



T.C.

ALANYA ALAADDİN KEYKUBAT ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

**ATROFİK MAKSİLLADA FARKLI DİZAYNLARDA
YERLEŞTİRİLMİŞ ZİGOMATİK İMPLANTLAR
ÜZERİNE YAPILAN FARKLI HİBRİT PROTEZLERİN
STRES DAĞILIMI: BİR SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Dt. Yakup Altın

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Emine Dilara ÇOLPAK

2025-ALANYA

T.C.

ALANYA ALAADDİN KEYKUBAT ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

**ATROFİK MAKSİLLADA FARKLI DİZAYNLARDA
YERLEŞTİRİLMİŞ ZİGOMATİK İMPLANTLAR
ÜZERİNE YAPILAN FARKLI HİBRİT PROTEZLERİN
STRES DAĞILIMI: BİR SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Dt. Yakup Altın

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Emine Dilara ÇOLPAK

2025-ALANYA

ONAY SAYFASI

Arş. Gör. Dt. Yakup ALTIN tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından **oy birliği/oy çokluğu** ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir. / /

İmza

Üye : Prof. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ Erciyes Üniversitesi

Üye: Doç. Dr. Erhan DİLBER Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Emine Dilara ÇOLPAK Alanya Alaaddin Keykubat
Üniversitesi

Bu tez, / / tarih ve / sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi
Kurum Yöneticisi

ETİK BEYAN

Bu tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerin sunumu olmak üzere tüm aşamalarında bilimsel etik ilke ve kurallara uygun davrandığımı; bu çalışma kapsamında elde edilemeyen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi; bu çalışmanın Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi tarafından kullanılan “bilimsel intihal tespit programıyla tarandığını ve “intihal içermediğini” beyan ederim. Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçlara razı olduğumu bildiririm.

İmza

Dt. Yakup ALTIN

TEŞEKKÜR SAYFASI

Uzmanlık süresi boyunca büyük bir sabır ve titizlikle bana her konuda destek olan, her zaman minnet ve saygı ile anacağım çok değerli tez danışmanım, Sayın Dr. Öğr. Üyesi Emine Dilara ÇOLPAK'a

Bu süreçte tüm bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan değerli hocamların Sayın Doç. Dr. Numan TATAR, Doç. Dr. Erhan DİLBER ve Dr. Öğr. Üyesi Deniz YILMAZ'a,

Hayatımı borçlu olduğum canım annem, babam ve sevgili aileme, bu süreci beraber göğüslediğim eş kıdemlilerim Dt.Ayşenur Kulaç ve Dt Hasan Ağaoğlu başta olmak üzere uzmanlık sürecinde tanıdığım ve beraber çalışma fırsatı bulduğum tüm asistan arkadaşlarıma ve desteklerini hiçbir zaman esirgemen ve hep yanımda olan Numan, Davut, Âdem, Şaban ve Berkeye,

Bu süreçte en çok yanımda olan özellikle de Canan'a,

SONSUZ TEŞEKKÜR EDERİM.
Dt Yakup ALTIN

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı, ileri derecede atrofik maksillanın rehabilitasyonunda zigomatik implantların farklı konfigürasyonlarda ve farklı üstyapı materyalleri ile biyomekanik davranışlarının değerlendirilmesidir. Özellikle implant sayısının, üstyapı materyalinin ve yük yönünün stres dağılımına etkileri araştırılmıştır.

Yöntem: Sonlu eleman analizi yöntemiyle sekiz farklı model oluşturulmuştur. Modellerde implant konfigürasyonu (iki konvansiyonel + iki zigomatik implant veya dört zigomatik implant), titanyum bar ve üzerine PMMA veya monolitik zirkonya ve yükleme yönü (dikey veya oblik) değişken olarak ele alınmıştır. Her modelde kortikal kemik, trabeküler kemik, zigoma kemiği, implant, dayanak, titanyum bar ve protetik üstyapı üzerindeki stres dağılımları karşılaştırmalı biçimde incelenmiştir.

Bulgular: Analiz sonuçları, zigomatik implant sayısının artırılmasının özellikle oblik yükler altında tek bir implant bölgesinde aşırı stres birikimini önlediğini ve yükün daha dengeli dağıldığını göstermiştir. PMMA üstyapının esnek yapısı nedeniyle stresleri kendi içinde sınırladığı ancak implant ve bağlantı elemanlarına daha fazla iletildiği; monolitik zirkonya üstyapının ise implant ve dayanaklardaki gerilmeleri belirgin biçimde azalttığı, yükü daha çok kendi bünyesinde taşıdığı görülmüştür. Tüm modellerde kortikal ve trabeküler kemikte ölçülen stres seviyeleri biyolojik olarak tolere edilebilir düzeylerde kalmıştır.

Sonuç: Mevcut bulgular ve çalışmanın limitasyonları dikkate alındığında, ileri derecede atrofik maksillada zigomatik implant uygulamalarında dört zigomatik implantlı konfigürasyonun ve rijit üstyapı materyallerinin kullanımı, biyomekanik açıdan göreceli olarak daha avantajlı bir seçenek olarak değerlendirilmektedir. Çalışmanın bulguları, zigomatik implantların uzun dönem başarısını destekleyen klinik verilerle uyumlu olup, özellikle rijit üstyapı ve çapraz ark stabilizasyonu ile kombine edildiğinde atrofik maksilla tedavisinde güvenilir ve etkili bir tedavi alternatifi sunduğunu göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Atrofik maksilla, biyomekanik, sonlu eleman analizi, üstyapı materyalleri, zigomatik implant.

ABSTRACT

Objective: The objective of this study was to evaluate the biomechanical behavior of zygomatic implants in the rehabilitation of severely atrophic maxillae under different configurations and prosthetic superstructure materials. Specifically, the effects of implant number, superstructure material, and loading direction on stress distribution were investigated.

Methods: Finite element analysis was performed on eight different models. The models varied in terms of implant configuration (two conventional + two zygomatic implants or four zygomatic implants), superstructure material (PMMA or monolithic zirconia), and loading direction (vertical or oblique). In each model, the stress distribution in cortical bone, trabecular bone, zygomatic bone, implants, abutments, titanium bar, and prosthetic superstructure was comparatively analyzed.

Results: The findings demonstrated that increasing the number of zygomatic implants, particularly the four zygomatic implant configuration, prevented excessive stress concentration on a single implant under oblique loading and ensured a more balanced distribution. While the flexible nature of PMMA superstructures limited internal stresses but transferred higher loads to implants and connection elements, monolithic zirconia significantly reduced stresses on implants and abutments by absorbing the load within its rigid framework. In all models, the stress values observed in cortical and trabecular bone remained within biologically tolerable levels.

Conclusion: In the rehabilitation of severely atrophic maxillae, the use of a four zygomatic implant configuration combined with rigid superstructure materials emerges as the most reliable biomechanical option. The outcomes of this study are consistent with clinical evidence supporting the long-term success of zygomatic implants and demonstrate that, when reinforced with rigid superstructures and cross-arch stabilization, zygomatic implant-supported prostheses provide a safe and effective treatment alternative for atrophic maxilla.

Keywords: Atrophic maxilla, biomechanics, finite element analysis, superstructure materials, zygomatic implant.

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI.....	3
ETİK BEYAN.....	4
TEŞEKKÜR SAYFASI	5
ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
TABLolar DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xvi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kemik.....	3
2.1.1. Kemik Yoğunluğu Sınıflandırılması	3
2.2. Maksilla.....	6
2.2.1. Maksillada Rezorpsiyon.....	6
2.2.2. Maksillada Atrofi Sınıflaması	7
2.2.3. Atrofik Maxillanın Rehabilitasyonu	8
2.3. Dental İmplant.....	9
2.3.1. Dental İmplant ve Tarihçesi	9
2.3.2. Dental İmplant Çeşitleri ve Sınıflandırması.....	12

2.3.3. İmplantların Anatomik Dokular İçerisindeki Konumlarına Göre Sınıflandırılması.....	13
2.3.4. Endoosteal İmplantların Kemik Dokusuyla Temas Düzeyine Göre Sınıflandırılması.....	15
2.3.5. Yerleştirildiği Bölgeye Göre İmplantlar	16
2.3.6. Açılı Yerleştirilen İmplantlar	25
2.3.7. Dental İmplantlarda Osseointegrasyon	26
2.3.8. İmplant Başarısını Belirleyen Kriterler.....	28
2.3.9. Dental İmplantlarda Çap ve Uzunluğun Biyolojik ve Mekanik Başarıya Etkileri	29
2.4. İmplant Destekli Protetik Restorasyonlar	31
2.4.1. Maksilla’da İmplant Destekli Protetik Yaklaşımlar.....	32
2.4.2. Sabit Protezler – 3 (SP-3) ve İmplant Destekli Hibrit Protez Yaklaşımları.....	33
2.4.3. SP-3 Tipi Hibrit Protez: Tanım, Endikasyonlar ve Tasarım Özellikleri.....	36
2.4.4. SP-3 Protezlerin Avantajları	37
2.4.5. SP-3 Protezlerin Dezavantajları	38
2.5. İmplant Destekli SP – 3 Hibrit Protezlerde Alt Yapı Materyalleri	40
2.5.1. Soy Metal Alaşımlar	42
2.5.2. Soy Olmayan Metal Alaşımlar.....	43
2.5.3. Titanyum Alaşımlar	44
2.5.4. Zirkonya	45
2.5.5. Polieter-eterketon (PEEK)	47
2.6. İmplant Destekli SP – 3 Hibrit Protezlerde Üst Yapı Materyalleri.....	48

2.6.1. Akrilik Yapay Dişler	48
2.6.2. Kompozit Yapay Dişler	49
2.6.3. Porselen Yapay Dişler.....	50
2.7. Stres Analiz Yöntemleri.....	54
2.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	55
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	62
3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulma Aşaması	62
3.2. İmplant ve Protetik Bileşenlerin Üç Boyutlu Modellemesi	65
3.3. Çalışma Modelleri.....	69
3.4. Çalışmada kullanılan parçaların katı modellemesinin yapılması.....	71
3.5. Kemik implant bağlantı durumu	72
3.6. Sınır Koşulları ve Yükleme Koşullarının Oluşturulması	73
4. BULGULAR.....	76
4.1. Model 1: Anterior Konvansiyonel ve Posterior Zigomatik İmplant Konfigürasyonunda Ti Bar Destekli PMMA Üst Yapıda Dikey Yük Altında Oluşan Gerilme Dağılımının Analizi.....	76
4.2. Model 2: Anterior Konvansiyonel ve Posterior Zigomatik İmplant Konfigürasyonunda Ti Bar Destekli Zirkonya Üst Yapıda Dikey Yük Altında Oluşan Gerilme Dağılımının Analizi.....	84
4.3. Model 3: Anterior Konvansiyonel ve Posterior Zigomatik İmplant Konfigürasyonunda Ti Bar Destekli PMMA Üst Yapıda Oblik Yük Altında Oluşan Gerilme Dağılımının Analizi.....	91

4.4. Model 4: Anterior Konvansiyonel ve Posterior Zigomatik İmplant Konfigürasyonunda Ti Bar Destekli Zirkonya Üst Yapıda Oblik Yük Altında Oluşan Gerilme Dağılımının Analizi.....	100
4.5. Model 5: Anterior ve Posterior Zigomatik İmplant Konfigürasyonunda Ti Bar Destekli PMMA Üst Yapıda Dikey Yük Altında Oluşan Gerilme Dağılımının Analizi	108
4.6. Model 6: Anterior ve Posterior Zigomatik İmplant Konfigürasyonunda Ti Bar Destekli Zirkonya Üst Yapıda Dikey Yük Altında Oluşan Gerilme Dağılımının Analizi	116
4.7. Model 7: Anterior ve Posterior Zigomatik İmplant Konfigürasyonunda Ti Bar Destekli PMMA Üst Yapıda Oblik Yük Altında Oluşan Gerilme Dağılımının Analizi	124
4.8. Model 8: Anterior ve Posterior Zigomatik İmplant Konfigürasyonunda Ti Bar Destekli Zirkonya Üst Yapıda Oblik Yük Altında Oluşan Gerilme Dağılımının Analizi	132
5. TARTIŞMA	141
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	169
7. KAYNAKLAR	170
ÖZGEÇMİŞ.....	195

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Misch'in İmplant Destekli Restorasyonlara İlişkin Sınıflaması	33
Tablo 3.1. Elastiklik modülü ve poisson oranları.....	72



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb’a göre kemik kalitesi sınıflaması.....	4
Şekil 2.2. Cawood ve Howell sınıflamasına göre anterior ve posterior maksillada atrofik kret morfolojileri	7
Şekil 2.3. İmplant destekli sabit restorasyonlar	33
Şekil 3.1. 3D-Doctor yazılımında mandibula aksiyel kesitinde kemik dokusunun “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırılması.....	63
Şekil 3.2. 3D-Doctor yazılımında maksilla aksiyel kesitinde kemik dokusunun “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırılması.....	63
Şekil 3.3. Maksillanın üç boyutlu kortikal kemik modeli.....	64
Şekil 3.4. Maksillanın üç boyutlu trabeküler (spongioz) kemik modeli.....	64
Şekil 3.5. Activity 880 optik tarayıcısı	65
Şekil 3.6. Farklı implant konfigürasyonlarında kullanılan konvansiyonel ve zigomatik implantların üç boyutlu görünimleri	66
Şekil 3.7. Birinci modelde (anterior konvansiyonel implant ve posterior zigomatik implant yerleşimi), ti bar destekli PMMA üst yapı ile oluşturulan hibrit protez tasarımı.....	67
Şekil 3.8. Birinci modelde (anterior konvansiyonel implant ve posterior zigomatik implant yerleşimi), ti bar destekli monolitik zirkonya üst yapı ile oluşturulan hibrit protez tasarımı.....	67
Şekil 3.9. İkinci modelde (anterior ve posterior zigomatik implant yerleşimi), ti bar destekli PMMA üst yapı ile oluşturulan hibrit protez tasarımı	68
Şekil 3.10. İkinci modelde (anterior ve posterior zigomatik implant yerleşimi), ti bar destekli monolitik zirkonya üst yapı ile oluşturulan hibrit protez tasarımı.....	69

Şekil 3.11. Birinci modelin (anterior konvansiyonel ve posterior zigomatik implant yerleşimi), ti bar destekli PMMA üst yapı ile oluşturulan çalışma modeli.....	70
Şekil 3.12. Birinci modelin (anterior konvansiyonel ve posterior zigomatik implant yerleşimi), ti bar destekli monolitik zirkonya üst yapı ile oluşturulan çalışma modeli	70
Şekil 3.13. İkinci modelin (anterior ve posterior zigomatik implant yerleşimi), PMMA üst yapı ile oluşturulan çalışma modeli.....	71
Şekil 3.14. İkinci modelin (anterior ve posterior zigomatik implant yerleşimi), ti bar destekli monolitik zirkonya üst yapı ile oluşturulan çalışma modeli.....	71
Şekil 3.15. Dikey yükleme senaryosunda (150 N) uygulanan kuvvetlerin frontal kesitte üç boyutlu temsili	73
Şekil 3.16. Dikey yükleme senaryosunda (150 N) kuvvetlerin aksiyel düzlemde uygulandığı temas bölgelerinin üç boyutlu temsili	74
Şekil 3.17. Oblik yükleme senaryosunda (30° açıyla ve toplam 150 N kuvvet) uygulanan kuvvetlerin frontal kesitte üç boyutlu temsili.....	74
Şekil 3.18. Oblik yükleme senaryosunda (30° açıyla ve toplam 150 N kuvvet) kuvvetlerin aksiyel düzlemde uygulandığı temas bölgelerinin üç boyutlu temsili	75
Şekil 4.1. Model 1’de kortikal kemikte çekme gerilme dağılımı	77
Şekil 4.2. Model 1’de kortikal kemikte basma gerilme dağılımı.....	77
Şekil 4.3. Model 1’de trabeküler kemikte çekme gerilme dağılımı.....	78
Şekil 4.4. Model 1’de trabeküler kemikte basma gerilme dağılımı	79
Şekil 4.5. Model 1’de zigomatik kemikte çekme gerilme dağılımı	80
Şekil 4.6. Model 1’de zigomatik kemikte basma gerilme dağılımı	80
Şekil 4.7. Model 1’de dikey yükleme sonrası standart ve zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı.....	81

Şekil 4.8. Model 1’de dikey yükleme sonrası zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı	81
Şekil 4.9. Model 1’de dikey yükleme sonrası dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı.....	82
Şekil 4.10. Model 1’de dikey yükleme sonrası standart implantların dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı.....	83
Şekil 4.11. Model 1’de titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı ..	83
Şekil 4.12. Model 1’de PMMA üst yapıda dikey yükleme sonrası von Mises gerilme dağılımı	84
Şekil 4.13. Model 2’de kortikal kemikte çekme gerilme dağılımı	85
Şekil 4.14. Model 2’de kortikal kemikte basma gerilme dağılımı.....	85
Şekil 4.15. Model 2’de trabeküler kemikte çekme gerilme dağılımı.....	86
Şekil 4.16. Model 2’de trabeküler kemikte basma gerilme dağılımı	86
Şekil 4.17. Model 2’de zigomatik kemikte çekme gerilme dağılımı.....	87
Şekil 4.18. Model 2’de zigomatik kemikte basma gerilme dağılımı	87
Şekil 4.19. Model 2’de dikey yükleme sonrası standart ve zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı.....	89
Şekil 4.20. Model 2’de dikey yükleme sonrası zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı	89
Şekil 4.21. Model 2’de dikey yükleme sonrası dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı.....	90
Şekil 4.22. Model 2’de dikey yükleme sonrası standart implantların dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı.....	90
Şekil 4.23. Model 2’de titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı ..	91

Şekil 4.24. Model 2’de zirkonya üst yapıda dikey yükleme sonrası von Mises gerilme dağılımı	91
Şekil 4.25. Model 3’te kortikal kemikte çekme gerilme dağılımı	92
Şekil 4.26. Model 3’te kortikal kemikte basma gerilme dağılımı.....	93
Şekil 4.27. Model 3’te trabeküler kemikte çekme gerilme dağılımı.....	94
Şekil 4.28. Model 3’te trabeküler kemikte basma gerilme dağılımı.....	95
Şekil 4.29. Model 3’te zigomatik kemikte çekme gerilme dağılımı.....	95
Şekil 4.30. Model 3’te zigomatik kemikte basma gerilme dağılımı	96
Şekil 4.31. Model 3’te oblik yük altında standart ve zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı.....	96
Şekil 4.32. Model 3’te oblik yük altında standart implantlarda von Mises gerilme dağılımı	97
Şekil 4.33. Model 3’te oblik yük altında dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı	98
Şekil 4.34. Model 3’te oblik yük altında standart implantların dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı	99
Şekil 4.35. Model 3’te titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı ...	99
Şekil 4.36. Model 3’te PMMA üst yapıda oblik yük altında von Mises gerilme dağılımı	100
Şekil 4.37. Model 4’te kortikal kemikte çekme gerilme dağılımı	102
Şekil 4.38. Model 4’te kortikal kemikte basma gerilme dağılımı.....	102
Şekil 4.39. Model 4’te trabeküler kemikte çekme gerilme dağılımı.....	103
Şekil 4.40. Model 4’te trabeküler kemikte basma gerilme dağılımı.....	103
Şekil 4.41. Model 4’te zigomatik kemikte çekme gerilme dağılımı.....	104

Şekil 4.42. Model 4'te zigomatik kemikte basma gerilme dağılımı	104
Şekil 4.43. Model 4'te oblik yük altında standart ve zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı.....	105
Şekil 4.44. Model 4'te oblik yük altında zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı	105
Şekil 4.45. Model 4'te oblik yük altında dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı	106
Şekil 4.46. Model 4'te oblik yük altında standart implantların dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı	107
Şekil 4.47. Model 4'te titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı .	107
Şekil 4.48. Model 4'te zirkonya üst yapıda oblik yük altında von Mises gerilme dağılımı	108
Şekil 4.49. Model 5'te kortikal kemikte çekme gerilme dağılımı	109
Şekil 4.50. Model 5'te kortikal kemikte basma gerilme dağılımı.....	110
Şekil 4.51. Model 5'te trabeküler kemikte çekme gerilme dağılımı.....	110
Şekil 4.52. Model 5'te trabeküler kemikte basma gerilme dağılımı.....	111
Şekil 4.53. Model 5'te zigomatik kemikte çekme gerilme dağılımı.....	112
Şekil 4.54. Model 5'te zigomatik kemikte basma gerilme dağılımı	112
Şekil 4.55. Model 5'te dikey yükleme sonrası zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı	113
Şekil 4.56. Model 5'te dikey yükleme sonrası posterior zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı.....	113
Şekil 4.57. Model 5'te dikey yükleme sonrası dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı.....	115

Şekil 4.58. Model 5'te dikey yükleme sonrası posterior dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı	115
Şekil 4.59. Model 5'te titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı .	116
Şekil 4.60. Model 5'te dikey yükleme sonrası PMMA üst yapıda oluşan von Mises gerilme dağılımı	116
Şekil 4.61. Model 6'da kortikal kemikte çekme gerilme dağılımı	118
Şekil 4.62. Model 6'da kortikal kemikte basma gerilme dağılımı.....	118
Şekil 4.63. Model 6'da trabeküler kemikte çekme gerilme dağılımı.....	119
Şekil 4.64. Model 6'da trabeküler kemikte basma gerilme dağılımı.....	119
Şekil 4.65. Model 6'da zigomatik kemikte çekme gerilme dağılımı.....	120
Şekil 4.66. Model 6'da zigomatik kemikte basma gerilme dağılımı	120
Şekil 4.67. Model 6'da dikey yükleme sonrası zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı	121
Şekil 4.68. Model 6'da dikey yükleme sonrası anterior zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı.....	121
Şekil 4.69. Model 6'da dikey yükleme sonrası dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı.....	123
Şekil 4.70. Model 6'da dikey yükleme sonrası posterior dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı	123
Şekil 4.71. Model 6'da titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı	124
Şekil 4.72. Model 6'da zirkonya üst yapıda dikey yükleme sonrası von Mises gerilme dağılımı	124
Şekil 4.73. Model 7'de kortikal kemikte çekme gerilme dağılımı	126
Şekil 4.74. Model 7'de kortikal kemikte basma gerilme dağılımı.....	126

Şekil 4.75. Model 7’de trabeküler kemikte çekme gerilme dağılımı.....	127
Şekil 4.76. Model 7’de trabeküler kemikte basma gerilme dağılımı.....	127
Şekil 4.77. Model 7’de zigomatik kemikte çekme gerilme dağılımı.....	128
Şekil 4.78. Model 7’de zigomatik kemikte basma gerilme dağılımı	128
Şekil 4.79. Model 7’de oblik yük altında zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı	129
Şekil 4.80. Model 7’de oblik yük altında anterior zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı	130
Şekil 4.81. Model 7’de oblik yük altında dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı	130
Şekil 4.82. Model 7’de oblik yük altında posterior dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı.....	131
Şekil 4.83. Model 7’de titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı	131
Şekil 4.84. Model 7’de PMMA üst yapıda oblik yük altında von Mises gerilme dağılımı	132
Şekil 4.85. Model 8’de kortikal kemikte çekme gerilme dağılımı	133
Şekil 4.86. Model 8’de kortikal kemikte basma gerilme dağılımı.....	133
Şekil 4.87. Model 8’de trabeküler kemikte çekme gerilme dağılımı.....	134
Şekil 4.88. Model 8’de trabeküler kemikte basma gerilme dağılımı	134
Şekil 4.89. Model 8’de zigomatik kemikte basma gerilme dağılımı	135
Şekil 4.90. Model 8’de zigomatik kemikte çekme gerilme dağılımı.....	136
Şekil 4.91. Model 8’de oblik yük altında zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı	136

Şekil 4.92. Model 8’de oblik yük altında anterior zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı	137
Şekil 4.93. Model 8’de oblik yük altında dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı	138
Şekil 4.94. Model 8’de oblik yük altında posterior dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı.....	138
Şekil 4.95. Model 8’de titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı	139
Şekil 4.96. Model 8’de zirkonya üst yapıda oblik yük altında von Mises gerilme dağılımı	140

SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

<	Küçüktür	N	Newton	Pd	Palladyum
>	Büyüktür	Ø	Çap	Pt	Platin
%	Yüzde	ε	Gerinim	Mpa	Megapascal
°C	Santigrat derece	Au	Altın	N	Newton
Mm	Milimetre	Ag	Gümüş	Ta	Tantalyum
3D	Üç boyutlu	Gpa	Gigapaskal	Ti	Titanyum
Cm	Santimetre	Pa	Paskal		
σ	Gerilme				
σvM	VonMisesStresleri				

Kısaltmalar

- 3Y-TZP %3 itriya ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal
- A/P mesafes Antero-Posterior mesafe
- Ark Arkadaşları
- BT / CT Bilgisayarlı Tomografi
- CAD/CAM Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim
- DICOM Digital Imaging and Communications in Medicine
- FEA / SEA Sonlu Elemanlar Analizi
- FEM Sonlu Elemanlar Yöntemi
- HP Hareketli Protez
- HU Hounsfield Ünitesi
- KIBT Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi
- Li₂Si₂O₅ Lityum disilikat
- Li₂SiO₃ Lityum metasilikat

• M.Ö.	Milattan önce
• MPa / megapascal	Megapaskal
• MRG / MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme
• PEEK	Polietereterketon
• PMMA	Polimetil metakrilat
• PSZ	Stabilize Zirkonya
• SESA	Sonlu Elemanlar Stres Analizi
• SP	Sabit Protez
• CeO ₂	Seryum oksit
• Ce-TZP	Zirkonya polikristali (seryum ile)
• TZP	Tetragonal zirkonya polikristali
• vb.	ve benzeri
• Y ₂ O ₃	İtriyum oksit
• Y-TZP	İtriyumla stabilize tetragonal zirkonya polikristali
• 5Y-PSZ	İtriyum içeriği artırılmış kısmen stabilize zirkonya

1. GİRİŞ

Atrofik maksilla, diş kaybına bağlı alveolar kemik rezorpsiyonu ve maksiller sinüs genişlemesine bağlı olarak kemik hacminde belirgin azalma ile karakterizedir. Bu biyolojik değişiklikler, geleneksel implant uygulamalarının başarısını sınırlayan önemli bir zorluk oluşturur. Özellikle posterior maksillada yetersiz kemik yüksekliği ve artmış sinüs pnömatizasyonu nedeniyle standart boyutta implant yerleştirmek güçleşir.¹ Bu koşullar, atrofik maksillanın tipik olarak zayıf tip IV kemik kalitesine sahip olmasıyla birleştiğinde implant stabilitesini olumsuz etkiler. Yetersiz kemik desteğini telafi etmek amacıyla anterior implant yerleştirme veya uzun kantileverli köprüler gibi geçici çözümler önerilmişse de, bu yaklaşımlar implant üzerindeki biyomekanik yükü artırarak başarısızlık riskini yükseltebilir.² Bu nedenle, atrofik maksilla vakalarında uygun protez tasarımı ve alternatif tedavi protokollerinin dikkatle planlanması gerekmektedir.³ Bu rezorpsiyon, hem çiğneme fonksiyonunu hem de yüz estetiğini olumsuz etkiler. Çok ileri rezorpsiyon vakalarında, kemik blok grefti veya sinüs lifting gibi ek işlemler de gerekebilir. Bu kapsamda, atrofik maksillanın rehabilitasyonu birçok parametrenin (kemik miktarı, kalitesi, hasta faktörleri) göz önünde bulundurulmasını gerektirir.

Bu zorlukların aşılmasında zigomatik implantlar önemli bir seçenek olarak ortaya çıkmıştır. Zigomatik implantlar, ileri derecede rezorbe maksillalarda zigoma kemiğine tutunarak sabit protez rehabilitasyonu olanağı tanıyan uzun implantlar olarak geliştirilmiştir.⁴ Bu implantlar, yoğun zigoma korteksinden yararlanarak kemik greftine olan gereksinimi ortadan kaldırır ve tedavi süresini kısaltır. Genel olarak cerrahi protokol, implantın sinüs içinden (intrasinus) veya sinüs dışından (ekstra-sinüs) yerleştirilmesini kapsar. Yapılan çalışmalarda, zigomatik implantların çoğu vakada greftsiz ve anında yükleme protokolü ile başarılı sonuçlar verdiği gösterilmiştir.⁵⁻⁷ Ayrıca uzun dönem izlem raporları, zigomatik implant destekli rehabilitasyonlarda yüksek başarı oranları ve kemik korunumu bildirmektedir. Böylece ek cerrahi prosedürlere gerek kalmaksızın tam ark restorasyonu sağlanabilir.⁸

Hibrit protezler, dişsizlik durumunda hastaya sabit bir rehabilitasyon sunarken aynı zamanda eksik alveolar kemik ve dişeti hacminin protetik olarak yerine konulmasını sağlar. Özellikle ileri derecede kemik rezorpsiyonu olan atrofik çenelerde, bu protez tipi estetik görünümün, fonksiyonun ve hasta konforunun yeniden kazandırılmasında

önemli bir tedavi seçeneği haline gelmiştir.⁹ Tam ark rehabilitasyonlarında sıklıkla tercih edilen implant üstü sabit hibrit protezler, genellikle titanyum veya benzeri alaşımdan üretilen bir altyapı üzerine akrilik ya da porselen dişlerin yerleştirilmesiyle oluşturulur. Hibrit protez dizaynında kullanılan altyapı malzemesinin sertlik derecesi, oklüzal yüklerin kemik ve implant arasındaki stres dağılımını doğrudan etkiler. Protez brüksizmi veya aşırı yüklenme gibi durumlar dikkate alınarak alt yapı tasarımı optimize edilmelidir; literatürde, 4-6 implantlı tasarımlar ile geniş köprülerin desteklenmesi yaygındır.^{3,10,11} Bu sayede protezin uzun dönem başarısı ve hasta konforu artırılır.

Günümüzde, implant destekli tam ark rehabilitasyonlarının biyomekanik davranışını incelemede sayısal simülasyon yöntemleri büyük önem taşımaktadır. Sonlu elemanlar stres analizi (SESA), implant ve çevresindeki kemik dokusu üzerindeki kuvvet etkilerini üç boyutlu bilgisayar modelleri üzerinden hesaplamaya imkân veren bir yöntemdir. SESA sonuçları, implant yerleşim açılarının ve sayısının optimizasyonunda klinik karar sürecine katkı sağlar.¹² Bu sayede, atrofik maksillada farklı implant ve protez konfigürasyonlarının biyomekanik performansı karşılaştırılabilir ve klinik planlamaya önemli veriler sunulabilir.

Çalışmamızın hipotezi; farklı konfigürasyonlarda yerleştirilen zigomatik implantlar üzerine uygulanan hibrit protezlerin, üst yapı tasarımı ve uygulanan kuvvet yönü ile birlikte; atrofik maksilla, zigomatik kemik ve implant bileşenlerinde oluşan gerilim dağılımını anlamlı biçimde etkilemeyeceği şeklindedir.

Bu bağlamda, çalışmamızın amacı; ileri derecede atrofik maksillalarda zigomatik implantlar üzerine yerleştirilen hibrit protezlerin farklı implant konfigürasyonlarında oluşturduğu gerilim dağılımını üç boyutlu sayısal modelleme ve SESA yöntemiyle değerlendirmektir. Elde edilen bulguların, klinik uygulamalarda implant yerleşim stratejilerinin belirlenmesine ve biyomekanik açıdan en uygun protez tasarımının seçimine bilimsel katkı sunması hedeflenmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik

Kemik dokusu, iskelet sisteminin temel bileşenini oluşturan ve mineralize organik matriksi sayesinde hem dayanıklılık hem de esneklik özellikleri kazanmış özel bir bağ dokusudur. Histolojik olarak iki ana yapıya ayrılır: kortikal kemik ve trabeküler kemik. Kortikal kemik daha yoğun bir yapıya sahip olup temel olarak koruyucu bir işlev üstlenirken, trabeküler kemik metabolik süreçlerin düzenlenmesinde daha aktif rol oynar.⁽¹³⁾

Bu iki kemik tipi; elastik modül, mekanik dayanım, kemik-implant temas oranı ve stres dağılımı gibi pek çok biyomekanik özellik bakımından kalite ve yoğunluk açısından değerlendirilir. Kemik dokusu, yaşam boyunca süregelen bir yeniden yapılanma süreci olan remodelling döngüsü içerisinde yer almaktadır. Bu süreç; kemiğin formunu koruyarak gücünü ve fonksiyonel bütünlüğünü devam ettirmesini sağlar. Yapım (osteoblastik) ve yıkım (osteoklastik) faaliyetleri arasındaki denge, kemik sağlığının sürdürülmesi açısından kritik öneme sahiptir ve bu süreç çeşitli sistemik, lokal faktörler ve hormonal düzenlemelerle kontrol altına alınır.^(13,14)

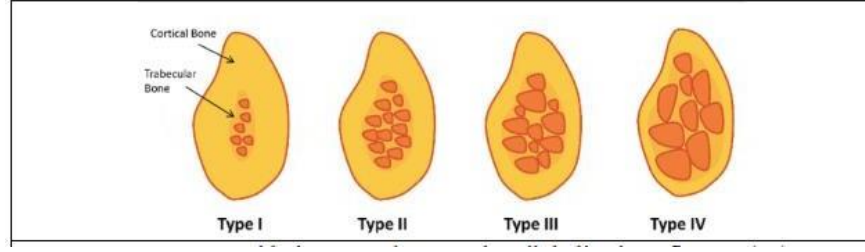
İmplant uygulamaları açısından bakıldığında, mevcut kemik hacmi hem cerrahi planlamada hem de implantın tasarımı, cerrahi teknik seçimi, iyileşme süreci ve protezin ne zaman yükleneceği gibi klinik kararların verilmesinde belirleyici bir etkidir.^(2,15)

2.1.1. Kemik Yoğunluğu Sınıflandırılması

Dental implantların başarı oranı, yerleştirilecek kemiğin miktarı ve yoğunluğu gibi faktörlerden önemli ölçüde etkilenmektedir. Bu parametreler, özellikle implantın çevresindeki kemikle biyolojik bütünleşmesi anlamına gelen osseointegrasyon süreci üzerinde belirleyici rol oynamaktadır. Bu nedenle, kemik yoğunluğunun değerlendirilmesi, hem cerrahi planlamayı yönlendiren hem de prognozu etkileyen kritik bir adımdır.

Bu alanda en yaygın kullanılan sınıflandırmalardan biri, Lekholm ve Zarb tarafından 1985 yılında önerilen sistemdir. Bu sistem, maksilla ve mandibulanın kemik kalitesini

dört farklı tipe ayırmakta ve sınıflandırma esasını kortikal-trabeküler kemik oranına dayandırmaktadır (Şekil 2.1).⁽¹⁶⁾



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

Tip I: Tamamen yoğun kortikal kemikten oluşur.

Tip II: Kalın kortikal kemik tabakası ve yoğun trabeküler kemik içerir.

Tip III: İnce kortikal kemik ile çevrili, yoğun trabeküler yapıdan oluşur.

Tip IV: İnce kortikal kemik ve düşük yoğunlukta trabeküler kemik içerir.

Buna ek olarak, Linkow ve Cherchève tarafından 1970 yılında önerilen başka bir sınıflama, trabeküler yapının sıklığına ve düzenliliğine dayanmaktadır.⁽¹⁷⁾

Sınıf I: Sık ve eşit aralıklı trabeküler yapıya sahiptir.

Sınıf II: Trabeküller arasında daha fazla boşluk bulunur ve yapı daha az homojendir.

Sınıf III: Trabeküler yapı seyrek ve geniş boşluklar içerir.

Son olarak, Carl E. Misch tarafından geliştirilen sınıflama, kemiğin anatomik lokalizasyonundan bağımsız olarak kortikal ve trabeküler içerik temel alınarak yapılmıştır:

D1: Yoğun kortikal kemikten oluşur.

D2: Orta yoğunlukta kortikal kemik ve kalın trabeküler yapı içerir.

D3: İnce kortikal kemik ile birlikte daha poröz trabeküler yapı bulunur.

D4: Kortikal kemiğin minimal olduğu, büyük oranda gevşek trabeküler yapıdan oluşan kemiktir.⁽¹⁾

D1 tipi kemik, %6 oranında mandibulanın anterior ve posterior bölgelerinde gözlenmekle birlikte, maksillada neredeyse hiç rastlanmaz. D2 yoğunluğundaki kemik yapısı en sık mandibular anterior bölgede bulunur; bununla birlikte daha düşük sıklıkla mandibular posterior segmentte de izlenebilir. D3 tipi kemik genellikle maksillanın anterior ve posterior bölgelerinde yoğun olarak görülürken, daha az sıklıkla mandibulada da yer alabilir. D4 tipi kemik çoğunlukla maksilla anterior bölgede izlenmekte; nadiren de olsa mandibula anterior bölgesinde bulunabilmektedir.^(18,19)

D5 tipi kemik, genellikle henüz tam mineralize olmamış yapılara karşılık gelir. Bu durum, sinüs grefti sonrasında oluşan yeni kemik dokusu veya çekim boşluğu gibi bölgelerdeki olgunlaşmamış kemiği ifade etmektedir.⁽¹⁾

İmplant tedavi planlamasında, dişsiz bölgenin anatomik konumuna göre kemik yoğunluğunun öngörülmesi yaygın bir yaklaşımdır. Radyolojik değerlendirmelerde çoğunlukla panoramik veya periapikal radyografiler tercih edilse de, bu yöntemler özellikle D2 ve D3 tipi kemik yoğunlukları arasındaki farkı ayırt etmede yetersiz kalmaktadır.⁽¹⁾ Bu nedenle, yoğunluk tayininde daha kesin sonuçlar elde edebilmek için bilgisayarlı tomografi (BT) tercih edilmektedir.

BT, görüntüyü oluşturan her pikseli, ilgili dokunun yoğunluğuna göre Hounsfield Ünitesi (HU) olarak ifade eder. HU değerindeki artış, görüntülenen dokunun radyolojik yoğunluğunun arttığını gösterir. Bu veriler, kemik kalitesinin kantitatif olarak değerlendirilmesine olanak sağlar.⁽²⁰⁾ Carl E. Misch tarafından geliştirilen kemik yoğunluğu sınıflaması, HU değerlerine göre aşağıdaki şekilde tanımlanmıştır⁽¹⁾:

- **D1 tipi kemik:** >1250 HU
Tamamen kortikal yapıdan oluşur, çok yoğun ve serttir.
- **D2 tipi kemik:** 850–1250 HU
Orta yoğunlukta kortikal kemik ile kalın trabeküler yapı içerir.
- **D3 tipi kemik:** 350–850 HU
Gözenekli ve orta yoğunlukta trabeküler yapı ile karakterizedir.
- **D4 tipi kemik:** 150–350 HU
Düşük yoğunluklu, gevşek trabeküler kemikten oluşur.

- **D5 tipi kemik:** <150 HU

Mineralizasyonu henüz tamamlanmamış, özellikle greftleme sonrası oluşan immatür kemik dokusunu temsil eder.

2.2. Maksilla

Maksilla, piramidal bir yapıya sahip olup beş yüzeyden oluşur ve sağ ile sol taraf kemiklerinin sutura palatina media boyunca birleşmesiyle meydana gelir. Anatomik olarak; corpus maxillae gövdesi ile birlikte dört çıkıntıdan oluşur: processus frontalis, processus zygomaticus, processus alveolaris ve processus palatinus.⁽²¹⁾

2.2.1. Maksillada Rezorpsiyon

Kemik yapımı ve yıkımı insan vücudunda fizyolojik bir denge içinde süreklilik gösterse de, yaşlanmayla birlikte bu denge kemik yıkımı lehine değişmeye başlar. Özellikle maksilla bölgesinde, yıllık fizyolojik kemik kaybı yaklaşık olarak 0.1 mm düzeyinde gerçekleşmektedir.⁽²²⁾ Bununla birlikte; yaş, cinsiyet, diyabet gibi sistemik-metabolik faktörler, hormonal denge, enfeksiyon varlığı ve protez kullanımı gibi birçok etken kemik rezorpsiyon hızını artırabilir.

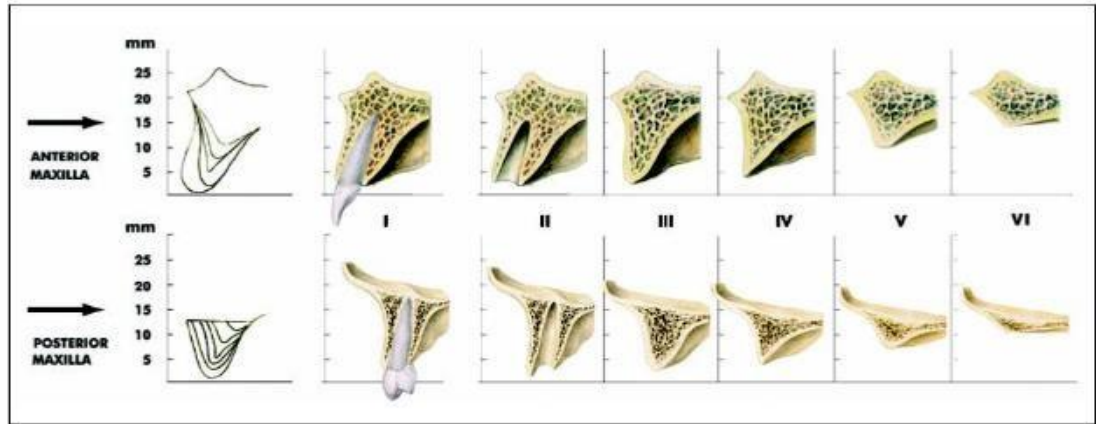
Maksillanın posterior segmentindeki rezorpsiyon şiddeti, dişsizlik süresi ve maksiller sinüsün önünde diş bulunup bulunmaması gibi faktörlerle yakından ilişkilidir.⁽²³⁾ Alveoler kret üzerinde fizyolojik kemik kaybı hayat boyu devam etse de, bu kaybın en yüksek olduğu dönem, dişlerin çekimini takip eden ilk yıldır. Bu süreçte rezorpsiyonun, kemik yapımına oranla daha baskın hale gelmesi, dişsiz bölgelerde yeterli fonksiyonel uyarının bulunmamasıyla açıklanmaktadır.⁽²⁴⁾

Maksilla bölgesindeki kemik rezorpsiyonu, özellikle bukkolingual yönde, ağız boşluğunun diğer bölgelerine kıyasla daha belirgin şekilde gerçekleşmektedir. Rezorpsiyon sürecinde, kemik kretinin hem yüksekliği hem de genişliği zamanla azalma eğilimi göstermektedir. Bu değişim, özellikle mediale doğru gerçekleşen kemik kaybıyla birlikte daha da belirgin hâle gelir. Maksillanın posterior bölgelerinde ise rezorpsiyonun ilerlemesiyle birlikte kretin morfolojik görünümü daha ileri düzeyde bozulabilmekte; bu da cerrahi ve protetik planlamayı doğrudan etkileyen anatomik değişimlere yol açmaktadır.⁽²⁵⁾

2.2.2. Maksillada Atrofi Sınıflaması

Cawood ve Howell tarafından 1988 yılında geliştirilen sınıflama sistemi, diş çekimini takiben ortaya çıkan alveoler kemik rezorpsiyonunun derecesine bağlı olarak oluşan rezidüel kret morfolojilerini tanımlamak amacıyla geliştirilmiştir. Bu sınıflandırma, edentül vakaların cerrahi ve protetik planlamasında önemli bir yol gösterici olarak kabul edilmektedir. Tanımlanan altı sınıf, kemik yüksekliği ve genişliğindeki ilerleyici kayıpları dikkate alarak rezorpsiyon derecelerini ortaya koyar.

Birinci sınıf, dişlerin mevcut olduğu, yapısal bütünlüğün korunduğu dişli kretleri ifade eder. İkinci sınıfta, diş çekimini takiben henüz iyileşmesini yeni tamamlamış, yapısal açıdan stabil kretler yer alır. Üçüncü sınıf, hem yükseklik hem de genişlik açısından yeterli, tepesi yuvarlak formlu kretleri kapsar. Dördüncü sınıfta, kret yüksekliği korunmuş olsa da genişlik önemli ölçüde azalmış, daha dar ve bıçak sırtı görümlü yapı söz konusudur. Beşinci sınıfta hem yükseklik hem de genişlik açısından belirgin rezorpsiyon mevcut olup düz bir kret görünümü izlenir. Altıncı ve son sınıfta ise, bazal kemik düzeyine kadar ilerleyen ileri derecede rezorpsiyonla karakterize, basık kret formasyonu tanımlanır.⁽²⁶⁻²⁸⁾



Şekil 2.2. Cawood ve Howell sınıflamasına göre anterior ve posterior maksillada atrofik kret morfolojileri

Paulo Maló ve arkadaşları ise dişsiz üst çenelerin implant destekli rehabilitasyonunda kemik mevcudluğunu esas alan farklı bir sınıflama geliştirmiştir. Bu sınıflama, maksillada mevcut kemik desteğini ön-arka doğrultuda değerlendirerek tedavi planlamasına rehberlik eder. Kemik mevcudluğu dört ana grup altında tanımlanmıştır:

Grup 1: Posterior bölgede molar seviyesine kadar yeterli kemik bulunan olgular; implant yerleşimi ve sabit protez rehabilitasyonu açısından en elverişli gruptur.

Grup 2: Kemik desteği yalnızca ikinci premolar seviyesine kadar uzanan olgular; posterior sınırlılık nedeniyle implant açıldırması ve protez tasarımı daha özenli planlanmalıdır.

Grup 3: Kemik mevcutluğu birinci premolar düzeyinde sonlanır; posterior bölgede yetersizlik olduğundan açılı implant yerleşimleri veya zigomatik implantlar gibi alternatif tedavi seçenekleri gerekebilir.

Grup 4: Kemik desteği yalnızca kanin bölgesiyle sınırlıdır; ileri rezorpsiyon nedeniyle posterior bölgede kemik desteği bulunmaz ve çoğunlukla zigomatik implantlar ya da daha karmaşık cerrahi teknikler tercih edilir.²⁹

2.2.3. Atrofik Maxillanın Rehabilitasyonu

Atrofik maksilla, diş kaybını takiben ortaya çıkan ilerleyici kemik rezorpsiyonu sonucu hacimsel ve yapısal olarak önemli ölçüde değışime uğramış bir anatomik durumu ifade eder. Maksillada meydana gelen rezorpsiyon; hem kortikal hem de trabeküler kemikte kemik kaybı ile sonuçlanmakta ve bu durum, protetik ve cerrahi tedavi planlamasını doğrudan etkilemektedir.^(28,30) Posterior maksilla ise, sinüs pneumatizasyonuna bağlı olarak dikey kemik yüksekliğinin en fazla azaldığı bölge olup, bu bölgede implant yerleştirmek daha karmaşık hâle gelmektedir.⁽³¹⁾

Kemik kaybının boyutuna göre uygulanacak tedavi yöntemleri de çeşitlilik göstermektedir. Hafif-orta düzeyde rezorpsiyon vakalarında, sinüs lifting ve yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu (GBR) gibi cerrahi prosedürler ile kemik hacmi artırılabilir.⁽³²⁾ Ancak ileri derece atrofik maksilla vakalarında geleneksel yöntemlerin yeterli olmaması, daha kompleks cerrahi yaklaşımları gerektirmektedir. Bu tür vakalarda; otojen blok greft uygulamaları, lefort osteotomileri ve zigomatik implantlar gibi alternatifler ön plana çıkmaktadır.⁽³³⁾

Atrofik maksillanın başarılı bir şekilde rehabilite edilebilmesi için sadece cerrahi değil, aynı zamanda protetik boyutun da dikkatle değeriendirilmesi gerekir. Protezin estetik, fonksiyonel ve fonasyonel gereklilikleri ile çiğneme kuvvetlerinin dengeli dağılımı sağlanmalıdır. Geleneksel tam protezler, ileri rezorpsiyonlu vakalarda tutuculuk ve stabilite açısından yetersiz kalabildiğı için bu tür durumlarda implant destekli rehabilitasyon yaklaşımları daha etkin bir çözüm sunmaktadır.⁽⁴⁾

Bu bağlamda dental implantlar, atrofik maksilla vakalarında hem fonksiyonel hem de estetik başarıyı artırmak amacıyla sıkça tercih edilen bir tedavi yöntemi hâline gelmiştir. Gerek sabit gerekse destekli hareketli protez uygulamalarında, implantlar sayesinde tutuculuk artırılmakta ve hastaların yaşam kalitesi anlamlı şekilde iyileştirilmektedir. Bu nedenle atrofik maksillanın rehabilitasyonunda implantoloji vazgeçilmez bir rol oynamaktadır.⁽³⁴⁾

2.3. Dental İmplant

2.3.1. Dental İmplant ve Tarihçesi

Dental implantlar, doğal diş köklerinin yerine geçmek üzere tasarlanmış, çene kemiği içerisine veya üzerine cerrahi olarak yerleştirilen biyouyumlu materyallerdir. Bu yapılar, kaybedilen oral fonksiyonların yeniden kazanılmasına olanak sağlarken; sabit ya da hareketli protezlere desteklik ve tutuculuk sağlayarak terapötik, estetik ve ankraj amaçlı da kullanılmaktadır.³⁵

Diş implantlarının tarihi antik dönemlere uzanmaktadır. M.Ö. 2500 yıllarında Antik Mısırlıların, periodontal sorunlu dişleri altın tel ile sabitlemeye çalıştıkları bilinmektedir. M.Ö. 500'lerde Etrüskler, altın bantlar ve öküz kemiğinden yapılan yapay dişlerle ağız fonksiyonlarını geri kazandırmaya çalışmış; Fenikeliler ise benzer şekilde altın tellerle sabitleme yöntemlerini kullanmıştır. M.S. 300 yıllarında ise fildişinden oyulan yapay dişlerle sabit köprü protezleri yapılmıştır.

İmplant uygulamalarına dair ilk somut kanıt, M.S. 600 yılında Maya uygarlığına aittir. Mayalar, deniz kabuklarını mandibulada diş yerine yerleştirerek implant olarak kullanmışlardır. Ayrıca, M.S. 800'lü yıllarda Honduras kültüründe mandibulaya yerleştirilmiş taş implant örneği de literatürde yer almaktadır.^{36,37}

17. yüzyılın ortalarında Avrupa'da periodontal olarak zayıflamış dişlerin çeşitli materyallerle stabilize edilmeye çalışıldığı görülmektedir. 1500'lü yıllardan 1800'lere kadar olan dönemde ise, yoksul bireylerden ya da kadavralardan elde edilen dişler allotransplantasyon amacıyla kullanılmıştır. Bu süreçte öne çıkan isimlerden biri Dr. John Hunter'dır. Hunter, uzun yıllar boyunca mezar soygunları yoluyla elde edilen kadavralar üzerinde çalışarak ağız ve çene anatomisini detaylı şekilde incelemiştir. 18. yüzyılda, bir insandan alınan gelişimini tamamlamamış bir diş horozun ibiğine

nakletmiş; deney sonucunda horozun damarlarının diş pulpasına doğru büyüdüğünü gözlemlemiştir.^{36,38} 1809 yılında J. Maggiolo, yeni çekilmiş bir diş yuvasına altın bir tüp yerleştirmiş ve iyileşmenin ardından üzerine bir kuron eklemiştir; ancak bu uygulama ciddi gingival inflamasyona yol açmıştır. Bu dönemde ayrıca gümüş kapsüller, porselen parçalar ve iridyum tüpler gibi birçok farklı materyal implant olarak kullanılmıştır.^{36,39}

1913'te Greenfield, çene kemiğine uyumlu, iridyum-platin alaşımından yapılmış ve altınla lehimlenmiş kafes yapılı silindirik bir implant geliştirmiştir. 1930'larda Alvin ve Moses Strock kardeşler, ortopedide kullanılan Vitallium vidalarını dental implant olarak uygulayarak biyouyumlu metal seçimine öncülük etmiş ve ilk başarılı endosteal implantı yerleştirmiştir. 1938'de P.B. Adams, iyileşme başlığına sahip, vidalanabilir silindirik bir endosseöz implant için patent almıştır. 1940'larda Formiggini ve Zepponi, kemiğin implant içine büyümesini sağlayan spiral paslanmaz çelik implantı tanıtmış; Perron Andres bu tasarımı katı şaftla modifiye etmiştir.⁴⁰⁻⁴²

Fransa'dan Dr. Raphael Chercheve, spiral implant tasarımını kolay yerleştirme amacıyla özel frezlerle geliştirmiştir. 1940'larda İsveçli Dahl, alveolar kret üzerine yerleştirilen düz dayanaklar ve vidalardan oluşan subperiostal implant konseptini tanıtmış; bu tasarım 1947-1948'de Gershkoff, Goldberg ve Weinberg tarafından genişletilerek eksternal oblik çıkıntıya uzanan kobalt-krom-molibden alaşımlı implant hâline getirilmiştir. 1950'de Lew, Bausch ve Berman yöntemi daha da geliştirmiş, Lew doğrudan ölçü tekniğiyle uygulamayı sadeleştirmiştir. Aynı dönemde Bodine, kemik yoğunluğunun yüksek bölgelerine vidalama prensibini esas alan daha basit iskelet tasarımlarını tanımlamış; Dr. Lee ise merkezi post içeren endosseöz bir implantı literatüre kazandırmıştır.^{41,43,44}

1960'lı yıllarda çeşitli implant tasarımları geliştirilmiştir. Dr. Cherchieve, kobalt ve kromdan oluşan çift sarmallı (helikal) bir spiral implant tasarlamıştır.³⁷ Dr. Giordano Muratori, 1960'lı yıllarda spiral gövdeyi daha da geliştirerek implantın şaft kısmına iç diş açılmasını sağlamıştır.⁴¹ Temel spiral tasarım, 1963'te Leonard Linkow tarafından farklı konfigürasyonlara sahip düz plaka implant biçimine dönüştürülmüş; 1967'de bu implantın maksilla ve mandibulaya uygulanabilen varyasyonları ile "Ventplant" modeli geliştirilmiştir.^{45,46} Blade implant günümüzde endosseöz bir implant olarak

kabul edilmektedir. Öte yandan, Dr. Sandhaus 1960'ların ortalarında, ana bileşeni alüminyum olan kristalize kemik vidası tasarımını geliştirmiştir.⁴⁷

1960'ların sonu ve 1970'lerin başında, Dr. Roberts ve Dr. Roberts Ramus Blade endosseöz implantın geliştirilmesine öncülük etmişlerdir. Cerrahi sınıf paslanmaz çelikten üretilen bu implant, onların ifadesiyle 'sentetik üçüncü molar' olarak işlev görmesi amacıyla tasarlanmıştır.⁴¹ Aynı zamanda ramus frame implantını da geliştirmişlerdir; bu implant, ramus bölgelerine bilateral olarak ve ayrıca simfiz bölgesine ankraj yaparak stabilite sağlamıştır. 1970'li yıllarda Grenoble tarafından vitrifiye karbon implantlar uygulanmaya başlanmıştır.⁴⁸ Bu dönemde Weiss ve Judy, maksiller çıkarılabilir protezlerin retansiyonunu artırmak amacıyla intramukozal yerleştiricilerin kullanımını yaygınlaştırmıştır.⁴⁹ 1975 yılında Dr. Small, submental insizyon yoluyla mandibulaya yerleştirilen ve mandibular staple implant olarak bilinen ilk transosteal implantı tanıtmıştır. Bu implant özellikle atrofik yapıya sahip tamamen dişsiz mandibulalara sahip bireyler için geliştirilmiştir.⁵⁰

1978'de Brånemark, iki aşamalı, vida formundaki titanyum implant sistemini tanıtmış ve "fıktür" adını verdiği saf titanyum vidaları ilk kez 1965'te hastalarına uygulamıştır.⁵¹ Bu implantlar, literatürde en iyi belgelenmiş ve uzun dönem başarı oranı en yüksek sistemler olarak kabul edilmektedir. Brånemark'ın ilk olgusunda mandibulaya yerleştirilen dört implant altı ayda kemikle kaynaşmış ve 40 yıl boyunca stabil kalmıştır.⁵² Araştırmacı, 1952'de tavşan femurlarında yaptığı deneyler sırasında titanyumun kemikle bütünleşmesini tesadüfen gözlemlemiş; bu bulgu "osseointegrasyon" kavramının temelini oluşturmuştur. Brånemark, osseointegrasyonu "canlı kemik dokusu ile yük taşıyan implant yüzeyi arasındaki doğrudan yapısal ve fonksiyonel bağlantı" olarak tanımlamış, tasarımını zamanla konik formlara uyarlamış ve implantolojinin gelişimine öncülük etmiştir.^{37,53}

Modern implantolojinin öncülerinden iki önemli isim İsviçre'den Dr. Schroder ve Dr. Straumann'dır. Bu araştırmacılar, ortopedik cerrahide kullanılan metaller üzerinde çalışarak dental implant tasarımlarını geliştirmiştir.⁵⁴ 1980'lerin ortalarından itibaren endosseöz kök formundaki implantlar yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Sistem seçiminde tasarım, yüzey pürüzlülüğü, protez uyumu, yerleştirme kolaylığı, maliyet ve uzun dönem başarısı belirleyici olmuştur. Bu dönemde Tatum, yatay yüzgeçlere sahip titanyum alaşımlı Omni R implantını tanıtmıştır.⁵⁵ Aynı dönemde Niznick,

kemiğe tutunmayı artıran oyuk, vidalı tasarıma sahip Core-Vent implantını geliştirmiş; kemik–implant adaptasyonunu hızlandırmak amacıyla hidroksiapatit kaplı Screw-Vent’i üretmiştir. Ayrıca firması, dıştan altıgen bağlantılı Swede-Vent implantını tasarlamış, ardından Bio-Vent ve Micro-Vent sistemlerini sunmuştur.³⁷

1980’lerde Dr. Driskell, titanyum alaşımlı ve hidroksiapatit kaplamalı iki versiyonu bulunan Stryker marka kök form endosseöz implantları tanıtmıştır.⁵⁶ 1970’lerin sonlarına doğru Dr. Kirsch tarafından geliştirilen IMZ implantı, 1980’li yıllarda birçok ülkede yaygın şekilde kullanılmıştır.⁵⁷ Bu implant, titanyum sprej kaplamasıyla yüzey alanını artırmış ve doğal diş hareketini taklit eden “intra-mobil” bir öge içermiştir. 1980’lerin başlarında Calcitek, kalsitit adı verilen polikristalin seramik hidroksiapatiti üretmiş ve 1985’te Integral Implant Sistemini geliştirmiştir. Aynı yıl Straumann, plazma sprej kaplamalı silindir ve vidalardan oluşan, tek aşamalı yerleştirilebilen ITI implantını tanıtmıştır.³⁷

Günümüzdeki en yeni dental implant yenilikleri arasında florür, antibiyotikler, büyüme faktörleri ve laminin gibi biyomoleküllerin implant yüzeylerine entegre edilmesi yer almaktadır.

2.3.2. Dental İmplant Çeşitleri ve Sınıflandırması

Dental implantlar, cerrahi olarak yerleştirildikleri anatomik konumlara göre üç ana grupta değerlendirilmektedir: transosteal, subperiosteal ve endosteal implantlar. Günümüzde, enfeksiyon riski açısından daha güvenli bulunmaları nedeniyle en sık tercih edilen tür endosteal implantlardır.⁵⁸

Endosteal implantlar, kemik dokusu içerisindeki platform düzeyine göre de ayrıca sınıflandırılabilir. Bu sınıflama iki temel başlıkta ele alınır:

Kemik seviyesi implantlar: İmplant platformu, alveolar kemiğin kret seviyesinde konumlandırılır.

Doku seviyesi implantlar: İmplant platformu, yumuşak dokularla hizalanacak şekilde kemiğin üstünde yer alır.⁵⁹

2.3.3. İmplantların Anatomik Dokular İçerisindeki Konumlarına Göre Sınıflandırılması

Subperiostal İmplantlar

Subperiostal implantlar, çene kemiği üzerine, periost altına yerleştirilen ve ileri kemik rezorpsiyonu olan olgularda tercih edilen implantlardır. Geleneksel endosseöz implantların uygulanamadığı durumlarda alternatif bir çözüm sunarlar. Günümüzde dijital teknolojiler sayesinde bu implantların tasarım ve üretimi hasta spesifik hâle gelmiştir. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) verilerinden elde edilen üç boyutlu modeller kullanılarak titanyum alaşımlı implantlar, lazer toz yatağı füzyon (L-PBF) yöntemiyle üretilebilmekte ve mekanik testlerde yüksek dayanıklılık göstermektedir.⁶⁰

Klinik bulgular, modern subperiostal implantların kısa vadede fonksiyonel olarak başarılı olduğunu göstermektedir. CAD destekli tasarım ve eklemeli üretim teknikleriyle hazırlanan bu implantlar, ileri derecede rezorbe alveol kretlerinde etkili bir tedavi seçeneği sunmaktadır. Ancak, yumuşak dokudan kaynaklanan komplikasyonlar klinik takiplerde zaman zaman rapor edilmektedir.⁶¹

Uzun vadeli sonuçlar ise daha değişkenlik göstermektedir. Altı yıllık bir takip süresinde, 3D baskı ile üretilen subperiostal titanyum implantların başarı oranının %25 olduğu bildirilmiştir. Bu durum, implant tasarımı, materyal seçimi ve cerrahi tekniklerin uzun dönem sonuçlar üzerindeki etkisini vurgulamaktadır.⁶²

Subperiostal implantlar, zygomatik implantlara göre bazı avantajlar sunmaktadır. Kişiyeye özel tasarımları, anatomik olarak karmaşık olgularda yumuşak doku stabilitesini artırmakta ve peri-implantitis oranlarını azaltmaktadır. Ayrıca, başarısızlık durumunda yeniden implantasyon olanağı sağlamaları, bu sistemleri esnek bir seçenek hâline getirmektedir.⁶³

Transosteal İmplantlar

Transosteal implantlar, ileri derecede rezorbe mandibulalarda tercih edilen sistemlerdir. Genel anestezi altında submental yaklaşımla mandibula alt korteksine yerleştirilen plak, vidalarla sabitlenir; bu plak üzerinden geçen dört transosseöz post mukozayı geçerek ağız boşluğuna açılır ve postoperatif dönemde bir barla birleştirilir.

Ancak enfeksiyon, post kırılması, osseointegrasyon kaybı, kemik rezorpsiyonu, mukozal hiperplazi ve mental sinir hasarı gibi komplikasyonlar nedeniyle kullanım alanı sınırlıdır.^{64,65}

Endosteal İmplantlar

Endosteal implantlar, eksik dişlerin köklerini taklit eden ve maksilla ya da mandibula içerisindeki alveolar ya da bazal kemiğe yerleştirilen implantlardır. Bu sistemler, kemik içerisine yerleşen bir gövde ve üzerine protez yapımına olanak tanıyan dayanak bileşeninden oluşur.¹ Günümüzde en yaygın kullanılan implant tipi olarak kabul edilmektedir.⁶⁵ Endosteal implantlar, kemik içine yerleştirilen kısımlarının biçimine göre sınıflandırılır; bıçak benzeri (blade), delikli (vent), silindirik ve vida formundaki tasarımlar bu kapsamda yer alır. Her bir form, farklı klinik gereksinimlere yönelik avantajlar sağlamak amacıyla geliştirilmiştir.

Blade Tipi İmplantlar:

Blade ya da plaka tipi implantlar, özellikle ince alveolar kretlere sahip hastalarda tercih edilmiştir. Geniş yatay yapıları sayesinde yanal kuvvetlere karşı direnç sağlar. Gövde üzerindeki açıklıklar, kemik oluşumunu destekler.⁶⁶ Ancak yumuşak doku komplikasyonları ve hızlı kemik kaybı nedeniyle kullanımları zamanla azalmıştır.⁶⁷

Vent Tipi İmplantlar:

Bu tip implantlar, gövdesindeki delikler sayesinde kemikle daha iyi tutunma sağlar. Deliklerin içine dolan kemik dokusu, gelen kuvvetlerin emilimini artırır.⁶⁸

Silindirik İmplantlar:

Silindir formunda tasarlanmış bu implantlar, kemikle olan temas yüzeyinde sürtünme direnci oluşturarak stabilite sağlar. Genellikle hidroksiapatit (HA) veya titanyum plazma spreji (TPS) ile kaplanarak biyouyumlulukları artırılmıştır.¹

Vida Tipi İmplantlar:

Vida tipi implantlar, diş kökü formuna benzer şekilde üretilmiştir ve üzerlerindeki yivler sayesinde mekanik tutuculuk sağlar. Bu tasarım, yüzey alanını artırarak primer stabiliteyi güçlendirir.^{69,70}

İntramukozal İmplant

İntramukozal implantlar, özellikle hareketli üst çene protezlerinin retansiyonunu artırmak amacıyla geliştirilmiş, kubbe şeklinde küçük boyutlu yapılardır. Bu implantlar, protezin mukozal yüzeyine yerleştirilen çıkıntılar ile ağız mukozasında oluşturulan yuvalar arasında mekanik tutuculuk sağlayarak protezin stabilitesini artırır.⁷¹

İntramukozal implantların temel amacı, protezin yatay ve dikey hareketlerini sınırlandırmak ve kullanım konforunu iyileştirmektir. Ancak, bu sistemler yalnızca yeterli kalınlık ve elastikiyete sahip mukozaya uygulanabilir niteliktedir.¹ Günümüzde yerini büyük ölçüde endosseöz implantlara bırakmış olsalar da, bazı sınırlı endikasyonlarda halen tercih edilebilmektedir.

Endodontik İmplantlar

Endodontik implantlar, transdental implantlar veya transradiküler stabilizatörler olarak da adlandırılır ve periodontal desteği azalmış dişlerin stabilitesini artırmak amacıyla geliştirilmiştir. Bu sistem, kök kanalından periapikal kemiğe uzanan bir metal postun yerleştirilmesi esasına dayanır ve özellikle ileri mobilite gösteren, ancak çekilmeden korunması istenen dişlerde tercih edilir. Günümüzde nadiren kullanılmakla birlikte, konvansiyonel tedavi seçeneklerinin sınırlı olduğu bazı olgularda hâlâ alternatif bir yöntem olarak değerlendirilebilir.^{72,73}

2.3.4. Endoosteal İmplantların Kemik Dokusuyla Temas Düzeyine Göre Sınıflandırılması

Kemik Seviyesi İmplantlar

Kemik seviyesi implantlar, boyun kısımları alveolar kret yüksekliği ile aynı hizada olacak şekilde yerleştirilen endoosteal implantlardır. Bu tasarımda, implant-dayanak bağlantısı genellikle kemik seviyesinin içinde konumlandırılmıştır. Böylece yumuşak dokuların sağlıklı bir şekilde iyileşmesi ve estetik sonuçların elde edilmesi amaçlanır.¹

Bu implant türü, özellikle posterior bölgelerde tercih edilmektedir çünkü kemik hacmi genellikle bu bölgelerde daha uygundur ve implant çevresinde stabil bir kemik desteği

sağlanabilir. Ayrıca, kemik seviyesi implantlar farklı çap ve boylardaki seçenekleriyle çok çeşitli klinik vakalarda kullanım esnekliği sunar.⁷⁴

Yüzey özelliklerinin gelişmesiyle birlikte, kemik seviyesinde yer alan implantların osseointegrasyon süreci hızlanmış ve uzun dönem başarı oranları artmıştır. Günümüzde sıklıkla kullanılan konik bağlantılı ve iç bağlantı sistemlerine sahip kemik seviyesi implantlar, mikro hareketleri azaltarak marjinal kemik kaybını sınırlamada etkili olmaktadır.⁷⁵

Doku Seviyesi İmplantlar

Doku seviyesi implantlar, implant-dayanak bağlantısının yumuşak doku seviyesinde konumlandığı sistemlerdir. Bu tasarımda implant boynu genellikle cilalı olup, biyolojik genişliğin korunmasına ve peri-implant yumuşak dokuların stabilitesine katkı sağlamaktadır.^{76,77} Bu yapı, bakteri penetrasyonunu sınırlayarak çevre dokuların sağlığını korumayı hedefler.

Klinik uygulamalarda, doku seviyesi implantların tek aşamalı cerrahiye olan uygunluğu ve yumuşak doku yönetimini kolaylaştırması önemli avantajlar sunmaktadır.⁷⁸ Özellikle posterior bölgelerde oral hijyenin sürdürülebilirliği açısından da tercih edilebilmektedir.

Yapılan karşılaştırmalı analizlerde, doku seviyesi implantların marjinal kemik kaybı açısından kemik seviyesi implantlarla benzer klinik başarı gösterdiği, bazı durumlarda ise yumuşak doku stabilitesinin daha öngörülebilir olduğu bildirilmiştir.^{76,77} Ancak, estetik bölgelerde cilalı boyun kısmının görünürlüğü gibi sınırlayıcı durumlar dikkate alınmalıdır. Bu nedenle tedavi planlaması sırasında hastaya özgü anatomik ve estetik ihtiyaçlar göz önünde bulundurulmalıdır.

2.3.5. Yerleştirildiği Bölgeye Göre İmplantlar

Zigomatik İmplantlar

Zigomatik implantlar, atrofik maksillada ileri derecede kemik kaybı bulunan olgularda kullanılan, yaklaşık 30–55 mm uzunluğunda titanyum yapılar olup; zigomatik kemiğe tutunarak dişsiz veya belirgin derecede rezorbe maksillanın protetik rehabilitasyonuna olanak sağlamaktadır.^{4,79} Klasik dental implant uygulamalarında

yeterli kemik hacmi bulunmadığında, sıkça başvurulanan yöntemler kemik greftlemeleri veya sinüs yükseltme operasyonlarıdır. Zigomatik implantlar ise greftsiz bir çözüm sunarak, alveoler kemiği yeniden inşa etmek yerine mevcut zigomatik kemiği bir ankraj noktası olarak kullanır ve böylece ilave cerrahi greft ihtiyacını azaltır.^{5,6} Bu implantlar, 45 derecelik açılı bir boyun yapısına ve standart implantlara kıyasla daha geniş bir çap ile üretilir; maksilla alveoler kretinin damak tarafından başlayıp zigomatik kemikte sonlanacak şekilde yerleştirilir ve yüksek yoğunluklu zigoma kemiğinde sağlam bir osseointegrasyon elde etmeyi amaçlar.⁷⁹ Sonuç olarak, zigomatik implantlar şiddetli kemik yetersizliği olan hastalarda sabit protezlere destek olabilen alternatif bir tedavi yöntemidir.

Zigomatik implant konsepti ilk olarak 1980'lerin sonunda P.I. Brånemark tarafından ortaya atılmış ve başlangıçta maksiller tümör nedeniyle yapılan maksillektomi vakalarının rehabilitasyonuna yönelik geliştirilmiştir. Literatürde zigomatik kemiğe implant uygulamasıyla ilgili ilk klinik bildirim, 1993 yılında Aparicio ve arkadaşlarına aittir.⁸⁰ Brånemark'ın 1989'da tanımladığı orijinal yaklaşımda, maksillanın ileri derecede rezorbe olduğu ya da kısmi/tam maksillektomi uygulanmış olguların protezle rehabilitasyonu için zigoma bölgesine uzanan uzun implantlar kullanılmıştır.⁸¹ 1990'lar ve 2000'lerin başında zigomatik implantların klinik uygulamaları giderek yaygınlaşmış; 2000 yılında Stella ve Warner, Brånemark'ın tanımladığı intrasinüs (sinüs içi) yerleştirme tekniğini modifiye ederek sinüs slot tekniği adını verdikleri yöntemi yayınlamışlardır.⁸² Bu teknik, lateral sinüs duvarında küçük bir pencere açarak implantın sinüs membranını kaldırmadan zigoma kemiğine yönlendirilmesini kolaylaştırmayı amaçlamıştır. Daha sonra sinüs boşluğunu tamamen dışlayan ekstrasinüs yaklaşımlar geliştirilmiş; özellikle Carlos Aparicio'nun tanımladığı Zygomatic Anatomy-Guided Approach (ZAGA), hastanın zigoma ve sinüs anatomisine göre implant yolunu belirleyerek sinüs içi komplikasyonları azaltmayı hedeflemiştir.⁷ 2000'li yılların başlarından itibaren, zigomatik implantlar yalnızca onkolojik vakalarda değil, ileri derecede atrofik maksillaların rutin rehabilitasyonunda da başarılı bir şekilde uygulanmaya başlanmıştır. Örneğin, 2003 yılında Malevez ve arkadaşları, aşırı rezorbe maksilla vakalarında zigomatik implant kullanımının başarılı sonuçlar verdiğini bildirmiştir.⁸³ Yine 2007 yılında Duarte ve arkadaşları, tamamen dişsiz ve atrofik bir maksillayı dört adet zigomatik implant ile (iki implant her iki tarafta olacak şekilde, "quad zygoma" konsepti) hemen yükleme protokolü altında

rehabilite etmiş ve 30 aylık takipte yüksek bir başarı oranı elde etmişlerdir.⁸⁴ Zigomatik implantlara ilişkin bilimsel kanıtların artmasıyla 2010'lu yıllarda daha üst düzey çalışmalar yayımlanmaya başlamıştır. Nitekim 2018'de yayımlanan ilk randomize kontrollü çalışmalardan birinde, Esposito ve arkadaşları ileri atrofi nedeniyle tedavi edilen hastaları karşılaştırmış; iliak greftle yükseltilmiş alveole yerleştirilen standart implantlarda 35, zigomatik implant grubunda ise yalnızca 3 kayıp bildirmiş ve zigomatik implantların klinik başarısının anlamlı derecede yüksek olduğunu rapor etmiştir.⁸⁵ Bu tarihsel gelişim süreci, zigomatik implantların başlangıçta özel endikasyonlu bir yöntem iken son otuz yılda giderek ana akım bir tedavi seçeneği haline geldiğini göstermektedir.

Zigomatik implantlar için başlıca endikasyon, ileri derecede maksiller kemik atrofi nedeniyle konvansiyonel implantların yerleştirilemediği olgulardır. Literatürde “*aşırı kemik atrofi*” (ekstrem maksiller atrofi) olarak tanımlanan bu durum; uzun süreli dişsizlik sonrası kemik rezorpsiyonu, osteoporotik değişiklikler veya travma ve enfeksiyon gibi sebeplerle maksillada hacimsel kemik kaybı yaşayan hastaları kapsar.⁴ Bu tür vakalarda zigomatik implantlar, geniş rekonstrüktif kemik greftlerine alternatif olarak, doğrudan zigoma kemiğine tutunarak sabit protez desteği sağlayabilir.

Zigomatik implantlar, orijinal olarak maksillektomi uygulanmış onkoloji hastalarında da önemli bir endikasyon alanına sahiptir. Maksilla rezeksiyonu sonrası geniş defektleri bulunan ve konvansiyonel implant için yeterli kemik desteği olmayan olgularda, obtüratörlü protezlerin stabilizasyonunda kritik rol üstlenirler. Geleneksel greftleme ve mikrocerrahi rekonstrüksiyonun karmaşıklığı ve sınırlı başarı oranları nedeniyle bu hastalarda pratik ve güvenilir bir çözüm sunarlar. Benzer şekilde, yarık damak veya parsiyel maksiller hipoplazi gibi konjenital defektlerde ciddi alveoler kemik kaybı mevcutsa zigomatik implantlar tercih edilebilir. Ayrıca, ileri derecede pnömatize maksiller sinüsler ve başarısız greft girişimleri de endikasyonlar arasında yer alır.⁸⁶⁻⁸⁸ Sonuç olarak, zigomatik implant endikasyonları; greft uygulamaksızın üst çenede dental rehabilitasyon ihtiyacı olan, Cawood&Howel Sınıf V–VI düzeyinde atrofiye sahip dişsiz maksillalar, maksiller tümör rezeksiyonları sonrası oluşan büyük kemik defektleri ve bazı konjenital/anatomik kemik eksikliği durumları olarak özetlenebilir.⁴ Bu hastalarda zigomatik implantlar, tedavi süresini kısaltması, donör saha morbiditesini ortadan kaldırması ve hemen yükleme ile fonksiyon ve estetiği hızla geri kazandırma potansiyeli nedeniyle tercih edilmektedir.

Zigomatik implantlar üzerine yapılmış çalışmalar, bu yöntemin yüksek başarı ve sağkalım oranları ile dikkat çektiğini göstermektedir. Kısa ve orta vadeli takiplerde zigomatik implantların sağkalım oranları genellikle %95'in üzerindedir ve bu oran birçok seride geleneksel dental implantların başarı oranlarıyla karşılaştırılabilir düzeydedir.⁸⁹ Örneğin, 18 çalışmanın verilerini içeren yakın tarihli bir sistematik derlemede, 1349 zigomatik implantın ortalama 6 yıllık kümülatif sağkalım oranı %96.2 olarak bildirilmiştir.⁸ Aynı çalışmada immediyat (hemen) yükleme protokolü uygulanan olgularda implant sağkalımının, gecikmeli yükleme yapılanlara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek olduğu görülmüştür. Bu sonuç, zigomatik implantların genellikle iyi primer stabilite sağladığını ve uygun olgularda hemen yüklemenin başarıyı olumsuz etkilemediğini, aksine yüksek stabilite sayesinde başarılı olabildiğini göstermektedir.^{90,91}

Uzun dönem sonuçlar da zigomatik implantların kalıcılığını desteklemektedir. 5 yıl ve üzeri takipleri değerlendiren bir meta-analizde, zigomatik implantların 5 yıldan uzun süreli kümülatif başarısı %96 civarında rapor edilmiş, 10 yılı aşkın takiplerde dahi benzer yüksek oranların korunduğu belirtilmiştir.⁹² Özellikle deneyimli merkezlerden bildirilen uzun dönem klinik serilerinde zigomatik implant kaybı çok düşük düzeyde görülmekte; örneğin 13 yıllık bir takip çalışmasında hiçbir zigomatik implantın kaybedilmediği bildirilmiştir.⁹³ Başka bir uzun dönem çalışmada 10 yıllık takipte zigomatik implantların sağkalımının %100'e yakın olduğu ve peri-implant kemik seviyelerinin stabil kaldığı gösterilmiştir.⁹⁴ Zigomatik implant başarısının yalnızca implantın ağızda kalımıyla değil, sinüs sağlığı, yumuşak doku durumu ve protezin işlevselliği gibi faktörlerle de değerlendirilmesi gerektiği vurgulanmaktadır. Aparicio ve ark. (2020), bu amaçla ORIS kriterlerini önermiştir. ORIS; protezin konumu (Offset), sinüs sağlığı (Rhino-sinusitis), yumuşak doku/enfeksiyon durumu (Infection) ve implant stabilitesini (Stability) kapsayan bir protokoldür. Buna göre uzun dönemde başarı; yalnızca osseointegrasyonun korunması değil, aynı zamanda sinüzit, enfeksiyon veya yumuşak doku komplikasyonlarının bulunmaması ve protezin fonksiyonel olarak sorunsuz çalışmasıyla tanımlanmaktadır.⁹⁵ Bu bütüncül yaklaşımla değerlendirildiğinde, zigomatik implant uygulamalarının büyük çoğunluğu başarılı kabul edilmektedir. Ayrıca, hastaların yaşam kalitesi ve memnuniyetine ilişkin çalışmalar; tedavi sonrasında çiğneme fonksiyonu, konuşma ve estetik açıdan belirgin iyileşme sağlandığını ve genel memnuniyet düzeyinin yüksek olduğunu

göstermektedir.⁸ Özetle, doğru endikasyonla ve uygun teknikle yerleştirilen zigomatik implantlar, uzun vadede yüksek sağkalım ve başarılı prostodontik rehabilitasyon sonuçları vermektedir.

Zigomatik implant uygulamaları genel olarak yüksek başarı oranlarına sahip olmakla birlikte, bu işlemlere özgü bazı komplikasyonlar bildirilmiştir. Sinüs ile ilişkili komplikasyonlar, zigomatik implant cerrahisinde en sık karşılaşılan sorunların başında gelir. Özellikle maksiller sinüsle yakın temas veya penetrasyon söz konusu olduğundan, kronik sinüzit veya rinosinüzit gelişimi önemli bir risk faktörüdür. Yapılan derlemeler, zigomatik implant uygulamalarında sinüzit görülme oranının ortalama %5–15 aralığında olduğunu göstermektedir.^{89,96} Sinüzit, genellikle implant çevresindeki sinüs mukozasının yabancı cisme tepkisi veya cerrahi sırasında oluşan küçük oroantral açıklıklar sonucu gelişebilir. Bu riski azaltmak için ekstrasinüs yaklaşım önerilmektedir; çünkü implantın palatal yumuşak doku yerine daha erişilebilir bir bölgede sonlanması oral hijyeni kolaylaştırır ve sinüs membranı ile teması en aza indirir. Nitekim literatürde, klasik intrasinüs yerleşimlerde sinüs komplikasyonlarının ekstrasinüs tekniklere göre daha sık görüldüğü bildirilmiştir.⁹⁷ Bununla birlikte, zigomatik implant cerrahisi öncesi hastada zaten varolan kronik sinüzit veya sinüs patolojilerinin de gözden kaçırılmaması gerekir; çünkü böyle bir durumda implant sonrası enfeksiyon riski artacaktır.⁷⁹

Bir diğer önemli komplikasyon, parestezi ve sinir hasarı riskidir. Zigomatik implantların yerleştirilmesi sırasında özellikle n. infraorbitalis ve n. zygomaticofaciale gibi bölgeye komşu sinir dalları etkilenebilir. Chrcanovic ve arkadaşlarının bir derlemesinde, zigomatik implant uygulamalarından sonra literatürde toplam 15 olguda infraorbital veya zygomaticofasiyal sinir dağılımında parestezi bildirildiği, ancak vakaların çoğunluğunda bu duyu kaybının 3-8 hafta içinde kendiliğinden düzeldiği belirtilmiştir.⁸⁹ Parestezinin görülme sıklığının ortalama %1-5 aralığında olduğu, deneyimli cerrahların serilerinde daha düşük oranlara ineildiği ifade edilmektedir.⁷⁹ İmplantın zigoma içerisindeki yönelimi sırasında orbital alana aşırı sapmadan kaçınılmalıdır; doğru cerrahi planlama, göz altı bölgesindeki sinir-damar paketine zarar riskini en aza indirir. Paresteziler çoğunlukla geçici olsa da nadiren kalıcı duyu kaybı bildirilmiştir. Bu nedenle cerrahi sırasında sinirlerin seyri dikkate alınmalı, gerekirse nöromonitorizasyon yöntemlerinden yararlanılmalıdır.

Zigomatik implantlarda osseointegrasyon başarısızlığı nadir bir komplikasyondur. Çeşitli serilerde erken kayıp oranı %1–4 arasında bildirilmiş olup, bu değer klasik implantlarla benzerdir. Başlıca nedenler cerrahi sırasında aşırı ısınma veya kontaminasyon, yetersiz primer stabilite ve hasta faktörleridir. Kayıp durumunda bölge genellikle konvansiyonel implantlarla desteklenir ya da uygun ise yeniden zigomatik implant uygulanabilir. Literatür, zigomatik implantların çoğunun uzun dönemde kemikle bütünleşmiş olarak kaldığını vurgulamaktadır.^{79,89,98}

Yumuşak doku komplikasyonları, zigomatik implantlara özgü önemli bir diğer konudur. İmplant başlarının çoğunlukla alveoler kretin palatinalinde konumlanması, protez kenarları ile yumuşak dokular arasında uyumsuzluk oluşturabilir. Bu bölgede mukozal dehisens veya implant çevresinde doku çekilmesi görülebilir. 2022’de yayımlanan bir çalışmada, zigomatik implantların uzun dönem başarı oranı %100 iken, yumuşak doku komplikasyonu olmaksızın başarı %88,5 olarak bildirilmiş; bazı olgularda bukkal fistül veya peri-implant mukozitis geliştiği kaydedilmiştir.⁹⁹ Yumuşak doku komplikasyonları genellikle lokal bakım, antiseptik uygulamalar ve gerektiğinde küçük yumuşak doku revizyonları ile yönetilir. İleri vakalarda implant çevresinde kronik enfeksiyon gelişirse implantın çıkarılması dahi gündeme gelebilir ancak bu oldukça nadir bir durumdur.

Zigomatik implantlarla desteklenen tam ark sabit protezlerde protetik komplikasyonlar da göz önünde bulundurulmalıdır. Özellikle uzun konsollu tasarımlarda, vidalı bağlantılarda gevşeme veya vida kırıkları gibi mekanik sorunlar ortaya çıkabilir. Zigomatik implantların çoğunlukla distal destek sağlaması, ön bölgede yetersiz planlanmış protez tasarımıyla birleştiğinde oklüzal kuvvetlerin dengesiz dağılımına ve buna bağlı komplikasyonlara yol açabilir. Bununla birlikte, çalışmalar bu protezlerin sağkalım oranlarının yüksek olduğunu ve komplikasyon oranlarının konvansiyonel implant destekli protezlere benzer olduğunu bildirmektedir.⁸ Özellikle Toronto tipi (tam damak akrilik bazlı) protez kullanan hastalarda zamanla akrilik aşınmaları veya diş kırıkları görülebilir; antagonisti doğal diş olan hastalarda protezde stres daha fazla olabileceği için dikkatli planlama önerilir.⁹⁹

Pterygoid İmplantlar

Pterygoid implantlar, üst çenenin en arka bölümünde, pterigomaksiller bölge olarak tanımlanan alana yerleştirilen dental implantlardır. Maksiller tüberozite, palatin kemiğin piramidal çıkıntısı ve sfenoid kemiğin pterigoid çıkıntısı gibi yoğun kortikal yapılardan destek alacak şekilde tasarlanmıştır. Posterior maksillada ileri düzeyde kemik kaybı ve maksiller sinüslerin aşırı pnömatisasyonu nedeniyle geleneksel implant uygulamalarının mümkün olmadığı olgularda, alternatif bir çözüm olarak geliştirilmiş; modern anlamda vidalı pterygoid implant kullanımı ise 1989'da J. F. Tulasne tarafından tanımlanmıştır.^{100,101}

Tulasne'nin yenilikçi yaklaşımı, maksiller sinüs elevasyonu (sinüs lifting) gibi invaziv greftleme işlemlerine alternatif olarak, pterigomaksiller bölgeye uzanan uzun implantların posterior bölgede sağlam bir tutunma sağlayabileceğini ortaya koymuştur. 1990'lı yıllar boyunca teknik geliştirilmiş ve çeşitli olgu sunumlarıyla erken dönem başarılar rapor edilmiştir. İmplant yüzey teknolojilerindeki ilerlemeler ve gelişmiş görüntüleme yöntemleri, 2000'li yıllarda pterygoid implant uygulamalarının daha öngörülebilir hâle gelmesini sağlamıştır. 2010'lardan itibaren tam ark sabit protez konseptlerine pterygoid implantların da dâhil edilmesiyle yöntemin popülaritesi artmış, uzun dönem başarıları birçok çalışma tarafından doğrulanmıştır. Günümüzde pterygoid implantlar, zigomatik implantlar ve kısa implantlar gibi alternatiflerle birlikte, ileri derecede atrofik maksillanın tedavisinde önemli bir seçenek olarak kabul edilmektedir.^{31,102}

Pterygoid implantlar, klasik implant yerleştirme için yeterli kemik hacminin bulunmadığı üst çene arka bölge vakalarında önemli bir tedavi seçeneği olarak gündeme gelir. Üst çenenin posterior alveoler kretinin ileri derecede rezorbe olduğu ve maksiller sinüslerin genişlediği, bu nedenle standart implantlar için dikey kemik yüksekliğinin yetersiz kaldığı durumlar temel endikasyonları oluşturur. Bu teknikte implant, maksiller tüberozite bölgesinden başlayarak arkada pterigoid plağı geçecek şekilde yerleştirilir; böylece yoğun kortikal kemikten güçlü bir ankraj sağlanır. Dolayısıyla, ileri derecede atrofik üst çeneye sahip hastalarda sinüs tabanı yükseltme veya kemik grefti uygulamalarına bir alternatif sunar.^{31,102,103}

Tam dişsiz hastalarda sabit protez planlanırken yalnızca ön bölgeye yerleştirilen implantlar, protezin posteriora uzatılmasında yetersiz kalabilir. Böyle durumlarda pterygoid implantların eklenmesi, distal kantilever gereksinimini ortadan kaldırarak arka dişler bölgesinde sağlam bir destek sağlar. Benzer şekilde, kısmi diş eksikliklerinde son azı dişin arkasına implant yerleştirilemeyen olgularda pterygoid implant, köprü protezlerin distal dayanağı olarak kullanılabilir. Ayrıca, maksillektomi gibi üst çenenin bir bölümünün cerrahi olarak çıkarıldığı hastalarda, obtüratör veya benzeri protezlere posterior bölgede tutuculuk sağlamak amacıyla da pterygoid implantlardan yararlanılabilir.^{104–106}

Tüm bu durumlarda hastanın sistemik sağlık durumunun implant cerrahisine elverişli olması ve ilgili bölgedeki kritik anatomik yapıların dikkatlice değerlendirilmesi gerekir. Pterygoid implant uygulaması için ayrıca hastanın yeterli ağız açıklığına sahip olması şartı aranır; çünkü ağız açıklığı kısıtlı hastalarda bölgeye erişim ve cerrahi alet kullanımı son derece güçtür. Ayrıca, maksiller tüber bölgesinde gömülü bir yirmi yaş dişinin varlığı veya tüberozenin hiç oluşmadığı bir anatomik durum da pterygoid implant için kontrendikasyon teşkil edebilir.^{31,102,107}

Doğru vaka seçimi ve uygun cerrahi teknikle uygulandığında pterygoid implantların başarı oranlarının oldukça yüksek olduğu bildirilmiştir. Orta ve uzun dönem çalışmalarda, bu implantların 5–10 yıllık izlemde %90'ın üzerinde kümülatif sağkalım oranlarına ulaştığı rapor edilmektedir. Geniş kapsamlı derlemeler ve meta-analizler, 10 yıl ve üzerindeki takiplerde dahi benzer başarı oranlarının korunduğunu göstermektedir. Bu sonuçlar, pterigomaksiller bölge uygulamalarının uzun dönem güvenilirliğini desteklemekte ve geleneksel implant tedavilerinin sonuçlarıyla karşılaştırılabilir düzeyde olduğunu ortaya koymaktadır. Özellikle modern pürüzlü yüzeye sahip implantlarla erken dönem başarı oranlarının %95–99'a ulaştığı, kayıpların çoğunun ilk yıl içinde gerçekleştiği ve osseointegrasyon sağlandıktan sonra uzun dönem kayıp oranlarının oldukça düşük olduğu belirtilmektedir.^{107–109}

Pterygoid implantlar genellikle öndeki diğer implantlarla birlikte bütünleşik (splintlenmiş) köprü yapısında kullanıldığından, çiğneme kuvvetlerinin dengeli dağılımı sağlanarak başarı olasılığı artmaktadır. Ayrıca bu implantlar, geniş kemik grefti veya sinüs cerrahisine gerek kalmadan sabit protez uygulanmasına imkân tanıyarak hastaya önemli avantajlar sunmaktadır.¹⁰⁹ Cerrahi deneyime sahip

klınisyenler için pterygoid implant yerleştirilmesi, lokal anestezi altında görece hızlı ve etkin bir işlemidir; operasyon sonrası iyileşme genellikle sorunsuz seyreder. Yüksek primer stabilite sayesinde bu implantlar çoğu zaman hemen yüklemeye uygundur. alışmalar, tam dişsiz hastalarda ameliyat günü uygulanan geçici sabit protezlerle pterygoid implantların başarıyla iyileştiğini ve hastaların bekleme süresi olmaksızın fonksiyona kavuştuğunu ortaya koymaktadır.¹⁰⁵

Pterygoid implant kullanımı, aynı zamanda protez planlamasında önemli avantajlar sunmaktadır. Posterior bölgede implant desteği sağlanması, tam ark implant üstü protezlerde distal dayanak oluşturup aşırı kantilever (uzantı) ihtiyaını ortadan kaldırarak protezin biyomekanik başarısını artırır. Bu yaklaşım sayesinde elde edilen geniş anterior-posterior yayılım, protez stabilitesini ve hasta memnuniyetini artırabilmektedir.¹⁰⁷⁻¹⁰⁹ Ayrıca pterygoid implantlar genellikle diğer n bölge implantlarıyla birlikte splintlenerek (birbirine bağlanarak) kullanılır ve bu durum implantların bireysel yk taşımasındansa kolektif olarak yk paylaşmasını sağlar. Nitekim, pterygoid implantların diğer implantlarla splintlenmesinin, tek başına kalan implantlara kıyasla daha yüksek sağkalım oranları ile ilişkili olabileceği bildirilmektedir.¹⁰⁷ Bu bulgu, tam ark protezlerde pterygoid implantların diğer implantlarla birleştirilerek kullanılmasının uzun vadeli başarıya katkı sunduğunu göstermektedir.

Genel olarak, literatürde pterygoid implantların klinik başarısını destekleyen çok sayıda vaka serisi, retrospektif çalışma ve derleme mevcuttur. Bununla birlikte, mevcut çalışmaların önemli bir kısmının retrospektif dizaynlı olduğu ve yüksek düzeyde kanıt içeren randomize kontrollü çalışmaların bulunmadığı unutulmamalıdır. Nitekim bir meta-analiz, pterygoid implantlarla ilgili yayınlanmış verilerin çoğunun düşük kanıt düzeyine sahip çalışmalar olduğunu, dolayısıyla elde edilen yüksek başarı oranlarının dikkatli yorumlanması gerektiğini vurgulamıştır.¹⁰⁸ Bu uyarıya rağmen, mevcut klinik veriler pterygoid implantların doğru endikasyonla uygulandığında posterior maksilla rehabilitasyonunda güvenli ve etkili bir çözüm olduğunu güçlü biçimde ortaya koymaktadır.

Pterygoid implant cerrahisi, anatomik açıdan karmaşık bir alanda gerçekleştirildiği için olası komplikasyonlar bakımından dikkat ve zen gerektirir; ancak uygun planlama yapılp deneyimli cerrahlar tarafından uygulandığı takdirde komplikasyon

oranları düşüktür. Literatürde bildirilen muhtemel cerrahi komplikasyonlar arasında en sık kanama, trismus ve postoperatif ağrı yer almaktadır. Pterigoid bölgede yoğun damarsal pleksuslar ve büyük damarlar bulunduğundan, cerrahi sondaj sırasında bu damarlardan kanama meydana gelebilir. Bu tür kanamalar genellikle uygun baskı ve hemostatik önlemlerle kontrol altına alınabilir.^{107,109}

Seyrek de olsa, implantın istemeden pterigoid fossaya ilerlemesi veya kısmen maksiller sinüse girmesi literatürde bildirilmiştir. Bu durumlarda implantın cerrahi olarak çıkarılması ve bölgenin uygun şekilde tedavi edilmesi gerekir. Anatomik komşuluk nedeniyle nadiren damağı innerve eden palatin sinir bölgesinde geçici hipoestezi görülebilir; bu genellikle birkaç hafta içinde kendiliğinden düzelir. Ayrıca pterygoid implantların bazen akut sinüzite yol açabildiği rapor edilmiştir. Bunun dışında, diğer dental implant cerrahilerinde olduğu gibi, yara enfeksiyonu veya peri-implant mukozit/peri-implantitis gelişme riski de mevcuttur; ancak düzenli kontroller ve iyi ağız hijyeni ile bu riskler en aza indirilebilir.^{107,109,110} Protez aşamasında ise, pterygoid implantların ağızda çok arkada konumlanması, bölgeye erişimin ve temizliğin hasta için zor olabileceğini gösterir. Bu nedenle, hastaların bölge temizliğine özen göstermesi ve hekim kontrolünü ihmal etmemesi büyük önem taşır. Sonuç olarak, pterigomaksiller bölgeye implant yerleştirilmesi teknik olarak ileri bir işlem olmasına rağmen, doğru endikasyon ve yetkin cerrahiyle uygulandığında yüksek başarı ve düşük komplikasyon oranlarıyla güvenilir bir tedavi yöntemi sunmaktadır.^{107,109}

2.3.6. Açılı Yerleştirilen İmplantlar

Açılı yerleştirilen implantlar, dental implantların anatomik engellerden kaçınmak, mevcut kemiği daha verimli kullanmak veya protez tasarımını optimize etmek amacıyla dikey eksen den belirli bir açıyla yerleştirildiği implantlardır.¹¹¹ Genellikle posterior maksilla veya mandibulada kemik yüksekliği yetersizliği, maksiller sinüs veya mandibular kanal gibi anatomik yapılarla yakınlık nedeniyle, implantların aksenel (düz) değil, öne veya arkaya eğimli şekilde konumlandırılması tercih edilir.¹¹² Ayrıca All-on-4 gibi sabit tam protez konseptlerinde arka bölge implantlarının açılarak yerleştirilmesi, protez desteğinin yayılımını artırmakta ve arka bölgede cantilever ihtiyacını azaltmaktadır.¹¹³

Açılı implantlar, uygun cerrahi ve protetik planlama ile uygulandığında yüksek başarı oranları sunmaktadır. Literatürde bu implantların 5-10 yıllık takiplerinde %94–99 arasında sağkalım oranlarına ulaştığı bildirilmektedir.^{111,113} Özellikle sabit tam ark rehabilitasyonlarında açılı implantların eksenel implantlara benzer uzun dönem başarılarına sahip olduğu gösterilmiştir.^{111,114}

Açılı implantların biyomekanik avantajları arasında implantlar arası mesafenin artırılması, kuvvetlerin daha dengeli dağıtılması ve mevcut kemiğin daha etkin kullanılması sayılabilir.¹¹¹ Distal bölgelere açıldırılmış implant yerleştirilmesi sayesinde çiğneme kuvvetleri optimal şekilde yönlendirilerek implant başarısı artırılmaktadır.^{111,115} Ayrıca açılı dayanaklar aracılığıyla yapılan protez bağlantılarında, uygun tasarımla oluşabilecek stresler tolere edilebilmektedir.¹¹⁴

Açılı implantlar özellikle kemik yetersizliği bulunan, greftleme yapılamayan veya sinüs lifting gibi cerrahilerin tercih edilmediği durumlarda etkili bir tedavi seçeneği sunar.¹¹² Maksillada sinüs kavitesinden kaçınmak, mandibulada ise mandibular kanalı korumak amacıyla implantlar açıldırılabilir. Ayrıca All-on-4 veya All-on-6 protokollerinde arka bölgede implantların öne eğimli yerleştirilmesi ile hem sabit protez uygulanabilirliği sağlanır hem de estetik ve fonksiyonel gereklilikler karşılanabilir.¹¹³

Açılı implant uygulamaları sonrası görülebilecek komplikasyonlar arasında vida gevşemesi, protez kırılması, peri-implant mukozit ve peri-implantitis yer alır.¹¹² Ancak bu komplikasyonların sıklığı eksenel implantlardan anlamlı düzeyde farklı değildir.^{111,115} Ayrıca yapılan çalışmalarda açılı implantlarda marjinal kemik kaybının minimal düzeyde olduğu ve zamanla klinik başarıyı olumsuz etkilemediği görülmüştür.¹¹⁵

2.3.7. Dental İmplantlarda Osseointegrasyon

“Osseointegrasyon” kavramı ilk kez Brånemark tarafından tanımlanmış olup, implant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasında fibrozis olmaksızın doğrudan temasın sağlanmasını ifade eder. Başka bir deyişle, yük taşıyan bir implantın çevresindeki kemikle yapısal ve fonksiyonel olarak kaynaşması ve arada bağ dokusu veya hareket bulunmaması durumudur. Bu süreç, organizmanın implanta karşı olumsuz tepki vermemesiyle mümkün olur; bazı araştırmacılar osseointegrasyonu özel bir “pozitif”

biyolojik yanıt yerine, negatif tepkinin yokluğu olarak değerlendirmiştir. Günümüzde ise osseointegrasyon, modern diş implantolojisinin başarısının temel biyolojik ilkesi kabul edilmektedir.¹¹⁶

İmplant yerleştirildikten sonra alveoler kemikte iyileşme süreci başlar. İlk olarak implant çevresinde kan pıhtısı oluşur; birkaç saat içinde trombositler ve inflamatuvar hücreler bölgeye göç ederek inflamatuvar yanıtı başlatır. Bu fazda hücreler, hasarlı dokuları ve birikintileri temizlerken büyüme faktörleri ve sitokinler salgılayarak kemik iyileşmesinin sonraki evrelerini tetikler. Ardından proliferatif fazda osteoprogenitör hücreler ve osteoblastlar çoğalarak implant yüzeyinde yeni kemik matriksi oluşturur ve implant ile mevcut kemik dokusu arasındaki boşluğu köprülemeye başlar.¹¹⁷ Bu dönemde oluşan kemik başlangıçta örgü (woven) kemik formundadır ve implant yüzeyine doğru kontakt osteogenezis ve çevre kemikten distans osteogenezis yoluyla ilerler.¹¹⁶ Sonraki remodelasyon fazında ise başlangıçta oluşan primer kemik dokusu olgunlaşarak lameller kemik haline dönüşür; bu süreçte osteoklastlar eski veya hasarlı kemiği rezorbe ederken osteoblastlar yerine yeni ve daha organize kemik dokusu oluşturur.¹¹⁸ Yaklaşık 8–12 hafta sonunda implant etrafındaki ilk oluşan kemik dokusu büyük ölçüde olgun lameller kemik ile yer değiştirmiş olur ve titanyum implant yüzeyiyle güçlü bir bağlantı sağlanır.¹¹⁶ Bu süre zarfında bölgeye kılcal damarların gelişmesiyle anjiyogenezis de gerçekleşerek iyileşen dokulara oksijen ve besin desteği sağlanır. Sonuç olarak, ortalama 3 ay gibi bir sürede implant ve kemik arasındaki entegrasyon makroskopik olarak tamamlanmış hale gelir ve implant fonksiyonel yüklemeye hazır duruma gelir.^{116–118}

Osseointegrasyon sürecinin etkinliği ve hızı, hem implantın özelliklerine hem de konakçı dokunun durumuna bağlı birçok faktörden etkilenir. İmplantın biyoyumluluğu, tasarım şekli ve özellikle yüzey özellikleri, kemik yatağının miktarı ve kalitesi, cerrahi teknik ve iyileşme dönemi sırasında uygulanan yükleme protokolü gibi unsurlar osseointegrasyonun başarısını belirleyen önemli değişkenlerdir.¹¹⁶ Örneğin, implant yüzeyinin mikro ve nano düzeyde pürüzlendirilmesinin osteoblast hücrelerinin tutunmasını ve farklılaşmasını kolaylaştırarak kemik-implant bağlantısını hızlandırdığı gösterilmiştir.¹¹⁹ Benzer şekilde, yeterli primer stabilitenin sağlanması osseointegrasyon için kritik bir önkoşuldur; primer stabilite zamanla yeni kemik oluşumu ile birlikte sekonder stabiliteye dönüşür ve implantın uzun vadeli bütünleşmesini mümkün kılar.¹²⁰ Konakçıyla ilgili olarak, hastanın sistemik sağlığı,

sigara kullanımı, ağız hijyeni ve kemik metabolizmasını etkileyen ilaçlar da osseointegrasyonu olumlu veya olumsuz yönde etkileyebilir.¹¹⁶ Tüm bu etkenler değerlendirildiğinde, osseointegrasyonun esasen vücudun yabancı bir madde olan implanta karşı geliştirdiği karmaşık bir yara iyileşmesi ve adaptasyon süreci olduğu görülmektedir. Son yıllarda bu olgunun, biyomateryallere karşı ortaya çıkan kontrollü bir yabancı cisim reaksiyonu olarak yorumlanabileceği belirtilmiştir. İmplantın yüzey özellikleri ve mikroçevresi, bu reaksiyonun yönünü fibrozis yerine kemik yapımı lehine çevirerek implant çevresinde stabil bir kemik dokusu oluşmasını sağlamaktadır.¹²¹ Bu biyolojik denge sağlandığında implant, çevre kemikle bütünleşmiş kabul edilir ve osseointegrasyon başarılı bir şekilde gerçekleşmiş olur.

2.3.8. İmplant Başarısını Belirleyen Kriterler

Dental implantlarda “başarı” kavramı, yalnızca implantın ağızda kalmasını (sağkalım) değil, aynı zamanda belirli klinik ve radyografik ölçütleri karşılayarak fonksiyonel ve biyolojik açıdan sağlıklı olmasını ifade eder. Osseointegrasyon bu kavramın temelini oluştursa da, günümüzde başarı değerlendirmelerinde ek kriterler de dikkate alınmaktadır. İlk dönem implantolojide başarı; sağkalım oranları, protetik rehabilitasyonun devamlılığı, çevre kemikteki değişiklikler ve peri-implant yumuşak dokularda enfeksiyon olmaması gibi parametrelerle tanımlanıyordu. Albrektsson ve Zarb’ın klasik kriterlerine göre başarılı bir implant; klinik olarak hareketsiz, radyografide radyolusent alan içermeyen, enfeksiyon ve ağrı belirtisi göstermeyen ve belirli sınırların altında marjinal kemik kaybına sahip olmalıdır. Genellikle ilk yılda kemik kaybının 1,5 mm’yi aşmaması, sonraki yıllarda ise yıllık ortalama 0,1–0,2 mm’den fazla olmaması önerilir. Bu koşulları sağlayan implantların beş yılda en az %85, on yılda ise en az %80 oranında sorunsuz kalması beklenir. Günümüzde ise implantın çevre dokularla biyolojik uyumu ve hastanın memnuniyeti gibi faktörler de başarı ölçütleri arasına dâhil edilmiştir.^{67,122,123}

Günümüzde implant başarısı, çok boyutlu kriterlerle değerlendirilmektedir. Papaspyridakos ve arkadaşlarının sistematik derlemesinde, literatürde en sık kullanılan ölçütler dört ana başlıkta toplanmıştır: implant düzeyi, peri-implant yumuşak doku düzeyi, protez düzeyi ve hasta memnuniyeti. İmplant düzeyinde; klinik hareketsizlik, kalıcı ağrı veya hassasiyetin olmaması, radyografide radyolusent alan izlenmemesi ve kemik kaybının kabul edilebilir sınırlar içinde kalması temel başarı göstergeleridir.

Yumuşak dokular açısından, süpürasyon ve kanama bulgularının bulunmaması, peri-implant mukozanın sağlıklı olması beklenir. Protez düzeyinde, restorasyonun teknik komplikasyon olmadan veya minimal bakım gereksinimiyle işlevini sürdürmesi, etkin çiğneme ve tatmin edici estetik sağlaması önemlidir. Hasta memnuniyetinde ise, rahatsızlık veya parestezi olmaması, görünümünden memnuniyet ve normal çiğneme/tat alma fonksiyonlarının devamı başarıyı belirleyen kriterlerdendir. Bu bütüncül yaklaşım, yalnızca osseointegrasyonu değil, implant destekli restorasyonların uzun vadede fonksiyonel, biyolojik ve psikolojik açıdan da sürdürülebilir olmasını hedefler.¹²²

Başarı kriterlerinin kapsamının genişletilmesi, klinik başarı oranlarının değerlendirilmesinde daha titiz ve bütüncül bir yaklaşım sunmaktadır. Peri-implant yumuşak doku sağlığının izlenmesi amacıyla peri-implant sondalama derinliği ve kanama indeksinin düzenli olarak değerlendirilmesi, peri-implantitisin erken tanınmasını kolaylaştırır. Benzer biçimde, protez bağlantılarında gevşeme veya kırılma gibi teknik komplikasyonların bulunmaması da implant tedavisinin başarısının önemli bir bileşenidir. Hastanın estetik ve fonksiyonel beklentilerinin karşılanması ise başarılı bir implant tedavisinin nihai hedefini oluşturur. Tüm bu ölçütler birlikte değerlendirildiğinde, başarılı bir implant tedavisi; sağlam bir osseointegrasyonun sağlandığı, çevresindeki kemik ve yumuşak dokuların sağlıklı olduğu, üzerine yapılan protezin sorunsuz işlev gördüğü ve hastanın yaşam kalitesine anlamlı katkı sunduğu bir sonucu ifade eder. Buna karşılık, implantın mobil hâle gelmesi, ilerleyici kemik kaybı, sürekli ağrı ya da enfeksiyon gibi bulgular, implant başarısızlığına işaret edebilir ve tedavinin kaybedilmesine yol açabilir. Bu nedenle implant uygulamalarında belirlenen kriterlere uygun olarak düzenli kontrollerin yapılması ve olası komplikasyonların erken dönemde yönetilmesi, uzun vadeli başarı açısından kritik öneme sahiptir.^{122,123}

2.3.9. Dental İmplantlarda Çap ve Uzunluğun Biyolojik ve Mekanik Başarıya Etkileri

Dental implantların uzun dönem başarısı, osseointegrasyonun sağlanması kadar implantın tasarım özelliklerine ve uygulama koşullarına da bağlıdır. İmplantın çapı ve uzunluğu gibi yapısal parametreler, hem biyolojik entegrasyon hem de mekanik stabilite açısından kritik öneme sahiptir. Geleneksel olarak daha uzun

implantların daha yüksek başarı sağlayacağı varsayılmış olsa da, boy ile başarı oranı arasında doğrudan doğrusal bir ilişki olduğu kanıtlanmamıştır.¹²⁴ İmplant çapı, mekanik stabilite üzerinde doğrudan etkili bir parametredir. Daha geniş çaplı implantlar, kemikle temas yüzey alanını artırarak primer stabiliteyi güçlendirir ve çiğneme kuvvetlerinin peri-implant kemik üzerine dağılımını iyileştirir.^{125,126} Buna karşılık, dar çaplı implantların metal hacmi ve dayanımı daha düşük olduğundan yorgunluk kırılmalarına karşı dirençlerinin azaldığı bildirilmektedir. Yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan arka bölgelerde mümkünse düzenli veya geniş çaplı implantların kullanımı tercih edilmekte olup, aşırı geniş çap uygulamasında ise mevcut kemiğin gereksiz kaybı ve cerrahi sırasında ısı artışı yaşanabileceğinden dikkatli olunmalıdır.^{124,127,128}

İmplant çapının osseointegrasyon ve uzun dönem sağkalım üzerindeki etkileri, büyük ölçüde implantın endikasyonuna uygun seçilmesine bağlıdır. Literatürde, dar çaplı implantların uygun vakalarda standart implantlar kadar yüksek sağkalım oranlarına ulaşabildiği bildirilmektedir. Kemik yüksekliğinin sınırlı olduğu durumlarda, kısa implantların kemik artırımı gerektiren işlemlere bağlı olası morbiditeyi önlemek adına geçerli bir tedavi seçeneği olduğu sonucuna varılmıştır. Ancak, bu implantların sağkalım oranlarında daha yüksek değişkenlik ve daha düşük öngörülebilirlik sergilediği belirtilmiştir.¹²⁹

Çapı 2.5 mm ve üzeri olan dar çaplı implantların, standart çaplı implantlarla karşılaştırıldığında sağkalım oranları açısından herhangi bir fark göstermediği sonucuna ulaşılmıştır. Buna karşılık, çapı 2.5 mm'nin altında olan dar çaplı implantların, standart çaplı implantlara kıyasla daha düşük sağkalım oranlarına sahip olduğu belirlenmiştir. Ayrıca, konik (tapered) ve konik olmayan (non-tapered) dental implantlar arasında sağkalım açısından anlamlı bir fark olmadığı sonucuna da varılmıştır.¹²⁹ İmplant çevresindeki yeterli kemik kalınlığının korunması da biyolojik başarı için kritiktir; aşırı geniş çaplı implant uygulamalarında fazla kemik kaldırılması, marjinal kemik desteğini azaltarak uzun vadede implantın sürekliliğini olumsuz etkileyebilir.¹²⁴

İmplant uzunluğu, kemik içinde daha geniş bir temas yüzeyi sağlayarak genel mekanik tutunmayı artırır ve özellikle düşük yoğunluklu kemikte primer stabilitenin yükselmesine katkı sağlar.¹²⁵ Bununla birlikte, oklüzal yüklerin büyük ölçüde

implantın boyun bölgesindeki crestal kemik tarafından karşılandığı; dolayısıyla belirli bir uzunluktan sonra implant boyunun ek bir mekanik avantaj sunmadığı bildirilmektedir.¹²⁴ Nitekim aşırı uzun implantların, cerrahi hazırlık sırasında oluşan ısı gibi faktörlere bağlı olarak 10–13 mm uzunluğundaki implantlara kıyasla daha düşük primer stabilite gösterebildiği rapor edilmiştir.¹³⁰

İmplant uzunluğunun osseointegrasyon ve sağkalım oranları üzerindeki etkisi, belirli bir düzeyin ötesinde sınırlı olup esasen yeterli kemik–implant temasının sağlanmasına bağlıdır. Geçmişte çok kısa implantların daha yüksek başarısızlık oranları bildirilmiş olsa da, günümüzde yüzey teknolojilerindeki gelişmeler sayesinde 5–6 mm uzunluğundaki implantlar uygun olgularda yüksek başarı oranları sunabilmektedir. Literatürde 6 mm ve daha kısa “kısa implantların” 1–5 yıllık takiplerde %86,7–100 aralığında sağkalım oranlarına ulaştığı, standart boy implantlarda ise bu oranın %95–100 düzeyinde olduğu belirtilmektedir. Kısa implantlar, ileri derecede kemik yetersizliği bulunan hastalarda vertikal kemik augmentasyonu gibi invaziv işlemlere gerek kalmadan tedavi olanağı sunmaları açısından önemli bir alternatif olarak değerlendirilmektedir; ancak uzun implantlara kıyasla başarı oranlarında daha yüksek değişkenlik ve öngörülemezlik gösterebileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Sonuç olarak, implant çapı ve uzunluğu, dental implant tedavisinin biyolojik entegrasyonu ve mekanik stabilitesi üzerinde belirleyici rol oynamaktadır. Mevcut kanıtlar, uygun endikasyonlarda makul sınırlar içerisindeki implant boyutlarının benzer derecede yüksek başarı oranları sağlayabildiğini göstermektedir. Bu nedenle her olguda kemik hacmi ve kalitesi dikkate alınarak, biyolojik uyum ile mekanik dayanıklılığı dengeleyen ideal implant boyutu tercih edilmelidir.^{128,129,131}

2.4. İmplant Destekli Protetik Restorasyonlar

Geleneksel diş hekimliği uygulamalarında, dişsiz bireylerin rehabilitasyonuna yönelik tedavi seçenekleri çoğunlukla sınırlı kalmaktadır. Özellikle parsiyel diş eksikliklerinde mevcut oral durum, protez tasarımını doğrudan etkileyerek tedavi planlamasında çeşitli kısıtlamalara yol açabilmektedir. Buna karşın, implant destekli yaklaşımlar; tam ve kısmi dişsizlik olgularında sabit ya da hareketli protezler için çoklu dayanak noktaları sağlayarak bu sınırlamaların ötesine geçmekte, daha esnek ve bireyselleştirilmiş tedavi planlarının uygulanmasına olanak tanımaktadır. İmplant destekli protezlerin avantajları incelendiğinde; oklüzal dikey boyutun ve

alveoler kemik hacminin korunması, protezin daha kompakt tasarlanabilmesi, çiğneme fonksiyonunun ve estetik görünümün iyileştirilmesi, protez dayanıklılığının artması, fonasyonun daha etkin sağlanması, protez stabilitesinin ve fonksiyonelliğinin gelişmesi, sabit protezlerin retansiyonunun artması ve genel tedavi prognozunun olumlu yönde etkilenmesi gibi birçok üstünlük öne çıkmaktadır.¹

2.4.1. Maksilla’da İmplant Destekli Protetik Yaklaşımlar

Maksillada implant destekli protetik restorasyonlar, araştırmacılar tarafından çeşitli şekillerde sınıflandırılmıştır. Bu sınıflamalar içerisinde en yaygın kabul gören ve klinik uygulamalarda sıkça referans alınan sistem, Misch tarafından önerilen sınıflamadır.³ Günümüzde bu sınıflama, implantoloji alanında temel referanslardan biri haline gelmiştir.

Misch’in sınıflamasına göre implant destekli protetik üstyapılar beş ana gruba ayrılmaktadır (Tablo 2.1, Şekil 2.3):

Sabit Protez - 1 (SP-1): Bu restorasyon tipi, yalnızca kuron seviyesinde minimal kemik kaybı olan durumlarda uygulanır. Görünüm açısından doğal dişi taklit eder.

Sabit Protez - 2 (SP-2): Doku kaybının daha belirgin olduğu olgularda, kuronla birlikte kökün bir kısmı da restore edilir. Oklüzal konturlar doğal görünüme yakınken, servikal bölgede uzama veya belirgin konturlanma gözlelenebilir.

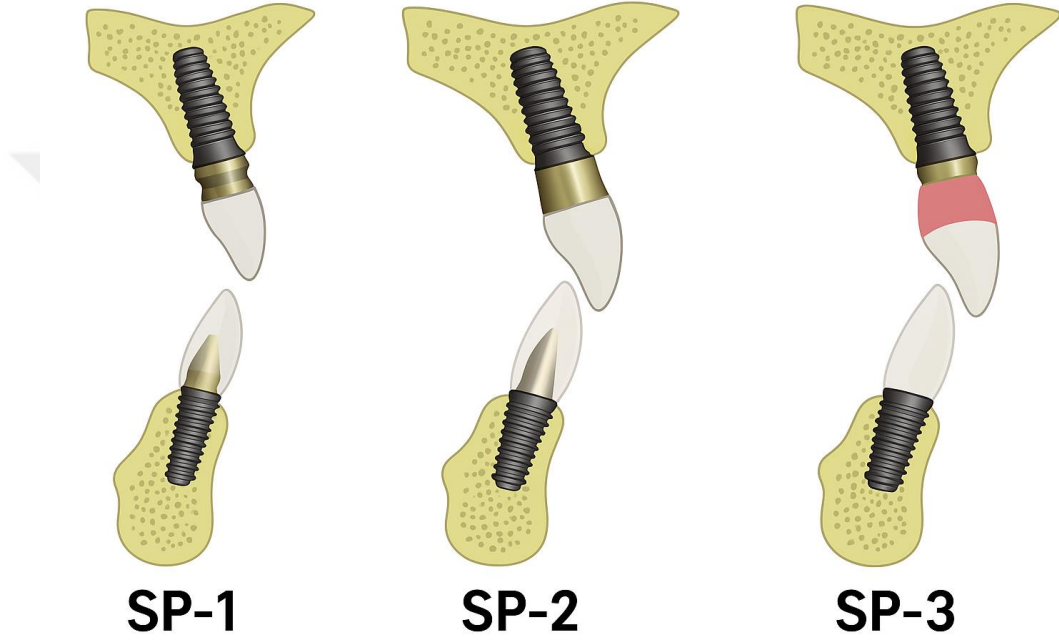
Sabit Protez - 3 (SP-3): İleri derecede doku kaybı olan olgularda uygulanır. Bu restorasyonlar, eksik kuronun yanı sıra dişeti ve çevre yumuşak dokuları da replase edecek şekilde tasarlanır. Geleneksel olarak pembe akrilik materyallerle hazırlanmakla birlikte, günümüzde metal altyapı üzerine porselen dişlerle de üretilebilmektedir.

Hareketli Protez - 4 (HP-4): Yalnızca implant desteğiyle tutuculuk sağlayan hareketli protezlerdir.

Hareketli Protez - 5 (HP-5): Hem implantlardan hem de yumuşak dokulardan destek alan hibrit tip hareketli protezlerdir.

Tablo 2.1. Misch'in İmplant Destekli Restorasyonlara İlişkin Sınıflaması

Sınıf	Açıklama
SP-1	Sadece kuron restore edilir; doğal diş formuna benzer
SP-2	Kuron ve kökün bir kısmı restore edilir; servikal konturlar uzamış olabilir
SP-3	Kuron, dişeti ve dişsiz alanın bir kısmı restore edilir
HP-4	Sadece implant destekli hareketli protezler
HP-5	Hem implant hem yumuşak doku destekli hareketli protezler



Şekil 2.3. İmplant destekli sabit restorasyonlar

2.4.2. Sabit Protezler – 3 (SP-3) ve İmplant Destekli Hibrit Protez Yaklaşımları

Tam dişsizlik vakalarında hastanın anatomik durumu, estetik beklentileri ve fonksiyonel ihtiyaçlarına uygun protez tasarımını belirlemek, başarılı bir rehabilitasyon için kritik öneme sahiptir.¹³² SP-3 hibrit protezler, dişsizlik durumunda hastaya sabit bir rehabilitasyon sunarken aynı zamanda eksik alveoler kemik ve dişeti hacminin protetik olarak yerine konulmasını sağlar. Özellikle ileri derecede kemik rezorpsiyonu olan atrofik çenelerde, bu protez tipi estetik görünümün, fonksiyonun ve hasta konforunun yeniden kazandırılmasında önemli bir tedavi seçeneği haline gelmiştir.⁹ Misch, tam dişsizlik vakalarında uygun protez tipinin belirlenmesinde

dikkate alınması gereken temel klinik unsurları üç ana başlık altında toplamıştır. Bu unsurlar; üst ve alt çene arasındaki dikey boşluk (arklar arası mesafe), çenelerin birbiriyle olan ilişkisi ve hastaya özgü anatomik yapı özellikleridir.³

Arklar Arası Mesafe

Üst ve alt çene arasındaki dikey mesafe, planlanacak protezin türünü doğrudan etkilemektedir. Alveoler kemik rezorpsiyonu minimal düzeyde olduğunda dişler arası boşluk sınırlı kalmakta ve yalnızca diş kronlarını içeren sabit restorasyonlar tercih edilebilmektedir. Bu durumda, pembe yapay dişeti eklenmesine gerek kalmadan doğal diş boyutlarında bir protezin yerleştirilmesi mümkün olur. Buna karşın, ileri düzeyde kemik kaybına bağlı olarak alveoler tepe ile karşıt ark arasındaki mesafe arttığında, yalnızca diş kronlarını içeren bir protez uygulanmaya çalışıldığında protezin diş boylarının aşırı uzaması ve dişeti seviyesi ile uyumun bozulması söz konusu olabilir. İleri kemik rezorpsiyonunda sabit restorasyon kullanımı, dişlerin aşırı uzun görünmesine, dişler arasında estetik açıdan kabul edilemez boşlukların oluşmasına ve konuşma güçlüklerine yol açabilir. Bu tür olgularda, kaybedilen sert ve yumuşak dokuyu da telafi eden hibrit protezler (SP-3) tercih edilmeli ya da estetik gereklilikler doğrultusunda protez öncesi kemik augmentasyonu ile dikey boyutun azaltılması düşünülmelidir. Misch'in de belirttiği üzere, klinik kuron boylarının arttığı olgularda SP-2 veya SP-3 tip protezler endike olup, aşırı dikey mesafe varlığında protez içerisinde yapay dişeti kullanılması gerekebilir. Alternatif olarak, özellikle alt çenede estetik kaygının daha az olduğu bölgelerde, alveoloplasti ile kret yüksekliğinin azaltılması planlanarak SP-1 tipinde daha basit bir restorasyon için uygun kemik zemini elde edilebilir.^{1,132,133}

Çeneler arası ilişki

Hastanın maksillomandibular ilişkisi ve dudak pozisyonu, implant üstü protez tasarımını etkileyen bir diğer önemli faktördür. Özellikle tam dişsizlikte üst çenenin ileri derecede rezorbe olması, alt çenenin göreceli olarak öne gelmesine neden olarak sahte bir Sınıf III ilişki ortaya çıkarabilir. Sınıf III eğilimli vakalarda estetik bir görünüm elde etmek için üst çene protez dişleri olması gerekenden daha labial yerleştirilmek zorunda kalınır ve böylece implant desteği olmadan önde uzanan bir kantilever oluşur. Bu durum proteze gelen lateral ve ön-yönlü kuvvetleri artırarak

biyomekanik riski yükseltir. Dolayısıyla, iskeletsel Sınıf III durumu mevcutsa veya premaxilla bölgesi aşırı içeri doğru erimişse, tedavi planında implantların en geniş anteroposterior mesafede dağıtılması hedeflenir. Gerekirse sinüs grefti gibi ileri cerrahi yöntemlerle daha posterior bölgelere implant yerleştirilerek kantilever gereksinimi azaltılmalıdır. Öte yandan iskeletsel Sınıf II vakalarda, alt çenenin geride olmasına bağlı olarak üst protezin dudak desteği kritik hale gelir. Sınıf II hastalarda protetik olarak normal bir overjet ilişkisi sağlandığında bile hasta konuşurken alt çene göreceli olarak önde görünebilir; bu nedenle dudak desteği ve dişlerin konumu dikkatlice planlanmalıdır. Gerek üst protezin labial flanş kalınlığı, gerekse dişlerin açılıarı hastanın profilini ve fonasyonunu etkileyeceğinden, Sınıf II ilişkideki tam dişsiz hastalarda da protez tipi seçiminde özen gösterilir.^{132,133}

Anatomik faktörler

Hastanın mevcut kemik miktarı ve morfolojisi, protez planlamasında belirleyicidir. İmplant yerleştirilebilecek kemik yüksekliği ve genişliği yetersiz ise, sabit bir restorasyon için gereken implant sayısı ve konumu sağlanamayacağından alternatif protez tasarımları düşünülür.¹³³ Örneğin, posterior bölgelerde kemik yüksekliği sinüs pneumatikleşmesi veya mandibular kanal nedeniyle kısıtlıysa, az sayıda implant kullanılabilir ve bu durumda tam implant destekli sabit protez yerine doku desteği de alan bir overdenture (HP-5) planlanması gerekebilir. Rezidüel alveoler kemiğin ark formu da yük dağılımını etkiler. Kare formdaki bir çene kemiği, implantların ön-arka yayılımını kısıtlayarak protezde daha uzun kantilever uzantılara yol açabilir; buna karşın konik bir ark formu, implantların önde ve arkada daha yaygın konumlanmasına izin vererek kantilever mesafesini azaltır. Nitekim, en olumsuz senaryo kare şeklinde geniş bir rezidüel kemik arkına karşılık diş dizisinin dar (konik) bir yay şeklinde olmasıdır; bu kombinasyon, ön bölgede implant desteği dışında konumlanmış uzun kantileverler sebebiyle biyomekanik açıdan risklidir. Son olarak, hastanın kemik kalitesi de göz önünde bulundurulur. Kemik densitesinin düşük olduğu durumlarda implantları destekleyen kemik zayıf olduğundan, protez tasarımında yükleri azaltıcı önlemler alınmalıdır. Bu amaçla kuvvetlerin implanta daha aksiyel gelmesini sağlamak, protezin okluzal tablalarını daraltmak, bitişik implantları rijit bir köprüyle birbirine splintlemek ve tam çene vakalarında mümkünse kantilever mesafesini kısaltmak önerilir.^{1,133,134}

2.4.3. SP-3 Tipi Hibrit Protez: Tanım, Endikasyonlar ve Tasarım Özellikleri

Misch'in tanımına SP-3 tipi hibrit protez, eksik doğal dişlerin kronlarını ve kaybedilmiş alveoler kemik ile dişeti dokusunun bir kısmını birlikte yerine koyan sabit bir implant üstü restorasyondur.³ Bu protezlerde yapay diş eti görünümü veren pembe akrilik reçine veya porselen materyali kullanılır ve protez, hastaya ağızda doğal dişler ve sağlıklı dişeti görünümü sunmayı amaçlar.^{135,136} SP-3 hibrit protezler genellikle ileri derecede kemik rezorpsiyonu bulunan hastalarda endikedir; çünkü ciddi kemik kaybı olduğunda yalnızca diş kronlarını içeren bir sabit protez (SP-1) ile kabul edilebilir estetik elde etmek güçleşir.¹³⁶ Özellikle vertikal kemik kaybının fazla olduğu, kuron-boyun oranının bozulduğu vakalarda bu hibrit tasarım hem diş boylarını ideal oranda tutmaya hem de eksik yumuşak dokuyu protezle telafi etmeye olanak tanır. Yüksek gülme hattı olan hastalarda ise SP-3 protez planlanırken dikkatli olunmalıdır; gülme esnasında yapay pembe dişeti hattının görünmesi estetik açıdan bazı hastaları rahatsız edebileceğinden, bu gibi durumlarda alternatif planlar değerlendirilmelidir. Ancak çoğunlukla, dudak desteğinin gerektiği ve kemik kaybının belirgin olduğu dişsiz maksilla veya mandibulada SP-3 hibrit protez, hastaya sabit ve doğal görünümlü bir sonuç sunmak için en uygun seçenektir.¹³⁵⁻¹³⁷

Tasarım özellikleri: SP-3 hibrit protezler klasik olarak bir metal altyapı üzerinde yapay dişeti (akrilik veya porselen) ve dişler (akrilik veya porselen dişler) bulunduran vida ile tutturulan yapılardır. Genellikle 4 ile 6 implant üzerine vidalarla sabitlenen bu protezler, implantlar arası rijit bir bağlantı sağlayan metal bir karkas içerir. Üzerine pembe akrilik reçine ve yapay dişler işlenerek son hali verilir. İki temel alt tasarım mevcuttur: (1) "Hybrid" tarzı – döküm veya frezelenmiş bir metal bar üzerine akrilik dişeti ve yapay dişlerin yerleştirildiği protez; (2) "Metal-seramik" tarzı – metal ya da zirkonya altyapı üzerine pembe porselen ve porselen dişlerin yapıldığı protez. Birinci yaklaşım (metal-akrilik hibrit), laboratuvar ve tamir işlemleri açısından daha pratiktir; akrilik kısmın gerektiğinde kolaylıkla onarılabilmesi veya dişlerin değiştirilebilmesi mümkündür. İkinci yaklaşımda (pembe porselenli), estetik olarak çok doğal dişeti görünümü elde edilebilir ancak teknik açıdan daha zordur ve porselenin kırılmadan geniş bir alana uygulanması ustalık gerektirir. Porselen esaslı SP-3 protezlerin laboratuvarlar için daha zor ve maliyetli olduğu, çünkü pembe porselenin gerçek dişeti gibi görünecek şekilde katmanlanmasının çoklu fırınlama işlemleri gerektirdiği ve bu

süreçte kırık riskinin arttığı belirtilmiştir. Her iki tasarımda da amaç, protezin fonksiyonel sağlamlığını korurken hastaya doğal diş dişeti estetiğini vermektir.^{1,11,138}

Endikasyonlar: SP-3 hibrit protezler genellikle tam dişsiz hastalarda, özellikle de ileri kemik kaybı olan üst çene veya alt çenede endikedir. Maksillada uzun süreli dişsizlik sonrası alveoler ridge'in horizontal ve vertical olarak eridiği, normal dudak-destek ilişkisinin bozulduğu olgularda, hibrit protezler hem kaybolan yüz desteğini sağlar hem de hastanın fonasyon ve mastikasyon kabiliyetini artırır. Ayrıca mental foramen anteriorunda sınırlı sayıda implanta izin veren alt çene tam dişsizlik vakalarında, arka bölge dişleri kantileverle vermek yerine pembe destekli bir hibrit protezle çözüm sağlanabilir. Hasta hareketsiz (sabit) protez istediğinde ve oral hijyenini idame ettirebileceği öngörüldüğünde, implantlarla desteklenen hibrit köprüler yüksek memnuniyet sunar. Bununla birlikte, gülme hattı çok yüksek ve estetik beklentisi çok hassas olan hastalarda veya günlük bakımını yapmakta zorlanan kişilerde tedavi planı bireysel olarak değerlendirilmelidir.^{9,139,140}

2.4.4. SP-3 Protezlerin Avantajları

Doğal Estetik ve Dudak Desteği:

Hibrit protezler, kaybedilmiş kemiğin yol açtığı yüz desteği eksikliğini giderir. İdeal diş boyutlarını korurken geri kalan rezorbe dokuyu pembe protez materyaliyle tamamlamak mümkündür. Bu sayede hasta güldüğünde veya konuştuğunda dişler doğal boyut ve konumda görünür. Özellikle ileri atrofik maksillalarda hibrit protezler, üst dudağı destekleyerek hastanın profilini iyileştirir ve daha genç bir görünüm kazandırır. Estetik dişeti konturu protez üzerinde oluşturulduğu için, gülümseme hattında dişeti görünümü sağlanabilir ve siyah boşluklar engellenir.³

Sabit ve Konforlu Kullanım:

İmplant destekli hibrit protezler hastalar tarafından çıkarılamaz, ağızda sabit durur. Bu da hastaya **kendi doğal dişleri** varmış gibi konfor ve güven hissi verir. Protezin mikrorijit tutuculuğu sayesinde çiğneme esnasında hareket etmez, vuruk yapmaz ve damak kısmı açık olduğundan (özellikle üst çenede) hastanın tat alma ve konuşma yetileri klasik total protezlere göre daha az etkilenir. Sabit oluşu psikolojik olarak da hastada özgüven artışı ve yaşam kalitesinde yükselme ile ilişkilidir.^{3,136}

Biyomekanik Stabilit :

Hibrit protezler tipik olarak en az 4 implant ile desteklendiklerinden, kuvvetlerin çene kemiğine dağılımı başarılı şekilde gerçekleştirilir. Tam ark sabit k opr  tasarımı, implantlar arasında çapraz ark stabilizasyonu sağlayarak kuvvetleri dengeler. Ayrıca, akrilik bazanın bir miktar esnekliği olması, oklüzal kuvvetlerin bir kısmını absorbe ederek implantlara iletilen stresi azaltabilir. Literatürde full-arch sabit protezlerin uzun dönem başarı oranları yüksektir.^{3,132,136}

Kolay Tamir ve Bakım:

Akrilik diş ve dişeti materyali kullanıldığı için, hibrit protezlerde olası diş kırılması, aşınma veya dişeti kısmında çatlak gibi durumlar klinikte veya laboratuvar da nispeten kolay tamir edilebilir. Protezin vidalı olması, gerektiğinde dişhekiminin protezi çıkarıp altyapıda kontrol yapmasına veya kırık parçayı tamirine imkân tanır. Bu yönüyle hibrit protezler, örneğin tamamen porselen dişli sabit köprülere kıyasla daha modüler ve ekonomik onarım avantajına sahiptir. Aynı zamanda periyodik profesyonel bakım seanslarında protez çıkarılarak implant çevresi dokular daha etkin temizlenebilir.^{3,11}

Maliyet ve Uygulanabilirlik:

Komple bir zirkonya veya porselen köprüye nazaran hibrit protezlerin laboratuvar maliyeti daha düşüktür ve yapım süresi kısadır. Metal-akrilik hibrit protezler, malzeme ve işçilik açısından tam seramik restorasyonlara göre daha ekonomik olabilmekte; bu da tedaviyi bazı hastalar için daha ulaşılabilir kılmaktadır. Ayrıca, implant destekli hareketli overdenture'lara kıyasla hibrit protezler daha az hacimli olup damak kısmını kapatmadığı için hastanın adaptasyonu genellikle daha kolay ve çiğneme etkinliği daha yüksektir.^{141,142}

2.4.5. SP-3 Protezlerin Dezavantajları**Oral Hijyen ve Bakım Zorluğu:**

Hibrit protezlerin en önemli dezavantajlarından biri, protez altında biriken plaka ve artıkların temizliğinin g   olmasıdır. Protez hastanın günlük çıkarıp temizleyebileceği bir yapıda olmadığından, implantların boyun çevresinde plak

birikimi ve buna bağılı peri-implant mukozitis riski yüksektir. Nitekim literatürde, hibrit protez uygulanan hastalarda en sık görülen komplikasyonun yetersiz oral hijyene bağılı mukozitis olduğı bildirilmiştir.¹⁴³

Teknik Komplikasyonlar:

İmplant destekli sabit hibrit protezler zaman içerisinde çeşitli teknik sorunlar gösterebilir.

Dişlerde aşınma veya kırılma: Akrilik rezin dişler, porselen dişlere göre daha yumuşak olduğundan yıllar içinde aşınarak oklüzyonda değışikliğe yol açabilir veya travma/para-fonksiyon durumunda kırılabilir. Benzer şekilde, protezin pembe akrilik bölümü zamanla renklenebilir veya çatlayabilir.

Vida gevşemesi veya kırılması: Hibrit protezleri tutan dayanak vidaları ya da gövde vidaları, uzun dönem fonksiyonda tekrarlayan kuvvetler altında gevşeyebilir. Özellikle kötü alışkanlığı (bruksizm) olan hastalarda vidaların periyodik kontrolü önemlidir. Literatürde tam ark sabit protezlerde vida gevşemesi oranları yıllık %2-3 civarında bildirilmiştir.

Altyapı kırılması: İyi planlanmamış veya yetersiz kesite sahip bir metal altyapı, uzun yıllar içinde metal yorgunluğu ile kırılabilir. Neyse ki modern tasarımlarda uygun malzeme seçimi ve imalat ile altyapı kırılması oldukça nadir görülmektedir.¹⁴⁴

Estetik ve Konuşma Sorunları: Her ne kadar hibrit protezlerin estetik açıdan avantajları olsa da bazı olgularda dezavantaj haline gelebilir. Yüksek gülme hattı olan ve gülerken dişetinin tamamı görünen hastalarda, protezdeki pembe yapay dişeti hattı doğal dişeti ile uyumsuz görünebilir veya hasta bu görüntüyü yadırgayabilir. Misch, SP-3 protezlerde karşılaşılan en büyük sorunun bazen hastanın protezin görünümünü kabullenmesi olduğunu, uzun diş formları ve pembe porselenin varlığının bazı hastalarca başlangıçta yadırganabileceğini belirtmiştir.³ Sadowsky'nin 15 yıllık takipli bir çalışmasında hibrit protez kullanan hastaların %32'sinde ilk yıl minor fonetik şikayetler bildirilmiş, bir yıl sonunda ise %13'ünde konuşma sıkıntılarının devam ettiğı not edilmiştir. Zamanla hastalar dil pozisyonlarını uyarlayarak bu sorunları genellikle aşsa da özellikle başlangıç döneminde hibrit proteze alışma sürecinde

fonasyon problemleri yaşanabileceği akılda tutulmalıdır. Ayrıca protezin geniş bir alanı kaplaması durumunda bazı hastalarda yanak ısırma alışkanlığı görülebilir.¹³²

Maliyet: İmplant destekli tam sabit protez uygulamaları, alternatif tedavi seçeneklerine göre daha yüksek maliyetli olabilir. Bu durum hem cerrahi implant yerleştirme işlemleri hem de protezin laboratuvar aşamalarında ortaya çıkan ek maliyetlerden kaynaklanmaktadır. Özellikle birden fazla implant gerektiren ve ileri cerrahi girişim içeren olgularda, protezin toplam tedavi maliyeti belirgin şekilde artış göstermektedir. Hibrit protezlerin laboratuvar sürecinde kullanılan materyallerin ve yapım tekniğinin karmaşıklığı, bu protezler için teknisyenler tarafından ek ücret talep edilmesine yol açabilir.³

Ayrıca, bu protezlerde karşılaşılan teknik komplikasyonlar da maliyet üzerinde etkili olabilir. Literatürde implant destekli sabit tam ark protezlerde görülen komplikasyonlar; müdahale gerektirmeyen küçük düzeltmelerden (örneğin cilalama ile giderilebilecek mine çatlakları) laboratuvar desteği gerektiren ciddi onarımlara kadar geniş bir yelpazede sınıflandırılmaktadır. Akrilik materyal aşınması, yüzeysel çatlaklar veya vida gevşemeleri gibi durumlar genellikle klinik ortamda çözülebilirken; altyapı kırıkları, dayanak ya da vida fraktürleri gibi majör teknik sorunlar yeni parça temini ve laboratuvar işlemlerini zorunlu kılar. Bu da protezin toplam bakım maliyetini artırabilir.¹⁴⁴

2.5. İmplant Destekli SP – 3 Hibrit Protezlerde Alt Yapı Materyalleri

Protez biliminde kullanılan tanımlamalara göre, hibrit protezler, geleneksel protez tasarımlarından farklı olarak birden fazla materyalin bir arada kullanılmasıyla oluşturulan, sabit, hareketli ya da maksillofasiyal amaçla kullanılan karma yapıli protezler olarak ifade edilmektedir.¹⁰

Günümüzde diş hekimliği pratiğinde "hibrit protez" terimi, genellikle en az dört implant üzerine sabitlenmiş, metal altyapı taşıyan, üzerine akrilik esaslı kaide ve yapay dişler yerleştirilen sabit protez yapılarıyla ilişkilendirilmektedir. Bu yaklaşım, ilk olarak Zarb ve çalışma arkadaşları tarafından tanımlanmış olup; metal bir destek iskeleti üzerine, akrilik rezin ve rezin esaslı dişlerle oluşturulan sabit bir rehabilitasyon yöntemi olarak literatürde yer bulmuştur.¹⁶

Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte CAD/CAM sistemlerinin diş hekimliği uygulamalarına entegrasyonu, hibrit protezlerde kullanılan altyapı materyallerinde çeşitlilik sağlamıştır. Özellikle freze yöntemiyle üretilen titanyum, krom-kobalt (Cr-Co) alaşımları ve zirkonyum temelli altyapılar üzerine porselen uygulamaları, estetik ve biyomekanik açıdan başarılı sonuçlar sunarak tercih edilir hale gelmiştir.¹⁴⁵

Son yıllarda ise polietereeterketon (PEEK) isimli sentetik ve polimer yapılı biyomalzeme, ortopedideki uzun süreli kullanımının ardından diş hekimliğinde de yaygın bir restoratif materyal haline gelmiştir.

PEEK'in en dikkat çekici özelliği, sahip olduğu elastikiyet modülü ve gerilme dayanımı ile doğal kemik dokusuna benzer mekanik davranışlar göstermesidir. Ayrıca bu malzemenin mine ve dentine yakın gerilme özelliklerine sahip olması, onu hibrit protezlerde altyapı materyali olarak cazip kılmıştır.¹⁴⁶

Diş hekimliği pratiği içerisinde zamanla pek çok farklı altyapı materyali kullanılmış olsa da, günümüzde halen metal alaşımlar, özellikle titanyum ve krom-kobalt gibi biyoyumlu seçenekler, dayanıklılık ve maliyet açısından yaygın şekilde tercih edilmektedir. Altın ve platin gibi kıymetli metallerin yüksek maliyetleri nedeniyle kullanım sıklığı azalmış, yerine daha ekonomik ve mekanik dayanıklılığı yüksek alternatifler geliştirilmiştir.¹⁴⁷

Diş hekimliği uygulamalarında kullanılan metal alaşımlar Mc Lean tarafından şu şekilde sınıflandırılmıştır;¹⁴⁸

Soy – Metal Alaşımlar

- Altın – Platin – Palladyum (Au – Pt – Pd)
- Altın – Platin – Tantalyum (Au – Pt – Ta)
- Altın – Palladyum – Gümüş (Au – Pd – Ag)
- Palladyum – Gümüş (Pd – Ag)

Soy-Olmayan Metal Alaşımlar

- Nikel – Krom Alaşımları

- Kobalt – Krom Alaşımları

Titanyum Alaşımları

- Titanyum Alaşımları

2.5.1. Soy Metal Alaşımlar

Altın Alaşımlar: Modern anlamda altın alaşımlarının diş hekimliği pratiğinde ilk kullanımı, 1907 yılında Taggart tarafından gerçekleştirilmiş olup, bu alaşımlar tam metal kron ve köprülerin üretiminde uygulanmıştır. Bu tür alaşımlar, genellikle altın ve platin grubu elementler temelinde hazırlanmakta; bunlara ek olarak az miktarda kalay, demir ve indiyum da içermektedir.

Altın oranı yüksek olan alaşımlar, bazı fiziksel özellikler açısından sınırlayıcı olabilmektedir. Özellikle bu alaşımların elastisite modülü ve termal genleşme katsayısı, dental porselenlerle tam uyum göstermediğinden, porselen-metal bağlantı arayüzlerinde uyumsuzluk sorunları ortaya çıkabilmektedir. Bu teknik sınırlamaları ortadan kaldırmak amacıyla alaşımlara platin ve palladyum gibi elementler ilave edilerek, termomekanik uyumun artırılması hedeflenmiştir.

Bu grup alaşımlar, işlenebilirliklerinin yüksek olması, kenar adaptasyonu sağlama kolaylığı ve sonlandırma işlemlerindeki pratiklikleri sayesinde klinik kullanımda önemli avantajlar sunar. Ayrıca, soy metal içeriğinin yüksek olması nedeniyle korozyona karşı oldukça dirençlidirler. Gümüş içeriğinin çok az olması ya da tamamen bulunmaması da, özellikle porselenin renk stabilitesi açısından önemli bir üstünlük sağlar; zira bu özellik, restorasyonun estetik başarısını doğrudan etkileyen faktörlerden biridir.^{149,150}

Paladyum-Gümüş Alaşımlar: Paladyum–gümüş esaslı alaşımlar, mekanik dayanım açısından Tip III altın alaşımlarına benzer özellikler göstermektedir. Ancak, altın alaşımlarına kıyasla daha düşük maliyetli olmaları nedeniyle klinik uygulamalarda daha yaygın tercih edilen materyaller arasında yer almaktadır.

Bununla birlikte, bu alaşımların bazı estetik dezavantajları mevcuttur. Özellikle üzerine porselen uygulandığında, içerdiği gümüş nedeniyle renk değişikliği oluşma riski bulunur. Bu durum, restorasyonun estetik başarısını olumsuz etkileyebileceği

için, yüksek estetik beklentilerin olduğu vakalarda tercih edilmemelidir. Bu nedenle paladyum–gümüş alaşımları, özellikle hibrit protezlerin altyapılarında kullanıma uygun değildir.¹⁵¹

2.5.2. Soy Olmayan Metal Alaşımlar

Soy metal alaşımlarına kıyasla, bu grup metaller daha yüksek sertlik, artmış bükülme direnci ve daha yüksek elastikiyet modülüne sahiptir. Mekanik dayanımlarının yüksek olması, onları özellikle yük taşıyan protez yapılarında tercih edilebilir kılmaktadır. Bu alaşımlar, diğer metal gruplarına göre daha rijit bir yapı sunarak, protetik restorasyonlarda stabiliteyi ve uzun ömürlülüğü artırmaktadır.¹⁵¹

Krom-Kobalt Alaşımlar: Kobalt-krom (Cr-Co) alaşımları, dental alanda uzun yıllardır yaygın olarak kullanılan, yüksek mekanik dayanım ve biyouyumluluk sunan metal esaslı materyallerdendir. Bu alaşımlar tipik olarak %53–68 oranında kobalt, %25–34 oranında krom, ve daha düşük oranlarda molibden, titanyum ve eser miktarda karbon içerecek şekilde formüle edilmektedir. Kobalt, alaşımın sertliğini ve genel dayanıklılığını sağlarken; krom, yapıya ek bir sertlik kazandırmakta ve korozyona karşı direnç geliştirmektedir.¹⁵²

Alaşıma düşük miktarda karbon ilave edilmesi, kristal yapı üzerinde güçlendirici etki yaratmakta; ancak bu miktarın artması, materyalin esnekliğini azaltarak çatlama ve kırık oluşum riskini yükseltebilmektedir. Yapısal dayanıklılığı artırmak amacıyla tungsten, molibden, nikel ve berilyum gibi elementlerin alaşıma katılması sayesinde, hem mekanik performans hem de dökülebilirlik ve işlenebilirlik özellikleri geliştirilmektedir.

Cr-Co alaşımları, özellikle uzama yüzdesinin yüksekliği ve çekme dayanımı gibi avantajları sayesinde, parsiyel döküm protezlerde sıklıkla tercih edilen baz metal alaşımları arasında yer almaktadır. Ayrıca rijit yapıları, olası uyumsuzlukların giderilmesine ve gerektiğinde yeniden birleştirme işlemlerine olanak tanır.

Bununla birlikte, yüksek elastikiyet modülü nedeniyle metal-seramik restorasyonlarda, porselen tabakanın kırılması veya vida gevşemesi gibi teknik komplikasyonlara yol açabileceği bildirilmektedir. Ayrıca, porselen fırınlama süreci sırasında Cr-Co alaşımında meydana gelebilecek büzülme, protez kenar uyumunu

olumsuz etkileyebilir. Ancak, bu alaşımlar hem maliyeti düşük hem de dayanıklılığı yüksek olduğu için, kıymetli metal alaşımlarına ekonomik bir alternatif olarak günümüzde yaygın şekilde kullanılmaya devam etmektedir.^{152,153}

2.5.3. Titanyum Alaşımlar

Titanyum, uzun yıllardır medikal alanda yaygın şekilde kullanılan, biyouyumluluğu yüksek, mekanik özellikleri güçlü ve korozyona karşı dirençli bir metaldir. Kobalt-krom esaslı alaşımlara kıyasla daha hafif olması ve canlı dokularla yüksek derecede biyouyumlu olması, onu dental uygulamalarda değerli kılan başlıca özelliklerdendir.

Yaklaşık son 15 yılda, titanyum ve titanyum esaslı alaşımlar, geleneksel metal altyapılara alternatif olarak implant destekli sabit protezlerin üretiminde daha yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde bu materyaller, dental implantlardan hibrit protez altyapılarına, CAD/CAM freze teknolojisinden döküm sistemlerine kadar geniş bir uygulama alanında yer almaktadır.¹⁵⁴

Endüstriyel ve dental kullanımda toplam beş farklı titanyum tipi tanımlanmıştır. Bunların dördü saf titanyum sınıfına girerken, beşinci grup bir alaşım niteliğindedir:

Tip I Saf Titanyum: Tüm titanyum türleri arasında en yumuşak yapıya sahip olanıdır. Düşük mekanik mukavemetine rağmen, yüksek işlenebilirliği sayesinde özellikle hassas üretim gerektiren uygulamalarda tercih edilir.

Tip II Saf Titanyum: Yaklaşık 275 MPa akma dayanımı ile, daha fazla yapısal destek gerektiren endüstriyel alanlarda kullanılmaya uygundur. Aynı zamanda aşınmaya karşı dirençlidir.

Tip III Saf Titanyum: Bu sınıf, hem yüksek korozyon direnci hem de daha iyi mekanik dayanıklılık sunar ve dental implant sistemlerinde sıkça yer bulur.

Tip IV Saf Titanyum: Tüm saf titanyumlar arasında en yüksek mukavemete sahip olan tiptir. Özellikle yük taşıyan protez altyapılarında ve implant bileşenlerinde tercih edilir.

Tip V – Ti6Al4V Alaşımı: Bu grup, %6 alüminyum ve %4 vanadyum içeren titanyum alaşımıdır. Hem yorulmaya karşı dayanıklılığı hem de korozyon direnci oldukça yüksektir. Bu nedenle hem dental hem ortopedik uygulamalarda uzun ömürlü yapısal bileşenlerde sıklıkla tercih edilmektedir.^{154–156}

2.5.4. Zirkonya

Saf zirkonya, oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunur ve sıcaklık yükseldiğinde (1.170 °C) veya düşük sıcaklık bozunması durumunda tetragonal faza dönüşür. Sıcaklığın daha da artmasıyla (2.370 °C), yaşlanma veya hidrotermal yaşlanma etkisiyle monoklinik faza doğru ilerleyici bir dönüşüm meydana gelir. Ardından soğuma ile, tetragonal faz tekrar monoklinik faza dönüşür. Sinterlenmiş zirkonya seramiğini kararlı hale getirmek zordur çünkü tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş sırasında yaklaşık %5’lik hacimsel değişim meydana gelir.¹⁵⁷

Zirkonyanın oda sıcaklığında stabil hale gelmesini sağlamak amacıyla, yapısına genellikle itriyum, seryum, kalsiyum veya magnezyum gibi çeşitli elementler eklenir. Bu kapsamda katılan itriyum oksit (Y_2O_3) miktarı %8 mol’ün üzerine çıktığında, kübik faz oda sıcaklığında kararlı hâle gelir ve bu yapı kübik-stabilize zirkonya olarak adlandırılır. İtriyum oranı %3–8 mol aralığında olduğunda, oda sıcaklığında tetragonal ve kübik fazlar birlikte bulunur; bu durumda yapı kısmen stabilize zirkonya (PSZ) olarak tanımlanır. İtriyum oranı yaklaşık %3 mol olduğunda ise yapı neredeyse tamamen tetragonal fazdan oluşur ve bu forma tetragonal zirkonya polikristali (TZP) veya başka bir deyişle dayanımı artırılmış zirkonya adı verilir. Bu formdaki %3 itriyum stabilize TZP (3Y-TZP), diş hekimliğinde ilk kullanılan zirkonya türü olup, literatürde sıklıkla “beyaz metal” olarak anılmıştır. Benzer şekilde, seryum oksit (CeO_2) katkısıyla stabilize edilen yapılar da seryum katkılı tetragonal zirkonya polikristali (Ce-TZP) olarak adlandırılır. Kısmen stabilize ve tetragonal zirkonya yapılarında dikkat çeken önemli bir özellik vardır: Uygulanan mekanik stres sonucunda oluşan çatlakların çevresinde tetragonal faz, monoklinik faza dönüşerek yaklaşık %4 oranında hacim artışı oluşturur. Bu dönüşümün yarattığı gerilim birikimi, çatlak ucundaki stresi azaltır ve çatlak ilerlemesini durdurur. Bu olgu, gerilimle indüklenen faz dönüşümü olarak tanımlanır ve zirkonyanın yüksek kırılma dayanımı göstermesinin temel nedenlerinden biridir.¹⁵⁸

Zirkonyanın diş hekimliğinde ilk kullanımı, %0.25–0.5 oranında alümina içeren geleneksel bir form olan 3Y-TZP ile gerçekleştirilmiştir. Bu materyal yüksek mekanik dayanım sunmasına rağmen, düşük translusens nedeniyle sınırlı estetik performans sergilemiş ve bu nedenle kaplama seramikleri için altyapı materyali olarak tercih edilmiştir. Bu yapı içerisinde alümina partiküllerinin zirkonya tanecikleri arasındaki sınırlarda birikmesi, ışığın düzensiz saçılmasına ve dolayısıyla opak bir görünüm oluşmasına neden olmaktadır.¹⁵⁹

Translusenliği artırmak amacıyla alümina içeriği %0.05'in altına düşürülerek yüksek translusent 3Y-TZP geliştirilmiştir. Bu iyileştirilmiş form, yalnızca zirkonya kullanılarak estetik açıdan yeterli, kaplama seramiği gerektirmeyen tam zirkonya kronların üretimini mümkün kılmıştır. Renk uyumu ise içsel ve/veya yüzeysel boyama teknikleriyle sağlanabilmektedir. Buna ek olarak, itriyum içeriği artırılmış kısmen stabilize zirkonya (5Y-PSZ) formu geliştirilmiş; bu sayede, izotropik optik özellik gösteren kübik faz oranının artmasıyla translusens daha da iyileştirilmiştir.^{160,161}

Translusenlikte elde edilen gelişmeler, özellikle ön bölge dişlerde porselen kaplama gerektirmeyen estetik monolitik zirkonya restorasyonlarının üretimini mümkün kılmıştır. 2015 yılından itibaren önceden renklendirilmiş yarı sinterlenmiş bloklar ve farklı renklere sahip çok katmanlı zirkonya sistemleri geliştirilmiş, bu sayede renk uyumu ve estetik başarı daha kolay sağlanabilir hâle gelmiştir. 2016 sonrası dönemde ise, farklı faz içeriklerine sahip TZP ve PSZ katmanlarının laminasyonu ile oluşturulan hibrit çok katmanlı sistemler ve ayrıca ara kompozisyona sahip yüksek dayanımlı 4Y-PSZ gibi yeni nesil zirkonya materyalleri sunulmuştur. Bunu takiben, polikromatik M4Y gibi çok katmanlı sistemler de piyasaya girmiştir. Bu gelişmeler, dental zirkonyanın optik ve mekanik özelliklerinde önemli ilerlemeler sağlanmasına katkı sunmuştur.¹⁵⁸

Zirkonya seramiği son yıllarda sabit protezlerde ve implant üstü restorasyonlarda giderek daha yaygın kullanılan bir materyal haline gelmiştir. Metal destekli porselenlere alternatif olarak geliştirilen zirkonya altyapılar, gerek doğal diş destekli köprü ve kronlarda, gerekse implant destekli protezlerde uzun dönem başarılı klinik sonuçlar göstermektedir.¹⁶²

İmplantoloji alanında da titanyum dayanak ve hatta implantlara alternatif olarak zirkonya dayanaklar ve bir parçalı zirkonya implantlar geliştirilmiştir. Zirkonya dayanaklar, ön bölge estetik implant restorasyonlarında dişeti seviyesinde gri yansıma olmaması nedeniyle tercih edilmektedir.¹⁶³ 2018 ITI konsensüs raporuna göre zirkonya, hem implant malzemesi (gövde) hem de üstyapı malzemesi olarak kullanılabilir; ancak iki parçalı zirkonya implantların rutin kullanımı için henüz yeterli veri bulunmadığı belirtilmiştir.¹⁶⁴ Bununla birlikte, implant destekli tek kronlarda zirkonya bazlı protezlerin performansının metal destekli porselenlerle benzer olduğu, tam ark implant köprülerinde ise monolitik (tek parça) zirkonya restorasyonların porselen yontulması sorununu azaltabileceği bildirilmektedir. Günümüzde dijital CAD/CAM teknolojileri ve zirkonya malzemesindeki yeniliklerle birlikte, sabit protezlerde zirkonya kullanımına olan ilgi daha da artmakta ve bu alanda sürekli gelişmeler yaşanmaktadır.¹⁶²

2.5.5. Polieter-eterketon (PEEK)

Polimerler, diş hekimliğinde uzun süredir kullanılan ve hem yüksek biyouyumluluk hem de uygun mekanik özellikler sunmaları nedeniyle çeşitli protetik ve restoratif uygulamalarda tercih edilen malzemelerdir. Günümüzde özellikle hareketli apareyler, protez alt yapıları ve bazı geçici restorasyonlar, bu polimer yapılarla üretilmektedir. Son yıllarda dikkat çeken ileri teknoloji ürünü bir polimer olan Polietereterketon (PEEK), bu alandaki malzeme seçeneklerine önemli bir alternatif olarak eklenmiştir.¹⁴⁶

PEEK, metakrilat içermeyen, termoplastik yapıya sahip, yüksek performanslı bir polimerdir. İlk olarak 1962 yılında Bonner tarafından tanıtılmış ve uzun yıllar boyunca endüstriyel ve askeri amaçlarla kullanılmıştır.¹⁶⁵ PEEK, 1990'lı yılların sonlarında yarı kristalin bir materyal olarak geliştirilmiş ve biyomedikal uygulamalarda kullanılabilecek üstün biyolojik, mekanik ve fiziksel özellikler sergilemiştir. Ancak günümüzde, özellikle biyotıp ve diş hekimliği alanlarında PEEK'e olan ilgi artmıştır. Bu malzeme, hafif yapısı, yüksek çekme ve bükülme dayanımı, kimyasal stabilitesi ve radyolojik geçirgenliği gibi avantajları nedeniyle protetik diş hekimliği, implant üstü restorasyonlar, sabit protez altyapıları ve hatta bazı ortopedik uygulamalarda kullanılmaktadır.¹⁴⁶

PEEK'in bir diğer önemli özelliği, yüksek yüzey modifikasyon potansiyeline sahip olmasıdır. Yapısında bulunan aromatik halkalar ve keton grupları, malzemenin yüzeyine çeşitli biyouyumlu kaplamaların uygulanmasına imkân tanır. Bu özellik sayesinde, hücre adezyonunu artıran yüzey işlemleri yapılabilir ve implant yüzeylerinin biyolojik performansı iyileştirilebilir.¹⁶⁶ Ayrıca PEEK, metal içermemesi nedeniyle manyetik rezonans görüntüleme (MRG) sırasında artefakt oluşturmama avantajına sahiptir. Bu yönüyle özellikle kafa içi implantlar, ortopedik plaklar ve dental implant üstü yapıların takibinde görüntüleme kalitesini bozmadan kullanılabilir.¹⁶⁷

Bunun yanı sıra, PEEK'in elastik modülünün kemiğe oldukça yakın olması, stres dağılımı açısından önemli bir avantaj sunar. Metal materyallerle karşılaştırıldığında, PEEK daha az rijit bir yapıya sahip olduğundan, kemik dokuya iletilen yüklerde ani stres birikimini azaltabilir ve böylece kemik rezorpsiyonu riskini düşürebilir. Bu yönüyle PEEK, özellikle atrofik alveol kretlerinde veya yüksek stres altında kalan bölgelerde kullanılacak sabit restorasyonlar için potansiyel bir alternatif olarak değerlendirilmektedir. Son yıllarda yapılan çalışmalar, PEEK materyalinin hem sabit hem de hareketli protezlerde, gerek geçici gerek kalıcı restoratif amaçlarla kullanılabileceğini ortaya koymaktadır.¹⁶⁶

2.6. İmplant Destekli SP – 3 Hibrit Protezlerde Üst Yapı Materyalleri

2.6.1. Akrilik Yapay Dişler

Klinik diş hekimliğinde farklı tedavi ihtiyaçlarını karşılamak amacıyla pek çok polimer türü kullanılmaktadır. Bu materyaller arasında polimetil metakrilat (PMMA), kullanım alanının genişliği ve pratik özellikleri sayesinde hem laboratuvar hem klinik hem de endüstriyel süreçlerde en yaygın tercih edilen polimerlerden biridir. Ortodontik apareylerin hazırlanması, hareketli protezlerin üretimi, protez tamiri, geçici kuron uygulamaları ve protez relining işlemleri, PMMA'nın yoğun olarak kullanıldığı başlıca alanlardır. Ayrıca, endüstriyel ölçekte yapay diş üretiminde de önemli bir yer tutmaktadır.¹⁶⁸

Akrilik (PMMA) esaslı yapay dişler, endüstriyel olarak genellikle presleme veya enjeksiyon kalıplama yöntemleriyle üretilmektedir. Bu dişler, farklı boyut, renk ve morfolojik özelliklerde hazırlanarak, çeşitli hasta ihtiyaçlarına cevap verecek şekilde

pazara sunulmaktadır. Uygun renkte ve biçimde seçilen yapay dişler, protez kaidesine kimyasal bağlanma yoluyla entegre edilir.

Akrilik dişler, yüksek biyouyumluluklarının yanı sıra fiziksel, mekanik ve estetik açıdan tatmin edici özellikler sergiler. Isıyla polimerize edilen geleneksel PMMA materyaline kıyasla, bu dişler daha esnek ve daha az kırılğan bir yapıya sahiptir, ayrıca cilalanmaları daha kolaydır. Porselen dişlere göre ise daha hafif, daha sessiz çiğneme imkânı sunan ve karşıt dişlerde aşındırıcı etkisi olmayan bir seçenektir. Aynı zamanda termal genleşme katsayılarının protez kaidesiyle uyumlu olması, uzun dönem kullanımı açısından avantaj sağlar.¹⁶⁹

Bununla birlikte, akrilik dişlerin protez kaidesinden ayrılması (debonding) halen önemli bir klinik sorun olarak karşımıza çıkmaktadır. Özellikle ön bölge dişlerinde, bağlantı yüzeyinin dar olması ve fonksiyonel kuvvetlerin yönü, bu sorunun daha sık görülmesine neden olmaktadır. Yapılan araştırmalar, bu ayrılmaların hareketli protez onarımlarında en sık karşılaşılan problemlerden biri olduğunu göstermektedir.

Bu problemi azaltmak amacıyla, akrilik diş yüzeylerinde çeşitli işlemler uygulanarak bağ kuvvetinin artırılması hedeflenmektedir. Metil metakrilat bazlı yapıştırıcıların kullanımı, protez kaidesiyle olan kimyasal bağlanmayı güçlendirmekte; ayrıca kumlama ve zımparalama gibi yüzey hazırlama yöntemleri de adeziv tutunmayı olumlu yönde etkilemektedir.¹⁶⁸

Ancak PMMA esaslı dişlerin sertlik, aşınma direnci ve elastik modül değerlerinin doğal dişlere ve porselen restorasyonlara kıyasla daha düşük olması, uzun dönem kullanımlarda yüzey aşınmalarının hızla gelişmesine neden olabilmektedir. Bu sorunu gidermek için geliştirilen feldspat takviyeli silanize PMMA materyalleri, eğilme dayanımı, elastikiyet ve sertlik özelliklerini önemli ölçüde iyileştirmekte; aynı zamanda darbe dayanımını koruyarak yapısal bütünlüğü sürdürmektedir. Silika katkısı ile benzer kazanımlar elde edilmiş olsa da, bu durumda eğilme direncinde bir miktar azalma gözlenmiştir.^{168,170}

2.6.2. Kompozit Yapay Dişler

Kompozit esaslı yapay dişler, organik polimer bir matriks (çoğunlukla Bis-GMA, UDMA gibi dimetakrilat monomerleri) ve silika, kuvars veya cam gibi

inorganik dolgu maddelerinden oluşur. Polimer matris ışıkla veya kimyasal sertleşerek üç boyutlu bir ağ yapısı oluşturur ve dolgu partikülleri bu ağ içinde gerilme dağılımını iyileştirir. Yüksek dolgu oranı, kompozit yapının sertliğini ve aşınma direncini artırırken (örneğin %60-70 ağırlıkça dolgu içeren nanokompozit dişler) derinlemesine sertleşme ve mekanik dayanım sağlar. Bu bağlamda kompozit rezinlerin bileşimi, restoratif kompozitlerle benzer şekilde organik matrix ve dolgu harmanından oluşur.¹⁷¹

Aşınma testlerinde kompozit yapay dişler, porselen (feldispatik seramik) dişlere göre daha fazla, akrilik dişlere göre daha az madde kaybına uğramıştır.¹⁷² Kompozit dişler, ışık geçirgenlik ve ton uyumu açısından porselen dişlere yaklaşan performans gösterir; ancak porselen hâlâ en üstün estetik sonuçları verir. Yüzey pürüzsüzlüğü açısından porselen en idealdir, kompozit ise bunun hemen arkasındadır ve akrilikten çok daha düzgündür.¹⁷³

İmplant destekli hibrit protezlerde kompozit diş kullanımı, protezin genel esnekliğini artırarak implant ve çevre kemik üzerine iletilen kuvvetlerin azalmasını sağlayabilir. Kompozit ve akrilik gibi polimerik viner malzemelerinin elastik özellikleri sayesinde titanyum/metal alt yapı üzerindeki çiğneme yüklerinin önemli ölçüde absorbe edilebildiği gösterilmiştir. Bu özellik, implant çevresindeki peri-implant stres seviyelerini düşürerek implant komponentlerinde yük birikimini azaltabilir.¹⁷⁴ Öte yandan, implant protezlerinde kemik-doku desteği olmadığı için hasta, normal diş protezine göre daha sert bir his duyduğundan, oklüzal yükler 7–10 kat artabilmektedir; bu durum dişlerden protez tabanına doğru kuvvet aktarımını şiddetlendirerek kırılma ve debonding riskini yükseltir. Nanokompozit dişlerin geleneksel PMMA dişlere kıyasla yapıştırma dayanımını artırdığı rapor edilmiş; uygun kombinasyon ve doğru üretim yöntemleriyle protez dayanımı yükseltilebileceği belirtilmiştir.¹⁷⁵

2.6.3. Porselen Yapay Dişler

Seramikler, yüksek sıcaklıkta ısıtılarak elde edilen inorganik ve kristalin malzemeler olup, Yunanca *keramos* (yanmış madde) kelimesinden türemiştir. Amerikan Seramik Derneği, seramikleri metal ve ametallerin yüksek sıcaklıkta birleşmesiyle oluşan inorganik kristalin maddeler olarak tanımlar. Diş hekimliğinde, yapay dişlerden kronlara, köprülerden implant dayanaklarına kadar birçok restoratif uygulamada kullanılmaktadır. Porselen; kaolin, kuvars ve feldspatın belirli oranlarda

kariştırılarak yüksek sıcaklıkta sinterlenmesiyle elde edilir ve translusent beyaz görünüm kazanması için sırlanır. Estetik, biyouyumluluk, düşük plak tutunması ve renk stabilitesi gibi üstün özellikleri nedeniyle uzun süre protez dişlerde kullanılmıştır. Ancak kırılgan yapısı, düşük darbe dayanımı ve karşıt dişlerde aşınmaya yol aması nedeniyle yerini geliştirilmiş seramik sistemlere bırakmıştır.^{176,177}

Geçmişte sabit protezler yalnızca tam seramik ve metal destekli porselen restorasyonlar olarak sınıflandırılıyordu. Yetersiz mekanik dayanımları nedeniyle tam seramikler genellikle yalnızca n bölgelerde veya tek diş restorasyonlarında tercih edilmekteydi. Günümüzde ise lityum disilikat, alümina ve zirkonya gibi materyallerle güçlendirilmiş seramikler geliştirilmiş; bu sayede posterior bölgelerde ve çoklu diş restorasyonlarında da başarıyla kullanılabilir hâle gelmiştir. Son alışmalar, bu yeni nesil seramiklerin mekanik dayanım ve estetik açıdan önceki kuşaklara göre üstün olduğunu, hatta metal destekli porselenlerle benzer klinik başarı sunduğunu göstermektedir.¹⁷⁸

Tüm gelişmelere rağmen, özellikle posterior bölgelerde ve çoklu diş restorasyonlarında bu seramiklerde ciddi kırıklar veya yapısal hasarlar zamanla bildirilmiştir. Feldspatik porselen düşük mekanik dayanımı nedeniyle yalnızca n bölgelerde, düşük fonksiyonel yük taşıyan alanlarda kullanılırken; geçmişte posterior bölgeler için sabit restorasyonlarda altın standart olarak metal destekli porselenler kabul edilmekteydi. Ancak günümüzde geliştirilen yeni seramik materyaller bu yaklaşımı değiştirmiş ve alternatif çözümler sunmuştur.¹⁷⁹

Son yıllarda seramik materyallerin mekanik dayanımını artırmak amacıyla çeşitli modifikasyon teknikleri geliştirilmiştir. Bu gelişmeler, üretim yöntemlerine ve kullanılan kristal fazlara göre gruplandırılabilir. Sinterleme yöntemiyle üretilen seramikler arasında; leusit ile güçlendirilmiş feldspatik porselenler, zirkonya katkılı porselenler, magnezyum oksit içeren çekirdek materyalleri ile sanidin, forsterit ve miraj II gibi kristal fazlar içeren alümina esaslı yapılar yer almaktadır. Bu grupta alümina hem hafif sinterlenmiş hem de yoğun sinterlenmiş formlarda kullanılmaktadır. Dökülebilir seramikler, mika bazlı porselenler, hidroksiapatit benzeri yapılar ve litya içeren porselenlerden oluşmakta olup, bu sistemlerde kristalleşme aşamasında tetrasilisik florumika, oksiapatit ve lityum disilikat gibi fazlar oluşmaktadır. Isı ve basınçla şekillendirilen seramik sistemlerinde ise leusit ve lityum

içeren porselenler ile spinel kristalleri kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra, işlenebilir seramikler olarak adlandırılan CAD/CAM tabanlı sistemlerde (örneğin CEREC, Celay, Porcera ve Leva CAD/CAM sistemleri), sanidin, alümina, leusit ve lityum disilikat gibi kristaller yer almakta; ayrıca yüksek dayanımıyla bilinen Y-TZP (itriyumla stabilize tetragonal zirkonya polikristali) de bu grupta değerlendirilmektedir.^{180,181}

Tam seramik kronlarda en sık görülen sorunlar porselen çatlaması ve iskelet kırıklarıdır. Buna karşın metal destekli porselen kronlarda iskelet kırığı genellikle gözlenmez. Özellikle erken dönem feldspatik seramiklerde mekanik dayanım sınırlıyken, lityum silikat veya zirkonya bazlı sistemlerde bu oran oldukça düşüktür. Zirkonya restorasyonlarda ise retansiyon kaybı ve kaplama porseleninin çatlaması başlıca sorunlardandır. Bununla birlikte, düzgün kaplanmış zirkonya restorasyonların kırılma direnci daha yüksektir ve mine aşınmasına daha az neden olur. Metal destekli sistemlerde en yaygın başarısızlık nedeni sekonder çürüklerdir. Bu nedenle, uygun hijyen uygulamaları uzun dönem başarının anahtarıdır.¹⁸² Günümüzde ideal bir seramik sistemi bulunmamakta; materyal seçimi, klinik duruma ve hekim tercihine göre değişmektedir. Mevcut seramiklerin dayanımını artırmak amacıyla, son yıllarda kristalin maddelerle güçlendirilmiş yeni yapılar geliştirilmiştir.¹⁷⁸

Sinterlenmiş Seramikler

Seramikler, yüksek sıcaklıkta sinterlenerek yoğunlaştırılır; bu işlem gözenekliliği ve hacmi azaltırken, yüzeyde kalan gözenekler pürüzlülüğe ve karşıt dişlerde aşınmaya yol açabilir. Gözenek miktarı sinterleme süresi ve sıcaklığına bağlıdır.

Mekanik dayanımı artırmak amacıyla dağılma ile güçlendirme yönteminde seramik yapıya magnezyum oksit ve alümina eklenir. Bir diğer yöntem olan zirkonya ile güçlendirme (faz dönüşüm dayanımı), kırılma direncini belirgin şekilde artırır. Stabilize zirkonya, yüksek dayanım, translusens yapı ve düşük ergime sıcaklığı gibi avantajlara sahiptir. Ayrıca, estetik görünümün iyileştirilmesi için genellikle kaplama ile tamamlanması önerilir.¹⁷⁸

Cam-Seramikler

Cam-seramik restorasyonlar, başlangıçta amorf (kristal yapıda olmayan) halde üretilir ve daha sonra kristalin forma dönüştürülür. Bu dönüşüm sürecine devitrifikasyon adı verilir. Üretim aşaması, fosfat bazlı yatırım materyaliyle mum modelin oluşturulmasıyla başlar. Seramik pişirildikten sonra, 1380 °C’de eriyik metal modele dökülür. Daha sonra sistem, 1075 °C sıcaklıkta 6 saat boyunca ısıtılır. Bu süreçte, tetra-silisik floromika kristalleşmesi gerçekleşir. Bu kristallerin oluşumu seramiğin sertlik, dayanım, aşınma direnci ve genel dayanıklılığını önemli ölçüde artırır.¹⁸⁰

Zirkonya İçeren Lityum Silikat Seramikler

Bu teknikte, lityum silikat bazlı cam kompozisyonlarına ağırlıkça %10 oranında zirkonyum oksit ilave edilir. Zirkonya, nükleasyon ajanı olarak işlev görür ancak cam matris içinde çözünmüş halde kalır. Bu durum iki temel sonucu beraberinde getirir: Çok ince lityum metasilikat (Li_2SiO_3) ve lityum disilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$) kristallerinden oluşan çift fazlı bir mikroyapı elde edilir; aynı zamanda cam matris içinde çözünmüş halde zirkonyum oksit bulunur.¹⁸³

Yeni dökülebilir IPS cam-seramik sistemleri esas olarak lityum disilikat içermektedir. Bu sistemler, IPS e.max ve IPS Empress 2 olmak üzere iki farklı türdedir. Her iki sistem de matriste mikroskobik lityum disilikat partikülleri içerir; bunlar arasında submikroskobik lityum ortofosfat kristalleri yer alır. IPS Empress 2 çekirdeklerine, alüminosilikat cam içinde florapatit kristalleri ile porselen kaplanarak kronun şekli ve rengi oluşturulur. IPS Empress restorasyonlarının uzun dönem değerlendirmeleri, kronlarda %100, parsiyel sabit protezlerde ise %50 başarı oranı ile olumlu sonuçlar vermiştir. IPS e.max, daha yüksek translusens özelliğe sahiptir ve ön ya da arka bölge fark etmeksizin direkt olarak kaplama gerektirmeden kullanılabilir. Ayrıca çatlamaya karşı yüksek direnç gibi üstün mekanik özelliklere sahiptir. Bu nedenle, özellikle çiğneme kuvvetinin yoğun olduğu posterior bölgelerde kullanımı önerilmektedir.^{181,182}

CAD/CAM ile Üretilen Seramikler

İnley, onley, kron ve köprülerin üretiminde CAD/CAM teknolojisinin kullanılmaya başlanması, seramik restorasyonlar açısından önemli bir dönüm noktası

olmuştur. Bu gelişme, işlenebilir seramikler olarak adlandırılan yeni bir seramik grubunun ortaya çıkmasını sağlamıştır. Bu yöntem, bir yandan güvenli ve zaman açısından avantajlıyken; diğer yandan yüksek maliyet, karmaşık ekipman gereksinimi ve uzmanlık ihtiyacı gibi bazı sınırlayıcı yönleri sahiptir. CAD/CAM ile üretilen kronlar, tek bir klinik randevuda hastaya teslim edilebilmekte ve yeterli kırılma direnci sunmaktadır.¹⁸⁰

2.7. Stres Analiz Yöntemleri

Ağız içi kuvvetlerin restorasyonlar ve çevre dokular üzerindeki etkilerini doğru biçimde değerlendirebilmek için, bu kuvvetlerin yönü, şiddeti ve bileşenlerinin ayrıntılı olarak anlaşılması gereklidir. Bununla birlikte, gerek kullanılan dental materyallerin gerekse ilgili anatomik yapıların biyomekanik özelliklerinin bilinmesi, ortaya çıkacak gerilmelerin ve deformasyonların analizinde büyük önem taşır. Ancak, biyolojik dokuların dışsal kuvvetlere verdiği tepkilerin belirlenmesi ve modellenmesi oldukça karmaşık bir süreçtir.

Bu karmaşıklığa rağmen, günümüzde çeşitli kuvvet analiz yöntemleri geliştirilmiş olup, bu yöntemler sayesinde restoratif materyallerin ve çevre dokuların karşılaştığı mekanik etkiler daha güvenilir biçimde değerlendirilebilmektedir. Güncel olarak kullanılan başlıca stres analiz yöntemleri şunlardır:

- Fotoelastik stres analiz yöntemi
- Gerilim ölçer stres analiz yöntemi
- Kırılgan vernik kaplama ile stres analizi
- Holografik interferometri ile kuvvet analizi
- Termografik kuvvet analiz yöntemi
- Radyotelemetri ile kuvvet analiz yöntemi
- Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi¹⁸⁴

2.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA), biyolojik araştırmalarda biyomekanik değerlendirmeler için giderek daha fazla kullanılan ileri düzey bir sayısal modelleme yöntemidir. Bu yöntem, karmaşık anatomik yapıların modellenmesi ve bu yapıların mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi açısından son derece etkili ve güvenilir bir araç olarak kabul görmektedir. SESA; anatomik yapıların malzeme özelliklerinin tanımlanmasına, yapılar arası ilişkilerin görselleştirilmesine ve belirli bir kuvvetin büyüklüğü, yönü ve uygulama noktası gibi parametrelerin belirlenmesine olanak tanır. Ayrıca bu analiz, fiziksel örneğe zarar vermeden defalarca tekrarlanabilir olması nedeniyle araştırmalarda pratiklik sağlar.¹²

SESA, temel olarak belirli bir geometriye sahip yapıların içsel gerilme ve deformasyonlarını değerlendiren bir sayısal yöntemdir. Bu yöntemde incelenecek yapı, birbirine düğüm noktaları ile bağlı birçok küçük alt birime, yani sonlu elemanlara ayrılır. Modelin doğruluğu; kullanılan elemanların sayısı, düzeni ve türüne bağlı olarak değişiklik gösterebilir. Genel olarak süreç, önce sonlu eleman modelinin oluşturulması; ardından malzeme özelliklerinin tanımlanması, yükleme ve sınır koşullarının belirlenmesi ile devam eder. Bu işlemler, implantlar veya çene kemikleri gibi yapılar üzerinde analiz yapmayı mümkün kılan çeşitli bilgisayar destekli mühendislik yazılımları aracılığıyla gerçekleştirilir.^{12,185}

Diş hekimliği alanında yapılan ilk SESA çalışmaları; model geometrisi, sınır koşulları, yükleme şekli ve malzeme özellikleri konusunda birtakım basitleştirici kabuller yapılmıştır.¹⁸⁴ Ancak bu varsayımlar, analiz sonuçlarının doğruluğunu olumsuz etkileyebilmekteydi. İnsan iskelet sistemi, bireyler arasında şekil, yoğunluk ve hacim açısından farklılık göstermektedir. Bu bireysel değişkenlik, özellikle implant planlaması ve kemik rejenerasyonu gibi klinik uygulamaların başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Günümüzde ise bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) gibi ileri görüntüleme teknolojileri sayesinde, bireye özgü anatomik veriler doğrudan SESA modellerine entegre edilebilmektedir.^{186,187} Böylece, üç boyutlu ve mikroskobik düzeyde kişiye özel modeller oluşturularak daha yüksek doğrulukta analizler yapılabilir.

SESA modelleri genellikle hastaya ait BT görüntülerinin işlenerek binarize edilmesi ile elde edilir. Bu veriler kullanılarak kortikal ve spongioz kemikleri içeren üç boyutlu geometrik yapı oluşturulur. Ardından, mekanik özelliklerin heterojen dağılımını tanımlamak amacıyla yoğunluk, porozite ya da kül (ash) yoğunluğu gibi parametreler belirli korelasyonlar aracılığıyla değerlendirilir. Günümüzde mevcut teknikler kemik dokusunun tamamen anizotropik yapısını detaylı biçimde ortaya koymada yetersiz kaldığı için, modellerin çoğu izotropik davranış esas alınarak oluşturulmaktadır.¹⁸⁸

Yük uygulaması, analiz amacına bağlı olarak implanta veya kemiğe yapılabilir. Gerçek klinik koşullarda kas kuvvetleri ve kraniyofasiyal yapı, oklüzal yüklemeyi etkilemektedir. Ancak bireye özgü kas kuvvetlerinin SESA modellerine doğru biçimde entegre edilmesi hâlen güçtür. Bu nedenle günümüzdeki çalışmalarda genellikle diş ya da implant üzerine uygulanan dikey ya da oblik yükler, simülasyonlarda giriş verisi olarak kullanılmaktadır.¹²

SESA'nın diğer stres analiz yöntemlerine kıyasla öne çıkan avantajları arasında; karmaşık geometrilerin gerçekçi biçimde modellenenebilmesi, farklı malzeme özelliklerine sahip çok sayıda modelin oluşturulabilmesi, kuvvetin büyüklüğü ve yönünün kontrol edilebilmesi, bölgesel stres ve yer değiştirme dağılımlarının ayrıntılı olarak analiz edilebilmesi, çeşitli şekil ve boyuttaki yapıların temsil edilebilmesi, hem statik hem de dinamik analizlerin yapılabilmesi, neden-sonuç ilişkisine dayalı problemlerin çözümlenebilmesi, invaziv olmayan bir yöntem olması ve kısa sürede sonuç alınabilmesi yer almaktadır.^{12,189-191}

Bununla birlikte, SESA'nın bazı sınırlılıkları da bulunmaktadır; ileri düzey bilgisayar ve yazılım bilgisi gerektirmesi, analiz sürecindeki küçük hataların sonuçların güvenilirliğini olumsuz etkileyebilmesi, yüksek maliyetli donanım ve yazılım altyapısına ihtiyaç duyması, elde edilecek verilerin doğruluğunun modelin gerçek yapıya ne ölçüde benzediğine bağlı olması, modelleme sürecinin tüm aşamalarının (geometri oluşturma, malzeme özelliklerinin tanımlanması, yükleme koşullarının belirlenmesi) araştırmacının sorumluluğunda olması ve kas kuvvetleri gibi biyolojik faktörlerin modele eksiksiz olarak entegre edilememesi bu yöntemle ilgili başlıca kısıtlar arasında yer almaktadır.^{12,189,191}

Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminde Kullanılan Terimler:

Eleman (Element): Sonlu elemanlar analizinde, incelenen yapının sayısal olarak çözülebilmesi için model, eleman adı verilen basit geometrik parçalara ayrılır. Elemanlar, geometrik şekillerine göre sınıflandırıldığında genellikle üçgen, dörtgen veya paralelkenar biçiminde olabilir. Ayrıca, boyutlarına göre de iki boyutlu veya üç boyutlu elemanlar olarak gruplandırılabilir.¹⁹²

Düğüm (Node): Sonlu elemanlar analizinde, üç boyutlu katı model elemanlara ayrıldıktan sonra, bu elemanların kesişim veya birleşim noktaları düğüm (node) olarak adlandırılır. Düğümler, elemanlar arasındaki bağlantıyı sağlar ve sistemin davranışının hesaplanmasında temel referans noktalarıdır.¹⁹²

Kuvvet: Kuvvet, belirli bir doğrultusu ve uygulama noktası olan, ölçülebilir bir fiziksel büyüklüktür ve vektörel bir nicelik olarak tanımlanır. Genellikle "F" harfi ile gösterilir ve SI birim sisteminde birimi Newton (N)'dur. Bir cisme kuvvet uygulandığında, bu kuvvet cismin hareket etmesine ya da şekil değiştirmesine neden olabilir; bu etki, kuvvetin cisim üzerindeki mekanik karşılığını oluşturur. Gerek in vivo gerekse in vitro deneysel çalışmalarda uygulanan kuvvet türleri, kuvvetin yönüne ve etki biçimine göre farklılık gösterir. Bu kuvvetler arasında; cismin uzun eksenine boyunca uygulanan çekme (tensile) ve basma (compressive) kuvvetleri, dönme etkisi oluşturan burma (torsion) kuvveti, eğilme oluşturan eğme (bending) kuvveti ve aynı anda birden fazla yönde uygulanan çok eksenli (multiaxial) kuvvetler yer alır.¹⁹³

Çekme (Tensile): Çekme, bir cisme zıt yönlerde uygulanan kuvvetler sonucunda meydana gelen bir yükleme durumudur. Bu tür kuvvet etkisi altında, cisim uzunlamasına eksenine boyunca gerilir, bu da genellikle boyda uzama ve en kesit alanında daralma ile sonuçlanır. Çekme kuvveti, malzemenin elastikiyetini ve dayanım sınırlarını değerlendirmek amacıyla sıkça kullanılan temel bir mekanik yükleme türüdür.¹⁹⁴

Basma (Kompresyon): Basma, bir cisme aynı doğrultuda ve karşılıklı yönlerden uygulanan kuvvetler sonucunda ortaya çıkan bir yükleme durumudur. Bu kuvvet etkisi altında cisim, uzunluğu boyunca sıkışır, yani boy kısalması gözlenirken, aynı zamanda en kesitinde genişleme meydana gelir. Kompresyon kuvveti, yapıların dayanıklılığını

ve deformasyon davranışını değerlendirmede önemli bir mekanik test parametresidir.¹⁹⁴

Gerilme (Stres, σ): Bir cisme kuvvet uygulandığında, bu kuvvetin cismin iç yapısında birim alana düşen miktarına gerilme (stres) denir. Matematiksel olarak, uygulanan toplam kuvvetin etki ettiği yüzey alanına oranı olarak ifade edilir. SI birim sistemine göre Paskal (Pa) cinsinden ölçülür; pratikte sıklıkla N/cm² veya MPa (megapaskal) şeklinde de kullanılmaktadır. Gerilme, malzemenin dayanım ve deformasyon sınırlarının değerlendirilmesinde temel bir mekanik parametredir.¹⁹⁴

Gerinim (Strain, ϵ): Gerinim, bir yapıya uygulanan kuvvet sonucunda meydana gelen boyutsal değişimin, cismin başlangıçtaki orijinal boyuna oranı olarak tanımlanır. Diğer bir ifadeyle, birim uzunluk başına düşen deformasyon miktarını ifade eder. "e" veya " ϵ " harfi ile gösterilir ve oransal bir büyüklük olduğundan birimi yoktur (boyutsuzdur). Gerinim, malzemenin elastik veya plastik davranışlarını değerlendirmek amacıyla kullanılan temel mekanik ölçütlerden biridir.¹⁹⁵

Elastisite Modülü (Young Modülü, E): Elastisite modülü, bir malzemenin uygulanan gerilme (stres) karşısında gösterdiği orantılı deformasyon (gerinim) miktarını tanımlar. Başka bir ifadeyle, stresin gerinime oranı olarak ifade edilir ve malzemenin elastik özelliklerini nicel olarak değerlendirmeye olanak tanır. Bu değer, malzemenin sertlik düzeyi ile doğru orantılıdır; yani elastisite modülü yüksek olan bir materyal, daha az deformasyona uğrar. Elastisite modülü genellikle megapascal (MPa) cinsinden ifade edilir ve mühendislikte yaygın olarak kullanılan mekanik özelliklerden biridir.¹⁹⁵

Poisson Oranı (ν): Bir cisme uzun eksen boyunca kuvvet uygulandığında, yalnızca bu ekseninde değil, aynı zamanda en kesit doğrultusunda da şekil değişiklikleri meydana gelebilir. Poisson oranı, uygulanan kuvvet sonucunda oluşan boylamasına (eksenel) deformasyon ile en kesitteki (lateral) deformasyon arasındaki oransal ilişkiyi tanımlar. Genellikle " ν " sembolü ile gösterilir ve boyutsuz bir büyüklüktür; yani herhangi bir birim taşımaz. Poisson oranının değeri teorik olarak -1 ile 0.5 arasında değişebilir; ancak mühendislikte kullanılan çoğu malzeme için bu değer genellikle 0 ile 0.5 arasında yer alır. Bu oran, malzemenin deformasyon karakteristiğini belirlemede önemli bir parametredir.¹⁹⁵

Bükülme (Bending): Bükülme, bir cisme uygulanan kuvvetin etkisiyle cismin, kendi eksenini etrafında belirli bir yönde eğilerek şekil değiştirmesi durumunu ifade eder. Bu tür deformasyon genellikle malzemenin bir bölgesinde çekme, diğer bölgesinde ise basma gerilmeleri oluşmasına neden olur. Bükülme, özellikle kiriş benzeri yapı elemanlarında sık karşılaşılan bir yükleme biçimidir.¹⁹⁵

Asal Gerilme (Principal Stress): Üç boyutlu bir yapısal elemanda, tüm kayma gerilmelerinin sıfır olduğu özel bir düzlemde oluşan normal gerilmelere asal gerilmeler (principal stresses) denir. Bu durumda, gerilme yalnızca eksenel yönde etkili olur ve yön değiştirmeyen saf normal gerilme bileşenleri elde edilir. Asal gerilmeler büyüklüklerine göre üç ana gruba ayrılır: Maksimum asal gerilme (σ_1), ara asal gerilme (σ_2) ve minimum asal gerilme (σ_3). Burada σ_1 en büyük pozitif asal gerilme, σ_3 en küçük (genellikle negatif) asal gerilme ve σ_2 bu ikisi arasındaki orta düzey gerilmedir. Asal gerilmeler, malzemenin hasar kriterlerini değerlendirmek ve kırılma analizleri yapmak açısından önemli mekanik parametrelerdir.^{184,192}

Von Mises Gerilmesi: Von Mises gerilmesi, özellikle süneklik özelliği bulunan (çekilebilir) metallerde plastik deformasyonun başlamasını öngörmek amacıyla kullanılan teorik bir gerilme ölçütüdür. Bu değer, bir malzeme üzerinde etkili olan üç asal gerilme ($\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$) bileşeni kullanılarak hesaplanır. Von Mises gerilmesi, karmaşık yükleme durumlarında malzeme içinde oluşan gerilme yoğunluğunu tek bir skaler büyüklükle temsil ederek, malzemenin akma sınırına ulaşmış veya ulaşmadığını belirlemeye yardımcı olur. Sonlu elemanlar analizlerinde sıkça kullanılan bu parametre, stres dağılımını görselleştirme ve zayıf bölgeleri belirleme açısından önemli bir kriterdir.^{184,192}

Makaslama Gerilmesi (Shear Stress): Bir cisme farklı düzlemlerde ve zıt yönlerde uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan kayma türündeki gerilmedir.

Maksimum Asal Gerilme: Cisme etki eden en büyük çekme gerilmesini ifade eder ve genellikle pozitif değerlerle gösterilir.

Minimum Asal Gerilme: Cisme etki eden en büyük basma gerilmesini ifade eder ve negatif değerlerle tanımlanır.

Sınır Koşulları: Üç boyutlu modelin hangi bölgelerden sabitlendiğini ve kuvvetin hangi noktalardan uygulandığını belirten, gerilme ve yer değiştirme sınırlarını tanımlayan koşullardır.^{184,192}

Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Aşamaları

Üç boyutlu katı modellerinin elde edilmesi (pre-processing): Model oluşturma sürecinde, çeşitli teknikler arasından çalışma amacına en uygun olan yöntem tercih edilerek ilk aşama tamamlanmış olur. Bu aşamada elde edilen yapı, analize uygun hâle getirilmek üzere sayısal modellere dönüştürülür. Daha sonra, bu yapı belirli kurallara ve parametrelere göre, sistemin fiziksel özelliklerini yansıtacak şekilde uygun geometrik formlarda ve ölçülerde çok sayıda küçük alt birime ayrılır. Bu alt birimler, “sonlu eleman” olarak adlandırılır ve hepsi birden sistemin matematiksel temsili olan bir ağ yapı (mesh) içerisinde bir araya getirilir. Böylece analiz edilecek sistem, gerçek dünyadaki fiziksel özellikleriyle uyumlu olarak modellenmiş olur ve bu modele “matematiksel model” adı verilir.^{184,196,197}

Katı modeller elde edildikten sonra verilerin software programına yüklenmesi (Processing): İncelenmesi planlanan yapıya ait üç boyutlu katı model oluşturulduktan ve bu model üzerinden gerekli matematiksel temsiller geliştirildikten sonra, analiz sürecinin bir sonraki aşamasına geçilir. Bu aşamada, model içerisinde yer alan farklı yapı ve dokuların ya da bileşenlerin mekanik özelliklerinin ayrıntılı olarak tanımlanması gerekmektedir. Her malzemenin davranış biçimi, uygulanan kuvvetler karşısındaki tepkisi ve deformasyon özellikleri dikkate alınarak modellenmelidir. Bu bağlamda, her bir malzemenin elastik özelliklerini tanımlamak için elastisite modülü (Young modülü) ile Poisson oranı gibi temel mekanik parametreler kullanılır. Bu sayede, yapının gerçeğe yakın fiziksel davranışı sayısal ortamda temsil edilerek yükleme altındaki gerilim ve şekil değiştirme analizleri daha doğru ve güvenilir bir biçimde gerçekleştirilebilir.^{191,196}

Modeli elde edilen yapının çözümlenmesi (post-processing): Analiz sürecinin tamamlanmasının ardından, modeli oluşturan her bir sonlu elemanın ayrı ayrı çözümlenmesiyle elde edilen veriler, sistemin bütününe ilişkin kapsamlı sonuçların ortaya konmasına olanak tanır. Bu çözümlerler, yalnızca yerel düzeyde değil, tüm yapı üzerindeki genel gerilme ve şekil değiştirme dağılımlarının anlaşılmasına da katkı

sağlar. Elde edilen çıktılar; yapının farklı bölgelerinde oluşan gerilimler, deformasyonlar ve yer değiştirmeler gibi çok sayıda değişkeni kapsayacak şekilde çeşitlilik gösterebilir. Özellikle analiz sonuçları arasında sıkça kullanılan ve mühendislik anlamda yorumlanan veriler arasında; von Mises gerilmesi, maksimum asal gerilme (maximum principal stress), minimum asal gerilme (minimum principal stress), eksensel (normal) gerilmeler, birim yer değiştirme değerleri (displacement) ve deformasyon miktarları yer alır. Bu parametrelerin detaylı olarak incelenmesi, yapının mekanik yükler altındaki davranışının anlaşılmasını ve klinik ya da mühendislik uygulamalarına ışık tutacak sonuçların elde edilmesini sağlar.^{184,191,196,197}



3. GEREÇ VE YÖNTEM

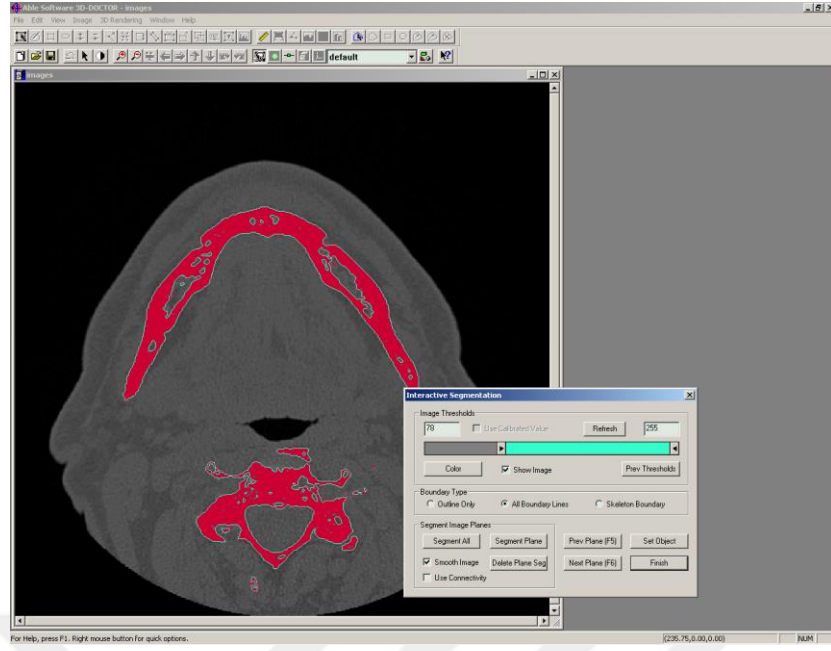
Bu çalışma, Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ile AY Tasarım Ltd. Şti. iş birliğinde yürütülmüştür. Araştırmada, tam dişsiz ve ileri derecede rezorbe olmuş maksilla modelinde farklı tasarımlarda yerleştirilen zigomatik implantlar üzerine, titanyum bar altyapı destekli iki farklı protetik üst yapı materyalinin (PMMA ve zirkonya) implantlar, çevre kemik dokusu ve protez üzerindeki stres dağılımı, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi ile değerlendirilmiştir.

3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulma Aşaması

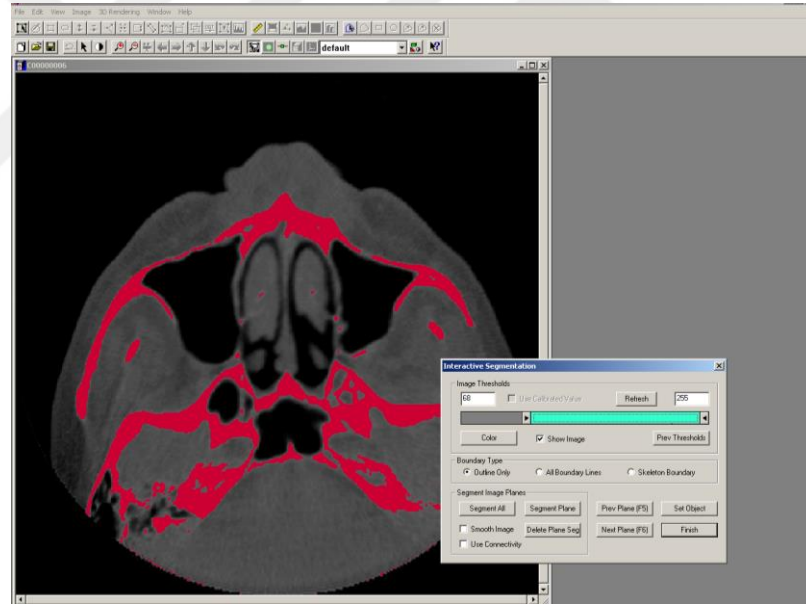
Çeneye ait geometrik modelin oluşturulabilmesi amacıyla, tam dişsiz bir erişkin hastaya ait konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) görüntüleri elde edildi. Görüntüleme, ILUMA (Orthocad, 3M Imtec, Oklahoma, USA) cihazı kullanılarak 120 kVp ve 3.8 mA parametrelerinde, 40 saniyelik tarama süresi ile gerçekleştirildi ve toplam 601 kesit elde edildi. Elde edilen hacimsel veriler, 0.2 mm kesit kalınlığında rekonstrükte edilerek Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) 3.0 formatında dışa aktarıldı. Bu veriler, 3D-Doctor yazılımı (Able Software Corp., Lexington, MA, USA) kullanılarak üç boyutlu model oluşturmak üzere işlendi.

3D-Doctor yazılımı; manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve bilgisayarlı tomografi (BT) gibi çeşitli görüntüleme yöntemleriyle elde edilen verilerin bilgisayar ortamında üç boyutlu modellere dönüştürülmesini sağlayan bir yazılımdır. Bu yazılım aracılığıyla elde edilen görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi işlemler gerçekleştirilebilmektedir. Çalışmada, kesitler üzerindeki kemik dokular “interactive segmentation” yöntemi kullanılarak ayrıştırılmış, ardından “3D Complex Render” yöntemi ile üç boyutlu model oluşturularak kemik dokusu sanal ortamda modellenmiştir (Şekil 3.1 ve Şekil 3.2).

3D-Doctor yazılımında elde edilen üç boyutlu model, sadeleştirme araçları kullanılarak hafızada daha az yer kaplayan, düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan ve pürüzsüz yüzeyli bir form haline getirilmiş; böylece maksillanın genel kemik yapısı başarıyla modellenmiştir. Model, analiz süreçlerine uygun olacak şekilde .stl formatında dışa aktarılmıştır.



Şekil 3.1. 3D-Doctor yazılımında mandibula aksiyel kesitinde kemik dokusunun “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırılması

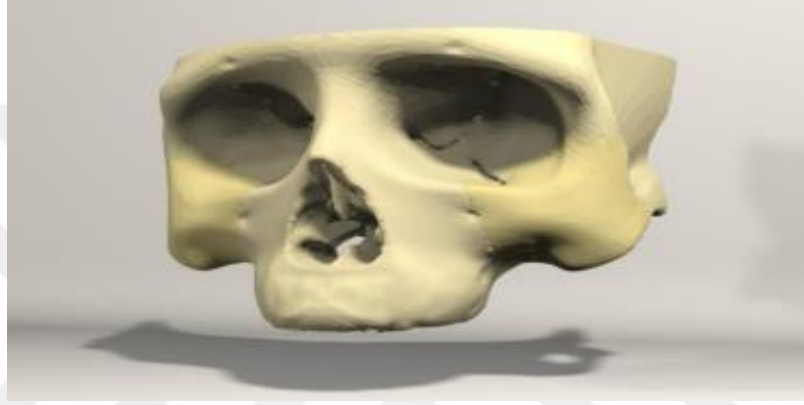


Şekil 3.2. 3D-Doctor yazılımında maksilla aksiyel kesitinde kemik dokusunun “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırılması

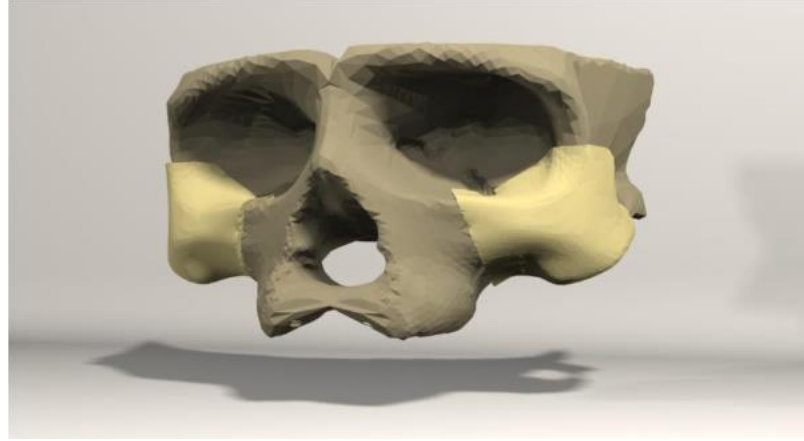
Segmentasyon sonrası, “3D Complex Render” yöntemiyle elde edilen bu model temel alınarak, kortikal ve trabeküler kemik yapıları ayrı ayrı oluşturulmuştur. Offset yöntemi kullanılarak kortikal kemik dokusundan içe doğru 2 mm kalınlığında trabeküler (spongioz) kemik tabakası oluşturulmuştur. Offset yöntemi, yapıların her yönde eşit mesafeyle genişletilmesi ya da daraltılmasına dayanan bir geometrik işlemdir.

Kortikal kemik kalınlığı, yoğun trabeküler yapı ile çevrelenmiş Tip 2 kemik morfolojisine uygun olarak 2 mm olarak tanımlanmıştır. Bu yöntemle, maksillanın hem kortikal hem de trabeküler yapısı, gerçek morfolojik özelliklerini yansıtacak şekilde üç boyutlu modelde temsil edilmiştir.

Tüm kemik yapıları, Rhinoceros yazılımı kullanılarak üç boyutlu uzayda doğru anatomik konumlarına yerleştirilmiş ve nihai modelleme işlemi tamamlanmıştır. Bu işlem sayesinde kemik bileşenlerinin uygunluğu sağlanmış, kuvvet iletim yollarının doğal dağılımı korunmuştur (Şekil 3.3 ve Şekil 3.4).



Şekil 3.3. Maksillanın üç boyutlu kortikal kemik modeli



Şekil 3.4. Maksillanın üç boyutlu trabeküler (spongioz) kemik modeli

3D-Doctor yazılımında elde edilen anatomik modeller, Blender yazılımı kullanılarak geometrik olarak düzenlenmiş ve analize hazır hale getirilmeleri amacıyla Autodesk Fusion 360 yazılımına aktarılmıştır.

Çalışmada 3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi, katı modelleme işlemlerinin gerçekleştirilmesi ve sonlu elemanlar stres analizinin uygulanması amacıyla yüksek performanslı bir bilgisayar sistemi kullanılmıştır. Bu sistem; Intel Xeon® R CPU 3.30 GHz işlemci, 32 GB RAM, 500 GB sabit disk kapasitesi ve Windows 11 işletim sistemi ile donatılmıştır.

Anatomik yapıların dijital ortama aktarılması amacıyla, Activity 880 optik tarayıcı (Smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Germany) kullanılmıştır (Şekil 3.5). Tarama sonrasında elde edilen veriler, sırasıyla Blender (Blender Foundation, Buikslotermeerplein 161 1025 ET Amsterdam, Netherlands) ve Fusion 360 (One Market, Ste. 400 San Francisco, CA 94105, USA) yazılımları ile işlenerek modelleme ve analiz süreçleri gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.5. Activity 880 optik tarayıcısı

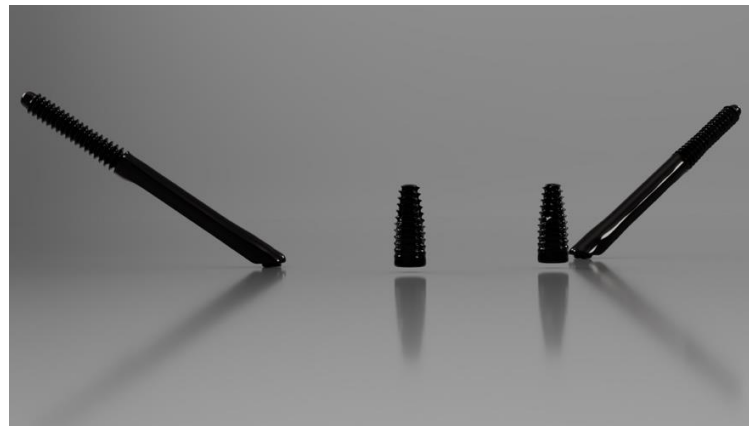
3.2. İmplant ve Protetik Bileşenlerin Üç Boyutlu Modellemesi

Çalışmada kullanılan implant ve protez bileşenleri, Smart Optics marka üç boyutlu tarayıcı kullanılarak dijital ortama aktarılmıştır. Elde edilen STL formatındaki modeller, Fusion 360 yazılımına transfer edilmiş ve protezlerin alt ve üst parçaları, implant vidaları ile kemik dokuları arasındaki uyumun sağlanması amacıyla Boolean işlemleri uygulanmıştır. Fusion 360 yazılımı kullanılarak tüm modeller için katı (solid) ağ yapısı oluşturulmuştur. Modellemede yer alan tüm yapılar, lineer elastik, homojen ve izotropik malzeme özellikleriyle tanımlanmıştır. Homojen malzeme tanımı, yapının

tüm noktalarında aynı mekanik özelliklerin geçerli olduğunu ifade ederken; izotropiklik, bu özelliklerin tüm yönlerde eşit olduğunu belirtmektedir. Lineer elastik davranış ise, uygulanan yükler karşısında gerilme ve şekil değişimlerinin orantılı olarak gerçekleştiği varsayımına dayanmaktadır. Hazırlanan matematiksel modeller, analiz sürecinde optimize edilmiş düğüm (node) ve eleman (element) sayıları ile ağ yapılarına dönüştürülmüş; böylece hem hesaplama doğruluğu hem de işlem verimliliği artırılmıştır.

Zigomatik implantların yerleşimi, iki farklı tasarım modelinde üç boyutlu olarak simüle edilmiştir. Birinci modelde, alveol kretin anterior bölgesinde 2 numaralı dişlerin hizasına iki adet konvansiyonel implant aksiyel olarak yerleştirilmiş; posterior bölgede ise 6 numaralı dişlerin hizasına iki adet zigomatik implant 55° açıyla konumlandırılmıştır. İkinci modelde ise, alveol kretin anterior bölgesinde 4 numaralı dişlerin hizasına iki adet zigomatik implant 30° açıyla, posterior bölgesinde ise 6 numaralı dişlerin hizasına iki adet zigomatik implant 55° açıyla yerleştirilmiştir.

Çalışmada konvansiyonel implant olarak 4.1 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda Straumann BLT implantlar (Straumann, Basel, Switzerland) kullanılmıştır. Zigomatik implantlar için ise Straumann Zaga Flat serisinden 42,5 mm uzunluğunda implantlar (Straumann, Basel, Switzerland) tercih edilmiştir. Kullanılan zigomatik implantların platform özellikleri; 55° açılı External Hex bağlantı, koronal çap $\varnothing 4.3$ mm, distal çap $\varnothing 3.4$ mm ve apikal çap $\varnothing 2.6$ mm olarak belirlenmiştir (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Farklı implant konfigürasyonlarında kullanılan konvansiyonel ve zigomatik implantların üç boyutlu görünümü

Her iki model üzerinde hibrit protez tasarımı oluşturmak amacıyla titanyum bar üzerine polimetilmetakrilat (PMMA) ve monolitik zirkonya üst yapıları yerleştirilmiş ve bu şekilde toplam dört farklı çalışma grubu elde edilmiştir (Şekil 3.7,8,9,10).



Şekil 3.7. Birinci modelde (anterior konvansiyonel implant ve posterior zigomatik implant yerleşimi), ti bar destekli PMMA üst yapı ile oluşturulan hibrit protez tasarımı



Şekil 3.8. Birinci modelde (anterior konvansiyonel implant ve posterior zigomatik implant yerleşimi), ti bar destekli monolitik zirkonya üst yapı ile oluşturulan hibrit protez tasarımı



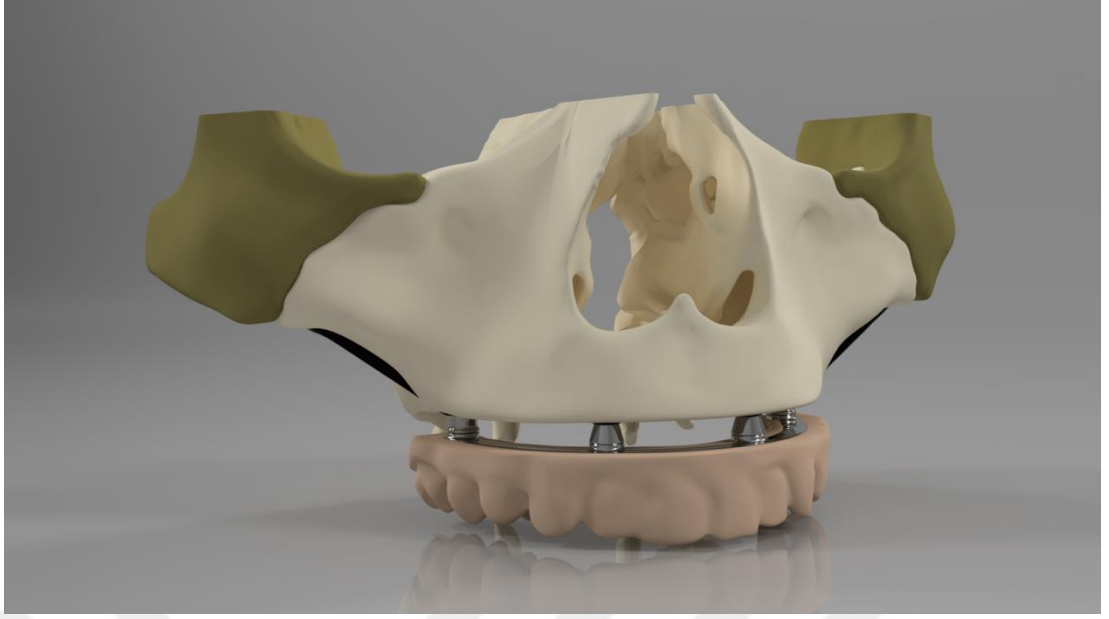
Şekil 3.9. İkinci modelde (anterior ve posterior zigomatik implant yerleşimi), ti bar destekli PMMA üst yapı ile oluşturulan hibrit protez tasarımı



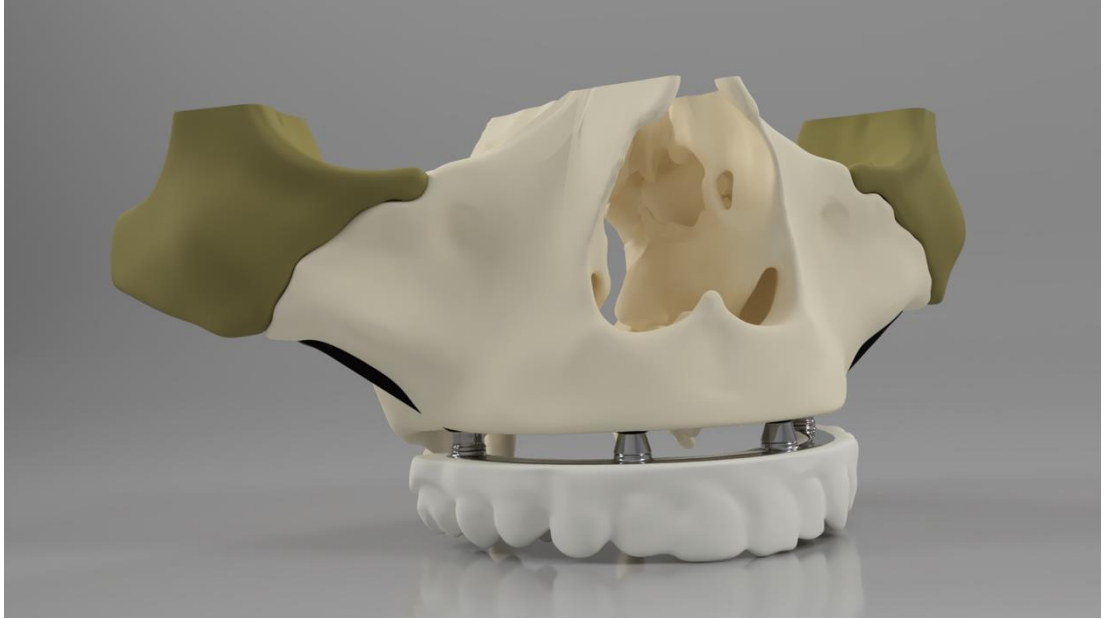
Şekil 3.10. İkinci modelde (anterior ve posterior zigomatik implant yerleşimi), ti bar destekli monolitik zirkonya üst yapı ile oluşturulan hibrit protez tasarımı

3.3. Çalışma Modelleri

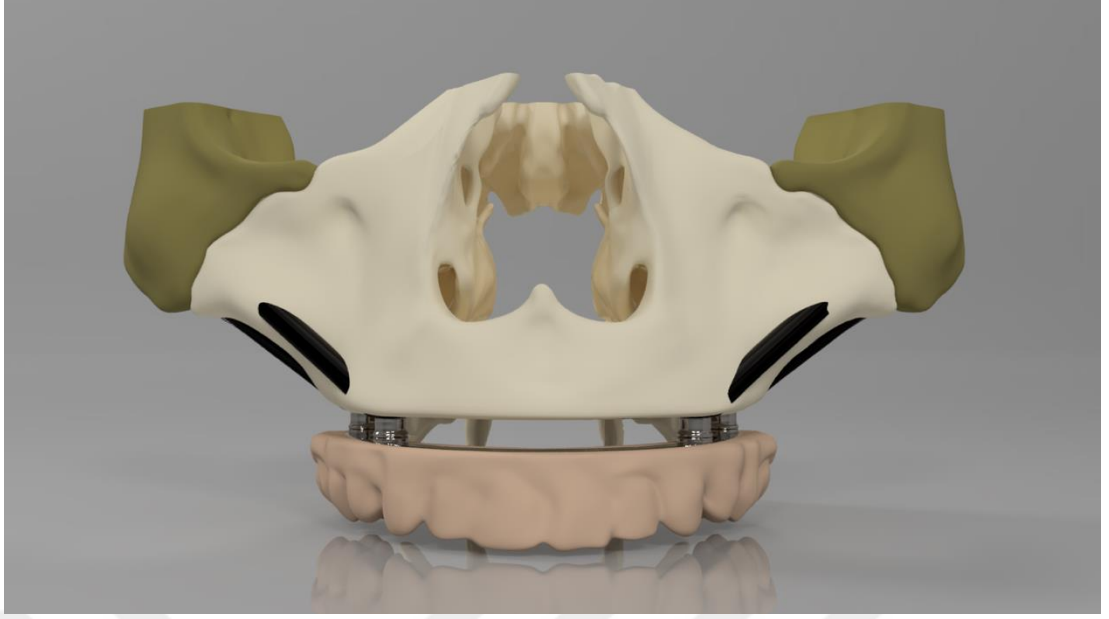
Gerçekleştirilen çalışmada, iki farklı tasarım modeli için dikey ve oblik simetrik çift taraflı yükleme koşulları altında toplam sekiz ayrı sonlu elemanlar stres analizi uygulanmıştır (Şekil 3.11,12,13,14).



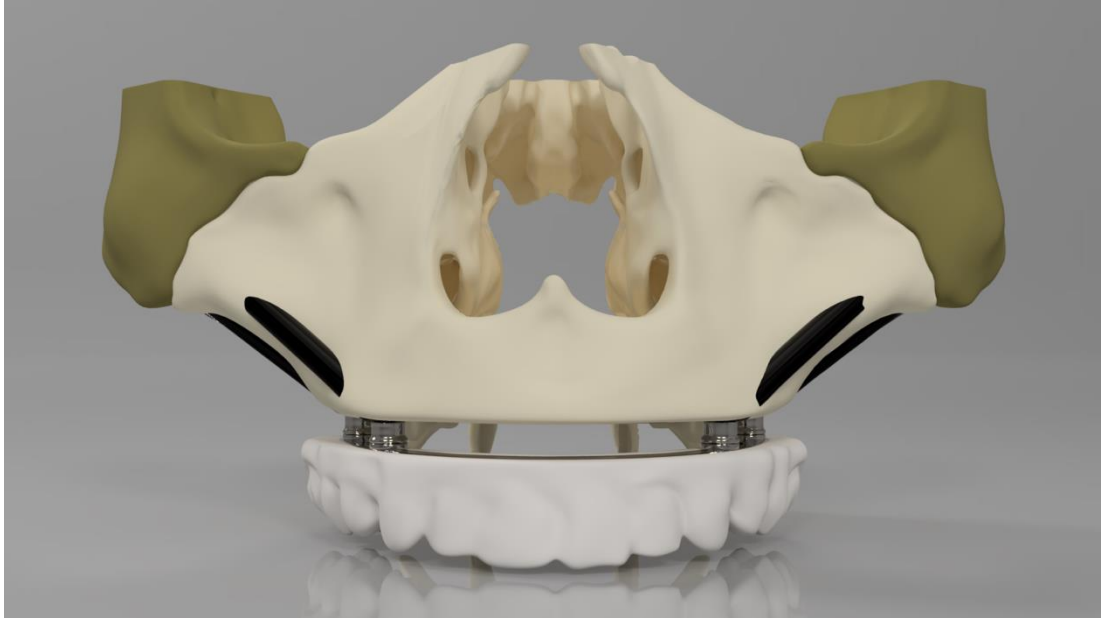
Şekil 3.11. Birinci modelin (anterior konvansiyonel ve posterior zigomatik implant yerleşimi), ti bar destekli PMMA üst yapı ile oluşturulan çalışma modeli



Şekil 3.12. Birinci modelin (anterior konvansiyonel ve posterior zigomatik implant yerleşimi), ti bar destekli monolitik zirkonya üst yapı ile oluşturulan çalışma modeli



Şekil 3.13. İkinci modelin (anterior ve posterior zigomatik implant yerleşimi),ti bar destekli PMMA üst yapı ile oluşturulan çalışma modeli



Şekil 3.14. İkinci modelin (anterior ve posterior zigomatik implant yerleşimi), ti bar destekli monolitik zirkonya üst yapı ile oluşturulan çalışma modeli

3.4. Çalışmada kullanılan parçaların katı modellemesinin yapılması

Bu çalışmada anatomik yapıların üç boyutlu modellemesi ve implant-protez konfigürasyonlarının oluşturulmasının ardından, sonlu eleman analizine uygun katı modeller hazırlanmıştır. Daha önce dijital ortamda oluşturulan maksilla kemik yapısı ile implant ve protez bileşenleri, Fusion 360 (Autodesk Inc., USA) yazılımına aktarılarak nihai katı (solid) modeller elde edilmiştir. Bu aşamada tüm yapıların

yüzeyleri optimize edilmiş, hesaplama hassasiyetini artırmak ve işlem yükünü dengelemek amacıyla sadeleştirme (simplification) işlemleri uygulanmıştır.

Analizlerin gerçekleştirilebilmesi amacıyla modeller STL formatında hazırlanmış ve solid mesh yapısına dönüştürülerek sonlu eleman analizlerinde kullanılabilir hale getirilmiştir. Katı modellerin oluşturulmasında her yapı ayrı bir bütün (solid body) olarak tanımlanmış, iç yapısal ayrıntılar analize dahil edilmemiştir.

Modelleri oluşturan her yapıya, fiziksel özelliklerini tanımlayan malzeme özellikleri (elastik modül ve Poisson oranı) atanmıştır (Tablo 3.1).¹⁹⁸⁻²⁰⁰ Tüm yapılar programda lineer elastik, homojen ve izotropik özelliklere sahip kabul edilmiştir.

Tablo 3.1. Elastiklik modülü ve poisson oranları

	Elastik modülü (young modulus) (MPa)	Poisson oranı (poisson's ratio)
Kortikal kemik	13700	0.30
Trabeküler kemik	1370	0.30
Titanyum (implant)	110000	0.35
Titanyum alt yapı	110000	0.28
Zirkonyum	205000	0.22
PMMA	3000	0.35

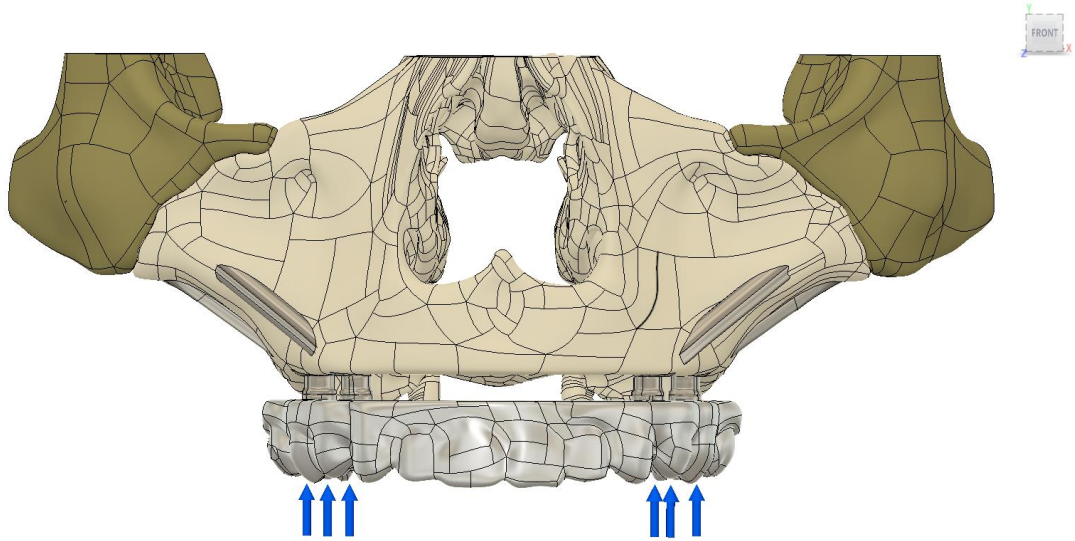
3.5. Kemik implant bağlantı durumu

Modellerde implant-kemik bağlantısı, tam osseointegrasyon koşulları altında modellenmiştir. Bu kapsamda, implantlar ile çevre kortikal ve trabeküler kemik arasında tam temas olduğu varsayılmış, arayüzde herhangi bir mikrohareket, bağlanma kaybı veya aralık tanımlanmamıştır. Benzer şekilde, protez üst yapı ile titanyum bar ve implant üst parçaları arasındaki bağlantılar da rijit temas olarak kabul edilmiştir. Bu sayede tüm sistem, maksimum stabilite koşulları altında modellenerek yük aktarım karakteristikleri analiz edilmiştir.

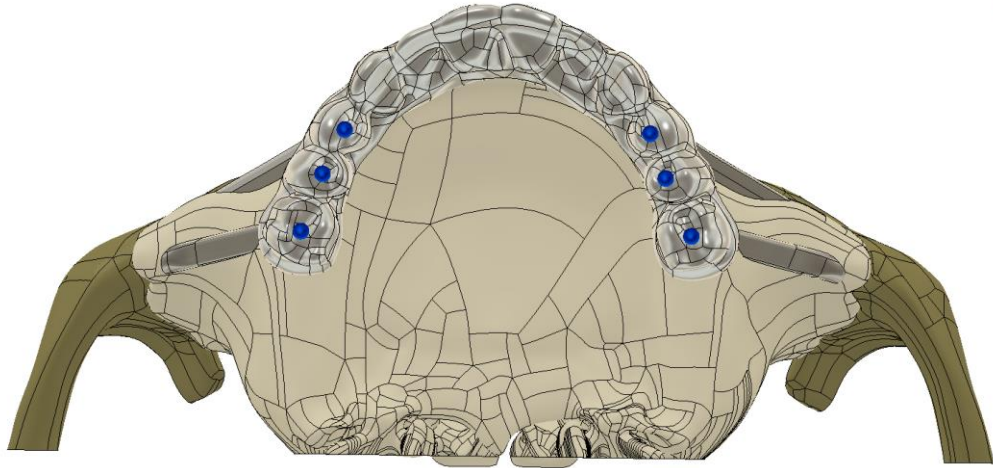
3.6. Sınır Koşulları ve Yükleme Koşullarının Oluşturulması

Oluşturulan modellerin analizinde, maksilla kemiğinin superior ve posterior bölgeleri, tüm yönlerde deplasman serbestlikleri sıfırlanarak sabitlenmiştir. Böylece modelleme esnasında maksilla üzerinde oluşacak kuvvetlerin implantlar ve çevre dokular üzerindeki etkileri izole edilmiştir.

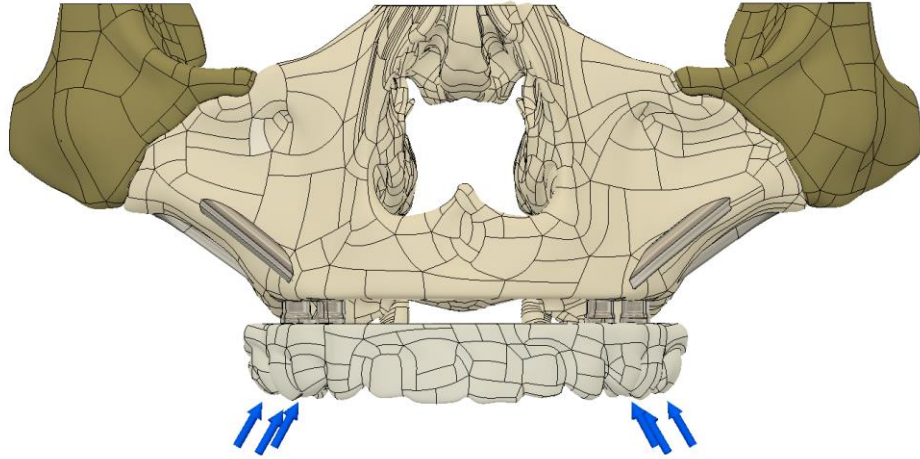
Analiz senaryoları kapsamında her bir model üzerinde çift taraflı ve simetrik olacak şekilde iki ayrı yükleme koşulu uygulanmıştır. İlk senaryoda okluzal yüzeyler üzerinden toplam 150 N'lik dikey kuvvet, ikinci senaryoda ise 30° açıyla eğimli biçimde toplam 150 N kuvvet uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetler, protez üst yapıları üzerinden temas noktalarına eşit şekilde dağıtılmış ve fizyolojik mastikasyon kuvvetlerini taklit edecek şekilde modellenmiştir (Şekil3.15,16,17,18). Bu yükleme koşulları doğrultusunda, her iki model ve iki farklı üst yapı materyali kombinasyonlarıyla birlikte toplam sekiz ayrı sonlu eleman analizi gerçekleştirilmiştir.



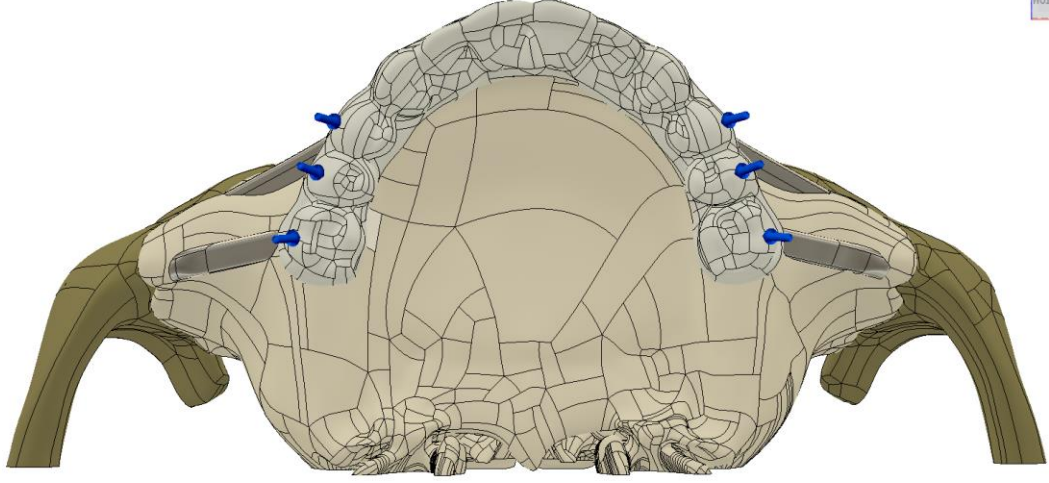
Şekil 3.15. Dikey yükleme senaryosunda (150 N) uygulanan kuvvetlerin frontal kesitte üç boyutlu temsili



Şekil 3.16. Dikey yükleme senaryosunda (150 N) kuvvetlerin aksiyel düzlemde uygulandığı temas bölgelerinin üç boyutlu temsili



Şekil 3.17. Oblik yükleme senaryosunda (30° açıyla ve toplam 150 N kuvvet) uygulanan kuvvetlerin frontal kesitte üç boyutlu temsili



Şekil 3.18. Oblik yükleme senaryosunda (30° açıyla ve toplam 150 N kuvvet) kuvvetlerin aksiyel düzlemde uygulandığı temas bölgelerinin üç boyutlu temsili

4. BULGULAR

Yaptığımız çalışmada, tam dişsiz ve ileri derecede rezorbe olmuş maksilla modelleri üzerinde, farklı implant yerleşim konfigürasyonları ve protetik üst yapı materyalleri kullanılarak oluşturulan modeller üzerinde sonlu elemanlar stres analizleri gerçekleştirilmiştir. Çalışmada toplam sekiz farklı model oluşturulmuş olup, her bir model üzerinde hem dikey (150 N) hem de oblik (30°, 150 N) olmak üzere iki farklı yükleme senaryosu uygulanmıştır.

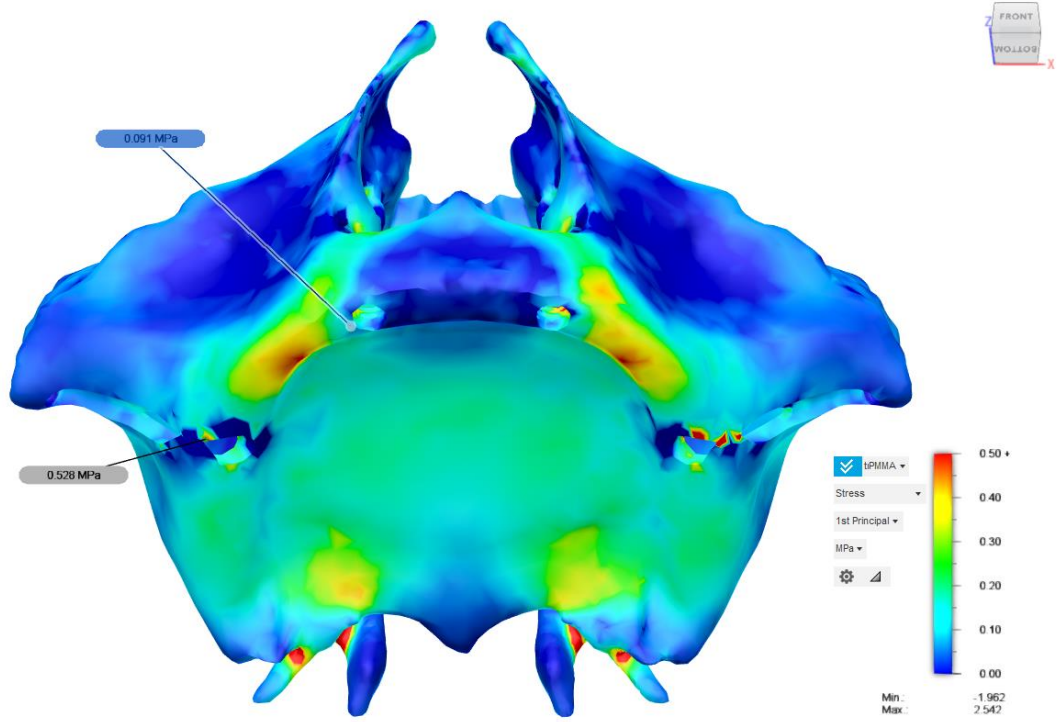
Analizlerde kortikal ve trabeküler kemik dokuları, implant gövdeleri, zigomatik implant bileşenleri, dayanak yapıları, titanyum bar altyapıları ve protetik üst yapı materyalleri üzerinde oluşan maksimum gerilme değerleri hesaplanmıştır. Elde edilen veriler doğrultusunda, implant çevresi kemik dokularında, implant-protez bileşenlerinde ve üst yapıda meydana gelen gerilim dağılımları detaylı olarak değerlendirilmiştir. Ayrıca, farklı yükleme türlerinin ve üst yapı materyallerinin gerilim dağılımı üzerindeki etkileri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir.

4.1. Model 1: Anterior Konvansiyonel ve Posterior Zigomatik İmplant Konfigürasyonunda Ti Bar Destekli PMMA Üst Yapıda Dikey Yük Altında Oluşan Gerilme Dağılımının Analizi

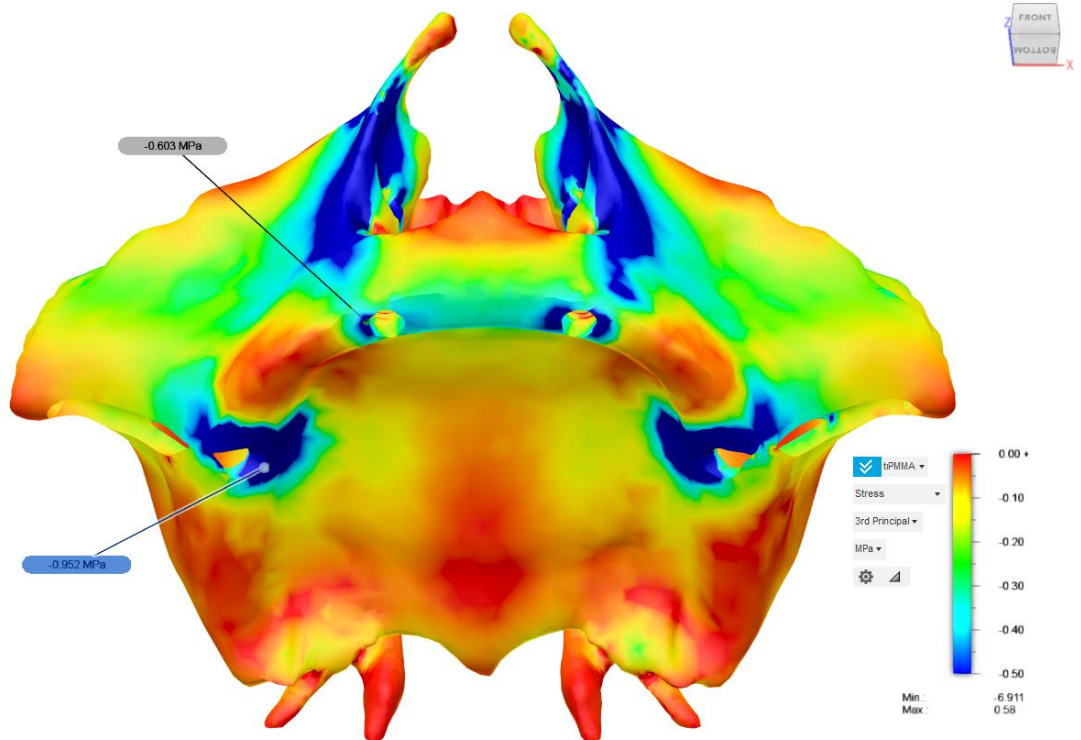
Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmeler

Dikey yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan çekme ve basma gerilmeleri incelendiğinde; çekme gerilmesinin 0.091 MPa ile 0.528 MPa arasında değiştiği belirlenmiştir. Çekme gerilmesinin en düşük olduğu değer (0.091 MPa) standart implantların distal yüzeyindeki kortikal kemikte gözlemlenirken, en yüksek çekme gerilmesi (0.528 MPa) zigomatik implantların mezial ve bukkal yüzeyindeki kortikal kemik bölgelerinde oluşmuştur (Şekil 4.1).

Basma gerilmesi değerleri ise -0.603 MPa ile -0.952 MPa arasında ölçülmüştür. En düşük basma gerilmesi (-0.603 MPa), standart implantların distal yüzeyinde saptanırken, en yüksek basma gerilmesi (-0.952 MPa) zigomatik implantların palatinal yüzeylerindeki kortikal kemik bölgelerinde lokalize olmuştur. Gerilme dağılımının implant çevresinde yoğunlaştığı ve özellikle zigomatik implantlara komşu bölgelerde artış gösterdiği izlenmiştir (Şekil 4.2).



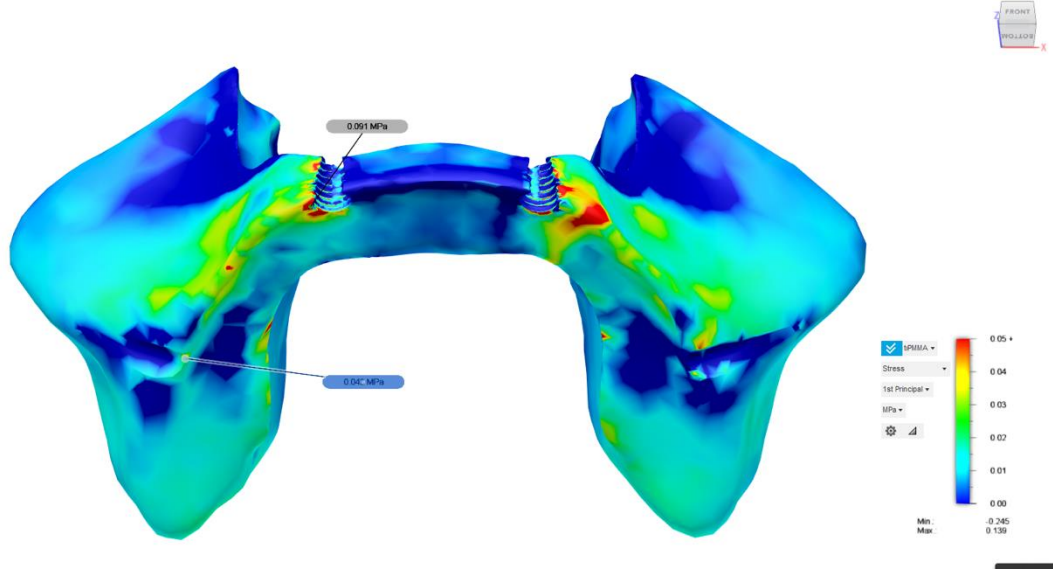
Şekil 4.1. Model 1’de kortikal kemikte çekme gerilme dağılımı



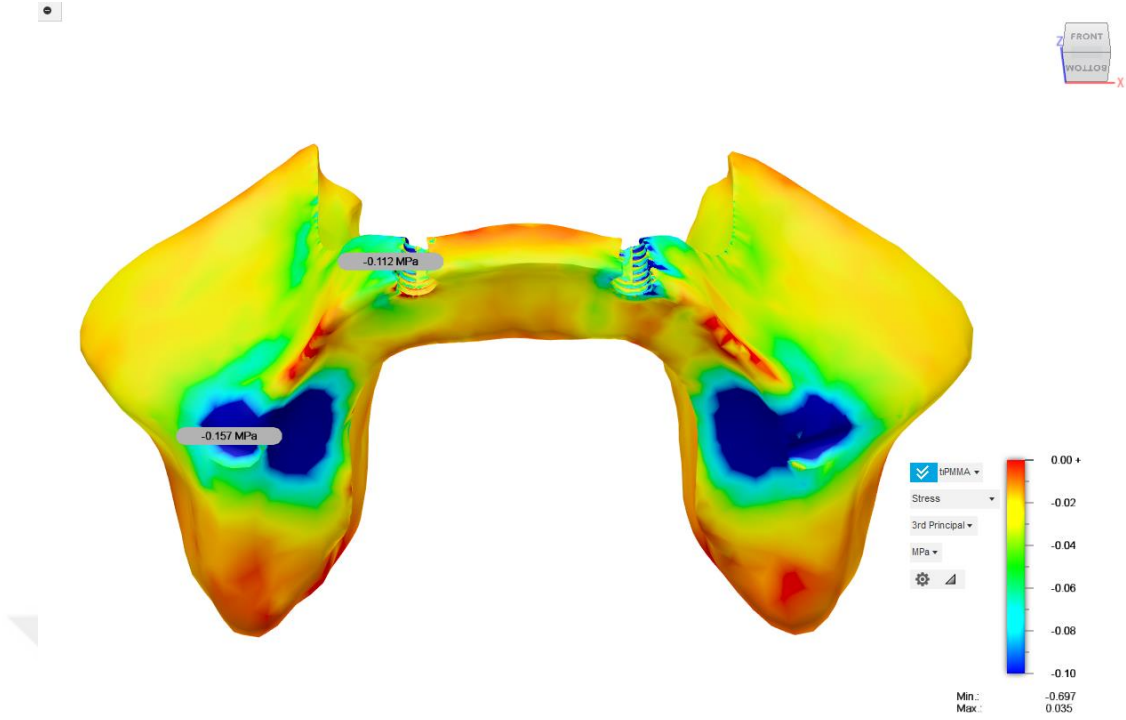
Şekil 4.2. Model 1’de kortikal kemikte basma gerilme dağılımı

Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilmeler

Yapılan analiz sonucunda trabeküler kemikte oluşan çekme gerilmesinin 0.040 MPa ile 0.091 MPa arasında değiştiği gözlemlenmiştir. En yüksek çekme gerilmesi (0.091 MPa), standart implantların boyun bölgesinin distalinde; en düşük çekme gerilmesi (0.040 MPa) ise zigomatik implantların boyun bölgesinin palatinalinde tespit edilmiştir (Şekil 4.3). Basma gerilmesi ise -0.157 MPa ile -0.112 MPa arasında değişmiş; en yüksek basma gerilmesi (-0.157 MPa) zigomatik implantların boyun bölgesi çevresi ile palatinal yüzeydeki trabeküler kemikte; en düşük basma gerilmesi (-0.112 MPa) ise standart implantların distal yüzeyindeki trabeküler kemikte ölçülmüştür. Gerilme dağılımının özellikle implant çevrelerinde lokalize yoğunluk gösterdiği izlenmiştir (Şekil 4.4).



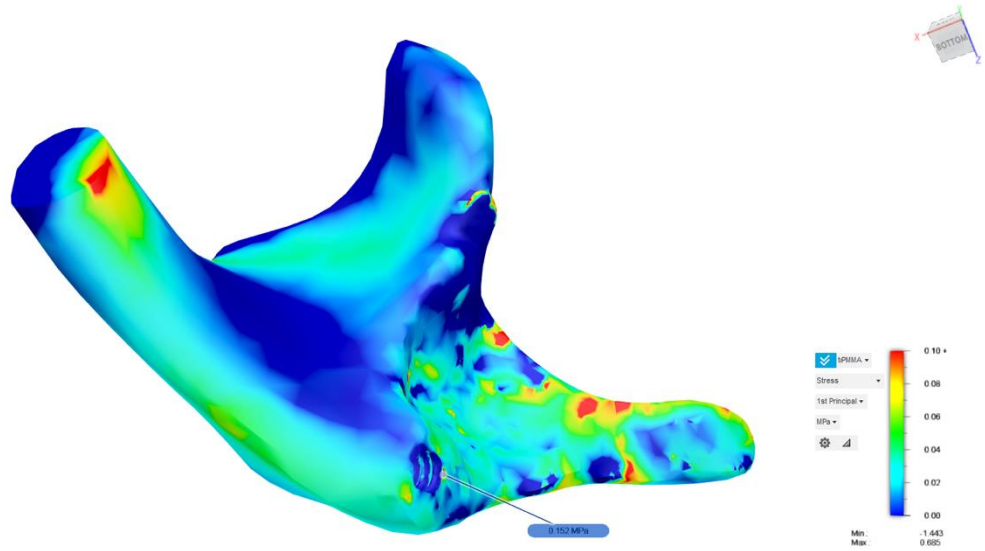
Şekil 4.3. Model 1’de trabeküler kemikte çekme gerilme dağılımı



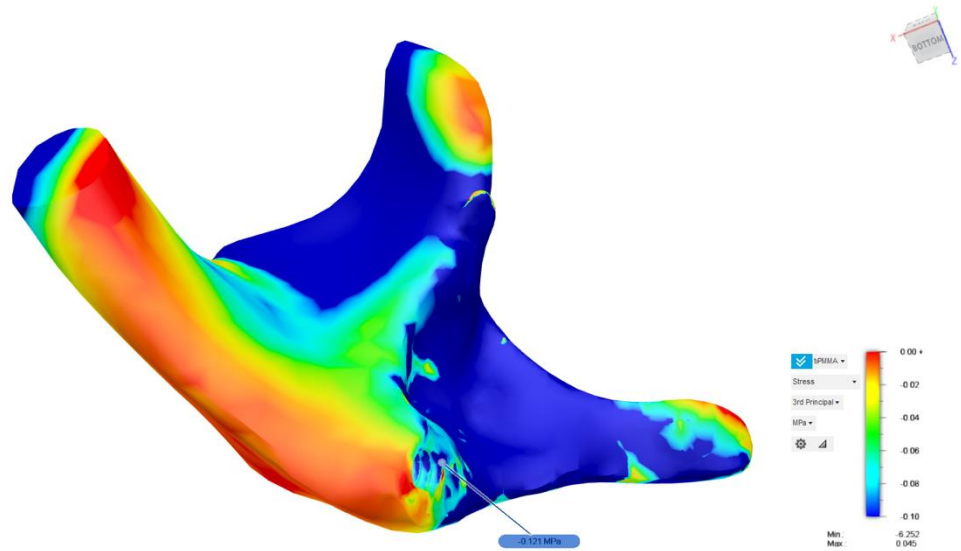
Şekil 4.4. Model 1’de trabeküler kemikte basma gerilme dağılımı

Zigomatik Kemikte Oluşan Gerilmeler

Zigomatik kemikte oluşan gerilme dağılımı incelendiğinde; çekme gerilmeleri 0.152 MPa’ya kadar çıkarken (Şekil 4.5), basma gerilmeleri ise -0.121 MPa’ya kadar ulaşmıştır (Şekil 4.6). Çekme gerilmesinin en yüksek olduğu bölgeler, zigomatik implantların servikal ve palatinal yüzeylerine komşu zigomatik kemik bölgelerinde lokalize olmuştur. Benzer şekilde, maksimum basma gerilmesi de yine zigomatik implantların palatinal ve servikal bölgelerine komşu alanlarda gözlemlenmiştir.



Şekil 4.5. Model 1’de zigomatik kemikte çekme gerilme dağılımı

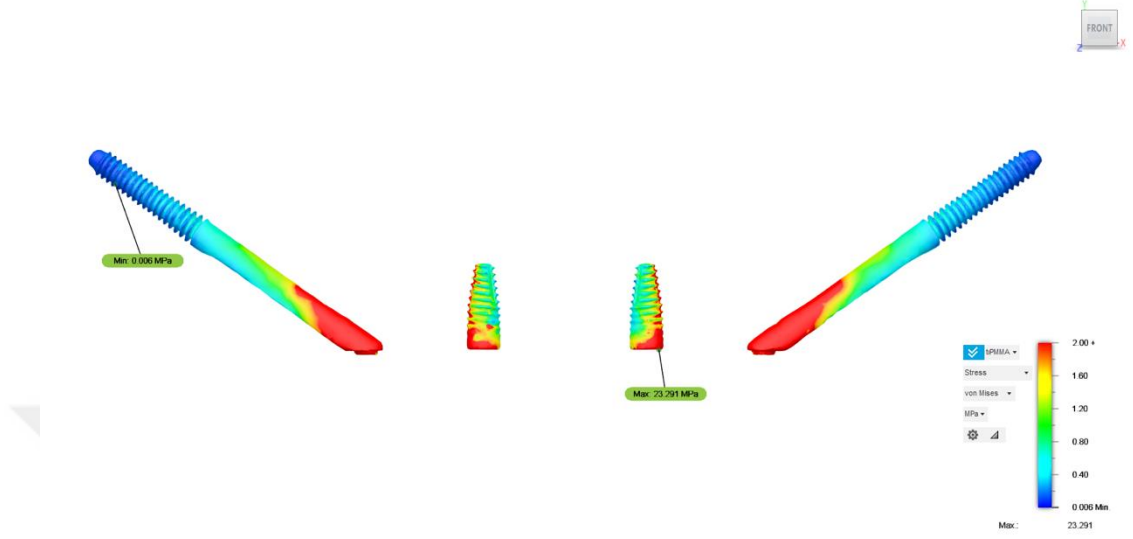


Şekil 4.6. Model 1’de zigomatik kemikte basma gerilme dağılımı

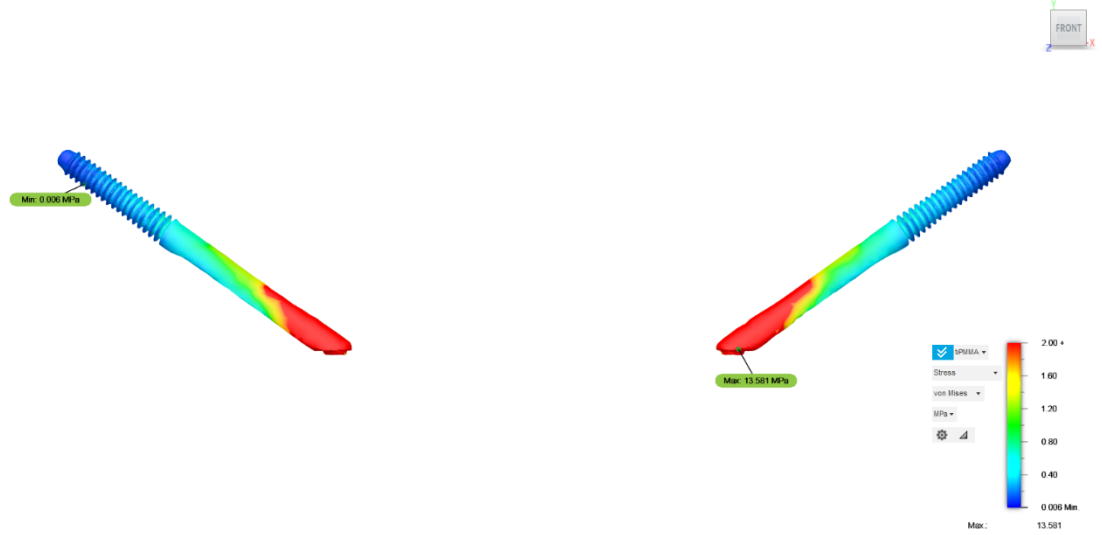
İmplantlarda Oluşan Gerilmeler

İmplantlar üzerinde oluşan von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde, en yüksek gerilme değerinin standart implantların boyun bölgesinin distal yüzeyinde lokalize olduğu ve bu bölgede maksimum 23.291 MPa'ya ulaştığı belirlenmiştir. Zigomatik implantlarda ise maksimum gerilme, implant-protez bağlantı noktalarında oluşmuş ve 13.581 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.7). En düşük von Mises gerilmesi her iki implant grubunda da zigomatik implantların osseointegrasyon bölgesindeki vida yivlerinin apikal orta üçlüsünde saptanmış ve minimum değer 0.006 MPa olarak

kaydedilmiştir (Şekil 4.8). Bu bulgular, standart implantların servikal bölgelerinde yoğun gerilme birikimi oluşurken; zigomatik implantlarda protez bağlantı bölgesinde ve koronal orta üçlü kısımda gerilmenin arttığını göstermektedir.



Şekil 4.7. Model 1’de dikey yükleme sonrası standart ve zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı



Şekil 4.8. Model 1’de dikey yükleme sonrası zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı

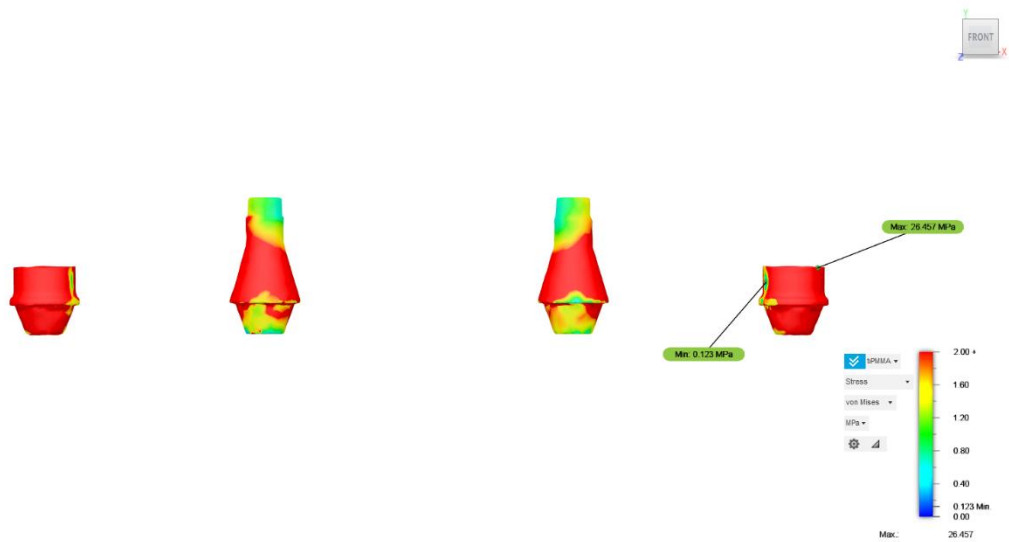
Dayanak Bileşenlerinde Oluşan Gerilmeler

Yapılan analiz sonucunda zigomatik ve standart implant dayanak bileşenlerinde oluşan gerilme dağılımı değerlendirildiğinde; zigomatik implant dayanaklarında en yüksek von Mises gerilme değerinin (26.457 MPa), implant-

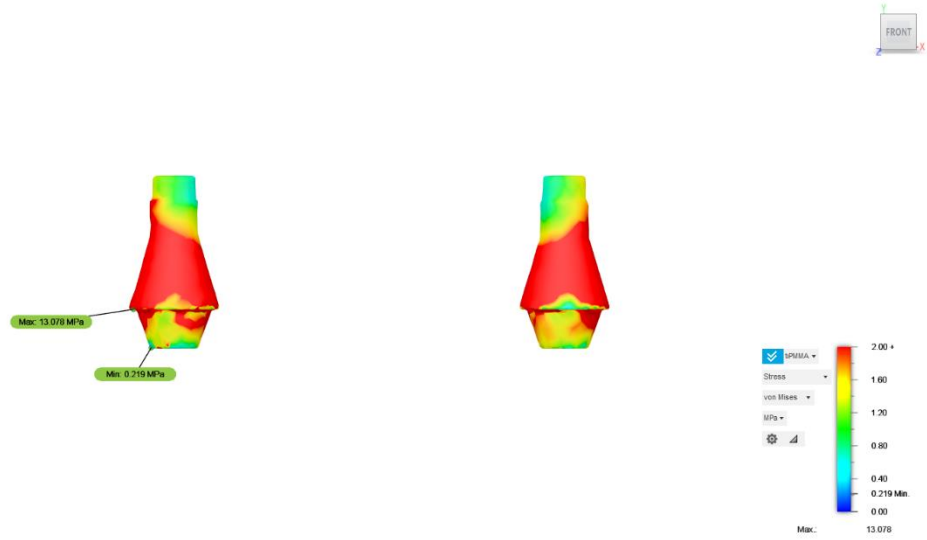
dayanak bağlantı bölgesinin disto-bukkal kısmında lokalize olduğu gözlemlendi. Aynı grupta en düşük gerilme değerinin (0.123 MPa) ise mezial boyun bölgesinde meydana geldiği belirlendi (Şekil 4.9). Standart implant dayanakları incelendiğinde, en yüksek gerilme değerinin (13.078 MPa) boyun geçiş bölgesinin distal yüzeyinde yoğunlaştığı, en düşük gerilme değerinin ise (0.219 MPa) üst yapının dayanak üzerine oturduğu yüzey çevresinde olduğu tespit edildi (Şekil 4.10). Zigomatik implantların dayanaklarında gerilmelerin daha geniş alana yayıldığı ve yük aktarımının daha kompleks bir dağılım gösterdiği gözlemlenmiştir.

Titanyum Bar İçin Oluşan Gerilmeler

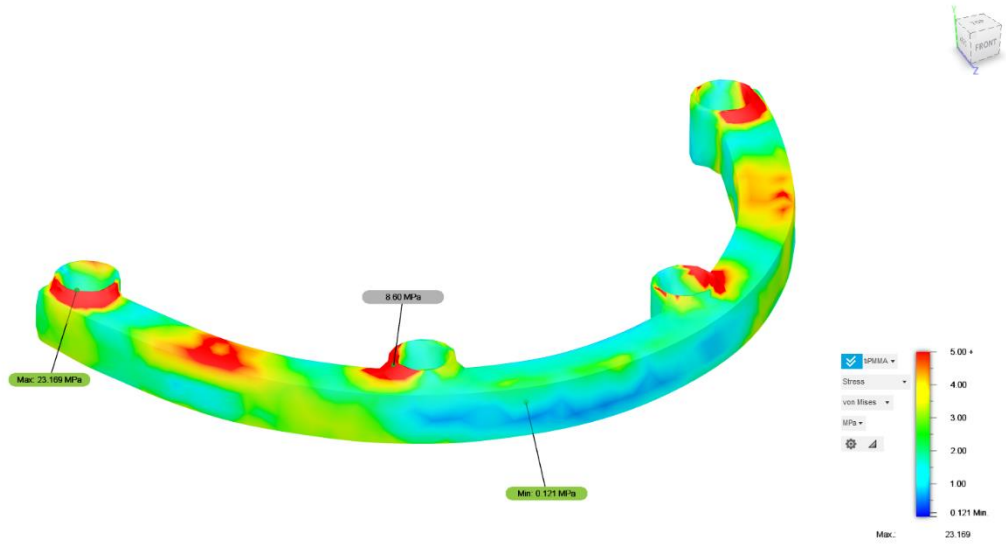
Dikey yükleme altında titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilmeleri incelendiğinde, gerilme değerlerinin 0.121 MPa ile 23.169 MPa arasında değiştiği görülmüştür. En düşük gerilme (0.121 MPa) barın santral bölgelerinde ölçülürken, en yüksek gerilme (23.169 MPa) posterior bölgelerde, zigomatik implant bağlantı bölgelerinde lokalize olmuştur. Bununla birlikte, standart implantların bağlantı bölgelerinde de belirgin gerilme artışları (8.60 MPa) tespit edilmiştir. Genel olarak, titanyum bar üzerinde gerilme dağılımının bağlantı noktalarında yoğunlaştığı ve özellikle posterior zigomatik implant bölgelerinde maksimum değerlere ulaştığı gözlemlenmiştir (Şekil 4.11).



Şekil 4.9. Model 1’de dikey yükleme sonrası dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı



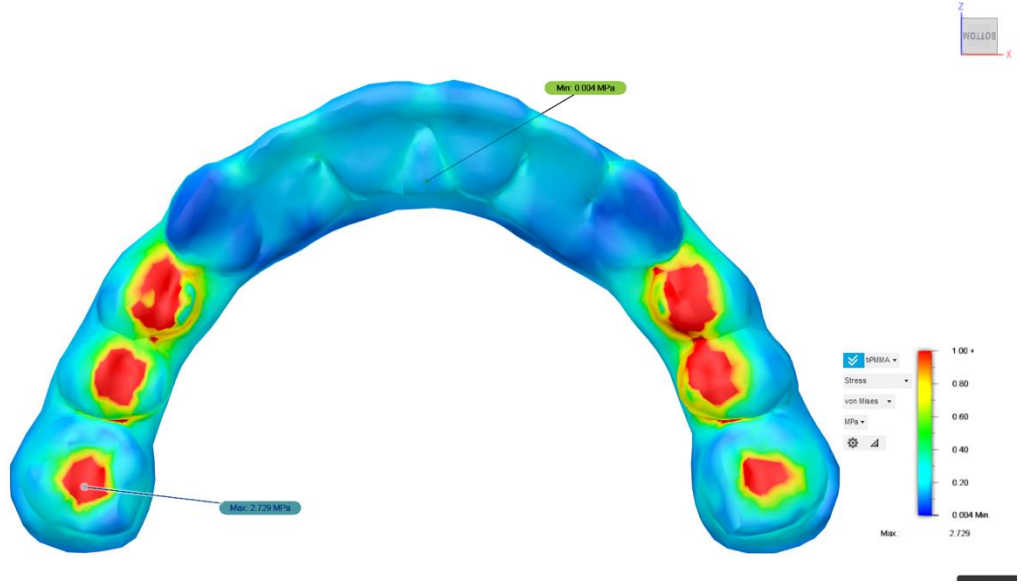
Şekil 4.10. Model 1’de dikey yükleme sonrası standart implantların dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı



Şekil 4.11. Model 1’de titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı

PMMA Üst Yapıda Oluşan Gerilmeler

Dikey yükleme sonrası PMMA üst yapıda oluşan von Mises gerilmeleri 0.004 MPa ile 2.729 MPa arasında değişmiştir. En düşük gerilme (0.004 MPa) üst yapının santral kesici dişlerin lingual bölgesinde gözlemlenirken, en yüksek gerilme (2.729 MPa) ise posterior bölgede, özellikle zigomatik implantların üst yapı ile temas ettiği oklüzal yüzeylerde lokalize olmuştur. Gerilme dağılımı premolar ve molar bölgelerde daha belirgin yoğunlaşma göstermiştir (Şekil 4.12).



Şekil 4.12. Model 1’de PMMA üst yapıda dikey yükleme sonrası von Mises gerilme dağılımı

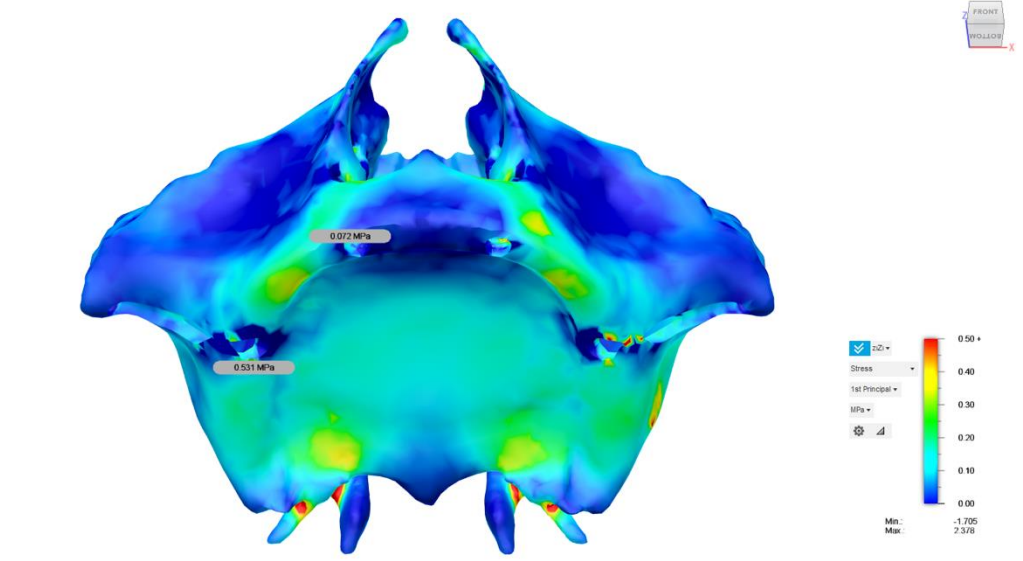
4.2. Model 2: Anterior Konvansiyonel ve Posterior Zigomatik İmplant Konfigürasyonunda Ti Bar Destekli Zirkonya Üst Yapıda Dikey Yük Altında Oluşan Gerilme Dağılımının Analizi

Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmeler

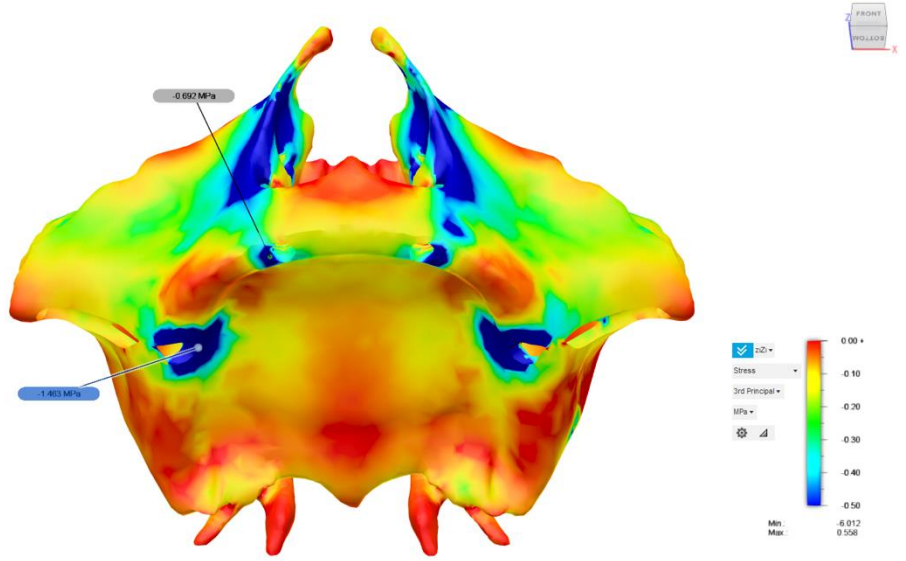
Zirkonya üst yapı ile dikey yükleme sonrası kortikal kemikte oluşan çekme gerilmeleri incelendiğinde, değerlerin 0.072 MPa ile 0.531 MPa arasında değiştiği gözlemlenmiştir. En düşük çekme gerilmesi (0.072 MPa), standart implantların boyun bölgesinin distal yüzeyine denk gelen kortikal kemikte lokalize olmuştur. Buna karşılık, en yüksek çekme gerilmesi (0.531 MPa) zigomatik implantların boyun seviyesinin distal bölgesine karşılık gelen kortikal kemik alanında meydana gelmiştir. Bu bölgelerde, implant çevresindeki gerilme yoğunluğunun arttığı ve yük aktarımının lokalize olduğu dikkati çekmiştir (Şekil 4.13).

Basma gerilmeleri değerlendirildiğinde, değerlerin -0.692 MPa ile -1.463 MPa arasında değiştiği belirlenmiştir. En düşük basma gerilmesi (-0.692 MPa), standart implantların boyun bölgesinin distal yüzeyine denk gelen kortikal kemikte gözlemlenmiştir. En yüksek basma gerilmesi (-1.463 MPa) ise zigomatik implantların boyun bölgesinin palatinal yüzeyine denk gelen kortikal kemik alanında ortaya çıkmıştır. Bu bulgular, özellikle posterior bölgede zigomatik implantların çevresindeki

yük yoğunluğunun arttığını ve basma kuvvetlerinin daha belirgin hale geldiğini göstermektedir (Şekil 4.14).



Şekil 4.13. Model 2’de kortikal kemikte çekme gerilme dağılımı



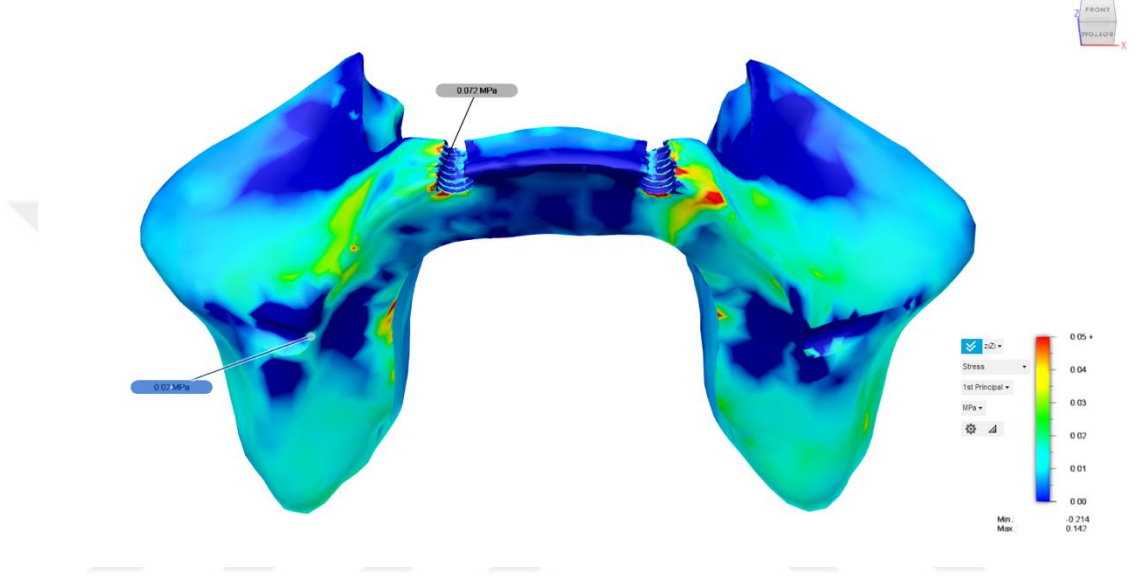
Şekil 4.14. Model 2’de kortikal kemikte basma gerilme dağılımı

Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilmeler

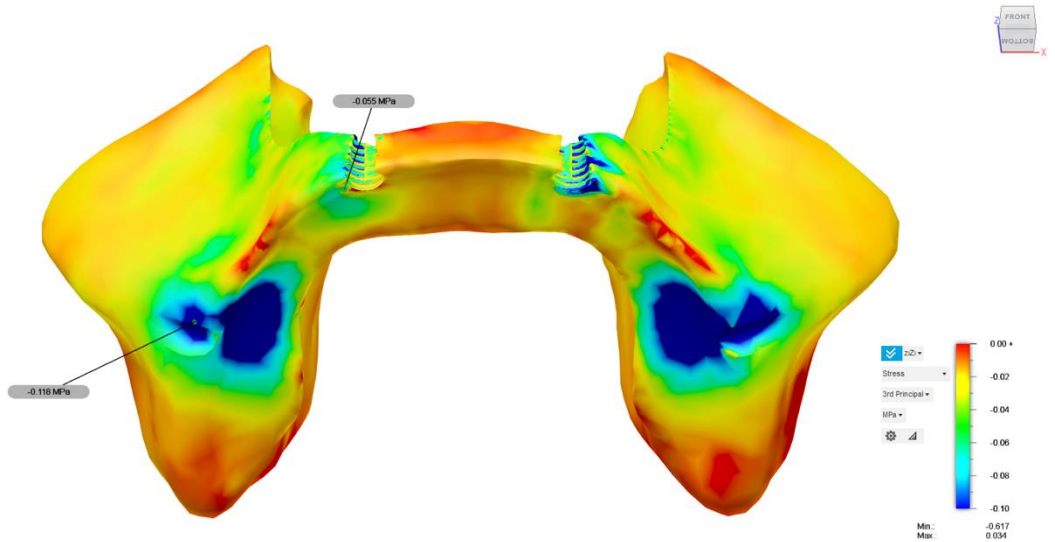
Model 2’de zirkonya üst yapının dikey yükleme analizi sonucunda, trabeküler kemikte en yüksek çekme gerilmesi standart implantların boyun bölgesinin distal yüzeyine denk gelen kemik dokusunda (0.072 MPa) gözlemlendi. En düşük çekme

gerilmesi ise zigomatik implantların boyun bölgesinin mezio-palatinal yüzeyine denk gelen kemik dokusunda (0.02 MPa) oluştu (Şekil 4.15).

Trabeküler kemikte oluşan basma gerilmeleri incelendiğinde; en yüksek gerilme değerinin zigomatik implantların soket içerisindeki apikal-orta bölgesinde -0.118 MPa, en düşük gerilme değerinin ise standart implantların boyun bölgesinin distal yüzeyinde -0.055 MPa olarak gözlemlendiği tespit edilmiştir (Şekil 4.16).



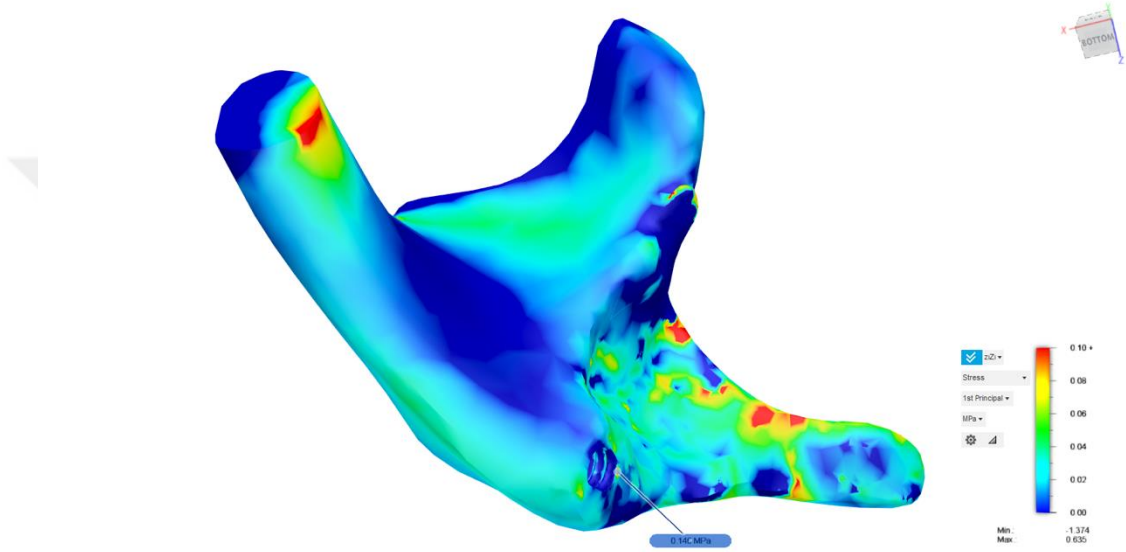
Şekil 4.15. Model 2’de trabeküler kemikte çekme gerilme dağılımı



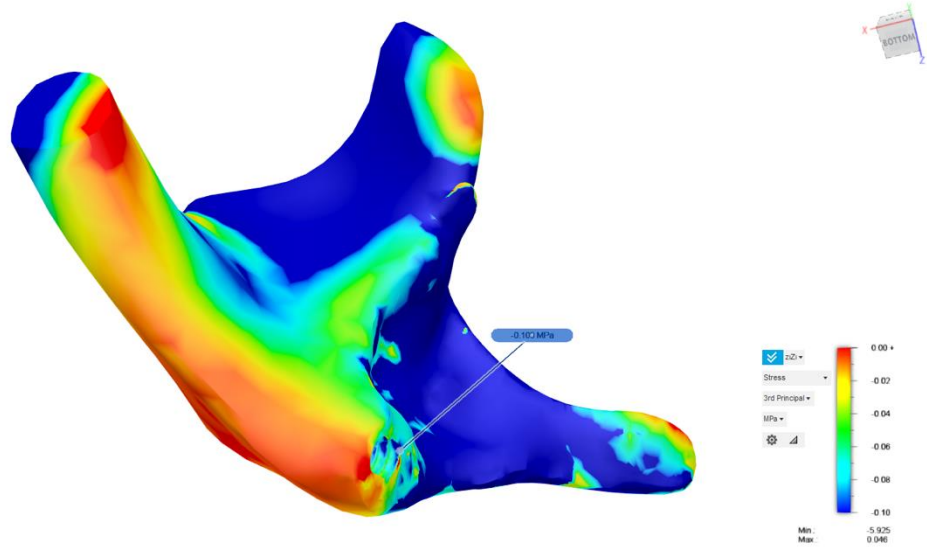
Şekil 4.16. Model 2’de trabeküler kemikte basma gerilme dağılımı

Zigomatik kemikte oluşan gerilmeler

Model 2’de uygulanan dikey yükleme sonrasında, zigomatik implant çevresindeki zigomatik kemikte oluşan maksimum çekme ve basma gerilmeleri analiz edilmiştir. Özellikle implant boyun bölgesinde ve mezial yüzeye denk gelen kortikal kemikte en yüksek basma gerilmeleri gözlemlenmiştir. İmplant çevresinde ölçülen maksimum çekme gerilmesi 0.146 MPa, maksimum basma gerilmesi ise -0.100 MPa ile yine mezial boyun bölgesinde gözlemlenmiştir (Şekil 4.17,18).



Şekil 4.17. Model 2’de zigomatik kemikte çekme gerilme dağılımı



Şekil 4.18. Model 2’de zigomatik kemikte basma gerilme dağılımı

İmplantlarda Oluşan Gerilmeler

Model 2’de uygulanan dikey yükleme sonrasında, implantlar üzerinde oluşan von Mises gerilmeleri analiz edilmiştir. İmplantlar üzerinde ölçülen maksimum gerilme değeri 14.315 MPa, minimum gerilme değeri ise 0.003 MPa olarak hesaplanmıştır. En yüksek gerilmenin standart implantın boyun bölgesinde distal yüzeyde, en düşük gerilmenin ise zigomatik implantların apikal üçlüsünde olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4.19). Zigomatik implantlarda ise maksimum gerilme değeri 8.143 MPa olarak hesaplanmış ve en yüksek gerilmenin boyun bölgesinde olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4.20).

Dayanak Bileşenlerinde Oluşan Gerilmeler

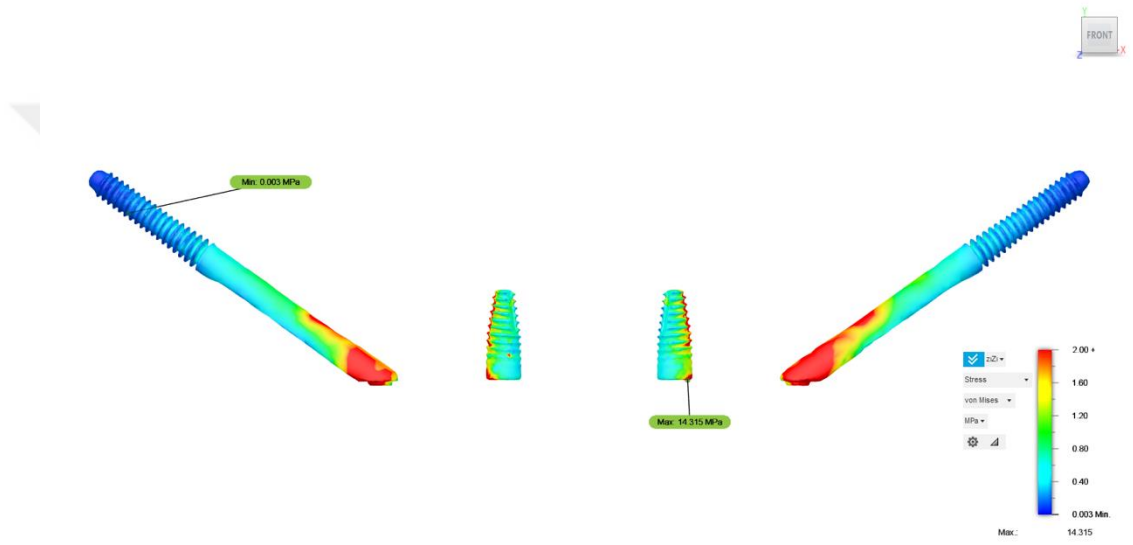
Model 2’de uygulanan dikey yükleme sonrasında, dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilmeleri analiz edilmiştir. Dayanak bileşenlerinde ölçülen maksimum gerilme değeri 15.778 MPa, minimum gerilme değeri ise 0.117 MPa olarak hesaplanmıştır. En yüksek gerilme, zirkonya dayanakların implant-dayanak birleşim yerinin disto-bukkal köşesinde gözlemlenirken, gerilme dağılımının ayrıca zirkonya dayanakların bukkal yüzeylerinde yoğunlaştığı görülmüştür. En düşük gerilme ise standart implant dayanaklarının mezial koronal boyun bölgesinde gözlemlenmiştir (Şekil 4.21). Standart implant dayanakları incelendiğinde ise, dayanaklarda ölçülen maksimum gerilme değeri 4.319 MPa olarak hesaplanmış olup disto-bukkal orta üçlü bölgede olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4.22).

Titanyum Bar İçin Oluşan Gerilmeler

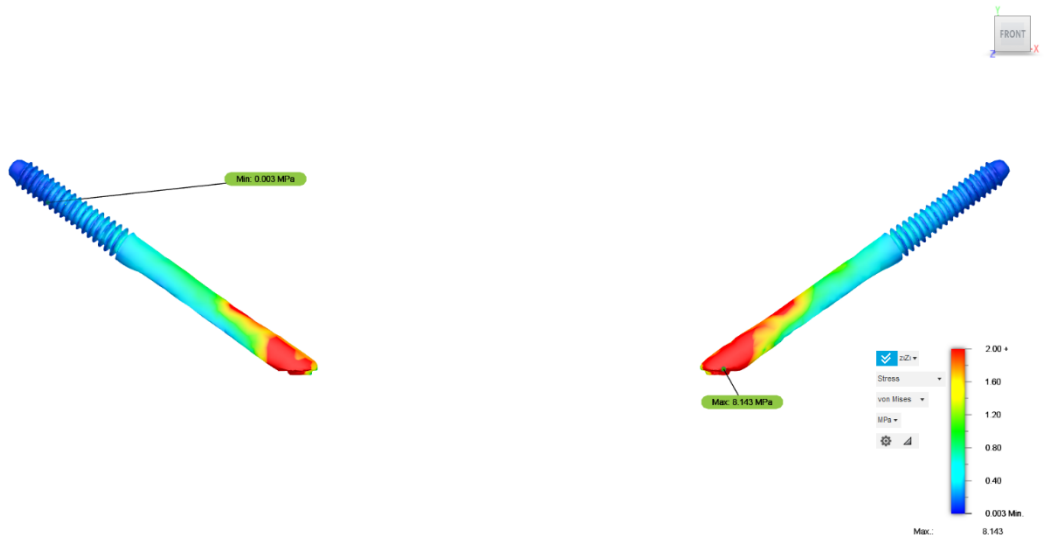
Model 2’de uygulanan dikey yükleme sonrasında, titanyum bar üzerinde oluşan gerilmeler analiz edilmiştir. Von Mises gerilme dağılımına göre, titanyum bar üzerinde ölçülen maksimum gerilme değeri 12.103 MPa, minimum gerilme değeri ise 0.11 MPa olarak hesaplanmıştır. Gerilme dağılımının, özellikle zigomatik implantlar bölgesinde bukkal yüzeyde ve standart implantlar bölgesinde disto-bukkal yüzeyde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. En düşük gerilme değerleri ise standart implantlar arasında barın alt yüzeyinde saptanmıştır (Şekil 4.23).

Zirkonyum Üst Yapıda Oluşan Gerilmeler

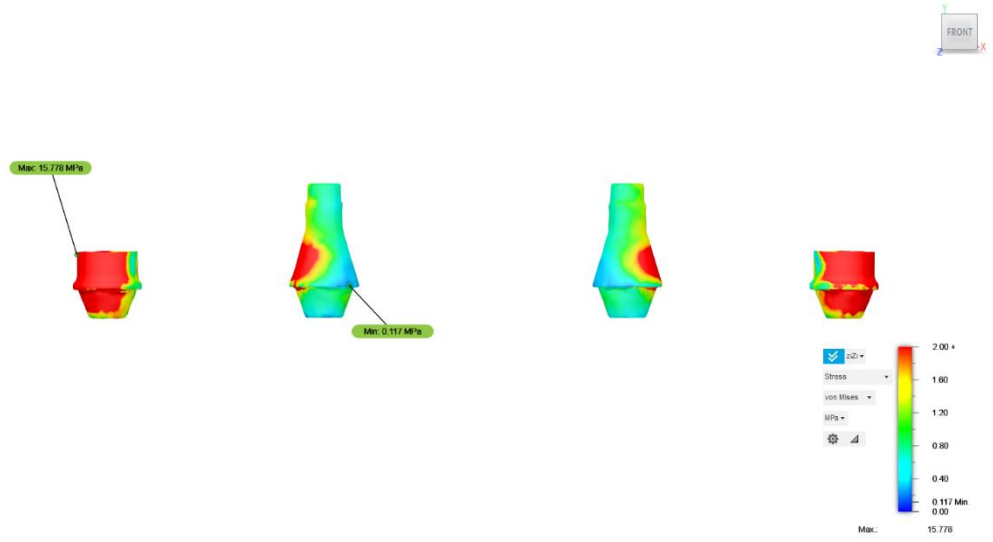
Model 2’de uygulanan dikey yükleme sonrasında, zirkonyum üst yapıda oluşan von Mises gerilmeleri analiz edilmiştir. Üst yapıda ölçülen maksimum gerilme değeri 9.751 MPa, minimum gerilme değeri ise 0.04 MPa olarak hesaplanmıştır. En yüksek gerilme, standart implantların yerleştirildiği lateral diş bölgesinde, insizal uçluda ve meziopalatinal bölgede; en düşük gerilme ise distal kantilever bölgede gözlemlenmiştir. Anterior bölgede oluşan gerilme değerlerinin diğer bölgelerle karşılaştırıldığında yüksek olduğu belirlenmiştir (Şekil 4.24).



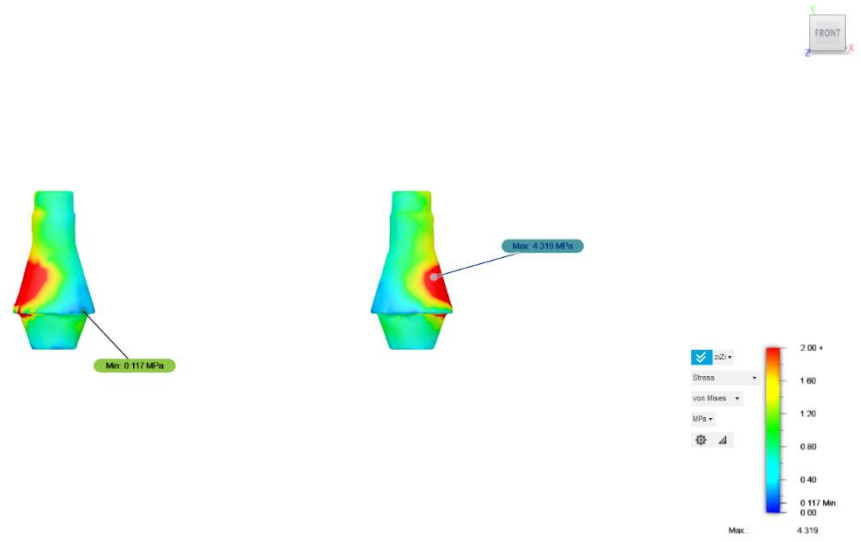
Şekil 4.19. Model 2’de dikey yükleme sonrası standart ve zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı



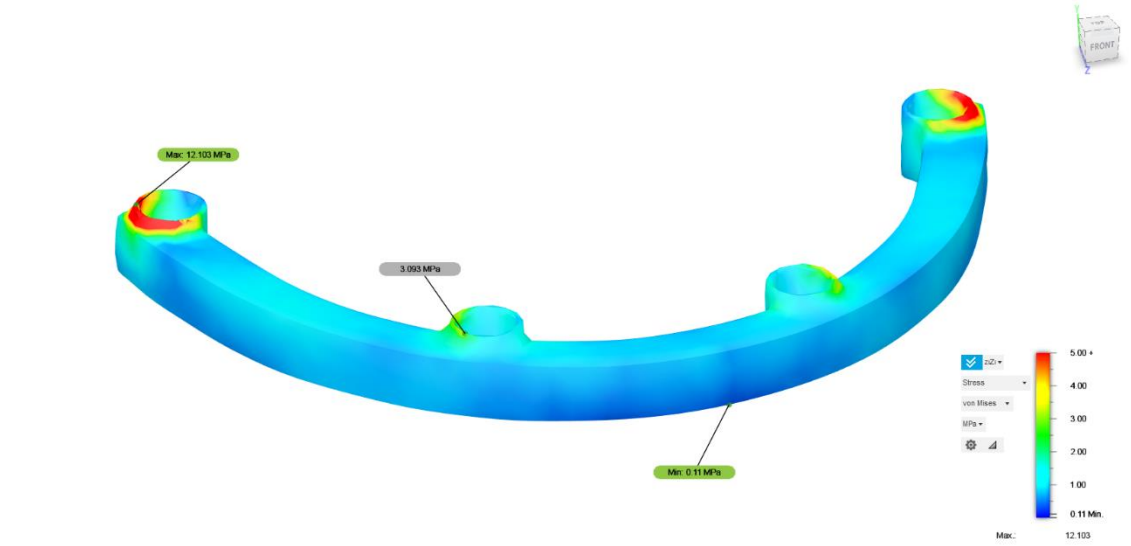
Şekil 4.20. Model 2’de dikey yükleme sonrası zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı



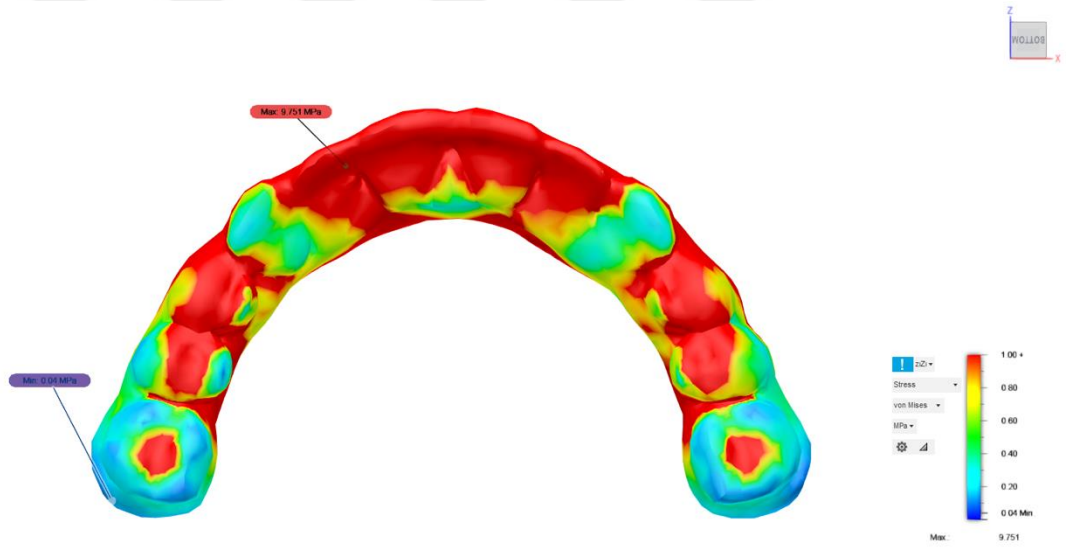
Şekil 4.21. Model 2’de dikey yükleme sonrası dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı



Şekil 4.22. Model 2’de dikey yükleme sonrası standart implantların dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı



Şekil 4.23. Model 2’de titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı



Şekil 4.24. Model 2’de zirkonya üst yapıda dikey yükleme sonrası von Mises gerilme dağılımı

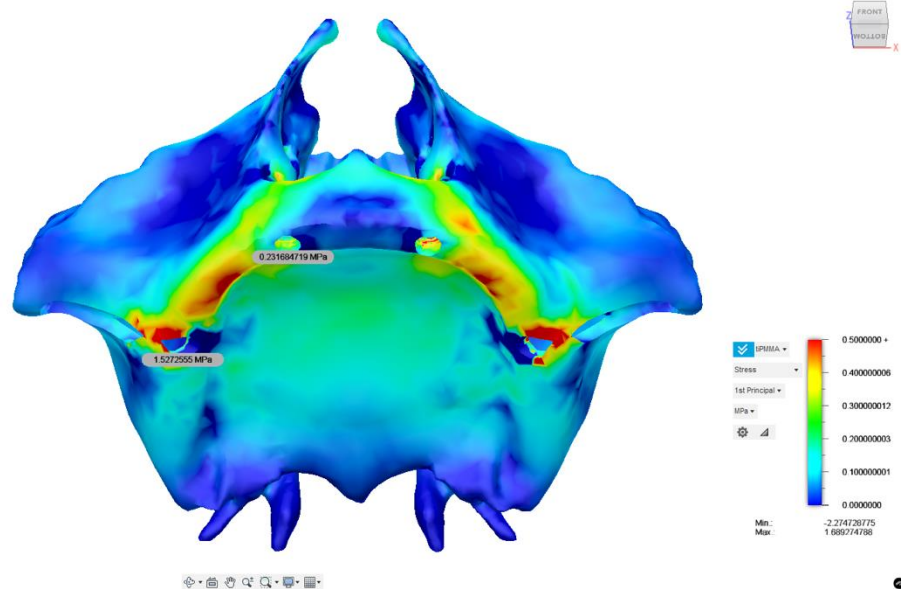
4.3. Model 3: Anterior Konvansiyonel ve Posterior Zigomatik İmplant Konfigürasyonunda Ti Bar Destekli PMMA Üst Yapıda Oblik Yük Altında Oluşan Gerilme Dağılımının Analizi

Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmeler

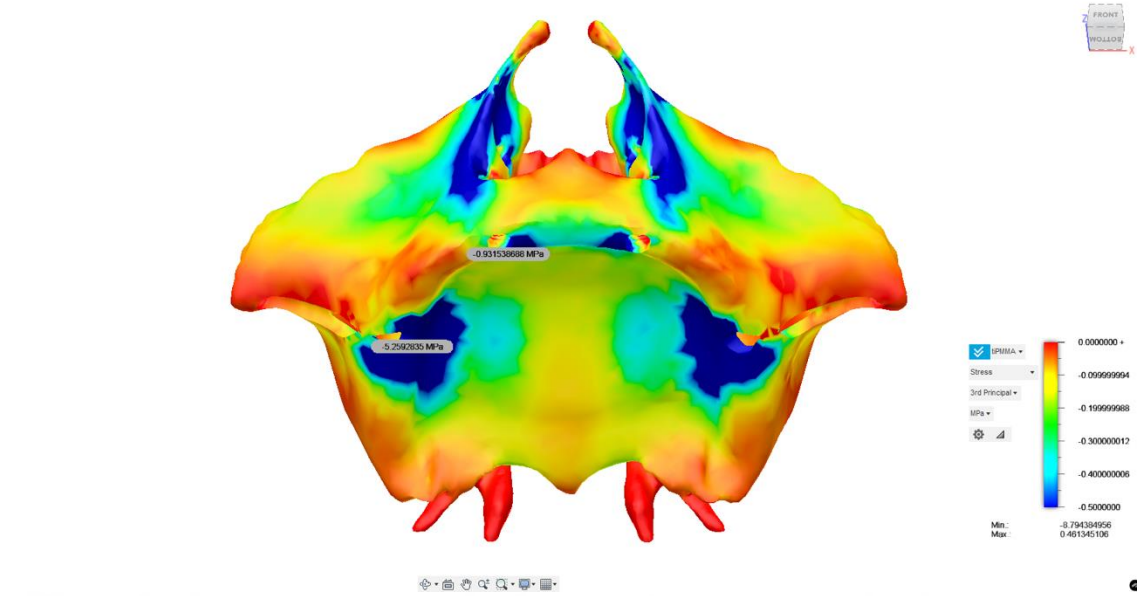
Model 3’te uygulanan oblik yükleme sonrasında, implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme gerilmeleri analiz edilmiştir. Zigomatik implantların yerleştirildiği kortikal kemiğin bukkal ve mezial yüzeylerinde en yüksek çekme

gerilmesi değerlerine ulaşıldığı ve gerilmelerin bu bölgelerde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Standart implantların yerleştirildiği kemik yüzeyinde genel olarak yoğunluk oluşturacak düzeyde gerilme gözlemlenmemiştir. Bu bölgede en yüksek gerilme distal yüzeyde gözlemlenirken, boyun bölgesinin bukkal ve distal yüzeylerinde ise orta düzeyde gerilme olduğu belirlenmiştir. Zigomatik implant çevresinde ölçülen maksimum çekme gerilmesi 1.527 MPa, standart implant çevresinde ise 0.232 MPa olarak hesaplanmıştır (Şekil 4.25).

Model 3'te uygulanan oblik yükleme sonrasında, implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma gerilmeleri analiz edilmiştir. Zigomatik implantların yerleştirildiği bölgede özellikle palatinal kemik yüzeyinde en yüksek basma gerilmesi değerlerine ulaşıldığı, bu bölgelerde ve standart implantların mezial boyun bölgesine karşılık gelen kortikal kemikte gerilmelerin yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Zigomatik implant çevresinde ölçülen maksimum basma gerilmesi -5.259 MPa, standart implant çevresinde ise -0.931 MPa olarak hesaplanmıştır (Şekil 4.26).



Şekil 4.25. Model 3'te kortikal kemikte çekme gerilme dağılımı



Şekil 4.26. Model 3'te kortikal kemikte basma gerilme dağılımı

Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilmeler

Model 3'te uygulanan oblik yükleme sonrasında, implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma gerilmeleri analiz edilmiştir. Standart implant çevresinde ölçülen maksimum çekme gerilmesi 0.083 MPa, zigomatik implant çevresinde ise 0.022 MPa olarak hesaplanmıştır. Genel olarak belirgin bir gerilme yoğunlaşması saptanmamakla birlikte, standart implantların yerleştirildiği trabeküler kemik bölgelerinde lokal gerilme artışları gözlemlenmiştir (Şekil 4.27). Zigomatik implantların yerleştirildiği bölgede, soket içerisinde ve palatinal yüzeyde basma gerilmelerinin yoğunlaştığı ve bu bölgede en yüksek değerlere ulaşıldığı gözlemlenmiştir. Standart implantların çevresindeki trabeküler kemik yüzeylerinde ise belirgin bir gerilme yoğunlaşması saptanmamıştır. Zigomatik implant çevresinde ölçülen maksimum basma gerilmesi 0.162 MPa, standart implant çevresinde ise 0.031 MPa olarak hesaplanmıştır (Şekil 4.28).

Zigomatik kemikte oluşan gerilmeler

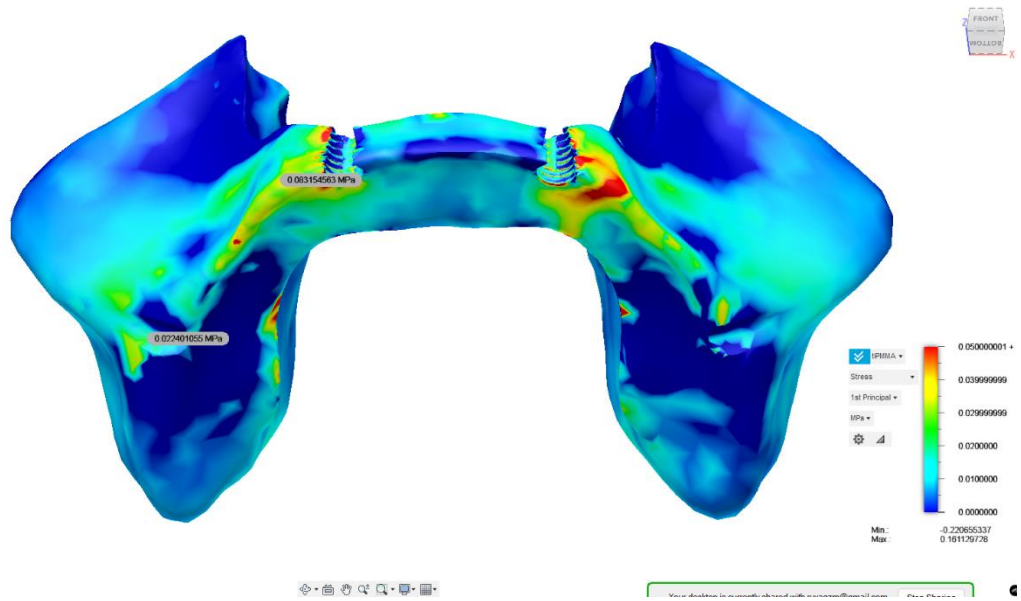
Model 3'te uygulanan oblik yükleme sonrası, zigomatik kemikte maksimum çekme gerilmesi 0.1727 MPa olarak ölçülmüş ve bu gerilme, bukkal yüzeye karşılık gelen implant-kemik birleşiminde yoğunlaşmıştır. Genel dağılım homojen olup, lokal artışlar implant çevresi ve kortikal bölgelerde gözlenmiştir. Gerilme değerleri kritik sınırların altında kalmış, zigomatik kemik yük dağılımında etkili olmuştur (Şekil 4.29).

Buna ek olarak, maksimum basma gerilmesi -0.021 MPa olarak ölçülmüş olup, bu gerilme implant-kemik birleşiminin palatinal yüzeyinde yoğunlaşmıştır (Şekil 4.30).

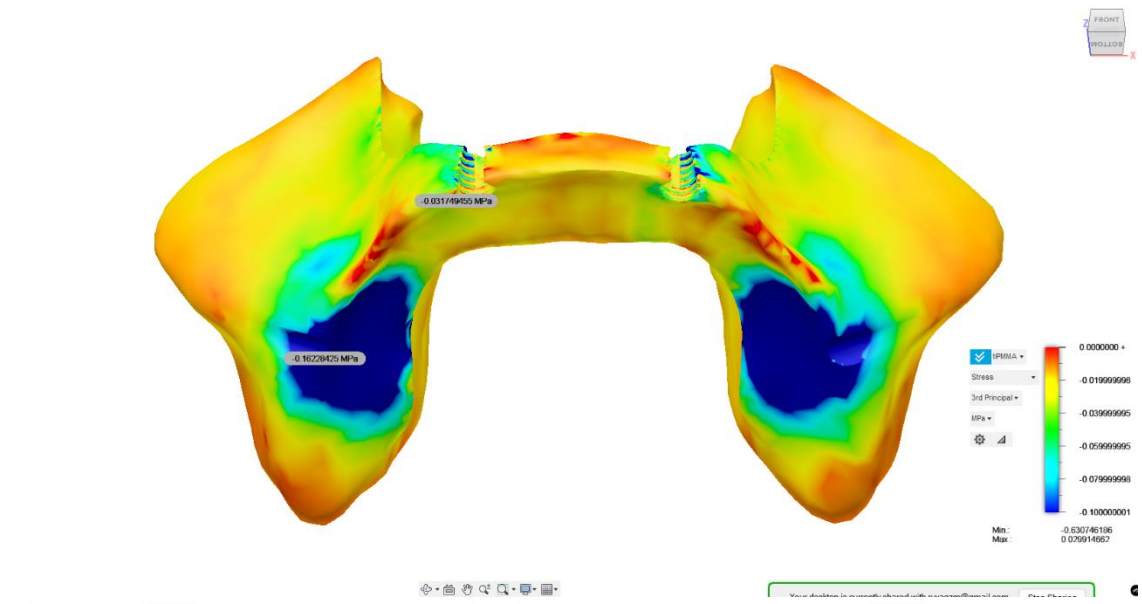
İmplantlarda Oluşan Gerilmeler

Model 3'te uygulanan oblik yükleme sonrasında implant yapılarında oluşan gerilmeler von Mises değeri üzerinden değerlendirilmiştir. En yüksek gerilme 14.71 MPa ile implantın koronal üçlüsünde, özellikle dayanakla birleşim bölgesinde gözlenmiştir. Gerilme, gövde boyunca azalarak apikal üçlüde minimum düzeye (0.004 MPa) ulaşmıştır (Şekil 4.31).

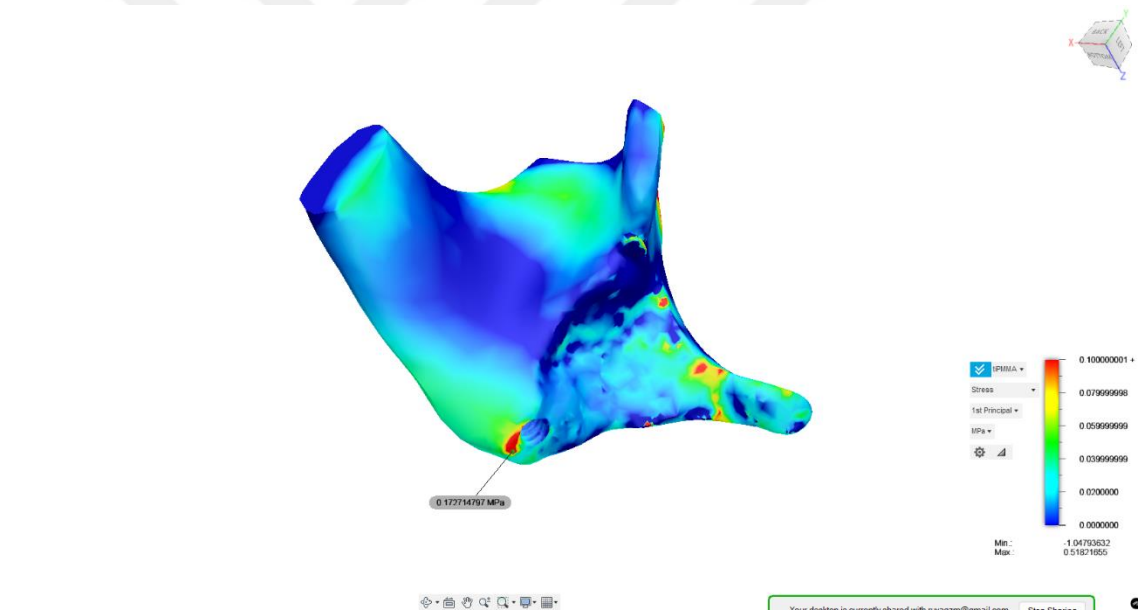
Standart implantlarda oluşan von Mises gerilme değerleri incelendiğinde ise, maksimum stresin 12.80 MPa ile distal boyun bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür. Gerilme, implant gövdesi boyunca azalarak apikal orta bölgede minimum değere (0.031 MPa) ulaşmıştır (Şekil 4.32).



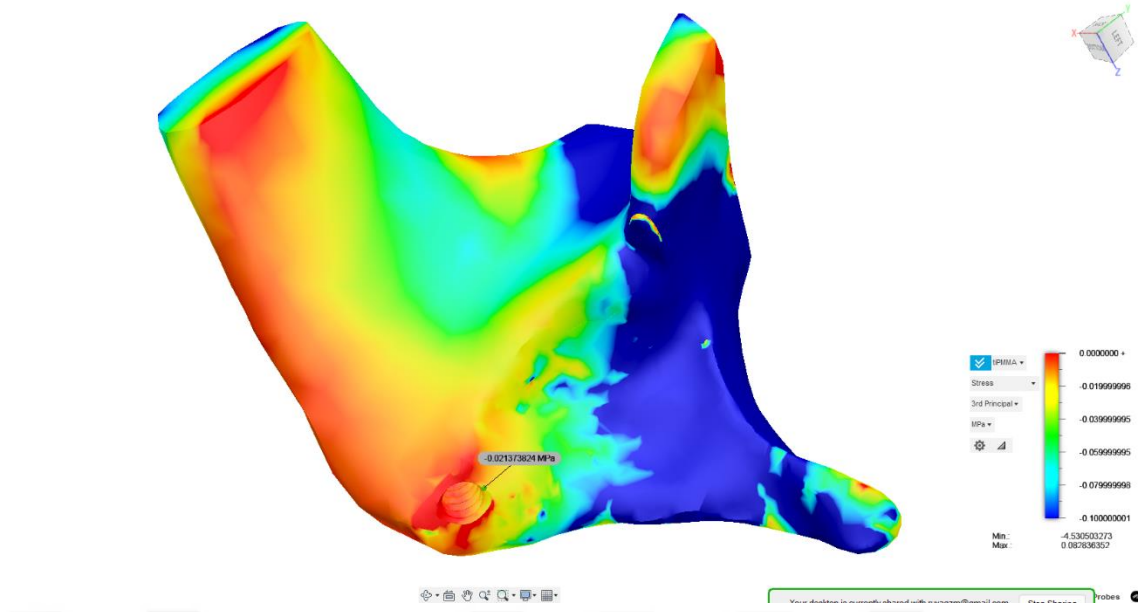
Şekil 4.27. Model 3'te trabeküler kemikte çekme gerilme dağılımı



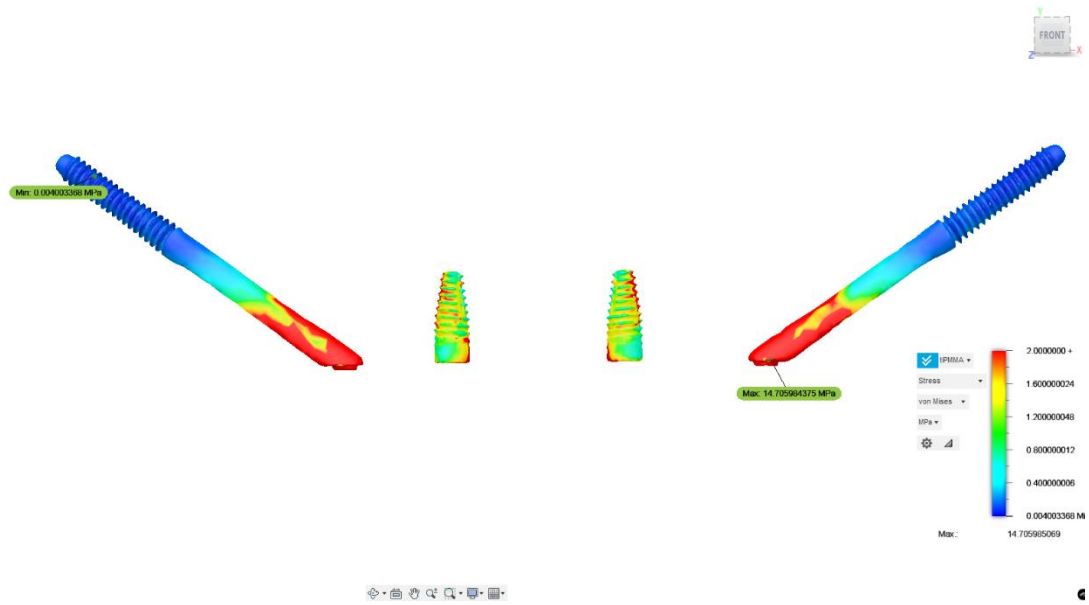
Şekil 4.28. Model 3'te trabeküler kemikte basma gerilme dağılımı



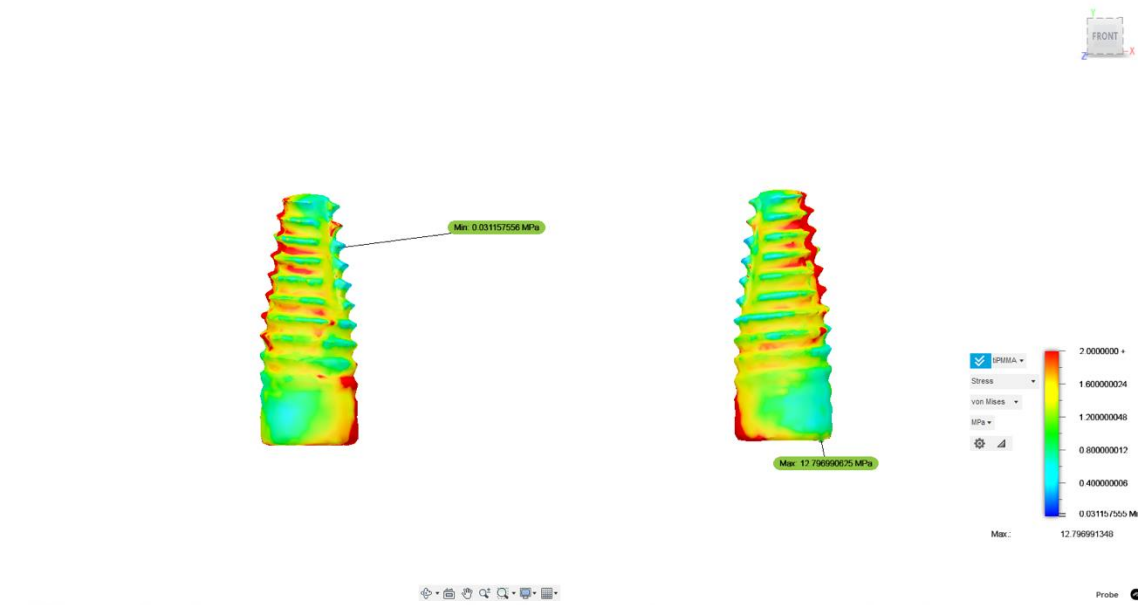
Şekil 4.29. Model 3'te zigomatik kemikte çekme gerilme dağılımı



Şekil 4.30. Model 3'te zigomatik kemikte basma gerilme dağılımı



Şekil 4.31. Model 3'te oblik yük altında standart ve zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı



Şekil 4.32. Model 3'te oblik yük altında standart implantlarda von Mises gerilme dağılımı

Dayanak Bileşenlerinde Oluşan Gerilmeler

Model 3'te uygulanan oblik yükleme sonrasında dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde, en yüksek gerilme değeri zigomatik implant dayanağında 21.23 MPa olarak ölçülmüş ve bu stresin özellikle implantla birleşim bölgesinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Gerilmenin neredeyse tüm dayanak boyunca yaygın olduğu, özellikle boyun ve gövde geçiş bölgelerinde belirginleştiği izlenmiştir (Şekil 4.33). Standart implant dayanaklarında ise maksimum gerilme değeri 8.96 MPa olarak saptanmış, bu değer disto-palatinal basamak bölgesinde lokalize olmuştur. Ayrıca, mezial orta üçlü bölgede belirgin stres birikimi izlenirken, en düşük değer olan 0.315 MPa ise disto-bukkal orta üçlü bölgede oluşmuştur (Şekil 4.34). Bu bulgular, zigomatik implant dayanaklarında gerilmenin daha yüksek ve yaygın; standart implant dayanaklarında ise daha lokalize ancak belirgin stres odaklarına sahip olduğunu göstermektedir.

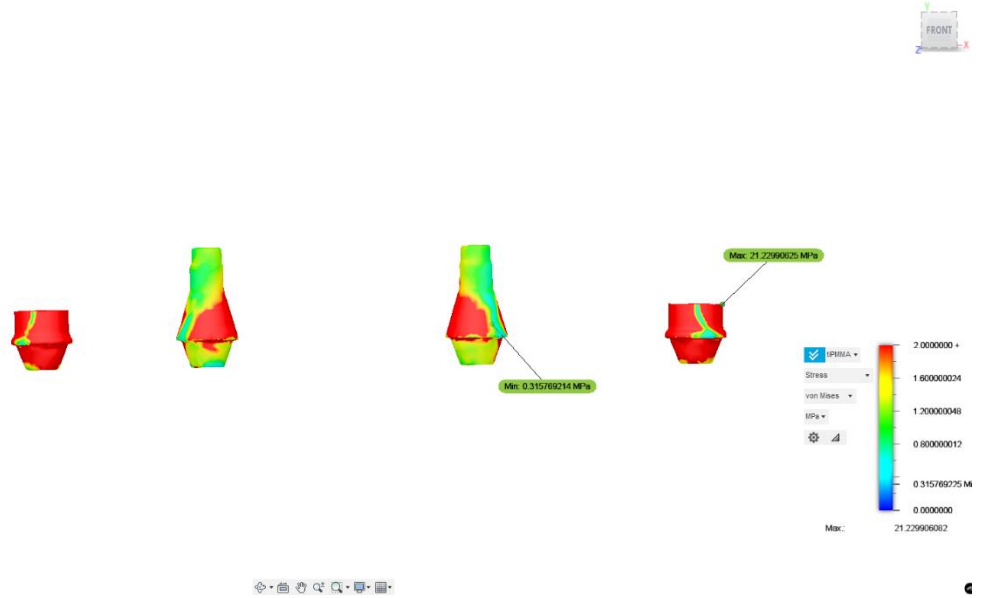
Titanyum Bar İçin Oluşan Gerilmeler

Model 3'te uygulanan oblik yükleme sonrası titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde, maksimum gerilme değeri 12.70 MPa olarak ölçülmüş ve bu stres, standart implant dayanağı hizasının disto-palatinal bölgesinde yoğunlaşmıştır. Ayrıca, standart implantlar bölgesinde distal boyun hizasında, zigomatik implantlar bölgesinde ise mezial yüzeylerde gerilme birikimi gözlenmiştir.

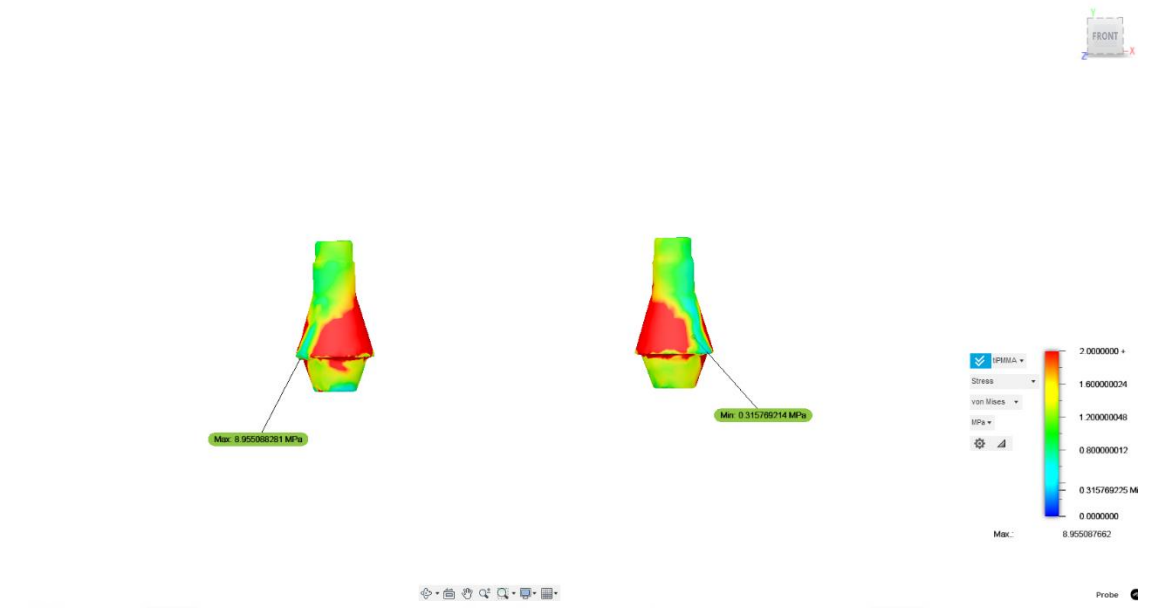
Minimum gerilme değeri 0.185 MPa olup, bu stresin standart implantlar arasındaki üst yüzeyde lokalize olduğu görülmüştür. Bu bulgular, fonksiyonel yüklerin titanyum bar üzerinde belirli bölgelerde yoğunlaştığını ve özellikle bağlantı noktalarında stresin arttığını ortaya koymaktadır (Şekil 4.35).

PMMA Üst Yapıda Oluşan Gerilmeler

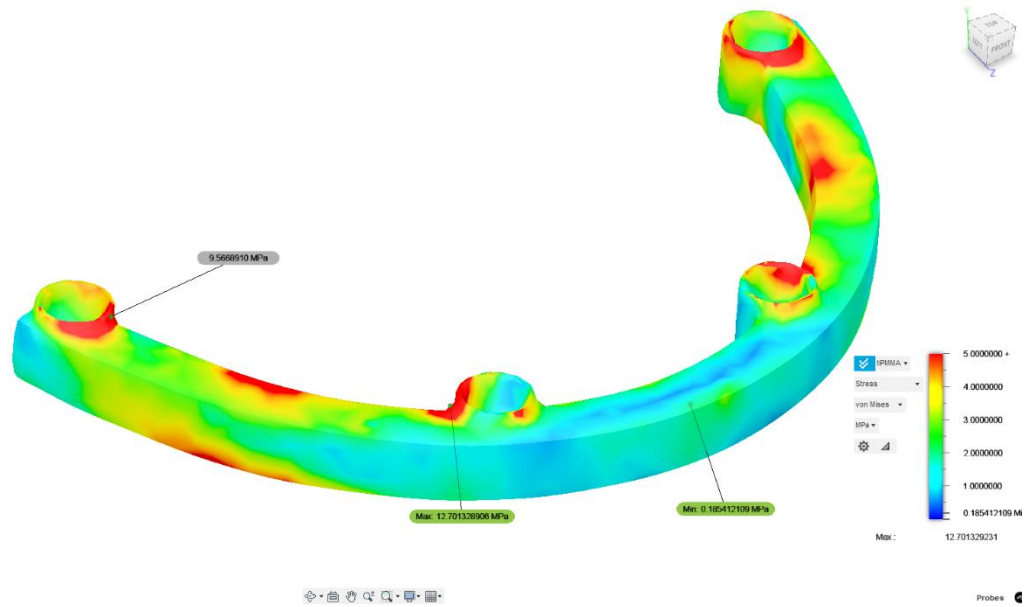
Model 3'te kullanılan PMMA üst yapı üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı incelendiğinde, maksimum gerilme değeri 5.20 MPa olarak ölçülmüş ve bu stres, özellikle 2. premolar dişlerin okluzal yüzeylerinde yoğunlaşmıştır. Minimum gerilme değeri 0.0034 MPa olup, yük aktarımından uzak olan anterior palatinal kubbe bölgesinde gözlenmiştir. Gerilmenin özellikle okluzal yüzeylerde ve tüberküllerde belirgin olduğu, anterior bölgelerde ise oldukça düşük seviyelerde seyrettiği tespit edilmiştir. Gerilme dağılımı, çiğneme yüklerinin PMMA üst yapıda özellikle premolar ve molar bölgede yoğunlaştığını ortaya koymaktadır (Şekil 4.36).



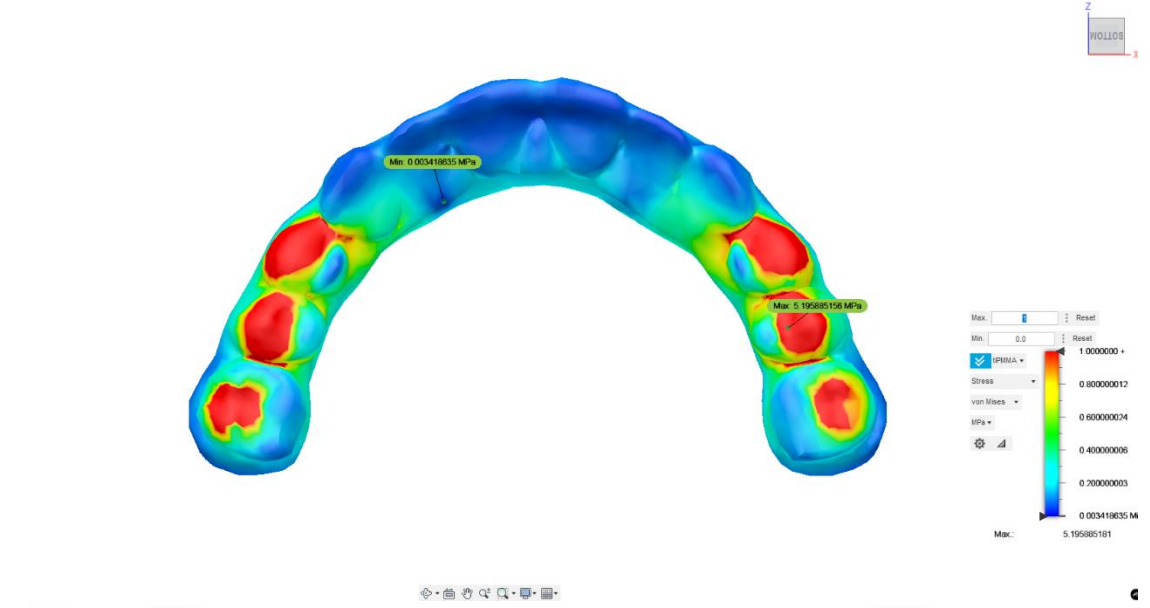
Şekil 4.33. Model 3'te oblik yük altında dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı



Şekil 4.34. Model 3'te oblik yük altında standart implantların dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı



Şekil 4.35. Model 3'te titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı



Şekil 4.36. Model 3'te PMMA üst yapıda oblik yük altında von Mises gerilme dağılımı

4.4. Model 4: Anterior Konvansiyonel ve Posterior Zigomatik İmplant Konfigürasyonunda Ti Bar Destekli Zirkonya Üst Yapıda Oblik Yük Altında Oluşan Gerilme Dağılımının Analizi

Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmeler

En yüksek çekme gerilmesi 0.908 MPa, zigomatik implantın boyun kısmına denk gelen socketin distal yüzeyinde gözlenmiştir. En düşük gerilme değeri ise 0.099 MPa, standart implantın boyun hizasına karşılık gelen kortikal kemiğin bukkal yüzeyinde lokalize olmuştur (Şekil 4.37).

En yüksek basma gerilmesi -2.407 MPa, zigomatik implantın yerleştirildiği socketin boyun kısmının palatinal yüzeyinde gözlenmiştir. Bu bölgedeki kemik yüzeyin, özellikle bukkal alan hariç çevresel olarak basma stresine maruz kaldığı; palatinal yüzeyde ise yoğun gerilme birikimi olduğu izlenmiştir. Standart implant bölgesinde ise gerilme artışı, socketin boyun kısmının distal yüzeyinde lokalize olmuştur (Şekil 4.38).

Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilmeler

En yüksek çekme gerilmesi 0.057 MPa, standart implantların yerleştirildiği socketin boyun bölgesinin distal yüzeyinde gözlenmiştir. Zigomatik implantların yer aldığı bölgede ise gerilme değerleri negatif değerlere (en düşük: -0.016 MPa) ulaşmış,

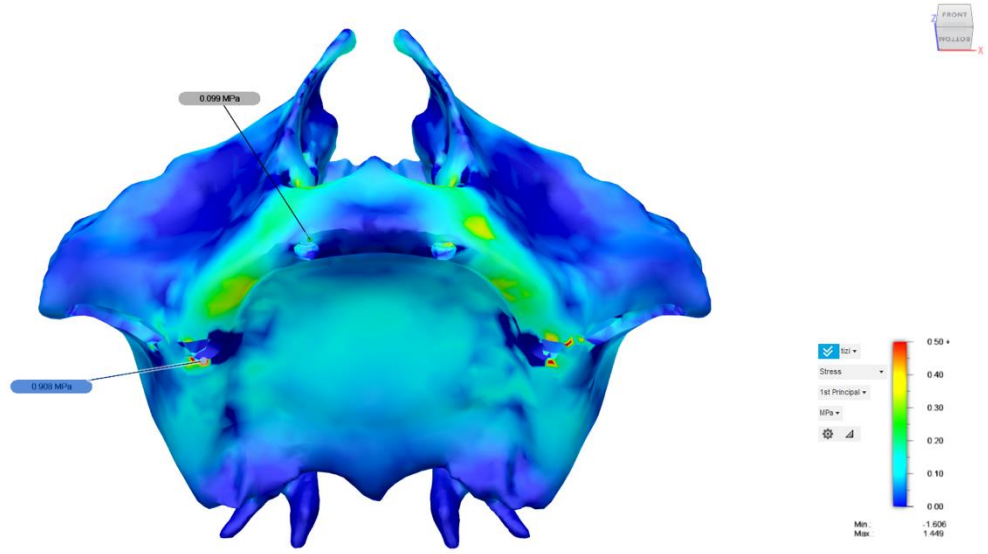
bu da bu bölgede kayda değer bir çekme stresinin oluşmadığını göstermektedir. Bu bulgular, trabeküler kemikte stresin büyük oranda anterior bölgede toplandığını ve posterior zigomatik bölgede stres aktarımının sınırlı kaldığını göstermektedir (Şekil 4.39). En yüksek basma gerilmesi -0.126 MPa olup, zigomatik implantların yerleştirildiği socketin palatinal yüzeyinde lokalize olmuştur. Bu bölgede yalnızca implant giriş noktasında değil, çevresini saran palatinal yüzeyde de belirgin bir stres yoğunluğu izlenmiştir.

Standart implantların yerleştirildiği socketlerde ise basma gerilmesinin socket distal yüzeyinin koronal orta üçlük kısmında yoğunlaştığı görülmüştür. Ancak bu bölgelerdeki stres dağılımı, zigomatik implant bölgesine kıyasla daha sınırlı ve bölgesel düzeydedir. Bu bulgular, uygulanan oblik yükleme altında trabeküler kemikte özellikle zigomatik bölgede yüksek basma streslerinin biriktiğini, standart implant bölgelerinde ise bu etkinin daha lokalize kaldığını ortaya koymaktadır (Şekil 4.40).

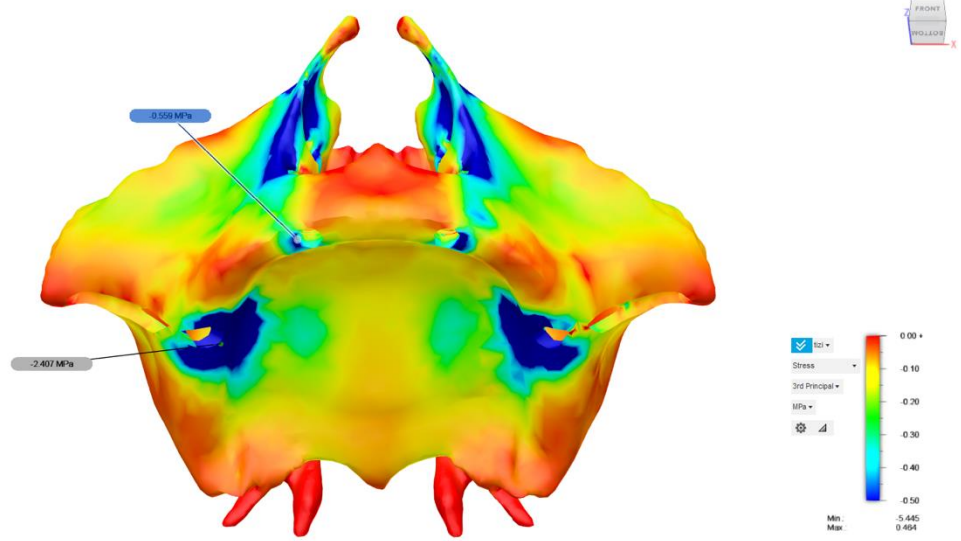
Zigomatik kemikte oluşan gerilmeler

Gerilme analizi sonuçlarına göre, en yüksek basma gerilmesi zigomatik implantların yerleştirildiği socketin palatinal boyun bölgesinde 0.081 MPa olarak saptanmıştır. Ancak bu stres, geniş bir yüzeye yayılmaktan ziyade, yalnızca sınırlı bir alanda lokalize olmuş ve belirgin bir stres yoğunlaşması oluşturmamıştır. Gerilme dağılımının büyük oranda noktasal düzeyde kaldığı gözlemlenmiştir (Şekil 4.41).

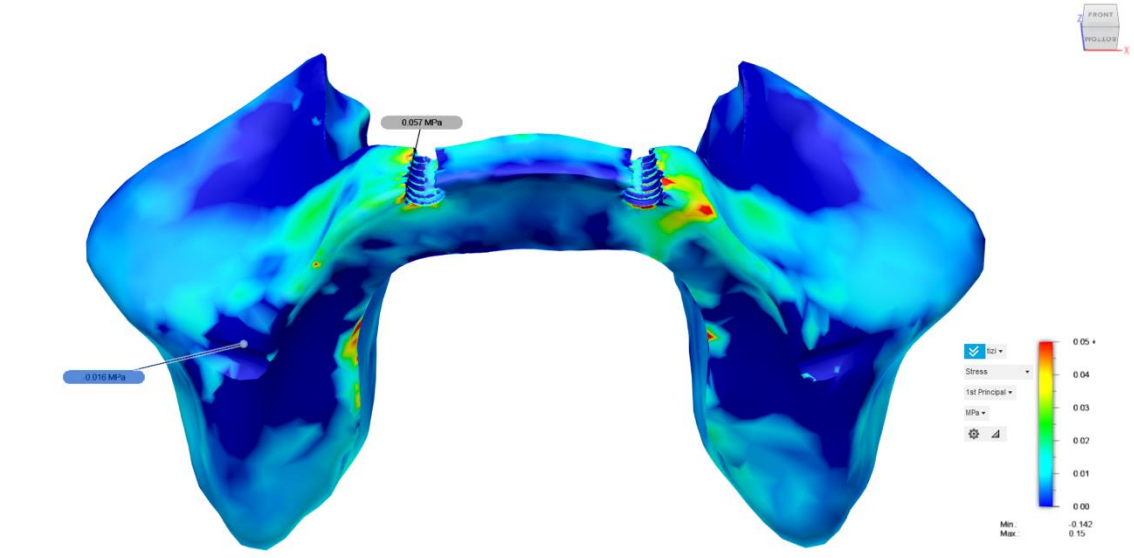
Zigomatik kemikte en yüksek basma gerilmesi -0.064 MPa olarak ölçülmüş olup, bu değer zigomatik implantların yerleştirildiği socketin palatinal boyun bölgesinde lokalize olmuştur. En yüksek gerilme değerinin zigomatik implant çevresinde saptanmasına rağmen, bu stres yalnızca sınırlı bir alanda toplanmış ve yaygın bir yoğunlaşma göstermemiştir. Standart implantların çevresindeki kortikal kemikte ise daha geniş alanlara yayılan, ancak daha düşük şiddette basma gerilmeleri gözlemlenmiştir (Şekil 4.42).



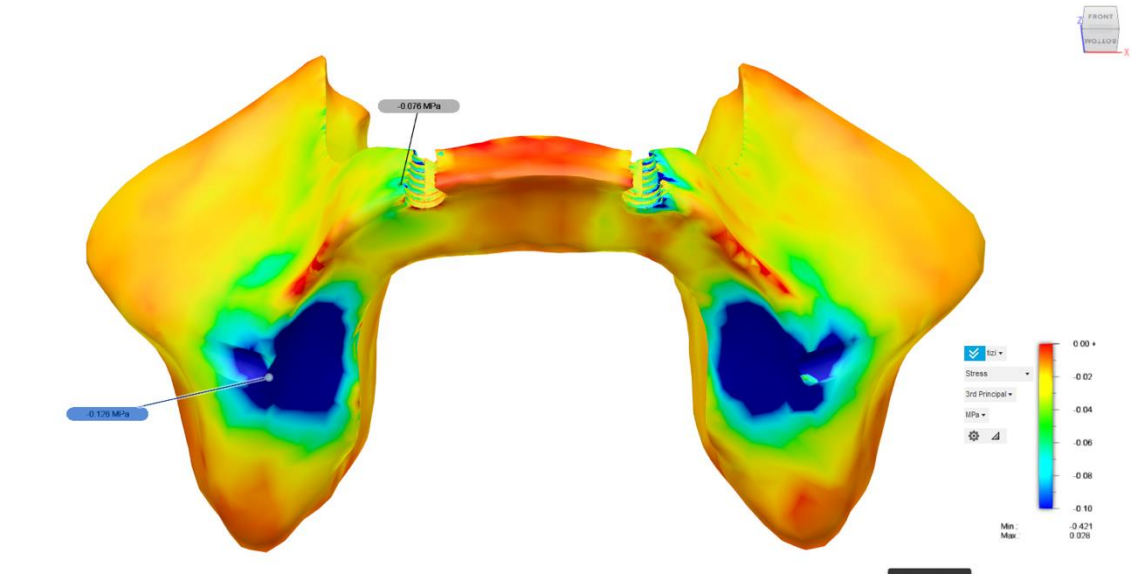
Şekil 4.37. Model 4'te kortikal kemikte çekme gerilme dağılımı



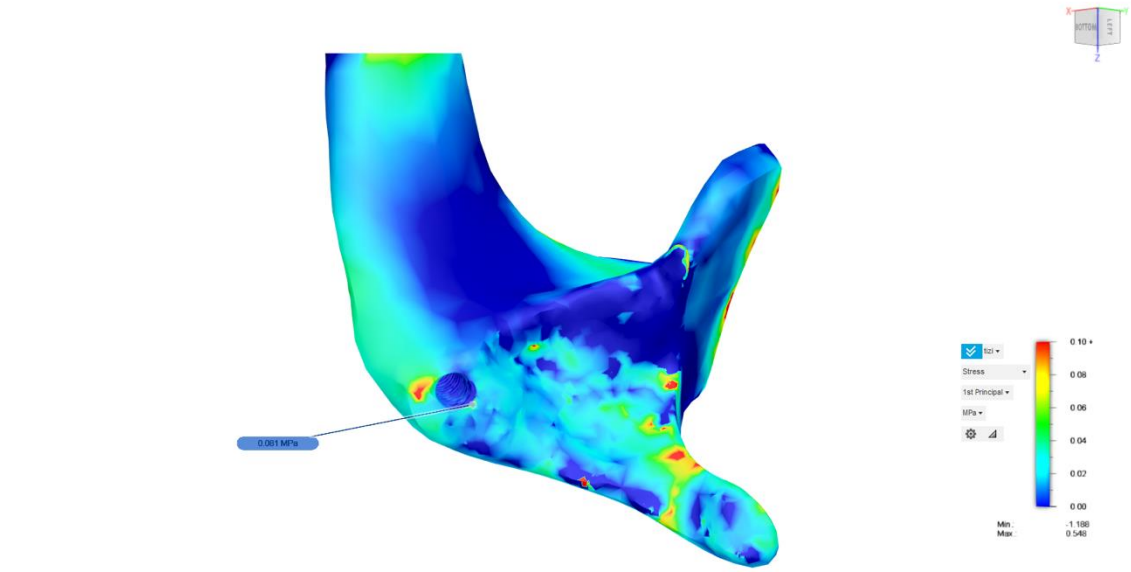
Şekil 4.38. Model 4'te kortikal kemikte basma gerilme dağılımı



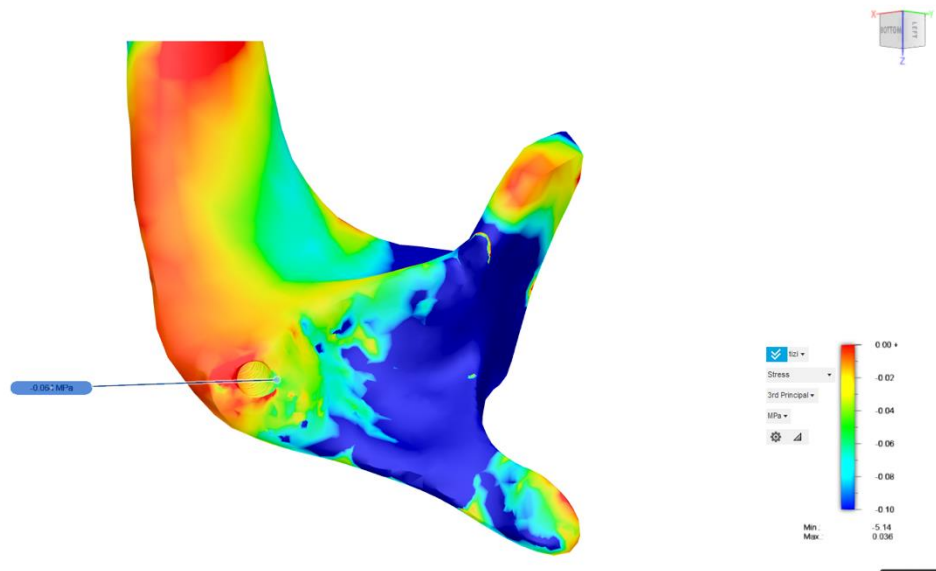
Şekil 4.39. Model 4'te trabeküler kemikte çekme gerilme dağılımı



Şekil 4.40. Model 4'te trabeküler kemikte basma gerilme dağılımı



Şekil 4.41. Model 4'te zigomatik kemikte çekme gerilme dağılımı

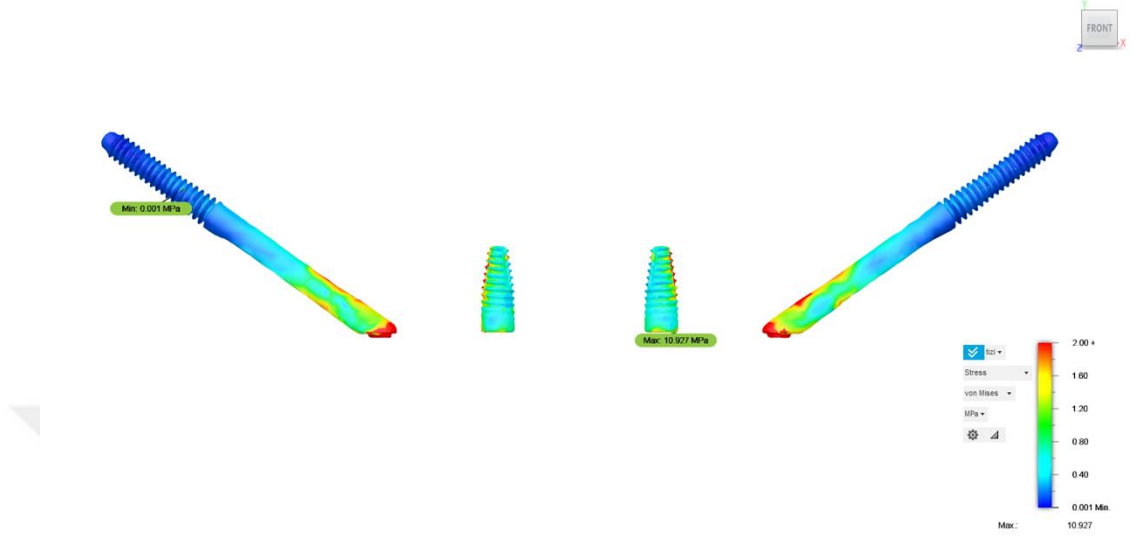


Şekil 4.42. Model 4'te zigomatik kemikte basma gerilme dağılımı

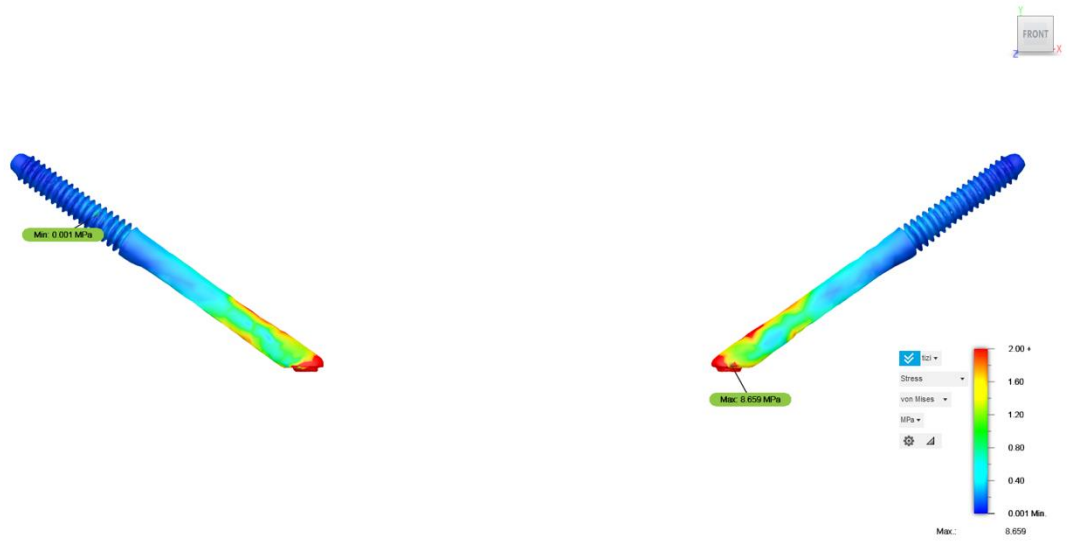
İmplantlarda Oluşan Gerilmeler

Model 4'te uygulanan oblik yükleme sonrası implantlar üzerinde oluşan von Mises gerilmeleri incelendiğinde, anterior bölgede yer alan standart implantlarda maksimum gerilme değeri 10.927 MPa olarak ölçülmüş olup, bu gerilmenin özellikle implantın servikal bölgesinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir (Şekil 4.43). Posterior bölgede yer alan zigomatik implantlarda ise maksimum von Mises gerilmesi 8.659 MPa olarak belirlenmiş ve bu gerilmenin özellikle implantın dayanak ile birleşim

bölgesinde lokalize olduğu izlenmiştir (Şekil 4.44). Çalışmada saptanan en düşük gerilme değeri 0.001 MPa olup, bu değer zigomatik implantların yivli kısmının koronal üçte birlik bölgesinde sınırlı bir alanda izlenmiştir.



Şekil 4.43. Model 4'te oblik yük altında standart ve zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı



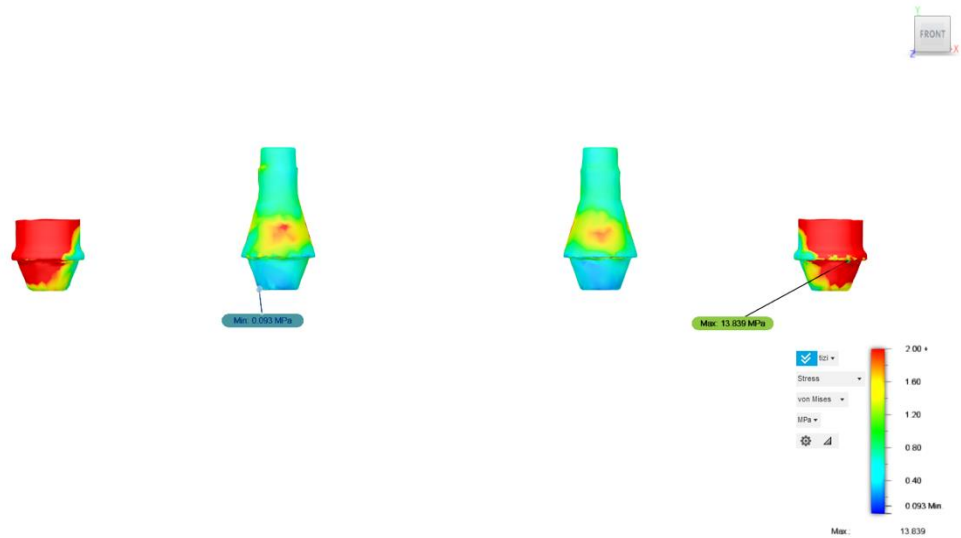
Şekil 4.44. Model 4'te oblik yük altında zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı

Dayanak Bileşenlerinde Oluşan Gerilmeler

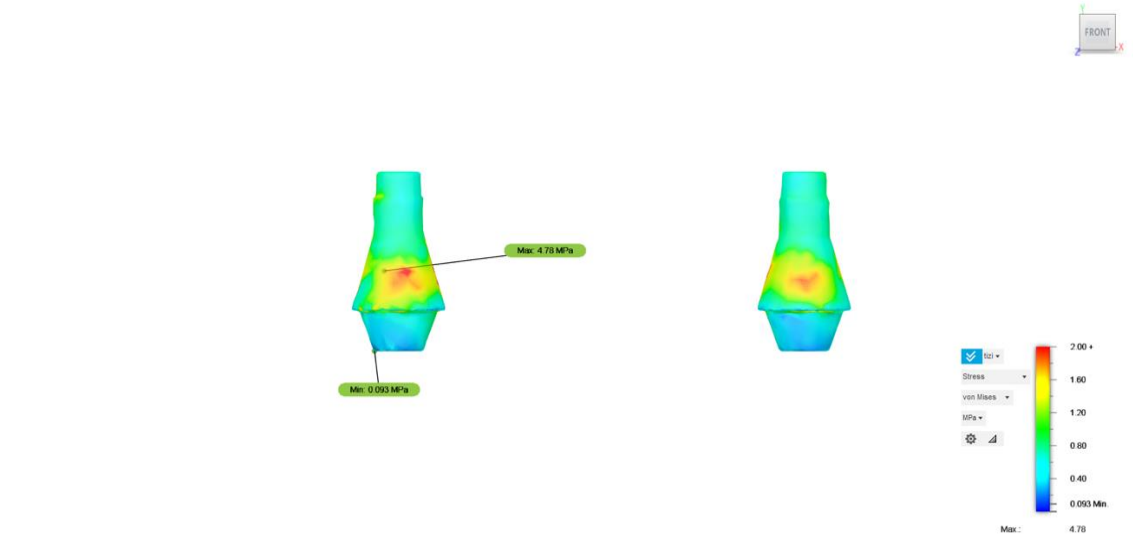
Model 4'te oblik yükleme sonrasında dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilmeleri incelendiğinde, zigomatik implantlara ait dayanaklarda en yüksek gerilme değeri 13.839 MPa olarak ölçülmüş olup, bu değer dayanağın servikal–orta bölümünde yoğunlaşmıştır (Şekil 4.45). Standart implantlara ait dayanaklarda ise maksimum gerilme değeri 4.78 MPa olarak belirlenmiş ve bu gerilmenin dayanağın orta bölgesinde daha sınırlı bir alanda lokalize olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4.46). En düşük gerilme değeri ise 0.093 MPa olup, bu değer standart implant dayanağının bar ile birleşim bölgesinde izlenmiştir.

Titanyum Bar İçin Oluşan Gerilmeler

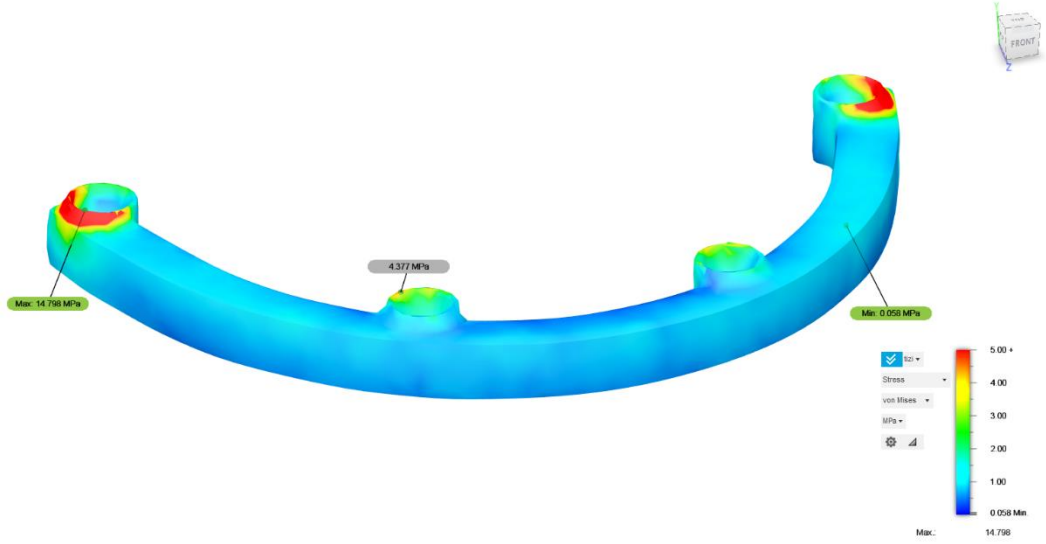
Model 4'te uygulanan oblik yükleme sonrası titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilmeleri incelendiğinde, en yüksek gerilme değeri 14.798 MPa olarak ölçülmüş olup, bu gerilme zigomatik implantların yer aldığı posterior bölgede, barın bukkal boyun bölgesinde zirkonya üst yapı ile temas yüzeyinde yoğunlaşmıştır. Standart implantların yer aldığı anterior bölgede ise maksimum gerilmenin palatinal boyun bölgesinde lokalize olduğu gözlemlenmiştir. Barda oluşan en düşük gerilme ise premolar bölgede, barın üst yüzeyinde gözlemlenmiştir (Şekil 4.47).



Şekil 4.45. Model 4'te oblik yük altında dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı



Şekil 4.46. Model 4’te oblik yük altında standart implantların dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı

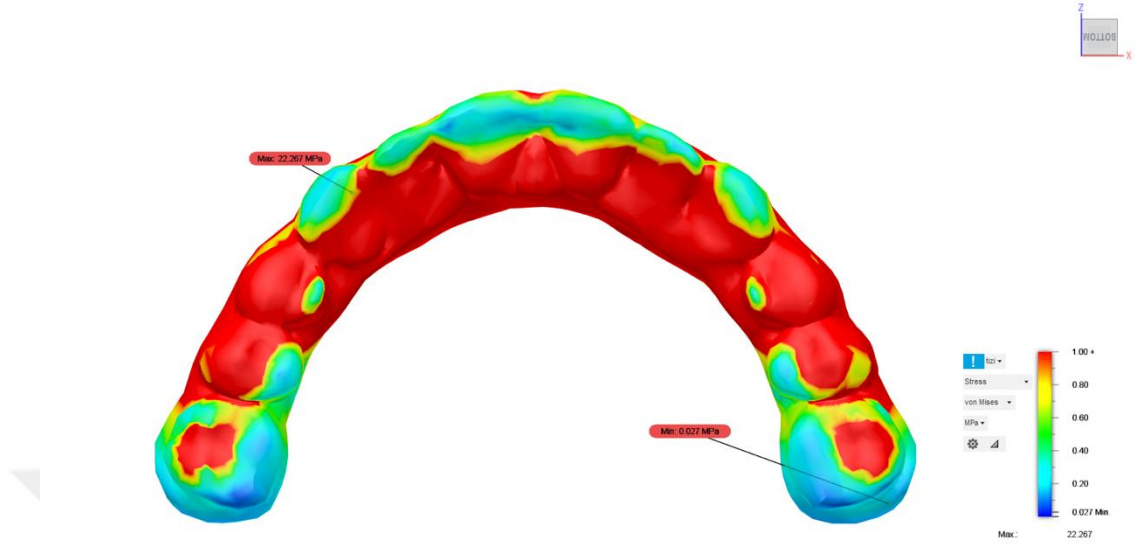


Şekil 4.47. Model 4’te titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı

Zirkonyum Üst Yapıda Oluşan Gerilmeler

Model 4’te uygulanan oblik yükleme sonrası monolitik zirkonyum üst yapıda oluşan von Mises gerilmeleri incelendiğinde, maksimum gerilme değeri 22.267 MPa olarak gözlemlenmiş olup, bu gerilmenin kanin dişi hizasında, meziopalatinal yüzeyde lokalize olduğu izlenmiştir. Minimum gerilme değeri ise 0.027 MPa olarak saptanmış ve distal kantilever bölgesinde yer aldığı belirlenmiştir. Gerilme dağılımı

değerlendirildiğinde, stresin özellikle anterior ve premolar bölgelerde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir (Şekil 4.48).



Şekil 4.48. Model 4'te zirkonya üst yapıda oblik yük altında von Mises gerilme dağılımı

4.5. Model 5: Anterior ve Posterior Zigomatik İmplant Konfigürasyonunda Ti Bar Destekli PMMA Üst Yapıda Dikey Yük Altında Oluşan Gerilme Dağılımının Analizi

Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmeler

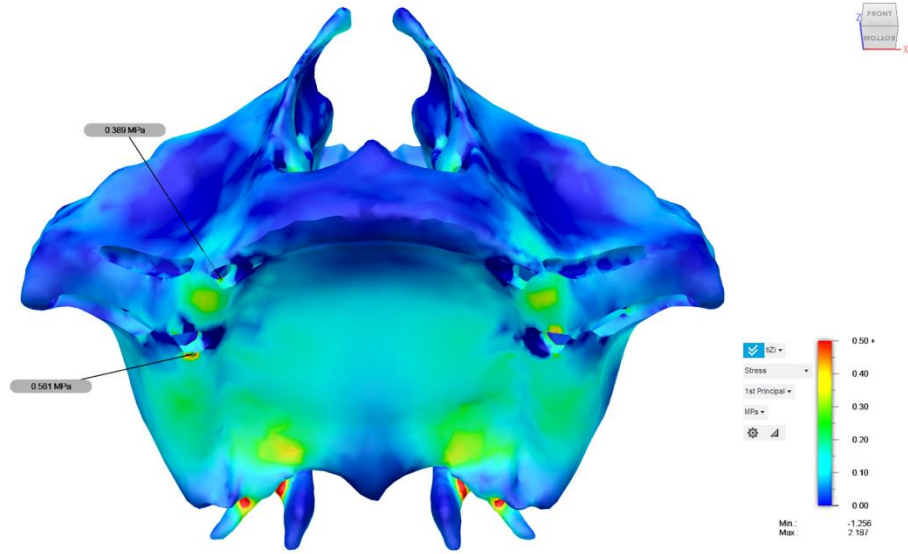
En yüksek çekme gerilmesi, posterior zigomatik implantın boyun bölgesinin distal yüzeyinde 0.561 MPa olarak gözlemlenmiştir. Benzer şekilde, anterior implantta da 0.389 MPa'lık çekme gerilmesi yine boyun bölgesinin distal yüzeyinde yoğunlaşmıştır. Gerilmeler bu bölgelerde belirgin olsa da, yoğunluk artışı lokal kalmış, geniş alana yayılmamıştır (Şekil 4.49).

En yüksek basma gerilmesi, anterior zigomatik implantın boyun bölgesinin çevresindeki kortikal kemiğin mezio-palatinal yüzeyinde -1.322 MPa olarak gözlemlenmiştir. Posterior implantta ise en yüksek değer, yine boyun çevresindeki palatinal yüzeyde -1.260 MPa olarak kaydedilmiştir. Gerilme yoğunluğu, anterior implantta mezial, posterior implantta ise palatinal yüzeyde belirgin bir artış göstermiştir (Şekil 4.50).

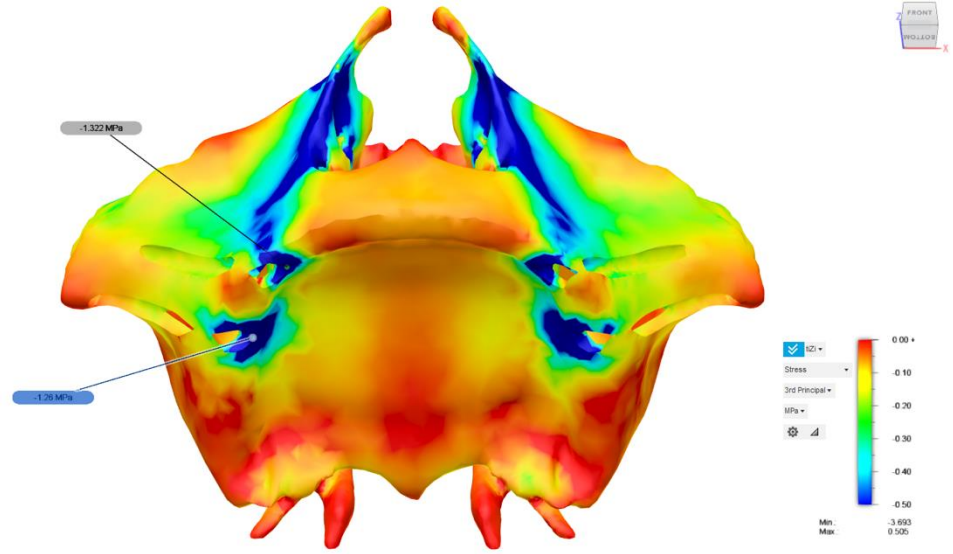
Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilmeler

Model 5'te uygulanan dikey yükleme sonucunda, trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme gerilmeleri, hem anterior hem de posterior zigomatik implantların boyun bölgesinin mezio-palatinal yüzeyine komşu kemikte gözlemlenmiştir. Bu gerilmeler sırasıyla 0.026 MPa (anterior) ve 0.023 MPa (posterior) olarak ölçülmüş olup, birbirine oldukça yakın değerlerdir. Ancak bu artışlar noktasal düzeyde sınırlı kalmış, geniş bir alanda yayılım göstermemiştir (Şekil 4.51).

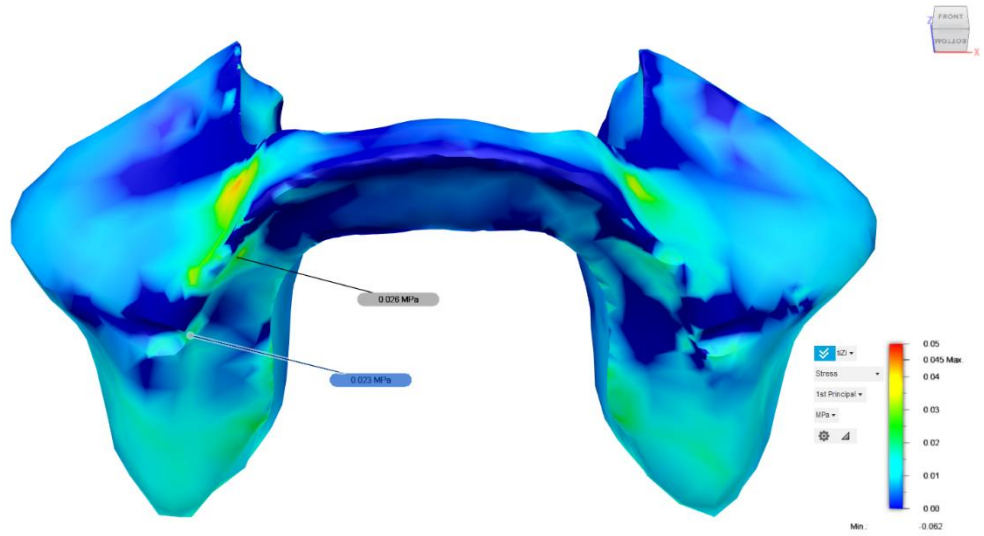
Maksimum basma gerilmesi değeri -0.147 MPa olup, her iki implantta da socketin koronal üçte birlik kısmının distal yüzeyinde lokalizedir. Özellikle posterior implantın palatinal yüzeyinde belirgin bir stres yoğunluğu alanı izlenmiştir. Ancak genel incelemede, stresin bazı bölgelerde yayılım gösterdiği, bazı alanlarda ise sınırlı kaldığı gözlemlenmiştir (Şekil 4.52).



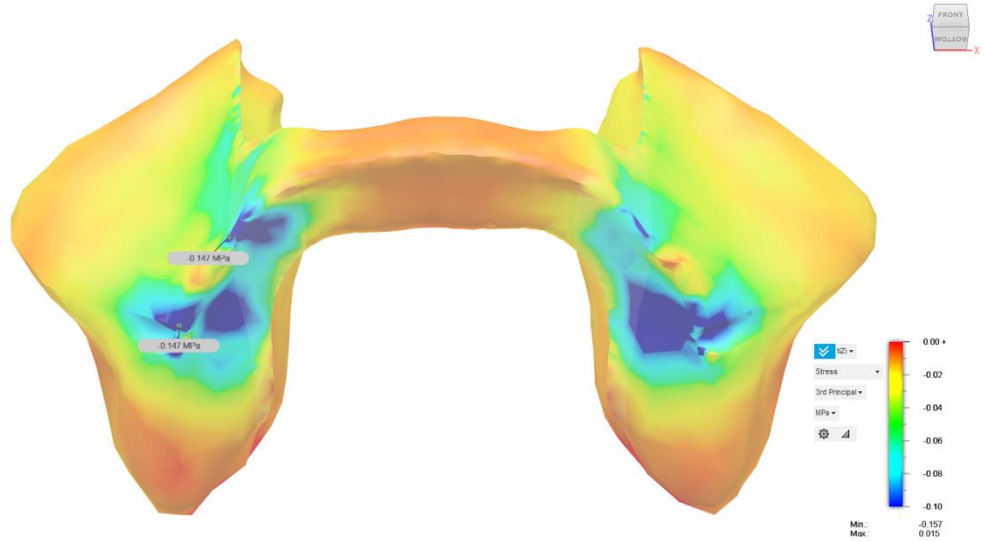
Şekil 4.49. Model 5'te kortikal kemikte çekme gerilme dağılımı



Şekil 4.50. Model 5'te kortikal kemikte basma gerilme dağılımı



Şekil 4.51. Model 5'te trabeküler kemikte çekme gerilme dağılımı



Şekil 4.52. Model 5’te trabeküler kemikte basma gerilme dağılımı

Zigomatik kemikte oluşan gerilmeler

En yüksek çekme gerilmesi, posterior zigomatik implantın boyun bölgesine komşu disto-bukkal yüzeyde lokalize olmuş ve değeri 0.080 MPa olarak ölçülmüştür. Gerilme artışı sınırlı bir alanda yoğunlaşmış, geniş yüzeylere yayılım göstermemiştir (Şekil 4.53).

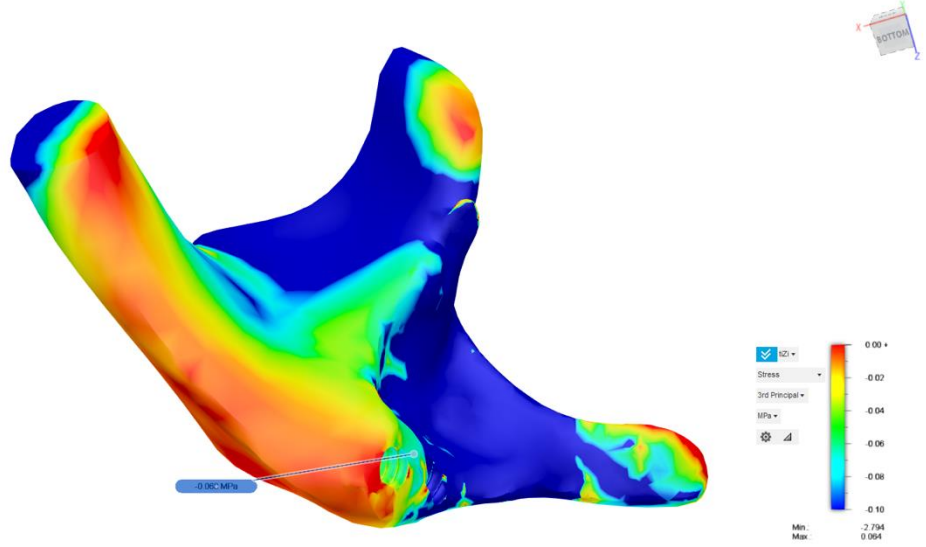
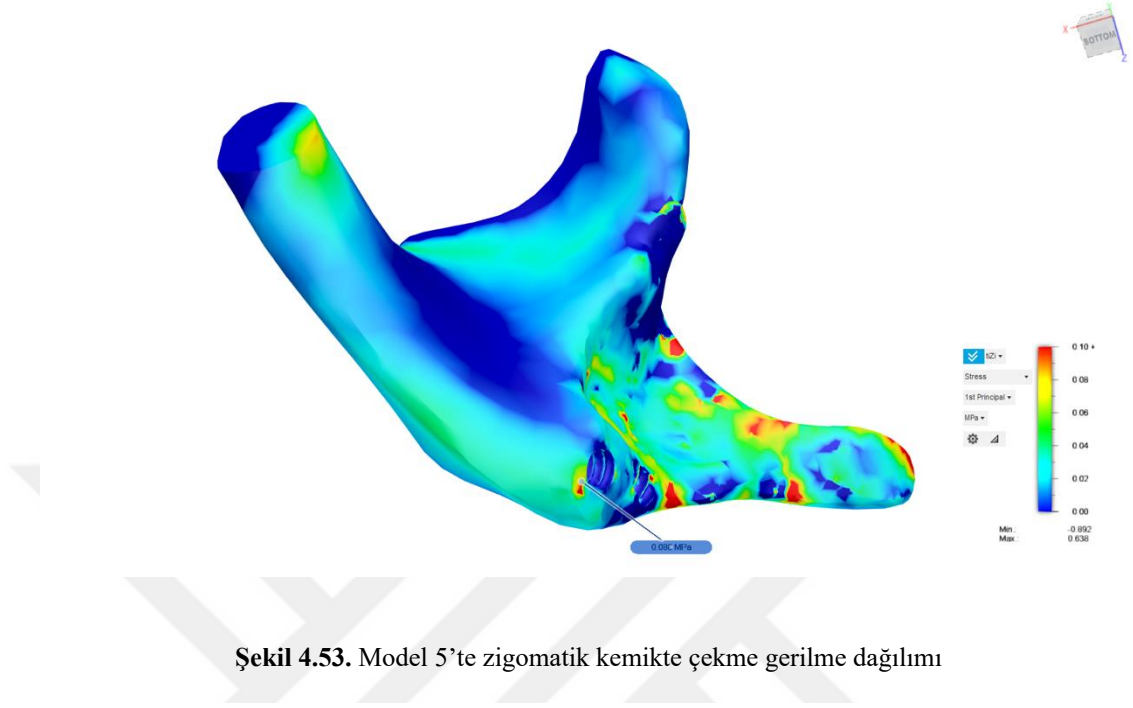
En yüksek basma gerilmesi, posterior zigomatik implantın boyun bölgesinin mezio-palatinal yüzeyine karşılık gelen zigomatik kemik alanında lokalize olmuş ve -0.068 MPa olarak ölçülmüştür. Bu bölgede oluşan stresin yalnızca noktasal değil, sınırlı bir yüzey boyunca dağılım gösterdiği gözlemlenmiştir (Şekil 4.54).

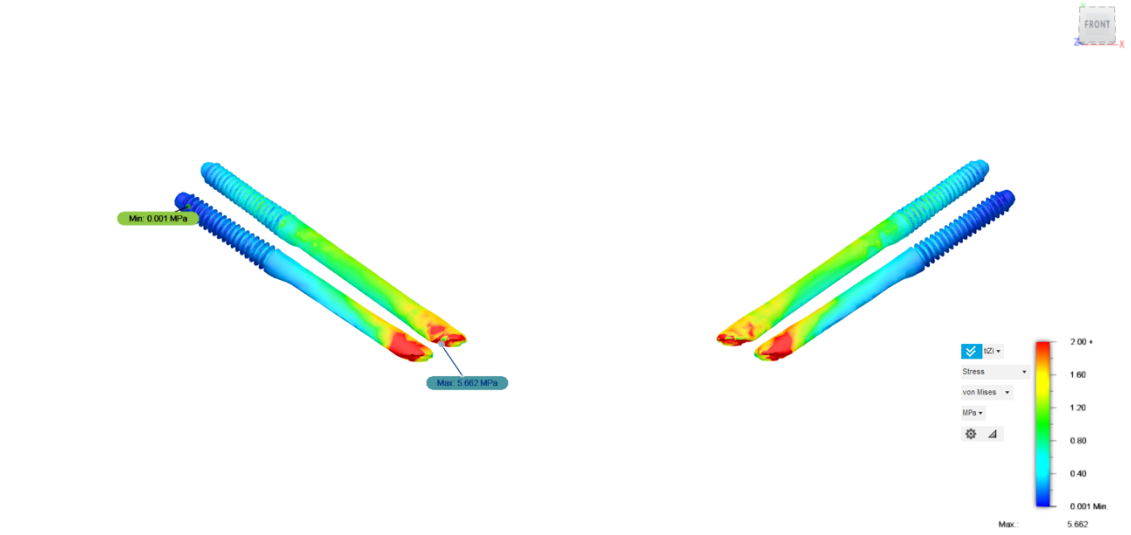
İmplantlarda Oluşan Gerilmeler

Model 5’te uygulanan dikey yükleme sonrasında, en yüksek von Mises gerilmesi anterior zigomatik implantın dayanak ile birleşim bölgesinin disto-palatinal yüzeyinde gözlemlenmiş ve bu değer 5.662 MPa olarak ölçülmüştür. Bu bölgede oluşan stresin bölgesel düzeyde sınırlı kaldığı ve geniş bir yüzeye yayılım göstermediği izlenmiştir (Şekil 4.55).

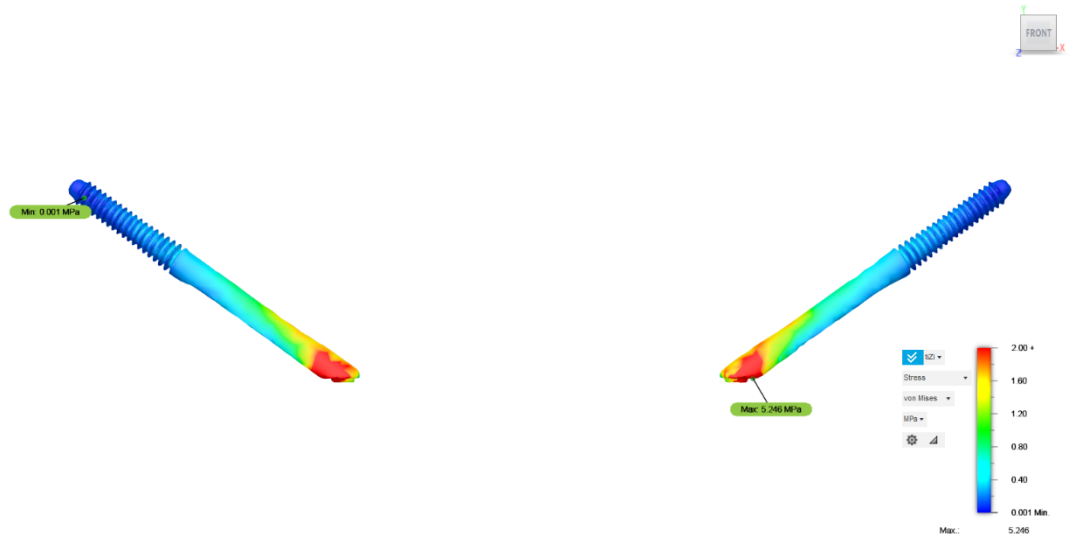
Posterior implantta, maksimum gerilme değeri anterior implanttaki değere yakın olup 5.246 MPa olarak hesaplanmıştır. Gerilme, bu implantta koronal üçte birlik kısımda lokalize olmakla birlikte, daha geniş bir alana yayılım gösterdiği tespit edilmiştir. Her

iki implantta da en düşük von Mises gerilmesi, posterior implantın yivlerinin apikal orta üçlük bölgesinde gözlemlenmiştir (Şekil 4.56).





Şekil 4.55. Model 5’te dikey yükleme sonrası zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı



Şekil 4.56. Model 5’te dikey yükleme sonrası posterior zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı

Dayanak Bileşenlerinde Oluşan Gerilmeler

Model 5’te uygulanan dikey yükleme sonucunda, anterior implant dayanağında en yüksek von Mises gerilmesi, implantla birleşim bölgesinin distal yüzeyinde gözlemlenmiş olup, 16.978 MPa olarak ölçülmüştür. Aynı dayanakta en düşük gerilme ise meziobukkal servikal yüzeyde belirlenmiş ve 0.074 MPa seviyesindedir (Şekil 4.57). Posterior dayanaklarda, maksimum gerilme değeri implantla birleşim bölgesinin distal yüzeyinde lokalize olmuş ve 14.075 MPa olarak kaydedilmiştir. Minimum

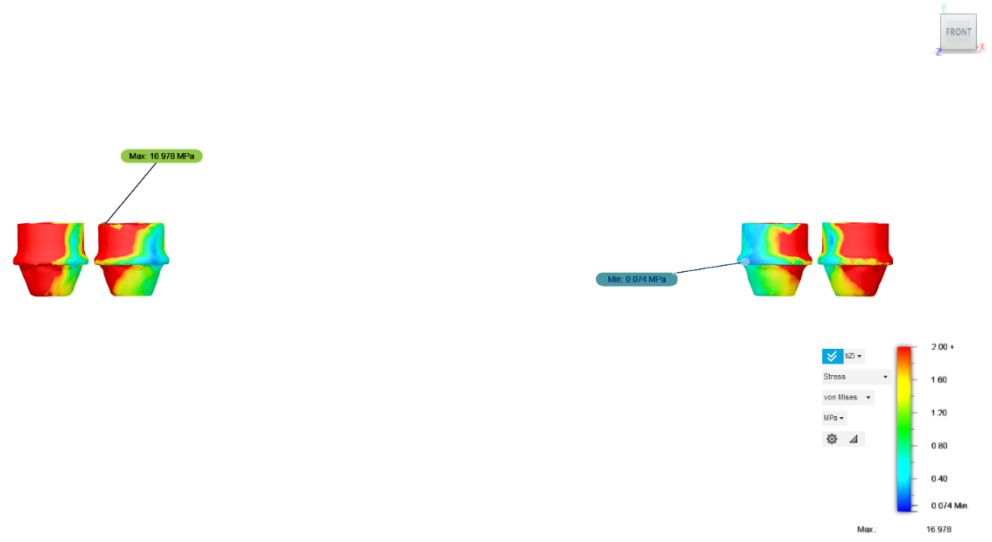
gerilme ise implantla birleşim hattına yakın, apikal orta üçlük bölgede gözlemlenmiş ve değeri 0.101 MPa'dır (Şekil 4.58). Her iki dayanakta da stresin özellikle distal yüzeylerde yoğunlaştığı, ancak posterior dayanaklarda bu yoğunluğun daha geniş bir yüzeye yayıldığı dikkat çekmektedir.

Titanyum Bar İçin Oluşan Gerilmeler

Model 5'te uygulanan dikey yükleme sonucunda, titanyum bar üzerinde oluşan maksimum von Mises gerilmesi, posterior dayanak bileşenlerinin bukkal yüzeyinde lokalize olmuş ve 11.671 MPa olarak ölçülmüştür. Anterior dayanakların çevresinde ise gerilmenin en fazla olduğu bölge, disto-bukkal yüzeydir. En düşük gerilme değeri, anterior implantlar arasındaki bar segmentinin bukkal yüzeyinde belirlenmiş olup, 0.016 MPa olarak kaydedilmiştir. Bu bölge aynı zamanda titanyum bar üzerindeki en düşük stresin gözlemlendiği alan olmuştur. Gerilmelerin, özellikle dayanak bağlantı bölgelerinde noktasal olarak yoğunlaştığı, ancak geniş yüzeylere yayılım göstermediği gözlemlenmiştir (Şekil 4.59).

PMMA Üst Yapıda Oluşan Gerilmeler

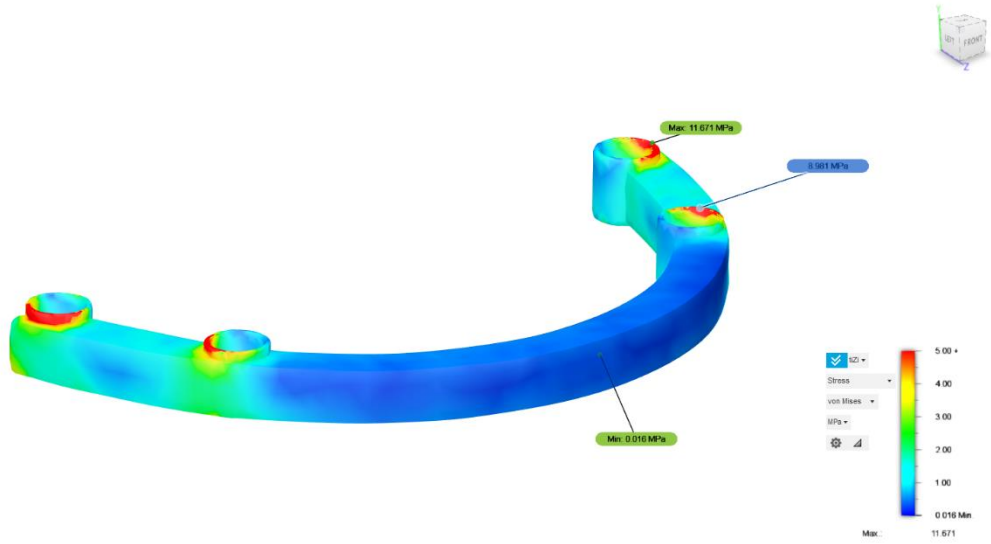
Gerilmeler, posterior bölgedeki dişlerin oklüzal yüzeylerinde yoğunlaşmakla birlikte, en yüksek değer 2.553 MPa ile ikinci premolar dişin oklüzal yüzeyinde gözlemlenmiştir. Bu stres alanları bölgesel düzeyde sınırlı kalmış, yapının geneline yayılmamıştır. Anterior bölgede ise, santral dişlerin palatinal yüzeyinde minimum gerilme izlenmiş olup, bu bölgede kayda değer bir stres birikimi saptanmamıştır (Şekil 4.60).



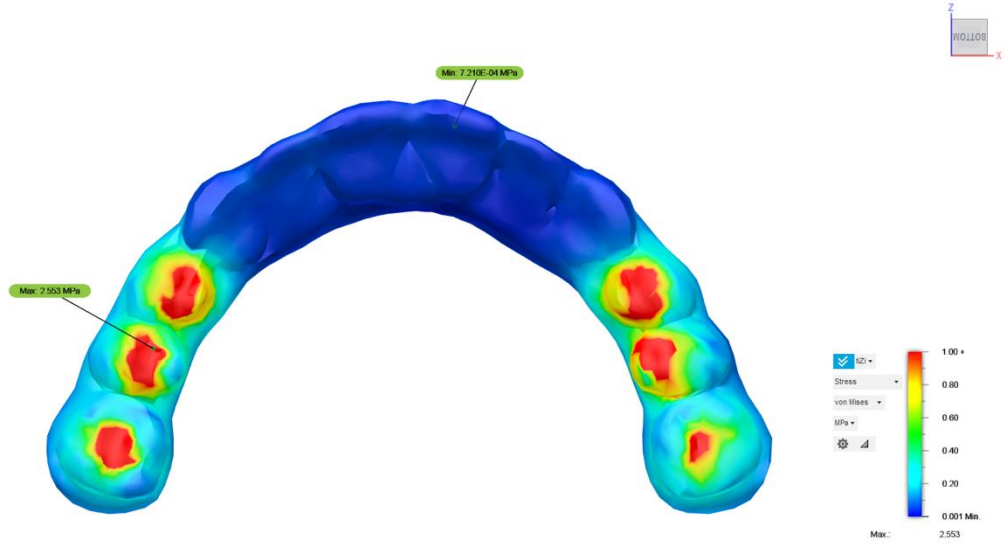
Şekil 4.57. Model 5'te dikey yükleme sonrası dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı



Şekil 4.58. Model 5'te dikey yükleme sonrası posterior dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı



Şekil 4.59. Model 5'te titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı



Şekil 4.60. Model 5'te dikey yükleme sonrası PMMA üst yapıda oluşan von Mises gerilme dağılımı

4.6. Model 6: Anterior ve Posterior Zigomatik İmplant Konfigürasyonunda Ti Bar Destekli Zirkonya Üst Yapıda Dikey Yük Altında Oluşan Gerilme Dağılımının Analizi

Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmeler

Model 6'da uygulanan dikey yükleme sonrasında kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme gerilmesi, posterior implantın boyun bölgesinin distal yüzeyine komşu kortikal kemik alanında gözlemlenmiş ve bu bölgede ölçülen maksimum değer 0.506

MPa olarak hesaplanmıştır. Benzer şekilde, anterior implantlar çevresinde de çekme gerilmesinin boyun bölgesinin distal yüzeyinde lokalize olduğu izlenmiştir. Gerilme dağılımı anterior bölge dışında kalan kortikal alanlarda da gözlemlenmiş olup, genel olarak orta düzeyde bir şiddette seyretmiştir (Şekil 4.61).

Aynı modelde oluşan basma gerilmeleri incelendiğinde, en yüksek değer -1.334 MPa ile posterior implantın boyun bölgesinin palatinal yüzeyine komşu kortikal kemik alanında tespit edilmiştir. Anterior implant çevresinde ise basma gerilmeleri daha çok boyun bölgesinin mezial yüzeyinde lokalize olmuştur. Genel değerlendirmede, basma gerilmesinin posterior implantlarda palatinal, anterior implantlarda ise mezial bölgelerde yoğunlaştığı anlaşılmaktadır (Şekil 4.62).

Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilmeler

Model 6’da uygulanan dikey yükleme sonrasında trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme gerilmesi, anterior ve posterior implantlar arasında yer alan bukkal trabeküler kemik bölgesinde gözlemlenmiştir. Bu bölgede ölçülen maksimum çekme gerilmesi değeri 0.023 MPa’dır. Posterior implant çevresinde ise gerilme, özellikle boyun bölgesinin bukkal yüzeyine komşu trabeküler alanda lokalize olmuştur. Anterior bölgedeki trabeküler kemikte ise gerilme düzeyinin oldukça düşük olduğu ve dikkat çekici bir yoğunlaşmanın görülmediği izlenmiştir (Şekil 4.63).

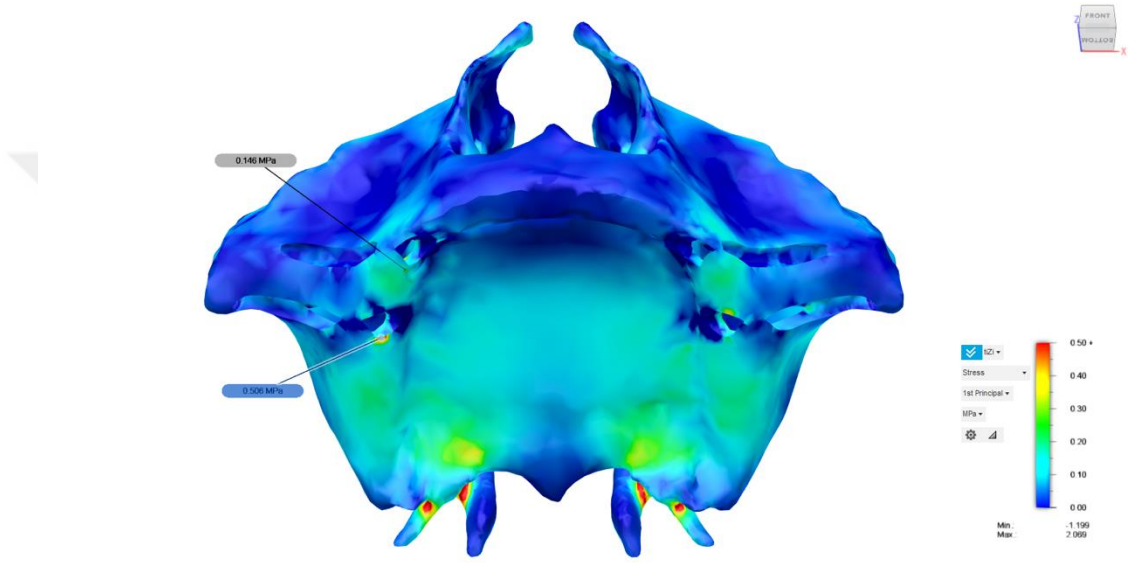
Basma gerilmesi dağılımı incelendiğinde, en yüksek değer anterior implantın boyun bölgesinin bukkal yüzeyine karşılık gelen trabeküler kemik alanında izlenmiş ve bu noktada ölçülen maksimum basma gerilmesi -0.130 MPa olarak kaydedilmiştir. Posterior implant çevresinde, maksimum gerilme boyun bölgesinin disto-bukkal yüzeyine karşılık gelen trabeküler kemikte lokalize olmuş; ayrıca palatinal yüzeylere komşu alanlarda da belirgin stres birikimi gözlemlenmiştir (Şekil 4.64).

Zigomatik kemikte oluşan gerilmeler

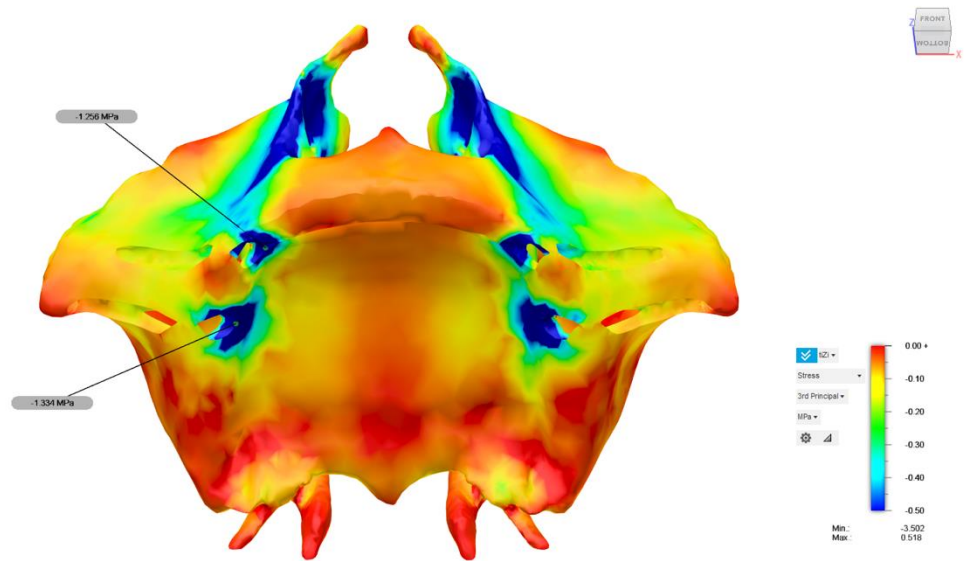
Model 6’da uygulanan dikey yükleme sonrasında zigomatik kemikte oluşan çekme gerilmeleri değerlendirildiğinde, en yüksek çekme stresinin anterior implantın boyun bölgesinin mezial yüzeyine komşu zigomatik kemik alanında lokalize olduğu gözlemlenmiştir. Bu bölgede ölçülen maksimum çekme gerilmesi 0.126 MPa olarak hesaplanmıştır. Posterior implant çevresinde ise çekme gerilmesi, boyun bölgesinin

distal yüzeyine karşılık gelen kemik alanında yoğunlaşmış olup, bu bölgede maksimumdan daha düşük düzeyde stres birikimi izlenmiştir (Şekil 4.65).

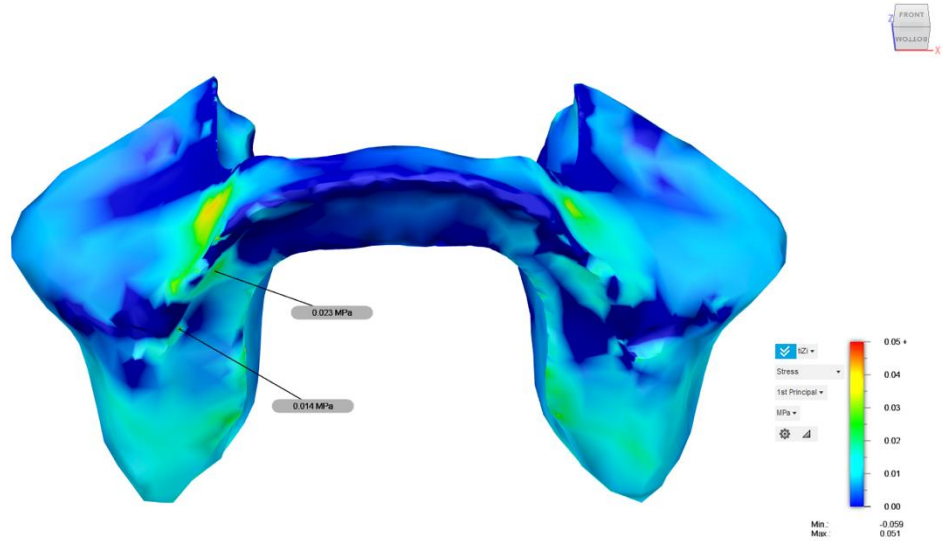
Basma gerilmeleri incelendiğinde ise her iki implant çevresinde de gerilmenin, boyun bölgesinin mezio-palatinal yüzeyine karşılık gelen alanlarda yoğunlaştığı saptanmıştır. En yüksek basma gerilmesi -0.212 MPa olarak anterior implant çevresinde gözlemlenmiş, ayrıca anterior bölgede stresin yalnızca lokalize bir alanda değil, geniş bir yüzey boyunca dağılım gösterdiği izlenmiştir (Şekil 4.66).



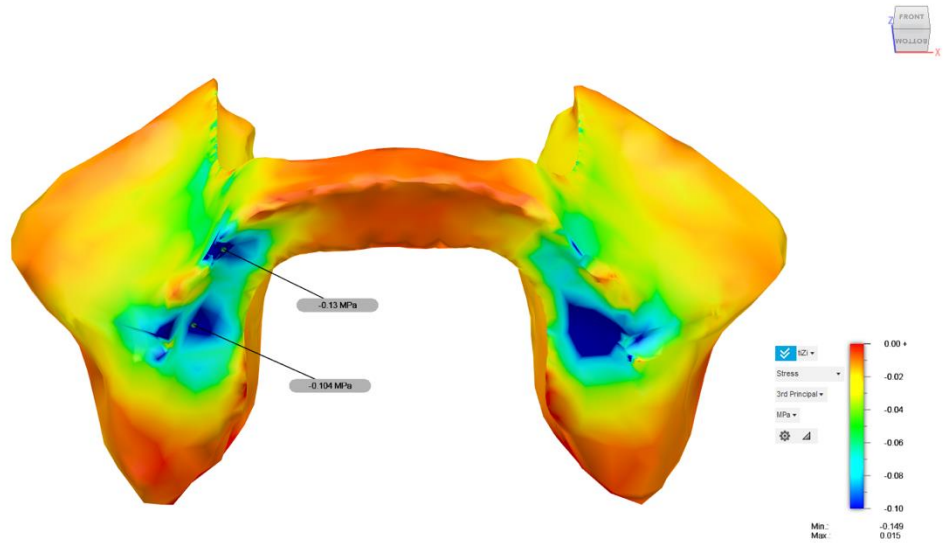
Şekil 4.61. Model 6’da kortikal kemikte çekme gerilme dağılımı



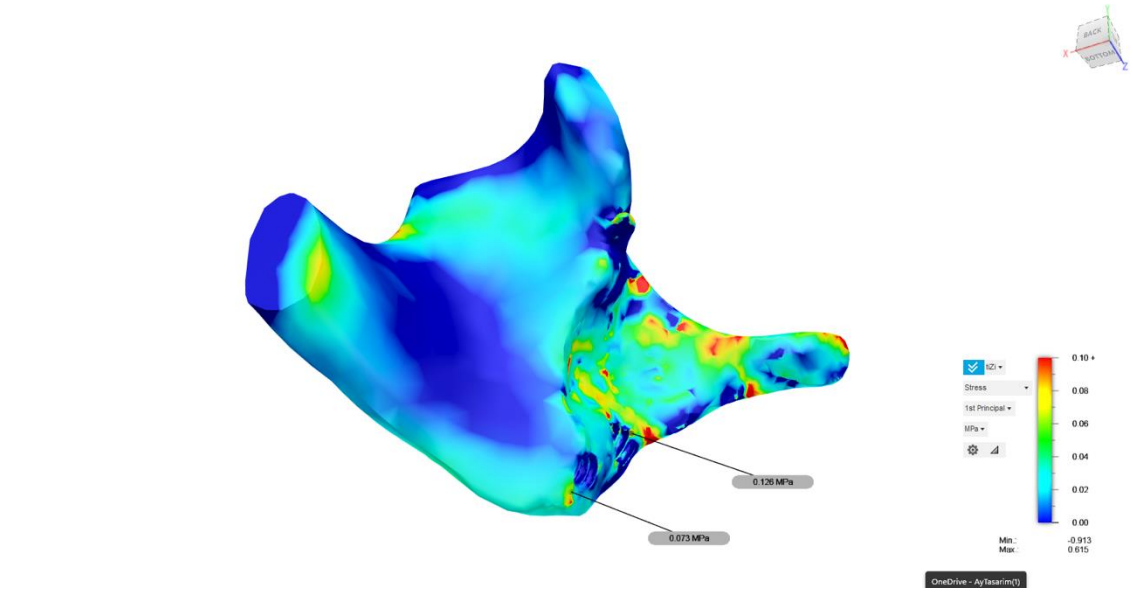
Şekil 4.62. Model 6’da kortikal kemikte basma gerilme dağılımı



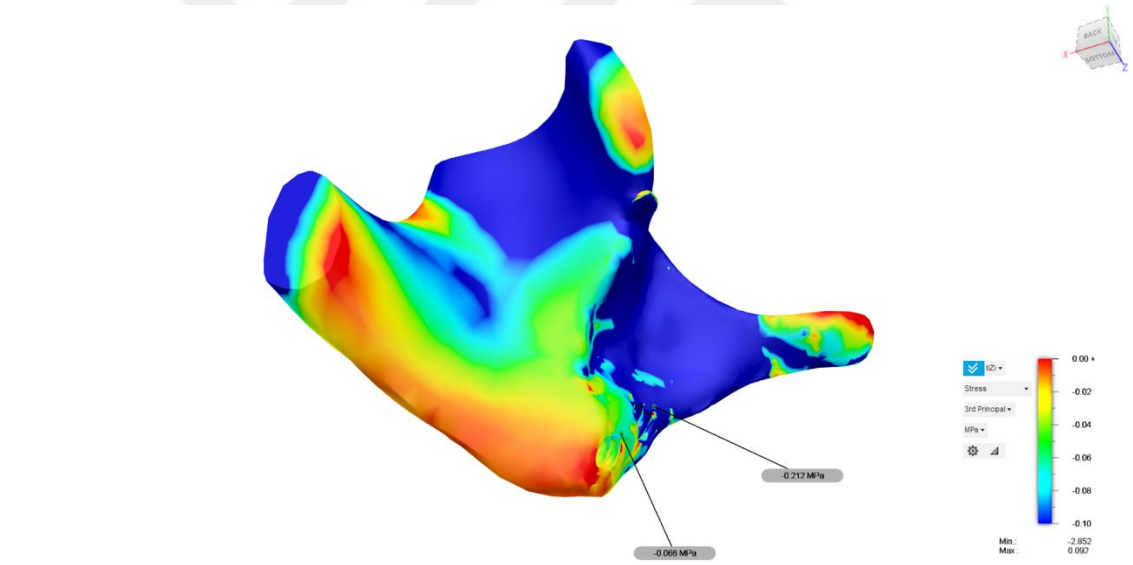
Şekil 4.63. Model 6'da trabeküler kemikte çekme gerilme dağılımı



Şekil 4.64. Model 6'da trabeküler kemikte basma gerilme dağılımı



Şekil 4.65. Model 6’da zigomatik kemikte çekme gerilme dağılımı

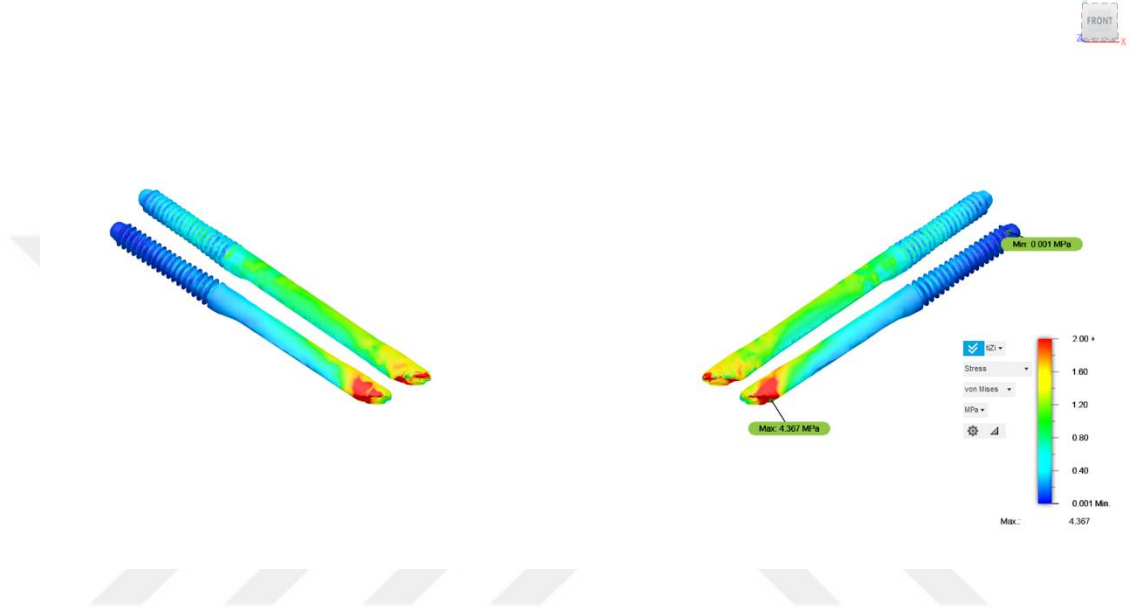


Şekil 4.66. Model 6’da zigomatik kemikte basma gerilme dağılımı

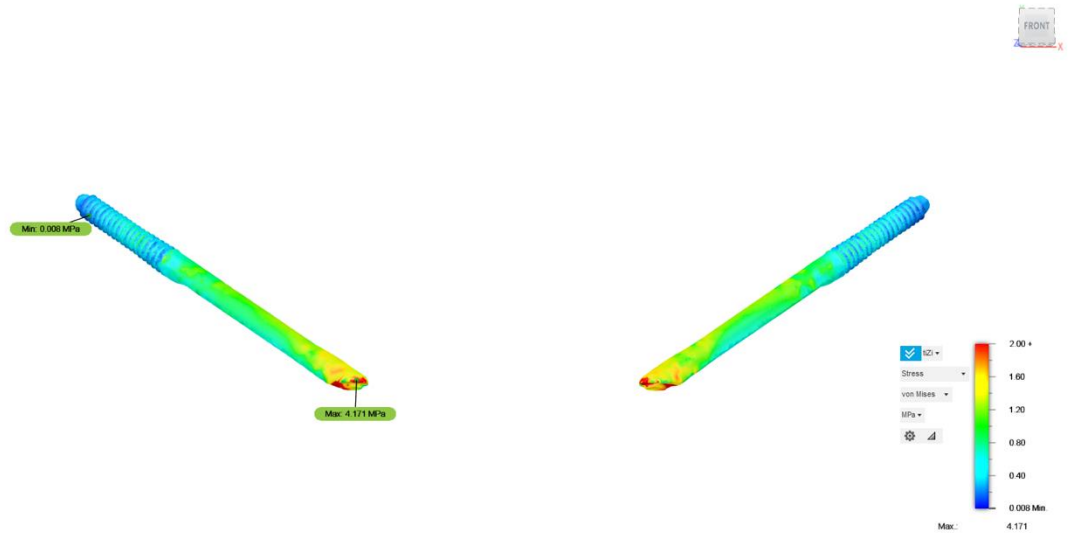
İmplantlarda Oluşan Gerilmeler

Model 6’da uygulanan dikey yükleme sonrasında, en yüksek von Mises gerilme değeri her ne kadar anterior (4.171 MPa) ve posterior (4.367 MPa) implantlar arasında birbirine oldukça yakın olsa da, maksimum stres posterior implantta ve implant-dayanak birleşim bölgesinin distal yüzeyine karşılık gelen alanda lokalize olmuştur. Ayrıca posterior implantta gerilmenin daha geniş bir yüzeye yayıldığı ve

belirgin bir stres yoğunlaşması gösterdiği izlenmiştir. Her iki implantta da en düşük gerilmeler implantların apikal bölgesinin orta üçlü kısmında gözlemlenmiş olup, en düşük değer posterior implantta 0.001 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.67). Anterior implantta ise maksimum von Mises gerilmesi, dayanak-implant birleşim bölgesinin bukkal yüzeyine karşılık gelen noktada gözlemlenmiş, ancak bu stresin yalnızca sınırlı bir alanda toplandığı, yayılım göstermediği dikkati çekmiştir (Şekil 4.68).



Şekil 4.67. Model 6’da dikey yükleme sonrası zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı



Şekil 4.68. Model 6’da dikey yükleme sonrası anterior zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı

Dayanak Bileşenlerinde Oluşan Gerilmeler

Model 6'da uygulanan dikey yükleme sonrasında dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises stres dağılımı incelendiğinde, en yüksek gerilme anterior dayanakta, implant ile birleşim yerinin disto-bukkal yüzeyinde lokalize olmuş ve 13.909 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.69). Posterior implant dayanağında ise maksimum stres değeri, birleşim bölgesinin distal köşesinde izlenmiş ve bu değer 11.157 MPa olarak hesaplanmıştır. Her iki dayanakta da en düşük gerilme, mezial servikal orta üçlük düzeyine karşılık gelen bölgede gözlemlenmiş olup, minimum von Mises değeri 0.068 MPa ile posterior dayanakta saptanmıştır (Şekil 4.70).

Titanyum Bar İçin Oluşan Gerilmeler

Model 6'da uygulanan dikey yükleme sonrasında, titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde; hem anterior hem de posterior dayanakların bulunduğu bölgelerde, özellikle dayanak silindirlerinin bukkal yüzeylerine karşılık gelen alanlarda belirgin gerilme yoğunlaşmaları gözlemlenmiştir. En yüksek gerilme değeri, 9.118 MPa ile posterior dayanak hizasında, bar-dayanak birleşim noktasında kaydedilmiştir. Genel olarak bar boyunca yaygın bir stres birikimi izlenmemiş olmakla birlikte, dayanak bağlantı bölgelerinde sınırlı yüzeylerde artmış gerilme değerleri dikkat çekmiştir. En düşük gerilme ise 0.032 MPa olarak, anterior implantlar arasındaki bar yüzeyinin bukkal kısmında ölçülmüştür (Şekil 4.71).

Zirkonya Üst Yapıda Oluşan Gerilmeler

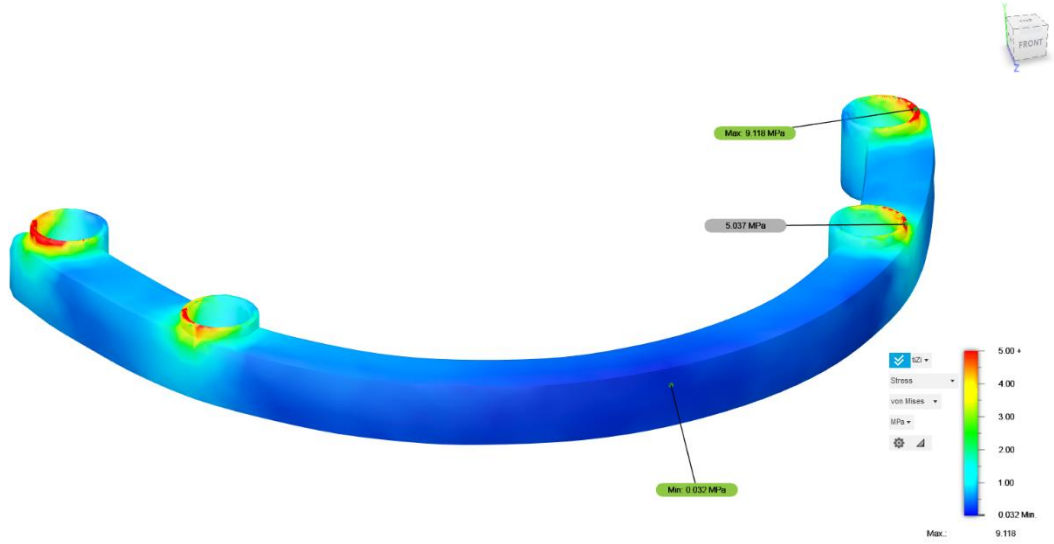
Model 6'da uygulanan dikey yükleme sonrasında, monolitik zirkonya üst yapıda oluşan von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde; gerilme yoğunluğunun özellikle premolar ve molar dişlerin okluzal yüzeylerinde arttığı gözlemlenmiştir. En yüksek gerilme değeri, posterior implantın yer aldığı bölgede konumlanan birinci molar dişin okluzal yüzeyinde 2.936 MPa olarak ölçülmüştür. Gerilme birikiminin premolar ve molar bölgelerde daha belirgin olduğu, anterior segmentte ise görece düşük düzeyde stres dağılımı izlendiği anlaşılmıştır. En düşük gerilme değeri ise 0.042 MPa olup, birinci moların disto-bukkal kantilever alanında kaydedilmiştir. Bu bulgular, yük aktarımının özellikle arka segmentlerde yoğunlaştığını ve stresin zirkonya üst yapıya posterior bölgeden iletildiğini ortaya koymaktadır (Şekil 4.72).



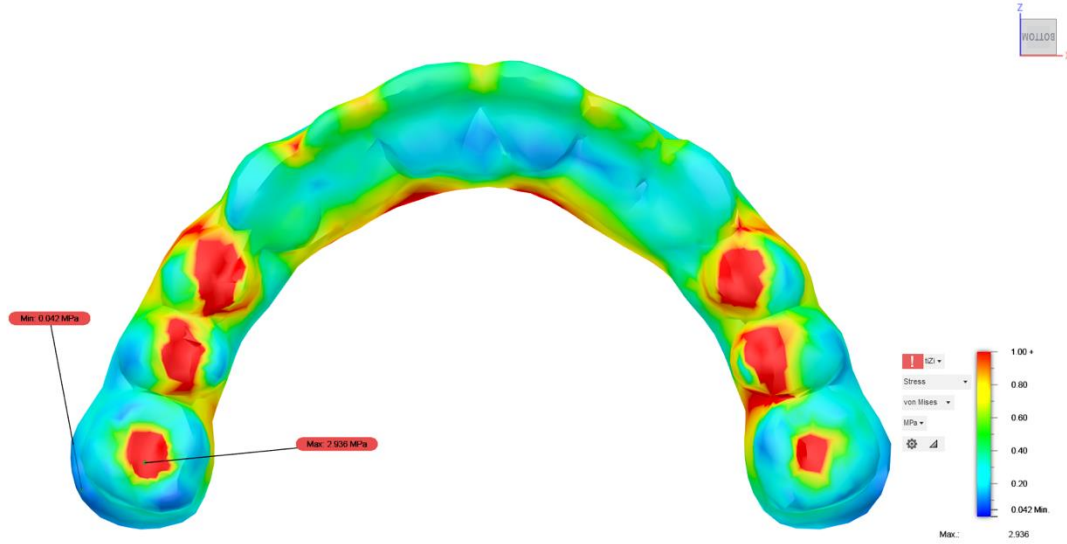
Şekil 4.69. Model 6'da dikey yükleme sonrası dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı



Şekil 4.70. Model 6'da dikey yükleme sonrası posterior dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı



Şekil 4.71. Model 6’da titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı



Şekil 4.72. Model 6’da zirkonya üst yapıda dikey yükleme sonrası von Mises gerilme dağılımı

4.7. Model 7: Anterior ve Posterior Zigomatik İmplant Konfigürasyonunda Ti Bar Destekli PMMA Üst Yapıda Oblik Yük Altında Oluşan Gerilme Dağılımının Analizi

Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmeler

Model 7’de uygulanan oblik yükleme sonrasında, kortikal kemikte oluşan çekme gerilmesi analiz edildiğinde; en yüksek çekme gerilmesi 1.102 MPa olup, posterior implantın boyun bölgesi çevresindeki kortikal kemiğin mezio-bukkal

yüzeyinde gözlemlenmiştir. Anterior implantlarda da maksimum çekme gerilmesi, implantın boyun bölgesine komşu mezio-bukkal kortikal alanda oluşmuştur. Ancak anterior bölgede bu stres daha noktasal yoğunluk gösterirken, posterior implant çevresinde gerilme daha geniş bir alana yayılarak bölgesel bir stres yoğunlaşması şeklinde izlenmiştir (Şekil 4.73).

Basma gerilmeleri açısından incelendiğinde; en yüksek değer -4.147 MPa ile posterior implantın boyun bölgesine komşu mezio-palatinal kortikal kemikte kaydedilmiştir. Anterior implant çevresinde de maksimum basma gerilmesi, mezio-palatinal kortikal alanda izlenmiş ve değeri -3.272 MPa olarak hesaplanmıştır. Genel olarak basma gerilmesinin anterior implantların mezial yüzeyinden başlayıp posterior implantların distal yüzeylerine kadar uzanan, özellikle palatinal yüzeyde belirginleşen geniş bir alanda yoğunlaştığı dikkati çekmektedir (Şekil 4.74).

Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilmeler

Model 7’de oblik yükleme sonrası trabeküler kemikte oluşan çekme gerilmeleri incelendiğinde; en yüksek değer 0.111 MPa ile posterior implantın yer aldığı soketin bukkal yüzeyinde, koronal–orta üçlük alanda gözlemlenmiştir. Anterior bölgede ise maksimum çekme gerilmesi 0.072 MPa olarak, implantın boyun bölgesine komşu mezio-bukkal trabeküler kemikte izlenmiştir. Genel olarak trabeküler kemikte belirgin bir gerilme artışı gözlemlenmemiş, mevcut stresler daha çok lokal ve sınırlı alanlarda yoğunlaşmıştır (Şekil 4.75).

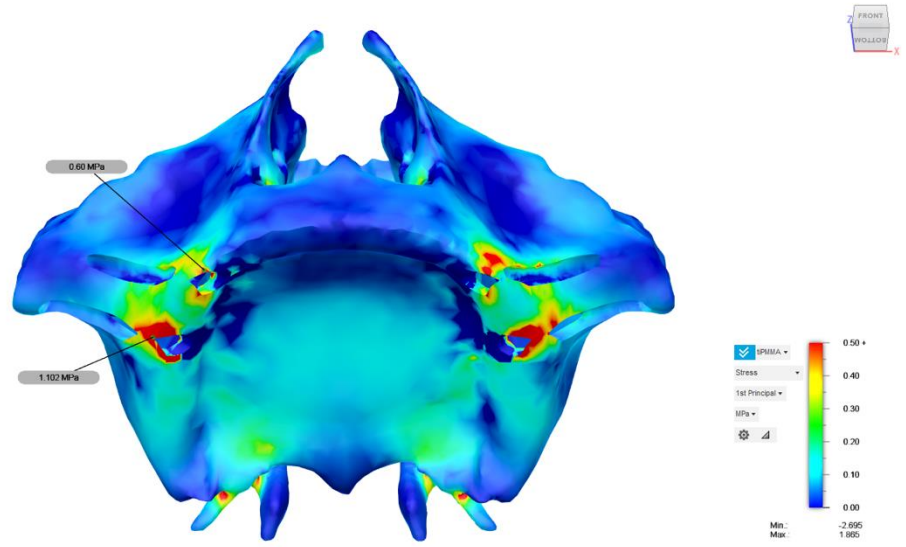
Basma gerilmeleri açısından incelendiğinde; en yüksek değer -0.232 MPa ile anterior implantın boyun bölgesinin bukkal yüzeyine komşu trabeküler kemikte saptanmıştır. Posterior implant çevresindeki maksimum basma gerilmesi ise, implantın yer aldığı soketin koronal üçte birlik kısmına komşu trabeküler kemik alanında meydana gelmiştir. Gerilme yoğunluğunun anterior implantların mezial yüzeylerinden başlayarak posterior implantların distal yüzeylerine kadar uzandığı, özellikle bu dağılımın palatinal bölgede daha belirgin olduğu anlaşılmaktadır (Şekil 4.76).

Zigomatik kemikte oluşan gerilmeler

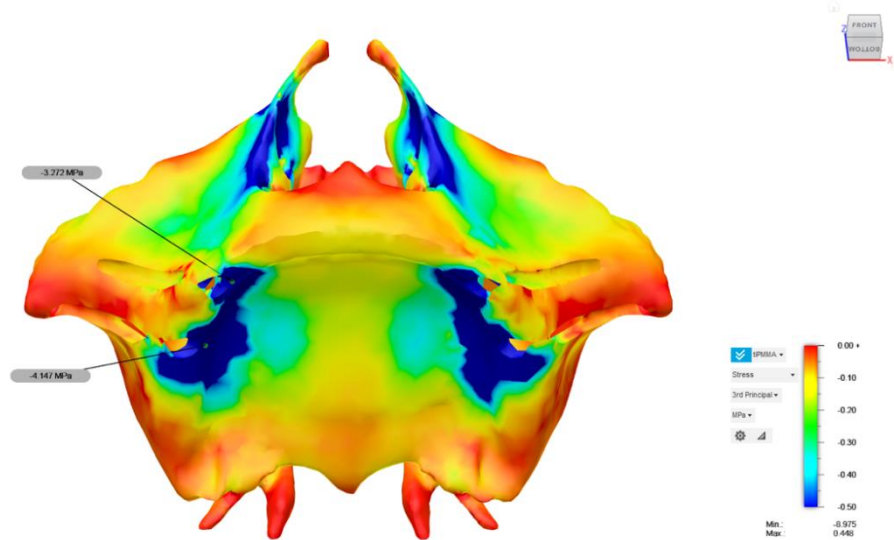
Model 7’de uygulanan oblik yükleme sonrası zigomatik kemikte oluşan gerilme dağılımı incelendiğinde; en yüksek çekme gerilmesi 0.149 MPa ile posterior

implantın boyun bölgesinin distal yüzeyinde meydana gelmiştir. Gerilim yoğunlaşması belirli alanlarla sınırlı kalmış, geniş bir alana yayılım göstermemiştir. Anterior implant çevresinde ise çekme gerilmeleri daha düşük seviyelerde izlenmiştir (Şekil 4.77).

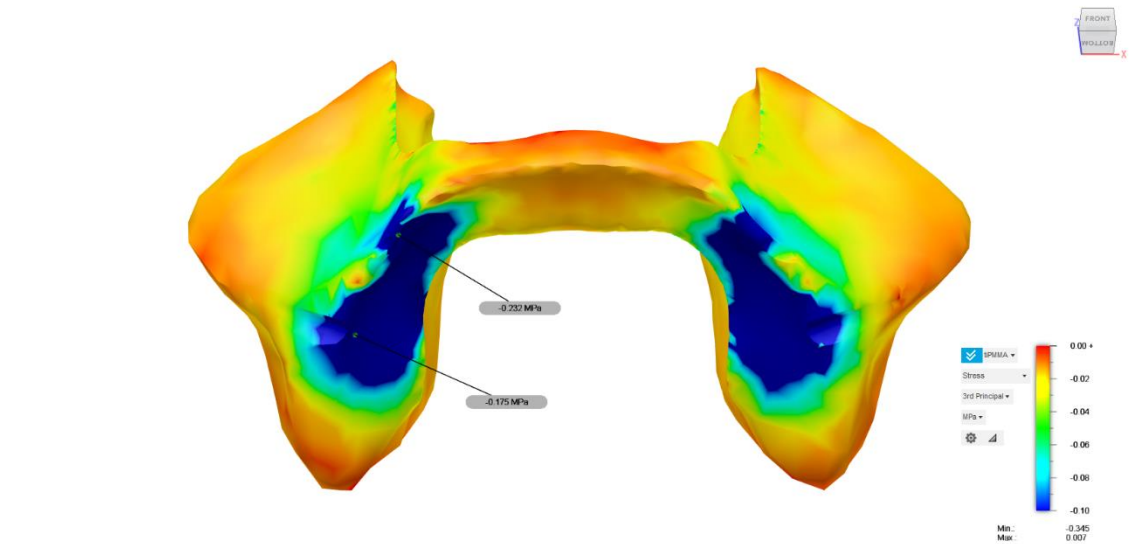
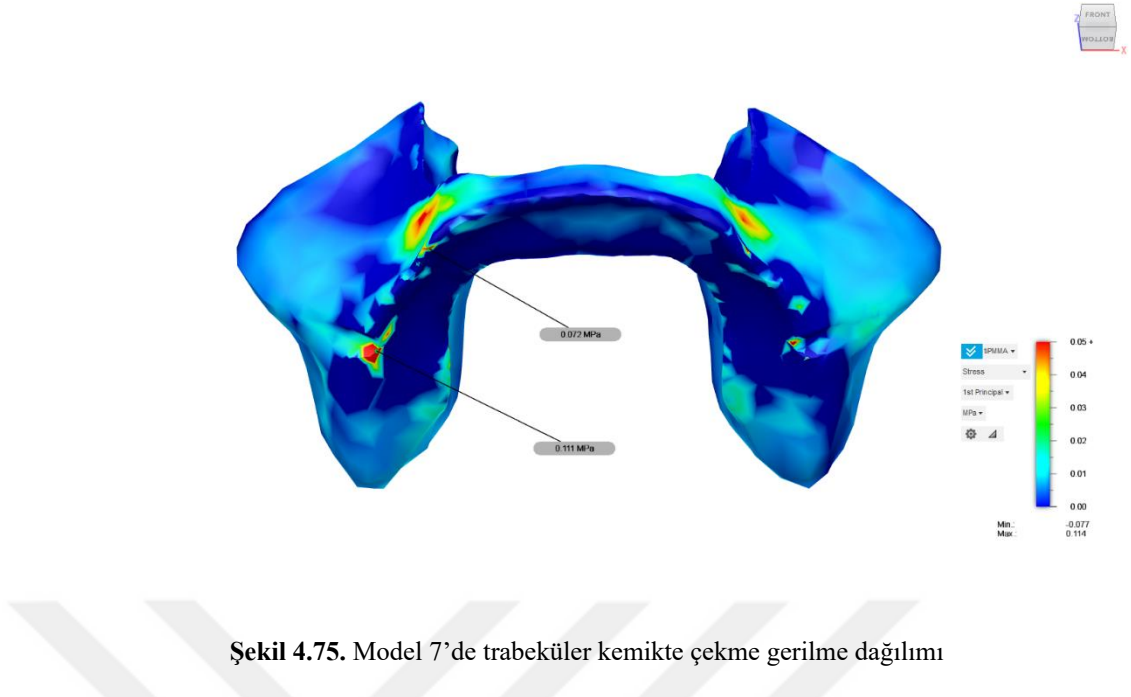
Basma gerilmeleri açısından değerlendirildiğinde; hem anterior hem de posterior implantların boyun bölgesinin mezial yüzeylerinde artmış gerilme birikimi gözlemlenmiş, en yüksek basma gerilmesi -0.054 MPa ile anterior implant çevresinde saptanmıştır (Şekil 4.78).



Şekil 4.73. Model 7’de kortikal kemikte çekme gerilme dağılımı

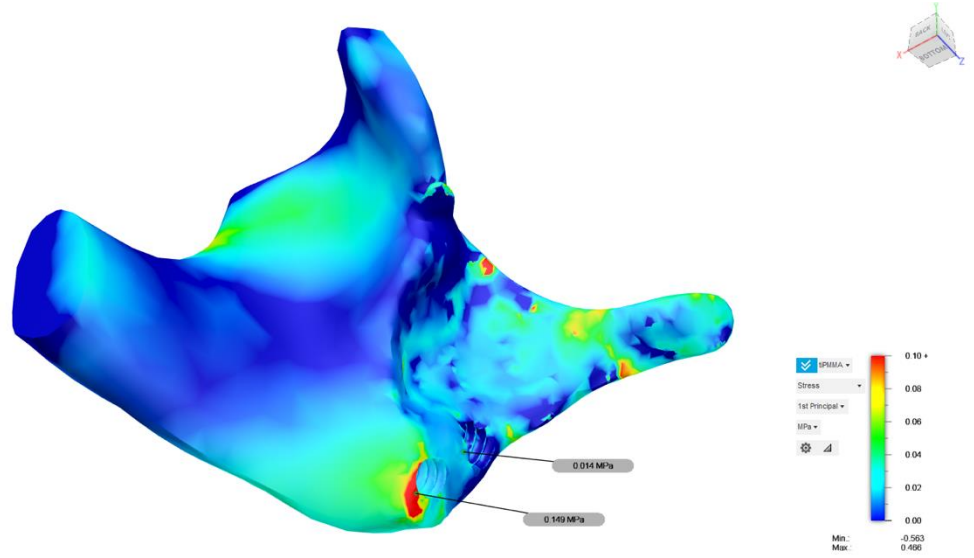


Şekil 4.74. Model 7’de kortikal kemikte basma gerilme dağılımı

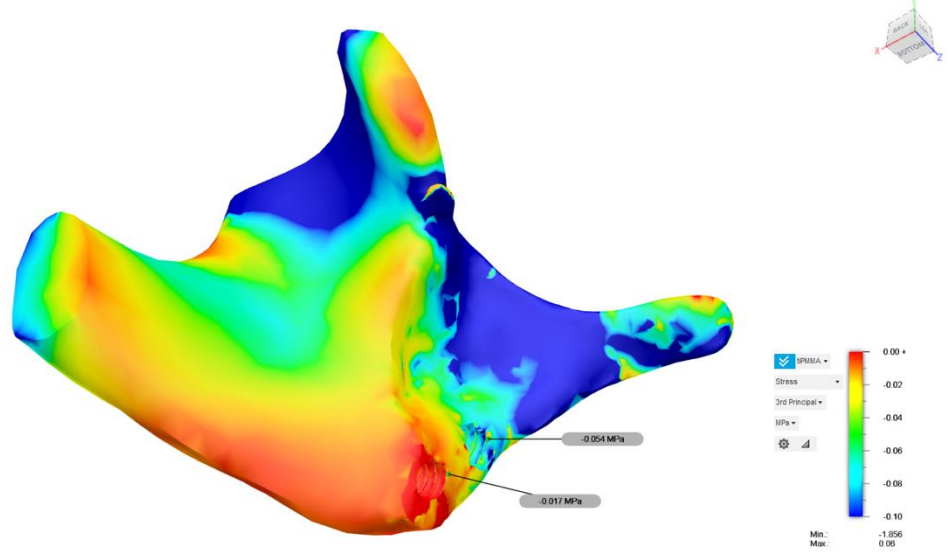


İmplantlarda Oluşan Gerilmeler

Model 7’de uygulanan oblik yükleme sonrası elde edilen von Mises gerilme dağılımına göre; en yüksek gerilme 15.143 MPa ile posterior implantın dayanakla birleşim yerinde, mezio-palatinal yüzeyde gözlemlenmiştir. En düşük gerilme değeri ise 0.006 MPa olarak, posterior implantın yivli kısmının koronal üçte birlik bölgesinde ölçülmüştür (Şekil 4.79).



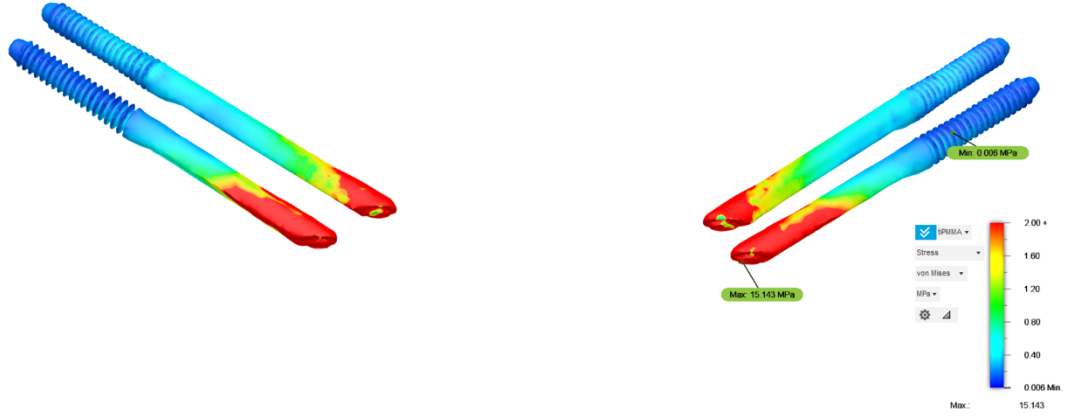
Şekil 4.77. Model 7’de zigomatik kemikte çekme gerilme dağılımı



Şekil 4.78. Model 7’de zigomatik kemikte basma gerilme dağılımı

Anterior implantlar değerlendirildiğinde; en yüksek von Mises gerilme değeri 9.579 MPa ile implantın dayanakla birleşim bölgesinin mezio-palatinal yüzeyinde izlenmiştir. En düşük gerilme değeri ise 0.015 MPa olarak, yivli yüzeyin apikal üçte birlik kısmında tespit edilmiştir (Şekil 4.80).

Gerilim yoğunlaşması, posterior implantlarda implant gövdesinin koronal yarısına kadar yayılım gösterirken; anterior implantlarda daha sınırlı bir alanda lokalize olmuştur.



Şekil 4.79. Model 7’de oblik yük altında zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı

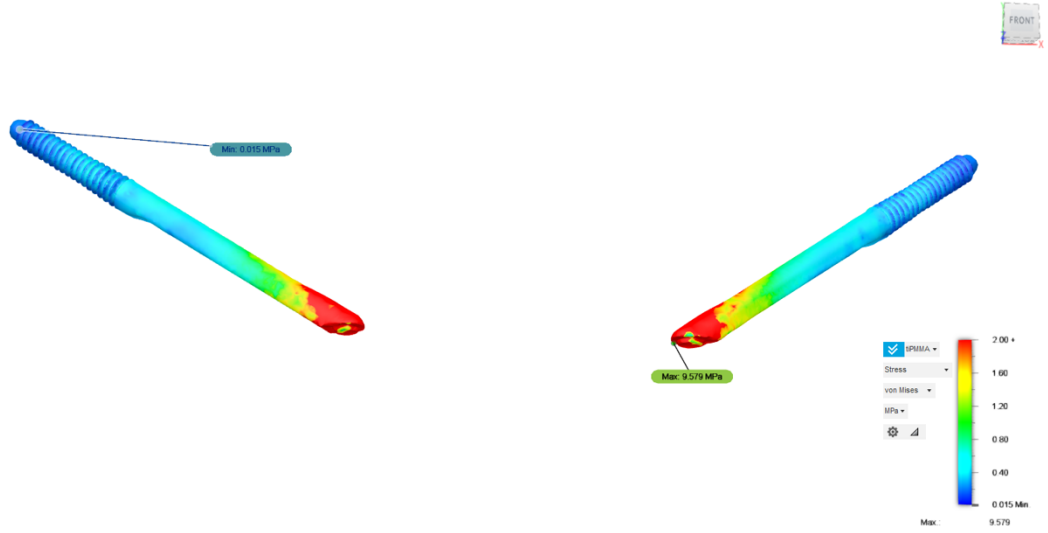
Dayanak Bileşenlerinde Oluşan Gerilmeler

Model 7’de uygulanan oblik yükleme sonrası elde edilen von Mises gerilme dağılımına göre; en yüksek gerilme değeri, 43.865 MPa ile anterior implant dayanaklarının implantla birleşim yerinde gözlemlenmiştir. En düşük gerilme değeri ise 0.576 MPa ile posterior implant dayanaklarının bukkal orta üçlük bölgesinde ölçülmüştür (Şekil 4.81).

Posterior dayanaklar incelendiğinde; en yüksek gerilme 25.463 MPa ile implantla birleşim bölgesinin distal yüzeyinde izlenmiştir. Her iki dayanak bileşeninde de gerilim yoğunlaşmasının geniş bir alana yayıldığı, anterior dayanaklarda bu dağılımın daha sınırlı olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.82).

Titanyum Bar İçin Oluşan Gerilmeler

Model 7’de uygulanan oblik yükleme sonrası titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımına göre; en yüksek gerilme değeri 16.575 MPa ile kanin bölgesine karşılık gelen bağlantı bölgesinin bukkal yüzeyinde gözlemlenmiştir. En düşük gerilme değeri ise 0.164 MPa olarak anterior bölgedeki bukkal yüzeyde tespit edilmiştir. Bağlantı bölgeleri değerlendirildiğinde; posterior bağlantı alanlarında gerilme değerlerinin daha yüksek olduğu, her iki bağlantı bölgesinde de palatinal yüzeylerde stres yoğunlaşması görüldüğü izlenmiştir. Anterior bağlantı bölgelerinde ise gerilmenin daha geniş bir alana yayıldığı gözlemlenmiştir (Şekil 4.83).



Şekil 4.80. Model 7’de oblik yük altında anterior zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı



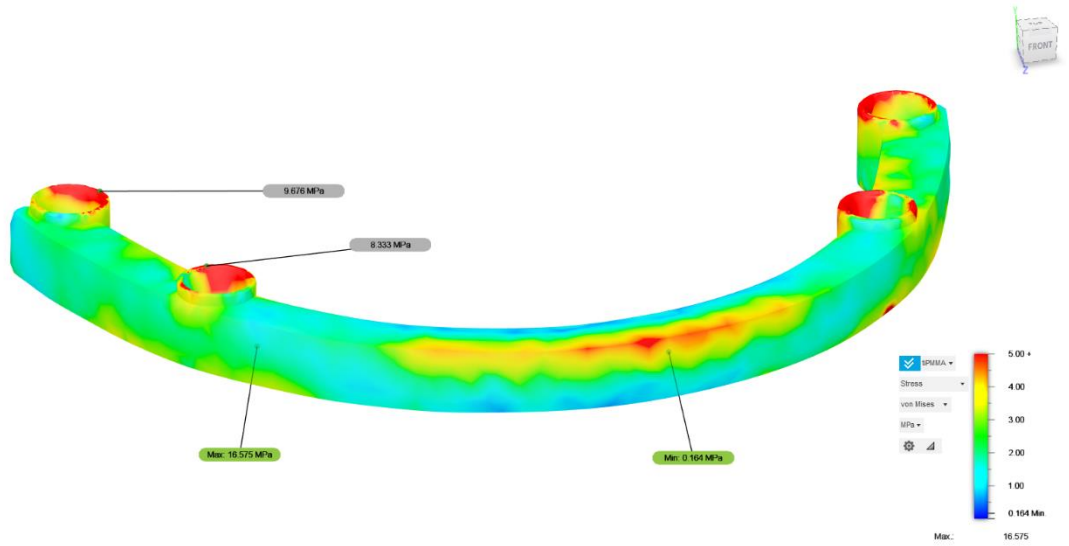
Şekil 4.81. Model 7’de oblik yük altında dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı

PMMA Üst Yapıda Oluşan Gerilmeler

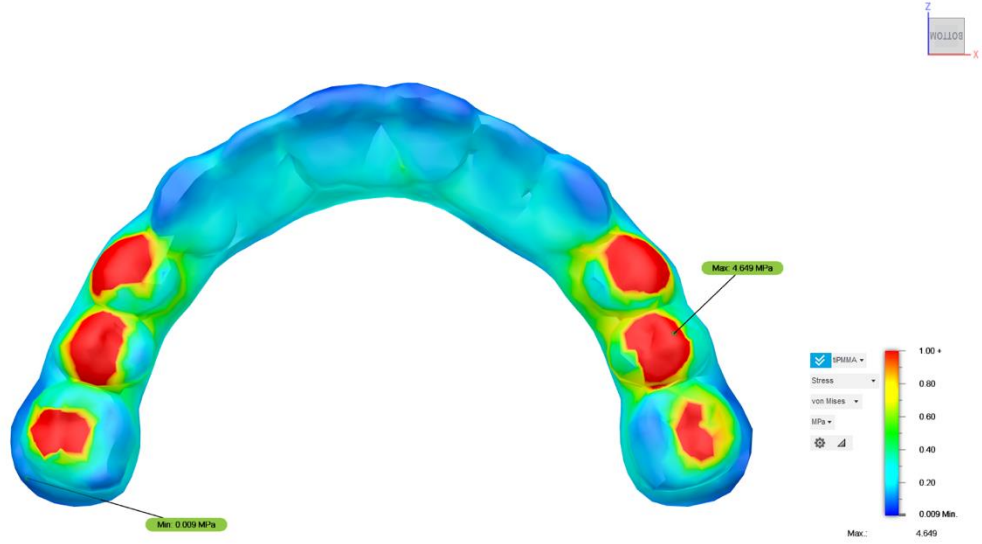
Model 7’de uygulanan oblik yükleme sonrası PMMA üst yapıda oluşan von Mises gerilme dağılımına göre; en yüksek gerilme değeri 4.649 MPa ile ikinci premolar dişlerin bukkal tüberkül tepesinde gözlemlenmiştir. En düşük gerilme değeri ise 0.009 MPa olarak, birinci molar diş bölgesindeki kantilever uzantısının disto-bukkal köşesinde tespit edilmiştir. Gerilme dağılımına bakıldığında; özellikle premolar ve molar dişlerin oklüzal yüzeyleri ile tüberkül tepelerinde stresin yoğunlaştığı, anterior bölgede ise daha düşük düzeylerde kaldığı izlenmiştir (Şekil 4.84).



Şekil 4.82. Model 7’de oblik yük altında posterior dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı



Şekil 4.83. Model 7’de titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı



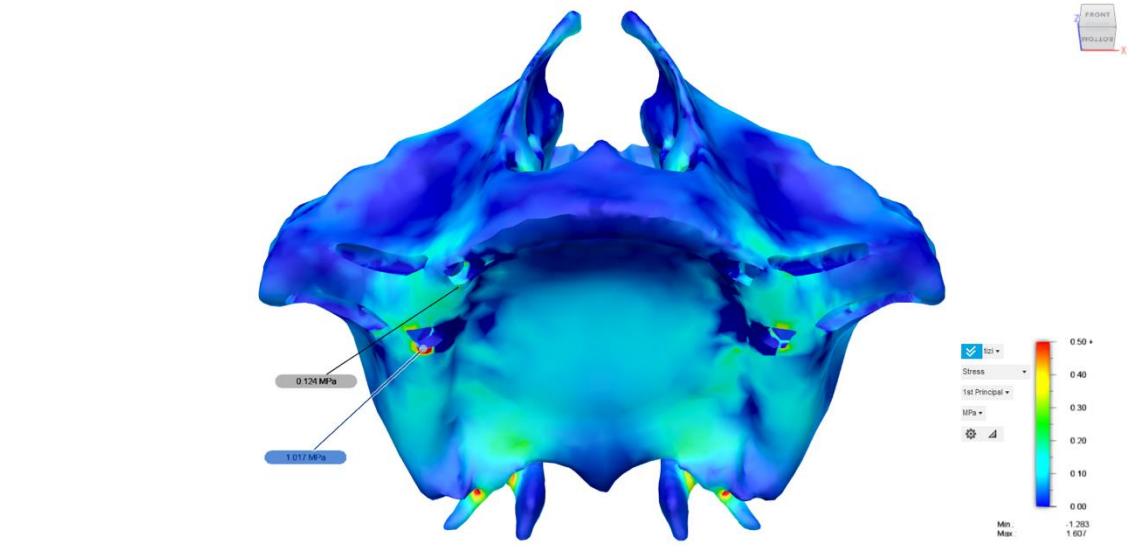
Şekil 4.84. Model 7’de PMMA üst yapıda oblik yük altında von Mises gerilme dağılımı

4.8. Model 8: Anterior ve Posterior Zigomatik İmplant Konfigürasyonunda Ti Bar Destekli Zirkonya Üst Yapıda Oblik Yük Altında Oluşan Gerilme Dağılımının Analizi

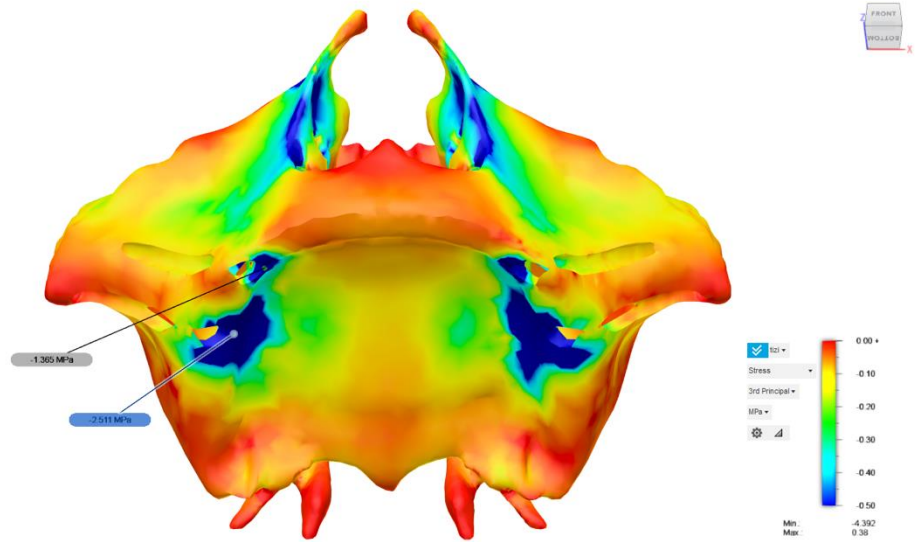
Kortikal Kemikte Oluşan Gerilmeler

Model 8’de uygulanan oblik yükleme sonrası kortikal kemikte oluşan çekme gerilmeleri incelendiğinde; en yüksek gerilme değeri 1.017 MPa ile posterior implantların boyun bölgesinin distalindeki kortikal kemik yüzeyinde gözlemlenmiştir. Anterior implant çevresinde ölçülen maksimum çekme gerilmesi ise 0.124 MPa olup, yine boyun bölgesinin distal yüzeyinde lokalize olmuştur. Gerilme yoğunlaşması noktasal düzeyde olup, geniş bir alana yayılım göstermemiştir (Şekil 4.85).

Basma gerilmeleri açısından değerlendirildiğinde; her iki implantta da en yüksek gerilmelerin boyun bölgesinin mezio-palatinal yüzeyinde toplandığı izlenmiştir. En yüksek basma gerilmesi, -2.511 MPa ile posterior implant çevresindeki kortikal kemikte ölçülmüştür. Gerilme dağılımı, özellikle posterior implant çevresindeki palatinal kortikal yüzeyde daha belirgin olarak izlenmiştir (Şekil 4.86).



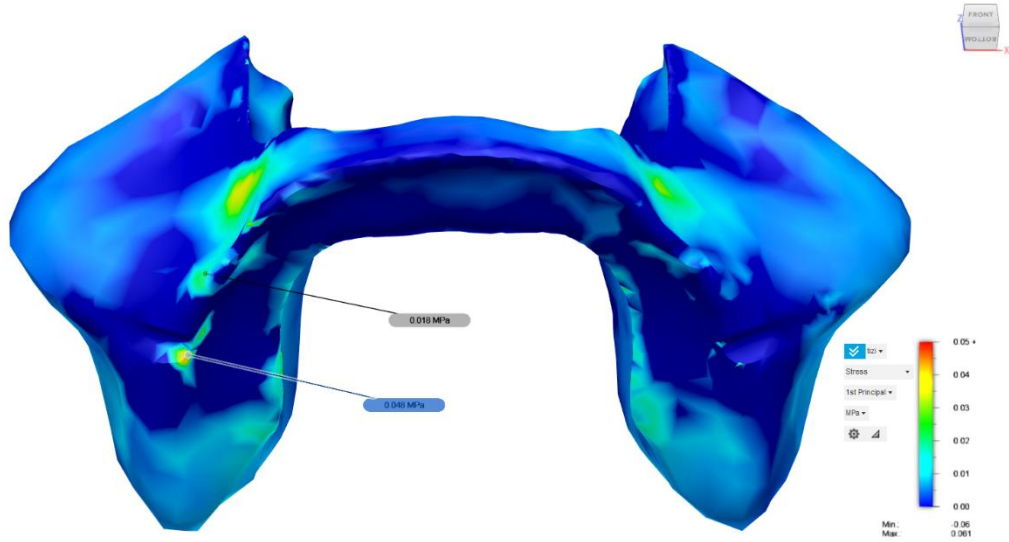
Şekil 4.85. Model 8’de kortikal kemikte çekme gerilme dağılımı



Şekil 4.86. Model 8’de kortikal kemikte basma gerilme dağılımı

Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilmeler

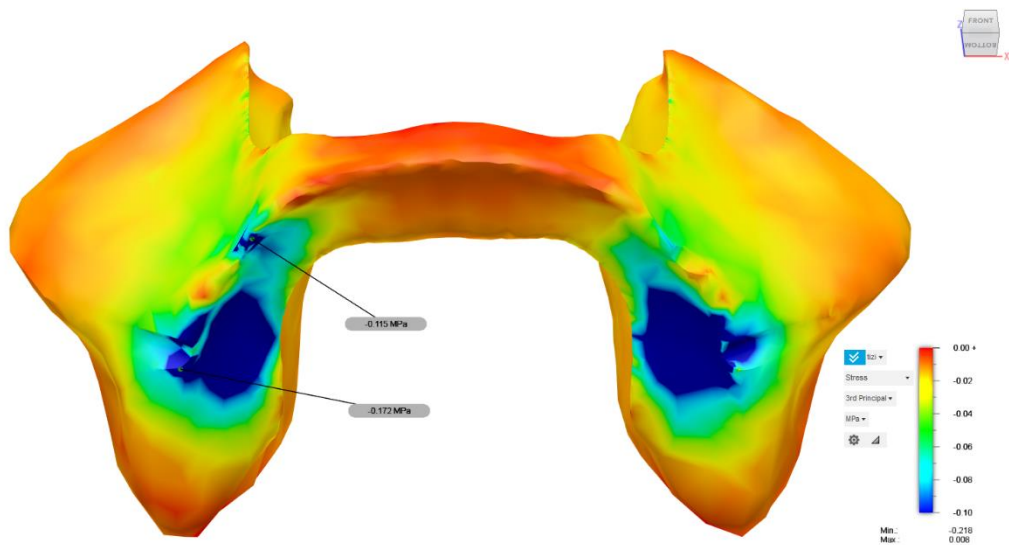
Model 8’de uygulanan oblik yükleme sonrası trabeküler kemikte oluşan çekme gerilmeleri incelendiğinde; en yüksek değer 0.048 MPa ile posterior implantın boyun çevresinin palatinal yüzeyinde ölçülmüştür. Anterior implant çevresinde ise maksimum çekme gerilmesi 0.018 MPa olup, boyun bölgesinin bukkal yüzeyinde gözlemlenmiştir (Şekil 4.87).



Şekil 4.87. Model 8’de trabeküler kemikte çekme gerilme dağılımı

Basma gerilmeleri açısından değerlendirildiğinde; en yüksek basma gerilmesi -0.172 MPa ile posterior implant socketinin koronal üçte birlik kısmının distal yüzeyinde ölçülmüştür. Anterior bölgede ise maksimum basma gerilmesi -0.115 MPa ile implant bölgesindeki kret tepesinde kaydedilmiştir (Şekil 4.88).

Gerilme dağılımına bakıldığında; çekme gerilmesinin noktasal düzeyde olduğu ve yaygın bir yoğunluk göstermediği, basma gerilmesinin ise özellikle posterior implant socketinin palatinal yüzeyinde daha belirgin olduğu izlenmiştir.

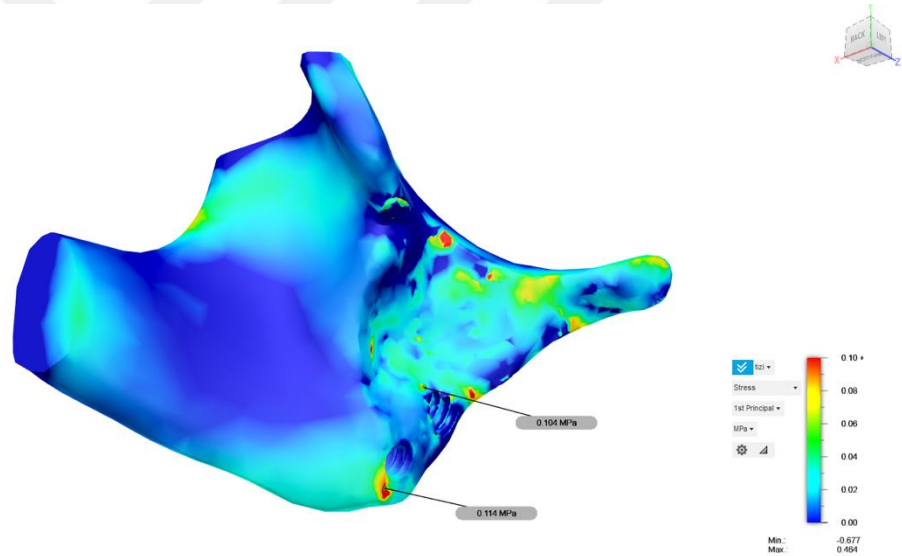


Şekil 4.88. Model 8’de trabeküler kemikte basma gerilme dağılımı

Zigomatik kemikte oluşan gerilmeler

Model 8’de uygulanan oblik yükleme sonrası zigomatik kemikte oluşan çekme gerilmeleri incelendiğinde; en yüksek değer 0.114 MPa ile posterior implantın yer aldığı soketin distal yüzeyinde ölçülmüştür. Anterior bölgede ise maksimum çekme gerilmesi 0.104 MPa olup, implantın boyun bölgesinin palatinal yüzeyinde gözlemlenmiştir (Şekil 4.89).

Basma gerilmeleri açısından değerlendirildiğinde; en yüksek değer -0.131 MPa ile anterior implantın soket çevresindeki mezial yüzeyde ölçülmüştür. Posterior implant çevresindeki maksimum basma gerilmesi ise -0.024 MPa olup, yine boyun bölgesinin mezial yüzeyinde tespit edilmiştir (Şekil 4.90). Basma gerilme yoğunlaşması özellikle anterior bölgede izlenmiştir.

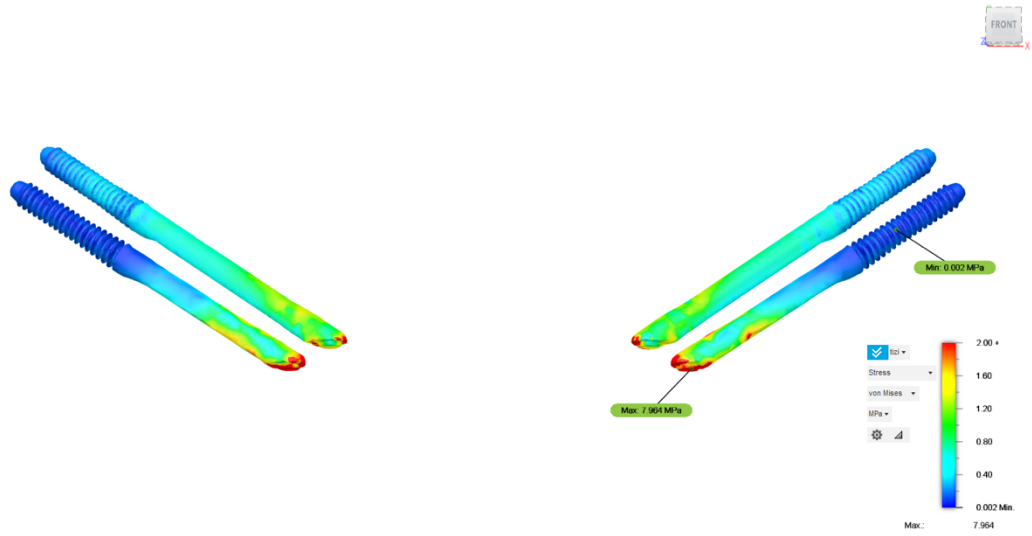
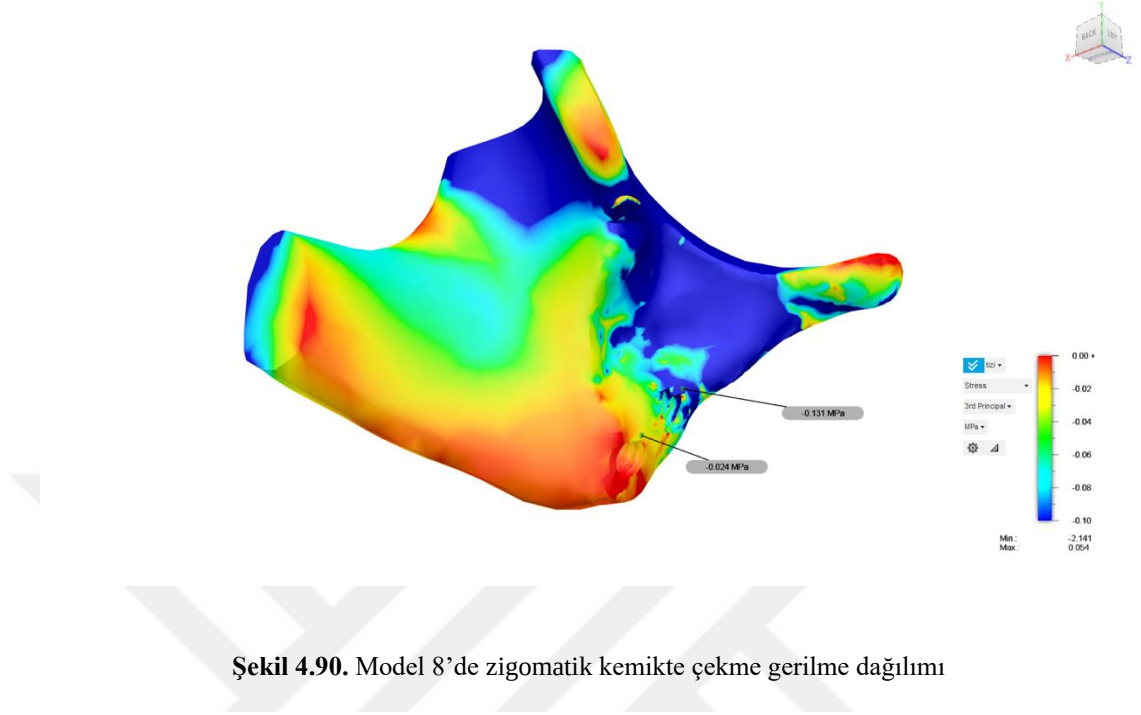


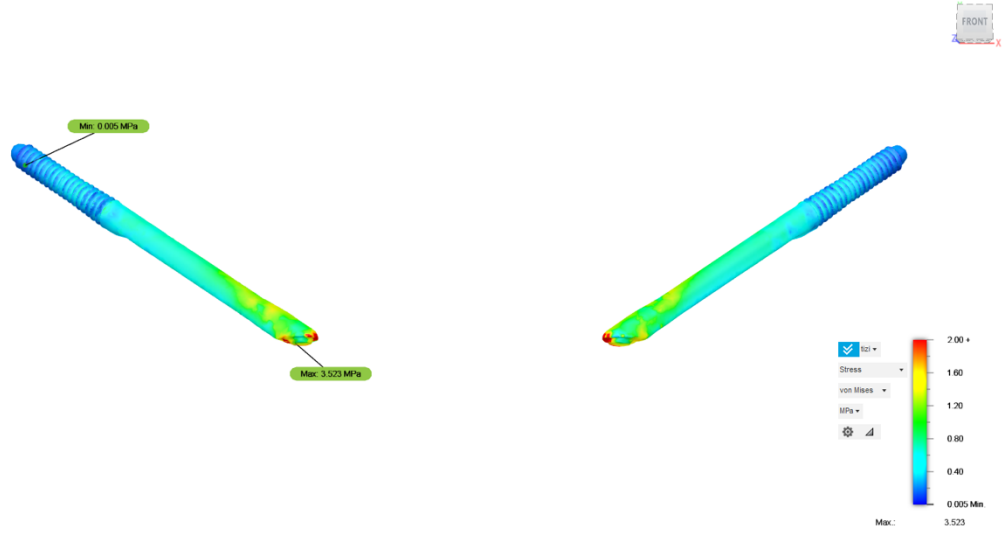
Şekil 4.89. Model 8’de zigomatik kemikte basma gerilme dağılımı

İmplantlarda Oluşan Gerilmeler

Maximum stres değerleri hem anterior hem de posterior implantlarda, implant–dayanak birleşim bölgelerinde yoğunlaşmıştır. En yüksek von Mises gerilmesi 7.964 MPa ile posterior implantlarda gözlemlenirken, en düşük gerilme değeri 0.002 MPa olarak posterior implantın yivli yüzeyinin orta üçlük bölgesinde saptanmıştır (Şekil 4.91). Anterior implantlarda ise maksimum gerilme değeri 3.523 MPa olarak ölçülmüş, minimum stres ise 0.005 MPa ile yivli yüzeyin apikal–orta üçlük kesiminde

lokalize olmuştur (Şekil 4.92). Genel olarak, stres dağılımlarının her iki implant tipinde de noktasal düzeyde yoğunlaştığı ve geniş alanlara yayılmadığı görülmüştür.



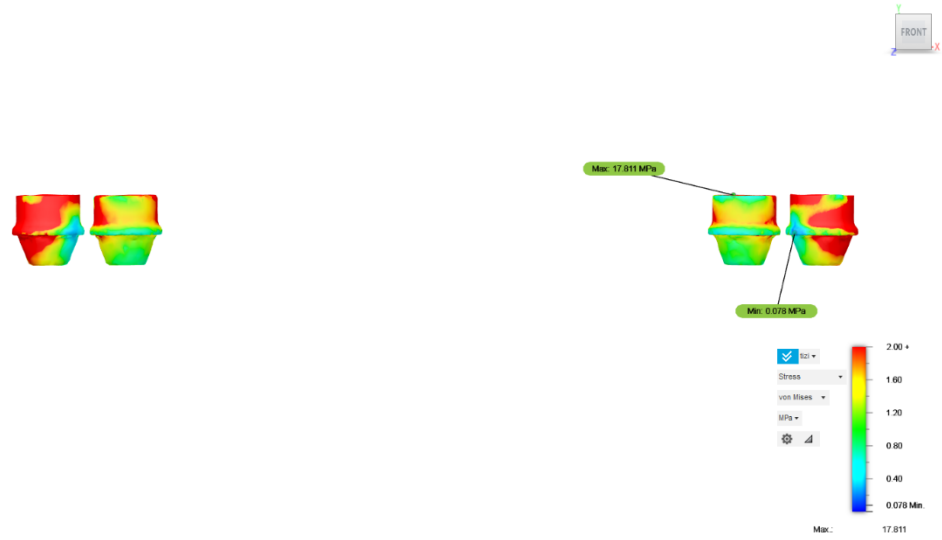


Şekil 4.92. Model 8’de oblik yük altında anterior zigomatik implantlarda von Mises gerilme dağılımı

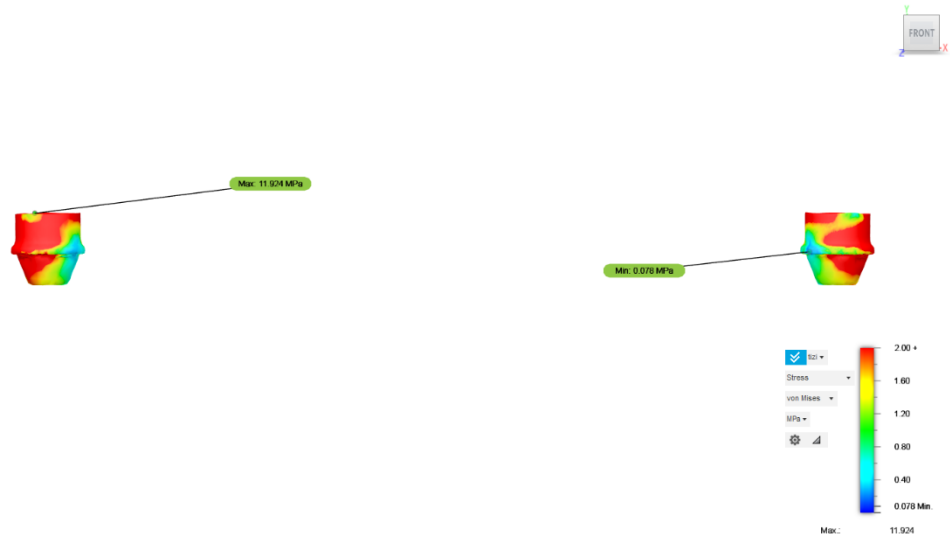
Dayanak Bileşenlerinde Oluşan Gerilmeler

Model 8’de uygulanan oblik yükleme sonrasında implantlara ait dayanak bileşenlerinde en yüksek von Mises gerilmesi 17.811 MPa olarak, anterior dayanağın implant–dayanak birleşim bölgesinin palatinal yüzeyinde gözlemlenmiştir. Minimum gerilme değeri ise 0.078 MPa olup, posterior implant dayanağının titanyum bar ile birleşim bölgesine yakın servikal mezio-bukkal yüzeyde ölçülmüştür (Şekil 4.93).

Posterior dayanaklarda ise; maksimum gerilme 11.924 MPa olarak saptanmış ve bu değer, implant–dayanak birleşim bölgesinde lokalize olmuştur (Şekil 4.92). Genel olarak gerilme dağılımı incelendiğinde, posterior implant dayanaklarında stres yoğunlaşmasının daha belirgin olduğu görülmüştür.



Şekil 4.93. Model 8’de oblik yük altında dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı



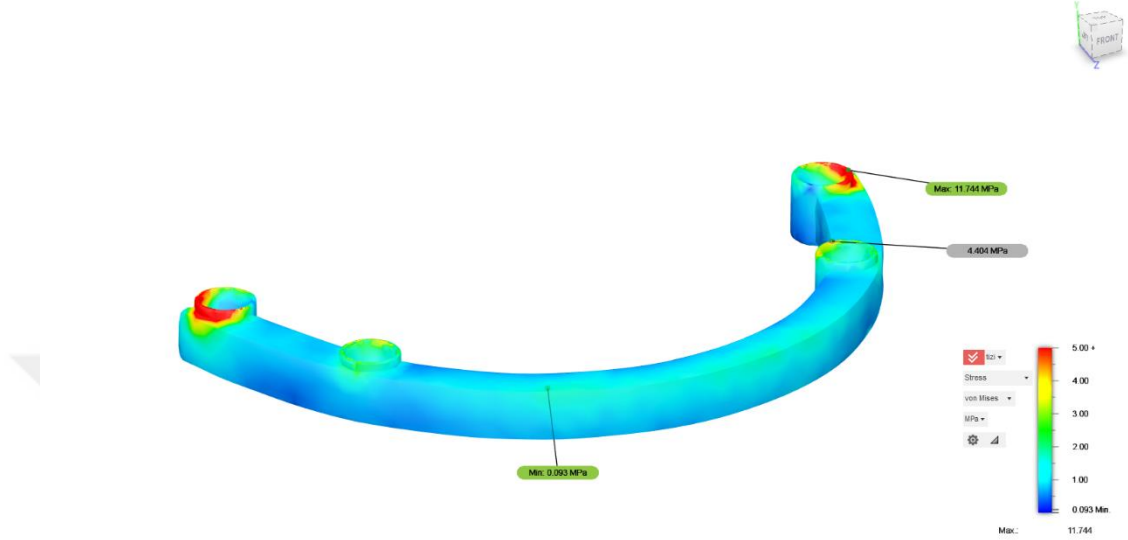
Şekil 4.94. Model 8’de oblik yük altında posterior dayanak bileşenlerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı

Titanyum Bar İçin Oluşan Gerilmeler

Model 8’de elde edilen veriler doğrultusunda, titanyum barda oluşan von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde; en yüksek stres değeri 11.744 MPa ile posterior bölgedeki bağlantı silindirin bukkal yüzeyinde lokalize olmuştur. Anteriorda ise bağlantı silindiri palatinal yüzeyinde 4.404 MPa ile maksimum gerilme değerine ulaşmıştır.

Minimum stres değeri ise 0.093 MPa olup, kanin–lateral bölgeye denk gelen bar

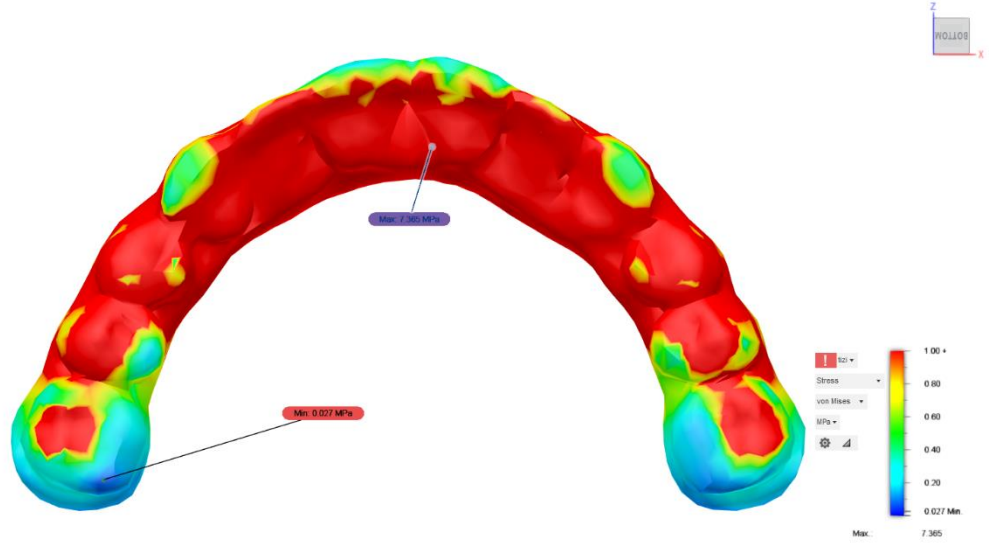
segmentinin, zirkonya üst yapıya komşu üst yüzeyinde tespit edilmiştir. Gerilme dağılımı genel olarak incelendiğinde, yalnızca posterior bağlantı bölgelerinde sınırlı bir stres yoğunlaşması gözlemlenmiş, diğer alanlarda kayda değer bir gerilme artışı izlenmemiştir (Şekil 4.95).



Şekil 4.95. Model 8’de titanyum bar üzerinde oluşan von Mises gerilme dağılımı

Zirkonya Üst Yapıda Oluşan Gerilmeler

Model 8’de zirkonya üst yapıda oluşan von Mises gerilmeleri incelendiğinde; en yüksek stres değeri 7.365 MPa olup, anterior bölgedeki santral dişlerin palatinal yüzeyinde lokalize olmuştur. En düşük stres değeri ise 0.027 MPa olarak, birinci molar dişin disto-palatinal köşesinde ölçülmüştür. Gerilme dağılımı genel olarak değerlendirildiğinde; birinci molarların palatinal yüzeyi ve kantilever bölgeleri dışında, neredeyse tüm yüzeylerde — özellikle anterior dişlerin lingual yüzeylerinde, oklüzal yüzeylerde ve tüberkül tepelerinde — belirgin stres yoğunlukları gözlemlenmiştir (Şekil 4.96).



Şekil 4.96. Model 8’de zirkonya üst yapıda oblik yük altında von Mises gerilme dağılımı

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, atrofik maksillanın rehabilitasyonu amacıyla farklı konfigürasyonlarda yerleştirilen zigomatik implantların ve bunlar üzerine inşa edilen PMMA ile zirkonya hibrit protezlerin biyomekanik davranışları üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir. Elde edilen bulgular, gerek implant çevresi kortikal ve trabeküler kemikte gerekse protez bileşenlerinde stres dağılımının implant tasarımına ve kullanılan üstyapı materyaline bağlı olarak anlamlı farklılıklar gösterdiğini ortaya koymuştur. Bu sonuçlar farklı konfigürasyonlarda yerleştirilen zigomatik implantlar üzerine uygulanan hibrit protezlerin, üst yapı tasarımı ve uygulanan kuvvet yönü ile birlikte; atrofik maksilla, zigomatik kemik ve implant bileşenlerinde oluşan gerilim dağılımını anlamlı biçimde etkilemeyeceği şeklindeki sıfır hipotezimiz reddedilmiştir. Özellikle zigomatik implantların yük transferinde kritik bir rol üstlendiği, anterior bölgede yerleştirilen konvansiyonel implantlarla kombine edildiklerinde stres birikimini azalttığı ve protez materyali olarak zirkonya ile PMMA'nın farklı gerilme paternleri oluşturduğu görülmüştür. Literatürde zigomatik implantların yüksek sağkalım oranlarının (%95'in üzerinde) bildirilmesine rağmen, bu implantların biyomekanik yük aktarımının konvansiyonel implantlardan daha karmaşık olduğu vurgulanmaktadır.^{89,201-204} Mevcut çalışma, aynı model üzerinde PMMA ve zirkonya üstyapıların karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesiyle literatüre katkı sağlamaktadır. Bu bağlamda elde edilen bulguların mevcut literatürle uyumu ve farklılıklarının tartışılması hem biyomekanik hem de klinik açıdan önemli veriler sağlamaktadır.

Model 1, ileri derecede atrofik maksillada anterior bölgede iki konvansiyonel implant ile posterior bölgede iki zigomatik implantın desteklediği, titanyum bar altyapı ve PMMA üstyapıdan oluşan hibrit protezi dikey yükleme koşulları altında temsil etmektedir. Analiz sonuçları, kortikal kemikte meydana gelen gerilmelerin özellikle implant boyun bölgelerinde yoğunlaştığını ortaya koymuştur. Literatürde de implant destekli protezlerde en yüksek gerilmenin kortikal kemikte, özellikle implant-servikal bölge çevresinde lokalize olduğu; buna karşın trabeküler kemikteki gerilmelerin daha düşük düzeylerde ve daha homojen dağılım gösterdiği bildirilmektedir.²⁰⁵ Çalışmamızda da kortikal kemikte saptanan maksimum çekme gerilmesi yaklaşık 0,53 MPa ile zigomatik implantların kret çıkışına komşu bölgede gözlenmiş, buna karşın

trabeküler kemikte ölçülen maksimum gerilme değeri yalnızca ~0,09 MPa olarak belirlenmiştir. Elde edilen bu değerlerin oldukça düşük seviyelerde olması ve kemik dokusunun elastik limitlerinin çok altında kalması, uygulanan 150 N'luk dikey kuvvet altında sistemde aşırı stres birikiminin oluşmadığını göstermektedir. Kortikal kemikteki gerilme dağılımı incelendiğinde, zigomatik implantların çevresindeki kortikal bölgelerde, özellikle palatinal ve distal yönlerde, gerilme birikiminin anterior bölgedeki konvansiyonel implantların çevresine kıyasla daha yüksek olduğu saptanmıştır. Bu bulgu, literatürde All-on-4 konseptinde distal açılı implantların çevresinde kortikal stresin artış eğilimi gösterdiğini bildiren çalışmalarla uyumludur.²⁰⁶ Nitekim Tezerişener ve ark. (2024), farklı maksilla modellerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, 45° eğimli posterior implantların çevresindeki kortikal stresin, zigomatik implantları içeren modellerden anlamlı derecede daha yüksek olduğunu rapor etmiştir.²⁰⁷ Çalışmamızda da zigomatik implantların yer aldığı posterior bölgelerde kortikal gerilmenin, anterior bölgede dik yerleştirilen implantlara göre daha yüksek düzeyde gerçekleştiği belirlenmiştir. Bu durum, distal implantların açılı yerleşimi nedeniyle gelen dik kuvveti yalnızca aksel doğrultuda değil, aynı zamanda lateral bileşenlerle de kemik dokusuna aktarması ve bu nedenle bir miktar moment kolu oluşturması ile açıklanabilir. Sonuç olarak, posterior zigomatik implantlara komşu kortikal kemik bölgelerinin, anterior konvansiyonel implantlara kıyasla daha fazla gerilme yükü taşıdığı görülmüştür.

Çalışmamızda zigomatik implantların çevresindeki zigomatik kemikte oluşan gerilmeler de ayrı olarak incelenmiştir. Model 1'de zigomatik kemikte maksimum çekme gerilmesi 0,15 MPa, maksimum basma gerilmesi ise -0,12 MPa olup bu değerler oldukça düşük seviyelerde bulunmuştur. Bu bulgu, zigomatik kemiğin geniş kortikal yapısının uygulanan yükleri etkin biçimde tolere ettiğini göstermektedir. Freedman ve ark. sonlu elemanlar analizinde de zigomatik implantların alveoler destekle birlikte veya desteksiz olarak incelenmesi sonucunda, zigomatik kemikte oluşan gerilmelerin genellikle düşük seviyelerde olduğu ve alveoler destek varlığında yük dağılımının daha dengeli hale geldiği bildirilmiştir.²⁰⁸ Çalışmamızda elde edilen sonuçlar da bu bulgularla paralellik göstermekte olup, alveoler kret desteğinin bulunduğu Model 1'de zigomatik kemikteki gerilmelerin minimal düzeyde gerçekleştiğini ortaya koymaktadır.

İmplant gövdelerindeki von Mises gerilmeleri incelendiğinde, en yüksek stresin anterior bölgedeki konvansiyonel implantın servikal kısmında ~23,3 MPa olarak oluştuğu, zigomatik implantlarda ise maksimum gerilmenin implant–protez bağlantı noktasında ~13,6 MPa olduğu görülmüştür. Ön implant üzerindeki daha yüksek stres birikimi, bu implantların daha kısa oluşu ve alveoler kemikte sınırlı uzunlukta tutunmaları nedeniyle yükün büyük kısmını taşımalarıyla açıklanabilir. Literatürde de konvansiyonel implantlarda stresin özellikle servikal/abutment boynu bölgesinde yoğunlaştığı, zigomatik implantlarda ise stresin daha çok implant–protez bağlantı elemanlarında ortaya çıktığı bildirilmiştir.^{209–211} Bu verilerle karşılaştırıldığında, çalışmamızda ~23 MPa olarak bulunan değer uyumlu görünmektedir. Zigomatik implantların uzunluğu ve zigoma korteksine sağladıkları ankraj sayesinde, ön implantların bir miktar yükünü paylaştıkları düşünülebilir; nitekim zigoma implantlarını içeren modellerde ön implantlarda stresin daha düşük olabileceği rapor edilmiştir.²⁰⁷ Bulgularımız, her ne kadar ön implantlarda en yüksek gerilme gözlenirse de bunun klinik açıdan güvenilir sınırlar içinde kaldığını göstermektedir. Nitekim titanyum implant için ~23 MPa gerilme değeri, malzemenin akma dayanımının oldukça altında yer almaktadır.

Dayanak bileşenlerinde zigomatik implant dayanaklarında maksimum ~26,5 MPa, standart implant dayanaklarında ise ~13,1 MPa gerilme oluştuğu belirlenmiştir. Zigomatik dayanaklardaki bu görece yüksek gerilme, distal implantların eğimli dayanak bağlantısına iletilen yüklerin daha karmaşık yapıda olmasıyla ilişkilendirilebilir. Özellikle disto-bukkal bölgede belirginleşen ~26 MPa’lık gerilme, eğimli dayanak–vida bağlantı bölgesinin gerilme yığılmasına maruz kaldığını göstermektedir. Bu bulgu, literatürde zigomatik implantlarda bağlantı elemanları ve vidalarda stres birikimi olabileceği yönündeki uyarılarla paralellik göstermektedir.²⁰⁹ Ayrıca, Model 1’de PMMA üst yapı kullanılmış olması da bu bağlantılardaki stresin bir miktar artmasına katkıda bulunmuş olabilir; zira elastik yapıya sahip PMMA üstyapının yükü absorbe etmek yerine belirli oranda bağlantı elemanlarına aktarması muhtemeldir.

Titanyum bar üzerindeki gerilme dağılımı da Model 1 için dikkate değerdir. Bar üzerinde maksimum von Mises gerilmesi ~23,2 MPa ile posterior zigomatik implantların bağlantı bölgesinde gözlenmiştir. Anterior bölgede, standart implantların bulunduğu kısımda ise bar üzerindeki gerilme ~8,6 MPa düzeyinde bulunmuştur. Bu

bulgu, hibrit protezlerde kuvvetlerin özellikle implant bağlantı noktalarında yoğunlaştığını göstermektedir. Literatürde de All-on-4 tipi tam ark protezlerde en yüksek gerilmelerin genellikle distal implantların bar bağlantılarında olduğu rapor edilmiştir.²¹² Bununla birlikte, 23 MPa olarak saptanan bu değer, Ti-6Al-4V alaşımının akma dayanımı yaklaşık 800–900 MPa mertebesinde olduğundan son derece düşük kalmaktadır. Bu sonuç, barın yapısal olarak güvenli bir gerilme düzeyinde olduğunu ve anlamlı bir deformasyon riskinin bulunmadığını ortaya koymaktadır. Ayrıca, gerilmenin barın özellikle yük uygulanan tarafa yakın bölgelerde yoğunlaşması tasarımsal optimizasyon gerekliliğine işaret etmektedir. Nitekim farklı bar kesit geometrilerinin karşılaştırıldığı sonlu elemanlar analizlerinde, gerilmenin özellikle bar ile silindir bağlantısında yoğunlaştığı ve bu bölgelerin biyomekanik açıdan kritik alanlar olduğu belirtilmiştir.²¹³

Model 1'in PMMA üst yapısı, dikey yükleme koşullarında maksimum 2,73 MPa gerilme göstermiştir. Bu gerilmenin özellikle posterior bölgede, zigomatik implantların altındaki yapay dişlerin oklüzal yüzeylerinde yoğunlaştığı gözlenmiştir. PMMA elastik modülü düşük ve esnek bir materyal olduğundan, bu yapıda düşük düzeyde gerilme birikimi saptanması beklenen bir bulgudur. Nitekim önceki çalışmalarda, akrilik esaslı restorasyonların rijit seramiklere kıyasla daha düşük iç gerilim oluşturduğu bildirilmiştir.²¹⁴ Yapılan sonlu elemanlar stres analizlerinde de tam ark All-on-4 protezlerde akrilik materyalin daha düşük gerilme seviyeleri sergilediği, en yüksek gerilme değerlerinin ise zirkonya üst yapılarda ortaya çıktığı rapor edilmiştir.²¹⁵ Çalışmamızda elde edilen bulgular bu genel eğilimle uyumludur. PMMA üst yapı iç gerilmeyi sınırlı düzeyde tutmakla birlikte, bu durum yükün daha büyük bir kısmının implant ve dayanaklara aktarılması pahasına gerçekleşmektedir. Başka bir ifadeyle, PMMA yapısı adeta bir şok absorbe edici gibi davranarak kendi bünyesinde düşük seviyede stres biriktirmiş, ancak yükün önemli bir bölümünü implant ve dayanaklara iletmiştir. Bu nedenle, Model 1'de implant ve dayanaklarda gözlenen stres değerleri görece yüksek bulunurken, PMMA üst yapıda bu değer oldukça düşük kalmıştır. Bu sonuç, literatürde akrilik esaslı hibrit protezlerin implantları kısmen koruduğu, ancak kendilerinin deformasyon ve aşınmaya daha yatkın olduğu yönündeki bulgularla uyum göstermektedir.²¹⁵

Model 2, ileri atrofik maksillada iki ön konvansiyonel implant ile iki arka zigomatik implantın desteklediği, alt yapısı titanyum bar ve üst yapısı monolitik zirkonya olan

hibrit protezi dikey kuvvet altında temsil etmektedir. Dikey yükleme altında elde edilen bulgular, malzeme rijitliğindeki bu değişimin stres dağılımını belirgin şekilde etkilediğini göstermiştir. Kortikal kemikte oluşan maksimum çekme gerilmesi ($\sim 0,53$ MPa), Model 1'deki en yüksek değerle neredeyse aynı bulunurken; maksimum basma gerilmesi $-1,46$ MPa olarak belirlenmiş ve Model 1'de rapor edilen $-0,95$ MPa değerini anlamlı biçimde aşmıştır. Bu durum, zirkonyanın elastikiyetinin PMMA'ya göre düşük ve kuvvet iletim kapasitesinin yüksek olması nedeniyle yükün daha fazla oranda implant boyun çevresindeki kortikal kemik dokusuna aktarılması ile açıklanabilir. Literatürde, üst yapı materyalinin kemikteki stres dağılımına etkisinin sınırlı olmakla birlikte, rijit materyallerin lokalize stres artışına yol açabileceği bildirilmiştir.²¹⁶ Ayrıca yapılan çalışmalarda, zirkonya üst yapı kullanılan modellerde yükün büyük kısmının üst yapı içerisinde tutulduğu, buna karşılık implant ve dayanak çevresinde daha düşük stres birikimi izlendiği rapor edilmiştir.²¹⁷ Öte yandan hibrit protezlerde bar ve üst yapı rijitliği arttıkça stresin protez bileşenlerinden kemik–implant ara yüzüne kayabildiği, bu nedenle materyal seçiminde rijitlik kadar enerji absorpsiyon kapasitesinin de önem taşıdığı belirtilmiştir.²¹⁸ Çalışmamızda elde edilen bulgular da bu görüşleri desteklemektedir. Kortikal kemikteki gerilme dağılımı PMMA ile benzer bir homojenlik sergilemiş, ancak implant–dayanak bölgelerindeki streslerde ve vidalarda belirgin bir azalma gözlenmiştir.

İmplantlardaki von Mises gerilmeleri Model 2'de kayda değer oranda düşmüştür. Anterior konvansiyonel implantın boyun bölgesindeki maksimum stres $\sim 14,3$ MPa olup, Model 1'deki $\sim 23,3$ MPa değerine kıyasla yaklaşık %40 oranında azalmıştır. Benzer şekilde, zigomatik implantlarda maksimum stres $\sim 8,1$ MPa ile PMMA üst yapı modeldeki $\sim 13,6$ MPa değerinin oldukça altında bulunmuştur. Bu bulgu, üst yapı rijitliğinin artmasının implantlardaki bükülme ve çekme gerilmelerini azalttığını açıkça ortaya koymaktadır. Daha rijit üst yapılar, kuvvetleri implantlar arasında daha dengeli dağıtarak tek bir implanta aktarılan yükü azaltmakta, bu da dayanakların ve implant boyun bölgelerinin daha az zorlanması anlamına gelmektedir. Literatürde de zigomatik implantlar ve hibrit protezlerde kullanılan üst yapı materyalinin rijitliğinin stres dağılımında belirleyici olduğu; zirkonya ve krom–kobalt (Co–Cr) gibi rijit materyallerin implant ve vidalarda oluşan gerilmeyi azalttığı ve biyomekanik açıdan daha dengeli bir yük transferi sağladığı bildirilmektedir.²¹⁹ Çalışmamızda zirkonya üst yapı modelden elde edilen bulgular, bu literatür verileri ile uyum göstermektedir.

Model 2’de dayanak bileşenlerindeki gerilme dağılımı, PMMA üst yapıli duruma kıyasla farklılık göstermiştir. Zirkonya üst yapıda, zigomatik implant dayanağında maksimum stres ~15,8 MPa olarak ölçölmüş olup, bu değeri Model 1’de zigomatik implant dayanağında saptanan ~26,5 MPa değeriinin belirgin şekilde altındadır. Standart implant dayanağında da stres ~4,3 MPa ile PMMA üst yapıli durumda gözlenen ~13,1 MPa değeriinin oldukça altında bulunmuştur. Bu belirgin fark, üst yapının rijitliğinin artmasıyla dayanak vidalarındaki bükölme momentlerinin önemli ölçüde azaldığını göstermektedir. PMMA üst yapılarda dayanak bağlantıları yük altında esneyerek sistemde adeta “zayıf halka” rolü üstlenirken, zirkonya üst yapılar yükü daha çok kendi gövdesinde taşıyarak dayanakları korumuştur.^{220,221} Bu sonuç, zirkonya kullanımının dayanak vidalarında gevşeme riskini ve bağlantı bölgelerindeki mikrohareketleri azaltabileceğini göstermekte olup, klinik açıdan olumlu bir durumdur.²²² Sabit tam ark protezlerde vidaların stabil kalabilmesi için yapının bükölmemesi önemlidir ve literatürde rijit üst yapıların mikrohareketi sınırlayarak implant–protez bağlantısının güvenliğini artırdığı rapor edilmektedir.²⁰⁹

Titanyum bar üzerindeki gerilmelere bakıldığında, Model 2’de maksimum von Mises gerilmesi ~12,1 MPa olarak hesaplanmıştır. Bu değeri Model 1’deki ~23,2 MPa’lık maksimum bar geriliminin yaklaşık yarısıdır. Gerilmenin özellikle zigomatik implantların bukkal tarafındaki bar bölgesinde yoğunlaştığı belirlenmiştir. Bu bulgu, üst yapı rijitliğinin bar içerisindeki stres dağılımını da etkilediğini göstermektedir. Zirkonya üst yapı, titanyum bara iletilen yükün bir kısmını kendi bünyesinde absorbe edip daha geniş bir alana yayarak, barın belirli noktalarında (örneğin distal implant bağlantılarında) oluşan pik gerilmeleri azaltmıştır. Ancak bunun sonucunda zirkonya yapının kendi içinde daha yüksek stres taşıdığı gözlenmiştir. Bununla birlikte, 12 MPa düzeyindeki maksimum gerilme titanyum barın dayanım sınırlarının oldukça altında olup yapısal bir risk oluşturmamaktadır.

Model 2’nin monolitik zirkonya üst yapısı, dikey yükleme altında maksimum ~9,75 MPa von Mises gerilme göstermiştir. Bu değeri Model 1’de PMMA üst yapıda gözlenen ~2,73 MPa değeriinin yaklaşık üç katıdır. Gerilmenin özellikle ön dişlerin servikal mezipalatinal bölgelerinde ve premolar bölgelerde yoğunlaştığı belirlenmiştir. Bu durum, rijit üst yapılarda yükün fazla deformasyona uğramadan doğrudan ilgili bölgelere aktarıldığını ortaya koymaktadır. Zirkonyanın eğilme mukavemeti 900–1200 MPa aralığında olduğundan, 9–10 MPa seviyesindeki stres değeriileri malzeme

açısından herhangi bir sorun teşkil etmemektedir. Bununla birlikte, zirkonya kırılmaya tamamen dirençli değildir; özellikle gerilmenin yoğunlaştığı keskin köşeler veya yüzey defektleri mevcutsa, tekrarlı yüklemeler sonucunda mikroçatlaklar oluşabilir. Bu nedenle, statik analizde güvenli sınırlar içerisinde görünse de monolitik zirkonya protezlerde oklüzal yük dağılımının dikkatle planlanması gerekmektedir. Literatürde de monolitik zirkonyanın uzun dönem başarı oranlarının yüksek olduğu, ancak karşıt dişlerde aşınmaya neden olabileceği ve nadiren kırılma komplikasyonları bildirilmiştir.²²³ Yapılan sistematik derlemelerde tam ark monolitik zirkonya restorasyonlarının beş yıllık sağkalım oranlarının %97'nin üzerinde olduğu, protetik komplikasyon oranlarının ise metal-akrilik hibrit protezlerle benzer veya daha düşük seviyelerde seyrettiği rapor edilmiştir.²²⁴ Bu klinik bulgular, çalışmamızda elde edilen SESA sonuçları ile örtüşmektedir. Zirkonya üst yapı, implant ve vidaları koruyacak şekilde yükü kendi bünyesinde üstlenmekte ve malzeme özellikleri gereği bu yükleri güvenle tolere edebilmektedir.

Özetle, Model 1 ve Model 2'nin karşılaştırılması, protetik üst yapı malzemesi seçiminin stres dağılımını anlamlı ölçüde etkilediğini göstermektedir. PMMA üst yapı, implantlar ve çevre kemik üzerinde daha yüksek gerilmelere yol açarken kendi bünyesinde daha düşük stres taşımaktadır. Buna karşılık zirkonya üst yapı, implant ve çevre dokulardaki stresleri azaltarak yükün önemli bir kısmını kendi yapısında toplamaktadır. Literatürde de bu bulguyu destekleyen çalışmalar mevcuttur. Örneğin, All-on-4 sistemleri üzerinde gerçekleştirilen analizlerde, rijitliği yüksek materyallerin implant ve kemik üzerindeki stresleri azalttığı, yükün daha çok üst yapı içerisinde absorbe edildiği rapor edilmiştir.²²⁵ Başka bir çalışmada ise PEEK alt yapıli hibrit protezlerin paslanmaz çelik veya zirkonya alt yapıli protezlere kıyasla alt yapı içinde daha düşük stres oluşturduğu; buna karşın zirkonya alt yapıların implantlara daha az yük ilettiği bildirilmiştir.²²⁶ Klinik açıdan bakıldığında, malzeme seçimi vaka bazında değerlendirilmelidir. Örneğin, immedat yükleme döneminde geçici protez materyali olarak PMMA tercih edilmesi, elastik yapısı sayesinde implantları aşırı zorlamadan koruyabileceği için uygun görülmektedir. Uzun dönem kalıcı protezlerde ise zirkonya gibi rijit ve dayanıklı malzemelerin kullanılması, bakım ihtiyacını azaltmakta ve kırılma riskini en aza indirmektedir.²¹⁵ Çalışmamızda elde edilen bulgular, bu klinik uygulamaların bilimsel temellerini doğrular niteliktedir.

Model 3, anterior konvansiyonel ve posterior zigomatik implantların PMMA üst yapı ile desteklendiği durumu 30° oblik kuvvet altında incelemektedir. Bu model, çiğneme sırasında oluşabilecek diyagonal kuvvetlerin sistem üzerindeki etkilerini yansıtmaları açısından klinik olarak kritik öneme sahiptir. Analiz sonuçları, oblik yüklemenin dikey yüklemeye kıyasla implantlar, çevre kemik ve protez üzerinde çok daha yüksek stres oluşturduğunu açıkça ortaya koymuştur. Literatürde de oblik yüklerin vertikal yüklere göre belirgin biçimde daha fazla gerilme oluşturduğu defalarca vurgulanmıştır.²⁰⁵ Nitekim üç boyutlu SESA çalışmalarında, 30° oblik yük altında implantta %236, kortikal kemikte %322, trabeküler kemikte ise %22 oranında artan von Mises gerilmeler rapor edilmiştir.²²⁷ Çalışmamızda da benzer şekilde, kortikal kemikte maksimum gerilme dikey yüklemeye -0,95 MPa iken, oblik yüklemeye -5,26 MPa seviyesine yükselmiş ve yaklaşık 5,5 kat artış göstermiştir. İmplantlarda oluşan maksimum von Mises gerilmesi ise Model 1’de ~23 MPa iken, Model 3’te ~14,7 MPa olarak hesaplanmıştır. İlk bakışta implant gerilmesindeki artışın daha sınırlı olduğu görülse de bu durumun yük paylaşımı ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. Sistem genelinde stres artışının belirgin olduğu tespit edilmiştir.

Kortikal kemikte gerilme dağılımı incelendiğinde, özellikle zigomatik implantların çevresindeki palatinal bölgede çok yüksek basma streslerinin olduğu saptanmıştır. Maksimum basma gerilmesi -5,26 MPa olarak ölçülmüş olup, bu değer dikey yüklemeye elde edilen maksimum basma stresinin yaklaşık beş katıdır. Gerilme dağılımında, zigomatik implantların palatinal tarafında yoğun basma, bukkal tarafında ise çekme streslerinin ortaya çıktığı gözlenmiştir. Bu durum, oblik kuvvet uygulandığında implant çevresindeki kemikte eğilme momentlerinin meydana geldiğini, implantın palatinal yüzeyinin basınca, bukkal yüzeyinin ise çekmeye maruz kaldığını göstermektedir.²⁰⁵ SESA ile yapılan çalışmalarda da benzer şekilde, oblik yük altında kortikal kemikte stres değerlerinin aksiyal yüklemeye kıyasla belirgin şekilde arttığı; yük yönünde sıkışma (basınç), zıt yönde ise çekme (tensiyon) olduğu rapor edilmiştir. Ayrıca bu çalışmalarda kortikal kemikteki maksimum von Mises gerilmelerinin oblik yük altında aksiyal yüklemeye göre yaklaşık 1,4–1,8 kat, implantta ise 1,8–3,5 kat arttığı belirtilmiştir. Çalışmamızda elde edilen bulgular da bu verilerle paralellik göstermektedir.

Oblik yüklemeye, anterior konvansiyonel implantların çevresindeki kortikal gerilmelerde artış gözlenmiş olmakla birlikte, bu değerlerin zigomatik implantlara

kıyasla daha düşük olduğu belirlenmiştir. Örneğin, ön implant çevresinde maksimum basma gerilmesi $\sim 0,93$ MPa olarak ölçülmüştür. Bu bulgu klinik açıdan olumlu kabul edilebilir; çünkü yükün büyük kısmı distal bölgede yer alan zigomatik implantlar tarafından üstlenilmiş, anterior implantlar ise nispeten korunmuştur. Nitekim yapılan SESA çalışmalarında da benzer şekilde, implantlar ve çevre kemikte stresin daha dengeli dağıldığı ve anterior implantların daha düşük gerilme taşıdığı bildirilmiştir.²²⁸ Başka bir çalışmada ise anterior implantların çevresindeki kemik stresinin posterior implantlara göre daha düşük olduğu, posterior implantların ise momenti absorbe eden bir ankraj görevi üstlendiği rapor edilmiştir.²²⁹ Bu veriler, çalışmamızda elde edilen bulgularla da uyumludur. Oblik yükleme koşullarında zigomatik implantların yükü büyük oranda zigoma bölgesine aktardığı, böylece hem implantlarda hem de çevre kemikte oluşan gerilmelerin sınırlı düzeyde kaldığı görülmüştür. Gerçekten de modelimizde zigomatik kemikte maksimum çekme gerilmesi $\sim 0,17$ MPa, maksimum basma gerilmesi ise $-0,021$ MPa olarak ölçülmüş olup, bu değerler zigomatik kemiğin yükü tolere etme kapasitesinin yüksek olduğunu göstermektedir.

İmplantlar üzerindeki gerilmelere bakıldığında, Model 3'te konvansiyonel ve zigomatik implantlarda sırasıyla $\sim 12,8$ MPa ve $\sim 14,7$ MPa düzeylerinde maksimum von Mises stresler tespit edilmiştir. Bu değerler, her iki implant grubunun da belirgin şekilde yüklendiğini ancak herhangi bir implant üzerinde aşırı stres yığılması olmadığını göstermektedir. En yüksek gerilmenin zigomatik implant-dayanak birleşiminin mezipalatinal tarafında $\sim 14,7$ MPa olarak saptanması, yük altında zigomatik implantın dayanak bölgesinde bükülme ve çekilme geriliminin yoğunlaştığını ortaya koymaktadır. Ön implantta ise maksimum stres distal boyun tarafında $\sim 12,8$ MPa ile biraz daha düşük kalmıştır. Bu dağılım, oblik yükleme altında distal implantın daha fazla zorlandığını göstermekte olup beklenen bir bulgudur. Nitekim üç boyutlu SESA çalışmalarında da benzer şekilde, dikey yük altında yaklaşık 14 MPa olan implant gerilmelerinin, 45° oblik yük altında 28 MPa'ya yükseldiği rapor edilmiştir.²³⁰

Model 3'te dayanak bileşenlerinin de yüksek gerilmelere maruz kaldığı belirlenmiştir. Zigomatik implantın açılı dayanağında, implant birleşim yerinin disto-palatinal köşesinde $\sim 21,2$ MPa düzeyinde bir gerilme saptanmıştır. Standart implant dayanağında ise en yüksek gerilme $\sim 9,0$ MPa seviyesinde kalmıştır. Bu sonuç, zigomatik dayanağın eğimli yapısı nedeniyle oblik yük altında daha karmaşık bir

yüklenmeye maruz kaldığını göstermektedir. Dayanak vidalarında oluşabilecek bu tür bükülme ve dönme gerilmeleri, klinikte vida gevşemesi veya kırılması şeklinde sorunlara yol açabilir. Bu nedenle özellikle oblik yük riskinin yüksek olduğu bruksizm vakalarında dayanak vidasının sıkılık kontrolünün yapılması ve mümkünse vidaların tek parça (üniter) yapıda tercih edilmesi önerilmektedir. Ayrıca, zirkonya gibi rijit üst yapı materyallerine geçildiğinde bu bölgedeki gerilmelerin azalabileceği dikkate alınmalıdır.

Titanyum bar gerilmeleri incelendiğinde, Model 3'te maksimum $\sim 12,7$ MPa düzeyinde von Mises stres saptanmıştır. Bu gerilmenin, standart implant dayanaklarının hizasında disto-palatinal bölgede yoğunlaştığı görülmüştür. Oblik kuvvetin bar üzerinde özellikle yük alan tarafta bükülmeye neden olduğu ve bu nedenle ilgili bağlantı bölgesinde gerilme yığılmasının ortaya çıktığı anlaşılmaktadır. Barın karşı tarafında ise gerilmeler oldukça düşük olup $\sim 0,2$ MPa seviyesinde kalmıştır. Bu bulgu, tek taraflı yükleme senaryosunda çapraz ark stabilizasyonunun önemini göstermektedir. Çapraz ark desteği, yükün bir miktar karşı tarafa aktarılmasını sağlayarak tek taraflı stresin azaltılmasına katkıda bulunmaktadır.

Modelimizde kullanılan bar rijit yapıda olmasına rağmen, uygulanan 150 N'luk oblik kuvvetin özellikle lokal bölgede yüksek stres oluşumuna yol açtığı belirlenmiştir. Kuvvetin geldiği tarafta implantlar arası bar segmenti gerilmiş, karşı taraf ise daha az etkilenmiştir. Bununla birlikte, 12–13 MPa seviyesindeki bu stres değerleri titanyum malzeme için herhangi bir yapısal risk oluşturmamaktadır. Ancak protez vidalarının bulunduğu bölgede tekrarlayan yükler yorulma riskini artırabilir. Bu noktada pasif uyumun kritik bir öneme sahip olduğu vurgulanmalıdır. Pasif uyumun yetersiz olması durumunda, başlangıçta gerilimli olan bar yapısı üzerine binen oblik kuvvetlerle daha kolay deformasyona uğrayabilir.²¹² Literatürde de hibrit protezlerin uzun dönem başarısı için döküm veya freze barların dayanaklarla kesin pasif uyum göstermesi gerektiği sıkça belirtilmiştir.^{231,232} Çalışmamızda ideal uyum varsayılmış olmasına rağmen bu düzeyde gerilmeler gözlenmiştir; dolayısıyla klinik uygulamalarda toleransın daha da düşük olacağı öngörülebilir.

Model 3'te PMMA üst yapı, oblik yük altında maksimum $\sim 5,20$ MPa düzeyinde gerilme göstermiştir. Bu değer, dikey yüklemede gözlenen $\sim 2,73$ MPa gerilmenin yaklaşık iki katıdır. Stres özellikle oblik kuvvetin uygulandığı tarafta, ikinci premolar

dişin bukkal tüberkülünde yoğunlaşmıştır. Bu durum, lateral kuvvetlerin protezin ilgili bölgesinde bükülmeye neden olduğunu ve akrilik yapıda gerilme birikimine yol açtığını göstermektedir. 5 MPa düzeyindeki bu stres, PMMA'nın 80–100 MPa civarındaki eğilme direncine kıyasla düşük görünse de polimerlerin yorulma dayanımının sınırlı olması nedeniyle tekrarlayan yükler altında çatlak oluşumu riski bulunmaktadır. Klinik uygulamalarda da akrilik hibrit protezlerde en sık görülen komplikasyonlardan birinin yapay diş veya akrilik kırıkları olduğu, bu kırıkların genellikle lokalize yüksek stres bölgelerinden başladığı bilinmektedir.^{233,234} Çalışmamızda elde edilen bulgular da en riskli bölgelerin posterior tüberkül tepeleri olduğunu ortaya koymuştur.

Dolayısıyla bu tip protezlerde oklüzal yüzey tasarımı yapılırken yalnızca dikey kuvvetler değil, oblik kuvvet bileşenleri de dikkate alınmalıdır. Kesici kenar rehberliği veya karşılıklı koruyucu oklüzyon gibi düzenlemelerle tek taraflı yük dağılımının minimize edilmesi önerilmektedir.²³⁵ Sonuç olarak, Model 3 analizi oblik yüklerin protetik sistemde en kritik yükleme koşulunu temsil ettiğini göstermektedir. Hem kemik hem implant–dayanak bileşenleri hem de protez materyali üzerinde streslerin belirgin şekilde arttığı tespit edilmiştir. Bu bulgu, klinik uygulamalarda kuvvet yönlendirmesi açısından önemli ipuçları sunmaktadır. İmplantların mümkün olduğunca kuvvetlere dik yerleştirilmesi, karşıt dişlerle uygun temas sağlanması ve karşılıklı koruyucu oklüzyon prensiplerinin uygulanması oblik yüklerin azaltılması için önerilmektedir. Ayrıca, bruksizm gibi lateral kuvvetlerin yoğun olduğu vakalarda gece plağı kullanımı ya da protez malzemesinin güçlendirilmesi (örneğin metal destekli akrilik veya fiberle güçlendirme) düşünülebilir. Çalışmamızda elde edilen veriler, oblik yüklerin riskini sayısal olarak ortaya koyarak literatürdeki uyarıları desteklemektedir.

Model 4, anterior konvansiyonel ve posterior zigomatik implantların desteklediği hibrit protezde üstyapının zirkonya olduğu ve 30° oblik yükün uygulandığı durumu temsil etmektedir. Model 3 ile karşılaştırıldığında, üstyapı malzemesinin rijitliğine bağlı olarak stres dağılımında belirgin değişiklikler gözlenmiştir. Genel eğilim olarak, zirkonya üst yapının destek elemanları üzerindeki gerilmeleri azalttığı, buna karşılık kendi yapısı içinde daha yüksek gerilme birikimine yol açtığı görülmüştür. Bu bulgu, dikey yükleme sonuçlarıyla uyumlu olup, oblik yükleme koşullarında da geçerliliğini korumuştur.

Model 4'te kortikal kemikte gözlenen maksimum gerilmeler, Model 3'e kıyasla daha düşük bulunmuştur. Zigomatik implantların palatinal yüzüne komşu kortikal kemikte maksimum basma gerilmesi $-2,41$ MPa olarak ölçülmüş, bu değer PMMA üstyapının kullanıldığı durumda elde edilen $-5,26$ MPa'nın yarısından bile azdır. Benzer şekilde, kortikal çekme gerilmesi de $0,91$ MPa ile Model 3'teki $1,53$ MPa değerinden daha düşük gerçekleşmiştir. Bu belirgin fark, zirkonya üstyapının oblik kuvvetleri her iki tarafa ve tüm implantlara daha dengeli dağıttığını ortaya koymaktadır. Rijit alt yapının yük altında esnememesi, tek bir implant bölgesinde aşırı yük birikmesini engellemekte; kuvvetin bir kısmı karşı arkadaki implantlara iletilmektedir. Nitekim Model 4'te gerilme dağılımının daha geniş bir alana yayıldığı, ancak Model 3'te olduğu gibi aşırı pik değerlerin oluşmadığı gözlenmiştir. Bu durum, literatürde "rijit bağlantı etkisi" olarak tanımlanan olgu ile uyumludur.²²² Rijit bağlantı, implantların bir bütün halinde davranmasını sağlayarak her birinin daha az deformasyona uğramasına ve kemik dokusuna daha dengeli yük aktarılmasına katkıda bulunmaktadır. Bulgularımız, bu etkinin zirkonya gibi rijit malzemelerde daha belirgin olduğunu ortaya koymaktadır.²³⁶

Trabeküler kemikte de benzer bir iyileşme gözlenmiştir. Model 4'te zigomatik implantların çevresindeki spongioz kemikte maksimum basma gerilmesi $-0,126$ MPa olarak saptanmış ve bu değer Model 3'te elde edilen $-0,162$ MPa'dan daha düşük bulunmuştur. Çekme gerilmesi ise $0,057$ MPa düzeyinde olup ihmal edilebilecek seviyededir. Bu sonuç, rijit üstyapının kemik içerisinde gerilme transferini azalttığını göstermektedir. Literatürde farklı üstyapı malzemelerinin kemikte daha homojen gerilme dağılımı oluşturduğu bildirilmiştir.²⁰⁹ Bizim bulgumuz da rijit malzeme kullanıldığında kemikteki gerilmelerin daha homojen ve düşük seviyelerde seyrettiğini ortaya koyarak bu ifadeyi desteklemektedir. Özellikle oblik yükleme altında, PMMA üstyapı ile zigoma palatinalinde görülen yüksek lokal streslerin, zirkonya üstyapı kullanıldığında kayda değer ölçüde azaldığı gözlemlenmiştir.

Model 4'te implantlarda gözlenen gerilmeler de belirgin şekilde azalmıştır. Zigomatik implantlarda maksimum von Mises gerilmesi $8,66$ MPa, standart implantlarda ise $10,93$ MPa olarak kaydedilmiştir. Bu değerler, Model 3'e kıyasla yaklaşık %30–40 oranında daha düşük bulunmuştur. Özellikle zigomatik implant için $8,7$ MPa değerinin, Model 3'teki $14,7$ MPa'nın neredeyse yarısına karşılık gelmesi dikkat çekicidir. Bu bulgu, zirkonya alt yapının oblik yükün önemli bir kısmını kendi

yapısında absorbe ettiğini ve implant gövdelerine daha az iletildiğini göstermektedir. Başka bir ifadeyle, rijit üstyapı implantları adeta koruyucu bir kalkan gibi muhafaza etmiştir. Literatürde de zigomatik implantlı protezlerde stresin azaltılabilmesi için daha rijit materyallerin tercih edilmesi gerektiği vurgulanmaktadır.²³⁷ Çalışmamızda elde edilen sonuçlar, oblik yükleme gibi en olumsuz senaryoda bile bu yaklaşımın geçerliliğini ortaya koymuştur.

Dayanak bileşenlerinde de benzer bir eğilim gözlenmiştir. Model 4'te zigomatik implant dayanağında maksimum 13,84 MPa, standart implant dayanağında ise 4,78 MPa düzeyinde gerilme saptanmıştır. Bu değerler, Model 3'te ölçülen 21,2 MPa ve 8,96 MPa'lık değerlere kıyasla belirgin şekilde daha düşüktür. Bulgular, zirkonya üstyapının kullanılmasıyla dayanak vidalarına aktarılan streslerin önemli ölçüde azaldığını göstermektedir. Sonuç olarak, Model 4 senaryosunda sistemin hiçbir bileşeninde kritik kabul edilebilecek düzeyde gerilme birikimi olmadığı söylenebilir.

Model 4'te titanyum bar üzerinde maksimum 14,8 MPa düzeyinde von Mises gerilmesi saptanmıştır. Bu değer, Model 3'te elde edilen 12,7 MPa ile benzer seviyededir ve yalnızca hafif bir artış göstermektedir. Bar gerilmesindeki bu küçük artışın, zirkonya üstyapının esnememesi nedeniyle kuvvetin karşı tarafa daha fazla iletilmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Bununla birlikte, 14–15 MPa düzeyindeki bu stres, titanyum malzeme açısından ihmal edilebilir seviyededir. Önemli olan, gerilmenin bar üzerinde geniş bir alana yayılmış olmasıdır. Tek bir noktada aşırı bir pik değeri gözlenmemiştir; zirkonya alt yapının rijitliği, bar ve dayanak bağlantılarında daha dengeli bir davranış sergilemiştir. Bu durum, pasif uyumun sağlanması koşuluyla rijit üstyapının bar üzerindeki gerilmeleri dengelediği şeklinde yorumlanabilir.

Model 4'ün monolitik zirkonya üst yapısında ise oblik yük altında maksimum 22,3 MPa düzeyinde von Mises gerilmesi oluşmuştur. Bu stres, özellikle kanin bölgesinin meziopalatinal yüzeyinde yoğunlaşmıştır. Model 3'te PMMA üstyapıda bu değer 4,65 MPa olarak bulunmuş olup, zirkonya kullanımında yaklaşık beş kata varan bir artış söz konusudur. Her ne kadar 22 MPa, zirkonya için güvenli bir değer olsa da (malzeme dayanımının yalnızca %2–3'ü), bu düzeyde stres birikimi protetik açıdan dikkat gerektirmektedir. Örneğin, monolitik yerine porselen kaplamalı zirkonya kullanılmış olsaydı, bu bölgede veneer porselende çatlak oluşma riski bulunabilirdi. Monolitik

tasarımda bu risk minimize edilse de gerilme konsantrasyonlarının mümkün olduğunca yumuşatılması gerektiği açıktır. Bulgularımız, en fazla gerilmenin ön segmentte, özellikle kanin bölgesinde yoğunlaştığını göstermiştir. Bunun nedeni, oblik yük altında protezin ön bölgesinin bükülmeye karşı direnç göstermesi ve gerilimin burada birikmesidir. Başka bir deyişle, distal implantlar arasındaki mesafe sabitken ön bölgede implantlar arası mesafe daha uzun olduğundan, rijit alt yapı bu aralık boyunca eğilme gerilimi taşımaktadır. Bu durumun klinik açıdan yansıması, kanin bölgesine aşırı kesici yük bindirilmemesi gerekliliğidir. Gerekli görüldüğünde bu bölgelerde oklüzal rahatlatma yapılması, oluşabilecek riskleri azaltabilir.

Genel olarak Model 4, en ideal senaryolardan biri olarak değerlendirilebilir. Oblik yüke rağmen implantlar, kemik ve titanyum bar güvenli stres seviyelerinde kalmış; daha yüksek stresin ise üstyapı materyali tarafından üstlenildiği görülmüştür. Bu durum, protezin dayanıklılığına güvenildiği sürece kabul edilebilir niteliktedir. Nitekim tam ark zirkonya protezlerin uzun dönemli klinik başarı oranlarının yüksek olduğu bildirilmektedir.¹⁴¹ Stresin bu şekilde dağıtılması, implant kaybı veya vida kırılması gibi komplikasyon risklerini en aza indirmektedir. Bu noktada vurgulanması gereken bir diğer husus, ilk dört modelimizin (Modeller 1–4) aynı implant konfigürasyonu ile değerlendirilmiş olmasıdır. Bundan sonraki aşamada, hem anterior hem posterior bölgelerde yalnızca zigomatik implantların kullanıldığı konfigürasyonlar ele alınacak ve zigomatik implant sayısının artırılmasının stres dağılımı üzerindeki etkileri tartışılacaktır.

Model 5, maksillada tüm implantların zigomatik olduğu (her bir tarafta biri 30°, diğeri 55° açılı iki zigomatik implant) ve üstyapının PMMA'dan imal edildiği durumu, dikey kuvvet altında temsil etmektedir. Bu senaryo, ileri derecede atrofik maksillalarda dört adet zigomatik implant ile uygulanan Quad-Zygoma protokolünün benzerini oluşturmaktadır. Elde edilen sonuçlar, bu konfigürasyonda stres dağılımının Model 1'e kıyasla bazı farklılıklar gösterdiğini ortaya koymuştur.

Kortikal kemik açısından, Model 5'te maksimum çekme gerilmesi 0,56 MPa olarak zigomatik implantların distal yüzlerine komşu kortikal bölgede, özellikle posterior zigomatik implantın disto-bukkal tarafında saptanmıştır. Bu değer, Model 1'de elde edilen maksimum çekme gerilmesi olan 0,53 MPa'ya oldukça yakın olup belirgin bir farklılık göstermemektedir. Öte yandan, maksimum basma gerilmesi -1,32 MPa

düzeyinde olup anterior zigomatik implantın mezial-palatinal bölgesinde ölçülmüştür. Bu değer, Model 1’de gözlenen $-0,95$ MPa’lık maksimum basma gerilmesinden daha yüksek bulunmuştur. Bu durum, tamamen zigomatik implantların kullanıldığı konfigürasyonda alveoler kret korteksinde daha fazla basınç birikimi oluştuğunu düşündürmektedir. Olası neden, Model 1’de anterior bölgede yer alan konvansiyonel implantların alveoler kemikte yük paylaşımı sağlaması iken, Model 5’te anterior alveoler kretin doğrudan bir implant desteği olmamasıdır. Zigomatik implantlar zigoma kemiğine güçlü bir şekilde ankaje olmakla birlikte alveoler kretten geçerken kortikal temasları sınırlı kalmaktadır. Literatürde de zigomatik implantların platform seviyesinde alveoler destek bulunmamasının implant ve zigoma kemiğinde daha yüksek stres oluşumuna yol açabileceği belirtilmektedir.²¹¹ Çalışmamızdaki bulgular, anterior alveoler desteğin yokluğunda maksilla korteksinde daha fazla stres oluştuğunu, ancak bunun klinik açıdan kabul edilebilir sınırlar içinde kaldığını göstermektedir. Nitekim Model 5’te ölçülen $-1,32$ MPa düzeyindeki kortikal basma gerilmesi literatürle uyumlu olup güvenli değerler arasındadır.

Trabeküler kemik açısından Model 5’in tamamen zigomatik implantlardan oluşan konfigürasyonu oldukça avantajlı görünmektedir. Maksimum çekme gerilmesi $0,026$ MPa, maksimum basma gerilmesi ise $-0,147$ MPa düzeyinde saptanmış olup bu değerler temsil düzeyindedir. Hatta Model 1’de elde edilen trabeküler değerlerin ($0,091$ MPa çekme ve $-0,157$ MPa basma) bile altında kalmıştır. Bu bulgular, zigomatik implantlarla yapılan konfigürasyonun alveoler trabeküler kemik üzerine binen yükü belirgin şekilde azalttığını ve yükün esas olarak zigoma kemiği tarafından taşındığını göstermektedir. Literatürde de benzer şekilde, zigomatik implant sayısının artırıldığı modellerde trabeküler kemikteki streslerin en düşük seviyelerde gerçekleştiği rapor edilmiştir.²³⁸ Çalışmamızda Model 5 için saptanan $0,03-0,15$ MPa aralığındaki trabeküler gerilmeler de bu ifadeyi destekler niteliktedir. Klinik açıdan bu durum önemlidir; çünkü şiddetli atrofik maksillalarda trabeküler kemik genellikle zayıf olup implant desteği sağlamada yetersiz kalmaktadır. Zigomatik implantlar sayesinde trabeküler kemik aşırı strese maruz kalmamakta ve böylece rezorpsiyon riski en aza indirilmektedir.

Zigomatik kemik açısından Model 5’te gözlenen gerilmeler düşük seviyelerde seyretmiştir. Maksimum çekme gerilmesi $0,08$ MPa ile posterior zigomatik implantın disto-bukkal tarafında, maksimum basma gerilmesi ise $-0,068$ MPa ile aynı implantın

mezial-palatinal bölgesinde saptanmıştır. Bu değerler, Model 1’de zigomatik kemikte ölçülen 0,15 MPa çekme ve -0,12 MPa basma gerilmelerinin yaklaşık yarısı düzeyindedir. Bu durum, her iki zigomatik implantın yükü paylaşması sayesinde, tek zigomatik implant kullanılan modele kıyasla her bir zigoma kemiğinde oluşan gerilmelerin belirgin ölçüde azaldığını göstermektedir. Bulgularımız, dört zigomatik implant kullanılan protokolde her zigoma kemiğine iki implant yerleştirilmesinin, yükün daha dengeli dağılımını sağladığı ve zigomatik kemiğe binen stresi azalttığı yönündeki biyomekanik öngörüyü doğrulamaktadır. Literatürde de çift zigomatik implant kullanılan vakalarda her bir implant başına düşen kuvvetin azaldığı ve zigomatik kemiğin daha az zorlandığı rapor edilmiştir.²³⁹ Çalışmamızdan elde edilen bulgular bu görüşle uyumluluk göstermektedir.

İmplantlarda oluşan gerilmeler incelendiğinde, Model 5’te dikkat çekici derecede düşük değerler elde edilmiştir. Zigomatik implantlarda maksimum von Mises gerilmesi 5,66 MPa düzeyinde bulunmuş, posterior zigomatik implantta ise bu değer 5,25 MPa civarında gerçekleşmiştir. Bu değerler, Model 1’de kaydedilen 23,3 MPa ve 13,6 MPa’lık implant gerilmelerine kıyasla oldukça düşüktür. Başka bir ifadeyle, zigomatik implant sayısının dörde çıkarılması her bir implantın maruz kaldığı yükü belirgin biçimde azaltmıştır. Bu bulgu, yük paylaşımının daha dengeli hale geldiğini göstermektedir. Literatürde de benzer sonuçlar rapor edilmiş, zigomatik implantların sayısının artırılmasının fonksiyonel yüklerin kemik ve implant sistemine daha homojen aktarılmasını sağladığı ve aşırı lokal stres birikimini engellediği belirtilmiştir.²¹¹ Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar, bu görüşü destekler niteliktedir. Klinik açıdan değerlendirildiğinde, özellikle yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan brüksizm hastalarında veya ileri derecede atrofik maksilla vakalarında, dört zigomatik implant kullanılan protokolün implantların uzun dönemli sağkalımına olumlu katkıda bulunabileceği söylenebilir.

Dört zigomatik implant kullanılan Quad zigoma modelinde dayanak bileşenlerinde oluşan gerilmeler incelendiğinde, ön zigomatik dayanakta en yüksek değer 16,98 MPa, arka zigomatik dayanakta ise 14,08 MPa olarak bulunmuştur. Bu değerler, Model 1’de ölçülen 26,5 MPa seviyesine göre oldukça düşüktür. Dolayısıyla dört implantlı sistemde yük paylaşımı yalnızca implant başına düşen kuvveti azaltmakla kalmamış, aynı zamanda dayanaklar üzerindeki gerilmeyi de belirgin şekilde azaltmıştır. Örneğin Model 1’de tek bir dayanakta 26 MPa düzeyinde gerilme gözlenirken, Model 5’te bu

yük iki dayanağa bölünmüş ve her biri 14–17 MPa aralığında kalmıştır. Bu durum, dayanak vidalarında gevşeme veya kırılma riskini azaltmaktadır.

Ön dayanakta arka bölgeye kıyasla daha yüksek gerilme görülmesi ise alveol kemiği desteğinin sınırlı olmasına bağlanabilir. Literatürde de alveol desteği bulunmayan modellerde dayanak platformu çevresinde belirgin gerilme birikimi olduğu ifade edilmektedir.²⁴⁰ Bu bulgu, çalışmamızın sonuçlarıyla uyumludur ve alveol desteğinin stres dağılımında kritik rol oynadığını göstermektedir. Kemik desteğinin yetersiz olduğu olgularda dayanak çevresinde oluşan lokal gerilme artışı yalnızca mekanik sorun (vida gevşemesi, kırık) riskini artırmakla kalmaz, aynı zamanda uzun dönemde çevre kemikte rezorpsiyon olasılığını da yükseltebilir.

Model 5'te titanyum bar da incelenen bileşenlerden biri olmuştur. Analiz sonuçlarına göre bar üzerindeki maksimum von Mises gerilmesi 11,67 MPa olarak posterior dayanakların bukkal tarafında saptanmıştır. Bu değer, Model 1'de ölçülen 23,2 MPa'lık maksimum bar geriliminin yaklaşık yarısıdır. Bu durum, dört zigomatik implant kullanılan yapıda bar içindeki kuvvet akışının daha dengeli olduğunu ve büyük gerilme yığılmalarının engellendiğini göstermektedir. Muhtemelen, önceden konvansiyonel implantların bulunduğu bölgede yük paylaşımı artık zigomatik implantlar tarafından üstlenildiğinden, bar boyunca oluşan momentler azalmıştır. Sonuç olarak bar üzerindeki gerilme dağılımı daha homojen hale gelmiş ve maksimum değerler yarıya inmiştir. Bu bulgu, protezin metal altyapısının uzun dönem dayanıklılığı açısından olumlu bir gelişmedir; çünkü tekrarlayan yükler altında barın maruz kaldığı gerilme ne kadar düşükse, yorulma ömrü o kadar uzun olacaktır. Model 5 senaryosu bu açıdan da avantajlı görünmektedir.

Model 5'in PMMA üstyapısı, dikey yük altında 2,55 MPa düzeyinde maksimum gerilme sergilemiştir. Bu değer, Model 1'de elde edilen 2,73 MPa ile neredeyse aynıdır. Üstyapıda oluşan gerilmenin daha çok malzeme esnekliği ve toplam yük büyüklüğüne bağlı olduğu, implant konfigürasyonundan ise sınırlı biçimde etkilendiği söylenebilir. Her iki modelde de premolar bölgesinde yapay dişlerde benzer gerilme yoğunlaşmaları gözlenmiştir. Dikkat çekici bir bulgu ise Model 5'te protezin sonlandığı distal bölgede (birinci molar hizası) gerilmenin belirgin bir artış göstermemiş olmasıdır. Model 1'de de distal son diş bölgesinde gerilme orta düzeydeydi. Bu, her iki modelde de distal kantilever uzunluğunun minimal tutulmuş

olmasına bağlanabilir. Klinik olarak zigomatik implantların kullanılması, arkın posterior bölgelere kadar uzatılabilmesini sağlar, bu da distal kantilever ihtiyacını ortadan kaldırarak protez üzerindeki stresleri azaltır.²⁰⁷ Çalışmamızda da hem Model 1 hem de Model 5'te kantilever bulunmadığından PMMA yapıda oluşan gerilmeler düşük düzeyde ve benzer seyretmiştir. Bu durum, literatürde zigoma konseptinin avantajlarından biri olarak vurgulanmaktadır. Nitekim dört zigomatik implant ile desteklenen tam ark protezlerin uzun dönem başarı oranlarının yüksek olduğu ve kantilever bulunmamasının protez kırıklarını azalttığı bildirilmektedir (42). Bizim bulgumuz da protezdeki stres birikiminin sınırlı kalması ile bu klinik gözlemleri desteklemektedir.

Özetle, Model 5 analizi, Quad zigoma yaklaşımının biyomekanik açıdan son derece etkili bir yük paylaşımı sağladığını göstermektedir. Gerek kemik, gerek implant, gerekse protez bileşenleri üzerindeki gerilmeler düşük seviyelerde kalmıştır. Bu model, alveoler kemik hacminin yetersiz olduğu durumlarda zigomatik implantların konvansiyonel implantların yerini başarıyla alabileceğini ortaya koymaktadır. Literatürde de dört zigomatik implant üzerine erken yükleme ile elde edilen sabit protezlerin yüksek başarı oranlarıyla rapor edildiği görülmektedir.²⁴¹⁻²⁴³ Özellikle önerilen “dört kortikal stabilizasyon” prensibi, çalışmamızda da desteklenmiştir. Zigomatik implantların hem alveoler çıkış bölgesinde hem de zigoma içinde kortikal tutunma sağlaması, yüksek primer stabilite ve düşük stres iletimine katkıda bulunmuştur.²¹¹ Çapraz ark bağlantı ile desteklenen bu konfigürasyon, elde edilen sonuçlar doğrultusunda, atrofik maksilla rehabilitasyonunda güvenilir bir seçenek olarak değerlendirilebilir.

Model 6, dört zigomatik implantın kullanıldığı Quad zigoma konfigürasyonunda, monolitik zirkonya üstyapı ile desteklenen ve dikey yük altında değerlendirilen durumu temsil etmektedir. Bu model, maksimum stabilite koşullarını yansıtan bir senaryo olarak kabul edilebilir; zira dört uzun zigomatik implant titanyum bar ile rijit biçimde birbirine bağlanmış ve üstyapı son derece sert bir malzemeden oluşturulmuştur. Elde edilen sonuçlar da bu beklentiye doğrulamış, Model 6'da ölçülen gerilme değerleri şimdiye kadarki modeller arasında en düşük seviyelerde bulunmuştur.

Kortikal kemik açısından Model 6 ile Model 5 arasında belirgin bir fark gözlenmemiştir. Maksimum çekme gerilmesi 0,51 MPa (posterior zigomatik implantın distalinde), maksimum basma gerilmesi ise -1,33 MPa (anterior zigomatik implantın palatinalinde) olarak ölçülmüştür. Bu değerler, Model 5'te elde edilen 0,56 MPa ve -1,32 MPa değerleriyle neredeyse aynıdır. Dolayısıyla zirkonya üstyapı, dikey yükleme altında alveoler kortikal kemikteki gerilme dağılımını anlamlı düzeyde değiştirmemiştir. Bu bulgu, daha önce tartışıldığı üzere, dikey statik yük altında üstyapı malzemesinin kemik gerilmelerine etkisinin minimal olduğu yönündeki beklentiyle uyumludur.²⁰⁹ Literatürde de farklı üstyapı materyallerinin kemikte homojen gerilme dağılımı oluşturduğu, esas farklılıkların daha çok implant ve vida bileşenlerinde ortaya çıktığı ifade edilmektedir. Çalışmamızın bulguları da bu görüşü desteklemekte, kortikal kemikteki gerilme dağılımının Model 5 ile neredeyse aynı kaldığını göstermektedir.

Trabeküler kemik açısından da benzer bir durum söz konusudur. Model 6'da trabeküler kemikte maksimum çekme gerilmesi 0,023 MPa, maksimum basma gerilmesi ise -0,130 MPa olarak hesaplanmıştır. Bu değerler Model 5'te elde edilen 0,026 MPa çekme ve -0,147 MPa basma değerlerine oldukça yakındır. Dolayısıyla zirkonya veya PMMA kullanımının, dikey yükleme altında trabeküler kemikte anlamlı bir farklılık oluşturmadığı söylenebilir. Buradan çıkarılacak temel sonuç, tüm modellerde trabeküler kemikteki gerilmelerin çok düşük düzeylerde kalmasıdır. Bu bulgu, Quad zigoma konseptinin alveoler kemik üzerindeki yükü büyük ölçüde azalttığını bir kez daha teyit etmektedir.

Zigomatik kemikteki gerilmeler incelendiğinde, Model 6'da anterior zigoma çevresinde 0,126 MPa çekme ve -0,212 MPa basma gerilmesi ölçülmüştür. Posterior zigoma çevresindeki değerler ise daha düşük seviyelerde kalmış; çekme 0,08 MPa, basma ise -0,13 MPa olarak hesaplanmıştır. Model 5 ile karşılaştırıldığında çekme gerilmesinin 0,08'den 0,13 MPa'ya, basma gerilmesinin ise -0,068'den -0,212 MPa'ya yükseldiği görülmektedir. İlk bakışta bu artış, malzeme değişiminin hafif olumsuz etkisi gibi değerlendirilebilir. Ancak burada vurgulanması gereken husus, zigomatik kemikte ölçülen maksimum basma gerilmesinin yalnızca -0,212 MPa düzeyinde ve anterior implant çevresinde sınırlı kalmış olmasıdır. Bu artışın, zirkonya üstyapının kuvvetin bir kısmını karşı tarafa iletmesiyle ilişkili olduğu, yani protezin yükün bir bölümünü karşı zigomaya yönlendirdiği düşünülmektedir. Dolayısıyla

zigomatik kemikte kısmen daha yüksek kortikal gerilmeler izlenmiş olsa da bu değerler ihmal edilebilir düzeydedir. Ayrıca zigomatik kemik, biyolojik olarak yüksek dayanıklılık gösteren bir kemik dokusudur; 0,2 MPa mertebesindeki stresin bu yapı üzerinde olumsuz bir etkisi beklenmez. Nitekim literatürde zigomatik implant çevresinde uzun dönemli değişikliklerin minimal olduğu, hatta bazı çalışmalarda kortikal kalınlaşmanın gözlemlendiği rapor edilmiştir. Uzun dönem takipli araştırmalarda da zigomatik kemikte rezorpsiyonun önemsiz seviyelerde olduğu ve yoğunluğun korunduğu belirtilmektedir.²⁴⁴

İmplant gerilmeleri açısından bakıldığında, Model 6'da değerler neredeyse tüm modellerin en düşük seviyelerine ulaşmıştır. Zigomatik implantlarda maksimum von Mises gerilmesi 4,37 MPa, anterior implantlarda ise 4,17 MPa olarak hesaplanmıştır. Bu değerler, Model 5'teki 5,66 MPa'lık maksimum stresin yaklaşık %23 oranında azaldığını göstermektedir. Rijit üstyapının sağladığı bu denge, implantlara aktarılan yükün eşitlenmesiyle açıklanabilir. Dikkat çekici olarak anterior ve posterior implantlardaki stres değerleri birbirine çok yakın bulunmuştur (4–4,4 MPa aralığında). Bu durum, yükün dört implant arasında dengeli şekilde dağıtıldığını ve herhangi bir implantın aşırı yüklenmediğini göstermektedir. Mühendislik açısından ideal kabul edilen bu tablo, implantların eşit yük paylaşımı sayesinde biyomekanik stabilitenin en üst düzeye ulaştığını ortaya koymaktadır. Literatürde de monolitik zirkonya üstyapıların tam ark protezlerde yük dağılımını iyileştirdiği, rijit malzemelerin implant ve kemik üzerindeki stresleri azalttığı ifade edilmektedir.²⁴⁵ Çalışmamızın bulguları da bu görüşle uyumludur. Model 6 sonuçları, Quad zigoma konfigürasyonunun monolitik zirkonya ile birlikte uygulandığında mükemmel yakın bir stres dağılımı sağladığını ortaya koymaktadır.

Dayanak bileşenlerindeki gerilmeler de benzer bir eğilim göstermiştir. Model 6'da anterior zigomatik dayanakta maksimum 13,91 MPa, posterior zigomatik dayanakta ise 11,16 MPa gerilme tespit edilmiştir. Bu değerler, Model 5'te ölçülen 16,98 MPa ve 14,08 MPa'ya kıyasla belirgin şekilde daha düşüktür. Özellikle anterior dayanak vidalarındaki 13,9 MPa'lık gerilme, Model 1'deki standart implant dayanağında görülen 13,1 MPa'ya neredeyse eşdeğer hale gelmiştir. Bu bulgu, zigomatik dayanakların rijit üstyapı sayesinde konvansiyonel sistemlerdeki düz implant dayanakları kadar düşük gerilme altında kaldığını göstermektedir. Posterior dayanakta da 11,2 MPa'lık bir değer elde edilmiş ve bu, ön dayanak ile benzer düzeyde

gerçekleşmiştir. Dolayısıyla yük paylaşımının yalnızca implantlar arasında değil, dayanaklar arasında da dengelendiği söylenebilir. Sonuç olarak Model 6, dayanak vidaları açısından en güvenli senaryoyu temsil etmektedir. Hiçbir dayanakta 14 MPa'nın üzerinde bir gerilme oluşmamış, bu da metal alaşımların yorulma ömrü açısından oldukça avantajlı bir durum ortaya koymuştur.

Titanyum bar açısından bakıldığında, Model 6'da maksimum von Mises gerilmesi 9,12 MPa olarak hesaplanmıştır. Bu değer, Model 5'te ölçülen 11,67 MPa'dan daha düşük olup, bar üzerindeki gerilmenin de bir miktar azaldığını göstermektedir. Bar gerilmesindeki bu azalma, zirkonya alt yapının yükü daha rijit şekilde taşıması ve esnememesiyle açıklanabilir. Ayrıca tüm implantların zigomatik olması nedeniyle barın anterior segmentinde, yani daha önce konvansiyonel implantların bulunduğu bölgede, gerilmenin neredeyse yok denecek kadar az olduğu (0,03 MPa civarında) görülmüştür. Gerilmeler çoğunlukla implant silindirlerinin çevresinde toplanmış, maksimum değer ise posterior bölgede kaydedilmiştir. Bununla birlikte 10 MPa'nın altındaki bu stres düzeyleri, metal yorgunluğu açısından oldukça güvenlidir. Bu nedenle, statik dayanım yönünden en avantajlı modelin Model 6 olduğu söylenebilir.

Model 6'nın monolitik zirkonya üst yapısında, dikey yük altında maksimum 2,94 MPa gerilme ölçülmüştür. Bu değer, Model 5'teki PMMA üst yapıda saptanan 2,55 MPa'ya kıyasla biraz daha yüksek olsa da aradaki fark minimal düzeydedir. Bu küçük artış, zirkonyanın daha rijit bir materyal olması nedeniyle yükün bir miktar daha fazlasını üstlenmesinden kaynaklanmaktadır. Gerilme dağılımı incelendiğinde, stresin özellikle premolar ve molar bölgelerde yoğunlaştığı, ön bölgeye ise oldukça sınırlı düzeyde aktarıldığı görülmüştür. Bu dağılım biyomekanik açıdan son derece arzu edilen bir durumdur; çünkü ön segment esas olarak estetik ve fonasyon için işlev görmekte olup aşırı yüklenmeye maruz kalmaması istenir. Elde edilen sonuçlar, zirkonya üst yapının posterior bölgede yükü üstlenerek ön bölgedeki kuvvetleri minimize ettiğini göstermektedir. Bu durum, dört zigomatik implantın yer aldığı tasarımın bir avantajı olarak değerlendirilebilir; zira implantların posterior bölgede konumlanması, çiğneme kuvvetlerinin doğal olarak arkaya yönelmesine imkân tanımaktadır. Monolitik zirkonya ise bu yükleri güvenli biçimde karşılayabilecek dayanıklılığa sahiptir. Ayrıca 2,94 MPa düzeyindeki maksimum stres, zirkonyanın mekanik dayanım sınırlarıyla karşılaştırıldığında ihmal edilebilir niteliktedir ve çatlak oluşumu açısından herhangi bir risk teşkil etmemektedir.

Genel olarak Model 6, bu çalışmada elde edilen en ideal senaryo olarak değerlendirilebilir. İmplantlar, kemik, dayanak bileşenleri ve bar üzerindeki tüm stres değerleri güvenlik sınırlarının oldukça altında kalmıştır. Bu bulgular, uygun hasta seçimi ve cerrahi deneyim varlığında, ileri derecede atrofik maksillaların dört zigomatik implant ve rijit tam ark protezlerle biyomekanik açıdan güvenilir biçimde rehabilite edilebileceğini ortaya koymaktadır. Bu sadece teorik bir öngörü olmayıp, klinik verilerle de desteklenmektedir. Nitekim uzun dönem takipli araştırmalarda zigomatik implantların sağkalım oranlarının %95'in üzerinde olduğu, majör komplikasyonların ise oldukça düşük oranlarda görüldüğü rapor edilmiştir.⁸⁹ Ayrıca yakın tarihte yayınlanan bir sistematik derlemede, zigomatik implantlarla rehabilite edilen hastalarda yüksek başarı oranları ve kabul edilebilir düzeyde komplikasyonlar bildirilmiştir.⁹² Bununla birlikte zigomatik implantların sinüs komplikasyonları veya cerrahi zorluklar gibi kendine özgü riskleri bulunmakla birlikte, yalnızca biyomekanik açıdan değerlendirildiğinde elde edilen sonuçlar son derece olumludur.

Model 7, dört zigomatik implanttan oluşan konfigürasyonda, PMMA üst yapı kullanılarak 30° oblik yükleme altında gerçekleştirilen analizi temsil etmektedir. Bu model, en zorlu yükleme koşullarının en fazla implant sayısına sahip senaryoda test edilmesi açısından önem taşımaktadır. Elde edilen sonuçlar, genel olarak Model 3 (iki zigomatik ve iki konvansiyonel implant, PMMA üst yapı, oblik yük) ile karşılaştırıldığında daha dengeli bir stres dağılımına işaret etmiştir. Bununla birlikte, oblik yüklemenin doğası gereği sistemdeki stres seviyelerinin artmaya devam ettiği de görülmüştür.

Kortikal kemik açısından, Model 7'de maksimum basma gerilmesi ~4,15 MPa ile posterior zigomatik implantın mezial-palatinal kortikal bölgesinde ölçülmüştür. Bu değer, Model 3'te elde edilen -5,26 MPa'ya kıyasla daha düşük olup, zigomatik implant sayısının artmasıyla birlikte tek bir implant çevresinde oluşan aşırı stresin azaldığını göstermektedir. Bu durum, yükün her bir tarafta yer alan iki zigomatik implant arasında paylaşılmasından kaynaklanmaktadır. Oblik kuvvet uygulanan tarafta hem anterior hem posterior zigoma implantı kortikal kemik ile kuvvet aktarımına katıldığından, Model 3'te tek bir zigomatik implantın palatinal kortikal yüzeyine binen yük, Model 7'de iki implant arasında paylaştırılmış ve her birinin palatinal kortikalinde daha düşük stres birikimi meydana gelmiştir. Gerilme dağılımı haritalarında da bu durum açıkça görülmektedir: Model 7'de zigomatik implantların

palatinal bölgelerinde orta düzeyde bir stres dağılımı izlenirken, Model 3'te tek bir implant çevresinde belirgin bir stres yoğunlaşması söz konusuydu. Ayrıca Model 7'de anterior zigomatik implantların mezial kortikal bölgelerinde de anlamlı düzeyde stres ölçülmüştür (örneğin $-3,27$ MPa civarında). Bu bulgu, anterior zigomatik implantların da oblik kuvvetin taşınmasına katkı sağladığını ve böylece posterior implantların yükünün bir kısmını üstlendiğini göstermektedir. Literatürde de benzer şekilde, zigomatik implantların kullanıldığı sistemlerde dört implantlı konfigürasyonun stresin azaltılması amacıyla önerildiği belirtilmektedir. Özellikle implant platformunun alveolde ek kortikal temas sağlaması ve implantların çapraz ark bağlantısıyla stabilize edilmesi, stresin tek bir noktada toplanmasını önleyerek daha geniş bir alana yayılmasına katkıda bulunmaktadır.²¹¹ Model 7 bulgularımız, bu yaklaşımı doğrular niteliktedir.

Trabeküler kemik açısından, Model 7'de elde edilen stres seviyeleri oldukça düşük bulunmuştur. Maksimum çekme gerilmesi $\sim 0,111$ MPa, maksimum basma gerilmesi ise $\sim -0,232$ MPa olarak ölçülmüştür. Bu değerler Model 3 ile büyük ölçüde benzer olup, klinik açıdan ihmal edilebilir düzeydedir. Dört zigomatik implantın kullanıldığı konfigürasyon sayesinde, alveoler trabeküler kemikte oblik yüke rağmen anlamlı bir stres birikimi olmamıştır. Bu durum, kemikte rezorpsiyon riskini azaltmakta ve implant-kemik arayüzü stabilitesini desteklemektedir. Literatürde de benzer şekilde, zigomatik implantların kullanıldığı modellerde trabeküler kemikte stresin minimum düzeyde olduğu ve bu yapıların biyomekanik avantaj sağladığı rapor edilmiştir.²⁴⁶

İmplant gerilmeleri açısından bakıldığında, Model 7'de maksimum von Mises gerilmesi $\sim 15,14$ MPa ile posterior zigomatik implant-dayanak birleşiminde ölçülmüştür. Ön zigomatik implantta ise maksimum $\sim 9,58$ MPa değerine ulaşılmıştır. Bu bulgular, Model 3'te elde edilen zigomatik implant gerilmesi ($\sim 14,7$ MPa) ve konvansiyonel implant gerilmesi ($\sim 12,8$ MPa) ile karşılaştırıldığında oldukça benzer, hatta kısmen daha düşük seviyelerdedir. Özellikle posterior implantta gerilme 15 MPa ile Model 3'e göre hafif artış göstermişken, anterior implantta gerilme $9,6$ MPa ile Model 3'teki ön implant değerine kıyasla belirgin şekilde azalmıştır. Bu farklılık, yük paylaşımının bir sonucudur: Tek bir zigomatik implant yerine iki implant bulunduğunda posterior implant biraz daha fazla yük taşırken, anterior implantın alveoler destekten faydalanması nedeniyle stres düzeyi düşmektedir. Genel etki olarak sistemdeki maksimum implant gerilmesi ~ 15 MPa seviyesinde sabit kalmıştır. Bu

değer, titanyumun dayanım sınırlarının oldukça altında olduğundan biyomekanik açıdan güvenli kabul edilmektedir. Ancak burada dikkat çekici bir bulguya değinmek gerekir: Model 7’de anterior zigomatik implantın dayanak bölgesinde (implant–boyun birleşiminde) oldukça yüksek bir stres değerine ulaşılmıştır (~43,87 MPa). Bu sıra dışı yüksek değer, muhtemelen lokal bir gerilme yığılmasından kaynaklanmaktadır. Bunun olası nedeni, anterior ve posterior zigomatik implantlar arasındaki bar segmentinin oblik yük altında kaldıraç etkisi oluşturmastır. Oblik kuvvet posterior implantı basıya maruz bırakırken, bar aracılığıyla anterior implant dayanağına çekme kuvveti iletilmiş ve bu bölgede gerilme birikimi meydana gelmiştir. Standart implantlarda bu düzeyde bir dayanak stresi gözlenmemiştir; zigomatik implantların eğimli yapısı ve alveoler kemikte yeterli desteğe sahip olmamaları bu durumu açıklayabilir. Bu bulgu, quad-zigoma protezlerde özellikle ön bölgedeki dayanak vidalarının dikkatle değerlendirilmesi gerektiğini ortaya koymaktadır. Çünkü bu vidalar, protezin çapraz stabilizasyonunda kritik rol üstlenmekte ve bu nedenle aşırı yüklenmeye maruz kalabilmektedir. Klinik açıdan, bu riskin azaltılabilmesi için rijit üstyapıların kullanılması avantaj sağlayabilir. Ayrıca, dayanak vidasının tek parça (dayanak ile entegre) tasarıma sahip olduğu zigomatik sistemlerin tercih edilmesi veya vidaların düzenli periyodik kontrolünün yapılması önerilebilir.

Model 7’de posterior dayanaklarda maksimum gerilme ~25,46 MPa düzeyinde ölçülmüştür. Bu değer, anterior dayanakta görülen aşırı pik gerilme kadar yüksek değildir ve daha makul sınırlar içerisindedir. Bu durum, anterior bölgedeki sıra dışı stres yığılmasının istisnai ve büyük olasılıkla lokal bir sayısal konsantrasyondan kaynaklandığını düşündürmektedir. Bununla birlikte, bu bulgular quad-zigoma sistemlerde protezin pasif uyumunun sağlanmasının ve gerektiğinde materyal takviyesinin (örneğin zirkonya veya metal destekli üstyapıların tercih edilmesinin) ne denli önemli olduğunu bir kez daha ortaya koymaktadır.²⁴⁷

Titanyum bar açısından değerlendirildiğinde, Model 7’de maksimum von Mises gerilmesi ~16,58 MPa olarak kaydedilmiştir. Bu değer, Model 3’teki ~12,7 MPa’ya göre bir miktar daha yüksek olsa da hâlâ kabul edilebilir düzeydedir. Gerilmenin özellikle kanin bölgesindeki bağlantı silindirin bukkal ve palatinal yüzeylerinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bu dağılım, anterior dayanaklarda gözlenen durumla paralellik göstermektedir. Muhtemelen bar, anterior ve posterior zigomatik implantlar arasında hafif bir dönme hareketine maruz kalmış ve ön bağlantı bölgesinde gerilme

birikimi meydana gelmiştir. Bununla birlikte, 16,6 MPa düzeyindeki stres titanyum için herhangi bir yapısal risk teşkil etmez. Ancak Model 5 ve Model 6'da <12 MPa seviyelerinde ölçülen bar gerilmesinin burada biraz daha yüksek bulunması, esnek PMMA üstyapı kullanımının getirdiği bir dezavantaj olarak yorumlanabilir. Üstyapının esnekliği barın bükülmeye zorlanmasına neden olmuş ve bu bölgede gerilme artışına yol açmıştır.

Model 7'nin PMMA üst yapısı, oblik yük altında maksimum ~4,65 MPa gerilme göstermiştir. Bu değer, Model 3'te ölçülen ~5,20 MPa'lık PMMA gerilmesine kıyasla biraz daha düşük bulunmuştur. Bu farklılık, yük paylaşımının bir sonucudur: Aynı tarafta iki zigomatik implant bulunduğunda proteze binen kuvvet daha dengeli dağılmış ve PMMA yapıda gerilme bir miktar azalmıştır. Gerilmenin dağılımı incelendiğinde, yine oklüzal yüzeylerde ve tüberküllerde yoğunlaştığı, ancak genel dağılımın Model 3 ile benzer olduğu görülmüştür. Sayısal değerler arasındaki fark oldukça küçüktür; 4,6 MPa ile 5,2 MPa arasındaki bu farklılık akrilik yapı için pratikte belirleyici değildir. Bu nedenle, dört zigomatik implant ile desteklenen PMMA protezlerin mekanik açıdan makul sınırlar içerisinde kaldığı söylenebilir. Bununla birlikte, akrilik esaslı protezlerin uzun dönem klinik kullanımda yapay diş aşınmaları, akrilik çatlakları veya kırıkları gibi bakım gerektiren komplikasyonlara açık olduğu unutulmamalıdır.²⁴⁸ Stres analizi açısından bakıldığında ise elde edilen değerler kabul edilebilir aralıkta bulunmuştur.

Model 8, çalışmamızda en ideal rehabilitasyon senaryosunu temsil etmektedir. Dört zigomatik implantın rijit zirkonya üst yapı ile desteklendiği bu modelde, oblik yük altında stres dağılımı belirgin şekilde iyileşmiştir. Kortikal kemikte gözlenen gerilmeler Model 7'ye kıyasla anlamlı ölçüde azalmış, trabeküler kemikte ise zaten düşük olan seviyeler korunmuştur. En dikkat çekici bulgu ise implantlarda ölçülen gerilmenin azalmasıdır. Rijit üst yapı, implantlardaki stres değerlerini yaklaşık %50 oranında düşürmüştü ve hiçbir implantta kritik seviyelerin üzerine çıkmamıştır. Bu sonuç, implantların uzun dönem sağkalımı ve osseointegrasyonun sürdürülebilirliği açısından son derece umut verici görünmektedir. Literatürde de benzer şekilde, rijit üstyapıların stres dağılımını iyileştirdiği bildirilmiştir. Nitekim dinamik sonlu elemanlar analizleriyle yapılan çalışmalarda, zirkonya ve krom-kobalt gibi rijit materyallerin implant ve kemik üzerindeki gerilmeyi anlamlı şekilde azalttığı vurgulanmıştır.²¹⁹ Dayanaklarda gözlenen gerilmeler de benzer şekilde belirgin bir

iyileşme göstermiştir. Model 8’de anterior zigomatik dayanakta maksimum ~17,81 MPa, posterior zigomatik dayanakta ise ~11,92 MPa stres ölçülmüştür. Model 7’de bu değerler sırasıyla ~43,87 MPa ve ~25,46 MPa olarak kaydedilmişti. Dolayısıyla dayanak vidalarındaki aşırı stres neredeyse tamamen ortadan kalkmıştır. Özellikle anterior zigomatik dayanak vidasında gözlenen ~44 MPa düzeyindeki tehlikeli çekme gerilmesi, zirkonya köprü sayesinde ~18 MPa’a kadar düşmüştür. Bu, %60’tan fazla bir azalma anlamına gelmektedir ve klinik açıdan vida gevşemesi riskinin belirgin ölçüde azalmasına işaret etmektedir. Bu seviyelerde normal çiğneme kuvvetleri altında vida gevşemesi beklenmez; büyük olasılıkla bağlantılar stabilitesini koruyacaktır. Posterior zigomatik dayanakta kaydedilen ~11,9 MPa’lık değer ise statik olarak güvenli sınırlar içerisinde. Bu bulgular, monolitik zirkonya tam ark protezlerin dayanak vidalarını koruyucu etki gösterdiği yönündeki literatür bulgularını desteklemektedir.²²⁴ Nitekim beş yıllık klinik takiplerde, zirkonya tam ark protezlerde vida gevşemesi insidansının son derece düşük olduğu rapor edilmiştir.²⁴⁹ Çalışmamızın verileri, bu klinik gözlemlerin mühendislik temeline işaret etmektedir: Rijit zirkonya üstyapı, dayanak vidalarındaki bükülme ve çekme gerilmelerini azaltarak gevşeme olasılığını minimuma indirmektedir.

Titanyum bar açısından bakıldığında, Model 8’de maksimum gerilme ~11,74 MPa olarak saptanmıştır. Bu değer Model 7’deki ~16,58 MPa’ya kıyasla daha düşüktür. Bu sonuç beklenen bir bulgudur; zira rijit alt yapı altında bar daha az deformasyona uğramaktadır. Gerçekte zirkonya tam ark restorasyonlarda çoğu zaman ayrı bir metal bar bulunmaz, tüm yapı doğrudan zirkonyadan frezelenir. Bizim modelimizde konsept gereği titanyum bar yer almakta olup, klinikte ise tam monolitik zirkonya ya da minimal krom-kobalt altyapılı çözümler tercih edilebilmektedir. Her durumda analizlerin ortaya koyduğu ortak nokta şudur: Rijit üstyapı ile birlikte bar içerisindeki gerilme düşük seviyelerde kalmakta ve geniş bir alana yayılmaktadır. Yük uygulanan tarafta aşırı stres yığılması oluşmamakta, bu da yapısal bütünlüğün korunması açısından son derece arzu edilir bir durum olarak değerlendirilmektedir. Sonuç olarak Model 8’de bar üzerinde ölçülen maksimum 11–12 MPa’lık stres düzeyi, malzemenin dayanım sınırlarının oldukça altında olup herhangi bir yapısal risk oluşturmamaktadır.

Model 8’in monolitik zirkonya üst yapısı, oblik yük altında maksimum ~7,37 MPa von Mises gerilme göstermiştir. Bu değer, Model 7’deki PMMA üst yapıdaki ~4,65 MPa gerilmeden daha yüksek olsa da, zirkonyanın yüksek dayanımı dikkate alındığında

klirik açıdan herhangi bir risk oluşturmamaktadır. Gerilmenin protezin n bölgesinde, özellikle santral dişlerin palatinal yüzlerinde yoğunlaşması dikkat çekicidir. Bu durumun olası nedeni, çapraz ark rijitliği etkisiyle tek taraflı yük uygulandığında protezin karşı taraftaki n segmentinde torsiyonel gerilme ve rotasyonel momentlerin oluşmasıdır. Bu bulgu, protez tasarımında göz önünde bulundurulması gereken bir nokta olarak değerlendirilebilir; ancak 7 MPa düzeyindeki gerilme, zirkonya için son derece düşük kabul edilmekte ve kırılma ya da yonga kopması riski taşımamaktadır.

Genel olarak Model 8, alışmamızda en ideal sonuçları ortaya koymuş ve zigomatik implantlarla tam ark rehabilitasyonunda optimum tasarım parametrelerine ışık tutmuştur. Elde edilen bulgular doğrultusunda şu çıkarım yapılabilir: Atrofik maksillalarda mümkün olan en fazla distal desteği sağlayacak implant konfigürasyonlarının (zellikle zigomatik implantlar), rijit ve uyumlu bir st yapının (tercihen monolitik zirkonya veya metal esaslı) ve çapraz ark stabilizasyonunun bir araya gelmesi, biyomekanik açıdan son derece güvenli bir sistem ortaya koymaktadır.^{250,251} Bu yaklaşım klinik başarı olasılığını da artırmaktadır. Bununla birlikte, her hastanın anatomik özellikleri, parafonksiyonel alışkanlıkları (rneğin bruksizm) ve cerrahi sınırlılıkları dikkate alınarak bireysel planlama yapılması önemlidir. Bulgularımız, literatürdeki genel eğilimle uyumlu olarak, atrofik maksilla rehabilitasyonunda “daha fazla implant desteği ve daha rijit protez, daha dengeli yük dağılımı anlamına gelir” görüşünü güçlü biçimde desteklemektedir.

Bu alışma, zigomatik implantların farklı konfigürasyonları ve protetik üstyapı materyallerinin atrofik maksilla rehabilitasyonundaki biyomekanik performansını ortaya koymakla birlikte, belirli sınırlılıklar içermektedir. Bulgular, belirli yerleşim düzenlerinin ve materyal seçimlerinin stres dağılımı üzerinde anlamlı etkiler yarattığını göstermiştir; ancak sonuçlar, sonlu elemanlar analizinin varsayımlarıyla sınırlıdır. Kemik dokusunun anizotropik özellikleri, kısmi osseointegrasyon durumu ve kas kuvvetleri modele dahil edilmemiştir. Ayrıca yalnızca statik yükleme koşulları incelenmiş olup, dinamik yükler ve yorulma davranışları değerlendirilmemiştir. Klinik açıdan, hasta seçimi, sistemik durum ve parafonksiyonel alışkanlıklar gibi bireysel değişkenler bu çalışma kapsamında dikkate alınmamıştır. Uzun dönem klinik verilerin eksikliği, biyomekanik bulguların doğrudan klinik sonuçlarla ilişkilendirilmesini güçleştirmektedir. Gelecekte yapılacak araştırmalarda, farklı implant açıları ve uzunlukları, alternatif üstyapı materyalleri, bruksizm gibi parafonksiyonel

alışkanlıkların modellenmesi ve uzun süreli prospektif çok merkezli çalışmaların gerçekleştirilmesi önerilmektedir. Ayrıca üç boyutlu yazıcılar, dijital planlama ve yapay zekâ tabanlı analizlerin kullanımı, zigomatik implant rehabilitasyonlarının daha öngörülebilir ve hasta odaklı biçimde geliştirilmesine katkı sağlayabilir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, zigomatik implantların farklı konfigürasyonları ile protetik üstyapı malzemelerinin stres dağılımına etkileri sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemiyle incelenmiştir. Bulgular özetle şöyledir:

- Dört implantlı konfigürasyon, implant gövdesi, titanyum bar ve dayanaklardaki gerilmeleri belirgin biçimde azaltarak yükün daha homojen dağılmasını sağlamıştır.
- Üstyapı malzemesi biyomekaniği doğrudan etkilemiştir: PMMA, kendi içinde düşük stres taşıırken implant ve dayanaklarda gerilmeyi artırmış; zirkonya ise yükü daha iyi absorbe ederek bu bileşenlerdeki gerilmeleri %30–60 oranında azaltmıştır.
- Kortikal ve trabeküler kemikteki stresler biyolojik olarak kabul edilebilir düzeyde kalmış, yük transferinin çoğunlukla zigoma kemiğine yönlendiği gözlenmiştir.
- PMMA üstyapılı modellerde dayanaklarda 40 MPa'yı aşan stresler oluşmuş ve vida gevşemesi/kırılması riski artmıştır; zirkonya üstyapılar bu değerleri %60'tan fazla düşürmüştür.
- Titanyum bar, PMMA modellerinde daha yüksek bükülme momentine maruz kalırken zirkonya modellerde gerilmeler daha düşük ve dengeli dağılmıştır. Protez üstyapısında stresler PMMA'da posterior bölgede yoğunlaşmış, bu durum akrilik protezlerde sık gözlenen kırıklarla uyumludur; zirkonya üstyapılarda ise dayanım sınırları aşılmamıştır.
- Genel olarak, zigomatik implantlar ileri atrofik maksillalarda biyomekanik açıdan güvenilir bir seçenektir. İmplant sayısının artırılması yük paylaşımını iyileştirmiş, rijit üstyapılar implant ve destek bileşenlerindeki stresleri azaltarak sistemin uzun dönem stabilitesine katkı sağlamıştır. Ayrıca PMMA ve zirkonya üst yapı materyallerinin karşılaştırmalı analizi, gelecekte malzeme seçiminde yol gösterici olabilir.

7. KAYNAKLAR

1. Misch, C. E. Contemporary implant dentistry. *Implant Dentistry*. 1999;8(1):90.
2. Misch, C. E. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *The International journal of oral implantology: implantologist*. 1990;6(2):23-31.
3. Misch, C. E. Dental implant prosthetics-E-book. Elsevier Health Sciences. 2004.
4. Polido, W. D., Machado-Fernandez, A., Lin, W. S., & Aghaloo, T. Indications for zygomatic implants: a systematic review. *International journal of implant dentistry*. 2023;9(1):17.
5. Aleksandrowicz, P., Kusa-Podkańska, M., Borgonovo, A., Tomkiewicz, W., Szczodry, B., Kotuła, L., ... & Wysokińska-Miszczyk, J. Finding Better Ways to Perform Graftless Full Rehabilitation of a Compromised Maxilla: New Platform-Switched Zygomatic Implants Placed Extra-Sinus Improve Prosthetic Restoration--A Preliminary Study of 25 Cases and 85 Implants. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2022;42(1):35–41.
6. Bedrossian E, Rangert B, Stumpel L, Indresano T. Zygomatik implantla anında fonksiyon: Hafif ila ileri derecede maksilla atrofi olan hasta için greftsiz bir çözüm. *Uluslararası Oral Maksillofasiyal İmplantlar Dergisi*. 2006;21(6):937–42.
7. Aparicio C. Zigoma anatomisi rehberliğinde yaklaşıma (ZAGA) dayalı zygomatik implant hastası için önerilen bir sınıflandırma: kesitsel bir araştırma. *Eur J Oral Implantol*. 2011;4(3):269–75.
8. Brennand Roper, M., Vissink, A., Dudding, T., Pollard, A., Gareb, B., Malevez, C., ... & Jung, R. Long-term treatment outcomes with zygomatic implants: a systematic review and meta-analysis. *International journal of implant dentistry*. 2023;9(1):21.
9. Kaya, A. S. İmplant destekli protezlerde üst yapı seçeneklerinin klinik başarıya etkisi: vaka sunumu. 2022.
10. Edition N. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent*. 2017;117:e1–105.
11. Attard, N. J., & Zarb, G. A. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: the Toronto study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005;93(2):170.

12. Trivedi, S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of oral biology and craniofacial research*. 2014;4(3):200-203.
13. Clarke, B. Normal bone anatomy and physiology. *Clinical journal of the American Society of Nephrology*. 2008;3:131-9.
14. Nakamura, H. Morphology, function, and differentiation of bone cells. *Journal of hard tissue biology* 2007;16(1):15-22.
15. Misch, C. E. Rationale for dental implants. *Dental implant prosthetics*. 2014;3:1-17.
16. Lekholm, U. Z. G. A. Patient selection and preparation. *Tissue-integrated prosthesis, osseointegration in clinical dentistry*. 1985; 199–209.
17. Linkow, L. I., & Cherchève, R. Theories and techniques of oral implantology. (No Title). (1970).
18. Herrmann, I., Lekholm, U., Holm, S., & Kultje, C. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2005;20(2).
19. Trisi, P., & Rao, W. Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clinical oral implants research*. 1999;10(1):1-7.
20. Gupta, S., Patil, N., Solanki, J., Singh, R., & Laller, S. Oral implant imaging: a review. *The Malaysian journal of medical sciences: MJMS*. 2015;22(3):7.
21. L.J, P. Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery. USA: PMPH. (2012).
22. Khalifa, A. K., Wada, M., Ikebe, K., & Maeda, Y. To what extent residual alveolar ridge can be preserved by implant? A systematic review. *International journal of implant dentistry*. 2016;2(1):22.
23. Atwood, D. A. Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1971;26(3):266-279.
24. Branemark, P. I. Tissue-Integrated Prostheses. *Osseointegration in clinical dentistry*. 1985;11-344.
25. Corvello, P. C., Montagner, A., Batista, F. C., Smidt, R., & Shinkai, R. S. Length of the drilling holes of zygomatic implants inserted with the standard technique or a

revised method: a comparative study in dry skulls. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2011;39(2):119-123.

26. Gerken, U., Esser, F., Möhlhenrich, S. C., Bartella, A. K., Hölzle, F., Fischer, H., ... & Steiner, T. Objective computerised assessment of residual ridge resorption in the human maxilla and maxillary sinus pneumatization. *Clinical oral investigations*, 2020;24(9):3223-35.

27. Balaji, S. M., & Balaji, P. P. *Textbook of Oral and Maxillofacial Surgery-E-Book: Textbook of Oral and Maxillofacial Surgery-E-Book*. Elsevier Health Sciences. 2023.

28. Cawood, J. I., & Howell, R. A classification of the edentulous jaws. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1988;17(4):232-6.

29. Maló, P., Nobre, M. D., & Lopes, A. The rehabilitation of completely edentulous maxillae with different degrees of resorption with four or more immediately loaded implants: a 5-year retrospective study and a new classification. *Eur J Oral Implantol*. 2011;4(3):227-43.

30. Atwood, D. A. Reduction of residual ridges in the partially edentulous patient. *Dental Clinics of North America*. 1973;17(4):747-54.

31. Candel, E., Penarrocha, D., & Penarrocha, M. Rehabilitation of the atrophic posterior maxilla with pterygoid implants: a review. *Journal of oral implantology*. 2012;38(1):461-6.

32. Esposito, M., Grusovin, M. G., Coulthard, P., & Worthington, H. V. The efficacy of various bone augmentation procedures for dental implants: a Cochrane systematic review of randomized controlled clinical trials. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2006;21(5).

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

34. Buser, D., Sennerby, L., & De Bruyn, H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontology 2000*. 2017;73(1):7-21.

35. Jalbout Z, Tabourian G. Glossary of Implant Dentistry II. In: *International Congress of Oral Implantologists*, Upper Montclair, NJ. 2008;84.

36. Ring, M. E. Dentistry: an illustrated history. 1985.
37. Abraham, C. M. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. The open dentistry journal. 2014;8:50.
38. Asbell, M. B. Dentistry: A historical perspective: Being a historical account of the history of dentistry from ancient times, with emphasis upon the United States from the colonial to the present period. 1988.
39. Maggiolo, J. Manuel de l'art dentaire (Manual of dental art). France: C Le Seure. 1809.
40. Burch, R. H. Dr. Pinkney Adams--a dentist before his time. Arkansas Dentistry. 1997;68(3):14-5.
41. Linkow, L. I. & Dorfman, J. D. Implantology in dentistry. A brief historical perspective. The New York state dental journal. 1991;57(6):31-5.
42. Greenfield, E. J. Implantation of artificial crown and bridge abutments. 1913. The International journal of oral implantology: implantologist. 1991;7(2):63-8.
43. Bodine Jr, R. L. & Kotch, R. L. Experimental subperiosteal dental implants. Plastic and Reconstructive Surgery. 1953;12(4):300-1.
44. Goldberg, N. I. & Gershkoff, A. The implant lower denture. Oral Implantology. 1971;2:135-49.
45. Linkow, L. I. Intraosseous implants utilized as fixed bridge abutments. J Oral Implant Transplant Surg. 1964;10(2):17-23.
46. Linkow, L. I. The radiographic role in endosseous implant interventions. The Chronicle. 1966;29(10):304-11.
47. Sandhaus, S. Technic and instrumentation of the implant CBS (Cristalline Bone Screw). Informatore Odonto-Stomatologico. 1968;4(3):19-24.
48. Markle, D. H., Grenoble, D. E., & Melrose, R. J. Histologic evaluation of vitreous carbon endosteal implants in dogs. Biomaterials, medical devices, and artificial organs. 1975;3(1):97-114.
49. Weiss, C. M. & Judy, K. W. Intramucosal inserts--solve patients' problems with maxillary dentures. II. Quintessence international, dental digest. 1974; 5(4):9-15.

50. Small, I. A., & Misiek, D. (1986). A sixteen-year evaluation of the mandibular staple bone plate. *Journal of oral and maxillofacial surgery*;44(1):60-6.
51. Zarb, G. A. Tissue integrated dental prostheses. Quintessence International. 1985;16(1).
52. Branemark, P. I. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. *Scad J Plast Reconstr Surg*. 1977;16:1-132.
53. Branemark, P. I. Osseointegration and its experimental background. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;50(3):399-410.
54. Laney, W. R. In Recognition of an Implant Pioneer: Professor Dr André Schroeder. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1993;8(2).
55. Tatum, O. H., & Hardin, J. The Omni implant system In Clarke's Clinical Dentistry Vol 5 Philadelphia. 1984.
56. Driskell, T. D. The stryker precision implant system Root form series McKinney RV Endosteal dental implants. Mosby Year Book. 1991;8.
57. Kirsch, A., & Ackermann, K. L. The IMZ osteointegrated implant system. *Dental Clinics of North America*. 1989;33(4):733-91.
58. Reinhardt, B., & Beikler, T. Dental implants. In *Advanced Ceramics for Dentistry* Butterworth-Heinemann. 2014;51-75
59. Ulusoy, M., & Aydın, K. *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler Cilt 1-2, 3. Baskı*, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Yayınları: Ankara, Turkey. (2010).
60. Vanaclocha, V., Atienza, C., Vanaclocha, A., Peñuelas, A., Gómez-Herrero, J., Pérez-Carrió, F., ... & Vanaclocha, L. New Subperiosteal Dental Implant Design with Finite Element Analysis and Mechanical Validation: A Design Validation Study. *Materials*. 2025;18(3):622.
61. Anitua, E., Eguia, A., Staudigl, C., & Alkhraisat, M. H. Clinical performance of additively manufactured subperiosteal implants: a systematic review. *International Journal of Implant Dentistry*. 2024;10(1):4.
62. Onică, N., Budală, D. G., Baciuc, E. R., Onică, C. A., Gelețu, G. L., Murariu, A., ... & Stelea, C. Long-term clinical outcomes of 3D-printed subperiosteal titanium implants: a 6-year follow-up. *Journal of Personalized Medicine*. 2024;14(5):541.

63. Zielinski, R., Okulski, J., Piechaczek, M., Łoś, J., Sowiński, J., Sadowska-Sowińska, M., ... & Kozakiewicz, M. Five-year comparative study of zygomatic and subperiosteal implants: clinical outcomes, complications, and treatment strategies for severe maxillary atrophy. *Journal of Clinical Medicine*. 2025;14(3):661.
64. Powers, M. P., Bosker, H., Van Pelt, H., & Dunbar, N. The transmandibular implant: from progressive bone loss to controlled bone growth. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1994;52(9):904-10.
65. Stellingsma, C., Vissink, A., Meijer, H. J. A., Kuiper, C., & Raghoobar, G. M. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical reviews in oral biology & medicine*. 2004;15(4):240-8.
66. Linkow, L. I., Winkler, S., Shulman, M., Dal Carlo, L., Pasqualini, M. E., Rossi, F., & Nardone, M. A new look at the blade implant. *Journal of Oral Implantology*. 2016;42(4):373-80.
67. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A. R. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants*. 1986;1(1):11-25.
68. Lubar, R. L., & Katin, R. AImplant systems incorporating the hollow-basket concept. *Journal of the American Dental Association*. 1990;121(3):384-8.
69. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B. R. Ä. N. E. M. A. R. K., & Brånemark, P. I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*. 1981;10(6):387-416.
70. Carlsson, L., Röstlund, T., Albrektsson, B., Albrektsson, T., & Brånemark, P. I. Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1986;57(4):285-9.
71. Evasic, R. W. Intramucosal implants: A review of concepts and techniques-Single inserts and tandem denserts. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1983;49(5):695-701.
72. Ünver, S., Güngör, M. B., & Nemli, S. K. Dental implantlarda protetik komplikasyonlar. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*. 2012;6(1):1109-18.
73. Yadav, R. K., Tikku, A. P., Chandra, A., Wadhwani, K. K., & Singh, M. Endodontic implants. *National Journal of Maxillofacial Surgery*. 2014;5(1):70-3.

74. Al-Johany, S. S., Al Amri, M. D., Alsaed, S., & Alalola, B. Dental implant length and diameter: a proposed classification scheme. *Journal of Prosthodontics*. 2017; 26(3):252-60.
75. Shalash, M., & Abdalsamad, A. Crestal bone loss around tissue level implants with platform matching abutments versus bone level implants with conical/platform switched abutments in the posterior mandible: a comparative study. *Bulletin of the National Research Centre*. 2020;44(1):184.
76. Taheri, M., Akbari, S., Shamshiri, A. R., & Shayesteh, Y. S. Marginal bone loss around bone-level and tissue-level implants: A systematic review and meta-analysis. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*. 2020;231:151525.
77. Lago, L., da Silva, L., Fernández-Formoso, N., & Rilo, B. Systematic assessment of soft tissue level and bone level dental implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Medicine, and Pathology*. 2023;35(5):375-82.
78. Cosola, S., Marconcini, S., Boccuzzi, M., Menchini Fabris, G. B., Covani, U., Peñarrocha-Diago, M., & Peñarrocha-Oltra, D. Radiological outcomes of bone-level and tissue-level dental implants: Systematic review. *International journal of environmental research and public health*. 2020;17(18):6920.
79. Molinero-Mourelle, P., Baca-Gonzalez, L., Gao, B., Saez-Alcaide, L. M., Helm, A., & Lopez-Quiles, J. Surgical complications in zygomatic implants: a systematic review. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*. 2016;21(6):e751.
80. Aparicio, C., Brånemark, P. I., Keller, E. E., & Olivé, J. Reconstruction of the premaxilla with autogenous iliac bone in combination with osseointegrated implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1993;8(1).
81. Branemark, P. I. Surgery and fixture installation: zygomaticus fixture clinical procedures. Place: Nobel Biocare AB. (1998).
82. Stella, J. P., & Warner, M. R. Sinus slot technique for simplification and improved orientation of zygomaticus dental implants: a technical note. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2000;15(6).
83. Malevez, C., Daelemans, P., Adriaenssens, P., & Durdu, F. Periodontology 2000. Use of zygomatic implants to deal with resorbed posterior maxillae. 2003;33(1).

84. Duarte, L. R., Filho, H. N., Francischone, C. E., Peredo, L. G., & Brånemark, P. I. The establishment of a protocol for the total rehabilitation of atrophic maxillae employing four zygomatic fixtures in an immediate loading system—a 30-month clinical and radiographic follow-up. *Clinical implant dentistry and related research*. (2007;9(4):186-96.
85. Migliorança, R. M., Irschlinger, A. L., Peñarrocha-Diago, M., Fabris, R. R., Javier, A. V., & Zotarelli Filho, I. J. History of zygomatic implants: A systematic review and meta-analysis. *Dent Oral Craniofac Res*. 2019;5(2):1-9.
86. Ahlgren, F., Størksen, K., & Tornes, K. A study of 25 zygomatic dental implants with 11 to 49 months' follow-up after loading. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2006;21(3).
87. Stiévenart, M., & Malevez, C. 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*. 2010;39(4):358-63.
88. Davó, R., & Pons, O. 5-year outcome of cross-arch prostheses supported by four immediately loaded zygomatic implants: a prospective case series. *Eur J Oral Implantol*. 2015;8(2):169-74.
89. Chrcanovic, B. R., & Abreu, M. H. N. G. Survival and complications of zygomatic implants: a systematic review. *Oral and maxillofacial surgery*. 2013;17(2):81-93.
90. Aparicio, C., Ouazzani, W., Aparicio, A., Fortes, V., Muela, R., Pascual, A., ... & Franch, M. Immediate/early loading of zygomatic implants: clinical experiences after 2 to 5 years of follow-up. *Clinical implant dentistry and related research*. 2010;12:e77-82.
91. Agliardi, E. L., Romeo, D., Panigatti, S., de Araújo Nobre, M., & Maló, P. Immediate full-arch rehabilitation of the severely atrophic maxilla supported by zygomatic implants: a prospective clinical study with minimum follow-up of 6 years. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2017;46(12):1592-9.
92. Solà Pérez, A., Pastorino, D., Aparicio, C., Pegueroles Neyra, M., Khan, R. S., Wright, S., & Ucer, C. Success rates of zygomatic implants for the rehabilitation of severely atrophic maxilla: a systematic review. *Dentistry journal*. 2022;10(8):151.

93. Fortin, Y. Placement of Zygomatic Implants into the Malar Prominence of the Maxillary Bone for Apical Fixation: A Clinical Report of 5 to 13 Years. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2017;32(3).
94. Aparicio, C., Manresa, C., Francisco, K., Ouazzani, W., Claros, P., Potau, J. M., & Aparicio, A. The long-term use of zygomatic implants: a 10-year clinical and radiographic report. *Clinical implant dentistry and related research*. 2014;16(3):447-59.
95. Aparicio, C., López-Piriz, R., & Albrektsson, T. ORIS criteria of success for the zygoma-related rehabilitation: the (revisited) zygoma success code. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2020;35(2):366-78.
96. Aparicio, C., Manresa, C., Francisco, K., Aparicio, A., Nunes, J., Claros, P., & Potau, J. M. Zygomatic implants placed using the zygomatic anatomy-guided approach versus the classical technique: a proposed system to report rhinosinusitis diagnosis. *Clinical implant dentistry and related research*. 2014;16(5):627-42.
97. D'Agostino, A., Trevisiol, L., Favero, V., Pessina, M., Procacci, P., & Nocini, P. F. Are zygomatic implants associated with maxillary sinusitis?. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2016;74(8):1562-73.
98. Migliorança, R. M., Sotto-Maior, B. S., Senna, P. M., Francischone, C. E., & Cury, A. A. D. B. 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*. 2012;41(9):1072-6.
99. Goker, F., Grecchi, F., Grecchi, E., Del Fabbro, M., Agliardi, E. L., Buccellato, F. R. P., ... & Mortellaro, C. Clinical outcomes of fully and partially threaded zygomatic implants in a cohort of patients with minimum 7.5-year follow-up. *European Review for Medical and Pharmacological Sciences*. 2022;26(3 Suppl):35-44.
100. Balaji, V. R., Lambodharan, R., Manikandan, D., & Deenadayalan, S. Pterygoid implant for atrophic posterior maxilla. *Journal of pharmacy & bioallied sciences*. 2017;9(Suppl 1):261.
101. Tulasne, J. F. Osseointegrated fixtures in the pterygoid region. An advanced osseointegration surgery: applications in the maxillofacial region. Chicago, IL: Quintessence. 1992;182-8.

102. D'Amario, M., Orsijena, A., Franco, R., Chiacchia, M., Jahjah, A., & Capogreco, M. Clinical achievements of implantology in the pterygoid region: a systematic review and meta-analysis of the literature. *Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery*. 2024;125(5):101951.
103. George, P., & Kurtzman, G. M. Pterygoid implants: anatomical considerations and surgical placement. *Journal of Osseointegration*. 2022;14(2):81-7.
104. de Sousa, B. L. N., & de Almeida, B. L. 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*. 2020;6(4):100192.
105. Signorini, L., Faustini, F., Samarani, R., & Grandi, T. Immediate fixed rehabilitation supported by pterygoid implants for participants with severe maxillary atrophy: 1-Year postloading results from a prospective cohort study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2021;126(1):67-75.
106. Jin, W., Kun, L., Ming, L., Zhijun, Z., & Chunbo, T. Clinical assessment of pterygoid and anterior implants in the atrophic edentulous maxilla: a retrospective study. *West China Journal of Stomatology*. 2021;39(3).
107. Raouf, K., & Chrcanovic, B. R. Clinical outcomes of pterygoid and maxillary tuberosity implants: a systematic review. *Journal of clinical medicine*. 2024;13(15):4544.
108. Araujo, R. Z., Júnior, J. F. S., Cardoso, C. L., Condezo, A. F. B., Júnior, R. M., & Curi, M. M. Clinical outcomes of pterygoid implants: Systematic review and meta-analysis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2019;47(4):651-60.
109. Bidra, A. S., Peña-Cardelles, J. F., & Iverson, M. Implants in the pterygoid region: An updated systematic review of modern roughened surface implants. *Journal of Prosthodontics*. (2023);32(4):285-291.
110. Balaguer-Martí, J. C., Peñarrocha-Oltra, D., Balaguer-Martínez, J., & Peñarrocha-Diago, M. Immediate bleeding complications in dental implants: a systematic review. *Medicina oral, patologia oral y cirugía bucal*. 2014;20(2):e231.
111. Cortes-Breton Brinkmann, J., García-Gil, I., Pedregal, P., Peláez, J., Prados-Frutos, J. C., & Suárez, M. J. Long-term clinical behavior and complications of

intentionally tilted dental implants compared with straight implants supporting fixed restorations: A systematic review and meta-analysis. *Biology*. 2021;10(6):509.

112. Tironi, F., Orlando, F., Azzola, F., Corbella, S., & Francetti, L. A. A retrospective analysis on marginal bone loss around tilted and axial implants in immediate-loaded All-On-4 with a long-term follow-up evaluation. *Prosthesis*. 2022; 4(1):15-23.

113. Maló, P., de Araújo Nobre, M., Lopes, A., Ferro, A., & Nunes, M. The All-on-4 concept for full-arch rehabilitation of the edentulous maxillae: A longitudinal study with 5-13 years of follow-up. *Clinical implant dentistry and related research*. 2019;21(4):538-49.

114. Sahoo, N. R., Sahany, S. K., Pandey, V., Das, A. C., Choudhury, P., Panda, S., & Sahoo, R. Finite element analysis of the influence of implant tilting and the direction of loading on the displacement and micromotion of immediately loaded implants. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*. 2024;16(Suppl 1):924-6.

115. Apaza Alccayhuaman, K. A., Soto-Peñaloza, D., Nakajima, Y., Papageorgiou, S. N., Botticelli, D., & Lang, N. P. Biological and technical complications of tilted implants in comparison with straight implants supporting fixed dental prostheses. A systematic review and meta-analysis. *Clinical oral implants research*. 2018;29:295-308.

116. Pandey, C., Rokaya, D., & Bhattarai, B. P. Contemporary concepts in osseointegration of dental implants: a review. *BioMed research international*. 2022;1:6170452.

117. Alfaraj, T. A., Al-Madani, S., Alqahtani, N. S., Almohammadi, A. A., Alqahtani, A. M., AlQabbani, H. S., ... & Alqahtani Jr, A. M. Optimizing osseointegration in dental implantology: a cross-disciplinary review of current and emerging strategies. *Cureus*. 2023;15(10).

118. Smeets, R., Stadlinger, B., Schwarz, F., Beck-Broichsitter, B., Jung, O., Precht, C., ... & Ebker, T. Impact of dental implant surface modifications on osseointegration. *BioMed research international*, 2016;1:6285620.

119. Zhu, G., Wang, G., & Li, J. J. Advances in implant surface modifications to improve osseointegration. *Materials Advances*. 2021;2(21):6901-27.

120. Block, M. S. Dental implants: the last 100 years. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2018;76(1):11-26.
121. Emam, S. M., & Moussa, N. Signaling pathways of dental implants' osseointegration: a narrative review on two of the most relevant; NF- κ B and Wnt pathways. *BDJ open*. 2024;10(1):29.
122. Papaspyridakos, P., Chen, C. J., Singh, M., Weber, H. P., & Gallucci, G. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *Journal of dental research*. 2012;91(3):242-8.
123. Annibali, S., Bignozzi, I., La Monaca, G., & Cristalli, M. P. Usefulness of the aesthetic result as a success criterion for implant therapy: a review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2012;14(1):3-40.
124. Rafat, A. K., Suresh, M. N., Mahesh, A. G., Dodamani, G., Hemant, G., Sunil, R., & Firdaus, H. J. How Does Dental Implant Shape, Diameter, Length Impact its Success Rate?—A Review of Literature. *International Journal of Medical and Oral Research*. 2020;5(2):13-4.
125. Lee, J., Lim, Y. J., Ahn, J. S., Kim, B., Baek, Y. W., & Lim, B. S. Correlation of two different devices for the evaluation of primary implant stability depending on dental implant length and bone density: An in vitro study. *Plos one*. 2024;19(5):e0290595.
126. Shinya, A., Ishida, Y., Miura, D., & Shinya, A. The effect of implant length and diameter on stress distribution around single implant placement in 3D posterior mandibular FE model directly constructed from in vivo CT. *Materials*. 2021;14(23):7344.
127. Atalay, P., & Öztaş, D. D. Fatigue resistance and fracture strength of narrow-diameter one-piece zirconia implants with angled abutments. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. (2022;34(7):1060-7.
128. Pesce, P., Del Fabbro, M., Modenese, L., Sandron, S., Francetti, L., Isola, G., ... & Menini, M. Influence of implant diameter on implant survival rate and clinical outcomes in the posterior area: a systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health*. 2023;23(1):235.

129. Jung, R. E., Al-Nawas, B., Araujo, M., Avila-Ortiz, G., Barter, S., Brodala, N., ... & Windisch, P. Group 1 ITI Consensus Report: The influence of implant length and design and medications on clinical and patient-reported outcomes. *Clinical oral implants research*. 2018;29:69-77.
130. Salim, H. A., Naser, A. I., & Aldabagh, A. N. The effect of length and diameter of dental implants on primary stability (experimental study on tibia of the sheep). *Edorium J Dent*. 2019;6:100036.
131. Papaspyridakos, P., De Souza, A., Vazouras, K., Gholami, H., Pagni, S., & Weber, H. P. Survival rates of short dental implants (≤ 6 mm) compared with implants longer than 6 mm in posterior jaw areas: A meta-analysis. *Clinical oral implants research*. 2018;29:8-20.
132. Sadowsky, S. J. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997;78(1):28-33.
133. Gowd, M. S., Shankar, T., Ranjan, R., & Singh, A. Prosthetic consideration in implant-supported prosthesis: a review of literature. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*. 2017;7(Suppl 1):1-7
134. Agnini, A., Agnini, A. M., Romeo, D., Chiesi, M., Pariente, L., & Stappert, C. F. Clinical investigation on axial versus tilted implants for immediate fixed rehabilitation of edentulous arches: preliminary results of a single cohort study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2014;16(4):527-39.
135. Kwon, T., Bain, P. A., & Levin, L. Systematic review of short-(5–10 years) and long-term (10 years or more) survival and success of full-arch fixed dental hybrid prostheses and supporting implants. *Journal of dentistry*.(2014);42(10):1228-41.
136. Real-Osuna, J., Almendros-Marqués, N., & Gay-Escoda, C. Prevalence of complications after the oral rehabilitation with implant-supported hybrid prostheses. *Medicina oral, patologia oral y cirugía bucal*. 2011;17(1):e116.
137. Henry, P. J. A review of guidelines for implant rehabilitation of the edentulous maxilla. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;87(3):281-8.
138. Academy of Prosthodontics. The glossary of prosthodontic terms. Mosby. (1999).

139. Aparicio, C., Perales, P., & Rangert, B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clinical implant dentistry and related research*. 2001;3(1):39-49.
140. Lewis, S., Sharma, A., & Nishimura, R. Treatment of edentulous maxillae with osseointegrated implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1992;68(3):503-8.
141. Barootchi, S., Askar, H., Ravidà, A., Gargallo-Albiol, J., Travan, S., & Wang, H. L. Long-term clinical outcomes and cost-effectiveness of full-arch implant-supported zirconia-based and metal-acrylic fixed dental prostheses: a retrospective analysis. (2020).
142. Goodacre, C., & Goodacre, B. Fixed vs removable complete arch implant prostheses: a literature review of prosthodontic outcomes. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10(Suppl 1):13-34.
143. Al-Asad, H. M., El Afandy, M. H., Mohamed, H. T., & Mohamed, M. H. Hybrid prosthesis versus overdenture: effect of biohpp prosthetic design rehabilitating edentulous mandible. *International Journal of Dentistry*. 2023;1:4108679.
144. Papaspyridakos, P., Bordin, T. B., Kim, Y. J., El-Rafie, K., Pagni, S. E., Natto, Z. S., ... & Weber, H. P. Technical complications and prosthesis survival rates with implant-supported fixed complete dental prostheses: a retrospective study with 1-to 12-year follow-up. *Journal of Prosthodontics*. 2020;29(1):3-11.
145. Gonzalez, J. The evolution of dental materials for hybrid prosthesis. *The open dentistry journal*. 2014;8:85.
146. Alqurashi, H., Khurshid, Z., Syed, A. U. Y., Habib, S. R., Rokaya, D., & Zafar, M. S. Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. *Journal of Advanced Research*. 2021;28:87-95.
147. Murphy, W. M., Absi, E. G., Gregory, M. C., & Williams, K. R. A prospective 5-year study of two cast framework alloys for fixed implant-supported mandibular prostheses. *The International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(2):133-8.
148. McLean, J. W. The science and art of dental ceramics. *Operative dentistry*. 1991;16(4):149-56.

149. Shen, C., Rawls, H. R., & Esquivel-Upshaw, J. F. (Eds.). *Phillips' Science of Dental Materials E-Book: Phillips' Science of Dental Materials E-Book*. Elsevier Health Sciences. (2021).
150. Fischer, J., & Fleetwood, P. W. Improving the processing of high-gold metal-ceramic frameworks by a pre-firing heat treatment. *Dental Materials*. 2000;16(2):109-13.
151. Drago, C., & Howell, K. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *Journal of Prosthodontics on Dental Implants*. 2015;152-165.
152. Takaichi, A., Nakamoto, T., Joko, N., Nomura, N., Tsutsumi, Y., Migita, S., ... & Hanawa, T. Microstructures and mechanical properties of Co–29Cr–6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2013;21:67-76.
153. Wu, L., Zhu, H., Gai, X., & Wang, Y. Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;111(1):51-55.
154. Hanawa, T. Titanium–tissue interface reaction and its control with surface treatment. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*. 2019;7:170.
155. Geetha, M., Singh, A. K., Asokamani, R., & Gogia, A. K. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants–A review. *Progress in materials science*. 2009;54(3):397-425.
156. Zhang, L. C., & Chen, L. Y. A review on biomedical titanium alloys: recent progress and prospect. *Advanced engineering materials*. 2019;21(4):1801215.
157. Kongkiatkamon, S., Rokaya, D., Kengtanyakich, S., & Peampring, C. Current classification of zirconia in dentistry: An updated review. *PeerJ*. 2023;11:e15669.
158. Ban, S. Classification and properties of dental zirconia as implant fixtures and superstructures. *Materials*. 2021;14(17):4879.
159. Ban, S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Japanese Dental Science Review*. 2008;44(1):3-21.
160. Fujisaki, H., & Kawamura, K. Dental zirconia “Zpex” coloring grade and “Zpex Smile” with enhanced translucency. *Tosoh Res. Tech. Rev*. 2014;58:43-47.

161. Fujisaki, H., Kawamura, K., & Imai, K. Translucent zirconia powder “Zpex” suitable to dental materials. *Tosoh Res. Tech. Rev.* 2012;56:57-61.
162. Cinquini, C., Alfonsi, F., Marchio, V., Gallo, F., Zingari, F., Bolzoni, A. R., ... & Barone, A. The use of zirconia for implant-supported fixed complete dental prostheses: a narrative review. *Dentistry journal.* 2023;11(6):144.
163. Totou, D., Naka, O., Mehta, S. B., & Banerji, S. Esthetic, mechanical, and biological outcomes of various implant abutments for single-tooth replacement in the anterior region: a systematic review of the literature. *International journal of implant dentistry.* 2021;7(1):85.
164. Morton, D., Gallucci, G., Lin, W. S., Pjetursson, B., Polido, W., Roehling, S., ... & Zhou, W. Group 2 ITI consensus report: prosthodontics and implant dentistry. *Clinical oral implants research.* 2018;29:215-23.
165. Huang, B., Qian, J., Wang, G., & Cai, M. Synthesis and properties of novel copolymers of poly (ether ketone diphenyl ketone ether ketone ketone) and poly (ether amide ether amide ether ketone ketone). *Polymer Engineering & Science.* 2014;54(8):1757-64.
166. Pidhatika, B., Widyaya, V. T., Nalam, P. C., Swasono, Y. A., & Ardhani, R. Surface modifications of high-performance polymer polyetheretherketone (PEEK) to improve its biological performance in dentistry. *Polymers.* 2022;14(24):5526.
167. Krätzig, T., Mende, K. C., Mohme, M., Kniep, H., Dreimann, M., Stangenberg, M., ... & Eicker, S. O. Carbon fiber–reinforced PEEK versus titanium implants: an in vitro comparison of susceptibility artifacts in CT and MR imaging. *Neurosurgical Review,* 2021;44(4):2163-70.
168. Zafar, M. S. Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. *Polymers.* 2020;12(10):2299.
169. Nejatian, T., Pezeshki, S., & Syed, A. U. Y. Acrylic denture base materials. In *Advanced Dental Biomaterials* Woodhead Publishing. 2019;79-104.
170. Raszewski, Z., Nowakowska-Toporowska, A., Weźgowiec, J., Nowakowska, D., & Więckiewicz, W. Influence of silanized silica and silanized feldspar addition on the mechanical behavior of polymethyl methacrylate resin denture teeth. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2020;123(4):647-e1.

171. Al-Odayni AB, Al-Kahtani HM, Sharaf Saeed W, Al-Kahtani A, Aouak T, Khan R, Et Al. Physical-Chemical And Microhardness Properties Of Model Dental Composites Containing 1,2-Bismethacrylate-3-Eugenyl Propane Monomer. 2023;8(7):511.
172. Ghazal, M., & Kern, M. Wear of denture teeth and their human enamel antagonists. Quintessence International. 2010;41(2).
173. Sultan, S. E. S., & Salloum, M. G. Analysis of the Surface Roughness of Different Denture Teeth Materials: A Quantitative In-Vitro Study. Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences. 2024;16(Suppl 3):2494-6.
174. Menini, M., Delucchi, F., Bagnasco, F., Baldi, D., Canullo, L., Setti, P., ... & Pesce, P. Shock absorption capacity of high-performance polymers for dental implant-supported restorations: In vitro study. Dentistry Journal. 2024;12(4):111.
175. Güntekin, N., & Kızılırmak, B. The evaluation of shear bond strength of denture teeth to CAD/CAM dentures acrylic after aging in gastric acid. Heliyon. 2025;11(2).
176. Babu, P. J., Alla, R. K., Alluri, V. R., Datla, S. R., & Konakanchi, A. Dental ceramics: Part I—An overview of composition, structure and properties. Am J Mater Eng Technol. 2015;3(1):13-8.
177. Ferrari, M., Giovannetti, A., Carrabba, M., Bonadeo, G., Rengo, C., Monticelli, F., & Vichi, A. Fracture resistance of three porcelain-layered CAD/CAM zirconia frame designs. Dental Materials. 2014;30(7):e163-8.
178. Saeed, F., Muhammad, N., Khan, A. S., Sharif, F., Rahim, A., Ahmad, P., & Irfan, M. Prosthodontics dental materials: From conventional to unconventional. Materials Science and Engineering: C. 2020;106:110167.
179. Sailer, I., Makarov, N. A., Thoma, D. S., Zwahlen, M., & Pjetursson, B. E. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). Dental Materials. 2015;31(6):603-23.
180. Rashid, H., Sheikh, Z., Misbahuddin, S., Kazmi, M. R., Qureshi, S., & Uddin, M. Z. Advancements in all-ceramics for dental restorations and their effect on the wear of opposing dentition. European journal of dentistry. 2016;10(04):583-8.

181. Seydler, B., Rues, S., Müller, D., & Schmitter, M. In vitro fracture load of monolithic lithium disilicate ceramic molar crowns with different wall thicknesses. *Clinical Oral Investigations*. 2014;18(4):1165-71.
182. Etman, M. K., & Woolford, M. J. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;103(2):80-90.
183. Denry, I. K. J. R., & Kelly, J. R. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Journal of dental research*. 2014;93(12):1235-42
184. Geng, J. P., Tan, K. B., & Liu, G. R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(6):585-98.
185. Van Staden, R. C., Guan, H., & Loo, Y. C. Application of the finite element method in dental implant research. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2006;9(4):257-70.
186. Pessoa, R. S., Muraru, L., Júnior, E. M., Vaz, L. G., Sloten, J. V., Duyck, J., & Jaecques, S. V. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants—CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clinical implant dentistry and related research*. 2010;12(3):219-34.
187. Lu, S., Li, T., Zhang, Y., Lu, C., Sun, Y., Zhang, J., & Xu, D. Biomechanical optimization of the diameter of distraction screw in distraction implant by three-dimensional finite element analysis. *Computers in biology and medicine*, 2013;43(11):1949-54.
188. Doblaré, M., García, J. M., & Gómez, M. J. Modelling bone tissue fracture and healing: a review. *Engineering Fracture Mechanics*. 2004;71(13-14):1809-40.
189. Gümrükçü, Z., & Kurt, S. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Implant Cerrahisinde Kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2019;29(3):534-41.
190. Hsu, M. L., & Chang, C. L., Application of finite element analysis in dentistry. *Finite Element Analysis*. 2010;5:43-6.

191. Lisiak-Myszke, M., Marciniak, D., Bieliński, M., Sobczak, H., Garbacewicz, Ł., & Drogoszewska, B., Application of finite element analysis in oral and maxillofacial surgery-A literature review. *Materials*. 2020;1314:3063.
192. Koriath, T. W. P., & Versluis, A., Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 1997;8(1):90-104.
193. Rodgers, M. M., & Cavanagh, P. R., Glossary of biomechanical terms, concepts, and units. *Physical therapy*. 1984; 64(12): 1886–902.
194. CH, T., Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. *Bone*. 1993 ;14(4):595-608.
195. Sakaguchi, R. L. & Powers, J. M. *Craig's Restorative Dental Materials-E-Book: Craig's Restorative Dental Materials-E-Book*. Elsevier Health Sciences. 2011.
196. Ebrahimi, F. (Ed.). *Finite element analysis: new trends and developments*. BoD–Books on Demand. (2012).
197. Hong, H. R., Pae, A., Kim, Y., Paek, J., Kim, H. S., & Kwon, K. R. Effect of implant position, angulation, and attachment height on peri-implant bone stress associated with mandibular two-implant overdentures: a finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2012;27(5).
198. Lee, K. S., Shin, S. W., Lee, S. P., Kim, J. E., Kim, J. H., & Lee, J. Y. Comparative Evaluation of a Four-Implant-Supported Polyetherketoneketone Framework Prosthesis: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on Cone Beam Computed Tomography and Computer-Aided Design. *International Journal of Prosthodontics*. 2017;30(6).
199. Bacchi, A., Consani, R. L., Mesquita, M. F., & dos Santos, M. B. Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of oral science*. 2013;55(3):239–44.
200. Wen, H., Guo, W., Liang, R., Xiang, L., Long, G., Wang, T., ... & Tian, W. Finite element analysis of three zygomatic implant techniques for the severely atrophic edentulous maxilla. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;111(3):203-15.

201. Chrcanovic, B. R., Albrektsson, T., & Wennerberg, A. Survival and complications of zygomatic implants: an updated systematic review. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2016;74(10):1949-64.
202. Brennand Roper, M., Vissink, A., Dudding, T., Pollard, A., Gareb, B., Malevez, C., ... & Jung, R. Long-term treatment outcomes with zygomatic implants: a systematic review and meta-analysis. *International journal of implant dentistry*. 2023;9(1):21.
203. Tavelli, C., & Tedesco, A. Survival and complication rate of zygomatic implants: a systematic review. *Journal of Oral Implantology*. 2022.
204. Lorusso, F., Conte, R., Inchingolo, F., Festa, F., & Scarano, A. Survival rate of zygomatic implants for fixed oral maxillary rehabilitations: A systematic review and meta-analysis comparing outcomes between zygomatic and regular implants. *Dentistry Journal*. 2021;9(4):38.
205. Yang, Y., Liu, Y., Yuan, X., Ren, M., Chen, X., Luo, L., ... & Liu, Y. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution on short implants with different bone conditions and osseointegration rates. *BMC Oral Health*. 2023;1:220.
206. Takahashi, T., Shimamura, I., & Sakurai, K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *Journal of prosthodontic research*. 2010;54(4):179-84.
207. Tezerişener, H. A., Özalp, Ö., Altay, M. A., & Sindel, A. Comparison of stress distribution around all-on-four implants of different angulations and zygoma implants: a 7-model finite element analysis. *BMC oral health*. 2024;24(1):176.
208. Freedman, M., Ring, M., & Stassen, L. F. A. Effect of alveolar bone support on zygomatic implants: a finite element analysis study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2013;42(5):671-6.
209. Heboyan, A., Lo Giudice, R., Kalman, L., Zafar, M. S., & Tribst, J. P. M. Stress distribution pattern in zygomatic implants supporting different superstructure materials. *Materials*. 2022;15(14):4953.
210. Varghese, K. G., Kurian, N., Gandhi, N., Gandhi, S., Daniel, A. Y., Thomas, H. A., ... & Wadhwa, S. Three-dimensional finite element analysis of zygomatic implants for rehabilitation of patients with a severely atrophic maxilla. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2023;129(4):597-E1.

211. Bedrossian, E., Brunski, J., Al-Nawas, B., & Kämmerer, P. W. Zygoma implant under function: biomechanical principles clarified. *International journal of implant dentistry*. 2023;9(1):15.
212. Kupprano, P., Kamonkhantikul, K., Homsiang, W., Takahashi, H., & Arksornnukit, M. Finite element analysis on implant-supported bar with different geometric shapes. *BMC Oral Health*. 2024;24(1):1572.
213. Spazzin, A. O., Costa, A. R., Correr, A. B., Consani, R. L. X., Correr-Sobrinho, L., & dos Santos, M. B. F. Effect of bar cross-section geometry on stress distribution in overdenture-retaining system simulating horizontal misfit and bone loss. *Journal of Biomechanics*. 2013;46(12):2039-44.
214. Jaiswal, S. B., Jain, S., Jain, V., Grover, R. K., Kale, A. A., & Talreja, L. Evaluation and Comparison of Stresses Between All-on-4 and All-on-6 Treatment Concepts With Three Different Prosthetic Materials in the Maxilla: A Finite Element Analysis Study. *Cureus*, 2024;16(10).
215. Thirumaran, D., Leoney, A., Fayeez, A., & Shanmya, P. Y. Effect of different occlusal materials on peri-implant stress distribution with different osseointegration condition: A finite element analysis. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2024;24(3):292-9.
216. Oyar, P., Durkan, R., & Deste, G. The effect of the design of a mandibular implant-supported zirconia prosthesis on stress distribution. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2021;125(3):502-e1.
217. Epifania, E., di Lauro, A. E., Ausiello, P., Mancone, A., Garcia-Godoy, F., & Mendes Tribst, J. P. Effect of crown stiffness and prosthetic screw absence on the stress distribution in implant-supported restoration: A 3D finite element analysis. *PLoS One*. 2023;18(5):E0285421.
218. Spazzin, A. O., Spazzin, W. O., Schuh, C., Bacchi, A., Tosta, V. B., & Marcaccini, A. M. Technique of framework cemented on prepared abutments to obtain passive fit at fixed complete denture: a 2-year follow-up report. *Brazilian Dental Journal*. 2014;25(6):565-70.
219. Sahin Hazir, D., Sozen Yanik, I., Guncu, M. B., & Canay, R. S. Biomechanical behavior of titanium, cobalt-chromium, zirconia, and PEEK frameworks in implant-

supported prostheses: a dynamic finite element analysis. *BMC Oral Health*. 2025;25(1):97.

220. Eric, J., Bjelovic, L., Radovic, I., Krunic, J., Milic-Lemic, A., Gupta, N., & Ali, K. Effect of Prosthetic Material and Support Type on Stress Distribution of Fixed Partial Dentures: A Finite Element Study. *Ceramics*. 2024;7(3):1204-17.

221. Özden, S., Kayacan, M. E., Salmanpour, F., Camcı, H., & Yalçın, B. (2025). Topology design and structural optimization of Co-Cr frameworks for implant-supported prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.

222 Gracher, A. H. P., de Moura, M. B., da Silva Peres, P., Thomé, G., Padovan, L. E. M., & Trojan, L. C. Full arch rehabilitation in patients with atrophic upper jaws with zygomatic implants: a systematic review. *International Journal of Implant Dentistry*. 2021;7(1):17.

223. Cheng, C. W., Chien, C. H., Chen, C. J., & Papaspyridakos, P. Complete-mouth implant rehabilitation with modified monolithic zirconia implant-supported fixed dental prostheses and an immediate-loading protocol: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;109(6):347-52.

224. Vozzo, L. M., Azevedo, L., Fernandes, J. C. H., Fonseca, P., Araújo, F., Teixeira, W., ... & Correia, A. Prosthesis. The success and complications of complete-arch implant-supported fixed monolithic zirconia restorations: a systematic review. 2023;5(2):425–36.

225. Abad-Coronel, C., Vélez Chimbo, D., Lupú, B., Pacurucu, M., Fárez, M. V., & Fajardo, J. I. Comparative analysis of the structural weights of fixed prostheses of zirconium dioxide, metal ceramic, PMMA and 3DPP printing resin—mechanical implications. *Dentistry Journal*. 2023;11(11):249.

226. Haroun, F., & Ozan, O. Evaluation of stresses on implant, bone, and restorative materials caused by different opposing arch materials in hybrid prosthetic restorations using the all-on-4 technique. *Materials*. 2021;14(15):4308.

227. Shamami, D. Z., Karimi, A., Beigzadeh, B., Derakhshan, S., & Navidbakhsh, M. A three-dimensional finite element study to characterize the influence of load direction on stress distribution in bone around dental implant. *Journal of Biomaterials and Tissue Engineering*. 2014;4(9):693-9.

228. Acar, G., Ari, I., & Tosun, E. Biomechanical evaluation of implant options for unilateral maxillary defects: a finite element analysis. *BMC Oral Health*. 2024;24(1):1338.
229. Masoomi, F., & Mahboub, F. Stress distribution pattern in all-on-four maxillary restorations supported by porous tantalum and solid titanium implants using three-dimensional finite element analysis. *European Journal of Translational Myology*. 2024;34(1):10-4081.
230. Acharya, P. H., Patel, V. V., Duseja, S. S., & Chauhan, V. R. Comparative evaluation of peri-implant stress distribution in implant protected occlusion and cusally loaded occlusion on a 3 unit implant supported fixed partial denture: A 3D finite element analysis study. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2021;13(2):79.
231. Buzayan, M. M., & Yunus, N. B. Passive fit in screw retained multi-unit implant prosthesis understanding and achieving: a review of the literature. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2014;14(1):16–23.
232. Shetty, M. S., & Shenoy, K. K. Techniques for evaluating the fit of removable and fixed prosthesis. *International Scholarly Research Notices*. 2011;1:348372.
233. Bhering, C. L. B., Mesquita, M. F., Kemmoku, D. T., Noritomi, P. Y., Consani, R. L. X., & Barão, V. A. R. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Materials Science and Engineering: C*. 2016;69:715-25.
234. Rojas Vizcaya, F. Retrospective 2-to 7-year follow-up study of 20 double full-arch implant-supported monolithic zirconia fixed prostheses: measurements and recommendations for optimal design. *Journal of Prosthodontics*. 2018;27(6):501-8.
235. Sheridan, R. A., Decker, A. M., Plonka, A. B., & Wang, H. L. The role of occlusion in implant therapy: a comprehensive updated review. *Implant dentistry*. 2016;25(6):829-38.
236. Farouk Zaki Mohamed, L., Tarek Mohamed, H., Ibrahim Eid, H., Saeid Mohammed, S., & Mohammad Abdelrahman, R. Finite element analysis of welded titanium bar and poly ether ether ketone bar in maxillary full arch splinted interim prosthesis. *Scientific Reports*. 2025;15(1):16193.

237. Kelkar, K. C., Bhat, V., & Hegde, C. Finite element analysis of the effect of framework materials at the bone–implant interface in the all-on-four implant system. *Dental Research Journal*. 2021;18(1):1.
238. Gümrükçü, Z., Balaban, E., & Bayramoğlu, Z. Biomechanical evaluation of six zygomatic implants versus four zygomatic implants combined with dental implants in the treatment of different maxillary defects. *BMC Oral Health*. 2024;24(1):1230.
239. Rathod, D. K., Chakravarthy, C., Suryadevara, S. S., Patil, R. S., & Wagdargi, S. S. Stress distribution of the zygomatic implants in post-mucormycosis case: a finite element analysis. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*. 2023;22(3):695–701.
240. Kang, X., Li, Y., Wang, Y., Zhang, Y., Yu, D., & Peng, Y. Relationships of Stresses on Alveolar Bone and Abutment of Dental Implant from Various Bite Forces by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *BioMed research international*. 2020;1:7539628.
241. Al-Nawas, B., Aghaloo, T., Aparicio, C., Bedrossian, E., Brecht, L., Brennand-Roper, M., ... & Zarrine, S. ITI consensus report on zygomatic implants: indications, evaluation of surgical techniques and long-term treatment outcomes. *International journal of implant dentistry*. 2023;9(1):28.
242. Davó, R., Fan, S., Wang, F., & Wu, Y. Long-term survival and complications of Quad Zygoma Protocol with Anatomy-Guided Approach in severely atrophic maxilla: a retrospective follow-up analysis of up to 17 years. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2024;26(2):343-55.
243. Sacco, R., Patel, S., Olate, S., & Yates, J. The Use of Zygomatic Implants in Severe Maxillary Atrophy: A Systematic and Meta-Analysis Review of Randomised Clinical Trials. *International Journal of Morphology*. 2023;41(1).
244. Duarte, F., Ramos, C., Santos-Marino, J., Martínez-Rodríguez, N., Barona-Dorado, C., & Martínez-González, J. M. Bone Resorption Assessment Following Zygomatic Implants Surgery over 10 Years of Follow-Up. *Journal of Clinical Medicine*. 2025;14(3):989.
245. Arinc, H. Effects of prosthetic material and framework design on stress distribution in dental implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element

analysis. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*. 2018;24:4279.

246. Deniz, B., & Yurttutan, M. E. Biomechanical evaluation of conventional, zygomatic, zygomatic bone anchored subperiosteal and maxilla anchored subperiosteal implants applied totally edentulous maxilla: finite element stress analysis. *BMC Oral Health*. 2025;25:1038.

247. De Moraes, P. H., De Arruda Nóbilo, M., De Moraes, M., Olate, S., De Albergaria Barbosa, J. R., De Moraes, P. H., ... & Albergaria-Barbosa, J. R. Photoelastic analysis of two maxillary protocols using zygomatic implants. *Int. J. Odontostomatol*. 2015;9:107-11.

248. Maló, P., De Araújo Nobre, M., Lopes, A., & Rodrigues, R. Double full-arch versus single full-arch, four implant-supported rehabilitations: a retrospective, 5-year cohort study. *Journal of Prosthodontics on Complex Restorations*. 2016;256-64.

249. Bidra, A. S., Rungruanganunt, P., & Gauthier, M. Clinical outcomes of full arch fixed implant-supported zirconia prostheses: A systematic review. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10(suppl 1):35-45.

250. Ahmed, M. A. M., Hamdy, A. M., Fattah, G. A., & Effadl, A. K. A. Prosthetic design and restorative material effect on the biomechanical behavior of dental implants: strain gauge analysis. *Brazilian Dental Science*, (2022). 25(3).

251. Demachkia, A. M., Sichi, L. G. B., Rodrigues, J. V. M., Junior, L. N., De Araújo, R. M., de Carvalho Ramos, N., ... & Tribst, J. P. M. Implant-supported restoration with straight and angled hybrid abutments: digital image correlation and 3D-finite element analysis. *European Journal of General Dentistry*. 2022;11(01):023-31.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Yakup	Soyadı	ALTIN
-----	-------	--------	-------

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet Yılı
Lise	Muş Fen Lisesi	2012
Lisans	Ankara Üniversitesi	2017

