



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**BRUKSİZM HASTALARINDA ATROFİK MAKSİLLADA
UYGULANAN FARKLI İMPLANT TÜRLERİNİN
DAYANIMLARININ SONLU ELEMAN ANALİZİYLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

Ömer Can MANAV

**AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Cahit Üçok**

**ANKARA
2025**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**BRUKSİZM HASTALARINDA ATROFİK MAKSİLLADA
UYGULANAN FARKLI İMPLANT TÜRLERİNİN
DAYANIMLARININ SONLU ELEMAN ANALİZİYLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

Ömer Can MANAV

**AĞIZ,DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
PROF. DR. CAHİT ÜÇÖK**

ANKARA

2025

ETİK BEYAN

Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na,

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Bruksizm Hastalarında Atrofik Maksillada Uygulanan Farklı İmplant Türlerinin Dayanımlarının Sonlu Eleman Analiziyle Karşılaştırılması” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup tüm cümleler, yorumlar bana aittir. Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Öğrencisinin Adı Soyadı: Ömer Can Manav
Tarih:
İmza:

KABUL VE ONAY

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda

Ömer Can MANAV tarafından hazırlanan

“BRUKSİZM HASTALARINDA ATROFİK MAKSİLLADA UYGULANAN FARKLI
İMLANT TÜRLEİNİN DAYANIMLARININ SONLU ELEMAN ANALİZİYLE
KARŞILAŞTIRILMASI” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından UZMANLIK TEZİ
olarak

OY BİRLİĞİ/OY ÇOKLUĞU ile kabul/ret edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:

Prof. Dr. Cahit ÜÇOK

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Serpil ALTUNDOĞAN

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

Üye

Prof. Dr. Mine CAMBAZOĞLU

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

Üye

Tez hakkında alınan jüri kararı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulu tarafından onaylanmıştır.

ÖZET

Bruksizm Hastalarında Atrofik Maksillada Uygulanan Farklı İmplant Türlerinin Dayanımlarının Sonlu Eleman Analiziyle Karşılaştırılması

Amaç: Atrofik maksillaya sahip bruksizm hastalarında zigomatik, transnazal, pterygoid ve subperiosteal implantların farklı kombinasyonları uygulanarak gelen kuvvetler karşısında kortikal kemik, trabeküler kemik, implantlar ve protetik alt yapı üzerinde oluşan streslerin sonlu elemanlar analiziyle değerlendirilmesi amaçlandı.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmada kemik modellemesi için 0.33 mm kesit kalınlığında alınan tomografi verileri 3DSlicer yazılımında segmentasyonla üç boyutlu modele dönüştürülmüş ve .stl formatında dışa aktarılmıştır. Elde edilen modeller, analiz için ALTAIR Hypermesh yazılımına aktarılmış ve maksiller kemikler çalışma koşullarına uygun hale getirilmiştir.

Tüm modellerde iki farklı kuvvet senaryosu uygulanmıştır:

1. Senaryoda, 2. premolar, 1. molar ve 2. molar bölgelerine bukkalden palatine doğru 30° açıyla sırasıyla 100 N, 200 N ve 200 N olmak üzere toplam 500 N oblik kuvvet uygulanmıştır.
2. Senaryoda ise aynı diş bölgelerine dik açıyla sırasıyla 200 N, 400 N ve 400 N olmak üzere toplam 1000 N vertikal kuvvet uygulanmıştır.

Uygulanan kuvvetler sonucu kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen Maximum Principal ve Minimum Principal Streslere aynı zamanda implantlar ve protetik alt yapı üzerinde meydana gelen Von Mises streslere bakılmıştır.

Bulgular: Çalışmamızda Model 1’de quad zigomatik implant, Model 2’de Zigomatik implant ve transnazal implant, Model 3’te Zigomatik implant ve Pterygoid implant, Model 4’te subperiosteal implant uygulanmıştır. Vertikal ve oblik kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan Pmax ve Pmin değerleri Model 1’de diğer modellere göre daha yüksek bulunmuştur. Model 4’te Von Mises stres değerleri diğer modellere göre daha fazla bulunmuştur. Model 3’te kullanılan pterygoid implantın kantilever uzunluğunu azalttığı için gelen okluzal kuvvetlerin implantlar üzerine daha homojen bir şekilde yayıldığı görülmüştür. Bütün modellerde gelen kuvvetlerin kortikal kemikte rezorpsiyona yol açacak değerin altında fakat ilk üç modelde sınırda olduğu bulunmuştur.

Sonuç: Çalışmada, uygulanan kuvvetler sonucunda zigoma implantlarında stresin kortikal kemikte, subperiosteal implantlarda ise implant yapısı üzerinde yoğunlaştığı belirlenmiştir. Bu bulgular, bruksizm gibi parafonksiyonel kuvvetler altında zigoma implantlarında biyolojik, subperiosteal implantlarda ise mekanik komplikasyon riskinin arttığını göstermekte; dolayısıyla implant planlamasında hastanın alışkanlıklarının dikkate alınması gerektiğini ortaya koymaktadır.

Anahtar Kelimeler: bruksizm, atrofik maksilla, sonlu elemanlar analizi

SUMMARY

Comparative Analysis of the Strength of Different Implant Types Applied to the Atrophic Maxilla in Bruxism Patients Using Finite Element Analysis

Objective: This study aimed to evaluate the stress distributions occurring in cortical and trabecular bone, implants, and prosthetic superstructures under applied forces in bruxism patients with atrophic maxilla using finite element analysis (FEA), by applying different combinations of zygomatic, transnasal, pterygoid, and subperiosteal implants.

Materials and Methods: For bone modeling, computed tomography data with a slice thickness of 0.33 mm were segmented using 3DSlicer software to generate three-dimensional models, which were then exported in .stl format. The obtained models were transferred to ALTAIR Hypermesh software for analysis, and the maxillary bones were adapted according to the loading conditions. Two different loading scenarios were applied to all models:

1. In the first scenario, oblique forces totaling 500 N were applied at an angle of 30° from buccal to palatal direction: 100 N at the second premolar, 200 N at the first molar, and 200 N at the second molar regions.
2. In the second scenario, vertical forces totaling 1000 N were applied perpendicular to the same regions: 200 N, 400 N, and 400 N, respectively.

As a result of these loading conditions, Maximum and Minimum Principal Stresses in cortical and trabecular bone and Von Mises stresses in implants and prosthetic structures were evaluated.

Results: In this study, Model 1 included quad zygomatic implants; Model 2 consisted of zygomatic and transnasal implants; Model 3 comprised zygomatic and pterygoid implants; and Model 4 included a subperiosteal implant. The Pmax and Pmin values in cortical bone under both vertical and oblique loading were found to be higher in Model 1 compared to other models. Von Mises stress values were highest in Model 4. In Model 3, the use of pterygoid implants reduced the cantilever length, resulting in a more homogeneous distribution of occlusal forces on the implants. In all models, the applied forces were below the threshold for inducing resorption in cortical bone, though values in the first three models were found to be at borderline levels.

Conclusion: The findings revealed that in zygomatic implants, stress concentrated primarily in the cortical bone, whereas in subperiosteal implants, it was predominantly observed on the implant structure itself. These results suggest that under parafunctional forces such as those generated by bruxism, zygomatic implants may be associated with a higher risk of biological complications, while subperiosteal implants may present an increased risk of mechanical complications. Therefore, patient-specific habits should be considered in implant treatment planning.

Keywords: bruxism, atrophic maxilla, finite element analysis

İÇİNDEKİLER

ETİK BEYAN	ii
KABUL VE ONAY	iii
ÖZET	iv
SUMMARY	v
İÇİNDEKİLER	vi
ÖNSÖZ	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER	xi
ÇİZELGELER	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kemik Dokusu ve Sınıflandırılması	3
2.2. Maksilla	5
2.2.1. Maksillanın Anatomisi	5
2.2.2. Maksillanın Zamanla Değişimi	5
2.2.3. Maksiller Sinus	7
2.3. Atrofik Maksillanın Rehabilitasyonu	8
2.3.1. Greftli Teknikler	9
2.3.1.1. Sinus Tabanı Yükseltme	10
2.3.1.2. Onlay Greftleme Tekniği	11
2.3.2. Greftsiz Teknikler	12
2.3.2.1. Kısa İmplantlar	12
2.3.2.2. Açılı Yerleştirilen İmplantlar	13
2.3.2.3. Pterigoid İmplantlar	13
2.3.2.4. Subperiosteal İmplantlar	15
2.3.2.5. Zigomatik İmplantlar	16
2.3.2.5.1. Zigomatik İmplant Endikasyonları	17
2.3.2.5.2. Zigomatik İmplant Kontrendikasyonları	18
2.3.2.5.3. Zigomatik İmplant Cerrahi Teknikleri	18
2.3.2.5.4. Zigomatik İmplant Komplikasyonları	23
2.3.2.6. Transnazal İmplantlar	24
2.4. Bruksizm	26
2.5. Kuvvet Analizleri	27
2.5.1. Temel Mekanik Kavramlar	27
2.5.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri	30
2.5.3. Sonlu Elemanlar Kuvvet Analiz Yöntemi	31
2.5.4. Sonlu elemanlar ile stres analizi aşamaları	31
2.5.5. Sonlu Elemanlar Analizi Avantaj ve Dezavantajları	32
3. MATERYAL VE METOD	34
3.1. Kemiğin Modellenmesi	35
3.2. İmplantlar, Abutment, Vidalar, Metal Alt Yapı ve Protezin Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması	36
3.3. Çalışma Modelleri	38
3.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	42
3.5. Malzeme Tanımları	43
3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	44

3.7. Kuantitatif Model Bilgileri	46
3.8. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu	46
4. BULGULAR	47
4.1. Maksiller Kortikal Kemik Principal Stres Değerleri	47
4.1.1. Maksimum Principal Stres Bulguları	47
4.1.2. Minimum Principal Stres Değerleri	52
4.2. Maksiller Trabeküler Kemik Principal Stres Değerleri	57
4.2.1. Maksimum Principal Stres Bulguları	57
4.2.2. Minimum Principal Stres Bulguları	63
4.3. İmplantlar Üzerindeki Von Mises Stres Bulguları	68
4.4. Protetik Alt Yapı Von Mises Stres Bulguları	73
5. TARTIŞMA	78
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	90
KAYNAKLAR	92
ÖZGEÇMİŞ	102



ÖNSÖZ

Tez çalışmamda ve uzmanlık eğitimim boyunca klinik ve akademik çalışmalarda bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşarak bana yol gösteren, anlayış ve hoşgörüsüyle her konuda destek veren ve öğrencisi olmaktan gurur duyduğum değerli hocam, tez danışmanım ve Anabilim Dalı başkanımız Sayın Prof. Dr. Cahit ÜÇÖK'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca deneyimlerini ve bilgilerini bizimle paylaşan Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında görev yapan sayın hocalarım Prof.Dr. Serpil ALTUNDOĞAN, Prof. Dr. Mine CAMBAZOĞLU, Prof. Dr. Ayşegül TÜZÜNER, Doç.Dr. Emre YURTTUTAN ve Dr.Öğr.Üyesi Dilara ŞENGÜN'e ,

Tez sürecinde desteğini hiç eksik etmeyen sevgilim, hayatımın büyük şansı Dr.Öğr.Üyesi Melis Büşra Aşkın'a

Beraber çalışmaktan büyük keyif aldığım bütün asistan arkadaşlarım, hemşireler ve personele, Üstümde çok büyük emeği ve fedakarlıkları olan sevgili aileme,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

SİMGELER VE KISALTMALAR

.stl	: STereo Lithography
°	: Derece
3D	: Üç Boyutlu (Three-Dimensional)
CAD	: Computer Aided Design
CAD/CAM	: Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing
CAM	: Computer Aided Manufacturing
CT	: Bilgisayarlı Tomografi
DICOM	: Digital Imaging and Communication in Medicine
E	: Elastisite modülü
F	: Uygulanan kuvvet
GH	: Gingival Height
KIBT	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
ML	: Mesiolingual
MM	: Mesiomesial
Mm	: Milimetre
N	: Newton
Pa / MPa	: Paskal / Megapaskal
PEEK	: Polieter-eter-keton
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
ZAGA	: Zygomatic Anatomy-Guided Approach
ε (epsilon)	: Gerinim değeri (Strain)

ν (nu)	: Poisson oranı
σ (sigma)	: Gerilme değeri (Stres)
σ_{max} (Maksimum Principal Stres / Pmax)	: Çekme yönündeki asal gerilme değeri
σ_{min} (Minimum Principal Stres / Pmin)	: Basma yönündeki asal gerilme değeri
σ_{vm} (Von Mises Stresi)	: Metallerde plastik şekil değişiminin başladığı bileşik gerilme değeri



ŞEKİLLER

Şekil 2. 1. Cawood-Howell sınıflandırması (Cawood & Howell, 1988)	7
Şekil 2. 2. Zigomatik İmplantın Şematik ve Ağız İçi Görünümü	20
Şekil 2. 3. Zigomatik İmplantın Şematik ve Ağız İçi Görünümü	21
Şekil 2. 4. Zigomatik İmplantın Şematik ve Ağız İçi Görünümü	22
Şekil 2. 5. Zigomatik İmplantın Şematik ve Ağız İçi Görünümü	22
Şekil 2. 6. Zigomatik İmplantın Şematik ve Ağız İçi Görünümü (Aparicio, 2012)	23
Şekil 3. 1. Tomografi verisi	34
Şekil 3. 2. Kortikal Kemik	35
Şekil 3. 3. Trabeküler Kemik	36
Şekil 3. 4. Parçalar	37
Şekil 3. 5. Metal Alt Yapılar	37
Şekil 3. 6. Protez	38
Şekil 3. 7. Model 1	39
Şekil 3. 8. Model 1	39
Şekil 3. 9. Model 2	40
Şekil 3. 10. Model 2	40
Şekil 3. 11. Model 3	41
Şekil 3. 12. Model 3	41
Şekil 3. 13. Model 4	42
Şekil 3. 14. Model 4	42
Şekil 3. 15. Subperiosteal İmplant Modellemesi	43
Şekil 3. 16. Kuvvet Oblik	45
Şekil 3. 17. Kuvvet Vertikal	45
Şekil 3. 18. Sınır Koşulları	45
Şekil 4. 1. Model 1 Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmax değerleri(2 zigomatik implant)	47
Şekil 4. 2. Model 2 Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmax değerleri(1 transnazal 1 zigomatik implant)	48
Şekil 4. 3. Model 3 Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmax değerleri(1 zigomatik 1 pterygoid implant)	48

Şekil 4. 4. Model 4 Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmax değerleri(Subperiosteal İmplant).....	49
Şekil 4. 5. Model 1 Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmax değerleri (2 zigomatik implant).....	50
Şekil 4. 6. Model 2 Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmax değerleri(1 transnazal 1 zigomatik implant).....	50
Şekil 4. 7. Model 3 Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmax değerleri(1 zigomatik 1 pterygoid implant).....	51
Şekil 4. 8. Model 4 Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmax değerleri(Subperiosteal İmplant).....	51
Şekil 4. 9. Model 1 Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmin Değerleri	52
Şekil 4. 10. Model 2 Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmin Değerleri	53
Şekil 4. 11. Model 3 Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmin Değerleri	53
Şekil 4. 12. Model 4 Vertikal kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmin Değerleri	54
Şekil 4. 13. Model 1 Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmin Değerleri	55
Şekil 4. 14. Model 2 Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmin Değerleri	55
Şekil 4. 15. Model 3 Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmin Değerleri	56
Şekil 4. 16. Model 4 Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmin Değerleri	56
Şekil 4. 17. Model 1 Vertikal Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmax değerleri	58
Şekil 4. 18. Model 2 Vertikal Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmax değerleri	58
Şekil 4. 19. Model 3 Vertikal Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmax değerleri	59
Şekil 4. 20. Model 4 Vertikal Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmax değerleri	59
Şekil 4. 21. Model 1 Oblik Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmax değerleri	60
Şekil 4. 22. Model 2 Oblik Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmax değerleri	61
Şekil 4. 23. Model 3 Oblik Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmax değerleri	61
Şekil 4. 24. Model 4 Oblik Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmax değerleri	62
Şekil 4. 25. Model 1 Vertikal Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmin değerleri.....	63
Şekil 4. 26. Model 2 Vertikal Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmin değerleri.....	63
Şekil 4. 27. Model 3 Vertikal Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmin değerleri.....	64
Şekil 4. 28. Model 4 Vertikal Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmin değerleri.....	64
Şekil 4. 29. Model 1 Oblik Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmin değerleri.....	66
Şekil 4. 30. Model 2 Oblik Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmin değerleri.....	66
Şekil 4. 31. Model 3 Oblik Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmin değerleri.....	67
Şekil 4. 32. Model 4 Oblik Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmin değerleri.....	67

Şekil 4. 33. Model 1 Vertikal Kuvvetler Altında İmplantlar Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri	69
Şekil 4. 34. Model 2 Vertikal Kuvvetler Altında İmplantlar Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri	69
Şekil 4. 35. Model 3 Vertikal Kuvvetler Altında İmplantlar Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri	70
Şekil 4. 36. Model 4 Vertikal Kuvvetler Altında İmplantlar Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri	70
Şekil 4. 37. Model 1 Oblik Kuvvetler Altında İmplantlar Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri	71
Şekil 4. 38. Model 2 Oblik Kuvvetler Altında İmplantlar Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri	72
Şekil 4. 39. Model 3 Oblik Kuvvetler Altında İmplantlar Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri	72
Şekil 4. 40. Model 4 Oblik Kuvvetler Altında İmplantlar Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri	73
Şekil 4. 41. Model 1 Vertikal Kuvvetler Altında Protetik Alt Yapı Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri	74
Şekil 4. 42. Model 2 Vertikal Kuvvetler Altında Protetik Alt Yapı Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri	74
Şekil 4. 43. Model 3 Vertikal Kuvvetler Altında Protetik Alt Yapı Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri	75
Şekil 4. 44. Model 4 Vertikal Kuvvetler Altında Protetik Alt Yapı Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri	75

ÇİZELGELER

Çizelge 3. 1. İmplant Pozisyonları.....	38
Çizelge 3. 2. Malzeme Özellikleri	44
Çizelge 3. 3. Node ve Eleman Sayıları	46
Çizelge 4. 1. Vertikal Kuvvetler Karşısında Alveol Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri	49
Çizelge 4. 2. Oblik Kuvvetler Karşısında Alveol Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri	51
Çizelge 4. 3. Vertikal Kuvvetler Karşısında Alveol Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri	54
Çizelge 4. 4. Oblik Kuvvetler Karşısında Alveol Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri	57
Çizelge 4. 5. Vertikal Kuvvetler Karşısında Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri	60
Çizelge 4. 6. Oblik Kuvvetler Karşısında Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri	62
Çizelge 4. 7. Vertikal Kuvvetler Karşısında Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri	65
Çizelge 4. 8. Oblik Kuvvetler Karşısında Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri	68
Çizelge 4. 9. Vertikal Kuvvetler Karşısında İmplantlar Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	71
Çizelge 4. 10. Oblik Kuvvetler Karşısında İmplantlar Üzeride Oluşan Von Mises Stres Değerleri	73
Çizelge 4. 11. Vertikal Kuvvetler Karşısında Protetik Alt Yapı Üzeride Oluşan Von Mises Stres Değerleri	76



1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde implant uygulamaları, 1960'lı yıllarda başlamış olup, günümüzde gelişen teknolojiler sayesinde dişsiz bireylerin rehabilitasyonunda en yaygın tercih edilen tedavi yöntemlerinden biri haline gelmiştir (Plischka, 1960).Dental implant tedavisinin temel amacı, implant ve implant destekli sabit protezlerin hastalara tercihen tek bir seansta uygulanarak, hastaların en kısa sürede hem fonksiyonel hem de estetik açıdan iyileşmelerini sağlamaktır (van Steenberghe ve ark., 2002).

Önemli derecede maksiller rezorpsiyonun meydana gelmesi, geleneksel diş implant tedavisinin uygulanabilirliğini kısıtlayabilir. Bu duruma karşılık, atrofik maksillada yaygın olarak gerçekleştirilen çeşitli cerrahi prosedürler ve kemik grefti yöntemleri gibi birçok alternatif tedavi seçeneği mevcuttur. Bunlar arasında iliak krest blok kemik grefti, Le Fort I osteotomisi, onlay tipi kemik grefti ve maksiller sinüs kaldırma cerrahileri yer almaktadır (Candel-Martí ve ark., 2012a).

Ayrıca, geleneksel implant prosedürlerine alternatif olarak kemik grefti uygulanmayan teknikler de önerilmiştir. Bu teknikler, implant yerleştirmenin zigomatik kemik, nazal kemik, pterigoid çıkıntı veya maksiller tüberosite gibi bölgelerde yapılmasını ve kısa veya eğik implantların kullanımını içermektedir (Peñarrocha M; García B; Martí E; Boronat A, 2007).

Subperiosteal implantlar, zigomatik implantlar ve ileri düzey kemik augmentasyonu tekniklerine bir alternatif olarak 1940 yılında ilk kez önerilmiştir, ancak yapılan araştırmalarda eski döneme ait subperiosteal implantların uzun vadeli başarı oranları düşük bulunmuştur (Mommaerts, 2017a).

Subperiosteal implantasyon süreci yeniden değerlendirilerek yöntemde iyileştirmeler yapılmıştır. İmplant tasarımı, hastanın KIBT görüntülerinden elde edilen kemik modeline dayanarak sanal ortamda gerçekleştirilmekte ve titanyum malzeme ile 3D üretim teknikleri kullanılarak üretilmektedir. Her implant, her hasta için bireysel olarak kemik ölçüleri veya KIBT taramasıyla oluşturulan modele göre tasarlanmış özel bir cihaz olduğundan eşsizdir (Kulcsár & Kónya, 2018).

İmplant tedavisinin başarısını etkileyen faktörlerden biri de bruksizmdir. Bruksizm, hem periferik hem de santral faktörlerin etkisiyle ortaya çıkabilen, çok sayıda etkene bağlı bir durumdur (Nadler, 1957).Bruksizimli bireylerde, sağlıklı kişilere kıyasla çiğneme kuvvetlerinin %50 oranında daha fazla olduğu bildirilmiştir (Amemori ve ark., 2001a)İmplantlar, doğal dişlere göre oklüzal aşırı yüklemeye daha duyarlıdır; bu nedenle implant tedavisi uygulanırken bruksizme özellikle özen gösterilmelidir (LOBBEZOO ve ark., 2006)

Sonlu Eleman Analizi (SEA), kuvvetlerin yol açtığı değişimleri incelemek için kullanılan ve karmaşık geometrik yapıları ağ yapısına dönüştüren bir yöntemdir. Yapı, düğümlerle birbirine bağlanan sonlu elemanlara ayrılır. Bu elemanların türü, düzeni ve sayısı, analiz sonuçlarını etkileyebilir. Her bir düğüm noktasındaki gerilim ve yer değiştirme hesaplanabilir. SEA'yı implant diş hekimliğinde kullanan ilk araştırmacılar ise 1976 yılında Weinstein ve arkadaşlarıdır.

Çalışmamızda, sonlu elemanlar analizi kullanarak tam dişsiz ve atrofik maksillada bruksizm varlığında subperiosteal zigoma transnazal ve pterygoid implant kombinasyonlarıyla yapılan rehabilitasyonlarda, implantlar, kemik doku ve protez altyapısındaki stres dağılımları ve değerleri incelenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik Dokusu ve Sınıflandırılması

Kemik, iskelet kasları ve kemik iliği için fosfat, demir ve kalsiyum depolayan kompleks bir dokudur. Kemik bütünlüğünü korumak için osteoklastlar, kortikal ve trabeküler kemiklere ekstrasellüler matris eklemek üzere osteoblastların yerleşebilmesi için kollajen matrisini demineralize eder ve enzimatik olarak sindirir. Bu süreç, iskelet sisteminin dışsal streslere karşı dayanmasını sağlar ve mekanik açıdan yeterli olmasını temin eder. Herhangi bir remodelleme dengesizliği, kemik anormalliklerine ve mekanik yetersizliğe yol açar (Elango ve ark., 2021).

Kemik, yaklaşık %5-10 su, %50-70 hidroksiapatit ve %20-40 organik bileşenlerden oluşan kalsifiye dokulardan meydana gelir. Bu organik bileşenlerin çoğu, mineralizasyon sürecinde önemli bir rol oynayan tip I kolajeni ve yaklaşık %10 oranında kollajen dışı proteinleri içerir. Kemik, porozitesi ve birim mikro yapısına göre iki kategoriye ayrılabilir. Kemik iliği, kompakt kemik ile çevrelenmiştir; bu bazen kortikal kemik ya da yoğun kemik olarak da adlandırılır. Kemik iliği, süngersi kemik veya trabeküler kemik olarak da bilinen, kanallı kemikten oluşur. Yetişkin insan iskeleti yüksek derecede damarlaşmış olup, %80 kompakt kemik ve %20 süngersi kemikten oluşmaktadır (Kolkman-Deurloo ve ark., 1994).

Maksilla ve mandibuladaki kemik yoğunluğu, anatomik bölgelere bağlı olarak farklılık gösterir. Kemik yoğunluğunun en fazla olduğu bölge anterior mandibula iken, en düşük yoğunluk sırasıyla anterior maksilla, posterior mandibula ve posterior maksillada tespit edilmiştir (Friberg ve ark., 1991).

Dental implantların başarısında, implantı çevreleyen kemik dokusunun hem kalitesi hem de miktarı büyük önem taşımaktadır. Çenenin farklı bölgelerinde kemik dokusunun kalitesi ve miktarı değişiklik gösterdiği için, dental implantın çenede yerleştirildiği bölge, implantın sağ kalımını etkileyen önemli bir faktördür. Literatürde kabul gören üç farklı kemik sınıflandırması bulunmaktadır (Ness GM, 2022).

Linkow ve Chercheve kemiği 3 tipte sınıflandırmıştır.

Sınıf 1: Boşluğu küçük trabekül aralığı eşit olan kemik tipi

Sınıf 2: Trabeküllerin daha düzensiz yerleştiği ve trabekül boşluğu daha geniş olan kemik tipi

Sınıf 3: Trabeküller arası boşluğun fazla olduğu kemik tipi.

Sınıf 1 kemik, dental implant uygulamaları için ideal kemiği temsil ederken, sınıf 2 kemikte uygulanan implantların daha az başarılı olduğu, sınıf 3 kemikin ise, dental implant uygulamaları için ideal kemik olmadığı bildirilmiştir.

Lechholm ve Zarb, kemiği 4 alt başlık altında sınıflandırmıştır.

Tip 1: Homojen kompakt kemik,

Tip 2: Yoğun trabeküler kemik ve etrafında kalın kortikal kemik,

Tip 3: Yoğun trabeküler kemik ve etrafında ince kortikal kemik,

Tip 4: Düşük dansiteli trabeküler kemik ve etrafında ince kortikal kemik.

Mish ise kemiği 5 alt kategoride tanımlamıştır.

D1: Yoğun kortikal kemikten oluşur ve genellikle dişsiz mandibulada anterior bölgede izlenir.

D2: Dış yüzeyinde kalın, yoğun kortikal kemik iç katmanda ise kalın trabeküler kemikten oluşur. Genellikle mandibula anterior bölgede izlenmekte olup, mandibula posterior bölgede ve maksilla anterior bölgede de izlenebilir.

D3: Dış katmanda daha ince ve poröz kortikal kemik, iç tarafta ise trabeküller arası boşluğun fazla olduğu bir trabeküler kemik izlenmektedir. Genellikle maksilla anterior bölgede, mandibular ve maksillar posterior bölgede izlenir.

D4: Kortikal kemiğin genellikle bulunmadığı, trabeküller arasında boşlukların bulunduğu ince katmanlı trabeküler kemikten oluşmaktadır. En sık maksilla posterior bölgede izlenir.

D5: Kalsifikasyonu tam olarak tamamlanmamış, matüre olamamış kemiklerdir. Dansitesi çok azdır ve implant yapmaya uygun değildir (Ness GM, 2022).

2.2. Maksilla

2.2.1. Maksillanın Anatomisi

Maksilla, yüz kemikleri arasında önemli bir rol oynayan ve iki parçadan oluşan bir kemiktir. Her bir maksilla, diğer maksilla ile birleşmenin yanı sıra nazal kemik, zigomatik kemik, concha nasalis inferior ve palatal kemik ile de eklemlenir. Maksiller kemik, bir korpus kısmı ve zigoma, alveolar, frontal, palatinal çıkıntılardan meydana gelir. Maksiller kemik, ağız boşluğunun tavanı, orbita tabanı, burun boşluğu tabanı ve yan duvarı ile pterigopalatin fossa ve infratemporal fossanın yapısına katılır. Lateral yüzeyi infratemporal fossayı oluşturur ve zigoma kemikle bağlanır. Üst yüzeyinin büyük bir kısmı orbita tabanını meydana getirir. Medial yüzeyde ise diğer maksiller kemik ile birleşerek intermaksiller süturu oluşturur ve lateral nazal duvarı şekillendirir. Alt yüzeyde ise palatal kubbe ve alveoler kemikten oluşur. Arka tarafında sfenoid kemik ile eklemlenir. Ayrıca, içerisinde en büyük paranasal sinüs olan maksiller sinüs yer alır ve bu hava boşlukları yapısal olarak kemikte zayıflamaya neden olur (Milorio, 2022).

2.2.2. Maksillanın Zamanla Değişimi

İnsan vücudundaki tüm kemikler gibi, maksiller kemikte de doğal bir remodelasyon süreci gerçekleşir. Bu remodelasyonu etkileyen faktörler, sistemik ve lokal faktörler olarak iki gruba ayrılabilir. Sistemik faktörler, bireyin metabolizması, kemik ile ilgili hastalıklar,

endokrin bozukluklar ve demografik özelliklerle ilişkilidir. Maksiller kemiğin rezorpsiyonunu etkileyen lokal faktörler ise çene kemiğine uygulanan kuvvetlerin yönü ve şiddeti, hastanın hareketli protez kullanımı, ilgili bölgeden diş çekimi, kist veya tümör varlığı ve travma ile bağlantılıdır (Tucker, 2018).

Periodontitis nedeniyle diş kaybı üzerine yapılan araştırmalar, maksiller molarların en sık etkilenen diş kategorisi olduğunu göstermiştir. (Avila-Ortiz ve ark., 2023) Bir anterior dişin çekilmesinin ardından ilk altı ay süresince maksilla, önemli bir hacimsel değişim geçirir. Gözlemlenen horizontal değişiklikler %29 ile %63 arasında bir aralık gösterirken, vertical değişiklikler %11 ile %22 arasında bir aralık sergiler (Tan ve ark., 2012) Maksillanın posterior alandaki kemik kaybı miktarı; bu bölgedeki dişsizlik süresi ve maksiller sinüsün anterior kısmında dişlerin bulunmasıyla ilişkilidir. Maksiller sinüse komşu olan bölge dişsiz olsa bile, bu bölgenin önünde diş olması sinüs pnömatizasyonunu engeller ve kemik yıkımını engeller (Misch C., 2005).

Cawood ve Howel mandibula ve maksilladaki rezorbsiyonu 6 alt başlık altında sınıflandırmıştır. (Cawood & Howell, 1988).

Sınıf I:: Dişin olduğu kret

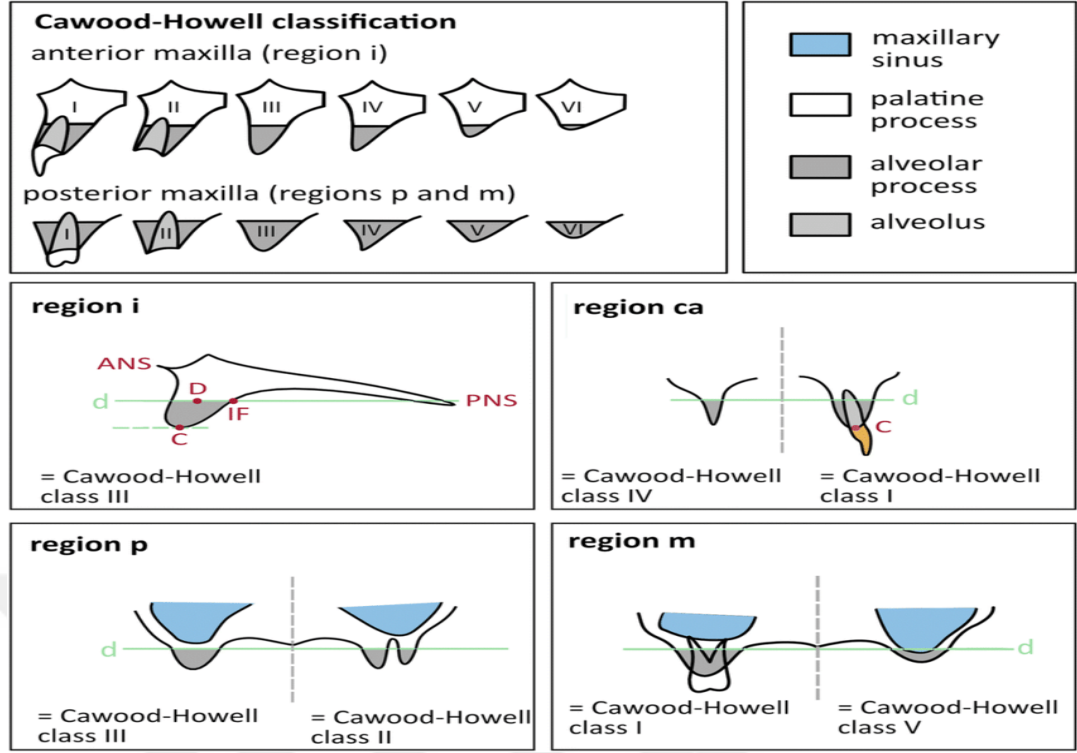
Sınıf II:: Diş çekiminden hemen sonraki kret

Sınıf III:: Yüksekliği ve genişliği yeterli konveks kret

Sınıf IV: Yüksekliği yeterli, genişliği yetersiz bıçak sırtı kret

Sınıf V : Yüksekliği ve genişliği yetersiz düz kret

Sınıf VI: Bazal kemik kaybı olan negatif formda kret



Şekil 2. 1. Cawood-Howell sınıflandırması (Cawood & Howell, 1988)

2.2.3. Maksiller Sinüs

Maksiller sinüs, "Highmore antrumu" olarak adlandırılan, paranasal sinüsler arasında en büyük olanıdır ve embriyonik gelişimini gebeliğin 16. haftasında gerçekleştirir. Bu sinüs, piramidal bir morfolojiye sahip olup dört ayrı duvardan oluşur. Bu duvarlar, burun tarafındaki lateral duvarla oluşturulan bir taban ve zigomatik çıkıntıya doğru uzanan bir apex içerir (Alqahtani ve ark., 2020).

Diş kaybı, kalan kemiğin hem horizontal hem de vertical rezorpsiyonuna yol açar ve bu durum, maksiller molar bölgeden diş çekimi sonrasında maksiller sinüs pnömatizasyonunun gelişmesine neden olabilir (Cinar ve ark., 2020).

Paranasal sinüsler arasında en büyük olan maksiller sinüs, embriyonik gelişiminin ilk aşamalarını gebeliğin 10. haftasında geçirir. Doğum sürecinin ardından, sinüs pnömatizasyona uğrayarak, kalıcı dişlerin sürmesiyle birlikte büyüyen alveolar sırt içine doğru genişler (Sharan & Madjar, 2008). Önceki araştırmalar, maksiller sinüste fizyolojik ve post-fizyolojik

değişikliklere dair kanıtlar sunmuştur. Fizyolojik açıdan bakıldığında, doğum sonrasında maksiller sinüsün sürekli bir pnömatizasyon sürecine girdiği gözlemlenebilir (Lim ve ark., 2021).

Fizyolojik açıdan bakıldığında, doğum sonrasında maksiller sinüsün sürekli bir pnömatizasyon sürecine girdiği gözlemlenebilir. Bir çalışma, bu sürecin süresinin kadınlarda ikinci on yıla kadar, erkeklerde ise üçüncü on yıla kadar uzadığını göstermiştir (Jun ve ark., 2005). Başka bir araştırmada, en belirgin pnömatizasyonun 19 ile 30 yaş aralığında görüldüğü tespit edilmiştir. Sinüs pnömatizasyonunun etiyolojisi ve derecesi hâlâ netlik kazanmamış olmakla birlikte, insan kraniosefalik morfolojisindeki varyasyonu etkileyen faktörler arasında genetik, kraniosefalik yapı, kemik yoğunluğu, büyüme hormonları ve sinüs boşluğundaki hava basınçyeralmaktadır (Wu ve ark., 2022).

2.3. Atrofik Maksillanın Rehabilitasyonu

Maksiller atrofiye sahip bireyler, çiğneme, yutma ve konuşma becerilerindeki değişikliklerin açık örneklerini oluşturur ve bu durum psikolojik sonuçlar doğurur. Bu nedenle, bu hasta grubu rekonstrüktif müdahaleler için önemli adaylar haline gelir (Acocella ve ark., 2009).

Aşırı kemik rezorpsiyonu olan dişsiz bireylerin sabit protezlerle rehabilitasyonu, standart implantları yerleştirecek yeterli kemik hacminin olmaması nedeniyle bir zorluk oluşturabilir (Migliorança ve ark., 2012). Maksillanın belirgin rezorpsiyonu nedeniyle, çıkarılabilir protezlerin kullanımı, bireyin çiğneme fonksiyonu, konuşma yetenekleri ve genel yaşam kalitesi açısından potansiyel bir risk oluşturur. Ön alveolar kemik rezorpsiyonu, sinüslerin pneumatizasyonu ve posterior bölgedeki sınırlı kemik hacmi, standart implantların yerleştirilme olasılığını azaltır (Stiévenart & Malevez, 2010)

Cawood ve Howell tarafından sınıflandırılan alveolar kemik rezorpsiyonu süreci, protez desteği ve tutuculuğunun kaybı, üst dudak yumuşak doku desteğinin kaybı gibi olumsuz etkilere yol açabilir ve aynı zamanda dikey yüz boyutları üzerinde de etkili olabilir (Coopman ve ark., 2020). Atrofik maksillada çeşitli tedavi seçenekleri önerilmiştir. Bu seçenekler, özellikle blok kemik greftleri ve krestal ya da lateral yaklaşımlar aracılığıyla sinüs kaldırma işlemleri gibi kemik grefti tekniklerini içermektedir. Ayrıca, geleneksel implant prosedürlerinde yapılan modifikasyonları içeren greftsiz teknikler de mevcuttur. Bu

modifikasyonlar, implantların zigomatik kemik, nazal kemik, pterygoid kemik veya maksiller tüber bölgesine yerleştirilmesi ve kısa veya eğimli implantların kullanılması gibi yöntemleri kapsamaktadır (Peñarrocha-Oltra ve ark., 2013).

İliak krest blok kemik grefti, Le Fort I osteotomisi, onlay tip kemik grefti teknikleri ve maksiller sinüs kaldırma operasyonları gibi kemik grefti yöntemlerinin bazı dezavantajları bulunmaktadır. İlk olarak, bu işlemler bazen tekrarlanan operasyonlar gerektirebilir. Ayrıca, iliak krest veya kafa kemiği gibi ekstraoral doku bağış alanlarının kullanılmasını gerektirir, bu da ek morbiditeye yol açabilir. Bu prosedürleri geçiren hastalar, greftin konsolidasyonu ve iyileşmesi için beklerken ağız rehabilitasyonu olmadan uzun bir süre geçirmek zorunda kalabilirler. Alternatif bir yaklaşım, implantların pterygoid, nazal, zigomatik kemik içine veya subperiosteal olarak yerleştirilmesidir (Candel-Martí ve ark., 2012b).

2.3.1. Greftli Teknikler

Atrofik maksillanın rehabilitasyonu için akademik literatürde çeşitli yöntemler bulunmaktadır. Birçok çalışma, greftleme yönteminde otojen kemik kullanımını en uygun seçenek olarak değerlendirmektedir. Kemik greftleri ve ardından uygulanan implantlar, atrofik maksillanın hem formunu hem de fonksiyonunu restore edebilir (Margonar ve ark., 2010).

Sinüs kaldırma tedavisi düşünüldüğünde, cerrahlar istenilen kemik yüksekliğini elde etmek için sinüs tabanını greftlemek ve membranı yükseltmek amacıyla çeşitli maddeler kullanabilirler. Xenogreft, bir türden diğerine doku veya organ naklini ifade ederken, allogreft, alıcı ile aynı türden bir donörden alınan nakli ifade eder. Otogreft, aynı hastadan alınan bir grefti belirtirken, alloplast, hayvansal kaynaklardan elde edilmeyen ve genellikle üretilmiş veya tasarlanmış bir greft materyalini ifade eder (Carrao & DeMatteis, 2015).

Araştırmacılar, osteojenik potansiyeli, antijenik reaksiyon eksikliği ve çapraz kontaminasyon riskinin azalması nedeniyle otojen kemik greftlerini önermektedirler. Ancak, bu kemik greftlerinin sınırlı donör saha alanları ve cerrahi müdahale ile ilişkili morbidite gibi dezavantajları bulunmaktadır (Becker ve ark., 1998). Otojen greftler, yeni kemik oluşturma kapasitesine sahip olmaları nedeniyle rekonstrüksiyon işlemlerinde altın standart olarak kabul edilmektedir. İliak kemik grefti, ekstraoral bir greft olmasına rağmen, maksiller rekonstrüksiyonlarda sıkça tercih edilmektedir. Ancak, iliak kemik grefti uygulamasının

hastanede yatış gerektirmesi, uygulanan bölgede hissizlik, kalıcı ağrı, seroma, peritoneal perforasyon, sinir hasarı, stres kırığı ve kullanılan bölgede rezorbsiyona uğraması gibi dezavantajları vardır (Tucker, 2018). Otojen kemik olarak, ramus greftlerinin iliak kanat greftlerine kıyasla daha yüksek kortikal içeriğe sahip olduğu ve rezorpsiyona karşı daha dirençli olduğu bilinmektedir. Ancak, daha büyük hacimli bir greft gerektiğinde, ramus grefti yerine daha fazla miktarda greft sağlayabilen iliak kanat grefti tercih edilir. Ağız içi donör alanının seçimi, rekonstrüksiyon yapılacak bölgedeki kemik defektinin büyüklüğüne bağlıdır. Ramus greftinde, simfiz greftine göre daha uzun bir greft elde edilebilirken, simfiz grefti daha kalın bir greft sağlar (Tucker, 2018)

Allojenik greftler biyoyumlu olup, daha az postoperatif ağrıya neden olur ve donör bölgesinde morbiditeye yol açmaz. Ayrıca, sınırsız sayıda erişilebilir olmaları avantajına sahiptir (Margonar ve ark., 2010).

Misch'in greftleme protokolüne göre, kemik greftinin başarılı entegrasyonu birçok faktöre bağlıdır: cerrahi asepsi, yumuşak doku örtüsü, greftli alanı koruma, immobilizasyon, bölgesel hızlandırıcı fenomenler, ev sahibi kemik kan damarlarının optimizasyonu ve büyüme faktörü optimizasyonu (Ali ve ark., 2014).

2.3.1.1. Sinus Tabanı Yükseltme

Yeterli kemik hacmi elde etmek için en yaygın kullanılan kemik artırma tekniği sinüs tabanı yükseltmedir. (Adalı ve ark., 2021).

Maksillanın posterior bölgesindeki yetersiz kemik hacmini gidermek için en uygun terapötik müdahale, maksiller sinüs kaldırma işlemi gerçekleştirmektir. Bu işlem, sinüs membranının (Schneiderian membranı olarak da bilinir) altına ve sinüs tabanına kemik greftleri yerleştirilmesini içerir. Böylece, maksiller sırtın yüksekliği artırılarak, bu bölgede dental implantların başarılı bir şekilde yerleştirilmesi sağlanır (Martins ve ark., 2021).

Sinüs tabanını kaldırmak için en yaygın olarak uygulanan yöntemler, osteotomi içeren kapalı teknik ve lateral pencere açılarak yapılan açık tekniktir (Smiler ve ark., 1992)

Osteotom kullanılarak yapılan kapalı sinüs lifting tekniğinde, implantın primer stabilizasyonunun sağlanabilmesi için en az 5-6 mm rezidüel kemik yüksekliği gerekmektedir. Bu teknikte, subantral dokuların osteojenik potansiyelini kaybetmemesi, hastaya daha az travma uygulanması ve komplikasyon riskinin daha düşük olması gibi avantajlar, açık sinüs tekniğine göre kapalı sinüs tekniğinin faydalarındandır. Ancak, kapalı lifting tekniğiyle maksiller sinüs tabanının yükseltilmesi, açık tekniğe göre daha sınırlıdır ve bu yöntemle elde edilebilecek yükseklik 2 ila 3 mm arasında kalmaktadır (Tiziano Testori ve ark., 2009). Lateral pencere açılarak yapılan açık sinüs lifting yöntemi için iki farklı protokol bulunmaktadır. Rezidüel kret yüksekliği 5 mm'den az olan durumlarda, önce açık lifting ve greftleme işlemleri yapılır, ardından implant cerrahisi için ikinci bir seans önerilmektedir. Ancak, rezidüel kret yüksekliği 5 mm'den fazla olduğunda ve dental implantın yerleştirilmesi için primer stabilize sağlanabildiği durumlarda, implant cerrahisi ile sinüs lifting tekniği aynı seansta uygulanabilir ve bu durumda herhangi bir kontrendikasyon bulunmamaktadır (Smiler ve ark., 1992).

2.3.1.2. Onlay Greftleme Tekniği

Alveolar sırtın hacmini artırmak için onlay kemik grefti , sinüs elevasyonu, interpozisyonel 'sandviç tekniği' kemik grefti ve distraksiyon osteogenezi gibi farklı augmentasyon teknikleri kullanılmıştır (Al-Müraisi ve ark., 2020). Steller ve ark. çalışmalarında iliak kemik greftinin operasyondan sonra geçen zamanla orantılı olarak rezorpsiyon miktarının arttığı sonucuna varmışlardır. Bu kemik yüksekliği azalmasının, sinüs kaldırma tekniğine kıyasla onlay greftlerde daha fazla olduğu bulunmuştur. İliak kemik grefti, implant yerleştirilmeden önce onlay grefti olarak kullanıldığında hızlı bir rezorpsiyona uğrar. Sinüs kaldırma tekniğinde ise bu rezorpsiyon oldukça daha düşüktür. Bu durum, greft iyileştikten sonra implant yerleştirilmesi için optimal zamanı belirlemek açısından özellikle önemlidir (Steller ve ark., 2022).

Onlay kemik greftleri mevcut kemiğin hem vertikal hem de horizontal boyutlarda artırılmasını sağlar. Blok greftlerle vertikal yükseltme, kalan sırt yüksekliği 5 mm'den az olduğunda, özellikle Cawood ve Howell sınıflandırmasının IV, V ve VI sınıflarında önerilmektedir (Roccuzzo ve ark., 2007). Otojen kemik grefti için intraoral ve ekstraoral pek çok donör kaynağı bulunmaktadır. Maksilla ve mandibula, intraoral kemik alımı için potansiyel kaynaklardır ve bu bölgeler, mandibula simfiz, parasimfiz, mandibula ramus, maksiller tüber ve koronoid gibi çeşitli alanları kapsar. İntraoral kemik blokları, daha düşük

rezorpsiyon oranlarına sahiptir, ancak her zaman yeterli hacimde elde edilemezler. Bu gibi durumlarda, ekstraoral donör bölgelerinin kullanımı zorunlu hale gelir. Ekstraoral kemik donör kaynakları arasında iliak sırt, kalvarium ve tibia bulunmaktadır (Nguyen ve ark., 2019).

2.3.2. Greftsiz Teknikler

Widmark ve ark. çalışması, maksiller implantların başarı oranının, greftlenmiş kemiklere yerleştirilen implantlara kıyasla, doğal kemiğe yerleştirildiğinde daha yüksek olduğunu ortaya koymuştur. Greftlenmiş maksillaya yerleştirilen implantların başarı oranı %82 iken, doğal kemikte yerleştirilenler %96 başarı oranına sahip olmuştur (Widmark ve ark., 1998).

2.3.2.1. Kısa İmplantlar

Atrofik alveolar kemikli hastaların rehabilitasyonu için kısa dental implantların kullanımı, daha düşük biyolojik komplikasyonlarla, azalmış morbidite ile, daha düşük maliyetlerle ve daha kısa cerrahi sürelerle ilişkilendirildikleri için tercih edilen tedavi seçeneği olabilir (Thoma ve ark., 2015). Kısa implantlar, dikey kemik augmentasyonuna olan gereksinimi ortadan kaldırma veya en azından ulaşılması gereken kemik yüksekliği miktarını azaltma potansiyeline sahiptir (Esposito ve ark., 2011).

2011 yılında Avrupa Diş İmplantolojisi Derneği'nin Avrupa Konsensus Konferansı, Olate ve ark. tarafından önerilen implant sınıflandırmasını onaylamıştır. Bu sınıflandırmaya göre, implantlar eğer uzunlukları 8 mm'den azsa "kısa", 9-13 mm arasında ise "orta", 13 mm'den fazla ise "uzun" olarak kategorize edilmektedir. Genel sağlık durumu ve hastaların özel tercihleri gibi faktörler göz önünde bulundurulduğunda, minimum invaziv teknikler, oral fonksiyonun restore edilmesinde ve hasta memnuniyetinin sağlanmasında oldukça önemli bir rol oynamaktadır (Olate ve ark., 2010). Anatomik yapılara zarar vermemek amacıyla (maksiller posterior bölgede sinüs, mandibula posterior bölgede ise inferior alveolar sinir varlığı) kısa implantlar genellikle posterior bölgelerde tercih edilmektedir. Posterior bölgelerdeki okluzal kuvvetlerin yüksekliği, kemik dansitesindeki artış ve kısa implant kullanımının kron kök oranını değiştirmesi, buna bağlı olarak biyomekanik stresler, kısa implantlarda başarısızlık sebepleri arasında yer alabilir. Kısa implantlardaki başarısızlıkların çoğunun cerrahi işlemlerden ziyade, implantın üst yapısıyla ilişkili olduğu bildirilmiştir.

Maksiller posterior bölgelerde kemik kalitesi ve miktarının düşük olması, kısa implant kullanımındaki başarısızlık riskini artırabilir (Terheyden ve ark., 2021).

2.3.2.2. Açılı Yerleştirilen İmplantlar

Optimal sonuçlar için, önemli alveolar kemik kaybı olan hastaların, kemik augmentasyonu ve sinüs kaldırma gibi cerrahi müdahalelere ihtiyaçları vardır. Bu yöntemler, hastaların morbiditesini, tedavi maliyetlerini artırabilir ve komplikasyonlara yol açabilir. Maló P ve arkadaşları, 2003 yılında bu sınırlamaları aşmak amacıyla "all-on-four" konseptini geliştirmiştir (Maló ve ark., 2003).

All-on-Four tekniği, kemik augmentasyonu gerektirmeden tam çene rehabilitasyonu sağlamaktadır. Bu yöntem, anterior bölümde iki düz implant ve her posterior bölümde mental foramenin önü ile sinüsün anteriorunda bir eğik implant tarafından desteklenen sabit bir protez kullanımını içerir (Tribst ve ark., 2022). Rezidüel kemiğe açılı yerleştirilen 13 mm'den uzun implantların, greftleme işlemi yapılmadan primer stabiliteyi sağladığı bildirilmiştir. İmplantın primer stabilitesinin temini için gerekli olan destek, maksiller sinüsün ön duvarı ve nazal fossa içindeki kortikal kemik tarafından sağlanır. İmplantın posterior yönde açılı yerleştirilmesi, protezin anterior-posterior yayılımını optimize eder ve kantilever uzantılarını azaltarak, dikey yerleştirilen implantlara göre daha etkin bir molar destek sunar (Krekmanov ve ark., 2000).

2.3.2.3. Pterigoid İmplantlar

Pterigomaksiller bölgenin, tamamen dişsiz ve atrofik maksillalarda greftleme ve sinüs augmentasyon prosedürlerinden kaçınmak için alternatif bir implantasyon bölgesi olarak kullanılabileceği daha önce tahmin edilmiştir. Ancak, bu bölgeyi ilk kez 1992 yılında Tulasne adlı araştırmacı tercih etmiştir. Pterigomaksiller bölge, implant yerleştirmek için alternatif bir bölge olarak tanımlandıktan sonra, birçok araştırmacı bu bölgeyi implant yerleştirmek için kullanmayı tercih etmiştir (Tulasne J, 1992). Bu implantlar, maksiller tüberin arka duvarı, palatin kemiğin horizontal prosesi ve sfenoid kemiğin pterigoid prosesinden oluşan yoğun kortikal kemikte yerleştirilmek üzere tasarlanmıştır (Araujo ve ark., 2019a). Pterigoid implantın, maksiller tüberi ve palatin kemiğin piramidal prosesini geçtikten sonra, sfenoid kemiğin pterigoid prosesine yerleşmesi beklenir ve sonuç olarak önemli bir primer stabilite sağlanmış olur (Nunes de Sousa & Leitão de Almeida, 2020). Zigomatik implantlar kullanmak

yerine, alternatif bir yaklaşım, maksiller tüberin yanında ve maksiller sinüsün arkasında yer alan pterigoid veya pterigomaksiller bölgeye implant yerleştirilebilir (Wilkirson ve ark., 2021a).

Yapılan araştırmalarda, pterygoid implantların uygulanabilmesi için iki farklı anatomik bölge önerilmektedir. Pterygoid alana yerleştirilen implantlar, uzunluk ve açılarına göre sfenoid kemiğin processus pterygoideusundan destek alabilir ya da maksillanın pterigomaksiller bölgesine yerleştirilebilir. Bu iki yerleşim arasındaki farkları ayırt etmek zor olabilir. Ancak, bu farklılıklar, implant cerrahisinde çeşitli tekniklerin uygulanmasını zorunlu kılmaktadır. Processus pterygoideus'a implant yerleştirilmesi, ileri düzey cerrahi beceri gerektirir. İmplant, maksiller sinüs tabanı ve maksiller tüberin yüksekliğine bağlı olarak, distal yönde 35 ila 55 derece arasında bir açıyla yerleştirilir (Mateos L, 2002).

Maksiller arter pterigopalatin fossaya giriş yaparken pterigomaksiller suturun 1 cm yukarısından seyrederek. Maksiller arter ve pterigomaksiller suturen tabanı arasında 25 mm kadar mesafe vardır. Operasyon sırasında bölgede oluşan kanama pterigoid kasın venlerinden gelebilir (Ridell ve ark., 2009). Pterygoid implantının yerleştirilmesi, zigomatik implantın yerleştirilmesine kıyasla nispeten daha az invazivdir. Pterygoid implantlar, geleneksel dış implantlarına göre daha büyük bir uzunluğa sahiptir, çünkü maksiller tüberi ve palatin kemiğin piramidal çıkıntısını geçerek sfenoid kemiğin pterygoid çıkıntısı ile bağlantı kurmaları gerekmektedir (Ren & Shu, 2022). Bahat ve arkadaşları, uygun implant açısını elde edebilmek için hastanın ağzının en az yaklaşık 35 mm açılmasının gerekli olduğunu düşünmektedir (Candel ve ark., 2012).

Pterygoid implantların kullanımı, bilateral maksillektomi geçirmiş bireylerin rehabilitasyonunda potansiyel olarak uygulanabilir bir alternatif olabilir. Pterygoid implant yerleştirilmesine yönelik cerrahi yaklaşım, son derece düşük komplikasyon riski ile ilişkilendirilmiştir. Kaydedilen en yaygın komplikasyonlardan biri operasyon sırasında meydana gelen kanamadır. Bu durum, implantasyon sürecinde pterygoid kasların zarar görmesinden veya pterygoid kemik plağının delinmesinden kaynaklanabilir, her iki durum intraoperatif kanamaya yol açabilir. Pterygoid implant cerrahisinin en büyük dezavantajı hem cerrahlar hem de hastalar için bölgeye erişim zorluğudur (Jamdade ve ark., 2022).

Cerrahi işlem sırasında ortaya çıkabilecek başlıca komplikasyonlardan biri, genellikle internal maksiller arterin yakınlığı nedeniyle meydana gelen kanamadır. Bu arter, pterigomaksiller suturen yaklaşık bir santimetre üstünde yer almaktadır. Bu spesifik komplikasyonun nadiren görüldüğü de belirtilmeye değerdir (Candel ve ark., 2012).

Pterygoid implant cerrahisi sırasında oluşabilecek komplikasyonlar literatürde belgelenmiştir. Bunlar arasında orta derecede venöz kanama, hafif trismus, implantın yanlış yerleştirilmesi ve kalıcı ağrıyla seyreden tek bir vaka bulunmaktadır. En sık gösterilen komplikasyonlardan biri, ameliyat sırasında meydana gelen kanamadır. Bu durum muhtemelen implantasyon sırasında pterygoid kasların zarar görmesinden veya pterygoid kemik plağının delinmesi sonucu oluşan kanamadan kaynaklanır (Vrielinck ve ark., 2003).

Pterygoid implant cerrahisinde olası komplikasyonları önlemek amacıyla, klinisyenlerin ihtiyaç duyduğu anatomik ve radyografik yapıların belirlenmesi için atrofik maksillaya sahip 46 kadavranın bilgisayarlı tomografi görüntüleri analiz edilmiştir. Bu incelemeler sonucunda, maksiller tüber ile pterigomaksiller fissür tabanı arasındaki ortalama mesafenin 18,7 mm olduğu tespit edilmiştir. Bu nedenle, pterygoid implant cerrahisi planlanan hastalarda bireysel anatomik farklılıklar göz önünde bulundurulmalı ve cerrahi süreç buna göre şekillendirilmelidir (Uchida ve ark., 2017).

Pterigomaksiller bölgeye yerleştirilen implantların, kortikal kemik desteğini sağlayabilmesi için belirli bir uzunluğa sahip olması gerekmektedir. Balshi ve ekibinin gerçekleştirdiği bir çalışmada, pterigomaksiller bölgeye uygulanan 4.0 mm çapındaki Branemark Sistem implantları retrospektif olarak incelenmiştir. Bu çalışmada implantlar, uzunluklarına göre iki gruba ayrılmıştır: 7–13 mm ve 15–18 mm. Araştırma sonuçlarına göre, 7–13 mm uzunluğundaki dental implantların sağ kalım oranı %88,06 olarak belirlenirken, 15–18 mm uzunluğundaki implantların sağ kalım oranı %94,16 olarak rapor edilmiştir (Balshi ve ark., 2013).

2.3.2.4. Subperiosteal İmplantlar

Subperiosteal dental implantlar, mukozanın altına yerleştirilen ve kemiğin üzerine vidalarla sabitlenen metal bir çerçeveye sahip olup, maksillada ileri cerrahi girişimlere ihtiyaç duyulmadan dental rehabilitasyonu mümkün hale getirir. Bu implantlar, kobalt, krom ve

titanyum gibi biyoinert malzemelerden üretilmiştir. Subperiostal implantlarda çiğneme kuvvetleri, çene kemiği ile daha geniş bir temas yüzeyi sayesinde daha geniş bir alana yayılır. Bu implantlar, mukozanın altındaki ve üstündeki olmak üzere iki ana bileşenden oluşur. Mukozanın altında yer alan ve çerçeve olarak adlandırılan yapı, kemiğin üzerine oturarak protezin desteğini sağlar ve osteointegrasyon yoluyla proteze ankraj oluşturur. Abutmentler ise mukozayı geçerek proteze bağlantı sağlar (Garrido-Martínez ve ark., 2022).

Subperiostal implantların kullanımı, uzun bir süre boyunca diş hekimleri arasında popülaritesini yitirmiştir. Ancak, bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) teknolojilerindeki gelişmelerin yanı sıra titanyum alaşımları ve Polieter-eterketon (PEEK) gibi yeni materyallerin kullanıma sunulması, subperiostal implantlara olan ilgiyi yeniden canlandırmıştır. Ayrıca, yüzey işlemlerindeki iyileştirmeler ve kemik biyomekaniği prensiplerinin daha iyi anlaşılması, subperiostal implantların modern diş hekimliğinde uygulanabilir bir tedavi seçeneği olarak yeniden önem kazanmasına katkıda bulunmuştur (Mommaerts, 2017b). Sonuç olarak, modern CAD ile tasarlanan ve eklemeli üretim yöntemiyle üretilen subperiostal implantlar, geleneksel implantlara kıyasla önemli avantajlar sunabilir. Bu avantajlar arasında tek seanslık cerrahi ile hemen yükleme imkânı, daha iyi uyum sağlama ve cerrahi sürenin kısalması yer almaktadır (Bai ve ark., 2022).

Modern subperiostal implantların, kemik atrofi olan hastaların tedavisinde geleneksel tekniklere kıyasla bazı avantajlar sunduğu öne sürülmektedir. Bu avantajlar arasında, otolog kemik grefti prosedürlerinde kemik donör bölgelerine bağlı morbiditenin ortadan kaldırılması, ayaktan tedavi imkânı ve daha kısa cerrahi süre yer almaktadır (Carnicero ve ark., 2021).

2.3.2.5. Zigomatik İmplantlar

1980'li yıllardan itibaren zigomatik kemik, ileri derecede atrofik posterior maksillaya sahip hastaların protetik rehabilitasyonunda destekleyici bir yapı olarak kullanılmaya başlanmıştır. Aşırı kemik kaybı bulunan posterior maksillanın tedavisini kolaylaştırmak, cerrahi başarısını artırmak, işlem süresini ve morbiditeyi azaltmak ve greft uygulamalarından kaçınmak amacıyla, Branemark ve ekibi 1998 yılında hemimaksillektomi geçirmiş kanser hastalarının rehabilitasyonunda zigomatik implantları tercih etmiştir. Ayrıca, Weischer ve

ekibi de maksillektomi sonrası protetik tedavide zigomatik kemiğin destek olarak kullanılmasıyla ilgili çeşitli araştırmalar yapmıştır. (Weischer ve ark., 1997).

Zigomatik implantlar, self tapping titanyum alaşımından üretilmiştir. Sertleştirilmiş ve oksitlenmiş bir yüzeye sahip olan bu implantlar, 30 mm ile 52,5 mm arasında değişen farklı uzunluklarda tasarlanmıştır. Maksiller kemik ile zigomatik kemik arasındaki açığı dengelemek amacıyla, implantlar 45 derecelik baş açısına sahiptir. Zigomatik kemiğe bağlanan apikal 2/3 kısmın çapı 4 mm iken, maksiller alveolar krette bulunan 1/3 kısmın çapı 4.5 ile 5 mm arasında değişmektedir. Bu implantlar, palatinal kemikten zigomatik kemiğin gövdesine kadar uzanacak şekilde, genellikle birinci veya ikinci premolar dişlerin hizasından yerleştirilmektedir. (Malevez ve ark., 2003).

2.3.2.5.1. Zigomatik İmplant Endikasyonları

Aşırı maksiller atrofi vakalarında uygulanan bir tedavi yöntemidir. Çekim, travma, enfeksiyon ve maksiller sinüs pnömatisasyonu gibi nedenlerle yeterli alveolar kemik yüksekliği ve genişliği bulunmayan hastalarda endike olup, maksiller defektler antrum ve orofarinkste açıklık oluşumuna yol açmaktadır. Zigomatik implant uygulaması sayesinde hastalar kaybettikleri çiğneme, yutkunma, konuşma fonksiyonlarını geri kazanabilir ve estetik kaygılarını giderebilirler. Kemik hacmini artırmak amacıyla uygulanan Le Fort I osteotomisi, iliak kemik grefti, sinüs lifting, yönlendirilmiş doku rejenerasyonu, kompozit greft kullanımı, pterygoid çıkıntıya implant yerleştirilmesi ve parasinüs bölgesine açılı implant uygulanması, hastanın yaşam kalitesini düşürebilecek çoklu cerrahi işlemler gerektirebilir ve morbidite riskini artırabilir. Geniş pnömatisize sinüs varlığı ve alveolar kemik yüksekliğinin 3 mm'den az olduğu durumlarda, zigomatik implantlar daha uygun bir seçenek olarak değerlendirilir. Zigomatik implantlar, diğer implantlarla provizyonel barlar aracılığıyla birleştirilerek, implant üzerindeki mekanik stresin azaltılması hedeflenir. Zigomatik kemiğin implant desteği olarak kullanılması, parsiyel veya total maksiller dişsizliği bulunan, sinüs bölgesinde ileri derecede kemik rezorpsiyonu olan hastalar ile tümör rezeksiyonları sonrası oluşan maksiller defektlerin rehabilitasyonunda etkili bir tedavi seçeneğidir (Stevenson & Austin, 2000).

Zigomatik implantların genel endikasyonları şunlardır:

1. Aşırı derecede rezorbe olmuş maksiller posterior bölgede, premolar veya molar dişlerin eksik olduğu vakalar,
2. Parsiyel veya total maksillektomi sonrası oluşan maksiller defektlerin rehabilitasyonu,
3. Maksiller anterior bölgeye en az iki implant yerleştirilebilecek kemik hacmi bulunmasına rağmen, posterior bölgeye herhangi bir ögumentasyon yapılmadan aksiyel açılı implant uygulamasının mümkün olmadığı durumlar,
4. Maksiller anterior bölgede greftleme sonrası aksiyel açılı implant uygulanabilmesine rağmen, posterior bölge için ek bir ögumentasyon gerektiren vakalarda zigomatik implant kullanımı tercih edilmektedir (Aparicio ve ark., 2014).

2.3.2.5.2. Zigomatik İmplant Kontrendikasyonları

Zigomatik implant uygulaması; akut sinüs enfeksiyonu veya üst solunum yolu enfeksiyonu bulunan hastalar, maksiller ve zigomatik kemikte patolojiye sahip bireyler, kontrol altında olmayan sistemik hastalığı olanlar ve malign tümör tanısı almış hastalar için kontrendikedir. Ayrıca, baş-boyun bölgesine herhangi bir sebeple radyoterapi uygulanmış, bifosfonat tedavisi görmüş bireylerde de zigomatik implant kullanımı önerilmemektedir (Rosenstein & Dym, 2020).

2.3.2.5.3. Zigomatik İmplant Cerrahi Teknikleri

Zigomatik implant cerrahisinde ilk olarak 1980'lerde intrasinüs tekniği tanımlanmış ve sonraki teknikler, bu yöntemin modifikasyonlarıyla geliştirilmiştir. İntrasinüs tekniğinde cerrahi insizyon, alveolar kretin palatinal bölgesinden başlatılarak her iki tarafta birinci molarlar arasında yapılır. Maksillanın lateral duvarı ve zigomatik çıkıntı açığa çıkarılarak Le Fort I osteotomisine benzer şekilde kaldırılır. Bu aşamada, infraorbital sinir görülebilmeli ve kretin hem palatinal hem de bukkal bölgeleri açığa çıkarılmalıdır.

Bu teknikte sinüs membranının kaldırılması gerektiğinden, zigomatik kretin inferiorundan piezo veya döner aletler kullanılarak sinüs lifting prosedüründe olduğu gibi bir

pencere açılır. Bu pencerenin, zigomatik implantın sinüs içerisinden kemiğe ilerleyişini gözlemleyebilecek büyüklükte olması gereklidir; ideal boyutu 10×5 mm olarak önerilmektedir. Lateral pencere oluşturulduktan sonra sinüs membranı, inferior, lateral ve superior yönlerden dikkatli şekilde diseke edilmelidir. Sinüs membranının kaldırılması, implantın başarısı açısından zorunlu değildir, ancak oroantral fistül ve sinüzit oluşma riskini azaltabilir. Membran kaldırıldığında, drilleme ve implant yerleştirme aşamalarında membran perforasyonu önlenerek komplikasyon ihtimali en aza indirilir.

Cerrahi ve protetik planlamaya uygun olarak, implant başının çıkacağı noktadan osteotomi başlatılır. Osteotomi hattı superior, lateral ve posterior yönlerde ilerletilmeli; alveolar kret seviyesinden başlayarak sinüs içinden geçerek zigomatik kemiğin süperior kortikal tabakasında sonlandırılmalıdır. Komşu yumuşak dokuların zarar görmemesi için drill guide kullanılmalı ve aşırı ısınmayı engellemek amacıyla bol irrigasyon yapılmalıdır. Planlanan implant çapına ulaşana kadar dikkatlice drilleme işlemi gerçekleştirilir ve osteotomi uzunluğu, derinlik ölçer ile doğrulanmalıdır. Zigomatik implant, düşük hızda döner alet yardımıyla yerleştirilmeli ve apeksinin zigomatik kemiğin süperior korteksine ulaşması sağlanmalıdır. Son aşamada, implant başı alveolar kretle uyumlu bir pozisyonda konumlandırılır (Rosenstein & Dym, 2020).

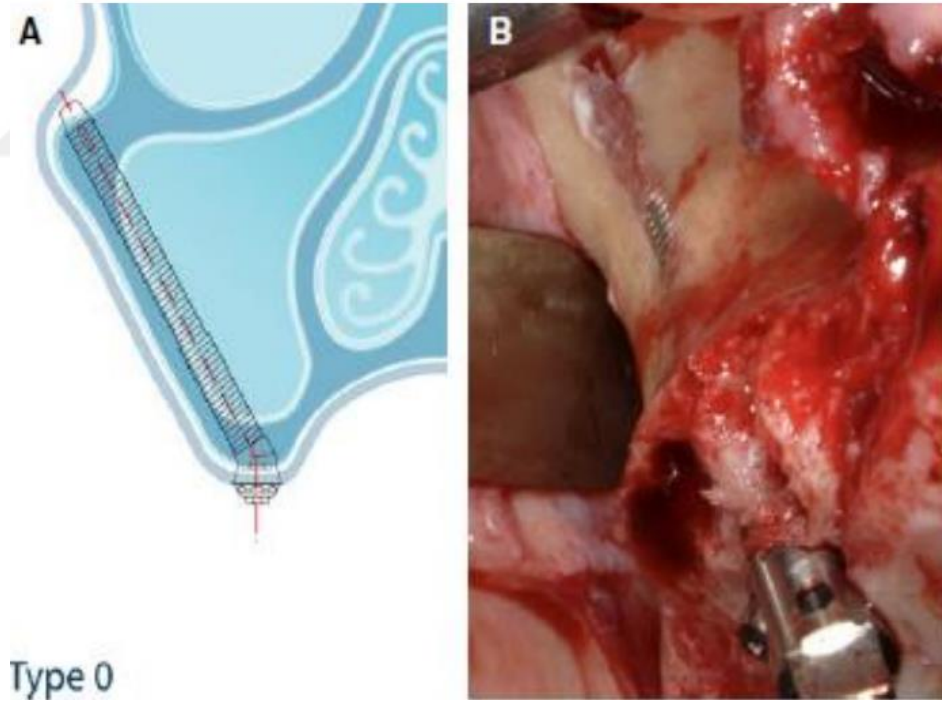
Stella ve Warner tarafından tanımlanan Stella veya sinüs slot tekniği, implantın sinüs içerisinden ilerlemesi açısından orijinal Branemark tekniğine benzemektedir. Ancak bu yöntemde, implantın oryantasyonu optimize edilerek palatal kantilever mesafesi azaltılmıştır. Ayrıca, geleneksel sinüs penceresi yerine, implantın doğru aksla ilerleyebilmesi için dar ve uzun bir yuva (slot) oluşturularak cerrahi girişim daha kontrollü hale getirilmiştir (Stella & Warner, 2000).

Migliorança R. ve ekibi tarafından tanımlanan ekstrasinüs veya ekstramaksiller teknik, bukkal konkavitesi belirgin olan bireylerde implantın alveolar kretten daha uzak bir noktaya yerleştirilmesi gerektiğinde tercih edilir. Bu yöntemde implant, alveolar krete yakın olacak şekilde bukkal konkaviteye konumlandırılır ve implant başı genellikle ikinci premolar veya birinci molar seviyesinde bulunur. Maksiller sinüsün lateral duvarından zigomatik kemiğe ilerletilen implant, geleneksel tekniklere kıyasla sinüs perforasyonu riskini ortadan kaldırması, cerrahi görüş açısını iyileştirmesi ve implant başının alveolar kret üzerinde konumlanmasını sağlaması gibi protetik ve biyomekanik avantajlar sunar (Migliorança ve ark., 2011).

Malo ve ekibi tarafından tanımlanan ekstramaksiller teknikte, protezin desteği yalnızca zigomatik implantlardan sağlanmaktadır. Bu yöntemde protez boyutu en küçük seviyede olduğundan, fonetik sorunlar, protez stabilitesi ve ağız hijyeninin korunması açısından avantajlar sağlanırken, maksiller retansiyonun bulunmaması protezin genel desteğini azaltabilmektedir (Maló ve ark., 2008).

Aparicio ve ark, bireylerin anatomik farklılıklarını göz önünde bulundurarak, anatomiye dayalı cerrahi yaklaşım olan Zygomatic-Anatomy Guided Approach (ZAGA) konseptini geliştirmiştir. Bu yaklaşıma göre, implant gövdesinin sinüsün lateral duvarı ile zigomanın gövdesi arasındaki konumuna bağlı olarak beş farklı çıkış profili tanımlanmıştır (Aparicio, 2012).

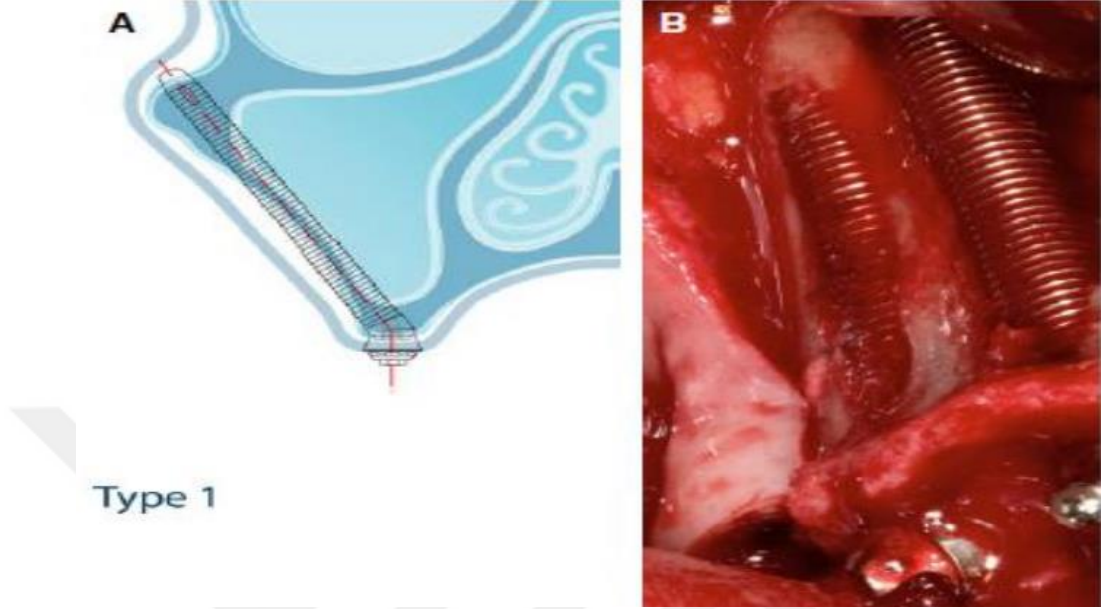
ZAGA TİP 0: Maksillanın ön duvarı düzdür. Osteotomi maksillanın lateral duvarında ilerler. İmplant zigomatik kemiğe sinüs içerisinden ilerler (Aparicio, 2012).



Şekil 2. 2. Zigomatik İmplantın Şematik ve Ağız İçi Görünümü

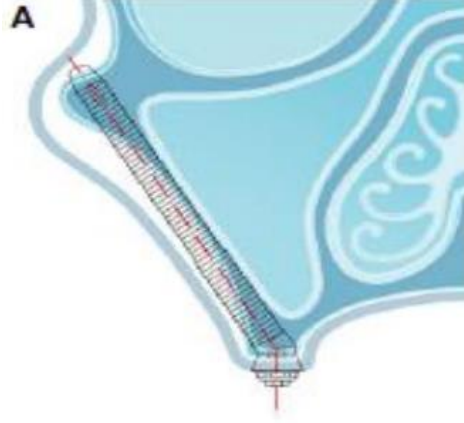
ZAGA TİP 1: Maksillanın ön duvarında hafif bir konkavite mevcuttur. Osteotomi, alveolar kemik içinde başlatılır ve proteze uygun bir konum sağlamak amacıyla zigomatik

desteğe doğru ilerlerken maksillanın ön duvarı perforasyon edilir. İmplantın stabilitesi zigomatik kemikten sağlanır (Aparicio, 2012).



Şekil 2. 3. Zigomatik İmplantın Şematik ve Ağız İçi Görünümü

ZAGA Tip 2: Maksillanın ön duvarı Tip 1'e kıyasla daha belirgin bir konkaviteye sahiptir. İlk osteotomi alveolar kret üzerinde gerçekleştirilir. Protezin ideal konumlandırılmasını sağlamak amacıyla implant, lateral duvarı delerek yerleştirilir. İmplant gövdesinin büyük bir bölümü sinüsün dışında kalır (Aparicio, 2012).

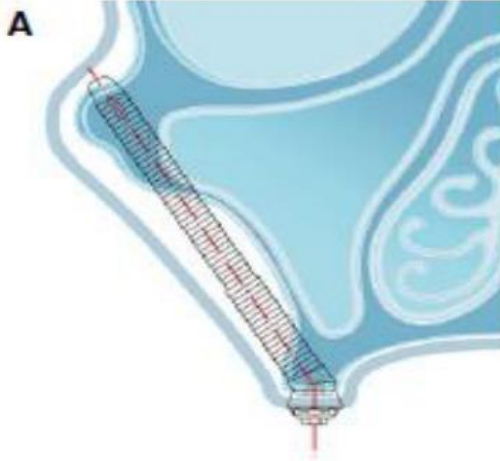


Type 2



Şekil 2. 4. Zigomatik İmplantın Şematik ve Ağız İçi Görünümü

ZAGA TİP 3: Maksillanın ön duvarı oldukça konkav bir yapıya sahiptir. Osteotomi palatinal bölgeden başlar, maksillanın lateral duvarını geçerek zigomatik kemiğe ulaşır. Bu teknikte yerleştirilen implantın gövdesi ile maksillanın lateral kısmı arasında bir boşluk oluşur (Aparicio, 2012).

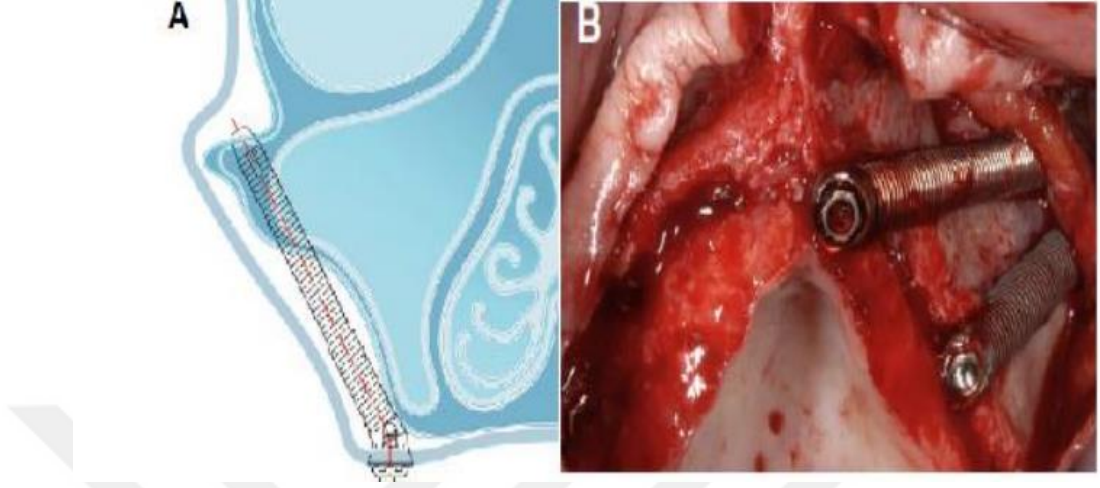


Type 3



Şekil 2. 5. Zigomatik İmplantın Şematik ve Ağız İçi Görünümü

ZAGA TİP 4: İleri derecede atrofik maksillada, ince palatinal kemiğe zarar vermeden implant, ideal konumuna ekstramaksiller olarak yerleştirilir (Aparicio, 2012).



Şekil 2. 6. Zigomatik İmplantın Şematik ve Ağız İçi Görünümü (Aparicio, 2012)

2.3.2.5.4. Zigomatik İmplant Komplikasyonları

Zigomatik implant cerrahisi sonrası bazı komplikasyonlar görülmektedir. (Chrcanovic ve ark., 2016):

- Sinüzit varlığı ve maksiller sinüsün enfeksiyonları
- Yumuşak dokuda mevcut enfeksiyonlar
- Oroantral fistül
- Fasiyal, konjunktival veya periorbital hematoma oluşumu
- İmplantın sürekli ağrı veya tekrarlayan sinüzite bağlı yerinden çıkarılması
- Orbital taban veya infratemporal fossa perforasyonu

- Sinir hasarına bağlı parestezi
- Subkutan amfizem oluşumu
- Gingival hiperplazi
- Epistaksis

2.3.2.6. Transnazal İmplantlar

Atrofik maksilla hastalarının rehabilitasyonu, zorlu bir tedavi sürecidir. Çeşitli tedavi seçenekleri arasında, zigomatik implantlar kullanılarak yapılan tedavinin son 30 yılda yüksek başarı oranları gösterdiği görölmüştür. Maksiller kemik atrofisinin derecesine bağlı olarak, 2 zigomatik implant, minimum 2 adet konvansiyonel anterior implant ile kombin edilebilir, veya maksillanın anterior bölgesinde kemik hacmi yokluğunda sadece 4 zigomatik implant (Quad Zygoma) kullanılabilir (Almeida ve ark., 2021).

Quad zigomatik implant yerleştirilmesi bazı durumlarda riskli ve zordur:

- infraorbital foramenin zigomatik implantın yolu üzerinde bulunduğu durumlar
- Yetersiz zigomatik kemik hacmi
- Maksiller sinüs ve alveolar kret arasında belirgin bir yüz konkavitesi (ZAGA 3,4)

Dört zigomatik implant kullanımına alternatif olarak, ekstra uzun transnazal implantların tek taraflı zigomatik implantlarla birlikte yerleştirilmesi yeni bir tedavi seçeneği sunmaktadır.

Endikasyonlar:

Maksilla alveolar kret ile nazal boşluk arasında minimum 4 mm kemik yüksekliği bulunmalıdır.

- Pre-maksilla bölgesinde iki konvansiyonel implant yerleştirilmesi için yeterli kemik hacminin bulunmaması,
- İki zigomatik implant yerleştirilmesi için yeterli zigomatik kemik hacminin olmaması,
- İnfraorbital foramenin ikinci zigomatik implantın rotası üzerinde bulunması

Cerrahi Prosedür

Cerrahi, tercihen hastanede genel anestezi altında, nazal entübasyon ile yapılmalıdır. Pre- ve post-operatif protokoller, zigomatik implant yerleştirme cerrahisinde kullanılanlarla aynıdır. Prosedür, orta hattan yapılan bir insizyonla, 1. molar dişlerin distaline kadar uzanır. Bukkal ve palatinal flapler kaldırılır. Nazal boşluk, infraorbital sinir ve zigomatik kemik açığa çıkarılır.

Nazal kavitenin tabanı ve lateral duvarı görünür hale getirilir. Nazal mukoza kalın olduğundan dolayı rüptür olma olasılığı düşüktür. Osteotomi, diğer geleneksel implant yerleştirme tekniklerinde olduğu gibi, ekstra uzun frezlerden oluşan cerrahi kit kullanılarak geleneksel veya palatinal bir yaklaşımla başlamalıdır. Osteotomi, nazal fossanın lateral duvarına teğet yerleştirilen başlangıç frezi ile gerçekleştirilir ve maksillanın frontal çıkıntısına kadar devam eder. Maksillanın frontal çıkıntısının ince kalınlığı nedeniyle 3.75mm çapa kadar ve 20, 22.5 ve 25mm uzunluklarında ekstra uzun implantların kullanılması önerilmiştir. İmplant yerleştirildikten sonra nazal mukozanın implant çevresine yapışmasını önlemek amacıyla, nazal kavitenin lateral kısmına ve tabanına partikül greft uygulaması önerilmiştir (Almeida ve ark., 2021).

Komplikasyonlar

Ekstra uzun transnazal implantlar uygulanan hastaların post-operatif döneminde gözlenen başlıca komplikasyonlar:

- Burun kanadında iğne batması hissi ile geçici parestezi
- Oro-nazal fistül
- Burun septumu eğri olan hastalarda geçici solunum zorluğu gözlenmiş.

Hastalar, nazal boşluğa yerleştirilen implantlara karşı iyi tolerans göstermiş ve bu anatomik bölgede bu cihazlara dair herhangi bir rahatsızlık veya farkındalık bildirmemiştir.

ZAGA 4 yüz anatomisine sahip hastalarda, maksillanın ön duvarında büyük konkavitenin bulunduğu, zigomatik implant gövdesinin büyük bir kısmının kemik ile temas etmediği ve yalnızca yumuşak doku ile kaplandığı durumlarda, ekstra uzun transnazal implantlar tercih edilebilir. Sonuç olarak transnazal implant tekniğinin, ikinci bir zigomatik implant yerleştirilmesinin yerine geçebilecek uygulanabilir bir alternatif olduğu, cerrahi riski azalttığı ve daha geniş bir cerrah kitlesi tarafından uygulanmasını mümkün kıldığı sonucuna varılmıştır (Almeida ve ark., 2021).

2.4. Bruksizm

Bruksizm, hem çocuklarda hem de yetişkinlerde yaygın olarak görülen, diş sıkma ve gıcırdatma ile karakterize parafonksiyonel bir harekettir. Bruksizm, primer (idiyopatik) ve sekonder olmak üzere iki ana gruba ayrılır. Primer bruksizm, klinik olarak altta yatan herhangi bir durumla ilişkilendirilemeyen bir durum olup, uyku bruksizmi ve uyanıklık bruksizmi olarak iki alt türe sahiptir. Uyku bruksizmi, istem dışı gerçekleşen ve uyku ile ilişkili bir hareket bozukluğu olarak sınıflandırılan bir durumdur. Uyanıklık bruksizmi ise bireyin farkında olarak yaptığı diş sıkma hareketi şeklinde tanımlanır. Bruksizmin toplumda görülme sıklığı %8 ila %31 arasında değişmekte olup, yetişkinlerde %22 ila %31 oranında uyanıklık sırasında, %13 ± %3 oranında ise uyku sırasında meydana gelmektedir. Kadınlarda daha yaygın olarak görülürken, yaş ilerledikçe prevalansı azalmaktadır. Özellikle çocukluk ve ergenlik döneminde daha yüksek oranlarda rastlanmaktadır. Sekonder bruksizm ise bazı ilaçların yan etkisi olarak ya da nörolojik ve gelişimsel bozukluklarla ilişkili olarak ortaya çıkabilir. (Manfredini ve ark., 2017).

Bruksizm sırasında ortaya çıkan oklüzal kuvvetler bireyler arasında farklılık gösterse de, parafonksiyonel aktivite sırasında oluşan kuvvetlerin ve normal çiğneme kuvvetlerinin sağlıklı bireylere kıyasla belirgin şekilde daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Attanasio'ya göre, normal bir bireyin çiğneme kuvvetleri ortalama 175 psi civarında iken, bruksizmlili bireylerde bu değer 300 psi'ye kadar ulaşabilmektedir (Attanasio, 1991). Araştırmalar, bruksizmi olan bireylerde maksimum ısırma kuvvetinin erkek hastalarda büyük azı dişleri için yaklaşık 911 N, kadın hastalarda ise yaklaşık 569 N olarak ölçüldüğünü göstermektedir (Waltimo, Nyström ve Könönen, 1994)

2.5. Kuvvet Analizleri

2.5.1. Temel Mekanik Kavramlar

Biyomekanik, organ ve dokuların uygulanan kuvvetler karşısındaki tepkilerini inceleyen bir bilim dalıdır. Protetik ve restoratif materyaller çeşitli kimyasal, termal ve mekanik faktörlere maruz kalır. Bu etkenler, materyallerde deformasyona yol açabilir. Bir materyalin mekanik özellikleri, farklı etkilere nasıl tepki verdiğini belirleyen temel unsurlardır (Sakaguchi, 2012).

İmplantlar ve implant üstü protezlerde biyomekanik faktörlerin rolü oldukça önemlidir. İdeal implant konumu ve açısı ile uyumlu tasarlanan protetik yapılar, bu faktörlerin en iyi şekilde yönetilmesini sağlayarak implant ve protezlerin başarısını artırır. İmplant ve üst yapıları, farklı mekanik özelliklere sahip birçok materyali içerir. Bu materyallerin mekanik özellikleri birlikte ele alınmalıdır, çünkü tek bir bileşenin mekanik özelliği, tüm sistemin kuvvetlere karşı tepkisini tam olarak yansıtmaz. Materyallerin maruz kaldığı kuvvetleri ve etkilerini doğru şekilde değerlendirebilmek için biyomekanik kavramların bilinmesi gerekmektedir.

Kuvvet, bir cismin hareket yönünü, hızını, durumunu veya şeklini değiştirebilen bir etkidir. Vektörel bir büyüklük olup yön, süre, büyüklük ve tür gibi bileşenlere sahiptir. Başka cisimler tarafından uygulanan kuvvetler dış kuvvet olarak adlandırılırken, bir cismin kendi parçaları arasındaki etkileşim sonucu oluşan kuvvetlere iç kuvvet denir. Matematiksel olarak "Kuvvet (F) = kütle (m) x ivme (a)" formülü ile ifade edilir. Kuvvetin birimi Newton (N) veya kilogram kuvvet (kgf) olarak belirtilir ve 1 kgf, 9.8 N değerine eşittir. İmplant uygulamalarında

diş uygulanan kuvvetin süresi, türü, yönü, büyüklüğü ve şiddeti önemli bir rol oynar. Ayrıca, protetik restorasyonların oklüzal morfolojisi, implant ve destek dokulara aktarılan kuvvetin niteliğini doğrudan etkiler (Bidez & Misch, 2015).

Bir yapı, farklı açılardan veya doğrultulardan gelen kuvvetlere maruz kalabilir ve çoğu durumda birden fazla kuvvetin birleşimi sonucu karmaşık stresler oluşabilir. Kuvvetler; aksiyal (çekme veya basma), makaslama, eğilme ve bükülme gibi farklı kategorilere ayrılır. Tüm bu kuvvet türlerinin birleşimi, genellikle aksiyal ve makaslama kuvvetlerini meydana getirir. Eğer iki kuvvet aynı doğrultuda birbirinden uzaklaşacak şekilde uygulanırsa çekme, birbirine yaklaşacak şekilde uygulanırsa basma kuvvetleri ortaya çıkar. Farklı doğrultularda ve birbirine paralel şekilde hareket eden iki kuvvet makaslama kuvvetlerini oluşturur. Bükülme, yapının dönme hareketine karşı koyan bir kuvvetken, eğilme momenti ise uygulandığı yapı üzerinde eğilme kuvvetlerinin oluşmasına neden olur (Sakaguchi, 2012).

Çekme kuvveti etkisi altındaki yapılarda, moleküller birbirinden uzaklaşarak dağılmaya karşı direnç gösterirken, basma kuvveti altında ise moleküller birbirine yaklaşarak sıkışmaya karşı koyar. Makaslama kuvvetine maruz kalan yapılarda, kuvvetin yönüne bağlı olarak moleküllerin birbirleri üzerinden kaymasını engelleyen bir direnç oluşur. Katı yapıların elastikiyet özelliği, materyalin deformasyona karşı geliştirdiği bu direnç mekanizmaları tarafından belirlenir (Sakaguchi, 2012).

Makaslama kuvvetleri, diğer kuvvet türlerine göre implantlar ve kemik dokusu üzerinde en fazla hasar yaratabilen kuvvet tipidir. Özellikle kortikal kemik ve implant bileşenleri, çekme ve makaslama kuvvetlerine göre sıkışma kuvvetlerine karşı daha dayanıklıdır (Bidez & Misch, 2015).

Gerilme (stres), bir cismin dışarıdan uygulanan kuvvetlere karşı gösterdiği içsel direnç olarak tanımlanır ve birim yüzeye düşen kuvvet miktarıyla ifade edilir. Matematiksel olarak "Gerilme = Kuvvet / Alan" şeklinde formüle edilir ve birimi Paskal (Pa) olarak belirtilir (N/m² veya kg/cm²). Diş hekimliğinde, küçük ölçümler nedeniyle genellikle Megapaskal (MPa) kullanılır.

Bir cisme etki eden kuvvetler farklı türde gerilmeler oluşturabilir:

1. **Çekme gerilmesi (tensile stress):** Malzemenin yüzeyine dik yönde uygulanan ve onu uzatmaya çalışan kuvvetler sonucunda ortaya çıkar.

2. **Basma gerilmesi (compressive stress):** Malzemeyi sıkıştıracak şekilde, yüzey alanına dik olarak etki eden kuvvetlerle oluşur.

3. **Makaslama gerilmesi (shear stress):** Malzemenin iki zıt yüzeyine paralel ve ters yönlü kuvvet uygulanmasıyla meydana gelir, yüzeylerin birbirine göre kaymasına neden olur.

Gerilme türleri genellikle tek başına değil, bir arada bulunur ve bir cismin maruz kaldığı kuvvetler sonucunda farklı gerilmelerin birleştiği karmaşık bir gerilme durumu ortaya çıkabilir (Cox ve ark., 2003).

Gerinim, bir cisme kuvvet uygulandığında, orijinal boyutuna göre meydana gelen ölçülebilir şekil değişimidir. Bir cisim üzerine kuvvet etki ettiğinde, deformasyon ya tamamen elastik, tamamen plastik ya da bu ikisinin karışımı şekilde ortaya çıkar. Elastik durumda, kuvvet kaldırıldığında cisim eski haline döner; fakat plastik deformasyonda, uygulanan kuvvet malzemenin dayanma sınırını aşarsa, cisimde kalıcı bozulma, kırılma veya kopma meydana gelir. Gerinim değeri genellikle yüzde cinsinden ifade edilir ve "gerinim = (boyut değişikliği) / (başlangıç boyutu)" formülüyle hesaplanır. Buna karşın, gerilim yön ve büyüklük içeren bir vektör iken, gerinim skaler, yani yalnızca büyüklük olarak tanımlanır (Nicholas M. Baran, 1991).

Hooke Kanunu, cisimlerin deformasyonunun uygulanan kuvvetle doğru orantılı olduğunu belirtir ($F = -kx$). Bu ilişkiyi grafikte gösterdiğimizde, grafiğin eğimi k kuvvet sabitini verir; yüksek k değeri rijiditeyi, düşük k ise elastikiyeti ifade eder (Rho ve ark., 1993)

Elastik modül (Young modülü), malzemenin yük altında birim uzamaya karşı gösterdiği iç direnci ölçen bir parametredir. Tek yönlü gerilme durumunda malzemenin ne kadar şekil değiştirdiğini belirler; bu değer malzemedan malzemeye değişir. Yüksek elastik modüle sahip malzemeler daha rijit olup, aynı kuvvet altında daha az deformasyona uğrar (Uckan ve ark., 2009)

Poisson oranı, bir malzemenin uygulanan kuvvet sonucu yaşadığı uzunlamasına deformasyon ile yan deformasyonu arasındaki orandır. Bu katsayı, bir yönde oluşan gerilmenin diğer yönlerdeki deformasyona nasıl yansıdığını belirtir. Örneğin, baskı altında bir cisim yük yönünde kısalırken, yükün dik doğrultusunda genişleyebilir; çekme durumunda ise uzama ile birlikte eninde daralma meydana gelir (Farah ve ark., 1988).

Von Mises Stresi (σ_e), Dr. R. von Mises ve ekibi tarafından geliştirilen biçim değiştirme enerjisi hipotezine dayanır. Sonlu elemanlar stres analizinde stres dağılımını değerlendirmek için kullanılır ve üç asal gerilme değeri ile hesaplanarak şekil değiştirmenin başlangıcını belirler (İnan, 1988).

2.5.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Biyolojik dokularda doğrudan kuvvet analizi yapmak, etik ve klinik açılardan daha zor olduğundan, dokuların modelleri kullanılır. Bu modellerin, gerçek dokuların, organların, malzemelerin ve uygulanan kuvvetlerin yön, tip, büyüklük gibi özelliklerine benzemesi, sonuçların gerçekliğini artırır (Ulusoy, 2003).

Kuvvet Analiz Yöntemleri:

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- Radyoteleometri Kuvvet Analizi

7- Sonlu Elemanlar Kuvvet Analizi Yöntemidir

2.5.3. Sonlu Elemanlar Kuvvet Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar yöntemi, karmaşık yapıların analizinde kullanılan sayısal bir tekniktir. Bu yöntemle, yapıların bir, iki veya üç boyutlu modelleri oluşturulup, düğümlerden oluşan basit parçalara ayrılır; böylece her geometrinin kuvvet dağılımına göre eleman sayısı artırılarak daha doğru sonuçlar elde edilir. 1940’larda matematikçiler tarafından geliştirilen bu yöntem, mühendislik problemlerinin analitik çözümlerinde kullanılmış, Hrennikoff ve McHenry’nin iki boyutlu yarı analitik çalışmalarına dayanan ilk yaklaşımlarla başlamış; 1964’te üç boyutlu, 1965’te ise Poisson denkleminin çözümü için uygulanmış ve 1970’te akışkanlar mekaniğinde de yer bulmuştur. Modeldeki gerilmelerin matematiksel olarak hesaplanabilmesi için bazı temel bilgiler gereklidir (MCHENRY, 1943).

Bu yöntemin uygulanabilmesi için her düğüm ve ögenin tanımlanmasında numaralandırma sistemi, malzemenin elastisite katsayısı ile Poisson ilişkisi ve dış düğümlere uygulanan stres analizleri gibi temel bilgilerin kullanılması gerekmektedir. Biyomekanik araştırmalara artan ilgiyle birlikte diş hekimliğinde de uygulanmaya başlayan bu teknik, 2 veya 3 boyutlu modellerle gerçekleştirilebilir; kullanım kolaylığı nedeniyle iki boyutlu analiz tercih edilmektedir. Ancak, SEA modelleri biyolojik yapıları tam olarak taklit edemediğinden, kemiklerdeki gerilme sonucu meydana gelen apozisyon veya rezorpsiyon gibi biyolojik değişiklikler incelenememekte; ayrıca, kemik ile implant arasında kabul edilen %100 osseointegrasyon gerçekte sağlanamadığı için in vivo koşullardaki farklılıklar bu durumdan kaynaklanmaktadır (Daas ve ark., 2008).

2.5.4. Sonlu elemanlar ile stres analizi aşamaları

Kompleks yapıdaki cisimlerin dış etkenlere karşı tepkilerini analiz etmek, geleneksel matematiksel yöntemlerle oldukça zor ve karmaşık olabilir. Bu nedenle, SEA gibi yöntemler kullanılarak ara değerler elde edilir. SEA yöntemi, cismi doğrudan bütün olarak incelemek yerine, onu daha küçük ve analiz edilmesi daha kolay sonlu elemanlara ayırarak her bir elemandaki ve elemanlar arasındaki etkileşimleri değerlendirir (Rubin ve ark., 1983).

SEA yöntemi, üç aşamada uygulanır: hazırlık, analiz ve sonuç değerlendirme. İlk aşamada, incelenecek materyalin modeli çeşitli programlar aracılığıyla oluşturulup dijital ortama aktarılır. İkinci aşamada, SEM yöntemiyle her bir sonlu elemanın mekanik özellikleri ve yükleme koşulları, materyale özgü değerler (örneğin Poisson oranı, elastisite modülü) de dikkate alınarak matematiksel denkleme entegre edilir. Son aşamada ise, oluşturulan model kullanılarak dış etkenlerin oluşturduğu yükleme durumları bilgisayar programlarıyla çözümlenir (Ming-Yih ve ark., 2010). Modeldeki her sonlu eleman, cismin genel yapısal özelliklerini yansıttığından, elemanlar arasındaki etkileşimler ana yapıyı taklit eder. Analiz sonucunda elde edilen veriler hesaplanarak kayıt altına alınır ve bu veriler, sonraki aşamada değerlendirme ve grafik oluşturma süreçlerinde kullanılır (Rubin ve ark., 1983).

Sonuçların değerlendirilmesi aşamasında, bilgisayar ortamında çeşitli animasyonlar oluşturulabilir. Analiz verileri, renk kodlarıyla materyalin farklı açılardan alınan görüntülerine yerleştirilir. Her renk, şeklin altında belirtilen bir ölçekle belirli bir değer aralığını temsil eder (Kimura ve ark., 2006).

2.5.5. Sonlu Elemanlar Analizi Avantaj ve Dezavantajları

- Kompleks geometrili materyallerin dijital ortamda gerçeğe yakın modelleri oluşturulabilir.
- Dış etkilerin malzeme üzerindeki iç yapısal değişimleri ve stres dağılımı detaylı şekilde incelenebilir.
- Farklı malzemelerden oluşan yapılar bütün halinde analiz edilebilir.
- Katmanlı yapıların fiziksel ve birleşim özellikleri bir arada değerlendirilerek incelenebilir.
- Stres analizi, ısı iletimi ve manyetik alan incelemeleri gibi çeşitli alanlarda kullanılabilir.
- Modeller ve uygulanan etkiler değiştirilerek analizler istenilen kadar tekrarlanabilir.
- Elde edilen veriler, anlaşılmasını kolaylaştırmak için görsellerle desteklenebilir (Farah ve ark., 1988).

SEA yönteminde araştırmanın doğruluğunu etkileyen çeşitli faktörler bulunmaktadır. Malzemenin fiziksel özellikleri, kuvvet değerleri ve elemanların boyut ile şekil tayini insan kontrolüne bağlıdır, bu nedenle veri girişinde yapılan hatalar analiz sonuçlarını doğrudan etkileyebilir. Ayrıca, yöntemin uygulanması için ileri teknolojiye ihtiyaç duyulması ve bazı analizlerin zaman alması dezavantajlar arasındadır. Dijital modelleme süreci, bilgisayar donanımı ve kullanılan yazılımın kapasitesiyle sınırlıdır. Eksik veya gerçeğe uygun olmayan veriler hatalı sonuçlara yol açabilir, özellikle insan vücudu gibi karmaşık dokuların doğru modellenmesi oldukça zordur. Ancak, tüm bu zorluklara rağmen, SEA yöntemi deneysel çalışmaların zor olduğu durumlarda önemli bir analiz aracı olmuştur. Yazılım ve donanım geliştikçe, daha güvenilir ve gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilecektir (Farah ve ark., 1988).



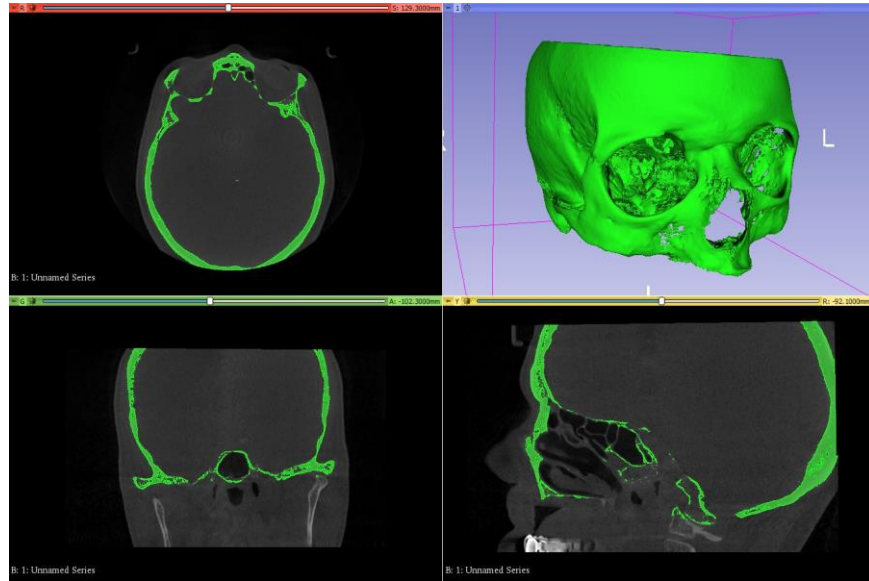
3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışma Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tinus Technologies iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir.

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

Çalışmada kullanılan kemik modeli Tinus Technologies kütüphanesinde bulunan anonimleştirilmiş tomografi verisi kullanılarak elde edilmiştir.

Tomografi verisinden .stl modelin elde edilmesi 3DSlicer yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) çözücüsü kullanılmıştır.



Şekil 3. 1. Tomografi verisi

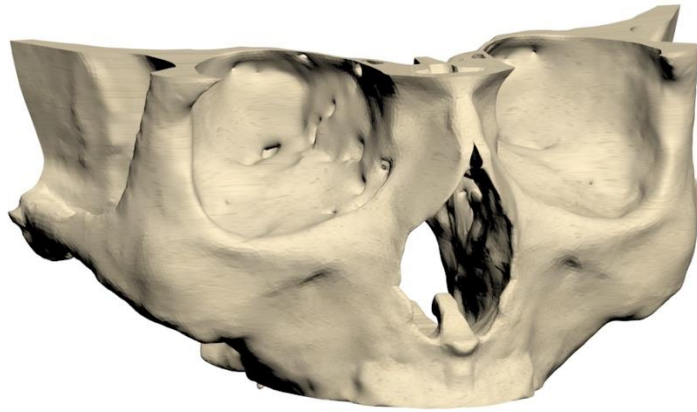
3.1. Kemiğin Modellenmesi

Çalışmada kullanılan kemik modelinin oluşturulması için; tomografi verisi 0.33 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modellere dönüştürülmüştür. Modeller .stl formatında dışa aktarılmıştır.

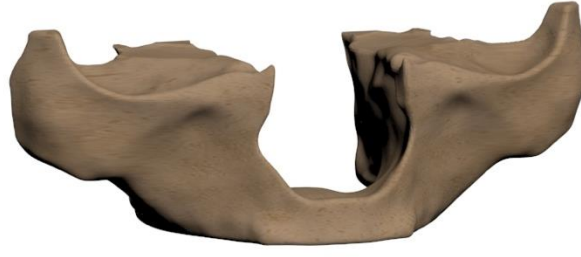
Üç boyutlu modeller ALTAIR Hypermesh yazılımına aktarılmıştır ve burada maksiler kemik modelleri çalışmaya uygun bir hale getirilmiştir.

Mandibular kemik modeline içeri yönde 2 mm offset verilerek kortikal kemik modeli oluşturulmuştur. Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu kortikal kemiğin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik elde edilmiştir

Hazırlanan tüm modeller Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.



Şekil 3. 2. Kortikal Kemik



Şekil 3. 3. Trabeküler Kemik

3.2. İmplantlar, Abutment, Vidalar, Metal Alt Yapı ve Protezin Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Çalışmada kullanılan pterygoid implantlar, transnazal implantlar, zigomatik implantlar Nobel katalog verilerine göre Blender yazılımında modellenmiştir.

Gingival height'ı (GH) 3 mm olan abutmentlar Nobel katalog verilerine göre Blender yazılımında modellenmiştir.

Çalışmada kullanılacak olan subperiostal yapılar 2 mm kalınlığında, maksillaya uygun olacak şekilde Blender yazılımında modellenmiştir.

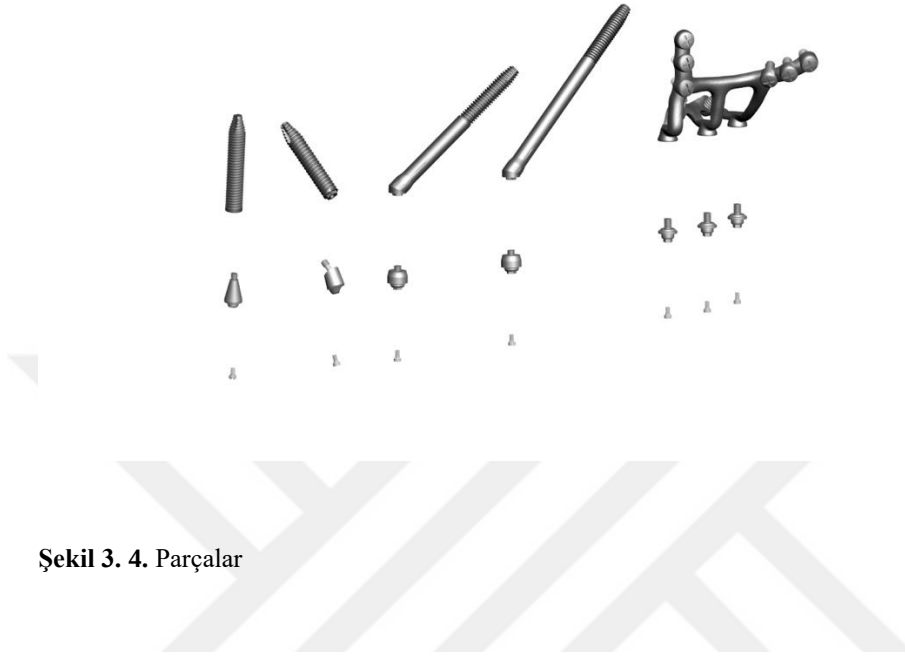
Subperiostal sistemde kullanılacak olan fiksasyon vidaları; 2 mm çapında, 8 mm uzunluğunda olacak şekilde modellenmiştir.

Çalışmada kullanılacak olan okluzal vidalar katalog verilerine göre Blender yazılımında modellenmiştir.

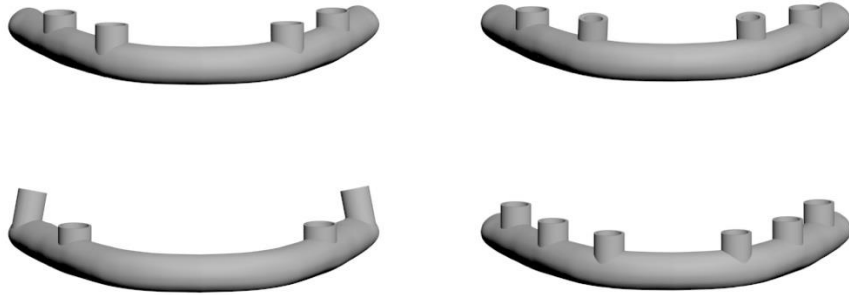
Altyapılar yerleştirilen implant sistemlerine uygun olacak şekilde Blender yazılımında modellenmiştir.

Protezler ise Wheeler atlas verilerine göre Blender yazılımında modellenmiştir.

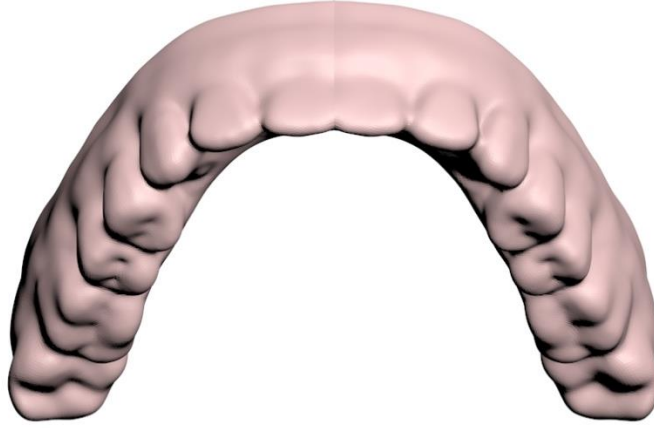
Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ALTAIR Hypermesh yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.



Şekil 3. 4. Parçalar



Şekil 3. 5. Metal Alt Yapılar

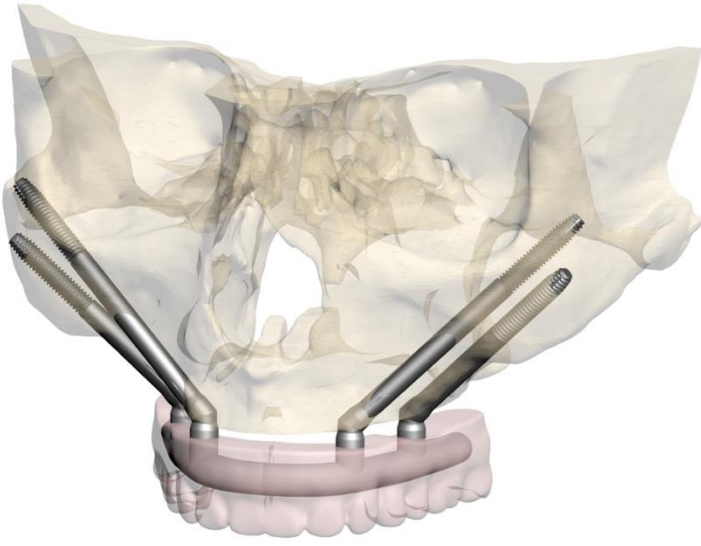


Şekil 3. 6. Protez

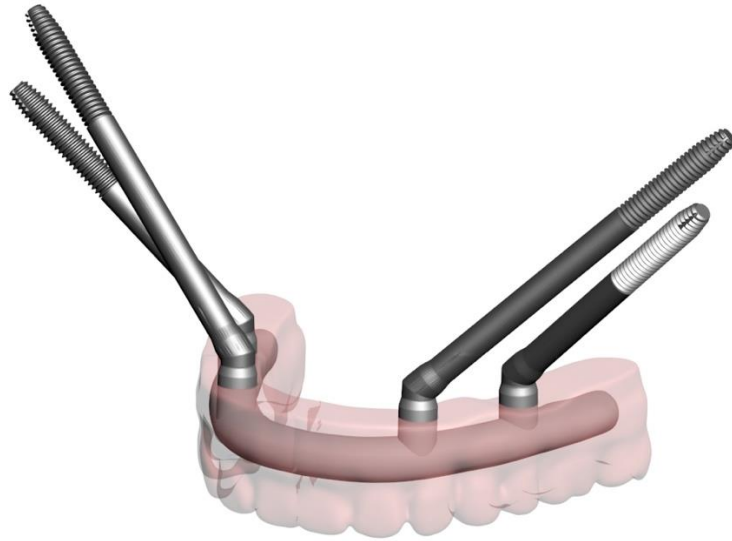
3.3. Çalışma Modelleri

Çizelge 3. 1. İmplant Pozisyonları

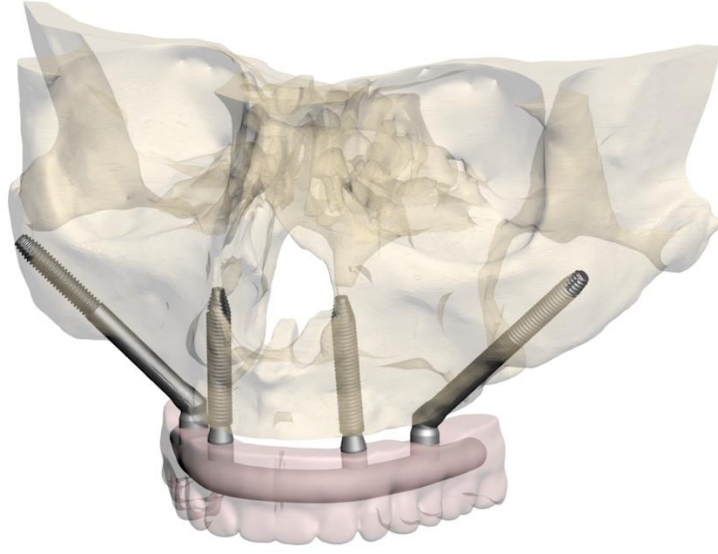
MODELLER	
Model 01	3 numara : Zigoma İmplant 5 numara : Zigoma İmplant
Model 02	3 numara : Transnazal İmplant 5 numara: Zigoma İmplant
Model 03	4/5 numara : Zigoma İmplant 7 numara: Pterygoid İmplant
Model 04	2, 4, 6 numara abutment çıkışlı : Subperiosteal İmplant



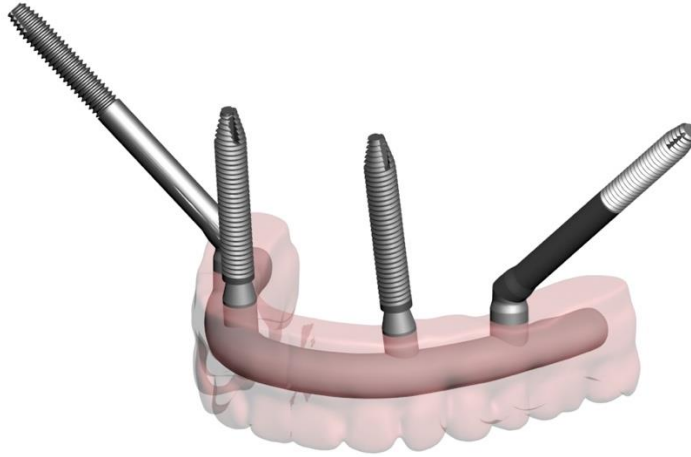
Şekil 3. 7. Model 1



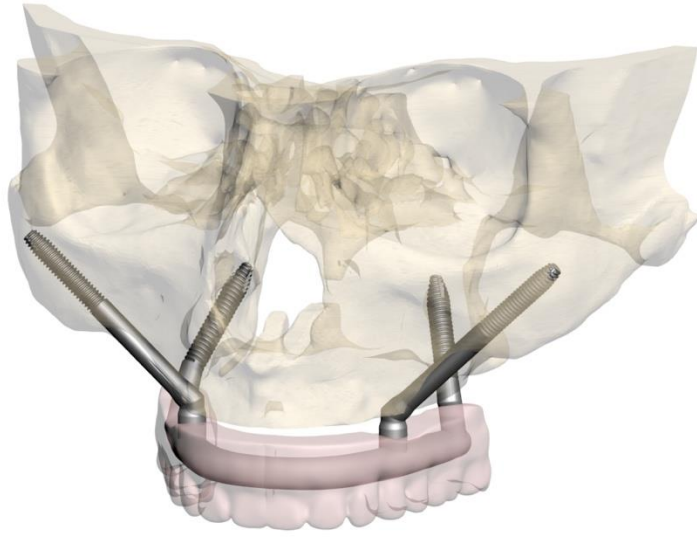
Şekil 3. 8. Model 1



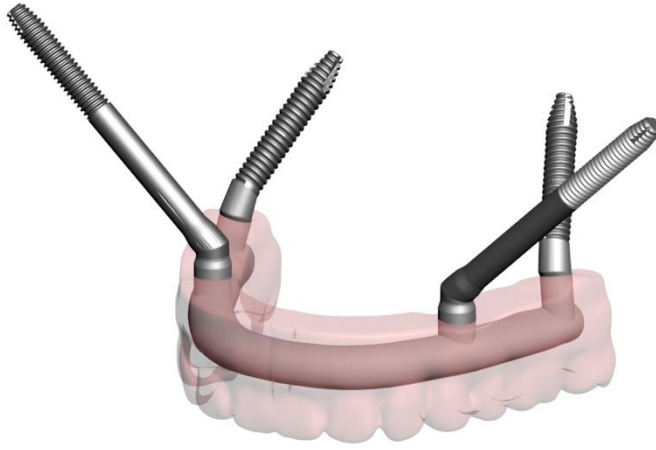
Şekil 3. 9. Model 2



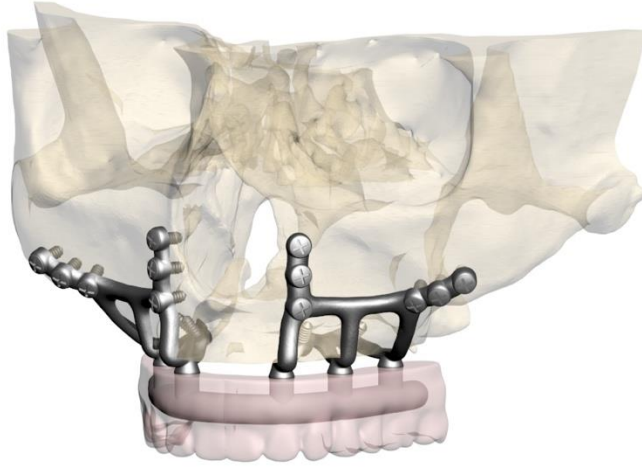
Şekil 3. 10. Model 2



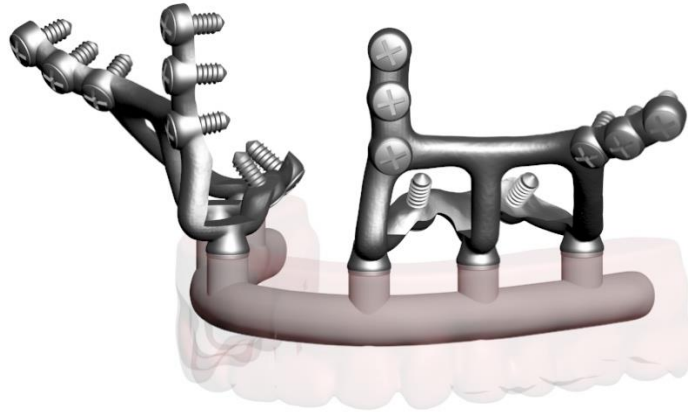
Şekil 3. 11. Model 3



Şekil 3. 12. Model 3



Şekil 3. 13. Model 4



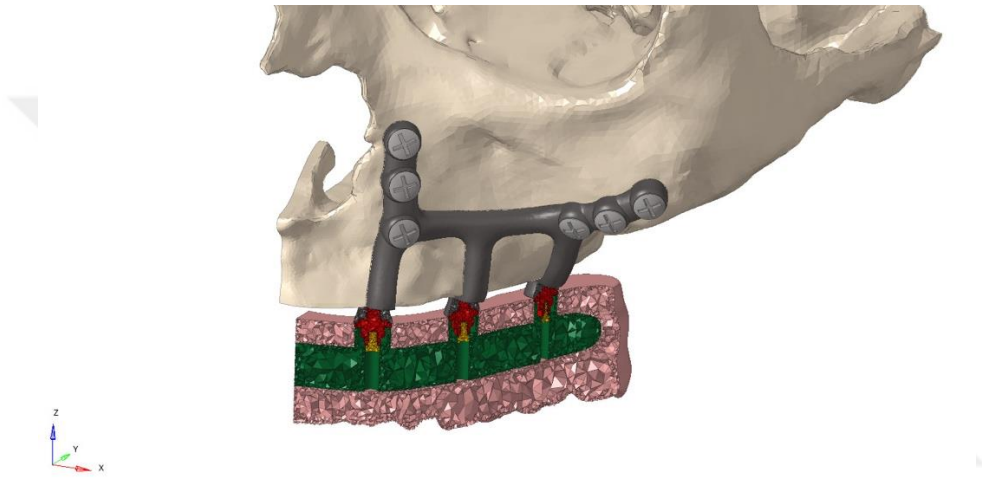
Şekil 3. 14. Model 4

3.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. Blender yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan

sonra modeller ALTAIR Hypermesh yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir. Çalışmada matematiksel modeller (mesh yapıları) oluşturulurken 0.05-0.25 mm aralığında (oldukça hassas) tria (üçgen) mesh boyutları kullanılmıştır. Tüm modellerin yüzey mesh'leri tria adını verilen üçgen mesh'ler ile mesh'lendikten sonra, objelerin katı mesh'leri tetrahedral (düzgün dörtyüzlü) tipte katı mesh ile oluşturulmuştur.

Analizlerin yapılabilmesi için, ALTAIR Hypermesh yazılımında hazırlanan matematiksel modeller ALTAIR Optistruct çözücüsüne aktarılmıştır.



Şekil 3. 15. Subperiosteal İmplant Modellemesi

3.5. Malzeme Tanımları

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

Çizelge 3. 2. Malzeme Özellikleri

Malzeme	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı [v]
Kortikal Kemik	13700	0.30
Spongioz Kemik	1370	0.30
CrCo (metal alt yapı)	218000	0.33
Titanyum (implant, abutment, vida)	110000	0.35
Akrilik (protez)	3000	0.35

3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Tüm modellerde;

- **1. kuvvet senaryosunda;** 2.Premolar, 1.Molar ve 2.Molar dişlerden, bukkalden palatine doğru, 30 derece olacak şekilde sırasıyla 100 N, 200 N, 200 N olacak şekilde toplam 500 N oblik kuvvet uygulanmıştır.

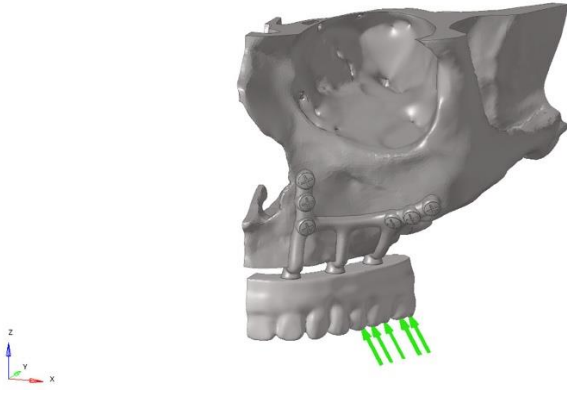
- **2. kuvvet senaryosunda;** 2.Premolar, 1.Molar ve 2.Molar dişlere, dik olacak şekilde sırasıyla 200 N, 400 N, 400 N olacak şekilde toplam 1000 N vertikal kuvvet uygulanmıştır.

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

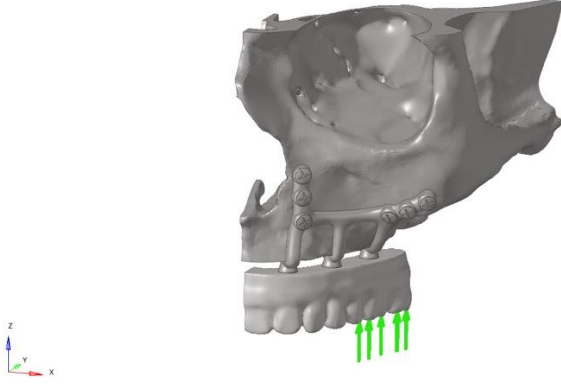
Modeller kemiğin superior ve posterior bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksenindeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

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

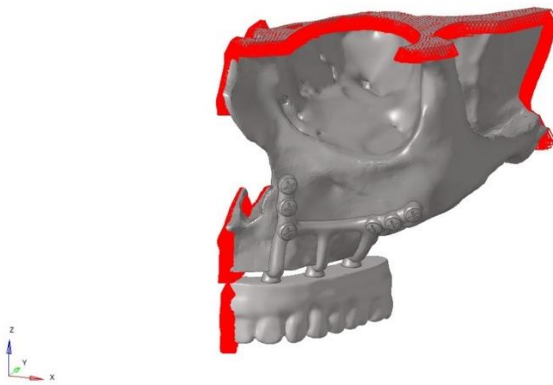
Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında dört analiz modeli için; toplam sekiz lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3. 16. Kuvvet Oblik



Şekil 3. 17. Kuvvet Vertikal



Şekil 3. 18. Sınır Koşulları

3.7. Kuantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan dört analiz modeli için bilgiler aşağıdaki tabloda paylaşılmıştır.

Çizelge 3. 3. Node ve Eleman Sayıları

	Node Sayısı	Eleman Sayısı
Model 1	1072103	4362449
Model 2	1000115	4047739
Model 3	1007996	4103847
Model 4	1542389	6288748

3.8. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu

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

Temas eden komponentler arasında FREEZE tipi kontak tanımı gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

4. BULGULAR

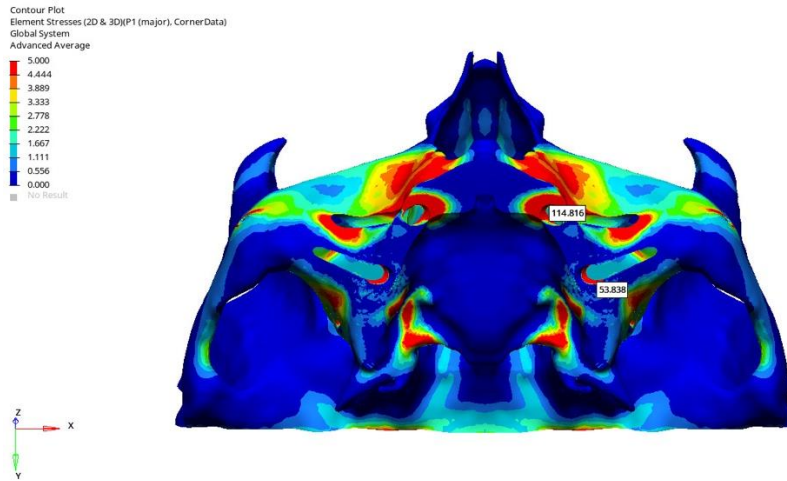
Sonlu elemanlar analizinde, kemik dokusu gibi daha hassas dokuların stres değerlerini daha kesin bir şekilde belirleyebilmek için Principal Stres (Maksimum Principal Stres = Gerilme stresi, Minimum Principal Stres = Sıkışma stresi) değerleri kullanılırken; dövülebilir ve çekilebilir metaller gibi malzemelerin stres değerlerini belirlemek için daha güvenilir sonuçlar sağlayan Von Mises stres değerleri tercih edilir. Von Mises stres değerleri, kırılma malzemelerdeki stres dağılımıyla ilişkin bilgi sağlasa da meydana gelen stresin türüyle ilgili herhangi bir bilgi vermez.

4.1. Maksiller Kortikal Kemik Principal Stres Değerleri

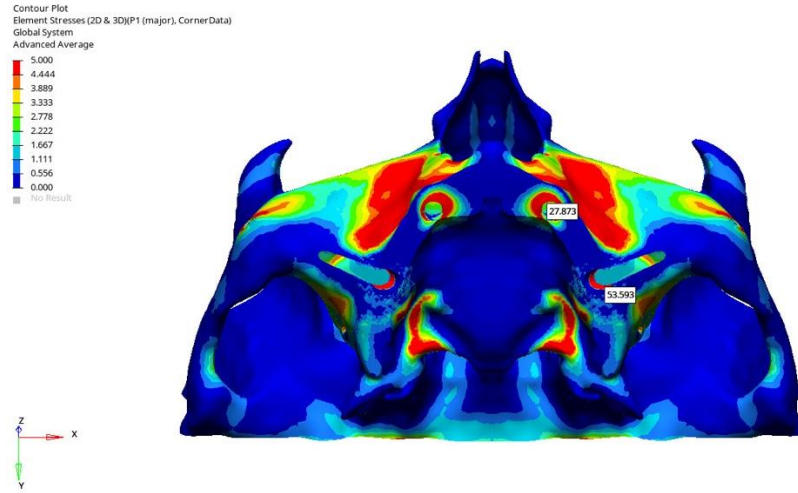
4.1.1. Maksimum Principal Stres Bulguları

Vertikal Kuvvet

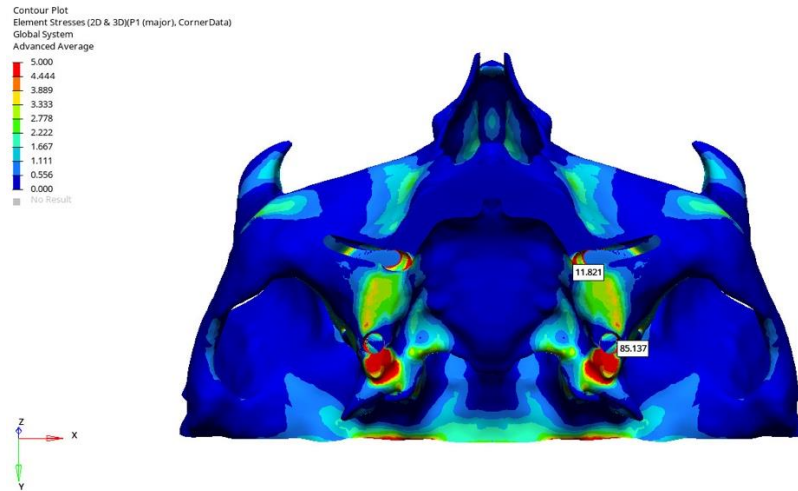
2.Premolar, 1.Molar ve 2.Molar dişlere, dik olacak şekilde sırasıyla 200 N, 400 N, 400 N olacak şekilde toplam 1000 N vertikal kuvvet uygulanmıştır.



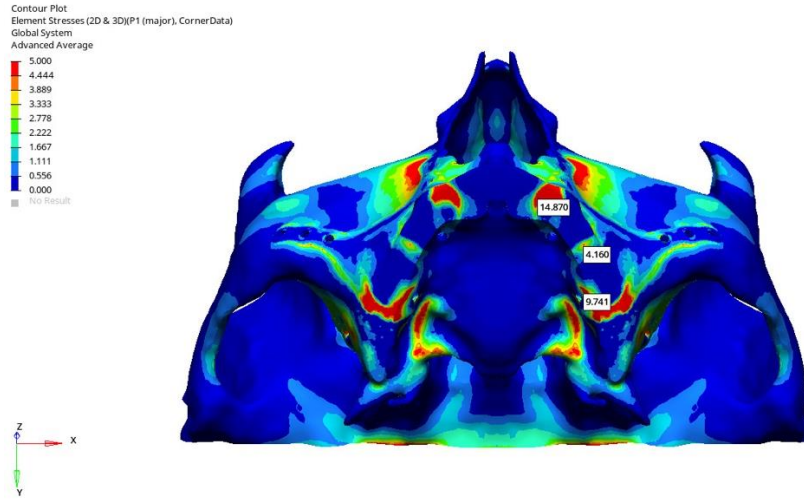
Şekil 4. 1. Model 1 Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmax değerleri(2 zigomatik implant)



Şekil 4. 2. Model 2 Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmax değerleri(1 transnazal 1 zigomatik implant)



Şekil 4. 3. Model 3 Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmax değerleri(1 zigomatik 1 pterygoid implant)



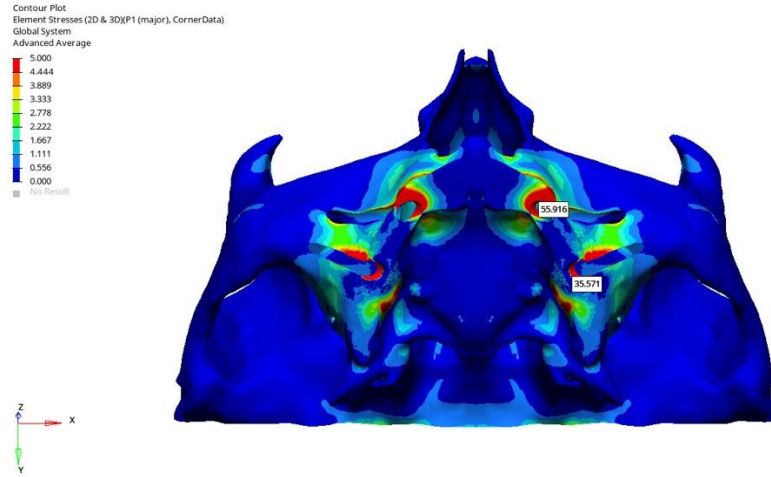
Şekil 4. 4. Model 4 Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmax değerleri(Subperiosteal İmplant)

Çizelge 4. 1. Vertikal Kuvvetler Karşısında Alveol Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

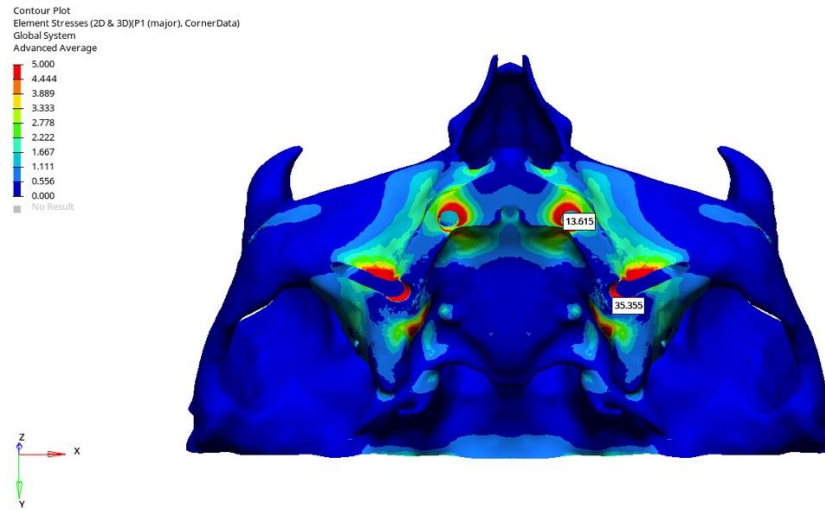
	Anterior İmplant Çevresindeki Kortikal Kemik	Posterior İmplant Çevresindeki Kortikal Kemik	Toplam Stres
Model 1	114.816	53.818	168.634
Model 2	27.873	53.593	81.466
Model 3	11.821	85.137	96.598
Model 4	14.870	9.741	24.611

Dikey kuvvetler sonucunda alveolar kemikteki maksimum principal stres değerleri en büyükten en küçüğe doğru şu şekilde sıralanır; Model 1, Model 3, Model 2, Model 4. Elde edilen değerler incelendiğinde; stresin en fazla Model 1’de anterior bölgedeki zigomatik implantın mesialinde yer alan alveol kemikte olduğu görülmüştür. Tüm gruplarda vertikal kuvvetler altında alveolar kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri dikkate alındığında; en uygun planlamanın Model 4 olduğu saptanmıştır.

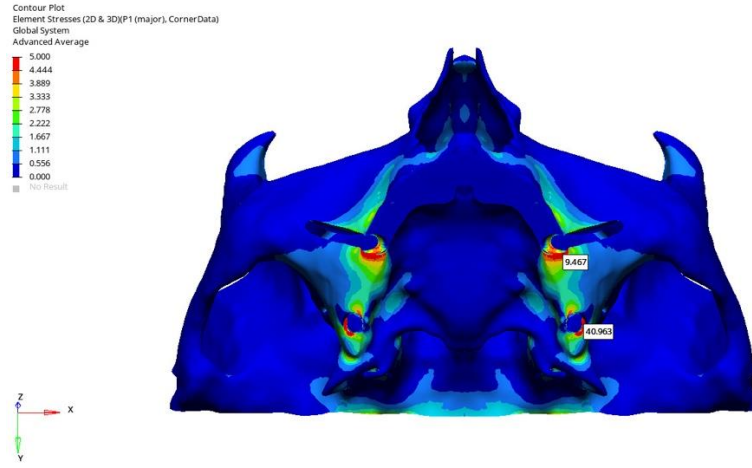
Oblik Kuvvet: 2.Premolar, 1.Molar ve 2.Molar dişlerden, bukkalden palatine doğru, 30 derece olacak şekilde sırasıyla 100 N, 200 N, 200 N olacak şekilde toplam 500 N oblik kuvvet uygulanmıştır. Meydana gelen maksimum principal stres değerleri gösterilmiştir.



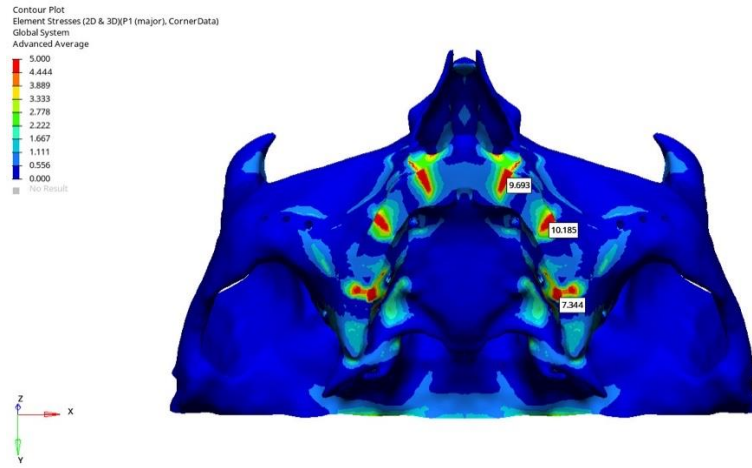
Şekil 4. 5. Model 1 Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmax değerleri (2 zigomatik implant)



Şekil 4. 6. Model 2 Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmax değerleri(1 transnazal 1 zigomatik implant)



Şekil 4. 7. Model 3 Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmax değerleri(1 zigomatik 1 pterygoid implant)



Şekil 4. 8. Model 4 Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmax değerleri(Subperiosteal İmplant)

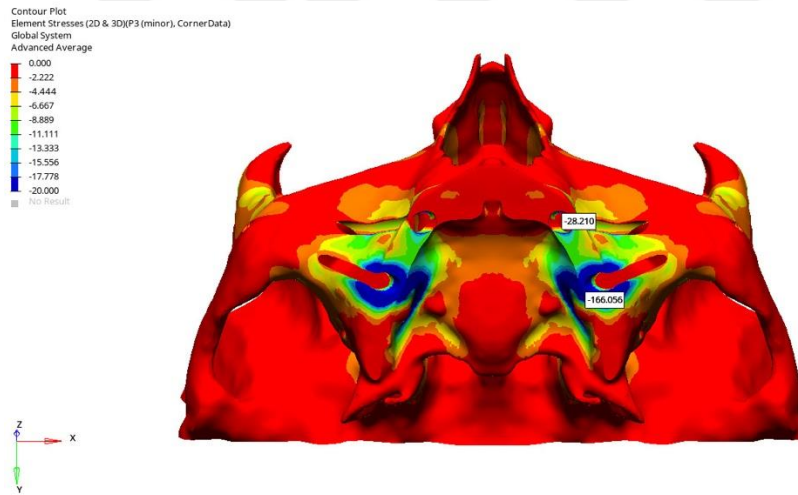
Çizelge 4. 2. Oblik Kuvvetler Karşısında Alveol Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

	Anterior İmplant Çevresindeki Kortikal Kemik	Posterior İmplant Çevresindeki Kortikal Kemik	Toplam Stres
Model 1	55.916	35.571	91.487
Model 2	13.615	35.355	48.970
Model 3	9.467	40.963	50.430
Model 4	9.693	7.344	17.037

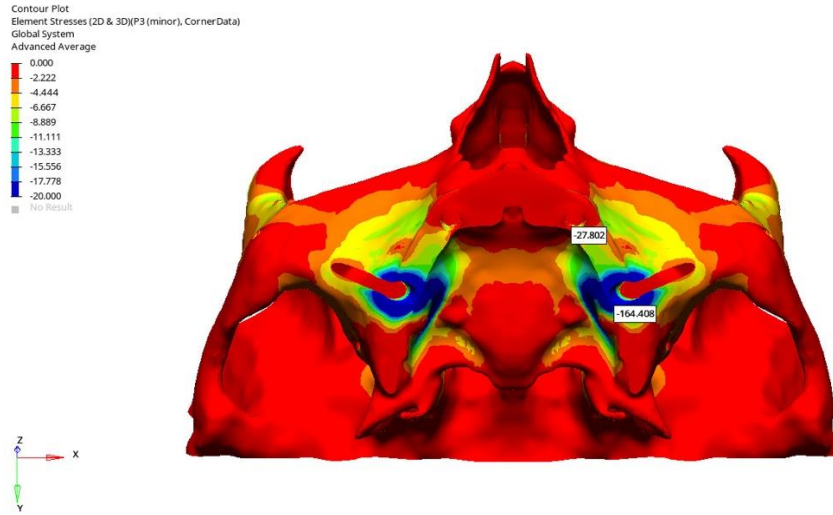
Çalışmamızın sonuçlarına göre oblik kuvvetler altında alveolar kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri, en yüksekten en düşüğe doğru sıralandığında; Model 1, Model 3, Model 2, Model 4 olarak bulunmuştur. Bu sonuçlar değerlendirildiğinde; stresin daha çok Model 1’de anterior bölgede yer alan zigomatik implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür. Model 2 ve Model 3’teki toplam stres değeri birbirine benzer çıkmıştır. Model 4’te gözlenen stres değeri diğer modellere göre daha düşük bulunmuştur.

4.1.2. Minimum Principal Stres Değerleri

Vertikal Kuvvet: 2.Premolar, 1.Molar ve 2.Molar dişlere, dik olacak şekilde sırasıyla 200 N, 400 N, 400 N olacak şekilde toplam 1000 N vertikal kuvvet uygulanmıştır. Kortikal kemikte meydana gelen minimum principal stres değerleri gösterilmiştir.



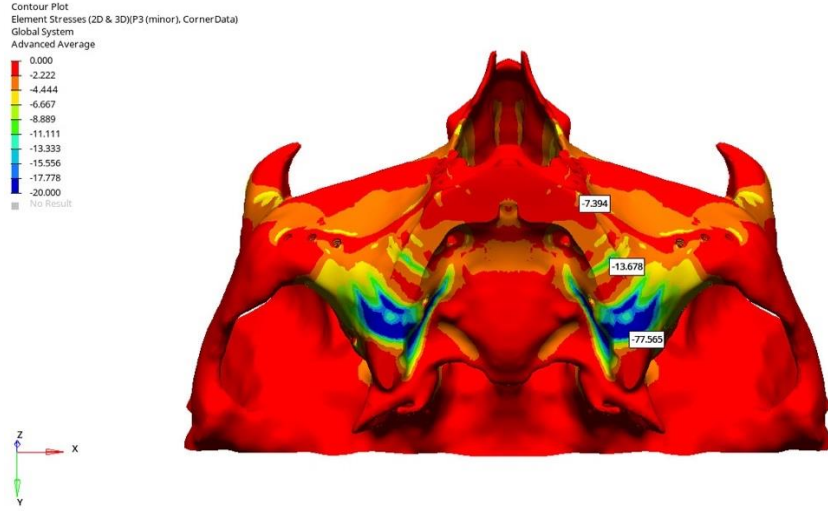
Şekil 4. 9. Model 1 Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmin Değerleri



Şekil 4. 10. Model 2 Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmin Değerleri



Şekil 4. 11. Model 3 Vertikal Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmin Değerleri



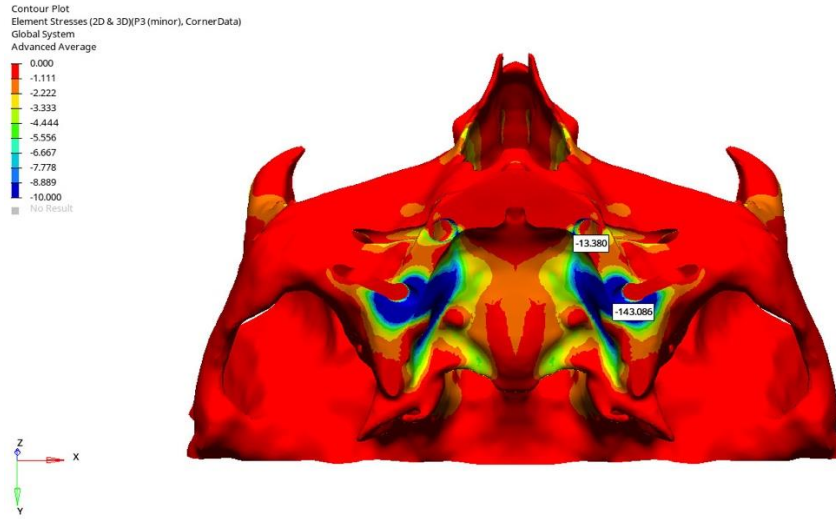
Şekil 4. 12. Model 4 Vertikal kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmin Değerleri

Çizelge 4. 3. Vertikal Kuvvetler Karşısında Alveol Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

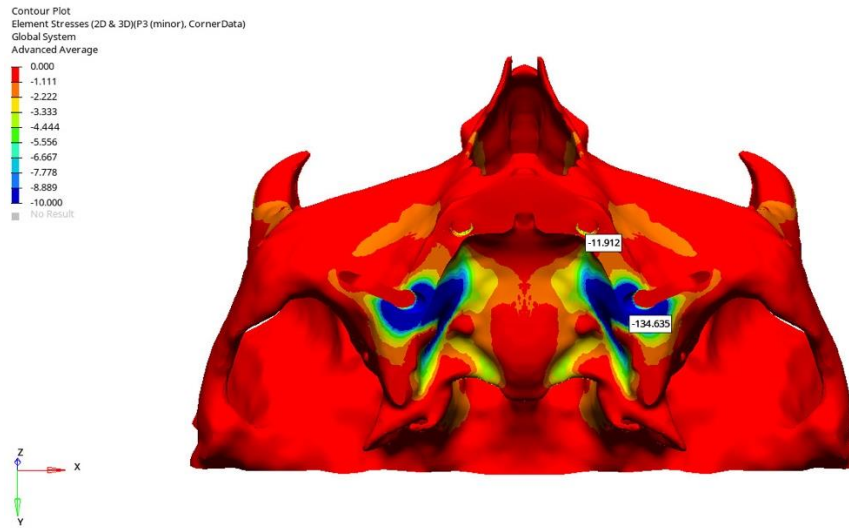
	Anterior İmplant Çevresindeki Kortikal Kemik	Posterior İmplant Çevresindeki Kortikal Kemik	Toplam Stres
Model 1	-28.210	-166.056	194.266
Model 2	-27.802	-164.408	192.260
Model 3	-54.796	-156.397	211.193
Model 4	-7.394	-77.565	84.959

Çalışmamızın sonuçlarına göre vertikal kuvvetler altında alveoler kemikte oluşan minimum principal stres değerleri, en yüksekten en düşüğe doğru sıralandığında Model 3, Model 2, Model 1, Model 4 bulunmuştur. Tüm modeller arasında en fazla stres birikimi zigomatik implantların kullanıldığı Model 1,2 ve 3'teki posterior implantların çevresindeki alveol kemikte olduğu gözlenmiştir. Model 4'te alveol kemik en az strese maruz kalmıştır.

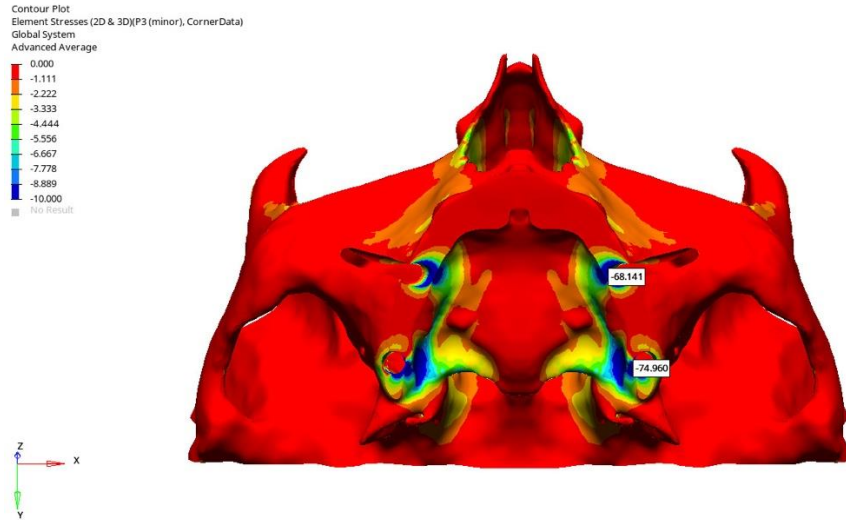
Oblik Kuvvet: 2.Premolar, 1.Molar ve 2.Molar dişlerden, bukkalden palatina doğru, 30 derece olacak şekilde sırasıyla 100 N, 200 N, 200 N olacak şekilde toplam 500 N oblik kuvvet uygulanmıştır. Meydana gelen minimum principal stres değerleri gösterilmiştir.



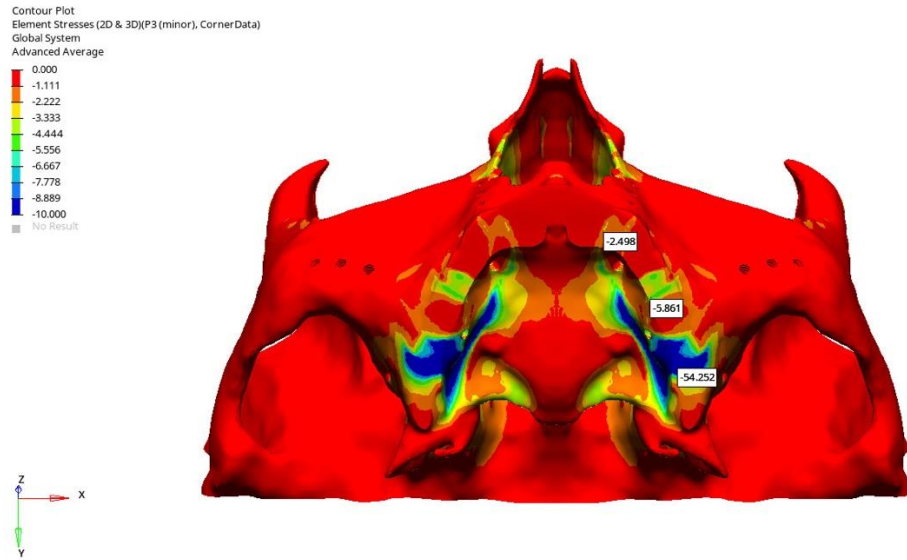
Şekil 4. 13. Model 1 Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmin Değerleri



Şekil 4. 14. Model 2 Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmin Değerleri



Şekil 4. 15. Model 3 Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmin Değerleri



Şekil 4. 16. Model 4 Oblik Kuvvetler Altında Kortikal Kemik Pmin Değerleri

Çizelge 4. 4. Oblik Kuvvetler Karşısında Alveol Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

	Anterior İmplant Çevresindeki Kortikal Kemik	Posterior İmplant Çevresindeki Kortikal Kemik	Toplam Stres
Model 1	-13.380	-143.086	156.466
Model 2	-11.912	-134.635	146.547
Model 3	-68.141	-74.960	143.101
Model 4	-2.498	-54.252	56.750

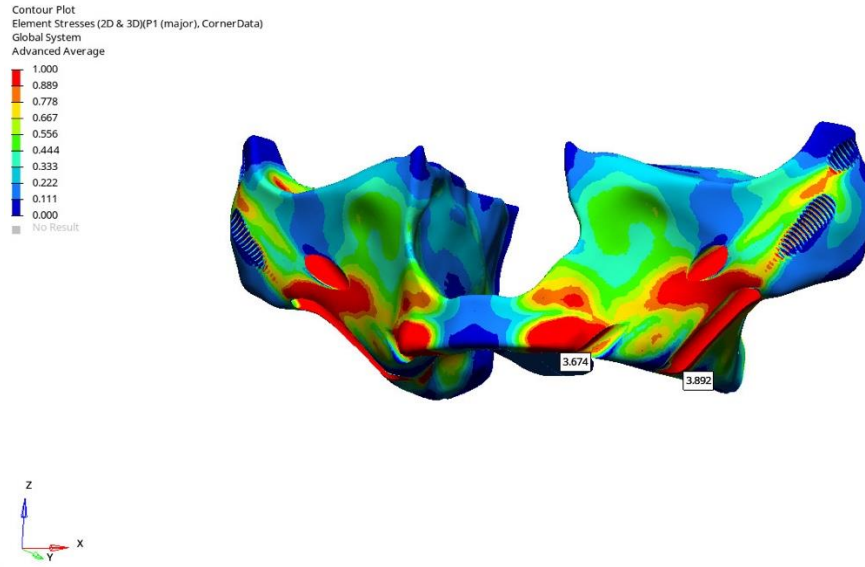
Çalışmamızın sonuçlarına göre oblik kuvvetler altında alveoler kemikte oluşan minimum principal stres değerleri, en yüksekten en düşüğe doğru sıralandığında Model 1, Model 2, Model 3 ve Model 4 olarak bulunmuştur. Bu değerler incelendiğinde, Model 1 2 ve 3te minimum principal stres seviyelerinin oldukça yüksek olduğu ve kortikal kemikte daha fazla sıkışma stresi olduğu görülmektedir. Model 3te kortikal kemik üzerindeki yük dağılımının daha homojen olduğu tespit edilmiştir. En düşük stres seviyesi Model 4'te bulunmuştur.

4.2. Maksiller Trabeküler Kemik Principal Stres Değerleri

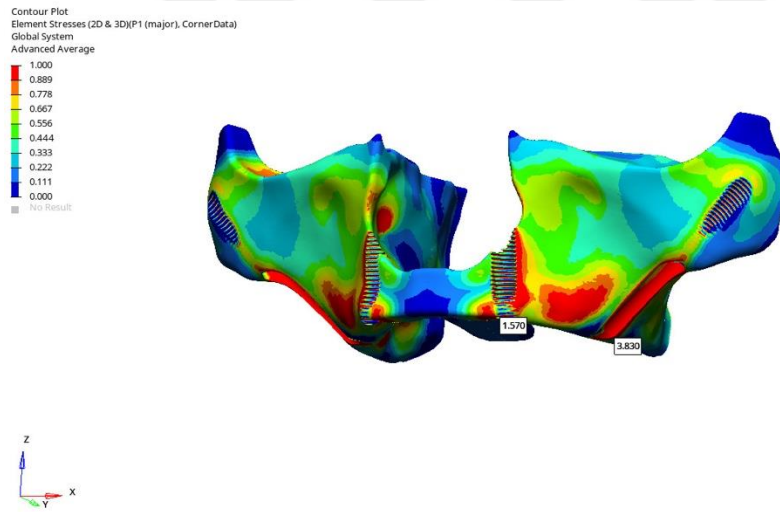
Hazırlanan modellerde, 5., 6. ve 7. diş bölgelerine uygulanan kuvvetlerin etkisiyle trabeküler kemikte oluşan stres değerleri analiz edilmiştir. Çalışmamız kapsamında, modellere toplamda 1000 N dikey ve 500 N oblik kuvvet uygulanmış, bu yükleme koşulları altında oluşan Maksimum Principal Stres (Pmax) ve Minimum Principal Stres (Pmin) değerleri tablo halinde sunulmuştur.

4.2.1. Maksimum Principal Stres Bulguları

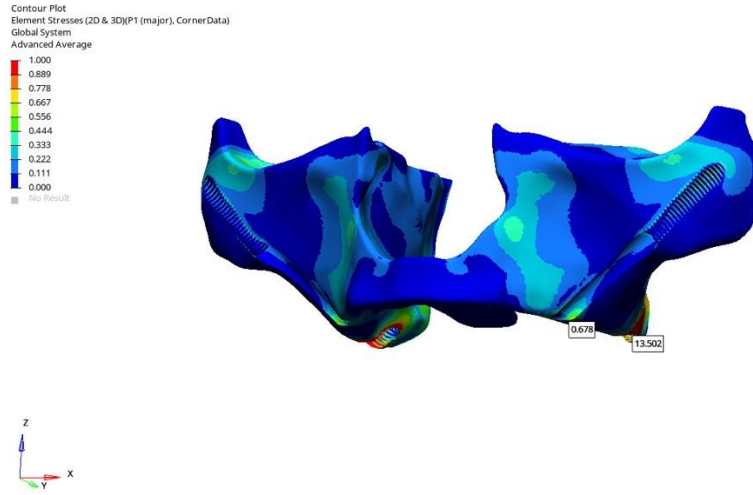
Vertikal Kuvvet: 2.Premolar, 1.Molar ve 2.Molar dişlere, dik olacak şekilde sırasıyla 200 N, 400 N, 400 N olacak şekilde toplam 1000 N vertikal kuvvet uygulanmıştır. Kortikal kemikte meydana gelen maksimum principal stres değerleri gösterilmiştir.



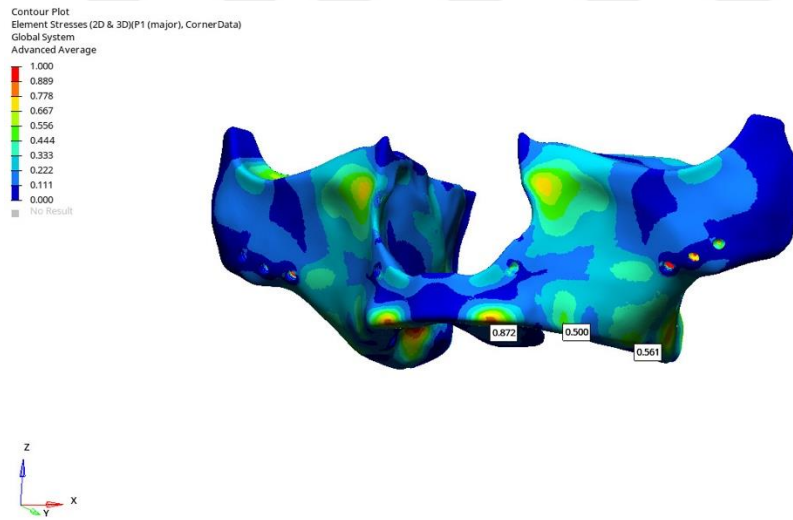
Şekil 4. 17. Model 1 Vertikal Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmax değerleri



Şekil 4. 18. Model 2 Vertikal Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmax değerleri



Şekil 4. 19. Model 3 Vertikal Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmax değerleri



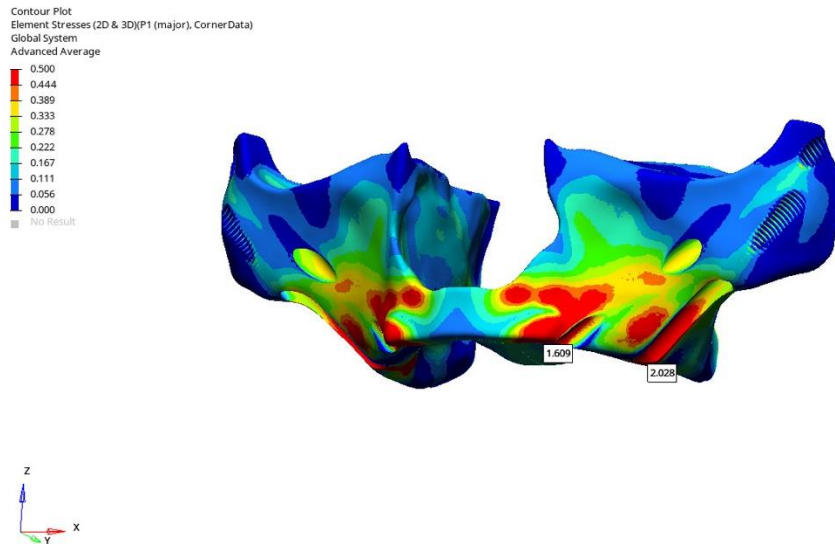
Şekil 4. 20. Model 4 Vertikal Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmax değerleri

Çizelge 4. 5. Vertikal Kuvvetler Karşısında Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

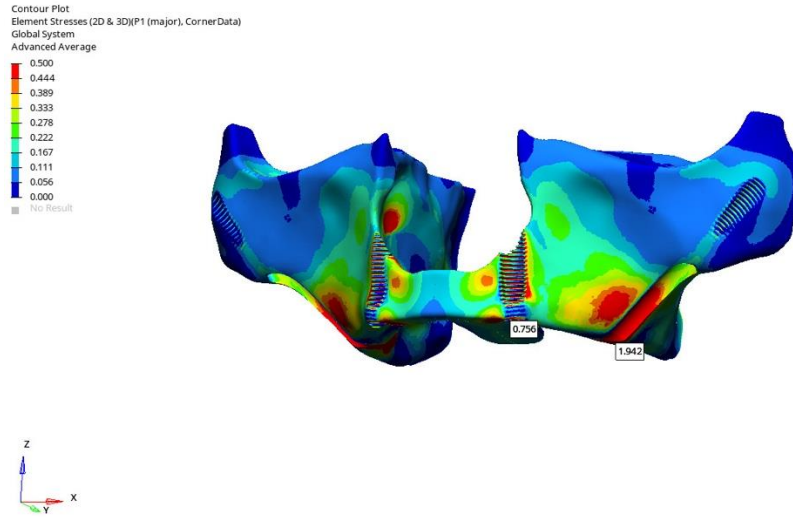
	Anterior İmplant Çevresindeki Trabeküler Kemik	Posterior İmplant Çevresindeki Trabeküler Kemik	Toplam Stres
Model 1	3.674	3.892	7.566
Model 2	1.570	3.830	5.400
Model 3	0.678	13.502	14.180
Model 4	0.872	0.561	1.433

Çalışmamızın sonuçlarına göre vertikal kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri, en yüksekten en düşüğe doğru sıralandığında Model 3, Model 1, Model 2 ve Model 4 bulunmuştur. İlk iki modelde stres dağılımı daha dengeli görünmektedir. Üçüncü modelde, belirli noktalarda stresin ani bir şekilde arttığı gözlemlenmiştir. En düşük stres Model 4'te bulunmuştur.

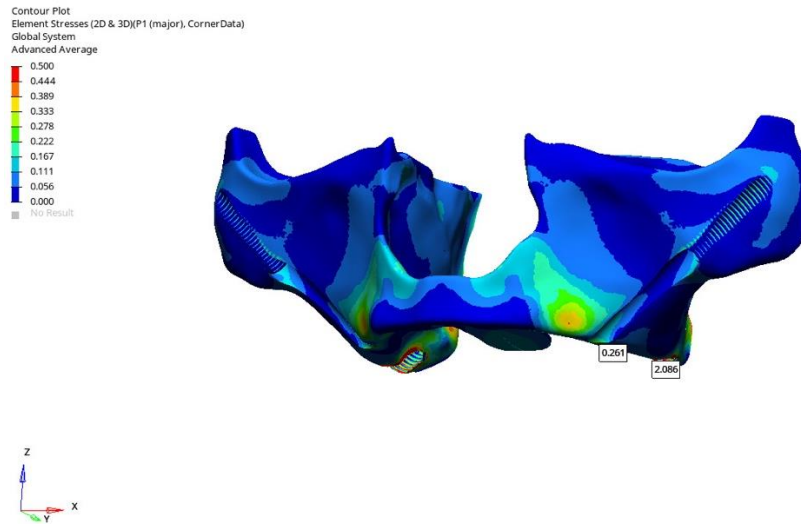
Oblik Kuvvet: 2.Premolar, 1.Molar ve 2.Molar dişlerden, bukkalden palatine doğru, 30 derece olacak şekilde sırasıyla 100 N, 200 N, 200 N olacak şekilde toplam 500 N oblik kuvvet uygulanmıştır. Trabeküler kemikte meydana gelen maksimum principal stres değerleri gösterilmiştir.



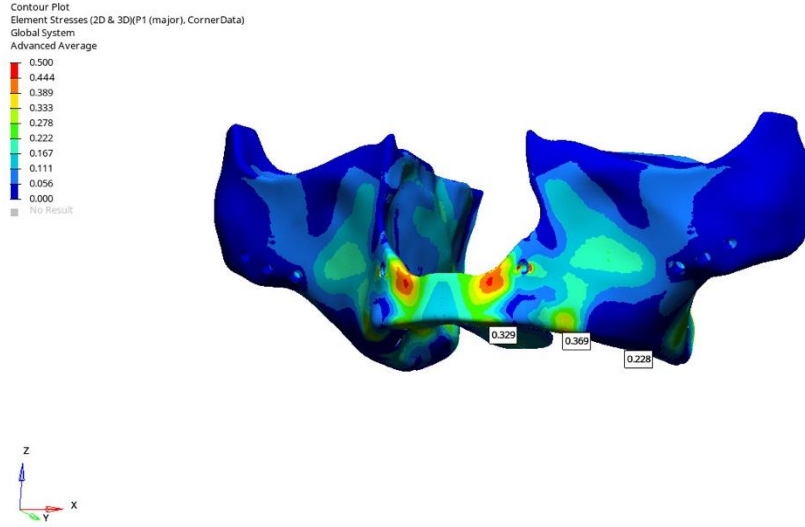
Şekil 4. 21. Model 1 Oblik Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmax değerleri



Şekil 4. 22. Model 2 Oblik Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmax değerleri



Şekil 4. 23. Model 3 Oblik Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmax değerleri



Şekil 4. 24. Model 4 Oblik Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmax değerleri

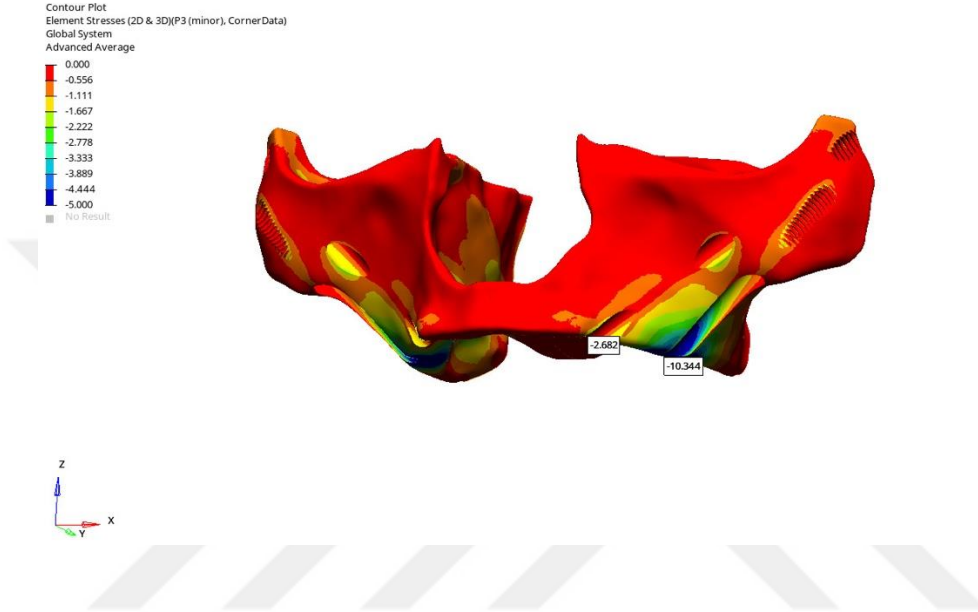
Çizelge 4. 6. Oblik Kuvvetler Karşısında Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

	Anterior İmplant Çevresindeki Trabeküler Kemik	Posterior İmplant Çevresindeki Trabeküler Kemik	Toplam Stres
Model 1	1.609	2.028	3.637
Model 2	0.756	1.942	2.698
Model 3	0.261	2.086	2.347
Model 4	0.329	0.228	0.557

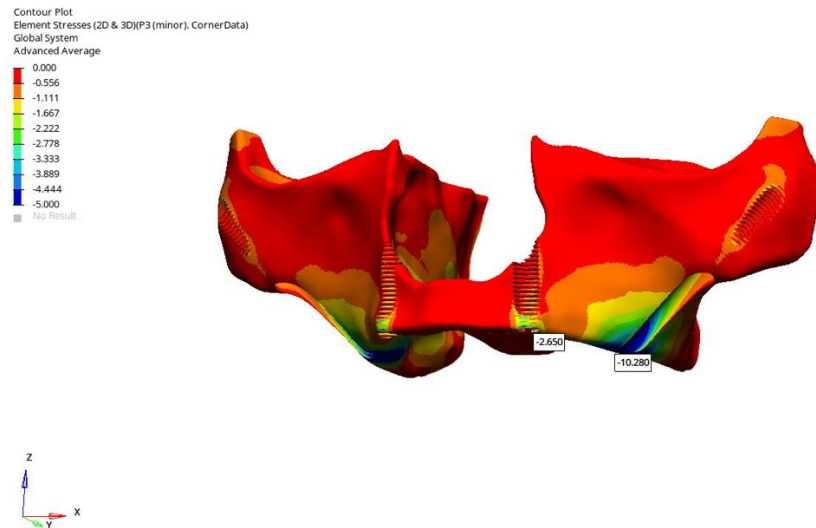
Çalışmamızın sonuçlarına göre oblik kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri, en yüksekten en düşüğe doğru sıralandığında Model 1, Model 2, Model 3 ve Model 4 olarak bulunmuştur. Model 3'te, stresin daha geniş bir alana yayılması sayesinde, trabeküler kemiğin yükü daha dengeli taşıdığı gözlemlenmiştir. En düşük stres yine Model 4'te bulunmuştur.

4.2.2. Minimum Principal Stres Bulguları

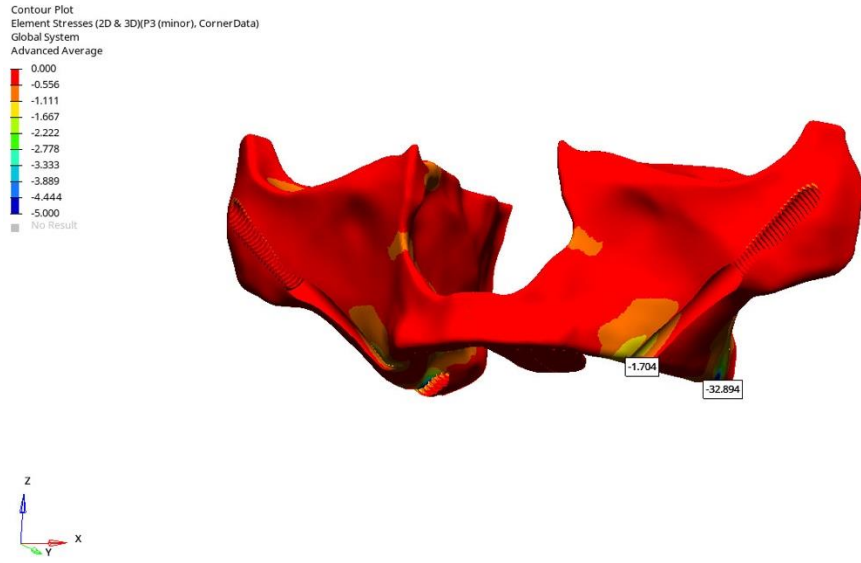
Vertikal Kuvvet: 2.Premolar, 1.Molar ve 2.Molar dişlere, dik olacak şekilde sırasıyla 200 N, 400 N, 400 N olacak şekilde toplam 1000 N vertikal kuvvet uygulanmıştır. Trabeküler kemikte meydana gelen minimum principal stres değerleri gösterilmiştir.



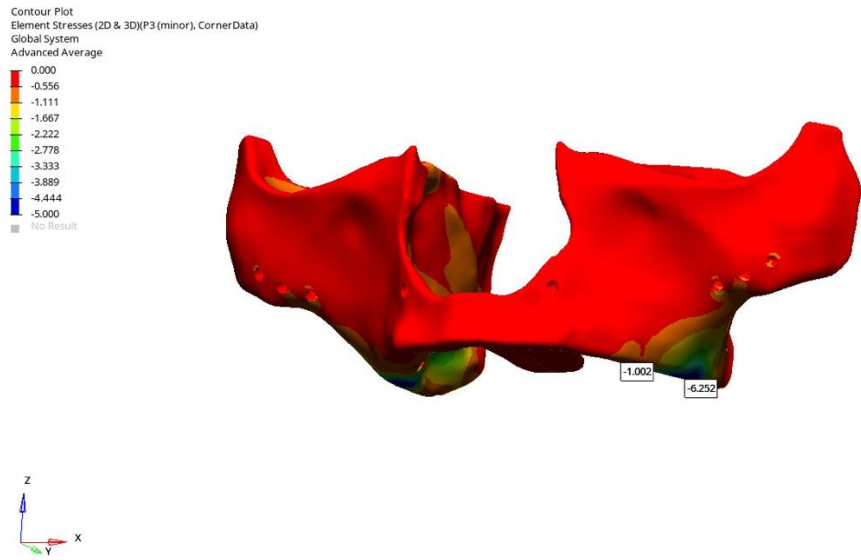
Şekil 4. 25. Model 1 Vertikal Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmin değerleri



Şekil 4. 26. Model 2 Vertikal Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmin değerleri



Şekil 4. 27. Model 3 Vertikal Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmin değerleri



Şekil 4. 28. Model 4 Vertikal Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmin değerleri

Çizelge 4. 7. Vertikal Kuvvetler Karşısında Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

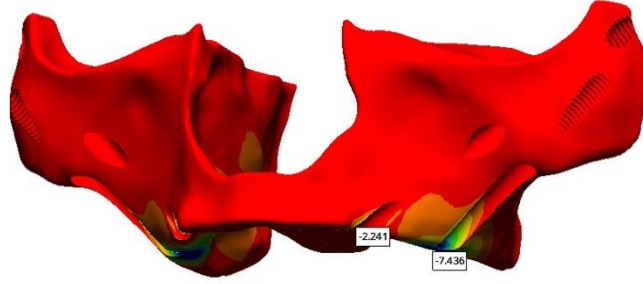
	Anterior İmplant Çevresindeki Trabeküler Kemik	Posterior İmplant Çevresindeki Trabeküler Kemik	Toplam Stres
Model 1	-2.682	-10.344	13.026
Model 2	-2.650	-10.280	12.930
Model 3	-1.704	-32.894	34.598
Model 4	-1.002	-6.252	7.254

Çalışmamızın sonuçlarına göre vertikal kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan minimum principal stres değerleri, en yüksekte en düşüğe doğru sıralandığında Model 3, Model 1, Model 2 ve Model 4 olarak bulunmuştur. **Model 4**, hem anterior (**-1.002**) hem de posterior (**-6.252**) bölgede en düşük stres değerlerini göstermektedir ve toplam stres değeri de en düşüktür (**7.254**), bu da biyomekanik açıdan en dengeli model olduğunu düşündürmektedir. **Model 1** ve **Model 2** benzer stres profiline sahiptir. Posterior stres daha yüksek olmakla birlikte, toplam stres değerleri birbirine yakındır (**13.026** ve **12.930**).

Oblik Kuvvet: 2.Premolar, 1.Molar ve 2.Molar dişlerden, bukkalden palatinala doğru, 30 derece olacak şekilde sırasıyla 100 N, 200 N, 200 N olacak şekilde toplam 500 N oblik kuvvet uygulanmıştır. Trabeküler kemikte meydana gelen minimum principal stres değerleri gösterilmiştir.

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(P3 (minor), CornerData)
Global System
Advanced Average

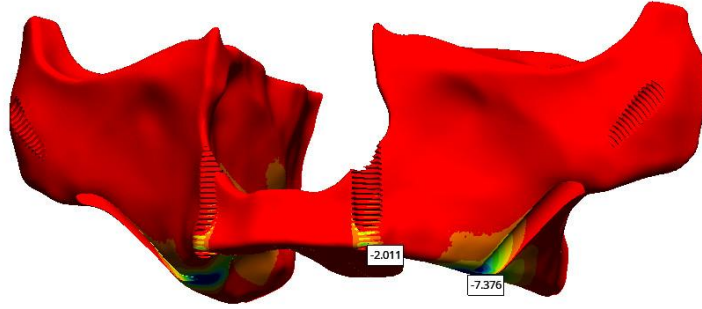
0.000
-0.556
-1.111
-1.667
-2.222
-2.778
-3.333
-3.889
-4.444
-5.000
No Result



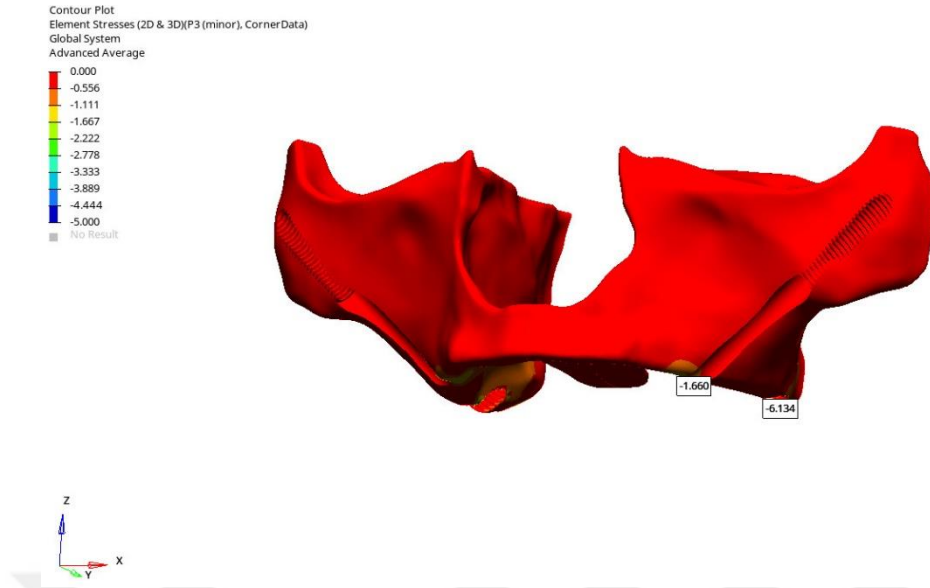
Şekil 4. 29. Model 1 Oblik Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmin değerleri

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(P3 (minor), CornerData)
Global System
Advanced Average

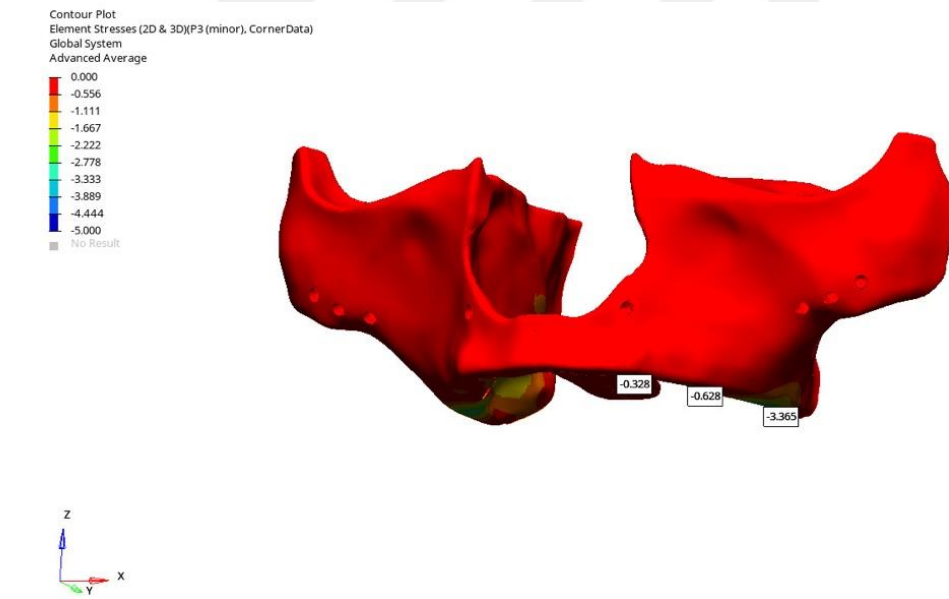
0.000
-0.556
-1.111
-1.667
-2.222
-2.778
-3.333
-3.889
-4.444
-5.000
No Result



Şekil 4. 30. Model 2 Oblik Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmin değerleri



Şekil 4. 31. Model 3 Oblik Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmin değerleri



Şekil 4. 32. Model 4 Oblik Kuvvetler Altında Trabeküler Kemik Pmin değerleri

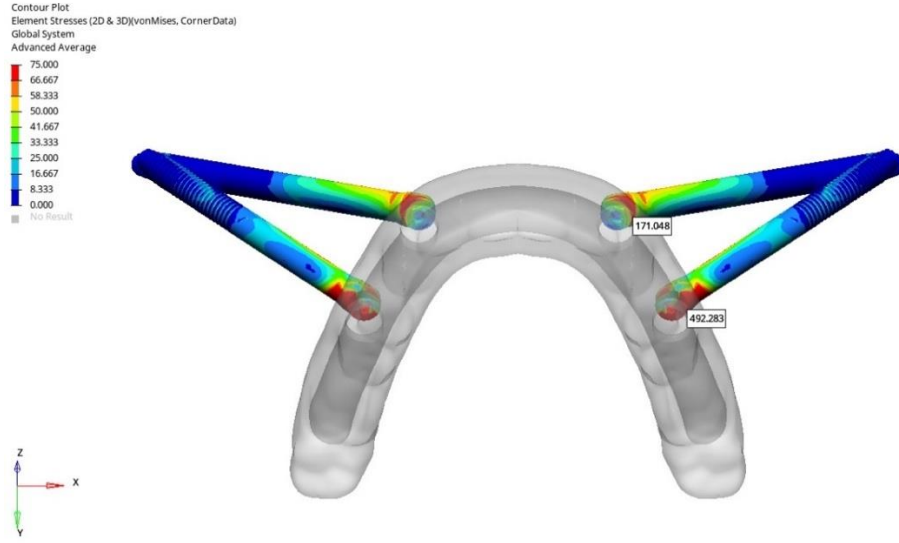
Çizelge 4. 8. Oblik Kuvvetler Karşısında Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

	Anterior İmplant Çevresindeki Trabeküler Kemik	Posterior İmplant Çevresindeki Trabeküler Kemik	Toplam Stres
Model 1	-2.241	-7.436	9.677
Model 2	-2.011	-7.376	9.387
Model 3	-1.660	-6.134	7.794
Model 4	-0.328	-3.365	3.693

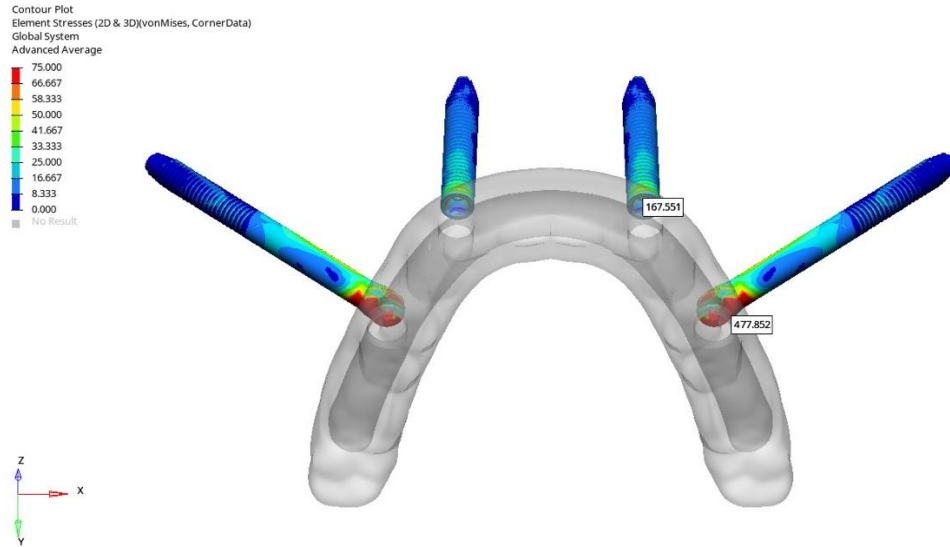
Çalışmamızın sonuçlarına göre oblik kuvvetler altında trabeküler kemikte oluşan minimum principal stres değerleri, en yüksekten en düşüğe doğru sıralandığında Model 1 > Model 2 > Model 3 > Model 4 olarak bulunmuştur. **Model 4**, özellikle ileri yaşta ya da kemik kalitesi düşük hastalarda tercih edilebilir.

4.3. İmplantlar Üzerindeki Von Mises Stres Bulguları

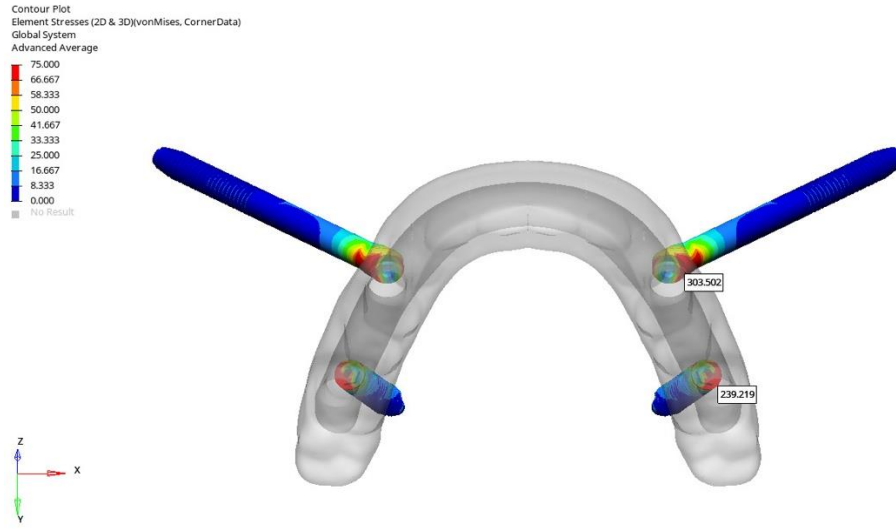
Vertikal Kuvvet: 2.Premolar, 1.Molar ve 2.Molar dişlere, dik olacak şekilde sırasıyla 200 N, 400 N, 400 N olacak şekilde toplam 1000 N vertikal kuvvet uygulanmıştır. İmplantlar üzerindeki von mises stres değerleri gösterilmiştir.



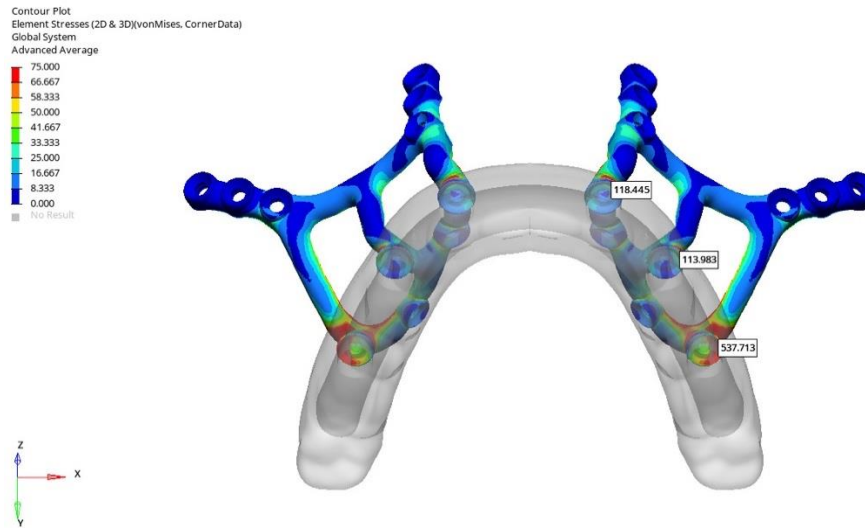
Şekil 4. 33. Model 1 Vertikal Kuvvetler Altında İmplantlar Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri



Şekil 4. 34. Model 2 Vertikal Kuvvetler Altında İmplantlar Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri



Şekil 4. 35. Model 3 Vertikal Kuvvetler Altında İmplantlar Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri



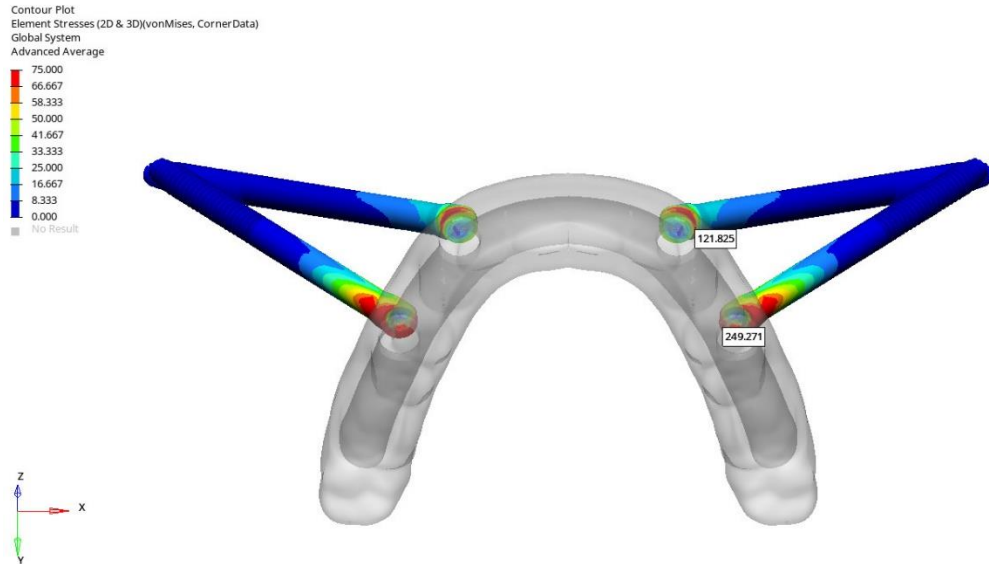
Şekil 4. 36. Model 4 Vertikal Kuvvetler Altında İmplantlar Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri

Çizelge 4. 9. Vertikal Kuvvetler Karşısında İmplantlar Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

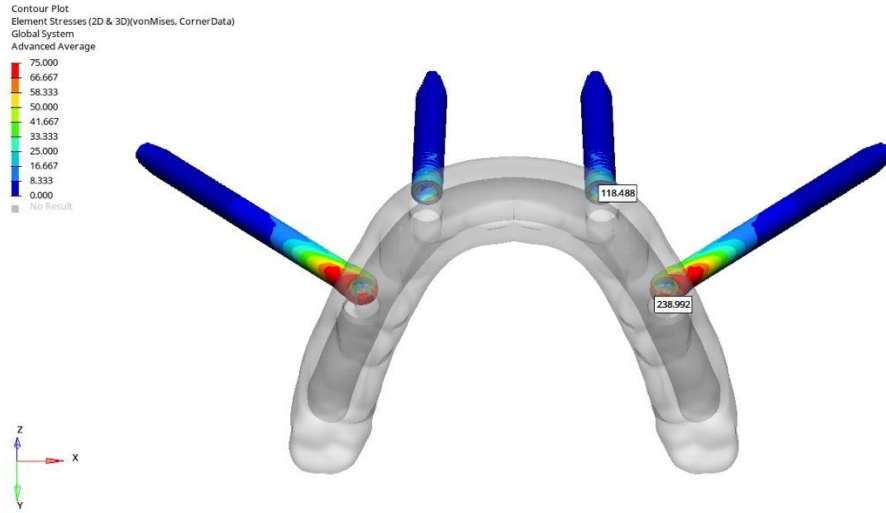
	Anterior İmplant Von Mises Stres Değeri	Posterior İmplant Von Mises Stres Değeri	Toplam Stres
Model 1	171.048	492.283	663.331
Model 2	167.551	477.852	645.403
Model 3	303.502	239.219	542.721
Model 4	118.445-113.983	537.713	770.141

Von Mises stres, bir malzemenin akma sınırına ne kadar yakın olduğunu gösterir; başka bir deyişle, implantın kırılma ya da deformasyon riskini ifade eder. 4 model arasında en yüksek stres subperiosteal implant modelinde görülmüştür. Quad zigoma yerine transnazal implant kullanımı stresleri azaltmıştır. En dengeli yük dağılımı Model 3'te görüldü.

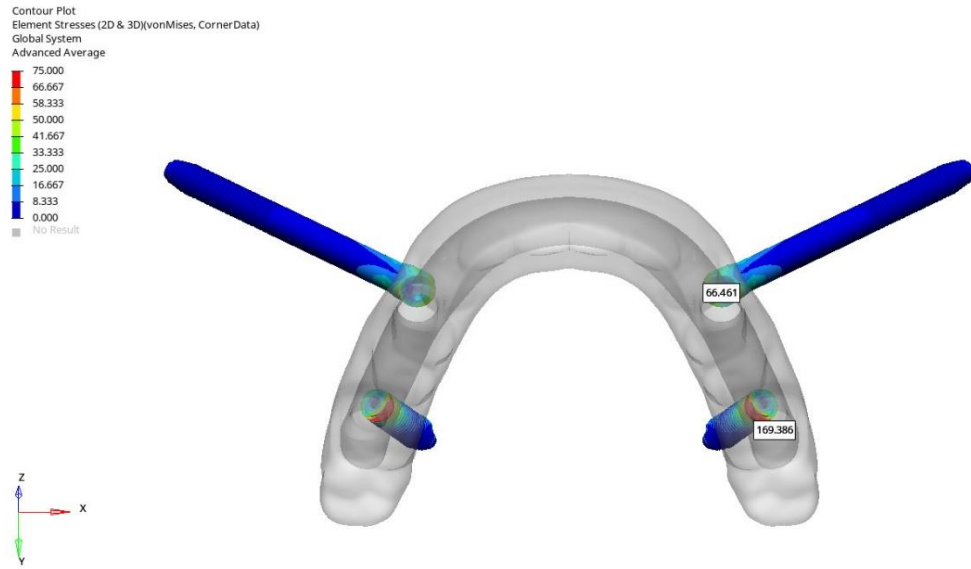
Oblik Kuvvet: 2.Premolar, 1.Molar ve 2.Molar dişlerden, bukkalden palatina doğru, 30 derece olacak şekilde sırasıyla 100 N, 200 N, 200 N olacak şekilde toplam 500 N oblik kuvvet uygulanmıştır. İmplantlar üzerinde oluşan von mises stres değerleri gösterilmiştir.



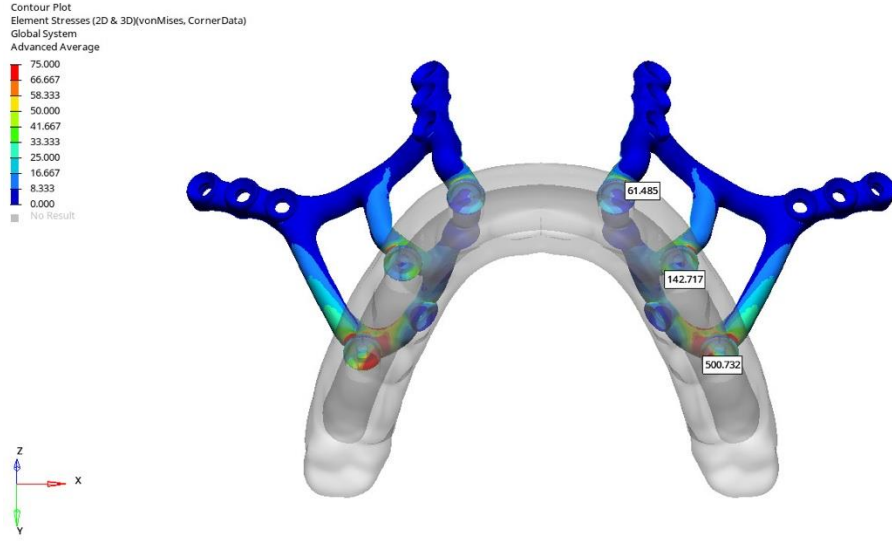
Şekil 4. 37. Model 1 Oblik Kuvvetler Altında İmplantlar Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri



Şekil 4. 38. Model 2 Oblik Kuvvetler Altında İmplantlar Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri



Şekil 4. 39. Model 3 Oblik Kuvvetler Altında İmplantlar Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri



Şekil 4. 40. Model 4 Oblik Kuvvetler Altında İmplantlar Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri

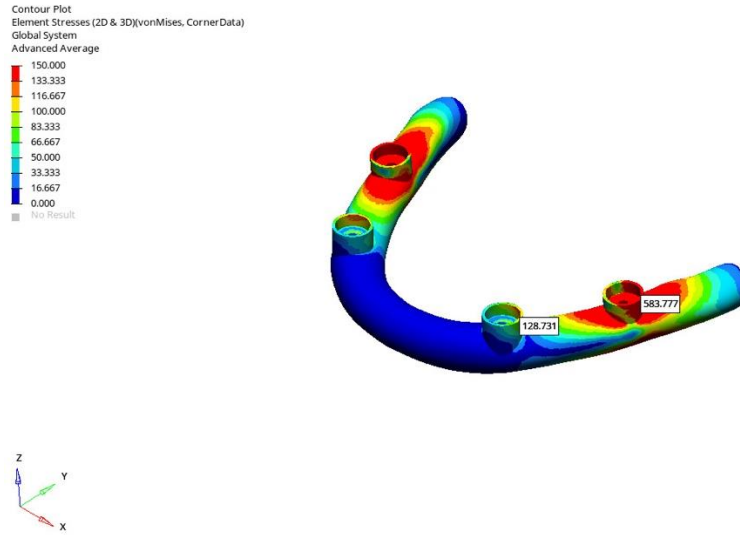
Çizelge 4. 10. Oblik Kuvvetler Karşısında İmplantlar Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

	Anterior İmplant Von Mises Stres Değeri	Posterior İmplant Von Mises Stres Değeri	Toplam Stres
Model 1	121.825	249.271	371.096
Model 2	118.488	238.992	357.480
Model 3	66.461	169.386	235.847
Model 4	61.485-142.717	500.732	704.634

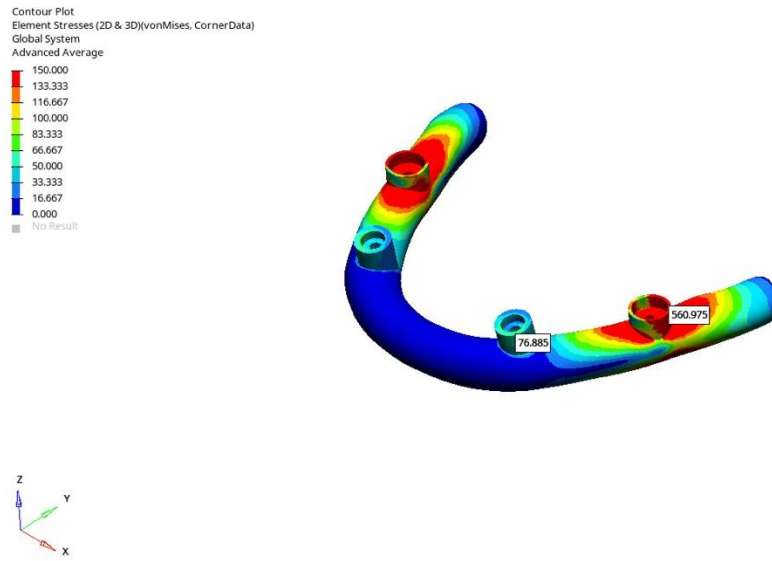
Çalışmamızın sonuçlarına göre toplam stres değeri yüksekten düşüğe doğru Model 4, Model 1, Model 2, Model 3 bulunmuştur. Model 3, stres dağılımı açısından en dengeli ve en düşük değerleri gösterdi. Model 4, özellikle posterior bölgede çok yüksek stres gösterdi.

4.4. Protetik Alt Yapı Von Mises Stres Bulguları

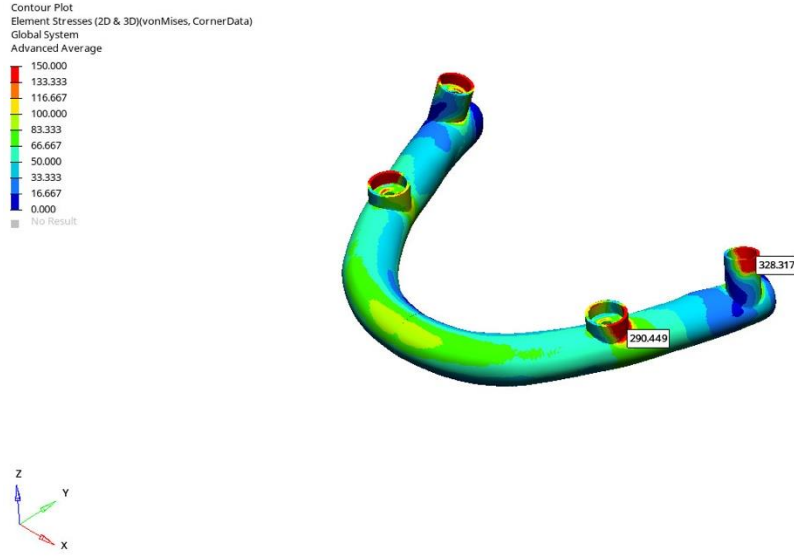
Vertikal Kuvvet: 2.Premolar, 1.Molar ve 2.Molar dişlere, dik olacak şekilde sırasıyla 200 N, 400 N, 400 N olacak şekilde toplam 1000 N vertikal kuvvet uygulanmıştır. Protetik alt yapı üzerindeki von mises stres değerleri gösterilmiştir.



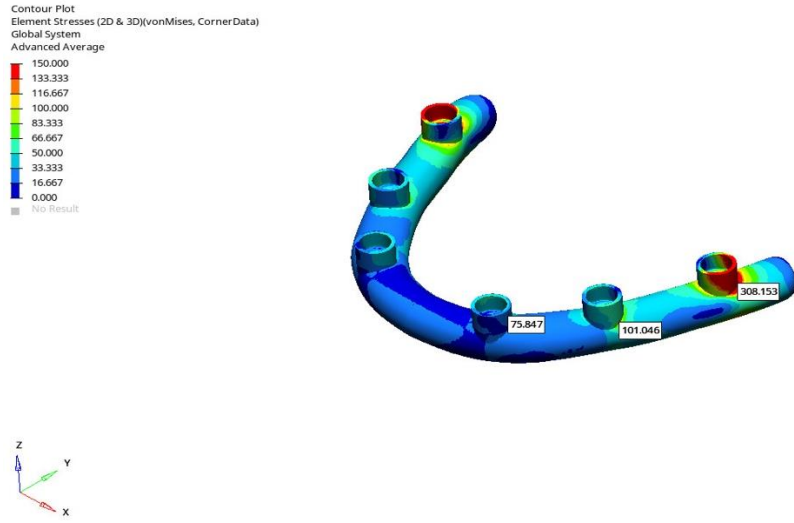
Şekil 4. 41. Model 1 Vertikal Kuvvetler Altında Protetik Alt Yapı Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri



Şekil 4. 42. Model 2 Vertikal Kuvvetler Altında Protetik Alt Yapı Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri



Şekil 4. 43. Model 3 Vertikal Kuvvetler Altında Protetik Alt Yapı Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri



Şekil 4. 44. Model 4 Vertikal Kuvvetler Altında Protetik Alt Yapı Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri

Çizelge 4. 11. Vertikal Kuvvetler Karşısında Protetik Alt Yapı Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

	Anterior Abutment Von Mises Stres Değeri	Posterior Abutment Von Mises Stres Değeri	Toplam Stres
Model 1	128.731	583.777	712.508
Model 2	76.885	560.975	637.860
Model 3	290.449	328.317	618.766
Model 4	75.847-101.046	308.153	485.046

Bu çalışmada, bruksizimli hastaların üst çenesinde kullanılan farklı implant destekli protetik modellerde abutmentlara gelen Von Mises stres değerleri incelenmiştir. Elde edilen bulgular aşağıda sunulmuştur:

Model 1'de anterior abutmentta gelen Von Mises stres değeri 128.731 MPa, posterior abutmentta gelen stres ise 583.777 MPa olarak ölçülmüştür. Bu modelde toplam stres değeri yüksek olup, özellikle posterior abutment üzerinde yoğunlaştığı görülmektedir.

Model 2'de anterior abutmentta gelen stres değeri 76.885 MPa, posterior abutmentta ise 560.975 MPa olarak hesaplanmıştır. Model 1'e kıyasla her iki abutmentta da stres değerlerinde azalma gözlenmiş, ancak posterior abutment üzerindeki yüklenmenin devam ettiği saptanmıştır.

Model 3'te anterior abutment stres değeri belirgin şekilde artarak 290.449 MPa'ya ulaşmış, posterior abutment üzerindeki stres ise 328.317 MPa olarak ölçülmüştür. Bu modelde stres dağılımının daha dengeli olduğu, ancak anterior abutment üzerindeki yüklenmenin dikkat çekici olduğu görülmektedir.

Model 4'te anterior bölgede iki ayrı abutment bulunmakta olup, bu abutmentlara gelen Von Mises stres değerleri sırasıyla 75.847 MPa ve 101.046 MPa olarak belirlenmiştir. Bu iki değer toplandığında, anterior bölgede toplam 176.893 MPa stres oluştuğu hesaplanmıştır. Posterior abutment üzerindeki stres değeri ise 308.153 MPa'dır. Bu modelde stres dağılımının hem anterior hem de posterior bölgede daha dengeli olduğu gözlemlenmiştir.

Genel olarak değerlendirildiğinde, en yüksek toplam stresin Model 1’de (yaklaşık 712.508 MPa) görüldüğü, bunu sırasıyla Model 3 (618.766 MPa), Model 4 (485.046 MPa) ve Model 2’nin (637.860 MPa) izlediği belirlenmiştir. Ancak Model 4’te stresin daha homojen dağıldığı ve aşırı stres birikiminin olmadığı dikkate değerdir. Bu durum, özellikle bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkların mevcut olduğu olgularda, çoklu anterior abutment kullanımının stres dağılımını açısından avantaj sağlayabileceğini göstermektedir.



5. TARTIŞMA

Demografik eğilimler üzerine yapılan en güncel çalışmalar, dünya genelinde neredeyse her ülkede yaşlı insan sayısında bir artış olduğunu göstermiştir. Birleşmiş Milletler tarafından 2020 yılında yayımlanan bir rapora göre, 65 yaş ve üzeri nüfus 703 milyon kişiye ulaşmış olup, bu sayının otuz yıl içinde dört katına çıkması öngörülmektedir. Ayrıca, 80 yaş ve üzeri bireylerin sayısı 143 milyon olup, 2050 yılına kadar dört katına çıkması beklenmektedir. Yaş, dişsizlik (edentülizm) epidemiyolojisinde önemli bir rol oynamaktadır ve yaşlı bireylerin dişsizlikten en çok etkilenen grup olduğu açıktır (Borg-Bartolo ve ark., 2022).

Dişsizlik, hastanın genel sağlığı üzerinde çeşitli sonuçlara yol açmaktadır. Yaşlı grupta üst çene (maksilla) dişlerinin kaybı, kemik atrofisine, kortikal kemik oranında artışa, damarlanmanın azalmasına ve yetersiz beslenmeye neden olduğu gösterilmiştir (Shackleton ve ark., 1994) Diş kaybını telafi etmek amacıyla bazı hastalar, daha kalıcı ve fonksiyonel bir çözüm olarak dental implantlara yönelmektedir. Ancak yaşlı bireylerde, yaşlanmaya bağlı kemik atrofisi ve özellikle posterior bölgelerde olmak üzere maksillada total diş kaybı sıkça gözlemlenmektedir. Buna ek olarak, maksiller sinüs pnömatizasyonu nedeniyle kemik hacminde belirgin bir azalma meydana gelmekte olup, çoğu durumda konvansiyonel implant yerleştirilmesi için yeterli kemik miktarı bulunmamaktadır (Peñarrocha ve ark., 2007).

Çeşitli alternatif tedavi seçenekleri mevcut olup, bunların birçoğu kemik grefti kullanımını içermektedir. Farklı klinik durumları yönetmek amacıyla çeşitli tedavi yöntemleri uygulanabilmektedir; bunlar arasında iliak kret blok kemik grefti, Le Fort I osteotomisi, onlay tipi kemik greftleme teknikleri, maksilla posteriorunda gerçekleştirilen maksiller sinüs kaldırma operasyonları, eğimli implantlar, transnazal implantlar, transzigomatik implantlar, subperiosteal implantlar ve pterigoid prosese yerleştirilen implantlar bulunmaktadır (Sorní ve ark., 2005).

Bu çalışmada total dişsiz ve ileri derecede atrofik maksillaya sahip hastalarda uygulanan subperiosteal, transnazal, pterigoid ve zigoma implantların brüksizm kuvvetleri karşısında dayanımları sonlu eleman analizi ile karşılaştırılmaktadır.

Dişlerin, dental restorasyonların ve dental implantların uzun ömürlülüğü; kullanılan materyaller, teknik faktörler ve hastaya bağlı faktörler gibi çeşitli etkenlerden etkilenmektedir. Dişlerin, restorasyonların ve implantların başarısını etkileyebilecek hastaya bağlı faktörlerden biri de bruksizmin varlığıdır. Bruksizmin tanımı zaman içinde değişiklik göstermiş olmakla birlikte, günümüzde bir dizi kas aktivitesini kapsayan bir çatı kavram olarak kabul edilmektedir. Bu yaklaşım, 2013 yılında uluslararası bir uzlaşa temelinde yapılan tanımda benimsenmiş ve bruksizm; ‘dişlerin sıkılması veya gıcırdatılması ve/veya mandibulanın (alt çenenin) gerilmesi ya da itmesi ile karakterize edilen tekrarlayıcı çene kası aktivitesi’ olarak tanımlanmıştır. Günümüzde bruksizmin esas olarak santral sinir sistemi faktörleri tarafından, yani çevresel değil merkezi mekanizmalarla, düzenlendiği genel kabul görmektedir. Ayrıca bruksizm, uyanıkken görülen bruksizm (awake bruxism) ve uykuda görülen bruksizm (sleep bruxism) olarak ikiye ayrılmaktadır. Dental implantlar ile ilişkili olarak bruksizm, aşırı yüklenmeye neden olabilir ve implant kaybı riskinin artmasıyla ilişkilendirilmiştir. Ayrıca, bruksizm implant destekli restorasyonlarda teknik komplikasyonlar ve başarısızlıklar, hatta implantların kırılması gibi ciddi problemlerle de bağlantılıdır. Dolayısıyla, bruksizm hem implant kayıplarının oranı hem de implant destekli restorasyonların mekanik ve teknik komplikasyonları ile ilişkilidir. Bu tür başarısızlıklar ve komplikasyonlar yalnızca bireyde fiziksel ve psikolojik sıkıntılara yol açmakla kalmamakta, aynı zamanda dental tedavilerin yeniden yapılması gerekliliği nedeniyle zaman ve maliyet açısından da ek yükler getirmektedir.

Genel popülasyonda bildirilen prevalans oranı, uyku bruksizmi için yaklaşık %12 iken, uyanık bruksizmi için %31’e kadar çıkmaktadır. Bu doğrultuda; olası uyku/uyanık bruksizmi yalnızca kişisel beyanlara dayanarak tanımlanabilirken, muhtemel uyku/uyanık bruksizmi kişisel beyanın yanı sıra klinik muayene bulgularına da dayanarak tanımlanmalıdır. Kesin uyku/uyanık bruksizmi tanısı ise elektrofizyolojik araçlarla yapılan ölçümlere dayalı objektif yöntemlerle konulmalıdır. Dental implantlara yüksek ve öngörülemeyen ya da kontrolsüz yükleme uygulanmasının, osteointegrasyon yerine implantların kapsülasyonuna neden olabileceği ve bunun da başarısızlıkla sonuçlanabileceği öne sürülmüştür. Bruksizm, implantlar çevresinde biyolojik komplikasyonlar yerine daha çok mekanik komplikasyonlar için bir risk faktörü olarak bulunmuştur. Güncel çalışmalar bruksizmin dental implant başarısızlık oranını anlamlı ölçüde artırdığını göstermektedir (Häggman-Henrikson ve ark., 2024).

Bruksizm gösteren bireylerde, sağlıklı bireylerle karşılaştırıldığında, okluzal temas sayısının ortalama dört kat arttığı ve çiğneme kuvvetlerinin %50 oranında yükseldiği bildirilmiştir (Amemori ve ark., 2001). Çalışmamızda, subperiosteal implant, transnazal implant, pterygoid implant ve zigomatik implant modellerine bruksizmle ilişkili kuvvetleri taklit etmek amacıyla, 1000 N'lik dikey ve 500 N'lik oblik kuvvetler uyguladık.

Ağızdaki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler, dişlerde, kemiklerde, yumuşak dokularda ve dental materyallerde gerilme oluşturur. Kompresif kuvvetlerin boyutunu azaltmak ve gerilme dağılımını optimize etmek, restorasyonların uzun vadeli başarısını artırmak için hayati öneme sahiptir. Ancak, kemik ve dental materyaller üzerindeki gerilme değerlerini azaltacak ideal implant kombinasyonları ve konfigürasyonları henüz belirlenmemiştir (Wakabayashi ve ark., 2008). Sonlu Elemanlar Analizi (FEA), karmaşık yapıların gerilme değerlerini incelemek için başvurulan bir yöntemdir. Yükleme sonucu oluşan gerilmelerin klinik ortamda görselleştirilmesi pratikte mümkün değildir. Buna karşın, üç boyutlu FEA; biyomateryaller ve dokular çevresindeki gerilmelerin üç boyutlu olarak analizine imkân vererek, yükleme koşulları altındaki mekanik dayanıklılık hakkında derinlemesine öngörüler sunar (Van Staden ve ark., 2006).

Kemik dayanımının fizyolojik bir üst sınır olarak kabul edilmesi halinde, kortikal kemikte lokal aşırı yüklenme; P_{min} (basma dayanımı) 170–190 MPa'yı aştığında, P_{max} (çekme dayanımı) 100–130 MPa'yı aştığında ortaya çıkar. (Takahashi ve ark., 2010). Çalışmamızda vertikal kuvvetler altında kortikal kemikte P_{max} değerleri en yüksek Model 1'de anterior implant çevresinde 114.816 MPa olarak bulunmuştur ve aynı şekilde en yüksek P_{min} değeri en yüksek olarak Model 1'de 166.056 MPa gözlenmiştir. Ölçülen basma ve gerilme dayanımları fizyolojik üst sınırların altında kalmıştır. Kortikal kemik, daha yüksek elastik modüle sahip olması nedeniyle trabeküler kemiğe kıyasla genellikle daha yüksek gerilmelere maruz kalır. Çiğneme kuvvetlerinin en yoğun olarak implant vidalarının dişli tepelerine en yakın kemik bölgesine iletildiği de bilinmektedir. (Cağlar ve ark., 2006). Mevcut bilgiler ve önceki çalışmalarla tutarlılık gösteren bulgulara göre, tüm modellerde en yüksek basınçlı gerilme değerleri krestal kortikal kemik tabakasında elde edilmiştir. Model 4'te (Subperiosteal implant) kortikal kemik çevresinde en düşük P_{max} ve P_{min} değerleri elde edilmiştir. Bu sonuca göre zygom, pterygoid ve transnazal implant kullanılan modellerde biyolojik komplikasyon olasılığı subperiosteal implant kullanılan modele göre daha yüksek olarak görülmüştür.

Şiddetli derecede atrofik maksilla (Cawood–Howell Sınıf V–VI) hastalarında quad zigoma endike edilmektedir. Güvenli ve literatürde iyi belgelenmiş bir teknik olmakla birlikte, artan cerrahi risklere paralel olarak daha yüksek bir deneyim seviyesi gerektirir. Tek zigoma vakalarıyla karşılaştırıldığında, literatürde daha yüksek komplikasyon ve başarısızlık oranları bildirilmiştir (Lan ve ark., 2021). Lopes ve arkadaşları ektramaksiller yerleştirilen zigomatik implantların standart implantlarla birlikte kullanıldığı şiddetli atrofik çenelerde 44 hastaya toplam 77 zigomatik ve 115 standart implant yerleştirmiştir. Hasta ve implant/abutment bazlı analizlerde, iki yıllık kümülatif başarı oranı sırasıyla %95,3 ve %95,9 olarak saptanmıştır (Lopes ve ark., 2021).

Zigomatik implantlar, üst çene posterior bölgede kemik kaybının eşlik ettiği ektodermal displazi ve kleidokraniyal dizostozis gibi sendromlara sahip, çok sayıda diş eksikliği bulunan hastalarda tercih edilen bir tedavi seçeneğidir. Penarrocha ve çalışma arkadaşları, 2004 yılında ektodermal displazisi olan bir hastaya üst çeneye iki zigomatik ve üç standart dental implant yerleştirmiş; 18 aylık takip sürecinde hastanın ağız fonksiyonlarında belirgin bir gelişme kaydedildiğini bildirmiştir (Peñarrocha-Diogo ve ark., 2004).

Schmidt ve ekibi, 2004 yılında kısmi ya da tam maksillektomi uygulanmış dokuz hastaya toplamda 28 zigomatik ve 10 dental implant yerleştirmiştir. Bazı implant kayıpları yaşanmış olsa da (6 zigomatik ve 3 dental), araştırmacılar bu hasta grubunda her iki implant türünün birlikte kullanımının olumlu sonuçlar verebileceğini belirtmişlerdir (Schmidt ve ark., 2004).

Moraes ve ekibinin gerçekleştirdiği çalışmada, atrofik üst çeneye sahip hastalar için iki farklı zigoma implant uygulama yöntemi değerlendirilmiştir. Sonlu elemanlar analizine dayalı olarak hazırlanan modellerden biri, iki zigoma ve iki dental implantın kombinasyonunu içerirken, diğer model tamamen dört zigoma implant ile oluşturulmuştur. Kuvvet uygulamaları sonucunda, yalnızca dört zigoma implant kullanılan modelde stres seviyelerinin daha düşük olduğu tespit edilmiştir (de Moraes ve ark., 2016). Biz de çalışmamızda dört zigoma modeli ve iki zigomayla beraber iki transnazal implant modeli oluşturduk. Bizim çalışmamızda transnazal implant kullanılan modelde kortikal kemikte biriken toplam stres miktarı dört zigomatik implant kullanılan modele göre daha az bulunmuştur.

Ishak ve arkadaşları, atrofik maksillanın rehabilitasyonunda 1-4-6-7 diş ekseninden metal altyapıya 150 N'luk dikey kuvvet uygulayarak ekstramaksiller ve intrasinüs tekniklerle yerleştirilen zigomatik implantların stres dağılımlarını karşılaştırmış ve iki yöntem arasında anlamlı fark görmeden, ekstramaksiller yaklaşımda gerilme birikiminin bir nebze daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir (Ishak ve ark., 2012). Bu çalışmalardan elde ettiğimiz verilere göre ekstrasinüs yöntemi, uygulanabilirlik açısından diğer tekniklere kıyasla daha basit olması, postoperatif başarıda daha iyi sonuçlar vermesi, protetik rehabilitasyonun hastalar açısından daha tatmin edici olması ve zigomatik implantlara gelen stresler sonucunda gerilimlerin daha az olması sebebiyle tercih edilmektedir. Bu sebeple yaptığımız sonlu elamanlar analizi çalışmasında, zigomatik implantlar ekstrasinüs tekniği ile uygulanmıştır.

Wen ve arkadaşlarının 2014 tarihli SESA çalışmasında, ekstrasinüs, Branemark ve ekstramaksiller yaklaşımlar kullanılarak dokuz ayrı implant düzenlemesi modellenmiştir. Branemark protokolüne göre oluşturulan üç modelin detayları şöyledir:

- **Model 1:** Her iki yanda birer zigomatik implant + lateral ve premolar bölgelere ikişer dental implant
- **Model 2:** Her iki yanda birer zigomatik implant + premolar bölgeye birer dental implant
- **Model 3:** Her iki yanda birer zigomatik implant + lateral bölgeye birer dental implant

Tüm modellere dikeyde 150 N ve yatayda 50 N kuvvet uygulanarak stres dağılımları karşılaştırılmıştır. Analiz sonucunda, ekstrasinüs tekniğiyle çift taraflı zigomatik implantlara ek olarak lateral bölgeye yerleştirilen tek dental implantların bulunduğu düzenlemenin en düşük gerilme değerlerini verdiği belirlenmiştir (Wen ve ark., 2014). Bizim oluşturduğumuz Model 1(iki zigoma implantı) Model 2(birer transnazal ve birer zigoma implantı) Model 3(birer zigoma ve birer pterygoid implant) vertikal olarak bruksizmi taklit etmek amacıyla 2-4-6 numaralı dişlerden 1000N vertikal ve 500N oblik kuvvetler uyguladık. Kortikal kemikte en düşük toplam stres Model 2'de 81.466 MPa olarak bu literatür sonuçlarına uyumlu olarak bulduk.

Wen ve arkadaşları tarafından zigomatik implantın oklüzal yükün büyük bölümünü taşıdığı belirlenmiştir. Standart dental implant üzerindeki gerilmenin, titanyum alaşımlarının kalıcı deformasyona uğramadan 900 N/mm²'ye kadar dayanabildiği göz önüne alındığında, bu gerilmenin pratikte ihmal edilebilir düzeyde olduğu ve 150 N'lik bir yükün implant başarısızlığına yol açma olasılığının düşük olduğu tespit edilmiştir. Ancak yoğunlaşmış gerilmenin çevreleyen kemikte rezorpsiyona neden olabileceği düşüncesiyle, zigomatik ve dental implant çevresindeki kemikte oluşan gerilme ve deformasyon da ele alınmıştır. Analizler, zigomatik implant çevresindeki kemikteki gerilmenin, dental implant çevresine kıyasla çok daha yüksek olduğunu göstermiştir. Kemiğin statik dayanımının çekmede yaklaşık 150 MPa, basınçta ise yaklaşık 250 MPa olması nedeniyle, atrofik maksillanın zigomatik ve dental implantlarla rehabilitasyonunun çevreleyen kemiği aşırı yük altında bırakmadığı sonucuna varılmıştır (Wen ve ark., 2014). Bizim çalışmamızda brüksizmi taklit etmek amacıyla 1000N vertikal ve 500N oblik kuvvetler uygulanmıştır. Tüm modellerde titanyum implantlar üzerinde biriken stres değerleri 900 MPa'nın altında kalmıştır fakat değerler normal oklüzal kuvvetlere göre daha yüksek ve riskli bulunmuştur. Bruksizm altında mekanik komplikasyonların görülme riskinin arttığı görülmüştür.

Wen ve çalışma arkadaşlarının 2014 tarihli SESA analizinde, oklüzal kuvvetlerin öncelikle zigomatik kemik tarafından karşılanıp arkaya doğru iletildiği gösterilmiştir. Bunun yanı sıra, elde edilen Von Mises gerilme değerlerinin implantın boyun ve koronal bölgelerinde en yüksek düzeye ulaştığı saptanmıştır (Wen ve ark., 2014). Çalışmamızın bulguları, literatürdeki verilere paralel şekilde, implantlarda en yüksek Von Mises gerilmelerinin boyun bölgesinde yoğunlaştığını ortaya koymuştur.

Daniel ve arkadaşları üç boyutlu zigomatik ve pterygoid implant modelleri üzerinde in vitro sonlu elemanlar analizi yapmıştır. Toplam 24 implantın yer aldığı modellerde, iki taraflı olarak yerleştirilen zigomatik ve pterygoid implantlara ek olarak iki anterior dental implant uygulanmıştır. Model üzerine 150 N'lik dikey oklüzal yük ile maseter ve medial pterygoid kaslara 300 N'lik kuvvet simülasyonu gerçekleştirilmiş; elde edilen veriler ANSYS yazılımında işlenmiştir. Kemik ve implantlardaki gerilmeler ve deformasyonlar takip edilerek karşılaştırılmıştır. Pterygoid implant çevresindeki kortikal kemikte vertikal kuvvetler altında daha yüksek stres değerleri bulunmuştur. (Daniel ve ark., 2024). Bizde Model 3 te pterygoid ve zigomatik implantı birlikte kullandık ve pterygoid implant çevresindeki kortikal kemikte biriken stresin literatürle uyumlu olarak daha yüksek bulduk.

Menini ve arkadaşlarının 2012 yılında gerçekleştirdiği sistematik derleme, atrofik üst çeneye yerleştirilen eğimli implantlar ile dikey implantların bir yıllık sağkalım oranları ve implant çevresindeki marjinal kemik kayıpları açısından anlamlı bir fark göstermediğini ortaya koymuştur. Ayrıca, maksillada açılı implantların immedat yükleme ile kullanıldığı durumlarda kısa vadede başarılı ve tatmin edici sonuçlara ulaşıldığı ifade edilmiştir (Menini ve ark., 2012).

Araujo ve arkadaşlarının en güncel çalışmasında, 634 hastaya toplam 1 893 pterygoid implant yerleştirilmiş ve bu implantların sağkalım oranı ortalama %94,87 olarak raporlanmıştır. Ayrıca bu çalışma, posterior maksillada yetersizlik bulunan hastalarda pterygoid implantların etkili bir şekilde kullanılabileceğini daha ayrıntılı biçimde ortaya koymaktadır (Araujo ve ark., 2019b).

Wilkirson ve arkadaşlarının yaptığı güncel araştırmada, tam maksiller dişsizlik vakalarında çeşitli klinik senaryoları simüle etmek amacıyla implant pozisyonu ve sayısı farklı altı model incelenmiştir. Hem dikey hem de oblik yükleme koşullarında, pterygoid implantlar ve çevresindeki kemikteki en yüksek gerilme ve deformasyon iki pterygoid ve iki anterior implant içeren model’de saptanmıştır. Çalışma, incelenen tüm senaryolarda pterygoid implantların çevreleyen kemikteki gerilme ve deformasyon seviyelerini azalttığını ortaya koymuştur (Wilkirson ve ark., 2021). Bizim çalışmamızda da Model 3’te (zigomatik ve pterygoid implant) Model 1’e (iki zigomatik implant) göre vertikal kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan Pmax ve Pmin değerleri daha düşük bulunmuştur. Pterygoid implantların kantilever uzunluğunu azalttığını bildiğimiz için kuvvetlerin daha homojen bir şekilde yayıldığını düşünmekteyiz.

Mommaerts ve çalışma arkadaşları, kemik kaybı olan ve tamamen dişsiz dokuz hastaya titanyum subperiosteal implantlar yerleştirerek bu yöntemin mekanik dayanıklılığı, biyolojik uyumluluğu ve estetik performansını iki yıl boyunca izlemişlerdir. Elde edilen olumlu bulgular, subperiosteal implantların, kemik grefti gerektiren geleneksel dental implantlara ve zigomatik implantlara kıyasla etkili ve güvenilir bir alternatif oluşturabileceğini göstermiştir (Mommaerts, 2017).

Vaira ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada Ağustos 2018–Ocak 2023 tarihleri arasında Sassari ve Poznan Üniversitelerinde atrofik maksillanın tam ark rehabilitasyonu için

CAD/CAM ile üretilen subperiostal implantlar uygulanan 36 hasta (toplam 72 implant) analiz edilmiştir. Takip süresince hiçbir implant kaybı yaşanmamış olup genel başarı oranı %90,3 olarak bulunmuştur. 6 ayda abutmentlerde %10,4, 1 yılda %7,9, 2 yılda %10, 3 yılda %7 ve 4 yılda %11,4 oranında sondalama kanaması saptanmıştır. Gözlem süresi boyunca abutment altındaki kemik rezorpsiyonunda anlamlı bir artış izlenmemiştir. Elde edilen veriler, CAD/CAM ile üretilen subperiostal implantların ileri derecede maksiller atrofiye sahip hastalarda tam ark rehabilitasyonu için güvenli ve güvenilir bir seçenek olduğunu göstermektedir (Vaira ve ark., 2024). Yeni nesil subperiosteal implantlar, hastanın BT verileri kullanılarak CAD/CAM ile önceden tasarlandığından ikinci cerrahi ihtiyacını ortadan kaldırır ve kemik yüzeyinin tam uyumunu sağlar. Böylece implantın yerleştirilme başarısı artar, intraoperatif bükme veya şekillendirme gereksinimi kalkar ve operasyon süresi kısalır. Kişiyeye özel üretilen bu yapılar, proteze gelen oklüzal yükleri geniş bir alana eşit biçimde dağıtarak stres birikimini önler; destek bölgeleri ise maksillanın sütun anatomisi üzerine yerleştirilerek dayanıklılığı en üst düzeye çıkarır (STRAPPA ve ark., 2023).

Acar ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada:

Tek taraflı atrofiye uğramış maksillanın üç boyutlu modeli, BT taramalarından yeniden oluşturulmuştur. Beş farklı senaryo simüle edilmiştir:

1. Dört zigoma implantı (SC1)
2. Zigoma ile konvansiyonel implant kombinasyonu (SC2)
3. İki parçalı subperiostal implant (SI) ve konvansiyonel implantlar (SC3)
4. Tek parçalı subperiostal implant ve konvansiyonel implantlar (SC4)
5. Tek parçalı subperiostal implant (SC5)

Mekanik özellikler literatür verilerine göre atanmış; oklüzal yükleme için 450 N, oblik yüklemeler için 93 N kuvvet kullanılmıştır. Zigomatik ve subperiostal implantlar ile maksiller kortikal kemik, implant abutmentleri ve metal alt yapıda oluşan gerilmeleri MPa biriminde

ölçmek üzere stres analizi gerçekleştirilmiştir. Alveoler kemiğe iletilen dikey ve oblik kuvvetler altındaki Pmax değerlerinin analizi sonucunda, subperiostal implantların (SC3, SC4, SC5) kullanıldığı modellerin, zigomatik implantların (SC1, SC2) kullanıldığı modellere kıyasla kemiğe iletilen gerilmeyi anlamlı ölçüde azalttığı saptanmıştır. (Acar ve ark., 2024). Bizim çalışmamızda literatürle uyumlu olarak Model 4'te (subperiosteal implant) vertikal ve oblik kuvvetler altında kortikal kemikte meydana gelen Pmax ve Pmin değerleri diğer zigomatik implantların kullanıldığı modellere göre daha düşük bulunmuştur.

Abutment ve protez metal alt yapı üzerindeki Von Mises gerilme değerlerinin incelenmesinde, Pmax ve Pmin bulgularıyla tutarlı sonuçlar elde edilmiştir. Abutment ve metal alt yapıda en yüksek Von Mises gerilme S2'de, en düşük gerilme ise S4'te kaydedilmiştir (Acar ve ark., 2024). Bizim çalışmamızda metal alt yapı üzerindeki Von Mises Stres değerleri toplam en yüksek Model 1'de (iki zigoma implantı) 712.508 MPa olarak ve en düşük Model 4'te (subperiosteal implant) 485.046 MPa olarak literatürle uyumlu olarak bulunmuştur.

Sertgöz ve arkadaşlarının gerçekleştirdiği çalışmada, tamamen dişsiz alt çeneye uygulanan sabit protezlerde kullanılan çeşitli altyapı materyalleri sonlu eleman analizi yöntemiyle değerlendirilmiştir. Araştırmada altın, krom-kobalt, gümüş-paladyum ve titanyumdan üretilen altyapılar karşılaştırılmış; bu materyallerin implant çevresindeki kemikte oluşturduğu stres değerleri incelenmiştir. Sonuçlar, farklı materyaller kullanılsa da stres dağılımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını ortaya koymuştur (Sertgöz, 1997). Biz de yaptığımız çalışmada protetik alt yapı olarak titanyum alaşımı kullandık.

Subperiosteal implantlarla ilgili bir sistematik derlemede, toplam 113 implant üzerine sabit protez uygulandığı bildirilmiştir. İncelenen 13 çalışmanın 7'sinde, 144 implant farklı zamanlarda geçici protezlerle yüklenmiş ve bu protezlerin yaklaşık %5'inde kırık gözlenmiştir. Protez bağlantı yöntemlerine bakıldığında 104'ü vidalı, 90'ı ise simante edilmiş olup, her iki yöntemin klinik başarı oranlarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ayrıca daimi protezlerin üretim yöntemleri, kullanılan malzemeler ve yükleme sürelerinin çalışmalarda oldukça değişkenlik gösterdiği tespit edilmiştir (Anitua ve ark., 2024). Biz de yaptığımız çalışmada titanyum metal alt yapı ve vidalı akrilik protez tercih ettik.

Tam dişsiz atrofik maksillanın rehabilitasyonun yöntemleri ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmaları incelediğimizde, alternatif yöntemlerden biri olan transnazal implantları, zigomatik implantlarla ve dental implantlarla karşılaştıran herhangi bir kuvvet analizi çalışması bulunamamıştır.

Çalışmamızın amacı, 4 farklı planlama modelini kullanarak, pterygoid, transnazal, zigomatik ve subperiosteal implantları, bruksizm hastalarında gelen kuvvetlerin oluşturduğu stres değerlerine göre en doğru konumlarda yerleştirmektir. Bu çalışmanın amacı, gerçek hayattaki birebir koşulları taklit etmekten ziyade, çeşitli bireysel farklılıkları minimize ederek karşılaştırmalı bir analiz yapmaktır. Gerçek klinik uygulamalarda yumuşak doku kalınlığı, kemik hacmi ve yoğunluğu, sinüs membranı kalınlığı gibi birçok parametre kişiden kişiye değişiklik göstermektedir. Bu nedenle, çalışmada tüm modellerde aynı sabit koşullar sağlanarak bu değişkenlerin etkisi dışlanmış ve farklı implant modelleri bilgisayar ortamında 3 boyutlu olarak karşılaştırmalı şekilde analiz edilmiştir.

Planladığımız 4 model üzerinde, literatürlerde uygulanan kuvvetlere paralel olacak şekilde ve bruksizm hastalarında posterior çiğneme kuvvetlerinin ortalama değerlerini taklit etmek için ; 2.Premolar, 1.Molar ve 2.Molar dişlere, dik olacak şekilde sırasıyla 200 N, 400 N, 400 N olacak şekilde toplam 1000 N vertikal kuvvet ve bukkalden palatine doğru, 30 derece olacak şekilde sırasıyla 100 N, 200 N, 200 N olacak şekilde toplam 500 N oblik kuvvet uygulanmıştır.

Yaptığımız bu invitro araştırmada 4 model üzerinde hem cerrahi rehabilitasyon açısından farklı planlamaların kıyaslaması yapıldı, hem de dikey ve oblik olarak gelen kuvvetler sonucu maksiller alveol kemikte, implantlar üzerinde ve metal alt yapıda üzerinde oluşan stres değerlerini karşılaştırdık. Bizim için en önemli yerler, modeller üzerinde stres miktarlarının en yüksek çıktığı bölgelerdir. Uygulanan kuvvet arttıkça, ortaya çıkan sıkışma ve gerilme gibi stres türleri, ilk olarak dayanım sınırına en yakın bölgelerde yoğunlaşmaktadır. Bu nedenle, tüm modellerde farklı yükleme senaryoları altında, implant çevresindeki kortikal kemikte en yüksek stresin görüldüğü alanlar, potansiyel kemik rezorpsiyonu riski taşıyan bölgeleri işaret etmektedir.

Modeller arasındaki karşılaştırmalar, elde edilen maksimum stres değerleri temel alınarak gerçekleştirildi. Stresin yoğunlaştığı bölgeler analiz edilerek olası kemik

rezorpsiyonunun meydana gelebileceği alanlar belirlendi. Bulgularımıza göre, Von Mises stres değerlerinin en çok implantların boyun kısımlarında yoğunlaştığı gözlemlendi. Bu bağlamda, stresin en düşük olduğu model en avantajlı, en yüksek olduğu model ise en dezavantajlı seçenek olarak değerlendirildi. Ayrıca, çalışmamızda farklı cerrahi tekniklerle yerleştirilen pterygoid, transnazal, zigomatik ve subperiosteal implantların yarattığı stres değerlerini karşılaştırdık. Literatürdeki bu konudaki eksiklikleri dikkate alarak, bruksizm hastalarında atrofik maksilla vakalarında en uygun cerrahi planlamayı belirlemeye çalıştık.

Yaptığımız çalışmada subperiosteal implant kullanımıyla diğer modellere göre kortikal kemikte oluşan Pmax ve Pmin değerlerinin daha düşük olduğu ve biyolojik komplikasyon riskinin daha az olabileceğini bulduk. Çift taraflı iki zigomatik implant kullanımı yerine, zigomatik implantların transnazal veya pterygoid implantlarla beraber kullanımının kortikal kemikte oluşan Pmax ve Pmin stres değerlerini azalttığı sonucuna varıldı.

Elde ettiğimiz verilerde implantlar ve metal alt yapıda gözlenen Von mises stres değerlerine göre pterygoid implantla beraber zigomatik implantların kullanımı gelen kuvvetleri daha homojen bir biçimde dağıttığı gözlenmiştir. Pterygoid implantların kullanımıyla kantilever uzunluğunun azalması okluzal kuvvetleri daha homojen bir biçimde metal altyapıya ilettiği sonucuna varılmıştır.

Modeller üzerine uygulanan vertikal ve oblik kuvvetler altında implant yapısında, implantlar üzerinde meydana gelen stresler de değerlendirilmiş ve subperiosteal implant uygulamasının yapıldığı Model 4'te en yüksek bulunmuştur.

Çalışmanın sonuçlarına göre tedavi için uygulanan 4 farklı modelde maksimum değerler çekme dayanımının altında kalmış olsa da elde edilen sonuçlara göre tedavinin takip döneminde; biyolojik komplikasyonların ortaya çıkma ihtimali zigoma implantlarının kullanıldığı modellerde, mekanik komplikasyonların ortaya çıkma ihtimali de subperiosteal implantların kullanıldığı modelde daha yüksek bulunmuştur.

Sonlu elemanlar analizi, gerçekçi modeller ve uygulamalarla uyumlu, güvenilir sonuçlar elde etmeyi mümkün kılar. Bu avantajlarından dolayı çalışmamızda bu analiz yöntemi tercih edilmiştir. Analizler hem iki boyutlu hem de üç boyutlu modellerle

gerçekleştirilebilse de, iki boyutlu modellerin hazırlanması daha kolay olmakla birlikte, dental yapıları tam olarak yansıtamaz. Buna karşın, üç boyutlu modellerle yapılan analizler, elde edilen sonuçların gerçek hayattaki durumlara daha yakın olmasını sağlar (ROMEED ve ark., 2006).

Bu çalışmada, ileri derecede atrofik tam dişsiz maksillaya sahip bireylerde brüksizmin etkisi altında farklı implant kombinasyonlarının kemik doku, implant yapıları ve protez altyapısında oluşturduğu stres dağılımları sonlu elemanlar analizi (SEA) ile incelenmiştir. SEA temelli araştırmalar, klinik koşulları temsil eden matematiksel modeller aracılığıyla yürütülen ve sonuçların yorumlamaya dayandığı in vitro çalışmalardır. Bu nedenle, elde edilen veriler değerlendirilirken bu yöntemin doğasından kaynaklanan sınırlamalar göz önünde bulundurulmalıdır. Parafonksiyonel kuvvetlerin implantlar ve çevre dokular üzerindeki etkilerinin daha kapsamlı anlaşılabilmesi için, SEA bulgularının klinik ve laboratuvar çalışmalarıyla desteklenmesi büyük önem taşımaktadır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Atrofik maksillaya uygulanacak olan birbirinden farklı tedavi yöntemlerinin ve implant tasarımlarının implantlar, maksiller alveolar kemik, metal alt yapı üzerindeki stres dağılımlarını değerlendirdiğimiz üç boyutlu SESA çalışmamızın sonuçlarına göre:

1-) İmplantlardaki maksimum Von Mises stres değerleri, vertikal ve oblik kuvvetler altında Model 4'te en yüksek bulunmuştur.

2-) Vertikal kuvvetler etkisiyle metal alt yapılarda oluşan maksimum Von mises stres değerleri Model 1'de en yüksek bulunmuştur.

3-) İmplantlardaki maksimum Von Mises stres değerleri en yüksek olarak implantların boyun bölgesinde bulunmuştur.

4-) Vertikal kuvvetler altında alveolar kemiğe ait maksimum principal stres değerleri en fazla Model 1'de en düşük Model 4'te bulunmuştur.

5-) Vertikal kuvvetler altında alveolar kemiğe ait minimum principal stres değerleri en fazla Model 1'de en düşük Model 4'te bulunmuştur.

6-) Hem vertikal hem de oblik kuvvetlerin etkisiyle oluşan alveoler kemikteki stres değerleri incelendiğinde; bütün gruptaki minimum principal stres değerinin maksimum principal stres değerinden daha büyük olduğu bulunmuştur.

7-) Çalışmamızda elde edilen bulgulara göre, uygulanan kuvvetler sonucunda zigoma implantlarının kullanıldığı modellerde en fazla gerilmenin kortikal kemik bölgesinde yoğunlaştığı, buna karşın subperiosteal implant modelinde stres birikiminin esas olarak implant yapısı üzerinde olduğu gözlenmiştir. Bu doğrultuda, bruksizmin oluşturduğu aşırı kuvvetler altında zigoma implantlarında biyolojik komplikasyonların (örneğin, kemik rezorpsiyonu gibi), subperiosteal implantlarda ise daha çok mekanik komplikasyonların (implant yapısında deformasyon, bağlantı elemanlarında hasar gibi) görülme riskinin arttığı

sonucuna ulaşılmıştır. Bu durum, implant seçimi ve planlamasında hastanın parafonksiyonel alışkanlıklarının dikkate alınmasının önemini vurgulamaktadır.



KAYNAKLAR

- Acar, G., Ari, I., & Tosun, E. (2024). Biomechanical evaluation of implant options for unilateral maxillary defects: a finite element analysis. *BMC Oral Health*, 24(1), 1338. <https://doi.org/10.1186/s12903-024-05100-0>
- Acocella, A., Sacco, R., Nardi, P., & Agostini, T. (2009). Early Implant Placement in Bilateral Sinus Floor Augmentation Using Iliac Bone Block Grafts in Severe Maxillary Atrophy: A Clinical, Histological, and Radiographic Case Report. *Journal of Oral Implantology*, 35(1), 37–44. <https://doi.org/10.1563/1548-1336-35.1.37>
- Adalı, E., Yüce, M. O., Günbay, T., & Günbay, S. (2021). Does Concentrated Growth Factor Used With Allografts in Maxillary Sinus Lifting Have Adjunctive Benefits? *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 79(1), 98–108. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2020.07.217>
- Ali, S. A., Karthigeyan, S., Deivanai, M., & Kumar, A. (2014). Implant Rehabilitation For Atrophic Maxilla: A Review. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 14(3), 196–207. <https://doi.org/10.1007/s13191-014-0360-4>
- Almeida, P. H. T., Cacciaccane, S. H., & Arcazas Junior, A. (2021). Extra-long transnasal implants as alternative for Quad Zygoma: Case report. *Annals of Medicine and Surgery* (2012), 68, 102635. <https://doi.org/10.1016/j.amsu.2021.102635>
- Al-Moraissi, E. A., Alkhutari, A. S., Abotaleb, B., Altairi, N. H., & Del Fabbro, M. (2020). Do osteoconductive bone substitutes result in similar bone regeneration for maxillary sinus augmentation when compared to osteogenic and osteoinductive bone grafts? A systematic review and frequentist network meta-analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 49(1), 107–120. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2019.05.004>
- Alqahtani, S., Alsheraimi, A., Alshareef, A., Alsaban, R., Alqahtani, A., Almgran, M., Eldesouky, M., & Al-Omar, A. (2020). Maxillary Sinus Pneumatization Following Extractions in Riyadh, Saudi Arabia: A Cross-sectional Study. *Cureus*. <https://doi.org/10.7759/cureus.6611>
- Amemori, Y., Yamashita, S., Ai, M., Shinoda, H., Sato, M., & Takahashi, J. (2001a). 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. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2001.00757.x>
- Amemori, Y., Yamashita, S., Ai, M., Shinoda, H., Sato, M., & Takahashi, J. (2001b). 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. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2001.00757.x>
- Anitua, E., Eguia, A., Staudigl, C., & Alkhraisat, M. H. (2024). Clinical performance of additively manufactured subperiosteal implants: a systematic review. *International Journal of Implant Dentistry*, 10(1), 4. <https://doi.org/10.1186/s40729-024-00521-6>
- Aparicio, C. (2012). . *Zygomatic Implants: The Anatomy Guided Approach*.

- Aparicio, C., Manresa, C., Francisco, K., Claros, P., Alánde, J., González-Martín, O., & Albrektsson, T. (2014). Zygomatic implants: indications, techniques and outcomes, and the Zygomatic Success Code. *Periodontology 2000*, 66(1), 41–58. <https://doi.org/10.1111/prd.12038>
- Araujo, R. Z., Santiago Júnior, J. F., Cardoso, C. L., Benites Condezo, A. F., Moreira Júnior, R., & Curi, M. M. (2019a). Clinical outcomes of pterygoid implants: Systematic review and meta-analysis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 47(4), 651–660. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2019.01.030>
- Araujo, R. Z., Santiago Júnior, J. F., Cardoso, C. L., Benites Condezo, A. F., Moreira Júnior, R., & Curi, M. M. (2019b). Clinical outcomes of pterygoid implants: Systematic review and meta-analysis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 47(4), 651–660. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2019.01.030>
- Attanasio, R. (1991). Nocturnal Bruxism and Its Clinical Management. *Dental Clinics of North America*, 35(1), 245–252. [https://doi.org/10.1016/S0011-8532\(22\)01351-9](https://doi.org/10.1016/S0011-8532(22)01351-9)
- Avila-Ortiz, G., Vegh, D., Mukaddam, K., Galindo-Moreno, P., Pjetursson, B., & Payer, M. (2023). Treatment alternatives for the rehabilitation of the posterior edentulous maxilla. *Periodontology 2000*, 93(1), 183–204. <https://doi.org/10.1111/prd.12507>
- Bai, L., Zheng, L., Ji, P., Wan, H., Zhou, N., Liu, R., & Wang, C. (2022). Additively Manufactured Lattice-like Subperiosteal Implants for Rehabilitation of the Severely Atrophic Ridge. *ACS Biomaterials Science & Engineering*, 8(2), 912–920. <https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.1c00962>
- Balshi, T. J., Wolfinger, G. J., Schlauch, R. W., & Balshi, S. F. (2013). Brånemark System Implant Lengths in the Pterygomaxillary Region. *Implant Dentistry*, 22(6), 610–612. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e3182a5d181>
- Becker, W., Clokie, C., Sennerby, L., Urist, M. R., & Becker, B. E. (1998). Histologic Findings After Implantation and Evaluation of Different Grafting Materials and Titanium Micro Screws Into Extraction Sockets: Case Reports. *Journal of Periodontology*, 69(4), 414–421. <https://doi.org/10.1902/jop.1998.69.4.414>
- Bidez, M. W., & Misch, C. E. (2015). Clinical Biomechanics in Implant Dentistry. In *Dental Implant Prosthetics* (pp. 95–106). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-07845-0.00005-1>
- Borg-Bartolo, R., Roccuzzo, A., Molinero-Mourelle, P., Schimmel, M., Gambetta-Tessini, K., Chaurasia, A., Koca-Ünsal, R. B., Tennert, C., Giacaman, R., & Campus, G. (2022). Global prevalence of edentulism and dental caries in middle-aged and elderly persons: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 127, 104335. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2022.104335>
- Cağlar, A., Aydin, C., Ozen, J., Yilmaz, C., & Korkmaz, T. (2006). Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(1), 36–44.
- Candel, E., Peñarrocha, D., & Peñarrocha, M. (2012). Rehabilitation of the Atrophic Posterior Maxilla With Pterygoid Implants: A Review. *Journal of Oral Implantology*, 38(S1), 461–466. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-10-00200>

- Candel-Martí, E., Carrillo-García, C., Peñarrocha-Oltra, D., & Peñarrocha-Diago, M. (2012a). Rehabilitation of atrophic posterior maxilla with zygomatic implants: review. *The Journal of Oral Implantology*, 38(5), 653–657. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-10-00126>
- Candel-Martí, E., Carrillo-García, C., Peñarrocha-Oltra, D., & Peñarrocha-Diago, M. (2012b). Rehabilitation of Atrophic Posterior Maxilla With Zygomatic Implants: Review. *Journal of Oral Implantology*, 38(5), 653–657. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-10-00126>
- Carnicero, A., Peláez, A., Restoy-Lozano, A., Jacquott, I., & Perera, R. (2021). Improvement of an additively manufactured subperiosteal implant structure design by finite elements based topological optimization. *Scientific Reports*, 11(1), 15390. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-94980-1>
- Carrao, V., & DeMatteis, I. (2015). Maxillary Sinus Bone Augmentation Techniques. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 27(2), 245–253. <https://doi.org/10.1016/j.coms.2015.01.001>
- Cawood, J. I., & Howell, R. A. (1988). A classification of the edentulous jaws. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 17(4), 232–236. [https://doi.org/10.1016/S0901-5027\(88\)80047-X](https://doi.org/10.1016/S0901-5027(88)80047-X)
- Chrcanovic, B. R., Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2016). Survival and Complications of Zygomatic Implants: An Updated Systematic Review. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 74(10), 1949–1964. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2016.06.166>
- Cinar, I. C., Gultekin, B. A., Saglanmak, A., Yalcin, S., Olgac, V., & Mijiritsky, E. (2020). Histologic, Histomorphometric, and Clinical Analysis of the Effects of Growth Factors in a Fibrin Network Used in Maxillary Sinus Augmentation. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(6), 1918. <https://doi.org/10.3390/ijerph17061918>
- Coopman, R., Fennis, J., Ghaeminia, H., Van de Vyvere, G., Politis, C., & Hoppenreijns, T. J. M. (2020). Volumetric osseous changes in the completely edentulous maxilla after sinus grafting and lateral bone augmentation: a systematic review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 49(11), 1470–1480. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2020.03.001>
- Cox, T., Kohn, M. W., & Impelluso, T. (2003). Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 61(4), 481–487. <https://doi.org/10.1053/joms.2003.50094>
- Daas, M., Dubois, G., Bonnet, A. S., Lipinski, P., & Rignon-Bret, C. (2008). A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Medical Engineering & Physics*, 30(2), 218–225. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2007.02.005>
- Daniel, D., Pande, D., Bakshi, J. H. I., & Jose, J. (2024). Biomechanical Evaluation of Zygomatic Implant Versus Pterygoid Implant in Atrophic Maxilla: An In vitro Finite Element Study. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*, 23(3), 734–744. <https://doi.org/10.1007/s12663-024-02128-1>

- de Moraes, P. H., Olate, S., de Arruda Nóbilo, M., Asprino, L., de Moraes, M., & de 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(2), 67–71. <https://doi.org/10.1016/j.revsto.2015.11.009>
- Elango, J., Bao, B., & Wu, W. (2021). The hidden secrets of soluble RANKL in bone biology. *Cytokine*, 144, 155559. <https://doi.org/10.1016/j.cyto.2021.155559>
- Esposito, M., Cannizarro, G., Soardi, E., Pellegrino, G., Pistilli, R., & Felice, P. (2011). A 3-year post-loading report of a randomised controlled trial on the rehabilitation of posterior atrophic mandibles: short implants or longer implants in vertically augmented bone? *European Journal of Oral Implantology*, 4(4), 301–311.
- FARAH, J. W., CRAIG, R. G., & MEROUEH, K. A. (1988). Finite element analysis of a mandibular model. *Journal of Oral Rehabilitation*, 15(6), 615–624. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.1988.tb00199.x>
- Friberg, B., Jemt, T., & Lekholm, U. (1991). Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 6(2), 142–146.
- Garrido-Martínez, P., Quispe-López, N., Montesdeoca-García, N., Esparza-Gómez, G., & Cebrián-Carretero, J. (2022). Maxillary reconstruction with subperiosteal implants in a cancer patient: A one-year follow-up. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, e293–e297. <https://doi.org/10.4317/jced.59331>
- Häggman-Henrikson, B., Ali, D., Aljamal, M., & Chrcanovic, B. R. (2024). Bruxism and dental implants: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 51(1), 202–217. <https://doi.org/10.1111/joor.13567>
- İnan, M. (1988). *Cisimlerin mukavemeti*, (6. baskı).
- Ishak, M. I., Abdul Kadir, M. R., Sulaiman, E., & 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. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2012.04.010>
- Jamdade, V., Venugopal, K., Behera, S. S. P., Rani, A., Hiremath, A., & Das, A. (2022). Tubero pterygoid implants- a boom for atrophied maxillary ridges. *International Journal of Health Sciences*, 1669–1678. <https://doi.org/10.53730/ijhs.v6nS5.8958>
- Jun, B., Song, S., Park, C., Lee, D., Cho, K., & Cho, J. (2005). The analysis of maxillary sinus aeration according to aging process; volume assessment by 3-dimensional reconstruction by high-resolution CT scanning. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 132(3), 429–434. <https://doi.org/10.1016/j.otohns.2004.11.012>
- Kimura, A., Nagasao, T., Kaneko, T., Tamaki, T., Miyamoto, J., & Nakajima, T. (2006). Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 34(4), 193–200. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2006.01.003>
- Kolkman-Deurloo, I. K., Visser, A. G., Niël, C. G., Driver, N., & Levendag, P. C. (1994). Optimization of interstitial volume implants. *Radiotherapy and Oncology : Journal of*

- the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, 31(3), 229–239.
[https://doi.org/10.1016/0167-8140\(94\)90428-6](https://doi.org/10.1016/0167-8140(94)90428-6)
- Kulcsár, K., & Kónya, J. (2018). Moderization of Cortically Supported Individual Implants. *Műszaki Tudományos Közlemények*, 8(1), 51–60. <https://doi.org/10.33894/mtk-2018.08.06>
- Lan, K., Wang, F., Huang, W., Davó, R., & Wu, Y. (2021). Quad Zygomatic Implants: A Systematic Review and Meta-analysis on Survival and Complications. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 36(1), 21–29. <https://doi.org/10.11607/jomi.8417>
- Lim, H.-C., Kim, S., Kim, D.-H., Herr, Y., Chung, J.-H., & Shin, S.-I. (2021). Factors affecting maxillary sinus pneumatization following posterior maxillary tooth extraction. *Journal of Periodontal & Implant Science*, 51(4), 285. <https://doi.org/10.5051/jpis.2007220361>
- LOBBEZOO, F., BROUWERS, J. E. I. G., CUNE, M. S., & NAEIJE, M. (2006). Dental implants in patients with bruxing habits. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(2), 152–159. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2006.01542.x>
- 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), 3600. <https://doi.org/10.3390/jcm10163600>
- Malevez, C., Daelemans, P., Adriaenssens, P., & Durdu, F. (2003). Use of zygomatic implants to deal with resorbed posterior maxillae. *Periodontology 2000*, 33(1), 82–89. <https://doi.org/10.1046/j.0906-6713.2002.03307.x>
- Maló, P., de Araujo Nobre, M., & Lopes, I. (2008). A new approach to rehabilitate the severely atrophic maxilla using extramaxillary anchored implants in immediate function: A pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(5), 354–366. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60237-1](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60237-1)
- Maló, P., Rangert, B., & Nobre, M. (2003). “All-on-Four” Immediate-Function Concept with Brånemark System® Implants for Completely Edentulous Mandibles: A Retrospective Clinical Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5(s1), 2–9. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2003.tb00010.x>
- Manfredini, D., Serra-Negra, J., Carboncini, F., & Lobbezoo, F. (2017). Current Concepts of Bruxism. *The International Journal of Prosthodontics*, 30(5), 437–438. <https://doi.org/10.11607/ijp.5210>
- Margonar, R., dos Santos, P. L., Queiroz, T. P., & Marcantonio, E. (2010). Rehabilitation of Atrophic Maxilla Using the Combination of Autogenous and Allogeneic Bone Grafts Followed by Protocol-Type Prosthesis. *Journal of Craniofacial Surgery*, 21(6), 1894–1896. <https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e3181f4af65>
- Martins, M., Vieira, W.A., Paranhos, L., Motta, R., da Silva, C.S., Rodriguez, C., & Ramacciato, J. (2021). Comparison of piezosurgery and conventional rotary instruments

- in schneider's membrane sinus lifting: A pilot randomized trial. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, e802–e808. <https://doi.org/10.4317/jced.57953>
- Mateos L, G.-C. M. G.-M. M. G. D. C. J. (2002). Inserción de implantes dentales en la apófisis pterigoides: una alternativa en el tratamiento rehabilitador del maxilar posterior atrófico. *Avances En Periodoncia e Implantología Oral*, 37–45.
- MCHENRY, D. (1943). A LATTICE ANALOGY FOR THE SOLUTION OF STRESS PROBLEMS. *Journal of the Institution of Civil Engineers*, 21(2), 59–82. <https://doi.org/10.1680/ijoti.1943.13967>
- Menini, M., Signori, A., Tealdo, T., Bevilacqua, M., Pera, F., Ravera, G., & Pera, P. (2012). Tilted Implants in the Immediate Loading Rehabilitation of the Maxilla. *Journal of Dental Research*, 91(9), 821–827. <https://doi.org/10.1177/0022034512455802>
- Miglierança, R. M., Coppedê, A., Dias Rezende, R. C. L., & 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.
- Miglierança, R. M., Sotto-Maior, B. S., Senna, P. M., Francischone, C. E., & Cury, A. A. D. B. (2012). Immediate occlusal loading of extrasinus zygomatic implants: A prospective cohort study with a follow-up period of 8 years. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 41(9), 1072–1076. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2012.05.029>
- Miloro, L. W. & P. (2022). *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery* (L. W. & P. Miloro, Ed.).
- Ming-Yih, L., Chun-Li, L., Wen-Da, T., & Lun-Jou, L. (2010). Biomechanical stability analysis of rigid intraoral fixation for bilateral sagittal split osteotomy. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, 63(3), 451–455. <https://doi.org/10.1016/j.bjps.2008.11.057>
- Misch C. (2005). *Dental Implant Prosthetics*. 2nd ed. St. Louis: Elsevier Mosby.
- Mommaerts, M. Y. (2017a). Additively manufactured sub-periosteal jaw implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46(7), 938–940. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2017.02.002>
- Mommaerts, M. Y. (2017b). Additively manufactured sub-periosteal jaw implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46(7), 938–940. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2017.02.002>
- Mommaerts, M. Y. (2017c). Additively manufactured sub-periosteal jaw implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46(7), 938–940. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2017.02.002>
- Nadler, S. C. (1957). Bruxism, a classification : critical review. *The Journal of the American Dental Association*, 54(5), 615–622. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1957.0097>
- Ness GM, B. G. H. B. (2022). *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery*.
- Nguyen, T. T. H., Eo, M. Y., Kuk, T. S., Myoung, H., & Kim, S. M. (2019). Rehabilitation of atrophic jaw using iliac onlay bone graft combined with dental implants. *International Journal of Implant Dentistry*, 5(1), 11. <https://doi.org/10.1186/s40729-019-0163-9>

- Nicholas M. Baran. (1991). *Finite Element Analysis on Microcomputers*.
- Nunes de Sousa, B. L., & Leitão de Almeida, B. (2020). Pterygoid implants for the immediate rehabilitation of the atrophic maxilla: A case report of a full arch on 4 implants. *Oral and Maxillofacial Surgery Cases*, 6(4), 100192. <https://doi.org/10.1016/j.omsc.2020.100192>
- Olate, S., Lyrio, M. C. N., de Moraes, M., Mazzonetto, R., & Moreira, R. W. F. (2010). Influence of Diameter and Length of Implant on Early Dental Implant Failure. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68(2), 414–419. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2009.10.002>
- Peñarrocha M; García B; Martí E; Boronat A. (2007). Rehabilitation of severely atrophic maxillae with fixed implant-supported prostheses using zygomatic implants placed using the sinus slot technique: clinical report on a series of 21 patients. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*.
- Peñarrocha-Diago, M., Uribe-Origone, R., Rambla-Ferrer, J., & Guarinos-Carbó, J. (2004). Fixed rehabilitation of a patient with hypohidrotic ectodermal dysplasia using zygomatic implants. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 98(2), 161–165. <https://doi.org/10.1016/j.tripleo.2003.12.043>
- Peñarrocha-Oltra, D., Candel-Martí, E., Ata-Ali, J., & Peñarrocha-Diago, M. (2013). Rehabilitation of the Atrophic Maxilla With Tilted Implants: Review of the Literature. *Journal of Oral Implantology*, 39(5), 625–632. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-11-00068>
- Plischka, G. (1960). [Implantology in dentistry]. *Zahnärztliche Praxis*, 21(16), 181–183.
- Ren, J., & Shu, L. (2022). Pterygoid Implant-Based “VIV” Design for Rehabilitation of Extreme Maxillary Atrophy. *Journal of Craniofacial Surgery*, 33(7), 2195–2198. <https://doi.org/10.1097/SCS.00000000000008517>
- Rho, J. Y., Ashman, R. B., & Turner, C. H. (1993). Young’s modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. *Journal of Biomechanics*, 26(2), 111–119. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90042-D](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90042-D)
- Ridell, A., Gröndahl, K., & Sennerby, L. (2009). Placement of Brånemark implants in the maxillary tuber region: anatomical considerations, surgical technique and long-term results. *Clinical Oral Implants Research*, 20(1), 94–98. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01491.x>
- Roccuzzo, M., Ramieri, G., Bunino, M., & Berrone, S. (2007). Autogenous bone graft alone or associated with titanium mesh for vertical alveolar ridge augmentation: a controlled clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*, 18(3), 286–294. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2006.01301.x>
- ROMEED, S. A., FOK, S. L., & 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. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2005.01552.x>
- Rosenstein, J., & Dym, H. (2020). Zygomatic Implants. *Dental Clinics of North America*, 64(2), 401–409. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2019.12.005>

- Rubin, C., Krishnamurthy, N., Capilouto, E., & Yi, H. (1983). Clinical Science. *Journal of Dental Research*, 62(2), 82–86. <https://doi.org/10.1177/00220345830620021701>
- Sakaguchi, R. L. and J. M. P. (2012). *Craig's restorative dental materials*.
- Schmidt, B. L., Pogrel, M. A., Young, C. W., & Sharma, A. (2004). Reconstruction of extensive maxillary defects using zygomatic implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 62, 82–89. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2004.06.027>
- 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.
- Shackleton, J. L., Carr, L., Slabbert, J. C. G., & Becker, P. J. (1994). Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 71(1), 23–26. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(94\)90250-X](https://doi.org/10.1016/0022-3913(94)90250-X)
- Sharan, A., & Madjar, D. (2008). Maxillary sinus pneumatization following extractions: a radiographic study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 23(1), 48–56.
- Smiler, D. G., Johnson, P. W., Lozada, J. L., Misch, C., Rosenlicht, J. L., Tatum, O. H., & Wagner, J. R. (1992). Sinus lift grafts and endosseous implants. Treatment of the atrophic posterior maxilla. *Dental Clinics of North America*, 36(1), 151–186; discussion 187-8.
- Sorní, M., Guarínós, J., García, O., & Peñarrocha, M. (2005). Implant rehabilitation of the atrophic upper jaw: a review of the literature since 1999. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 10 Suppl 1, E45-56.
- Stella, J. P., & Warner, M. R. (2000). Sinus slot technique for simplification and improved orientation of zygomatic dental implants: a technical note. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(6), 889–893.
- Steller, D., Falougy, M., Mirzaei, P., & Hakim, S. G. (2022). Retrospective analysis of time-related three-dimensional iliac bone graft resorption following sinus lift and vertical augmentation in the maxilla. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 51(4), 545–551. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2021.07.004>
- Stevenson, A. R., & Austin, B. W. (2000). Zygomatic fixtures--the Sydney experience. *Annals of the Royal Australasian College of Dental Surgeons*, 15, 337–339.
- Stiévenart, M., & Malevez, C. (2010). Rehabilitation of totally atrophied maxilla by means of four zygomatic implants and fixed prosthesis: a 6–40-month follow-up. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 39(4), 358–363. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2010.01.009>
- STRAPPA, E. M., MEMÈ, L., CEREÀ, M., ROY, M., & BAMBINI, F. (2023). Custom-made additively manufactured subperiosteal implant. *Minerva Dental and Oral Science*, 71(6). <https://doi.org/10.23736/S2724-6329.22.04640-X>
- Takahashi, T., Shimamura, I., & Sakurai, K. (2010). Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *Journal of Prosthodontic Research*, 54(4), 179–184. <https://doi.org/10.1016/j.jpjor.2010.04.004>

- Tan, W. L., Wong, T. L. T., Wong, M. C. M., & Lang, N. P. (2012). A systematic review of post-extraction alveolar hard and soft tissue dimensional changes in humans. *Clinical Oral Implants Research*, 23(s5), 1–21. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02375.x>
- Terheyden, H., Meijer, G. J., & Raghoobar, G. M. (2021). Vertical bone augmentation and regular implants versus short implants in the vertically deficient posterior mandible: a systematic review and meta-analysis of randomized studies. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 50(9), 1249–1258. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2021.01.005>
- Thoma, D. S., Zeltner, M., Hüsler, J., Hämmerle, C. H. F., & Jung, R. E. (2015). <scp>EAO</scp> Supplement Working Group 4 – <scp>EAO CC</scp> 2015 Short implants versus sinus lifting with longer implants to restore the posterior maxilla: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 26(S11), 154–169. <https://doi.org/10.1111/clr.12615>
- Tiziano Testori, Massimo del Fabbro, Roberto Weinstein, & Stephen S. Wallace. (2009). *Maxillary Sinus Surgery and Alternatives in Treatment*.
- Tribst, J. P. M., Campanelli de Morais, D., Melo de Matos, J. D., Lopes, G. da R. S., Dal Piva, A. M. de O., Souto Borges, A. L., Bottino, M. A., Lanzotti, A., Martorelli, M., & Ausiello, P. (2022). Influence of Framework Material and Posterior Implant Angulation in Full-Arch All-on-4 Implant-Supported Prosthesis Stress Concentration. *Dentistry Journal*, 10(1), 12. <https://doi.org/10.3390/dj10010012>
- Tucker, M. R. , B. R. E. , E. T. R. & O. M. W. (2018). Implant Treatment: Advanced Concepts and Complex Cases. in Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery. In M. R. , B. R. E. , E. T. R. & O. M. W. Tucker (Ed.), *Implant Treatment: Advanced Concepts and Complex Cases. in Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery* (pp. 281–316).
- Tulassne J. (1992). *Osseointegrated fixtures in the pterygoid region in Advanced Osseointegration Surgery: Applications in the Maxillofacial Region (eds Worthington, P. & Branemark, PI) .*
- Uchida, Y., Yamashita, Y., Danjo, A., Shibata, K., & Kuraoka, A. (2017). Computed tomography and anatomical measurements of critical sites for endosseous implants in the pterygomaxillary region: a cadaveric study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46(6), 798–804. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2017.02.003>
- Uckan, S., Veziroglu, F., Soydan, S. S., & Uckan, E. (2009). Comparison of Stability of Resorbable and Titanium Fixation Systems by Finite Element Analysis After Maxillary Advancement Surgery. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20(3), 775–779. <https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e3181a2d871>
- Ulusoy, M. and A. A. (2003). Dış Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. *Cilt I. Ankara. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları*, 487–509.
- Vaira, L. A., Biglio, A., Roy, M., Salzano, G., Troise, S., Abbate, V., Mayo-Yanez, M., Lechien, J. R., Piombino, P., & De Riu, G. (2024). Full-arch rehabilitation of severely atrophic maxilla with additively manufactured custom-made subperiosteal implants: A multicenter retrospective study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 52(9), 991–998. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2024.06.016>

- Van Staden, R. C., Guan, H., & Loo, Y. C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 9(4), 257–270. <https://doi.org/10.1080/10255840600837074>
- van Steenberghe, D., Naert, I., Andersson, M., Brajnovic, I., Van Cleynenbreugel, J., & Suetens, P. (2002). A custom template and definitive prosthesis allowing immediate implant loading in the maxilla: a clinical report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 17(5), 663–670.
- Vrielinck, L., Politis, C., Schepers, S., Pauwels, M., & Naert, I. (2003). Image-based planning and clinical validation of zygoma and pterygoid implant placement in patients with severe bone atrophy using customized drill guides. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 32(1), 7–14. <https://doi.org/10.1054/ijom.2002.0337>
- Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., & Igarashi, Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *Journal of Dentistry*, 36(7), 463–471. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.03.010>
- 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.
- Weischer, T., Schettler, D., & Mohr, C. (1997). Titanium implants in the zygoma as retaining elements after hemimaxillectomy. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 12(2), 211–214.
- Wen, H., Guo, W., Liang, R., Xiang, L., Long, G., Wang, T., Deng, M., & Tian, W. (2014). Finite element analysis of three zygomatic implant techniques for the severely atrophic edentulous maxilla. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(3), 203–215. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.05.004>
- Widmark, G., Andersson, B., Andrup, B., Carlsson, G. E., Ivanoff, C. J., & Lindvall, A. M. (1998). Rehabilitation of patients with severely resorbed maxillae by means of implants with or without bone grafts. A 1-year follow-up study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(4), 474–482.
- Wilkirson, E., Chandran, R., & Duan, Y. (2021a). Rehabilitation of Atrophic Posterior Maxilla with Pterygoid Implants: A 3D Finite Element Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 36(3), e51–e62. <https://doi.org/10.11607/jomi.8185>
- Wilkirson, E., Chandran, R., & Duan, Y. (2021b). Rehabilitation of Atrophic Posterior Maxilla with Pterygoid Implants: A 3D Finite Element Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 36(3), e51–e62. <https://doi.org/10.11607/jomi.8185>
- Wu, X., Cai, Q., Huang, D., Xiong, P., & Shi, L. (2022). Cone-beam computed tomography-based analysis of maxillary sinus pneumatization extended into the alveolar process in different age groups. *BMC Oral Health*, 22(1), 393. <https://doi.org/10.1186/s12903-022-02445-2>

ÖZGEÇMİŞ

EK-2

ÖZGEÇMİŞ VE ESERLER LİSTESİ

ÖZGEÇMİŞ

Adı ve Soyadı: Ömer Can Manav

Doğum Tarihi: 18/05/1994

Doğum Yeri: Konak

Akademik Unvanı: Araştırma Görevlisi

İş Telefonu:

Cep Telefonu: 0541 271 83 32

İş Adresi:

E-postası: canmanav32@gmail.com

Bildiği Yabancı Diller (Puan ve Yılı): İngilizce 60 2017

Aldığı Sertifikalar:

Uzmanlık Alanı: Ağız Diş ve Çene Cerrahisi

Derece	Bölüm/Program	Üniversite	Yıl
Lisans	Diş Hekimliği	Eskişehir Osmangazi Üniversitesi	2018
Y. Lisans	Ağız Diş ve Çene Cerrahisi	Ankara Üniversitesi	
Doktora			
Doç. / Prof.			

Yüksek Lisans Tez Başlığı (özeti ekte) ve Tez Danışman(lar)ı:

Doktora Tezi/S.Yeterlik Çalışması/Tıpta Uzmanlık Tezi Başlığı (özeti ekte) ve Danışman(lar)ı:

Görevler:

Görev Unvanı	Görev Yeri	Yıl

Yönetilen Yüksek Lisans Tezleri :

Yönetilen Doktora Tezleri/Sanatta Yeterlik Çalışmaları :