



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ALTYAPI MATERYALLERİYLE
ÜRETİLMİŞ SUBPERİOSTAL İMPLANT
DESTEKLİ FARKLI TASARIMDAKİ HİBRİT
PROTEZLERDEKİ KUVVET DAĞILIMININ
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ YÖNTEMİ İLE
İNCELENMESİ**

Halil Emre UYGUN

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ

TRABZON-2024



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ALTYAPI MATERYALLERİYLE
ÜRETİLMİŞ SUBPERİOSTAL İMPLANT
DESTEKLİ FARKLI TASARIMDAKİ HİBRİT
PROTEZLERDEKİ KUVVET DAĞILIMININ
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ YÖNTEMİ İLE
İNCELENMESİ**

Halil Emre UYGUN
ORCID: 0000-0001-7964-560X

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ
ORCID: 0000-0001-9324-2014

TRABZON-2024

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak hazırlanarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

07.11.2024

Halil Emre UYGUN

İthaf

Uzmanlık tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan canım aileme ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Diş hekimliği eğitim sürecimin ilk gününden, uzmanlık eğitimim ve tez çalışma sürecim boyunca değerli bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, desteğini esirgemeyen, mesleki ve akademik becerilerimi kazanmamda büyük emeği olan çok değerli danışman hocam Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ'a,

Hem öğrencilik hem de uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, desteklerini hep hissettiğim değerli anabilim dalı hocalarım Prof. Dr. Sedanur TURGUT, Prof. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ ve Doç. Dr. Mehmet UĞUR'a,

Asistanlık günlerimi güzelleştiren, Trabzon'u eğlenceli kılan birbirinden değerli arkadaşlarım olan Nesim ŞAHİN, Muhammet Fatih BULUT, Mücahit GÜNER ve Ahmet Bilal SAĞLAM'a, güzel anılar biriktirdiğim, hepsi ailem gibi olan birbirinden değerli araştırma görevlisi arkadaşlarıma, tüm emekleri için klinik personellerimize ve teknisyenlerimize,

Trabzon'un bana kazandırdığı, uzmanlığımda beni benden çok destekleyen, tez yazım sürecimde daima destek olan sevgili yol arkadaşım, nişanlım Kübra BİNAY'a,

Tez çalışmamda TDH-2023-10920 numarası ile destek sağlayan Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine, uzmanlık tezimin stres analizi aşamalarındaki çalışma ve katkılarından dolayı AY TASARIM'a,

Varlıklarıyla bana güç veren, hayatımın her anında sevgilerini ve desteklerini hep kalbimde hissettiğim annem Sema UYGUN'a, babam Ahmet UYGUN'a, ablam Sedanur KILIÇ'a ve eniştem Murat KILIÇ'a ve sonsuz teşekkürler.

Halil Emre UYGUN

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇ KAPAK	
ONAY	
BEYAN	
İthaf	
TEŞEKKÜR	
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
RESİMLER DİZİNİ	xi
KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ	xvi
ÖZET	xix
ABSTRACT	xx
1.GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	6
2.1. Dental İmplantolojinin Tanımı ve Tarihi	6
2.2. Dental İmplantlarda Osseointegrasyon Kavramı ve Başarı Kriterleri	7
2.3. Kemik Dokusu ve Özellikleri	8
2.4. Dental İmplant Çeşitleri	10
2.4.1. Transmandibular İmplantlar	10
2.4.2. İntramukozal İmplantlar	11
2.4.3. Subperiostal İmplantlar	12
2.4.4. Endosteal İmplantlar	12
2.5. Dental İmplant Materyalleri	13
2.6. İmplant Endikasyon ve Kontendikasyonları	14
2.7. Maksilla Anatomisi, Atrofik Maksillada Gözlenen Değişiklikler ve Tedavi Seçenekleri	15
2.8. Subperiostal İmplantlarının Tarihsel Gelişimi, Tanımı ve Özellikleri	19
2.8.1. Ekleme Yöntemiyle Üretilen Subperiostal Çene İmplantı (AMSJI)	20
2.9. Dental İmplantlarda Biyomekanik	22
2.10. İmplant Destekli Protezler	23
2.10.1. İmplant Destekli Hibrit Protezler	25

2.10.2. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Tasarım	28
2.10.2.1. Hibrit Protezlerde Bar Tasarımı	31
2.10.2.2. Hibrit Protezlerde Toronto Tasarımı	32
2.10.3. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Kullanılan Materyaller	34
2.10.3.1. Soy Metal Alaşımlar	35
2.10.3.2. Soy – Olmayan Metal Alaşımlar	36
2.10.3.3. Kobalt-Krom Alaşımlar	36
2.10.3.4. Titanyum Alaşımlar	37
2.10.3.5. Zirkonya	38
2.10.3.6. Polieter-Eterketon (PEEK)	39
2.10.3.7. Metal Destekli Seramik Restorasyonlar	41
2.10.3.8. Tam Seramik Restorasyonlar	41
2.11. Stres Analiz Yöntemleri	45
2.11.1. Fotoelastik Stres Analizi Yöntemi	45
2.11.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analizi Yöntemi	46
2.11.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kullanımı ile Stres Analizi Yöntemi	46
2.11.4. Holografik İnterferometri ile Stres Analizi Yöntemi	46
2.11.5. Termografik Stres Analizi Yöntemi	46
2.11.6. Radyotelometri ile Stres Analizi Yöntemi	46
2.11.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi	47
2.11.7.1. Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminin Aşamaları	48
2.11.7.2. Temel Eleman Çeşitleri	49
2.11.7.3. Sonlu Eleman Stres Analizi Yöntemi ile İlgili Temel Kavramlar	50
3. GEREÇ VE YÖNTEM	53
3.1. Matematiksel Modellerin Hazırlanması	55
3.1.1. Maksilla ve Zigomatik Kemiğin Modellenmesi	57
3.1.2. Subperiostal İmplantların Modellenmesi	59
3.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Elemanlar Stres Analizi İçin Hazır Hale Getirilmesi	61
3.3. Sınır Koşullarının Belirlenmesi	63
3.4. Yükleme Koşulları	63
3.5. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Verilerinin Elde Edilmesi	64
4. BULGULAR	66
4.1. Kortikal Kemik Bulguları	67

4.1.1. Alveolar Kemikte Oluşan Stres Bulguları	67
4.1.1.1. Alveolar Kemikte Oluşan Maksimumu Asal Stres Değerleri	67
4.1.1.2. Alveolar Kemikte Oluşan Minimum Asal Stres Değerleri	69
4.1.2. Maksiller ve Zigomatik Osteosentez Vidalar Çevresinde Oluşan Stres Bulguları	71
4.1.2.1. Maksiller ve Zigomatik Osteosentez Vidalar Çevresinde Oluşan Maksimum Asal Stres Değerleri	72
4.1.2.2. Maksiller ve Zigomatik Osteosentez Vidalar Çevresinde Oluşan Minimum Asal Stres Değerleri	75
4.2. Subperiostal İmplantlar Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Bulguları	78
4.3. Altyapılar Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Bulguları	84
4.4. Üstyapılar Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	89
5. TARTIŞMA	95
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	114
7. KAYNAKÇA	116
ÖZGEÇMİŞ	150

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No:	Sayfa
Tablo 1. Çalışmada sonlu elemanlar stres analizi için oluşturulan modeller	55
Tablo 2. Materyal özellikleri	61
Tablo 3. Eleman ve düğüm sayıları	63
Tablo 4. Yükleme sonucunda alveolar kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri (MPa)	69
Tablo 5. Yükleme sonucunda alveolar kemikte oluşan minimum asal stres değerleri (MPa)	71
Tablo 6. Yükleme sonucunda maksiller ve zigomatik kemikte vidalar çevresinde oluşan maksimum asal stres değerleri (MPa)	74
Tablo 7. Yükleme sonucunda maksiller ve zigomatik kemikte vidalar çevresinde oluşan minimum asal stres değerleri (MPa)	78
Tablo 8. Yükleme sonucunda subperiostal implantlar üzerinde oluşan en yüksek von mises stres değerleri (MPa)	83
Tablo 9. Yükleme sonucunda altyapılar üzerinde oluşan en yüksek von mises stres değerleri (MPa)	89
Tablo 10. Yükleme sonucunda üstyapılar üzerinde oluşan en yüksek von mises stres değerleri (MPa)	94

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No:	Sayfa
Şekil 1. Yükleme sonucunda alveolar kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri (MPa)	69
Şekil 2. Yükleme sonucunda alveolar kemikte oluşan minimum asal stres değerleri (MPa)	71
Şekil 3. Yükleme sonucunda maksiller ve zigomatik kemikte vidalar çevresinde oluşan maksimum asal stres değerleri (MPa)	75
Şekil 4. Yükleme sonucunda maksiller ve zigomatik kemikte vidalar çevresinde oluşan minimum asal stres değerleri	78
Şekil 5. Yükleme sonucu subperiostal implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	84
Şekil 6. Yükleme sonucunda altyapılar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	89
Şekil 7. Yükleme sonucu üstyapılar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)	94

RESİMLER DİZİNİ

Resim No:	Sayfa
Resim 1. Mayalara ait alt çenede bulunan diş şeklindeki deniz kabuğunun kullanımı	6
Resim 2. Lekholm ve Zarb kemik kalitesi sınıflaması	9
Resim 3. Misch'in kemik yoğunluğu sınıflaması	10
Resim 4. Transmandibular İmplantlar	11
Resim 5. İntramukozal implantlar: Mantar şeklindeki titanyum parça, protez tabanına tutturulmuş ve mukozaya oturarak mekanik bir kilit oluşturmaktadır.	11
Resim 6. Subperiostal İmplantlar	12
Resim 7. Endosteal implantlar	13
Resim 8. Atrofik maksilla anatomisi ve üzerine üç boyutlu olarak tasarlanan yeni nesil subperiostal implantlar	16
Resim 9. Cawood ve Howell sınıflamasına göre maksilla rezorpsiyonu	17
Resim 10. Cawood ve Howell sınıflamasına göre mandibula rezorpsiyonu	17
Resim 11. Bilgisayarlı tomografi görüntüsünden elde edilen modele göre tasarlanmış subperiostal implantın oklüzalden görünümü	21
Resim 12. Ekleme Yöntemiyle Üretilen Subperiostal Çene İmplantı (AMSJI) tasarımının komponentlerine göre renklendirilmesi	21
Resim 13. İmplant destekli sabit protetik restorasyonların sınıflaması: SP-1, SP-2, SP-3	24
Resim 14. İmplant destekli hareketli protetik restorasyonların sınıflaması: HP-4, HP-5	25
Resim 15. İmplant destekli bar tasarımının kullanıldığı hibrit protez	26
Resim 16. Bar altyapı kesitleri; L, I, U ve elips	31
Resim 17. CAD/CAM ile tasarlanmış L(a) ve I(b) bar altyapıları	32
Resim 18. Toronto protezinin, zirkonya altyapı üzerine lityum disilikat kronların mum modelasyonu (A); Toronto protezinin vida erişim deliklerinin ağız içi görüntüsü (B)	33
Resim 19. CAD/CAM ile frezelenmiş titanyum bar tasarımı(A) ve monolitik zirkonya üstyapısı(B)	35
Resim 20. Hibrit protezde PEEK altyapı tasarımının kullanımı	40
Resim 21. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan çizgisel, iki boyutlu ve üç boyutlu eleman çeşitleri	50

Resim 22. Cisimlerde oluşan gerilme tipleri; Sıkışma, çekme ve kesme	51
Resim 23. Activity 880 3D Optik Tarayıcı	54
Resim 24. Bar tasarım hibrit protez modelinin altyapı görüntüsü	55
Resim 25. Toronto tasarım hibrit protez modelinin altyapı görüntüsü	56
Resim 26. Atrofik maksillada subperiostal implant destekli bar tasarım hibrit protez modelinin görüntüsü	56
Resim 27. Atrofik maksillada subperiostal implant destekli Toronto tasarım hibrit protez modelinin görüntüsü	56
Resim 28. 3-D Doctor programında hastaya ait görüntülerin işlenmesi	57
Resim 29. Maksilla ve zigomatik kemik modellerinin görüntüsü	58
Resim 30. Zigomatik kemik ve trabeküler kemik modellerinin görüntüsü	58
Resim 31. Zigomatik kemik ve maksiller sinüs modellerinin görüntüsü	59
Resim 32. Subperiostal implant modellerinin görüntüsü	59
Resim 33. Subperiostal implantlar ve osteosentez vidaların modellerinin görüntüsü	60
Resim 34. Subperiostal implant ve Toronto tasarım hibrit protezin altyapı modelinin görüntüsü	60
Resim 35. Subperiostal implantlar ve Toronto tasarım hibrit protezin altyapı modelinin görüntüsü	60
Resim 36. Sonlu elemanlar analiz yönteminde eleman çeşitleri	62
Resim 37. Sınır koşullarının belirlenmesi	63
Resim 38. Modellerin yükleme koşulları	64
Resim 39. Bar tasarıma sahip hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda alveolar kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri	68
Resim 40. Toronto tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda alveolar kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri	68
Resim 41. Bar tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda alveolar kemikte oluşan minimum asal stres değerleri	70
Resim 42. Toronto tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda alveolar kemikte oluşan minimum asal stres değerleri	70
Resim 43. Bar tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda maksiller osteosentez vidalar çevresinde oluşan maksimum asal stres değerleri	72
Resim 44. Bar tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda zigomatik osteosentez vidalar çevresinde oluşan maksimum asal stres değerleri	73

Resim 45. Toronto tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda maksiller osteosentez vidalar çevresinde oluşan maksimum asal stres değerleri	73
Resim 46. Toronto tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda zigomatik osteosentez vidalar çevresinde oluşan maksimum asal stres değerleri	74
Resim 47. Bar tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda maksiller osteosentez vidalar çevresinde oluşan minimum asal stres değerleri	75
Resim 48 Bar tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda zigomatik osteosentez vidalar çevresinde oluşan minimum asal stres değerleri	76
Resim 49. Toronto tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda maksiller osteosentez vidalar çevresinde oluşan minimum asal stres değerleri	77
Resim 50. Toronto tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda zigomatik osteosentez vidalar çevresinde oluşan minimum asal stres değerleri	77
Resim 51. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 4 (PEEK)'te, yükleme sonucunda subperiostal implant üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	79
Resim 52. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 2 (Ti)'de, yükleme sonucunda subperiostal implant üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	80
Resim 53. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 1 (Co-Cr)'de, yükleme sonucunda subperiostal implant üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	80
Resim 54. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 5 (Ti-Zr)'te, yükleme sonucunda subperiostal implant üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	81
Resim 55. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 6 (Co-Cr)'da, yükleme sonucunda subperiostal implant üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	81
Resim 56. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 8 (Zr)'de, yükleme sonucunda subperiostal implant üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	82
Resim 57. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 7 (Ti)'de, yükleme sonucunda subperiostal implant üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	82

Resim 58. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 9 (PEEK)'da, yükleme sonucunda subperiostal implant üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	83
Resim 59. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 3 (Zr)'de yükleme sonucunda altyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	85
Resim 60. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 1 (Co-Cr)'de yükleme sonucunda altyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	85
Resim 61. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 2 (Ti)'de yükleme sonucunda altyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	86
Resim 62. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 4 (PEEK)'de yükleme sonucunda altyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	86
Resim 63. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 8 (Zr)'de yükleme sonucunda altyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	87
Resim 64. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 6 (Co-Cr)'da yükleme sonucunda altyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	87
Resim 65. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 7 (Zr)'de yükleme sonucunda altyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	88
Resim 66. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 9 (PEEK)'da yükleme sonucunda altyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	88
Resim 67. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 5 (Ti-Zr)'te yükleme sonucunda üstyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	90
Resim 68. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 4 (PEEK)'te yükleme sonucunda üstyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	90
Resim 69. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 1 (Co-Cr)'de yükleme sonucunda üstyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	91
Resim 70. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 2 (Ti)'de yükleme sonucunda üstyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	91
Resim 71. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 9 (PEEK)'da yükleme sonucunda üstyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	92
Resim 72. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 10 (PEEK-LiSi)'da yükleme sonucunda üstyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri	92

- Resim 73.** Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 7 (Ti)'de yükleme sonucunda üstyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri 93
- Resim 74.** Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 6 (Co-Cr)'da yükleme sonucunda üstyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri 93



KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

A	: Alan
Ag	: Gümüş
AMSJI	: Additvely Manufactured Subperiosteal Jaw İmplant/ Eklemeli Yöntemle Üretilmiş Subperiostal Çene İmplantı
A-P	: Anterior posterior
ark.	: Arkadaşları
Au	: Altın
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CAD/CAM	: Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim
Co	: Kobalt
Co-Cr	: Kobalt-Krom
Cr	: Krom
DMLS	: Direct Metal Laser Sintering/ Doğrudan Metal Lazer Sinterleme
DOF	: Degree Of Freedom/ Serbestlik Derecesi
E	: Cismin Elastisite Modülü
ELI	: Extra Low İnterstitial/ Ekstra Düşük Aralıklı
F	: Kuvvet
g/cm³	: Gram/Santimetreküp/ Özgül Ağırlık
GPa	: Giga Pascal
HIP	: Hot İsostatic Press/ İzostatik Sıcak Press
HP	: Hareketli Protez
kg	: Kilogram
KIBT	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
L	: Cismin uzunluğu
Ltd.	: Şti. Limited Şirketi
m	: Cismin Kütlesi
M.Ö.	: Milattan Önce
M.S.	: Milattan Sonra
Mg-PSZ	: Magnezyum İlaveli Parsiyel Stabilize Zirkonya
Mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal

N	: Newton
N/m²	: Newton/Metrekaare/ Paskal
Ni	: Nikel
NRS	: Numeric Ratio Scale / Sayısal Derecelendirme Ölçeği
OHIP-14	: Oral Health Impact Profile-14/ Ağız Sağlığı Etki Profili-14
P	: Paskal
Pd	: Paladyum
PEEK	: Polietereterketon
PMMA	: Polimetilmetakrilat
Pt	: Platin
PTFE	: Politetrafloroetilen
SESA	: Sonlu Elemanlar Stres Analizi
SLS	: Selective Laser Sintering/ Seçici Lazer Sinterleme
SP	: Sabit Protez
stl	: Stereolithography
Ta	: Tantalyum
Ti	: Titanyum
UV	: Ultraviyole
Zr	: Zirkonya
(m)	: Monoklinik
(t)	: Tetragonal
2D	: Two dimension/ iki boyut
3D	: Three dimension/ üç boyut
3Y-TZP	: İtiryum İlaveli Tetragonal Polikristalin Zirkonya

Simgeler

τ	: Shear Stress/ Makaslama Stresi
σ_3	: Minimum Principal Stress/ Minimum Asal Stres
σ_2	: Intermediate Principal Stress/ Ara Asal Stres
σ_1	: Maksimum Principal Stress/ Maksimum Asal Stres
σ	: Principal stress/ asal stres
μm	: Mikrometre
μ	: Mikron
ε	: Birim Uzama

ν	: Poisson Oranı
E	: Elastisite Modülü
$^{\circ}$	: Derece
$\geq$	: Büyük eşittir
$\leq$	: Küçük eşittir
$\pm$	: Eksiği veya Fazlası
$>$	: Büyük
$=$	: Eşit
$<$	: Küçük
$+$	: Artı
$\%$	: Yüzde
$-$	: Eksi

Formüller

Al_2O_3	: Alüminyum Oksit
Co-Cr	: Kobalt-Krom
Ti-6Al-4V	: Titanyum 6-Alüminyum 4-Vanadyum
Y_2O_3	: İtiryum Oksit

ÖZET

Farklı Altyapı Materyalleriyle Üretilmiş Subperiostal İmplant Destekli Farklı Tasarımdaki Hibrit Protezlerdeki Kuvvet Dağılımının Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile İncelenmesi

Bu çalışmada, subperiostal implant destekli hibrit protezlerde kullanılan farklı altyapı tasarımlarının, altyapı materyallerinin ve üstyapı materyallerinin implant, altyapı, üstyapı ve kemikteki stres dağılımı üzerindeki etkileri sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmiştir. Atrofik dişsiz maksillanın rehabilitasyonu için subperiostal implantlarla desteklenmiş on adet sanal üç boyutlu hibrit protez modeli oluşturulmuştur. Altyapı tasarımı olarak bar ve Toronto tasarımları kullanılırken, altyapı materyali olarak kobalt-krom (Co-Cr), zirkonya (Zr) ve polietereeterketon (PEEK); üstyapı materyali olarak ise polimetilmetakrilat (PMMA), zirkonya ve lityum disilikat tercih edilmiştir. Çalışmada 1 cm yarıçapında rijit bir gıda maddesi (foodstuff) oluşturulmuş ve ikinci premolar ile birinci molar arasına yerleştirilmesiyle 200 N'luk dikey bir kuvvet tek taraflı olarak uygulanmıştır. Yükleme sonucunda osteosentez vidaları çevresindeki kortikal kemikteki maksimum ve minimum asal stresler ile subperiostal implant, altyapı ve üstyapıdaki Von Mises stres değerleri incelenmiştir. Sonuçlar, bar altyapı tasarımlarının Toronto tasarımlarına kıyasla kemikte daha yüksek gerilmelere neden olduğunu göstermiştir. Daha yüksek elastisite modülüne sahip altyapı materyallerinin implant ve üstyapıdaki gerilmeleri azalttığı, ancak altyapı ve kemikteki stresleri artırdığı belirlenmiştir. Daha yüksek elastisite modülüne sahip üstyapı materyallerinin ise kemik ve implant üzerindeki stresleri önemli ölçüde etkilemediği, ancak altyapıdaki stresleri azalttığı ve üstyapıdaki gerilmeleri artırdığı görülmüştür. Sonuç olarak, PEEK yerine Zr ve Co-Cr gibi rijit materyallerin kullanılması, bar tasarımı yerine Toronto tasarımının tercih edilmesi ve PMMA yerine zirkonya ve lityum disilikat gibi rijit üstyapı materyallerinin kullanılması, implant-protez sistemindeki gerilme dağılımı ve büyüklüğü üzerinde olumlu bir etkiye sahip olmuştur.

Anahtar Kelimeler: Subperiostal İmplant, Hibrit Protez, Sonlu Elemanlar Analizi, Toronto Protez, Altyapı Materyali

ABSTRACT

Investigation of Force Distribution in Hybrid Prostheses with Different Designs Supported by Subperiosteal Implants and Manufactured from Various Substructure Materials Using the Finite Element Analysis Method

In this study, the effects of different substructure designs, substructure materials, and superstructure materials used in subperiosteal implant-supported hybrid prostheses on the stress distribution in the implant, substructure, superstructure, and bone were analyzed using the finite element stress analysis method. Ten virtual three-dimensional models of hybrid prostheses supported by subperiosteal implants were created for the rehabilitation of atrophic edentulous maxilla. Bar and Toronto designs were used as substructure designs, while cobalt-chromium (Co-Cr), zirconia (Zr), and polyetheretherketone (PEEK) were used as substructure materials, and polymethylmethacrylate (PMMA), zirconia, and lithium disilicate as superstructure materials. In the study, a rigid foodstuff with a radius of 1 cm was modeled, and a vertical force of 200 N was applied unilaterally to the foodstuff positioned between the second premolar and the first molar. As a result of the loading, the maximum and minimum principal stresses in the cortical bone around the osteosynthesis screws and the Von Mises stress values in the subperiosteal implant, substructure, and superstructure were analyzed. The results showed that bar substructure designs caused higher stresses in the bone compared to Toronto designs. Substructure materials with a higher modulus of elasticity were found to reduce stresses on the implant and superstructure but increased stresses in the substructure and bone. Superstructure materials with a higher modulus of elasticity did not significantly affect stresses on the bone and implant but reduced stresses in the substructure while increasing stresses in the superstructure. In conclusion, using rigid materials such as Zr and Co-Cr instead of PEEK, preferring the Toronto design over the bar design, and employing rigid superstructure materials such as zirconia and lithium disilicate instead of PMMA positively influenced the stress distribution and magnitude in the implant-prosthesis system.

Keywords: Subperiosteal Implant, Hybrid Prosthesis, Finite Element Analysis, Toronto Prosthesis, Substructure Material

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Tam dişsizliklerin rehabilitasyonunda en yaygın tedavi seçeneklerinden biri dental implantlardır. Ancak diş kayıpları sonrası alveolar kreterlerde meydana gelen rezorpsiyon zamanla ileri derece atrofik çenelere yol açabilir. Bu tür durumlarda mevcut kemik miktarı, geleneksel dental implantlarla tedavi için yetersiz kalır. İleri derece atrofik çenelere sahip tam dişsiz hastalar genellikle total protezler, implant destekli hareketli protezler veya implant destekli sabit protezler ile tedavi edilebilmektedir (1). Ancak mevcut kemik hacmi yetersiz olduğunda, bu hastalar için kemik greftleme, zigomatik implantlar veya diğer ileri cerrahi prosedürler gibi alternatif tedavi yöntemleri gerekebilir (2).

Şiddetli maksilla atrofisi durumlarında implant-protetik rehabilitasyon süreci, yetersiz kemik genişliği ve yüksekliği nedeniyle oldukça karmaşık ve uzun süreli olabilmektedir (3, 4). Bu hastalar için tedavi seçenekleri sınırlı olup, mevcut çözümler arasında zigomatik implantlar, sinüs tabanı yükseltme ve kemik greftleme gibi yöntemler yer almaktadır (5, 6). Cawood ve Howell'in Sınıf V ve VI sınıflamasında yer alan ileri derecede maksilla atrofilerinde, geleneksel yöntemler büyük cerrahi müdahaleler ve yüksek komplikasyon riskleri taşımaktadır. Bu durum, uzun rehabilitasyon süreleri ve yüksek maliyetlerle birleştiğinde, tedavinin hasta tarafından kabul edilebilirliğini düşürmektedir (7, 8). Böyle vakalarda subperiostal implantlar, diğer tedavi yöntemlerine kıyasla hem cerrahi müdahale ihtiyacını azaltan hem de başarılı sonuçlar sunan etkili bir alternatif olarak ön plana çıkmaktadır.

Dijital teknolojilerin diş hekimliğinde hızla yaygınlaşması, bu alandaki uygulamaları köklü bir şekilde değiştirmiştir. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KİBT) ve bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojileri gibi yenilikler, hastaya özel implantların tasarımını ve üretimini mümkün kılmıştır. Bu teknolojilerin sağladığı detaylı analiz ve üretim teknikleri, subperiostal implantlar gibi eski kavramların yeniden değerlendirilmesine yol açmıştır. Özellikle eklemeli üretim (3D baskı) teknolojisinin gelişimi, subperiostal implant konseptinin modern bir yaklaşımla tekrar ele alınmasını sağlamıştır (9).

Yeni nesil subperiostal implant sistemlerinin tanıtımını yapan ilk uzmanlardan biri Dr. Mommaerts olmuştur. Yaptığı araştırmalar sonucunda geliştirdiği subperiostal implantı, “ekleme yöntemiyle üretilen subperiostal çene implantı” (Additively Manufactured Subperiosteal Jaw Implant – AMSJI) olarak adlandırmış ve patentlemiştir. Bu implantlar,

subperiostal implant konseptini modern teknolojiyle birleştirerek yenilikçi bir çözüml sunmaktadır. AMSJI'ler osteosentez vidalarıyla sabitlenmekte olup, orta yüz sütunlarına yerleştirilerek primer stabilite sağlar ve başarılı protetik rehabilitasyon sonuçları elde edilmesine olanak tanımaktadır (10, 11).

Subperiostal implantlar ciddi maksilla atrofisine sahip hastalarda zigomatik implantlara ve büyük kemik greftleri uygulamalarına alternatif bir çözüml sunar. İmplantasyon sonrasında immediyat yükleme ile fonksiyon hemen sağlanabilir ve bu tedavi işlemleri lokal anestezi altında yerleştirilebilir ancak bilinçli sedasyon veya genel anestezi ile kombine edilmesi önerilir (2, 12). Çok merkezli retrospektif bir çalışmada, subperiostal implantların ciddi maksiller atrofiye sahip hastalarda tam ark rehabilitasyonu için güvenli bir teknik olduğu kanıtlanmıştır (13). Bu vaka serisinde %100 implant sağkalım oranı ve %90,3 başarı oranı kaydedilmiş olup, ortalama 2 yıldan uzun bir takip süresi ile bu tekniğin kısa ve orta vadede güvenilirliği gösterilmiştir (13). Modern subperiostal implantların etkinliği yapılan çalışmalarla kanıtlanmış ve geleceğe yönelik umut vaat etmektedir. Bununla birlikte, subperiostal implantlarda görülen biyolojik ve mekanik komplikasyonlar da bildirilmiştir (14, 15). En yaygın görülen komplikasyon, minör komplikasyon olarak bilinen yumuşak doku dehisensi olmuştur. Ancak bu komplikasyonların implantların kısa dönem sağkalımını etkilemediği belirtilmiştir (2). Subperiostal implantların sert ve yumuşak dokular üzerindeki etkilerini tam olarak anlamak ve biyolojik komplikasyonları azaltmak amacıyla daha geniş popülasyonlarla uzun vadeli çalışmalar gerekmektedir. Tedavinin başarısı; doğru tasarım, implant yerleştirme, sabitleme, hasta seçimi ve bakım ile doğrudan ilişkilidir (16). Ayrıca, uzun vadeli klinik sonuçlar ve farklı protetik yapıların implant sağkalımını üzerindeki etkilerini değerlendirmek için daha fazla araştırma yapılmalıdır. Bu nedenle, subperiostal implantların etkinliğini tam anlamıyla ortaya koymak için geniş çaplı ve uzun süreli klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

İmplant destekli sabit protezlerin uzun dönem klinik başarısı, altyapı ve üstyapının dikkatli bir şekilde planlanmasına ve seçilmesine bağlıdır (17, 18). Çalışmalar, protezlerdeki kırılma, bükölme ve vida gevşemesi gibi sorunların, uygun olmayan altyapı malzemeleriyle doğrudan ilişkili olduğunu göstermiştir (19). Meriç ve ark.'nın (20) yaptığı bir çalışmada, dental protezlerde kullanılan materyallerin, implantlara uygulanan yükü etkileyebileceği ve potansiyel olarak kemik deformasyonuna yol açabileceği belirtilmiştir.

Aynı zamanda, protez tasarımı ve materyalinin stres dağılımı üzerindeki etkisinin büyük önem taşıdığı vurgulanmıştır. Diğer araştırmalar da protez altyapı tasarımlarının ve kullanılan materyallerin, proteze gelen kuvvetlerin protez ve implant sistemleri üzerindeki stres dağılımını etkilediğini ortaya koymuştur (21–23). Protetik altyapı materyali, fonksiyon sırasında oluşan streslerin kemik-implant ara yüzüne, implantlara, protez yapılarına ve destek bileşenlerine yayılmasında kritik bir rol oynar (24). Yüksek stres yoğunlukları, osseointegrasyon kaybı, altyapı ve abutment vidaları gibi protetik bileşenlerde mekanik komplikasyonlara, hatta kırılmalara neden olabilecek önemli bir etiyolojik faktör olarak kabul edilmektedir (25). Bu nedenle altyapının doğru tasarlanması ve uygun malzeme seçimi implantlara ve kemiğe binen yüklerin dengeli bir şekilde aktarılmasını sağlar. Aksi takdirde, uzun vadede kemikte rezorpsiyon oluşabilir ve bu da implant başarısızlığına yol açabilir. Ayrıca, çiğneme sırasında ağız içi kuvvetler büyük bir değişkenlik gösterir ve bu kuvvetler 70 N ile 1000 N arasında değişebilir. (26–28). Bu kuvvetler, dişler ve protez sistemleri üzerinde önemli mekanik yükler oluşturur ve stres dağılımını doğrudan etkiler. Dolayısıyla, protezlerin destekleyici kemikte, implantlarda ve protez yapılarına binen yükleri dengeleyebilecek şekilde tasarlanması büyük önem taşır (29, 30).

İmplant destekli hibrit protezlerde farklı altyapı materyalleri ve tasarımları kullanılabilmektedir. İmplant destekli hibrit protezlerde en sık kullanılan ve çalışmalarla en çok rapor edilmiş sistemlerden biri bar tasarımı ve akrilik üstyapı kombinasyonudur (31–34). Ancak uzun süreli takipler, bu tür protezlerde diş aşınması ve akrilik kırılması gibi sorunların bakımını zorlaştırdığını göstermiştir (34, 35). Günümüzde, implant destekli hibrit protezlerde farklı altyapı materyalleri, protez tasarımları ve üstyapılar kullanılarak bu tür sorunları azaltmak amaçlanmaktadır (24, 36–39). Altyapıda sıklıkla tercih edilen materyaller arasında kobalt-krom alaşımları, titanyum, zirkonya ve polietereeterketon (PEEK) yer almaktadır (36, 40). Altyapı materyali olarak kullanılan kobalt-krom alaşımları dayanıklılık, biyouyumluluk ve korozyon direnci gibi özelliklerinden dolayı sıkça tercih edilirken (41); titanyum yüksek erime sıcaklığı, deformasyona karşı direnci ve düşük elastikiyet modülü sayesinde implantlar ve protetik yapılarda tercih edilmektedir (41, 42). Zirkonya düşük korozyon, düşük termal iletkenlik, yüksek bükülme direnci ve sertlik gibi üstün kimyasal ve fiziksel özelliklere sahip olup diğer seramiklere, titanyum ve metal alaşımlarına göre daha biyouyumlu olarak kabul edilmektedir (43, 44). Benzer şekilde, Polietereeterketon (PEEK) düşük özgül ağırlık, uygun elastikiyet ve mükemmel kimyasal

direnç gibi özellikleriyle öne çıkan yüksek performanslı bir polimerdir (45). PEEK'in elastisite modülü insan kemiğine benzer olduğundan çevresindeki kemik üzerindeki stresi azaltır (46). Ayrıca diş rengine benzer görünümü ve dayanıklılığı sayesinde PEEK, sabit ve hareketli protezlerde özellikle implant destekli protezlerin CAD-CAM altyapılarında giderek daha fazla tercih edilmektedir (37, 47).

İmplant destekli hibrit protezlerde üstyapı için çeşitli protez materyalleri kullanılmakta olup, bunlar arasında en yaygın tercih edilen materyal PMMA'dır (polimetilmetakrilat) (32, 48). Bununla birlikte bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) teknolojisinin gelişmesiyle zirkonya bloklardan protetik üstyapı tasarımları üretilmektedir (49). Bu sayede frezelenmiş zirkonya üstyapıların metal bar tasarıma simante edildiği tasarımlar ile geleneksel metal-akrilik bar tasarımına bir alternatif olmuştur (39). Bar tasarımda PMMA'nın uzun süreli kullanımı sırasında diş aşınması ve kırılma gibi komplikasyonlar ortaya çıkarken, zirkonya bu sorunlara karşı daha dayanıklı ve aşınmaya dirençli bir yapı sunar (50). Zirkonya üst yapılar, geleneksel metal-akrilik bar tasarımlarına göre daha dayanıklı, estetik ve biyouyumlu bir seçenek olarak öne çıkar (51).

Toronto tasarıma sahip hibrit protezleri, vida ve siman tutuculu protezlerin sorunlarını aşmak ve her iki yöntemin de avantajlarını sunmak için önerilmiştir (52). Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD-CAM) teknolojisinin ilerlemesiyle Toronto protezleri daha fazla popülerlik kazanmıştır (53). Bu tür protezler frezelenmiş titanyum, zirkonya veya PEEK gibi altyapılar üzerine zirkonya ve porselen veneer restorasyonların simantasyonu ile oluşturulmaktadır ve üstün estetik, biyomekanik avantajlar ile kolay hijyenik bakım özellikleri sunmaktadır (37, 54). Toronto protezinin en önemli avantajı, altyapı tasarımının implant pozisyonu veya açısına bağlı olmaması ve implant çıkışlarının düzeltilmesidir. Bu teknik, her kronun estetik ve işlevsel olarak istenilen pozisyonda üretilmesini sağlar (55). Ayrıca hasar gören bir kron, altyapıya zarar vermeden yenilenebilir ve vida erişim deliği nedeniyle oluşabilecek estetik ve oklüzyon sorunları giderilebilir (56).

Şiddetli atrofik maksilla vakalarında tedavi seçeneği olarak subperiostal implantlar yeniden gündeme gelmiştir. Gelişen CAD/CAM ve 3D baskı teknolojileri sayesinde kişiye özel implantlar tasarlanabilmekte ve bu sayede rehabilitasyon mümkün olmaktadır (16, 57, 58). Günümüz teknolojileri ile protetik materyal çeşitliliği artmış ve farklı protez

materyalleri ile tasarımların kombinasyonları çoğalmıştır. Ancak bu protetik yapı çeşitliliğinin yeni nesil subperiostal implantlarda biyomekanik etkileri üzerine yapılan çalışmalar eksiktir (2, 59, 60). Bu nedenle farklı altyapı tasarımları, altyapı materyalleri ve üstyapı seçeneklerini değerlendirmek literatürdeki bu boşluğu doldurmak adına önem arz etmektedir. Bu çalışmada amacımız, aşırı atrofik maksillada subperiostal implant destekli farklı altyapı tasarımları, altyapı materyalleri ve üstyapı materyalleri kullanarak hibrit protez modelleri oluşturmak ve bu modellere uygulanan kuvvetlerin oluşturduğu stresleri sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelemektir. Böylece, literatüre bu konuda katkı sağlayarak farklı protetik yapıların biyomekanik etkileri konusunda daha fazla bilgi sunmayı amaçlamaktayız.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde, bilgisayar ortamında sanal olarak oluşturulan atrofik tam dişsiz maksillada çift taraflı subperiostal implant destekli hibrit protezler iki farklı tasarım (toronto tipi ve bar tipi hibrit protezler), dört farklı altyapı materyali (kobalt-krom, titanyum, zirkonya, PEEK) ve üç farklı protetik üstyapı (PMMA, zirkonya ve lityum disilikat) ile modellenmiştir. Literatür taraması sonucunda, uygulanacak oklüzal kuvvet ve yükleme koşulları belirlenmiş ve sanal olarak modellenen rijit bir gıda maddesi aracılığıyla tek taraflı kuvvet uygulanmıştır. Uygulanan bu kuvvet sonucunda, subperiostal implant, altyapı, protetik üstyapı, maksiller ve zigomatik osteosentez vidaları çevresi ile maksiller alveolar bölgede kortikal kemikte oluşan stres değerleri sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmiştir.

Bu çalışmada sonlu elemanlar analizi kullanılarak test edilecek iki yokluk hipotezimiz şunlardır: Birinci yokluk hipotezimiz, farklı hibrit protez tasarımlarının (toronto tipi ve bar tipi hibrit protezler) subperiostal implant, altyapı, üstyapı, maksiller ve zigomatik osteosentez vidaları çevresi ile maksiller alveolar bölgede kortikal kemikte oluşan stresler üzerinde bir farklılık yaratmayacağıdır. İkinci yokluk hipotezi ise, farklı altyapı materyallerinin (kobalt-krom, titanyum, zirkonya, PEEK) biyomekanik yükleri farklı şekilde dağıtarak subperiostal implant, altyapı, üstyapı, maksiller ve zigomatik osteosentez vidaları çevresi ve maksiller alveolar bölgede kortikal kemikte oluşan streslerin miktarı ve dağılımı üzerinde belirgin bir etki yaratmayacağıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantolojinin Tanımı ve Tarihi

Dental implantların tarihi eskiye dayanmaktadır. M.Ö. 2500’lerde Mısırlılar, altın ligatür telleriyle dişleri stabilize etmeye çalışmışlardır (61). M.Ö. 500 civarında Etrüskler, hayvan dişlerini altın bantlarla lehimleyerek diş yerine geçen parçalar yapmışlardır. Fenikeliler ise altın tel kullanarak dişleri sabitlemiştir. M.S. 300’lerde fildişinden oyulmuş dişler altın telle sabitlenerek köprü oluşturulmuştur. M.S. 600 civarında, Maya popülasyonu kabuk parçalarını implant olarak kullanmış ve radyografiler, bu implantların etrafında kemik oluşumunu göstermiştir (62).



Resim 1. Mayalara ait alt çenede bulunan diş şeklindeki deniz kabuğunun kullanımı (Ring’den, 61)

Hipokrat, M.Ö. 500’de çekilen dişlerin yerine yapay dişlerin altın veya ipek ipliklerle diş etlerine sabitlenebileceğini ve çıkarılan dişlerin altın iplikle diğer dişlere bağlanarak yerleştirilmesini önermiştir. 1800’lere kadar diş kaybını restore etme yöntemleri, genellikle çekilen dişlerin altın, ipek veya platinyum gibi materyallerle sabitlenmesi şeklinde Hipokrat’ın önerilerine paralel olarak uygulanmıştır (63).

1800’lerde Maggiolo, ilk intraosseöz implant fikrini öne sürmüştür. Çekilen dişlerin yerine altın postlar yerleştirerek kron stabilitesini sağlamayı amaçlamıştır (63).

1900’lerin başlarında vida şeklindeki implantlar popüler hale gelmiştir. Payne’in gümüş silindir ve Sholl’un porselen kök tasarımları bu dönemde kullanılmaya başlanmıştır (63, 64).

Birinci Dünya Savaşı’ndan sonra H. Léger-Dorez, modern implantlara benzeyen “tübüler uzatma” implantını tanıtmıştır. Alvin ve Moses Strock ise vitalyum alaşımlı yivli

implantları kullanarak eksik dişleri tedavi etmeye başlamışlardır. 1938’de uygulanan ilk yivli implant, hastanın ölümüne kadar başarılı bir şekilde kullanılmıştır (63, 64).

Gustav Dahl’ın 1938’de tanımladığı subperiosteal implant fikri, intraosseöz implantlardan farklı bir yaklaşım olarak dikkat çekmiştir. Dahl’ın kafes şeklindeki subperiosteal implantı, özellikle protez stabilitesini artırmak için dört abutment üzerine protez yerleştirmeyi hedeflemiştir (65). Bu yaklaşım, daha sonra subperiosteal implantların gelişimine katkı sağlamış ve 1940’larda ve 1950’lerde benzer tasarımlar geliştirilmiştir (66, 67). Ancak, bu tip implantlar zamanla yerini osseointegrasyon temelli intraosseöz implantlara bırakmıştır (64).

1960’ların başında modern implantolojinin temelini, İsveçli anatomi profesörü Per-Ingvar Brånemark atmıştır (68). Brånemark, titanyumun kemik dokusuyla uyumlu olduğunu keşfetmiş ve günümüz implantolojisinin öncüsü olarak kabul edilmiştir. Tavşan fibulası üzerinde yaptığı çalışmada, kemiğin titanyum yüzeyine yapıştığını bulmuş ve bu bulguları diş hekimliği uygulamalarına aktarmıştır. Osteointegrasyonu, “canlı kemik ile yük taşıyan implant yüzeyi arasındaki yapısal ve işlevsel bağlantı” olarak tanımlamıştır (68, 69).

1965 yılında, Per-Ingvar Brånemark mandibula defekti olan bir hastaya sabit bir restorasyon sağlamak amacıyla dört adet intraosseöz titanyum implant yerleştirmiştir. On yılın sonunda ise Brånemark, osseointegrasyon temelli “osteointegre” implantları tanıtmıştır (68). Modern diş hekimliğinde, diş eksikliklerinin implant destekli protezlerle tedavisi, Brånemark ve ekibinin 1960’larda ortaya koyduğu osseointegrasyon kavramı sayesinde gelişmiştir (69). Bu kavram, implantın kemikle tam uyum sağlayarak bütünleşmesini ifade eder ve tedavinin temelini oluşturur. Bu dönemden itibaren teknolojinin ilerlemesiyle, implantlarda farklı malzeme ve tasarımlar üzerine yoğun çalışmalar yapılmıştır (68). Bugün, çeşitli tasarım, model ve boyutlara sahip implant sistemleri, tam ve kısmi dişsizlik yaşayan hastalarda etkili bir şekilde kullanılmaktadır (69).

2.2. Dental İmplantlarda Osseointegrasyon Kavramı ve Başarı Kriterleri

Osseointegrasyon terimi ilk kez Brånemark tarafından kullanılmış olup, “Yük altındaki implant yüzeyi ile canlı kemik arasında, herhangi bir bağ dokusu olmaksızın, doğrudan yapısal ve işlevsel bir bağlantı” olarak tanımlanmıştır (68). Daha sonra, diğer araştırmacılar bu tanımlı “canlı kemik ile yüklenmiş implant yüzeyi arasında fibröz doku

içermeyen ve ışık mikroskobu altında gözlemlenebilen doğrudan temas” şeklinde güncellemişlerdir (70, 71). Bu tanımlar osseointegrasyonun histolojik yönünü açıklar. Zarb ve arkadaşları (72) ise 1991’de osseointegrasyona biyomekanik bir yaklaşım getirmiştir. Bu bilim insanlarına göre, “Kemiğin uzun süreli fonksiyonel yüklenmesi süresince kemik içine yerleştirilen alloplastik materyallerin kemik ile klinik olarak asemptomatik ve rijit bir şekilde bağlanması” gerekmektedir.

Osseointegrasyon sürecinin başarıyla tamamlanması, çeşitli faktörlere bağlıdır (73). Bu faktörlerden bazıları şunlardır: implant materyalinin biyouyumlu olması, implantların tasarımı ve yüzey işlemleri, tercih edilen cerrahi teknik, implant yatağını oluşturacak kemiğin sağlıklı ve morfolojik olarak yeterli olması, primer stabilitenin sağlanması, iyileşme sürecinin ideal şekilde tamamlanması ve yükleme koşulları. Bu faktörler, başarılı bir osseointegrasyon süreci için kritik öneme sahiptir (74).

Bir implantın başarılı kabul edilebilmesi için aşağıdaki kriterleri yerine getirmesi gerekmektedir (75).

- İmplantta hareketliliğin olmaması,
- İmplant çevresinde radyolüsent alan bulunmaması,
- İmplantasyondan sonra kemik kaybının ilk yıl için 1.5 mm’yi, sonraki yıllarda ise 0.2 mm’yi geçmemesi,
- Enfeksiyon, nöropati, parestezi, geri dönüşü olmayan ağrı veya mandibular kanal perforasyonu gibi semptom ve anomalilerin bulunmamasıdır.

Başarılı bir implantın bu kriterleri 5 yılda %85, 10 yılda ise %80 oranında yerine getirmesi gerektiği belirtilmektedir (75).

2.3. Kemik Dokusu ve Özellikleri

Kemik dokusu; organik matriks üzerine inorganik tuzların çökmesiyle oluşan bir yapıdır. Kemik tuzları ya da mineral matriks olarak da adlandırılabilen inorganik yapı; kalsiyum, fosfat, hidroksiapatit, demir, klor, potasyum, magnezyum ve karbonattan meydana gelmektedir (76).

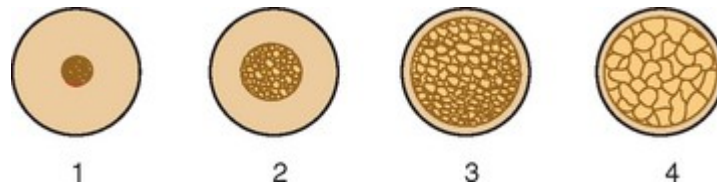
Kemik dokusu kortikal ve trabeküler olmak üzere iki ayrı tabakadan oluşur. Kortikal kemik sıkışmış ve kompozit bir yapıya sahip olan kansellöz kemiği çevreleyen yoğun bir kemik türüdür. Mineral yoğunluğu kansellöz kemiğe kıyasla daha yüksektir. Kortikal kemiğin periostunda osteoblastlar, kollajen lifler ve osteoklastlar bulunmaktadır.

Osteoblastlar kemiğin apozisyonundan sorumluyken, osteoklastlar rezorpsiyonundan sorumludur. Kortikal kemiğin altında yer alan trabeküler kemik ise daha düşük yoğunlukta olup mekanik etkilere karşı daha az dirençlidir (68, 77).

Osseointegrasyonun sağlanabilmesi için yeterli kemik miktarı (yükseklik, genişlik, şekil) ve yoğunluğuna gerek duyulmaktadır (78). İmplant tedavisinde optimal sonuç elde edebilmek için kemik yapısının en önemli faktörlerden biri olduğu bildirilmiştir. Primer stabilite, yükleme zamanı ve doğru implant seçimi açısından kemik kalitesi kritik bir rol oynamaktadır (79).

Lekholm ve Zarb'ın radyografik kemik kalitesi sınıflaması implant alanlarının ön değerlendirmesi için sıklıkla kullanılmaktadır (80, 81). Kemik yoğunluğu kortikal ve trabeküler kemik miktarına göre radyografik olarak değerlendirilerek dörde ayrılmıştır (82).

- Tip 1, tamamen homojen kompakt kemik,
- Tip 2, kalın kortikal kemik ile çevrili spongioz kemik,
- Tip 3, ince kortikal kemik ile çevrili yoğun spongioz kemik,
- Tip 4, ince kortikal kemik ile çevrili düşük yoğunlukta spongioz kemik, olarak belirtilmiştir.



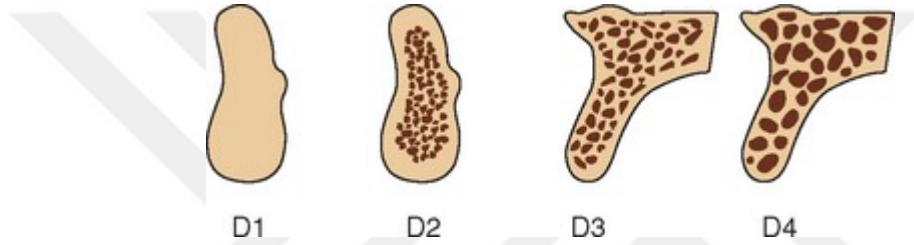
Resim 2. Lekholm ve Zarb kemik kalitesi sınıflaması (Branemark'dan, 82)

Ek olarak Misch de kemik yoğunluğunu, drilleme sırasında karşılaşılan sertliğe göre, az yoğunundan çok yoğununa doğru sınıflandırmıştır (83, 84).

- D1, yoğun kompakt kemik: Kemiğin çoğunluğu yoğun kompakt kemikten oluşmaktadır. En çok mandibula anterior bölgede gözlenmektedir.
- D2, yoğun-kalın kompakt ve seyrek trabeküllü kemik: Kemik dış yüzeyi kalın ve yoğun kompakt kemik içerir, iç yapıda ise poröz spongioz kemik dokusu

mevcuttur. Genellikle mandibula anterior ve posterior bölgelerde ve maksiller anterior bölgede görülebilmektedir.

- D3, poröz kompakt ve ince trabeküllü kemik: Kemik dış yüzeyinde ince kompakt kemik yapısı mevcut iken içerisinde ince trabeküler yapı bulunmaktadır. En çok maksillada görülmektedir.
- D4, ince trabeküllü kemik: Kortikal kemik miktarı çok azdır ya da mevcut değildir. D4 kemik yapısı implant cerrahisi için uygun değildir ve başarısızlık ihtimali çok yüksektir. Çoğunlukla maksilla posterior bölgede görülmektedir (85, 86).



Resim 3. Misch'in kemik yoğunluğu sınıflaması (Misch'ten, 84)

Kemik yapının kalitesi uygulanan tedavinin başarısını etkilemektedir. İmplant yerleşimi sırasında, tork değerleriyle birlikte bilgisayarlı tomografi (BT) ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) görüntülerinden elde edilen objektif kemik değerlendirmelerinin, primer stabilite ile ilgili kritik bilgiler sağladığı bildirilmiştir (87). Tip 4 kemik implant başarısını olumsuz etkilemektedir ve osseointegrasyona zarar vermektedir (88–90). Faverani ve ark.'nın (91) çalışmasına göre implant destekli tam ark sabit restorasyonlar için en uygun kemik kalitesinin Tip 1 ve 2 olduğu belirtilmiştir.

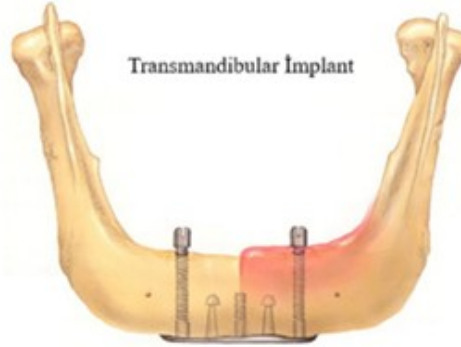
2.4. Dental İmplant Çeşitleri

Dental implantlar birçok şekilde sınıflandırmıştır. Yaygın olarak kabul edilen sınıflandırmada ise kemik dokusu ile olan ilişkilerine bağlı olarak dört ana gruba ayrılırlar: transmandibular, intramukozal, subperiosteal ve endosteal implantlar.

2.4.1. Transmandibular İmplantlar

Transmandibular implantlar, mandibulayı basisten başlayarak kret tepesine kadar ilerler ve mukozaya uzanırlar. Stabilizasyonu nedeniyle iyi olarak değerlendirilse de büyük boyutları dezavantaj olarak görülmektedir. İmplant başarısızlığı durumlarında çıkarılması

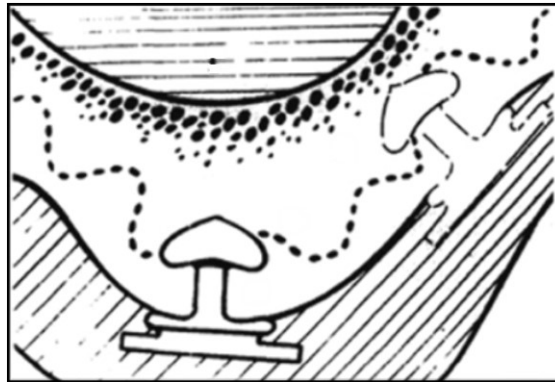
zordur ve çevre dokulara diğer implantlara göre daha fazla hasar verebilmektedir (92). Çok kapsamlı ve karmaşık bir cerrahi teknik gerektirdikleri için günümüzde kullanılmamaktadır (93).



Resim 4. Transmandibular İmplantlar (Boemio'dan, 94)

2.4.2. İnteramukozal İmplantlar

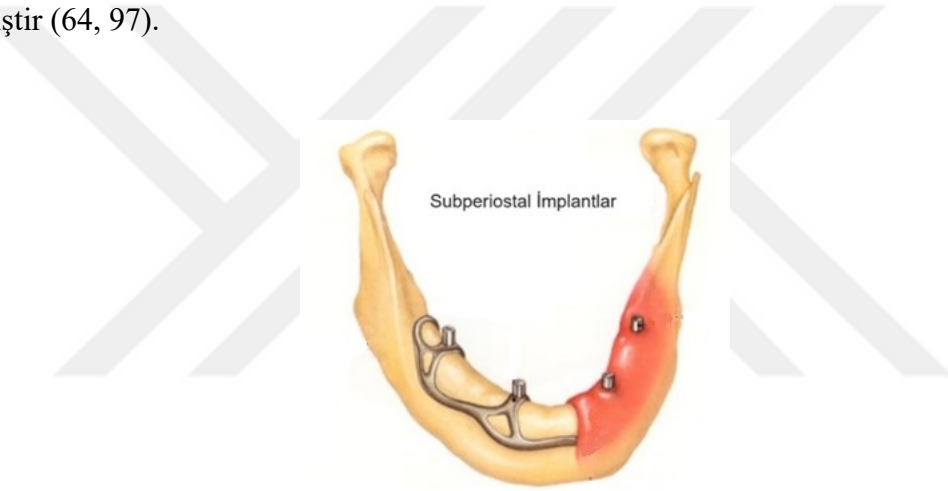
İnteramukozal implantlar çıkarılabilir proteze sabitlenmiş biyolojik olarak uyumlu ek parçayı tutmak için yumuşak dokuda mekanik bir kilit oluşturan sistem mantığıyla çalışmaktadır. Bu tür implantlar protezde palatinal bölümün istenmediği ve labial kısmın kısaltılması istendiği durumlarda ve atrofik maksillanın bulunduğu durumlarda 20. yüzyılın ilk yarısının sonlarına doğru kullanılmıştır. Ancak günümüzde bu tür implantlar kullanılmamaktadır (95, 96).



Resim 5. İnteramukozal implantlar: Mantar şeklindeki titanyum parça, protez tabanına tutturulmuş ve mukozaya oturarak mekanik bir kilit oluşturmaktadır (Evasic'ten, 95).

2.4.3. Subperiostal İmplantlar

Kemik üzerinde ve periosteumun altında çerçeve gibi seyreden ve kemikten destek alan implantlardır. İlk kez Gustav Dahl 1938’de subperiosteal implantlarını tanımlamıştır (65). İleri derecede atrofik çenelerde endosteal implantların uygulanmasının elverişsiz olduğu durumlarda subperiostal implantlar kullanılabilir (66, 67). İlk üretimlerde mukoza üzerinden ölçü alınarak kafes şeklinde üretilmek üzere döküm metal alaşımlar kullanılmaktaydı (66). Endosteal implantların tanıtılmasıyla birlikte subperiostal dental implantların kullanımı azalmış ve terk edilmiştir. Ancak günümüz teknolojisinde ilerleme ve yenilikleri sayesinde, tomografi görüntüleri kullanılarak CAD/CAM teknolojisi ile tasarım ve üretimin sağlandığı yeni nesil subperiosteal implantlar tekrar gündeme gelmiştir (64, 97).

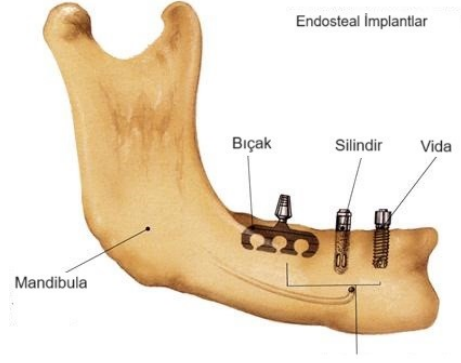


Resim 6. Subperiostal İmplantlar (Boemio’dan, 94)

2.4.4. Endosteal İmplantlar

Endosteal implantlar çekilmiş dişin soketine ya da dişsiz alveol kemiğine uygun frezlerle yuvalar hazırlanarak yerleştirilen implant tipidir. Bu implant tipi günümüzde en yaygın olarak tercih edilen implantlardır. Ayrıca diğer implantlar ile karşılaştırıldığında osseointegrasyon açısından en başarılı olan implant çeşididir (98, 99).

Endosteal implantların kendi içlerinde farklı tipleri bulunmaktadır. Bunlar silindir, konik blade ve vida tipidir. Bu tipler arasında en çok kullanılan ise vida tipidir (100, 101).



Resim 7. Endosteal implantlar (Boemio'dan, 94)

2.5. Dental İmplant Materyalleri

İmplant materyallerinin fiziksel ve kimyasal özellikleri, implant tedavisinin klinik sonuçlarını ve prognozunu önemli ölçüde etkiler (102). Uygun biyouyumluluk, mukavemet, dayanıklılık, korozyon direnci, aşınma direnci ve kırılma direnci, ideal bir implant malzemesi için istenen özelliklerdir (103, 104).

İmplant uygulamalarında, ilk dönemlerde materyal olarak altın, krom-kobalt, paslanmaz çelik benzeri farklı metal ve metal alaşımlar implant yapımında kullanılmıştır. Fakat dokularda oluşan reaksiyonun çok olması ve klinik başarısının düşüklüğü sebebiyle, dental implant materyalleri olarak çok kullanılamamışlardır (105). İmplantın tasarım prensipleri, kullanılan malzemenin fiziksel özellikleriyle uyumlu olmalıdır. Kimyasal bileşimlerine göre, diş implantlarında kullanılan malzemeler metaller, seramikler ve polimerler olmak üzere üç ana kategoriye ayrılabilir (105).

Günümüzde implantların yapımında en sık kullanılan materyaller ise titanyum ve titanyum alaşımlarıdır (106).

Dental implantlarda materyaller Kimyasal bileşimlerine göre sınıflaması şu şekildedir (105, 106);

Metaller:

1. Titanyum
2. Titanyum Alaşımları:
 - Ti-6Al-4V
 - Roxolid (83 %–87 %Ti-13 %–17 %Zr)
 - Ti-6Al-4 V ekstra düşük aralıklı (ELI)

3. Tantalum (Ta)
4. Kobalt-Krom Alaşımları
5. Paslanmaz Çelik
6. Altın

Seramikler:

1. Alüminyum oksit (Al_2O_3)
2. Zirkonyum oksit
3. Hidroksiapatit
4. Trikalsiyum fosfat

Polimerler:

1. Polietereeterketon (PEEK)
2. Polietilen
3. Polimetilmetakrilat (PMMA)
4. Politetrafloroetilen (PTFE)
5. Silikon lastik
6. Polisülfon

2.6. İmplant Endikasyon ve Kontrendikasyonları

Endikasyonlar (75, 107);

- Tam veya kısmi diş kaybı olan hastalarda,
- Uzun dişsizlik boşlukların sabit protez ile tedavisi için,
- Hareketli protez kullanamayan hastalarda,
- Alveol kretlerinde belirgin atrofi görülen tam dişsiz hastalarda,
- Zayıf kas kontrolüne sahip bireylerde,
- Diş eksikliği durumunda implant gereksinimi olan vakalarda,
- Doku toleransının düşük olduğu durumlarda,
- Parafonksiyonel alışkanlıkları nedeniyle protez stabilitesinde sorun yaşayan hastalarda,
- Çene veya yüz bölgesinde defekt bulunan hastalarda,
- Öğürme veya kusma refleksi olan hastalarda,
- Ortodontik ankraj amacıyla kullanılabilir.

Kontrendikasyonlar (75, 107)

Ana kontrendikasyonlar;

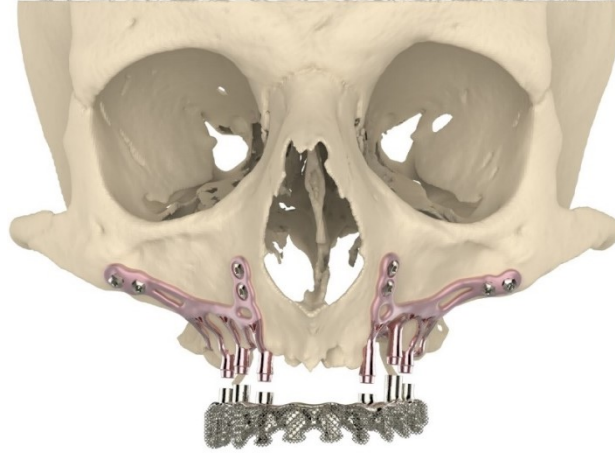
- Kontrol altına alınamayan sistemik hastalıkları olan bireylerde,
- Gelişimi devam eden genç bireylerde,
- Alkol veya ilaç bağımlılığı olan hastalarda,
- Ciddi psikolojik bozukluğu olan hastalarda uygulanması uygun değildir.

Göreceli kontrendikasyonlar;

- Yüksek risk taşıyan hastalarda (örneğin, radyoterapi geçmişi olan, ileri periodontal hastalığı bulunan, sigara içen, bruksizm sorunu olan veya ciddi osteoporoz riski bulunan hastalar),
- İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda,
- Kemik hacmi veya kalitesinin yetersiz olduğu vakalarda uygulanması göreceli olarak uygun değildir.

2.7. Maksilla Anatomisi, Atrofik Maksillada Gözlenen Değişiklikler ve Tedavi Seçenekleri

Maksilla yüz iskeletinin en büyük kemiklerinden biri olup intermaksiller sutur ile birleşen iki parçadan oluşur. Bu kemik, burun boşluğu, ağız boşluğu ve göz çukurunun oluşumunda kritik bir rol oynar ve piramidal bir gövdeye sahip olup dört çıkıntısı bulunur: processus zygomaticus, processus frontalis, processus alveolaris ve processus palatinus. Maksillanın yan yüzeyi infratemporal fossa ve bukkal vestibüler alanı oluşturur. Maksillanın üst yüzeyi orbital tabanın yapısına katılırken alt yüzeyi alveolar kemiği ve palatinal kubbeyi içerir (108). Maksiller sinüs maksillanın içinde yer alan ve “Highmore Boşluğu” olarak bilinen bir hava boşluğudur. Bu sinüs, nazal mukozanın nemlendirilmesi, solunan havanın temizlenmesi, kafatasının ağırlığının azaltılması ve ses rezonansının sağlanması gibi işlevlere sahiptir (78, 109, 110)

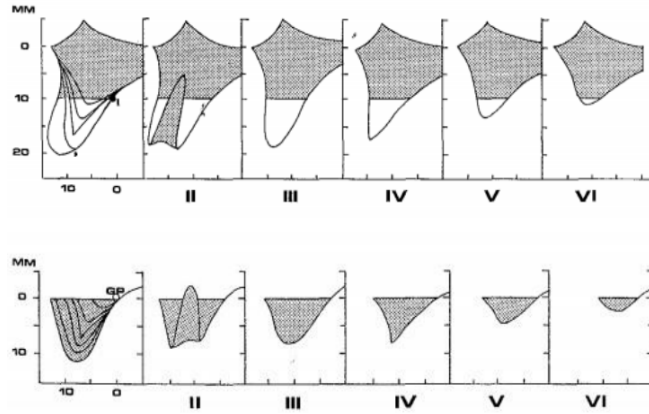


Resim 8. Atrofik maksilla anatomisi ve üzerine üç boyutlu olarak tasarlanan yeni nesil subperiostal implantlar (111)

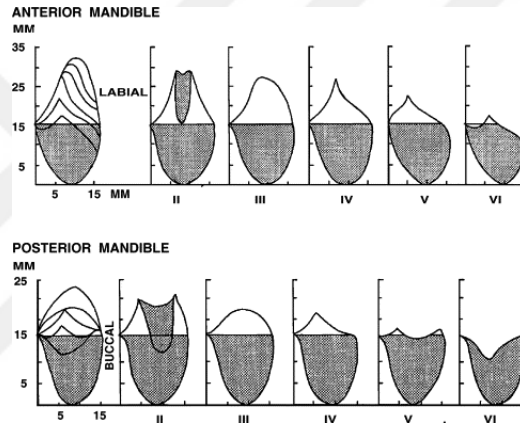
Kemikteki rezorpsiyon-apozisyon dengelemesi, çene kemiklerinin gelişim sürecinde ve dişlerin tamamen oluşmasından sonra yaşam boyu devam eden bir süreçtir (68). Diş çekimi sonrasında çekim bölgesinde kemik oluşumu gözlenirken, dış yüzeyde rezorpsiyon süreci meydana gelir. Dişsiz alanda fonksiyonel kuvvetlere maruz kalınmaması durumu rezorpsiyon-apozisyon dengesini bozar ve rezorpsiyonun hızlanmasına neden olur (112). Diş kaybindan sonra geçen süre içinde rezorpsiyon miktarı, özellikle ilk yıl içinde en yüksek seviyededir ve birinci ile ikinci yıllar arasında kemik miktarında %40'a varan kayıplar meydana gelirken, rezorpsiyon süreci daha sonra azalarak devam eder (113).

Çene kemiklerindeki değişiklikleri Cawood ve Howell sınıflandırmıştır (114):

- Sınıf I; Dişli çene
- Sınıf II; Diş çekiminden hemen sonraki kret
- Sınıf III; Yeterli yüksekliği ve genişliği bulunan yuvarlak formdaki kret
- Sınıf IV; Yeterli yüksekliği bulunan ancak yeterli genişliği bulunmayan bıçak sırtı şeklinde kret
- Sınıf V; Yeterli yüksekliği ve genişliği bulunmayan düz kret
- Sınıf VI; Bazal kemikte kayıp görülen negatif kret



Resim 9. Cawood ve Howell sınıflamasına göre maksilla rezorpsiyonu (Cawood ve Howell'den 115)



Resim 10. Cawood ve Howell sınıflamasına göre mandibula rezorpsiyonu (Cawood ve Howell'den 115)

Diş çekimi sonrası maksillada görülen alveoler kret yüksekliğindeki kayıp, bukkal kortikal tabakadaki rezorpsiyona bağlı olarak maksillanın palatinala doğru göreceli bir değişim yaşamasına neden olur (112). Bu atrofi, maksiller kemiğin transvers yönde daralmasına ve mandibular arkın görece daha geniş kalmasına yol açar (116). Aynı zamanda, interark mesafesinin artması mandibulanın otorotasyona uğramasına, alt yüz yüksekliğinin azalmasına ve çene ucunun prognatik hale gelmesine yol açar (117). Maksillanın yoğun vasküler yapısı nedeniyle, diş çekimi sonrası oluşan mikrovasküler defektler ve kan akışındaki azalmalar, beslenme bozukluğuna yol açar ve bu da rezorpsiyon miktarını artırır (118). Rezorpsiyon miktarını etkileyen faktörler arasında kemik yoğunluğu, kuvvetin yönü, hastanın sistemik durumu, çekimin travmatik olması, enflamasyon, protezin uyumu ve kullanım süresi bulunur (115, 119).

Şiddetli atrofik maksilla durumlarında, implant destekli protetik rehabilitasyon çoklu cerrahi müdahaleler ve uzun rehabilitasyon süreleri gerektiren zorlu bir süreçtir (5). Cawood ve Howell'in Sınıf V ve VI sınıflamasında anterior bölgelerin de etkilendiği maksilla atrofilerinde, Le Fort I osteotomisi ve otolog kemik grefti ile tedavi günümüzde tercih edilen yöntem olarak kabul edilmektedir (7, 120). Ancak bu yöntem genel anestezi altında gerçekleştirilen büyük bir prosedürü gerektirir ve bu da önemli bir komplikasyon oranıyla ilişkilidir. Ayrıca rehabilitasyon süreleri uzundur ve maliyetler yüksektir (8).

Son yıllarda, atrofik maksilla için greftsiz rehabilitasyonlara olan ilgi artmaktadır (121, 122). Bu yaklaşım, rehabilitasyon sürelerini azaltmayı ve tek bir cerrahi müdahale ile hemen yükleme yapılmasına olanak tanımayı amaçlamaktadır (123, 124). Tam ark rehabilitasyonu söz konusu olduğunda zigomatik implant uygulamaları şu anda en güçlü bilimsel kanıtlarla desteklenen yöntemdir (6). Dört zigomatik implantların endosteal implantlarla birlikte kullanılmasıyla maksilla şiddetli atrofilerinin rehabilitasyonunu %90–95 oranında orta vadeli implant sağkalım oranıyla mümkün olmaktadır (125–127). Ancak yapılan çalışmalara göre (128), zygomatik implantların yerleştirilmesi sırasında sinüs bölgesine yakınlık nedeniyle sinüzit vakaları gözlemlenmiştir ve bu durum, implant kaybına yol açabilecek biyolojik komplikasyonların başında gelir. Sinüzit, çeşitli çalışmalarda %14.2'lik bir prevalans oranıyla rapor edilmiştir. Bu sinüs enfeksiyonu, genellikle antibiyotik tedavisiyle çözülsün de bazen daha ileri cerrahi müdahalelere ihtiyaç duyulabilir (127). Ayrıca, zygomatik implantlarla ilişkili diğer teknik ve biyolojik komplikasyonlar arasında periorbital bölge hasarı, infraorbital sinir parestezisi ve peri-implant mukoziti bulunmaktadır (129, 130). Bu olumsuzluklar, cerrahi sırasında anatomik yapılarla olan yakınlık ve implantın yerleştirilme açısına bağlı risklerden kaynaklanabilir (131). Son olarak, üst çene atrofisinin birçok vakasında, zigomatik arklar da atrofiktir ve bu durum iki zigomatik implantın yerleştirilmesini imkânsız veya oldukça karmaşık hale getirmektedir (13).

2017 yılında Mommaerts ve ark. (11) ve Gellrich ve ark. (132) atrofik maksillanın greftsiz rehabilitasyonu için subperiosteal implantolojide yenilikçi bir yaklaşım sunmuşlardır. Bu yaklaşım, CAD/CAM ve lazer sinter teknolojilerindeki ilerlemelerden yararlanarak kişiye özel implantlar tasarlamayı mümkün kılmıştır. Tasarlanan bu implantlar, maksiller ve zigomatik kemiklerdeki orta yüz sütunlarından destek alıp ve

kemik yüzeyi ile birebir uyum sağlayacak şekilde tasarlanmıştır (11). Böylece, bu yöntem, geleneksel rehabilitasyon zorluklarının üstesinden gelmeyi hedeflemiştir (11, 132).

2.8. Subperiostal İmplantlarının Tarihsel Gelişimi, Tanımı ve Özellikleri

Subperiostal implantlar, kemiğin üstüne ve periostun altına yerleştirilmek üzere tasarlanmıştır. Tasarımı, protezden gelen stresi geniş destekleyici kemik alanlarına dağıtmak amacıyla oluşturulmuş ve retansiyonu mukoperiost tarafından sağlanmıştır (97).

İlk olarak 1938’de Dahl tarafından tanımlanmış (65), ancak 1940’ların sonunda Goldberg ve Gerskof’un bilimsel araştırması sonrası önem kazanmıştır (133). İlk subperiostal implantlar, Vitalyum’dan üretilmiş olup, çoğunlukla hareketli tam protezleri desteklemek amacıyla tasarlanmış ve çeşitli biyomalzemelerden yapılmıştır. (134) Subperiostal implantlarda kullanılan malzemeler arasında krom, kobalt ve molibden alaşımları bulunmakta, vitalyum ise bu alaşımlar arasında en bilinen örnek olarak öne çıkmaktadır. Ayrıca, subperiostal implantlar için kullanılan diğer malzemeler arasında tantalyum da yer almaktadır (134–136). Dahl (65) ve Goldberg ile Gershkoff (133) tarafından yapılan ilk implantlar, doğrudan yumuşak doku ölçülerine dayanıyordu, yani yumuşak dokudan alınan ölçüler daha sonra kemik geometrisine uyarlanıyordu. 1950’lerde Berman ve arkadaşları (137), subperiostal implant cerrahisi için iki aşamalı bir teknik tanıttılar. İlk aşamada flep kaldırılarak kemik açığa çıkarılıyor, önceden alınan yumuşak doku ölçülerine göre kişisel kaşıklar kullanılarak kemikten doğrudan ölçü alınıyordu. Bu işlem sırasında kaşık, esnek bir malzeme (örneğin kauçuk yapıştırıcı) ile dolduruluyordu. Yaklaşık 10 dakika sonra ölçüler çıkarılıyor ve okluzal kayıt alınıyordu. Subperiostal implantların üretim teknikleri genellikle kayıp mum döküm yöntemi ile yapılmaktaydı (138). 1970’ler ile 1990’ların sonları arasında yeni subperiostal implant tasarımları tanımlanmış ve klinik olarak değerlendirilmiştir. O dönemde, 5 yıllık sonuçlar olumlu bulunmuş olsa da, uzun vadede hayatta kalma oranları daha az başarılı olmuştur (139). Uygun uyum veya stabilitenin olmaması, elverişsiz biyomekanik tasarım ve osseointegrasyon sağlamak için uygun olmayan malzemelerin kullanılması, enfeksiyon ve implantın açığa çıkması başarısızlık riskini artırmıştır (139). 1960’larda endosteal implantların tanıtılmasından itibaren subperiostal implantların popülaritesi dramatik bir şekilde azalmaya başlamıştır (140).

Dış hekimleri arasında uzun bir süre popülerliğini yitiren subperiostal implantlar teşhis görüntüleme ve üretim teknolojilerindeki yenilikler sayesinde geleneksel yöntemlere

göre önemli bir ilerleme kaydetmiştir (58). İleri düzey görüntüleme tekniklerinin, özellikle BT (Bilgisayarlı Tomografi) ve KIBT (Koni Işınlı Bilgisayarlı Tomografi) entegrasyonu, son derece hassas ve hastaya özel üretilen implantların geliştirilmesine olanak sağlamıştır (141). Bu özel yapım implantlar, CAD yazılımı kullanılarak tasarlanmakta, seçici lazer sinterleme (SLS) ve doğrudan metal lazer sinterleme (DMLS) gibi eklemeli üretim teknikleriyle üretilmektedir. Bu yöntemler, karmaşık, biyouyumlu titanyum yapılar üretmeye olanak tanıyarak daha iyi uyum, stabilite ve osseointegrasyon sağlamaktadır (142).

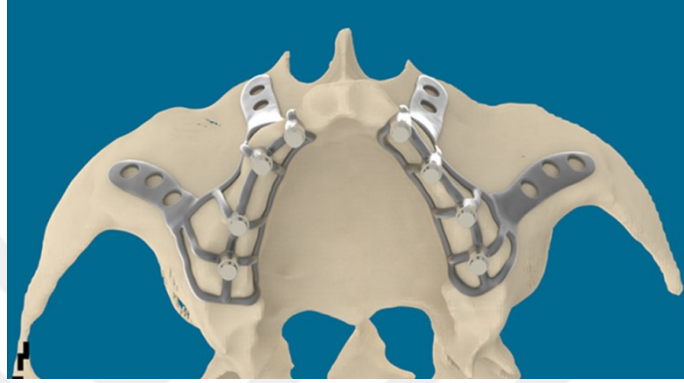
Doğrudan metal lazer sinterleme (DMLS) teknolojisi, saf titanyum veya Ti-6Al-4V ELI gibi titanyum alaşımlarından yapılan implantların üretilmesini sağlar ve bu implantlar osseointegrasyonu teşvik eden gözenekli bir yüzeye sahip olabilir. Bu süreçte, kemik hücreleri implantın üzerine büyüyerek güçlü bir bağ oluşturur (143). DMLS’de, titanyum toz katmanları lazer ışını kullanılarak dikkatlice birleştirilir. Bu işlem, her katmanın tek tek füzyonuyla tekrarlanır ve daha önce elde edilemeyen karmaşık ve detaylı implant yapılarının üretilmesine olanak tanır. Sonuç olarak, DMLS ile üretilen implantlar, artırılmış güç, dayanıklılık ve entegrasyon özellikleri sunar (58, 135, 144). Üretim sürecinin ardından her implant, elektroerozyon teknikleri gibi ince işçilikle optimize edilerek, uyum ve fonksiyonelliği artırılır. Gamma ışını sterilizasyonu ise, implantın cerrahi kullanım için güvenli olmasını sağlamak adına son adımdır. Bu yöntem, önceki yöntemlere kıyasla daha hassas bir temizlik ve sterilizasyon sağlar ve implantların biyolojik olarak güvenli olmasını garantileyerek, implantasyondan sonra enfeksiyon riskini önemli ölçüde azaltır (58, 143, 144). Bu ileri malzemelerin ve teknolojilerin kullanımı, önceki implantlara göre daha az invaziv, daha yüksek başarı oranına sahip ve hasta konforunu artıran yeni nesil subperiostal implantların üretilmesine imkan sağlamıştır (145).

2.8.1. Ekleme Yöntemiyle Üretilen Subperiostal Çene İmplantı (AMSJI)

Aşırı maksiller kemik kaybı, zayıf kemik kalitesi ve maksiller sinüsün pnömatisasyonu, birçok hastada geleneksel dental implantlarının uygulanmasını imkânsız hale getiren durumlardır. Bu tür hastalara genellikle sınırlı sayıda rehabilitasyon seçeneği sunulmuştur (12).

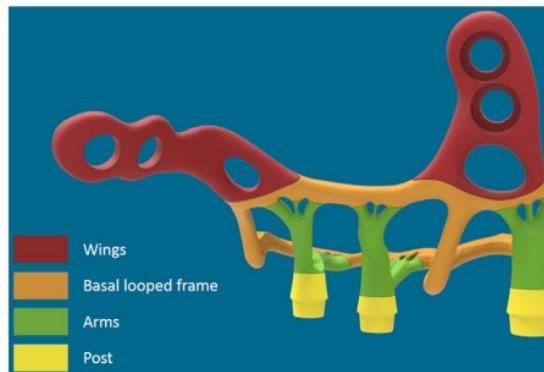
Yeni nesil subperiostal implantlar, özellikle ileri derecede kemik atrofisi olan hastalarda, geleneksel dental implant yöntemlerinin yetersiz kaldığı durumlar için önemli bir tedavi alternatifi sunmaktadır. Bu alandaki dikkat çekici yeniliklerden biri de Dr. Mommaerts

tarafından geliştirilen ve patentlenen “Ekleme Yöntemiyle Üretilen Subperiostal Çene İmplantı” (Additively Manufactured Subperiosteal Jaw Implant – AMSJI) tasarımıdır. Ekleme yöntemiyle üretilen subperiostal çene implantı (AMSJI), zygoma implantları veya Cawood ve Howell sınıf V–VI kemik atrofisi durumlarında, kapsamlı kemik greftleri gerektiren vakalara alternatif bir çözüm olarak tasarlanmıştır (11, 59).



Resim 11. Bilgisayarlı tomografi görüntüsünden elde edilen modele göre tasarlanmış subperiostal implantın oklüzalden görünümü (Mommaerts'ten, 12)

AMSJI'nin maksilla için olan tasarımı birçok açıdan benzersizdir. Her bir AMSJI, bazal altyapıya bağlı iki kanat ve genellikle üç posta bağlı üç koldan oluşur. Bu kanatlar, atrofinin gerçekleşmediği orta yüz sütunlarına (maksiller ve zygomatik dayanaklar), osteosentez vidaları ile primer stabilite sağlamak için yerleştirilir. Bu bölgeler, Le Fort I reposizyon işlemlerinde plak osteosentezi için kullanılan alanlardır. Bu birimler, her hastanın anatomisine özel olarak sağlanan BT (bilgisayarlı tomografi) veri seti temel alınarak özelleştirilir (9, 12).



Resim 12. Ekleme Yöntemiyle Üretilen Subperiostal Çene İmplantı (AMSJI) tasarımının komponentlerine göre renklendirilmesi (Mommaerts'ten, 12)

Kronik veya asemptomatik maksiller sinüs hastalığı bulunan hastalarda, fiksasyon vidalarının uzunluğu Schneiderian membranı delmemek üzere önceden planlanabilir (12). Bu uygulama amsjı için zigoma implantlarına göre önemli bir avantaj sağlamaktadır. Ayrıca peri-implant mukozitisin peri-implantitise dönüşmesi durumunda, her bir postun bazal altyapıdan ayrılabilmesi de bir diğer benzersiz özelliktir. Lokal anestezi altında bir elmas disk kullanarak bir, iki veya üç postun çıkarılması iltihabın iyileşmesine olanak tanır ve aynı protez kullanılarak çiğneme fonksiyonunu etkilemeden iyileşme sağlanır. Bu da AMSJI'yi All-on-4 tekniğine, endosteal implantlar ile yapılan sinüs lifting işlemlerine ve zigoma implantlarına göre daha avantajlı hale getirir. Bu özel tasarım konsepti, sadece kemiğe sabitlenmeyi sağlamakla kalmaz, aynı zamanda hastaya operasyon anında fonksiyonel protetik restorasyon imkânı sağlar (9, 12).

Sonuç olarak AMSJI şiddetli atrofiye uğramış maksillada büyük kemik grefti ve zigoma implantlarına karşı önemli bir alternatiftir. Çünkü genellikle sadece lokal anestezi gerektiren tek bir cerrahi müdahale ile uygulanır ve hemen yükleme ile çiğneme fonksiyonu anında geri kazandırılır. AMSJI'nin etkinliği kanıtlanmıştır ve bu konuda yapılan çalışmalar ileriki dönemler için umut vaat etmektedir (12).

2.9. Dental İmplantlarda Biyomekanik

Biyomekanik, vücudun doku ve organları arasındaki etkileşimleri ve bunlara etki eden kuvvetleri tanımlarken aynı zamanda biyolojik dokuların uygulanan yüklere verdiği tepkileri inceler (146).

Dental implantların biyomekaniğinde, implant tedavisinde hem biyolojik dokulara (kemik) hem de mekanik bileşenlere (implant ve üst yapı) dayalı bir yapı tanımlanır (147). İmplant destekli restorasyonlarda biyomekanik, başarının temel unsurlarından biridir (148). Biyomekanik, uygulanan kuvvetlerin nasıl yönetileceğini ve restorasyonun bu kuvvetlere nasıl dayanacağını anlamaya olanak tanır (146, 149). Bu nedenle, restorasyonun mühendisliği yapılırken uygulanan kuvvetlerin doğru bir şekilde yönetilmesi hem biyolojik hem de mekanik başarısızlıkların önüne geçmek için hayati önem taşır (149). Protetik rehabilitasyonun diş yapısını taklit etmesi, estetik, biyoyumlu ve dayanıklı olması gerekmektedir. Ancak, fonksiyon sırasında uygulanan kuvvetlerin kullanılan materyalin dayanıklılık sınırlarını aşması durumunda kırılma meydana gelir. Bu yüzden restorasyonların biyomekanik ve okluzal kuvvetler dikkate alınarak planlanması şarttır (146, 150).

İmplantlara etki eden kuvvetler büyüklük ve yön olarak vektörel bileşenlere sahiptir. Okluzal yükler, üç boyutlu bir şekilde meziodistal, fasiyolingual ve okluzoapikal yönlerde oluşur. Bu kuvvetler arasında, implant ve çevresindeki kemik üzerinde en yıkıcı etkiye sahip olanlar lateral kuvvetlerdir (146, 150). Kuvvetler sonucunda üç farklı stres türü oluşur: sıkıştırma, çekme ve kesme stresleri. Sıkıştırma tipi stresler en az yıkıcı etkiye sahipken, kesme tipi stresler implant ve kemik üzerinde en zararlı olanıdır. İmplantlar sıkıştırma tipi streslere daha iyi uyum sağladığı için, implant destekli protezlerde baskın kuvvetler sıkıştırma tipi olmalıdır (147, 151). Bu sayede biyomekanik stres daha iyi yönetilir ve implantın uzun vadeli başarısı sağlanır (152). Stresi azaltmak için protez dizaynı, hastanın kuvvet faktörleri, kemik kalitesi, implantların pozisyonları ve sayısı, implant çapı ve kemik hacmi dikkate alınmalıdır (153–155). Tedavi planlamasının ana amacı, implant sistemindeki ve kemikteki mekanik stresi minimize etmek ve eşit bir şekilde dağıtmaktır (146, 147, 154, 156).

İmplantlarda yüksek başarı oranlarına rağmen, erken ve geç olarak nitelendirilen komplikasyonlar sıklıkla gözlenmektedir. Geç komplikasyonlar genellikle protetik yükleme sonrasında gözlenir ve biyomekanik kökenlidir (151, 155). Erken dönemde gözlenen krestal kemik kayıpları aşırı okluzal yükleme sebepli olabilir (153, 154).

Sonuç olarak, implant destekli protezlerde biyomekanik, sadece estetik ve fonksiyonel başarıyı değil, aynı zamanda uzun ömürlülüğü de doğrudan etkileyen kritik bir faktördür. Uygulanan kuvvetlerin doğru şekilde analiz edilmesi ve yönetilmesi, restorasyonun biyolojik uyumunu ve mekanik dayanıklılığını sağlar (147, 149, 152–156).

2.10. İmplant Destekli Protezler

İmplant diş hekimliği tüm tıp dallarında olduğu gibi hastanın durumunun teşhis edilmesiyle başlar. İmplant tedavi seçenekleri tanısal bilgilerden kaynak alır. Geleneksel diş hekimliği dişsiz hastalar için kısıtlı tedavi seçenekleri sunar. Ancak implantlar özellikle ileri cerrahi yöntemlerle birlikte kullanıldıklarında protetik tedavi açısından oldukça fazla alternatif sunmaktadır (78). İmplant diş hekimliğinin hedefleri hastaların eksik olan dişlerini, kaybedilen konforu, fonksiyonu, estetiği, konuşma yeteneğini ve sağlığı yerine koymaktır. Bu hedefleri gerçekleştiren implant değil nihai restorasyonlardır (78).

1989 yılında Misch implant diş hekimliği için beş protetik seçenek öne sürmüştür (78). İlk üç seçenek sabit protezlerdir. Bunlar parsiyel ya da tam dişsizliği giderebilir ve restorasyonlar simante veya vida tutuculu olabilir. Bu seçenekler eksiklikleri giderilecek

yumuşak ve sert doku miktarına bağlıdır. Diğer iki seçenek ise implant destekli hareketli protezlerdir. Bunlar protezin sadece implatattan ya da implantla birlikte yumuşak dokudan destek almasına göre 2 gruba ayrılır. Carl E. Misch'in implant diş hekimliği için protetik sınıflaması şu şekildedir (78):

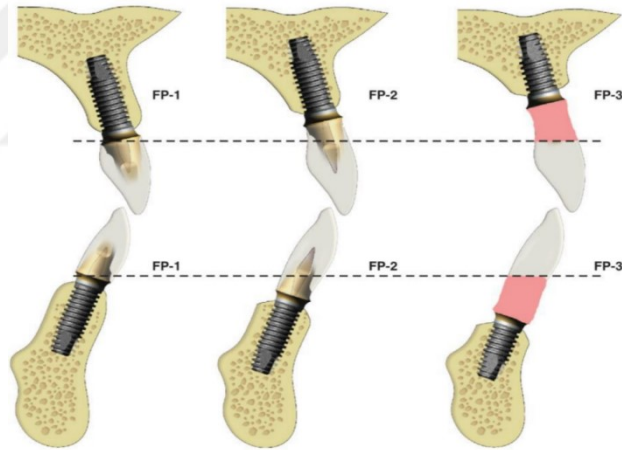
SP-1: Sabit protez; sadece kron yerine konur, doğal diş gibi görünür.

SP-2: Sabit protez; kronun ve kökün bölümleri yerine konur, kronun konturu oklüzal yarıda normal ancak gingival yarıda aşırı konturlanmıştır.

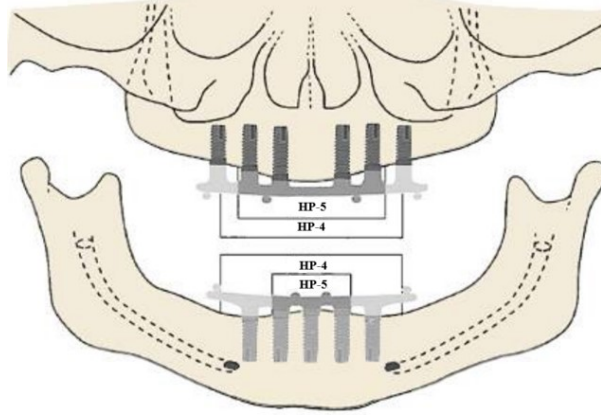
SP-3: Sabit protez; dişsiz bölgede eksik kron, dişeti ve kökün bölümleri yerine konur, protezlerde sıklıkla yapay diş ve dişeti kullanılır ancak metal destekli porselen de kullanılabilir.

HP-4: Hareketli protez; sadece implant tarafından desteklenen overdenture.

HP-5: Hareketli protez; yumuşak doku ve implant tarafından desteklenen overdenture.



Resim 13. İmplant destekli sabit protetik restorasyonların sınıflaması: SP-1, SP-2, SP-3 (Misch'ten, 78)



Resim 14. İmplant destekli hareketli protetik restorasyonların sınıflaması: HP-4, HP-5(Misch'ten, 78)

Hobo ve ark. (77) ise implant destekli protezleri, mevcut doğal diş eksikliklerine göre sınıflandırmıştır. Bu sınıflamaya göre (77):

Parsiyel dişsizliklerde uygulanan protezler:

- Sabit, vidalı kron protezler,
- Simante kron ve köprü protezler,
- Doğal diş- dental implant destekli köprü protezlerdir.

Tam dişsizliklerde uygulanan protezler:

- İmplant destekli sabit simante köprü protezler,
- İmplant destekli hibrit vidalı protezler,
- İmplant destekli overdenture protezlerdir.

Hobo'nun sınıflamasındaki (77) implant destekli hibrit vidalı protezler, Misch'in implant protez sınıflamalarıyla (78) paralellik göstermektedir. Özellikle Misch'in sınıflamasında SP-3 kategorisi, Hobo'nun implant destekli hibrit vidalı protezlerine karşılık gelir (77, 78). Bu protezler hem dişlerin kronlarını hem de yumuşak doku kayıplarını yerine koyar. SP-3 protezler, mevcut kemik yüksekliğinin doğal rezorpsiyonla azalması veya implant yerleşimi sırasında yapılan kemik redüksiyonu (osteoplasti) ile azaltıldığı durumlarında tercih edilir (78).

2.10.1. İmplant Destekli Hibrit Protezler

Hibrit protezler, geleneksel dizayna sahip olmayan ve farklı materyallerin kombinasyonundan oluşan sabit, hareketli veya maksillofasyal protezler olarak

tanımlanmıştır (157). Dental implantolojideki hibrit protezler ise implant destekli hareketli protezlerin üstün özelliklerini taşıyan, rijit yapıya sahip en az 4 adet implant üzerine vidalanan bir metal alt yapı üzerine yapay dişler ve akrilik reçine protez kaidesinden oluşan protez türüdür (157).

Sabit vidalı hibrit protezlerle uygulanan orijinal brånemark protokolü, 4 ila 6 implant kullanılarak özellikle alt çenede sabit olmayan ve rahatsızlık veren protezlerin neden olduğu sorunları çözmek amacıyla tasarlanmıştır (68, 78). 2003 yılında Dr. Paulo Malo (158) implant destekli hibrit protezleri kullanarak brånemark protokolüne dayanan ancak implant yerleştirme açıları ve immediyat yükleme açısından farklılık gösteren yeni bir protokol geliştirmiştir (159).

Zaman içerisinde bilim ve teknolojinin gelişmesiyle birlikte implant destekli hibrit protezler için materyal, yapım teknikleri ve tasarımlarında alternatifler geliştirilmiştir. Hibrit protezlerde gerek altyapı gerekse üstyapıdaki değişikliklerle alternatifler ve gelişmeler devam etmektedir (160, 161).



Resim 15. İmplant destekli bar tasarımının kullanıldığı hibrit protez (Zaninovich'ten, 162)

İmplant destekli protetik restorasyonun tipini belirlerken kretler arasındaki mesafeye öncelikli olarak dikkat edilmelidir (78, 163). Misch (78), artmış kretler arası mesafesi olan hastaların protetik rehabilitasyonunda yapılan kron boylarının uzunluklarını değerlendirmek için 'Kron Yüksekliği Mesafesi' terimini kullanmıştır. Kron Yüksekliği Mesafesi, posterior bölgede kretten okluzal düzleme, anterior bölgede ise insizal kenara kadar olan mesafedir. Geleneksel implant destekli sabit protezler için ideal kron yüksekliği mesafesi, 8-12 mm'dir. Kron yüksekliği mesafesinin 15 mm'den fazla olması aşırı kabul edilmektedir (78). Kretler arası mesafenin artmış olduğu durumlarda uygulanacak olan cerrahi protokoller protetik rehabilitasyonlar açısından önem kazanmaktadır. Artmış kron yüksekliği mesafesini

azaltmak için cerrahi olarak kemik yüksekliği artırılabilir veya kron yüksekliği mesafesinin azaltılmadığı durumlarda implant destekli hibrit protezler kullanılabilir (78).

Endikasyonları (163–166);

1. Kretler arasındaki dikey mesafenin 15 mm veya daha fazla olduğu durumlarda,
2. Yüksek gülme hattı ya da düşük alt dudak hattı bulunan vakalarda estetik sağlamak amacıyla,
3. Dudak desteğinin sağlanmasının gerekli olduğu durumlarda,
4. Orta ve ileri derecede kemik rezorpsiyonu görülen vakalar ve düzensiz alveoler kretlerin varlığında,
5. İmplant sayısının kısmen yetersiz olduğu durumlarda,
6. İmplant yerleşimlerinin uygun olmadığı, temizlenemeyen artık simanların ya da uygun olmayan kron marjinlerinin varlığında,
7. İmplantların kemik içinde yerleştirme açılarının uygun olmadığı durumlarda (17 ve 30 dereceli multiünitler kullanılabilir),
8. İmplantların rijit bir altyapıyla splintlenmesi gerektiğinde implant destekli hibrit protezler uygulanabilir.

Kontrendikasyonları (163, 165, 166);

1. Kretler arası mesafenin 15 mm'den az olduğu ve hibrit protezler için yeterli protetik bileşen alanı olmayan durumlarda,
2. Sert ve yumuşak doku rezorpsiyonunun az olduğu ve geleneksel implant destekli sabit protezlerle estetik ve fonksiyonun sağlanabileceği durumlarda,
3. Ağız hijyeninin yetersiz olduğu hastalarda,
4. Protetik tedaviyi gerçekleştirecek diş hekiminin bilgi ve tecrübesinin eksik olduğunda,
5. Bilimsel olarak kanıtlanmış implant sayısından daha az implantla destek sağlanması gereken durumlarda hibrit protezlerin yapılması uygun değildir

Avantajları (161, 163, 165–167);

1. İstenilen kron boyutunun ve diş eti görünürlüğünün sağlanarak estetiğin sağlanması,
2. İmplantların dental ark içindeki konumları ve kemik içi açılarına bağlı sorunların giderilmesi,

3. Sinüs lift ya da greftleme gibi ileri cerrahi işlemler gerekmeden sabit protez yapılabilmesi,
4. Anatomik sınırlamaların bulunduğu vakalarda alternatif tedavi seçeneği olması,
5. Siman artığı riskinin ortadan kaldırması,
6. Geleneksel hibrit protezlerin üretiminin daha ekonomik olması,
7. İleri derecede rezorbe kretlerin varlığında açılı implantların kullanıldığı durumlarda sabit restorasyon yapımına imkân sağlaması,
8. Dental arktaki implantları birbirine bağlayarak yük dağılımını optimize etmesi ve mekanik avantaj sağlaması,
9. Restorasyonda meydana gelen kırık ve benzeri komplikasyonların çözümü ve tamirinin kolay olması (monolitik zirkonyadan üretilen hibrit protezlerde bu durum geçerli olmayabilir),
10. Gerektiğinde protezin kolaylıkla çıkarılabiliyor olması temizlik ve hijyen takibi açısından avantaj sağlar.

Dezavantajları (161, 165, 166, 168, 169);

1. İmplant destekli hibrit protezlerin büyük hacimli olmaları,
2. Geleneksel olarak metal altyapı üzerine akrilik kaide ve suni dişler kullanılarak hazırlanan hibrit protezlerde, akrilik rezin materyalinin düşük dayanıklılığı nedeniyle aşınma ve kırılma, su emilimine bağlı deformasyon ve renklenme gibi estetik kayıplara neden olabilmesi,
3. Geleneksel implant destekli hibrit protezlerde akrilik materyale bağlı yaşanan sorunların monolitik zirkonyadan üretilen hibrit protezlerle giderilebilmesi, ancak bu tür protezlerin kırılması veya tamir edilmesi gereken durumlarda müdahalenin mümkün olmaması,
4. Protezin dokuya bakan yüzeylerinin hasta tarafından titizlikle temizlenmesi gerektiğinden oral hijyene ekstra önem verilme ihtiyacı dezavantaj olarak sayılabilir.

2.10.2. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Tasarım

İmplant destekli hibrit protezler, tamamen dişsiz hastaların rehabilitasyonunda kullanılan ve hem estetik hem de fonksiyonel ihtiyaçları karşılayan sabit protezlerdir (78). Bu protezlerin tasarımı, her hastanın bireysel gereksinimlerinin detaylı bir şekilde değerlendirilmesiyle başlar ve kapsamlı bir planlama süreci gerektirir (163). Planlama

sürecinde dikkate alınması gereken başlıca faktörler arasında altyapının şekli ve boyutları, kullanılan materyalin fiziksel özellikleri ve üretim tekniği, implantların sayısı ve dağılımı, altyapının pasif uyumu, estetik unsurlar ve ağız hijyeninin sağlanması gibi fiziksel, mekanik ve biyolojik etmenler yer alır. Tüm bu faktörler, temel protetik kurallar çerçevesinde dikkatle değerlendirilmelidir (170, 171).

Glantz'a (172) göre, kantileverin deformasyon miktarı, kantileverin uzunluğunun küpü ile doğru orantılıdır. Ayrıca, kantileverin genişliğinin ve yüksekliğinin küpü ile ters orantılıdır. Yani, kantilever ne kadar uzun olursa, deformasyon o kadar artar; ancak genişlik ve yükseklik arttıkça deformasyon azalır (172). Ayrıca deformasyon miktarı ile oklüzyon kuvveti (yükleme kuvveti) arasında doğru bir ilişki ve altyapıda kullanılacak malzemenin elastikiyet modülü ile ters bir ilişki vardır. Bu ilişki aşağıdaki denklemle ifade edilebilir (159).

$$D = F \times L \times \text{sabit} / E \times W \times H$$

Burada D; deformasyon miktarını, F; oklüzyon kuvvetini, L, W ve H sırasıyla kantileverin uzunluğunu, genişliğini ve yüksekliğini, E ise malzemenin elastikiyet modülünü temsil eder (43).

Bu nedenle karşıt dentisyona bakılarak çiğneme kuvvetinin fazla olacağının düşünüldüğü durumlarda, alt yapı kırıklarının önlenmesi için rijit yapıda yüksek, kalın ve olabildiğince kısa kantilever şeklinin hazırlanması önerilmektedir (43, 161). Bu bilgilere ilaveten kantilever uzunluğunun implant sayısının 5 veya daha fazla olduğu durumlarda 20 mm, 4 implant kullanıldığı durumlarda ise 15 mm'den uzun olmaması gerektiği bildirilmiştir (173). Bununla birlikte, üst çenede kortikal kemik kalınlığının alt çeneye göre daha az olması nedeniyle, kantilever uzantının üst çenede daha kısa yapılması gerektiği de rapor edilmiştir (174, 175).

En distaldeki iki implantı birleştiren hat ile bu çizgiye en uzak mesafedeki implant arasındaki mesafeye A-P mesafesi denmektedir. A-P mesafesi implantların geometrik dağılımının makroskopik bir ölçümünü sağlar. A-P mesafesi ve kantilever uzunluğu, oklüzal yüklerin dağılımı ile ilgili temel faktörlerdir. Bazı yazarlar maksimum izin verilen kantilever uzunluğunun A-P mesafesinin 1.5 veya 2 katı olabileceğini bildirmişlerdir (176, 177). Ancak araştırmacıların tavsiye ettiği kantilever uzunlukları A-P mesafesinin 1.5 olmuştur (161, 176, 178).

Hibrit protez altyapıların, implant veya abutmentlarla pasif ve doğru bir şekilde oturmasını sağlayan malzeme ve protokollerle üretilmesi gereklidir (161). İmplant destekli hibrit protezlerin yapımında önemli bir diğer faktör ise metal alt yapı ile implantlar arasında pasif bir uyumun olmasıdır (179). Bu pasif uyumun sağlanamadığı durumlarda implant çevresinde kemik kaybı, vida gevşemesi, abutment veya implantta fraktürlerin oluşması gibi komplikasyonların olabileceği rapor edilmiştir (78, 180).

İmplant destekli hibrit protezlerin altyapısının üretilmesinde pek çok materyal ve üretim tekniği seçeneği vardır (43). Üretim tekniği olarak geleneksel teknikler ve dijital üretim teknikleri kullanılabilir. Geleneksel üretim tekniği olarak kayıp mum tekniği kullanılır. Alt yapılar kayıp mum tekniği ile kobalt-kromdan (Co-Cr) ya da CAD/ CAM frezeleme tekniğiyle kobalt-kroma ek olarak titanyum ve zirkonyadan üretilmektedir (43, 181). Hibrit protezlerin altyapısının şekli ve boyutları, implant platformuyla pasif uyumu, implant sayısı ve dağılımı, estetik ve ağız hijyeninin sağlanması gibi faktörler bu protezlerin başarısını etkilemektedir (181). Titanyumun kobalt-kroma göre daha hafif olması, atrofik kretlerde yapılan geniş hacimli altyapılarda önemli bir avantaj sağlar (161). CAD/CAM ile titanyum barın frezelenerek hazırlanması, kayıp mum tekniğinde döküm işlemi sırasındaki metalin büzülmesini ya da deformasyonlarını elimine etmektedir. Metal alt yapıların pasif uyumunun kontrolü ve geliştirilmesi birçok araştırmanın konusu olmuş ve son yıllarda dijital diş hekimliği ve CAD/CAM teknolojilerindeki ilerlemelerle altyapının pasif uyumu maksimum duruma gelmiştir (182–184). CAD/CAM ile üretilen altyapıların döküm altyapılara göre genellikle daha iyi ve doğru uyum sağladığı bildirilmiştir (180, 182).

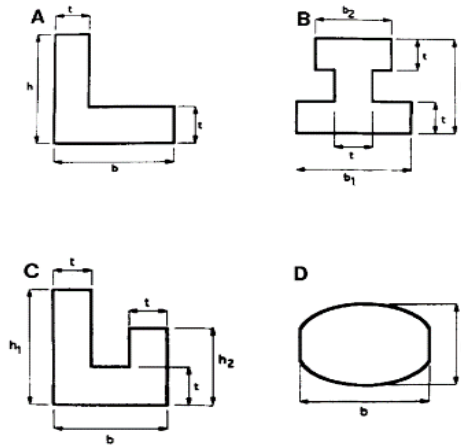
İmplant destekli hibrit altyapılar için kılavuzlar (161)

1. Altyapılar, implantlar veya abutmentlar ile arasında pasif ve doğru uyum sağlayabilen malzemelerden ve protokollerle üretilmelidir. CAD/CAM ile üretilen altyapılar, döküm altyapılardan daha iyi ve daha doğru uyum sağlar.
2. Altyapılar, çiğneme ve parafonksiyonel alışkanlıklarla ilişkili çekme ve basınç kuvvetlerine dayanacak şekilde tasarlanmalıdır. Altyapılar, bukkal/lingual ve dikey olarak yeterli kalınlıkta olmalıdır. Kullanılan metal türüne, üretim sürecine, implant sayısı ve uzunluğuna, destekleyici kemiğin türüne ve karşıt oklüzyona bağlı olarak kalınlık değişmektedir.

3. Altyapı tasarımı, sabit ve hareketli protezlere ait diş hekimliği ilkelerini içermelidir. Altyapılar, protez materyalleri için yeterli alan ile tasarlanmalıdır.
4. Kantilever uzantıları, kullanılan metal türüne, implant sayısına ve konumuna bağlıdır. Baz metal alaşımları, kıymetli metal alaşımlarına göre daha az esneklik gösterir. Üç implant ile desteklenen altyapılar, aynı A-P mesafesine sahip altı implantla desteklenen altyapılara kıyasla daha kısa kantileverlerle tasarlanmalıdır. Kantilever uzantıları, A/P mesafesinin 1.5 katın kadar olabilir. Ayrıca, yukarıdaki faktörlere bağlı olarak kantilever uzantıları daha kısa tutulabilir.

2.10.2.1. Hibrit Protezlerde Bar Tasarımı

Bar tasarıma sahip altyapılar kesitlerine göre sınıflandırılabilir. Bar altyapılar kesitlere göre L, U, I ve elips şeklinde sınıflandırılır (185). Yapılan bir çalışmada bar tasarımları (I, U, L ve eliptik) defleksiyon ve gerilim yönlerinden değerlendirilmiş, test edilen tüm tasarımların klinik kullanıma uygun olduğu belirtilmiştir (185). Testler sonucunda I- bar tasarımının daha az defleksiyon ve stres değerleri gösterdiği bildirilmiştir. Eliptik tasarımda en çok defleksiyon, L tasarımda ise en yüksek stres değerleri görülmüştür (185).



Resim 16. Bar altyapı kesitleri; L, I, U ve elips (Staab'dan, 185)



Resim 17. CAD/CAM ile tasarlanmış L(a) ve I(b) bar altyapıları (Drago'dan, 161)

Bar tasarıma sahip ve akrilik dişlerden oluşan hibrit protezler düşük üretim maliyeti nedeniyle en çok tercih edilen seçenektir (161). Bu tasarıma ait onarımların, kusurlu veya sorunlu bölgelere eklenen akrilik reçinesi ile hasta başında kolayca yapılabilmesi nedeniyle onarım maliyeti de minimaldir (175). Bilindiği gibi akrilik dayanıklılığını hacminden alır. Dolayısıyla akrilik için yeterli alan olmadığında, restorasyon fonksiyon sırasında kırılma riski taşır. Ayrıca akrilik, porselen veya doğal dişlerden daha hızlı aşınır (186). Sonuç olarak, protez doğal dişlere veya porselen restorasyona karşı gelirse, protez daha hızlı aşınarak dişlerin insizal kenarlarının ve tüberküllerinin düzleşmesine yol açar. Bu, çiğneme verimliliğini büyük ölçüde azaltır ve estetiği bozar. Sonuç olarak, tedavi edilmeden uzun süre bırakılırsa hastanın oklüzal dikey boyutu azalır (187).

2.10.2.2. Hibrit Protezlerde Toronto Tasarımı

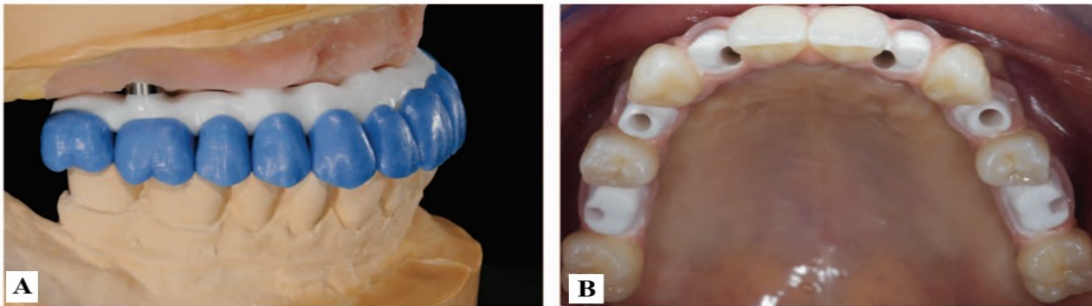
Genellikle, implant destekli sabit protezler vidalı ve siman tutuculu protezler olarak iki çeşittir. Vidalı restorasyonlar onarım, hijyen değerlendirilmesi veya abutment vidasının yeniden sıkılması gibi durumlarda restorasyonun çıkarılması kolaylığını sağlar. Ancak yanlış konumlandırılmış veya açıldırılmış implantlarda vida erişim deliğinin konumu estetik ve oklüzyon açısından komplikasyonlara neden olabilir. Ayrıca vida erişim deliği etrafındaki porselen metal altyapı tasarımı tarafından desteklenmezse, bu alandaki porselende kırılmalar görülebilir (188, 189).

Diğer yandan siman tutuculu restorasyonların vidalı restorasyonlara göre kolay üretimi, estetik görünümü, posterior bölgede daha kolay yerleştirilmesi ve üst yapıda pasif uyum sağlama potansiyelinin daha yüksek olması gibi avantajları vardır (190). Ancak

siman tutucu restorasyonların implant çevresinde siman artığının kalması ve restorasyonun çıkarılmasının zor olması gibi dezavantajları bulunmaktadır (191, 192).

Toronto hibrit protezi, 1980’lerde Dr. George Zarb ve ekibi (155) tarafından, Brånemark’ın osseointegrasyon çalışmaları temel alınarak özellikle dişsiz hastaların hem fonksiyonel hem de estetik ihtiyaçlarını karşılamak amacıyla geliştirilmiştir İlk olarak Toronto Üniversitesi’nde gerçekleştirilen uzun dönem klinik çalışmalarla popüler hale gelen bu protez tipi her iki restorasyon tipinin (vida tutuculu ve siman tutuculu) de sorunlarını aşmak ve bu restorasyonların faydalarından yararlanmak amacıyla geliştirilmiştir (55). Bu protez tipi, altyapı üzerine kronların simante edileceği vida tutuculu bir altyapı sisteminden oluşur. Yumuşak dokuları taklit etmek için ise pembe veya diş eti renginde porselen ya da kompozit reçineler kullanılabilmektedir (193). Buna ek olarak Toronto tasarım altyapıları döküm, zirkonya ve CAD-CAM ile frezelenmiş titanyum altyapılar dahil olmak üzere çeşitli malzemelerle üretilmektedirler.

“Toronto Protezi” terimi, 1980’lerin başında Dr. George Zarb tarafından klinik ve laboratuvar değerlendirmelerine dayanarak ortaya atılmıştır. Zarb’ın çalışmaları, sabit tam ark protezlerinin tasarımı ve uygulanmasında önemli bir referans noktası olmuştur. Bu protez tasarımı, Avrupalı hekimler tarafından yapılan toplantılarda “Toronto Köprüsü” olarak adlandırılmıştır (52). Zamanla, Toronto Grubu’nun metodolojilerinin genişlemesiyle, “Toronto Protezi” olarak bilinen çeşitli yaklaşımlar geliştirilmiştir. Bu protez, bazen “abutment-hibrit overdenture” adıyla da anılmaktadır (52, 55).



Resim 18. Toronto protezinin, zirkonya altyapı üzerine lityum disilikat kronların mum modelasyonu (A); Toronto protezinin vida erişim deliklerinin ağız içi görüntüsü (B) (Pozzi’den, 194)

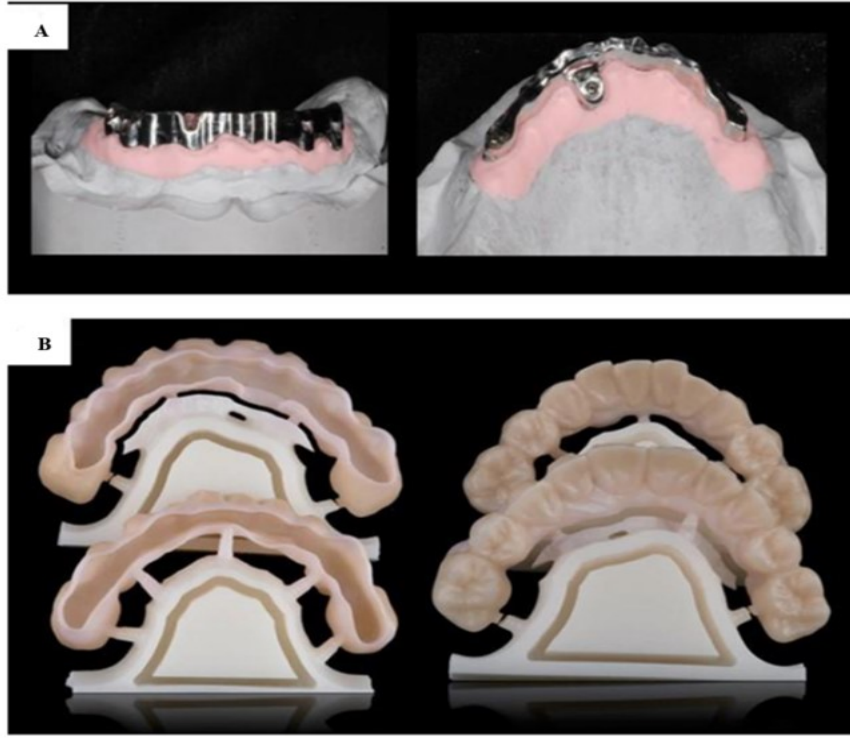
Toronto tasarımının ana avantajı, altyapının implant pozisyonu veya açısına bağlı olmaması ve implant çıkışlarının gerektiğinde düzeltilebilmesidir (155, 193). Altyapıdaki

vida erişim deliklerinin konumundan bağımsız olarak her bir kronun estetik ve fonksiyonel açıdan ideal pozisyonda üretilebilmesi de mümkündür (52). Artmış interoklüzal mesafe durumlarında, metal altyapı ile fazla porselen pişirildiğinde altyapıda distorsiyon ve pasif uyum kaybı gibi problemler ortaya çıkabilir (195). Ancak, Toronto tasarımı bu problemleri önlemektedir. Bu tekniğin bir diğer avantajı, vida tutuculu restorasyonlarda vida erişim deliği nedeniyle meydana gelen estetik ve oklüzyon sorunlarını çözmesidir. (196). Ayrıca, hasar gören bir kron altyapıya zarar vermeden kolayca değiştirilebilir. Geçici siman ile yapıştırılan kuronların rahatça çıkarılabilmesi de protez bakımını nispeten daha pratik hale getirir ve hastalar için uzun vadede konfor sağlar (55, 196).

Toronto protezinin dezavantajları arasında, kuronun temas noktalarını ayarlamanın zorluğu, geçici siman kullanımı sebebiyle kuronun yerinden çıkma riski, vidalı altyapının pasif uyumunu sağlamadaki zorluk ve yüksek maliyeti yer alır. Ayrıca, laboratuvar aşamalarının teknisyenler için daha karmaşık olması da önemli bir dezavantajdır. Bu faktörler, protezin üretim ve uygulama sürecini daha karmaşık ve maliyetli hale getirebilir, bu da tedavi sürecinde dikkat edilmesi gereken unsurlar arasında yer alır (52, 193, 196).

2.10.3. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Kullanılan Materyaller

Hibrit protezlerde alt yapılar, kıymetli ve kıymetsiz alaşımların kullanıldığı döküm teknikleriyle veya frezeleme ile Co-Cr, Ti veya zirkonya gibi materyaller kullanılarak üretilebilmektedir (43, 197). CAD/ CAM frezeleme tekniğiyle Co-Cr alaşımlarından elde edilen altyapılara alternatif olarak titanyum, zirkonya, PEEK gibi yeni materyaller kullanılabilmektedir (43, 181, 198). Titanyumun Co-Cr alaşımına göre daha hafif olması, aşırı atrofik çenelerde kullanımını önemli hale getirmiştir. Kayıp mum tekniğinde döküm esnasında oluşan metal büzülmesi ya da deformasyonlarını önlemek için CAD/CAM ile titanyum bar frezelenerek hazırlanabilmektedir (197). Altyapı uyumunun karşılaştırıldığı bir çalışmada CAD/CAM frezeleme yöntemi kullanılarak üretilen titanyum altyapıların döküm tekniği kullanılarak üretilen altyapılara kıyasla daha uyumlu olduğu belirtilmiştir (175, 199).



Resim 19. CAD/CAM ile frezelenmiş titanyum bar tasarımı (A) ve monolitik zirkonya üstyapısı (B) (Scarano'dan, 39)

Diş hekimliği alanında, CAD/CAM teknolojisi ve PEEK'in biyouyumluluğu ile darbe emici özellikleri, bu malzemenin kullanımının artmasını sağlamıştır (200). PEEK, iyileşme başlıkları, abutmentler, hareketli protezler, kronlar, sabit ya da kısmi tam ark protezler ve dental implantları gibi birçok malzemenin üretiminde kullanılmaktadır (201). Aynı zamanda yüksek termal ve boyutsal stabiliteye sahip PEEK materyali, birçok endüstri alanında metalik materyallere alternatif olarak değerlendirilen ender polimerlerdendir (202, 203). Son birkaç yıldır CAD-CAM ile üretilen PEEK altyapılar, protezlerin daha iyi uyum sağlamasıyla tanıtılmış ve klinik performansını artırmak amacıyla titanyum ve zirkonya altyapılarına alternatif olarak ortaya çıkmıştır (37, 45).

2.10.3.1. Soy Metal Alaşımlar

Soy metaller, kimyasal ve fiziksel özelliklerine dayanarak tanımlanmıştır. Soy alaşımlar oksidasyona ve asitlerin neden olduğu korozyona karşı dirençlidir. Diş hekimliğinde kullanılan alaşımlarında dört soy metal kullanılır: altın, paladyum, gümüş ve platin. Bu metaller soy metal alaşımlarının ağız içindeki inert özelliklerini sağlar (204).

2.10.3.2. Soy Olmayan Metal Alaşımlar

Soy olmayan veya baz metal alaşımlar, berilyum gibi değerli ancak soy olmayan bir metal hariç, soy olmayan metallere oluşur. Çoğu baz metal alaşımı, nikel ve krom kombinasyonlarına dayanır. Bunun yanı sıra kobalt-krom ve demir bazlı alaşımlar da yaygın olarak kullanılır. Baz metal alaşımlarının korozyon direnci diğer kimyasal özelliklerine bağlıdır. Dökümden sonra ince bir krom oksit tabakası alaşım yüzeyini pasifleştiren geçirimsiz bir film sağlar. Bu tabaka o kadar incedir ki alaşım yüzeyini matlaştırmaz. Bu alaşımlar soy alaşımlardan önemli ölçüde farklıdır. Çünkü bu alaşımlar önemli sertlik, yüksek akma mukavemeti ve yüksek elastik modülüne sahiptirler. Uzama altın alaşımlarına eşdeğerdir, ancak yüksek akma mukavemeti ile dengelenir. Baz metal alaşımlar soy alaşımlardan önemli ölçüde daha ucuzdur, ancak bitirme ve cilalama işlemleriyle ilgili daha yüksek işçilik maliyetleriyle bu avantaj ortadan kalkabilir (205).

2.10.3.3. Kobalt-Krom Alaşımlar

Krom-Kobalt alaşımları 1930'lu yıllardan itibaren protetik altyapıların üretiminde kullanılmaya başlanmıştır. Alaşımın içeriğindeki kobalt sertlik ve dayanıklılığı sağlarken, krom ise alaşımı solüsyon sertleşmesi ile daha sert hale getirir ve korozyona karşı direnç sağlar (206). Alaşımın yüzeyinde ortaya çıkan krom, okside olarak ince ve pasif bir oksit tabakası oluşturur. Oksit tabakası i tabakaları korozyona karşı korur. Alaşıma karbon, nikel, berilyum, molibden, tungsten gibi elementler eklenerek mekanik özelliklerin, işlenme kolaylığının ve dklebilirliğinin geliştirilmesi hedeflenir. Kobalt-krom alaşımı titanyum alaşımlarından sonra diğer tüm alaşımlar içerisinde en yüksek erime derecesine (1300°C) sahiptir. Döküm, uyumlama ve parlatma gibi laboratuvar işlemlerinde çalışması zor ve zaman alıcıdır (206, 207).

CAD/CAM teknolojilerinin kullanılmasıyla birlikte Co-Cr alaşımların döküm üretim tekniklerine alternatif olarak, frezeleme veya lazer sinterleme yöntemleri geliştirilmiştir. Geleneksel döküm tekniklerinde metal altyapılarda porozite oluşabilir ve alaşımların birden fazla materyal içermesi marjinal uyumsuzluklara yol açabilir. Buna karşılık, CAD/CAM blokları yüksek standartlarda üretilmekte ve homojen bir yapıya sahip olmaları nedeniyle daha iyi uyum ve kalite sunmaktadır. Bu durum CAD/CAM teknolojisinin, döküm yöntemlerine kıyasla daha güvenilir ve hassas sonuçlar elde edilmesine katkı sağlar (208, 209).

2.10.3.4. Titanyum Alaşımlar

Titanyum ve titanyum alaşımları mükemmel korozyon direncine, düşük özgül ağırlığı ve mükemmel biyouyumluluğa, düşük maliyete ve döküm altın alaşımlarına benzer mekanik özelliklere sahip oldukları için klinik diş hekimliğinde kullanıma çok uygundur (210). Titanyum ve alaşımlarının dökümü yüksek ergime noktaları, düşük yoğunlukları nedeniyle oldukça zordur (211). Ancak titanyum ve titanyum alaşımları, protez altyapılarının üretiminde döküm yöntemlerine alternatif olarak CAD/CAM teknolojisi ile de üretilabilmektedir. Bu yöntem sayesinde titanyum restorasyonlar daha uyumlu ve kolay şekilde üretilmektedir (212, 213).

Titanyum alaşımları, diş hekimliğinde dental implantların üretiminden hibrit protezlerin altyapılarına kadar geniş bir alanda kullanılmaktadır (214). Titanyum, saflık derecelerine göre çeşitli sınıflara ayrılır. Geleneksel sınıflamalarda saf titanyumlar Grade 1, Grade 2, Grade 3 ve Grade 4 şeklindedir. Titanyum alaşımları ise Grade 5 ve Grade 23 olarak sınıflandırılmıştır: (104, 210, 214–217).

Grade 1: En saf ve en yumuşak titanyumdur. En düşük mekanik dayanıklılık ve en yüksek işlenebilirliğe sahiptir.

Grade 2: Yüksek korozyon direncine sahip olup, mekanik özellikleri Grade 1'e göre daha iyidir. Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılır.

Grade 3: Üstün korozyon direnci ve dayanıklılığa sahiptir.

Grade 4: Saf titanyum sınıfının içinde en yüksek dayanıklılığa sahip olan titanyum türüdür.

Grade 5 Ti-6Al-4V Alaşımı: %6 alüminyum ve %4 vanadyum içerdiğinden; yüksek dayanıklılık ile korozyona ve yorulmaya karşı yüksek dirence sahiptir

Grade 23 Ti-6Al-4V ELI Alaşımı (Ekstra Düşük Aralıklı): Grade 5 titanyuma benzer ancak intersitisyel elementlerinin (O, N, H, ve B) seviyeleri çok daha düşüktür. Mükemmel mekanik özelliklere ve biyouyumluluğa sahiptir, aynı zamanda yüksek mukavemet sunar.

Alaşımsız saf titanyum, karbon, oksijen, nitrojen ve demir gibi eser elementler içerir. Bu elementler, titanyumun mekanik özelliklerini artırır. Mekanik dayanıklılık Grade 1'den Grade 5'e doğru artar (104). Geniş alaşım seçeneklerine rağmen, saf titanyum Grade

2 ve Grade 5 Ti-6Al-4V, tüm titanyum biyomedikal cihazlarının %95'inden fazlasında kullanılmaktadır. Bu iki alaşım hem biyouyumluluk hem de dayanıklılık açısından en çok tercih edilen malzemeler arasındadır ve özellikle diş implantları gibi tıbbi cihazlarda yaygın olarak kullanılır (218). Biyomedikal alanda yaygın olarak kullanılan diğer bir grup da Ti-6Al-4V ELI (Ekstra Düşük Aralıklı) Grade 23 alaşımlardır. Bu alaşımların temel kimyasal bileşimi, daha önce bahsedilen alaşımlar (örneğin Ti-6Al-4V) ile benzerdir, ancak intersitisyel elementlerin (O, N, H, ve B) seviyeleri çok düşüktür. Alaşımda bu elementlerin seviyesinin azaltılması, malzemenin sünekliğini ve kırılma dayanımını artırarak avantaj sağlar (210).

2.10.3.5. Zirkonya

Diş destekli sabit protezlerde sıklıkla kullanılan zirkonya, yüksek mekanik dayanıklılığı nedeniyle son yıllarda implant destekli protezlerde de ilgi görmeye başlamıştır (219). Dental protez restorasyonlarında kullanılan zirkonya çeşitliliği büyük ölçüde artmıştır. Zirkonya; implant üstü kron ve köprü restorasyonlarında altyapı ya da monolitik kron olarak, hibrit abutment, implant materyali, inlay ve onlay restorasyonları, ayrıca implant destekli sabit protezlerin altyapı materyali olarak da kullanılmaktadır (220).

Saf zirkonya, atmosfer basıncında sıcaklığa bağlı olarak üç formda bulunur. Oda sıcaklığında ve 1170 °C'ye kadar ısıtıldığında monoklinik fazdadır. 1170 ile 2370 °C arasında yapı tetragonal fazdadır. 2370 °C'nin üzerinde ve erime noktasına kadar ise kübik fazda bulunur. Soğuma sırasında tetragonal (t) fazdan monoklinik (m) faza dönüşümde haciminde önemli bir artış olur ve bu durum materyalde büyük bir hasara yol açabilir. Saf zirkonyanın içerisine CaO, MgO, Y₂O₃ veya CeO₂ gibi stabilizatör oksitlerin ilave edilmesiyle oda sıcaklığında tetragonal yapının korunması sağlanır ve böylece gerilme kaynaklı t→m dönüşümünü kontrol edilir ve çatlak yayılması etkili bir şekilde durdurulur (221).

Saf zirkonya, bu oksit stabilizatörlerin eklenmesiyle 1000°C'nin üzerine kadar ısıtıldığında tetragonal faza geçer. Ancak oda sıcaklığına tekrar düşürüldüğünde, saf zirkonyadan farklı olarak yapı, kübik ve tetragonal fazın bir karışımını alır. Bu eklemelerle zirkonya yapısı, ısıtılış işlemler sonunda yarı stabil zirkonya (PSZ) haline gelir. Diş hekimliğinde, çeşitli zirkonya içeren seramik sistemler mevcut olmasına rağmen, günümüzde sadece üç sistem kullanılmaktadır. Bunlar, itriyum ilaveli tetragonal zirkonya polikristaller (3Y-TZP), magnezyum ilaveli parsiyel stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve

zirkonya ile güçlendirilmiş alümina (ZTA) sistemleridir. Stabilize zirkonya malzemeleri arasında en yaygın kullanılan Y-TZP'dır. İttriyum ilaveli tetragonal polikristalin zirkonya (3Y-TZP) saf zirkonyaya ağırlığının %2-3'ü oranında ittriyum oksit (Y_2O_3) eklenmesiyle elde edilmektedir. İttriyum ile stabilize edilen zirkonya yüksek korozyon direnci, düşük ısıl iletkenliği, düşük bakteri kolonizasyonu ve yüksek eğilme mukavemeti gibi üstün fiziksel ve kimyasal özelliklere sahiptir (221).

Klinik diş hekimliğinde kullanılan üç ana zirkonya türü vardır: Tam sinterlenmiş veya Sıcak İzostatik Presleme (HIP), kısmen sinterlenmiş zirkonya ve sinterlenmemiş veya "green stage" zirkonya. Yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar ve sinterlenmemiş zirkonya bloklar sinterlenmiş zirkonya bloklara göre daha yumuşak olduklarından frezelenmeleri daha kolaydır ve maliyetleri daha düşüktür. Frezelemeden sonra, zirkonya altyapıları nihai şekillerin, dayanıklılıkların ve fiziksel özelliklerin elde edildiği 1350 ila 1500°C'de fırınlarda sinterlenirler. Yarı sinterlenmiş zirkonya altyapılarında sinterleme sürecinde meydana gelecek büzülmeye izin vermesi için restorasyonlar orijinal boyutlarından yaklaşık %20 ila 25 daha büyük olacak şekilde frezelenir. Hassas bir teknikle üretilmesi gerektiğinden kullanımı deneyim gerektiren bir malzemedir (161).

2.10.3.6. Polieter-Eterketon (PEEK)

Polietereterketon (PEEK), poliarileterketon grubuna ait yüksek performanslı bir polimer olup, düşük özgül ağırlık ($1,3 \text{ g/cm}^3$), düşük eğilme mukavemeti (165-170 MPa), uygun elastikiyet (3 600 MPa) ve uygun sertlik (20 HV) gibi mükemmel fiziksel ve kimyasal özelliklere sahiptir (222, 223). PEEK, ayrıca olağanüstü ısı toleransı ve kimyasal dirence sahiptir. Ayrıca yapısal olarak stabil olması dayanıklılığını artırmaktadır. Bu malzemenin en önemli avantajı elastik modülünün metalik malzemelerden daha düşük ve insan kemiğine nispeten benzer olmasıdır ki bu özellik çevresindeki kemik üzerindeki stresi azaltmasına olanak tanır (47).

Diş rengine benzer görünümü ve mekanik özellikleri nedeniyle PEEK sabit ve hareketli protezlerde, özellikle implant destekli protezlerin CAD-CAM altyapılarında giderek daha fazla kullanılmaktadır (224). PEEK'in kemik-implant arayüzüne iletilen kuvvetleri minimize etmek için bir stres kırıcı olarak işlev görebileceği gösterilmiştir (225). Bazı klinik raporlar, PEEK'in implant destekli sabit tam protezler (hibrit protezler) için bir altyapı malzemesi olarak kullanılmasını önermektedir (45, 226). Malo ve arkadaşlarının (227) yaptığı bir çalışmada tam ark implant destekli hibrit PEEK-akrilik

rezin protezler ve all-on-four tedavisinin kısa dönem sonuçları rapor edilmiştir. Bu sonuçlara göre PEEK altyapılı implant destekli hibrit protezlerin, üstün mekanik özellikleri nedeniyle geleneksel titanyum altyapılı implant destekli hibrit proteze bir alternatif olduğunu göstermiştir (225, 227, 228).



Resim 20. Hibrit protezde PEEK altyapı tasarımının kullanımı (Nobre'den, 198)

Birçok çalışma, PEEK'in biyouyumluluğunu gösterirken ve fiziksel ile kimyasal özelliklerinin, onu ağız boşluğunda kullanım için uygun hale getirdiğini belirtmiştir (202, 222, 225, 229). Teknolojik gelişmeler, PEEK'in hem geleneksel yöntemlerle hem de CAD/CAM yöntemiyle işlenebileceğini kanıtlamıştır (37, 229, 230). Ayrıca birçok rapor, metal toksisitesi ve alerjik reaksiyon vakalarına dikkat çekmiştir. PEEK, düşük reaktivitesi, düşük çözünürlüğü ve hassasiyet riskinin az olması nedeniyle metal alaşımlarının yerine kullanılabilir (47). Bu mükemmel özellikleri sayesinde PEEK, yüksek performanslı bir polimer olarak kabul edilmektedir (230).

Bu biyomalzemenin birçok avantajı olmakla birlikte bazı dezavantajlarının olması kullanımını sınırlamaktadır. PEEK maliyetli bir malzeme olup birçok kişi için ulaşılabilir değildir. Bu nedenle yalnızca yüksek talepli uygulamalar için uygundur. İşlenmesi için gereken yüksek sıcaklıklar nedeniyle özel makineler gereklidir ve süreç tekniğe duyarlıdır. Konsantre sülfürik, nitrik ve kromik asitler ile sodyum ve halojenler gibi bazı kimyasallar PEEK'e zarar verebilir ve PEEK UV ışığına karşı düşük direnç gösterir (47, 230).

2.10.3.7. Metal Destekli Seramik Restorasyonlar

Metal destekli seramik restorasyonlar, protetik diş hekimliğinde uzun yıllardır altın standart olarak kabul edilmiş ve implant üstü sabit protez materyali olarak da yaygın şekilde kullanılmaktadır (48, 231) Bu restorasyonların estetik görünüm, dayanıklılık, hem ön hem de arka grup restorasyonlarda kullanılabilme, laboratuvar işlemlerinin kolaylığı, düşük maliyet, kolay çıkarılabilmesi ve simantasyon işlemlerinin basitliği gibi avantajları bulunmaktadır (164, 232).

Dezavantajları ise; seramik üst yapıda chipping oluşumu, metal altyapı ile seramik arasında bağlantı problemleri, metal altyapı nedeniyle servikal bölgede diş eti bölgesinde gri metal yansıması, kıymetli metal altyapı kullanımında maliyetin yükselmesi, laboratuvar işlemlerinin yeni sistemlere göre daha uzun sürmesi, estetik ve dayanıklılık özelliklerinin daha düşük olması bulunmaktadır (164, 233).

2.10.3.8. Tam Seramik Restorasyonlar

Dental porselenlerin içeriği genel olarak feldspar, kuartz (silika) ve kaolinden oluşur. Feldspar, porselene doğal geçirgenlik kazandıran ana bileşen olup minimum %60 oranında bulunur. Kuartz, termal genleşme katsayısını kontrol ederek pişirme sırasında oluşabilecek büzölmeleri önler ve porselenin dayanıklılığını artırır, içeriğinde %10-30 oranında bulunur. Kaolin ise yapışkan bir yapıya sahip olup diğer malzemeleri bir arada tutarak porselenin şekillendirilmesine yardımcı olur ve %1-5 oranında bulunur (204, 234, 235).

Metal destekli seramik restorasyonlar diş eksikliği ve madde kaybı bulunan dişlerin tedavisinde uygulanan yaklaşımlarındandır. Ancak kullanılan metal ve opak porselen, estetik bölgelerde kullanımını zorlaştırmaktadır. Metal altyapılı restorasyonlardaki bu dezavantaj, tam seramik sistemlerin düşünölmesine neden olmuştur. Tam seramik restorasyonların herhangi bir metal altyapıya sahip olmaması ve translusent özellikleri sayesinde estetik bölgelerde bu materyalleri kullanılır hale getirmiştir (236, 237).

Restorasyonlarda estetiğin, dayanıklılığın ve uyumun önem kazanmasından sonra çeşitli tam seramik sistemleri geliştirilmeye başlanmıştır (238, 239). Günümüzdeki CAD/CAM teknolojilerinin gelişmesiyle monolitik restorasyonların üretimi de diş hekimliğinde mümkün hâle gelmiştir (240). CAD/CAM teknolojileri için kullanılabilen birçok farklı frezelenabilir seramik türü bulunmaktadır (241). Dental seramiklerin

sınıflandırılmasında çeşitli yöntemler kullanılmakta olup bu yöntemlerden biri de seramiklerin bileşimlerine dayalı sınıflandırmadır.

CAD/CAM seramik materyalleri kimyasal bileşenlerine göre şu şekilde sınıflandırılabilir (242):

İnfiltre edilmiş seramikler/reçineler (genellikle hibrit seramikler olarak bilinir.)

Silikat seramikler:

- Feldspatik seramikler
- Lösit ile güçlendirilmiş seramikler
- Lityum disilikat seramikler

Oksit veya polikristalin seramikler:

- Alüminyum oksit seramikler
- Zirkonyum oksit seramikler:
- 3 mol% yitrium-tetragonal zirkonya polikristalleri (3Y-TZP)
- 4 mol% yitrium-kısmen stabilize zirkonya (4Y-PSZ)
- 5 mol% yitrium-kısmen stabilize zirkonya (5Y-PSZ)

İnfiltre Edilmiş Seramikler/Reçineler

İnfiltre edilmiş seramik/reçine CAD/CAM blokları iki türe ayrılır: polimer matriksine seramik dolgu partikülleri infiltre edilmiş bloklar (örneğin, Lava Ultimate, Katana Avencia Block ve Cerasmart) ve seramik ağ yapısına polimer infiltre edilmiş bloklar (örneğin, VITA Enamic) (242). Bu blokların öne çıkan özellikleri arasında yüksek yük taşıma kapasitesi, yorgunluk direnci, üstün elastikiyet modülü, daha pürüzsüz kenarlar için avantajlı frezeleme özellikleri, kristalizasyon fırınlaması veya sinterleme gerektirmemesi ve frezeleme sonrası mekanik polisaj yapılması gerekliliği bulunur (242–244).

Polimer-infiltre seramiklerin aşınma direnci, seramik-infiltre polimerlere göre daha üstündür, ancak her iki tür de seramik restorasyonlardan daha düşük aşınma direncine sahiptir. Seramik-infiltre bloklar, veneer ve inlay/onlay restorasyonları için önerilirken, polimer-infiltre seramik bloklar ayrıca tekli kronlarda da kullanılabilir (242, 245–248).

Silikat Seramikler

Silika bazlı seramikler cam matrisi içerir, bu nedenle şeffaftır ve mine ile dentin gibi optik özellikleri taklit edebilir, bu da onları estetik bölgedeki dişlerin restorasyonu için ideal hale getirir. Bununla birlikte, kırılma olmalarına ve düşük kırılma direncine sahip olmalarına rağmen, adeziv bağlantı ile bu özellikleri büyük ölçüde telafi edilebilir (242, 249, 250).

Geleneksel feldspatik porselen en iyi optik özelliklere sahip olup, aynı zamanda cam bazlı seramikler arasında en zayıf olanıdır. Feldspatik seramiklerin dayanımını artırma çabaları, matrisi lüsite ile güçlendirme yoluyla yapılmıştır. Lüsite ile güçlendirilmiş seramikler (IPS Empress CAD, Ivoclar Vivadent) estetik bölgelerdeki restorasyonlar için mükemmel optik özelliklere sahiptir. Ancak, dayanımları geleneksel feldspatik porselenlere kıyasla sadece biraz artırılmıştır, bu nedenle yük taşıyan alanlar için uygun bir seçenek değildir. Lityum disilikat seramikler daha sonra %72 lityum ve silikat oksitler içeren bir bileşimle tanıtıldı, bu da cam bazlı seramiklerin dayanıklılığını önemli ölçüde artırırken, mükemmel optik özelliklerini korumasını sağladı (242, 249–251).

Feldspatik porselen: Frezeleme yapılabilen feldspatik porselen, CAD/CAM diş hekimliğinde kullanılan en eski bloklardan biri olarak kabul edilir. Popüler markalar arasında, doğal dişleri daha iyi eşleştirmek için renk ve şeffaflık dereceleriyle gelen CEREC Blocs (Dentsply Sirona) ve VITABLOC (VITA Zahnfabrik) bulunur. Frezeleme yapılabilen feldspatik seramik malzemeler için endikasyonlar, veneerler, inlayler, onlayler ve ön diş kronlarını içerir. Klinik çalışmalar, feldspatik CAD/CAM bloklarının başarı oranlarının %84 ile %95 arasında olduğunu göstermektedir. Başarısızlıkların başlıca nedeni, restorasyonun kırılmasıdır. Bu seramikler için olumlu bir prognoz, restorasyonun boyutunun ve konumunun dikkatle planlanması durumunda elde edilebilir (242, 249, 250).

Lüsite ile güçlendirilmiş seramikler: İlk olarak Ivoclar tarafından IPS Empress CAD adıyla tanıtılan bu seramikler, geleneksel feldspatik seramik bloklarına kıyasla mekanik özelliklerde küçük bir iyileşme sunar. Bu seramikler yüksek şeffaflığa sahiptir ve estetik açıdan yüksek beklentili durumlarda popüler bir tercih haline gelir. Yük taşımayan alanlarda kullanıldıklarında iyi klinik başarı sağlamışlardır (242).

Lityum disilikat seramikler: Lityum disilikat seramik bloklar (örneğin, IPS E.max CAD, Ivoclar Vivadent), lityum disilikat ve lityum ortofosfattan oluşan bir kristalin faza sahiptir. Belirli bir kalınlıkta yük taşıyan alanlarda başarıyla kullanılabilirken, optik

özelliklerini de korurlar. Veneerler, inlay/onlayler ve tek diş kronları için en uygun seramiklerden biridir. Frezeleme işlemi, seramikler pre-kristalize fazdayken (mor blok) yapılır, ardından kristalizasyon fırınlaması yapılır. Birçok klinik çalışma ve laboratuvar araştırması, lityum disilikat tek diş kron restorasyonları için olumlu sonuçlar bildirmiştir (251–254).

Oksit Seramikler (Zirkonya)

Zirkonyum dioksit (zirkonya), oldukça yoğun polikristalin metal oksit seramik bloklar olup, geleneksel olarak %3 mol yitrium ile stabilize edilmiş zirkonya polikristallerinden (3Y-PSZ) oluşan bileşimde yüksek mekanik özelliklere sahiptir. Bu seramiklerin bükülme dayanımları yaklaşık 1200 MPa civarındadır. Zirkonyanın içindeki tetragonal partiküller (%85), bir çatlak yayılmaya başladığında monoklinik partiküllere dönüşerek çatlak ucunda basınç gerilmeleri oluşturarak çatlağın ilerlemesini engeller. Bu olguya dönüşüm sertleşmesi denir (242, 255).

İlk nesil zirkonya yeterli şeffaflığa sahip değildi, bu yüzden estetik açıdan kabul edilebilirlik sağlamak amacıyla feldspatik porselen ile kaplanmaları gerekiyordu. Ancak, porselenin çatlama sorunu yaşıyordu. Doğru altyapı tasarımı ve sinterleme sonrası yavaş soğutma teknikleriyle bu sorunlar büyük ölçüde azaltılmıştır. Zirkonya altyapısının nadiren kırılması sebebiyle tam konturlu monolitik zirkonya restorasyonları geliştirilmiştir. 3Y-PSZ, ağır yük taşıyan alanlarda, özellikle tekli kronlar ve sabit dental protezlerde başarıyla kullanılmaktadır. Ancak şeffaflık eksikliği nedeniyle estetik hassasiyet gerektiren durumlarda kullanımı sınırlıdır ve bu daha şeffaf monolitik zirkonya restorasyonlarının geliştirilmesine yol açmıştır (242, 255–257).

Şeffaflık artırıldığında zirkonyanın mukavemeti önemli ölçüde azalır. Tetragonal partiküllerin sayısının azalması ve kübik partiküllerin artması, dönüşümle sertleşmeyi azaltır, bu da çatlak yayılmasının artmasına ve zirkonyanın mukavemetinin azalmasına neden olur. 5 mol% yitrium ile stabilize edilmiş zirkonyanın düşük kırılma direncine yönelik endişeler nedeniyle, yitrium içeriğinin %4'e düşürülmesiyle kübik faz içeriği %25'e indirilir ve dönüşümle sertleşme artırılarak kırılma direnci 5 mol% zirkonyaya kıyasla güçlendirilir (242, 257, 258).

Mevcut zirkonya türleri göz önüne alındığında, geleneksel %3 mol yitrium zirkonya, estetiğin ön planda olmadığı ağır yük taşıyan alanlarda kullanılabilir. 5 mol% yitrium zirkonya, estetik bölgelerde tercih edilmiştir. Ancak düşük kırılma direnci ve

lityum disilikat seramiklerinin üstün estetik özellikleri nedeniyle, bu zirkonya türünü kullanırken dikkatli olunmalıdır. %4 mol yitrium zirkonya, estetik bölgelerde 5 mol% zirkonyaya alternatif olabilir. Optimum estetik sonuçlar elde etmek için, zirkonyada cut-back uygulanıp vestibül yüzeye feldspatik porselen uygulanması önerilir (242, 258, 259).

2.11. Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde, ağız içindeki kuvvetler sonucu oluşan stresleri tespit edip analiz etmek, bu analizlerin neticesinde restorasyonları oral rehabilitasyon koşullarına uygun hale getirmek için kuvvetleri fizyolojik sınırlar içinde dağıtabilmek önemlidir. Başarılı bir restorasyonun uygulanabilmesi için kullanılacak materyallerin mekanik özellikleri ile bu materyallerin maruz kalacakları kuvvetler karşısındaki stres ve gerilmelerin bilinmesi gerekmektedir. Doku ve organların gelecek kuvvetler karşısındaki tepkilerinin belirlenmesi ise oldukça zor, maliyetli ve riskli olabileceği gibi bazı durumlarda da imkansızdır. Bu etkenler düşünüldüğünde, canlı dokuların modellerinin oluşturulması ve bu modeller üzerinde kuvvetin yoğunlaştığı bölgelerin tespit edilmesi gerekmektedir. Diş hekimliğinde bu streslerin tespiti için kullanılan stres analiz yöntemleri şunlardır (260–262):

- Fotoelastik stres analizi
- Gerilim ölçer stres analiz
- Kırılğan vernik kaplama yöntemi ile stres analizi
- Holografik interferometri (Lazer Işını) ile stres analizi
- Termografik stres analizi
- Radyoteleometri ile stres analizi
- Sonlu elemanlar stres analizi

2.11.1. Fotoelastik Stres Analizi Yöntemi

Fotoelastik yöntem, transparan plastik materyallerin optik özelliklerine dayanarak stres analizini mümkün kılar. Bu yöntemle destek dişler, restorasyonlar, kemik ve implantlara gelen kuvvetler izokromatik çizgiler olarak gözlemlenebilir. Kuvvetin yoğunluğu ve lokalizasyonu bu çizgilerin sayısı ve yakınlığına göre anlaşılır. Yöntem, düşük maliyetli ve uygulanması kolay olması gibi avantajlar sunar. Ancak, in vivo çalışmalarda kullanılamaz ve sayısal ölçümler için uygun değildir. Ayrıca, içsel rezidüel stresler hata riskini artırabilir (263–265).

2.11.2 Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analizi Yöntemi

Gerinim ölçer cihazları, hafif mekanik deformasyonlara maruz kaldığında elektrik direncindeki değişimleri gösteren rezistörlerdir. Bu cihazlar, kuvvet uygulanmış materyallerdeki stres sonucu oluşan deformasyonu ölçer (261, 266). Avantajları arasında sayısal veriler sağlaması, sonuçların matematiksel işlemlerde kullanılabilmesi ve in vivo çalışmalarda uygunluk yer alır. Dezavantajları ise, küçük örneklerde kullanım zorluğu ve farklı kuvvetlerde benzer gerinim ölçümleri yapma olasılığıdır (265).

2.11.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kullanımı ile Stres Analizi Yöntemi

Kırılğan vernik kullanılarak yapılan stres analizinde, analiz edilecek materyalin üzerine özel bir vernik uygulanır ve bu vernik fırınlanır. Daha sonra, materyale kuvvet uygulanır. Kuvvetin yoğun olduğu bölgelerde oluşan çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir (261).

2.11.4. Holografik İnterferometri ile Stres Analizi Yöntemi

Holografik interferometri cihazları, lazer ışınları kullanarak cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü holografik film üzerine kaydeder. Bu teknikte çift poz holografik interferometri en çok tercih edilen türdür. İlk aşamada referans lazer ışını ile film üzerinde bir model kaydı yapılır. Daha sonra materyale kuvvet uygulanır ve aynı filme ikinci bir kayıt alınır. Bu iki kayıt arasındaki fark, lazer ışını tekrar gönderilerek analiz edilir. Yöntemin avantajları, nanometre düzeyinde deformasyonları tespit edebilmesi, materyale zarar vermemesi ve genellikle gerçek boyutlarında inceleme yapabilmesidir (261, 267).

2.11.5. Termografik Stres Analizi Yöntemi

Termografik stres analizi yönteminde, homojen ve izotropik bir materyal periyodik kuvvet yüklemesine maruz bırakıldığında, ısısındaki periyodik değişikliklerin materyalin belirli noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılı olduğu prensibine dayanır (261).

2.11.6. Radyotelometri ile Stres Analizi Yöntemi

Radyotelometri stres analizi yönteminde, birleşik donanım ve yazılım kullanılarak toplanan verilerin, herhangi bir materyale bağlı olmaksızın transfer edilmesi sağlanır. Bu yöntemde bir güç kaynağı, radyasyon iletici, alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve veri kaydedici bulunur. Gerilim ölçerlerde oluşan direnç

farklılıkları voltaj düşüşlerine neden olur; bu da radyotelometrinin frekansını etkileyerek analiz sonuçlarının elde edilmesini sağlar. Veri iletiminin kablosuz olması, bu yöntemin en büyük avantajıdır (261).

2.11.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar stres analizi (SESA), biyomekanik sistemlerin gerçeğe yakın matematiksel modellerini oluşturup bu modelleri bilgisayar ortamında çözmeyi hedefler. Başka bir deyişle, doğanın bilgisayar üzerinde taklit edilmesidir. SESA, fiziksel modelleri ifade eden matematiksel denklemlere sayısal çözümler sunan modern bilimin en değerli tekniklerindendir (261, 268).

İlk kez 1960'ların başlarında, özellikle havacılık ve uzay endüstrisinde yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiştir. Günümüzde ise akışkanlar mekaniği, statik analizler, elektromanyetik analizler ve ısı transferi gibi birçok alanda kullanılmaktadır (262, 269, 270).

Dental materyaller gibi karmaşık şekillere sahip materyallerin analizlerini yapmak oldukça güçtür. Ancak sonlu elemanlar analizi ile bu tür karmaşık şekillerdeki materyallerin analizlerini yapmak kolaylaşmıştır (271, 272).

Bu yöntemle, tek boyutlu, iki boyutlu ve üç boyutlu olarak analizler yapılabilmektedir. Sonlu elemanlar analizi, karmaşık problemleri çözmek için bir bütünü küçük ve basit parçalara ayırarak her bir parçayı ayrı ayrı analiz etmeyi amaçlar (262). Materyalin farklı koşullardaki tepkilerini değerlendirmek için modelleme yapılır. Bu model, etki altındaymış gibi incelenir (273). Birçok araştırmacı, sonlu elemanlar analizinin diğer yöntemlere göre daha etkili olduğunu belirtmiştir. Bu yöntem ile yapıların eğilmesi, kırılması, bükülmesi, yer değiştirmesi gerilimi, titreşimi, elastik deformasyonları ve bağlanma dayanımları sayısal olarak değerlendirilebilir (268, 274).

Sonlu eleman stres analiz yöntemi özellikleri (260);

1. Karmaşık geometriye sahip yapılar için uyumluluk
2. Değişik yapısal problemler için uyumluluk
3. Teorik temellerin güvenilirliği
4. Doğruluğun güvenilirliği
5. Hesaplama verimliliği

Sonlu eleman stres analiz yönteminin avantajları (260);

1. Karmaşık geometriye sahip katı cisimler rahatlıkla modellenir
2. Delikli veya köklere sahip cisimler gibi bağlantı noktasının fazla olduğu cisimler kolaylıkla analiz edilebilir.
3. İstenilen sayıda farklı malzemeler ile farklı modellemeler oluşturulabilir.
4. Küçük yapıların analiziyle, bütün yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler formüle edilebilir; bu da sorunları basite indirerek anlaşılmasını ve çözülmesini sağlar.
5. Sınır şartları kolayca uygulanabilir.
6. Karmaşık yapılarda sebep-sonuç ilişkilerini hesaplamakta etkin olup, analitik ve deneysel yöntemlerden daha hassas sonuçlar sunar.

Sonlu eleman stres analiz yönteminin dezavantajları (260);

1. Gerekli bilgisayar ve yazılım programlarının maliyeti yüksektir.
2. Teknolojiye bağlı olarak yazılım programlarının düzenli güncellenmesi gereklidir.
3. Yöntemlerin doğruluğu, malzeme özelliklerinin doğru sisteme yüklenmesine bağlıdır.

2.11.7.1. Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminin Aşamaları (260);

Pre-Processing: Yapının Modelinin Oluşturulması

İlk aşamada, incelenecek yapının modeli CAD programları kullanılarak bilgisayar ortamında oluşturulur. Yapı, boyutuna ve geometrisine uygun olarak elemanlara bölünerek matematiksel bir ağ yapıya (mesh) dönüştürülür. Gerçek cisimler, sonlu eleman adını alan alt bölümlerle ifade edilir ve bu elemanlar düğüm noktaları (node) ile birbirine bağlanır. Düğüm noktaları, elemanların sınırlarında bulunur ve streslerin aktarılmasına olanak tanır. Sınır koşulları (boundary conditions) belirlenir ve modelin nereden sabitlendiği, kuvvetlerin nereden uygulandığı gösterilir. Eleman sayısının artması sonucun doğruluğunu artırırken, hata ihtimalini de artırabilir.

Analiz: Verilerin Software Programına Yüklenmesi

Model oluşturulduktan sonra, elemanların mekanik özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanır. Elastisite modülü (Young's Modulus) ve poisson oranları kullanılarak yükleme koşulları belirlenir. Kuvvetin şiddeti, yönü ve açısı tanımlanır. Her elemanın yüklemeler

altındaki tepkileri, yapının bütünlüğünü yansıtacak şekilde analiz edilir ve veriler depolanır.

Post-Processing: Analizin Çözümlemesi

Son aşamada, her bir alt yapının çözümlemesiyle yapının bütünlüğü analiz edilir. Farklı yükleme koşulları altında asal gerilimler (principal stresses), eksensel gerilimler (axial stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri ve eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) gibi veriler elde edilir. Veriler, materyalin mekanik özelliklerine göre değerlendirilir. Kırılgan materyaller için asal gerilim (principal stresses), metaller gibi çekilebilir materyaller için Von Misses stres (equivalent stresses) değerleri kullanılır. Maksimum asal stres çekme gerilimini, minimum asal stres sıkışma gerilimini ifade eder. Von Misses değerleri tüm yapıda oluşan stresler hakkında bilgi sağlar.

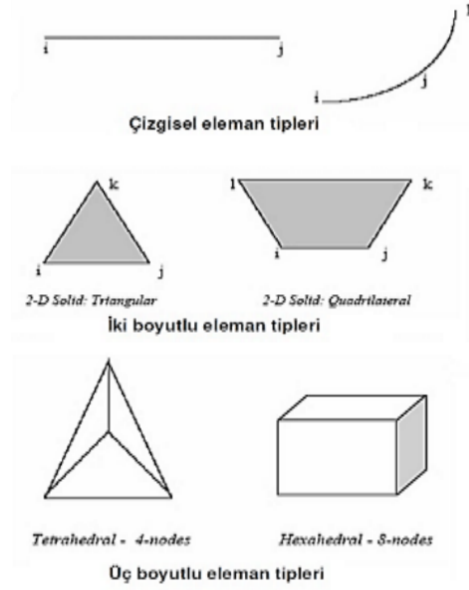
Sonlu elemanlar stres analizi modelinde, yapı analizlerin yapılabilmesi için küçük elemanlara bölünür. Bu elemanlar, ana yapının geometrisi ile uyumlu olup her bölgedeki mekaniksel özellikleri yansıtır. Yapısal modelin küçük parçalara yani elemanlara bölünme işlemine “Ağ Yapısı (Mesh)” oluşturulması denir. Hatasız ve ayrıntılı sonuçlar elde edebilmek için eleman boyutunun küçük, eleman sayısının ise optimal olması gerekmektedir (275).

2.11.7.2. Temel Eleman Çeşitleri

Çizgisel Elemanlar (Line Elements): Düğüm noktalarından oluşan elemanlardır. Uç uca eklenerek daha fazla düğüm noktası oluşturabilirler (275).

İki Boyutlu Katı Elemanlar (2D Solid Elements): Yassı yüzeylerden oluşan, kalınlıkları sabit elemanlardır. Genellikle üçgen veya dörtgen şekillerde olup, 3 veya 4 düğüm noktasına sahiptirler (275).

Üç Boyutlu Katı Elemanlar (3D Solid Elements): Temel üç boyutlu elemanlar, 4 yüzeyli (tetrahedral) veya 6 yüzeyli (heksahedral) şekillerdedir (275).



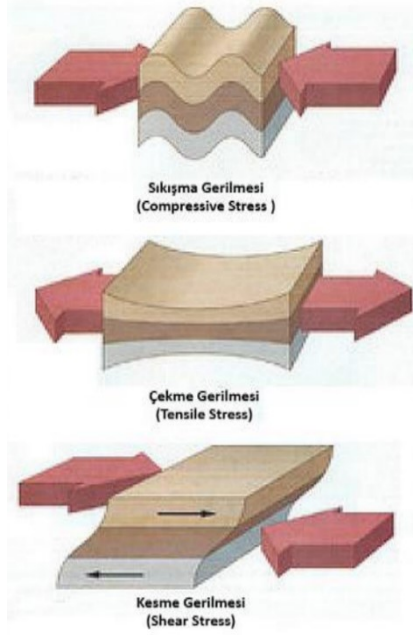
Resim 21. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan çizgisel, iki boyutlu ve üç boyutlu eleman çeşitleri (Küçükkurt'tan, 275)

2.11.7.3. Sonlu Eleman Stres Analizi Yöntemi ile İlgili Temel Kavramlar

Kuvvet: Kuvvet, cisimlerin şekillerini ve hareket durumlarını değiştirebilen, birimi Newton (N) olan üç boyutlu vektörel bir etkidir. Sonlu elemanlar analiz yönteminde, cisim küçük parçalara ayrılarak her parçaya etki eden kuvvetler bağımsız olarak incelenir (275).

Gerilme (Stres): Gerilme, bir cisme uygulanan kuvvete karşılık cismin gösterdiği tepkidir. Gerilim (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) formülü ile hesaplanır. Birimi genellikle N/m^2 (Pascal) olup, dış hekimliği alanında megapascal (MPa) kullanılır. Kuvvet uygulanan bir cisimde sıkışma, çekme ve makaslama adı verilen üç tip gerilme(stres) oluşmaktadır (276).

- Sıkışma Gerilmesi (Compressive Stress): Farklı yönde ve aynı doğrultuda iki kuvvetin cismi sıkıştırarak uygulandığı durumdur
- Çekme Gerilmesi (Tension stress): Cismi uzatmak amacıyla, farklı yönde ve aynı doğrultuda iki kuvvetin uygulanmasıdır.
- Kesme “Makaslama” Gerilmesi (Shear Stress): Farklı düzlemde ve ters yöndeki paralel iki kuvvetin, cismin belirli bir bölgesine uyguladığı zıt yönlü kuvvettir (277).



Resim 22. Cisimlerde oluşan gerilme tipleri; Sıkışma, çekme ve kesme (Küçükkurt'tan, 275)

Üç boyutlu elemanlarda makaslama gerilimlerinin sıfır olduğu durumlarda asal gerilim değerleri (principal stress) elde edilir. Kemik benzeri kırılğan maddelerde bu asal gerilim değerleri kullanılır. Maksimum asal stres (P_{max}) pozitif bir değerdir ve en yüksek çekme gerilmesini ifade ederken, minimum asal stres (P_{min}) negatif olup en yüksek sıkışma gerilimini gösterir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyükse, eleman o stres tipinin etkisi altında kabul edilir. Örneğin, bir nesne üzerindeki düğüm noktasında çekme gerilmesi 60 MPa ve sıkışma gerilmesi -40 MPa ise, bu düğüm noktasında çekme gerilmesi daha etkindir ve dikkate alınması gereken ana stres değeri çekme gerilmesidir (275).

Gerinim (Şekil Değiştirme): Gerinim, bir cisme uygulanan kuvvetin, cisimde oluşturduğu boyutsal değişimin yüzdesel değeridir ve Gerinim (Strain) = Boyutsal değişim/İlk boyut formülü ile hesaplanır. Cisim elastik (geçici) ya da plastik (kalıcı) etkiler gösterebilir (260).

Poisson Oranı: Poisson oranı, bir materyale uygulanan kuvvetin enindeki uzamanın boyundaki uzamaya oranıdır. Genellikle negatif bir değer olup yumuşak materyallerde daha yüksektir (260).

Von Mises Stresi (Eşdeğer Stres): Von Mises stresi, bir materyale uygulanan kuvvet altında şekil değişiminin başladığı değeri belirler. Materyalin stres dayanımını belirlemek için kullanılır (260).

Young's Modulus (Elastisite Modülü): Elastisite Modülü, bir materyalin sertliğini belirler ve gerilimin gerinime oranıdır. Değer arttıkça materyal daha sert hale gelir. Aynı kuvvet uygulandığında, elastisite modülü düşük olan cisim yüksek olana göre daha fazla deforme olur (260).



3. GEREÇ ve YÖNTEM

Araştırmamız, Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Ay Tasarım Ltd. Şti. ile yürütülmüş ve Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (2023-10920 proje numarası) tarafından desteklenmiştir.

Çalışmamızda atrofik tam dişsiz üst çene rehabilitasyonunda kullanılan çift taraflı subperiosteal implantlar ile destekli hibrit protezlerde farklı altyapı materyali ve farklı tasarımlarda ortaya çıkan streslerin kıyaslanması amacıyla bilgisayar ortamında sanal olarak maksilla, zigomatik kemikler, subperiosteal implantlar ve ilgili yapılar oluşturulmuştur. Bu yapıların üstüne 4 farklı alt yapı materyali, 2 farklı altyapı tasarım ve 3 farklı üstyapı materyali kullanılarak hibrit protezler sanal olarak oluşturulmuştur.

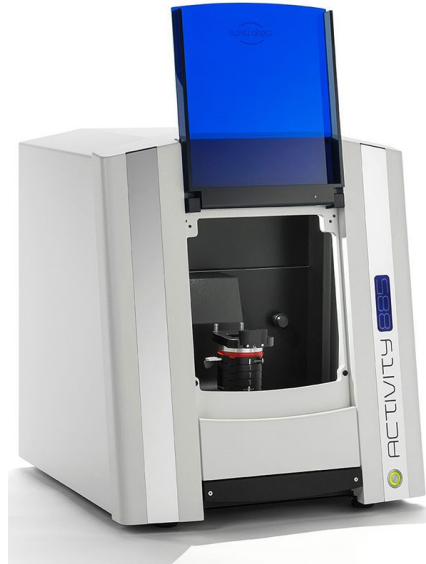
Çalışmamızda hibrit protez tasarımlarında altyapılar kobalt-krom, titanyum, zirkonya ve PEEK materyalleri kullanılarak modellenmiştir. İki farklı hibrit protez tasarımı olarak bar ve Toronto tasarımı kullanılmıştır. Bar tasarıma sahip hibrit protezlerde üstyapı, PMMA ve zirkonya materyalleri kullanılarak modellenmiştir. Toronto tasarıma sahip hibrit protezlerde üstyapı için zirkonya ve lityum disilikat materyalleri kullanılarak modellenmiştir. Uygulancak kuvvet, literatür referans alınarak gıda maddesi (foodstuff) aracılığıyla tek taraflı olacak şekilde belirlenmiştir (278–280).

Çalışmada atrofik tam dişsiz maksilla rehabilitasyonunda kullanılan çift taraflı subperiosteal implantların üzerine yapılan hibrit protezlerde farklı altyapı materyali ve farklı tasarımlarda ortaya çıkan streslerin kıyaslanması amacıyla bilgisayar ortamında sanal olarak maksilla, zigomatik kemikler, subperiosteal implantlar ve ilgili yapılar oluşturulmuştur. Çalışmada dört farklı altyapı materyali, iki farklı hibrit protez tasarımı ve üç farklı üstyapı materyalinden oluşan on farklı subperiosteal implantlar ile destekli hibrit protez modelini ve tek taraflı kuvvet uygulamasını içeren toplam on senaryo oluşturulmuştur. Oklüzal yükleme sol posterior bölgedeki 2. premolar ve 1. molar dişler arasında yer alan rijit bir gıda maddesi modellenmiştir. Bu gıda maddesi modeli, çiğneme kuvvetini simüle etmek amacıyla kullanılmıştır. Oklüzal yükleme, gıda maddesi aracılığıyla tek taraflı olarak, 200 N’luk bir kuvvetle dikey yönde uygulanmıştır.

Çalışmamızda modellerde subperiosteal implantlar osteosentez vidalarıyla maksiller ve zigomatik kemiklerde sadece kortikal tabakadan destek alacak şekilde sanal olarak fiksasyonu sağlanmıştır. Subperiosteal implantların tasarımı maksiller ve zigomatik orta yüz

sütunlarında uzanan kanatlar, alveol kretine uzanan kolları ve kanatları birleştiren bazal çerçeve ve kollarında subperiostal implant ile entegre olarak bulunan abutmentlardan oluşur. Subperiostal implantların bu yapıları maksiller ve zigomatik kemik yüzey topografisine bire bir uygunluk gösterip sadece kortikal kemik tabakası ile temas halindedir. Bu nedenle çalışmamızda oluşturulan senaryolarda maksiller ve zigomatik osteosentez vidalarının çevresinde ve maksiller alveolar bölgede kortikal kemikte MPa (N/mm²) cinsinden oluşan maksimum ve minimum asal stresler; subperiostal implantlarda, protetik üstyapıda ve alt yapılarda MPa (N/mm²) cinsinden oluşan Von Mises stresler karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1(WA, ABD) işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Blender (Blender Foundation, Buikslotermeerplein 161 1025 ET Amsterdam, Hollanda) 3 boyutlu modelleme yazılımından, ve Fusion 360 (One Market, Ste. 400 San Francisco, CA 94105) analiz programından yararlanılmıştır.



Resim 23. Activity 880 3D Optik Tarayıcı

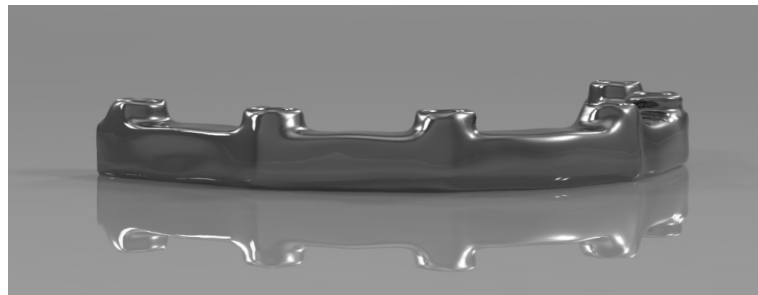
Çalışmada kullanılan protez ve altyapı parçaları Activity 880 optik tarayıcısı ile tarandı. .Stl formatında elde edilen model verileri Blender yazılımına aktarıldı. Ardından subperiosteal implantlar ve osteosentez vidaları, hibrit protezler ve protetik altyapılar gerçeği yansıtacak şekilde modellendi. Sonrasında analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, .stl formatında Fusion 360 (One Market, Ste. 400 San Francisco, CA 94105) yazılımına aktarılmıştır.

3.1. Matematiksel Modellerin Hazırlanması

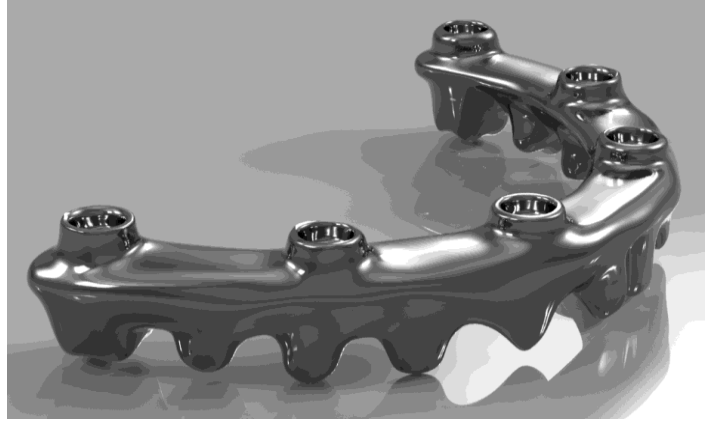
Bu çalışmada on farklı model oluşturulmuş ve her modele bir yükleme koşulu uygulanmıştır. Çalışmada modeller, bar ve Toronto tasarımı olmak üzere iki farklı hibrit protez tasarımı; Kobalt-krom, titanyum, zirkonya ve PEEK olmak üzere dört farklı altyapı materyali ve PMMA, zirkonya ve lityum disilikat olmak üzere üç farklı üstyapı materyali kullanılarak modellenmiştir.

Tablo 1. Çalışmada sonlu elemanlar stres analizi için oluşturulan modeller

Modeller	Protetik Tasarım	Altyapı	Üstyapı
Model 1 Co-Cr	Bar Tasarım	Kobalt-Krom (Co-Cr)	PMMA
Model 2 Ti	Bar Tasarım	Titanyum (Ti)	PMMA
Model 3 Zr	Bar Tasarım	Zirkonya (Zr)	PMMA
Model 4 PEEK	Bar Tasarım	PEEK	PMMA
Model 5 Ti-Zr	Bar Tasarım	Titanyum (Ti)	Zirkonya (Zr)
Model 6 Co-Cr	Toronto Tasarım	Kobalt-Krom (Co-Cr)	Zirkonya (Zr)
Model 7 Ti	Toronto Tasarım	Titanyum (Ti)	Zirkonya (Zr)
Model 8 Zr	Toronto Tasarım	Zirkonya (Zr)	Zirkonya (Zr)
Model 9 PEEK	Toronto Tasarım	PEEK	Zirkonya (Zr)
Model 10 PEEK-LiSi	Toronto Tasarım	PEEK	Lityum Disilikat (LiSi)



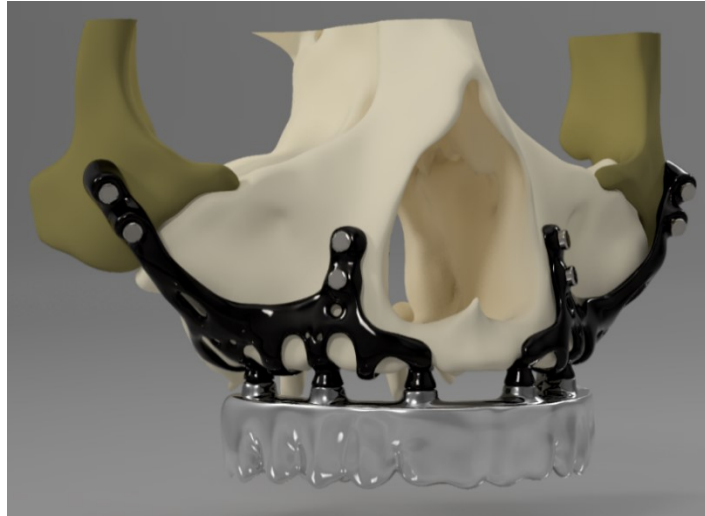
Resim 24. Bar tasarım hibrit protez modelinin altyapı görüntüsü



Resim 25. Toronto tasarım hibrit protez modelinin altyapı görüntüsü



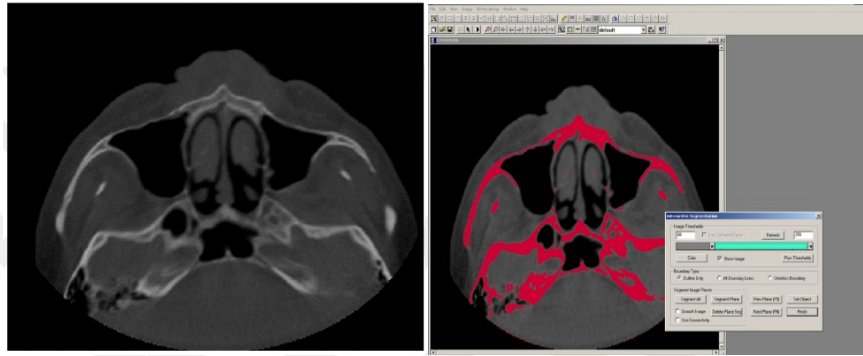
Resim 26. Atrofik maksillada subperiostal implant destekli bar tasarım hibrit protez modelinin görüntüsü



Resim 27. Atrofik maksillada subperiostal implant destekli Toronto tasarım hibrit protez modelinin görüntüsü

3.1.1. Maksilla ve Zigomatik Kemiğin Modellenmesi

Maksillaya ait geometrik modelin oluşturulması için Ulusal Sağlık Enstitüsü'nün Birleşik Devletler Ulusal Tıp Kütüphanesi tarafından yürütülen “The Visible Human Project” isimli projesinin kapsamında yer alan ve kamu kullanımına açık veri bankasından elde edilmiş tam dişsiz maksillaya sahip erişkin bir hastanın tomografi görüntüleri kullanıldı.



Resim 28. 3-D Doctor programında hastaya ait görüntülerin işlenmesi

Tomografi kesitleri 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, ABD) yazılımına aktarıldı ve “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler “ComplexRender” yöntemiyle üç boyutlu model haline getirildi. Elde edilen üç boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek üst çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilir.

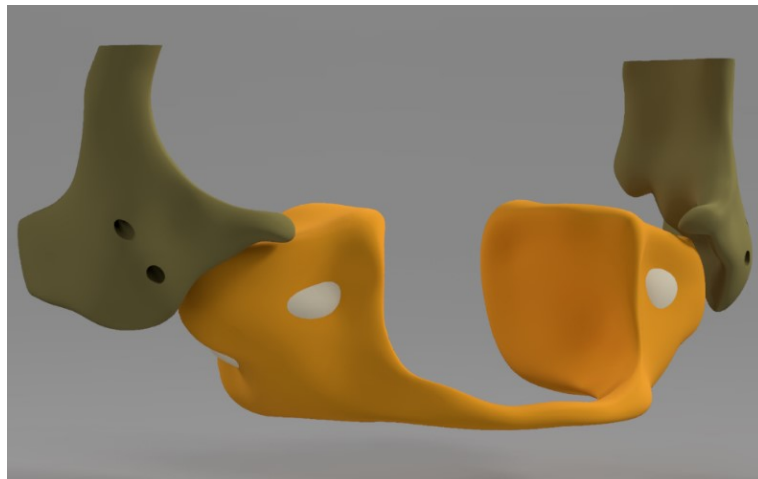
Araştırmamızda kullanılan tam dişsiz maksilla modelinde, Cawood Howell V skalasına (115) uygun olacak şekilde, tüm alveolar kretin horizontal kalınlığı 3 mm, nazal taban-kret tepesi mesafesi 6 mm, maksiller sinüs tabanı-kret tepesi mesafesi 3 mm olacak şekilde düzenlemeler yapılarak sanal olarak tasarlanmıştır. Alveol kretinde subperiostal implant kanatların kollarının konumlanacağı bölgelerde kemikte slot şeklinde kavite ler tasarlanmıştır. Bu kavite lerde subperiostal implantın alveolar krete uzanan kollarında

bulunan ve çift taraflı olmak üzere 2, 4 ve 6 nolu diş bölgelerinde konumlanan toplam 6 adet abutment yer alacaktır.

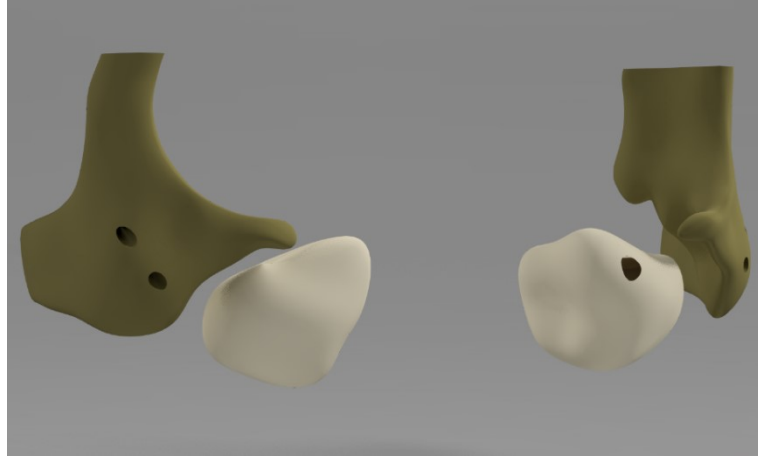
Üç boyutlu model 3D-Doctor yazılımından ‘.stl’ formatında export edildi. Bu işlemde elde edilen modelin ölçüleri çalışmada kullanılan model için referans olarak kullanılmıştır. Bu aşamada bilgisayarda oluşturulan modelin sadece dış yüzeyini, yani kortikal kemiği tanıdığı için kemik dokusundan offset yöntemi ile trabeküler kemik elde edildi. Zigomatik kemik ise kortikal kemik yapısında modellendi.



Resim 29. Maksilla ve zigomatik kemik modellerinin görüntüsü



Resim 30. Zigomatik kemik ve trabeküler kemik modellerinin görüntüsü



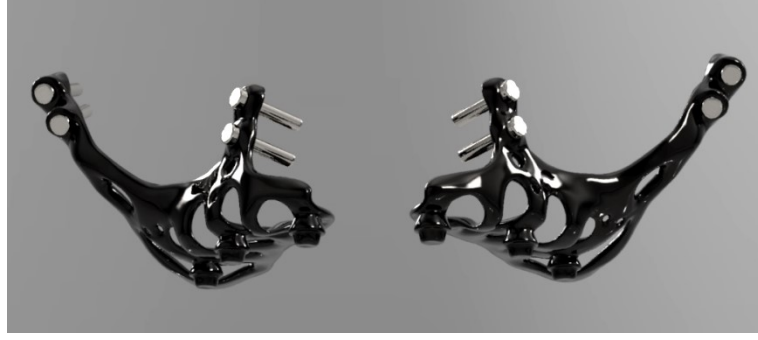
Resim 31. Zigomatik kemik ve maksiller sinüs modellerinin görüntüsü

3.1.2. Subperiostal İmplantların Modellenmesi

Subperiosteal implantlar, çift taraflı olacak şekilde, zigomatik ve maksiller orta yüz sütunlarına uzanan iki kanat ve her kanatta iki vida deliği bulunan şekilde tasarlanmıştır. Bu tasarım, Dr. Mommaerts'in (12) araştırmasında tanımladığı AMSJI tasarımını referans alarak, maksiller yüzey topografisine tam uyum sağlayacak şekilde modellenmiştir. Her bir subperiosteal implantın maksiller ve zigomatik orta yüz sütunlarında uzanan iki adet kanadı ve ikişer tane vida deliği bulunmaktadır. Bu vida deliklerinde subperiosteal implantların kortikal kemiğe fiksasyonunu sağlayan osteosentez vidaları modellenmiştir.



Resim 32. Subperiosteal implant modellerinin görüntüsü



Resim 33. Subperiostal implantlar ve osteosentez vidaların modellerinin görüntüsü



Resim 34. Subperiostal implant ve Toronto tasarım hibrit protezin altyapı modelinin görüntüsü



Resim 35. Subperiostal implantlar ve Toronto tasarım hibrit protezin altyapı modelinin görüntüsü

3.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Elemanlar Stres Analizi İçin Hazır Hale Getirilmesi

3D-Doctor yazılımında hazırlanan anatomik 3d modeller, Blender yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için stl formatında Fusion 360 yazılımına aktarılmıştır. Yazılıma aktarılan .stl formatı üç boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Bu .stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerin de saklanmasıyla programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Fusion 360 yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, implant ve protetik yapıların hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastisite modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir.

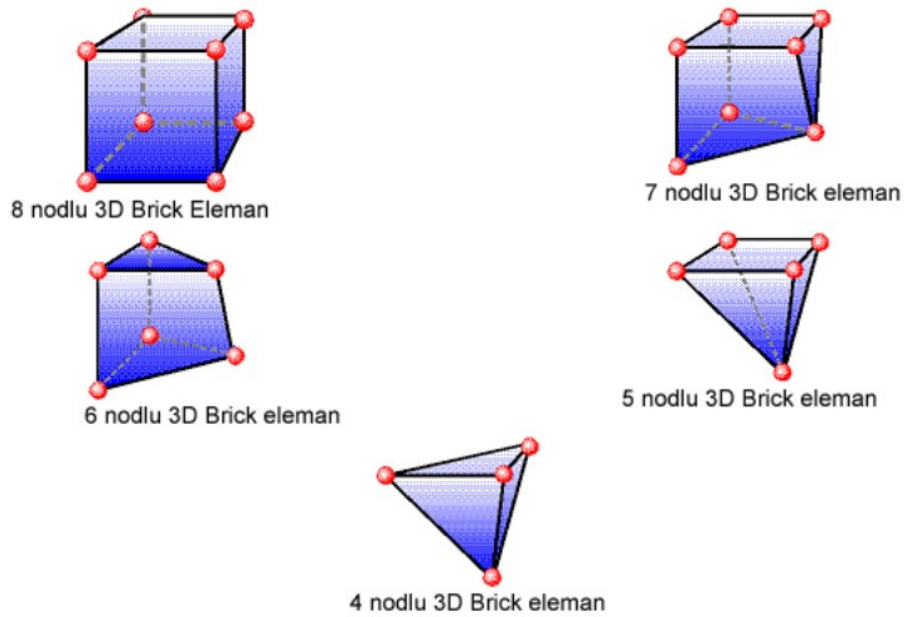
Tablo 2. Materyal özellikleri

Materyaller	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı	Referans
Kortikal Kemik	13 000	0.30	(281)
Trabeküler Kemik	1 370	0.30	(281)
Zigomatik Kemik	13 000	0.30	(281)
Subperiostal İmplant (Ti6Al4V ELI, Grade 23)	113 800	0.35	(282)
Kobalt- Krom	218 000	0.33	(219)
Titanyum Grade 5 (vida ve altyapı)	110 000	0.30	(279)
Zirkonya	205 000	0.19	(283)
PEEK	3 600	0.03	(284)
PMMA	2 700	0.35	(285)
Lityum Disilikat	95 000	0.20	(282)

Çalışmamızda tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Lineer elastisite; yapının gerilim veya deformasyonun uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

Elde edilen modeller Fusion 360 yazılımında meshleme süreci gerçekleştirilmiştir. Bu meshleme sürecinde, modeller mümkün olduğunca 8 düğüm noktasına sahip (brick tipi) elemanlar kullanılarak oluşturulmuştur. Yapıların merkezine yakın alanlarda, gerektiğinde modelin tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktasına sahip elemanlar tercih edilmiştir. Bu modelleme yöntemi sayesinde, hesaplamaları kolaylaştırmak amacıyla mümkün olan en yüksek düğüm noktasına sahip elemanlarla en kaliteli ağ yapısı oluşturulmaya çalışılmıştır. Ayrıca, çene modellerinde analiz sürecini zorlaştıran dik ve dar alanlar çizgisel elemanlardan temizlenerek düzenlenmiştir.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılmaktadır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar da kullanılabilir.



Resim 36. Sonlu elemanlar analiz yönteminde eleman çeşitleri (Uysal'dan, 286)

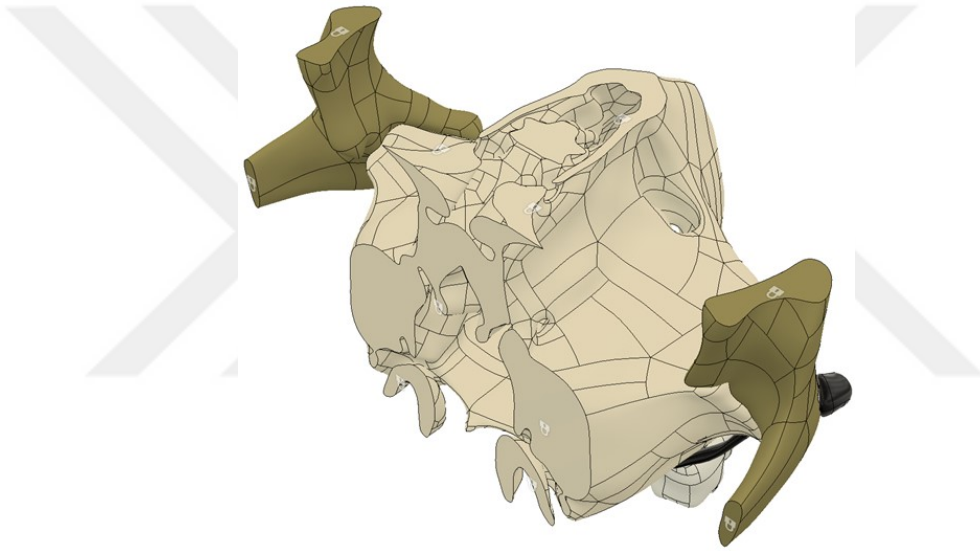
Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve nod (düğüm) sayıları aşağıdaki tabloda verilmiştir.

Tablo 3. Eleman ve düğüm sayıları

	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Bar Tasarımı	180 661	303 745
Toronto Tasarımı	220 102	366 322

3.3. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

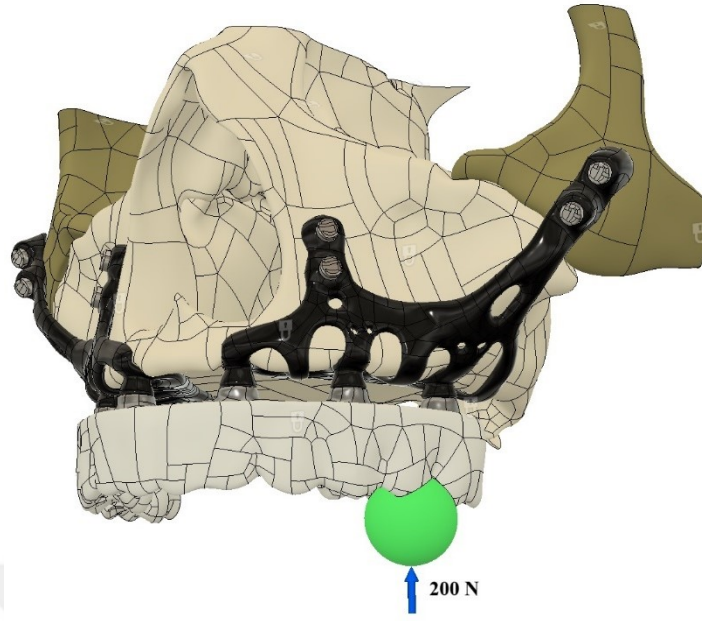
Maksilla kemiği superior ve posterior noktalarından DOF (Degree of freedom)'da sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir.



Resim 37. Sınır koşullarının belirlenmesi

3.4. Yükleme Koşulları

Çalışmamızda, sol posterior bölgedeki 2. premolar ve 1. molar dişler arasında yer alan rijit bir gıda maddesi modellenmiştir. Bu gıda maddesi modeli, çiğneme kuvvetini simüle etmek amacıyla kullanılmıştır. Oklüzal yükleme, gıda maddesi aracılığıyla tek taraflı olarak, 200 N'lik bir kuvvetle dikey yönde uygulanmıştır.



Resim 38. Modellerin yükleme koşulları

3.5. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Verilerinin Elde Edilmesi

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağına bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi- σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanın x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresler, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere Asal Stres denir. Asal Stres; maksimum asal stres, intermediate asal stres ve minimum asal stres

olarak 3'e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1 : Maksimum asal stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ_3 : Minimum asal stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir.

Kırılgan materyaller için asal stres değeri önemlidir. Çünkü Maksimum asal stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum asal stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

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

Von Mises Stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stres değerinden hesaplanır:

Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Ayrıca Von Mises Stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

4. BULGULAR

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılırken kemik gibi kırılabilir özellik gösteren dokular için Asal Stres değerlerinden yararlanılmaktadır. Maksimum asal stres (P_{max}) gerilme stresini (tensile stress) belirtirken minimum asal stres (P_{min}) sıkışma stresini (compressive stress) belirtmektedir. Titanyum gibi metal içerikli dövülebilir ve çekilebilir materyaller için ise Von Mises Stres değerlerinden yararlanılmaktadır. Von Mises stres değerleri kırılabilir materyallerin stres dağılımı hakkında bilgi vermekte ancak oluşan streslerin türü hakkında bilgi vermemektedir. Çalışmamızda subperiosteal implantlar ile destekli hibrit protez modellerinde yapılan yükleme sonucunda oluşan stres değerlerinin sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelemesi yapılmıştır.

Çalışmamızda dört farklı altyapı materyali, iki farklı hibrit protez tasarımı ve üç farklı üstyapı materyalinden oluşan on farklı subperiosteal implant destekli hibrit protez modelini ve tek taraflı kuvvet uygulamasını içeren toplam on senaryo oluşturuldu. Çalışmamızda oluşturulan bu senaryolarda maksiller ve zigomatik osteosentez vidalarının çevresinde ve maksiller alveolar bölgede kortikal kemikte MPa (N/mm²) cinsinden oluşan maksimum ve minimum asal stresler; subperiosteal implantlarda, protetik üstyapılarda ve alt yapılar MPa (N/mm²) cinsinden oluşan Von Mises stresler karşılaştırmalı olarak değerlendirildi. Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, kesit görüntüleri, düğümlerdeki stres miktarı ve dağılımı hassas bir şekilde değerlendirildi ve yorumlandı.

Yükleme sonucunda elde edilen sonuçlara göre; maksiller alveolar kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri bar tasarım hibrit protez modellerinde molar bölgesinde yoğunlaştığı, Toronto tasarım hibrit protez modellerinde premolar bölgesinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Alveolar kemikte oluşan minimum asal stres değerlerinin ise tüm modellerde anterior bölgede yoğunlaştığı tespit edilmiştir.

Maksiller ve zigomatik osteosentez vidalarının çevresinde oluşan maksimum asal stres değerleri incelendiğinde tüm modeller için inferiordaki maksiller osteosentez vidaların çevresinde oluşan stres değerlerinin diğer bölgelerdeki osteosentez vidaların çevresinde oluşan stres değerlerine kıyasla daha yüksek olduğu görülmüştür. Bar tasarımın ve PMMA üstyapı materyalinin kullanıldığı modeller [Model 1 (Co-Cr), Model 2 (Ti), Model 3 (Zr) ve Model 4 (PEEK)], diğer modellere kıyasla maksiller ve zigomatik osteosentez vidalarının çevresinde nispeten daha yüksek maksimum asal stres değerleri

göstermiştir. Maksiller ve zigomatik osteosentez vidalarının çevresinde oluşan maksimum asal stres değerlerinde en yüksek değer ise Model 4 (PEEK)'de inferiordaki maksiller osteosentez vida çevresinde görülmüştür. Maksiller ve zigomatik osteosentez vidalarının çevresinde oluşan minimum asal stres değerlerinin ise tüm modellerde superiordaki maksiller osteosentez vida çevresinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir.

Subperiostal implantlar üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri incelendiğinde tüm modellerde en yüksek Von Mises stres değerleri subperiostal implantların boyun bölgelerinde (yani bazal çerçeveyi abutmentlara bağlayan kollarında) gözlenmiştir. Modeller arasında, subperiostal implantlar üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri Model 4 (PEEK)'de gözlenmiştir.

Altyapılar üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri incelendiğinde PEEK altyapının kullanıldığı modellerde [Model 4 (PEEK), Model 9 (PEEK) ve Model 10 (PEEK-LiSi)] diğer modellere kıyasla daha düşük Von Mises stres değerleri gözlenmiştir.

Üstyapılar üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri incelendiğinde PMMA üstyapı materyalinin kullanıldığı modellerde [Model 1 (Co-Cr), Model 2 (Ti), Model 3 (Zr) ve Model 4 (PEEK)], üstyapılarda üzerinde diğer modellere kıyasla daha düşük Von Mises stres değerleri gözlenmiştir.

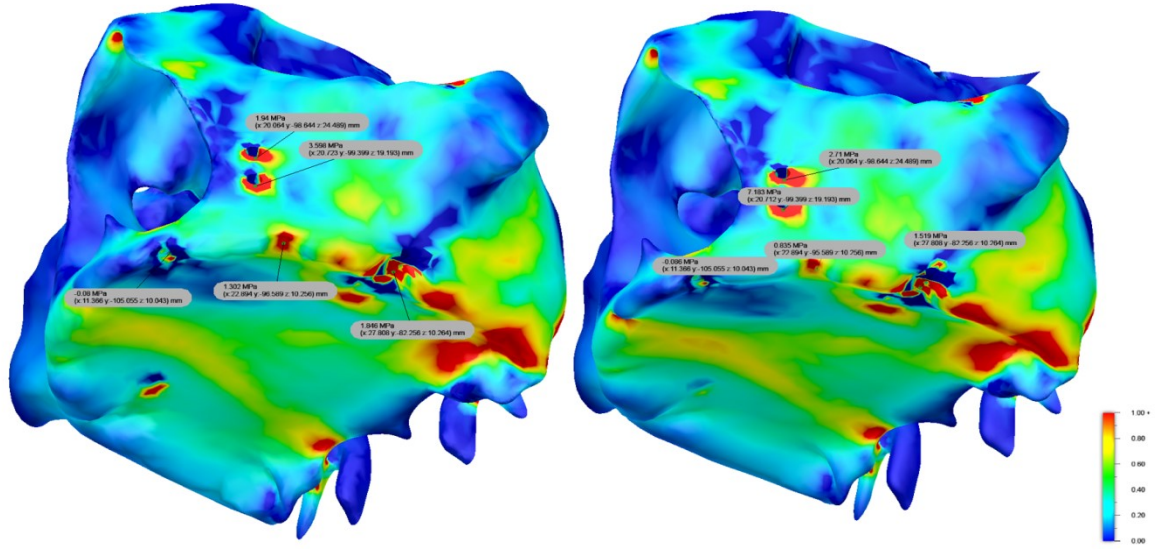
4.1. Kortikal Kemik Bulguları

4.1.1. Alveolar Kemikte Oluşan Stres Bulguları

Alveolar kemikte 22, 24 ve 26 nolu diş bölgelerinde (anterior, premolar ve molar) kortikal tabaka üzerinde oluşan maksimum asal stres ve minimum asal stres değerleri incelenmiştir.

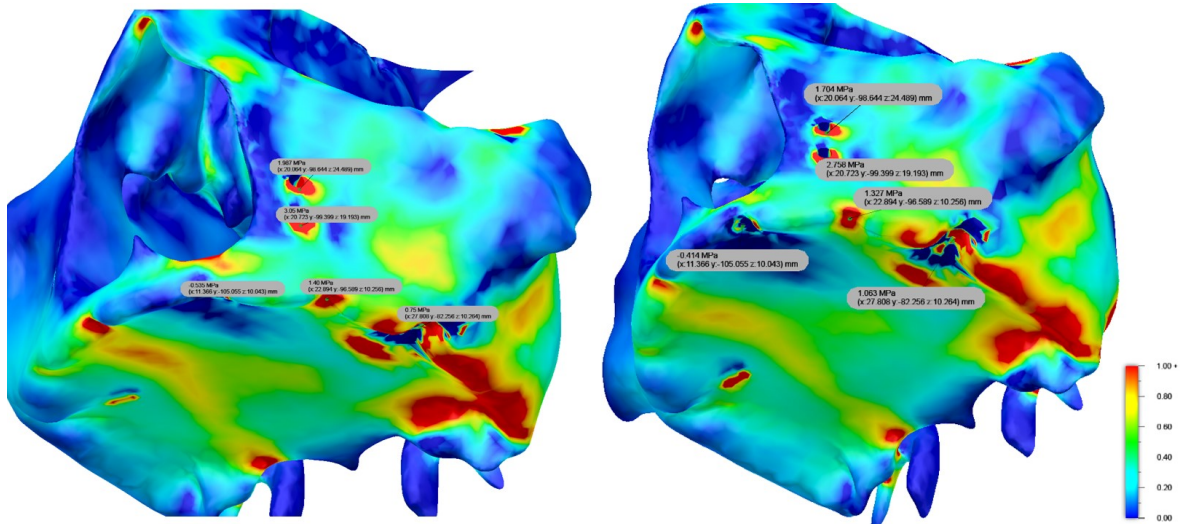
4.1.1.1. Alveolar Kemikte Oluşan Maksimumu Asal Stres Değerleri

Bar tasarım hibrit protez modellerinde alveolar kemikte oluşan stres değerlerinin molar bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bar tasarım modellerinde meydana gelen maksimum asal stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 1 (Co-Cr) (1.848 MPa)> Model 3 (Zr) (1.777 MPa)> Model 5 (Ti-Zr) (1.721 MPa)> Model 2 (Ti) (1.692 MPa)> Model 4 (PEEK) (1.519 MPa) şeklindedir.



Resim 39. Bar tasarıma sahip hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda alveolar kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri [Model 1 (Co-Cr), Model 4 (PEEK)]

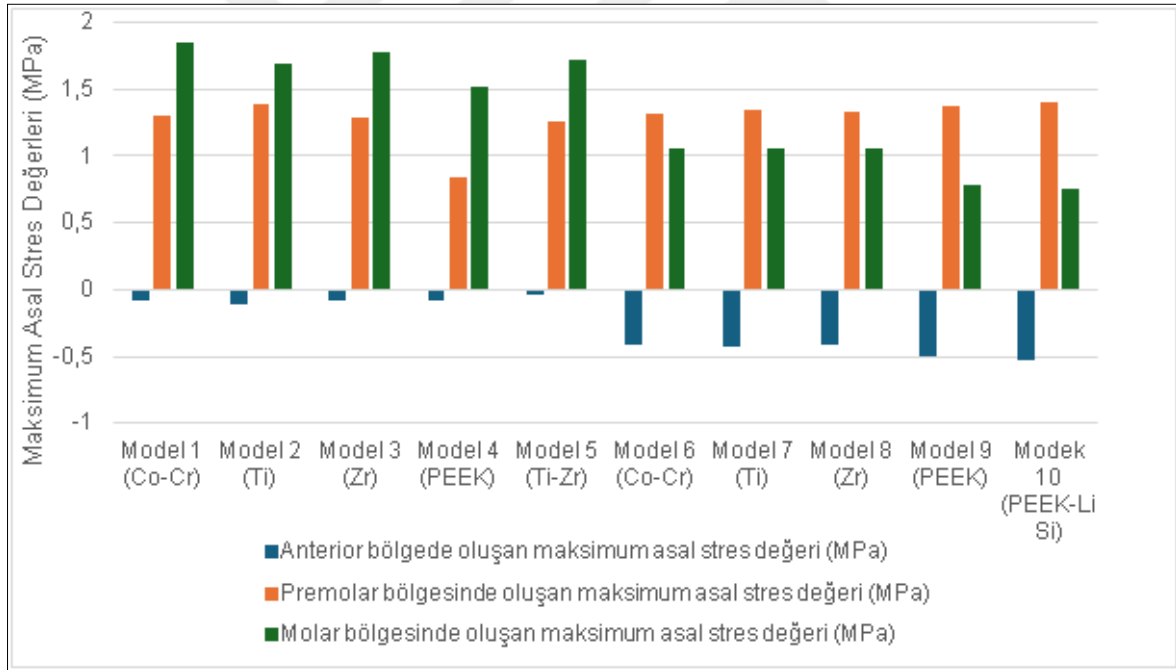
Toronto tasarım hibrit protez modellerinde alveolar kemikte oluşan stres değerlerinin premolar bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür. Toronro tasarım modellerinde meydana gelen maksimum asal stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 10 (PEEK-LiSi) (1.40 MPa)> Model 9 (PEEK) (1.369 MPa)> Model 7 (Ti) (1.339 MPa)> Model 6 (Co-Cr)> Model 8 (Zr) (1.327 MPa) şeklindedir.



Resim 40. Toronto tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda alveolar kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri [Model 10 (PEEK-LiSi) ve Model 8 (Zr)]

Tablo 4. Yükleme sonucunda alveolar kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri (MPa)

	Altyapı Tasarımı	Altyapı Materyali	Üstyapı Materyali	Anterior Bölge	Premolar Bölgesi	Molar Bölgesi
Model 1	Bar Tasarım	Co-Cr	PMMA	-0.08	1.302	1.848
Model 2	Bar Tasarım	Ti	PMMA	-0.114	1.395	1.692
Model 3	Bar Tasarım	Zr	PMMA	-0.078	1.291	1.777
Model 4	Bar Tasarım	PEEK	PMMA	-0.086	0.835	1.519
Model 5	Bar Tasarım	Ti	Zr	-0.035	1.253	1.721
Model 6	Toronto Tasarım	Co-Cr	Zr	-0.412	1.32	1.064
Model 7	Toronto Tasarım	Ti	Zr	-0.423	1.339	1.053
Model 8	Toronto Tasarım	Zr	Zr	-0.414	1.327	1.063
Model 9	Toronto Tasarım	PEEK	Zr	-0.504	1.369	0.777
Model 10	Toronto Tasarım	PEEK	Zr	-0.535	1.40	0.75

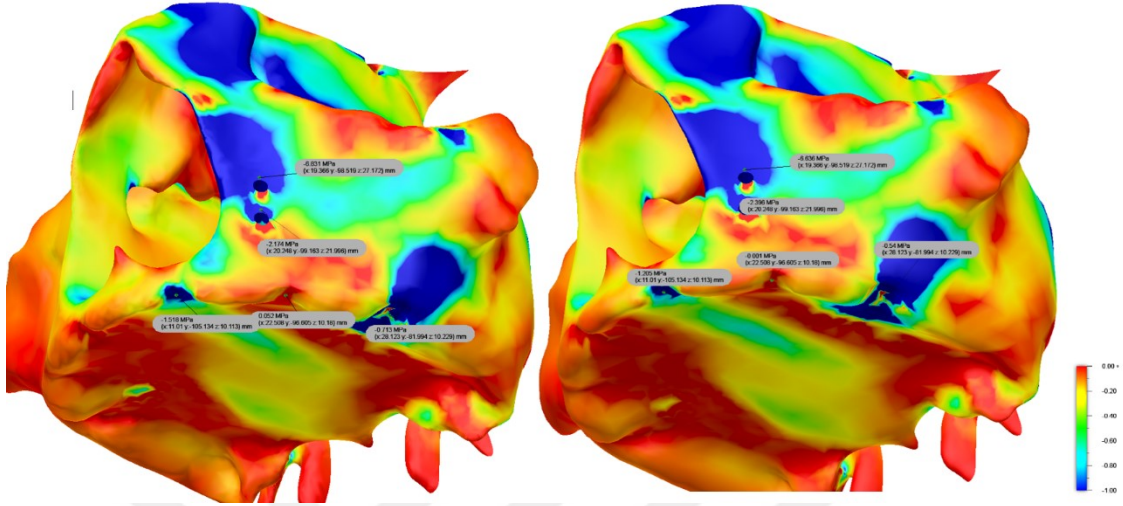


Şekil 1. Yükleme sonucunda alveolar kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri (MPa)

4.1.1.2. Alveolar Kemikte Oluşan Minimum Asal Stres Değerleri

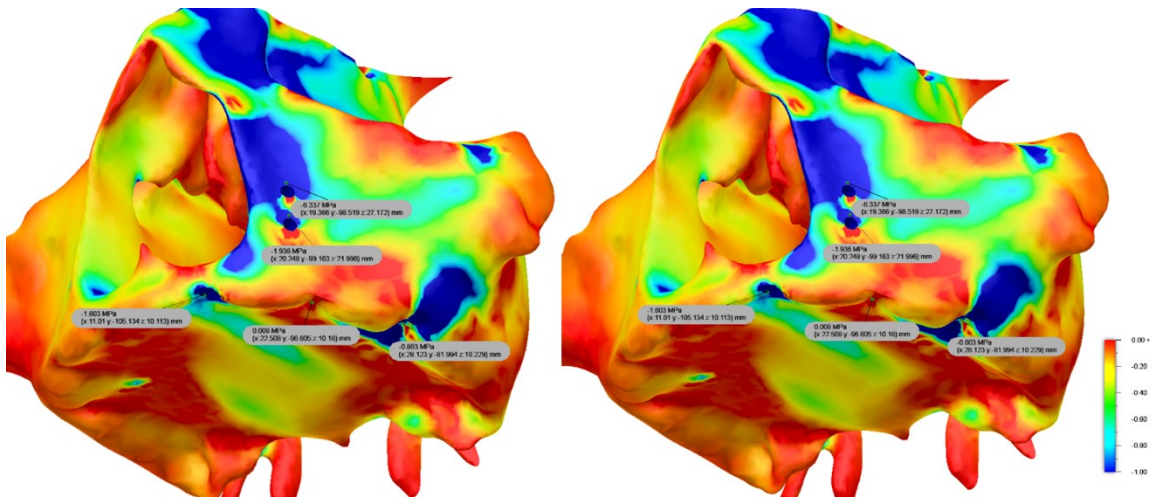
Bar tasarım hibrit protez modellerinde alveolar kemikte oluşan stres değerlerinin anterior bölgede yoğunlaştığı görülmüştür. Bar tasarım modellerinde meydana gelen minimum asal stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 2 (Ti) (-

1.518 MPa)> Model 3 (Zr) (-1.409 MPa)> Model 1 (Co-Cr) (-1.386 MPa)> Model 5 (Ti-Zr) (-1.226 MPa)> Model 4 (PEEK) (-1.205 MPa) şeklindedir.



Resim 41. Bar tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda alveolar kemikte oluşan minimum asal stres değerleri [Model 2 (Ti) ve Model 4 (PEEK)]

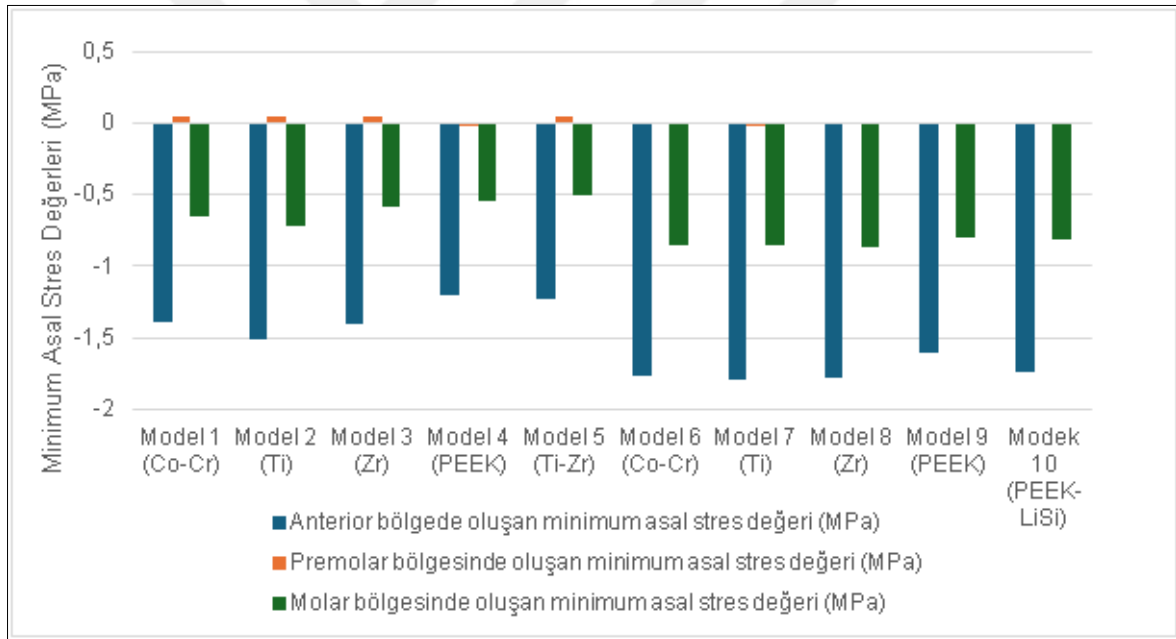
Toronto tasarım hibrit protez modellerinde alveolar kemikte oluşan stres değerlerinin anterior bölgede yoğunlaştığı görülmüştür. Toronro tasarım modellerinde meydana gelen minimum asal stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 7 (Ti) (-1.801 MPa)> Model 8 (Zr) (-1.781 MPa)> Model 6 (Co-Cr) (-1.772 MPa)> Model 10 (PEEK-LiSi) (-1.742 MPa)> Model 9 (PEEK) (-1.603 MPa) şeklindedir.



Resim 42. Toronto tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda alveolar kemikte oluşan minimum asal stres değerleri [Model 7 (Ti) ve Model 9 (PEEK)]

Tablo 5. Yükleme sonucunda alveolar kemikte oluşan minimum asal stres değerleri (MPa)

	Altyapı Tasarımı	Altyapı Materyali	Üstyapı Materyali	Anterior Bölge	Premolar Bölgesi	Molar Bölgesi
Model 1	Bar Tasarım	Co-Cr	PMMA	-1.386	0.045	-0.658
Model 2	Bar Tasarım	Ti	PMMA	-1.518	0.052	-0.713
Model 3	Bar Tasarım	Zr	PMMA	-1.409	0.043	-0.578
Model 4	Bar Tasarım	PEEK	PMMA	-1.205	-0.001	-0.54
Model 5	Bar Tasarım	Ti	Zr	-1.226	0.046	-0.508
Model 6	Toronto Tasarım	Co-Cr	Zr	-1.772	0.01	-0.86
Model 7	Toronto Tasarım	Ti	Zr	-1.801	-0.012	-0.86
Model 8	Toronto Tasarım	Zr	Zr	-1.781	0.012	-0.861
Model 9	Toronto Tasarım	PEEK	Zr	-1.603	0.008	-0.803
Model 10	Toronto Tasarım	PEEK	Zr	-1.742	0.011	-0.809



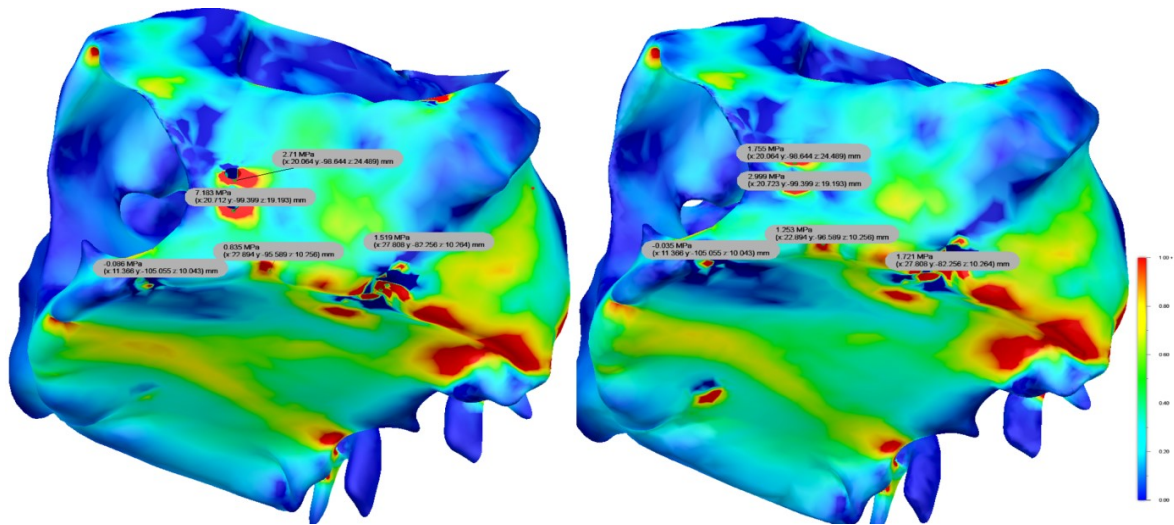
Şekil 2. Yükleme sonucunda alveolar kemikte oluşan minimum asal stres değerleri (MPa)

4.1.2. Maksiller ve Zigomatik Osteosentez Vidalar Çevresinde Oluşan Stres Bulguları

Maksiller ve zigomatik osteosentez vidalar çevresinde kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres ve minimum asal stres değerleri incelenmiştir. Maksiller ve zigomatik orta yüz sütunlarında her bölgede ikişer adet bulunan osteosentez vidaları konumlarına göre superior ve inferior olarak isimlendirilmiştir.

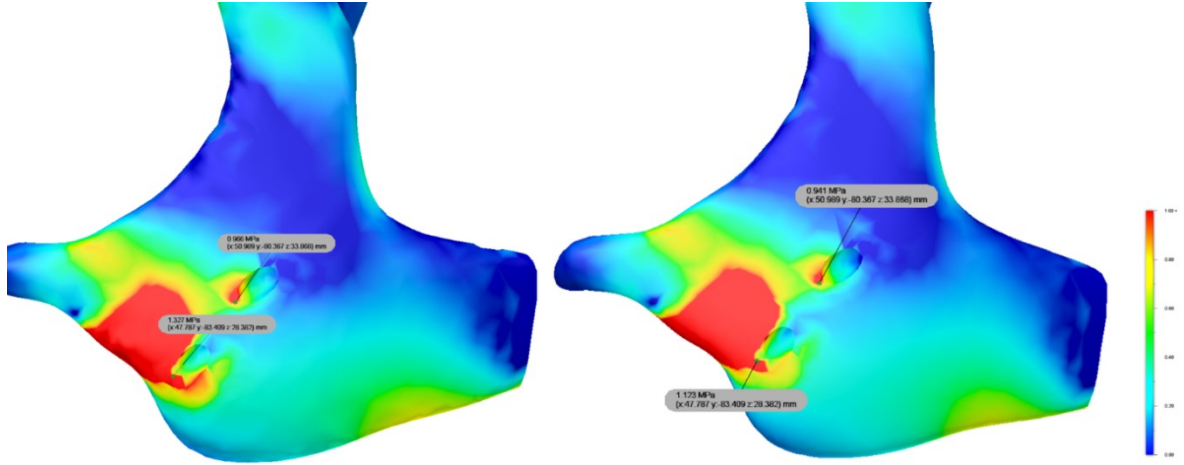
4.1.2.1. Maksiller ve Zigomatik Osteosentez Vidalar Çevresinde Oluşan Maksimum Asal Stres Değerleri

Bar tasarım hibrit protez modellerinde maksiller osteosentez vidalar çevresinde kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerlerinin inferior vida çevresinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bar tasarım modellerinde maksiller osteosentez vidalar çevresinde meydana gelen maksimum asal stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 4 (PEEK) (7.138 MPa)> Model 2 (Ti) (3.884 MPa)> Model 1 (Co-Cr) (3.599 MPa)> Model 3 (Zr) (3.575 MPa)> Model 5 (Ti-Zr) (2.999 MPa) şeklindedir.



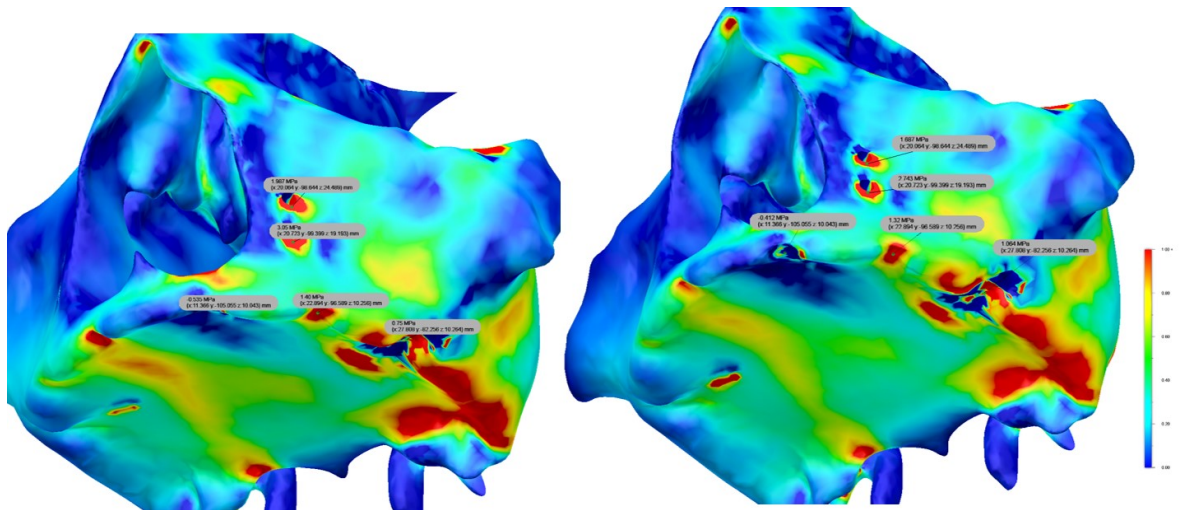
Resim 43. Bar tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda maksiller osteosentez vidalar çevresinde oluşan maksimum asal stres değerleri [Model 4 (PEEK) ve Model 5 (Ti-Zr)]

Bar tasarım hibrit protez modellerinde zigomatik osteosentez vidalar çevresinde kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerlerinin inferior vida çevresinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bar tasarım modellerinde zigomatik osteosentez vidalar çevresinde meydana gelen maksimum asal stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 2 (Ti) (1.327 MPa)> Model 3 (Zr) (1.195 MPa)> Model 1 (Co-Cr) (1.167 MPa)> Model 4 (PEEK) (1.123 MPa) şeklindedir.



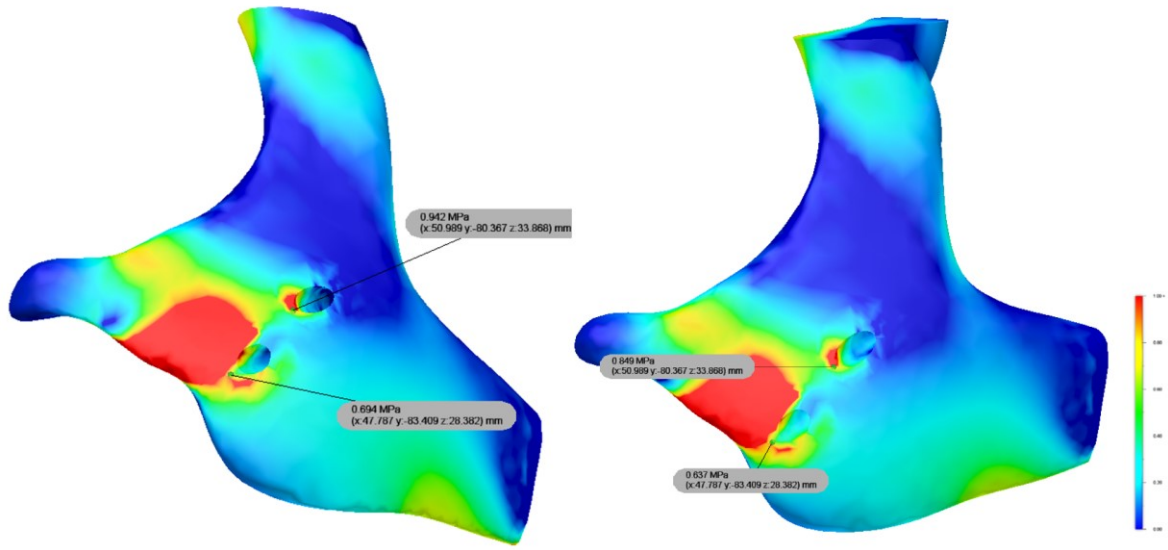
Resim 44. Bar tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda zigomatik osteosentez vidalar çevresinde oluşan maksimum asal stres değerleri [Model 2 (Ti) ve Model 4 (PEEK)]

Toronto tasarım hibrit protez modellerinde maksiller osteosentez vidalar çevresinde kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerlerinin inferior vida çevresinde yoğunlaştığı görülmüştür. Toronto tasarım modellerinde maksiller osteosentez vidalar çevresinde meydana gelen maksimum asal stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 10 (PEEK-LiSi) (3.05 MPa) > Model 9 (PEEK) (2.798 MPa) > Model 7 (Ti) (2.778 MPa) > Model 8 (Zr) (2.758 MPa) > Model 6 (Co-Cr) (2.743 MPa) şeklindedir.



Resim 45. Toronto tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda maksiller osteosentez vidalar çevresinde oluşan maksimum asal stres değerleri [Model 10 (PEEK-LiSi) ve Model 6 (Co-Cr)]

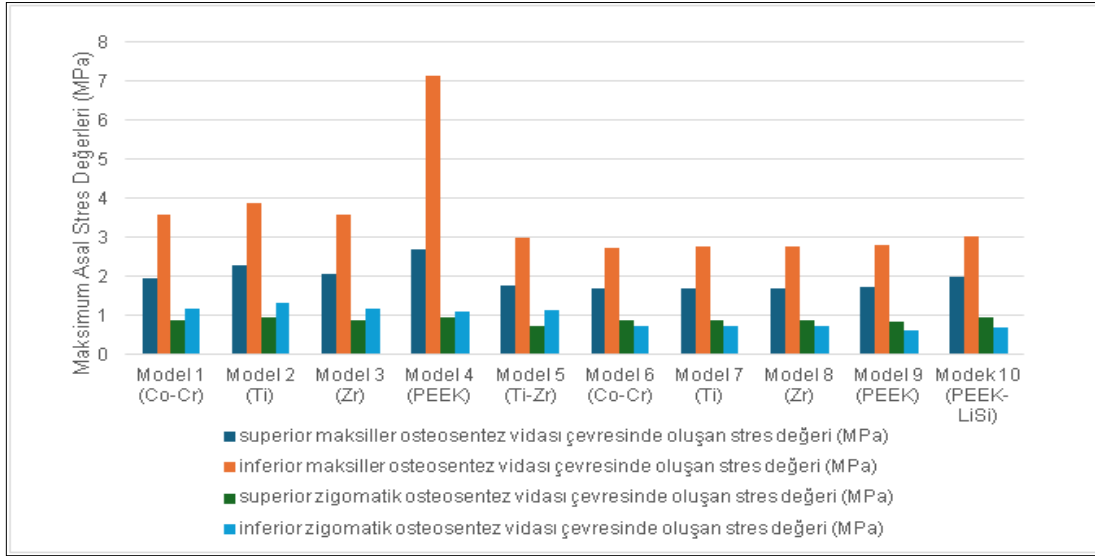
Toronto tasarım hibrit protez modellerinde zigomatik osteosentez vidalar çevresinde kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerlerinin superior vida çevresinde yoğunlaştığı görülmüştür. Toronto tasarım modellerinde zigomatik osteosentez vidalar çevresinde meydana gelen maksimum asal stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 10 (PEEK-LiSi) (0.942 MPa)> Model 8 (Zr) (0.896 MPa)> Model 7 (Ti) (0.891 MPa)> Model 6 (Co-Cr) (0.886 MPa)> Model 9 (PEEK) (0.849 MPa) şeklindedir.



Resim 46. Toronto tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda zigomatik osteosentez vidalar çevresinde oluşan maksimum asal stres değerleri [Model 10 (PEEK-LiSi) ve Model 9 (PEEK)]

Tablo 6. Yükleme sonucunda maksiller ve zigomatik kemikte vidalar çevresinde oluşan maksimum asal stres değerleri (MPa)

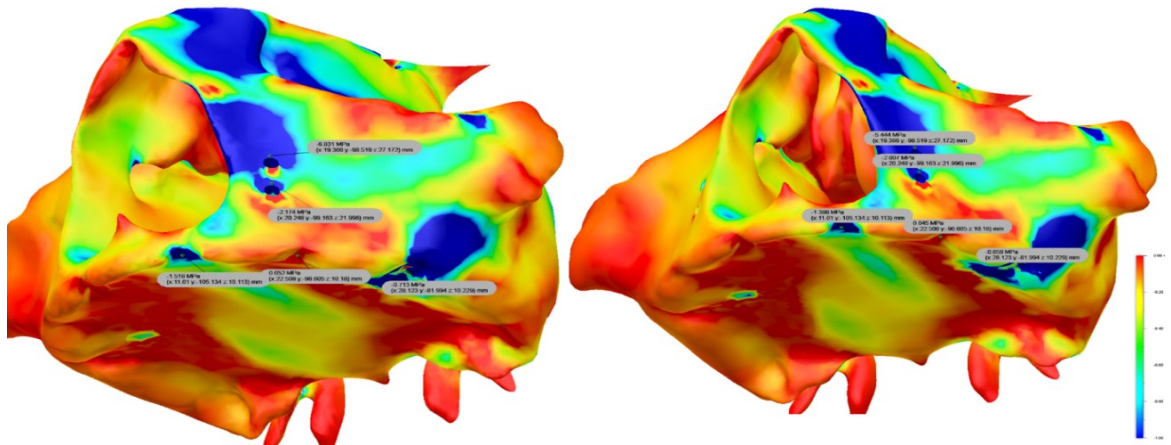
	Altyapı Tasarımı	Altyapı Materyali	Üstyapı Materyali	Maksiller Vida		Zigomatik Vida	
				Superior	İnferior	Superior	İnferior
Model 1	Bar Tasarım	Co-Cr	PMMA	1.94	3.599	0.876	1.167
Model 2	Bar Tasarım	Ti	PMMA	2.275	3.884	0.966	1.327
Model 3	Bar Tasarım	Zr	PMMA	2.054	3.575	0.896	1.195
Model 4	Bar Tasarım	PEEK	PMMA	2.71	7.138	0.941	1.123
Model 5	Bar Tasarım	Ti	Zr	1.755	2.999	0.719	1.126
Model 6	Toronto Tasarım	Co-Cr	Zr	1.687	2.743	0.886	0.736
Model 7	Toronto Tasarım	Ti	Zr	1.712	2.778	0.891	0.739
Model 8	Toronto Tasarım	Zr	Zr	1.704	2.758	0.896	0.742
Model 9	Toronto Tasarım	PEEK	Zr	1.745	2.798	0.849	0.637
Model 10	Toronto Tasarım	PEEK	LiSi	1.987	3.05	0.942	0.694



Şekil 3. Yükleme sonucunda maksiller ve zigomatik kemikte vidalar çevresinde oluşan maksimum asal stres değerleri (MPa)

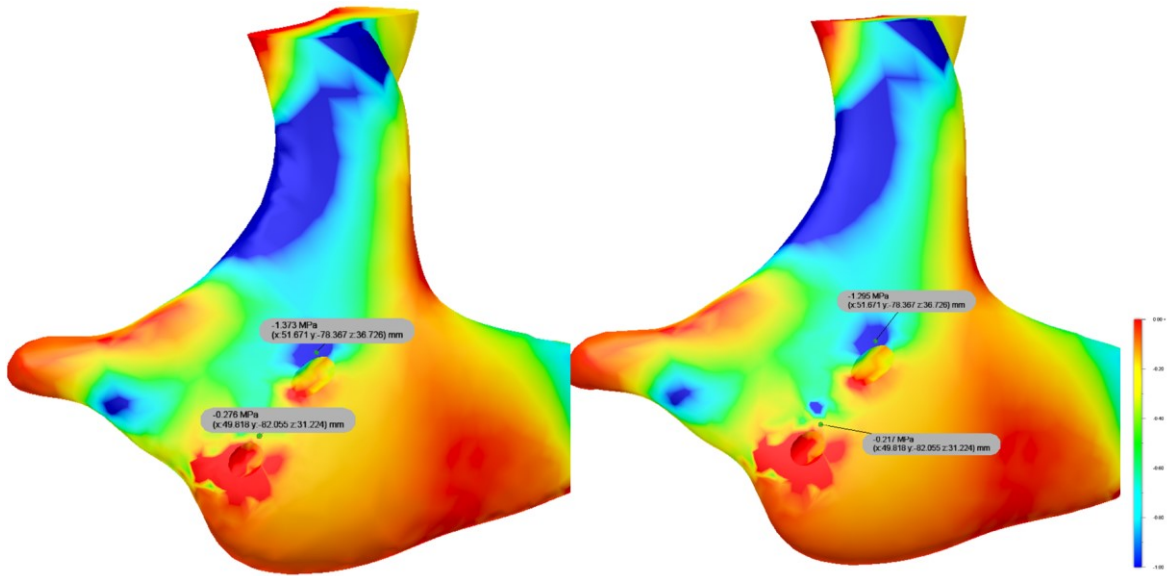
4.1.2.2. Maksiller ve Zigomatik Osteosentez Vidalar Çevresinde Oluşan Minimum Asal Stres Değerleri

Bar tasarım hibrit protez modellerinde maksiller osteosentez vidalar çevresinde kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerlerinin superior vida çevresinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bar tasarım modellerinde maksiller osteosentez vidalar çevresinde meydana gelen minimum asal stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 2 (Ti) (-6.831 MPa) > Model 4 (PEEK) (-6.636 MPa) > Model 3 (Zr) (-5.521 MPa) > Model 1 (Co-Cr) (-5.444 MPa) şeklindedir.



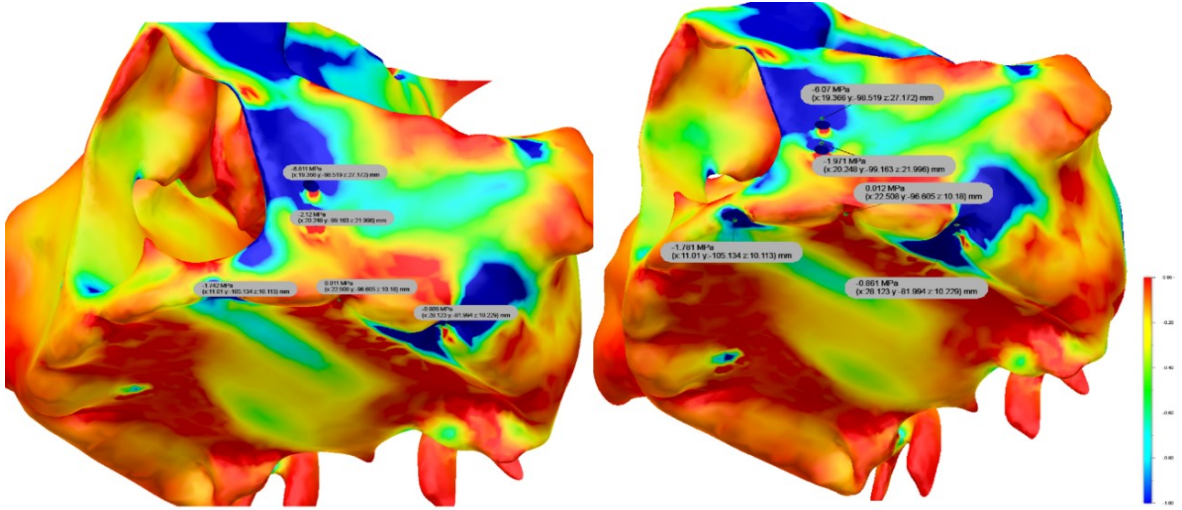
Resim 47. Bar tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda maksiller osteosentez vidalar çevresinde oluşan minimum asal stres değerleri [Model 2 (Ti) ve Model 1 (Co-Cr)]

Bar tasarım hibrit protez modellerinde zigomatik osteosentez vidalar çevresinde kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerlerinin superior vida çevresinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bar tasarım modellerinde zigomatik osteosentez vidalar çevresinde meydana gelen minimum asal stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 2 (Ti) (-1.373 MPa)> Model 4 (PEEK) (-1.346 MPa)> Model 3 (Zr) (-1.32 MPa)> Model 1 (Co-Cr) (-1.295 MPa) şeklindedir.



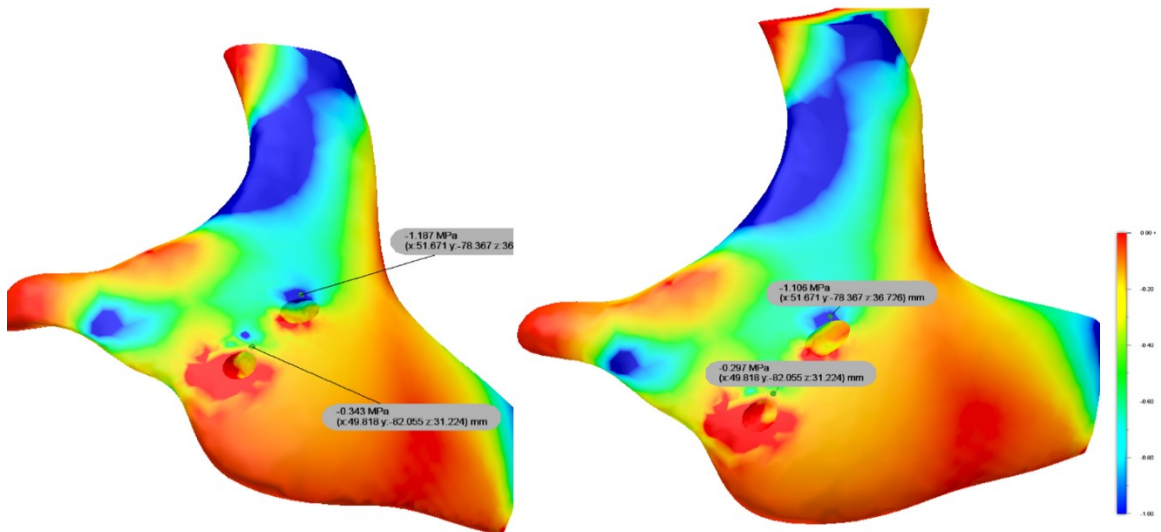
Resim 48. Bar tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda zigomatik osteosentez vidalar çevresinde oluşan minimum asal stres değerleri [Model 2 (Ti) ve Model 1 (Co-Cr)]

Toronto tasarım hibrit protez modellerinde maksiller osteosentez vidalar çevresinde kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerlerinin superior vida çevresinde yoğunlaştığı görülmüştür. Toronto tasarım modellerinde maksiller osteosentez vidalar çevresinde meydana gelen minimum asal stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 10 (PEEK-LiSi) (-6.811 MPa)> Model 9 (PEEK) (-6.377 MPa)> Model 7 (Ti) (-6.096 MPa)> Model 6 (Co-Cr) (-6.037 MPa)> Model 8 (Zr) (-6.07 MPa) şeklindedir.



Resim 49. Toronto tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda maksiller osteosentez vidalar çevresinde oluşan minimum asal stres değerleri [Model 10 (PEEK-LiSi) ve Model 8 (Zr)]

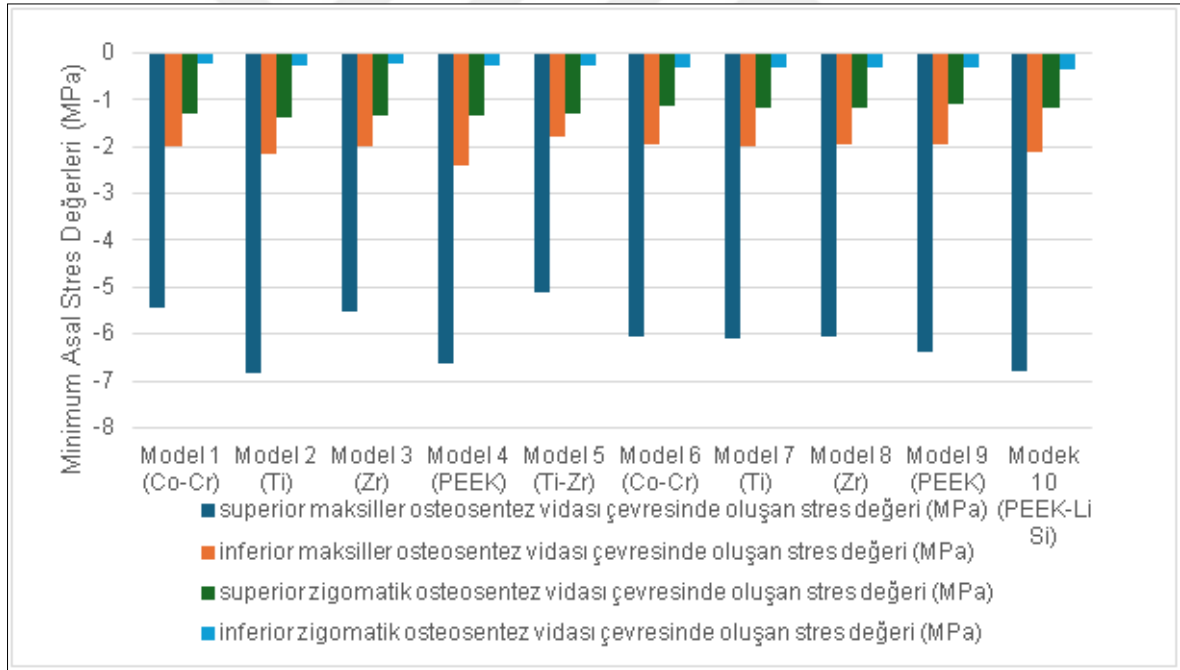
Toronto tasarıma sahip hibrit protez modellerinde zigomatik osteosentez vidalar çevresinde kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerlerinin superior vida çevresinde yoğunlaştığı görülmüştür. Toronto tasarım modellerinde zigomatik osteosentez vidalar çevresinde meydana gelen minimum asal stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 10 (PEEK-LiSi) (-1.187 MPa)> Model 8 (Zr) (-1.154 MPa)> Model 7 (Ti) (-1.153 MPa)> Model 6 (Co-Cr) (-1.145 MPa)> Model 9 (PEEK) (-1.106 MPa) şeklindedir.



Resim 50. Toronto tasarım hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda zigomatik osteosentez vidalar çevresinde oluşan minimum asal stres değerleri [Model 10 (PEEK-LiSi) ve Model 9 (PEEK)]

Tablo 7. Yükleme sonucunda maksiller ve zigomatik kemikte vidalar çevresinde oluşan minimum asal stres değerleri (MPa)

	Altyapı Tasarımı	Altyapı Materyali	Üstyapı Materyali	Maksiller Vida		Zigomatik Vida	
				Superior	İnferior	Superior	İnferior
Model 1	Bar Tasarım	Co-Cr	PMMA	-5.444	-2.007	-1.295	-0.217
Model 2	Bar Tasarım	Ti	PMMA	-6.831	-2.174	-1.373	-0.276
Model 3	Bar Tasarım	Zr	PMMA	-5.521	-1.985	-1.320	-0.224
Model 4	Bar Tasarım	PEEK	PMMA	-6.636	-2.396	-1.346	-0.255
Model 5	Bar Tasarım	Ti	Zr	-5.092	-1.781	-1.315	-0.257
Model 6	Toronto Tasarım	Co-Cr	Zr	-6.037	-1.957	-1.145	-0.310
Model 7	Toronto Tasarım	Ti	Zr	-6.096	-1.975	-1.153	-0.314
Model 8	Toronto Tasarım	Zr	Zr	-6.07	-1.971	-1.154	-0.315
Model 9	Toronto Tasarım	PEEK	Zr	-6.377	-1.936	-1.106	-0.297
Model 10	Toronto Tasarım	PEEK	LiSi	-6.811	-2.12	-1.187	-0.343

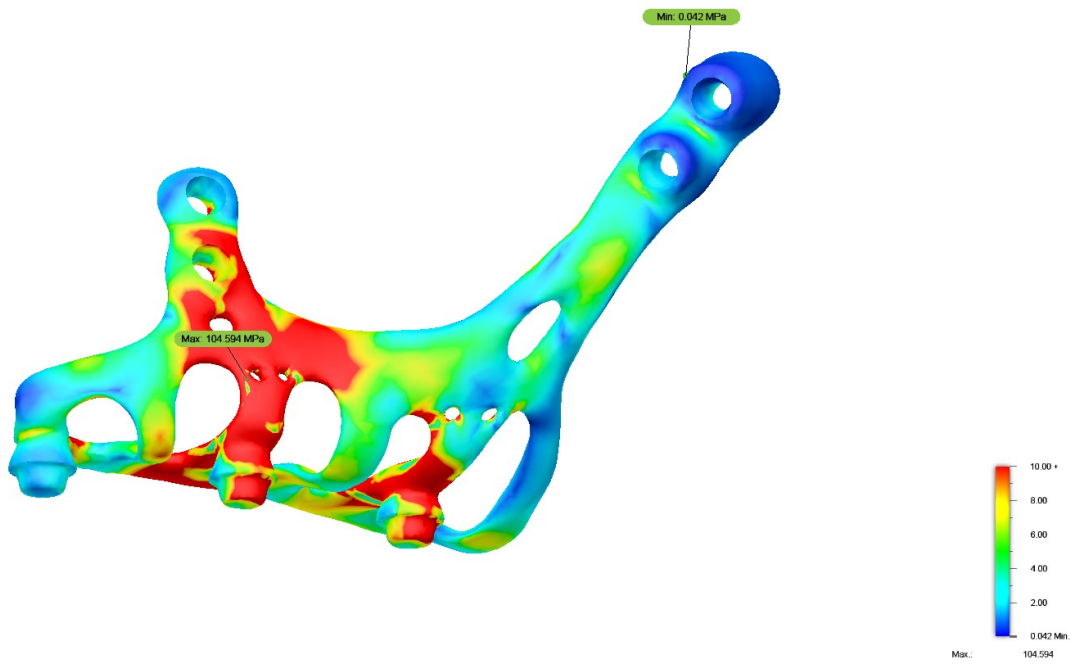


Şekil 4. Yükleme sonucunda maksiller ve zigomatik kemikte vidalar çevresinde oluşan minimum asal stres değerleri

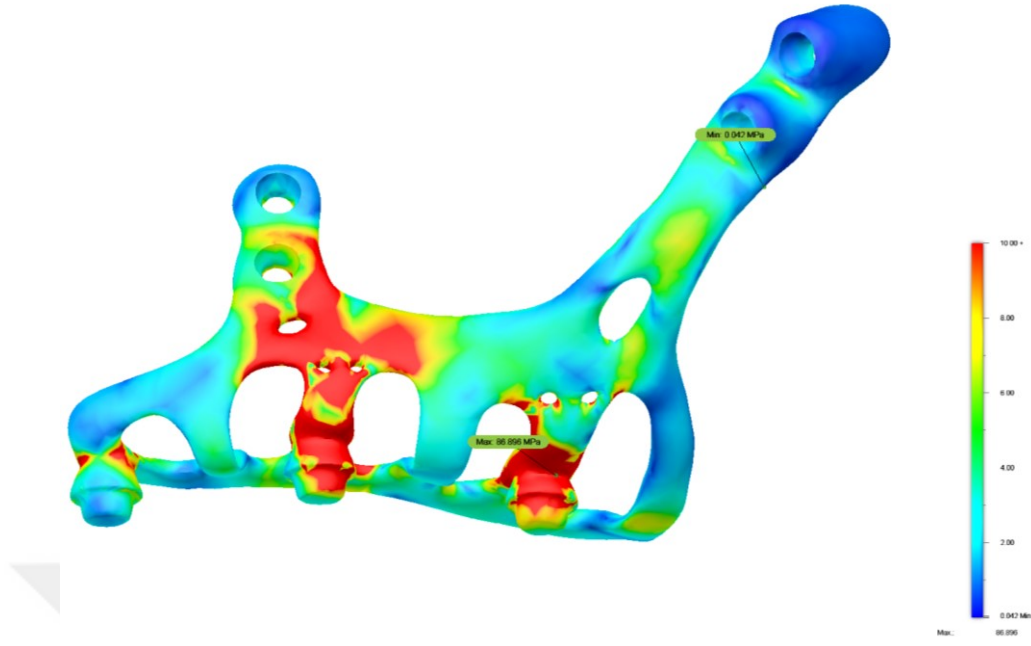
4.2. Subperiostal İmplantlar Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Çalışmamızda subperiostal implantın yapısında oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri kaydedilmiş ve karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Tüm modellerde en yüksek Von Mises stres değerleri subperiostal implantların boyun bölgelerinde (yani bazal

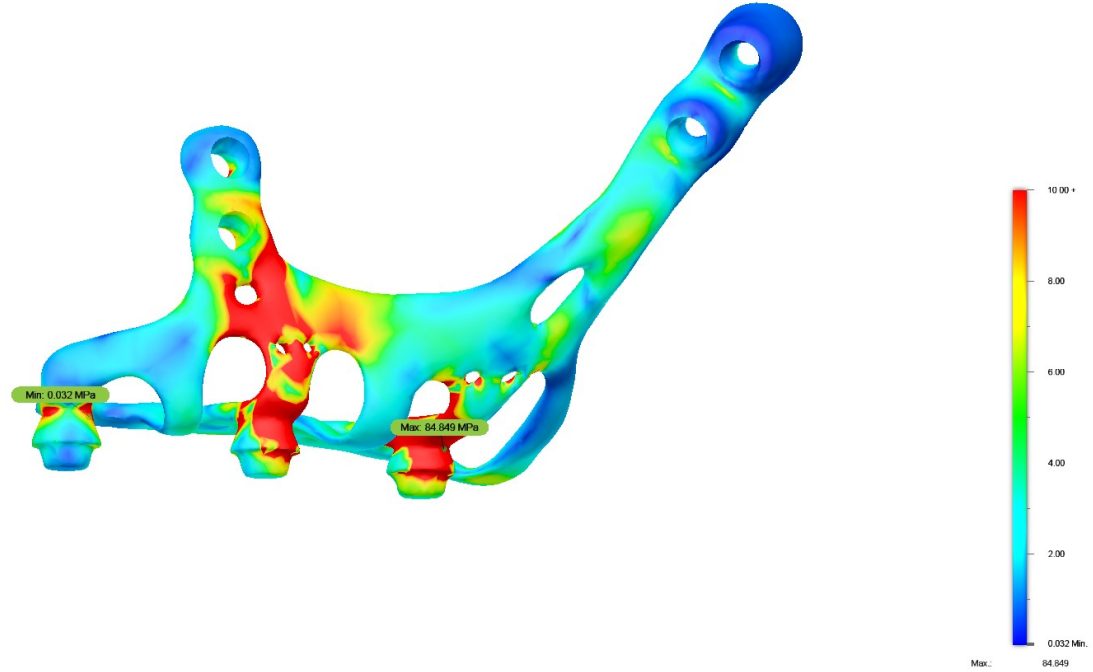
çerçeveyi abutmentlara bağlayan kollarında) gözlenmiştir. Bar tasarım hibrit protez modellerinde subperiostal implantların boyun bölgelerinde oluşan en yüksek stres değerleri, Model 4 (PEEK)'de premolar bölgesinde görülürken kalan bar tasarım hibrit protez modellerinde molar bölgesinde görülmüştür. Bar tasarım modellerinde subperiostal implantlar üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 4 (PEEK) (104.594 MPa)> Model 2 (Ti) (86.896 MPa)> Model 1 (Co-Cr) (84.849 MPa)> Model 3 (Zr) (84.591 MPa)> Model 5 (Ti-Zr) (80.228 MPa) şeklindedir.



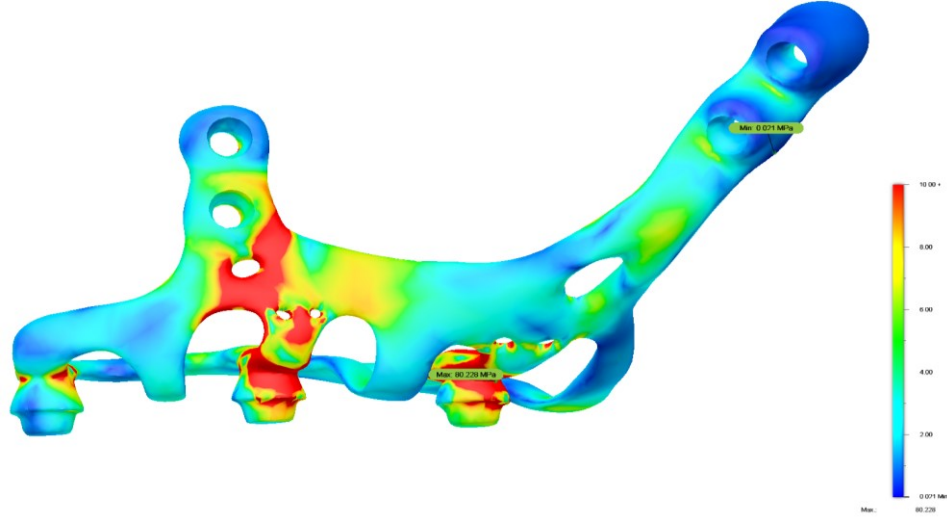
Resim 51. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 4 (PEEK)'te, yükleme sonucunda subperiostal implant üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri



Resim 52. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 2 (Ti)'de, yükleme sonucunda subperiostal implant üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri

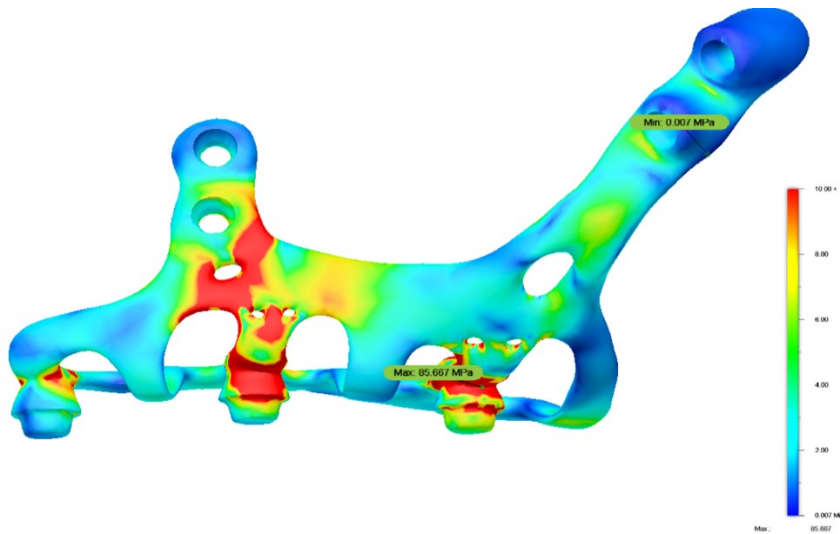


Resim 53. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 1 (Co-Cr)'de, yükleme sonucunda subperiostal implant üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri

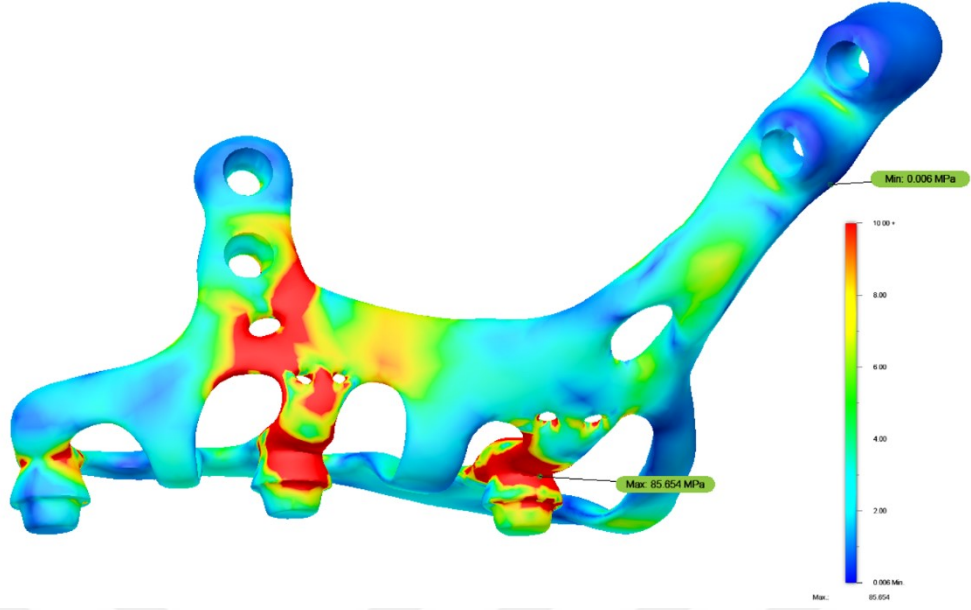


Resim 54. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 5 (Ti-Zr)'te, yükleme sonucunda subperiostal implant üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri

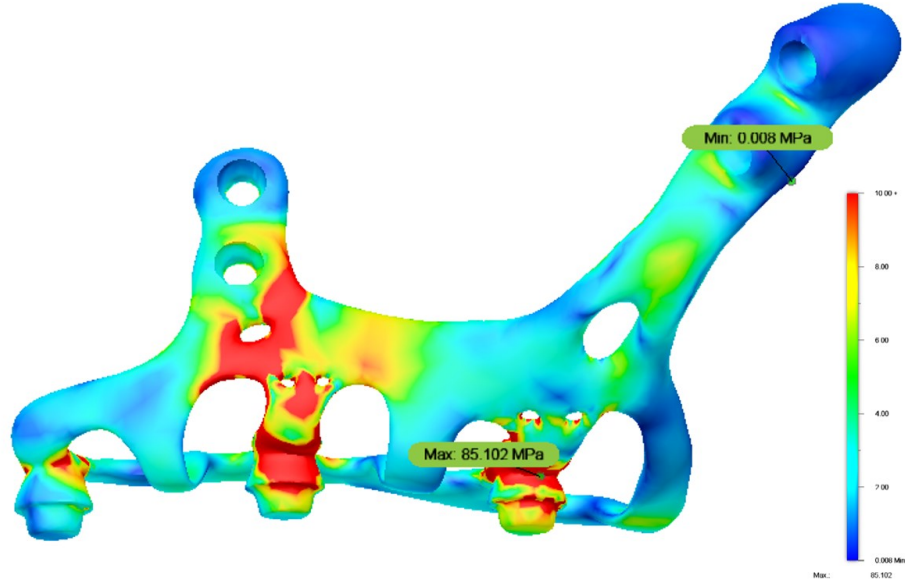
Toronto tasarım hibrit protez modellerinde subperiostal implantların boyun bölgelerinde oluşan en yüksek stres değerleri, Model 9 (PEEK) ve Model 10'da premolar bölgesinde görülürken kalan toronto tasarım hibrit protez modellerinde molar bölgesinde görülmüştür. Toronto tasarım modellerinde subperiostal implantlar üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 6 (Co-Cr) (85.667 MPa)> Model 8 (Zr) (85.654 MPa)> Model 7 (Ti) (85.102 MPa)> Model 10 (PEEK-LiSi) (78.857 MPa)> Model 9 (PEEK) (72.503 MPa) şeklindedir.



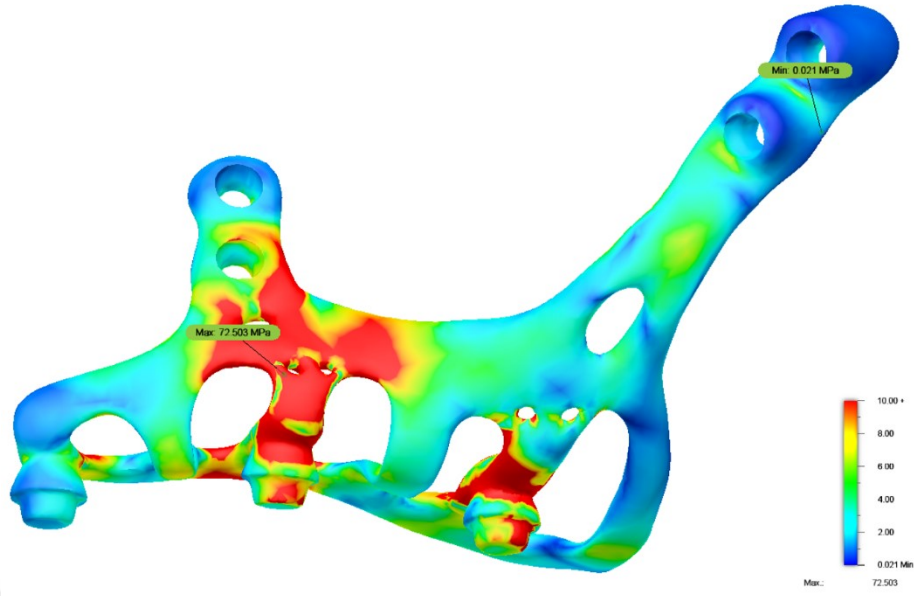
Resim 55. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 6 (Co-Cr)'da, yükleme sonucunda subperiostal implant üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri



Resim 56. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 8 (Zr)'de, yükleme sonucunda subperiostal implant üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri



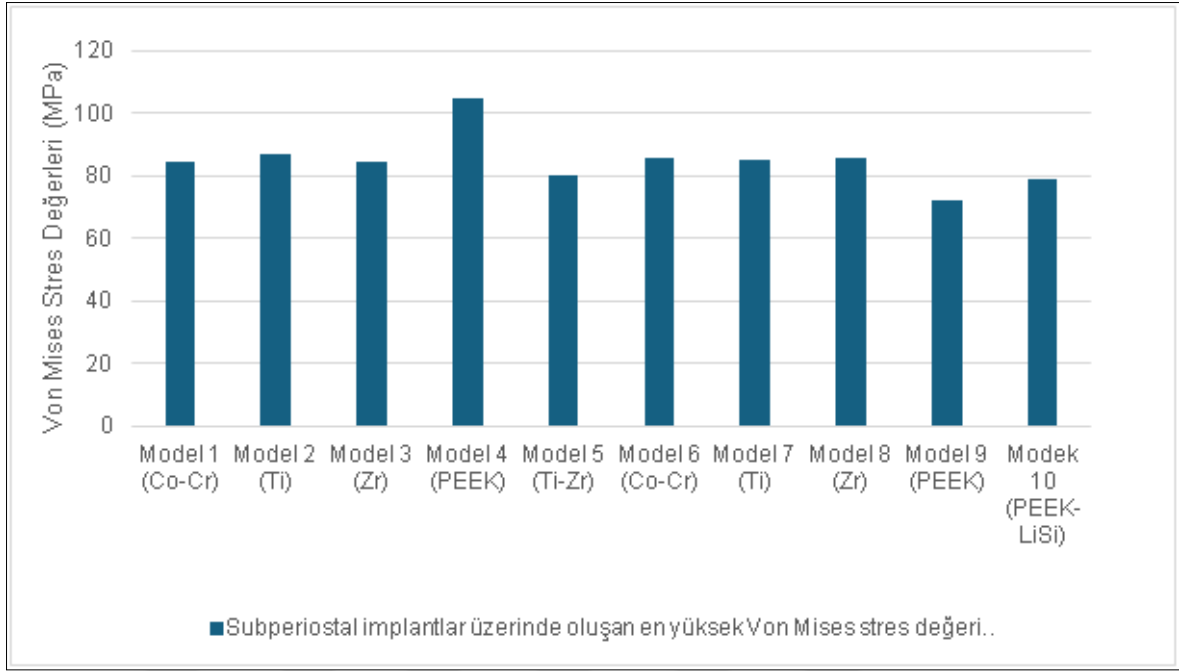
Resim 57. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 7 (Ti)'de, yükleme sonucunda subperiostal implant üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri



Resim 58. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 9 (PEEK)’da, yükleme sonucunda subperiosteal implant üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri

Tablo 8. Yükleme sonucunda subperiosteal implantlar üzerinde oluşan en yüksek von mises stres değerleri (MPa)

	Altyapı Tasarımı	Altyapı Materyali	Üstyapı Materyali	Stres Değeri (MPa)
Model 1	Bar Tasarım	Co-Cr	PMMA	84.849
Model 2	Bar Tasarım	Ti	PMMA	86.896
Model 3	Bar Tasarım	Zr	PMMA	84.591
Model 4	Bar Tasarım	PEEK	PMMA	104.594
Model 5	Bar Tasarım	Ti	Zr	80.228
Model 6	Toronto Tasarım	Co-Cr	Zr	85.667
Model 7	Toronto Tasarım	Ti	Zr	85.102
Model 8	Toronto Tasarım	Zr	Zr	85.654
Model 9	Toronto Tasarım	PEEK	Zr	72.503
Model 10	Toronto Tasarım	PEEK	LiSi	78.857

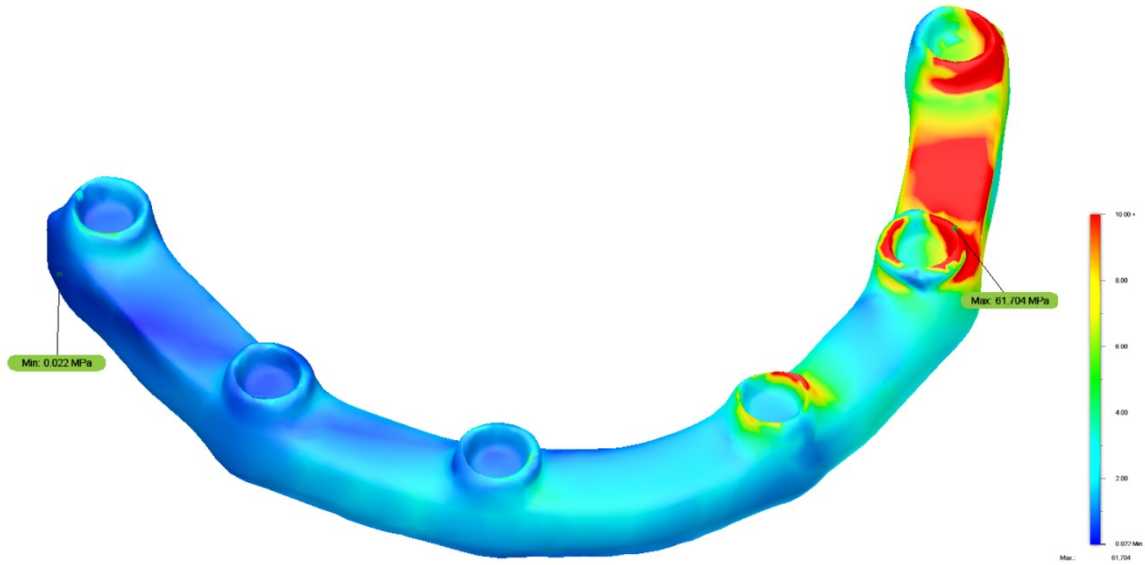


Şekil 5. Yükleme sonucu subperiosteal implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

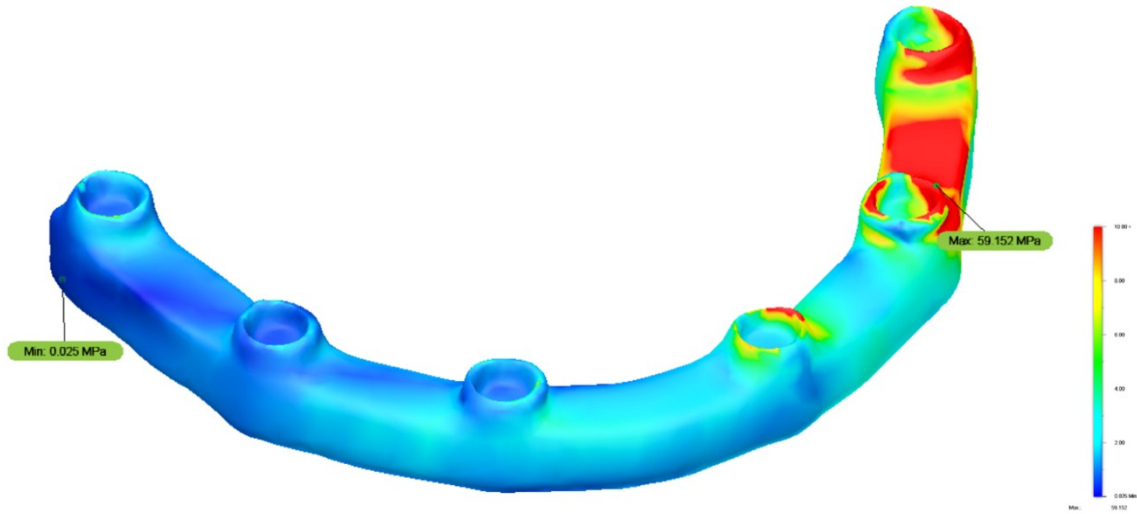
4.3. Altyapılar Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Bulguları

Çalışmamızda hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda altyapı tasarımlarında oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri kaydedilmiş ve karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Tüm modellerde en yüksek Von Mises stres değerleri altyapılarda abutment bağlantı bölgelerinde gözlenmiştir.

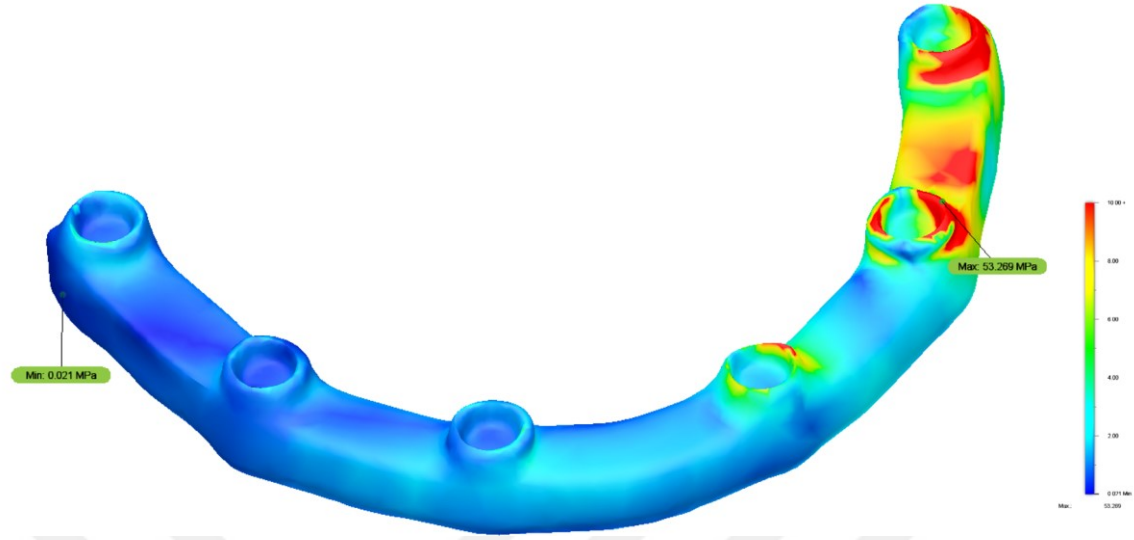
Bar tasarım hibrit protez modellerinde altyapı abutment bağlantı bölgelerinde oluşan en yüksek stres değerleri, tüm modellerde premolar bölgesinde görülmüştür. Bar tasarım modellerinde altyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla; Model 3 (Zr) (61.704 MPa) > Model 1 (Co-Cr) (59.152 MPa) > Model 2 (Ti) (53.269 MPa) > Model 5 (Ti-Zr) (38.019 MPa) > Model 4 (PEEK) (17.996 MPa) şeklindedir.



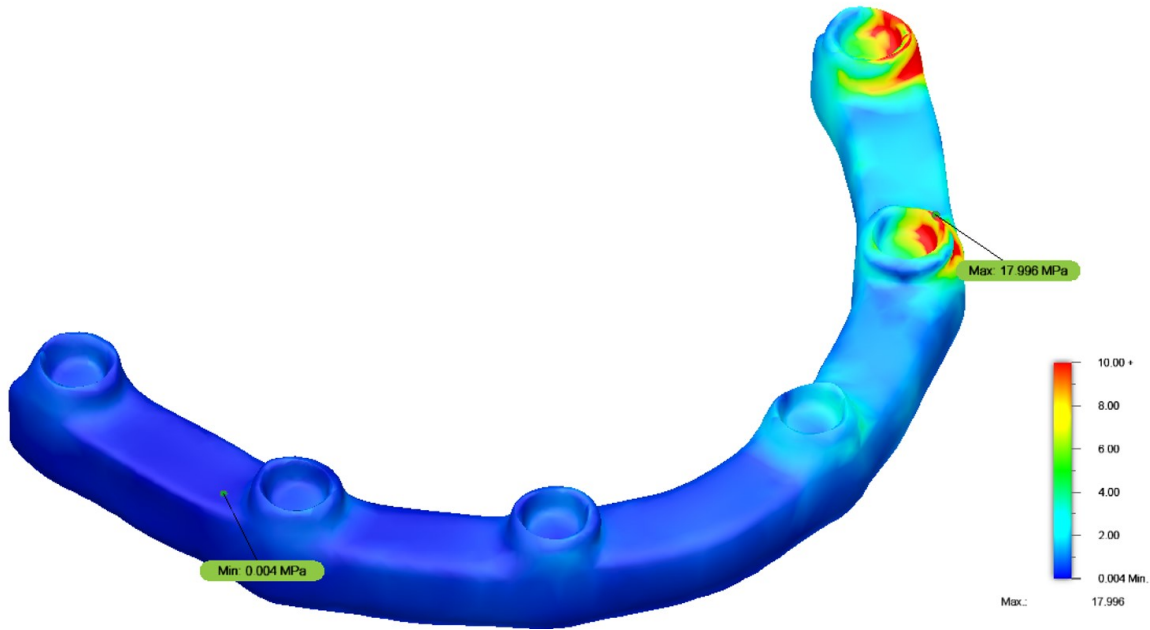
Resim 59. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 3 (Zr)'de yükleme sonucunda altyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri



Resim 60. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 1 (Co-Cr)'de yükleme sonucunda altyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri



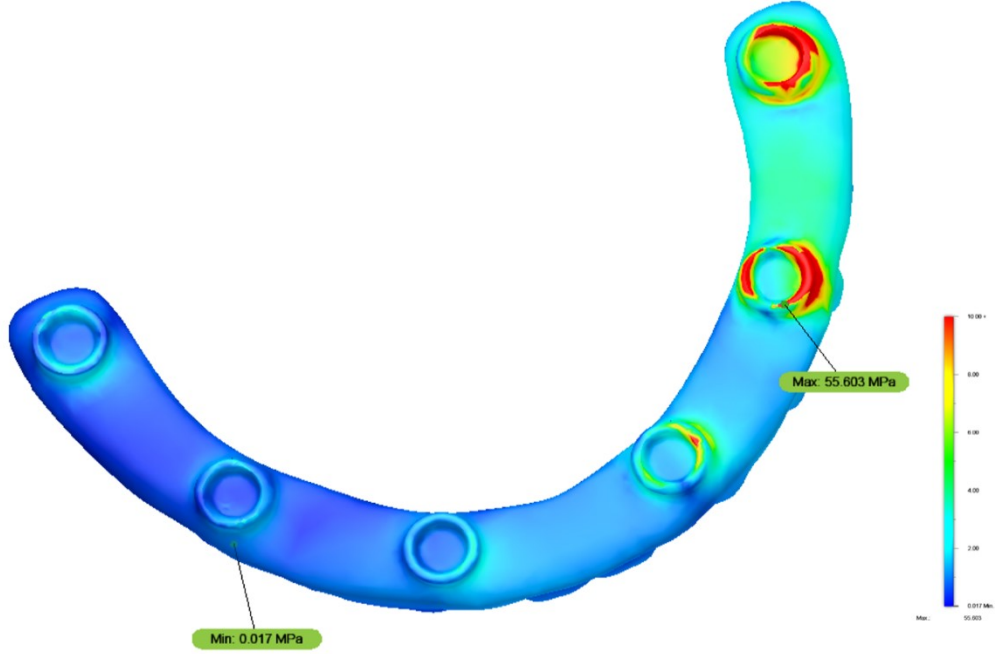
Resim 61. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 2 (Ti)'de yükleme sonucunda altyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri



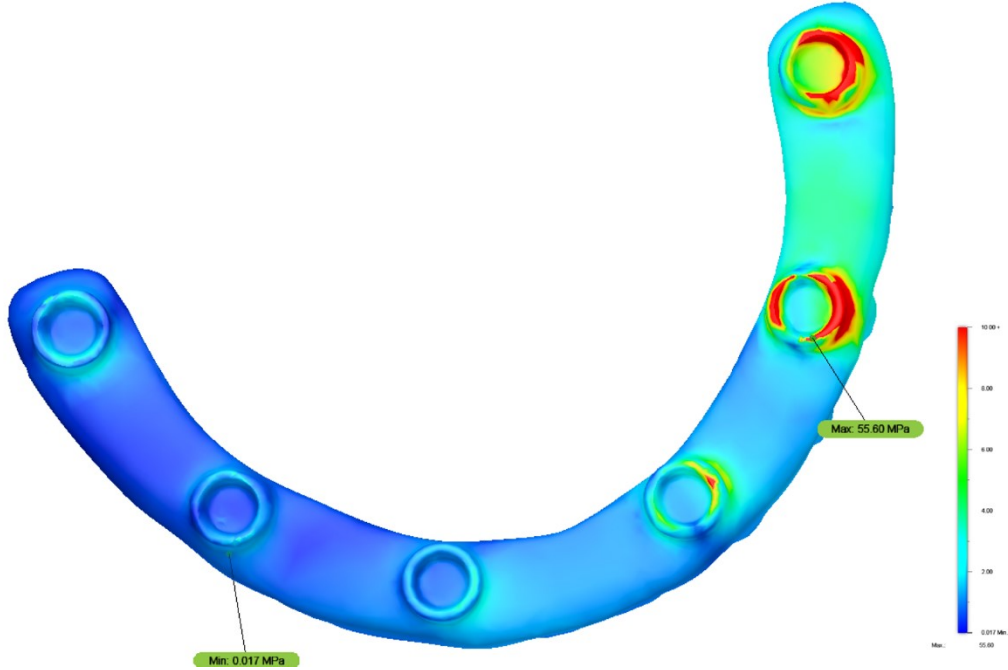
Resim 62. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 4 (PEEK)'de yükleme sonucunda altyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri

Toronto tasarım hibrit protez modellerde altyapı abutment bağlantı bölgelerinde oluşan en yüksek stres değerleri, tüm modellerde premolar bölgesinde görülmüştür. Toronto tasarım modellerinde altyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla; Model 8 (Zr) (55.603 MPa)> Model 6 (Co-Cr)

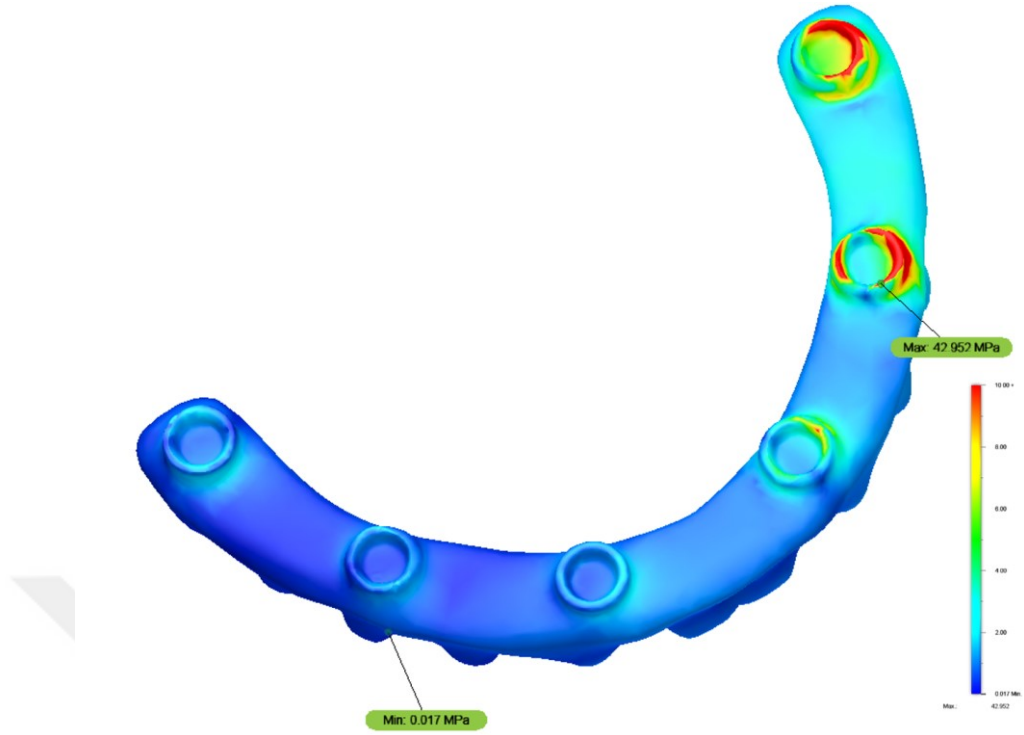
(55.600 MPa)> Model 7 (Ti) (42.952 MPa)> Model 10 (PEEK-LiSi) (16.292 MPa)> Model 9 (PEEK) (14.863 MPa) şeklindedir.



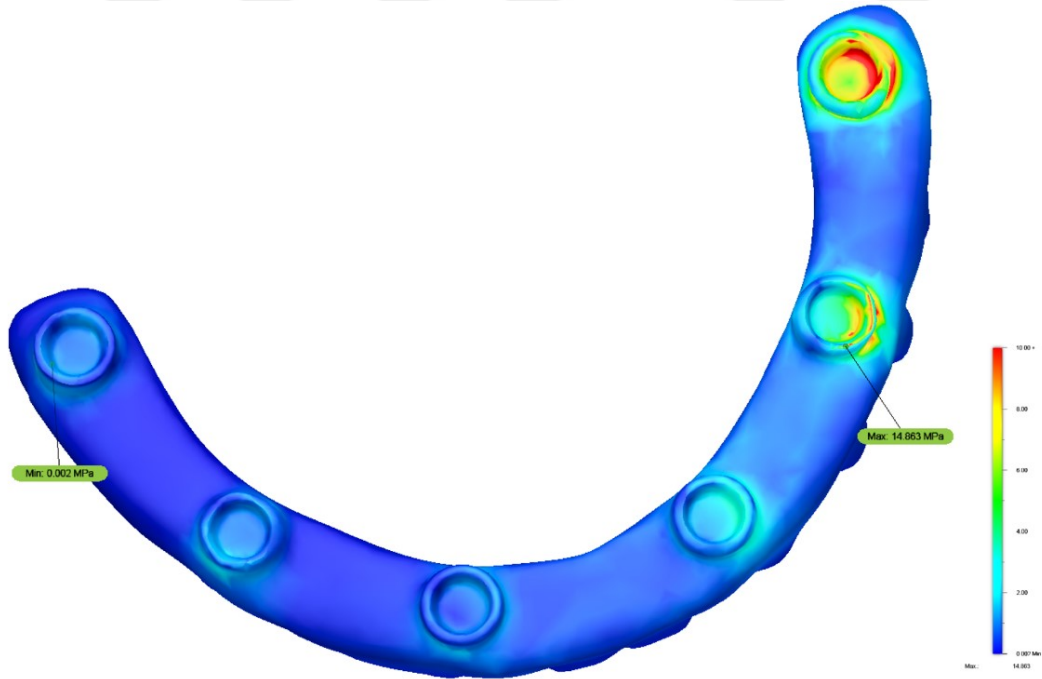
Resim 63. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 8 (Zr)'de yükleme sonucunda altyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri



Resim 64. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 6 (Co-Cr)'da yükleme sonucunda altyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri



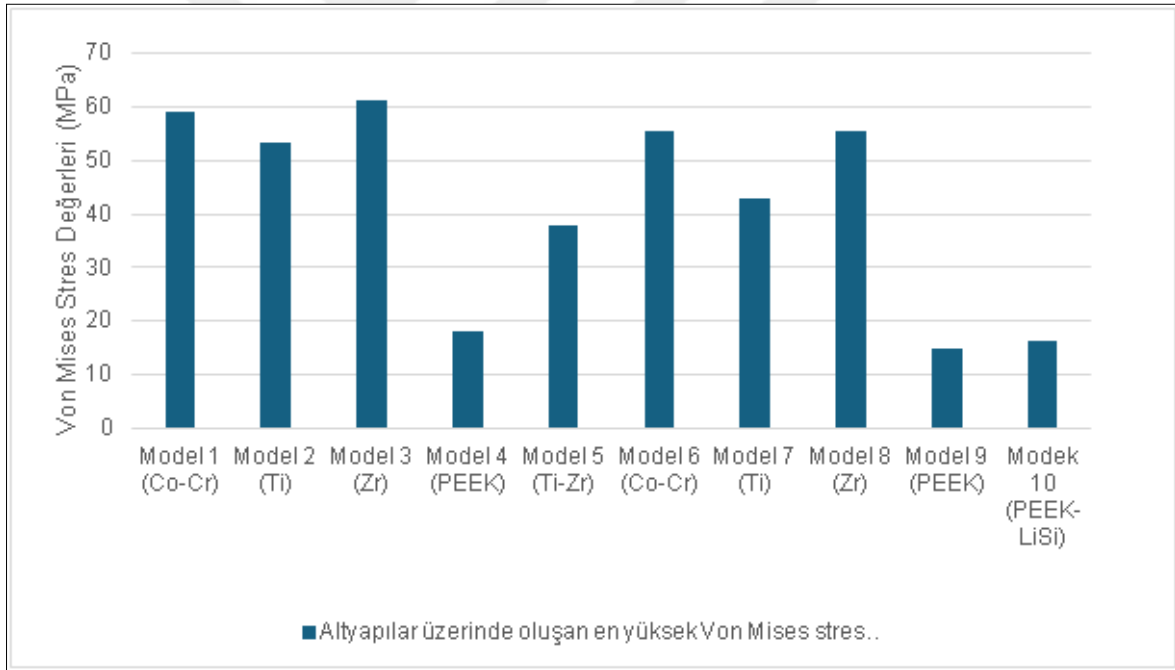
Resim 65. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 7 (Zr)'de yükleme sonucunda altyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri



Resim 66. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 9 (PEEK)'da yükleme sonucunda altyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri

Tablo 9. Yükleme sonucunda altyapılar üzerinde oluşan en yüksek von mises stres değerleri (MPa)

	Altyapı Tasarımı	Altyapı Materyali	Üstyapı Materyali	Stres Değeri (MPa)
Model 1	Bar Tasarım	Co-Cr	PMMA	59.152
Model 2	Bar Tasarım	Ti	PMMA	53.269
Model 3	Bar Tasarım	Zr	PMMA	61.104
Model 4	Bar Tasarım	PEEK	PMMA	17.996
Model 5	Bar Tasarım	Ti	Zr	38.019
Model 6	Toronto Tasarım	Co-Cr	Zr	55.60
Model 7	Toronto Tasarım	Ti	Zr	42.952
Model 8	Toronto Tasarım	Zr	Zr	55.603
Model 9	Toronto Tasarım	PEEK	Zr	14.863
Model 10	Toronto Tasarım	PEEK	LiSi	16.292

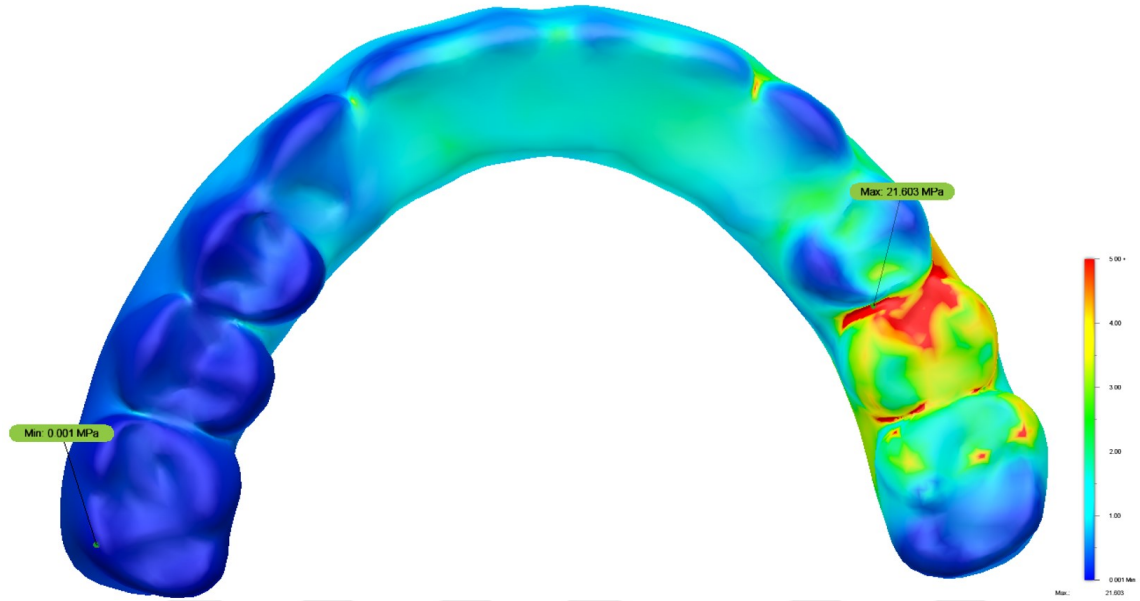


Şekil 6. Yükleme sonucunda altyapılar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

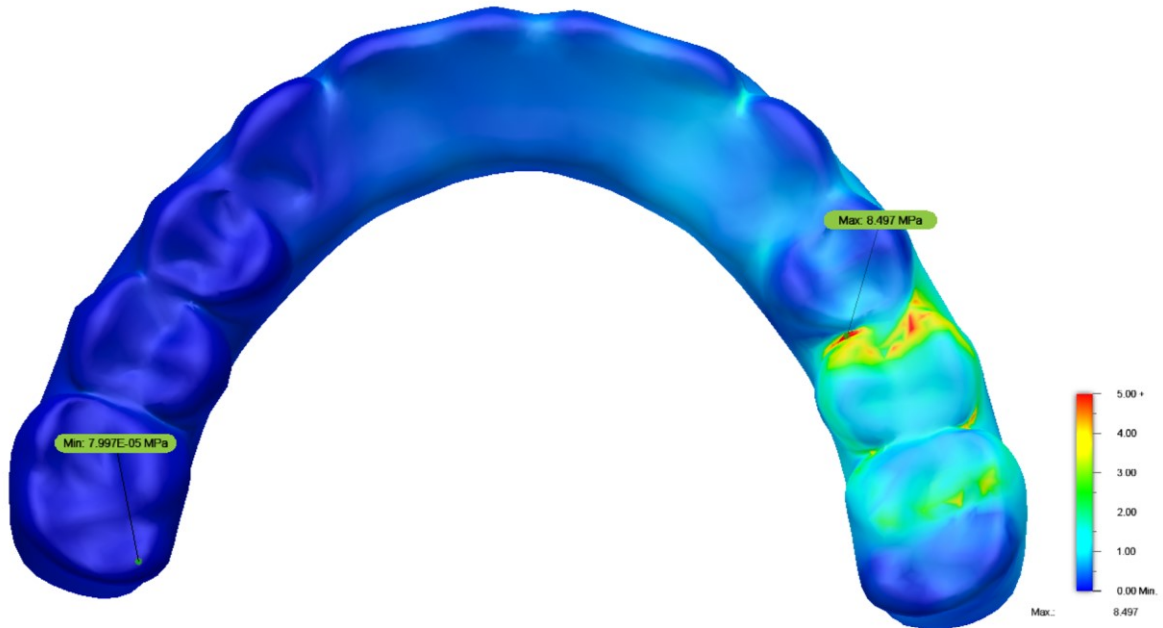
4.4. Üstyapılar Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Çalışmamızda hibrit protez modellerinde yükleme sonucunda üstyapılar üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri kaydedilmiş ve karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Tüm modellerde üstyapılar üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri kuvvet uygulanan bölgede ve çevresinde gözlenmiştir. Bar tasarım hibrit protez

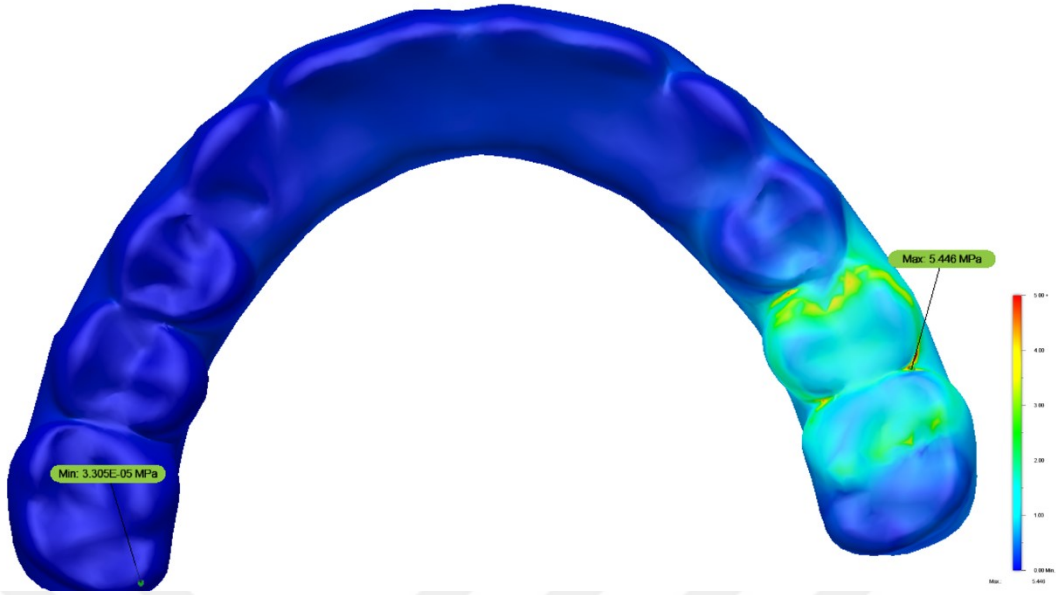
modellerinde üstyapılar üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 5 (Ti-Zr) (21.603 MPa)> Model 4 (PEEK) (8.497 MPa)> Model 1 (Co-Cr) (5.446 MPa)> Model 3 (Zr) (5.428)> Model 2 (Ti) (5.373 MPa) şeklindedir.



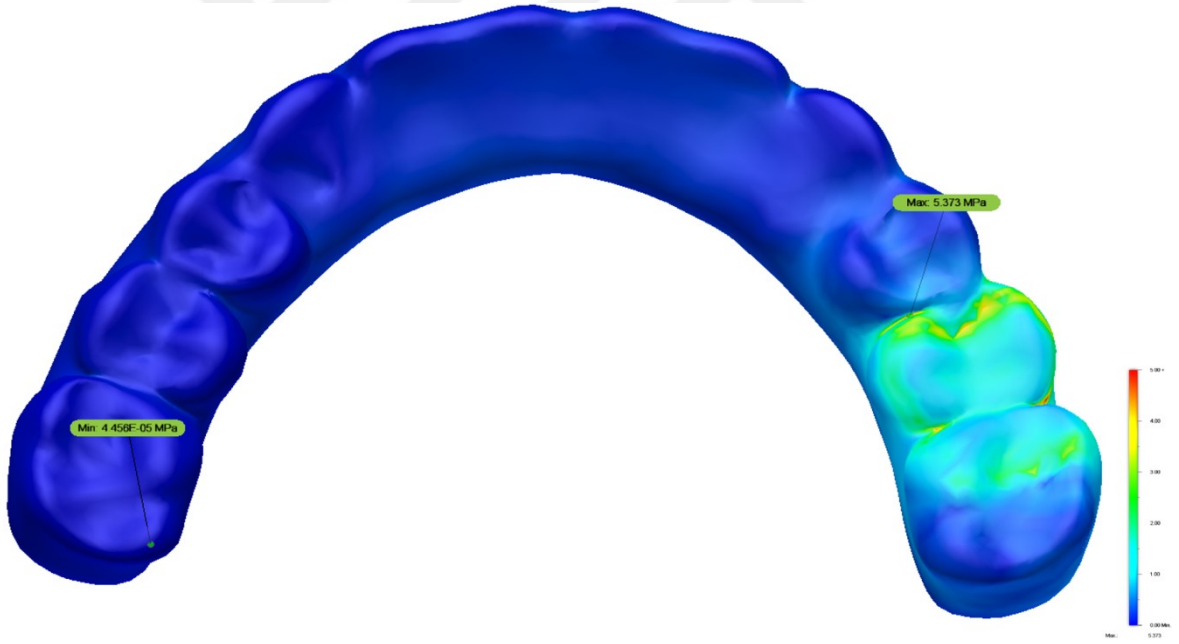
Resim 67. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 5 (Ti-Zr)'te yükleme sonucunda üstyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri



Resim 68. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 4 (PEEK)'te yükleme sonucunda üstyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri

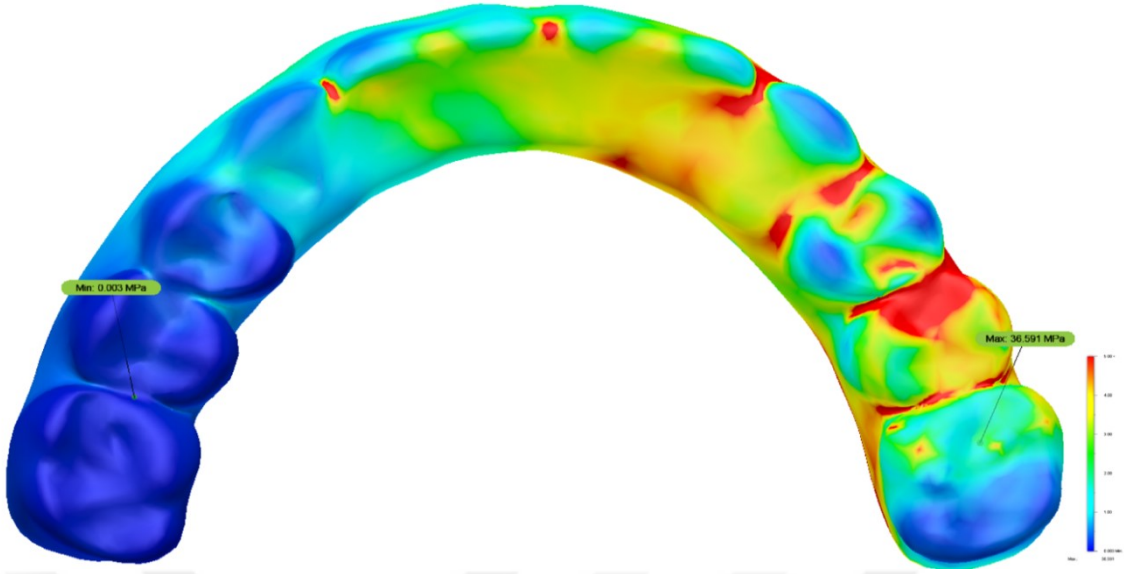


Resim 69. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 1 (Co-Cr)'de yükleme sonucunda üstyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri

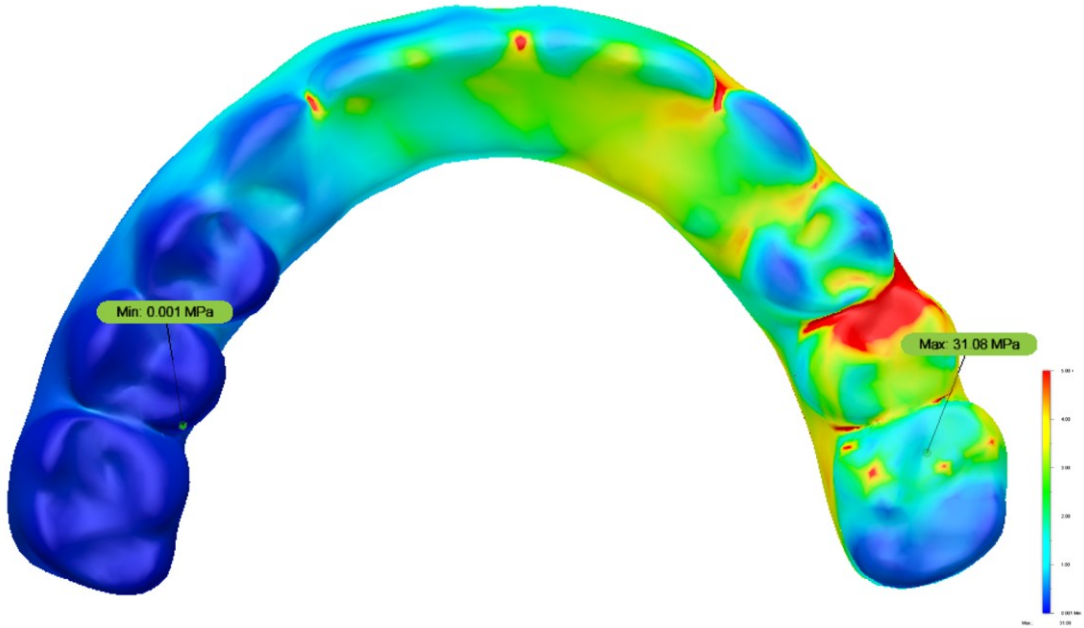


Resim 70. Bar tasarım hibrit protez modeli olan Model 2 (Ti)'de yükleme sonucunda üstyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri

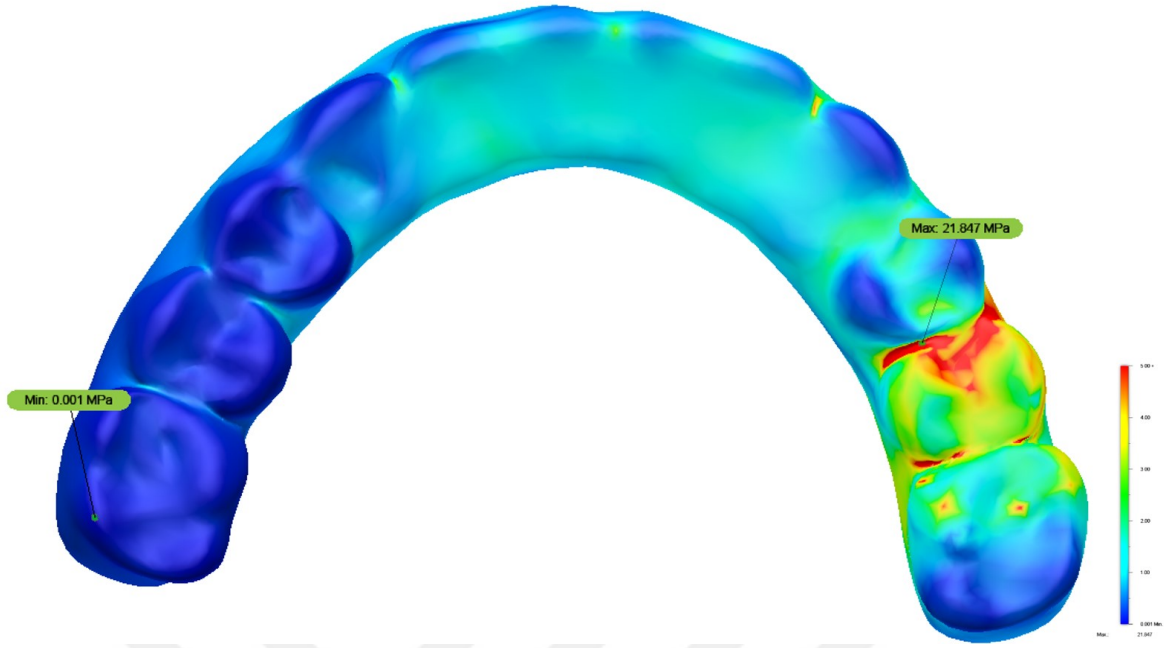
Toronto tasarım hibrit protez modellerinde üstyapılar üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 9 (PEEK) (36.591 MPa)> Model 10 (PEEK-LiSi) (31.080 MPa)> Model 7 (Ti) (21.847 MPa)> Model 8 (Zr) (19.356)> Model 6 (Co-Cr) (19.194 MPa) şeklindedir.



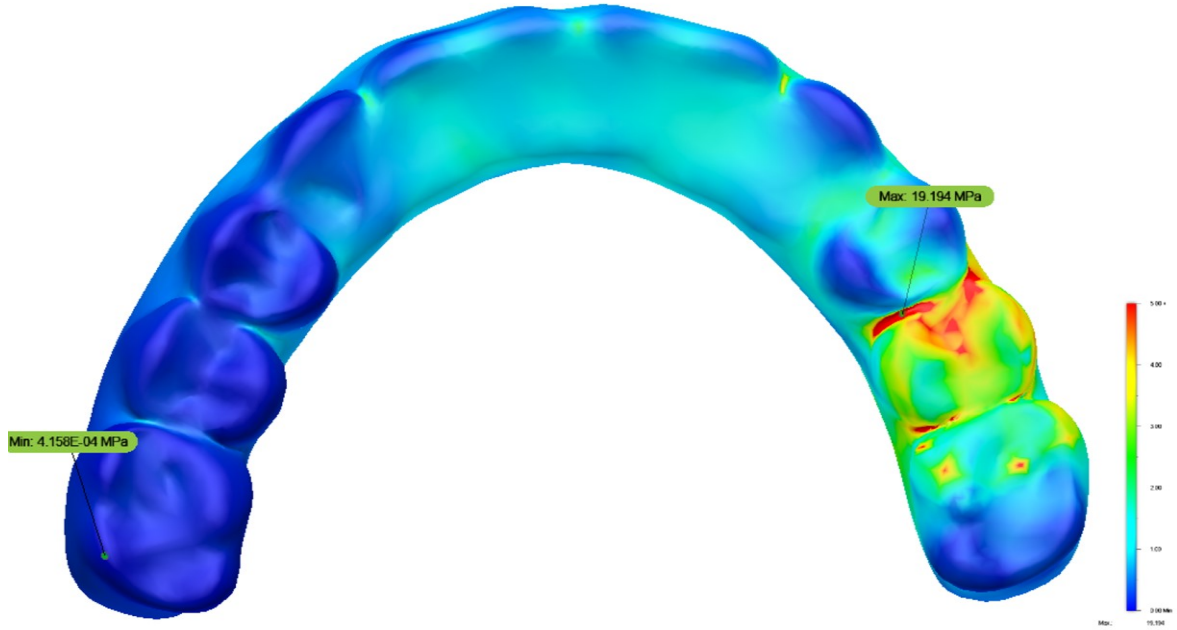
Resim 71. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 9 (PEEK)'da yükleme sonucunda üstyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri



Resim 72. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 10 (PEEK-LiSi)'da yükleme sonucunda üstyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri



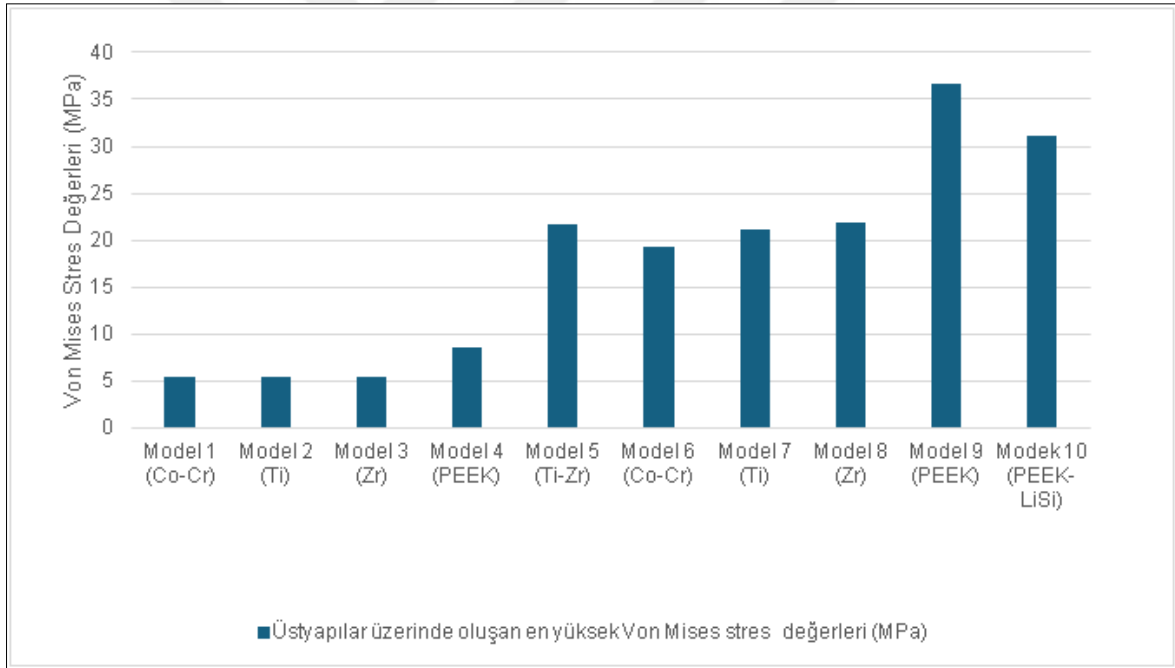
Resim 73. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 7 (Ti)'de yükleme sonucunda üstyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri



Resim 74. Toronto tasarım hibrit protez modeli olan Model 6 (Co-Cr)'da yükleme sonucunda üstyapı üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri

Tablo 10. Yükleme sonucunda üstyapılar üzerinde oluşan en yüksek von mises stres değerleri (MPa)

	Altyapı Tasarımı	Altyapı Materyali	Üstyapı Materyali	Stres Değeri (MPa)
Model 1	Bar Tasarım	Co-Cr	PMMA	5.446
Model 2	Bar Tasarım	Ti	PMMA	5.373
Model 3	Bar Tasarım	Zr	PMMA	5.428
Model 4	Bar Tasarım	PEEK	PMMA	8.497
Model 5	Bar Tasarım	Ti	Zr	21.603
Model 6	Toronto Tasarım	Co-Cr	Zr	19.194
Model 7	Toronto Tasarım	Ti	Zr	21.847
Model 8	Toronto Tasarım	Zr	Zr	19.356
Model 9	Toronto Tasarım	PEEK	Zr	36.591
Model 10	Toronto Tasarım	PEEK	LiSi	31.080



Şekil 7. Yükleme sonucu üstyapılar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri (MPa)

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada atrofik tam dişsiz üst çenenin rehabilitasyonunda kullanılan subperiostal implantlar ile destekli hibrit protezlerde farklı altyapı tasarımları, altyapı materyalleri ve üstyapı materyallerine gelen kuvvetin maksiller ve zigomatik osteosentez vidaları çevresi ile maksiller alveolar bölgede kortikal kemik, subperiostal implant, altyapı ve üstyapı üzerinde oluşturduğu stresler sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmiştir.

Bu amaçla atrofik tam dişsiz üst çene rehabilitasyonunda kullanılan çift taraflı subperiostal implantlar ile destekli hibrit protezler 2 farklı altyapı tasarımı, 4 farklı alt yapı materyali ve 3 farklı üstyapı materyali kullanılarak on adet üç boyutlu model bilgisayar ortamında sanal olarak oluşturulmuştur. Çalışmada hibrit protezler; altyapıda kobalt-krom, titanyum, zirkonya ve PEEK materyalleri kullanılarak modellenmiştir. İki farklı hibrit protez altyapı tasarımı olarak bar ve Toronto tasarımı kullanılmıştır. Bar tasarımın kullanıldığı hibrit protezlerde üstyapı, PMMA ve zirkonya materyalleri kullanılarak modellenmiştir. Toronto tasarımının kullanıldığı hibrit protezlerde üstyapı, zirkonya ve lityum disilikat materyalleri kullanılarak modellenmiştir. Oklüzal kuvveti uygularken kullanılması için rijit bir gıda maddesi modellenmiştir. Oluşturulan tüm hibrit protez modellerine gıda maddesi aracılığıyla dikey kuvvet tek taraflı olarak uygulanmıştır. Bunun sonucunda on analiz grubu elde edilmiştir.

Çalışmamızda uygulanan kuvvet sonucu bar tasarımın kullanıldığı modellerde alveolar kemikte oluşan maksimum asal stresler Toronto tasarımın kullanıldığı modellere kıyasla daha yüksek değerler göstermiştir. Buna ek olarak bar tasarımın kullanıldığı modellerde alveolar kemikte maksimum asal stres değerleri molar bölgesinde yoğunlaşırken, Toronto tasarımın kullanıldığı modellerde premolar bölgesinde yoğunlaştığı gözlenmiştir. Alveolar kemikte oluşan minimum asal stres değerleri incelendiğinde, Toronto tasarım modellerinin bar tasarıma kıyasla daha yüksek stres değerleri gösterdiği tespit edilmiştir.

Çalışmamızda üstyapı materyali (Zr) ve altyapı materyali (Ti) aynı olan, ancak altyapı tasarımları farklı iki model [Model 5 (Ti-Zr) ve Model 7 (Ti)] karşılaştırıldığında; subperiostal implant ve altyapı üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinde, Toronto tasarımının kullanıldığı Model 7 (Ti) bar tasarımının kullanıldığı Model 5 (Ti-Zr)'e göre daha yüksek değerler gözlenmiştir. Yükleme sonucunda alveolar kemikte oluşan

maksimum asal stres değerlerine bakıldığında, bar tasarımının kullanıldığı Model 5 (Ti-Zr) Toronto tasarımının kullanıldığı Model 7 (Ti)'dan daha yüksek değerler göstermiştir. Bu farklılıklar nedeniyle çalışmamızın “farklı hibrit protez tasarımlarının (toronto tipi ve bar tipi hibrit protezler) subperiostal implant, altyapı, üstyapı, maksiller ve zigomatik osteosentez vidaları çevresi ile maksiller alveolar bölgede kortikal kemikte oluşan stresler üzerinde bir farklılık yaratmayacağıdır.” şeklinde olan birinci yokluk hipotezi reddedilmiştir.

Tüm modellerde maksiller ve zigomatik osteosentez vidalar çevresinde kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla ilk dört model: Model 4 (PEEK)> Model 2 (Ti)> Model 1 (Co-Cr)> Model 3 (Zr) şekildedir. Tüm modellerde maksiller ve zigomatik osteosentez vidalar çevresinde kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla ilk dört model: Model 2 (Ti)> Model 10 (PEEK-LiSi)> Model 4 (PEEK)> Model 9 (PEEK) şeklindedir. Subperiostal implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri incelendiğinde; stres değerlerinin birbirine yakın olmasıyla beraber en yüksek stres değerinin Model 4 (PEEK)'de olduğu gözlenmiştir.

Çalışmamızda altyapılarda kullanılan farklı altyapı materyallerinin kuvvet sonucu stres oluşumunda yarattığı bu farklılıklar nedeniyle çalışmamızın “farklı altyapı materyallerinin (kobalt-krom, titanyum, zirkonya, PEEK) biyomekanik yükleri farklı şekilde dağıtarak subperiostal implant, altyapı, üstyapı, maksiller ve zigomatik osteosentez vidaları çevresi ve maksiller alveolar bölgede kortikal kemikte oluşan streslerin miktarı ve dağılımı üzerinde belirgin bir etki yaratmayacağı” şeklinde olan ikinci yokluk hipotezi de reddedilmiştir.

İmplant destekli sabit protezler, tam dişsiz hastaların rehabilitasyonunda modern diş hekimliğinin en etkili tedavi yöntemlerinden biri haline gelmiştir (1). Geleneksel hareketli protezlere kıyasla daha fazla stabilite, konfor ve fonksiyonel iyileşme sağlayan bu tedavi, hastaların yaşam kalitesini önemli ölçüde artırmaktadır (287). Çiğneme fonksiyonunda iyileşme ve ısırma kuvvetindeki artış, implant destekli sabit protezlerin en önemli avantajları arasında yer alırken, bu protezler aynı zamanda hastaların özgüvenini de olumlu yönde etkilemektedir (287). Tam dişsizlik vakalarında uzun dönemli başarı sunan implant destekli sabit protezler, estetik ve fonksiyonel sonuçlar açısından tercih edilen bir tedavi seçeneği olmaktadır (288).

Tam dişsizlik vakalarında, diş kayıplarını takiben gerçekleşen kemik rezorpsiyonları, atrofik çenelerin oluşumuna neden olabilir (1). Atrofik maksillaya sahip hastalarda ise genellikle yetersiz kemik hacmi bulunduğundan, geleneksel implantların yerleştirilmesi zorlaşır (289). Aşırı kemik atrofisi olan bu hastalar için kemik greftleme ile endosteal implantlar, All-on-4 konsepti, quad-zygoma implantları veya bu yaklaşımların kombinasyonları gibi çeşitli tedavi seçenekleri bulunmaktadır (2). Ancak kemik greftleme işlemi sinir hasarı, hematoma, kırık, enfeksiyon, kemik kaybı ve oroantral fistülasyon gibi potansiyel komplikasyonlar barındırır (290). All-on-4 tedavisinde tek bir implantın kaybı, son derece kritik bir duruma yol açabilir (291). Zygomatik implantlar ise maksiller sinüsün Schneiderian membranına zarar vermemek için yüksek düzeyde cerrahi beceri gerektirir ve enfeksiyon, doku çekilmesi, oroantral fistül, ekstraoral fistülasyon ve intra-orbital apseler gibi ciddi komplikasyon riskleri taşır (292). Bu cerrahi zorluklara bir alternatif sunan Dr. Mommaerts, yeni nesil subperiosteal implant sistemlerini tanıtan ilk uzmanlardan biridir. Gerçekleştirdiği araştırmalar sonucunda geliştirdiği subperiosteal implantı, “ekleme yöntemiyle üretilen subperiosteal çene implantı” (Additively Manufactured Subperiosteal Jaw Implant – AMSJI) olarak adlandırmış ve patentlemiştir. AMSJI sistemi, özellikle Cawood ve Howell sınıf V-VIII derecesinde ileri düzey maksiller kemik atrofisine sahip hastalar için uygun ve etkili bir tedavi seçeneği sunmaktadır (11, 59).

Mommaerts ve ark. (11) AMSJI (Additively Manufactured Subperiosteal Jaw Implant) tasarımı ile ileri derecede kemik atrofisi olan hastalar için yenilikçi bir çözüm sunarak geleneksel implant yöntemlerinin sınırlamalarını aşmayı hedeflemektedir. Çalışmalarında AMSJI’nin kişiye özel tasarımı, titanyum alaşımdan üretilmesi ve minimal invaziv cerrahi uygulamalar için optimize edilmesi, subperiosteal implantların başarı oranlarını artırmak adına önemli gelişmeler olarak değerlendirilmektedir. Özellikle, implantın subperiosteal olarak yerleştirilen segmentleri ve intraoral bağlayıcıları, cerrahlar için operasyon süresini kısaltmakta ve hastalar için postoperatif iyileşme sürecini hızlandırmaktadır (12).

Ekleme Yöntemiyle Üretilen Subperiosteal Çene İmplantları (AMSJI), Ti6Al4V ELI (Extra Low Interstitials/ekstra düşük boşluklu) Grade 23 malzemesi kullanılarak üç boyutlu baskı yöntemleri ile üretilmektedir (59). AMSJI konsepti, sol ve sağ AMSJI alt ünitesi ile bir intraoral bağlantı elemanından oluşur. AMSJI alt üniteleri subperiosteal olarak yerleştirilirken, bağlayıcı yapı bu üniteleri birleştirir. Her iki AMSJI, segmentlerden oluşan

bir yapıdadır. Kemığın kullanılmaması nedeniyle atrofiye uğramadığı ve osteosentez vidaları ile primer stabilitenin sağlanabileceği orta yüz sütunlarına kanatlar yerleştirilir. Osteosentez vidaları ise kanatlarda bulunan vida deliklerine yerleştirilir. Bu kanatlar, maksiller ve zigomatik orta yüz sütunlarına uzanarak bazal çerçeve ile sağlam bir bağlantı oluşturur. Bazal çerçeveden çıkan kollar ise protetik altyapı bağlantı bölgesini oluşturur. Ek olarak, implant yüzeyinde oluşturulan scaffold yapıları ile kemik büyümesi yoluyla sekonder stabilitesi sağlanır. Tam dişsiz hastaların rehabilitasyonu için sağ ve sol olmak üzere iki parçadan oluşan AMSJI hem cerrah hem de hasta açısından prosedürü kolaylaştırır (12). İnsizyon yaralarının daha küçük olması sayesinde hasta daha az ağrı ve ödem hisseder. Ayrıca cerrah operasyonu lokal anestezi, nazotrakeal entübasyon veya intravenöz sedasyon altında daha rahat bir şekilde gerçekleştirebilir (59).

Mommaerts ve ark. (12) AMSJI ile rehabilite ettikleri hastaların prospektif vaka serisi çalışmalarında biyolojik, mekanik ve estetik iyileştirmeleri hedeflemişlerdir. İki yıllık süreçte toplam dokuz hastaya maksiller subperiostal implant yerleştirilmiş ve her aşamadan sonra bilgisayar destekli tasarım, sonlu elemanlar stres analizi ve artan klinik deneyim doğrultusunda mimari değişiklikler, topolojik optimizasyonlar ve biyofonksiyonelleştirme düzenlemeleri yapılmıştır. Sonuç olarak, AMSJI'nin etkinliği kısa dönem klinik sonuçlarla desteklenmiş ve umut verici bulunmuştur. Ancak bu bulguların uzun dönem klinik prospektif kayıtlar veya gözlemsel çalışmalarla daha kapsamlı bir şekilde doğrulanması gerektiği vurgulanmıştır (12).

AMSJI'nin biyomekanik değerlendirmesine dayanan bir çalışmada, günlük oklüzyon kuvvetleri ve brüksizm gibi çeşitli yükleme koşulları altında implantın performansı incelenmiştir (59). Sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi ile yapılan bu çalışmada AMSJI'nin 200 N'luk ortalama oklüzyon kuvvetleriyle 15 yıl boyunca güvenli bir performans sergileyebileceği gösterilmiştir (59). Ancak aşırı brüksizm ve maksimal oklüzyon kuvvetlerinin implantın yorulmasına yol açabileceği belirtilmiş ve tasarımda kolların bükülmeye karşı daha fazla optimize edilmesi gerektiği vurgulanmıştır (59). Başka bir çalışmada, ekleme yöntemiyle üretilen subperiosteal çene implantı (AMSJI) ile maksiller rehabilitasyon yapılan kırk hastanın hasta memnuniyeti ve ağız sağlığı, OHIP-14 ve sayısal değerlendirme ölçeği (NRS) kullanılarak değerlendirilmiştir (60). Sonuçlar, AMSJI'nin başarılı protetik rehabilitasyon ve yüksek hasta memnuniyeti sağladığını, bu tedavinin hastalar için umut verici bir çözüm sunduğunu göstermiştir (60).

Atrofik çenelerin rehabilitasyonu için kişiye özel subperiostal implantların araştırıldığı 2023 yılında düzenlenen uzman konsensüs raporu, kişiye özel subperiostal implantların atrofik çenelere sahip dişsiz hastaların rehabilitasyonu için umut verici bir tedavi seçeneği olduğu kabul edilmiştir. Bu rapora göre kısa vadede yüksek sağkalım oranı ve düşük majör komplikasyon riskiyle öne çıkan kişiye özel subperiostal implantlar, karmaşık kemik greftleme işlemlerine kıyasla daha az morbidite sunmaktadır (2). Ancak çalışmada veri eksikliği nedeniyle bilimsel kanıtlara dayalı kesin klinik öneriler yapmak mümkün görülmediği ve bu bulgular ışığında kişiye özel subperiostal implantların uzun vadeli etkinliği ve komplikasyon oranlarının daha kapsamlı değerlendirilmesi için gelecekteki çalışmalara ihtiyaç duyulduğu belirtilmiştir (2). Çalışmamızda, implant tasarımı olarak Dr. Mommaerts'ın AMSJI implantına benzer bir tasarım tercih edilmesinin nedeni, bu tasarımın yapılan çalışmalar sonucunda optimize edilmiş ve etkinliğini kanıtlamış olmasıdır. Çalışmamızda kullanılan subperiostal implant tasarımı, farklı hibrit protez ve altyapı materyalleri ile incelenmiş ve karşılaştırılmıştır.

İmplantların ve protetik restorasyonların uzun dönem başarısı, kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin yanı sıra implant çevresindeki kemikte oluşan stres miktarının doğru anlaşılmasına bağlıdır (17). Bu streslerin in-vivo olarak doğrudan ölçülmesi genellikle mümkün olmadığından in-vitro çalışmalar ve bilgisayar destekli modellemeler büyük önem taşımaktadır. Özellikle sonlu elemanlar stres analizi karmaşık yapılar olan dental implantları, kemik ve protez sistemlerinin stres dağılımını incelemek için etkili bir yöntem olarak kabul edilmektedir (293). Ayrıca klinik koşullarda peri-implant kemik alanlarındaki stresin doğru bir şekilde değerlendirilmesi zor olduğundan, SESA ile oluşturulan üç boyutlu modeller, farklı protez ve implant sistemlerinin biyomekanik performansını öngörmeye yardımcı olur (294). Ancak, iyi planlanmış ve doğru bir şekilde uygulanmış protezlerin, kemik ve implant bileşenlerine aşırı kuvvetlerin uygulanmasını önlemek açısından kritik bir öneme sahip olduğu unutulmamalıdır (18, 19). Her hastanın benzersiz çene anatomisi, kemik kalitesi ve oklüzal kuvvet miktarını göz önünde bulundurarak kemik ve implant bileşenlerinin nasıl tepki vereceğini tahmin edebilmek için hem mekanik hem de biyolojik süreçlerin tam olarak anlaşılması gereklidir (26). SESA, sahip olduğu bazı sınırlamalara rağmen, klinik bulgular ve güvenilir implant yükleme verileriyle birleştirildiğinde, günlük klinik uygulamalarda karşılaşılan sorunları anlamada değerli bir araç olarak kabul edilmektedir (269, 295). Bu nedenle, SESA çalışmalarının sonuçları eleştirel bir bakış açısıyla değerlendirilirken elde edilen değerler

mutlak sonuçlar olarak değil, kemik ve implant bileşenlerinin fonksiyon sırasında maruz kaldığı stres büyüklüklerinin karşılaştırılması açısından kullanılmalıdır (20, 296).

Stres analiz yöntemleri ağız içi biyomekaniğin anlaşılmasına katkıda bulunarak daha başarılı restorasyonların yapılmasına olanak sağladığından, diş hekimliği araştırmalarında uzun yıllardır kullanılmaktadır. Çeşitli stres analizi yöntemleri kullanılmakla birlikte bunlar arasında en yaygın olanları sonlu elemanlar stres analizi, fotoelastik stres analizi ve gerinim ölçer (strain gauge) yöntemleridir (260). Akça ve ark. (297, 298) yaptıkları çalışmalarda sonlu elemanlar stres analizi ile gerinim ölçer yöntemlerini karşılaştırmış. Her iki yöntemde de benzer stres değerleri sonuçlarına ulaşmıştır. Ancak sonlu elemanlar stres analizinin daha hassas ve detaylı sonuçlar verdiği belirtilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi, gerçek modeller üzerinde yapılan çalışmalara kıyasla çeşitli avantajlar sunmaktadır. Bu yöntem sayesinde deneyler tekrarlanabilir, karmaşık geometrilere sahip modeller oluşturulabilir, uygulanan kuvvetlerin cismin herhangi bir noktasında oluşturduğu stresler ayrı ayrı ölçülebilir ve sınır şartları kolayca uygulanabilir (275). Buna ek olarak, gerçeğe yakın özellikler taşıyan modellerin elde edilmesi, çalışma tasarımlarının gereksinimlere uygun şekilde uyarlanmasına olanak tanımaktadır (294). Bu avantajlar doğrultusunda, sonlu elemanlar stres analizi ile gerçeğe daha yakın sonuçlar elde etmek mümkündür. İmplant biyomekaniği üzerine yapılan çalışmalar incelendiğinde, çoğunlukla sonlu elemanlar stres analizi yönteminin tercih edildiği görülmektedir. Bu nedenle, çalışmamızda da gerçeğe en yakın sonuçlara ulaşmak amacıyla sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılmıştır (275, 299, 300).

İki boyutlu sonlu eleman stres analizi yöntemi, diş hekimliği araştırmalarında yaygın olarak kullanılmakta olmakla birlikte, karmaşık morfolojik yapılar ve materyal çeşitliliği içeren durumlarda yetersiz kalmaktadır. Üç boyutlu sonlu eleman stres analizi, daha karmaşık yapıları simüle edebilir ve gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebilir (301). Bu yöntem, biyolojik yapıların ve çeşitli materyallerin bir arada bulunduğu çalışmalarda daha etkili bir şekilde kullanılmakta ve diş hekimliği alanında tercih edilmektedir. Çalışmamızda, bu avantajlar göz önünde bulundurularak üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanılmıştır (260, 301, 302).

Sonlu elemanlar stres analizinde standardizasyonu sağlamak amacıyla çalışmalarda, kortikal ve trabeküler kemik, kemikteki implantlar ve abutmentler, altyapılar ve protetik

yapılar gibi tüm ilgili yapıları temas yüzeyleri boyunca herhangi bir göreceli hareket olmaksızın mükemmel şekilde bağlanmış kabul edilmiştir (303–307). Bizde çalışmamızda yapılan çalışmalara benzer şekilde kortikal ve trabeküler kemik, osteosentez vidaları, implantlar, abutmentler, alt yapı ve protetik yapılar gibi ilgili tüm yapıları tüm temas yüzeyleri boyunca herhangi bir göreceli hareket olmadan mükemmel şekilde bağlanmış kabul ettik.

Literatürde, subperiosteal implantların değerlendirildiği sonlu elemanlar analizini kullanan güncel çalışmalarda, subperiosteal implantların fiksasyonu için sanal vida bağlantısı yönteminden yararlanıldığı görülmüştür (308–310). Biz de çalışmamızda osteosentez vidalarının fiksasyonunu benzer şekilde sanal vida bağlantısıyla sağladık.

Çalışmamızda kullanılan modellerde tüm malzemeler lineer elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir (311). Bu varsayımlar sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında yaygın olsa da canlı dokuların gerçek klinik davranışlarını tam olarak simüle etmek mümkün değildir. Bu nedenle, sonuçların değerlendirilmesi sırasında sonlu elemanlar stres analizi çalışmasının sahip olduğu sınırlamaların dikkate alınması önemlidir (312).

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, trabeküler ve kortikal kemik, mukoza ve malzemelerin elastisite modülleri ile poisson oranları için evrensel değerler yoktur. Literatürde sonlu elemanlar analizi yapan çalışmalarda da benzer şekilde elastisite modülü ve poisson oranı değerleri çeşitli kaynaklardan derlenerek kullanılmıştır. Bu nedenle, çalışmamızda kullanılan bu değerler, literatürdeki uygulamalar göz önünde bulundurularak belirlenmiştir. (219, 229, 281, 282).

Sonlu elemanlar stres analizinin gerçeğe yakınlığını ve güvenilirliğini etkileyen bir diğer önemli faktör, analizde elde edilen eleman ve düğüm noktası sayısıdır. Eleman ve düğüm sayısının fazla olması, modelin daha ayrıntılı bir şekilde tasarlandığını gösterir (313). Ancak eleman ve düğüm sayısındaki artış çözüm süresini uzatmakta ve maliyetleri artırmaktadır. Bu nedenle, genellikle stresin yoğunlaştığı bölgelerde ağ yoğunluğu artırılarak eleman ve düğüm sayısının yükseltilmesiyle hem zaman hem de maliyet açısından verimlilik sağlanmaktadır (314). Eleman ve düğüm sayısının fazla olması, çalışma modelinin ayrıntılı bir şekilde modellendiğini ifade eder (315). Literatürdeki çalışmalar, çalışma modellerindeki düğüm ve eleman sayısının 30 000 ile 200 000 arasında olması gerektiğini bildirmiştir (313). Çalışmamızda kullanılan modellerde, bar tasarımında

düğüm sayısı 303 745 iken eleman sayısı 180 661, Toronto tasarım modelinde ise düğüm sayısı 366 322 iken eleman sayısı 220 102 olarak tespit edilmiştir. Çalışma modellerimizdeki eleman ve düğüm sayıları, literatürde önerilen değerlere uygun olup bu sayede daha gerçekçi ve ayrıntılı analizler elde edilmesi amaçlanmıştır.

Maksimum ısırma kuvvetlerinin, dişsizlik durumu, yaş, cinsiyet, arkın çeşitli bölgeleri ve farklı protetik rehabilitasyonlara göre değişiklik gösterdiği bilinmektedir (316, 317). Literatürde, implant destekli sabit tam ark restorasyonların incelendiği sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında farklı yükleme koşullarının uygulandığı görülmektedir. Naini ve ark. (318) sonlu elemanlar stres analiz çalışmasında All-on-4 tekniğine göre oluşturulmuş modelde santral kesiciye 178 N ve birinci molar dişe 300 N kuvvet uygulayarak iki farklı yükleme koşulu kullanmıştır. Ulu ve ark. (319) ise atrofik maksillada All-on-6 konseptini kullandıkları çalışmalarında, birinci premolar, ikinci premolar ve birinci molar bölgelerine 200 N dikey ve 150 N oblik kuvvet uygulamışlardır. Ayhan ve ark. (310) atrofik maksillada kullanılan monoblok ve dual subperiostal implant sistemlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, posterior bölgede iki taraflı 200 N ve anterior bölgede 150 N dikey kuvvet uygulamışlardır. Tezerişener ve ark. (320) ise oklüzal kuvvetleri simüle etmek amacıyla birinci molar bölgesine 200 N dikey ve yan kesici dişe 45° açıyla 50 N oblik kuvvet uygulamışlardır. Fazi ve ark. (321) mandibulada sabit implant destekli protez için farklı implant konfigürasyonlarını değerlendirdikleri bir çalışmada kantileverlerin distal kısmına 200 N kuvvet uygulamışlardır. Tribst ve ark. (322) ise farklı materyaller kullanarak implant destekli sabit tam ark mandibular protezlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, posterior bölgede 200 N dikey yükleme yapmışlardır. Bu çalışmalara bakıldığında, farklı yükleme protokollerinin kullanıldığı ve bu konuda net bir standardizasyonun olmadığı dikkat çekmektedir. Bununla birlikte, maksimum ısırma kuvvetlerinin genellikle premolar ve molar bölgede ortaya çıktığı bilinmektedir (150).

Literatürdeki benzer çalışmalarda, kuvvetler genellikle oblik veya dikey olarak belirli bir noktaya, çoğunlukla da fonksiyonel tüberkül üzerine uygulanmaktadır (310, 318–322). Bizim çalışmamızda ise, sonlu elemanlar stres analizi sırasında kuvvetlerin implantlar ve çevre dokulara iletimini daha doğru bir şekilde simüle edebilmek amacıyla 1 cm yarıçapında yuvarlak sert bir gıda maddesi modellenmiştir. Bu şekilde, kuvvetlerin tek bir noktadan değil, yuvarlak yapının temas ettiği tüm tüberkül eğimlerine yayılması sağlanmış ve daha gerçekçi sonuçlar elde edilmesi hedeflenmiştir. Ayali ve ark. (279)

atrofik maksillada All-on-4 konseptinin farklı konfigürasyonlarını, implant destekli hibrit protezler modelleyerek sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında, yüklemeyi foodstuff aracılığıyla iki farklı bölgede gerçekleştirmişlerdir. Ozan ve ark. (311) implant eğim açılarını ve kantilever uzunluklarını sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirdikleri çalışmalarında, vida tutuculu sabit protezlerde yüklemeyi foodstuff aracılığıyla yapmışlardır. Ayrıca, literatürde yuvarlak sert gıda maddesi kullanarak yapılan analizlerin doğruluğunu destekleyen benzer çalışmalar, bu yöntemin geçerliliğini güçlendirmektedir (278–280, 323, 324). Bu nedenle çalışmamızda oklüzal kuvveti simüle etmek amacıyla yüklemeyi premolar ve molar dişler arasından, modellediğimiz foodstuff (gıda maddesi) ile tek taraflı olarak 200 N olarak uyguladık.

Literatürde, stres analizi çalışmalarında kullanılan modellerin ve sınır koşullarının farklılık gösterdiği sıkça görülmektedir (40, 295, 325, 326). Bu farklılıklar sonlu elemanlar stres analizi (SESA) sonuçlarının sayısal olarak diğer çalışmalarla karşılaştırılmasını zorlaştırmaktadır. Bu nedenle aynı çalışma içerisinde farklı parametrelerin karşılaştırılması daha uygun bir yöntem olarak kabul edilmektedir (327). Çalışmamızda, üç farklı üstyapı materyali (PMMA, zirkonya ve lityum disilikat) ve dört farklı altyapı materyali (Co-Cr, titanyum, zirkonya ve PEEK) kullanılarak iki farklı altyapı tasarımı (bar ve toronto) ile stres dağılımları karşılaştırılmıştır. Bu kombinasyonları oluşturmanın amacı, farklı altyapı ve üstyapı materyalleri ile farklı protez tasarımlarının kemik, implant ve protez üzerindeki stres dağılımlarını değerlendirerek bu tasarımları birbirleriyle kıyaslamaktır. Sonlu elemanlar stres analizinden elde edilen sonuçlar, varyansa dayalı olmayan matematiksel hesaplamalara dayandığı için bu tür sonuçlar için istatistiksel analiz genellikle kullanılmamıştır (328). Bu doğrultuda stres değerleri ve dağılımları çeşitli tasarımlar arasında karşılaştırmalı olarak incelenmiş ve yorumlanmıştır (260, 329).

Sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarında üç temel stres değeri kullanılmaktadır: Von Mises stresleri, maksimum asal stres (çekme stresleri) ve minimum asal stres (basma stresleri) (281). Maksimum asal stres pozitif, minimum asal stres ise negatif değerlerle elde edilir. Yapı üzerinde en fazla etkili olan stres tipi hangisi ise, analiz edilen eleman o stres türünün etkisi altında kabul edilir (260). Bu bağlamda, elde edilen sonuçlar mutlak değer olarak incelendiğinde, daha yüksek olan stresin dikkate alınması gerekmektedir. Kortikal kemikte maksimum asal stresleri 100-130 MPa, minimum asal stresleri ise 170-190 MPa seviyelerini aştığında kemik rezorpsiyonu ve fizyolojik başarısızlık riski ortaya çıkabilir

(293). Trabeküler kemikte ise her iki stres türü de 5 MPa değerini geçtiğinde benzer riskler oluşur (330). Bu nedenle implant tedavisinde stres dağılımlarını analiz etmek ve en yüksek stres değerlerinin materyal üzerindeki etkilerini anlamak kritik öneme sahiptir (312). Çalışmamızda, subperiostal implant üzerine uygulanan çeşitli tasarımlardaki hibrit protez modellerine ilişkin sonlu elemanlar stres analizlerinde elde edilen stres değerleri incelendiğinde, kemikte oluşan en yüksek stres değerinin 7.138 MPa [Model 4 (PEEK)] olduğu, tüm modeller için kemik dokusu açısından patolojik sınırların altında kaldığı ve fizyolojik açıdan herhangi bir risk oluşturmadığı tespit edilmiştir.

Saber ve ark. (331) dental implantların kullanıldığı all-on-4 ve all-on-6 teknikleriyle elde edilen stres dağılımlarını karşılaştırmak için dişsiz bir maksilla modeli üzerinde sonlu elemanlar analizi kullanarak farklı açılardaki eğimli implantların kortikal ve trabeküler kemikte oluşturduğu stresleri incelemişlerdir. Sonuçlarına göre kortikal kemikte görülen asal stres değerleri trabeküler kemikte görülen değerlere göre çok daha yüksek çıkmış ve bu durumun kortikal kemiğin daha yüksek elastik modülüne sahip olması nedeniyle daha fazla stres oluşturmasından kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir. Buna benzer diğer çalışmalar da bunu desteklemektedir (332–335). Subperiostal implantların sonlu elemanlar analizi ile değerlendirildiği çalışmalar kısıtlı olmakla yapılan çalışmalarda kortikal ve trabeküler kemikteki stres değerlerinin incelendiği çalışmalar bulunmamaktadır (308–310). Subperiostal implant tasarımlarının kullanıldığı sonlu elemanlar analizi çalışmalarında (308–310) kemik-implant temas yüzeyinde ve fiksasyon vidaları çevresinde kemikte oluşan rezidüel stres değerleri incelenmiş ve değerlendirilmiştir. Çalışmamızda sanal olarak oluşturduğumuz subperiostal implant tasarımı literatürdeki tasarımlara uygun olacak şekilde maksiller ve zigomatik kemik modellerinde kemik yüzey topografisi ile bire bir uyumlu olacak şekilde sadece kortikal kemik tabakası ile temas halindedir (12, 59). Subperiosteal implantlar, osteosentez vidaları sadece kortikal kemik tabakası içinde kalacak şekilde maksiller ve zigomatik kemiğe sanal olarak fiksasyonu sağlanmıştır. Literatürdeki bu veriler göz önünde bulundurulduğunda ve oluşturduğumuz subperiostal implant tasarımının sadece kortikal tabakadan destek almasından dolayı çalışmamızda kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stres değerleri incelenmiştir.

Yapılan bir çalışmada, subperiosteal implantların fizyolojik kuvvetlere dayanabilecek minimum malzeme kalınlığını belirlemek amacıyla, 1 mm, 1.5 mm ve 2 mm kalınlığında üç farklı implant tasarımı üzerinde sonlu elemanlar analizi yapılmıştır (309).

Ayrıca, başka bir çalışmada subperiosteal implantlarda optimum vida çapını değerlendirmek amacıyla sonlu elemanlar analizi yöntemiyle farklı çaplardaki vidaların kemik desteğinde performansı incelenmiştir (308). Her iki çalışmada da implantlarda Von Mises ve rezidüel stres değerleri, kemikte ise fiksasyon vidaları çevresinde oluşan rezidüel stresler ve alveolar bölgede görülen yer değiştirme (displacement) değerlerine odaklanılmıştır (308, 309). Benzer şekilde, bizim çalışmamızda da kortikal kemikte; maksiller alveolar bölgede ve maksiller ve zigomatik osteosentez vidalarının çevresinde oluşan maksimum asal stres ve minimum asal stres değerleri incelenmiştir. Bu bağlamda, literatürdeki çalışmalarda değerlendirilen stres ve yer değiştirme bölgeleri, bizim çalışmamızda da incelenen bölgelerle örtüşmektedir.

Von Mises stres değeri, yük transferi ve dağılım mekanizmalarını anlamak için yaygın olarak kullanılan kritik bir göstergedir (281). Bu değer, malzemelerde gerilme dağılımını anlamak ve yapısal bütünlüğü değerlendirmek için kullanılır. Von Mises stres değerleri, materyalin akma (yield) dayanımını aştığı zaman plastik deformasyon meydana gelir ve materyalde kırık riski oluşabilir (295, 336). Çalışmamızda, sünek materyaller için Von Mises stres değerleri dikkate alınmış ve implant, altyapı ve üstyapıda oluşan streslerin değerlendirilmesinde bu parametre kullanılmıştır. Bununla birlikte, titanyum implantta meydana gelen stresler, titanyumun akma dayanımı olan 882 MPa'ı aştığında kırık riski oluşabilir. Çalışmamızda implantta oluşan en yüksek Von Mises stres değeri 104.594 MPa [Model 4 (PEEK)] olup, titanyum implantın akma dayanımını aşmamıştır. Altyapılarda kullanılan malzemelerde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri 61.104 MPa [Model 3 (Zr)] olup, altyapıda kullanılan materyallerde en düşük akma dayanımı olan 100 MPa'ı (PEEK) aşmamıştır. Üstyapılarda kullanılan malzemelerde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri 31.08 MPa [Model 10 (PEEK-LiSi)] olup, üstyapıda kullanılan materyallerden en düşük akma dayanımını 57 MPa'ı (PMMA) aşmamıştır. Dolayısıyla subperiosteal implantta, altyapılarda ve üstyapıda herhangi bir plastik deformasyon beklenmemektedir.

Zielenski ve ark. (337) subperiosteal implantların ağız içindeki şartlar altındaki davranışını ve çeşitli mekanik faktörlerin implant dayanıklılığı üzerindeki etkilerini değerlendirmek amacıyla sonlu elemanlar stres analizini kullanmışlardır. Çalışmada iki farklı model grubu oluşturulmuştur: Birinci grup, bar altyapısı ile desteklenmeyen subperiosteal implantlardan, ikinci grup ise bar altyapısı ile desteklenmiş implantlardan oluşmaktadır. Elde edilen sonuçlar, bar altyapısı ile desteklenen implantlarda yer

değiştirme ve stres dağılımının daha olumlu olduğunu göstermiştir. Ayrıca, bar altyapısının stabilizasyon sağlayarak implantların performansını artırabileceği belirtilmiştir. Bunun yanı sıra, protez altyapılarında yaygın olarak kullanılan Co-Cr (kobalt-krom) ve Ti (titanyum) gibi materyallerin farklı mekanik özelliklerinin stres dağılımını etkileyebileceğini ifade etmiş ve bu durumun daha fazla araştırılması gerektiğini önermişlerdir (337). Çalışmamızda da sonlu elemanlar analizi yöntemiyle subperiostal implantlarda farklı altyapı tasarımlarının, altyapı materyallerinin ve üstyapı materyallerinin etkilerini değerlendirmek amacıyla incelenmiştir. Bu sayede, farklı materyallerin ve tasarımların mekanik özelliklerinin subperiostal implantlara olan etkilerini araştırarak, ilgili öneriyi destekleyici nitelikte sonuçlar elde etmeyi amaçladık.

Kundakçıoğlu ve ark. (308) çalışmalarında subperiosteal implantlarda optimum vida çapını değerlendirmek amacıyla sonlu elemanlar analizi yöntemiyle farklı çaplardaki vidaların kemik desteğinde performansını, subperiostal implantlarda Von Mises ve rezidüel stres değerleri, kemikte mini vidalar çevresinde oluşan rezidüel stresleri ve alveolar bölgede görülen yer değiştirme (displacement) değerlerini değerlendirerek incelemişlerdir. Yapılan çalışmada subperiostal implantların performansı incelenirken mini vidalar çevresinde kemikte görülen rezidüel stresler en yüksek maksiller (piriformis) vida bölgesinde görüldüğü bildirilmiştir (308).

Çalışmamızda, tüm modellerde subperiostal implantların kanatlarında yer alan maksiller ve zigomatik osteosentez vidalarının çevresinde oluşan maksimum ve minimum asal stres değerleri karşılaştırıldığında, maksiller osteosentez vidalarının çevresinde oluşan stres değerlerinin daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu sonuç, Kundakçıoğlu ve arkadaşlarının (308) çalışmasıyla benzerlik göstermektedir. Bar tasarım modellerinde maksiller osteosentez vidaları çevresinde oluşan maksimum asal stres değerleri karşılaştırıldığında yüksekten düşüğe doğru sırasıyla; Model 4 (PEEK) (7.138 MPa), Model 2 (Ti) (3.884 MPa), Model 1 (Co-Cr) (3.599 MPa), Model 3 (Zr) (3.575 MPa) ve Model 5 (Ti-Zr) (2.999 MPa) şeklindedir. Bu sıralamaya göre, elastisite modülü düşük olan altyapı materyalleri kemikte daha yüksek stres değerleri oluşturmuştur. Bu bulgu, literatürde endosteal implantlar kullanılarak yapılan ve farklı altyapı materyallerinin sonlu elemanlar analizi yöntemiyle karşılaştırıldığı çalışmalarla benzerlik göstermektedir (24, 307, 312, 325, 338). Toronto tasarım modelleri kullanılan altyapı materyallerine göre karşılaştırıldığında ise maksiller osteosentez vidaları çevresinde oluşan stres değerlerinin

birbirine yakın olduğu gözlenmiştir. Bar tasarım modellerinde alveolar kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri karşılaştırıldığında yüksekten düşüğe doğru sırasıyla; Model 1 (Co-Cr) (1.848 MPa), Model 3 (Zr) (1.777 MPa), Model 5 (Ti-Zr) (1.721 MPa), Model 2 (Ti) (1.692 MPa) ve Model 4 (PEEK) (1.519 MPa) şeklinde sıralanmıştır. Bu sıralamaya göre elastisite modülü yüksek olan altyapı materyalleri, alveolar kemikte daha yüksek stres değerleri oluşturmuştur. Bu sonuçlar, literatürde endosteal implantlarla desteklenen protez altyapılarının karşılaştırıldığı bulgularla çelişmektedir (24, 307, 312, 325, 338). Bu farkın, subperiostal implantların alveolar bölgede kemikle yüzey teması sağlaması ve primer stabilitenin osteosentez vidalarıyla elde edilmesi nedeniyle ortaya çıktığı düşünülmektedir.

Alveolar kemikte ve osteosentez vidaları çevresinde oluşan maksimum ve minimum asal stres değerleri altyapı tasarımlarına göre karşılaştırıldığında; bar tasarım hibrit protez modellerinde Toronto tasarımına kıyasla daha yüksek değerler tespit edilmiştir. Literatürde hibrit protezlerde farklı altyapı tasarımların biyomekanik etkilerini kıyaslayan bir çalışma bulunamamıştır. Elde edilen bulgular, farklı altyapı tasarım modelleri arasındaki bu farkın, altyapı tasarımından kaynaklı veya iki tasarımda üstyapıda kullanılan materyallerin farklı elastisite özelliklerinin stres dağılımına etkisi olabileceğini düşündürmektedir

Üstyapı materyallerinin, kemik üzerinde oluşan maksimum ve minimum asal stres değerlerine etkisi karşılaştırılmalı olarak incelenmiştir. Bar tasarım modellerinde maksiller ve zigomatik osteosentez vidalarının çevresinde oluşan en yüksek maksimum asal stres değerlerine kullanılan üstyapıların etkisi incelendiğinde; PMMA üstyapılı Model 2 (Ti) (3.575 MPa), zirkonya üstyapılı Model 5 (Ti-Zr) (2.999 MPa)'ten daha yüksek değerler göstermiştir. Toronto tasarım modellerinde maksiller ve zigomatik osteosentez vidalarının çevresinde oluşan en yüksek maksimum asal stres değerlerine kullanılan üstyapıların etkisi incelendiğinde; lityum disilikat üstyapılı Model 10 (PEEK-LiSi) (0.942 MPa), zirkonya üstyapılı Model 9 (PEEK) (0.849 MPa)'dan daha yüksek değerler göstermiştir. Bu karşılaştırmalara göre elastisite modülü düşük olan üstyapı materyalleri kemikte daha yüksek stres değerleri oluşturmuştur. Bu bulgular, farklı üstyapı materyallerinin implant, kemik ve protetik yapılarına etkisinin sonlu elemanlar analizi yöntemiyle karşılaştırılmalı olarak incelendiği çalışmalarla benzerlik göstermiştir (30, 339).

İmplant destekli hibrit protezlerdeki stres dağılımı tek üye protezlere kıyasla çok daha karmaşıktır (262). Birden fazla implanta bağlanan altyapı, proteze uygulanan yükün

farklı implantlar ve çevresindeki kemik boyunca farklı derecelerde yayılmasına neden olur. Bu durum, protez tasarımı ve materyal seçiminin yanı sıra implant yerleşiminin önemini bir kez daha vurgulamaktadır (30, 312).

Bhering ve ark. (312) all-on-4 ve all-on-6 tekniklerinde kullanılan farklı protetik altyapı materyallerinin implant destekli hibrit protez sisteminde stres dağılımına etkisini sonlu elemanlar stres analizi ile incelemiştir. Çalışmalarında kobalt-krom, titanyum ve zirkonya olmak üzere üç farklı altyapı materyali kullanılmış; Von Mises, maksimum ve minimum asal stres ile yer değiştirme değerleri ölçülmüştür. Ölçümler sonucunda, kortikal kemik, implantlar, abutmentler ve protez vidalarında oluşan yer değiştirme miktarı ve stres değerlerinin en yüksek titanyum grubunda olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca, all-on-four sistemde daha yüksek yer değiştirme değerleri kaydedilmiştir. Genel olarak, daha sert materyallerin (örneğin Zr ve CoCr), daha yumuşak materyallere (örneğin Ti) kıyasla protez altyapısında daha yüksek stres oluşturduğu rapor edilmiştir. Ancak sert materyallerin altyapıda daha yüksek stres oluşturmaya karşın, diğer sistem bileşenlerine daha düşük stres ilettikleri belirtilmiştir (312). Bu bulgular, çalışmamızda bar tasarımı hibrit protezlerde elastisite modülü yüksek altyapı materyallerinin altyapıda yüksek stres değerleri oluştururken, sistemin diğer bileşenlerinde (implant, kemik ve üst yapı) daha düşük stres değerleri meydana getirdiği sonucunu desteklemektedir.

Menini ve ark. (325) çalışmalarında dişsiz bir maksilla modeline dört implant yerleştirilerek sonlu elemanlar analiz yöntemiyle altyapısız akrilik, döküm metal altyapılı ve karbon fiber altyapılı protez modelleri oluşturup yükleme sonucunda elde edilen stres değerlerini incelemişlerdir. Sonuçlar, tamamen akrilikten yapılan protezlerin implantlarda, peri-implant kemikte ve protez yapısında daha yüksek stres oluşturduğunu göstermiştir. Çalışma ile protezlerde rijit bir altyapının varlığının implantlar, protez ve maksilla kemiği seviyelerinde stres değerlerini azaltarak daha dengeli bir yük dağılımı sağladığını ortaya koymuşlardır (325). Dayan ve Geçkili (307) çalışmalarında all-on-4 implant destekli hibrit protezlerde altyapıda kullanılan dört farklı altyapı materyalin (titanyum, zirkonya, PEEK ve PEKK) stres dağılımına etkisini sonlu elemanlar analizi yöntemiyle karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında, PEKK ve PEEK materyallerinden yapılan altyapıların, titanyum ve zirkonya ile karşılaştırıldığında daha düşük elastik modüle sahip olduğu ve bu nedenle altyapıda daha az stres oluşturduğu, ancak kemiğe, dental implantlara ve diğer bileşenlere daha fazla stres ilettiği sonucuna varılmıştır. Bu nedenle titanyum ve zirkonya gibi sert

materyallerden yapılmış altyapıların all-on-4 konseptinde kullanıldığında dental implantlar ve peri-implant kemik üzerindeki stresi azalttığı sonucuna varmışlardır (307). Bu çalışmaların sonuçlarına bakıldığında, bizim çalışmamızda kullanılan farklı elastisite modülüne sahip altyapı materyallerinin gösterdiği sonuçlar ile benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda elastisite modülü düşük materyaller (örneğin PEEK ve titanyum) protez altyapısında düşük stres değerleri oluşturmaya karşın, sistemin diğer bileşenleri olan implant, kemik ve üst yapıda daha yüksek stres değerleri oluşturduğu görülmüştür.

Favot ve ark. (338) alt çenede all-on-4 konseptine göre yerleştirilen implantlar üzerinde dört farklı altyapı materyali (zirkonya, titanyum, altın ve nikel-titanyum) kullanılarak tasarlanan hibrit protezlerde stres dağılımını üç farklı çiğneme fazında sonlu elemanlar analiz yöntemiyle değerlendirmişlerdir. Çalışmada, nikel-titanyum altyapıda en düşük stres değerleri gözlenirken, zirkonya altyapıda en yüksek stres değerleri tespit edilmiştir. Çalışma sonucunda, altyapı malzemesinin sertliğinin azalmasıyla protez bileşenlerinde oluşan streslerin de azaldığı belirtilmiştir (338). Bacchi ve ark. (24) implant destekli protezlerde kullanılan altyapı materyallerinin (IV. sınıf altın, gümüş-paladyum, saf titanyum, kobalt-krom ve zirkonya) ve dikey uyumsuzluğun (vertical misfit: 10 mm, 50 mm, 100 mm) kemik, altyapı, porselen veneer ve tutucu vidalardaki stres dağılımı üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre daha sert altyapılar, altyapıda daha yüksek stres yoğunlukları gösterirken, bu altyapılar porselen veneer, tutucu vida (10 mm ve 50 mm uyumsuzlukta) ve peri-implant kemik dokularında daha düşük streslere yol açtığı belirtilmiştir (24). Bu bulgular bizim çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda elastisite modülü yüksek altyapı materyalleri, elastisite modülü düşük altyapı materyallerine kıyasla altyapıda daha yüksek stres değeri oluştururken, implant, üst yapı ve kemikte daha düşük streslere yol açtığı gözlenmiştir.

Sirandoni ve ark. (340) üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanarak hibrit protezlerde farklı altyapı materyallerinin biyomekanik davranışlarını değerlendirmiştir. Dişsiz bir mandibulada implant destekli hibrit protezler altyapı materyaline göre altı gruba ayrılmıştır: titanyum (Ti), kobalt-krom (Co-Cr), zirkonya (Zr), polietereketon (PEEK), karbon fiber takviyeli polietereketon (CFR-PEEK) ve polimetil metakrilat (PMMA). Çalışmadan elde edilen sonuçlara göre, PEEK ve PMMA altyapıları en yüksek toplam deformasyon değerlerini göstermiştir. Bu materyaller kullanıldığında altyapıda, implantlarda ve abutmentlarda Von Mises stres değerlerinde azalma görülmüş, ancak

kemikte asal stres değerleri artmıştır. Çalışmada implantlarda oluşan stres değerleri, yüksekte düşüğe sırasıyla CFR-PEEK, Zr, Co-Cr, Ti, PMMA ve PEEK altyapıları ile tespit edilmiştir (340). Bu çalışmanın sonuçları, PEEK gibi dşek elastisite modülüne sahip materyallerin altyapıda dşek stres, kemikte ise yüksek stres değerleri göstermesi açısından bizim çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Ancak, PEEK gibi dşek elastisite modülüne sahip materyallerin implantlarda daha dşek stres değerleri oluşturduğu bulgusu, çalışmamızla çelişmektedir. Bu farklılığın, çalışmamızda farklı bir implant türü kullanılması ve kullandığımız implant tasarımında abutmentlerin subperiostal implantla entegre olması nedeniyle oluştuğu dşnlmektedir.

Lee ve ark. (341) yaptıkları çalışmada implant destekli Toronto tasarım hibrit protezlerde üç farklı altyapı materyalini (zirkonya, titanyum ve PEKK) sonlu elemanlar stres analizi kullanarak değerlendirmiş ve karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, dşek elastisite modülüne sahip PEKK altyapı materyalinin darbe emici etkisinin yalnızca baskı stresinin (minimum asal stresin) baskın olduğu bölgelerde sınırlı ve oldukça dşek düzeyde olduğu tespit edilmiştir. Genel olarak sert altyapı materyalinin, implantlara ve peri-implant kemiğe daha az stres ilettiği bildirilmiştir. Çalışma sonucunda, dşek elastisite modüllü bir materyalin altyapı olarak kullanıldığında altyapı üzerinde daha az stres oluşturduğu, ancak dşek elastisite modüllü bu altyapının komşu protez yapılarına daha fazla stres aktardığı tespit edilmiştir (341). Çalışmamızda Toronto tasarım hibrit protez modellerinde, dşek elastisite modülüne sahip altyapı materyalleri, altyapıda daha dşek stres değerleri, ancak st yapıda daha yüksek stres değerleri göstermiştir. Bu bulgularımız, Lee ve ark.'nın (341) alışmasını desteklemektedir. Ancak Toronto tasarım hibrit protez modellerinde altyapı materyallerinin kemik ve implantlar üzerinde oluşturduğu stres değerlerinde belirgin bir fark gözlenmemiştir. Toronto protezlerinde farklı altyapı materyallerinin karşılaştırıldığı çalışmalar sınırlı sayıda olup, özellikle yeni nesil subperiostal implantlarla desteklenen Toronto hibrit protezlerin değerlendirildiği bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle, Toronto tasarım protezlerin kemik ve implant üzerindeki stres değerlerinin altyapı materyalinden bağımsız olarak benzer sonuçlar vermesi literatürle desteklenememiştir.

Tribst ve ark. (322) vertikal olarak yerleştirilen 5 eksternal bağlantılı implant üzerinde abutment kullanılmadan tasarlanan bar yapısında, titanyum ve zirkonya materyallerini katı cisimlerde maksimum asal stres ve çene boyunca oluşan

mikrodeformasyon değerlerine göre karşılaştırmıştır. Çalışma sonucunda, zirkonya ve titanyumun beklenenden farklı olarak büyük ölçüde benzer biyomekanik davranışlar sergilediği ve altyapı materyalinin protez bileşenlerinde oluşan stres üzerinde kayda değer bir etkisinin olmadığı rapor edilmiştir. Bu sonuçlar, abutmentsiz vakalarda zirkonya altyapının biyomekanik davranışının titanyum bara benzer olduğunu göstermektedir (322). Ancak, bu çalışmanın sonuçları çalışmamızla ters düşmektedir. Bu farkın, bahsedilen çalışmada abutment kullanılmaması, bar tasarımı üzerine üstyapının modellenmemesi ve altyapı ile implant modellerinde çalışmamızdan farklı olarak asal stres değerlerinin incelenmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çalışmamızda, bar ve Toronto tasarımlarının kullanıldığı subperiostal implant üzerine uygulanan hibrit protezlerde, farklı altyapı materyallerinin stres dağılımı üzerindeki etkisi incelenmiştir. Altyapılarda oluşan en yüksek Von Mises stres değerlerine bakıldığında bu değerlerin altyapı abutment bağlantı bölgelerinde görüldüğü tespit edilmiştir. Altyapı üzerinde oluşan en yüksek stres değerlerine bakıldığında, genellikle yükleme bölgesinde (molar ve premolar bölgeleri) yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Bar tasarım modelleri altyapı üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerine göre karşılaştırıldığında yüksekten düşüğe doğru sırasıyla; Model 3 (Zr) (61.704 MPa)> Model 1 (Co-Cr) (59.152 MPa)> Model 2 (Ti) (53.269 MPa)> Model 5 (Ti-Zr) (38.019 MPa)> Model 4 (PEEK) (17.996 MPa) şeklindedir. Toronto tasarım modelleri, altyapı üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerine göre karşılaştırıldığında yüksekten düşüğe doğru sırasıyla; Model 8 (Zr) (55.603 MPa)> Model 6 (Co-Cr) (55.600 MPa)> Model 7 (Ti) (42.952 MPa)> Model 10 (PEEK-LiSi) (16.292 MPa)> Model 9 (PEEK) (14.863 MPa) şeklindedir. Bu sonuçlara göre altyapıda kullanılan materyalin elastisite modülü arttığında altyapıda oluşan stres değeri de artmaktadır. Bu bulgular literatürde endosteal implantlar kullanılarak yapılan ve farklı altyapı materyallerinin sonlu elemanlar analizi yöntemiyle karşılaştırıldığı çalışmalarla benzerlik göstermektedir (24, 307, 312, 325, 338). Çalışmamızda, subperiostal implantlarda oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri incelenmiştir. Tüm modeller için en yüksek değerler implantların boyun bölgelerinde (yani bazal çerçeveyi abutmentlere bağlayan kollarında) gözlenmiştir. Bar tasarım modellerinde subperiostal implantların boyun bölgesinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 4 (PEEK) (104.594 MPa)> Model 2 (Ti) (86.896 MPa)> Model 1 (Co-Cr) (84.849 MPa)> Model 3 (Zr) (84.591 MPa)> Model 5 (Ti-Zr) (80.228 MPa) şeklindedir. Toronto tasarım modellerinde subperiostal implantların

boyun bölgesinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri yüksek olandan düşük olana doğru sırayla: Model 6 (Co-Cr) (85.667 MPa)> Model 8 (Zr) (85.654 MPa)> Model 7 (Ti) (85.102 MPa)> Model 10 (PEEK-LiSi) (78.857 MPa)> Model 9 (PEEK) (72.503 MPa) şeklindedir. Modeller arasında subperiostal implant üzerinde en yüksek Von Mises stres değeri Model 4 (PEEK) (104.594)'te gözlenmiştir. En düşük Von Mises stres değeri ise Model 9 (PEEK) (72.503 MPa)'da gözlenmiştir. Bar tasarım hibrit protezi Model 4, PEEK altyapı ve PMMA üstyapıdan oluşmakta olup iki materyalin de elastisite modülü de düşüktür. Toronto tasarım hibrit protezi Model 9, PEEK altyapı ve zirkonya üstyapıdan oluşmakta olup üstyapı elastisite değeri PMMA'dan oldukça yüksektir. İmplantlarda oluşan stres değerlerindeki bu farklılığın, üstyapı materyallerinin elastisite modülündeki farklılıklardan veya Toronto tasarımının bar tasarımına kıyasla stres dağılımını daha farklı şekilde sağlamasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Jameel ve ark. (339) çalışmalarında mandibular posterior bölgedeki üç üyeli implant destekli protezlerde zirkonya, lityum disilikat ve kobalt krom alaşımını üst yapı malzemesi olarak kullanarak stres dağılımını sonlu elemanlar stres analiziyle incelemişlerdir. Zirkonya ve kobalt krom, sırasıyla yakın elastisite modülleri ile benzer stres seviyeleri oluşturmuştur. Buna karşılık, lityum disilikat daha düşük elastisite modülü nedeniyle en yüksek stres seviyelerine yol açmıştır. Bu çalışmada elastik modülü yüksek olan materyallerin (zirkonya ve kobalt-krom) stres dağılımında daha dengeli olduğu ve bu materyallerin implant destekli protezlerde tercih edilebileceği analiz sonuçları ile belirtmişlerdir. Çalışmamızda üstyapı materyali olarak zirkonya, PMMA ve lityum disilikat materyallerini kullandık. Çalışmamızda aynı altyapı materyali ve altyapı tasarıma sahip hibrit protezler karşılaştırıldığında üstyapıda elastisite modülü yüksek olan materyallerin kullanıldığı modellerde daha düşük stres değerleri gözlenmiştir. Bu bulgular çalışmayla benzerlik göstermektedir.

Ferreira ve ark. (30) mandibular implant destekli hibrit protezlerde farklı üstyapı (akrilik reçine ve porselen) ve altyapı materyallerinin (titanyum, altın, gümüş-paladyum, kobalt-krom ve nikel-krom) stres dağılımına etkilerini sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmiştir. Çalışmada, üstyapıda kullanılan materyallerin metal altyapılarda oluşan stres değerleri üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu bulunmuştur. Altyapı materyalinden bağımsız olarak, akrilik reçine dişlerin kullanıldığı gruplarda metal altyapıda oluşan Von Mises stres değerlerinin, porselen dişlerin kullanıldığı gruplara kıyasla belirgin şekilde

daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Niteliksel olarak, akrilik reçine dişlerde oluşan stresler yükleme alanına yakın bölgede yoğunlaşırken, porselen dişlerde stresin daha yüksek olduğu ve protezin tamamına yayıldığı tespit edilmiştir (30) Çalışmamızda da hibrit protezleri farklı altyapı materyalleri ve farklı üstyapı materyalleri kullanarak kıyasladık. Sonuçlarımıza göre üstyapı materyallerinin altyapıda ve üstyapıda oluşturduğu stres değerleri ve dağılımı bu çalışma ile benzerlik göstermektedir.

Çalışmamızda farklı tasarım ve farklı altyapı materyallerinin kullanıldığı modeller elde edilmiş olup üstyapı materyalleri karşılaştırıldığında, karşılaştırmada daha doğru sonuçlar elde etmek için altyapı materyali ve altyapı tasarımı aynı tutulmuştur. Bu koşullar sağlandığında bar tasarım ve titanyum altyapılı modeller altyapıda oluşan stres değerlerine göre karşılaştırıldığında yüksekten düşüğe doğru sırasıyla; Model 2 (Ti) (53.269 MPa)> Model 5 (Ti-Zr) (38.019 MPa) şeklindedir. Bu sonuca göre elastisite modülü yüksek olan zirkonya üstyapı materyali, elastisite modülü düşük olan PMMA üstyapı materyaline kıyasla altyapıda daha düşük Von Mises stres değeri oluşturmuştur. Altyapı tasarımı ve altyapı materyali aynı olan Toronto tasarım ve PEEK altyapılı modeller altyapıda oluşan stres değerlerine göre karşılaştırıldığında yüksekten düşüğe doğru sırasıyla; Model 10 (PEEK-LiSi) (16.292 MPa)> Model 9 (PEEK) (14.863 MPa) şeklindedir. Bu sonuca göre elastisite modülü yüksek olan zirkonya üstyapı materyali, elastisite modülü düşük olan lityum disilikat üstyapı materyaline kıyasla altyapıda daha yüksek Von Mises stres değeri oluşturmuştur. Çalışmamızda üstyapıda oluşan stres değerleri incelendiğinde bar tasarım grubunda PMMA üstyapı materyalinin kullanıldığı modellerde stresler yükleme bölgesinde iken Toronto tasarım grubunun tamamında stresler protetik üstyapı boyunca yayılmıştır. Bu iki tasarım grubunda farklı üstyapı materyalleri kullanımına bağlanabilir. Ayrıca üstyapıda oluşan stres değerleri incelendiğinde elastisite modülü yüksek üstyapı materyallerinin kullanıldığı modellerde daha yüksek Von Mises stres değerleri görülmüştür. Elde ettiğimiz bu bulgular yapılan çalışmalarla (30, 339) benzerlik göstermiştir.

Bu çalışmanın temel sınırlılığı, sonlu elemanlar stres analizinin doğal in vivo koşulları tam olarak yansıtamamasıdır. Sonlu elemanlar stres analizinde, kemik-implant bağlantısı %100 osseointegrasyon varmış gibi kabul edilmiş ve modeller homojen ve izotropik olarak değerlendirilmiştir. Ancak, bu koşullar gerçek hayatta birebir mevcut değildir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmamızın sınırlamaları dahilinde elde edilen sonuçlar şu şekilde özetlenebilir:

1. Maksiller osteosentez vidalarının çevresindeki oluşan maksimum ve minimum asal stres değerleri zigomatik osteosentez vidalarının çevresinde oluşan stres değerlerinden daha yüksek tespit edilmiştir.
2. Osteosentez vidalarının çevresindeki kemikte oluşan stres değerleri, alveolar kemikteki oluşan stres değerlerinden daha yüksek tespit edilmiştir.
3. Osteosentez vidalarının çevresindeki kemikte yüksek elastisite modülüne sahip altyapı materyalleri daha düşük stres değerleri oluşturmuştur.
4. Alveolar kemikte yüksek elastisite modülüne sahip altyapı materyalleri daha yüksek stres değerleri oluşturmuştur.
5. Bar tasarım hibrit protez modellerinde osteosentez vidaları çevresindeki kemikte, Toronto hibrit protez modellerinden daha yüksek stres değerleri tespit edilmiştir.
6. Tüm modeller için, kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stresler kemiğin kırılma dayanımını aşmamıştır. Maksiller osteosentez vida çevresinde modeller arasında görülen en yüksek değer Model 4 (PEEK)'de 7.138 Mpa olarak bulunmuştur.
7. Tüm modeller için en yüksek Von Mises stres değerler implantların boyun bölgelerinde (yani bazal çerçeveyi abutmentlere bağlayan kollarında) gözlenmiştir. Modeller arasında subperiostal implant üzerinde en yüksek Von Mises stres değeri Model 4 (PEEK) (104.594 MPa)'te gözlenmiştir.
8. Bar tasarım modellerinde altyapı materyali elastisite modülü arttıkça altyapıda oluşan stres değerleri artarken, implantta oluşan stres değerleri azalmıştır.
9. Toronto tasarım modellerinde altyapı materyali elastisite değeri arttıkça altyapıda ve implantta oluşan stres değerleri artmıştır.
10. Tüm modellerde üstyapı materyali elastisite modülü arttıkça altyapıda oluşan stres değerleri azalmış ve üstyapıda oluşan stres değerleri artmıştır.
11. Bar tasarım modellerinde PMMA üstyapıda daha düşük stres değerleri oluşmuş ve bu stresin yükleme bölgesinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Zirkonya üstyapıda ise daha yüksek stres değerleri oluşmuş ve bu stresin protezin devamına yayıldığı tespit edilmiştir.

12. Toronto tasarım modellerinde lityum disilikat üstyapıda daha düşük stres değerleri oluşmuştur. Lityum disilikat ve zirkonya üstyapılarında oluşan stresler protezin devamı boyunca yayıldığı tespit edilmiştir.

Bu çalışmanın sonucunda, Co-Cr, Ti, Zr ve PEEK gibi altyapı materyalleri kıyaslandığında, düşük elastisite modülüne sahip materyallerin implant ve çevre dokulara daha fazla stres ilettiği tespit edilmiştir. Bu, protetik bileşenleri aşırı yüklenmeden korusa da, uzun vadede implant çevresindeki kemik dokusunda rezorpsiyon riskini artırabilir. Buna karşılık, Co-Cr, Ti ve Zr gibi yüksek elastisite modülüne sahip materyaller, peri-implant bölgedeki stresin daha dengeli dağılmasını sağlayarak kemik dokusunun korunmasına ve implant stabilitesinin sürdürülmesine katkıda bulunabilir. Bar ve Toronto tasarımları subperiostal implantlarda ve kemikte farklı stres dağılımları sergilemiştir. Toronto tasarım modellerinde bar tasarıma kıyasla daha iyi stres dağılımı gösterdiği düşünülmektedir. Üstyapıda ise zirkonya gibi elastisite modülü yüksek materyallerin uzun vadeli başarı ve biyomekanik dayanıklılık açısından daha uygun bir tercih olacağı düşünülmektedir. Ancak farklı altyapı tasarımları, altyapı ve üstyapı materyalleriyle üretilmiş subperiostal implant destekli hibrit protezlerdeki stres dağılımının incelendiği çalışmaların kısıtlı olması nedeniyle elde ettiğimiz bu sonuçların in vitro ve in vivo ileri düzey çalışmalarla desteklenmesi önerilebilir.

7. KAYNAKÇA

1. Att W, Bernhart J, Strub JR (2009). Fixed rehabilitation of the edentulous maxilla: possibilities and clinical outcome. *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 67: 60–73.
2. Herce-López J, Pingarrón M del C, Tofé-Povedano Á, García-Arana L, Espino-Segura-Illa M, Sieira-Gil R, Rodado-Alonso C, Sánchez-Torres A, Figueiredo R (2024). Customized Subperiosteal Implants for the Rehabilitation of Atrophic Jaws: A Consensus Report and Literature Review. *Biomimetics* (Basel, Switzerland) 9.
3. Sakkas A, Wilde F, Heufelder M, Winter K, Schramm A (2017). Autogenous bone grafts in oral implantology-is it still a “gold standard”? A consecutive review of 279 patients with 456 clinical procedures. *International journal of implant dentistry* 3.
4. Molinero-Mourelle P, Baca-Gonzalez L, Gao B, Saez-Alcaide LM, Helm A, Lopez-Quiles J (2016). Surgical complications in zygomatic implants: A systematic review. *Medicina oral, patologia oral y cirugía bucal* 21: e751–e757.
5. Rinaldi, Marco (2023). *Implants and Oral Rehabilitation of the Atrophic Maxilla*. (Rinaldi, editor) Cham: Springer International Publishing. doi:10.1007/978-3-031-12755-7.
6. Rosenstein J, Dym H (2021). Zygomatic Implants: A Solution for the Atrophic Maxilla: 2021 Update. *Dental clinics of North America* 65: 229–239.
7. Varol A, Atali O, Sipahi A, Basa S (2016). Implant Rehabilitation for Extremely Atrophic Maxillae (Cawood Type VI) with Le Fort I Downgrafting and Autogenous Iliac Block Grafts: A 4-year Follow-up Study. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 31: 1415–1422.
8. Laventure A, Lauwers L, Nicot R, Kyheng M, Ferri J, Raoul G (2022). Autogenous bone grafting with conventional implants vs zygomatic implants for atrophic maxillae: a retrospective study of the oral health-related quality of life. *Journal of stomatology, oral and maxillofacial surgery* 123: e782–e789.
9. Van den Borre C, Rinaldi M, De Neef B, Loomans NAJ, Nout E, Van Doorne L, Naert I, Politis C, Schouten H, Klomp G, et al. (2021). Radiographic Evaluation of Bone Remodeling after Additively Manufactured Subperiosteal Jaw Implantation (AMSJI) in the Maxilla: A One-Year Follow-Up Study. *Journal of clinical medicine* 10.

10. Van den Borre C, Rinaldi M, De Neef B, Loomans NAJ, Nout E, Van Doorne L, Naert I, Politis C, Schouten H, Klomp G, et al. (2022). Patient- and clinician-reported outcomes for the additively manufactured sub-periosteal jaw implant (AMSJI) in the maxilla: a prospective multicentre one-year follow-up study. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 51: 243–250.
11. Mommaerts MY (2017). Additively manufactured sub-periosteal jaw implants. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 46: 938–940.
12. Mommaerts MY (2019). Evolutionary steps in the design and biofunctionalization of the additively manufactured sub-periosteal jaw implant “AMSJI” for the maxilla. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 48: 108–114.
13. Vaira LA, Biglio A, Roy M, Salzano G, Troise S, Abbate V, Mayo-Yanez M, Lechien JR, Piombino P, De Riu G (2024). Full-arch rehabilitation of severely atrophic maxilla with additively manufactured custom-made subperiosteal implants: A multicenter retrospective study. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*. doi:10.1016/J.JCMS.2024.06.016.
14. Nemtoi A, Covrig V, Nemtoi A, Stoica G, Vatavu R, Haba D, Zetu I (2022). Custom-Made Direct Metal Laser Sintering Titanium Subperiosteal Implants in Oral and Maxillofacial Surgery for Severe Bone-Deficient Patients-A Pilot Study. *Diagnostics (Basel, Switzerland)* 12.
15. Cerea M, Dolcini GA (2018). Custom-Made Direct Metal Laser Sintering Titanium Subperiosteal Implants: A Retrospective Clinical Study on 70 Patients. *BioMed research international* 2018.
16. El-Sawy MA, Hegazy SA (2024). Subperiosteal implants constructed with digital technology: A systematic review. *Oral and maxillofacial surgery* 28: 1063–1075.
17. Verma A, Singh SV, Arya D, Shivakumar S, Chand P (2023). Mechanical failures of dental implants and supported prostheses: A systematic review. *Journal of oral biology and craniofacial research* 13: 306–314.
18. Sailer I, Karasan D, Todorovic A, Ligoutsikou M, Pjetursson BE (2022). Prosthetic failures in dental implant therapy. *Periodontology* 2000 88: 130–144.

19. da Silva Bezerra A, Ribeiro AKC, Veríssimo AH, de Almeida EO (2023). Prosthetic complications and failures of implant-supported fixed partial dentures: A scoping review. *The Journal of prosthetic dentistry*. doi:10.1016/J.PROSDENT.2023.10.025.
20. Meriç G, Erkmen E, Kurt A, Tunç Y, Eser A (2011). Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Dental Sciences* 6: 25–32.
21. Tribst JPM, de Moraes DC, de Matos JDM, Lopes G da RS, Dal Piva AM de O, Borges ALS, Bottino MA, Lanzotti A, Martorelli M, Ausiello P (2022). Influence of Framework Material and Posterior Implant Angulation in Full-Arch All-on-4 Implant-Supported Prosthesis Stress Concentration. *Dentistry journal* 10.
22. Yu W, Chen S, Ma L, Ma X, Xu X (2023). Biomechanical Analysis of Different Framework Design, Framework Material and Bone Density in the Edentulous Mandible With Fixed Implant-Supported Protheses: A Three-Dimensional Finite Element Study. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* 32: 309–317.
23. Shash YH, El-Wakad MT, Eldosoky MAA, Dohiem MM (2024). Finite element analysis of the effect of framework material and thickness on the biomechanical performance of “All-on-Four” full-arch prosthesis. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. doi:10.1080/10255842.2024.2355260.
24. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, Dos Santos MBF (2013). Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta odontologica Scandinavica* 71: 1243–1249.
25. Kregzde M (1993). A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 8: 662–73.
26. De Las Casas EB, De Almeida AF, Cimini CA, Gomes PDTV, Cornacchia TPM, Saffar JME (2007). Determination of tangential and normal components of oral forces. *Journal of applied oral science : revista FOB* 15: 70–76.
27. van Eijden TMGJ (1991). Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Archives of oral biology* 36: 535–539.

28. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB (1981). Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *The Journal of prosthetic dentistry* 46: 443–449.
29. Geringer A, Diebels S, Nothdurft FP (2014). Influence of superstructure geometry on the mechanical behavior of zirconia implant abutments: a finite element analysis. *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik* 59.
30. Ferreira MB, Barão VA, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG (2014). The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Materials Science and Engineering: C* 35: 92–99.
31. Papaspyridakos P, Chen C-J, Chuang S-K, Weber H-P, Gallucci GO (2012). A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 27: 102–10.
32. Fischer K, Stenberg T (2013). Prospective 10-year cohort study based on a randomized, controlled trial (RCT) on implant-supported full-arch maxillary prostheses. part II: prosthetic outcomes and maintenance. *Clinical implant dentistry and related research* 15: 498–508.
33. Chochlidakis K, Einarsdottir E, Tsigarida A, Papaspyridakos P, Romeo D, Barmak AB, Ercoli C (2020). Survival rates and prosthetic complications of implant fixed complete dental prostheses: An up to 5-year retrospective study. *The Journal of prosthetic dentistry* 124: 539–546.
34. Yilmaz B, Lee D, Amer R, Rastogi V, Braegger U, Johnston W (2023). Evaluation of Prosthetic Complications with Metal-Acrylic Resin Implant-Fixed Complete Dentures: A Medium- and Long-Term Retrospective Analysis with Up to 13 Years of Follow-up. *The International journal of prosthodontics* 36: 697–703.
35. Ventura J, Jiménez-Castellanos E, Romero J, Francisco F (2016). Tooth Fractures in Fixed Full-Arch Implant-Supported Acrylic Resin Prostheses: A Retrospective Clinical Study. *The International Journal of Prosthodontics* 29: 161–165.

36. Jung BY, Park WS, Woo CW, Jeong SA (2023). Zirconia-veneered polyetherketoneketone frameworks of implant-supported complete arch fixed dental prostheses: A report on 5 patients. *The Journal of prosthetic dentistry* 130: 419–433.
37. Mishra SK, Bhasmey SR, Chowdhary R (2023). Complete-arch implant-supported fixed dental prostheses fabricated with PEEK and PEKK framework: a systematic review. *Evidence-based dentistry* 24: 193.
38. Tobar-Reyes J, Andueza-Castro L, Jiménez-Silva A, Bustamante-Plaza R, Carvajal-Herrera J (2021). Micromotion analysis of immediately loaded implants with Titanium and Cobalt-Chrome superstructures. 3D finite element analysis. *Clinical and experimental dental research* 7: 581–590.
39. Scarano A, Stoppaccioli M, Casolino T (2019). Zirconia crowns cemented on titanium bars using CAD/CAM: a five-year follow-up prospective clinical study of 9 patients. *BMC oral health* 19.
40. Delucchi F, De Giovanni E, Pesce P, Bagnasco F, Pera F, Baldi D, Menini M (2021). Framework Materials for Full-Arch Implant-Supported Rehabilitations: A Systematic Review of Clinical Studies. *Materials (Basel, Switzerland)* 14.
41. Al Jabbari YS, Koutsoukis T, Barmpagadaki X, Zinelis S (2014). Metallurgical and interfacial characterization of PFM Co–Cr dental alloys fabricated via casting, milling or selective laser melting. *Dental Materials* 30: e79–e88.
42. Özcan M, Hämmerle C (2012). Titanium as a Reconstruction and Implant Material in Dentistry: Advantages and Pitfalls. *Materials* 5: 1528–1545.
43. Gonzalez J (2014). The evolution of dental materials for hybrid prosthesis. *The open dentistry journal* 8: 85–94.
44. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M (2010). Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of oral rehabilitation* 37: 641–652.
45. Dawson JH, Hyde B, Hurst M, Harris BT, Lin WS (2018). Polyetherketoneketone (PEKK), a framework material for complete fixed and removable dental prostheses: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry* 119: 867–872.
46. Schwitalla A, Müller W-D (2013). PEEK Dental Implants: A Review of the Literature. *Journal of Oral Implantology* 39: 743–749.

47. Moharil S, Reche A, Durge K (2023). Polyetheretherketone (PEEK) as a Biomaterial: An Overview. *Cureus* 15: e44307.
48. Mertens C, Steveling HG (2011). Implant-supported fixed prostheses in the edentulous maxilla: 8-year prospective results. *Clinical oral implants research* 22: 464–72.
49. Box VH, Sukotjo C, Knoernschild KL, Campbell SD, Afshari FS (2018). Patient-Reported and Clinical Outcomes of Implant-Supported Fixed Complete Dental Prostheses: A Comparison of Metal-Acrylic, Milled Zirconia, and Retrievable Crown Prostheses. *The Journal of oral implantology* 44: 51–61.
50. Cappare P, Ferrini F, Mariani G, Nagni M, Cattoni F (2021). Implant rehabilitation of edentulous jaws with predominantly monolithic zirconia compared to metal-acrylic prostheses: a 2-year retrospective clinical study. *Journal of biological regulators and homeostatic agents* 35: 99–112.
51. Abdulmajeed AA, Lim KG, Närhi TO, Cooper LF (2016). Complete-arch implant-supported monolithic zirconia fixed dental prostheses: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry* 115: 672-677.e1.
52. Montero J, de Paula CM, Albaladejo A (2012). The “Toronto prosthesis”, an appealing method for restoring patients candidates for hybrid overdentures: A case report. *Journal of clinical and experimental dentistry* 4.
53. Ettore E, Maria P, Roberto S, Pietro A (2020). THE APPLICATION OF CAD CAM TECHNIQUES FOR THE “TORONTO BRIDGE” PROSTHESIS. *International Journal of Clinical Dentistry* 13: 197–206.
54. Maló P, de Araújo Nobre M, Borges J, Almeida R (2012). Retrievable metal ceramic implant-supported fixed prostheses with milled titanium frameworks and all-ceramic crowns: retrospective clinical study with up to 10 years of follow-up. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* 21: 256–64.
55. Cicciù M, Risitano G, Maiorana C, Franceschini G (2009). Parametric analysis of the strength in the “Toronto” osseous-prosthesis system. *Minerva stomatologica* 58: 9–23.

56. Siadat H, Rokn A, Beyabanaki E (2018). Full Arch All-on-4 Fixed Implant-Supported Prostheses with 8.5 Years of Follow-Up: A Case Report. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)* 15: 259–265.
57. Strappa EM, Memè L, Cerea M, Roy M, Bambini F (2022). Custom-made additively manufactured subperiosteal implant. *Minerva dental and oral science* 71: 353–360.
58. Dimitroulis G, Gupta B, Wilson I, Hart C (2023). The atrophic edentulous alveolus. A preliminary study on a new generation of subperiosteal implants. *Oral and maxillofacial surgery* 27: 69–78.
59. De Moor E, Huys SEF, van Lenthe GH, Mommaerts MY, Vander Sloten J (2022). Mechanical evaluation of a patient-specific additively manufactured subperiosteal jaw implant (AMSJI) using finite-element analysis. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 51: 405–411.
60. Van den Borre C, De Neef B, Loomans NAJ, Rinaldi M, Nout E, Bouvry P, Naert I, Mommaerts MY (2023). Patient Satisfaction and Impact on Oral Health after Maxillary Rehabilitation Using a Personalized Additively Manufactured Subperiosteal Jaw Implant (AMSJI). *Journal of personalized medicine* 13.
61. Ring ME. (1993). *Dentistry : an illustrated history* 319.
62. Abraham CM (2014). A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *The open dentistry journal* 8: 50–55.
63. Pasqualini U, Pasqualini ME (2009). *THE HISTORY OF IMPLANTOLOGY*.
64. Garg AK. (2009). *Implant Dentistry-E-Book: Elsevier Health Sciences*.
65. Dahl G. (1938). On subperiosteal implants for prosthetic rehabilitation. *Scandinavian Journal of Dental Research* 46: 1–9.
66. Bodine RL (1953). A New Type of Subperiosteal Implant Denture. *Journal of Prosthetic Dentistry* 3: 525–531.
67. Linkow LI, Chercheve R (1970). *Theories and Techniques of Oral Implantology*. St. Louis: Mosby.
68. Branemark Per-Ingvar, George A. Zarb (1985). Introduction to osseointegration. *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry* pp 11–76.

69. Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson Å (1969). Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses: I. Experimental Studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery* 3: 81–100.
70. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark PI (1986). Osseointegration of titanium implants. *Acta orthopaedica Scandinavica* 57: 285–289.
71. Adell R., Lekholm U., Rockler B., Brånemark PI (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery* 10: 387–416.
72. Zarb GA., Albrektsson T. (1991). Osseointegration: A Reappraisal of the Biological Basis of Oral Implant Stability. *Journal of Prosthetic Dentistry* 66: 566–570.
73. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 1: 11–25.
74. Albrektsson T, Johansson C (2001). Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *European spine journal*: official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society 10 Suppl 2: S96–S101.
75. Çetiner S, Zor F (2007). Dental implantolojide başarıyı etkileyen faktörler. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 24: 51–56.
76. Mescher AL (2013). *Junqueira's basic histology : text and atlas* McGraw Hill Medical.
77. Hobo Sumiya, Ichida Eiji, Garcia LT. (1989). *Osseointegration and occlusal rehabilitation* Quintessence Pub. Co.
78. Misch Carl E. (2008). *Contemporary Implant Dentistry*, 3rd ed. Mosby Elsevier.
79. ZARB GA, SCHMITT A (1995). Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *Journal of oral rehabilitation* 22: 661–671.
80. Park SJ, Lee SW, Leesungbok R, Ahn SJ (2016). Influence of the connection design and titanium grades of the implant complex on resistance under static loading. *The journal of advanced prosthodontics* 8: 388–395.

81. Prasitwuttisak S, Chantarapanich N, Apinyauppatham K, Poomparnich K, Ingiam S (2024). Clinical challenges of biomechanical performance of narrow-diameter implants in maxillary posterior teeth in aging patients: A finite element analysis. *PloS one* 19: 1–17.
82. Branemark Per-Ingvar, George A. Zarb, Albrektsson T (1985). Patient selection and preparation. *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry* Quintessence Publishing, pp 200–209.
83. Johansson P, Strid K (1994). Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery.
84. Misch CE. (2008). Bone Density: A Key Determinant for Implant Success. *Contemporary Implant Dentistry*, 3rd ed. St. Louis: Mosby, pp 130–145.
85. Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF, Ochi S (1997). Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 55: 38–45.
86. Trisi P, Rao W (1999). Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clinical oral implants research* 10: 1–7.
87. Lee S, Gantes B, Riggs M, Crigger M (2007). Bone density assessments of dental implant sites: 3. Bone quality evaluation during osteotomy and implant placement. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 22: 208–12.
88. Isidor F (2006). Influence of forces on peri-implant bone. *Clinical oral implants research* 17 Suppl 2: 8–18.
89. Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM (2006). Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 21: 290–7.
90. Leung KC, Chow TW, Wat PY, Comfort MB (2001). Peri-implant bone loss: management of a patient. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 16: 273–7.

91. Faverani LP, Barão VAR, Ramalho-Ferreira G, Delben JA, Ferreira MB, Garcia Júnior IR, Assunção WG (2014). The influence of bone quality on the biomechanical behavior of full-arch implant-supported fixed prostheses. *Materials science & engineering C, Materials for biological applications* 37: 164–170.
92. Cranin AN, Sher J, Schilb TP (1986). The transosteal implant: a 17-year review and report. *The Journal of prosthetic dentistry* 55: 709–718.
93. Sullivan RM (2001). Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *Journal of the California Dental Association* 29: 737–45.
94. Boemio G, Rizzo P, Nardo L De (2011). Assessment of dental implant stability by means of the electromechanical impedance method. *Smart Materials and Structures* 20.
95. Evasic RW (1983). Intramucosal implants: a review of concepts and techniques--single inserts and tandem denserts. *The Journal of prosthetic dentistry* 49: 695–701.
96. Derome J (1973). A bit of history and dental implantology today. *La Promotion dentaire* 12–8 passim.
97. Minichetti JC (2003). Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *The Journal of oral implantology* 29: 111–6; discussion 117-9.
98. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJA, Kuiper C, Raghoobar GM (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical reviews in oral biology and medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists* 15: 240–248.
99. Graber T (1998). *Color Atlas of Dental Medicine: Implantology*. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 114: A1.
100. Watzek G. (1996). Endosseous implants : scientific and clinical aspects 407.
101. Hürmüzlü MK, Mollaoğlu N (2023). Dental İmplant Çeşitleri ve Biyomateryaller. *ADO Klinik Bilimler Dergisi* 12: 142–149.
102. Smith DC (1993). Dental implants: materials and design considerations. *The International journal of prosthodontics* 6: 106–17.
103. Parr GR, Gardner LK, Toth RW (1985). Titanium: the mystery metal of implant dentistry. *Dental materials aspects*. *The Journal of prosthetic dentistry* 54: 410–414.

104. Osman RB, Swain M V. (2015). A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. *Materials* (Basel, Switzerland) 8: 932–958.
105. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD (2000). Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 15: 675–90.
106. Hossain N, Mobarak MH, Islam MA, Hossain A, Al Mahmud MZ, Rayhan MT, Chowdhury MA (2023). Recent development of dental implant materials, synthesis process, and failure – A review. *Results in Chemistry* 6: 101136.
107. Tunalı B. (1996). Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantolojiye giriş İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
108. Soriano RM, Das JM (2024). *Anatomy, Head and Neck, Maxilla*.
109. Brånemark PI, Adell R, Albrektsson T, Lekholm U, Lindström J, Rockler B (1984). An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and maxillary sinus. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 42: 497–505.
110. Whyte A, Boeddinghaus R (2019). The maxillary sinus: physiology, development and imaging anatomy. *Dento maxillo facial radiology* 48: 20190205.
111. <https://www.cadskills.be/en/surgeon/concepts/amsji-1#gallery-2> (n.d.). .
112. Guillaume B (2016). Dental implants: A review. *Morphologie : bulletin de l'Association des anatomistes* 100: 189–198.
113. Atwood DA (1971). Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. *The Journal of prosthetic dentistry* 26: 266–279.
114. El-Ghareeb M, Pi-Anfruns J, Khosousi M, Aghaloo T, Moy P (2012). Nasal floor augmentation for the reconstruction of the atrophic maxilla: a case series. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 70.
115. Cawood JI, Howell RA (1988). A classification of the edentulous jaws. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 17: 232–6.

116. Chiapasco M, Zaniboni M (2009). Methods to treat the edentulous posterior maxilla: implants with sinus grafting. *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 67: 867–871.
117. Mertens C, Freier K, Engel M, Krisam J, Hoffmann J, Freudlsperger C (2017). Reconstruction of the severely atrophic edentulous maxillae with calvarial bone grafts. *Clinical oral implants research* 28: 749–756.
118. Jafer MA, Salem RM, Hakami FB, Ageeli RE, Alhazmi TA, Bhandi S, Patil S (2022). Techniques for Extraction Socket Regeneration for Alveolar Ridge Preservation. *The journal of contemporary dental practice* 23: 245–250.
119. Garg A. K. (2004). *Bone Biology, Harvesting, & Grafting For Dental Implants: Rationale and Clinical Applications*, 1st ed. Quintessence Publishing Company.
120. Schlund M, Nicot R, Lauwers L, Raoul G, Ferri J (2016). Le Fort 1 osteotomy and calvarial bone grafting for severely resorbed maxillae. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery* 44: 859–867.
121. Cooper LF, Thalji G, Al-Tarawneh S (2020). Are Nongrafting Solutions Viable for Dental Implant Treatment in Limited Bone Volume? *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)* 41: 368–376; quiz 377.
122. Choo SH, Glickman RS, Wiedemann TG (2023). Graftless Implantology as a Forward-Looking Clinical Concept for Highly Atrophic Maxillary Arches. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995)* 44: 74–79; quiz 80.
123. De Carvalho LF, De Carvalho LP, Sotto-Maior BS, Dias AL, Bezerra FJB, Bergamo ETP, De Carvalho AM (2022). Rehabilitation of Atrophic Maxilla With Immediate Loading of Extrasinus Zygomatic Implant. *Journal of Craniofacial Surgery* 33: E488–E491.
124. Sherry JS, Balshi TJ, Sims LO, Balshi SF (2010). Treatment of a severely atrophic maxilla using an immediately loaded, implant-supported fixed prosthesis without the use of bone grafts: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 103: 133–138.
125. Lan K, Wang F, Huang W, Davó R, Wu Y (2021). Quad Zygomatic Implants: A Systematic Review and Meta-analysis on Survival and Complications. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 36: 21–29.

126. Ramezanzade S, Yates J, Tuminelli FJ, Keyhan SO, Yousefi P, Lopez-Lopez J (2021). Zygomatic implants placed in atrophic maxilla: an overview of current systematic reviews and meta-analysis. *Maxillofacial plastic and reconstructive surgery* 43.
127. Brennand Roper M, Vissink A, Dudding T, Pollard A, Gareb B, Malevez C, Balshi T, Brecht L, Kumar V, Wu Y, et al. (2023). Long-term treatment outcomes with zygomatic implants: a systematic review and meta-analysis. *International journal of implant dentistry* 9.
128. Al-Nawas B, Aghaloo T, Aparicio C, Bedrossian E, Brecht L, Brennand-Roper M, Chow J, Davó R, Fan S, Jung R, et al. (2023). ITI consensus report on zygomatic implants: indications, evaluation of surgical techniques and long-term treatment outcomes. *International journal of implant dentistry* 9.
129. D'Agostino A, Lombardo G, Favero V, Signoriello A, Bressan A, Lonardi F, Nocini R, Trevisiol L (2021). Complications related to zygomatic implants placement: A retrospective evaluation with 5 years follow-up. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery* 49: 620–627.
130. Gabriele G, Chisci G, Cascino F, Ricci N, Marruganti C, Ferrari M (2023). Technique-Related Survival Rate and Complications of Zygomatic Implant Placement: A Systematic Review and Meta-Analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 38: 855–875.
131. Kämmerer PW, Fan S, Aparicio C, Bedrossian E, Davó R, Morton D, Raghoobar GM, Zarrine S, Al-Nawas B (2023). Evaluation of surgical techniques in survival rate and complications of zygomatic implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: a systematic review. *International journal of implant dentistry* 9.
132. Gellrich NC, Zimmerer RM, Spalthoff S, Jehn P, Pott PC, Rana M, Rahlf B (2017). A customised digitally engineered solution for fixed dental rehabilitation in severe bone deficiency: A new innovative line extension in implant dentistry. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery* 45: 1632–1638.
133. GOLDBERG NI, GERSHKOFF A (1949). The implant lower denture. *Dental digest* 55: 490–4.

134. WEINBERG BD (1950). Subperiosteal implantation of a vitallium (cobalt-chromium alloy) artificial abutment. *Journal of the American Dental Association* (1939) 40: 549–554.
135. Dantas TA, Vaz P, Samuel FS (2023). Subperiosteal dental implants: Past or future? A critical review on clinical trials/case reports and future directions. *Journal of Dental Implants* 13: 35–48.
136. OBWEGESER HL (1959). Experiences with subperiosteal implants. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology* 12: 777–86.
137. Berman N (1951). An implant technique for full lower denture. *Dental digest* 57: 438–43.
138. Demirdjan E (1998). The complete maxillary subperiosteal implant: an overview of its evolution. *The Journal of oral implantology* 24: 196–7.
139. Bodine RL (1974). Evaluation of 27 mandibular subperiosteal implant dentures after 15 to 22 years. *The Journal of prosthetic dentistry* 32: 188–197.
140. Weiss CM, Reynolds T (2000). A collective conference on the utilization of subperiosteal implants in implant dentistry. *The Journal of oral implantology* 26: 127–8.
141. Venkatesh E, Venkatesh Elluru S (2017). Cone beam computed tomography: basics and applications in dentistry. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry* 51.
142. Arshad M, Khoramshahi N, Shirani G (2023). Additively custom-made 3D-printed subperiosteal implants for the rehabilitation of the severely atrophic maxilla (a case report). *Clinical case reports* 11.
143. Łoginoff J, Majos A, Elgalal M (2024). The Evolution of Custom Subperiosteal Implants for Treatment of Partial or Complete Edentulism in Patients with Severe Alveolar Ridge Atrophy. *Journal of clinical medicine* 13.
144. Vatteroni E, Covani U, Menchini Fabris GB (2023). The New Generation of Subperiosteal Implants for Patient-Specific Treatment of Atrophic Dental Arches: Literature Review and Two Case Reports. *The International journal of periodontics & restorative dentistry* 43: 735–741.

145. Anitua E, Eguia A, Staudigl C, Alkhraisat MH (2024). Clinical performance of additively manufactured subperiosteal implants: a systematic review. *International journal of implant dentistry* 10.
146. Jingade RRK, Rudraprasad I V., Sangur R (2005). Biomechanics of dental implants: A FEM study. *Journal of Indian Prosthodontist Society* 5: 18–22.
147. Misch CE, Bidez M (n.d.). *Clinical Biomechanics in Implant Dentistry*. In: Misch CE, editor. *Dental Implant Prosthetics*, 2nd ed. Elsevier Health Sciences.
148. Misch CE (2006). Consideration of biomechanical stress in treatment with dental implants. *Dentistry today* 25: 80, 82, 84–5; quiz 85.
149. Misch CE, Resnik R. (2020). Stress Treatment Theorem for Implant Dentistry. In: Resnik R., editor. *Misch's Contemporary Implant Dentistry*, 4th ed. Elsevier.
150. Gross MD (2008). Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. *Australian dental journal* 53 Suppl 1.
151. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *European journal of oral sciences* 106: 527–551.
152. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL (2003). Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant dentistry* 12: 306–317.
153. Hsu M-L, Chen F-C, Kao H-C, Cheng C-K (2007). Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 22: 301–9.
154. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - A review. *Journal of Dentistry* 30: 271–282.
155. Zarb GA, Schmitt A (1990). The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *The Journal of prosthetic dentistry* 64: 185–194.
156. Brunski JB (1992). Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical materials* 10: 153–201.

157. The glossary of prosthodontic terms (2005). The Journal of prosthetic dentistry 94: 10–92.
158. Maló P, Rangert B, Nobre M (2003). “All-on-Four” immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. Clinical implant dentistry and related research 5 Suppl 1: 2–9.
159. Drago C (2018). Ratios of Cantilever Lengths and Anterior-Posterior Spreads of Definitive Hybrid Full-Arch, Screw-Retained Prostheses: Results of a Clinical Study. Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists 27: 402–408.
160. Patras M, Martin W (2016). Simplified custom impression post for implant-supported restorations. The Journal of prosthetic dentistry 115: 556–559.
161. Drago C, Howell K (2012). Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists 21: 413–424.
162. Zaninovich M, Petrucci C, Drago C (2024). Classification system for maxillary fixed dental prostheses. Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists. doi:10.1111/jopr.13905.
163. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Bozkaya S (2015). Implant-supported hybrid prosthesis: Conventional treatment method for borderline cases. European journal of dentistry 9: 442–448.
164. Durkan R, Deste G, Oyar P (2019). TAM-ARK İmplant-Destekli Monolitik Zirkonya Sabit Dental Protezler: Literatür Derlemesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 29: 160–167.
165. Gönüldaş F, Öztürk C, Atalay P, Derya D (2018). İmplant Destekli Hibrit Protezlerin Yapım Aşamaları, Karşılaşılan Zorluklar Ve Çözüm Yolları: Vaka Raporu Implant-Supported Hybrid Prosthesis’ Fabrication Stages, Difficulties Encoun-tered and Solution Ways: A Case Report. Fak Derg 45: 35–42.
166. Gönüldaş F, Yılık B (2021). Tam Dişsizliklerde Hibrit Protezler. Türkiye Klinikleri Protetik Diş Tedavisi - Özel Konular 7: 34–42.

167. Sadid-Zadeh R, Liu PR, Aponte-Wesson R, O'Neal SJ (2013). Maxillary cement retained implant supported monolithic zirconia prosthesis in a full mouth rehabilitation: a clinical report. *The journal of advanced prosthodontics* 5: 209–217.
168. Bozini T, Petridis H, Garefis K, Garefis P (2011). A meta-analysis of prosthodontic complication rates of implant-supported fixed dental prostheses in edentulous patients after an observation period of at least 5 years. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 26: 304–18.
169. Carames J, Tovar Suinaga L, Yu YCP, Pérez A, Kang M (2015). Clinical Advantages and Limitations of Monolithic Zirconia Restorations Full Arch Implant Supported Reconstruction: Case Series. *International journal of dentistry* 2015.
170. Sadowsky SJ (1997). The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *The Journal of prosthetic dentistry* 78: 28–33.
171. Mericske-Stern R, Worni A (2014). Optimal number of oral implants for fixed reconstructions: a review of the literature. *European journal of oral implantology* 7 Suppl 2: S133-53.
172. Glantz P, Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T (1985). Aspects of prosthodontic design. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry* Quintessence Publishing Co.
173. Özdoğan A, İncesu A (2016). İMPLANT DESTEKLİ HİBRİT PROTEZLER. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 26.
174. Haraldson T (1980). A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery* 14: 209–214.
175. Taş N, Eğilmez F (2021). İmplant Destekli Hibrit Protezlerin Yapımında Kullanılan Materyaller Ve Üretim Yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 31: 305–315.
176. McAlarney ME, Stavropoulos DN (1996). Determination of cantilever length-anterior-posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the prosthesis retaining screw-prosthesis joint. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 11: 331–9.

177. English CE (1990). Critical A-P spread. *The Implant Society* 1: 2–3.
178. McAlarney ME, Stavropoulos DN (2000). Theoretical cantilever lengths versus clinical variables in fifty-five clinical cases. *The Journal of prosthetic dentistry* 83: 332–343.
179. Lekholm U, van Steenberghe D, Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J (1994). Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: A prospective 5-year multicenter study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*.
180. Drago C, Saldarriaga RL, Domagala D, Almasri R (2010). Volumetric determination of the amount of misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a multicenter laboratory study. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 25: 920–9.
181. Bural C, Geçkili O (2015). Hibrit Protezler. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics - Special Topics* 1: 45–52.
182. de França D, Morais M, das Neves F, Carreiro A, Barbosa G (2017). Precision Fit of Screw-Retained Implant-Supported Fixed Dental Prostheses Fabricated by CAD/CAM, Copy-Milling, and Conventional Methods. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 32: 507–513.
183. Fontoura D, Barros V, de Magalhães C, Vaz R, Moreira A (2018). Evaluation of Vertical Misfit of CAD/CAM Implant-Supported Titanium and Zirconia Frameworks. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 33: 1027–1032.
184. Alsayed HD (2022). Misfit of Implant-Supported Zirconia (Y-TZP) CAD-CAM Framework Compared to Non-Zirconia Frameworks: A Systematic Review. *Medicina (Kaunas, Lithuania)* 58.
185. Staab GH, Stewart RB (1994). Theoretical assessment of cross sections for cantilevered implant-supported prostheses. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* 3: 23–30.
186. Real-Osuna J, Almendros-Marqués N, Gay-Escoda C (2012). Prevalence of complications after the oral rehabilitation with implant-supported hybrid prostheses. *Medicina oral, patologia oral y cirugía bucal* 17.

187. Wong Natalie (2017, September 11). All-on-“X”: Final Fixed Prosthetic Options for Full Arch Implant Cases. oralhealthgroup.
188. Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G (2011). Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 26: 1102–7.
189. Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY (1999). Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? *The International journal of oral & maxillofacial implants* 14: 137–41.
190. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD (2003). Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 18: 719–28.
191. Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM (2006). In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* 15: 20–24.
192. Hagiwara Y, Nakajima K, Tsuge T, McGlumphy EA (2007). The use of customized implant frameworks with gingiva-colored composite resin to restore deficient gingival architecture. *The Journal of prosthetic dentistry* 97: 112–117.
193. Nematollahi F, Alikhasi M, Beyabanaki E (2018). Restoring a post-traumatic partial edentulous mandible with the Toronto prosthesis: a clinical report. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects* 12: 135–139.
194. Pozzi A, Tallarico M, Barlattani A (2015). Monolithic Lithium Disilicate Full-Contour Crowns Bonded on CAD/CAM Zirconia Complete-Arch Implant Bridges With 3 to 5 Years of Follow-Up. *The Journal of oral implantology* 41: 450–8.
195. Uludag B, Ozturk O, Celik G, Goktug G (2008). Fabrication of a retrievable cement- and screw-retained implant-supported zirconium fixed partial denture: a case report. *The Journal of oral implantology* 34: 59–62.
196. Baig MR, Rajan G, Rajan M (2009). Edentulous arch treatment with a CAD/CAM screw-retained framework and cemented crowns: a clinical case report. *The Journal of oral implantology* 35: 295–299.

197. Dilber E, Aral CA, Yavuz MS, Işık EN (2016). CAD/CAM İle Üretilen Titanyum Altyapılı Hibrit Protez Uygulaması: Olgu Sunumu. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 36–41. doi:10.17567/ATAUNIDFD.290519.
198. de Araújo Nobre M, Moura Guedes C, Almeida R, Silva A, Sereno N (2020). Hybrid Polyetheretherketone (PEEK)-Acrylic Resin Prostheses and the All-on-4 Concept: A Full-Arch Implant-Supported Fixed Solution with 3 Years of Follow-Up. Journal of clinical medicine 9.
199. Ortorp A, Jemt T, Bäck T, Jälevik T (2003). Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. The International journal of prosthodontics 16: 194–200.
200. Rosentritt M, Schneider-Feyrer S, Behr M, Preis V (2018). In Vitro Shock Absorption Tests on Implant-Supported Crowns: Influence of Crown Materials and Luting Agents. The International journal of oral & maxillofacial implants 33: 116–122.
201. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. Journal of prosthodontic research 60: 12–19.
202. Keul C, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B (2014). Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. The journal of adhesive dentistry 16.
203. Paratelli A, Perrone G, Ortega R, Gómez-Polo M (2020). Polyetheretherketone in Implant Prosthodontics: A Scoping Review. The International journal of prosthodontics 33: 671–679.
204. O'brien WJ (2002). Dental Materials and Their Selection (Vol. 3rd).
205. White SN, Miklus VG, McLaren EA, Lang LA, Caputo AA (2005). Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. Journal of Prosthetic Dentistry 94: 125–131.
206. McCabe JF., Walls Angus (2008). Applied dental materials Blackwell Pub.
207. Pjetursson BE, Tan WC, Tan K, Brägger U, Zwahlen M, Lang NP (2008). A systematic review of the survival and complication rates of resin-bonded bridges after an observation period of at least 5 years. Clinical oral implants research 19: 131–41.

208. Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J, Figueras-Àlvarez O (2014). Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *The Journal of prosthetic dentistry* 112: 600–5.
209. Zhou Y, Li N, Yan J, Zeng Q (2018). Comparative analysis of the microstructures and mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by different methods. *The Journal of prosthetic dentistry* 120: 617–623.
210. Biomedical Applications A, Antoniac V, Marin E, Lanzutti A (2023). Biomedical Applications of Titanium Alloys: A Comprehensive Review. *Materials* 2024, Vol 17, Page 114 17: 114.
211. Pieralini ARF, Benjamin CM, Ribeiro RF, Scaf G, Adabo GL (2010). The effect of coating patterns with spinel-based investment on the castability and porosity of titanium cast into three phosphate-bonded investments. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* 19: 517–22.
212. Persson M, Andersson M, Bergman B (1995). The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *The Journal of prosthetic dentistry* 74: 223–229.
213. Boeckler AF, Lee H, Stadler A, Setz JM (2009). Prospective observation of CAD/CAM titanium ceramic single crowns: a three-year follow up. *The Journal of prosthetic dentistry* 102: 290–7.
214. Koizumi H, Takeuchi Y, Imai H, Kawai T, Yoneyama T (2019). Application of titanium and titanium alloys to fixed dental prostheses. *Journal of prosthodontic research* 63: 266–270.
215. Elias CN, Lima JHC, Valiev R, Meyers MA (2008). Biomedical applications of titanium and its alloys. *JOM* 60: 46–49.
216. Niu W, Bermingham MJ, Baburamani PS, Palanisamy S, Dargusch MS, Turk S, Grigson B, Sharp PK (2013). The effect of cutting speed and heat treatment on the fatigue life of Grade 5 and Grade 23 Ti–6Al–4V alloys. *Materials & Design* (1980-2015) 46: 640–644.

217. Mohseni E, Zalnezhad E, Bushroa AR (2014). Comparative investigation on the adhesion of hydroxyapatite coating on Ti-6Al-4V implant: A review paper. *International Journal of Adhesion and Adhesives* 48: 238–257.
218. Mahmud A, Huynh T, Zhou L, Hyer H, Mehta A, Imholte DD, Woolstenhulme NE, Wachs DM, Sohn Y (2021). Mechanical Behavior Assessment of Ti-6Al-4V ELI Alloy Produced by Laser Powder Bed Fusion. *Metals* 2021, Vol 11, Page 1671 11: 1671.
219. Phillips RW, Anusavice KJ (2014). Phillips' science of dental materials. Phillips' Science of Dental Materials, Twelfth Edition Anusavice, Kenneth J.
220. Kongkiatkamon S, Rokaya D, Kengtanyakich S, Peampring C (2023). Current classification of zirconia in dentistry: an updated review. *PeerJ* 11.
221. Denry I, Kelly JR (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 24: 299–307.
222. Toth JM (2011). Biocompatibility of Polyaryletheretherketone Polymers. *PEEK Biomaterials Handbook* 81–92. doi:10.1016/B978-1-4377-4463-7.10007-7.
223. Kurtz SM, Devine JN (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials* 28: 4845–69.
224. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR (2015). Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dental materials journal* 34: 7–12.
225. Papathanasiou I, Kamposiora P, Papavasiliou G, Ferrari M (2020). The use of PEEK in digital prosthodontics: A narrative review. *BMC oral health* 20: 217.
226. Zoidis P (2018). The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry* 119: 516–521.
227. Maló P, de Araújo Nobre M, Moura Guedes C, Almeida R, Silva A, Sereno N, Legatheaux J (2018). Short-term report of an ongoing prospective cohort study evaluating the outcome of full-arch implant-supported fixed hybrid polyetheretherketone-acrylic resin prostheses and the All-on-Four concept. *Clinical implant dentistry and related research* 20: 692–702.

228. Wang J, Wu P, Liu H-L, Zhang L, Liu L-P, Ma C-F, Chen J-H (2022). Polyetheretherketone versus titanium CAD-CAM framework for implant-supported fixed complete dentures: a retrospective study with up to 5-year follow-up. *Journal of prosthodontic research* 66: 279–287.
229. Luo C, Liu Y, Peng B, Chen M, Liu Z, Li Z, Kuang H, Gong B, Li Z, Sun H (2023). PEEK for Oral Applications: Recent Advances in Mechanical and Adhesive Properties. *Polymers* 15: 386.
230. Alexakou E, Damanaki M, Zoidis P, Bakiri E, Mouzis N, Smidt G, Kourtis S (2019). PEEK High Performance Polymers: A Review of Properties and Clinical Applications in Prosthodontics and Restorative Dentistry. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry* 27: 113–121.
231. Mehra M, Vahidi F (2014). Complete mouth implant rehabilitation with a zirconia ceramic system: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry* 112: 1–4.
232. Wittneben J-G, Millen C, Brägger U (2014). Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 29 Suppl: 84–98.
233. Rojas-Vizcaya F (2011). Full zirconia fixed detachable implant-retained restorations manufactured from monolithic zirconia: clinical report after two years in service. *Journal of prosthodontics: official journal of the American College of Prosthodontists* 20: 570–6.
234. van Dijken JW (1999). All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)* 20: 1115–24, 1126 passim; quiz 1136.
235. Seghi RR, Sorensen JA (1995). Relative flexural strength of six new ceramic materials. *The International journal of prosthodontics* 8: 239–46.
236. Azer SS, Ayash GM, Johnston WM, Khalil MF, Rosenstiel SF (2006). Effect of esthetic core shades on the final color of IPS Empress all-ceramic crowns. *The Journal of prosthetic dentistry* 96: 397–401.
237. Yavuzylmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E (2005). Tam Porselen Sistemleri II. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 22: 49–60.

238. Diş U, Dergisi HB, Cengiz S, Ordu Ü (2015). Klinikte Kullanılan CAD/CAM Sistemlerinin Güncel Materyalleri. *Journal of International Dental Sciences (Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi)* 1: 9–12.
239. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *Journal of prosthodontic research* 58: 208–16.
240. Deniz D, Aktaş G, Güncü MB, Canay S (2019). CAD/CAM yüksek dayanımlı cam seramikler. *Yeditepe Dental Journal* 15: 224–230.
241. Warreth A, Elkareimi Y (2020). All-ceramic restorations: A review of the literature. *The Saudi dental journal* 32: 365–372.
242. Sulaiman TA (2020). Materials in digital dentistry-A review. *Journal of esthetic and restorative dentistry: official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry* . [et al] 32: 171–181.
243. Shembish FA, Tong H, Kaizer M, Janal MN, Thompson VP, Opdam NJ, Zhang Y (2016). Fatigue resistance of CAD/CAM resin composite molar crowns. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 32: 499–509.
244. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB (2014). Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *Journal of esthetic and restorative dentistry: official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry* . [et al] 26: 382–393.
245. Ekici MA, Egilmez F, Cekic-Nagas I, Ergun G (2019). Physical characteristics of ceramic/glass-polymer based CAD/CAM materials: Effect of finishing and polishing techniques. *The journal of advanced prosthodontics* 11: 128–137.
246. Hampe R, Theelke B, Lümke N, Eichberger M, Stawarczyk B (2019). Fracture Toughness Analysis of Ceramic and Resin Composite CAD/CAM Material. *Operative dentistry* 44: E190–E201.
247. Alamoush RA, Silikas N, Salim NA, Al-Nasrawi S, Satterthwaite JD (2018). Effect of the Composition of CAD/CAM Composite Blocks on Mechanical Properties. *BioMed research international* 2018.

248. Stawarczyk B, Özcan M, Trottman A, Schmutz F, Roos M, Hämmerle C (2013). Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *The Journal of prosthetic dentistry* 109: 325–332.
249. Otto T, Schneider D (2008). Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. *The International journal of prosthodontics* 21: 53–9.
250. Otto T, Mörmann WH (2015). Clinical performance of chairside CAD/CAM feldspathic ceramic posterior shoulder crowns and endocrowns up to 12 years. *International journal of computerized dentistry* 18: 147–61.
251. Pieger S, Salman A, Bidra AS (2014). Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry* 112: 22–30.
252. Monteiro JB, Riquieri H, Prochnow C, Guilardi LF, Pereira GKR, Borges ALS, de Melo RM, Valandro LF (2018). Fatigue failure load of two resin-bonded zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics: Effect of ceramic thickness. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 34: 891–900.
253. Sieper K, Wille S, Kern M (2017). Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to polymer-infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 74: 342–348.
254. Sulaiman TA, Delgado AJ, Donovan TE (2015). Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: A retrospective study. *The Journal of prosthetic dentistry* 114: 364–366.
255. Tan JP, Sederstrom D, Polansky JR, McLaren EA, White SN (2012). The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry* 107: 163–169.
256. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter A V., Vallittu PK, Närhi TO, Lassila L V. (2015). Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 31: 1180–1187.

257. Zhang Y, Lawn BR (2018). Novel Zirconia Materials in Dentistry. *Journal of dental research* 97: 140–147.
258. Vichi A, Sedda M, Fabian Fonzar R, Carrabba M, Ferrari M (2016). Comparison of Contrast Ratio, Translucency Parameter, and Flexural Strength of Traditional and “Augmented Translucency” Zirconia for CEREC CAD/CAM System. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry* . [et al] 28 Suppl 1: S32–S39.
259. Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO (2018). Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *The Journal of prosthetic dentistry* 120: 132–137.
260. Ramoğlu S, Ozan O (2015). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 9.
261. Ulusoy M., Aydın A. (2003). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler (Vol. Cilt I), Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları.
262. Geng JP, Tan KB, Liu GR (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry* 85: 585–98.
263. Aydın Dr cemal, Yaluğ Dr suat, Yılmaz Dr caner, Demirel Prof dr. erol (1995). Metal destekli ve desteksiz porselen köprülerde fotoelastik yöntem ile kuvvet dağılımının incelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 1995.
264. Çehreli M, Şahin S, Akça K (2004). Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *Journal of Dentistry* 32: 123–132.
265. Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry* 17: 50–7.
266. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA (1988). Finite element analysis of a mandibular model. *Journal of oral rehabilitation* 15: 615–24.
267. Outwater Chris, Van Hamersveld Eric (1974). *Guide to practical holography* Pentangle Press.

268. Adıgüzel O. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. Dicle diş hekimliği dergisi 11: 18–23.
269. Ebrahimi F, Ebrahimi F (2012). Finite Element Analysis - New Trends and Developments. Finite Element Analysis - New Trends and Developments. doi:10.5772/3352.
270. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y (2008). Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. Journal of dentistry 36: 463–71.
271. Güler MS, Şen S, Bayındır YS, Güler Ç. (2012). İnsan dişi kaplamalarında kullanılan farklı özelliklerdeki yapıştırıcı simanların gerilme dağılımına etkilerinin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi . Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 22: 31–39.
272. Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R (1996). The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. The Journal of oral implantology 22: 104–10.
273. Yaman SD. (1995). Sonlu elemanlar yöntemi ve diş hekimliğindeki uygulamalar. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 5: 87–96.
274. Mackerle J (2004). Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990-2003. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering 7: 277–303.
275. Küçük Kurt S (2019). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji alanında yapılan araştırmalar . Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 29: 701–710.
276. Shetty P, Hegde AM, Rai K (2010). Finite element method--an effective research tool for dentistry. The Journal of clinical pediatric dentistry 34: 281–5.
277. Avallone EA, Baumeister III T, Sadegh A (2007). Marks' standard handbook for mechanical engineers: McGraw-Hill Education.
278. Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P (2009). Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. Medical engineering & physics 31: 806–815.

279. Ayali A, Altagar M, Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S (2020). Biomechanical comparison of the All-on-4, M-4, and V-4 techniques in an atrophic maxilla: A 3D finite element analysis. *Computers in biology and medicine* 123.
280. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C (2008). A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Medical engineering & physics* 30: 218–225.
281. van Staden RC, Guan H, Loo YC (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 9: 257–270.
282. Medina-Galvez R, Cantó-Navés O, Marimon X, Cerrolaza M, Ferrer M, Cabratosa-Termes J (2021). Bone Stress Evaluation with and without Cortical Bone Using Several Dental Restorative Materials Subjected to Impact Load: A Fully 3D Transient Finite-Element Study. *Materials (Basel, Switzerland)* 14.
283. Ha SR (2015). Biomechanical three-dimensional finite element analysis of monolithic zirconia crown with different cement type. *The journal of advanced prosthodontics* 7: 475–483.
284. Pandey A, Pratap Singh V (2021). Advancement in PEEK Properties for Dental Implant Applications: An Overview. *International Research Journal of Engineering and Technology*.
285. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O (1998). Influence of Prosthesis Material on Stress Distribution in Bone and Implant: A 3-Dimensional Finite Element Analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 13: 781–790.
286. Uysal C (2016). Üst çene posterior dişlerin zigoma ankrajı ile blok intrüzyonunda farklı kortikotomi uygulamalarının sonlu elemanlar metodu ile incelenmesi.
287. Brennan M, Houston F, O’Sullivan M, O’Connell B (2010). Patient satisfaction and oral health-related quality of life outcomes of implant overdentures and fixed complete dentures. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 25: 791–800.

288. Duong H, Roccuzzo A, Stähli A, Salvi GE, Lang NP, Sculean A (2022). Oral health-related quality of life of patients rehabilitated with fixed and removable implant-supported dental prostheses. *Periodontology 2000* 88: 201–237.
289. Emami E, de Souza RF, Kabawat M, Feine JS (2013). The Impact of Edentulism on Oral and General Health. *International Journal of Dentistry* 2013: 1–7.
290. Myeroff C, Archdeacon M (2011). Autogenous Bone Graft: Donor Sites and Techniques. *Journal of Bone and Joint Surgery* 93: 2227–2236.
291. Chan MH, Holmes C (2015). Contemporary “All-on-4” Concept. *Dental Clinics of North America* 59: 421–470.
292. Davó R, David L (2019). Quad Zygoma: Technique and Realities. *Oral and maxillofacial surgery clinics of North America* 31: 285–297.
293. Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G (2013). Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *The Journal of prosthetic dentistry* 109: 9–21.
294. Taşkınsel E, Gümüş HÖ (2015). Sonlu Elemanlar Stres Analizi ve Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 8.
295. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A (2005). Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *Journal of Prosthetic Dentistry* 93: 38–44.
296. Weinberg LA, Kruger B (1995). A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *The International journal of prosthodontics* 8: 421–33.
297. Akça K, Cehreli MC, Iplikçioğlu H (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *The International journal of prosthodontics* 15: 115–21.
298. Iplikçioğlu H, Akça K, Cehreli MC, Sahin S (2003). Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 18: 258–65.

299. Huempfer-Hierl H, Schaller A, Hemprich A, Hierl T (2014). Biomechanical investigation of naso-orbitoethmoid trauma by finite element analysis. *The British journal of oral & maxillofacial surgery* 52: 850–853.
300. Trivedi S (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research* 4: 200.
301. Magne P, Stanley K, Schlichting LH (2012). Modeling of ultrathin occlusal veneers. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 28: 777–782.
302. Assunção WG, Tabata LF, Barão VAR, Rocha EP (2008). Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *Journal of oral rehabilitation* 35: 766–774.
303. Hajimiragha H, Abolbashari M, Nokar S, Abolbashari AH, Abolbashari M (2014). Bone response from a dynamic stimulus on a one-piece and multi-piece implant abutment and crown by finite element analysis. *The Journal of oral implantology* 40: 525–532.
304. Gümrükçü Z, Korkmaz YT, Korkmaz FM (2017). Biomechanical evaluation of implant-supported prosthesis with various tilting implant angles and bone types in atrophic maxilla: A finite element study. *Computers in biology and medicine* 86: 47–54.
305. Almeida EO, Rocha EP, Júnior ACF, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, Coelho PG (2015). Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clinical implant dentistry and related research* 17 Suppl 1: e332–e342.
306. Horita S, Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Imai Y, Kirita T (2017). Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the “All-on-Four” concept. *Journal of prosthodontic research* 61: 123–132.
307. Dayan SC, Geckili O (2021). The influence of framework material on stress distribution in maxillary complete-arch fixed prostheses supported by four dental implants: a three-dimensional finite element analysis. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 24: 1606–1617.

308. Kundakcioglu A, Gedik B (2024). Comparison of Screws with Different Diameters in Subperiosteal Implant Application with Finite Element Analysis. *International journal of medical sciences* 21: 2595–2602.
309. Kundakcioglu A, Ayhan M (2024). Evaluation of Different Subperiosteal Implant Thicknesses on Mechanical Strength and Stress on Bone by Finite Element Analysis. *International journal of medical sciences* 21: 1672–1680.
310. Ayhan M, Cankaya AB (2023). Custom-made Subperiosteal Implants: A Finite Element Analysis on Monoblock and Dual Implant Systems in Atrophic Maxilla. *International journal of medical sciences* 20: 1755–1762.
311. Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S (2018). Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 33: 64–71.
312. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR (2016). Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Materials science & engineering C, Materials for biological applications* 69: 715–725.
313. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B (2000). The Role of the Finite Element Model in Dental Implants. *Journal of Oral Implantology* 26: 77–81.
314. Panagiotopoulou O (2009). Finite element analysis (FEA): Applying an engineering method to functional morphology in anthropology and human biology. *Annals of Human Biology* 36: 609–623.
315. Çağlar A, Aydın C, Ozen J, Yilmaz C, Korkmaz T (2006). Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 21: 36–44.
316. Srinivasan M, Kamnoedboon P, Angst L, Müller F (2023). Oral function in completely edentulous patients rehabilitated with implant-supported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. *Clinical oral implants research* 34 Suppl 26: 196–239.

317. Roldán S, Buschang PH, Isaza Saldarriaga JF, Throckmorton G (2009). Reliability of maximum bite force measurements in age-varying populations. *Journal of oral rehabilitation* 36: 801–807.
318. Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M (2011). Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 26: 776–81.
319. Ulu M, Yasin M, Şahin O, Akçay H (2024). A Finite Element Analysis to Study the Stress Distribution on Distal Implants in All-on-Six Treatment Concepts as Affected Tilted and Short Implant. *The Journal of oral implantology* 50: 245–253.
320. Tezerişener HA, Özalp Ö, Altay MA, Sindel A (2024). Comparison of stress distribution around all-on-four implants of different angulations and zygoma implants: a 7-model finite element analysis. *BMC oral health* 24.
321. Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R (2011). Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 26: 752–9.
322. Mendes Tribst JP, De Morais DC, Alonso AA, De Oliveira Dal Piva AM, Souto Borges AL (2017). Comparative three-dimensional finite element analysis of implant-supported fixed complete arch mandibular prostheses in two materials. *Journal of Indian Prosthodontic Society* 17: 255–260.
323. Alp Ş, Gulec Alagoz L, Ulusoy N (2020). Effect of Direct and Indirect Materials on Stress Distribution in Class II MOD Restorations: A 3D-Finite Element Analysis Study. *BioMed research international* 2020.
324. Ulusoy N, Gulec Alagoz L (2021). Evaluation of two CAD/CAM materials for Nayyar core and post-retained restorations: Three dimensional stress analysis. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 117.
325. Menini M, Pesce P, Bevilacqua M, Pera F, Tealdo T, Barberis F, Pera P (2015). Effect of Framework in an Implant-Supported Full-Arch Fixed Prosthesis: 3D Finite Element Analysis. *The International journal of prosthodontics* 28: 627–630.

326. Ciftçi Y, Canay S (2001). Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *The International journal of prosthodontics* 14: 406–11.
327. Numerical approach to dental biomechanics AN NATALI, PG PAVAN (2003). *Dental Biomechanics* 229–257. doi:10.1201/9780203514849-14.
328. Smith IM, Griffiths D V., Margetts L (2015). *Programming the Finite Element Method: Fifth Edition*. *Programming the Finite Element Method: Fifth Edition* 1–664. doi:10.1002/9781119189237.
329. Logan DL, Burrell KR, Gowans H, Gould V, Wagner E (n.d.). *A First Course in the Finite Element Method Fourth Edition* *A First Course in the Finite Element Method, Fourth Edition*.
330. Degidi M, Petrone G, Lezzi G, Piattelli A (2003). Histologic evaluation of 2 human immediately loaded and 1 titanium implants inserted in the posterior mandible and submerged retrieved after 6 months. *The Journal of oral implantology* 29: 223–9.
331. Saleh Saber F, Ghasemi S, Koodaryan R, Babaloo A, Abolfazli N (2015). The Comparison of Stress Distribution with Different Implant Numbers and Inclination Angles In All-on-four and Conventional Methods in Maxilla: A Finite Element Analysis. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects* 9: 246–53.
332. Kong L, Sun Y, Hu K, Liu Y, Li D, Qiu Z, Liu B (2008). Selections of the cylinder implant neck taper and implant end fillet for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of biomechanics* 41: 1124–1130.
333. Topkaya T, Solmaz MY (2015). The effect of implant number and position on the stress behavior of mandibular implant retained overdentures: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of biomechanics* 48: 2102–2109.
334. Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, Pera P (2011). The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *The Journal of prosthetic dentistry* 105: 5–13.

335. Sagat G, Yalcin S, Gultekin BA, Mijiritsky E (2010). Influence of arch shape and implant position on stress distribution around implants supporting fixed full-arch prosthesis in edentulous maxilla. *Implant dentistry* 19: 498–508.
336. Zampelis A, Rangert B, Heijl L (2007). Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry* 97.
337. Zielinski R, Sowinski J, Piechaczek M, Okulski J, Kozakiewicz M (2023). Finite Element Analysis of Subperiosteal Implants in Edentulism-On the Basis of the MaI Implant® by Integra Implants®. *Materials (Basel, Switzerland)* 16.
338. Favot LM, Berry-Kromer V, Haboussi M, Thiebaud F, Ben Zineb T (2014). Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behaviour of a rehabilitated edentulous mandible. *Journal of dentistry* 42: 287–297.
339. Jameel RM, Al-Khafaji AM (2024). The Influence of Various Superstructure Materials on Stress Distribution for Implant-Supported Prosthesis: Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Prosthesis* 2024, Vol 6, Pages 1133-1148 6: 1133–1148.
340. Sirandoni D, Leal E, Weber B, Noritomi P, Fuentes R, Borie E (2019). Effect of Different Framework Materials in Implant-Supported Fixed Mandibular Prostheses: A Finite Element Analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants* 34: e107–e114.
341. Lee K-S, Shin S-W, Lee S-P, Kim J-E, Kim J-H, Lee J-Y (2017). 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. *The International journal of prosthodontics* 30: 581–585.