozada, 1996; Moore ve Hansen, 2004; Wallace, 1972).

Kemik içi implantların tasarımları gelişir ve kullanımı yaygınlaşırken, subperiosteal implantlar ise yüksek başarısızlık oranları sebebiyle yakın bir zamana kadar önemini yitirmiştir. Subperiosteal implantların başarısızlığındaki en önemli etkenlerden biri kemik yüzeyi ile implant arasındaki uyum olduğundan 1985 yılında Truitt subperiosteal implantların yapımında bilgisayar destekli tomografiyi kullanmıştır (Wallace, 1972). Subperiosteal implant uygulamalarında, iki aşamalı cerrahi işlemin elimine edilmesi amaçlı, CAD/CAM yöntemleri kullanılmıştır. Bu sayede ikinci bir cerrahi işleme ihtiyaç duyulmaksızın kemik anatomisi yüksek oranda gerçeğe uygun sağlanmakta ve doğru bir implant kemik uyumu elde edilmektedir. CAD/CAM ile üretilmiş

implantlarda implant kemik uyumu arttığından tedavi başarısı da artmaktadır (Cranin, Klein, Ley, Andrews, DiGregorio, 1998; Lozada, 1996; Mommaerts, 2017).

Yeni Nesil Subperiostal İmplantlarda CAD/CAM sayesinde implant-kemik uyumu iyileştirilmiştir. Bu sayede cerrahi işlem sırasında adaptasyon sağlamak için implantın bükülmesi gibi süreçler elimine edilmektedir. Hem operasyon süresi kısaltmakta hem de kemik uyumu sayesinde tedavi sürecinde başarılı sonuçlar elde edilmektedir.

Subperiostal implant tasarımı BT verileriyle elde edildiğinde alveolar kemik boyunca protez tasarımına destek olmakta ve böylece protez üzerine gelen kuvvetler dengeli bir şekilde dağıtılabilmektedir. Fiksasyon vidaları ile abutment konumları ideal pozisyonudadır.

Bu sistemlerde materyal olarak vitallium yerine titanyum tercih edilmiş ve bu durum osseointegrasyon başarısını arttırmıştır. Yüzey hibrid olarak hazırlanabilir; Dış kısımlar bakteriyel plak oluşumunu yönelik cilalı, iç yüzey ise osseointegrasyonu arttıracak şekilde yüzey iyileştirme teknikleriyle hazırlanır.

Yapılacak protetik tedaviye uygun implant tasarlanabilmektedir.

İkinci cerrahi işleme gerek kalmadığından hasta için daha az invaziv bir yöntemdir. Toplam tedavi süresi bu Teknik ile 1-2 yıldan 3-6 aya düşürülmüştür. Tek seferde implantın yerleştirilmesi ve protetik tedavinin uygulanması ile hastanın kısmi estetik ve fonksiyonu kazandırılmaktadır

Dijital verilere ulaşılabilirlik sayesinde hastaya ait implant veya protez tasarımı istenildiğinde tekrardan üretilebilir(Keleş, Türker, 2016; Kulcsár, Kónya, 2018).

Bu sistemlerde dezavantaj olarak donanımlı bir laboratuvar ve (uzman operatörler gereklidir. Materyaller ve cihazlar sebebiyle üretim maliyeti arttığından tedavi ücretleri de artmaktadır.

2.5. Bruksizm

2.5.1.Bruksizmin Tanımı

Bruksizm, literatürde alt ve üst çene dişleri okluzal yüzeyleri arasında normal çiğneme hareketlerinin dışındaki parafonksiyonel sıkma ve gıcırdatma hareketleri olarak tanımlanmıştır (Lobbezoo, Brouwers, Cune, Naeije, 2006). Gece uyku esnasında ortaya çıkan bruksizm; ‘Uyku Bruksizmi’ ya da ‘Nokturnal Bruksizm’ olarak ifade edilmiştir. Uyku bruksizmi (SB) istemsiz bir motor aktivitedir ve temporomandibuler eklem problemlerine yol açabilmektedir (Bader, Kampe, Tagdae, Karlsson ve

Blomqvist, 1997; Dao, Lund ve Lavigne, 1994). Bu parafonksiyonel alışkanlık gündüz gerçekleştiyorsa Gündüz Bruksizmi ya da Diurnal Bruksizm olarak ifade edilir (Attanasio, 1991a).

Literatürde iki çeşit bruksizmden söz edilir; biri idiopatik bruksizm olarak adlandırılır ve tıbbi sebeplerden bağımsız olarak ortaya çıkmaktadır diğeri ise iatrojenik bruksizmdir ve ilaç kullanımına ya da nöro-psikolojik faktörlere bağlı olarak gelişmektedir.

2.5.2. Bruksizmin Epidemiyolojisi

Epidemiyolojik çalışmalar genelde anket yöntemi ile yürütülür ve bireylerde bruksizm hakkında yeterince bilgi ve farkındalık olmadığından prevalansı kesin olarak saptamak zordur. Bu nedenle bruksizmin görülme sıklığı % 6 ile % 95 arasında değişen oranlarda rapor edilmiştir (Koyano, Tsukiyama, Ichiki ve Kuwata, 2008). Genç yaş bireylerde bruksizm görülme sıklığı % 40-50 oranlarına çıkarken 50 yaş sonrasında bruksizm sıklığının azaldığı bildirilmiştir (Kataoka ve ark., 2015; Lavigne, Goulet, Zuconni, Morrison ve Lobbezoo, 1999; Melo ve ark., 2019).

Bruksizm ile cinsiyet arasındaki ilişki değerlendirildiğinde uyku bruksizminin cinsiyete göre değişmediği ancak uyanıklık bruksizminin kadınlarda daha sık oranlarda gözlemlendiği belirtilmiştir (Murali, Rangarajan ve Mounissamy, 2015).

2.5.3. Bruksizm Etiyolojisi

Bruksizm etiyolojisi multifaktöriyeldir ve temelde periferik ve santral faktörler başlıkları altında incelenir (Attanasio, 1991a; De Laat ve Macaluso, 2002; Nel, Bester, ve Snyman, 1995). Periferik faktörler lokal ve dental bileşenleri içerirken santral faktörler ise psikolojik ve sistemik faktörleri içerir (Lobbezoo ve Naeije, 2001).

Lokal/ Dental faktörler; hatalı restorasyonları, diş eksikliklerini, uzamış dişler, aşırı tüberkül eğimlerini ve diğer oklüzal bozuklukları içerir ve mevcut oklüzal bozuklukların periodontal reseptörleri etkileyerek çiğneme kaslarını uyardığı ve bruksizme yol açtığı teorisine dayanmaktadır (De Leeuw, 2008; Lobbezoo ve Naeije, 2001).

Psikolojik faktörlere bakıldığında yapılan çalışmalarda çoğu araştırmacı tarafından bruksizmin genellikle bireylerin bilinçaltında baskılamış oldukları duyguların oral

yoldan dışı vurumu olduğu belirtilmiştir (Winocur, Gavish, Voikovitch, Emodi-Perlman ve Eli, 2003).

Sistemik faktörler olarak ise bruksizmin; medullayı ve ponsu ilgilendiren bazı bozukluklar, endokrin bozukluklar, gastrointestinal bozukluklar, beslenme bozukluklar, nefrit, çocuk felci, allerji, sinüzit, travmatik epilepsi, mental retardasyon gibi bazı sistemik durumlarla sıklıkla birlikte seyrettiği görülmüştür. Ayrıca sigara ve alkol kullanımının, L-dopa ve kronik nöroleptikler gi bazı ilaçların da bruksizme sebep olabileceği belirtilmiştir(Lobbezoo ve Naeije, 2001; Winocur ve ark., 2003).

2.5.4. Bruksizmde Çiğneme Kaslarının Durumu ve Okluzal Kuvvetler

Bruksizm çeneyi kapatan çiğneme kaslarında çift taraflı eş zamanlı kasılmalara neden olur (Reding, Rubright ve Zimmerman,1966). Bruksizm esnasında gözlemlenen kuvvetler; bruksizm kuvvetlerinin genelde izometrik oluşu, normal çiğneme kuvvetlerine göre uzun sürmesi ve diş temaslarının stabil olmayan eksentrik bileşenleri de içermeleri gibi sebeplerle eşdeğer çiğneme kuvvetleri ile karşılaştırıldığında daha büyük zararı olan kuvvetlerdir (Mohl, Zarb, Carlsson ve Rugh, 1988).

Bruksizm esnasında saptanan oklüzal kuvvetler çeşitlilik gösterse de parafonksiyonel aktivite esnasında ortaya çıkan kuvvetlerde ve normal çiğneme kuvvetlerinde sağlıklı bireylerdekinden çok daha yüksek değerler görülmektedir. Attanasio, çiğneme kuvvetlerinin normal bir bireyde ortalama 175 psi iken bruksizimli bir bireyde 300 psi' ye kadar çıkabileceğini belirtmiştir (Attanasio, 1991). Yapılan çalışmalarda bruksizme sahip bireylerde maksimum ısırma kuvvetinin; erkek hastada büyük azı dişlerinde yaklaşık 911 N kadın hastada büyük azı dişlerinde ise 569 N olarak belirlenmiştir (Waltimo, Nyström ve Könönen, 1994).

Çalışmalarda diüurnal bruksizm ve nokturnal bruksizmden oluşan yüklerin birbirinden farklı olduğunu görülmüştür. Yapılan bir çalışma, nokturnal bruksizm sırasında meydana gelen maksimum çiğneme kuvvetinin 415 N, diüurnal bruksizm sırasında ise 775 N olduğunu göstermiştir (Nishigawa, Bando ve Nakano, 2001).

Uzun süredir bruksizme sahip bireylerin çiğneme kasları zamanla hipertofik ve daha kuvvetli hale geldiğinden aşırı yüklemeler gerçekleştiğinde bile ağrı ve yorgunluk eşiği yükselmektedir.

2.6. Biyomekanik Kavramlar

Biyomekanik, vücuttaki organların ve dokuların birbirleri ile olan etkileşimlerini tanımlamakta ve dokuların maruz kaldıkları kuvvetlerin karşısında gösterdikleri davranışları incelemektedir (Jingade, Rudraprasad ve Sangur, 2005). Yapılan implant tedavilerinin uzun dönem başarısını sağlamak ve kullanılan materyallere gelen kuvvetlerin oluşturduğu etkilerin belirlenebilmesi için biyomekanik kavramlar ile prensiplerin, kullanılan dental implantların biyomekanikini etkileyen faktörlerin anlaşılması önemlidir (Carl E. Misch, 2008).

2.6.1. Kuvvet

Kuvvet, bir cismin yönünde, hızında ve şeklinde değişime yol açabilen etki olarak tanımlanmaktadır. Birimi Newton (N) ya da kilogramkuvvet (kgF) şeklinde ifade edilmektedir. Kuvvet bir cismin kütesinin ile ivmesinin çarpımı ile formüle edilmektedir ($F = m \times a$).

Yapılan analizlerde sisteme etki eden kuvvetler ; tekil, yayılı veya kütle kuvvetleri şeklinde olabilmektedir. Tekil kuvvetler belirlenmiş açılar ile uygulanır ve seçilen elemana ve düğüm noktalarına etki ederler. Yayılı kuvvetler ise bir alanda etki göstermektedir. Kütle kuvvetlerde kuvvet uygulanan elemanın hacmine bir ağırlık kuvveti uygulanmaktadır (Anusavice, Shen ve Rawls, 2013).

2.6.2. Stres (Gerilim)

Stres; birim alana düşen kuvvet miktarı şeklinde tanımlanmaktadır. Stresin birimi Paskal'dır ve çalışmalarda genellikle Megapaskal olarak kullanılmaktadır. Stres (σ) = Kuvvet (F) / Alan (A) olarak formülize edilmiştir. Formüle bakıldığında etki eden kuvvetle beraber stres de artarken, kuvvetin uygulandığı yüzey alanı arttıkça stres azaltmaktadır.

Kuvvet uygulanan cisimde yönlerine göre üç tip gerilme oluşmaktadır (Jingade ve ark., 2005).

- **Sıkışma (Compressive) Gerilmesi;** Kütleli uzatmak veya germek amaçlı, aynı doğrultuda ancak farklı yönde uygulanan iki kuvvet tarafından oluşan strestir.
- **Çekme (Tensile) Gerilmesi;** Kütleli sıkıştırmak veya kısaltmak amacıyla aynı doğrultuda ve ters yöndeki iki kuvvetin oluşturduğu strestir.

- **Makaslama (Shear) Gerilmesi;** Kütleyi çevirmek veya kaydırmak amacıyla farklı düzlemlerde ve ters yönde uygulanan paralel iki farklı kuvvetin cisim üzerinde oluşturduğu strestir.

Yapılan çalışmalarda kortikal kemik sıkışma gerilimine karşı diğer gerilmelere karşı olduğundan daha dayanıklı görülmüştür. Çekme gerilimi karşısında % 30, kesme gerilimi karşısında ise % 65 daha zayıf olduğu belirtilmiştir. Çenelerdeki kemiklerinde ve bu uygulanan materyallerde en zararlı etkiyi makaslama tipi stresler meydana getirmektedir (Oguz Eraslan, Inan ve Secilmis, 2010).

2.6.3. Gerinim (strain)

Cisme bir kuvvet uygulanarak üzerinde stres oluşturduğunda cisimde oluşan boyutsal değişikliklerdir. Uzunlukta meydana gelen değişimin, cisimin orijinal uzunluğuna oranı ile belirlenir ve bir oran ifade ettiği için birimi yoktur (Adıgüzel, 2010). Strain (Gerinim) = birim boyuttaki değişiklik(x)/orijinal uzunluk(d) ile formülize edilmiştir. Uygulanan kuvvet karşısında meydana gelen boyutsal değişim maddenin karakterini belirlemektedir; Elastik gerinimde uygulanan kuvvet ortadan kalktığında kuvvet uygulanmış cisim eski haline dönerken plastik gerinimde cisim üzerinde şekil değişikliği meydana gelmektedir (O'Brien, 1997).

2.6.4. Elastisite Modülü (Young modülü)

Kuvvet uygulanan cismin etki eden kuvvetin kaldırılmasıyla eski haline dönme yetisi “elastisite” olarak tanımlanmaktadır. Elastisite modülü gerinme ve gerilim arasındaki oranı (Elastisite modülü = gerilme / gerinim) gösterir ve bu değer her materyalde farklıdır. Birimi Gigapaskal (GPa)'dır.

Materyalin sertliğini gösterir ve materyalin elastik modülü arttıkça katılığı da artar. Elastik modülü daha yüksek olan materyal uygulanan kuvvet karşısında daha az deformasyona uğramaktadır (Adıgüzel, 2010; Wakabayashi, Ona, Suzuki ve Igarashi, 2008).

2.6.5. Poisson Oranı

Kuvvet uygulanan cisimde farklı eksenlerinde farklı boyutsal değişiklikler gözlemlenebilir ve cismin enindeki birim uzamanın, boyundaki birim uzamaya oranı Poisson oranı (V) olarak adlandırılır. Bu oran ile uygulanan kuvvet karşısında cismin

bir ekseninde oluşan gerilimi ve bu gerilimin diğer eksenlerde oluşturacağı deformasyon ilişkilendirilebilmektedir (İnan, 1988; Jingade ve ark., 2005).

2.6.6. Hooke Kanunu

İlk kez Hooke tarafından 1678 yılında formüle edilen bu kanun; stres ile birim alandaki şekil değiştirme arasındaki lineer ilişkiyi gösterir.

Bu kanuna göre; $\sigma = P / A E$ olarak belirtilir.

(σ : Cismin toplam uzaması, P : Cismi uzatan kuvvet, l : Cismin uzunluğu, A : Cismin kesit alanı, E : Cismin elastisite modülü)

2.6.7. Von Mises Stresi

Simgesi ' σ ' olan Von Mises stresi çekilebilir materyallerde şekil değişiminin başladığı stres değeridir. Von Mises stresi, stresin cismin üzerinde hangi bölgelerde dağıldığını ve yoğunlaştığını göstermek amacıyla kullanılmaktadır (Bhavya ve Shashidhar, 2021).

2.7. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Diş hekimliği alanında yapılan tedavilerin fizyolojik sınırlara en uygun şekilde gerçekleştirilmesi için hem biyolojik dokularda hem de kullanılan materyallerde oluşan streslerin ve gerilimlerin bilinmesi önemlidir. Bunların belirlenmesi ve mekanik dayanımların arttırılmasında çeşitli kuvvet analiz yöntemleri kullanılmıştır (Öndürücü ve Kılınç, 2018).

Bunlar;

- 1- Fotoelastik Kuvvet Analizi
- 2- Gerilim ölçer Kuvvet Analizi
- 3- Kırılğan Vernik Kuvvet Analizi
- 4- Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analizi
- 5- Termografik Kuvvet Analizi
- 6- Radyotelemetri Kuvvet Analizi
- 7- Sonlu Elemanlar Kuvvet Analizi Yöntemidir

2.7.1. Sonlu Elemanlar Kuvvet Analizi Yöntemi

Sonlu eleman kuvvet analizi (SEA) yöntemi, bilgisayar üzerinde biyolojik yapıların taklit edilmesine dayanan, biyomekanik yapıları daha küçük parçalara ayırarak çözen ve tasarlanmış bilgisayar destekli modellerdeki stres ve gerilmeleri hesaplayan bir simülasyon tekniğidir (Öndürücü ve Kılınç, 2018; Sakaguchi, 2012).

Bu yöntem; ilk kez 1956'da havacılık ve uçak mühendisliği alanında kullanılmış daha sonra ise uzay mühendisliği, biyomedikal, otomotiv, hidrolik ve nükleer enerji mühendisliği gibi birçok farklı mühendislik alanında da kullanılmaya başlanmıştır (Shetty ve ark., 2010).

Dış hekimliği alanında ilk kullanımı Ledley ve Huang tarafından yapılmıştır (Ledley, 1968). Sonlu elemanlar analiz yöntemini implantoloji alanına ilk uyarlayan ise Weinstein ve ark. olmuştur (Weinstein ve ark., 1979).

Sonlu eleman kuvvet analizi'nin temel ilkesi "sonlu elemanlar" olarak tanımlanmış alt alanlardan oluşan bir yapıyı kullanır. Karmaşık geometrilere sahip yapılar bilgisayar üzerinde, elemanlar (elements), elemanlara bağlı olan nodes adı verilen düğüm noktaları ve boundary conditions yani belirleyici sınır koşullarından oluşan bir ağ yapıya (mesh) dönüştürülür. Elemanlar ana modelin geometrisini taklit etmekte ve mekanik özelliklerini göstermektedir. Ağ yapıdaki eleman sayısı ne kadar fazlaysa o kadar gerçeğe yakın sonuçlara ulaşılır (Avağ ve Akkocaoğlu, 2023; Meira ve ark., 2018). Elemanların birbirlerine bağlandıkları düğüm noktaları ile bir elemanda olan bir değişiklik diğer elemanlara da yansır ve hazırlanan model bir bütün olarak değerlendirilebilir.

Sınır koşulları, cismin sabitlendiği bölgeyi, hareketin nereden engellendiğini göstermektedir. Cisme kuvvet uygulanacak bölgeye göre sınır şartları değişmektedir.

Sonlu elemanlar kuvvet analizi yönteminde en üst düzey modelleme katı modellemedir. Bu yöntemle cismin hem iç hem de dış geometrisinin tanımı yapılır. Katı model oluşturulurken BT veya MR ile elde edilen görüntüler, 2 boyutlu ya da 3 boyutlu yapıda bilgisayar ortamına aktarılır ve ağ yapı oluşturulur. Bu modellemenin en önemli özelliği; cismin hem iç hem de dış geometrisinin bilgisayara geçirilmesidir. Bu sayede cismin ağırlık, momenti gibi parametreler de hesaplanabilmekte ve cismin iç geometrik formu incelenebilmektedir (Alper ve ark., 2012; Soykan ve ark., 2013;

Srirekhya ve Bashetty, 2010). Cisim bilgisayar ortamına 2 boyutlu aktarıldığında z ekseninde gerinim meydana gelmediği varsayılır ancak normal şartlarda bu gerinim mevcuttur. Bu nedenle stres analizlerinin 3 boyutlu olarak gerçekleştirilmesi sayesinde daha doğru sonuçlar elde edilebilir (Saab, Griggs, Powers ve Engelmeier, 2007a).

Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Avantajları

- 1- Karmaşık bir geometriye sahip yapıların gerçekçi bir şekilde modellenmesine olanak verir. Kompleks yapılar küçük parçalara bölünerek incelendiğinden gerçekteki karmaşık yapıların daha iyi anlaşılmasını sağlar.
- 2- Modelleme gerçeğe çok yakın biçimde yapılabilmektedir.
- 3- Bilgisayar ortamında çalışmalar yürütülerek herhangi materyal ya da malzeme kullanılmadan çok sayıda model elde edilebilmektedir.
- 4- Bu yöntem ile biyomekanik etkenler hassas ve doğru olarak belirlenebilmektedir.
- 5- Daha az deneme yanılma sonucunda optimize edilmiş tasarımlar elde edilebilmekte ve böylece daha az zaman harcanmaktadır.
- 6- Uygulanan kuvvet, malzemenin özellikleri ve yapısı üzerinde kolaylıkla değişim yapılabilmekte ve analizler kolaylıkla tekrarlanabilmektedir.
- 7- Diş hekimliği alanında ise bu yöntemle kullanılan materyal ve biyolojik dokular değerlendirilebilmektedir ve bu sayede uygun materyal seçimleri yapılabilmekte, tedavi ve materyallerin uzun dönem performansı değerlendirilebilmektedir (Reddy ve ark., 2019).

Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Dezavantajları

- 1- Bu analiz yöntemin yapıların matematiksel olarak modellenmesi ile yürütülür ve matematiksel modelleme bazı varsayımlar ile yapılmaktadır. Gerçek dünyadaki koşullar tam olarak sağlanamadığında sonuçlar hatalı olabilmektedir. Doğru sonuçlar için modelin gerçeğe yakınlığı önemlidir ve varsayım hataları ile analizin doğruluğu etkilenebilir ve gerçek davranışı tam olarak yansıtmayabilir.

- 2- Malzeme parametrelerinin doğru belirlenmesi önemlidir. Malzeme parametrelerinin eksik bilinmesi durumunda, sonuçlar yanlış olabilmektedir.
- 3- Analiz sürecindeki adımlar insan hatasının potansiyelini taşımaktadır. Yanlış bilgi girişleri, modellemelerin hatalı yapılması veya sonuçların yanlış yorumu gibi hatalar, analiz sonuçlarını negatif etkileyebilmektedir. Mesleki deneyim, bilgisayar hakimiyeti ve sonuçları değerlendirme kabiliyeti önemlidir (Reddy ve ark., 2019).

Bu bilgilerden yola çıkarak çalışmamızda, total dişsiz ve ileri derecede atrofik maksillada sonlu eleman analizi kullanılarak zigoma ve subperiosteal implant uygulaması gerçekleştirilmiştir. Hazırlanan çene modellerinde brüksizm çalışılmış ve oluşturulan parafonksiyonel kuvvetler altında, implantlar, protetik alt yapı ve biyolojik dokularda meydana gelen değişimler incelenmiştir.

Gereç ve Yöntem

Çalışmamız, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi.

Bu çalışmada total dişsiz ve ileri derecede rezorbe maksillada subperiosteal implant ve zigoma implant uygulamalarında; maksilla, implant, abutment, ve protez altyapısı üzerinde oluşan stres değerleri karşılaştırıldı.

Araştırmamızda alveolar kret kalınlığı 5,5 mm, nazal taban-kret tepesi mesafesi ise 11 mm olarak tasarlanmış atrofik total dişsiz maksilla modeli kullanıldı.

3 boyutlu ağ yapının üzerinde düzenlemeler yapılması ve homojen yapı haline dönüştürülmesi, 3 boyutlu katı model elde edilmesi ve stres analizi işleminde; Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 gb Hard disk, 14 GB RAM donanıma sahip ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemli bilgisayar üzerinde, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcı ile 3 boyutlu tarama, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımı, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programı kullanıldı.

3.1. Materyal Özellikleri

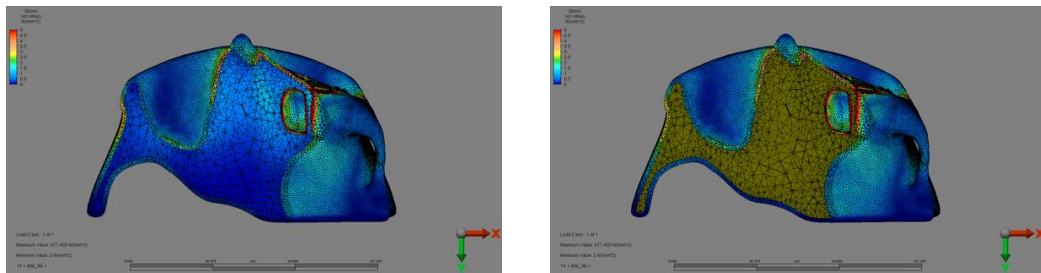
Modellerin geometrik yapıları VRMesh yazılımı ile oluşturulmuş, sonrasında stl formatında Algor Fempro yazılımına aktarılıp analize hazır edilmişlerdir. Stl formatı ile programlar arası aktarım sırasında bilgi kaybı yaşanmamaktadır ve bu düğümlerin koordinat bilgilerinin saklanması ile sağlanmaktadır. Oluşturulan modeller algor yazılımı ile uyumlu yapıya getirildikten sonra, modelin maksiller kemik modeli olduğunu ve protetik materyali yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modellerin oluşturulduğu yapılara fiziksel özelliklerin tanımlandığı elastiklik modülü ve Poisson oranı gibi materyal özellikleri verilmektedir.

Tablo 3.1. Materyallerin young modülü ile poisson oranları

	Elastik Modülü (Young Modulus)(Mpa)	Poisson Oranı(Poisson's Ratio)
Kortikal Kemik	13700	0.3
Trabeküler Kemik	1370	0.3
Alt Yapı	218000	0.33
Protez(PMMA)	3000	0.35
Implantlar(Titanyum)	110000	0.35
Sinüs	14000	0.3

Programda katı cismin özellikleri; linear elastik, izotropik ve homojen olarak alınmıştır.

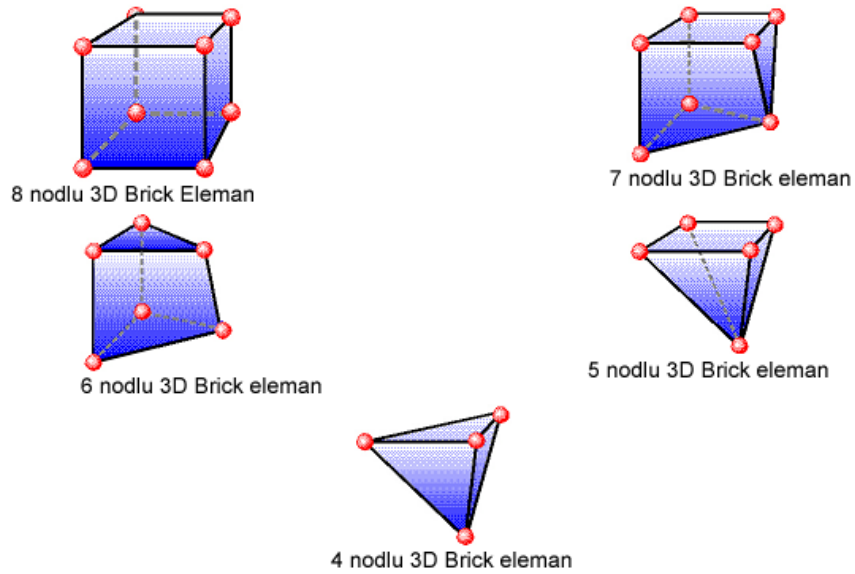
VR Mesh yazılımı ile elde edilmiş modeller Algor yazılımına aktarılırken .stl olarak yüzey verisi şeklinde gönderilmiştir. Yazılım üzerinde yapılacak analizler için, modellerin içi dolu olarak meshlenmesi gereklidir.



Şekil 3.1.1.Toplam stres değerleri ve standart sapma miktarının düğüm ve nodlarla gösterimi

Meshleme yapılan modeller olabildiğince brick tipinde yani 8 düğüm noktalı elemanlardan meydana getirilmiştir. Bazı durumlarda gerekli olduğunda yapının tamamlanabilmesi amacıyla modelde yapının merkezine yakın alanlarda daha az düğüm noktasına sahip elemanlar kullanılmıştır. Kullanılan modelleme tekniği ile hesaplamayı kolaylaştırmak için olabildiğince en fazla düğüm noktasına sahip elemanlar ve en yüksek kaliteye sahip ağ yapı oluşturulmuştur. Modeller üzerindeki dik ve dar olan bölgeler analiz işlemlerini zorlaştırmaktadır ve bu bölgeler analiz için çizgisel elemanlardan arındırılmış ve düzenli yapı haline getirilmiştir.

Modeller Tetrahedra ve Bricks elemanlar halinde katı modellere dönüştürülmüştür. Bu katı modelleme sisteminde elde edilebildiği kadar 8 düğüm noktalı elemanlar kullanılırken; gerekli detayın sağlanamadığı durumlarda ise 7, 6, 5 ve 4 düğüm noktalı elemanlar tercih edilmiştir.



Şekil 3.1.2. Matematiksel modellerin geometrik şekilde gösterimi

Analize hazırlanan modeller; lineer, izotropik ve homojen materyaller olarak kabul edilmiştir. Bir materyalin deformasyonu ya da strain'inin uygulanan kuvvetler sonucunda oransal olarak değişken olması linear elastisite olarak tanımlanır. Materyal homojen yapıda ise, materyalin mekanik özellikleri yapısal olarak mevcut her bir

elemanda birbirine benzerdir. Materyal izotropik yapıda ise, yapısal elemanın materyal özellikleri her yönde birbiri ile aynıdır.

Yapılan çalışmanın gerçekçi ve doğru sonuçlar verebilmesi amacıyla programın imkan sağladığı ölçüde, seçilen maksiller çene kemiği modelinin boyutları da göz önünde bulundurularak olabildiğince çok eleman sayısı seçilmiştir.

Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılmış eleman sayıları ile düğüm sayıları tabloda verilmiştir:

Tablo 3.2. Modellerde eleman ve nod sayıları

	Eleman sayısı	Nod sayısı
Subperiosteal İmplant	1237383	294222
Zigoma İmplant	1612278	370387

Çalışmada tedarik edilen kemik, zigoma implant, subperiosteal implant, titanyum metal altyapı ve sabit protez parçaları Rhinoceros 4.0 yazılımına gönderilmiş, rhino yazılımında Boolean yöntemi ile kortikal ve diş uyumlandırması yapılmış ve kuvvet aktarımı sağlanmıştır.

3.2 Sonlu Elemanlar Analizinde Kullanılan Üç boyutlu Modellerin Oluşturulması

Maksillaya ait geometrik modelin elde edilmesi amacıyla, tam dişsiz erişkin bir hastadan tomografi çekildi. Maksiller çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografi (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) ile tarandı. Yapılan taramada 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama sonucunda 601 adet kesit elde edildi. Sonrasında bu veriler 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon ile elde edilmiş kesitler, DICOM 3.0 formatında export edilmiş ve export edilmiş kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp MA, USA) yazılımına aktarıldı.

3D-Doctor yazılımı ile MR ve BT gibi birçok görüntüleme yöntemi sonucunda elde edilmiş görüntüler bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabilmektedir. Bu yazılım ile oluşturulmuş görüntülerin üzerinde yeniden biçimlendirme ya da sadeleştirme gibi değişiklikler yapılması mümkündür.

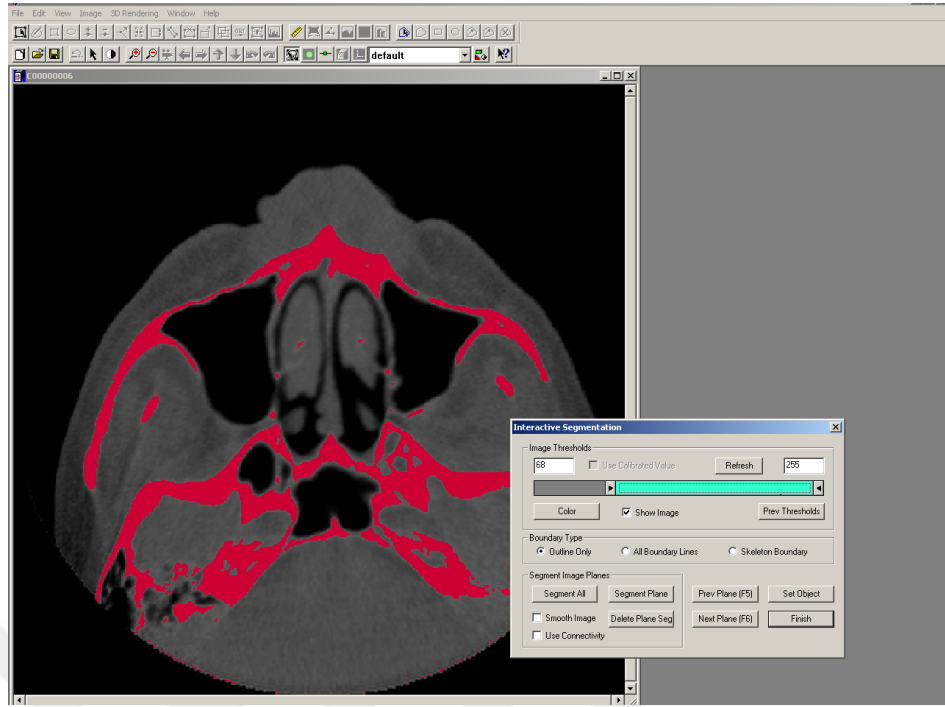
3D-Doctor yazılımı ile, kesitlerin üzerindeki kemik dokular interactive segmentation yöntemi kullanılarak ayrıştırılmış ve ayrıştırılan kesitlerden “Complex Render” yöntemi kullanılarak 3 boyutlu model oluşturulmuştur. 3 boyutlu model üzerinde sadeleştirme yöntemleri kullanılmış ve bunun sonucunda daha düşük hafıza kaplayan, düzgün oranlara sahip elemanlar içeren, pürüzsüz bir yüzeye sahip model elde edilerek modelleme aşaması tamamlanmıştır. Elde edilen 3 boyutlu maksilla modeli 3D-Doctor yazılımı üzerinden .stl formatında export edilmiştir.

Daha sonra eski tomografi verisi olan kemik modelleri yeni oluşturulacak modeller için referans olarak kullanılmıştır. Hastaların tomografi verileri ve weheeler atlası ölçüleri referans alınarak yeni kemik yapılar oluşturulmuş ve Shell yöntemi ile modele kalınlık verilmiştir.

İmplant yapıları ve protetik yapılar tarama verilerinden elde edilmiş olup yeni modellenmiş kemiğe yerleştirilmiştir. Daha sonra projede kullanılacak implant ve implantı çevreleyen kemik doku ayrılmıştır. Finite da modeli basit tutmak sonuçların doğruluğu için son derece önemlidir. Protez modelinin gerçekliğini koruyabilmesi için taranmış dişler uyumlandırılmıştır.



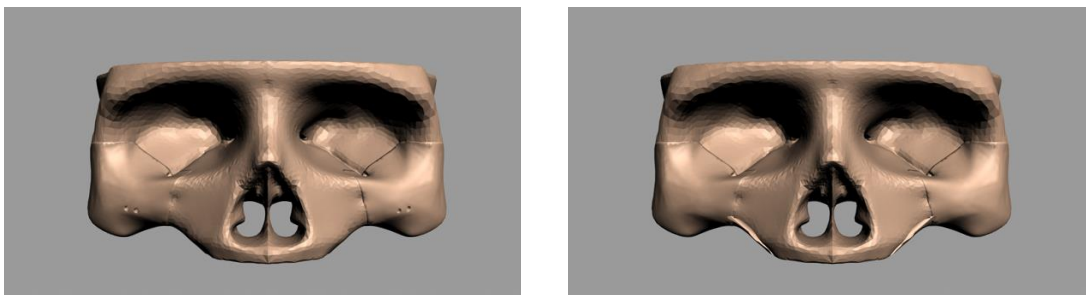
Şekil 3.2.1. Maksiller tam dişsiz hastada tomografi görüntüsü



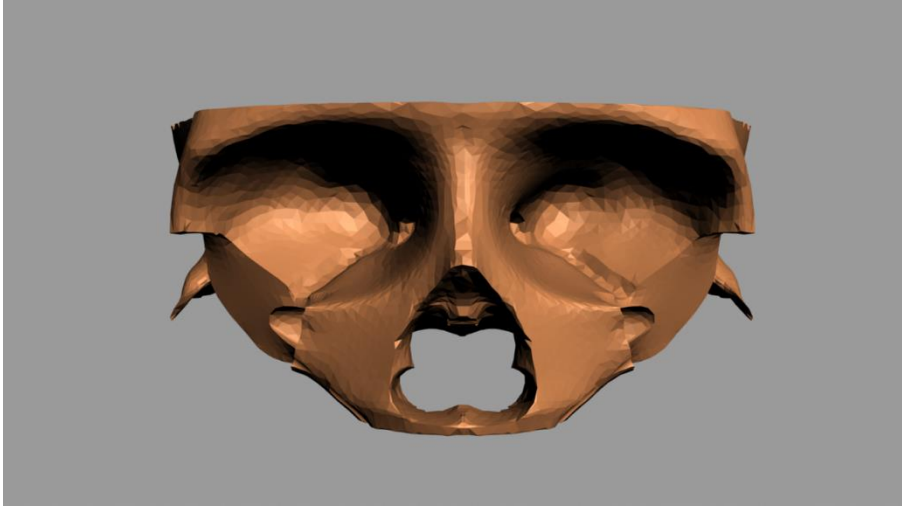
Şekil 3.2.2. Tomografi görüntülerinin 3D-doctor yazılımına aktarımı

VR Mesh yazılımı ile maksilla modeli üzerinde boyutsal ve topografik düzenlemeler yapılmıştır.

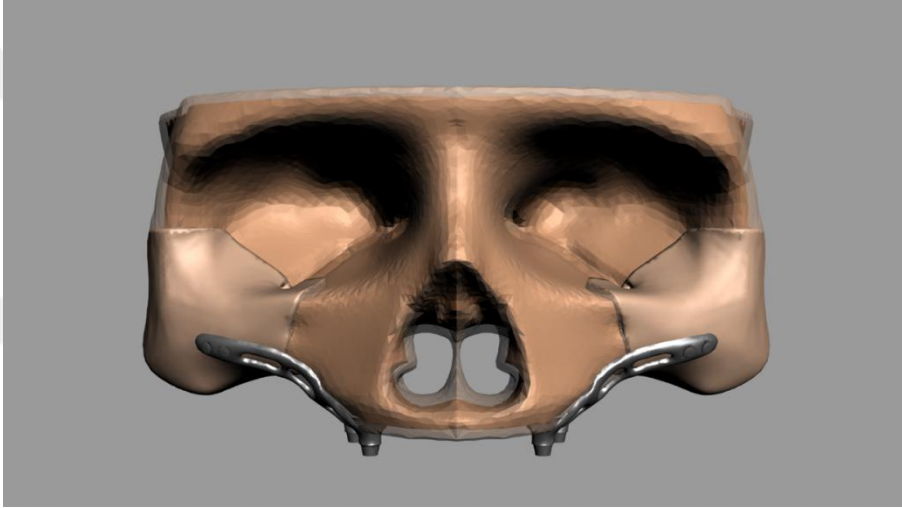
Kemik dokusu üzerinden offset yöntemi kullanılarak spongiöz kemik dokusu elde edilmiş ve uyumlamalar ile kuvvet aktarımı sağlanmıştır.



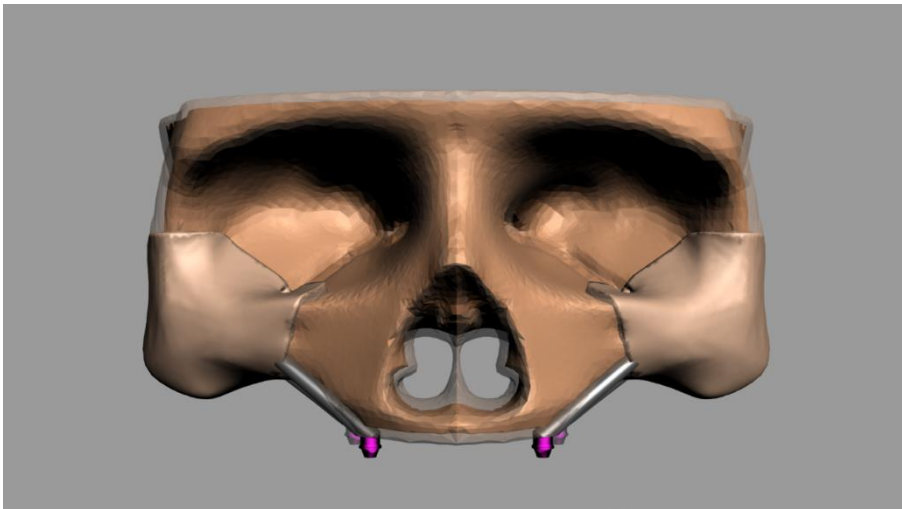
Şekil 3.2.3. Subperiosteal implant ve zigoma implant için kortikal kemik modellemesi



Şekil 3.2.4. Spongioz kemik modellemesi

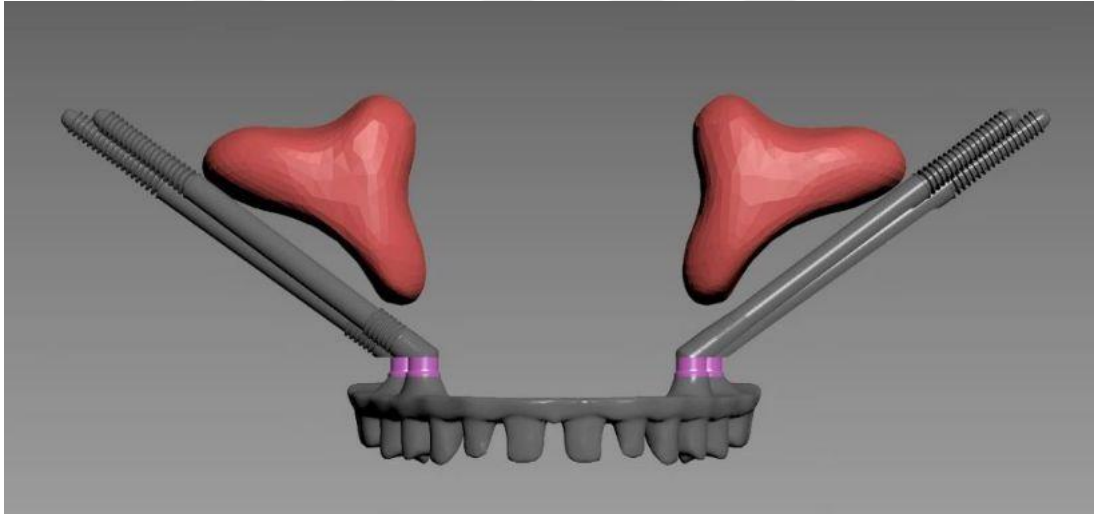


Şekil 3.2.5. Subperiosteal implant modellemesi

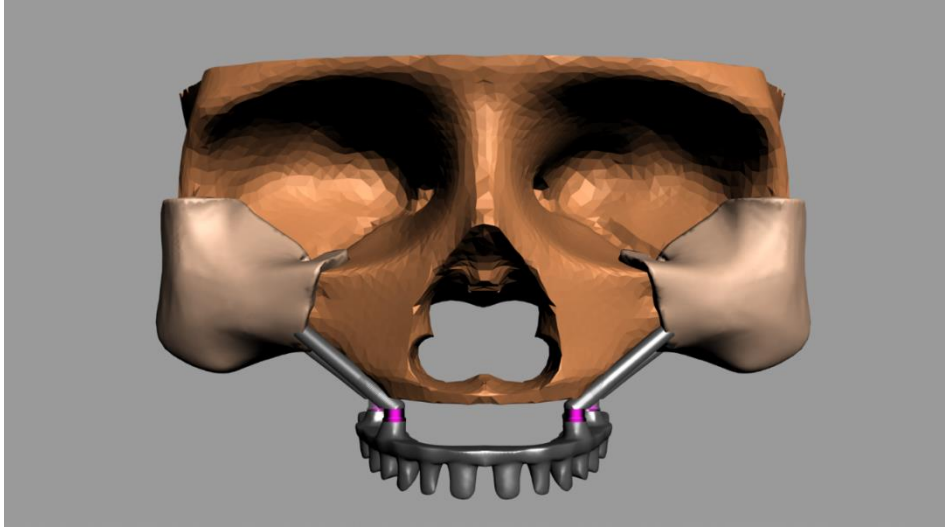


Şekil 3.2.6. Zigoma implant modellemesi

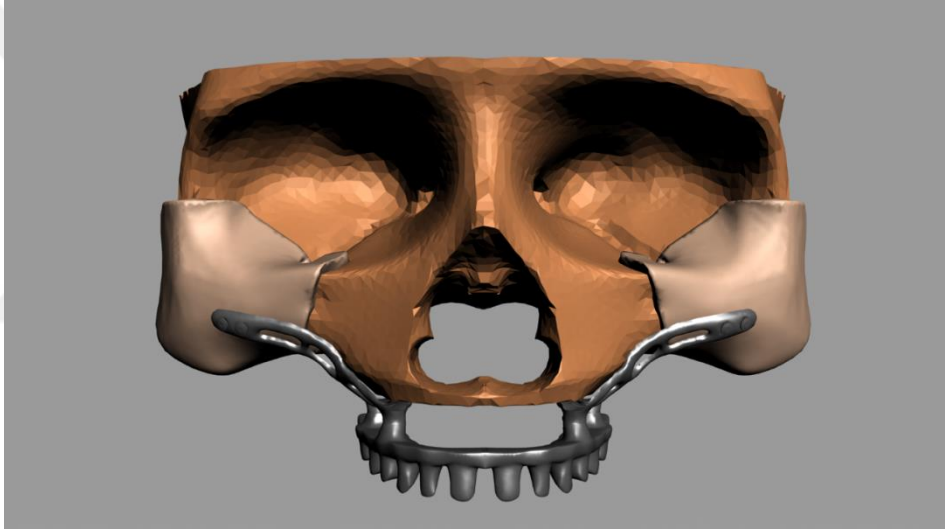
Zigoma implant ve abutment ölçüleri referans alınarak 3 boyutlu programda modellenerek elde edilmiştir. Zigoma implant olarak Straumann ZAGA™ Flat (4,3 mm çap - 52,5 mm boy) implantlar tercih edilmiştir. Zigoma implantların yerleştirilmesinde orijinal Brånemark tekniğinin dezavantajlarının üstesinden gelmek için slot ve ekstrasinüs tekniklerini içeren farklı cerrahi yaklaşımlar anlatılmıştır. Son zamanlarda, Zygoma Anatomisi Rehberli Yaklaşımı (ZAGA) olarak bilinen yeni bir metodoloji, her hastaya özel tedavi sunma konseptine dayalı olarak tanımlanmıştır. ZAGA sınıflandırması 0-4. arasındadır ve hastaların % 93,8'i ZAGA 0-3 arasında anatomik yapıya sahiptir (Bedrossian, Brunski, Al-Nawas ve Kämmerer, 2023). Çalışmamızda kullanılan modelde de mevcut maksiller kemik ve maksiller sinüs anatomisine uygun olarak zigoma implantlar ZAGA Tip 3, ekstrasinüs yerleşimli olarak modellenmiştir. Zigoma implant üzerinde kullanılan abutmentler 2,5 mm olarak seçilmiş ve modellenmiştir.



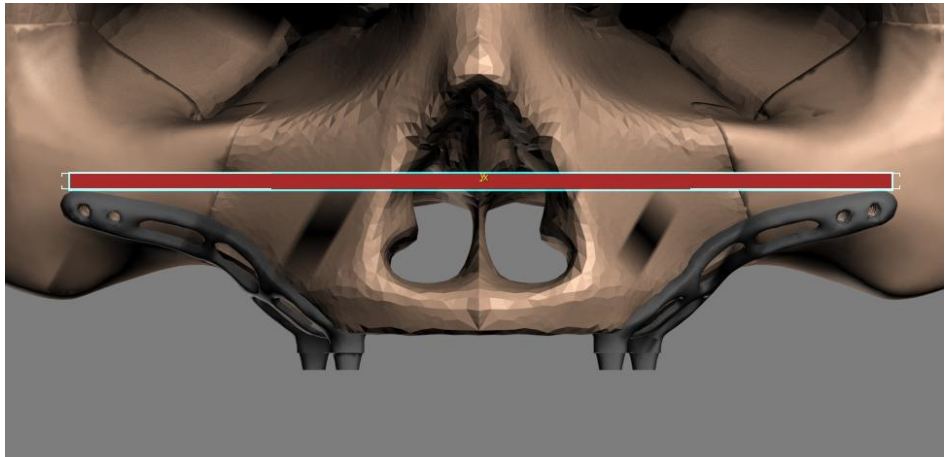
Şekil 3.2.7. Zigoma implantın maksiller sinüs ile ilişkisinin gösterimi



Şekil 3.2.8. Zigoma implant alt yapı bağlantı modellemesi

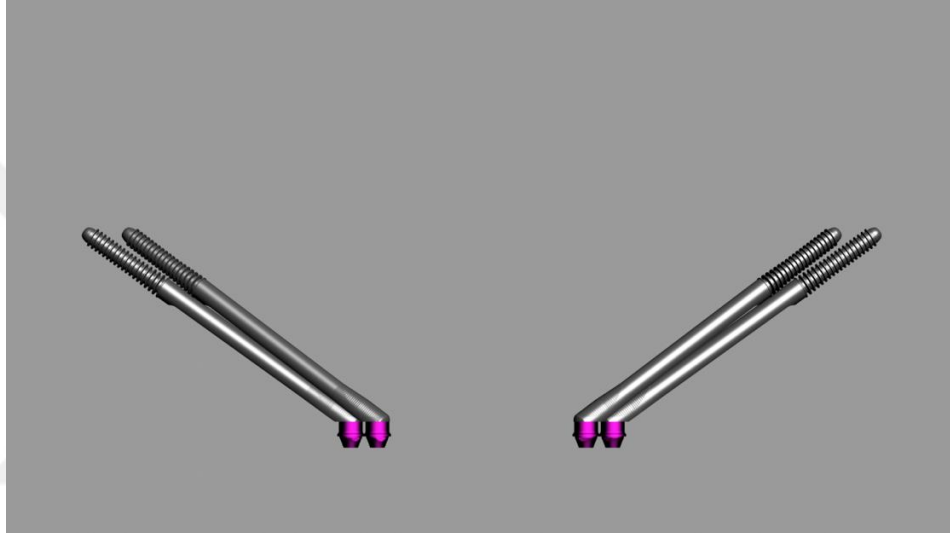


Şekil 3.2.9. Subperiosteal implant alt yapı bağlantı modellemesi

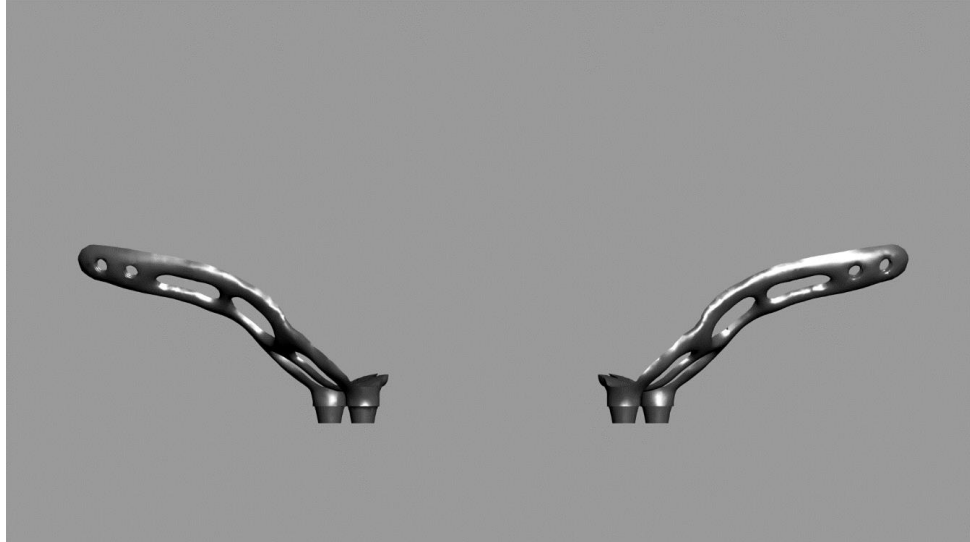


Şekil 3.2.10. Subperiosteal implant tasarımı

Subperiosteal implantlar tamamen hastaların mevcut kemik dokusuna ve anatomisine uygun olarak tasarlanmaktadır ve subperiosteal implantın destek bölgeleri maksiller sütunlar üzerinde bulunur (Strappa, Memè, Cerea, Roy ve Bambini, 2022). Çalışmamızda subperiosteal implant kalınlığı 1,2 mm, genişliği (Şekil 3.2.10. kırmızı çizgi arası mesafe) 100 mm ve yüksekliği 28 mm olacak şekilde tasarlanmıştır. Subperiosteal implant tasarımında abutment çıkıntıları 2,5 mm olacak şekilde modellenmiştir.



Şekil 3.2.11. Zigoma implant tasarımı



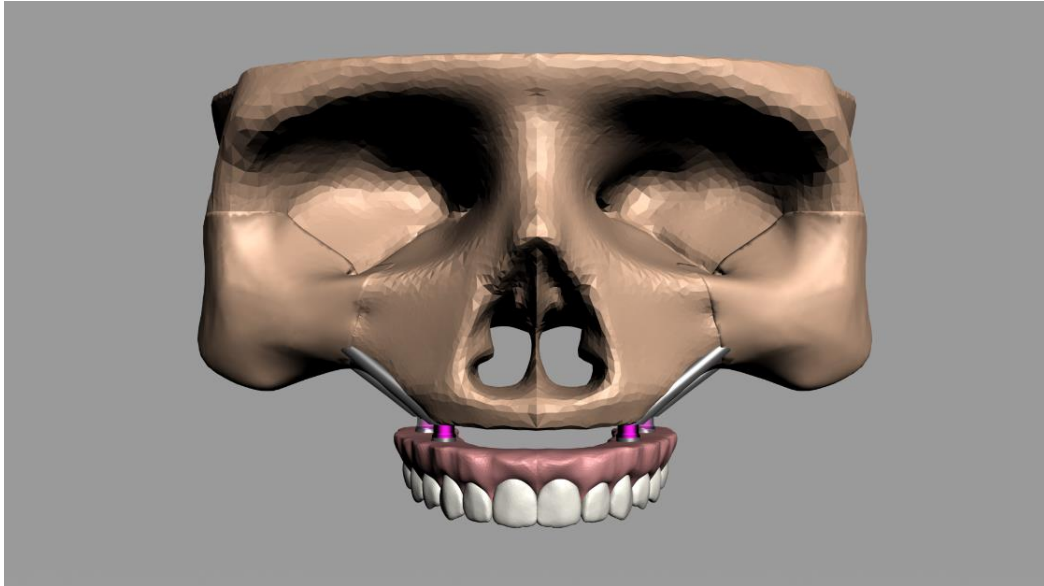
Şekil 3.2.12 Subperiosteal implant tasarımı



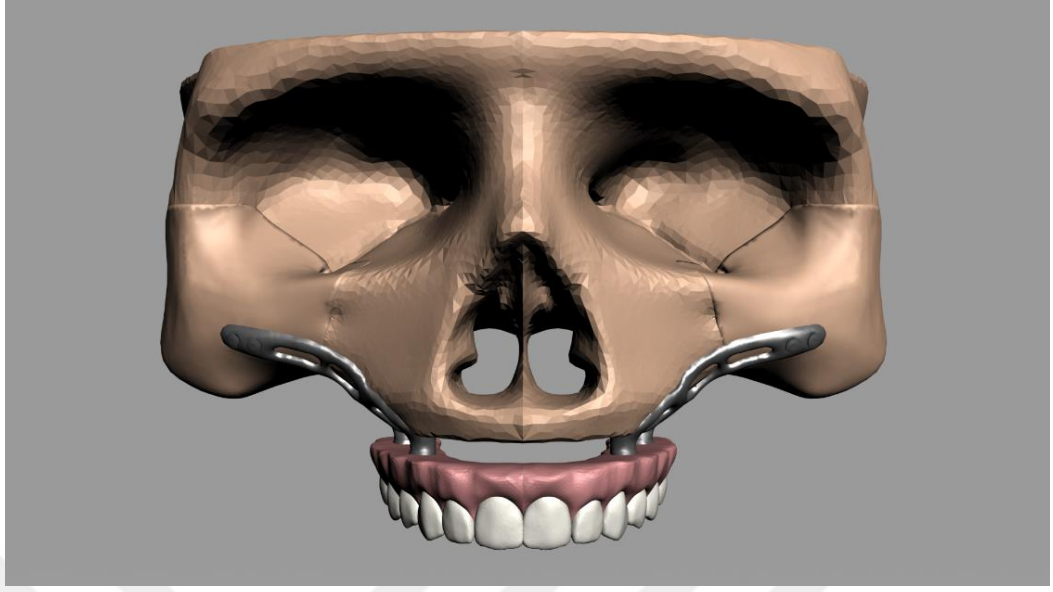
Şekil 3.2.13. Subperiosteal vidaların tasarımı

Maksiller kortikal kemik, maksiller spongios kemik, protetik üst yapı, alt yapı parçaları, implantlar, vidalar, subperiosteal implant ve abutmentlar gerçek morfolojiyi yansıtır biçimde model üzerine taşınmıştır. Rhinoceros yazılım üzerinde, hazırlanan modeller uzayda doğru koordinatlara yerleştirilerek modelleme tamamlanmıştır.

Hazırlanan modeller, 3 boyutlu koordinatları da korunarak Fempro yazılımına aktarılmıştır.



Şekil 3.2.14. Zigoma implantların kullanıldığı maksilla ve protetik üst yapı modeli



Şekil 3.2.15. Titanyum subperiosteal implantın kullanıldığı maksilla ve protetik üst yapı modeli

Zigoma ve subperiosteal implant ile ilgili literatürdeki çalışmaların incelenmesi sonucunda çalışmamızda protetik materyal olarak titanium metal altyapı üzerine porselen kaplama tercih edilmiş ve protetik restorasyonlar simantasyon ile sabitlenmiştir (Anitua, Eguia, Staudigl ve Alkhraisat, 2024; Bedrossian ve ark., 2023). Her iki modelde de hazırlanan protetik modellemelerde kret tepesi ile protezin kesici arası mesafe 15,5 mm olacak şekilde modellenmiştir.

3.3. Yükleme Koşulları

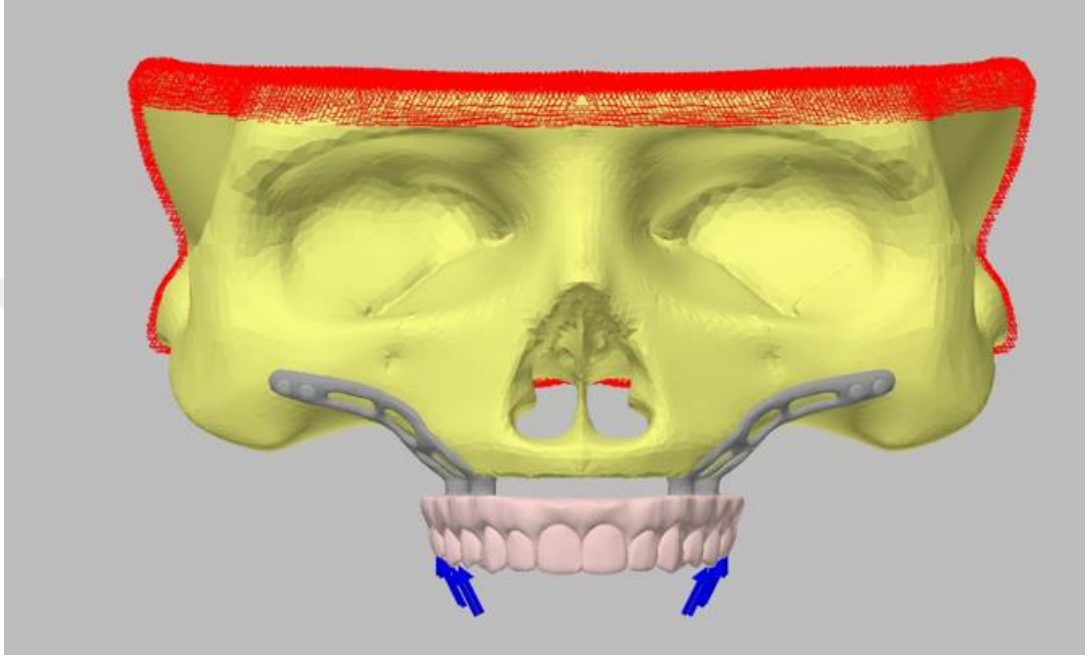
Analizin programına aktarılan kemik modelinin çevresinden tam sabitleme yapılmıştır.

Model sabitlendikten sonra protezin sağından ve solundan ikinci küçük azı dişinin bukkal ve palatinal tüberküllerin eğimli yüzeylerinde belirlenen iki nokta üzerinden toplam 200 N, 1. ve 2. büyük azı dişlerinin her birine bukkal ve palatinal tüberküllerinde belirlenen üç nokta üzerinden 400 N olmak üzere toplamda 1000 N dik olacak şekilde kuvvet aktarımı yapılmıştır.

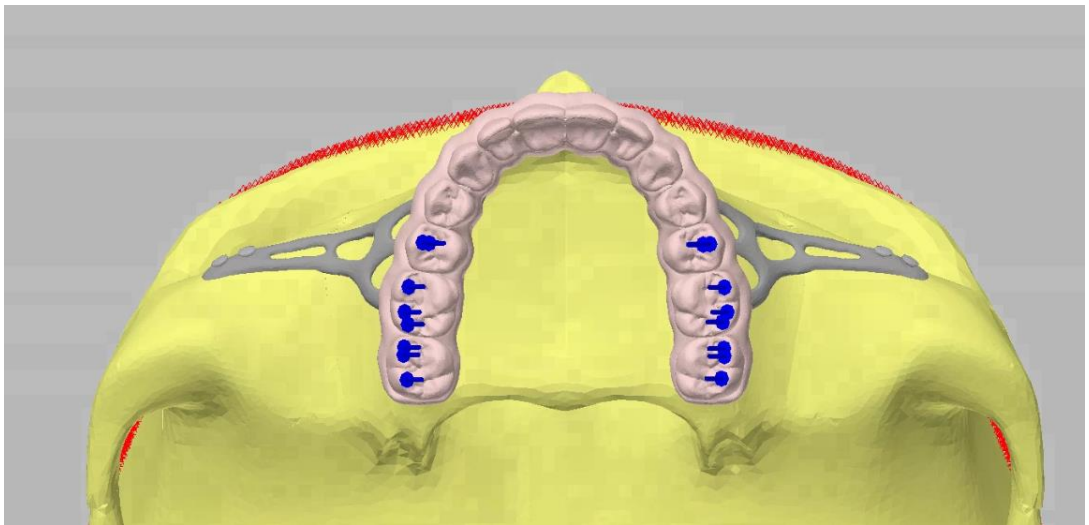
Oblik kuvvetler için ikinci küçük azı dişinin bukkal tüberkülünde belirlenen iki nokta üzerinden toplamda 100 N, 1. ve 2. büyük azı dişlerin her birine bukkal tüberküllerinde

belirlenen üç nokta üzerinden toplamda 200 N olacak şekilde tüm dişlere toplam 500 N kuvvet aktarımı yapılmıştır.

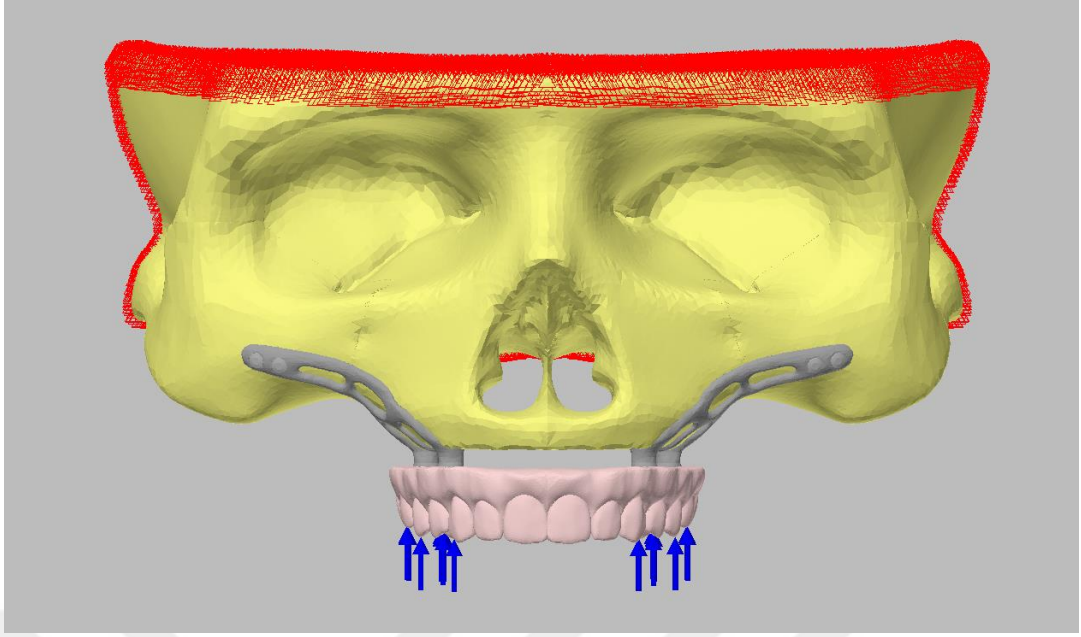
Sabitlenmesi ve kuvvetleri ayarlanmış modele malzeme bilgileri giydirilmiş, bunun için malzeme değerlerinde elastik modülü ve poisson oranları girilmiş ve bu şekilde modeller tam anlamıyla analize hazırlanmıştır.



Şekil 3.3.1. Okluzal kuvvetlerin uygulanma doğrultusu



Şekil 3.3.2. Okluzal kuvvetlerin uygulandığı noktalar



Şekil 3.3.3. Dikey kuvvetlerin uygulanması

3.4. Sonlu Elemanlar Analiz Programında Analiz Sonuçlarının Alınması

SEA ile elde edilmiş olan sonuçlar, varyansı olmayan hesaplamalar sonucunda elde edildiğinden istatistiksel analizler gerçekleştirilemez. Sonlu elemanlar analizinde önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümler üzerindeki stresler ve dağılımlarının hassas bir biçimde değerlendirilmesidir.

Yapılan bu stres analizlerinin sonucunda, oluşan 25 farklı stres değeri görülebilmektedir. Değerlendirme sırasında önemli olan ise elde edilen stres değerinden hangilerinin dikkate alınacağı ve hangi kriterlerle karşılaştırılacaklarının doğru bilinmesidir. Meydana gelen stresler; normal stresler (gerilme ve sıkışma stresleri- σ işareti ile sembolize edilmiştir) ve kesme stresleri (τ işareti ile sembolize edilmiştir) olmak üzere iki grupta değerlendirilir.

Bir üç boyutlu stres elemanına x, y, z düzlemleri üzerinde bir normal stres ve iki kesme stresi etki etmektedir. Kesme stresleri; $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ olarak gösterilir. Dolayısıyla bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti olarak tanımlanır.

Üç boyutlu elemanlarda en yüksek stres değeri tüm kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumlarda meydana gelmektedir. Bir üç boyutlu eleman bu konumda ise normal stresler Principle Stresler olarak adlandırılır. Principle Stres ise; maksimum

principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak 3 gruba ayrılır. Genellikle σ_1 değeri en büyük pozitif değeri, σ_3 değeri en küçük negatif değeri ve σ_2 değeri ara bir değeri göstermektedir. Bu değerler sıralandığında; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama meydana gelir.

σ_1 : Maksimum principle stress değerini simgelemektedir, pozitif bir değerdir. Bu değer en yüksek gerilme stresini göstermektedir.

σ_3 : Minimum principle stress değerini simgelemektedir, negatif bir değerdir. Bu değer en yüksek sıkışma stresini göstermektedir.

Elde edilen analiz sonuçları için, artı değerler gerilme streslerini gösterirken eksi değerler ise sıkışma streslerini göstermektedir. Değerlendirilen stres elemanı üzerinde stres tiplerinden hangisinin mutlak değeri büyükse, değerlendirilen stres elemanı o stresin etkisindedir ve esas olarak değerlendirilmesi gereken o stres tipidir.

Principal stres değerleri özellikle kırılğan materyaller için önemlidir. Maksimum principle stress değeri, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit ise ya da daha büyük değerde ise ve minimum principle stres mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük ise başarısızlık meydana gelir.

Metal gibi çekilebilir materyaller için ise Von Mises Stresi, materyalde meydana gelen deformasyon başlangıcı olarak değerlendirilir ve aşağıdaki gibi hesaplanır;

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

Bu şekilde arayüz bağlantılarındaki stresler hem nitelik hem de nicelik olarak değerlendirilebilmektedir. Arayüz bağlantılarında meydana gelen Von Mises Stres değerleri alüminyum oksit kor porseleninin, ara bağlantı porseleninin ve tabakalama porseleninin germe dayanımının üzerinde ise mekanik başarısızlık oluşmaktadır. Aynı zamanda Von Mises Stres değerleri; stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında genel bilgi edinmek için de değerlendirilebilmektedir.

Bulgular

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle yapılan çalışmalarda kırılkan özellikteki kemik gibi dokular değerlendirilirken Principal Stres değerlerinden faydalanılmaktadır. Maksimum Pricipal Stres pozitif bir değerdir ve tensile stress yani gerilme stresini göstermektedir. Minimum Principal Stres ise negatif bir değerdir ve compressive stress yani sıkışma stresini göstermektedir. Metal içeriğe sahip dövülebilir ve çekilebilir materyallerin değerlendirmelerinde ise Von Mises Stres değerleri dikkate alınmaktadır. Bu değer stresin dağılımı ile ilgili bilgi verirken stres türü ile ilgili bilgi vermemektedir.

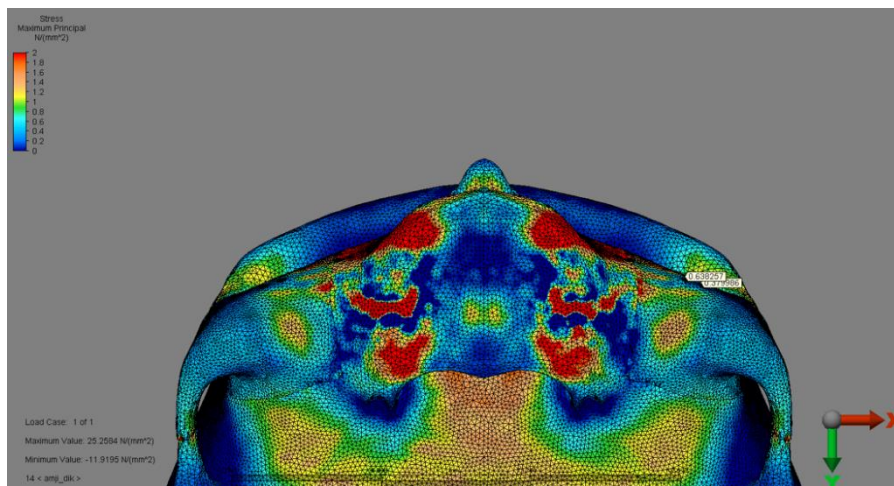
4.1.Maksiller Kortikal Kemik Asal Stres Değer Bulguları

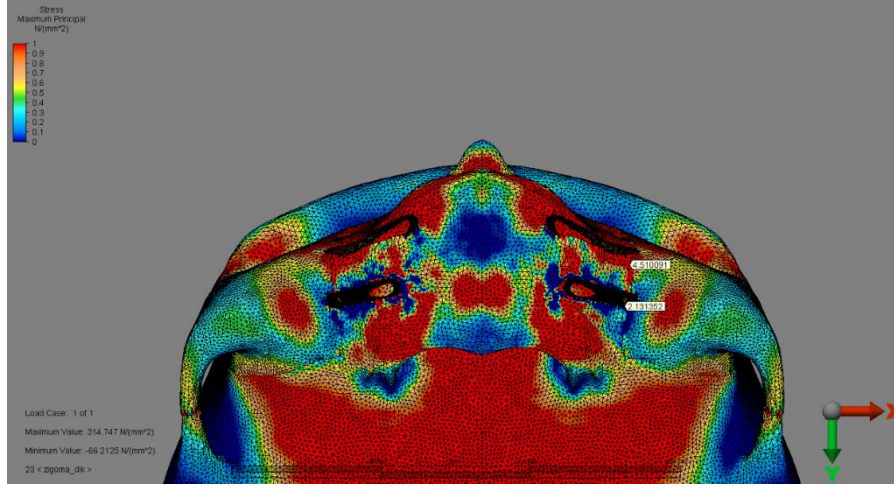
Hazırlanan modellerde 5, 6 ve 7 numaralı dişler bölgesinde kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte meydana gelen stres değerleri incelenmiştir. Çalışmamızda modellere uygulanmış toplam 1000 N vertikal ve 500 N oblik kuvvetler sonucundaki Maksimum Pricipal Stres (Pmax) ve Minimum Principal Stres (Pmin) değerleri tablo halinde gösterilmiştir.

4.1.1.Maksimum Principal Stres Bulguları

Vertikal Kuvvet

Hazırlanan modellerde 5, 6 ve 7 numaralı dişlere uygulanan vertikal kuvvetler ile kortikal kemik üzerinde oluşan Pmax değerleri ve dağılımları Şekil 4.1'de, toplam stres değerleri ise Tablo 4.1'de gösterilmektedir.





Şekil 4.1. A- Vertikal kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implant kullanılan maksillada Pmax değerleri, B- Vertikal kuvvet uygulanan zigoma implantların kullanıldığı maksillada Pmax değerleri

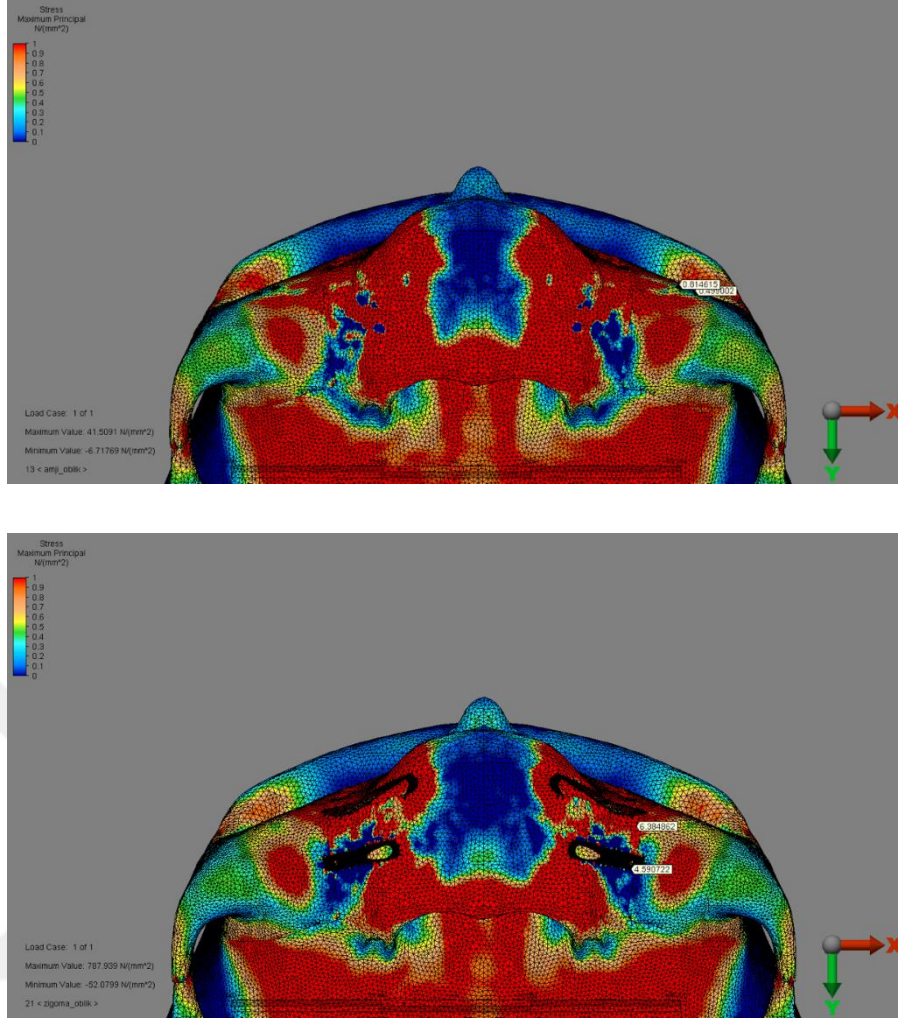
Tablo 4.1. Uygulanan vertikal kuvvetler ile kortikal kemikte 4 ve 6 numara diş bölgelerindeki Pmax, toplam stres değerleri ve standart sapmaları

	24 Numaralı Diş Bölgesi	26 Numaralı Diş Bölgesi	Toplam Stres	Standart Sapma
SPI Modeli	0,638257	0,379986	1.018243	0,182
Zİ Modeli	4,510091	2,131352	6.641443	1,682

Yapılan çalışmanın sonucuna göre; uygulanan vertikal kuvvetler ile zigoma implant ile rahebilite edilmiş atrofik tam dişsiz maksiller kortikal kemikte toplam stres, subperiosteal implant ile rehabilite edilmiş maksiller kemikle karşılaştırıldığında daha yüksek bulunmuştur. Standart sapma miktarı yine Zİ Modelinde daha yüksektir. 24 ve 26 nolu dişler bölgesinde biriken kuvvetler de Zİ Modelinde daha yüksektir.

Oblik Kuvvet

Hazırlanan modeller üzerinde 5,6 ve 7 numaralı dişlere uygulanan oblik kuvvetler sonucun kortikal kemik üzerinde oluşan Pmax değerleri ve dağılımları Şekil 4.2’de, toplam stres değerleri ise Tablo 4.2’de gösterilmektedir.



Şekil 4.2. A- Oblik kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implant kullanılan maksillada Pmax değerleri, B- Oblik kuvvet uygulanan zigoma implantların kullanıldığı maksillada Pmax değerleri

Tablo 4.2. Uygulanan oblik kuvvetler ile kortikal kemikte 4 ve 6 numara diş bölgelerindeki Pmax, toplam stres değerleri ve standart sapmaları

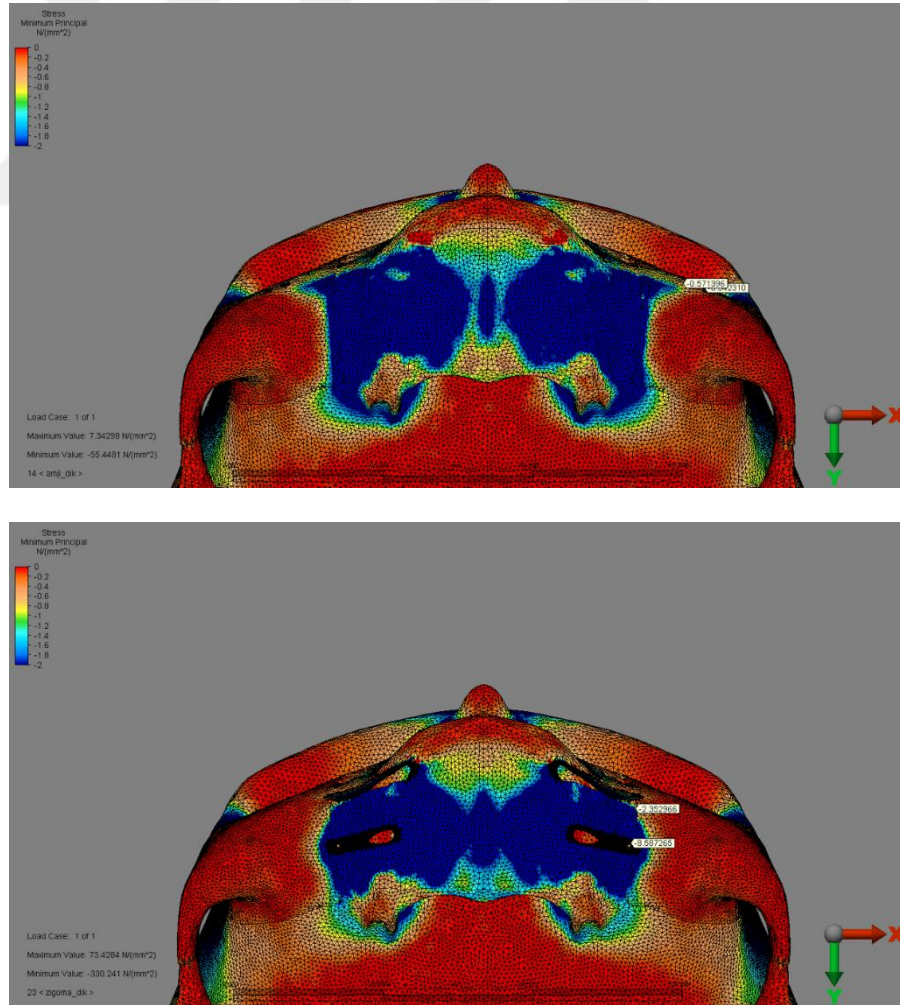
	24 Numaralı Diş Bölgesi	26 Numaralı Diş Bölgesi	Toplam Stres	Standart Sapma
SPİ Modeli	0,814615	0,499002	1.313617	0,223
Zİ Modeli	6,384862	4,590722	10.975584	1,268

Yapılan çalışmanın sonucuna göre; uygulanan oblik kuvvetler ile zigoma implant ile rehabilite edilmiş atrofik tam dişsiz maksiller kortikal kemikte toplam stres, subperiosteal implant ile rehabilite edilmiş maksiller kemik ile karşılaştırıldığında daha yüksek bulunmaktadır. Standart sapma miktarı yine Zİ Modelinde daha yüksek bulunmuştur. 24 ve 26 numaralı dişler bölgesinde biriken kuvvetler de Zİ Modelinde daha yüksektir.

4.1.2. Minimum Principal Stres Bulguları

Vertikal Kuvvet

Hazırlanan modeller üzerinde 5, 6 ve 7 numaralı dişlere uygulanan vertikal kuvvetlerin sonucunda kortikal kemik üzerinde ortaya çıkan Pmin değerleri ve dağılımları Şekil 4.3'de, toplam stres değerleri Tablo 4.3'de gösterilmektedir.



Şekil 4.3. A- Vertikal kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implant kullanılan maksillada Pmin değerleri, B- Vertikal kuvvet uygulanan zigoma implantların kullanıldığı maksillada Pmin değerleri

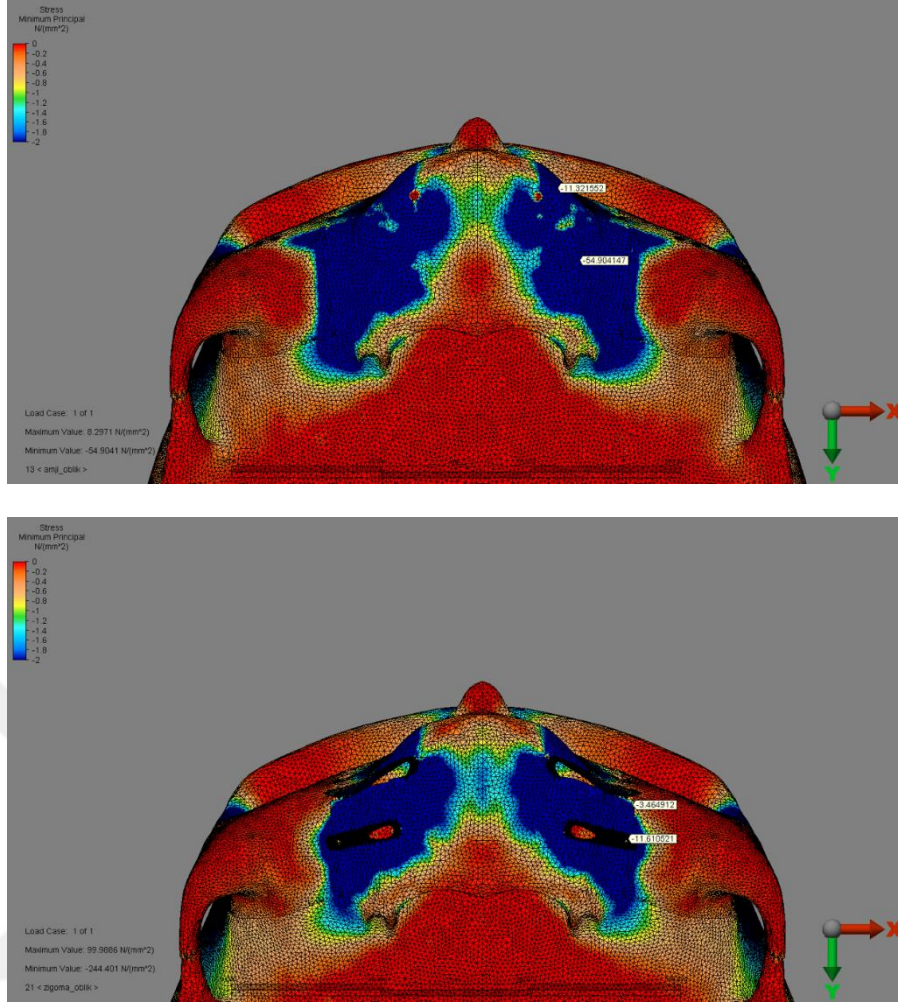
Tablo 4.3. Uygulanan vertikal kuvvetler ile kortikal kemikte 4 ve 6 numara diş bölgelerindeki Pmin, toplam stres değerleri ve standart sapmaları

	24 Numaralı Diş Bölgesi	26 Numaralı Diş Bölgesi	Toplam Stres	Standart Sapma
SPİ Modeli	-0,571396	-0,842310	1.413706	0,191
Zİ Modeli	-2,352966	-8,587265	10.940231	4,408

Yapılan çalışmanın sonucuna göre; protezin üzerine uygulanan vertikal kuvvetler ile zigoma implant ile rehabilite edilmiş atrofik tam dişsiz maksiller kortikal kemikte toplam stres değeri, subperiosteal implant ile rehabilite edilmiş maksiller kortikal kemik ile karşılaştırıldığında daha yüksek bulunmuştur. Standart sapma miktarı yine Zİ Modelinde daha yüksek bulunmuştur. 24 ve 26 numaralı dişler bölgesinde biriken kuvvetler de Zİ Modelinde daha yüksektir.

Oblik Kuvvet

Hazırlanan modeller üzerinde 5, 6 ve 7 numaralı dişlere oblik kuvvetler uygulanması sonucu kortikal kemik üzerinde ortaya çıkan Pmin stresleri ve dağılımları Şekil 4.4’de, toplam stres değerleri Tablo 4.4’de gösterilmiştir.



Şekil 4.4. A- Oblik kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implant kullanılan maksillada Pmin değerleri, B- Oblik kuvvet uygulanan zigoma implantların kullanıldığı maksillada Pmin değerleri

Tablo 4.4. Uygulanan oblik kuvvetler ile kortikal kemikte 4 ve 6 numara diş bölgelerindeki Pmin, toplam stres değerleri ve standart sapmaları

	24 Numaralı Diş Bölgesi	26 Numaralı Diş Bölgesi	Toplam Stres	Standart Sapma
SPI Modeli	-11,321552	-54,904147	66.225699	30,817
Zİ Modeli	-3,464912	-11,610521	15.075433	5,759

Yapılan çalışmanın sonucuna göre; protezin üzerine uygulanan oblik kuvvetler ile subperiosteal implant ile rehabilite edilmiş atrofik tam dişsiz maksiller kortikal kemikte toplam stres değeri, zigoma implant ile rehabilite edilmiş maksiller kortikal kemik ile karşılaştırıldığında daha yüksek bulunmuştur. Standart sapma miktarı da SPİ Modelinde daha yüksek bulunmuştur. 24 ve 26 numaralı dişler bölgesinde biriken kuvvetler de aynı şekilde SPİ Modelinde daha yüksektir.

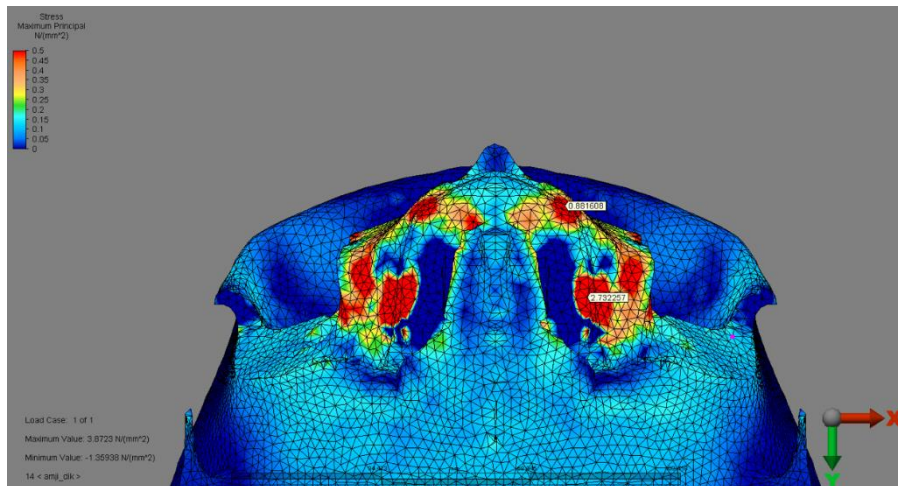
4.2. Maksiller Trabeküler Kemik Bulguları

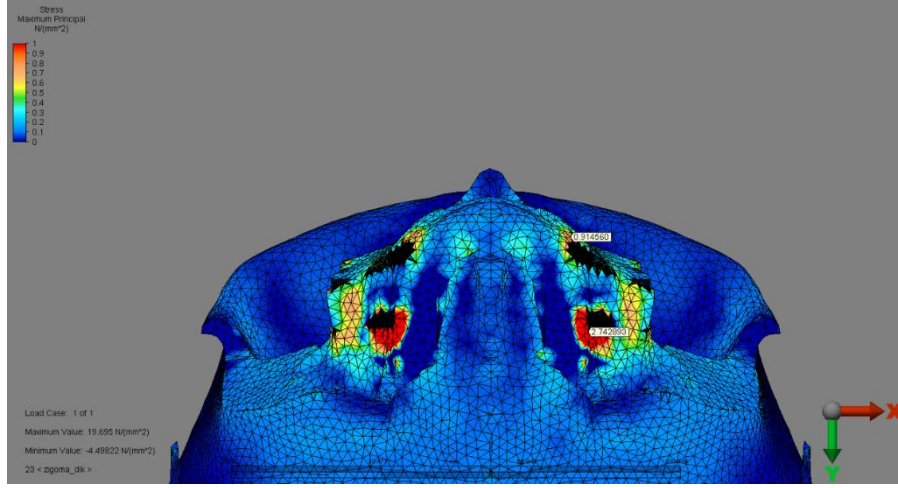
Hazırlanan modellerde 5, 6 ve 7 numaralı dişler bölgesinde uygulanan kuvvetler sonucunda trabeküler kemikte meydana gelen stres değerleri incelenmiştir. Çalışmamızda modellere uygulanan toplam 1000 N vertikal ve 500 N oblik kuvvetler sonucundaki Maksimum Principal Stres (Pmax) ve Minimum Principal Stres (Pmin) değerleri tablo halinde gösterilmiştir.

4.2.1. Maksimum Principal Stres Bulguları

Vertikal Kuvvet

Hazırlanan modeller üzerinde 5, 6 ve 7 numaralı dişlere uygulanan vertikal kuvvetler sonucunda trabeküler kemik üzerinde ortaya çıkan gelen Pmax değerleri ve dağılımları Şekil 4.5’de, toplam stres değerleri ise Tablo 4.5’de gösterilmektedir.





Şekil 4.5. A- Vertikal kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implant kullanılan maksiller trabeküler kemikte Pmax değerleri, B- vertikal kuvvet uygulanan zigoma implantların kullanıldığı maksiller trabeküler kemikte Pmax değerleri

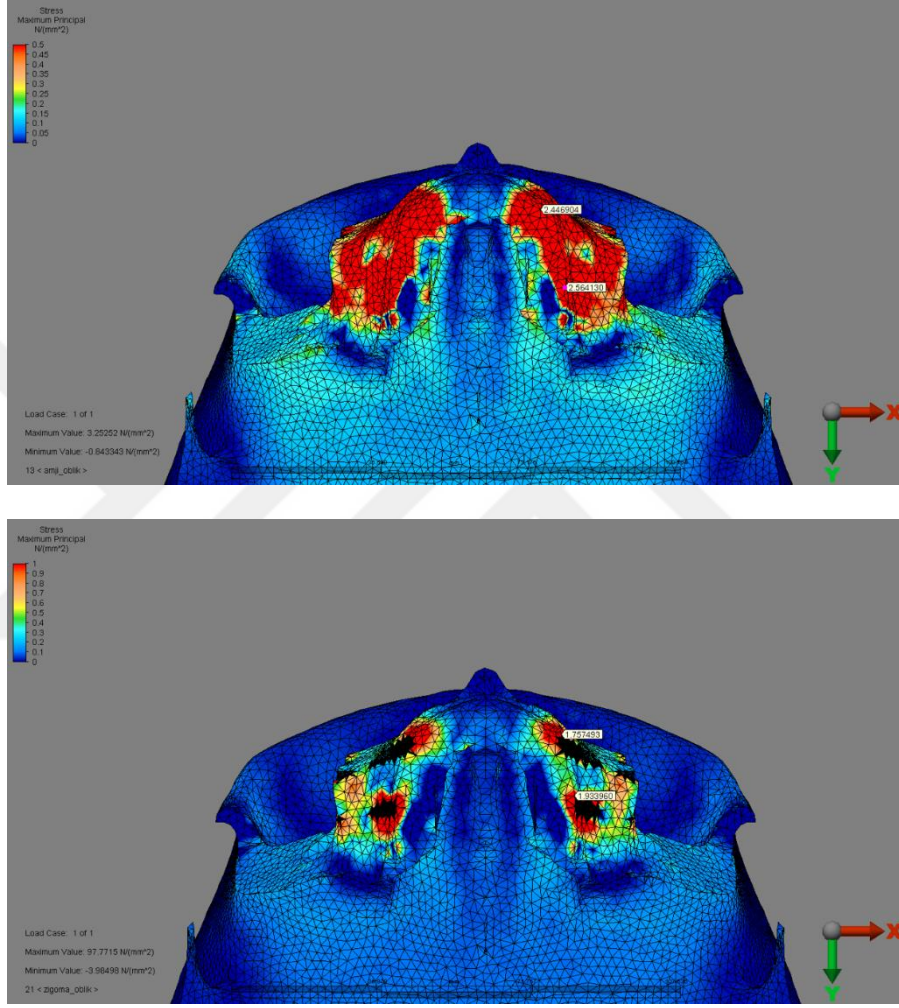
Tablo 4.5. Uygulanan vertikal kuvvetler ile trabeküler kemikte 4 ve 6 numara diş bölgelerindeki Pmax, toplam stres değerleri ve standart sapmaları

	24 Numaralı Diş Bölgesi	26 Numaralı Diş Bölgesi	Toplam Stres	Standart Sapma
SPİ Modeli	0,881608	2,732257	3.613865	1,308
Zİ Modeli	0,914560	2,742893	3.657453	1,292

Yapılan çalışmanın sonucuna göre; protezin üzerine uygulanan vertikal kuvvetler ile zigoma implant ile rehabilite edilmiş atrofik tam dişsiz maksiller trabeküler kemikte toplam stres değeri, subperiosteal implant ile rehabilite edilmiş maksiller trabeküler kemik ile karşılaştırıldığında daha yüksek bulunmuştur. Standart sapma miktarı ise SPİ Modelinde Zİ Modeline göre daha yüksektir. 24 ve 26 numaralı dişler bölgesinde biriken kuvvetler ise Zİ Modelinde SPİ Modeline göre daha yüksek bulunmuştur.

Oblik Kuvvet

Hazırlanan modeller üzerinde 5, 6 ve 7 numaralı dişlere uygulanan oblik kuvvetler sonucunda trabeküler kemik üzerinde oluşan Pmax değerleri ve dağılımları Şekil 4.6'de, toplam stres değerleri Tablo 4.6'de gösterilmiştir.



Şekil 4.6. A- Oblik kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implant kullanılan maksiller trabeküler kemikte Pmax değerleri, B- Oblik kuvvet uygulanan zigoma implantların kullanıldığı maksiller trabeküler kemikte Pmax değerleri

Tablo 4.6. Uygulanan oblik kuvvetler ile trabeküler kemikte 4 ve 6 numara diş bölgelerindeki Pmax, toplam stres değerleri ve standart sapmaları

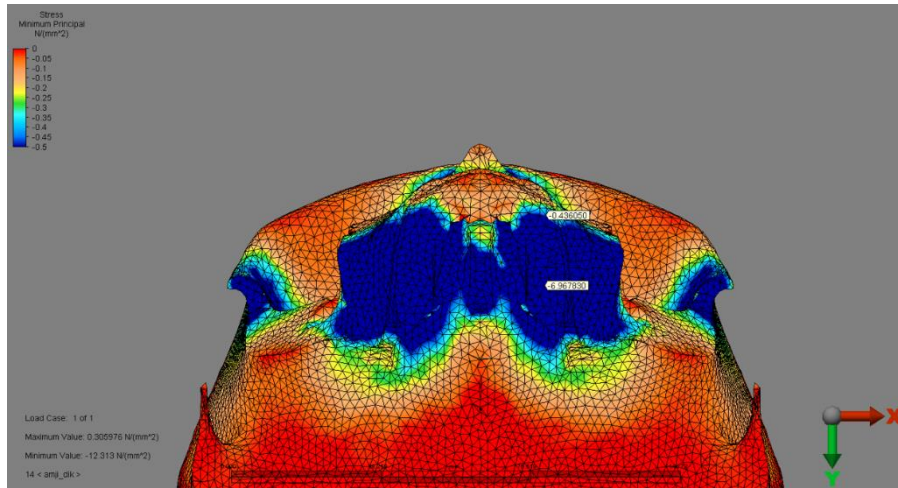
	24 Numaralı Diş Bölgesi	26 Numaralı Diş Bölgesi	Toplam Stres	Standart Sapma
SPI Modeli	2,446904	2,564130	5.011034	0,082
Zİ Modeli	1,757493	1,933960	3.691453	0,124

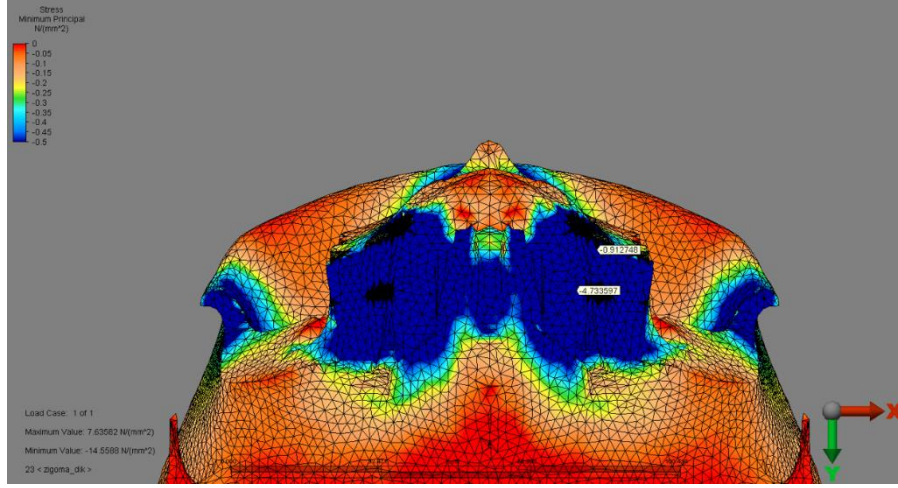
Yapılan çalışmanın sonucuna göre; protezin üzerine uygulanan oblik kuvvetler ile subperiosteal implant ile rehabilite edilmiş atrofik tam dişsiz maksiller trabeküler kemikte toplam stres değeri, zigoma implant ile rehabilite edilmiş maksiller trabeküler kemik ile karşılaştırıldığında daha yüksek bulunmuştur. Standart sapma miktarı ise Zİ Modelinde SPI Modeline göre daha yüksek olarak görülmektedir. 24 ve 26 numaralı dişler bölgesinde biriken kuvvetler ise SPI Modelinde daha yüksektir.

4.2.2. Minimum Principal Stres Bulguları

Vertikal Kuvvet

Hazırlanan modellerde 5, 6 ve 7 numaralı dişlere uygulanan vertikal kuvvetler sonucunda trabeküler kemikte meydana gelen Pmin değerleri ve dağılımları Şekil 4.7’de, toplam stres değerleri ise Tablo 4.7’de gösterilmektedir.





Şekil 4.7. A- Vertikal kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implant kullanılan maksiller trabeküler kemikte Pmin değerleri, B- Vertikal kuvvet uygulanan zigoma implantların kullanıldığı maksiller trabeküler kemikte Pmin değerleri

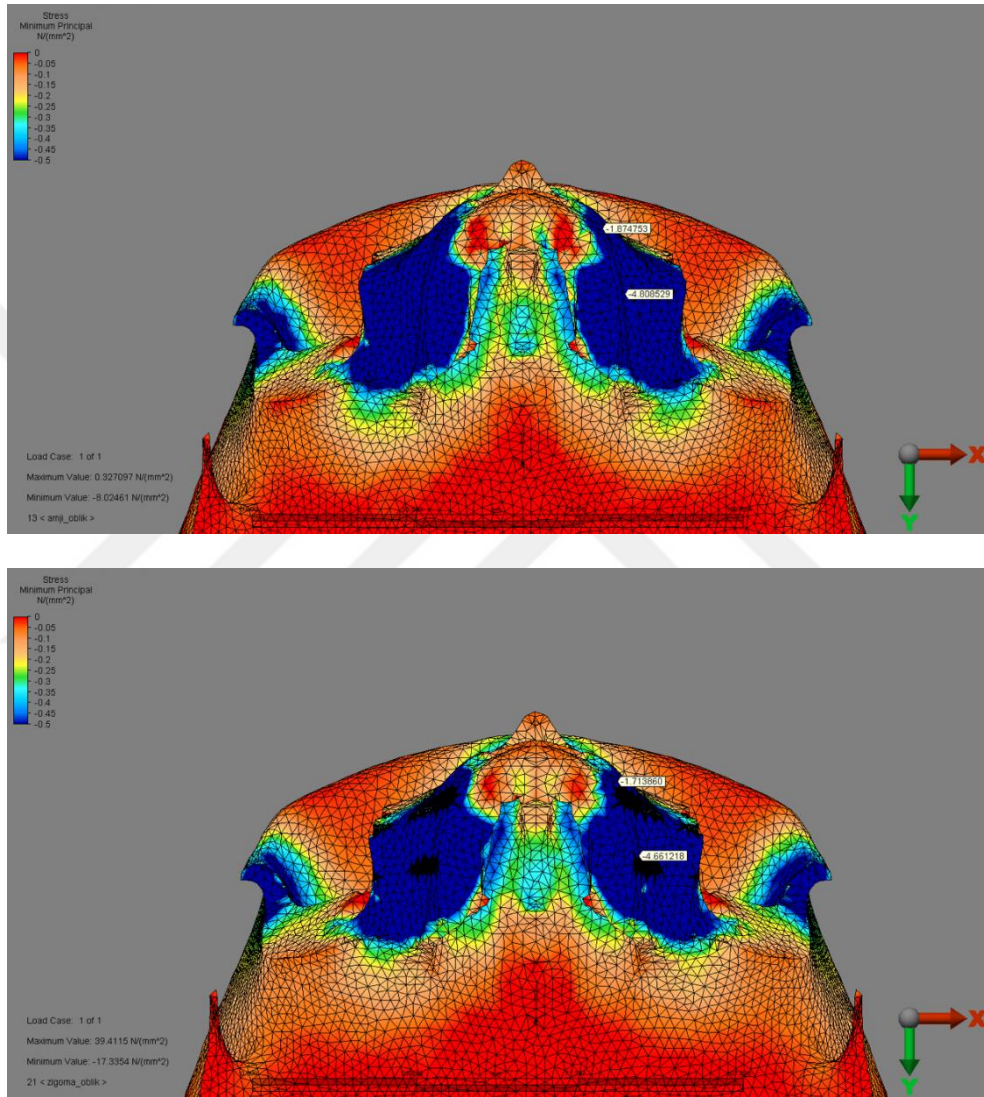
Tablo 4.7. Uygulanan vertikal kuvvetler ile trabeküler kemikte 4 ve 6 numara diş bölgelerindeki Pmin, toplam stres değerleri ve standart sapmaları

	24 Numaralı Diş Bölgesi	26 Numaralı Diş Bölgesi	Toplam Stres	Standart Sapma
SPİ Modeli	-0,436050	-6,967830	7.40388	4,618
Zİ Modeli	-0,912748	-4,733597	5.646345	2,701

Yapılan çalışmanın sonucuna göre; protezin üzerine uygulanan vertikal kuvvetler ile subperiosteal implant ile rehabilite edilmiş atrofik tam dişsiz maksiller trabeküler kemikte toplam stres değeri, zigoma implant ile rehabilite edilmiş maksiller trabeküler kemik ile karşılaştırıldığında daha yüksek bulunmaktadır. Standart sapma miktarı da SPİ Modelinde Zİ Modeline göre daha yüksek olarak görülmüştür. 24 ve 26 numaralı dişler bölgesinde biriken kuvvetler de aynı şekilde SPİ Modelinde Zİ Modeline göre daha yüksektir.

Oblik Kuvvet

Hazırlanan modeller üzerinde 5, 6 ve 7 numaralı dişlere uygulanan oblik kuvvetler sonucunda trabeküler kemikte meydana gelen Pmin değerleri ve dağılımları Şekil 4.8’de, toplam stres değerleri ise Tablo 4.8’de gösterilmektedir.



Şekil 4.8. A- Oblik kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implant kullanılan maksiller trabeküler kemikte Pmin değerleri, B- Oblik kuvvet uygulanan zigoma implantların kullanıldığı maksiller trabeküler kemikte Pmin değerleri

Tablo 4.8. Uygulanan oblik kuvvetler ile trabeküler kemikte 4 ve 6 numara diş bölgelerindeki Pmin, toplam stres değerleri ve standart sapmaları

	24 Numaralı Diş Bölgesi	26 Numaralı Diş Bölgesi	Toplam Stres	Standart Sapma
SPİ Modeli	-1,874753	-4,808529	6.683282	2,074
Zİ Modeli	-1,713860	-4,661218	6.375078	2,084

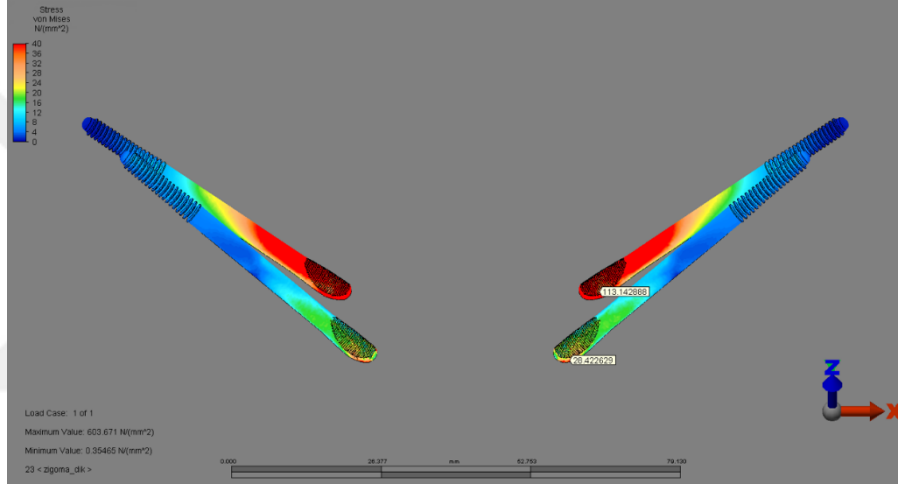
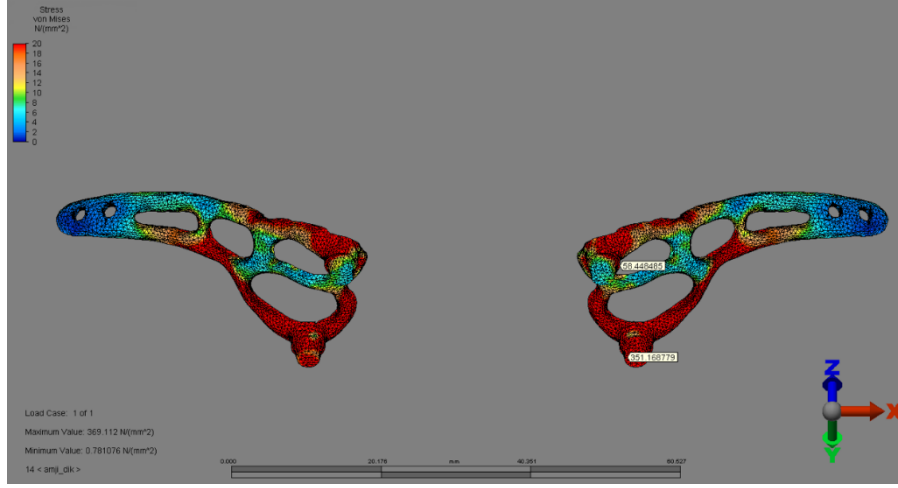
Yapılan çalışmanın sonucuna göre; protezin üzerine uygulanan oblik kuvvetler ile zigoma implant ile rehabilite edilmiş atrofik tam dişsiz maksiller trabeküler kemikte toplam stres değeri, zigoma implant ile rehabilite edilmiş maksiller trabeküler kemik ile karşılaştırıldığında daha yüksek olarak bulunmuştur. Standart sapma miktarı da Zİ Modelinde SPİ Modeline göre daha yüksek bulunmuştur. 24 numaralı ve 26 numaralı dişler bölgesinde biriken kuvvetler ise SPİ Modelinde Zİ Modeline göre daha yüksektir.

4.3. İmplant Von Mises Stres Bulguları

Modellerde 5, 6 ve 7 numaralı dişler lokalizasyonundan uygulanan kuvvetler sonucunda implantlarda meydana gelen ortalama stres değerleri değerlendirilmiştir. Çalışmamızda modellere uygulanan toplam 1000 N vertikal ve 500 N oblik kuvvetler altındaki Von Mises stres değerleri tablolar halinde gösterilmiştir.

Vertikal Kuvvet

Hazırlanan modeller üzerinde 5, 6 ve 7 numaralı dişlere uygulanan vertikal kuvvetler sonucu implantlar üzerinde ortaya çıkan Von Mises stres değerleri ve dağılımı Şekil 4.9'da, implantlar üzerindeki toplam stres değeri ve standart sapmaları Tablo 4.9'da gösterilmiştir.



Şekil 4.9. A- Vertikal kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implantlarda Von Mises stres değerleri, B- Vertikal kuvvet uygulanan zigoma implantlarda Von Mises stres değerleri

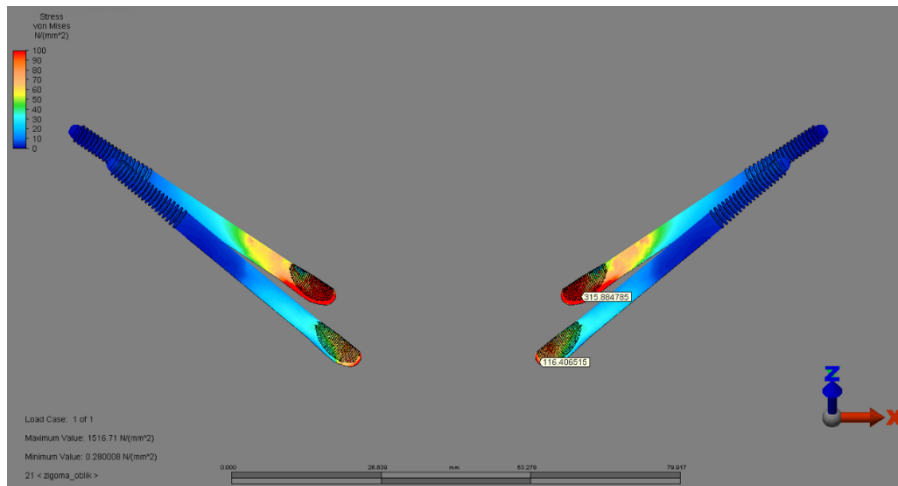
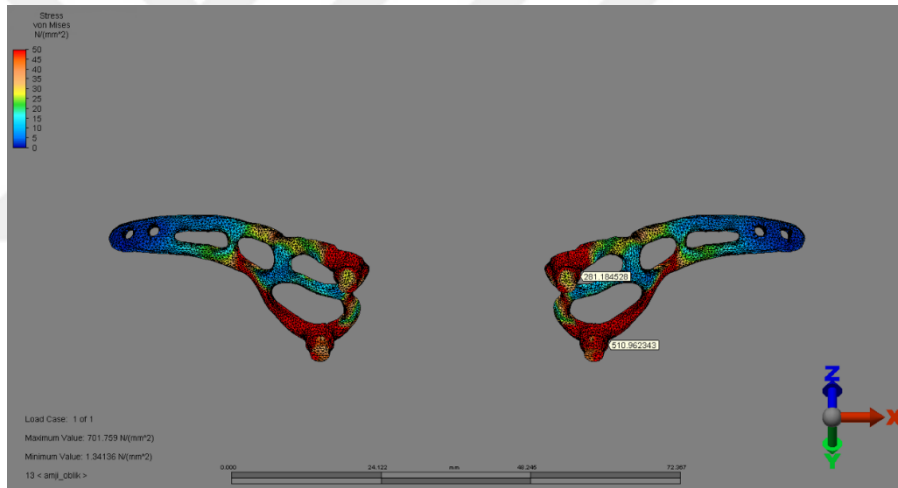
Tablo 4.9. Uygulanan vertikal kuvvetler ile Subperiosteal İmplant ve Zigoma İmplant etrafında meydana gelen Von Mises ve toplam stres değerleri ile standart sapmaları

	24 Numaralı Diş Bölgesi	26 Numaralı Diş Bölgesi	Toplam Stres	Standart Sapma
SPI Modeli	58,448485	351,168779	409.617264	206,984
Zİ Modeli	28,422629	113,142888	141.565517	59,906

Yapılan çalışmanın sonucuna göre; protezin üzerine uygulanan vertikal kuvvetler sonucunda subperiosteal implantın üzerinde biriken toplam stres değeri, zigoma implant üzerinde biriken değere göre daha yüksektir. Standart sapma miktarı da SPI Modelinde Zİ Modeli ile karşılaştırıldığında daha yüksek olarak bulunmuştur. 24 numaralı ve 26 numaralı dişler bölgesinde biriken stres değerleri de SPI Modelinde Zİ Modeline göre daha yüksek bulunmuştur.

Oblik Kuvvet

Hazırlanan modeller üzerinde 5, 6 ve 7 numaralı dişlere uygulanan oblik kuvvetler sonucu implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri ve dağılımı Şekil 4.10'da, implantlar üzerindeki toplam stres değeri ve standart sapmaları Tablo 4.10'da gösterilmiştir.



Şekil 4.10. A- Oblik kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implantlarda Von Mises stres değerleri, B- Oblik kuvvet uygulanan zigoma implantlardaki Von Mises stres değerleri

Tablo 4.10. Uygulanan oblik kuvvetler ile subperiosteal implant ve zigoma implant etrafında meydana gelen Von Mises ve toplam stres değerleri ile standart sapmaları

	24 Numaralı Diş Bölgesi	26 Numaralı Diş Bölgesi	Toplam Stres	Standart Sapma
SPİ Modeli	281,184528	510,962343	792.146871	162,477
Zİ Modeli	116,406515	315,884785	432.2913	141,052

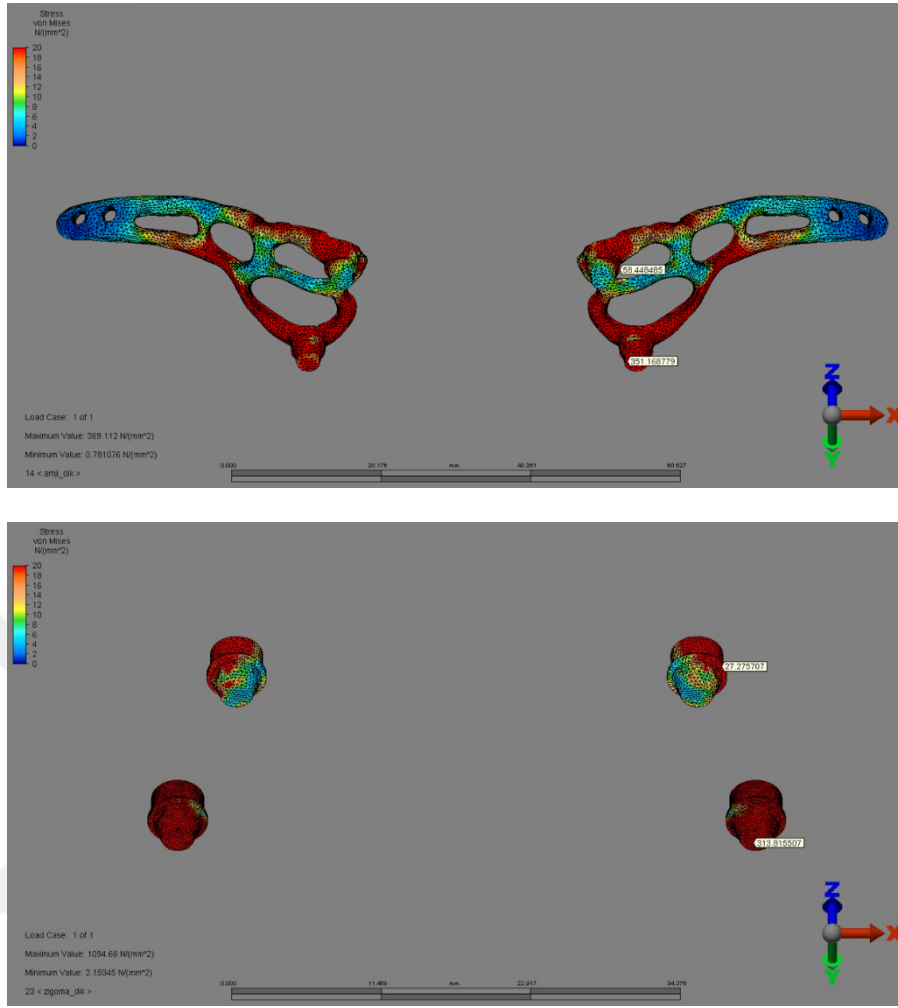
Yapılan çalışmanın sonucuna göre; protezin üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucunda subperiosteal implantın üzerinde biriken toplam stres değeri, zigoma implant üzerinde biriken değere göre daha yüksektir. Standart sapma miktarı da SPİ Modelinde Zİ Modeli ile karşılaştırıldığında daha yüksek olarak bulunmuştur. 24 numaralı ve 26 numaralı dişler bölgesinde biriken stres değerleri de SPİ Modelinde Zİ Modeline göre daha yüksek bulunmuştur.

4.4. Abutment Von Mises Stres Bulguları

Modellerde 5, 6 ve 7 numaralı dişler lokalizasyonundan uygulanan kuvvetler sonucunda abutmentler üzerinde meydana gelen ortalama stres değerleri değerlendirilmiştir. Çalışmamızda modellere uygulanan toplam 1000 N vertikal ve 500 N oblik kuvvetler altındaki Von Mises stres değerleri tablolar halinde gösterilmiştir.

Vertikal Kuvvet

Hazırlanan modeller üzerinde 5, 6 ve 7 numaralı dişlere uygulanan vertikal kuvvetler sonucunda abutmentlerin üzerinde ortaya çıkan Von Mises stres değerleri ve dağılımı Şekil 4.11’de, abutmentler üzerindeki toplam stres değeri ve standart sapmaları Tablo 4.11’de gösterilmiştir.



Şekil 4.11. A- Vertikal kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implantlarda abutmentlarda Von Mises stres değerleri, B- Vertikal kuvvet uygulanan zigoma implantlarda abutmentlarda Von Mises stres değerleri

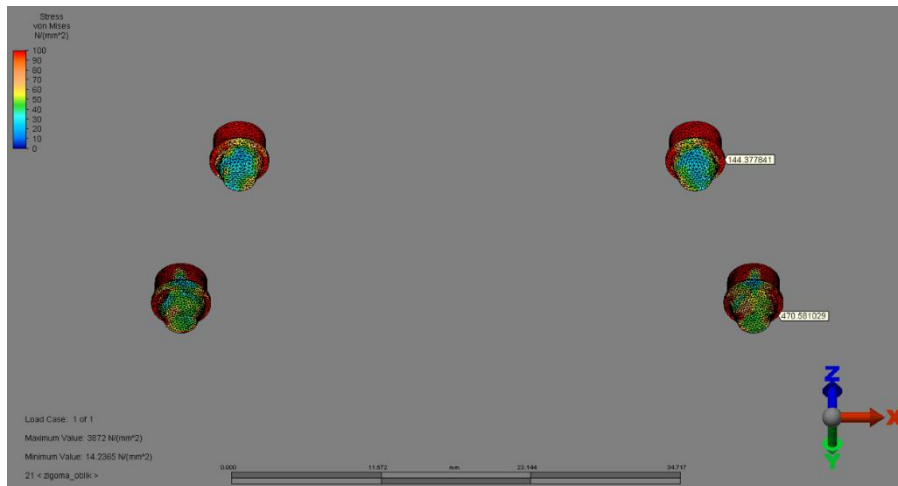
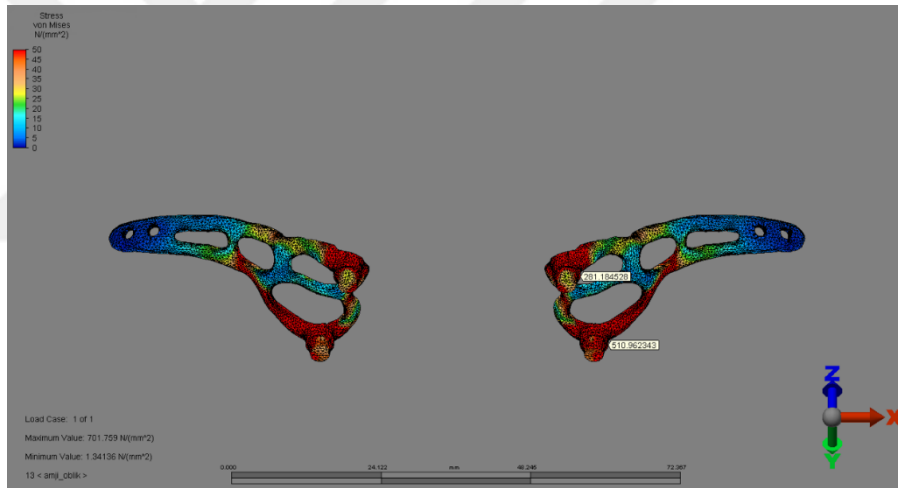
Tablo 4.11. Uygulanan vertikal kuvvetler ile abutmentlar üzerinde ortaya çıkan Von Mises ve toplam stres değerleri ile standart sapmaları

	24 Numaralı Diş Bölgesi	26 Numaralı Diş Bölgesi	Toplam Stres	Standart Sapma
SPI Modeli	58,448485	351,168779	409.617264	206,984
Zİ Modeli	27,275707	313,815507	341.091214	202,614

Yapılan çalışmanın sonucuna göre; protezin üzerine uygulanan vertikal kuvvetler sonucunda abutmentların üzerinde biriken toplam stres değeri subperiosteal implant modelinde zigoma implant değerinden daha yüksek görülmektedir. Standart sapma değeri de aynı şekilde SPİ Modelinde Zİ implant modeli ile karşılaştırıldığında daha yüksek olarak bulunmuştur. 24 numaralı ve 26 numaralı diş bölgesinde biriken stres değerleri de SPİ Modelinde Zİ Modelinden daha yüksektir.

Oblik Kuvvet

Hazırlanan modeller üzerinde 5, 6 ve 7 numaralı dişlere uygulanan oblik kuvvetler sonucunda abutmentların üzerinde ortaya çıkan Von Mises stres değerleri ve dağılımı Şekil 4.12'de, abutmentler üzerindeki toplam stres değeri ve standart sapma miktarı Tablo 4.12'de gösterilmiştir.



Şekil 4.12. A- Oblik kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implantlarda abutmentlarda Von Mises stres değerleri, B- Oblik kuvvet uygulanan zigoma implantlarda abutmentlarda Von Mises stres değerleri

Tablo 4.12. Uygulanan oblik kuvvetler ile abutmentlar üzerinde oluşan Von Mises ve toplam stres değerleri ile standart sapmaları

	24 Numaralı Diş Bölgesi	26 Numaralı Diş Bölgesi	Toplam Stres	Standart Sapma
SPİ Modeli	281,184528	510,962343	792.146871	162,477
Zİ Modeli	144,377841	470,581029	614.95887	230,660

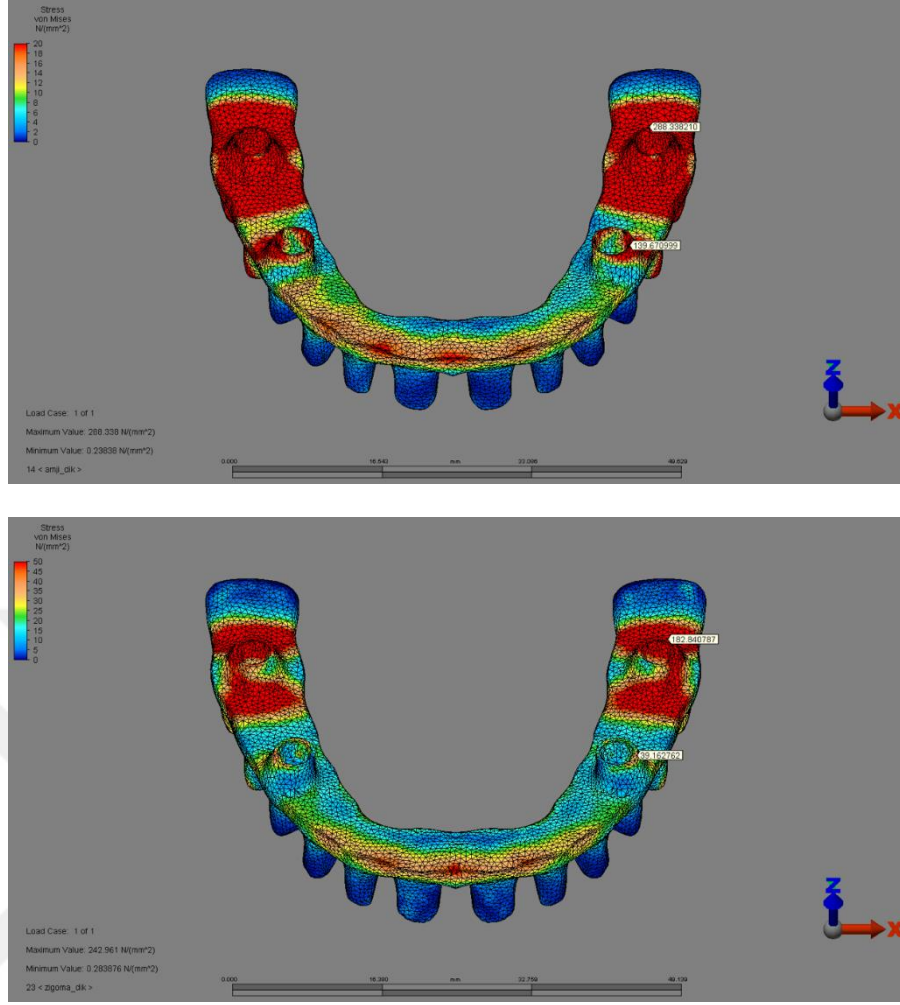
Yapılan çalışmanın sonucuna göre; protezin üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucunda abutmentların üzerinde biriken toplam stres değeri subperiosteal implant modelinde zigoma implant değerinden daha yüksek olarak görülmektedir. Standart sapma değeri ise Zİ Modelinde, SPİ Modeline göre daha yüksek değerde bulunmuştur. 24 ve 26 numaralı diş bölgesinde biriken stres değerleri ise SPİ Modelinde Zİ Modelinden daha yüksektir.

4.5. Metal Alt Yapı Von Mises Stres Bulguları

Modellerde 5, 6 ve 7 numaralı dişler lokalizasyonundan uygulanan kuvvetler sonucunda titanyum metal altyapılar üzerinde meydana gelen ortalama stres değerleri değerlendirilmiştir. Çalışmamızda modellere uygulanan toplam 1000 N vertikal ve 500 N oblik kuvvetler altındaki Von Mises stres değerleri tablolar halinde gösterilmiştir.

Vertikal Kuvvet

Hazırlanan modeller üzerinde 5, 6 ve 7 numaralı dişlere uygulanan vertikal kuvvetler sonucunda metal alt yapı etrafında ortaya çıkan Von Mises stres değerleri ve dağılımı Şekil 4.13’da, abutmentler üzerindeki toplam stres değeri ve standart sapma miktarı Tablo 4.13’de gösterilmiştir.



Şekil 4.13. A- Vertikal kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implantlarda metal altyapı üzerindeki Von Mises stres değerleri, B- Vertikal kuvvet uygulanan zigoma implantlarda metal altyapı üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

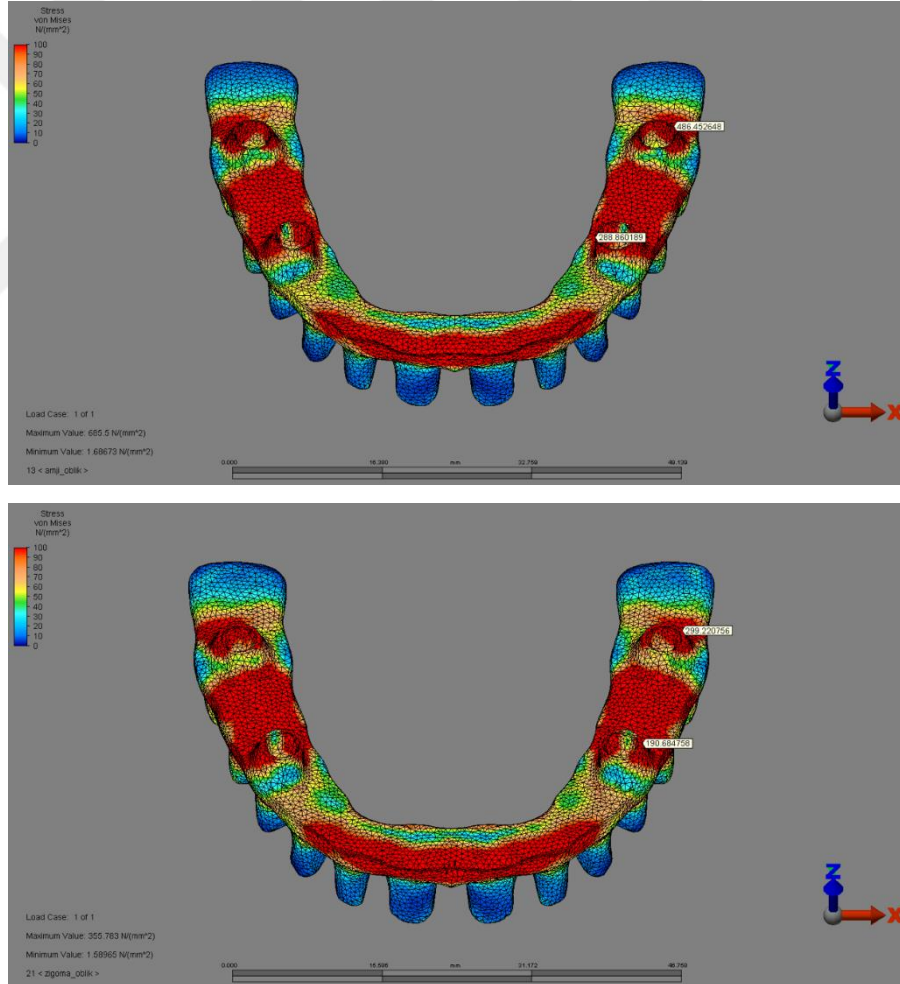
Tablo 4.13. Uygulanan vertikal kuvvetler ile metal alt yapılar üzerinde 4 ve 6 numaralı dişler bölgesinde ortaya çıkan Von Mises ve toplam stres değerleri ile standart sapmaları

	24 Numaralı Diş Bölgesi	26 Numaralı Diş Bölgesi	Toplam Stres	Standart Sapma
SPI Modeli	139,670999	288,338210	428.009209	105,123
Zİ Modeli	39,162762	182,840787	222.003549	101,595

Yapılan çalışmanın sonucuna göre; protezin üzerine uygulanan vertikal kuvvetler sonucunda titanyum metal altyapılar üzerinde biriken toplam stres değerleri subperiosteal implant modelinde zigoma implant değerine göre daha yüksek olarak bulunmuştur. Standart sapma değeri de SPİ Modelinde, Zİ Modeline göre daha yüksek değerdedir. 24 ve 26 numaralı diş bölgesinde biriken stres değerleri de SPİ Modelinde Zİ Modelinden daha yüksektir.

Oblik Kuvvet

Hazırlanan modeller üzerinde 5, 6 ve 7 numaralı dişlere uygulanan oblik kuvvetler sonucunda metal alt yapı etrafında ortaya çıkan Von Mises stres değerleri ve dağılımı Şekil 4.14'te, abutmentler üzerindeki toplam stres değeri ve standart sapma miktarı Tablo 4.14'te gösterilmiştir.



Şekil 4.14. A- Oblik kuvvet uygulanan titanyum subperiosteal implantlarda metal altyapı üzerindeki Von Mises stres değerleri, B- Oblik kuvvet uygulanan zigoma implantlarda metal altyapı üzerinde ortaya çıkan Von Mises stres değerleri

Tablo 4.14. Uygulanan oblik kuvvetler ile metal alt yapılar üzerinde 4 ve 6 numaralı dişler bölgesinde meydana gelen Von Mises ve toplam stres değerleri ile standart sapmaları

	24 Numaralı Diş Bölgesi	26 Numaralı Diş Bölgesi	Toplam Stres	Standart Sapma
SPİ Modeli	288,860189	486,452648	775.312837	139,718
Zİ Modeli	190,684758	299,220756	489.905514	76,746

Yapılan çalışmanın sonucuna göre; protezin üzerine uygulanan oblik kuvvetler sonucunda titanyum metal altyapılar üzerinde biriken toplam stres değerleri subperiosteal implant modelinde zigoma implant değerine göre daha yüksek olarak bulunmuştur. Standart sapma değeri de SPİ Modelinde, Zİ Modeline göre daha yüksek değerdedir. 24 ve 26 numaralı diş bölgesinde biriken stres değerleri de SPİ Modelinde Zİ Modelinden daha yüksektir.

Yapılan çalışmada 5, 6 ve 7 numaralı dişler bölgesinden uygulanan vertikal ve oblik kuvvetler ile kortikal kemik ve trabeküler kemikte meydana gelen toplam gerilme ve sıkışma stresleri ile implant, abutment ve titanyum metal alt yapıda meydana gelen Von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında en yüksek ve en düşük çıkan değerlere sahip modeller Tablo 4.15’de belirtilmiştir.

Tablo 4.15. Kortikal ve trabeküler kemik, implant, abutment ve metal alt yapıda görülen en yüksek ve düşük stresler. (1) Subperiosteal implant modeli, (2) Zigoma İmplant modeli

	Kortikal Kemik				Trabeküler Kemik				İmplant		Abutment		Alt Yapı	
	Vertikal		Oblik		Vertikal		Oblik		Vert	Oblik	Vert	Oblik	Vert	Oblik
	Pmax	Pmin	Pmax	Pmin	Pmax	Pmin	Pmax	Pmin						
Maks. Stres	2	2	2	1	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Min. Stres	1	1	1	2	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2

Tartışma

Uzayan yaşam süreleri ve sosyoekonomik seviyenin artması ile doğru orantılı olarak hastaların estetik ve fonksiyonel beklentileri artmaktadır. Hastalarda total diş kaybı ve ileri yaş ile beraber; ileri atrofik maksiller kemik ya da maksiller sinüsün sarkması sebebiyle konvansiyonel implant uygulamaları daha zor hale gelmektedir. Bu gibi durumlarda ancak ogmentasyon teknikleri ile maksiller kemiğin rehabilitasyonu sağlandıktan sonra konvansiyonel implant tedavisi ile hastanın estetik ve fonksiyonunun kazandırılması mümkün olabilir. İmplant tedavisi öncesinde yapılan bu ileri cerrahi işlemler; tedavi maliyetlerini arttırmakta, tedavi sürelerini uzatmakta ve komplikasyon oranlarında artışa yol açmaktadır.

Bu sebeplerle son yıllarda ileri atrofik maksillaya sahip total dişsiz hastaların tedavisinde bu dezavantajları ekarte edebilecek alternatif tedavi yöntemleri ön plana çıkmıştır. Zigoma implantların ve subperiosteal implantların kullanımı ileri atrofik maksillaya sahip total dişsiz hastalarda alternatif tedavi yöntemleridir (Davo, Pons, Rojas ve Carpio, 2010; Küçükkurt, 2019). Uygulanan alternatif tedavi yöntemlerinin uzun dönem başarısı hakkında yorum yapabilmek için, materyallerin mekanik özelliklerinin ve oluşan kuvvetlere karşı implantlar üzerinde ve çevre kemik dokuda oluşan stres değerlerinin ölçülmesi önem taşımaktadır. Sonlu elemanlar analiz yöntemlerinin kullanılması ile uygulanan kuvvetlerin implantlar ve kemik doku üzerinde meydana getirdiği stres değerleri görülebilmektedir (Adıgüzel, 2010; Bhering ve ark., 2016; DeHoff ve Anusavice, 1984).

İleri düzeyde maksiller atrofiye sahip dişsiz hastalarda uygulanan tedavi yöntemleri için literatürde yapılmış birçok çalışma vardır ancak bu çalışmalar incelendiğinde alternatif tedavi yöntemleri olan zigoma implantlar ile subperiosteal implantları bruksizm kuvvetleri altında karşılaştıran bir çalışma bulunmamıştır.

Bu çalışmada total dişsiz ve ileri derecede atrofik maksillaya sahip hastalarda uygulanan subperiosteal ve zigoma implantların bruksizm karşısındaki dayanımları sonlu eleman analizi ile karşılaştırılmaktadır

Bruksizm dişlerin fonksiyon dışındaki temasları olarak tanımlanmış dişlerde sıkma ve gıcırdatma hareketleridir (Lavigne, Khoury, Abe, Yamaguchi, Raphael, 2008; Manfredini, Poggio, Lobbezoo, 2014;). Bruksizm çiğneme kaslarının kuvvetinde artışa yol açarak çene uygulanan implant üstü restorasyonlar ve implantlar üzerindeki

kuvvetlerin artmasına yol açmaktadır (Ahlberg, Savolainen, Rantala, Lindholm, Könönen, 2004; Manfredini ve ark., 2014). Çalışmamızın bruksizm kuvvetleri dikkate alınarak yürütülmesinin sebebi, bu rahatsızlığın toplumda yaygın olarak görülmesi ve prevalansının % 8 ile % 31 aralığında değişmesidir (Gunnar E Carlsson, Egermark ve Magnusson, 2003; Koyano, Tsukiyama, Ichiki ve Kuwata, 2008). Yapılan çalışmalarda toplumda diurnal bruksizmin % 20, nokturnal bruksizmin % 10, diş gıcırdatmanın ise %10 oranında bulunduğu bildirilmiştir (Glaros, 1981; Koyano ve ark., 2008).

Bruksizm multifaktöriyel etkenlere dayanmakta, periferik ya da santral faktörler etkisiyle oluşabilmektedir (Lobbezoo ve Naeije, 2001; Nadler, 1957). Bruksizm atakları ortalama olarak 8-9 sn.'lik periyotlar halinde meydana gelmektedir ve literatürde Juodzbaly ve arkadaşları tarafından bruksizm atakları sırasında oblik kuvvetlerin bileşenlerinin 1000 N'a kadar çıktığı bildirilmiştir (Attanasio, 1991; Juodzbaly, Kubilius, Eidukynas ve Raustia, 2005; Misch Carl E., 2015). Bruksizm; atak süreleri dışında çiğneme kuvvetlerinin de artışına yol açmaktadır. Bruksist bireyler sağlıklı bireyler ile karşılaştırıldığında; oklüzal temas sayılarında ortalama 4 kat, çiğneme kuvvetlerinde % 50 oranında artış bildirilmiştir (Amemori ve ark., 2001; Trenouth, 1979). Biz de çalışmamızda subperiosteal implant ve zigoma implant modellerine bruksizm kuvvetlerini taklit etmek üzere; toplamda 1000 N dik ve toplamda 500 N oblik kuvvet aktarımı gerçekleştirdik.

Doğal dişlerden farklı bir özellik olarak implantlar mekanoreseptör olarak görev yapan ve çiğneme kuvvetlerini absorbe etme özellikleri olan periodontal ligamente sahip değildir (de Jong, Bakker, Everts ve Smit, 2017; McCulloch, Lekic ve McKee, 2000). Bu sebeple implantlar dişlerle karşılaştırıldığında, oklüzal aşırı yüklemeye daha yatkındır (Y. Kim, Oh, Misch ve Wang, 2005). Bruksizmin meydana getirdiği aşırı oklüzal yüklenmelerin dental implant tedavilerinde kemik kaybına yol açacağı ve başarısızlığa sebep olabileceği öne sürülmüştür. Bu sebeplerde önceleri bruksizm implant tedavileri için kontrendikasyon olarak kabul edilse de Lobbezoo ve arkadaşları bruksizm varlığında dikkatli uygulamalar ile tedavisinin gerçekleştirilmesinin meydana gelebilecek başarısızlıkların önlenileceğini bildirmişlerdir (Lobbezoo, Brouwers, Cune ve Naeije, 2006).

Dental implantoloji tedavilerinde başarı ölçütü; proteze gelen kuvvetin destek dokulara iletilme miktarı ve biçimidir. Uzun süreli başarının sağlanabilmesi amacıyla

biyolojik sisteme etki eden biyomekanik faktörlerin incelenmesi gerekmektedir (Gujjarlapudi ve ark., 2013). İmplant üstü protezler ile implantların üzerine gelen ve kemiğe iletilen yüklerin fizyolojik sınırlar içerisinde iletilebilmesi için implant koruyuculu okluzyon önerilmiştir. İmplant koruyuculu okluzyon Misch tarafından tanımlanmıştır. Bu okluzyon tipinde olabildiğince implant yüzeyinin genişletilmesi, okluzal tabla genişliğinin küçültülmesi ve gelen kuvvetin olabildiğince dik gelmesi, yıkıcı kuvvetlerin olabildiğince azaltılması hedeflenir. Bu sayede implant üzerine ulaşan kuvvet fizyolojik sınırlar içerisinde kalır ve implant ile sabit protezin satibilizasyonu uzun dönem sağlamış olur. Frost'un yaptığı çalışmalara göre; normal çiğneme kuvvetleri ile kemik üzerinde 1000-1500 mikrogerinim stres oluşmaktadır. Bu değer fizyolojik değer olarak kabul edilmiştir. Oluşan stres 4000 mikrogerinimin üzerinde olduğunda ise patolojik kuvvet olarak kabul edilir ve yapısal bütünlüğü tehlikeye sokar (Harold M Frost, 2004; Wolff ve ark., 2014). İmplant destekli protezler ile protez üzerine gelen kuvvetler direkt olarak implant aracılığı ile kemik dokuya ulaştığından implantın etrafındaki kemik kaybı direkt olarak okluzal kuvvetlerle ilişkilendirilir (Sasada & Cochran, 2017).

Kortikal kemikte elastik modül trabeküler kemikle karşılaştırıldığında daha yüksektir. Parafonksiyonel kuvvetler en fazla oranda kortikal kemiğe aktarıldığından en yüksek oranda kemik kaybı bu alanlarda gözlemlenmektedir (Ding, Zhu, Liao, Zhang ve Chen, 2009; Kilic ve Doganay, 2020). Mekanostat teorisine göre, oluşan kuvvetler tolere edilebilecek sınırın üzerinde olduğunda kemik rezorpsiyonu meydana gelebilir (H M Frost, 1987). Kemik rezorpsiyonuna yol açacak tam değerler bilinmemekle beraber Maksimum principle stres değeri ve minimum principle stres değeri sırasıyla çekme ve basma dayanımının üzerine çıktığında bu durum aşırı yükleme olarak kabul edilmektedir (Baggi, Cappelloni, Di Girolamo, Maceri ve Vairo, 2008; Borie, Orsi, Noritomi ve Kemmoku, 2016). Kemiğin üzerine uygulanan kuvvetler belirli sınırların içerisinde iken rezorpsiyon- apozisyon denge içinde olur ve bu sayede mevcut kemik seviyesi korunabilir. Kemik sağlığının korunması ve kemik kaybının yaşanmaması için Reiger M.R. ve arkadaşları kemikte meydana gelen streslerin çekme dayanımından daha az olması gerektiğini, daha yüksek streslerin ise kemik dokusunda rezorpsiyona sebep olacağını belirtmiştir (Carl E. Misch, 2008).

Yaptığımız çalışmada kortikal kemik üzerinde vertikal kuvvetler altında meydana gelen toplam stres değerleri sırasıyla SPI modelinde 1.01 MPa, Zİ modelinde 6.64

MPa olarak, oblik kuvvetler altında ise sırasıyla SPİ modelinde 1.31 MPa, zigoma implant modelinde 10.97 MPa olarak bulunmuştur. Değerlendirme için maksimum stres değerleri göz önüne alınmıştır. Yapılan çalışmalar dikkate alınarak kortikal kemikte çekme dayanımı 115 MPa (Pmax), basma dayanımı ise (Pmin) 151 MPa'lı geçtiğinde aşırı yükleme olacağı kabul edilmiştir (Baggi ve ark., 2008). İki modelde de uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal kemikte stres değerleri belirtilen değerlerin üzerine çıkmamıştır. Çalışmamızda Zİ modelinde kortikal kemik üzerinde meydana gelen stres değerleri daha yüksek olarak bulunmuştur. Bu sonuç çalışmamızın 'H0: Zigoma implant uygulamalarında subperiosteal implant uygulamalarına göre kortikal kemikte meydana gelecek maksimum principle stresleri daha yüksektir.' hipotezini doğrulamaktadır ve bu sonuca göre zigoma implant çevresi dokularda rezorpsiyon meydana gelme riskinin ve biyolojik komplikasyon oluşma riskinin artabileceği yorumu yapılabilir.

İleri atrofik maksillaya sahip hastalarda ileri cerrahi yöntemlerin kullanımı ile kemik kazanımı gereksinimini ortadan kaldıran zigoma implant uygulamaları sıklıkla alternatif olarak tercih edilen bir tedavi yöntemidir (Carlos Aparicio, Manresa, Francisco, Ouazzani, ve ark., 2014). Zigoma implantların kullanımı ile maksiller atrofiye sahip tam dişsiz hastalarda ileri cerrahi ve ogmentasyon tekniklerinin kullanımı ile gerçekleştirilen konvansiyonel dental implant uygulamalarına göre tedavi süreci kısaltılabilmekte, komplikasyon oranları düşürülebilmekte ve bu sayede hem hasta konforu artırılmakta hem de başarı oranları yükselmektedir. Bir protezi desteklemek için zigomatik kemiğe birden fazla implantın uygulanması Bothur ve arkadaşları tarafından önerilmiştir (Bothur ve ark., 2003). Literatürde zigoma implant uygulamaları konusunda henüz uzun dönem çalışmalar olmamakla beraber maksiller atrofiye sahip hastalarda yüksek oranda başarılar gözlenmektedir. Munoz ve arkadaşları tarafından yapılmış bir çalışmada; ileri düzeyde atrofik maksillaya sahip hastaların protetik rehabilitasyonunda zigoma implantların sağ kalımlarının konvansiyonel dental imlantlarla karşılaştırıldığında daha yüksek olduğu gösterilmiştir (Gutiérrez Muñoz ve ark., 2021). Lopes ve arkadaşları tarafından ileri atrofik maksillaya sahip total dişsiz 44 hasta 77 adet zigoma implant ve 115 adet dental implant ile tedavi edilmiş ve hastalar 2 yıl takip edilmiştir. Bu çalışmada zigoma implantların başarı oranı % 98,7 olarak rapor edilmiştir (Lopes ve ark., 2021). Goiato ve arkadaşları tarafından yapılan maksiller rehabilitasyon için zigomatik kemiğe

yerleştirilmiş implantlar ile ilgili 25 klinik çalışmayı değerlendiren bir sistematik incelemede ise 2-3 yıllık takip süresi içerisinde implant sağ kalımı % 97,86 olarak bildirilmiştir (Goiato ve ark., 2014). Gracher ve arkadaşları yaptıkları sistematik incelemede 2919 adet ZI yerleştirilen 1247 hastada 1 ila 228 ay arasında değişen takip süreleri boyunca yalnızca 52 adet implantın çıkarıldığını görmüştür. Çalışmanın sonuçlarına göre takip sürecinde ZI'ların sağ kalım oranı % 98,22 olarak bulunmuştur (Gracher ve ark., 2021).

Dental implantlar ile zigoma implantların karşılaştırıldığı çalışmalarda; Korkmaz ve arkadaşları tarafından kemik üzerindeki stres değerleri sonlu eleman analizi ile karşılaştırıldığında zigoma implantların tercih edildiği çene modelinde kemik üzerinde biriken stres değerinin daha düşük olduğu gözlemlenmiştir (Korkmaz, Korkmaz, Yaluğ ve Korkmaz, 2012). Bu sayede zigoma implantlar dental implantlar yerine güvenli bir alternatif olarak kullanılabilir. Moraes ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada atrofik maksillaya sahip hastalarda zigoma implantlar ile iki ayrı konsept uygulanmıştır. Bu çalışmada sonlu elemanlar analizi ile iki ayrı model oluşturulmuş ve stres dağılımları karşılaştırılmıştır. Modellerden birinde 2 adet zigoma implant ile 2 adet dental implant kombine edilmiş diğerinde ise 4 adet zigoma implant uygulanmıştır. Hazırlanan modeller üzerin uygulanan kuvvetler sonucunda; 4 adet zigoma implantın uygulanmış olduğu modelde streslerin daha homojen olarak dağıldığı görülmüştür (Moraes ve ark., 2016). Yapılan çalışmalar göz önüne alınarak çalışmamızda kullanılan zigoma implant modeli 4 adet zigoma implant kullanılarak elde edilmiştir.

Freedman ve arkadaşları tarafından yapılan SEA çalışmasında ekstrasinüs olarak yerleştirilen zigoma implantlar üzerine uygulanan 50, 150, 300 ve 600 N'luk vertikal ve oblik kuvvetler altında incelenmiştir. Uygulanan maksimum kuvvet olan 600 N altında zigoma implant üzerinde vertikal kuvvetler altında Von Misses stres değeri 138,54 oblik kuvvetler altında ise 106,57 olarak bulunmuştur. ZAGA sınıflaması, hasta anatomisindeki değişikliklere uygun olarak intrasinüsten ekstrasinüs geçişe kadar çeşitli implant yörüngesi olasılıklarını tanımlamaktadır ve komplikasyonların çoğunlukla nasıl önlenilebileceğini açıklar (Carlos Aparicio, Antonio, 2020). ZAGA sınıflandırması 0-4 arasındadır ve Aparicio tarafından gösterildiği gibi, hastaların % 93,8'i ZAGA 0-3 arasında anatomik yapı gösterirken yalnızca % 6,5'inin ZAGA 4 ile uyumlu bir anatomisi vardır (Bedrossian, Brunski, Al-Nawas, Kämmerer, 2023).

Çalışmamızda hazırlanan modelde mevcut maksiller kemik ve maksiller sinüs anatomisine uygun olarak zigoma implantlar ZAGA Tip 3 olacak şekilde ekstrasinüs yerleşimli olarak konumlanmıştır. Çalışmamızda uygulanan vertikal kuvvetler karşısında toplam stres değeri 141,56 oblik kuvvetler karşısında ise 432,29 olarak bulundu. Uygulanan kuvvetler sonucu ZI'larda meydana gelen Von Misses stresleri her iki çalışmada da titanyumun çekme dayanımından düşük olduğu görüldü. Çalışmamızda farklı olarak oblik kuvvetler sonucunda implantlar üzerinde meydana gelen streslerin Freedman ve ark. çalışmasında olduğundan belirgin bir şekilde yüksek olduğu görüldü. Bu sonuca dayanarak uygulanan oblik kuvvet artışından implantlar üzerinde biriken stres değerinin etkilendiğini ve artan oblik kuvvetlerin mekanik komplikasyon riskini arttıracak sonucuna varılabilir (Freedman, Ring ve Stassen, 2015).

Zigoma implantlar, ileri cerrahi yöntemler ve ogmentaston tekniklerini izleyen dental implant uygulamalarına göre avantajlara sahip olmakla beraber, işlem sırasında ve sonrasında meydana gelebilecek; sinüzit, oroantral fistül, orbita tabanının perforasyonu, epistaksis gibi komplikasyonlar, işlem sırasında genel anestezi gereksinimi ve deneyimli bir cerrah tarafından uygulanması gerekliliği gibi sebeplerle atrofik maksillaya sahip total dişsiz hastaların rehabilitasyonunda tedavi seçenekleri olarak daha konservatif yöntemler bulunması gerekliliği ortaya çıkmış çeşitli ve geçmişte sıkça kullanılmış olan subperiosteal implantlar yeniden gündeme gelmiştir (Chrcanovic ve ark., 2016; Horiuchi ve ark., 2000; Hwang ve ark., 2003). Barrero ve ark. tarafından yapılan çalışmalar ile subperiosteal implant uygulamalarının ogmentasyon teknikleri ile uygulanan konvansiyonel dental implantlara alternatif olarak kullanılabileceği gösterilmiştir (Barrero, Border, Bencharit, 2011). Momaerts ve ark. tarafından yapılmış bir çalışmada atrofik maksillaya sahip ve total dişsiz 9 hastada titanyumdan üretilmiş olan subperiosteal implantlar uygulanmış ve bu yapılan tedavinin mekanik, biyolojik, ve estetik başarısı değerlendirilmiştir. Çalışmada iki yıllık takibin ardından subperiosteal implantlar (Sİ) ile başarılı sonuçlar elde edildiği görülmüştür. Bu çalışmada sağladığı birçok avantaj ile Sİ'lerin, ogmentasyon tekniklerini izleyen dental implantlara ve zigoma implantlara alternatif bir yöntem olarak kullanılabileceği vurgulanmıştır (Mommaerts, 2019).

Subperiostal implantlar yüksek başarısızlık oranlarına sahip olduğundan zamanla önemini yitirse de CAD/CAM yöntemlerinin kullanımı ile birlikte yeniden gündeme gelmiştir. 1985 yılında Truitt subperiostal implantların yapımında bilgisayar destekli tomografiyi ile kez kullanmıştır. CAD/CAM ile üretim sayesinde implantla kemik yüzeyinin uyumu sağlanmış ve bu sayede subperiosteal implantlar ile tedavide başarı oranları artmıştır (Cranin, Klein, Ley, Andrews, DiGregorio, 1998; J L Lozada, 1996;Wallace, 1972). Anitua ve arkadaşları tarafından yapılan bir sistematik incelemede 227 subperiosteal implant içeren on üç makale seçilmiştir. Ortalama 21,4 aylık takip süresi ile incelenen subperiosteal implantların sağ kalım oranı % 97,8'i olarak gösterilmiştir (Anitua, Eguia, Staudigl ve Alkhraisat, 2024).

Yeni nesil subperiosteal implantların hem hekim hem de hasta için birçok avantajı vardır. Tomografiye dayalı CAD/CAM kullanımı ile ikinci bir cerrahi işlemin elimine edilerek kemiğin konturlarının doğru olarak elde edilmesine olanak sağlamıştır. Bu durum hem implant başarısını arttırmış hem de implantın kemik dokuya yerleştirilmesi sırasında implantın adaptasyonu için gerekli olan implantın bükülmesi gibi düzenlemelerin ihtiyacını ortadan kaldırarak işlem süresini azaltmıştır. Bilgisayarlı tomografiden elde edilen hastaya ait verilerle hazırlanan bu implantlarda protez üzerine gelen kuvvetlerin geniş bir alana dengeli bir şekilde dağılımı sağlanabilmektedir. Yeni nesil subperiosteal implantlar hastaya uygun olarak hazırlanmakta ve subperiosteal implant destek bölgeleri maksiller sütunlar üzerinde yer almaktadır (Strappa ve ark., 2022).

Bu yeni nesil subperiosteal implantlar, ogmentasyon teknikleriyle birlikte uygulanan konvansiyonel dental implantlar ile ve zigoma implantlarla karşılaştırıldığında daha az invaziv bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır. Hastanın protetik rehabilitasyon süresi bu teknik sayesinde 1-2 yıl gibi uzun bir süreçten 3-6 aya indirilebilir ve tek seansta implantın kemik doku üzerine vidalar ile sabitlenmesi ve protetik rehabilitasyonun sağlanması ile hastaya kısmi olarak estetik ve fonksiyon kazandırılabilir. CAD/CAM tekniği ile verilere yeniden ulaşılabilirlik sağlanılarak implant veya protez tasarımı istenildiğinde yeniden üretilebilmektedir (Keleş, Türker, 2016; Kulcsár, Kónya, 2018).

Momaerts ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada ilk subperiosteal implantların her iki kanada 3er vida yerleştirilmesi ile stabilitenin sağlandığı ancak tomografiye

dayalı ve CAD/CAM ile üretilen subperiosteal implantların geliştirilmesi ile vida sayısının 2'ye düşürülmesinin stabilizasyonun sağlanmasında yeterli olacağı gösterilmiştir. Yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışması ile bir tane vida ile de gerekli stabilizasyonun sağlanabileceği fakat vida gevşemesi gibi bir komplikasyonun protez kaybına yol açmaması amacıyla ikinci bir vidanın da yerleştirilmesinin daha faydalı olacağını belirtmişlerdir (Mommaerts, 2019). Bizim çalışmamızda da Sİ'nin her bir kanatta yerleştirilmiş olan ikişer adet vida yardımıyla stabilizasyonu sağlanmıştır.

Zielinski ve arkadaşları tarafından yapılan SEA çalışmasında maksillada subperiosteal implantlara 100 N ve 800 N kuvvetler 90 derecelik (vertikal kuvvet) ve 30 derecelik (oblik kuvvet) açılarda uygulanmış ve kuvvetler karşısında implantlar üzerinde meydana gelen yer değiştirme miktarları gözlemlenmiştir. Toplam yer değiştirme 100N kuvvet karşısında $3,50 \times 10^{-5}$ mm, 800 N karşısında ise $4,75 \times 10^{-4}$ mm olarak bulunmuştur. Çalışmada ayrıca kuvvetlerin 90° ve 30° ile uygulanmaları karşılaştırılmıştır. Kuvvetler 90° ile uygulandığında meydana gelen yer değiştirme miktarı $2,89 \times 10^{-4}$ mm, 30° ile uygulandığında ise $4,41 \times 10^{-3}$ mm olarak bulunmuştur (Zielinski, Sowinski, Piechaczek, Okulski, Kozakiewicz, 2023).

Zielinski ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmanın sonuçlarıyla uyumlu olarak bizim çalışmamızda da SPİ implant üzerinde meydana gelen toplam stres değeri vertikal kuvvetler sonucunda 409.61 MPa olarak gözlemlenirken oblik kuvvetler sonucu değer 792.14 MPa'ya yükselmiştir.

Zielinski ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmaya uygun olarak çalışmanın SPİ implant üzerinde meydana gelen toplam stres değeri vertikal kuvvetler sonucunda 409.61 MPa olarak gözlemlenirken oblik kuvvetler sonucu değer 792.14 MPa'ya yükselmiştir. Bu sonuç implantların oblik kuvvetlerden daha çok etkilendiğini ve implantlar üzerinde meydana gelen streslerin oblik kuvvetler ile arttığını göstermektedir.

Subperiosteal implantların üretiminde kullanılmış olan titanyumun çekme dayanımı literatürde 920 MPa olarak belirtilmiştir (Mommaerts, 2019). Çalışmamızda uygulanan vertikal ve oblik kuvvetler altında implantlar üzerinde ve abutment üzerinde biriken toplam stres değerleri kullanılan titanyumun çekme dayanımından daha az bulunmuştur.

Protetik altyapı ile implantları splintleyerek okluzal kuvvetleri dengeli bir şekilde implantlara iletmek amaçlanır (Martin-Fernandez ve ark., 2018). Sertgöz ve ark. tarafından yürütülen çalışmada total dişsiz mandibula üzerinde yapılan sabit protezlerde kullanılan farklı altyapı materyalleri SEA yöntemi ile incelenmiştir. Bu çalışmada; altın, krom-kobalt, gümüş-paladyum ve titanyumdan üretilen altyapılar birbiri ile karşılaştırılmıştır. Altyapıda farklı materyallerin kullanımı sonucunda implant çevresi kemikte meydana gelen stres değerleri karşılaştırılmış ve stres dağılımında anlamlı bir fark bulunmamıştır (Sertgöz, 1997). Bizim çalışmamızda protetik metal altyapı materyali olarak titanyum alaşımı tercih edilmiştir. Subperiosteal implantlarla ilgili yapılan bir sistemik derlemede protetik rehabilitasyonla ilgili olarak, 113 adet SI üzerine sabit protetik restorasyon yapılmıştır. Değerlendirilen 13 çalışmadan 7sinde 144 implant ameliyattan sonra farklı zamanlarda geçici protezler ile yüklenmiş ve bu protezlerin % 5,2 sinde kırıklar meydana gelmiştir. Çalışmalarda Protez bağlantıları 104 implant için vidalı iken 90 implant simante edilmiştir. Yapılan bu çalışmada simante edilen protezler ile vidalı protezler arasında klinik başarı açısından herhangi bir fark bulunmamıştır. Çalışmalar değerlendirildiğinde daimi protezlerin üretim teknikleri, malzemeler ve yükleme süresi açısından oldukça değişken olduğu görülmüştür (Anitua ve ark., 2024). Zigoma implantlar ve subperiosteal implantlar ile ilgili çalışmaların incelenmesi sonucunda çalışmamızda protetik materyal olarak titanyum altyapı üzerine porselen kaplama tercih edilmiş ve protetik restorasyonlar simantasyon ile sabitlenmiştir.

Çalışmamızda vertikal ve oblik kuvvetler altında meydana gelen stres değerleri sırasıyla SPI modelinde 428.00 ve 775.31 MPa, Zİ modelinde ise 222.00 ve 489.90 MPa olarak görülmüştür. Her iki modelde de oblik kuvvetler sonucunda altyapı üzerinde meydana gelen stres değerinde artış meydana gelmiştir. Metal altyapılar için kullanılan titanyum alaşımının çekme dayanımı 972 MPa olarak verilmiştir. Subperiosteal implantlar üzerine uygulanan kuvvetler sonucunda meydana gelen stres değerleri zigoma implantların değerlendirildiği modelden daha yüksek bulunsada değer 972 MPa'ın altında kalmıştır.

Çalışma sonuçlarında modeller birbiri ile karşılaştırıldığında; uygulanan vertikal kuvvetler ile kortikal ve trabeküler kemikte en yüksek gerilme stresi zigoma implantların uygulandığı (Model 2) modelde görülmüştür. Bu sonuçlar çalışmamızın 'H4: Zigoma implant uygulamalarında kortikal kemik doku üzerinde meydana gelecek

maksimum principle stresleri daha yüksektir.’ ve ‘H1: Zigoma implant uygulamalarında subperiosteal implant uygulamalarına göre kortikal kemikte meydana gelecek minimum principle stresleri daha yüksektir.’ hipotezlerini doğrulamaktadır. Oblik kuvvetler uygulandığında gerilme stresi kortikal kemik üzerinde Model 2’ de daha yüksek iken trabeküler kemikte subperiosteal implantın uygulandığı (Model 1) model üzerinde daha yüksek olarak görülmüştür. Elde edilen bu sonuç ile ‘H3: Zigoma implant uygulamalarında subperiosteal implant uygulamalarına göre trabeküler kemikte meydana gelecek minimum principle stresleri daha yüksektir’ hipotezimiz doğrulanamamıştır.

Çalışmamızda vertikal kuvvetler altında sıkışma stresi değerlendirildiğinde kortikal kemik üzerinde Model 2’de trabeküler kemikte ise Model 1’de daha yüksek olarak bulunmuştur. Oblik kuvvetler altında hem kortikal hem de trabeküler kemikte meydana gelen sıkışma stresleri Model 1’de daha yüksektir. Modeller üzerine uygulanan vertikal ve oblik kuvvetler altında implant yapısında, abutmentlar üzerinde ve metal alt yapıda meydana gelen stresler de değerlendirilmiş ve subperiosteal implant uygulamasının yapıldığı Model 1 üzerinde oluşan stres değerleri daha yüksek olarak izlenmiştir. Bu sonuçlara göre ‘H4: Zigoma implant uygulamalarında subperiosteal implant uygulamalarına göre implant, abutment ve metal atyapılarda meydana gelecek Von Misses stresleri daha yüksektir’ hipotezimiz doğrulanamamıştır.

Çalışmanın sonuçlarına göre tedavi için her iki modelde de değerler maksimum değerler çekme dayanımının altında kalmış olsa da elde edilen sonuçlara göre tedavinin takip döneminde; biyolojik komplikasyonların ortaya çıkma ihtimali zigoma implantların kullanıldığı modelde, mekanik komplikasyonların ortaya çıkma ihtimali de subperiosteal implantların kullanıldığı modeldedir.

Klinik çalışmalar ile farklı implantların birbirleri ile karşılaştırılması maliyet ve etik problemler sebebiyle birtakım zorluklar ortaya çıkarmaktadır. Protezlere üzerine uygulanan çiğneme kuvvetleri ve parafonksiyonel kuvvetlerin implantlar ve kemik üzerindeki etkisini değerlendirmek için yapılan çalışmalarda invaziv olmayan sonlu elemanlar analizi (SEA) popüler hale gelmiştir (Çağlar ve ark., 2011; Sato, Teixeira, Tsuga ve Shindoi, 1999). Sonlu elemanlar analizi sayesinde biyolojik sistemi oluşturan karmaşık yapılar daha basit modeller haline getirilir ve oluşturulan model üzerinde uygulanan stresler ile bu yapıların mekanik özellikleri değerlendirilir. Oluşturulan

modeller üzerinde malzemenin özellikleri ve yükleme koşulları değiştirilebilmekte ve analizler yeniden tekrarlanabilmektedir (Trivedi, 2014). Sonlu elemanlar analizi gerçeğe uygun modeller ve uygulamalar ile tutarlı sonuçların elde edildiği değerlendirmelere imkan sağlar. Bu avantajlar sebebiyle bu çalışma sonlu elemanlar analizi yöntemi ile yürütülmüştür. Yapılan çalışmalar iki boyutlu ve üç boyutlu modeller ile yürütülebilmektedir. 2 boyutlu modellerin hazırlanması daha kolay olsa da dental yapıların gerçekliğini yansıtmaması mümkün değildir. 3 boyutlu modeller sayesinde yapılan analizler ile gerçeğe daha uygun sonuçlara ulaşmak mümkündür (Romeed ve ark., 2006).

SEA ile yapılan çalışmalarda von Mises stres değeri, maksimum principal stres değeri ve minimum principal stres değeri olmak üzere 3 farklı stres tipi dikkate alınmaktadır (O Eraslan, Sevimay, Usumez, Eskitascioglu, 2005; Meijer, Starmans, Bosman, Steen, 1993). Kemik gibi kırılğan yapılarda maksimum ve minimum principal strain değerlerini kullanmak daha doğru olacaktır. Çalışmalarda kortikal ve trabeküler kemik yapıda yapılan değerlendirmelerde maksimum ve minimum principal stres değerlerine göz önüne alınırken titanyum gibi materyallerde von Mises stres değerleri dikkate alınmıştır (Lee, Jo, Sailer, Noh, 2022; Naert, Duyck, Vandamme, 2012). Bu çalışmamızda kemik doku değerlendirilirken maksimum ve minimum principal stres değerleri, implant, abutment ve protez alt yapısı değerlendirilirken ise von Mises stres değerleri kullanılmıştır. Çalışmada dokular ve materyaller için tercih edilen değerler literatürde sıklıkla tercih edilmiş olan değerlerdir.

Bu çalışmada ileri atrofik tam dişsiz maksillada brüksizm varlığında subperiosteal implant ve zigoma implantların kullanımında implantların, kemik dokunun ve protez altyapısında oluşan stres dağılımları ve değerleri sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir. SEA yöntemi ile yapılan çalışmalar matematiksel modellerin oluşturulmasıyla klinik koşulların taklit edildiği ve yoruma dayalı olarak sonuçlara ulaşılan in vitro çalışmalardır. Bu sebeple sonuçların değerlendirilmesi sırasında SEA yönteminin meydana getirdiği sınırlamalar göz önünde tutulmalıdır. Parafonksiyonel kuvvetlerin subperiosteal implantlar, kemik doku ve restorasyonlar üzerinde oluşturduğu etkinin daha iyi anlaşılabilmesi amacıyla sonuçların klinik-in vitro çalışmalarla geliştirilmesi ve desteklenmesi gereklidir (Romeed ve ark., 2006).

Sonuç ve Öneriler

Çalışmamızda elde edilen sonuçlara değerlendirildiğinde;

1. Atrofik ve total dişsiz maksillanın sabit protetik rehabilitasyonu amacı ile oluşturulan 2 senaryoda bruksizm kuvvetleri altında kemik yapı, implantlar, abutment ve metal alt yapı üzerinde oluşan stres değerleri göz önüne alındığında subperiosteal ve zigoma implantlar tedavi seçeneği olarak değerlendirilebilmektedir.
2. Vertikal kuvvetler uygulandığında kortikal kemikte ve trabeküler kemikte oluşan gerilme stresi en fazla zigoma implant uygulanan modelde görülmüştür ancak bu değer kortikal kemikte rezorpsiyona yol açacak değerin altında bulunmaktadır. Zigoma implantlar atrofik maksiller total dişsiz hastalarda tedavi seçeneği olarak tercih edilebilir ancak maksiller kemik üzerinde biriken stresi ve buna bağlı olarak biyolojik komplikasyon riskinin arttığı göz önünde bulundurulmalıdır. İmplant sayısının arttırılması veya protez üzerinde yapılacak düzenlemeler ile komplikasyon riskleri azaltılabilir.
3. Oblik kuvvetler uygulandığında kortikal kemikte oluşan gerilme stresi en fazla zigoma implant uygulanan modelde görülmektedir. Ancak stres değeri kortikal kemikte rezorpsiyona yol açacak değerin altında bulunmaktadır.
4. Oblik kuvvetler altında kortikal kemikte meydana gelen sıkışma stresi ile vertikal ve oblik kuvvetler altında trabeküler kemikte meydana gelen sıkışma stresi subperiosteal implant uygulanan modelde daha yüksek değerlerde bulunmuştur. Kemik üzerinde oluşan stres değerlerinin yüksek olması uzun dönemde vida gevşemelerine yol açarak implant kaybına sebep olabileceğinden; biyolojik komplikasyon riskini azaltmak ve implant stabilizasyonun arttırmak için vida sayısının arttırılması düşünülebilir.
5. Vertikal ve oblik kuvvetler uygulandığında hem implantlar hem de abutmentlar üzerinde meydana gelen toplam stres değerleri subperiosteal implant uygulanan modelde daha yüksek olarak izlenmiştir. Bu durum subperiosteal implantlar

üzerinde mekanik komplikasyonların ortaya çıkma riskinin zigoma implantlara göre arttığını göstermektedir.

6. Vertikal ve oblik kuvvetler uygulandığında titanyum metal alt yapı üzerinde biriken stres en fazla subperiosteal implantın uygulandığı modelde görülmüştür. Bu değer titanyum alaşımında komplikasyonlara yok açacak değerin altında olduğundan subperiosteal implantlar ile titanyum metal alt yapılı prtotezlerin tedavide alternatif olarak kullanılabileceğini göstermektedir. Ancak bu değerler subperiosteal implantlar üzerine yapılan tek parça titanyum metal alt yapı sabit protetik restorasyonlarda uzun dönemde mekanik komplikasyonların ortaya çıkma riskinin artabileceğini düşündürmektedir.
7. Uzun dönem başarının sağlanmasında mekanik komplikasyonlar biyolojik komplikasyonlara göre tolere edilebilir sonuçlara yol açabilir. Bu sebeple subperiosteal implant uygulamalarının başarı yüzdesinin zigoma implantlara göre uzun dönemde daha yüksek olacağı öngörülebilir.
8. Subperiosteal implant tedavileri zigoma implant tedavilerine göre daha maliyetlidir. Tedavi seçeneği belirlenirken bu faktörün de dikkate alınması gerekmektedir.
9. Çalışmamızda, uygulanan kuvvetler altında zigoma implant modelinde kortikal kemik üzerinde meydana gelen streslerin, subperiosteal implant modelinde ise implantlar, abutment ve titanyum metal altyapı üzerinde streslerin daha yüksek olduğu görülmüştür. Böylelikle, bruksizm sonucu oluşan kuvvetler altında zigoma implantlarda biyolojik komplikasyonların, subperiosteal implantlarda ise mekanik komplikasyonların ortaya çıkma ihtimalinin arttığı sonucuna varılabilir.

Kaynaklar

- Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B. ve Brånemark, P.-I. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery*, 10(6), 387–416.
- Adıgüzel, O. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11.
- Ahlberg, J., Savolainen, A., Rantala, M., Lindholm, H. ve Könönen, M. (2004). Reported bruxism and biopsychosocial symptoms: a longitudinal study. *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 32(4), 307–311.
- Albrektsson, T. (1980). Repair of Bone Grafts. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 14(1), 1–12.
- Aldary, H. (2011). Unilateral subperiosteal implant. *Dental News*, 18.
- Al-Hashedi, A. A., Taiyeb Ali, T. B. ve Yunus, N. (2014). Short dental implants: an emerging concept in implant treatment. *Quintessence International* (Berlin, Germany : 1985), 45(6), 499–514.
- Al-Nawas, B., Wegener, J., Bender, C. ve Wagner, W. (2004). Critical soft tissue parameters of the zygomatic implant. *Journal of Clinical Periodontology*, 31(7), 497–500.
- Alper, B., Gultekin, P. ve Yalci, S. (2012). Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry. In *Finite Element Analysis - New Trends and Developments*. InTech.
- Amemori, Y., Yamashita, S., Ai, M., Shinoda, H., Sato, M. ve Takahashi, J. (2001). Influence of nocturnal bruxism on the stomatognathic system. Part I: a new device

for measuring mandibular movements during sleep. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(10), 943–949.

Anitua, E., Eguia, A., Staudigl, C. ve Alkhraisat, M. H. (2024a). Clinical performance of additively manufactured subperiosteal implants: a systematic review. *International Journal of Implant Dentistry*, 10.

Anitua, E., Eguia, A., Staudigl, C. ve Alkhraisat, M. H. (2024b). Clinical performance of additively manufactured subperiosteal implants: a systematic review. *International Journal of Implant Dentistry*, 10(1), 4.

Anusavice, K. J., Shen, C. ve Rawls, H. R. (2013). *Phillips' Science Of Dental Materials* (12. baskı). Elsevier.

Aparicio, C. (2012). *Zygomatic Implants: The Anatomy Guided Approach*. Berlin: Quintessence Pub.

Aparicio, Carlos. (2011). A proposed classification for zygomatic implant patient based on the zygoma anatomy guided approach (ZAGA): a cross-sectional survey. *European Journal of Oral Implantology*, 4(3), 269–275.

Aparicio, Carlos ve Antonio, S. (2020). Zygoma Anatomy-Guided Approach “Scarf Graft” for Prevention of Soft Tissue Dehiscence Around Zygomatic Implants: Technical Note. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 35(2), e21–e26.

Aparicio, Carlos, Brånemark, Ingvar, Keller, E. E. ve Olivé, J. (1993). Reconstruction of the Premaxilla with Autogenous Iliac Bone in Combination With Osseointegrated Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 8, 61–67.

Aparicio, Carlos, Manresa, C., Francisco, K., Claros, P., Alánde, J., González-Martín, O. ve Albrektsson, T. (2014). Zygomatic implants: indications, techniques and outcomes, and the zygomatic success code. *Periodontology 2000*, 66(1), 41–58.

- Aparicio, Carlos, Manresa, C., Francisco, K., Ouazzani, W., Claros, P., Potau, J. M. ve Aparicio, A. (2014). The long-term use of zygomatic implants: a 10-year clinical and radiographic report. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(3), 447–459.
- Aparicio, Carlos, Ouazzani, W., Aparicio, A., Fortes, V., Muela, R., Pascual, A., Franch, M. (2010). Extrasinus zygomatic implants: three year experience from a new surgical approach for patients with pronounced buccal concavities in the edentulous maxilla. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 12(1), 55–61.
- Aparicio, Carlos, Ouazzani, W. ve Hatano, N. (2008). The use of zygomatic implants for prosthetic rehabilitation of the severely resorbed maxilla. *Periodontology* 2000, 47, 162–171.
- Aparicio, Carlos, Perales, P. ve Rangert, B. (2001). Tilted Implants as an Alternative to Maxillary Sinus Grafting: A Clinical, Radiologic, and Periotest Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 3(1), 39–49.
- Aparicio, Carlos, Polido, W. D. ve Zarrinkelk, H. M. (2021). The Zygoma Anatomy-Guided Approach for Placement of Zygomatic Implants. *Atlas of the Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 29(2), 203–231.
- Atalay, B. (2010). İleri Derecede Rezorbe Maksillaların Zigomatik İmplantlarla Rehabilitasyonu. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 44.
- Attanasio, R. (1991a). Nocturnal bruxism and its clinical management. *Dental Clinics of North America*, 35(1), 245–252.
- Avağ, C. ve Akkocaoğlu, M. (2023). The evaluation of stress on bone level and tissue level short implants: A Finite Element Analysis (FEA) study. *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*, 124(1S), 101298.

- Bader, G. G., Kampe, T., Tagdae, T., Karlsson, S. ve Blomqvist, M. (1997). Descriptive physiological data on a sleep bruxism population. *Sleep*, 20(11), 982
- Baggi, L., Cappelloni, I., Di Girolamo, M., Maceri, F. ve Vairo, G. (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(6), 422–431.
- Bahat, O. (1992). Osseointegrated implants in the maxillary tuberosity: report on 45 consecutive patients. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7(4), 459–467.
- Balshi, T. J., Wolfinger, G. J., & Balshi, S. F. (1999). Analysis of 356 pterygomaxillary implants in edentulous arches for fixed prosthesis anchorage. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14(3), 398–406.
- Barrero, C., Border, M. B. ve Bencharit, S. (2011). Fabrication of a maxillary implant retained overdenture using an existing subperiosteal implant: a clinical report. *The Open Dentistry Journal*, 5, 122–125.
- Becktor, J. P., Hallström, H., Isaksson, S. ve Sennerby, L. (2008). The use of particulate bone grafts from the mandible for maxillary sinus floor augmentation before placement of surface-modified implants: results from bone grafting to delivery of the final fixed prosthesis. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery : Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 66(4), 780–786.
- Becktor, J. P., Isaksson, S., Abrahamsson, P. ve Sennerby, L. (2005). Evaluation of 31 zygomatic implants and 74 regular dental implants used in 16 patients for prosthetic reconstruction of the atrophic maxilla with cross-arch fixed bridges. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 7(3), 159–165.

- Bedrossian, E. (2010). Rehabilitation of the edentulous maxilla with the zygoma concept: a 7-year prospective study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(6), 1213–1221.
- Bedrossian, E., Brunski, J., Al-Nawas, B. ve Kämmerer, P. W. (2023). Zygoma implant under function: biomechanical principles clarified. *International Journal of Implant Dentistry*, 9.
- Bhavya, R. ve Shashidhar, C. (2021). *Finite Element Analysis: In Dentistry*. LAP LAMBERT Academic Publishing.
- Bhering, C. L. B., Mesquita, M. F., Kemmoku, D. T., Noritomi, P. Y., Consani, R. L. X. ve Barão, V. A. R. (2016). 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 & Engineering, C, Materials for Biological Applications*, 69, 715–725.
- Bodine, R. L., Yanase, R. T. ve Bodine, A. (1996). Forty years of experience with subperiosteal implant dentures in 41 edentulous patients. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(1), 33–44.
- Borie, E., Orsi, I. A., Noritomi, P. Y. ve Kemmoku, D. T. (2016). Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Biomechanical Behaviors of Implants with Different Connections, Lengths, and Diameters Placed in the Maxillary Anterior Region. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(1), 101–110.
- Bothur, S., Jonsson, G. ve Sandahl, L. (2003). Modified technique using multiple zygomatic implants in reconstruction of the atrophic maxilla: a technical note. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(6), 902–904.
- Bowden, J. R., Flood, T. R. ve Downie, I. P. (2006). Zygomatic implants for retention of nasal prostheses after rhinectomy. *The British Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 44(1), 54–56.

- Boyes-Varley, J. G., Howes, D. G., Lownie, J. F. ve Blackbeard, G. A. (2003). Surgical modifications to the Brånemark zygomaticus protocol in the treatment of the severely resorbed maxilla: a clinical report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(2), 232–237.
- Boyne, P. J. ve James, R. A. (1980). Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *Journal of Oral Surgery (American Dental Association : 1965)*, 38(8), 613–616.
- Brånemark P. (1998). Surgery and fixture installation: Zygomaticus fixture clinical procedures. (1.). Goteborg: Nobel Biocare AB.
- Brånemark, P., Gröndahl, K., Öhrnell, L., Nilsson, P., Petruson, B., Svensson, B., Nannmark, U. (2004). Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery*, 38(2), 70–85.
- Brånemark, P.-I., Gröndahl, K. ve Worthington, P. (2001). Osseointegration and Autogenous Onlay Bone Grafts: Reconstruction of the Edentulous Atrophic Maxilla. Quintessence Pub.
- Çaglar, A., Bal, B. T., Karakoca, S., Aydın, C., Yılmaz, H. ve Sarısoy, S. (2011). Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(5), 961–969.
- Camilli, J. A., da Cunha, M. R., Bertran, C. A. ve Kawachi, E. Y. (2004). Subperiosteal hydroxyapatite implants in rats submitted to ethanol ingestion. *Archives of Oral Biology*, 49(9), 747–753.
- Candel, E., Peñarrocha, D. ve Peñarrocha, M. (2012). Rehabilitation of the Atrophic Posterior Maxilla With Pterygoid Implants: A Review. *Journal of Oral Implantology*, 38(S1), 461–466.

- Carlsson, G E ve Persson, G. (1967). Morphologic changes of the mandible after extraction and wearing of dentures. A longitudinal, clinical, and x-ray cephalometric study covering 5 years. *Odontologisk Revy*, 18(1), 27–54.
- Carlsson, Gunnar E, Egermark, I. ve Magnusson, T. (2003). Predictors of bruxism, other oral parafunctions, and tooth wear over a 20-year follow-up period. *Journal of Orofacial Pain*, 17(1), 50–57.
- Cawood, J. I. ve Howell, R. A. (1988). A classification of the edentulous jaws. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 17(4), 232–236.
- Chrcanovic, B. R., Albrektsson, T. ve Wennerberg, A. (2016). Survival and Complications of Zygomatic Implants: An Updated Systematic Review. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery : Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 74(10), 1949–1964.
- Collaert, B. ve De Bruyn, H. (2008). Immediate functional loading of TiOblast dental implants in full-arch edentulous maxillae: a 3-year prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, 19(12), 1254–1260.
- Collins, T. A., Brown, G. K., Johnson, N., Massey, J. A. ve Nunn, B. D. (1995). Team management of atrophic edentulism with autogenous inlay, veneer, and split grafts and endosseous implants: case reports. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 26(2), 79–93.
- Cranin, A. N., Klein, M., Ley, J. P., Andrews, J. ve DiGregorio, R. (1998). An in vitro comparison of the computerized tomography/CAD-CAM and direct bone impression techniques for subperiosteal implant model generation. *The Journal of Oral Implantology*, 24(2), 74–79.
- Cranin, A. N., Satler, N. ve Shpuntoff, R. (1985). The unilateral pterygohamular subperiosteal implant: evolution of a technique. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 110(4), 496–500.

- Crispin, P. M., Agarwal, N. ve KV, A. K. (2021). Pterygoid Implant-For Atrophic Posterior Maxilla. *TMU J Dent*, 8(2), 1–7.
- Dao, T. T., Lund, J. P. ve Lavigne, G. J. (1994). Comparison of pain and quality of life in bruxers and patients with myofascial pain of the masticatory muscles. *Journal of Orofacial Pain*, 8(4), 350–356.
- das Neves, F. D., Fones, D., Bernardes, S. R., do Prado, C. J. ve Neto, A. J. F. (2006). Short implants--an analysis of longitudinal studies. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(1), 86–93.
- Davo, R., Pons, O., Rojas, J. ve Carpio, E. (2010). Immediate function of four zygomatic implants: a 1-year report of a prospective study. *European Journal of Oral Implantology*, 3(4), 323–334.
- de Jong, T., Bakker, A. D., Everts, V. ve Smit, T. H. (2017). The intricate anatomy of the periodontal ligament and its development: Lessons for periodontal regeneration. *Journal of Periodontal Research*, 52(6), 965–974.
- De Laat, A. ve Macaluso, G. M. (2002). Sleep bruxism as a motor disorder. *Movement Disorders : Official Journal of the Movement Disorder Society*, 17 Suppl 2, S67-9.
- De Leeuw, R. (2008). Orofacial pain: guidelines for assessment, diagnosis and management. In *American Academy Of Orofacial Pain* (4. baskı, pp. 45–58). Quintessence Publishing Co.
- DeHoff, P. H. ve Anusavice, K. J. (1984). Effect of metal design on marginal distortion of metal-ceramic crowns. *Journal of Dental Research*, 63(11), 1327–1331.

- Del Fabbro, M., Bellini, C. M., Romeo, D., & Francetti, L. (2012). Tilted Implants for the Rehabilitation of Edentulous Jaws: A Systematic Review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(4), 612–621.
- Ding, X., Zhu, X.-H., Liao, S.-H., Zhang, X.-H. ve Chen, H. (2009). Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthodontics : Official Journal of the American College of Prosthodontists*, 18(5), 393–402.
- Eraslan, O, Sevimay, M., Usumez, A. ve Eskitascioglu, G. (2005). Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures--a finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(4), 273–278.
- Eraslan, Oguz, Inan, O. ve Secilmis, A. (2010). The Effect of Framework Design on Stress Distribution in Implant-Supported FPDs: A 3-D FEM Study. *European Journal of Dentistry*, 4(4), 374–382.
- Ergun, S. (2019). Her Yönüyle Maksiller Sinüs Lifting Teknikleri (1. baskı). İstanbul: Dentsem.
- Farzad, P., Andersson, L., Gunnarsson, S. ve Johansson, B. (2006). Rehabilitation of severely resorbed maxillae with zygomatic implants: an evaluation of implant stability, tissue conditions, and patients' opinion before and after treatment. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(3), 399–404.
- Fernández, H., Gómez-Delgado, A., Trujillo-Saldarriaga, S., Varón-Cardona, D. ve Castro-Núñez, J. (2014). Zygomatic Implants for the Management of the Severely Atrophied Maxilla: A Retrospective Analysis of 244 Implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 72(5), 887–891.

- Fettig, R. H. ve Kay, J. F. (1994). A seven-year clinical evaluation of soft-tissue effects of hydroxylapatite-coated vs. uncoated subperiosteal implants. *The Journal of Oral Implantology*, 20(1), 42–48.
- Freedman, M., Ring, M. ve Stassen, L. F. A. (2015). Effect of alveolar bone support on zygomatic implants in an extra-sinus position--a finite element analysis study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 44(6), 785–790
- .
- Frost, H M. (1987). Bone “mass” and the “mechanostat”: a proposal. *The Anatomical Record*, 219(1), 1–9.
- Frost, Harold M. (2004). A 2003 update of bone physiology and Wolff’s Law for clinicians. *The Angle Orthodontist*, 74(1), 3–15.
- Garg, A. K. (2004). *Bone Biology, Harvesting, Grafting for Dental Implants Rationale and Clinical Applications*.
- Glaros, A. G. (1981). Incidence of diurnal and nocturnal bruxism. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 45(5), 545–549.
- Goiato, M. C., Pellizzer, E. P., Moreno, A., Gennari-Filho, H., dos Santos, D. M., Santiago, J. F. ve dos Santos, E. G. (2014). Implants in the zygomatic bone for maxillary prosthetic rehabilitation: a systematic review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 43(6), 748–757.
- Gómez, E., González, T., Arias, J. ve Lasalleta, L. (2008). Three-dimensional reconstruction after removal of zygomatic intraosseous hemangioma. *Oral and Maxillofacial Surgery*, 12(3), 159–162.
- Gracher, A. H. P., de Moura, M. B., da Silva Peres, P., Thomé, G., Padovan, L. E. M. ve Trojan, L. C. (2021). Full arch rehabilitation in patients with atrophic upper jaws with zygomatic implants: a systematic review. *International Journal of Implant Dentistry*, 7(1), 17.

- Gröndahl, H., Gröndahl, K. ve Lindfors, N. (2012). Pre- and postoperative radiographic examinations of the zygoma implant site. In C Aparicio ,The anatomy guided approach (pp. 47–56). Berlin: Quintessence.
- Gujjarlapudi, M. C., Nunna, N. V., Manne, S. D., Sarikonda, V. R., Madineni, P. K. ve Meruva, R. N. R. (2013). Predicting Peri-implant Stresses Around Titanium and Zirconium Dental Implants-A Finite Element Analysis. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13(3), 196–204.
- Gutiérrez Muñoz, D., Obrador Aldover, C., Zubizarreta-Macho, Á., González Menéndez, H., Lorrio Castro, J., Peñarrocha-Oltra, D., ... Hernández Montero, S. (2021). Survival Rate and Prosthetic and Sinus Complications of Zygomatic Dental Implants for the Rehabilitation of the Atrophic Edentulous Maxilla: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Biology*, 10(7).
- Herrmann, I., Lekholm, U., Holm, S. ve Kultje, C. (2005). Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(2), 220–230.
- Higuchi, K. (2012). Minimization in oral implant rehabilitation: a patient-centered ethics-based approach in zygomatic implants. In C Aparicio , The anatomy guided approach. Berlin: Quintessence.
- Higuchi, K. W. (2000). The zygomaticus fixture: an alternative approach for implant anchorage in the posterior maxilla. *Annals of the Royal Australasian College of Dental Surgeons*, 15, 28–33.
- Horiuchi, K., Uchida, H., Yamamoto, K., & Sugimura, M. (2000). Immediate loading of Brånemark system implants following placement in edentulous patients: a clinical report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(6), 824–830.

- Humphrey, S. (2006). Implant Maintenance. *Dental Clinics of North America*, 50(3), 463–478.
- Hwang, P. H., Irwin, S. B., Griest, S. E., Caro, J. E. ve Nesbit, G. M. (2003). Radiologic correlates of symptom-based diagnostic criteria for chronic rhinosinusitis. *Otolaryngology--Head and Neck Surgery: Official Journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 128(4), 489–496.
- Ibañez, J. C., Tahhan, M. J., Zamar, J. A., Menendez, A. B., Juaneda, A. M., Zamar, N. J. ve Monqaut, J. L. (2005). Immediate Occlusal Loading of Double Acid-Etched Surface Titanium Implants in 41 Consecutive Full-Arch Cases in the Mandible and Maxilla: 6- to 74-Month Results. *Journal of Periodontology*, 76(11), 1972–1981.
- İnan, M. (1988). *Cisimlerin Mukavemeti*. İstanbul Teknik Üniversitesi Vakfı.
- Ishak, M. I., Abdul Kadir, M. R., Sulaiman, E. ve Abu Kasim, N. H. (2012). Finite element analysis of different surgical approaches in various occlusal loading locations for zygomatic implant placement for the treatment of atrophic maxillae. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 41(9), 1077–1089.
- Jingade, R. K., Rudraprasad, I. ve Sangur, R. (2005). Biomechanics of dental implants: A FEM study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 5(1), 18.
- Juodzbaly, G., Kubilius, R., Eidukynas, V. ve Raustia, A. M. (2005). Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant Dentistry*, 14(2), 166–175.
- Kadler, K. E., Holmes, D. F., Trotter, J. A. ve Chapman, J. A. (1996). Collagen fibril formation. *Biochemical Journal*, 316(1), 1–11.

- Kataoka, K., Ekuni, D., Mizutani, S., Tomofuji, T., Azuma, T., Yamane, M., Morita, M. (2015). Association Between Self-Reported Bruxism and Malocclusion in University Students: A Cross-Sectional Study. *Journal of Epidemiology*, 25(6), 423–430.
- Keleş, A. ve Türker, Ş. B. (2016). CAD-CAM Ve Lazer Sinterleme Teknikleri İle Üretilen Metal Alt Yapılı Seramik Restorasyonlarda Marjinal Uyum. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 28, 125–132.
- Khalifa, A. K., Wada, M., Ikebe, K. ve Maeda, Y. (2016). To what extent residual alveolar ridge can be preserved by implant? A systematic review. *International Journal of Implant Dentistry*, 2(1), 22.
- Khurana, J. S. (2009). Bone pathology. *Bone Pathology*. Humana Press.
- Kilic, E. ve Doganay, O. (2020). Evaluation of Stress in Tilted Implant Concept With Variable Diameters in the Atrophic Mandible: Three-Dimensional Finite Element Analysis. *The Journal of Oral Implantology*, 46(1), 19–26.
- Kim, Y., Oh, T.-J., Misch, C. E. ve Wang, H.-L. (2005). Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical Oral Implants Research*, 16(1), 26–35.
- Kim, Y.-K., Yun, P.-Y., Yi, Y.-J., Bae, J.-H., Kim, S.-B. ve Ahn, G.-J. (2015). One-Year Prospective Study of 7-mm-Long Implants in the Mandible: Installation Technique and Crown/Implant Ratio of 1.5 or Less. *Journal of Oral Implantology*, 41(2), e30–e35.
- Knezović-Zlatarić, D., Čelebić, A. ve Lazić, B. (2002). Resorptive Changes of Maxillary and Mandibular Bone Structures in Removable Denture Wearers. *Acta Stomatologica Croatica*, 36, 261–265.

- Korkmaz, F. M., Korkmaz, Y. T., Yaluğ, S. ve Korkmaz, T. (2012). Impact of dental and zygomatic implants on stress distribution in maxillary defects: a 3-dimensional finite element analysis study. *The Journal of Oral Implantology*, 38(5), 557–567.
- Koyano, K., Tsukiyama, Y., Ichiki, R. ve Kuwata, T. (2008a). Assessment of bruxism in the clinic. *Journal of Oral Rehabilitation*, 35(7), 495–508.
- Krekmanov, L., Kahn, M., Rangert, B. ve Lindström, H. (2000). Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(3), 405–414.
- Küçük Kurt, S. (2019). Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ve Dental İmplantoloji Alanında Yapılan Çalışmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29, 701–710.
- Kulcsár, K. ve Kónya, J. (2018). Moderization of Cortically Supported Individual Implants. *Műszaki Tudományos Közlemények*, 8, 51–60.
- Kusek, E. R. (2009). The Use of Laser Technology (Er;Cr:YSGG) and Stereolithography to Aid in the Placement of a Subperiosteal Implant: Case Study. *Journal of Oral Implantology*, 35(1), 5–11.
- Lavigne, G. J., Goulet, J. P., Zuconni, M., Morrison, F. ve Lobbezoo, F. (1999). Sleep disorders and the dental patient: an overview. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, 88(3), 257–272.
- Lavigne, G. J., Khoury, S., Abe, S., Yamaguchi, T. ve Raphael, K. (2008). Bruxism physiology and pathology: an overview for clinicians. *Journal of Oral Rehabilitation*, 35(7), 476–494.
- Lee, H., Jo, M., Sailer, I. ve Noh, G. (2022). Effects of implant diameter, implant-abutment connection type, and bone density on the biomechanical stability of

implant components and bone: A finite element analysis study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(4), 716–728.

Lobbezoo, F., Brouwers, J. E. I. G., Cune, M. S. ve Naeije, M. (2006a). Dental implants in patients with bruxing habits. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(2), 152–159.

Lobbezoo, F. ve Naeije, M. (2001a). Bruxism is mainly regulated centrally, not peripherally. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(12), 1085–1091.

Lopes, A., de Araújo Nobre, M., Ferro, A., Moura Guedes, C., Almeida, R., & Nunes, M. (2021). Zygomatic Implants Placed in Immediate Function through Extra-Maxillary Surgical Technique and 45 to 60 Degrees Angulated Abutments for Full-Arch Rehabilitation of Extremely Atrophic Maxillae: Short-Term Outcome of a Retrospective Cohort. *Journal of Clinical Medicine*, 10(16).

Lozada, J. L. (1996). Long-term clinical experience and statistical analysis of CAT scan subperiosteal implants at Loma Linda University. *The Journal of Oral Implantology*, 22(1), 34–36.

MacMillan, H. W. (1926). Structural characteristics of the alveolar process. *International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography*, 12(8), 722–732.

Malevez, C., Daelemans, P., Adriaenssens, P. ve Durdu, F. (2003). Use of zygomatic implants to deal with resorbed posterior maxillae. *Periodontology 2000*, 33, 82–89.

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

- Manfredini, D., Poggio, C. E. ve Lobbezoo, F. (2014). Is bruxism a risk factor for dental implants? A systematic review of the literature. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(3), 460–469.
- Martin-Fernandez, E., Gonzalez-Gonzalez, I., deLlanos-Lanchares, H., Mauvezin-Quevedo, M. A., Brizuela-Velasco, A. ve Alvarez-Arenal, A. (2018). Mandibular Flexure and Peri-Implant Bone Stress Distribution on an Implant-Supported Fixed Full-Arch Mandibular Prosthesis: 3D Finite Element Analysis. *BioMed Research International*, 2018, 8241313.
- McCulloch, C. A., Lekic, P. ve McKee, M. D. (2000). Role of physical forces in regulating the form and function of the periodontal ligament. *Periodontology* 2000, 24, 56–72.
- Meijer, H. J., Starman, F. J., Bosman, F. ve Steen, W. H. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20(2), 147–157.
- Meira, J. B. C., Jikihara, A. N., Capetillo, P., Roscoe, M. G., Cattaneo, P. M. ve Ballester, R. Y. (2018). *Finite Element Analysis in Dentistry* (pp. 67–89).
- Melo, G., Duarte, J., Pauletto, P., Porporatti, A. L., Stuginski-Barbosa, J., Winocur, E., De Luca Canto, G. (2019). Bruxism: An umbrella review of systematic reviews. *Journal of Oral Rehabilitation*, 46(7), 666–690.
- Migliorança, R. M., Coppedê, A., Dias Rezende, R. C. L. ve de Mayo, T. (2011). Restoration of the edentulous maxilla using extrasinus zygomatic implants combined with anterior conventional implants: a retrospective study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(3), 665–672.
- Miloro, M., Larsen, P. E., Waite, P. D. ve Peterson, L. J. (n.d.). *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery*.

- Minichetti, J. C. (2003). Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *The Journal of Oral Implantology*, 29(3), 111–116; discussion 117-9.
- Misch, C E. (1990). Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *The International Journal of Oral Implantology : Implantologist*, 6(2), 23–31.
- Misch, Carl E. (2008). *Contemporary implant dentistry* (3. Baskı). Mosby Elsevier.
- Misch Carl E. (2015). *Dental Implant Prosthetics* (2. Baskı). Mosby.
- Misch, Carl E., Dietsh-Misch, F., Hoar, J., Beck, G., Hazen, R. ve Misch, C. M. (1999). A Bone Quality–Based Implant System: First Year of Prosthetic Loading. *Journal of Oral Implantology*, 25(3), 185–197.
- Misch CE. (1988). Bone character: Second vital implant criterion. *Dent Today*, 7, 39–40.
- Mittal, Y., Jindal, G. ve Garg, S. (2016). Bone manipulation procedures in dental implants. *Indian Journal of Dentistry*, 7(2), 86–94.
- Mohl, N. D., Zarb, G. A., Carlsson, G. E. ve Rugh, J. D. (1988). *A textbook of occlusion*. Chicago: Quintessence Publishing.
- Mommaerts, M. Y. (2017). Additively manufactured sub-periosteal jaw implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46(7), 938–940.
- Mommaerts, M. Y. (2019). Evolutionary steps in the design and biofunctionalization of the additively manufactured sub-periosteal jaw implant “AMSJI” for the maxilla. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 48(1), 108–114.

- Monje, A., Chan, H.-L., Galindo-Moreno, P., Elnayef, B., Suarez-Lopez del Amo, F., Wang, F. ve Wang, H.-L. (2015). Alveolar Bone Architecture: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Periodontology*, 86(11), 1231–1248.
- Moore, D. J. ve Hansen, P. A. (2004). A descriptive 18-year retrospective review of subperiosteal implants for patients with severely atrophied edentulous mandibles. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(2), 145–150.
- Moraes, P. H., Olate, S., Arruda Nóbilo, M., Asprino, L., Moraes, M. ve Albergaria Barbosa, J. (2016). Maxillary “all-on-four” treatment using zygomatic implants. A mechanical analysis.” *Revue de Stomatologie, de Chirurgie Maxillo-Faciale et de Chirurgie Orale*, 117.
- Moreno Vazquez, J. C., Gonzalez de Rivera, A. S., Gil, H. S. ve Mifsut, R. S. (2014). Complication Rate in 200 Consecutive Sinus Lift Procedures: Guidelines for Prevention and Treatment. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 72(5), 892–901.
- Murali, R. V, Rangarajan, P. ve Mounissamy, A. (2015). Bruxism: Conceptual discussion and review. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 7(Suppl 1), S265-70.
- Nadler, S. C. (1957). Bruxism, a classification: critical review. *Journal of the American Dental Association* (1939), 54(5), 615–622.
- Naert, I., Duyck, J. ve Vandamme, K. (2012). Occlusal overload and bone/implant loss. *Clinical Oral Implants Research*, 23 Suppl 6, 95–107.
- Nag, P. V. R., Sarika, P., Bhagwatkar, T. ve Dhara, V. (2019). Pterygoid implant: Option for rehabilitation of the atrophic posterior maxilla. *International Journal of Contemporary Dental and Medical Reviews*.

- Nag, V. R., Sarika, P. ve Bhagwatkar, T. (2019). Pterygoid Implant: A Graftless Approach for Maxillary Rehabilitation using TTPHIL-ALL TILT® (Tall Tilted Pin Hole Placement with Immediate Loading) Technique. *Global Journal of Medical Research: J Dentistry & Otolaryngology*, 19(3).
- Naldini, P., Fernandez-Bodereau, E. ve Bessone, L. (2014). Use of Tilted Implants in Prosthetic Rehabilitation. *International Journal of Odontostomatology*, 8(3), 329–335.
- Nanci, A. ve Causa, H. (2017). Ten Cate's Oral Histology Development, Structure, and Function (9. Baskı)
- Nel, J. C., Bester, S. P. ve Snyman, W. D. (1995). Bruxism threshold: an explanation for successful treatment of the multifactorial aetiology of bruxism. *Australian Prosthodontic Journal*, 9, 33–37.
- Nishigawa, K., Bando, E. ve Nakano, M. (2001). Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(5), 485–491
- Norton, M. R. ve Gamble, C. (2001). Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clinical Oral Implants Research*, 12(1), 79–84.
- O'Brien, J. (1997). *Dental Materials and Their Selections* (2. Baskı.). New York: Quintessence Publishing Co.
- Öndürücü, A. ve Kılınç, M. (2018). Bruksizm Tedavisinde Kullanılan Oklüzal Splintlerdeki Gerilme Dağılımının Fotoelastik Yöntemle İncelenmesi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 2.
- Parfitt G. J. (1962). An investigation of the normal variations in alveolar bone trabeculation. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology*, 15, 1453–1463

- Peñarrocha, M., Carrillo, C., Boronat, A. ve Peñarrocha, M. (2009). Retrospective study of 68 implants placed in the pterygomaxillary region using drills and osteotomes. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(4), 720–726.
- Peñarrocha, M., Uribe, R., García, B. ve Martí, E. (2005). Zygomatic implants using the sinus slot technique: clinical report of a patient series. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(5), 788–792.
- Plischka, G. (1960). [Implantology in dentistry]. *Zahnärztliche Praxis*, 21(16), 181–183.
- Queiroz, T. P., Aguiar, S. C., Margonar, R., de Souza Faloni, A. P., Gruber, R. ve Luvizuto, E. R. (2015). Clinical study on survival rate of short implants placed in the posterior mandibular region: resonance frequency analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 26(9), 1036–1042.
- Rao, T. ve Rao, W. (1999). Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clinical Oral Implants Research*, 10(1), 1–7.
- Reddy, M. S., Sundram, R. ve Eid Abdemagyd, H. A. (2019). Application of Finite Element Model in Implant Dentistry: A Systematic Review. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*, 11(Suppl 2), S85–S91.
- Reding, G. R., Rubright, W. C. ve Zimmerman, S. O. (1966). Incidence of bruxism. *Journal of Dental Research*, 45(4), 1198–1204.
- Resnik DMD MDS, R. R. (2021). *Misch's Contemporary Implant Dentistry*.
- Rohini, V., Prasad, T. D., Sruthi, G. V., Bhargavi, K. ve Soumya, P. (2021). Surgical Procedures for Placement of Zygomatic Implant- A Review. *Journal Of Clinical And Diagnostic Research*.

- Romeed, S. A., Fok, S. L. ve Wilson, N. H. F. (2006). A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(3), 209–215.
- Rosen, P. S., Summers, R., Mellado, J. R., Salkin, L. M., Shanaman, R. H., Marks, M. H. ve Fugazzotto, P. A. (1999). The bone-added osteotome sinus floor elevation technique: multicenter retrospective report of consecutively treated patients. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 14(6), 853–858.
- Rosenstein, J. ve Dym, H. (2020). Zygomatic Implants: A Solution for the Atrophic Maxilla. *Dental Clinics of North America*, 64(2), 401–409.
- Saab, X. E., Griggs, J. A., Powers, J. M. ve Engelmeier, R. L. (2007). Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(2), 85–92.
- Sakaguchi, R. L. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials* (13. baskı). Elsevier Mosby.
- Sasada, Y. ve Cochran, D. L. (2017). Implant-Abutment Connections: A Review of Biologic Consequences and Peri-implantitis Implications. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 32(6), 1296–1307.
- Sato, Y., Teixeira, E. R., Tsuga, K. ve Shindoi, N. (1999). The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(8), 640–643.
- Schnitman, P. A., Rubenstein, J. E., Whörle, P. S., DaSilva, J. D. ve Koch, G. G. (1988). Implants for partial edentulism. *Journal of Dental Education*, 52(12), 725–736.

- Schüpbach, P., Glauser, R., Rocci, A., Martignoni, M., Sennerby, L., Lundgren, A. ve Gottlow, J. (2005). The human bone-oxidized titanium implant interface: A light microscopic, scanning electron microscopic, back-scatter scanning electron microscopic, and energy-dispersive x-ray study of clinically retrieved dental implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 7 Suppl 1, S36-43.
- Sertgöz, A. (1997). Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *The International Journal of Prosthodontics*, 10(1), 19–27.
- Shetty, P., Hegde, A. M. ve Rai, K. (2010). Finite element method--an effective research tool for dentistry. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 34(3), 281–285.
- Soykan, E., Eskitaşçıoğlu, G., Ünsal, E. ve Bağış, N. (2013). Dental implantların biyomekaniği ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulamaları. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*.
- Srirekha, A. ve Bashetty, K. (2010). Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research: Official Publication of Indian Society for Dental Research*, 21(3), 425–432.
- Stella, J. P. ve Warner, M. R. (2000). Sinus slot technique for simplification and improved orientation of zygomaticus dental implants: a technical note. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(6), 889–893.
- Strappa, E. M., Memè, L., Cerea, M., Roy, M. ve Bambini, F. (2022). Custom-made additively manufactured subperiosteal implant. *Minerva Dental and Oral Science*, 71(6), 353–360.
- Summers, R. B. (1996). Conservative osteotomy technique with simultaneous implant insertion. *Dental Implantology Update*, 7(7), 49–53.

- Trenouth, M. J. (1979). The relationship between bruxism and temporomandibular joint dysfunction as shown by computer analysis of nocturnal tooth contact patterns. *Journal of Oral Rehabilitation*, 6(1), 81–87.
- Trivedi, S. (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 4(3), 200–203.
- Truhlar, R. S., Orenstein, I. H., Morris, H. F. ve Ochi, S. (1997). Distribution of Bone Quality in Patients Receiving Endosseous Dental Implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 55(12), 38–45.
- Valerón, J. F. ve Valerón, P. F. (2007). Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(2), 195–200.
- van Steenberghe, D., Lekholm, U., Bolender, C., Folmer, T., Henry, P., Herrmann, I., Astrand, P. (1990). Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 5(3), 272–281.
- Wagner, J. ve Wagner, S. (1998). Reviews from Current Literature . *Journal of Oral Implantology*, 49–55.
- Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T. ve Igarashi, Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of Dentistry*, 36(7), 463–471.
- Wallace, W. R. (1972). Theories and techniques of oral implantology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 27(4), 462.

- Waltimo, A., Nyström, M. ve Könönen, M. (1994). Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 102(2), 92–96.
- Weinstein, A. M., Klawitter, J. J. ve Cook, S. D. (1979). Finite element analysis as an aid to implant design. *Biomater Med Devices Artif Organs*, 7.
- Weiss, C. M. (2001). Ridge-lapping restorative crowns over endosteal and subperiosteal implant abutments. *The Journal of Oral Implantology*, 27(2), 89–97.
- Winocur, E., Gavish, A., Voikovitch, M., Emodi-Perlman, A. ve Eli, I. (2003). Drugs and bruxism: a critical review. *Journal of Orofacial Pain*, 17(2), 99–111.
- Wolff, J., Narra, N., Antalainen, A.-K., Valášek, J., Kaiser, J., Sándor, G. K. ve Marcián, P. (2014). Finite element analysis of bone loss around failing implants. *Materials & Design*, 61, 177–184.
- Worthington, P. (1992). *Advanced Osseointegration Surgery: Applications in the Maxillofacial Regions*. (P.-I. Brånemark, Ed.) (1. baskı.). Quintessence Pub Co.
- Yıldırım, M. (2012). *İnsan Anatomisi* (7. baskı.). İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri.
- Young, L., Michel, J. D. ve Moore, D. J. (1983). A twenty-year evaluation of subperiosteal implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 49(5), 690–694.
- Zielinski, R., Sowinski, J., Piechaczek, M., Okulski, J. ve Kozakiewicz, M. (2023). Finite Element Analysis of Subperiosteal Implants in Edentulism-On the Basis of the MaI Implant® by Integra Implants®. *Materials* (Basel, Switzerland), 16(23).

Teşekkür

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, bu süreçte desteğini esirgemeyen, tezimin her aşamasında bana yol gösteren değerli danışman hocam sayın Prof. Dr. Uğur TEKİN'e

Doktora öğrencisi olarak geçirdiğim süre içerisinde, engin tecrübelerinden ve bilgi birikimlerinden yararlandığım başta anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. Mehmet Cemal Akay olmak üzere Ege Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ndaki değerli hocalarıma ve uzmanlarıma

Doktora tez sunumumda bulunan tüm jüri üyelerime,

Lisans ve doktora eğitimim sürecinde bilgisini ve deneyimlerini her zaman benimle paylaşan, her zaman abla şefkatiyle yanımda olan Dr. Öğr. Üyesi Gözde IŞIK'a;

Dostlukları ve destekleri ile hem doktora sürecimi hem de özel hayatı daha keyifli ve anlamlı hale getiren meslektaşlarım Dt. Yıldız ÜNÜVAR, Dt. İrem YAMAN ve Dt. Oytun ÖZKAYA'ya , her zaman birlikte çalışmaktan zevk aldığım sevgili araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Çalışmayı bizim için kolaylaştıran hemşire ablalarımıza ve personellerimize,

Yaşamımın her döneminde karşılıksız sevgisini ve emeğini esirgemeyen, her konuda bana destek olan, attığım her adımda beni cesaaretlendiren ve bu süreçte en çok kahrımı çeken annem Hülya BİKTAŞ ve babam Orhan ELGÜN'e

En içten teşekkürlerimi sunarım.

İzmir, 12.05.2024

Fulya ELGÜN

Özgeçmiş

Adı soyadı: Fulya ELGÜN

Doğum tarihi:

Yabancı dil bilgisi: İngilizce, Almanca

E-posta adresi:

Eğitim Durumu:

Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (İzmir)

Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı (İzmir)

Bilimsel Çalışmalar:

- Elgün Fulya, Karaman Anıl, Kafadar İrem Asya, Günbay Tayfun.” Management of Odontogenic Cyst Cavity Using Injectable Platelet-Rich Fibrin Impregnated in CollagenSponge” AÇBİD 2022 15. Uluslararası Kongresi,Antalya,Türkiye,ss.249
- Elgün Fulya, Kafadar İrem Asya, Baytekin Ege Can, Tekin Uğur, Günbay Tayfun.” Radiküler kistin enükleasyon sonrası bölgenin implant destekli diş restorasyonuile rekonstrüksiyonu. Olgu Sunumu” TAOMS 2022 29. Uluslararası Kongresi,Antalya,Türkiye
- Elgün Fulya, Kafadar Gürbüz İrem Asya, Karaman Anıl,Gürsoy Ahmet İlker,Işık Gözde, Günbay Tayfun.”Alveolar Ridge Augmentation Using Hybrid Xenograft Bone Block:Case Presentation” AÇBİD 2023 16.Uluslararası Kongresi,Antalya,Türkiye,ss.180
- Elif Aslan, Fulya Elgün, Nesrin Dünder, Ali Mızrak, Banu Yaman ”Granuloma Gravidarum Preventing Mastication: Report of Two Cases” Global Journal of Oral and Maxillofacial Surgery
- İrem Asya Kafadar Gürbüz1, Fulya Elgün2, Gözde Işık3, Tayfun Günbay4” Diş Çekimini Takiben İmmidiat Olarak Yerleştiren İmplantların Sağ Kalımını Etkileyen Faktörlerin Değerlendirilmesi: Retrospektif Çalışma”Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi, Değerlendirmede