



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**“ALL-ON-FOUR” VE “ALL-ON-SIX” KONSEPTİ
KULLANILARAK ÜRETİLEN İMPLANT DESTEKLİ SABİT
PROTEZLERDE FARKLI ALTYAPI MALZEMELERİNİN
BİYOMEKANİK KARŞILAŞTIRILMASI: SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ**

DT. LALA CABBAROVA

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ UZMANLIK PROGRAMI
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. ALİ RIZA TUNÇDEMİR

KONYA 2025



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**“ALL-ON-FOUR” VE “ALL-ON-SIX” KONSEPTİ
KULLANILARAK ÜRETİLEN İMPLANT DESTEKLİ SABİT
PROTEZLERDE FARKLI ALTYAPI MALZEMELERİNİN
BİYOMEKANİK KARŞILAŞTIRILMASI: SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ**

DT. LALA CABBAROVA

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ UZMANLIK PROGRAMI
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. ALİ RIZA TUNÇDEMİR

KONYA 2025

TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi **Lala CABBAROVA**'nın “**All-on-four**” ve “**All-on-six**” konsepti kullanılarak üretilen implant destekli sabit protezlerde farklı altyapı malzemelerinin biyomekanik karşılaştırılması: **Sonlu Elemanlar Analizi**” başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

İmza

Jüri Üyesi

Doç. Dr.

Emine Begüm BÜYÜKERKEMEN

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

İmza

Jüri Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi

Neslihan GÜNTEKİN

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

İmza

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı tarafından 01.07.2025 tarihinde onaylanmıştır.

Dekan

Prof. Dr. Ali Rıza Tunçdemir

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

İmza

APPROVAL

We certify that we have read this dissertation entitled “**Biomechanical Comparison of Different Framework Materials in Implant Supported Fixed Protheses Prodecud Using The “All-on-four” and “All-on-six” Concept: Finite Element Analysis**” by “**Lala CABBAROVA**” that in our opinion it is fully adequate, in scope and quality, as dissertation for the degree of Specialization Thesis in the Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, University of Necmettin Erbakan.

Principal Advisor

Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

Necmettin Erbakan University

Faculty of Dentistry

Signature

Examination Committee Member

Assoc. Prof.

Emine Begüm BÜYÜKERKME

Necmettin Erbakan University

Faculty of Dentistry

Signature

Examination Committee Member

Assist. Prof.

Neslihan GÜNTEKİN

Necmettin Erbakan University

Faculty of Dentistry

Signature

The thesis has approved by the Dean of the Faculty of Dentistry at Necmettin Erbakan University on 01.07.2025.

Dean

Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

Necmettin Erbakan University

Faculty of Dentistry

Signature

BEYANAT

Bu tezin tamamının kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Dt. Lala Cabbarova

01.07.2025

İmza:

BENZERLİK RAPORU

TEZ

ORJİNALLİK RAPORU

%**6**

BENZERLİK ENDEKSİ

%**4**

İNTERNET KAYNAKLARI

%**5**

YAYINLAR

%**1**

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1

hdl.handle.net

İnternet Kaynağı

%**2**

2

www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080

İnternet Kaynağı

<%**1**

3

Atalay, Pelin. "Zirkonya İmplant Sistemlerinin Başarısızlık Tipi ve Kırılma Direnci Açısından Değerlendirilmesi", Ankara Üniversitesi (Turkey), 2024

Yayın

<%**1**

4

Özer, Alper. "Asetal Rezin Kaplı Bireysel İmplant Abutmentların Sabit Protezlerdeki Kuwet Dağılımına Etkisi", Ankara Üniversitesi (Turkey), 2024

Yayın

<%**1**

5

acikerisim.erbakan.edu.tr

İnternet Kaynağı

<%**1**

6

Submitted to Ege Üniversitesi

Öğrenci Ödevi

<%**1**

7

Fidancıoğlu, Yasemin Derya. "Travmatize Dislere Uygulanan Farklı Splint Türlerinin Olusturduğu Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi", Necmettin Erbakan University (Turkey), 2021

Yayın

<%**1**

TEŞEKKÜR

Uzmanlık sınav sürecim boyunca gösterdiği destek, sabır ve rehberlikle hem mesleki gelişimime hem de akademik vizyonuma büyük katkılar sağlayan; zor zamanlarımda cesaretlendiren bir mentor olarak bana kazandırdığı değerlerin meslek hayatım boyunca rehber olacağı değerli danışman hocam Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR'e,

Eğitim sürecimde tecrübelerini benimle paylaşan sayın hocalarım Doç. Dr. Begüm BÜYÜKERKEMEN, Doç. Dr. Ceyda AKIN, Doç. Dr. Mehmet Esad GÜVEN, Doç. Dr. Mehmet Gökberkkaan DEMİREL, Dr.Öğr. Üyesi Neslihan GÜNTEKİN'e,

Zor zamanlarımda her daim yanımda olan, beni koşulsuzca destekleyen, motivasyonumu kaybettiğim anlarda beni yeniden ayağa kaldıran sevgili anneme ve ailem'e,

Manevi desteğini esirgemeyen, beni sabırla dinleyen, gerektiğinde motive eden ve bu yolculuğu benimle paylaşan kıymetli arkadaşlarıma; varlığınız, bu süreci benim için daha anlamlı bir hale getirdi. Güler yüzünüz ve dostluğunuzla yanımda oldunuz;

Teşekkür ederim...

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY SAYFASI.....	iii
APPROVAL.....	iv
BEYANAT	v
BENZERLİK RAPORU	vi
TEŞEKKÜR.....	vii
İÇİNDEKİLER.....	viii
SİMGE VE KISALTMALAR.....	xi
ŞEKİLLER LİSTESİ	xiii
TABLolar LİSTESİ	xvi
ÖZET	xvii
ABSTRACT	xviii
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	19
2. GENEL BİLGİLER.....	22
2.1 Dental İmplantlar.....	22
2.1.1 Dental İmplantların Tanımı	22
2.1.2 Dental İmplantların Tarihçesi	22
2.2 Osseointegrasyon Kavramı.....	22
2.3 Dental İmplantların Sınıflandırılması.....	23
2.3.1 Kemiğe Yerleşim Şekline Göre İmplantlar	23
2.3.1.1 Endosteal İmplantlar	23
2.3.1.2 Subperiostal İmplantlar	25
2.3.1.3 Transosteal İmplantlar	25
2.3.1.4 İntramukozal İmplantlar	26
2.3.2 Dental İmplant Materyalleri.....	26
2.3.2.1 Metaller ve Alaşımları	26
2.3.2.2 Seramikler	27
2.3.2.3 Polimerler	28
2.3.3 Dental İmplantların Yüzey Özellikleri.....	28
2.3.4 Dental İmplantlar ve Dayanak Bağlantısı.....	29
2.3.4.1 Eksternal Bağlantı Tipi.....	30
2.3.4.2 İnternal Bağlantı Tipi	31
2.3.4.3 Morse Taper Bağlantı.....	31
2.3.4.4 Platform Switching Konsepti	32
2.4 Dental İmplantlardaki Başarı Kriterleri	33

2.5 Abutmentler.....	34
2.5.1 Abutmentlerin Sınıflandırılması.....	34
2.5.1.2 Geçici Abutmentler.....	34
2.5.1.3 Daimi Abutmentler.....	35
2.5.1.3.1 Kullanılan Materyale Göre Abutmentler.....	35
2.5.1.3.1.1 Titanyum Abutmentler.....	35
2.5.1.3.1.2 Seramik Abutmentler.....	35
2.5.1.3.2 Üretim Şekillerine Göre Abutmentler.....	36
2.5.1.3.2.1 Standart Stok Abutmentler.....	36
2.5.1.3.2.2 Kişiyeye Özel Abutmentler.....	36
2.5.1.3.3 Restorasyonun Retansiyon Şekillerine Göre Abutmentler.....	37
2.5.1.3.3.1 Siman Tutuculu Abutmentler.....	37
2.5.1.3.3.2 Vida Tutuculu Abutmentler.....	37
2.5.1.3.4 Multi-Unit Abutmentler.....	38
2.6 İmplant Destekli Protetik Restorasyonların Sınıflandırılması.....	39
2.7 SP-3 Protezler.....	41
2.8 All-On-Four Konsepti.....	42
2.8.1 All-On-Four Konseptinin Endikasyon ve Konterndikasyonları.....	43
2.8.2 All-On-Four Konseptinin Avantajları.....	44
2.8.3 All-On-Four Konseptinin Dezavantajları.....	45
2.10 İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Tasarımlar.....	46
2.10.1 Toronto Protezler.....	48
2.11 İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Materyaller.....	49
2.11.1 Titanyum.....	49
2.11.2 Zirkonya.....	50
2.11.3 Poliaril Eter Ketonlar (PAEK).....	51
2.11.3.1 Polietereterketon (PEEK).....	51
2.11.3.2 Polieterketonketon (PEKK).....	53
2.11.4 Fiberle Güçlendirilmiş Rezin Materyaller.....	55
2.12 Stres Analiz Yöntemleri.....	56
2.12.1 Sonlu Elemanlar Stres Analizi.....	57
2.12.1.1 Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile İlgili Temel Fizik Kavramları.....	59
2.12.1.2 Sonlu Elemanlar Stres Analiz Uygulama Aşamaları.....	63
3. GEREÇ VE YÖNTEMLER.....	65

3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması.....	66
3.1.2 Mandibular Çene Kemiğinin Modellenmesi.....	66
3.1.3 İmplant ve Abutmentlerin Modellenmesi.....	67
3.1.4 Altyapı ve Protez Materyallerinin Modellenmesi	68
3.2 Sınır ve Yükleme Koşulları	69
4. BULGULAR	71
4.1 İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Von Mises Stres Değerleri	71
4.2 Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	75
4.3 Abutment Vidası ve Okluzal Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri.....	79
4.4 Protez Altyapı Materyallerinde Oluşan Maksimum Von Mises Stres Değerleri.....	86
4.5 Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Von Mises Değerleri	90
4.6 Spongioz Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Von Mises Stres Değerleri	94
5. TARTIŞMA	99
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	109
7. KAYNAKÇA	110
8. EKLER.....	125

SİMGE VE KISALTMALAR

°	: Derece
σ_{\max}	: Principal stres
σ_{vM}	: Maksimum Von Mises
ν	: Poisson Oranı
Σ	: Gerilim (Stres)
%	: Yüzde
3B	: Üç boyutlu
A	: Yüzey
ark.	: Arkadaşları
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
Cr – Co	: Krom kobalt
E	: Elastisite Modülü
F	: Kuvvet
FRC	: Fiberle güçlendirilmiş kompozit
Gpa	: Gigapaskal
HA	: Hidroksiapatit
HP	: Hareketli Protez
ISO	: Uluslararası Standartizasyon Kurumu
KIBT	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
Mm	: Milimetre
Mpa	: Megapaskal
MRG	: Manyetik rezonans görüntüleme
MU	: Multiunit
N	: Kuvvet
PAEK	: Poliarileterketon
PEEK	: Polietereterketon
PEKK	: Polieterketonketon
PMMA	: Polimetil metakrilat

PS	: Platform Switch
SESA	: Sonlu Elemanlar Stres Analizi
SI	: Uluslararası birim sistemi
SP	: Sabit Protez
STL	: Stereolithography
STP	: Standart for the Exchange of Product data
Ti	: Titanyum
Ti-6Al-4V	: Titanyum-6Aluminyum-4Vanadyum
Y ₂ O ₃	: İtiryum Oksit
Y-TZP	: İtiryum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali
Zr	: Zirkonyum
ZrO ₂	: Zirkonyum dioksit
ZrSiO ₄	: Zirkonyum silikat

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2. 1. Abutmentlerin sınıflandırılması	34
Şekil 2. 2. Simante ve Vidalı Abutmentler.....	38
Şekil 2. 3. Multiunit Abutmentler.....	39
Şekil 3. 1. Mandibular çene kemiğinin modellenmesi	67
Şekil 3. 2. İmplantların modellenmesi	68
Şekil 3. 3. Abutmentlerin modellenmesi.....	68
Şekil 3. 4. Abutment vidalarının modellenmesi	68
Şekil 3. 5. Okluzal vidaların modellenmesi.....	68
Şekil 3. 6. Toronto altyapı modellemesi	69
Şekil 4. 1. Model 1 – PEEK için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri.....	72
Şekil 4. 2. Model 1- PEKK için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri.....	72
Şekil 4. 3. Model 1- Trinia için implant çevresinde oluşan Von Mises Stresleri.....	72
Şekil 4. 4. Model 1- Trilor için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri.....	73
Şekil 4. 5. Model 1- Titanyum için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri.....	73
Şekil 4. 6. Model 1- Zirkonya için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri.....	73
Şekil 4. 7. Model 1- Zirkonya için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri.....	74
Şekil 4. 8. Model 1- Zirkonya için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri.....	74
Şekil 4. 9. Model 2- Titanyum için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri.....	74
Şekil 4. 10. Model 2- Zirkonya için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri.....	75
Şekil 4. 11. Model 2- PEKK için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri.....	75
Şekil 4. 12. Model 2- PEEK için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri	75
Şekil 4. 13. Model 1- PEKK için abutment çevresinde oluşan Von Mises Stresleri.....	76
Şekil 4. 14. Model 1- PEKK için abutment çevresinde oluşan Von Mises Stresleri.....	76
Şekil 4. 15. Model 1- Trinia için abutment çevresinde oluşan Von Mises stresleri.....	77
Şekil 4. 16. Model 1- Trilor için abutment çevresinde oluşan Von Mises stresleri	77
Şekil 4. 17. Model 1- Titanyum için abutment çevresinde oluşan Von Mises stresleri.....	77
Şekil 4. 18. Model 1- Zirkonya için abutment çevresinde oluşan Von Mises stresleri	77
Şekil 4. 19. Model 2- PEKK için abutment çevresinde oluşan Von Mises stresleri	78
Şekil 4. 20. Model 2- PEEK için abutment çevresinde oluşan Von Mises stresleri.....	78
Şekil 4. 21. Model 2- Trinia için abutment çevresinde oluşan Von Mises stresleri.....	78
Şekil 4. 22. Model 2- Zirkonya için abutment çevresinde oluşan Von Mises stresleri	79
Şekil 4. 23. Model 2- Trilor için abutment çevresinde oluşan Von Mises stresleri	79
Şekil 4. 24. Model 2- Titanyum için abutment çevresinde oluşan Von Mises stresleri.....	79
Şekil 4. 25. Model 1- PEEK için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri	80
Şekil 4. 26. Model 1- PEKK için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri.....	80
Şekil 4. 27. Model 1- Trinia için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri.....	80

Şekil 4. 28. Model 1- Trilor için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri	81
Şekil 4. 29. Model 1- Zirkonya için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri	81
Şekil 4. 30. Model 1- Titanyum için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri	81
Şekil 4. 31. Model 2- Trinia için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri.....	81
Şekil 4. 32. Model 2- Trinia için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri.....	82
Şekil 4. 33. Model 2- PEEK için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri	82
Şekil 4. 34. Model 2- PEKK için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri	82
Şekil 4. 35. Model 2- Titanyum için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri	82
Şekil 4. 36. Model 2- Zirkonya için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri	83
Şekil 4. 37. Model 2- Zirkonya için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri	83
Şekil 4. 38. Model 1- PEKK için okluzal vidasında oluşan Von Mises stresleri	83
Şekil 4. 39. Model 1- Trinia için okluzal vidasında oluşan Von Mises stresleri.....	83
Şekil 4. 40. Model 1- Trinia için okluzal vidasında oluşan Von Mises stresleri.....	84
Şekil 4. 41. Model 1- Titanyum için okluzal vidasında oluşan Von Mises stresleri	84
Şekil 4. 42. Model 1- Titanyum için okluzal vidasında oluşan Von Mises stresleri	84
Şekil 4. 43. Model 2- PEEK için okluzal vidasında oluşan Von Mises stresleri	84
Şekil 4. 44. Model 2- PEKK için okluzal vidasında oluşan Von Mises stresleri	85
Şekil 4. 45. Model 2- Trinia için okluzal vidasında oluşan Von Mises stresleri.....	85
Şekil 4. 46. Model 2- Trilor için okluzal vidasında oluşan Von Mises stresleri.....	85
Şekil 4. 47. Model 2- Zirkonya için okluzal vidasında oluşan Von Mises stresleri	85
Şekil 4. 48. Model 1- Zirkonya alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri	86
Şekil 4. 49. Model 1- Titanyum alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri	87
Şekil 4. 50. Model 1- Trilor alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri	87
Şekil 4. 51. Model 1- Trinia alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri.....	87
Şekil 4. 52. Model 1- PEEK alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri.....	88
Şekil 4. 53. Model 1- PEKK alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri	88
Şekil 4. 54. Model 2- Zirkonya alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri	88
Şekil 4. 55. Model 2- Titanyum alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri	89
Şekil 4. 56. Model 2- Trilor alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri	89
Şekil 4. 57. Model 2- Trinia alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri.....	90
Şekil 4. 58. Model 2- PEEK alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri.....	90
Şekil 4. 59. Model 2- PEKK alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri	90
Şekil 4. 60. Model 2- PEKK alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri	91
Şekil 4. 61. Model 1- PEKK altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri ...	91
Şekil 4. 62. Model 1- Trinia altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri....	91
Şekil 4. 63. Model 1- Trilor altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri	92
Şekil 4. 64. Model 1- Ti altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri.....	92
Şekil 4. 65. Model 1- Zr altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri	92

Şekil 4. 66. Model 2- Ti altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri.....	93
Şekil 4. 67. Model 2- Zr altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri	93
Şekil 4. 68. Model 2- Trilor altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri	93
Şekil 4. 69. Model 2- Trinia altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri....	94
Şekil 4. 70. Model 2- PEEK altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri....	94
Şekil 4. 71. Model 2- PEKK altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri ...	94
Şekil 4. 72. Model 1- PEKK altyapı için spongiöz kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri .	95
Şekil 4. 73. Model 1- PEEK altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri....	95
Şekil 4. 74. Model 1- Trinia altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri....	96
Şekil 4. 75. Model 1- Trilor altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri	96
Şekil 4. 76. Model 1- Ti altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri.....	96
Şekil 4. 77. Model 1- Zr altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri	96
Şekil 4. 78. Model 2- PEEK altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri....	97
Şekil 4. 79. Model 2- PEKK altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri ...	97
Şekil 4. 80. Model 2- Trinia altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri....	97
Şekil 4. 81. Model 2- Trilor altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri	98
Şekil 4. 82. Model 2- Ti altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri.....	98
Şekil 4. 83. Model 2- Zr altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri	98

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 2. 1. All-on-four endikasyonları ve kontrendikasyonları	44
Tablo 2. 2. Diş hekimliğinde kullanılan Stres Analiz Yöntemleri.....	57
Tablo 3. 1. Çalışmada kullanılan materyaller özellikleri	65
Tablo 4. 1. İmplant çevresinde oluşan maksimum Von mises değerleri.....	71
Tablo 4. 2. Abutment çevresinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri	76
Tablo 4. 3. Protez Altyapı Materyallerinde Oluşan Maksimum Von Mises değerleri.....	86



ÖZET

“All-on-four” ve “All-on-six” Konsepti Kullanılarak Üretilen İmplant Destekli Sabit Protezlerde Farklı Altyapı Malzemelerinin Biyomekanik Karşılaştırılması: Sonlu Elemanlar Analizi

Amaç: Tam dişsiz mandibular çeneye yerleştirilen All-on-Four ve All-on-Six implant konseptlerinin farklı altyapı materyalleri ile kullanıldığında kemik, implant ve protetik elemanlar üzerindeki stres dağılımını sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirmek ve biyomekanik performanslarını karşılaştırmaktır.

Materyal ve Metot: Bu çalışmada, tam dişsiz mandibular çenede yerleştirilen All-on-Four ve All-on-Six konseptlerinin, farklı altyapı materyalleri (Titanyum, Zirkonya, PEEK, PEKK, Trilor, Trinia) kullanılarak tasarlanan implant destekli sabit protezlerdeki biyomekanik davranışları değerlendirilmiştir. Tam dişsiz mandibula modeli, tomografi verilerinden elde edilerek Solidworks 2013 (Solidworks Corp., ABD) programında oluşturulmuştur. All-on-Four konfigürasyonunda anterior implantlar aksiyel, posterior implantlar 30° açılı; All-on-Six konfigürasyonunda ise anterior implantlar aksiyel, posterior implantlar premolar bölgede 15°, molar bölgede 30° açılı olarak yerleştirilmiş ve multi-unit abutmentler uygulanmıştır. Altyapılar Toronto tasarımında planlanmış, üzerine monolitik zirkonya üst yapılar hazırlanmıştır. Modeller, 150 N vertikal çiğneme kuvveti altında sonlu elemanlar stres analizi (SESA) ile incelenmiş; kemik dokusu, implant ve altyapı materyallerindeki Von Mises stres dağılımları değerlendirilmiştir.

Bulgular: En yüksek stres birikimi, özellikle kantilever bölgesi ve distal implant çevresinde olmak üzere, All-on-Four konfigürasyonunda tespit edilmiştir. Düşük elastisite modülüne sahip materyaller (PEEK ve PEKK), peri-implant kemikte ve bağlantı bileşenlerinde daha yüksek stres transferine neden olmuştur. Buna karşılık, rijit özellikteki materyaller (titanyum ve zirkonya), daha dengeli bir yük dağılımı sağlayarak daha düşük stres konsantrasyonlarına yol açmıştır. Cam fiber takviyeli kompozit altyapılar (Trilor ve Trinia) ise biyomekanik açıdan klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde kalmıştır.

Sonuçlar: Çalışmamız sonucunda, implant konfigürasyonunun ve altyapı materyalinin özelliklerinin, protezin biyomekanik davranışı ve uzun dönem başarısı üzerinde belirleyici rol oynadığı bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: İmplant üstü protezler, Sonlu elemanlar stres analizi, PEEK, PEKK, Titanyum, Trilor, Trinia, Zirkonya

ABSTRACT

Biomechanical Comparison of Different Framework Materials in Implant Supported Fixed Protheses Prodecud Using The “All-on-four” and “All-on-six” Concept: Finite Element Analysis

Purpose: The aim of this study was to evaluate and compare the biomechanical performance of two different implant placement concepts—All-on-Four and All-on-Six—when combined with various framework materials, by analyzing stress distribution in bone, implants, and prosthetic components using the finite element analysis (FEA) method.

Materials and Methods: In this study, the biomechanical behavior of implant-supported fixed protheses designed with different framework materials (titanium, zirconia, PEEK, PEKK, Trilor, and Trinia) in edentulous mandibular jaws using All-on-Four and All-on-Six concepts was evaluated. The completely edentulous mandibular model was created from tomography data using Solidworks 2013 (Solidworks Corp., USA). In the All-on-Four configuration, anterior implants were placed axially, and posterior implants were tilted at 30°; in the All-on-Six configuration, anterior implants were placed axially, while posterior implants were tilted at 15° in the premolar region and 30° in the molar region, with appropriate multi-unit abutments applied. Frameworks were designed in a Toronto bridge style, and monolithic zirconia superstructures were prepared. The models were subjected to 150 N vertical masticatory forces and analyzed using finite element stress analysis (FEA) to evaluate the Von Mises stress distributions in bone, implants and framework materials.

Results: The highest stress accumulation was observed in the All-on-Four configuration, particularly around the cantilever region and distal implants. Materials with low elastic modulus (PEEK and PEKK) caused higher stress transmission to peri-implant bone and connection components. In contrast, rigid materials (titanium and zirconia) provided a more balanced load distribution and resulted in lower stress concentrations. Glass fiber-reinforced composite frameworks (Trilor and Trinia) remained within clinically acceptable biomechanical limits.

Conclusion: The findings of this study indicated that both implant configuration and framework material properties play a critical role in the biomechanical performance and long-term success of the prosthesis.

Keywords: Finite element stress analysis, Implant-supported protheses, PEEK, PEKK, Titanium, Trilor, Trinia, Zirconia

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Tam veya ciddi diş kayıplarına sahip hastalar için bu durum sosyal ve psikolojik açıdan ciddi önem taşımaktadır (Allen ve Mcmillan 2003). Geleneksel hareketli protezler, bu hastaların tedavisinde uzun yıllar yaygın olarak kullanılmış olsa da, bu protezlerin kullanımı, çiğneme ve konuşma zorluklarına, azalmış oklüzal kuvvete, zayıflamış ağız içi duyuya ve hasta konforu açısından bir çok dezavantajlara sahip olabilir (Maló ve ark. 2003). İmplant destekli sabit protezlerin gelişimi ile birlikte, tam çene rehabilitasyonunda yeni ve daha başarılı yaklaşımlar geliştirilmiş, bu yöntemler hastaların fonksiyonel ve estetik gereksinimlerini karşılamada etkili hale gelmiştir (Pjetursson ve ark. 2008).

Tam çene implant tedavisi, implant tedavi yöntemlerindeki en güncel yaklaşımlardan birisidir. Çene boyunca dört veya altı implant yerleştirilmesi ile uygulanan sabit protezler hastalara pek çok avantaj sunar (Garg 2019). Tam çene implant tedavisi ve benzeri yöntemler, genellikle kemik greftlemesi gerektirmeden yüksek başarı oranlarıyla gerçekleştirilir (Rosen ve Gynther 2007, Francetti ve ark. 2015, de Moraes ve ark. 2015).

“All-on-four” konsepti, Malo ve ark. (2005) tarafından geliştirilmiş olup, geleneksel implant tedavilerine alternatif bir yöntem olarak sunulmuştur. Bu yaklaşım, implant sayısını minimize ederek karmaşık cerrahi işlemlere olan ihtiyacı azaltmayı ve böylece iyileşme süresini kısaltarak tedavi maliyetlerini düşürmeyi amaçlamaktadır. Yöntemde, iki implant anterior bölgeye aksiyel olarak yerleştirilirken, iki implant posterior bölgede belirli açılarla (30°-45°) konumlandırılmaktadır (Malo ve ark. 2005, 2012, 2019). Yapılan bazı araştırmalar, 4 ila 6 implant kullanılan tasarımların fonksiyonel, biyolojik ve estetik açıdan tatmin edici sonuçlar sunduğunu ortaya koymuştur (Malo ve ark. 2011). Ancak, başarılı bir tedavi için kullanılan altyapı malzemelerinin de uygun şekilde seçilmesi gerekmektedir.

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD-CAM), günümüzde diş hekimliği uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu teknoloji, malzeme şekillendirme yöntemleri açısından subtraktif (kesme/oyma) ve eklemeli (katmanlı) üretim süreçlerini içeren kapsamlı bir sistem olarak değerlendirilmektedir. Subtraktif üretim, CAD-CAM sistemleri frezeleme, delme gibi teknikleri ile katı bloklardan belirli bir şekil

oluşturmak için malzeme eksiltme prensibiyle çalışır. 3B baskı ve seçici lazer eritme gibi eklemeli üretim yöntemleri, protez altyapılarını katman katman malzeme ekleyerek üretmeyi amaçlar (Kang ve ark. 2018).

İmplant üstü sabit protezler için kullanılan malzeme, çiğneme sırasında oluşan stresin iletilmesi ve protezin dayanıklılığı açısından kritik bir faktördür. Seçilen malzeme sabit protezlerin yük taşıma kapasitesini de doğrudan etkilemektedir (Nazari ve ark. 2016). Çiğneme esnasında oluşan kuvvetler, implant-altyapı ve implant-kemik bağlantı noktalarına iletilerek çeşitli mekanik ve biyolojik sorunlara yol açabilir (Abduo ve Judge 2014).

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin, başarılı bir klinik performans gösterebilmesi için gerekli fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklere sahip olması gerekmektedir. İmplant destekli sabit protezlerde farklı altyapı malzemeleri kullanılmaktadır. Kullanılacak malzemenin seçiminde, biyomekanik özelliklerin kapsamlı bir şekilde değerlendirilmesi büyük önem taşımaktadır.

CAD-CAM teknolojisiyle üretilen implant üstü sabit protezler üzerine yapılan çalışmalar, çoğunlukla titanyum (Ti), zirkonya ve krom-kobalt (Cr-Co) alaşımları gibi geleneksel frezeleme materyallerine odaklanmaktadır. Ancak, günümüzde yeni nesil polimer esaslı malzemeler, kompozit içerikli malzemeler ve bir çok estetik, dayanıklı malzemeler piyasaya sürülmektedir. Bu yeni nesil malzemelerin detaylı bir şekilde incelendiği çalışmalar ise literatürde sınırlıdır.

İmplantların ağız içindeki biyomekanik davranışlarını değerlendirmek, çeşitli zorluklar barındırmaktadır. Özellikle farklı altyapı materyallerinin kullanımının implantlara etkisini analiz etmek, klinik uygulamalarda genellikle karmaşık ve zaman alıcıdır. SESA, diş hekimliği alanında protetik yapılar ve ilgili anatomik bölgelerdeki stres dağılımı ve paternlerini inceleme konusunda önemli bir yöntem haline gelmiştir. Bu analiz yöntemi, biyomekanik öngörüler sunması nedeniyle giderek daha fazla kullanılmaktadır (Shetty ve ark. 2010).

SESA, mühendislik ve bilim alanlarında karmaşık yapıların ve sistemlerin davranışını modellemek için kullanılan bir sayısal yöntemdir (Johnson 1995).

Bu çalışmanın amacı, tam dişsiz mandibular çeneye yerleştirilen “All-on-four” ve “All-on-six” iki farklı implant yerleşim protokolünün, farklı altyapı materyalleri ile kullanıldığında kemik, implant ve protetik elemanlar üzerindeki stres dağılımını sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirmek ve biyomekanik performanslarını

karşılaştırmaktır. Çalışmanın sıfır hipotezi, “All-on-Four” ve “All-on-Six” implant konfigürasyonlarında implant sayısındaki farklılıkların ve kullanılan altyapı materyallerinin çeşitliliğinin; kemik dokusu, implant yapıları ve altyapı sistemleri üzerinde oluşan stres dağılımını anlamlı düzeyde etkilemeyeceği yönündedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1 Dental İmplantlar

2.1.1 Dental İmplantların Tanımı

"İmplant" terimi, Latince "in" (içerisine) ve "planto" (ekme, gömme, yerleştirme) kelimelerinin birleşiminden türetilmiştir (Chattman, 1970).

Uluslararası Standartizasyon Kurumu (ISO), dental implantı "dental protezlerin yer değiştirmesine karşı direnç sağlamak amacıyla maksilla veya mandibulaya cerrahi olarak yerleştirilmek üzere tasarlanmış bir materyal" olarak tanımlamaktadır (Jokstad ve ark. 2003).

2.1.2 Dental İmplantların Tarihçesi

Diş kaybını telafi etmek için implant benzeri uygulamaların tarihi M.Ö. 2000'li yıllara kadar uzanmaktadır. Antik Mısır ve Maya medeniyetlerinde, eksik dişlerin yerine hayvan kemikleri, kabuklar veya ahşap gibi materyallerin yerleştirildiği görülmüştür (Hobkirk ve Watson, 2015).

Orta Çağ'da diş eksikliklerini gidermek için altın tel ve çivi gibi metal materyaller kullanılmıştır, ancak biyouyumluluk sorunları nedeniyle başarı oranları sınırlı kalmıştır (Ring, 1995). Rönesans döneminde anatomik çalışmaların ilerlemesiyle diş hekimliği uygulamaları da gelişme göstermiştir.

20. yüzyılın ortalarında Prof. Dr. Per-Ingvar Brånemark'ın osseointegrasyonu keşfetmesi, dental implantolojide çığır açan bir gelişme olmuştur. Brånemark ve ekibi, titanyumun kemik ile biyolojik bir bağ oluşturduğunu kanıtlayarak 1965 yılında ilk modern dental implant uygulamalarını gerçekleştirmiştir (Brånemark et al., 1977).

2.2 Osseointegrasyon Kavramı

Osseointegrasyon, Latince kökenli "os" (kemik) ve "integrate" (birleşmek) kelimelerinin birleşimiyle oluşmuş bir terim olup, ilk olarak Brånemark (1977) tarafından tanımlanmıştır. Başlangıçta, implant yüzeyi ile kemik arasında ışık mikroskobu düzeyinde direkt temas olarak ifade edilen bu kavram, daha sonra

Brånemark (1985) tarafından “canlı kemik ile implant materyali arasında herhangi bir bağ dokusu olmaksızın doğrudan adaptasyon” şeklinde yeniden tanımlanmıştır (Brånemark, 1985).

Osseointegrasyonun başarısını etkileyen temel faktörler arasında kemik kalitesi, implant materyalinin biyouyumluluğu, implant tasarımı, cerrahi teknik ve yüzey özellikleri yer almaktadır (Albrektsson ve ark., 1981). Bu süreç, dental implantolojide başarının temel belirleyicilerinden biri olarak kabul edilmekte olup, implant-kemik etkileşimini optimize etmeye yönelik çeşitli yüzey modifikasyonları ve biyomalzeme geliştirme çalışmaları yapılmaktadır (Ellingsen ve ark., 2006).

2.3 Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar, çeşitli kriterlere göre sınıflandırılabilir. Bu sınıflandırmalar implantın kemiğe yerleşim şekli, üretim malzemesi, yüzey özellikleri ve bağlantı tipi gibi farklı faktörlere dayanır.

2.3.1 Kemiğe Yerleşim Şekline Göre İmplantlar

Dental implantlar, kullanım alanları ve yerleştirme tekniklerine göre farklı kategorilere ayrılmaktadır. Misch'in (1998) yaptığı sınıflandırmaya göre implantlar; transosteal, intramukozal, subperiosteal ve endosteal olmak üzere dört ana gruba ayrılmaktadır.

2.3.1.1 Endosteal İmplantlar

İmplant sistemleri arasında en yaygın tercih edilenlerden biri endosteal implantlardır. Bu implantlar doğrudan kemiğe yerleştirildiği için stabilite ve uzun vadeli başarı açısından avantajlar sunmaktadır (Misch 2004). Endosteal implantların kullanımı, hasta seçim kriterleri, cerrahi prosedürler ve uzun dönem klinik başarı açısından detaylı değerlendirilmelidir.

Endosteal implantlar, çene kemiği içine cerrahi olarak yerleştirilen osseointegrasyon sürecini destekleyen biyouyumlu malzemelerden üretilirler (Albrektsson & Zarb 1986). İmplantın yüzey özellikleri ve tasarımı, kemik-implant ara

yüzeyinde güçlü bir bağlantının oluşmasını sağlayarak uzun vadeli başarıyı etkiler (Jokstad 2009).

Endosteal implantlar, geleneksel protez ve köprü uygulamalarına göre daha yüksek biyomekanik stabilite ve fonksiyonel yük taşıma kapasitesine sahiptir. Özellikle posterior bölgede tek diş eksikliklerinde en iyi alternatiflerden biri olarak değerlendirilmektedir (Goodacre ve ark. 2003). Bununla birlikte, implant başarısını etkileyen faktörler arasında kemik hacmi, implant yüzey özellikleri ve hastanın genel sağlık durumu bulunmaktadır (Esposito ve ark. 1998).

Endosteal implantlar da şekillerine göre (Pourdanesh 2015):

- Blade tipi
- Vent tipi
- Silindirik implantlar
- Vida tipi

Blade tipi implant modeli üzerinde çalışmalar yapan ve geliştiren Linkow (1970), blade implantları metal plaka formunda tasarlamıştır. Bu tasarım, implantın yüzey alanını artırarak osteointegrasyonu desteklemeyi amaçlamaktadır. Ancak kemik kayıplarına neden olması, yumuşak doku enflamasyonuna yol açması, yeterli klinik başarı sağlayamaması gibi dezavantajlar nedeniyle günümüzde kullanımda değildir (Siegele & Soltesz 1989).

Vent tipi implantlar, gövdesinde delikli yapıya sahip implant türüdür. Bu delikli yapısıyla fonksiyon sırasında şok absorpsiyon özelliği ve kemikle daha fazla temas yüzeyi sağlanarak osteointegrasyon miktarı artırılması için tasarlanmıştır (Bodine ve ark. 1996, Zohrabian ve ark. 2015).

Silindirik implantlar, kök formunda, paralel duvarlara sahip ve stabilizasyonun kemik ve implant arasındaki sürtünme ile sağlanması hedeflenen implant türüdür. Bu yapısından kaynaklı implantasyon sırasında daha az stabil olma eğilimindedir (Siegele & Soltesz 1989, Negri ve ark. 2013).

Vida tipi implantlar ise yivli yapıları sayesinde mekanik tutuculuk sağlayan ve günümüzde en sık tercih edilen implant türüdür (Bodine ve ark 1996). Bu tasarım formu ile osseointegrasyonu arttırdığı ve daha iyi primer stabilizasyon sağladığı görülmüştür (Siegele & Soltesz 1989).

2.3.1.2 Subperiostal İmplantlar

Bu implantların gelişimi, 1940'lı yıllara kadar uzanmaktadır. İlk olarak Dahl tarafından tanımlanan bu implantlar özellikle şiddetli alveolar kret atrofisi olan hastalarda kullanılan bir implant türüdür. Kemiğin içine yerleştirilen geleneksel endosteal implantlardan farklı olarak, subperiosteal implantlar periostun altına, kemiğin yüzeyine yerleştirilir. Bu implantlar, hastaların kemik grefti gereksinimi olmadan protez kullanımına olanak tanır (Łoginoff ve ark. 2023).

Subperiosteal implantlar, özellikle ciddi kemik kaybı olan ve konvansiyonel implantlarla rehabilite edilemeyen hastalar için önemli bir alternatif sunmaktadır. Son yıllarda yapılan çalışmalar, bu implantların biyomekanik dayanıklılığını ve uzun dönem sağkalım oranlarını değerlendirmektedir (Anitua ve ark. 2023). Eklemeli üretim, titanyum subperiosteal implantların kullanımı, hastalara spesifik tasarım imkanı sunarak cerrahi müdahaleyi en aza indirmektedir (Onică ve ark. 2024). Bu implantlar, minimal kemik hazırlığı gerektirmesi ve hızlı implantasyon süreci sayesinde klinik kullanımda avantaj sağlamaktadır.

2.3.1.3 Transosteal İmplantlar

Transosteal implantlar, özellikle tam dişsiz mandibula hastaları için tasarlanmış olup, genellikle belirli kret yüksekliği aralıklarında tercih edilmektedir. Yapılan çalışmalar, bu implantların 12-15 mm arasındaki kret yüksekliklerinde uygun olduğunu ve bu değerlerin dışındaki durumlarda komplikasyon riskinin artabileceğini göstermektedir (Stellingsma ve ark. 2004, Fontijn-Tekamp ve ark. 1998).

Günümüzde bu implantlar, özellikle ileri derecede rezorbe olmuş alt çene kemiklerinde protez stabilitesini artırmak için kullanılmaktadır. Ancak, invaziv cerrahi prosedürü ve enfeksiyon riski nedeniyle daha az tercih edilmektedir (Buser ve ark. 2017).

2.3.1.4 İntramukozal İmplantlar

Hareketli protezlerin retansiyonunu artırmak amacıyla kullanılan özel implant sistemleridir. Geleneksel dental implantlardan farklı olarak, intramukozal implantlar doğrudan kemik dokusuna yerleştirilmez, bunun yerine oral mukozaya entegre olacak şekilde tasarlanmıştır (Gonçalves ve ark. 2009).

2.3.2 Dental İmplant Materyalleri

İmplant üretiminin tarihsel gelişimi boyunca karbon, pirolitik karbon, polimerler, vitröz karbon, altın, seramik, paslanmaz çelik, krom ve kobalt gibi çeşitli materyaller kullanılmıştır (Jm 2006, Berner ve ark. 2009). İdeal bir implant materyali, yeterli çekme dayanımına, mekanik dirence, aşınma ve korozyona dayanıklı olup insan vücuduna biyolojik olarak uyumlu olmalıdır (O'Neal ve ark. 1992, Smith 1993). Dijital ve biyomedikal teknolojilerdeki ilerlemeler, dental implant materyallerinin tasarımı ve uygulanmasında büyük bir dönüşüm sağlamıştır.

2.3.2.1 Metaller ve Alaşımları

Metal alaşımları arasında paslanmaz çelik ve krom-kobalt alaşımları, sahip oldukları kabul edilebilir özellikler nedeniyle implant materyali olarak tercih edilmiştir. Ancak, yüksek dayanıklılıklarına rağmen, çatlak oluşumu ve nokta korozyonuna yatkınlıkları nedeniyle günümüzde implant üretiminde tercih edilmemektedir (Meffert ve ark. 1992, LeGeros 2002). Aynı zamanda, paslanmaz çelik, içeriğinde bulunan nikelin alerjik özellik göstermesi ve korozyona karşı dayanıklılığının düşük olması nedeniyle, nikel alerjisi olan bireylerde kullanıma uygun değildir.

Günümüzde, titanyum ve titanyum alaşımları, implant materyali olarak en sık tercih edilen malzemelerden biridir (Osman ve Swain 2015). Titanyum 1791 yılında İngiltere'de William Gregor tarafından keşfedilmiştir (Donachie 2000). Titanyum alaşımları ise ilk olarak 1940'lı yılların sonlarında geliştirilmiştir. En yaygın kullanılan titanyum alaşımları arasında Titanyum-6alüminyum-4vanadyum (Ti-6Al-4V) ve düşük interstisyel içeriğe sahip Ti-6Al-4V bulunmaktadır (Donachie 2000). (Ti-6Al-4V) alaşımı, kolay temin edilebilen, çalışma koşullarına uyumlu ve düşük sıcaklıklarda güçlü mekanik özellikler sergileyen bir materyaldir. Mekanik özellikleri

değerlendirildiğinde, direnci, akma mukavemeti ve yorulma dayanımı saf titanyuma kıyasla daha yüksektir. Bu alaşımda, titanyuma alüminyum eklenerek dayanıklılığı artırılır ve yoğunluğu azaltılır. Vanadyum ilavesi ise alüminyum kalıntılarının giderilmesine yardımcı olarak korozyonun önlenmesini sağlar (Williams 1981, Meffert ve ark. 1992, Roach 2007, Park ve ark 2010).

Son çalışmalar, vanadyumun toksik etkileri olabildiğini, bazı sağlık problemlerine sebep olabildiğini ve titanyum implantların üzerinde oluşan titanyum dioksitin alerjik reaksiyonlar oluşturabildiğini göstermiştir (Egusa ve ark. 2008, Yaszemski ve ark. 2003). Bir diğer dezavantajı ise, titanyumun metalik renginden dolayı gri yansımalara sebep olup estetik bölgelerde olumsuz sonuçlanabilmektedir (Oliva ve ark. 2007).

2.3.2.2 Seramikler

Yapılan araştırmalar, biyolojik uyumluluklarının yüksek olması, kemikle osteointegrasyon göstermesi ve inert yapıları sayesinde seramiklerin implant materyali olarak uygun olduğunu göstermektedir. Bununla birlikte, kırılma yapıları nedeniyle mekanik kuvvetlere karşı dayanıklılıkları düşük olup, bu durum kullanım alanlarını kısıtlamaktadır (Hench ve Wilson 1984, Boening ve ark. 2000, Dayanaç 1998, Lacefield 1998).

İmplantolojide yaygın olarak kullanılan seramikler arasında alüminyum oksit, titanyum oksit, kalsiyum fosfat ve zirkonyum oksit bulunmaktadır. En sık tercih edilen seramik türü ise zirkonyum oksittir (Ardlin 2002).

Zirkonyum oksitten elde edilen seramikler, ısı değişikliklerine, korozyona ve aşınmaya karşı dirençli olup, yüksek kırılma direnci ve düşük elastik modüle sahiptir (Piconi ve ark. 1999). Ayrıca, zirkonyum oksitin toksik, immünolojik veya kanserojenik bir etkisi bulunmamaktadır (Scarano ve ark. 2003). Titanyum ile karşılaştırıldığında, diş rengine benzer bir yapıya sahip olması nedeniyle estetik açıdan avantaj sağlamakta ve titanyuma kıyasla daha düşük plak afinitesi göstermektedir (Oliva ve ark. 2007).

Ancak, zirkonyum materyalinin yapısının kırılmaya yatkın olması başlıca dezavantajlarından biridir. Ayrıca, titanyum ile karşılaştırıldığında uzun süreli kemik

bağlantısı ile ilgili yeterli sayıda çalışma bulunmaması nedeniyle klinik başarıları tam olarak bilinmemekte ve daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulmaktadır (Boening ve ark. 2000, Grössner-Schreiber ve ark. 2006).

2.3.2.3 Polimerler

Dental implant materyali olarak metil metakrilat kullanılmış ve bunu takiben polietilen, politetrafloroetilen, poliüretan ve polimetil metakrilat gibi polimerler de implant materyali olarak değerlendirilmiştir. Bu polimerlerin, esneklik özelliklerinin periodontal ligamente benzerlik göstermesi nedeniyle implant uygulamalarında kullanıldığı bildirilmiştir (Sykaras ve ark. 2000, Kawahara 1983). Ancak fibröz bağ doku bağlantısı oluşturmaları ve zayıf mekanik özelliklere sahip olmaları, implant materyali olarak kullanım alanlarını kısıtlamaktadır (Sykaras ve ark. 2000, Kawahara 1983, Waerhaug ve Zander 1956).

2.3.3 Dental İmplantların Yüzey Özellikleri

Dental implantlar, kemik ile biyolojik bağlantılarını geliştirmek amacıyla farklı yüzey düzenlemeleri ile tasarlanmaktadır. Yüzeyin mikro ve nano seviyede değiştirilmesi, implantın kemik ile entegrasyonunu hızlandırabilir ve biyolojik tepkisini iyileştirebilir (Albrektsson & Wennerberg, 2004). İmplant yüzeyinin morfolojisi, kimyasal yapısı, elektriksel yükü ve ıslanabilirliği, en önemli yüzey özellikleri arasında yer almaktadır (Albrektsson ve ark. 1981). Bu faktörler, biyomateryal ile doku arasındaki protein adsorpsiyonunu, hücrelerin yüzey ile etkileşimini ve doku gelişimini doğrudan etkilemektedir (BD 1996).

Yüzey modifikasyon teknikleri ile elde edilen yüzey pürüzlülüğünün, osteoblast proliferasyonunu artırarak erken iyileşme sürecini destekler (Buser ve ark. 2017). Pürüzlü yüzeylerin, implant ile çevre kemik arasındaki temas alanını artırdığı ve osseointegrasyonu olumlu yönde etkilediği bilinmektedir. Yapılan bir çalışmada, nano-düzeyde yapılan modifikasyonların osteoblast aktivitesini artırarak osseointegrasyonu desteklediği gösterilmiştir (Schneider ve ark. 2015). Ancak, aşırı pürüzlendirme durumunda, mekanik bağlantının güçlenmesine rağmen, iyonik sızıntısının artması nedeniyle peri-implantitis riskinin yükseldiği gözlemlenmiştir (Becker ve ark. 2000, Deporter ve ark. 2002).

Bagno ve Di Bello (2004), yüzey pürüzlendirme yöntemlerini üç temel kategoriye ayırmıştır:

Mekanik Yöntemler: Temel amacı, yüzey alanını arttırarak, biyomineralizasyona daha uygun bir ortam oluşturmaktır. Titanyum plazma sprej ile pürüzlendirme, tornalama, işleme, zımparalama ve parlatma işlemleri, kesme ve kumlama mekanik modifikasyon teknikleridir (Brunette ve ark. 2001, Bagno ve ark. 2004). Mekanik modifikasyonlar, implant yüzeyinin mikro yapısını iyileştirerek, kemik-implant temas oranını arttırmaktadır.

Kimyasal Yöntemler: Amaç, titanyum yüzeyinin modifiye edilerek yüzey pürüzlülüğünü değiştirmek, biyoyumluluğu geliştirmek, oksit kalıntılarını uzaklaştırmak, biyoaktiviteyi geliştirmektir. Aynı zamanda, implant yüzeyinde hidrofilik özellikler oluşturarak iyileşme sürecini hızlandırmaktadır (Bagno ve ark. 2004, Zhu ve ark. 2004) Kimyasal yöntemlere örnek olarak, asitle pürüzlendirme, kumlama ve asitle, kimyasal olarak modifiye edilmiş kumlanmış ve asitle işlenmiş hidrofilik yüzey ile anodizasyon teknikleri bulunmaktadır.

Biyokimyasal Yöntemler: Bu yöntem, hidroksiapatit (HA) kaplamalar ve biyofonksiyonel moleküllerin implant yüzeyine entegre edilmesi ile, kemik matriksi biyoyumluluğunu optimize ederek osteoblast hücrelerinin adezyonunu, proliferasyonunu uyarmaktadır. Bu modifikasyonlar, osteoindüktif sinyallerin yoğunluğunu artırarak osseointegrasyonu hızlandırırken, aynı zamanda kemik-implant arayüzünün mekanik stabilitesini güçlendirmektedir (Smeets ve ark. 2016).

2.3.4 Dental İmplantlar ve Dayanak Bağlantısı

Kemik, abutment ve implant arasındaki arayüzde oluşan stresin değerlendirilmesi, yüklerin biyolojik olarak tolere edilebilir seviyelerde dağıtılmasını sağlamak ve kemik kaybını önlemek açısından büyük önem taşımaktadır. Bu değerlendirme, yeni protez platform tasarımlarının geliştirilmesine rehberlik etmektedir. Biyomekanik açıdan, abutmentlerin protez bileşenleriyle birlikte çalışarak kemik-implant bağlantı bölgesindeki stresi minimize etmesi ve protezin yeterli stabilitesini sağlaması gerekmektedir (Nishioka ve ark.2009). İmplant-abutment bağlantıları, protez üst

yapısının implant gövdesine güvenli bir şekilde bağlanmasını sağlarken, peri-implant dokuların sağlığını da doğrudan etkileyebilir (Lin ve ark. 2013).

Abutment bağlantılarının gelişimi, Branemark'ın dental implant sistemini keşfetmesiyle başlamıştır. İlk geliştirilen abutment tasarımı, Branemark implantında 0.7 mm eksternal hekzagon yapısına sahip butt-joint bağlantısı ile oluşturulmuştur.

İnternal bağlantı, ilk olarak 1864 yılında Stephen A. Morse tarafından, torna makinelerinde kesici ve delici uçların güvenli bir şekilde bağlanmasını sağlamak amacıyla geliştirilmiştir (Hernigou ve ark. 2013).

İmplant şirketlerinin internal bağlantıyı implant-abutment bağlantısında kullanmasıyla birlikte farklı bağlantı şekilleri ortaya çıkmıştır (Shafie 2014).

2.3.4.1 Eksternal Bağlantı Tipi

Eksternal bağlantı tiplerinde abutment, implantın gövdesini dışarıdan çevreler (Chun ve ark. 2006). Eksternal bağlantıya sahip platformlar rotasyonel kuvvetlere karşı koyamadığından engellemek için altıgen, sekizgen gibi farklı geometrik şekillerde üretilmeye çalışılmıştır (Misch 2005).

Eksternal bağlantı türleri, geometrik yapılarına göre dört ana kategoriye ayrılmaktadır:

- Eksternal hekzagon bağlantı
- Açılı eksternal hekzagon bağlantı
- Eksternal oktagon bağlantı
- Oluklu eksternal bağlantı

Bu farklı bağlantı türleri, implant stabilitesini ve yük aktarımını optimize etmek amacıyla tasarlanmıştır (Prithviraj ve ark. 2012).

Eksternal hekzagonal bağlantı sisteminin, aşırı yüklenmelere maruz kaldığında kullanımı önerilmemektedir (Maeda ve ark. 2006). Oklüzal yük, vidanın sıkma kuvvetini aştığında, ortaya çıkan stres doğrudan implant ve abutment arasındaki arayüze iletilir. Bu durum, abutment vidasının deformasyonuna yol açabilir ve bağlantı

bölgesinde boşluk oluşmasına sebep olabilir (Salvi ve Lang 2001, Tsuge ve Hagiwara 2009).

2.3.4.2 İnternal Bağlantı Tipi

İnternal bağlantı, abutmentin implant gövdesinin içine oturduğu bir bağlantı tipidir. İlk olarak 1986 yılında, 0.5 mm çapında, 45° eğimli, 1.7 mm derinliğe sahip ve altıgen geometrili dental implantlar geliştirilmiştir (Finger ve ark. 2003). Bu tasarım, eksternal bağlantı da görülen komplikasyonları minimuma indirmek, lateral kuvvetleri daha iyi tolere edebilmek ve daha stabil bir bağlantı oluşturmak için geliştirilmiştir (Schoenbaum ve ark. 2023).

Günümüzde, internal bağlantılı implant sistemleri, mekanik stabilite ve biyolojik avantajlar açısından eksternal bağlantılı sistemlere kıyasla daha fazla tercih edilmektedir (Vinhas ve ark. 2020). İnternal bağlantılı sistemler, bakteriyel sızıntıyı azaltma, marjinal kemik seviyesini koruma ve uzun ömürlü protetik başarımın sağlanması açısından önemli avantajlara sahiptir (Kim ve ark. 2019).

İnternal bağlantı tipleri geometrik yapılarına göre (Prithviraj ve ark.2012);

- İnternal hegzagon bağlantı
- 12 köşeli internal hegzagon bağlantı
- İnternal tripod bağlantı
- İnternal oktagon bağlantı

2.3.4.3 Morse Taper Bağlantı

1864 yılında Stephen A. Morse tarafından geliştirilen bu bağlantı konsepti, ortaya çıkışından itibaren birçok farklı makine sisteminde yaygın olarak kullanılmıştır (Hernigou ve ark. 2013). Morse taper, "koni içinde koni" prensibine dayanan bir bağlantı mekanizmasıdır. Dental implantolojide, erkek konik parça, dişi konik parça içerisine sıkı bir şekilde oturarak stabil bir bağlantı oluşturur. İki parça arasındaki yüksek paralellik sayesinde, "sürtünme kilidi" mekanizması ile güvenli bir stabilite sağlanır (Shen ve ark. 2023).

Bu tasarım hem bağlantının dayanıklılığını artırmakta hem de arayüzlerdeki sızdırmazlık özelliğini iyileştirmektedir. Morse taper, konik yüzeyin bileşenlerin uzunlamasına yüzeyiyle ilişkili olduğu ve erkek ile dişi parçalar arasında doğrudan bir temasın olmadığı açı olarak tanımlanmaktadır (Jokstad ve ark. 2003, Schmitt ve ark. 2014, Sasada ve ark. 2017).

İmplant-abutment bağlantılarında vida gevşemesi, özellikle eksternal ve internal hexagon bağlantılarda sıkça görülen bir problemdir. Morse taper bağlantılarda, konik sıkıştırma prensibi sayesinde vida gevşemesi minimum seviyeye iner (Romanos 2023). Özellikle lateral kuvvetlere karşı daha yüksek direnç sağlar ve daha geniş temas yüzeyi sayesinde, yükleri homojen bir şekilde yayarak implant kırılma riskini düşürür (Schoenbaum 2023).

Yapılan araştırmalar, implant ve dayanak arasındaki bağlantının krestal kemik kaybı ile olan ilişkisini incelemiş ve bu bölgede oluşan boşlukların bakteriyel kontaminasyona neden olarak kemik kaybına yol açtığını belirtmiştir (Lee ve ark. 2020). Morse taper bağlantılar ise, sızdırmaz yapıları sayesinde bakteriyel infiltrasyonu önleyerek implant çevresindeki dokuların sağlığını korur ve diş eti çekilmesini engeller (Kim ve ark. 2019).

2.3.4.4 Platform Switching Konsepti

İmplantolojide Platform Switching (PS) konsepti, implant-abutment bağlantısındaki çap farklılığından faydalanarak marjinal kemik kaybını en aza indirmeyi ve peri-implant dokuların uzun vadede sağlığını korumayı amaçlayan bir yöntemdir (Lazzara ve Porter 2006). Bu konseptin amacı, abutment çapının, implant çapından daha küçük seçilerek, implant-abutment ara yüzeyinde bir platform oluşturulmasıdır. Başlangıçta bir üretim hatası olarak keşfedilen bu yöntem, zamanla peri-implant dokuların korunmasında önemli bir rol almıştır (Vinhas ve ark. 2020).

Platform Switching konseptinin en önemli biyolojik avantajı, marjinal kemik seviyesini koruyarak kemik rezorpsiyonunu azaltmasıdır. Yapılan araştırmalarda, Platform Switching uygulanan implantlarda marjinal kemik kaybının genellikle 0.5 mm'den daha az olduğu gözlemlenmiştir (Lazzara ve Porter 2006). Ayrıca, Platform Switching tasarımının kullanıldığı bir çalışmada, protez restorasyonlarının oluşturduğu

yüklerin kemik-implant arayüzüne iletiminde %10 oranında bir azalma sağlandığı tespit edilmiştir (Hsu ve ark. 2009).

2.4 Dental İmplantlardaki Başarı Kriterleri

1978 yılında ABD Ulusal Sağlık Enstitüsü tarafından düzenlenen bir Konsensüs Geliştirme Konferansı, diş implantlarının mevcut durumunu güncelleme girişiminde bulunmuştur. Gerçekleştirilen değerlendirme, bilimsel olarak test edilmemiş, sınırlı sayıda kullanılan implant sistemlerinin geçmişe dönük bir gerekçelendirilmesiyle sınırlı kalmıştır (Albrektsson ve ark. 1986).

Değerlendirmeler üzerine Albrektsson (1986) dental implantların başarı kriterlerini şu şekilde sıralamıştır:

- Klinik olarak test edildiğinde başarılı bir implantta mobilite görülmemelidir.
- İmplant çevresinde radyografik olarak herhangi bir radyolüens alan bulunmamalıdır.
- Ağrı, enfeksiyonlar, nöropatiler, parestezi gibi sürekli veya geri dönüşümsüz semptomlar gözlenmemelidir.
- İmplantları yerleştirilmesini takiben bir yıl sonra kemik kaybı yıllık 0.2mm'den az olmalıdır.
- İmplantların ilk 5 yıl içinde en az %85 başarı oranı, 10 yıl sonunda ise en az %80 başarı oranı olmalıdır.

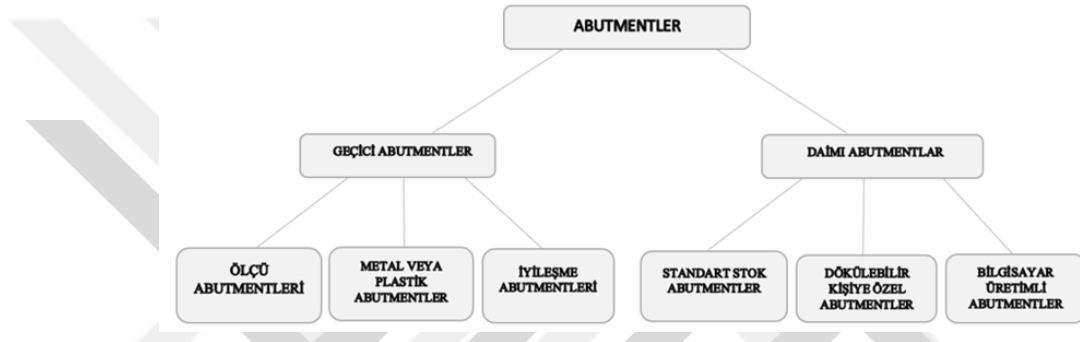
Bu kriterlerin birçoğu hala yaygın bir şekilde dikkate alınmaktadır. Erken krestal kemik kaybını etkileyen birçok faktör vardır. En önemlileri platform switching, cilalı implant boynu, stabil bağlantı ve implant boynu çevresinde yeterli yumuşak doku kalınlığıdır. Bu faktörlere dikkat edildiğinde, sıfır kemik kaybı ve hatta gerçekleşirse kemik remineralizasyonu için büyük bir potansiyele sahip olmak mümkün görünmektedir (Puisys ve ark. 2019). Yapılan çalışmalar sonucunda artık günümüzde, ilk yıldaki kemik kaybı araştırmacılar tarafından kabul edilmemektedir.

2.5 Abutmentler

Dental implant abutmentı, protezin desteklenmesini ve stabilitesinin sağlanmasını amaçlayan bir bileşendir. Abutmentlar, osseointegre implantlar ile protetik üst yapı arasındaki önemli bağlantı noktasını oluşturmaktadır (Jung ve ark. 2007, Muller ve Eger, 2002).

2.5.1 Abutmentlerin Sınıflandırılması

Abutmentler kullanım amacına göre 2 ana başlık altında sınıflandırılmaktadır: Geçici ve Daimi Abutmentler



Şekil 2. 1. Abutmentlerin sınıflandırılması

2.5.1.2 Geçici Abutmentler

Cerrahi işlemlerden ardından iyileşme sürecinde yumuşak dokuların form kazanmasını sağlamak ve daimi restorasyon öncesinde estetik kriterleri değerlendirmek amacıyla geçici restorasyonlar kullanılmaktadır. Geçici restorasyonlar için işlenebilir titanyum veya plastik malzemelerden üretilen abutmentler geçici abutment olarak tanımlanmaktadır.

İmplant üreticileri tarafından standart olarak üretilen ölçü abutmentler, iyileşme başlıkları ve plastik ya da metal malzemedeki yapılan geçici abutmentler, kalıcı protez öncesinde kullanılarak yumuşak doku profilinin oluşturulmasına katkı sağlar (Binon 2000). Geçici abutmentler, polietereketon (PEEK), titanyum veya zirkonyum gibi yüksek dayanımlı malzemelerden üretilebilmekte olup, ihtiyaca göre kişiye özel olarak uyarlanabilmektedir (Karunagaran ve ark. 2013).

2.5.1.3 Daimi Abutmentler

Final restorasyonu desteklemek için gelen oklüzal yükleri tolere edebilen, yeterli mekanik özelliklere sahip daimi abutmentlerdir (Misch 2005, Krennmair ve ark. 2011).

2.5.1.3.1 Kullanılan Materyale Göre Abutmentler

En çok tercih edilen materyaller: Metaller ve seramiklerdir.

2.5.1.3.1.1 Titanyum Abutmentler

Titanyum abutmentler, dayanıklı, korozyona dirençli, biyouyumlu, distorsiyona olan yüksek direnç ile abutment materyalleri arasında hala altın standart olarak kabul edilen ve sık sık tercih edilen bir materyaldir (Linkevicius ve Apse 2008). Dezavantajı olarak kabul edilen gri renge sahip olmaları, yüksek gülme hattı ve ince diş eti biyotipine sahip estetik beklentisi yüksek hastalarda yetersiz kalmalarıdır. (Park ve ark. 2007, Henriksson ve Jemt 2003).

2.5.1.3.1.2 Seramik Abutmentler

Seramik abutmentler, implant destekli sabit protezlerde mukogingival estetiği sağlamak için 1993 yılında CerAdapt/Nobel Biocare tarafından üretilmişler (Andersson ve ark. 2003). Üretilen ilk seramik abutment yoğun sinterize alüminyum oksitten üretilmiştir (Yıldırım ve ark. 2003). Ancak alüminyum oksit seramik abutmentler radyopak görüntüsü, yüksek kırılma riski ve mekanik mukavemeti daha düşük olduğu için tercih edilmemektedir (PRESTIPINO ve INGBER 1993, Kohal ve ark. 2008, Heydecke ve ark. 2002).

Alümina abutmentlerin düşük mekanik dayanımı nedeniyle, itriyum ile stabilize edilmiş zirkonyum implant abutmentleri alternatif bir materyal olarak geliştirilmiş ve zamanla daha fazla tercih edilmeye başlanmıştır (Holst ve ark. 2005, Adatia ve ark. 2009).

İmplantın yüzeysel yerleştiği ve diş eti kalınlığının ince olduğu hastalarda, titanyum abutmentlerin diş etinden yansıyan metalik rengi estetik açıdan olumsuz bir

görüntü oluşturabilmektedir. Bu gibi durumlarda, estetik beklentileri karşılamak amacıyla zirkonya abutmentlerin tercih edilmesinin daha iyi sonuçlar sağlayabileceği ifade edilmiştir.

Araştırmalar, zirkonya abutmentlerin titanyum abutmentlere göre daha düşük kırılma dayanımına sahip olduğunu ancak aynı zamanda daha az plak birikimine neden olduğunu ve kısa vadeli klinik takiplerde kırık kaynaklı komplikasyonlarla karşılaşmadığını göstermektedir (Rimondini ve ark. 2002, Linkevicius ve Apse 2008, Andreiotelli ve ark. 2009, Adatia ve ark. 2009).

2.5.1.3.2 Üretim Şekillerine Göre Abutmentler

2.5.1.3.2.1 Standart Stok Abutmentler

Stok abutmentler, üretici firmalar tarafından genellikle titanyum veya zirkonyumdan üretilen abutmentlerdir. Sabit protetik restorasyonun gereksinimlerine uygun bir çıkış profili ve yeterli retansiyon sağlamak amacıyla, diş hekimi veya teknisyen tarafından modifiye edilebilmektedir (Şen ve Us 2019). Ancak, her zaman bu abutmentler ile istenilen estetiği elde etmek mümkün olmayabilir.

Stok abutmentlerin kullanımı genelde ideal implant yerleşimi gerektirmektedir. Üretici firmaların ürettiği farklı dişeti yüksekliklerine sahip olan düz ve açılı stok abutmentler her zaman ideal konumda yerleştirilmeyen implantların konumunu, açısını tolere edemeyebilmektedir (Grossmann ve Madjar 2002, Terzioğlu ve Öztürk 2015, Şen ve Us 2019).

2.5.1.3.2.2 Kişiyeye Özel Abutmentler

Kişiyeye özel abutmentler, fonksiyonel uyum, doku sağlığının korunması, implantın açılma sorunlarının giderilmesi ve ideal çıkış profilinin oluşturulmasına katkı sağlaması nedeniyle tercih edilmektedir. Ayrıca, basamak yerleşimine olanak tanıyan bu abutmentler, diş ve yumuşak dokuların doğal anatomisini taklit edecek şekilde tasarlanabilmektedir (Grossman ve ark. 2006, Shafie 2014).

Kişiyeye özel abutmentler, yetersiz interoklüzal mesafe, implant yerleştirme açılarının 15 dereceden fazla olduğu, stok abutmentlerin maksimum boyun

yüksekliğinin en az 1 mm daha uzun olması gereken ve yumuşak doku şekillendirmesi gibi gerekli klinik vakalarda tercih edilmektedir (Terzioğlu ve Öztürk 2015).

2.5.1.3.3 Restorasyonun Retansiyon Şekillerine Göre Abutmentler

İmplant destekli sabit protetik üst yapının retansiyonu için simante veya vida tutuculu sistemler tercih edilmekte olup, bu seçim interoklüzal mesafe, periodontal dokular, oklüzyon, estetik ve ekonomik faktörler dikkate alınarak yapılmaktadır (Hebel ve Gajjar 1997, Lee ve ark. 2010).

2.5.1.3.3.1 Siman Tutuculu Abutmentler

Simante abutmentler, implanüstü sabit restorasyonlara doğal dişlere uygulanan simantasyon prosedürü ile aynı şekilde uygulanmaktadır. Ağız içinde torklanmış abutmentler üzerine dental simanlar yardımıyla simante edilir (Wittneben ve ark. 2017).

Bu sistemler, düşük maliyet, uyum kolaylığı, siman aralığı sayesinde pasif uyumun kolay sağlanabilmesi, daha az vida gevşemesi ve kırılması gibi avantajları sayesinde günümüzde hala sık sık diş hekimleri tarafından tercih edilmektedir (Holst ve ark.2005, Aykent ve ark. 2017).

Avantajlarının yanı sıra simante abutmentlerin dezavantajları bulunmaktadır. En önemli dezavantajlarından, kontrolünün zor olmasına bağlı olarak herhangi bir başarısızlıkta restorasyonun tamamen yenilenmesi ve yeterli siman artıklarının temizlenmediği durumlarda peri-implantitis hastalığının görülebilmesidir.

2.5.1.3.3.2 Vida Tutuculu Abutmentler

Vida tutuculu implant destekli protezler, özellikle teknik hassasiyetin ön planda olduğu uygulamalarda tercih edilmektedir. Bu sistemlerde, protezin implantla bağlantısı doğrudan vida aracılığıyla sağlandığından, protezin pasif uyumu büyük önem taşır. Ancak, klinik ve laboratuvar süreçlerinde çok sayıda değişken bulunduğundan, tamamen pasif oturan bir restorasyonun üretilmesi oldukça zordur. Ölçü alma süreci, model hazırlığı, mumlama aşamasındaki distorsiyonlar, kullanılan metal, porselen veya akrilik materyallerin büzülmesi ve implant komponentlerinde üretici kaynaklı

tolerans sapmaları, protezin uyumunu doğrudan etkileyen faktörler arasında yer alır (Modi ve ark. 2014).

Vida tutuculu sistemler, estetiğin arka planda olduğu posterior bölgelerde ve sınırlı interark mesafeye sahip olgularda sıklıkla tercih edilmektedir. Ayrıca, implantın mukozal yüzeyin 3 mm altında konumlandığı durumlarda da vida tutuculu restorasyonlar avantaj sağlar (Lee ve ark. 2005). Bu sistem, gerektiğinde transversal yönden veya okluzal yüzeyden ulaşılabilen vida deliği ile komplikasyonlar sırasında protezin kolaylıkla çıkarılmasına olanak tanır (Lee ve ark. 2010).

Özellikle geçici protez uygulamalarında, estetik bölgelerde yumuşak doku çıkış profilinin şekillendirilmesi amacıyla vida tutuculu abutmentler tercih edilebilmektedir (Wismeijer ve ark.2014). Ancak bu sistemlerin üretimi ve uygulanması, simante sistemlere kıyasla daha yüksek teknik hassasiyet gerektirir.



Şekil 2. 2. Simante ve Vidalı Abutmentler

2.5.1.3.4 Multi-Unit Abutmentler

Simante restorasyonlarla ilişkilendirilen peri-implantitis gibi biyolojik komplikasyonların implant kaybı riskini artırması, vida tutuculu sistemlere olan ilgiyi artırmıştır. Bu sistemler; restorasyonun gerektiğinde çıkarılabilir olması, bakım ve onarım işlemlerine kolay erişim sağlaması gibi avantajları nedeniyle ön plana çıkmaktadır. Ayrıca, vida tutuculu restorasyonların biyolojik uyumluluğunun daha yüksek olması, günümüzde bu yöntemin klinik uygulamalarda daha sık tercih edilmesine katkı sağlamaktadır (Wilson 2009, Sailer ve ark. 2012, Linkevicius ve ark. 2013, Wittneben ve ark. 2014).

Multi-unit (MU) abutmentler, özellikle açılı implant yerleşimlerinde, implantlar arası açı farklarını düzeltmek ve ortak bir yerleştirme yolu oluşturmak amacıyla kullanılan ara parçalardır. Bu abutmentler, protez vidasının yönünü değiştirerek vida erişim kanalını palatinal gibi daha estetik ve fonksiyonel bölgelere taşıyabilir (Heller ve ark. 2019, Janev ve ark. 2020). Başlangıçta Brånemark sistemine yönelik iki parçalı olarak geliştirilen bu yapılar, günümüzde düz veya açılı tek parça formda yaygın şekilde kullanılmaktadır (Lewis 1991). Daimi MU abutmentlerin kullanımı, yumuşak doku ile titanyum yüzey arasında daha etkin hemidesmozomal bağlantı oluşmasını desteklemekte ve bu sayede implant çevresindeki marjinal kemik kaybını azaltmaktadır (Canullo ve ark. 2010, Degidi ve ark. 2011, Grandi ve 2012). Ayrıca, cerrahi sırasında yerleştirilen MU abutmentlerin çıkarılmadan kullanılması, “tek abutment, tek zaman” yaklaşımıyla, özellikle immediat yükleme yapılan vakalarda kretal kemik rezorpsiyonunu önemli ölçüde azaltabilmektedir (Degidi ve ark. 2011).



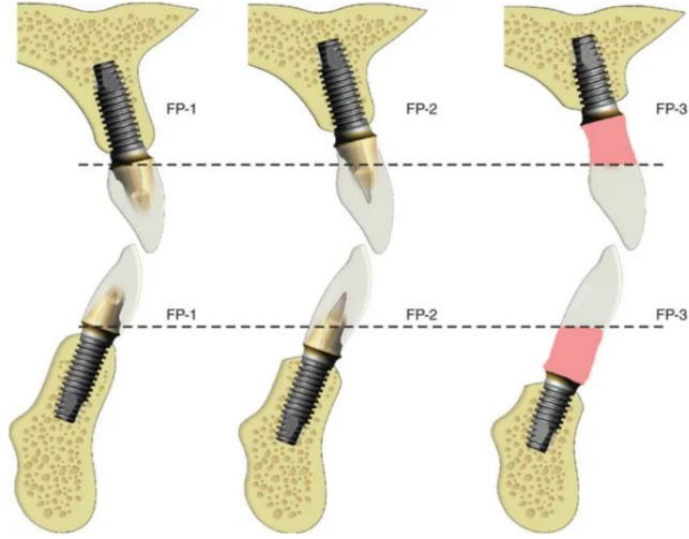
Şekil 2. 3. Multiunit Abutmentler

2.6 İmplant Destekli Protetik Restorasyonların Sınıflandırılması

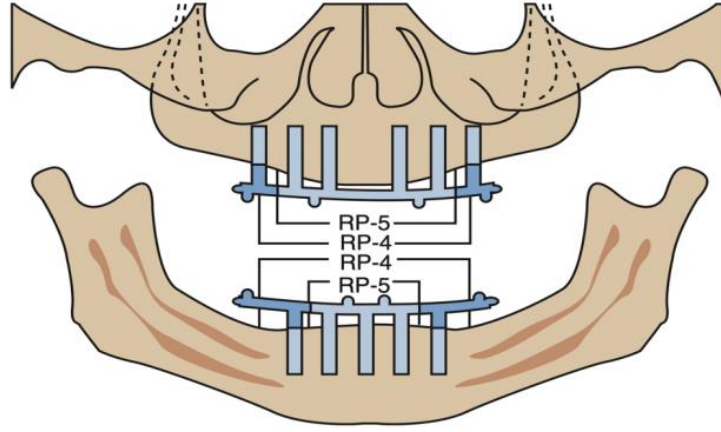
Dental implantlar, tek diş kayıplarından tam dişsiz çenelerin rehabilitasyonuna kadar geniş bir kullanım alanına sahip tedavi seçeneklerinden biridir. İmplant üstü protezler konusunda en yaygın sınıflandırmalardan biri Misch (1999) tarafından yapılmıştır.

Tablo 2.1 İmplant Üst Protetik Restorasyonların Sınıflandırılması

	Protez Türü	Tanım	Özellikler
SP-1	Sabit Protez (Sadece Kuron)	Sadece dişin kuron kısmının yerine konduğu sabit protez türüdür.	Doğal diş morfolojisine sahiptir; estetik ve fonksiyonel olarak doğal diş kronuna benzer boyut ve konturlara sahip olmalıdır.
SP-2	Sabit Protez (Kuron + Kök)	Hem kurunun hem de kök bölümünün yerine konduğu sabit protez modelidir.	Servikal bölgede belirgin konturlandırma mevcuttur; daha fazla destek ve stabilite sağlar.
SP-3	Sabit Protez (Kuron + Gingiva + Kök)	Dişsiz bölgede eksik olan kuronu, gingival dokuyu ve kök bölümlerini kapsayan sabit protez türüdür.	İki temel yaklaşım bulunmaktadır; metal altyapı üzerine akrilik kaide ve suni dişlerden oluşan hibrit restorasyon ve metal-seramik restorasyonlar. Restorasyon tipi, kemik ve oklüzal düzlem arasındaki mesafe ile belirlenir. Bu mesafe 15 mm'den az ise metal-seramik restorasyonlar, daha geniş mesafelerde ise hibrit protezler önerilmektedir.
HP-4	Hareketli Protez (İmplant Destekli)	Sadece implantlar tarafından desteklenen hareketli overdenture protezlerdir.	Genellikle mandibular bölgede 5 ila 7, maksiller bölgede ise 6 ila 8 implant yerleştirilmesi önerilmektedir.
HP-5	Hareketli Protez (İmplant + Doku Destekli)	İmplantlar ve yumuşak dokular tarafından birlikte desteklenen hareketli overdenture protezlerdir.	Fonksiyonel ve biyomekanik denge sağlar; total dişsizlik durumlarında yaygın olarak kullanılır.



Şekil 2.4. Sabit Protetik Restorasyonlar



Şekil 2.5. Hareketli Protetik Restorasyonlar

2.7 SP-3 Protezler

SP-3 tipi sabit protezler, sadece dişlerin değil, aynı zamanda eksik yumuşak doku yapılarının da rehabilitasyonunu hedefleyen restorasyonlardır. Bu protezler, genellikle diş kaybıyla birlikte kemik rezorpsiyonu ve yumuşak doku kaybının da bulunduğu vakalarda tercih edilir. Söz konusu kemik kayıpları, doğal rezorpsiyon süreçlerine veya implant cerrahisi sırasında uygulanan osteoplasti gibi girişimlere bağlı olarak gelişebilmektedir (Johnston 1965).

SP-3 restorasyonlar, özellikle estetik gereksinimlerin yüksek olduğu, interdental papil kaybı ve gingival konturların bozulduğu olgularda, pembe renkli materyallerle dişeti dokusunun taklit edilmesini içerir. Bu amaçla akrilik rezin, kompozit veya seramik esaslı materyaller kullanılabilir. Doğal diş anatomisinin yeniden oluşturulabilmesi için insizal kenar-mine-sement sınırı arasındaki mesafe genellikle artırılır; bu da diş boylarının uzatılmasını gerektirir (Johnston 1965).

Bu protezlerde başlıca iki restoratif yaklaşım uygulanmaktadır:

1. Metal altyapılı hibrit restorasyonlar (akrilik diş ve pembe akrilik kaide),
2. Metal-seramik restorasyonlar (porselen diş ve pembe seramik dişeti).

Metal-seramik restorasyonlar, estetik ve dayanıklılık açısından avantaj sağlasada, porselenin kırılma yapısı nedeniyle tamiri zor ve maliyetlidir. Ayrıca interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda, porselenin ideal kalınlıkta uygulanabilmesi için fazla metal yığılması gerekebilir. Bu tür olgular için daha az hacim gerektiren hibrit restorasyonlar klinik açıdan daha uygun hale gelmektedir (Misch 2004, Gowd ve ark. 2017).

Hibrit protezler ise, akrilik materyalin oklüzal kuvvetleri absorbe etme kapasitesi sayesinde, özellikle interoklüzal mesafenin fazla olduğu vakalarda tercih edilebilir. Bununla birlikte, akrilik materyalin zamanla aşınmaya ve yorulmaya yatkın olması, bu protezlerde tamir ihtiyacını artırmaktadır. Ancak bu durum, aynı zamanda bu protezlerin daha kolay onarılabilmesi açısından da avantaj sunar (Misch 2004, Gowd ve ark. 2017).

2.8 All-On-Four Konsepti

Tam dişsizlik durumlarında, dişlerin kaybına bağlı olarak meydana gelen alveolar kemik hacmindeki azalma, düşük kemik kalitesi ve özellikle posterior bölgelerde yetersiz vertikal yükseklik, implant destekli protetik tedavileri güçleştiren başlıca sınırlamalardır. Bu anatomik zorluklar, implantların ideal pozisyonda yerleştirilmesini engelleyerek tedavi planlamasını karmaşık hale getirebilmektedir (Jivraj ve Chee 2006, Patzelt ve ark. 2014). Özellikle ileri derecede atrofik alveolar kretlere sahip çenelerde, yeterli kemik hacminin sağlanamaması durumunda sinüs

augmentasyonu, greftleme ve sinir transpozisyonu gibi ileri cerrahi tekniklere başvurulması gerekebilir (Carinci ve ark. 2005, Agliardi ve ark. 2017). Ancak bu prosedürler; hasta açısından daha yüksek morbidite riski, artan maliyetler ve uzayan tedavi süreleri gibi önemli dezavantajlar taşımaktadır (Hinze ve ark. 2010, Agliardi ve ark. 2010, Agliardi ve ark. 2017). Bu nedenle, cerrahi karmaşıklığın azaltılması ve hasta konforunun artırılması amacıyla, mevcut kemik yapısına uygun alternatif implant yerleşim protokollerinin değerlendirilmesi klinik açıdan önem arz etmektedir.

Greftleme işlemleri; maliyeti artırması, tedavi süresini uzatması ve birden fazla cerrahi girişim gerektirmesi nedeniyle çeşitli dezavantajlar barındırmaktadır. Bu sınırlamaları aşmak amacıyla, mevcut kemik hacmini en verimli şekilde kullanmaya yönelik olarak implantların açılı yerleştirildiği alternatif protokoller geliştirilmiştir. Bu yaklaşımlardan biri olan All-on-Four konsepti, ilk olarak 1993 yılında Dr. Paulo Maló tarafından ortaya atılmış, 2003 yılında ise Maló ve arkadaşları tarafından klinik olarak tanımlanarak uygulanmaya başlanmıştır (Maló ve ark 2003). Bu konsept, tam dişsiz hastalarda posterior bölgedeki greft ihtiyacını ortadan kaldırmak amacıyla, anterior bölgeye yerleştirilen iki aksiyel implant ile posterior bölgeye 30–45 derece açılı iki implant yerleştirilmesini esas almaktadır. Açılı distal implantlar ile dört implant üzerinde sabit protez yapımını esas alan bu konsept, özellikle posterior bölgede kemik kaybı olan olgularda greft ihtiyacını ortadan kaldırmayı hedeflemektedir (Asawa ve ark.2015).

İmplantların biyomekanik açıdan stabilitesinin sağlanabilmesi için yerleştirme torkunun genellikle 35–45 Ncm aralığında olması önerilmektedir. Ayrıca, kantilever uzunluğunu minimize etmek amacıyla posterior implantların mümkün olan en distal bölgeye yerleştirilmesi hedeflenir. Literatürde yapılan çalışmalar, 15° ve 30° açılılandırılmış distal implantların aksiyel implantlara benzer stres dağılımı gösterdiğini, ancak 45° açı ile yerleştirilen implant çevresinde stres birikiminin belirgin şekilde arttığını göstermektedir (Begg ve ark. 2009, Sannino 2015). Bu nedenle, 30 dereceyi aşan açılılandırmalarda implantların rijid splintleme ile desteklenmesi biyomekanik denge açısından önerilmektedir (Malo ve ark.2007).

2.8.1 All-On-Four Konseptinin Endikasyon ve Konterndikasyonları

Tablo 2. 1. All-on-four endikasyonları ve kontrendikasyonları

Endikasyonlar	Kontrendikasyonlar
Genel sağlık durumu cerrahiye uygun ve sistemik olarak stabil olan hastalar	Sistemik hastalıkları nedeniyle cerrahiye uygun olmayan bireyler
Ağız hijyeni yeterli olan bireyler	İleri derecede yetersiz oral hijyen
Mandibula ve maksillada, en az 10 mm uzunluğunda implant yerleşimi için yeterli kemik hacmi	Yetersiz kemik hacmi, düzensiz veya ileri derecede atrofik alveolar kret
En az 5 mm kemik genişliği; maksiller anterior bölgede 10 mm ve mandibulada 8 mm vertikal yükseklik	Düşük kemik yoğunluğu nedeniyle primer stabilitenin sağlanamaması
Primer stabiliteyi sağlayacak kemik kalitesi (35–45 Ncm tork uygulanabilirliği)	İmplant yerleşimini engelleyen pozisyonda dişlerin varlığı
Abutment, altyapı ve protetik restorasyon için en az 20 mm interark mesafesi	Protetik bileşenlere yetersiz yer sunan interark mesafe
İmplantların doğru yerleştirilmesine olanak tanıyan yeterli ağız açıklığı (>50 mm)	Ağız açıklığının 50 mm'den az olması gibi cerrahi erişimi kısıtlayan durumlar
Posterior bölgede greftleme ihtiyacını azaltacak düzeyde mevcut kemik yapısının bulunması	Aşırı parafonksiyonel alışkanlıkların (ör. bruksizm) varlığı

(Jensen ve ark. 2010, Ho 2012, Taruna ve ark. 2014, Bhardwaj ve ark. 2014, Malo ve ark. 2011)

2.8.2 All-On-Four Konseptinin Avantajları

1. Anatomik sınırlamalardan kaçınma olanağı sunar: Açılı posterior implantlar sayesinde mandibular kanal veya maksiller sinüs gibi anatomik yapılarla çakışma riski azaltılır.
2. Uzun implant kullanımı ile artan kemik desteği: Açılı yerleştirilen distal implantlar, daha iyi kemik kalitesine sahip bölgelerde daha uzun implantların yerleştirilmesini mümkün kılar ve bu sayede kemik ankrajı artar.
3. Posterior kantilever uzunluğunun azalması: Distale eğimli implantlar, protez üzerindeki kantilever mesafesini kısaltarak biyomekanik yükleri dengeler.
4. Kemik greftine olan ihtiyacın ortadan kaldırılması: Açılı implant yerleşimi, greft gerektirmeksizin mevcut kemik hacminin maksimum düzeyde kullanılmasını sağlar, böylece cerrahi müdahale basitleşir.
5. Primer stabilitenin artırılması: Özellikle bikortikal destek sağlandığında, implantın primer stabilitesi belirgin şekilde artar ve bu da immedat yükleme için uygun zemin oluşturur.

6. İmplant sayısının azalması ile daha düşük maliyet ve hızlı işlem süresi: Sadece dört implant ile tam ark restorasyon sağlanabilmesi tedavi sürecini kısaltır ve toplam maliyeti düşürür.
7. Daha kolay hijyen sağlanması: Açılı implant yerleşimi, implantlar arasında daha geniş mesafe oluşturur ve bu durum hastalar için temizlik işlemlerini kolaylaştırır.
8. Estetik, fonetik ve fonksiyonun hemen sağlanması: Konseptin immedat yüklemeye uygun yapısı, hastaların kısa sürede sabit protezlerine kavuşmalarını sağlayarak yaşam kalitelerini artırır.
9. Yüksek başarı oranları ve biyomekanik stabilite: Uygun vaka seçiminde, All-on-Four sistemi ile uzun dönemli başarı oranları yüksektir ve oklüzal kuvvetlerin dengeli dağılımı sağlanır.
10. Hasta memnuniyetinin artması: Tedavi süresinin kısılması, cerrahi işlemlerin basitleşmesi ve estetik sonuçların hızla elde edilmesi sayesinde hasta memnuniyeti artar (Ho 2012, Francetti ve ark. 2015, Pozzi ve ark. 2016, Bhering ve ark. 2016, Horita ve ark. 2017).

2.8.3 All-On-Four Konseptinin Dezavantajları

1. Artan maliyet: Cerrahi rehberlerin kullanımı, özel protetik bileşenler ve ileri görüntüleme tekniklerine duyulan ihtiyaç, tedavi maliyetini geleneksel implant uygulamalarına göre artırabilir.
2. Hekim deneyimi ve teknik beceri gereksinimi: Hem cerrahi hem de protetik aşamalar, özel bilgi ve dikkat gerektiren hassas işlemler içerir. Uygulama sırasında yapılacak hatalar tedavi başarısını olumsuz etkileyebilir.
3. Cerrahi öncesi ayrıntılı planlama zorunluluğu: Özellikle rehberli cerrahi planlanıyorsa, KIBT ve dijital planlama yazılımları kullanılarak detaylı hazırlık yapılması gerekir.
4. Hijyenin ihmal edilememesi: İmmedat yüklenen sabit protezlerin varlığı, hastalarda titiz bir ağız bakım rutini gerektirir. Konvansiyonel protezlere kıyasla oral hijyen gereksinimi daha yüksektir.
5. Kantilever uzunluğu sınırlıdır: Posterior implantların açılı yerleşimine rağmen, biyomekanik nedenlerle kantilever mesafesi belirli sınırların üzerinde

uzatılamaz; bu durum bazen ark genişliğinin sınırlı restorasyonu ile sonuçlanabilir.

6. Bazı olgularda splintleme gerekliliği: Açılı implantlar üzerine immedat yükleme planlandığında, sistemin bütünlüğünü sağlamak amacıyla implantların birbirine splintlenmesi gerekebilir.
7. Kompleks vakalarda alternatif tedavi seçenekleriyle karşılaştırmalı değerlendirme zorunluluğu: Her olgu All-on-Four için uygun olmayabilir; bu nedenle hasta seçimi titizlikle yapılmalıdır (Misch 1990, Malo ve ark. 2011, Taruna ve ark. 2014, Pozzi ve ark. 2016, Horita ve ark. 2017).

2.10 İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Tasarımlar

İmplant tedavisinin temel amacı, tam çene hareketli protezlerin kullanımını minimize etmek ya da bu tür protezlerin tutuculuğu ve stabilitesini artırmaktır. Bu doğrultuda implant destekli sabit protez uygulamaları ön plana çıkmaktadır (Thalji ve ark. 2014). Bu tür sabit restorasyonlar genel olarak iki ana yaklaşıma ayrılmaktadır. İlk yaklaşımda, döküm metal altyapı üzerine seramik kaplama içeren metal-seramik sabit protezler kullanılır (Thalji ve ark. 2014). Alternatif olarak, implant destekli hibrit protezler geliştirilmiştir (Misch 2008). Metal iskelet üzerine akrilik rezin ile tamamlanan bu restorasyonlar, başlangıçta mandibular tam protezlerin yetersiz stabilitesine bağlı sorunların çözümü amacıyla tasarlanmıştır. Hangi protez türünün tercih edileceğini belirleyen en önemli unsur, hastanın ağız içi arklar arasındaki vertikal mesafe olmakla birlikte; dudak desteği, gülümseme sırasında üst dudak seviyesinin yüksekliği, konuşma esnasındaki alt dudak çizgisi ve estetik beklentiler gibi bireysel klinik parametreler de dikkate alınmalıdır (Misch 2008).

Hibrit protezlerin avantajları arasında; oklüzal kuvvetlerin etkisini azaltma, üretim sürecinin görece daha ekonomik olması ve estetik beklentileri karşılayabilmesi sayılabilir (Misch 2008). Ayrıca, rezorbe olmuş posterior maksilla bölgelerinde, açılı ve aksiyel olarak yerleştirilmiş implantların kombine kullanımıyla parsiyel dişsizlik durumlarında da etkili bir tedavi seçeneği sunmaktadır (Thalji ve ark. 2014). Bununla birlikte, bazı klinik gözlemler bu protezlerle ilişkili olarak besin birikimi, fonasyon zorlukları ve oral hijyenin idamesine dair güçlükler gibi olası komplikasyonlara da işaret etmektedir (Misch 2008).

İmplant destekli protetik restorasyonların uzun dönem başarısında, implant-abutment bileşenleri arasındaki uyumun hassasiyeti kritik bir rol oynamaktadır (Taylor ve ark. 2000, Guichet ve ark. 2000). Özellikle tam ark restorasyonlarda, protezlerin implantlara doğrudan vidalanması durumunda, ideal pasif uyumun sağlanması çoğu zaman mümkün olamamaktadır. Bu zorluk, implantların farklı açılarda yerleştirilmiş olmasından kaynaklanmakta ve tek ekseninde yerleştirilebilecek bütüncül bir yapının uygulanmasını engellemektedir (Karl ve ark. 2004).

İmplant açılarındaki farklılıkları telafi edebilmek ve tek parça restorasyonun transmukozal abutmentlere uygun şekilde oturmasını mümkün kılmak için konik bağlantılı transmukozal abutmentler tercih edilebilmektedir. Her iki teknik de protezin gerektiğinde çıkarılmasına olanak tanımaktadır; ancak segmentasyon esaslı yaklaşım, laboratuvar sürecini sadeleştirerek maliyet avantajı da sunmaktadır.

İmplant destekli sabit protetik restorasyonlarda kullanılan altyapılar, fonksiyonel yükleri etkin biçimde karşılayabilmek için yeterli rijitliğe sahip olmalıdır. İmplantların kemikle rijit bir şekilde birleştiği varsayıldığında, oluşan stresin özellikle arktaki en distal abutmentler veya yalnızca posterior bölgeler üzerinde yoğunlaştığı görülmektedir. Bu stres birikimi, yetersiz tasarlanmış altyapılarda yapısal bütünlüğün bozulmasına yol açabilmektedir. Çiğneme ve ısırma sırasında oluşan fonksiyonel yüklerin dengeli bir şekilde dağılması, kantilever uzantılarının elastik deformasyon kapasitesi ile kısmen sağlanabilsede, bu tür uzantılar aynı zamanda yük taşıyan alanlarda gerilimi artırarak yapısal zayıflığa neden olabilir. Oluşacak komplikasyonların görülme olasılığı, uygun biyomekanik prensiplere dayalı tasarım yaklaşımlarının benimsenmesiyle önemli ölçüde azaltılabilir (von Gonten ve ark. 1995).

Kantileverin yüksekliği, kalınlığı ve uzunluğu, yük aktarımı ve stres dağılımı açısından belirleyici parametrelerdir. Bu tür uzantılarda oluşan deformasyonun miktarı, kantileverin uzunluğu ile doğru; yüksekliği ve genişliği ile ters orantılıdır. Özellikle uzunluk arttıkça, bükülme eğilimi dramatik bir şekilde artış göstermektedir. Ayrıca, kantilever üzerindeki deformasyon yalnızca geometrik faktörlere değil; aynı zamanda uygulanan oklüzal yükün büyüklüğüne ve kullanılan altyapı materyalinin elastisite modülüne de bağlıdır. Elastik modülü düşük olan materyaller, aynı yük altında daha

fazla deformasyona uğrama eğilimindedir. Bu nedenle hem biyomekanik stabilite hem de uzun dönem klinik başarı açısından, kantileverlerin tasarımı sırasında hem materyal özellikleri hem de yapısal boyutlar dikkatle değerlendirilmelidir (Branemark 1985).

2.10.1 Toronto Protezler

İmplant ile protetik restorasyon arasındaki bağlantılar; vida tutuculu, siman tutuculu ya da her iki yöntemin bir arada kullanıldığı hibrit sistemler şeklinde sınıflandırılabilir. Vidalı ve simante bağlantı yöntemleriyle ilgili yapılan karşılaştırmalı çalışmalar, bu iki yaklaşımın kendine özgü avantajlar sunduğunu ortaya koymuştur (Michalakakis ve ark. 2003, Chee ve Jivraj 2006, Lee ve ark. 2010). Vidalı sistemlerin en belirgin üstünlüğü, restorasyonun gerektiğinde zarar vermeden geri alınabilirliğini sağlaması iken; simante sistemlerin, implant-abutment birleşim bölgesinde daha iyi pasif uyum sağladığı ve estetik açıdan daha başarılı sonuçlar verdiği (mimetik etki) bildirilmiştir. Bu iki tekniğin avantajlarını bir araya getirme gereksinimi, klinisyenleri hem vida hem de siman tutuculu bağlantı unsurlarını içeren kombine yaklaşımlara yönlendirmiştir (Preiskel ve Tsolka 2004).

“Toronto protezi” terimi, 1980’li yılların başlarında Toronto Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. George Zarb tarafından tanıtılan klinik ve laboratuvar tekniklerinin, endeksli olmayan bir İtalyan diş hekimliği dergisinde yayımlanmasına dayanmaktadır. Bu yöntem, Toronto Üniversitesi’ndeki araştırma ekibinin sabit tam ark protezlerin altyapı tasarımına yönelik geliştirdiği protokolleri içermekteydi. Söz konusu yöntem, Avrupalı araştırmacılar tarafından bilimsel toplantılarda “Toronto Bridge” olarak adlandırılarak literatüre bu şekilde yansıtılmıştır (Montero ve ark. 2012). Ancak zamanla, George Zarb liderliğindeki Toronto Grubu’nun implant protezlerine ilişkin metodolojileri genişletmesiyle birlikte, farklı teknik yaklaşımlar da “Toronto Bridge” veya “Toronto Prosthesis” isimleriyle anılmaya başlanmıştır.

Toronto Bridge yaklaşımının en önemli avantajlarından biri, implantların çıkış açılarını düzeltme imkânı sunmasıdır. Bu teknik, yeterli koniklikte frezelenmiş abutmentler aracılığıyla kronların geçici simanlarla tutundurulmasına olanak tanır ve böylece gerektiğinde protezin kolayca çıkarılabilmesini sağlar. Ancak bu sistemin laboratuvar işlemleri daha karmaşıktır ve dolayısıyla maliyetleri, konvansiyonel akrilik

hibrit overdenture'lara veya transmukozal abutmentlar üzerine uygulanan çoklu simante ya da vidalı köprü protezlerine kıyasla daha yüksektir.

Bu tür protez tasarımları, özellikle estetik gereksinimlerin karşılanması için güç olduğu klinik durumlarda ve interoklüzal mesafenin artış gösterdiği vakalarda tercih edilmektedir. Uzun süreli diş eksikliği yaşayan veya tam protez kullanım öyküsü olan bireylerde interoklüzal mesafenin artması sıkça karşılaşılan bir durumdur (Nematollahi ve ark. 2018, Siadat ve ark. 2018).

Bu protetik yaklaşım hem tek diş eksikliklerinin hem de kısmi veya tam dişsizlik gösteren arkların rehabilitasyonunda kullanılabilir niteliktedir (Rajan ve Gunaseelan 2004, Uludag ve ark. 2008, Baig ve ark. 2009, Beyabanaki ve ark. 2017). Ayrıca farklı altyapı materyalleri ile uyumlu olarak üretilebilmekte ve klinik gereksinimlere göre özelleştirilebilmektedir. Estetik bütünlüğün sağlanması amacıyla, altyapının gingival bölgesine dişeti tonunda kompozit rezin ya da porselen malzemelerle kaplama (veneering) yapılabilmesi de mümkündür (Nematollahi ve ark. 2018).

2.11 İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Materyaller

2.11.1 Titanyum

Titanyum (Ti) ve titanyum alaşımları hem dental implantların hem de sabit ve hareketli protezlerin altyapı materyali olarak geniş bir kullanım alanına sahiptir. Bu materyaller; yüksek korozyon direnci, mükemmel biyouyumluluk, düşük yoğunluğu ve tatmin edici mekanik dayanım özellikleri sayesinde, 1950'li yıllardan bu yana "olağanüstü metal" olarak nitelendirilmektedir (Drago ve Howell 2012, Uzun ve Bayındır 2010, Hanawa 2022).

Günümüzde CAD/CAM sistemleri, döküm ve frezelenmiş blok teknolojileri sayesinde titanyum, yalnızca implant gövdeleri ve bileşenlerinde değil, aynı zamanda sabit protez altyapılarında da başarıyla kullanılmaktadır (Hanawa 2022). Özellikle hibrit protezlerde altyapı materyali olarak tercih edilmesinin nedeni, iyi mekanik özellikleri ve alternatif metallere kıyasla daha ekonomik olmasıdır (Junior ve ark. 2015, Hanawa 2022).

Düşük termal ve elektrik iletkenliği sayesinde restorasyonlarda termal hassasiyetin azaltılmasına katkı sağlamasıdır. Ayrıca, saf titanyumun işlenebilirliği

yüksek olup, farklı klinik endikasyonlara uygun olarak şekillendirilebilmektedir. Mekanik ve fiziksel özelliklerinin iyileştirilmesi amacıyla titanyum alaşımlarına az miktarda demir, azot veya oksijen gibi elementlerin eklenmesi, bu materyalin performansını daha da artırmaktadır (Stricker ve ark. 2022).

2.11.2 Zirkonya

Zirkonyum (Zr), zirkonyum elementinin oksijenle bileşik oluşturmuş halidir ve diş hekimliğinde kullanılan en güçlü seramik materyaller arasında yer almaktadır. Ana bileşeni olan zirkonyum, doğada serbest halde değil, en yaygın olarak zirkonyum dioksit (ZrO_2) ve zirkonyum silikat ($ZrSiO_4$) mineralleri şeklinde bulunur. Zirkonyum dioksit, aynı zamanda "zirkonya" ya da keşfini yapan Joseph Baddeley'in adıyla "baddeleyit" olarak da anılmaktadır (Christel ve ark. 1989, Guazzato ve ark. 2004, Kelly 2004).

Zirkonya, yüksek mekanik dayanımı, biyouyumluluğu, korozyona karşı direnci, düşük plak birikimi ve estetik görünümü sayesinde, özellikle son yıllarda diş hekimliğinde yaygın olarak tercih edilen bir biyomalzeme haline gelmiştir (Abduo 2014, Chevalier 2006). Zirkonyum oksit yüzeyi, hava ya da solüsyonlarla temas ettiğinde hızla oksitlenerek bir koruyucu oksit tabakası oluşturur ve bu tabaka materyalin korozyona karşı direncini artırır (Piconi ve Maccauro 1999, Malkoc ve ark. 2009).

Zirkonya, polimorfik bir yapıya sahiptir ve üç kristal fazda bulunabilir: monoklinik, tetragonal ve kübik. Oda sıcaklığında zirkonya genellikle monoklinik fazdadır, ancak bu faz diş hekimliğinde yeterince stabil olmadığından yttria ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristaller (Y-TZP) tercih edilir (Drago ve Howell, 2012). İtiryum oksit (Y_2O_3) katkısı, zirkonyumun oda sıcaklığında tetragonal fazda kararlı kalmasını sağlar ve böylece çatlak ilerlemesini sınırlayarak kırılma tokluğunu artırır (Alves ve ark. 2022).

Y-TZP materyalleri, düşük ısı ve elektrik iletkenliği, yüksek eğilme direnci (900–1400 MPa) ve kırılma tokluğu ($5–10 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$) ile tanımlanır (Christel ve ark. 1989, Guazzato ve ark. 2004). Bu özellikleri sayesinde, paslanmaz çeliğe benzer mekanik davranışlar gösterir ve dental seramikler arasında en güçlü malzeme olarak öne çıkar (Malkondu ve ark. 2016).

Y-TZP'nin başka bir özelliği de çatlak ilerlemesine karşı kendiliğinden geliştirdiği direnç mekanizmasıdır. Materyal yüzeyinde bir çatlak oluştuğunda, çatlak ucundaki gerilme yoğunluğu, tetragonal kristal yapıların monoklinik faza dönüşümünü tetikler. Bu dönüşüm hacimsel bir genişleme ile birlikte gerçekleşir ve çatlağın ilerlediği bölge çevresinde basınç gerilmesi oluşturarak, mevcut çekme gerilimini dengeler. Bu mekanizma, zirkonyanın kırılma tokluğunu artırarak çatlakların ilerlemesini baskılar (Christel ve ark. 1989, Guazzato ve ark. 2004).

Zirkonya seramikler, klinik kullanımlarda genellikle iki formda uygulanır:

İki tabakalı restorasyonlar, zirkonya alt yapı üzerine estetik amaçlı porselenin uygulanmasıyla elde edilir. Ancak bu tip restorasyonlarda tabakalar arası bağlanma sorunları, termal gerilmeye bağlı porselen kırıkları, delaminasyon ve ufalanma gibi komplikasyonlarla karşılaşılabilir (Denry ve Kelly 2008).

Monolitik zirkonya ise tüm yapının tek blok zirkonyadan oluştuğu formdur ve son yıllarda bu materyale olan eğilim artmıştır. Bu yaklaşım hem dayanıklılık hem de maddesel kayıpların azaltılması açısından avantaj sağlamaktadır (Denry ve Kelly 2008).

2.11.3 Poliaril Eter Ketonlar (PAEK)

PEEK (Polietereterketon) ve PEKK (Polieterketonketon) gibi materyaller, mühendislik polimerleri grubunda yer almakta olup (Fink 2008), implant altyapılarında metal alaşımlar ve zirkonya gibi geleneksel materyallere alternatif olarak geliştirilmiştir.

PAEK implant yapılarına biyofilm oluşumu, zirkonya veya titanyum implant bileşenlerine kıyasla daha düşük bulunmuştur (Costa-Palau ve ark. 2014, Zeller ve ark. 2020).

2.11.3.1 Polietereterketon (PEEK)

PEEK (Polietereterketon), uzun yıllardır kullanılan sentetik, polimerik bir materyal olup, son yıllarda metal alaşımlarına alternatif yeni bir restoratif malzeme olarak öne çıkmıştır (Najeeb ve ark. 2016). Modifiye edilmiş bir termoplastik ve organik polimer olan PEEK, %20 oranında seramik dolgulu yapıya sahiptir (Najeeb ve ark. 2016). Yarı kristal bir yapıya sahip olan bu yüksek performanslı polimer, özellikle korozyon direnci, elektrik iletmezliği, radyolüsenlik, yüksek sıcaklık stabilitesi, düşük

plak tutunumu, hafiflik, su emilimine karşı direnç ve biyouyumluluk gibi üstün özellikleri sayesinde diş hekimliği alanında tercih edilmektedir (Haleem ve Javaid 2019, Jin ve ark. 2019).

PEEK'in elastisite modülünün (3–4 GPa) insan kemik dokusuna oldukça yakın olması, onu dental uygulamalarda ideal bir seçenek haline getirmektedir (Kurtz 2012, Najeeb ve ark. 2016). Aynı zamanda dayanıklılığı ve korozyona karşı gösterdiği yüksek direnç de önemli avantajları arasında yer almaktadır. Metal altyapılara kıyasla daha üstün performans göstermesi, şok absorpsiyonu ve düşük ağırlıkta yüksek dayanıklılık sergileme kabiliyeti, PEEK'in protez materyali olarak kullanımını desteklemektedir (Kurtz 2012).

Bu polimer, yüksek sıcaklıktaki termal strese karşı önemli bir deformasyon yaşamadan direnç gösterebilmekte, düşük çözünürlük oranı (%0,5) sayesinde suya karşı yüksek dayanıklılık sağlamaktadır. Aynı zamanda vücut sıvıları ile temasında biyokorozyona uğrama oranı minimum düzeydedir. Bu özellikler, PEEK'in metal iyonlarının salınımını engelleyerek sitotoksisite, alerji ve inflamasyon gibi istenmeyen biyolojik reaksiyonların önüne geçmesini mümkün kılmaktadır (Blanch-Martinez 2021).

Radyolusens yapısı nedeniyle, radyografik görüntülemelerde zirkonya ve metal alaşımlara göre daha az artefakt oluşturan PEEK, bu özelliğiyle klinik uygulamalarda önemli bir avantaj sunmaktadır (Najeeb ve ark. 2016). Ayrıca, deformasyon kabiliyeti sayesinde implant üstü protezlerde implantlara iletilen kuvvetlerin daha kontrollü bir şekilde absorbe edilmesine katkıda bulunmaktadır.

PEEK, diş hekimliğinde pek çok farklı alanda kullanılmaktadır. Hareketli protezler, endokronlar, implant destekli sabit protez altyapıları gibi restoratif uygulamaların yanı sıra, implant abutmentleri, ortodontik teller ve okluzal splint üretimi gibi farklı alanlarda da kullanım alanı bulmuştur (Najeeb ve ark. 2016, Panayotov ve ark. 2016). Ayrıca, implant materyali olarak da değerlendirilmekte ve mukozal dokularla uyumlu bir protetik materyal olduğu çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (Costa-Palau ve ark. 2014).

2.11.3.2 Polieterketonketon (PEKK)

Polieterketonketon (PEKK), aromatik halkalar arasında karbonil grupları ve eter içeren, yarı kristalize ve lineer bir termoplastik polimerdir (Sakihara ve ark. 2019). PEEK'ten farklı olarak içerdiği ek bir keton grubu, baskı dayanıklılığını %80 oranında artırmakta, daha yüksek cilalanabilirlik ve daha yüksek erime sıcaklığı sağlamaktadır (Klur ve ark. 2019). Performans gelişimi açısından piramidin en üst basamağında konumlanan PEKK, iyi boyutsal stabilite, mükemmel biyoyouyum, sterilizasyon uygunluğu, radyolüseni, yüksek şok absorpsiyonu, düşük özgül ağırlık, mükemmel aşınma direnci ve yüksek yorgunluk dayanımı gibi birçok üstün özelliğe sahiptir (Fokas ve ark. 2019; Oh ve ark. 2018).

PEKK, yüksek performanslı polimerlerinden biri olup, iyi biyoyouumluluğu ve mekanik özellikleri nedeniyle tıbbi alanda greft materyali olarak da kullanılmaktadır. Ayrıca ortopedik uygulamalarda uzun dönem başarısı kanıtlanmış ve titanyuma alternatif bir materyal olarak kabul edilmiştir (Lee ve ark., 2017). Elastisite modülü yüksek olan zirkonya, titanyum ve kobalt-krom alaşımları gibi materyallerin implant destekli protetik altyapılarda aşırı stres oluşumuna sebep olduğu gösterilmiştir. Buna karşın PEKK, kemiğe ve doğal dişe benzer elastisite modülü sayesinde kolay pasif uyum sağlamak, şok absorpsiyonu ve stres dağılımında avantaj sunmaktadır (Han ve ark. 2016).

PEKK, iyi biyolojik özellikleriyle dikkat çekmiş ve metal alerjisi olan hastaların rehabilitasyonunda bir alternatif olarak kullanılmıştır (Alqurashi ve ark. 2021). Bir hayvan modelinde yapılan çalışmada PEKK'in, Polimetil Metakrilat'a (PMMA) kıyasla daha düşük inflamatuvar yanıt oluşturduğu bildirilmiştir (Moore ve ark. 1997). PEKK'in içeriğindeki %20 oranındaki titanyum dioksit partikülleri ve ek keton grubu, PEEK'e kıyasla %80 daha yüksek basınç dayanımı ve daha iyi yorulma özellikleri kazandırmaktadır (Dawson ve ark. 2018, Alsadon ve ark. 2020, Attia ve Shokry 2020).

PEKK, yüksek stres taşıyan bölgelerde kalıcı altyapı materyali olarak umut verici performans göstermiştir (Elmougy ve ark. 2018, Amelya ve ark. 2019). Han ve ark. (2016), PEKK altyapı kullanımını tam dişsiz maksilla ve parsiyel dişsizlik

gösteren mandibula vakalarında bildirmiştir. Altyapılarda pasif uyum sağlandığı ve kısa dönem takiplerde patolojik bir bulgu veya protetik komplikasyon gözlemlenmediği rapor edilmiştir (Han ve ark. 2016).

Ancak, PEKK'in gri renkli olması nedeniyle estetik restorasyonlarda üzerine kaplama yapılması gereklidir. PEKK, seramik (Han ve ark. 2016, Elmougy ve ark. 2018, Amelya ve ark. 2019), kompozit rezin (Han ve ark. 2016, Lee ve ark. 2017, Amelya ve ark. 2019, Alsdon ve ark. 2020) veya akrilik rezin (Han ve ark. 2016, Stawarczyk ve ark. 2017, Alsdon ve ark. 2020) ile kaplanabilir. Hem vida ile hem de simante şekilde sabitlenebilen implant destekli sabit protez altyapılarında PEKK başarıyla kullanılmıştır (Oh KC ve ark. 2018). Akrilik rezin ile kaplanmış PEKK altyapılar, düşük elastisite modüllü kaplama materyallerinin şok absorpsiyon kapasitesi nedeniyle stres dağılımına olumlu katkı sağlayabilmektedir (Gracis ve ark. 1992, Çiftçi 2000, Zoidis 2018).

Anatomik 3 üyeli PEKK altyapılar üzerine yapılan lityum disilikat kaplamaların, kompozit rezinle kaplananlara göre daha yüksek kırılma yükü değerlerine sahip olduğu bildirilmiştir (1526 N vs. 1069 N) (Amelya ve ark. 2019). Bu bulgular, PEKK altyapının yüksek dayanımlı cam-seramik kaplamalarla birlikte posterior bölge restorasyonlarında kullanılabileceğini desteklemektedir (Amelya ve ark. 2019). Ayrıca PEKK'in monolitik restorasyonlarda da etkili bir yük taşıma kapasitesi gösterdiği ve posterior bölge tek üyeli kuronlar için uygun bir materyal olabileceği belirtilmiştir (yük taşıma kapasitesi: 2037 N) (Elmougy ve 2018).

SESA ile yapılan çalışmalarda PEKK'in düşük elastik modülü nedeniyle kendi üzerinde daha az, kaplama materyali üzerinde ise daha fazla stres oluşturduğu gösterilmiştir (Lee ve ark. 2017). Bununla birlikte, PEKK altyapıların bükülme hareketlerinin daha fazla olduğu ve implantlar üzerine daha fazla bükülme kuvveti ilettiği rapor edilmiştir (Lee ve ark. 2017). Yine de bu sonuçlar yalnızca simülasyon temelli verilerle sınırlıdır ve PEKK'in kemik üzerindeki gerçek stres etkisi konusunda henüz fikir birliği bulunmamaktadır (Lee ve ark. 2017).

Genel olarak, PEKK ile ilgili yayınlanan çalışmalar olgu bildirimleri (Han ve ark. 2016, Oh Kc ve ark. 2018, Alqurashi ve ark. 2020) ve sonlu elemanlar analizleri

(Lee ve ark. 2017, Bae ve ark. 2017, Alsdon ve ark. 2020, Alqurashi ve ark. 2020) ile sınırlı olup, uzun dönem klinik performans verileri ve yük taşıma kapasiteleri konusunda ileri klinik araştırmalara ihtiyaç olduğu vurgulanmaktadır.

2.11.4 Fiberle Güçlendirilmiş Rezin Materyaller

Yeni nesil CAD-CAM üretilen fiber takviyeli kompozit rezin materyaller (FRC'ler), çok yönlü cam fiber interlacing yapıları sayesinde şok emici özellik göstermekte, düşük elastik modülleri ve yüksek bükülme dirençleri ile implant destekli sabit protez altyapılarında başarıyla kullanılmaktadır (Erkmen ve ark. 2011, Yılmaz ve ark. 2019, Suzaki ve ark. 2020). Metal altyapılar, rijit yapıları sebebiyle çiğneme kuvvetlerini doğrudan kemiğe iletirken (Erkmen ve ark. 2011), FRC altyapılar çiğneme sırasında enerjiyi absorbe ederek peri-implant kemikteki stresi azaltmaktadır (Erkmen ve ark. 2011, Passaretti ve ark. 2018).

Metal alaşımların termal, mekanik, elektriksel, alerjik, biyolojik ve estetik uyumsuzlukları, araştırmacıları metalik olmayan biyomalzemelere yönlendirmiştir. Geliştirilen fiber takviyeli rezin materyaller (Trinia), ağırlık açısından Zr ve Cr-Co alaşımlarından daha hafif olup, gerilme dayanımı Zr'ya eşit, bükülme ve basınç dayanımı ise Cr-Co alaşımları ile kıyaslanabilir düzeydedir (Seemann ve ark. 2015, Ewers ve ark. 2017). Trinia, %60 oranında çok yönlü ve katmanlı cam fiber ve %40 epoksi rezin içerir; yanıcı değildir, biyouyumludur ve hafif bir materyaldir (Biris ve ark. 2017).

Bir diğer yeni nesil CAD-CAM fiber takviyeli materyal olan Trilor (Bioloren), çok yönlü cam fiberlerin epoksi rezin matrisi içinde entegre edilmesiyle geliştirilmiştir (Yılmaz ve ark. 2019). Trilor hem kuru hem de ıslak frezleme ile işlenebilmekte olup, tekli kronlardan tam ark implant destekli sabit protezlere kadar geniş bir kullanım alanına sahiptir (Cevik ve ark. 2022). Yapılan çalışmalarda, frezleme yönünün değiştirilmesinin Trilor'un bükülme direnci ve yüzey özellikleri üzerinde etkili olduğu, özellikle çapraz yönde frezlenen örneklerin dikey yönde kılma kıyasla üç kat daha yüksek bükülme direnci gösterdiği bildirilmiştir (Ruschel ve ark. 2018). Ayrıca, 10 mm'lik cantilever mesafesi olan Trilor iskeletlerin yük-kırılma değerleri (2817.05 N), Trinia ve diğer polimer esaslı materyallere göre daha yüksek

bulunmuş, Ti-base kullanımı ile bu değerlerin daha da arttığı gösterilmiştir (Yılmaz ve ark. 2019).

Sonuç olarak, Trinia ve Trilor gibi yeni nesil fiber takviyeli kompozit materyaller, implant destekli sabit protez uygulamalarında geleneksel metal altyapılara etkili bir alternatif sunmakta; biyomekanik performans, estetik uyum ve biyolojik entegrasyon açısından başarılı sonuçlar sağlamaktadır.

2.12 Stres Analiz Yöntemleri

Ağız içerisindeki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler; kemik, yumuşak doku, diş ve dental materyaller üzerinde çeşitli streslerin meydana gelmesine yol açmaktadır. Bu streslerin oluşum bölgelerinin tespit edilmesi ve analiz edilmesi, restoratif uygulamaların başarısını artırmaya yönelik iyileştirme çalışmalarında temel bir aşamayı oluşturmaktadır (Ramoğlu ve Ozan 2014, Ramoğlu 2016). Bu nedenle, dental restorasyonlar, kemik ve implantlar üzerindeki stresleri değerlendirmek için çeşitli stres analiz yöntemleri geliştirilmiş ve diş hekimliği alanında uygulanmaya başlanmıştır.

Stres analiz yöntemleri, bir cisme uygulanan kuvvetlerin cisim içerisindeki hangi bölgelerde yoğunlaştığını ve bu kuvvetlerin birimlere nasıl dağıldığını inceleyen, aynı zamanda cisimlerin dayanıklılığını artırmak için gerekli yapısal iyileştirmeleri öngörmemizi sağlayan yöntemlerdir (Tanne ve ark. 1987, Ramoğlu ve Ozan 2014). Özellikle kemik, implant, diş ve çevre yumuşak dokular üzerinde oluşan streslerin belirlenmesinde önemli bir yer tutmaktadır. Bu yöntemler sayesinde, bir materyalin maruz kaldığı kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgeler önceden tespit edilebilmekte ve klinik kullanım sırasında materyalin dayanıklılığını artırmak için gerekli önlemler alınabilmektedir (Adıgüzel 2010).

Tablo 2. 2. Diş hekimliğinde kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

Yöntem	Açıklama
Fotoelastik Stres Analizi	Saydam dental modellerin polarize ışıkla incelenmesiyle, stres dağılımı renkli saçaklar (izokromatik) şeklinde gözlemlenir. Özellikle diş ve protez çevresindeki streslerin değerlendirilmesinde kullanılır. Düşük maliyetli ve görsel bilgi sağlar; ancak in vivo kullanıma uygun değildir.
Gerilim Ölçer (Strain Gauge)	Malzeme üzerine yerleştirilen elektriksel dirençler, kuvvet uygulandığında direnç değişimlerini ölçer ve stres değerleri hesaplanır. Nicel veri sağlar ve in vivo analizlerde kullanılabilir; fakat küçük yüzeylerde uygulaması zordur.
Kırılğan Vernik Yöntemi	Yüzeye uygulanan özel vernik, yüklemeye sonrası çatlayarak stresin yoğun olduğu bölgeleri ortaya çıkarır. Görsel analiz imkânı sunar ancak sayısal veri sağlamaz.
Holografik İnterferometri	Lazerle elde edilen holografik görüntüler aracılığıyla nanometre düzeyindeki yüzey deformasyonları kaydedilir. Temassız ve çok hassas bir yöntemdir, ancak çevresel koşullara duyarlıdır (Ulusoy 2003).
Termografik Stres Analizi	Kuvvet uygulamasıyla malzemede oluşan ısısal değişiklikler, termal kamera ile ölçülerek stres bölgeleri tespit edilir. Yüzeysel ve hızlı analiz sunar.
Radyotelemtri	Kablosuz veri aktarımıyla stres ölçümleri yapılır. Sistem; verici, alıcı ve gerilim yükseltici gibi bileşenlerden oluşur. Kablo gereksinimi olmadan dinamik veri sağlar; ancak teknolojik altyapı gerektirir.
Sonlu Elemanlar Analizi (FEA/SEA)	Anatomik yapıların sanal modelleri oluşturularak bilgisayar ortamında farklı yüklemeye senaryoları simüle edilir ve stres dağılımları hesaplanır. Diş, implant ve kemik gibi kompleks yapıların analizinde kullanılır. İstatistiksel anlamlılık sağlamaz ancak detaylı simülasyonlara olanak tanır.

(Geng ve ark. 2001, Ulusoy ve Ak 2003, Wakabayashi ve ark. 2008, Karl ve ark. 2009, Wen ve ark. 2014)

2.12.1 Sonlu Elemanlar Stres Analizi

Sonlu elemanlar stres analizi, fiziksel olayların analizinde ve simülasyonunda kullanılan ileri düzeyde bir sayısal analiz tekniğidir. Yapısal davranışlar, akışkanlar mekaniği, ısı iletim, dalga yayılımı ve biyolojik doku büyümesi gibi birçok fiziksel olguyu nicel olarak değerlendirmek üzere matematiksel modellere dayanır (Stein 2014). Bu yöntem, ürün tasarımında fiziksel prototiplerin gerekliliğini azaltarak, ürünlerin daha verimli ve maliyet-etkin şekilde optimize edilmesine olanak tanır.

SESA, özellikle invaziv olmayan bir analiz yöntemi olması sebebiyle, biyolojik sistemlerde mekanik kuvvetlerin etkilerini incelemeye yönelik araştırmalarda değerli bir araç haline gelmiştir. Bu yöntem, kompleks yapıların modellenmesine ve mekanik özelliklerinin değerlendirilmesine imkân sağlar. Aynı zamanda anatomik kraniofasiyal yapıların malzeme özelliklerinin belirlenmesini ve bu yapıların görselleştirilmesini mümkün kılar (Gao ve ark. 2006). SESA, uygulanan kuvvetlerin yönü, büyüklüğü ve konumunu tanımlayarak teorik olarak gerilim noktalarının hesaplanmasına da olanak

tanır (Viceconti ve ark. 2007). Fiziksel numunelere zarar vermemesi, bu yöntemi tekrarlanabilir ve güvenilir bir analiz aracı haline getirmiştir (Van Staden ve ark. 2006, Viceconti ve ark. 2007).

SESA, temel olarak herhangi bir geometrik yapının içine etkiyen gerilmeleri ve şekil değiştirmeleri analiz eden sayısal bir yöntemdir. Yapılar, düğüm noktaları ile birbirine bağlanan küçük sonlu elemanlara ayrılır. Elemanların tipi, yerleşimi ve sayısı sonuçların doğruluğunu doğrudan etkiler (Van Staden ve ark. 2006). SESA modellemesi sürecinde, uygun malzeme özellikleri, yükleme koşulları ve sınır şartları tanımlanarak simülasyon gerçekleştirilir.

Tıp ve diş hekimliği alanında SESA'nin uygulamaları giderek artmaktadır. Biyomekanik açıdan karmaşık yapıları, özellikle in vivo veya in vitro çalışılması zor olan sistemleri analiz etmek amacıyla yaygın olarak kullanılmaktadır (Geng ve ark. 2001, Gao ve ark. 2006). SESA ile dokuların hem sağlıklı hem de patolojik durumlarda farklı uyum koşulları altındaki mekanik tepkileri tahmin edilebilmekte, ayrıca yapısal değişiklikler değerlendirilebilmektedir (Dolgov ve ark. 2019, Gizzi ve ark. 2021, Heller 2022).

Diş hekimliği özelinde SESA, özellikle implant destekli protezlerin mekanik davranışlarını değerlendirmek amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır. Bu analizlerde, implant bileşenleri ve çevre kemik dokusu üzerindeki stres ve şekil değiştirme dağılımları makroskobik düzeyde incelenmektedir (Geng ve ark. 2001, Chang ve ark. 2018, Lisiak-Myszke ve ark. 2020). Ancak, mekanik yükleme sürecinde meydana gelen mikroskobik adaptif değişiklikler, kemik homeostazı ve yeniden yapılanmayı etkileyerek implant-kemik ara yüzeyinde stres dağılımının biçimini değiştirmektedir (Hansson ve ark. 1999, Hansson ve ark. 2003, Hansson ve ark. 2011). Bu etkilerin sayısal modelleme ile değerlendirilmesi, biyointegrasyonu daha iyi anlamaya ve dental implantların uzun dönem başarısını artırmaya yönelik çok disiplinli yaklaşımların önünü açmaktadır.

Günümüzde dijital görüntüleme tekniklerinin gelişmesiyle birlikte, hasta spesifik SESA modelleri oluşturmak mümkün hale gelmiştir (Pessoa ve ark. 2010, Lu ve ark. 2013). Bu sistemler, kemik yapılarını mikrodüzeyde üç boyutlu olarak

görüntüleyebilmekte ve bireye özgü kemik morfolojisi ile malzeme özelliklerinin modellenmesini sağlamaktadır. Hastanın bilgisayarlı tomografi (BT) verileri ikili formata dönüştürülerek kortikal ve spongiöz kemikleri içeren geometrik modeller oluşturulmakta; görünen yoğunluk, gözeneklilik veya kül yoğunluğu gibi parametreler kullanılarak heterojen mekanik özellikler modellenmektedir. Mevcut teknolojiler ile kemiğin anizotropik davranışının tam olarak modellenmesi mümkün olmadığından, çoğu modelde izotropik davranış varsayılmaktadır (Doblare ve ark. 2004).

Yük uygulaması ise analiz ihtiyacına göre doğrudan kemiğe ya da implanta uygulanabilir. Klinik durumda kas aktivitesi ve kraniofasial morfoloji oklüzal yükleri etkilese bile bireysel kas kuvvetlerinin modele dahil edilmesi mevcut şartlarda zordur. Bu nedenle SESA modellerinde genellikle vertikal veya oblik yükler kullanılmaktadır (O'Mahony ve ark. 2001, Liu ve ark. 2014).

2.12.1.1 Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile İlgili Temel Fizik Kavramları

Kuvvet: Bir cisme etki ederek hareket halini etkileyen, aynı zamanda yönünü ya da biçimini değiştirebilen fiziksel bir etkidir. Vektörel karakter taşıyan kuvvetin temel bileşenleri doğrultu, yön ve şiddettir; uluslararası birim sistemi (SI) kapsamındaki birimi ise Newton (N) olarak tanımlanır (Carter ve ark. 1987).

Kuvvetler, genellikle dış kuvvetler ve iç kuvvetler olarak sınıflandırılır. Dış kuvvetler, cismin dışından gelen etkiler iken; iç kuvvetler, cismin kendi parçaları arasındaki etkileşimleri ifade eder. Mekanik analizlerde, karmaşık yapıların davranışlarını anlamak amacıyla cisimler teorik olarak parçalara ayrılarak her bir bölge bağımsız eleman olarak değerlendirilir (Baumeister ve Marsk 1978).

Kuvvet uygulamaları; baskı (sıkıştırma), çekme (gerilme) ve kayma (makaslama) olmak üzere üç ana gruba ayrılır. Baskı kuvvetleri partikülleri birbirine yaklaştırırken, çekme kuvvetleri uzaklaştırır; kayma kuvvetleri ise parçacıkların birbirleri üzerinden kaymasına neden olur (Carter ve ark. 1987).

Stres (Gerilme): Bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında, bu kuvvetin etkisine karşılık cismin iç yapısında birim alanda oluşan içsel direnci ifade eder (O'Brien 2002). Vektörel bir büyüklük olmayan stresin şiddeti, uygulanan kuvvetin büyüklüğüne ve bu kuvvetin dağıldığı yüzey alanına bağlı olarak değişir (Misch 2004). Matematiksel olarak, stres " $\sigma = F / A$ " formülüyle tanımlanır; burada **F** kuvveti, **A** ise

uygulama alanını temsil eder. Uluslararası birim sistemi içinde stresin birimi Pascal (Pa) veya daha yaygın olarak kullanılan haliyle megapascal (MPa) şeklindedir (Baumeister ve Marks 1978).

Kuvvetin yönü ve uygulama şekline bağlı olarak cisimde üç temel stres tipi meydana gelebilir: sıkışma stresi, çekme stresi ve makaslama (kesme) stresi (Baumeister ve Marks 1978, Misch 2004).

- **Sıkışma stresi**, aynı doğrultuda fakat birbirine zıt yönlerde uygulanan iki kuvvetin etkisiyle cismin parçacıklarının birbirine yaklaşmasıyla oluşur.
- **Çekme stresi**, yine aynı doğrultuda fakat zıt yönlerde etki eden kuvvetlerin, cisimi uzatarak yapısal bütünlüğünü bozmasına yol açar.
- **Makaslama stresi** ise farklı düzlemlerde, paralel ve zıt yönlü kuvvetlerin cisim üzerinde kayma eğilimi yaratması sonucu oluşur (Baumeister ve Marks 1978, Misch 2004).

Diş hekimliğinde, özellikle implant uygulamaları gibi biyomekanik sistemlerde, bu stres türlerinin kemik dokusu üzerindeki etkileri önemlidir. Örneğin; kortikal kemik, sıkışma stresine karşı yüksek tolerans gösterirken, çekme ve makaslama streslerine karşı daha hassas olup bu tür yüklenmeler implant-kemik arayüzünde olumsuz etkiler yaratabilir (Misch 2004).

Stres analizi sırasında, bir cismin farklı noktalarında oluşan asal gerilimler de değerlendirilir. En yüksek pozitif stres değeri olan maksimum asal gerilim (P_{max}), gerilme etkisinin en yoğun olduğu bölgeyi; negatif değerli minimum asal gerilim (P_{min}) ise en yüksek sıkışma etkisini temsil eder. Bu değerlere göre, bir noktada hangi stres tipi daha baskınsa, o bölge o stresin etkisinde kabul edilir (Hughes 2003, Chandrupatla 2004, Bathe 2006, Wakabayashi ve ark. 2008, Srirekha ve Bashetty 2010, Ebrahimi 2010, Moaveni 2011).

Gerinim (Strain): Bir cisme kuvvet uygulandığında meydana gelen boyutsal değişimin, cismin başlangıçtaki boyutuna oranıdır ve bu oran, birimsiz bir büyüklük olarak tanımlanır (Adıgüzel 2010). Gerinim; doğrudan kuvvetin etkisiyle ortaya çıkan şekil değişimidir ve vücut yapılarının mekanik davranışlarını anlamada önemli bir parametredir.

Matematiksel olarak gerinim, **Gerinim = Boyuttaki Değişim / Başlangıç Boyutu** şeklinde ifade edilir ve çoğunlukla yüzde (%) ya da mikrogerinim (μ strain) birimleriyle tanımlanır. Örneğin, %1'lik bir gerinim, cismin başlangıç boyutunun %1'i kadar uzadığını gösterirken; 1000 mikrogerinim, %0,1'lik bir uzamaya karşılık gelir (Askeland 2003).

Gerinim, cismin verdiği tepkiye bağlı olarak elastik, plastik veya elasto-plastik karakterde olabilir.

- **Elastik deformasyon**, geçicidir; uygulanan kuvvet kaldırıldığında cisim eski şekline döner.
- **Plastik deformasyon** ise kalıcıdır ve cisim ilk formuna geri dönemez.
- **Elasto-plastik deformasyon** durumunda ise, cismin bir kısmı eski haline dönerken bir kısmı kalıcı deformasyona uğrar (Avallone ve ark. 2006).

Cisme uygulanan kuvvet, malzemenin taşıyabileceği gerilme sınırını aşarsa, bu durumda yapısal bütünlük bozulabilir ve kopma ya da kırılma meydana gelebilir. Bu nedenle mühendislik ve biyomekanik uygulamalarda, malzemenin gerinim kapasitesinin doğru belirlenmesi kritik öneme sahiptir (Avallone ve ark. 2006, Adıgüzel 2010).

Elastisite Modülü (Young's Modülü, E): Bir malzemenin elastik davranış gösterdiği sınırlar içinde, gerilmenin gerinime oranı olarak tanımlanır ve birimi genellikle gigapascal (GPa) veya kg/cm^2 şeklindedir (Adıgüzel 2010). Bu oran, bir malzemenin uzamaya karşı gösterdiği direnç yani sertlik derecesini yansıtır.

İlk kez İngiliz fizikçi Thomas Young tarafından tanımlandığı için "Young's Katsayısı" olarak da adlandırılan bu modül, şu formülle hesaplanır: $E = \text{Gerilme} / \text{Gerinim}$. Bu katsayı, her malzeme için karakteristik bir değere sahiptir. Elastisite modülü ne kadar yüksekse, ilgili malzeme uygulanan kuvvet altında o kadar az deformasyona uğrar; bu da onun daha sert ve rijit olduğunu gösterir (Geng ve ark. 2001, Chandrupatla 2003, Avallone ve ark. 2006, Shetty ve ark. 2010, Askeland ve ark. 2010). Örneğin, kompakt kemiğin elastisite modülü, yumuşak dokulara göre oldukça yüksektir ve bu değer farkı yaklaşık 6700 kat civarındadır. Bu durum, sert dokuların

mekanik yüklenmelere karşı daha dayanıklı olduğunu ve yapısal bütünlüğü korumada daha etkili olduklarını göstermektedir (Avallone ve ark. 2006, Askeland ve ark. 2010).

Poisson oranı: Bir cisme elastik sınırlar içinde çekme ya da sıkıştırma kuvveti uygulandığında, kuvvet yönündeki boyutsal değişime karşılık, kuvvet doğrultusuna dik yöndeki boyutsal değişimi tanımlayan bir orandır. Matematiksel olarak, Poisson Oranı (ν) = En yönündeki birim deformasyon / Boy yönündeki birim deformasyon şeklinde ifade edilir (Adıgüzel 2010).

Bu oran, bir malzemenin uygulanan kuvvet karşısında enine daralma ya da genişleme eğilimini gösterir. Örneğin, çekme kuvveti altında bir cismin boyu uzarken, aynı anda en kesiti daralır; bu durum, Poisson oranının pozitif değer taşıyan mutlak oran olarak tanımlanmasına neden olur (Avallone ve ark. 2006, Adıgüzel 2010).

Poisson oranı, çoğu malzeme için 0 ile 0,5 arasında değişir ve her malzeme için karakteristik bir değerdir. Yumuşak ve elastik materyaller genellikle daha yüksek Poisson oranlarına sahiptir; çünkü çekme etkisi altında enine kesitlerinde daha belirgin daralma gözlenir. Örnek olarak, gerilen bir lastiğin uzarken incilmesi bu durumu somutlaştırır (Avallone ve ark. 2006, Adıgüzel 2010, Geren ve ark. 2018).

Poisson oranı, mühendislik ve biyomekanik analizlerde, özellikle malzeme davranışlarının üç boyutlu modellenmesi ve gerinim dağılımının öngörülmesi açısından kritik bir parametredir. Bu oran sayesinde, bir ekseninde meydana gelen deformasyonun, diğer eksenlerde ne ölçüde şekil değişikliğine yol açacağı öngörülebilir (Avallone ve ark. 2006, Askeland ve ark. 2010, Adıgüzel 2010, Geren ve ark. 2018).

Von Mises Stresi: Özellikle sünek (elastik-plastik davranış gösteren) malzemelerde, şekil değiştirmenin başlamasını ve kırılma riskini öngörmek amacıyla kullanılan teorik bir kriterdir. Bu değer, farklı yönlerde uygulanan gerilmelerin bileşkesi olarak kabul edilir ve karmaşık gerilme durumlarının tek bir eşdeğer gerilme değeriyle temsil edilmesini sağlar (Geren ve ark. 2018).

Von Mises gerilmesi, üç eksenli gerilme durumunu, tek eksenli bir çekme testiyle kıyaslanabilir hâle getirerek, bir malzemenin akma sınırına ulaşım

ulaşmadığını belirlemede kullanılır. Böylece, elastik sınırların dışına çıkılmadan önce malzemede şekil değişimi riskinin olup olmadığı anlaşılır. Bu nedenle mühendislik uygulamalarında, özellikle sonlu elemanlar analizinde (FEA), yapısal güvenilirliğin değerlendirilmesinde temel parametrelerden biridir (Adıgüzel 2010, Geren ve ark. 2018).

Von Mises kriteri, asal gerilmeler kullanılarak hesaplanan bir ifadedir ve genellikle renk skalası üzerinden görsel olarak analiz edilir. Renk değişimleri, yapının farklı bölgelerindeki gerilme yoğunluğunu göstererek, en riskli noktaların belirlenmesine olanak tanır (Adıgüzel 2010).

Homojen cisimler, İzotropik, Anizotropik:

Homojen cisimler, tüm hacmi boyunca fiziksel ve kimyasal özellikleri sabit kalan yapılardır. Bu tür malzemelerde yoğunluk, elastisite modülü veya termal iletkenlik gibi karakteristik özellikler, cismin her noktasında aynıdır (Moaveni 2011).

İzotropik malzemeler, uygulanan kuvvet yönünden bağımsız olarak her doğrultuda aynı mekanik özellikleri sergileyen yapılardır. Bu tür malzemelerde elastik modül, gerinim ve stres gibi değerler tüm eksenlerde sabit olup, mekanik cevap yön bağımsızdır. Yani, üç boyutlu uzayda herhangi bir yönde kuvvet uygulandığında malzeme benzer şekilde tepki verir (DeTolla ve ark. 2000).

Anizotropik malzemeler ise, yapısal yönelime bağlı olarak farklı doğrultularda farklı fiziksel ya da mekanik özellikler gösterir. Bu farklılık, malzeme içindeki moleküler düzenin ya da kristal yapıdaki bağlanma yönlerinin değişkenliğinden kaynaklanabilir (Moaveni 2011). Anizotropik yapılarda, elastik modül gibi değerler, uygulanan kuvvetin yönüne göre değişir (DeTolla ve ark. 2000). Lif takviyeli kompozitler veya bazı biyolojik dokular anizotropik karakter gösteren yapılara örnektir.

2.12.1.2 Sonlu Elemanlar Stres Analiz Uygulama Aşamaları

SESA, karmaşık yapısal sistemlerin davranışlarını sayısal olarak modellemek için kullanılan güçlü bir mühendislik yöntemidir. "Parçadan bütüne gitme" ilkesine

dayanan bu analiz yaklaşımı, iki veya üç boyutlu yapıların daha küçük ve yönetilebilir elemanlara bölünmesiyle başlar. Her bir eleman, belirli şekil fonksiyonları aracılığıyla analiz edilir ve elde edilen yerel sonuçlar, tüm yapının genel tepkisini belirlemede kullanılır (Baran 1988, Hughes 2000, Chandrupatla 2003, Bathe 2006, Geng ve ark. 2008, Sreekha ve Bashetty 2010, Moaveni 2011).

SESA genellikle üç temel aşamada gerçekleştirilir:

Hazırlık (Pre-processing) Aşaması: İlk adımda analiz edilecek yapı, bilgisayar ortamına uygun şekilde aktarılır. Bu süreçte, bilgisayarlı tomografi (BT) veya manyetik rezonans görüntüleme (MRG) gibi yöntemlerle elde edilen görüntülerden üç boyutlu modeller oluşturulur. Modellemede, yapı uygun geometri ve boyuttaki elemanlara ayrılır (Geng ve ark. 2001, Ebrahimi 2012). Malzeme özelliklerinin tanımlanması bu aşamada kritik öneme sahiptir; özellikle elastisite modülü ve Poisson oranı, malzemenin mekanik davranışını belirlemek için kullanılır (Köse 2013).

Analiz Aşaması: Modelin tamamlanmasının ardından, yazılıma malzeme özellikleri ve yükleme senaryoları girilir. Yükleme senaryoları; kuvvetin yönü, büyüklüğü ve uygulama şekli gibi parametreleri içerir. Bu aşamada model, gerilme, deformasyon, yer değiştirme gibi mekanik etkiler açısından hesaplanır ve veriler kaydedilir (Ebrahimi 2012).

Sonuçların Değerlendirilmesi (Post-processing): Analiz sonrası elde edilen sayısal veriler, grafiksel olarak görselleştirilir. Bu veriler arasında gerilme dağılımı, şekil değiştirme (defleksiyon) ve kritik bölgelerin belirlenmesi gibi çıktılar yer alır. Bu aşama, tasarım doğrulama ve biyomekanik yorumlama açısından oldukça değerlidir (Ebrahimi 2012, Ramoğlu ve Ozan 2014). Elde edilen sonuçların güvenilirliği, kullanılan veri setinin kalitesi ve modelin doğruluğuna doğrudan bağlıdır (Korkmaz 2008).

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu çalışmada, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na başvuran, alt çenede tam dişsizlik bulunan ve çalışmaya katılmaya gönüllü olarak onam vermiş erkek hastanın konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) verileri kullanılmıştır. Hastadan yazılı bilgilendirilmiş onam formu alınmıştır.

Hastanın alt çene tomografik verileri kullanılarak, iki farklı implant konfigürasyonunu temsil eden "All-on-Four" ve "All-on-Six" implant yerleşim modelleri oluşturulmuştur.

Her iki implant yerleşim modeli üzerine, farklı protetik alt yapı materyali kullanılarak sabit tam ark restorasyonlar tasarlanmıştır. Uygulanan yükler altında implantlar, protetik yapılar, materyalleri ve çevre kemik dokularında oluşan stres dağılımı; maksimum Von Mises (σ_M) gerilme değerleri dikkate alınarak SESA yöntemi ile detaylı biçimde analiz edilmiştir.

Tablo 3. 1. Çalışmada kullanılan materyaller özellikleri

Materyal	Elastisite Modülü (Mpa)	Poisson oranı
Kortikal kemik	13.700	0.30
Spongios kemik	1.370	0.30
Mukoza	2.8	0.40
Titanyum (İmplant, Abutment, Vida)	110.000	0.30
Titanyum (Altyapı)	110.000	0.28
Zirkonya (Altyapı ve Kuron)	210.000	0.30
PEEK (Altyapı)	4.200	0.36
PEKK (Altyapı)	5.100	0.40
Trinia (Altyapı)	18.500	0.30
Trilor (Altyapı)	26.000	0.30
Rezin Siman	5100	0.27

(Barbier ve ark. 1998, Lee ve ark. 2017, Dayan ve Geckili 2021, Martani ve Hadi 2023, Alghazzawi 2023, Al-Kordy ve Al-Saadi 2023, Chen ve ark. 2023)

3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Modellerin hazırlanması için, tam dişsiz erkek hastanın tomografi görüntüleri kullanılmıştır. Bu tasarım için Solidworks 2013 (Solidworks Corp., Waltham, MA, ABD) programının montaj modülü kullanılmıştır.

Protez tasarımları Exocad (Dental Cad. 3.1 Rijeka, EXOCAD, Darmstadt, Almanya) programı kullanılarak yapılmıştır. Elde edilen STL dosyaları Geomagic Design X (Geomagic Design X 2020.0) programına aktarılmış ve yüzey düzeltme gibi düzenlemelerin ardından tekrar STP formatına çevrilmiştir. Protezler model üzerindeki implantlara yerleştirilmiştir.

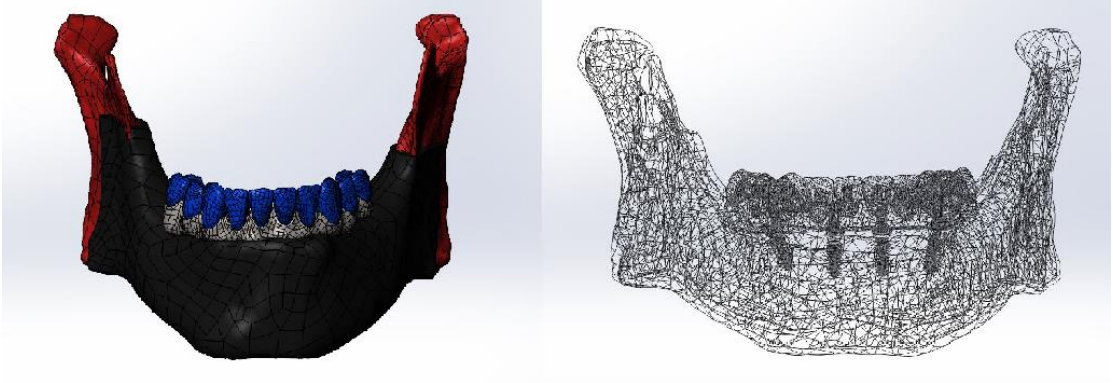
Oluşturulan modeller STP dosyası olarak kaydedilmiş ve SESA için Abaqus (ABAQUS 2020, Dassault Systems Simulation Corp., Johnston, RT, ABD) programına aktarılmıştır.

3.1.2 Mandibular Çene Kemiğinin Modellenmesi

Tam dişsiz bir erkek hastadan, konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) cihazı (Newtom Giano HR, Bologna, İtalya) kullanılarak görüntüleme verileri elde edilmiştir. Görüntüleme işlemi; 90 kVp, 5 mA akım şiddeti ve 0.25 mm voksel çözünürlüğe sahip parametreler ile gerçekleştirilmiştir. Alt çene bölgesine ait veriler, DICOM 3.0 (.dcm) formatında dışa aktarılmıştır.

Elde edilen tomografi verileri, üç boyutlu anatomik modelleme amacıyla MIMICS yazılımına (Materialise, Leuven, Belçika) aktarılmış; burada alt çene yapısı trabeküler kemik, kortikal kemik ve mukoza dokuları şeklinde ayrı ayrı segmente edilmiştir. Segmentasyon sonrasında bu veriler, yüzey geometrisinin korunması amacıyla STL formatında dışa aktarılmıştır.

Yüzey düzeltme ve model optimizasyon işlemleri için STL dosyaları Geomagic Design X 2020.0 (3D Systems, ABD) yazılımına aktarılmış ve burada yüzey iyileştirme adımları tamamlanmıştır. Düzenlenen modeller daha sonra STP formatında kaydedilerek, implant yerleşim planlaması için Solidworks 2013 (Solidworks Corp., Waltham, MA, ABD) yazılımının montaj modülüne aktarılmıştır.



Şekil 3. 1. Mandibular çene kemiğinin modellenmesi

3.1.3 İmplant ve Abutmentlerin Modellenmesi

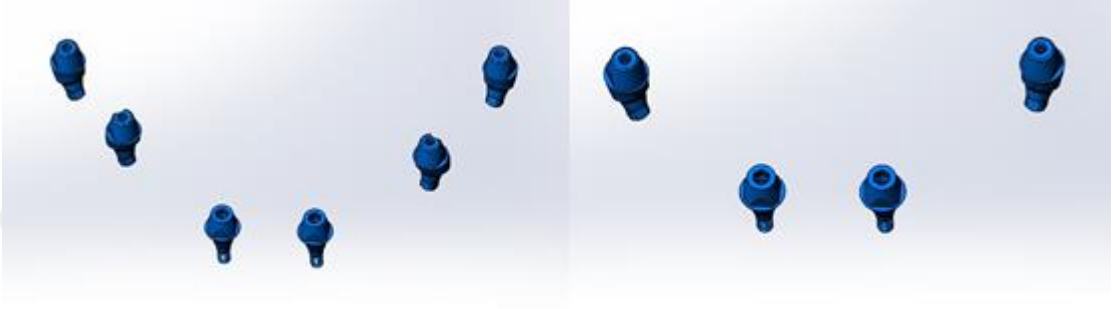
Çalışmada, Bil İmplant (İstanbul, Türkiye) firmasına ait implantlar ve multi-unit abutmentler kullanılmıştır. Bu bileşenlerin dijital tasarımları, üretici firma tarafından sağlanan STP formatındaki üç boyutlu modeller üzerinden elde edilmiş ve ilgili planlamalarda kullanılmıştır.

“All-on-Four” implant yerleşim protokolü kapsamında, anterior bölgede yer alan implantlar 41 ve 31 numaralı diş bölgelerine, birbirine paralel ve aksiyel yönde olacak şekilde yerleştirilmiştir. Bu bölgedeki abutmentler, açısız (0°) ve 2 mm gingival yüksekliğe sahip olacak biçimde seçilmiştir. Posterior bölgede ise implantlar, 44 ve 34 numaralı diş bölgelerine, kemiğe 30° distal açıyla konumlandırılmıştır. Bu açılı implantlara uyumlu olarak, ilgili bölgelerde 30° açılı ve 2 mm yumuşak doku yüksekliğine sahip multi-unit abutmentler tercih edilmiştir. Tüm implantlar, 3.7 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda olacak şekilde standardize edilmiştir.

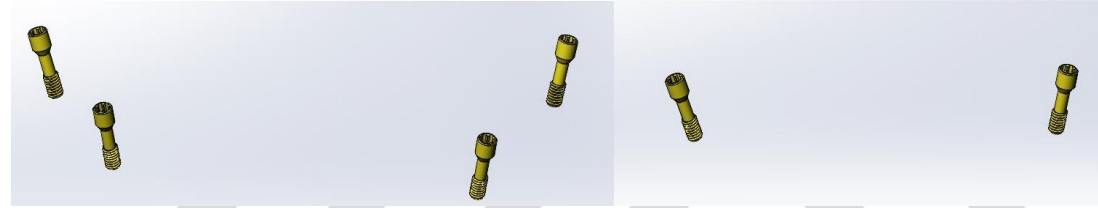
“All-on-Six” implant yerleşim protokolü kapsamında ise anterior bölgedeki implantlar 42 ve 32 numaralı diş bölgelerine, yine paralel ve aksiyel biçimde konumlandırılmıştır. Bu bölgedeki abutmentler, All-on-Four protokolünde olduğu gibi açısız (0°) ve 2 mm diş eti yüksekliğine sahip olarak belirlenmiştir. Posterior implant yerleşimleri ise farklı açılarda planlanmıştır: 44 ve 34 numaralı bölgelerde 15° , 46 ve 36 numaralı bölgelerde ise 30° açı verilerek konumlandırılmıştır. Bu açılara uygun şekilde, posterior bölgedeki abutmentler de sırasıyla 15° ve 30° açılı, 2 mm yumuşak doku yüksekliğinde olacak biçimde seçilmiştir. “All-on-Six” protokolünde de tüm implantlar 3.7 mm çap ve 10 mm uzunlukta olacak şekilde kullanılmıştır.



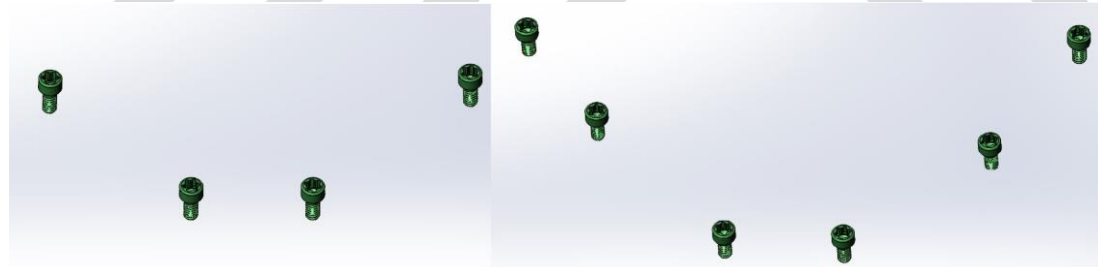
Şekil 3. 2. İmplantların modellenmesi



Şekil 3. 3. Abutmentlerin modellenmesi



Şekil 3. 4. Abutment vidalarının modellenmesi



Şekil 3. 5. Okluzal vidaların modellenmesi

3.1.4 Altyapı ve Protez Materyallerinin Modellenmesi

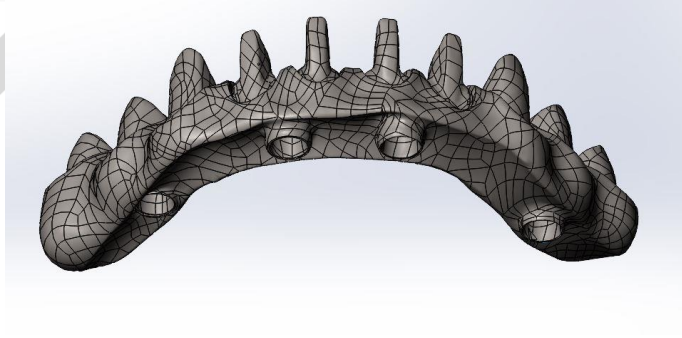
Her iki implant yerleşim protokolü kapsamında, sabit tam ark protez tasarımları altı farklı altyapı materyali kullanılarak oluşturulmuştur. Bu materyaller; titanyum, zirkonyum, PEEK, PEKK, cam fiber esaslı Trilor ve Trinia olarak belirlenmiş ve her

bir implant konfigürasyonu için altı ayrı model tasarlanarak toplamda 12 farklı altyapı protetik model elde edilmiştir.

Altyapı toronto protez tasarımları ve üzerine gelecek monolitik zirkon veneerler, Exocad Dental CAD 3.1 (EXOCAD, Darmstadt, Almanya) yazılımı kullanılarak dijital ortamda tasarlanmıştır. Üstyapı da kullanılan diş morfolojileri, CAD yazılımının hazır kütüphane verilerinden seçilen anatomik referanslara dayalı olarak belirlenmiş; böylece doğal dentisyon formuna uygun bir yapı hedeflenmiştir.

Tasarlanan toronto protezlerin vertikal yüksekliği literatür bilgileri doğrultusunda 15 mm olacak şekilde standartlaştırılmıştır. All-on-Four konfigürasyonunda protez distalinde 10 mm uzunluğunda kantilever bölgesi tasarlanmış; buna karşılık, All-on-Six konfigürasyonunda distal kantilever kullanımına gidilmemiştir.

Son olarak, tüm tasarım verileri ve çene modelleri SolidWorks 2013 yazılımının montaj modülüne aktarılmış; burada protezler ilgili implant konumlarına uygun şekilde yerleştirilerek, analiz ve üretim süreçleri için son biçimlerine ulaştırılmıştır.



Şekil 3. 6. Toronto altyapı modellemesi

3.2 Sınır ve Yükleme Koşulları

Hazırlanan modellerde okluzal kuvvet her bir taraf da 150 N olacak şekilde bilateral vertikal yönde uygulandı. Bu aşamada mandibular kemik tamamen sabitlenmiş (encastre), yani her yöndeki hareketi ve rotasyonu engellenmiş olarak modellenmiştir. Çalışmada, implantların kemikle tam osseointegrasyon sağladığı ve implant bileşenlerinde herhangi bir mikro hareket meydana gelmediği varsayılmıştır. Bağlantı bölgelerinin entegrasyon kalitesini tanımlamak amacıyla, abutment, implant

(fixture) ve abutment vidası arasındaki arayüzlerde sürtünmeli temas türü kullanılmış ve bu temas için sürtünme katsayısı 0,3 olarak belirlenmiştir.

Osseointegrasyon özelliğini simüle etmek amacıyla, aşağıdaki bağlantılar "tie" (bağlantı) olarak modellenmiştir: altyapı ve üstyapı, kemik ve mukoza, implant ve kemik. Vida parçaları arasındaki bağlantı ise tork özellikleri verilerek simüle edilmiştir.

Çalışmada toplamda 2 farklı model 6 farklı altyapı materyallerden hazırlanan hibrit protezlerin üzerinde tek yükleme protokolü ile 12 model üzerine yükleme yapıldı.



4. BULGULAR

Yapılan çalışmada iki farklı implant konfigürasyon (All-on-four: Model 1, All-on-six: Model 2) ve 6 farklı altyapı materyali kullanılarak on iki farklı tasarım modeli oluşturuldu. Elde edilen modeller de All-on-four konfigürasyonunda, bilateral olarak beş numaralı diş bölgesindeki kantilever alanlarına okluzal tablaya dik yönde 150 N'lik kuvvet uygulanmıştır. All-on-six konfigürasyonunda ise, bilateral olarak beş ve altı numaralı diş bölgesinde okluzal tablaya dik yönde 150 N'lik kuvvet uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetler sonucu kemik dokusu, implant, implant – protetik parçalar ve altyapı sistemleri üzerinde oluşan stres dağılımları değerlendirildi.

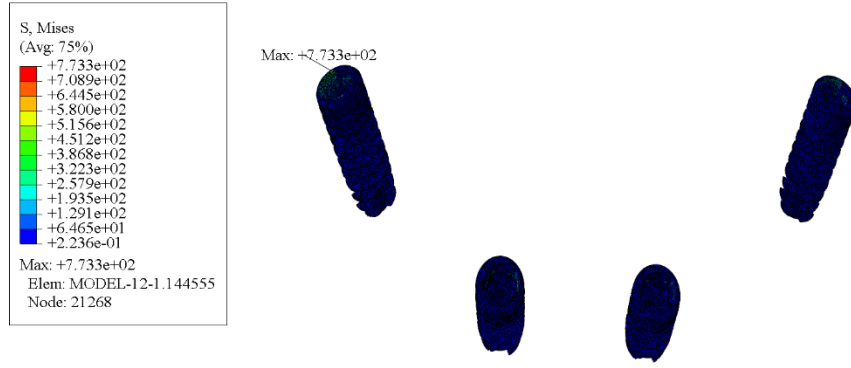
4.1 İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Von Mises Stres Değerleri

All-on-four konfigürasyonunda, özellikle implant çevresindeki Von Mises stres değerleri açısından en yüksek değer PEEK materyalinde (773.3 MPa), en düşük değer ise Zirkonya materyalinde (411.8 MPa) gözlenmiştir. Ortaya çıkan stres değerleri sırasıyla PEEK>PEKK>Trinia>Trilor>Titanyum>Zirkonya şeklinde sıralanmıştır.

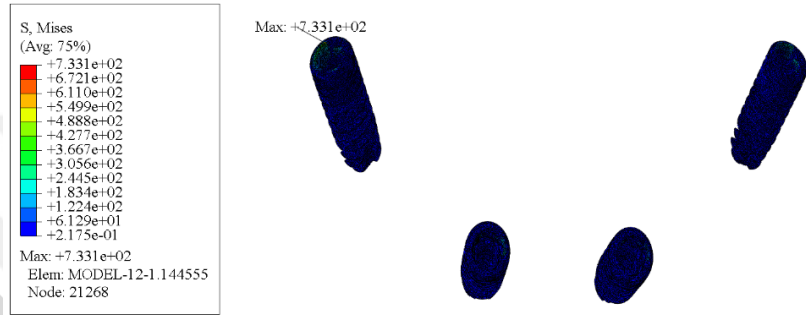
All-on-Six konfigürasyonunda ise kantilever bulunmadığı için implant çevresindeki Von Mises stres değerleri önemli ölçüde düşmüştür. Tüm materyallerde bu değerler oldukça yakındır ve 72.34–73.59 MPa aralığında değişmektedir. Bu, kantilever varlığının implant çevresinde stres birikimini artıran önemli bir faktör olduğunu göstermektedir. All-on-six konfigürasyonunda en yüksek değer Trilor materyalinde (73.59 MPa), en düşük değer PEEK materyalinde (72.34 MPa) gözlenmiştir. Stres değerleri sırasıyla Trilor>Trinia>Titanyum>Zirkonya>PEKK >PEEK şeklinde sıralanmıştır.

Tablo 4. 1. İmplant çevresinde oluşan maksimum Von mises değerleri

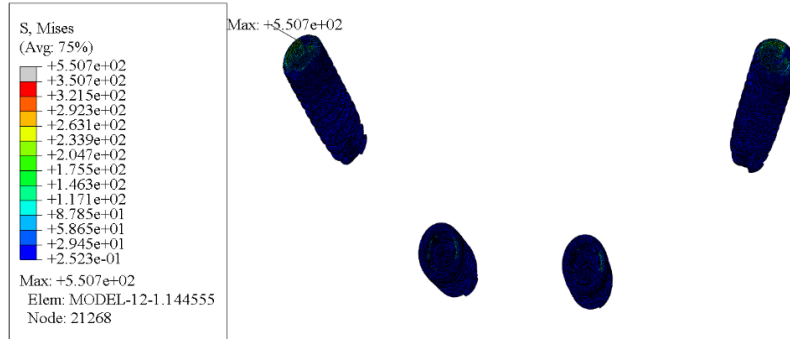
	PEEK	PEKK	TRILOR	TRINIA	Ti	Zr
All-on-4	773.3	733.1	518.5	550.7	427.2	411.8
All-on-6	72.34	72.51	73.59	73.47	73.39	72.92



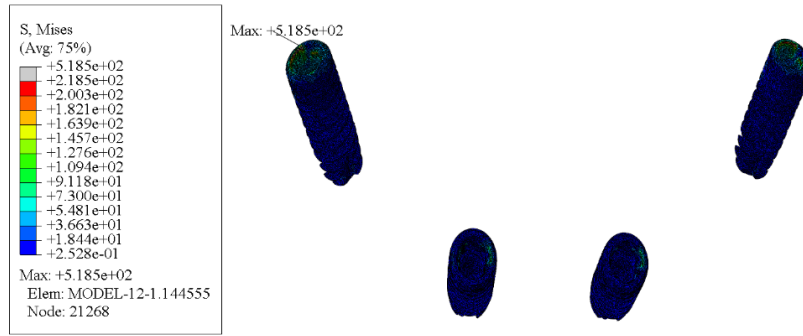
Şekil 4. 1. Model 1 – PEEK için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri



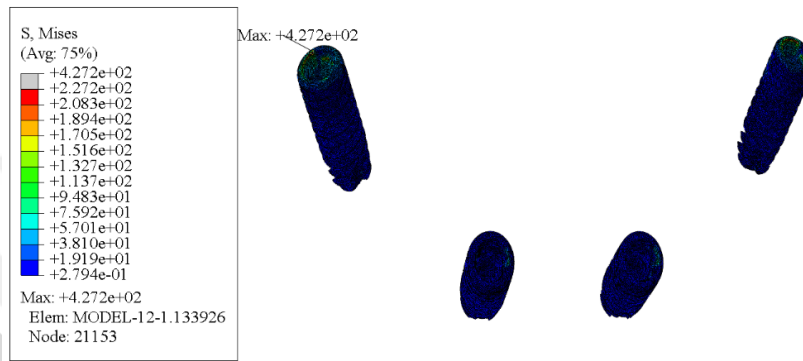
Şekil 4. 2. Model 1- PEKK için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri



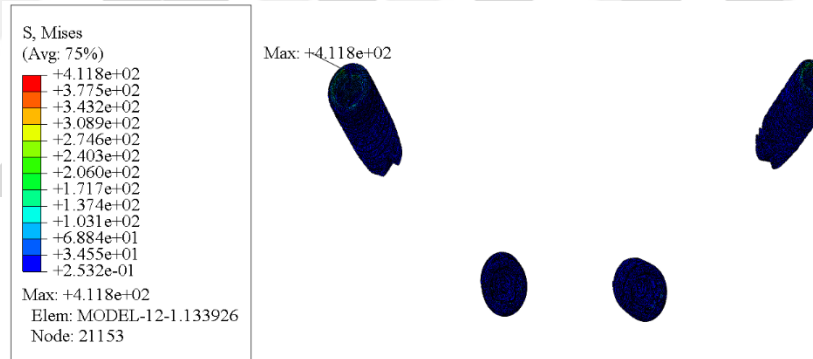
Şekil 4. 3. Model 1- Trinia için implant çevresinde oluşan Von Mises Stresleri



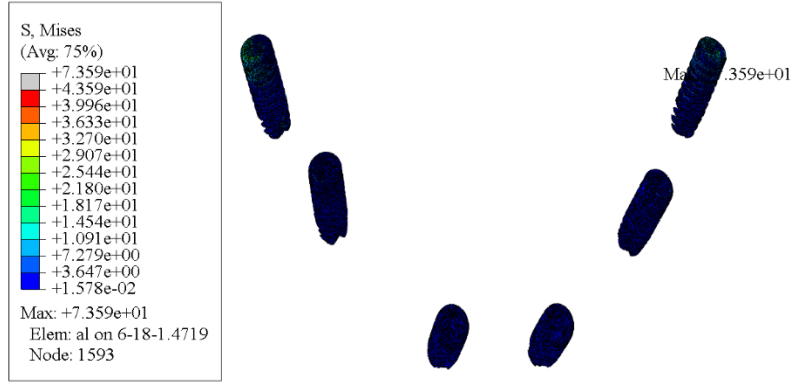
Şekil 4. 4. Model 1- Trilor için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri



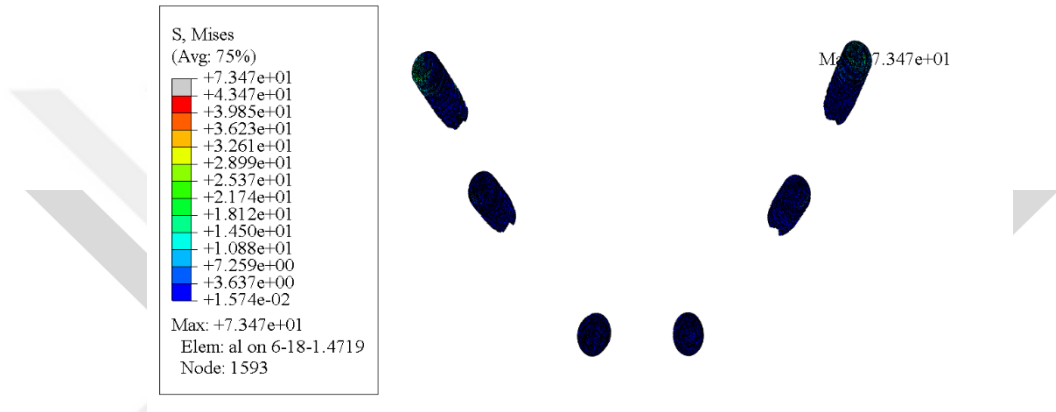
Şekil 4. 5. Model 1- Titanyum için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri



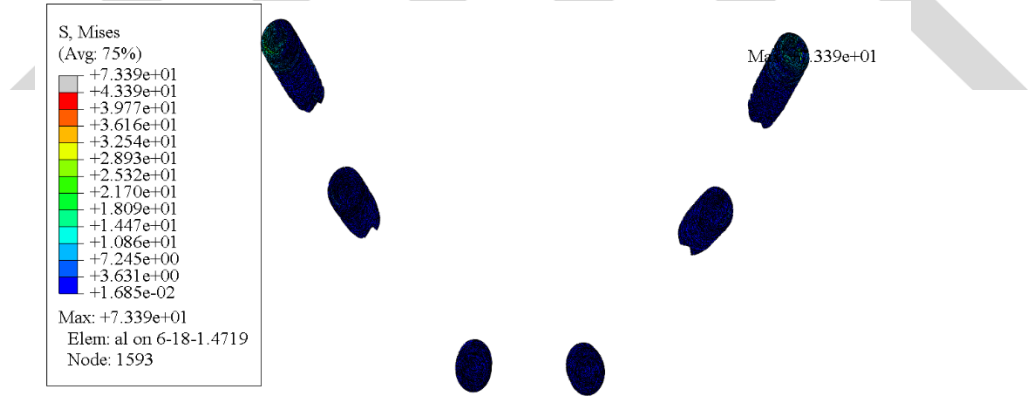
Şekil 4. 6. Model 1- Zirkonya için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri



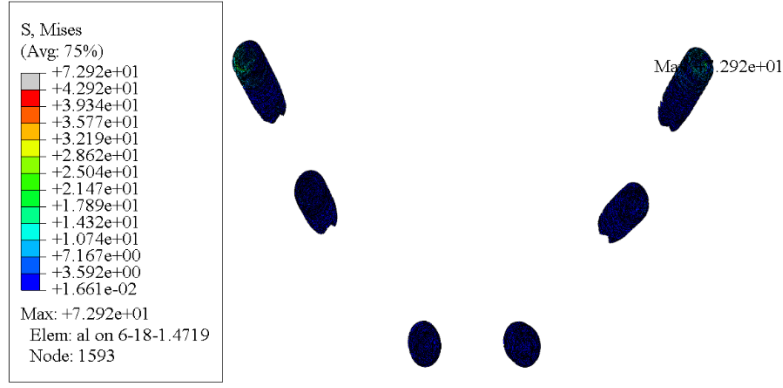
Şekil 4. 7. Model 1- Zirkonya için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri



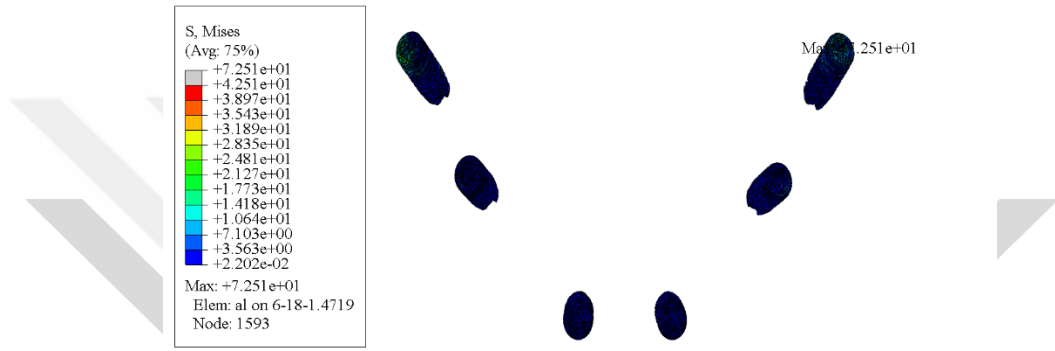
Şekil 4. 8. Model 1- Zirkonya için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri



Şekil 4. 9. Model 2- Titanyum için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri



Şekil 4. 10. Model 2- Zirkonya için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri



Şekil 4. 11. Model 2- PEKK için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri



Şekil 4. 12. Model 2- PEEK için implant çevresinde oluşan Von Mises stresleri

4.2 Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

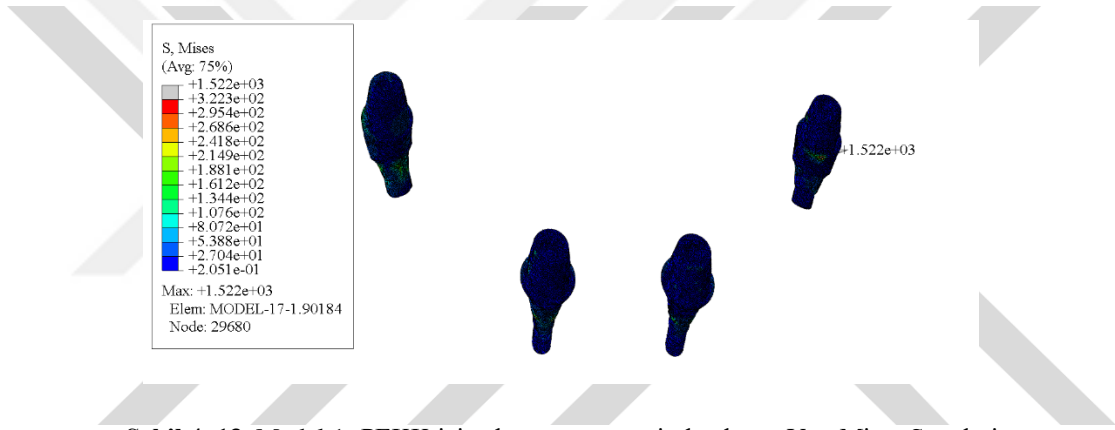
Model 1 için abutment düzeyinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri incelendiğinde, en yüksek stresin PEKK (1522 MPa) ve PEEK (1519 MPa) materyallerinde olduğu görülmüştür. Bu materyalleri Trinia (1204 MPa) ve Trilor (1124 MPa) takip etmiş, en düşük stres değerleri ise Titanyum (809.9 MPa) ve Zirkonya

(738.2 MPa) materyallerinde kaydedilmiştir. Bu durum, rijit materyallerin (Ti ve Zr) abutment bileşeni üzerindeki stres birikimini daha iyi tolere ettiğini göstermektedir.

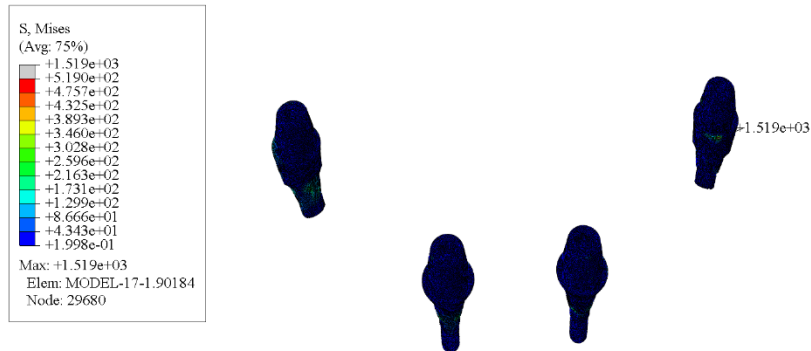
Model 2’de PEKK (346.0 MPa) ve PEEK (345.4 MPa) yine en yüksek değerlere sahip olurken; Trinia (306.7 MPa), Zirkonya (304.6 MPa), Trilor (301.0 MPa) ve Titanyum (291.5 MPa) materyalleri bu değerlere daha yakın ve homojen dağılım göstermiştir. Bu, All-on-Six konfigürasyonunun abutment üzerinde mekanik yüklenmeyi azalttığını açıkça ortaya koymaktadır.

Tablo 4. 2. Abutment çevresinde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri

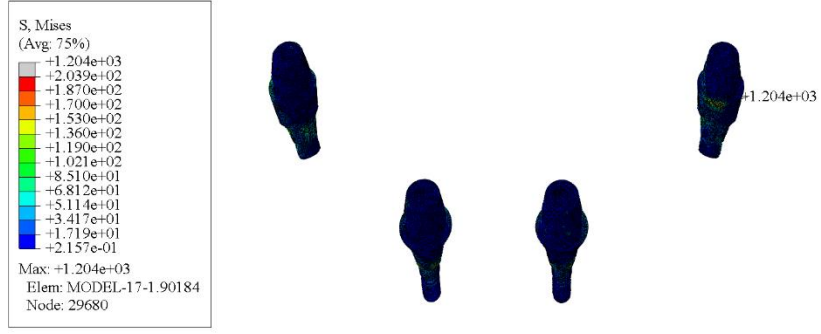
	PEEK	PEKK	TRILOR	TRINIA	Ti	Zr
All-on-4	1519	1522	1124	1204	809.9	738.2
All-on-6	345.4	346	301	306.7	291.5	304.6



Şekil 4. 13. Model 1- PEKK için abutment çevresinde oluşan Von Mises Stresleri



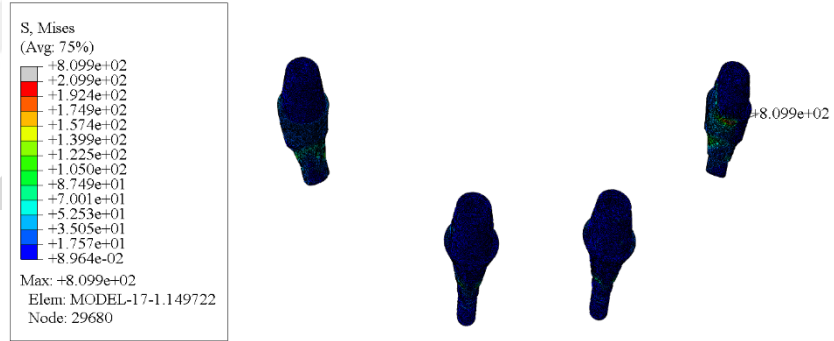
Şekil 4. 14. Model 1- PEEK için abutment çevresinde oluşan Von Mises Stresleri



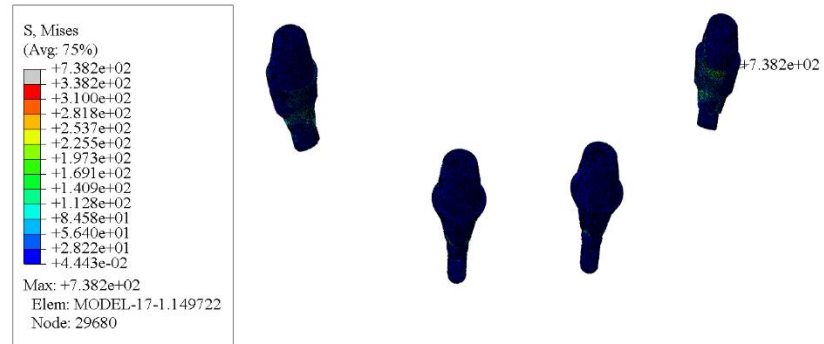
Şekil 4. 15. Model 1- Trinia için abutment çevresinde oluşan Von Mises stresleri



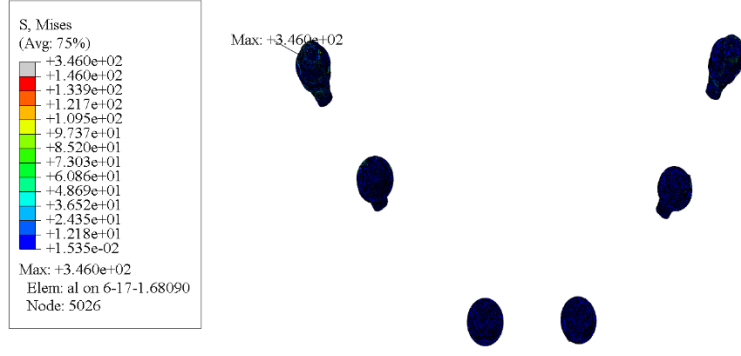
Şekil 4. 16. Model 1- Trilor için abutment çevresinde oluşan Von Mises stresleri



Şekil 4. 17. Model 1- Titanyum için abutment çevresinde oluşan Von Mises stresleri



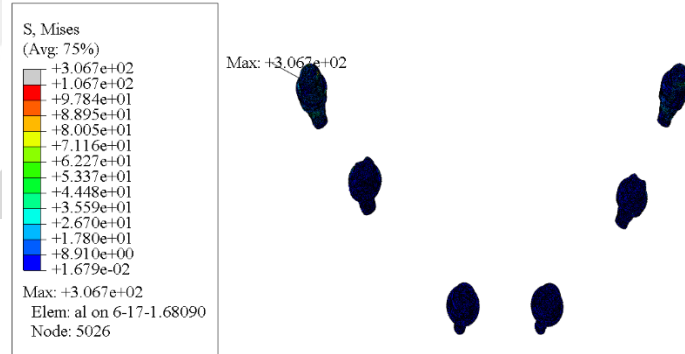
Şekil 4. 18. Model 1- Zirkonya için abutment çevresinde oluşan Von Mises stresleri



Şekil 4. 19. Model 2- PEKK için abutment çevresinde oluşan Von Mises stresleri



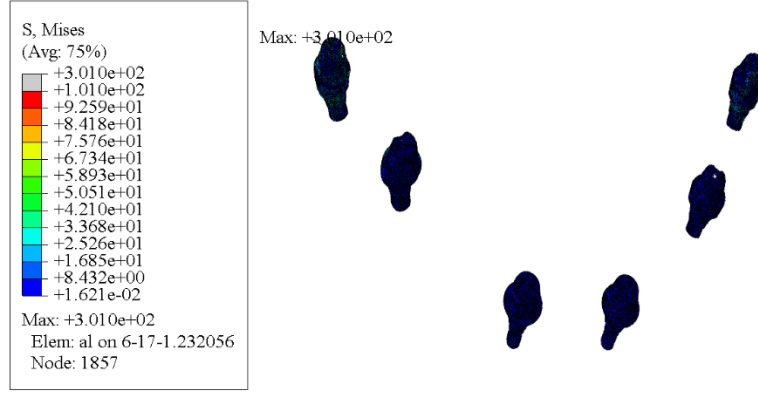
Şekil 4. 20. Model 2- PEEK için abutment çevresinde oluşan Von Mises stresleri



Şekil 4. 21. Model 2- Trinia için abutment çevresinde oluşan Von Mises stresleri



Şekil 4. 22. Model 2- Zirkonya için abutment çevresinde oluşan Von Mises stresleri



Şekil 4. 23. Model 2- Trilor için abutment çevresinde oluşan Von Mises stresleri



Şekil 4. 24. Model 2- Titanyum için abutment çevresinde oluşan Von Mises stresleri

4.3 Abutment Vidası ve Okluzal Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Abutment vidası, implant ile protez parçalarını birleştiren önemli bir bağlantı elemanıdır. All-on-Four sisteminde bu bölgede oluşan stres değerleri özellikle PEEK (55.04 MPa) ve PEKK (51.24 MPa) materyallerinde dikkat çekici düzeydedir. Trinia (38.05 MPa), Trilor (35.7 MPa), Zirkonya (32.93 MPa) ve Titanyum (32.79 MPa) ise daha düşük Von Mises stres değerlerine sahiptir.

All-on-Six konfigürasyonunda ise tüm materyallerde Von Mises değerleri birbirine oldukça yakındır (15.00–15.22 MPa aralığında). Materyaller arasında en yüksek değer Trinia (15.22 MPa), en düşük değer Zirkonya (15 MPa) göstermiştir. Sırasıyla Trinia (15.22 MPa) > Trilor=PEEK (15.21 MPa) > PEKK (15.18 MPa) > Ti (15.08) > Zr (15)

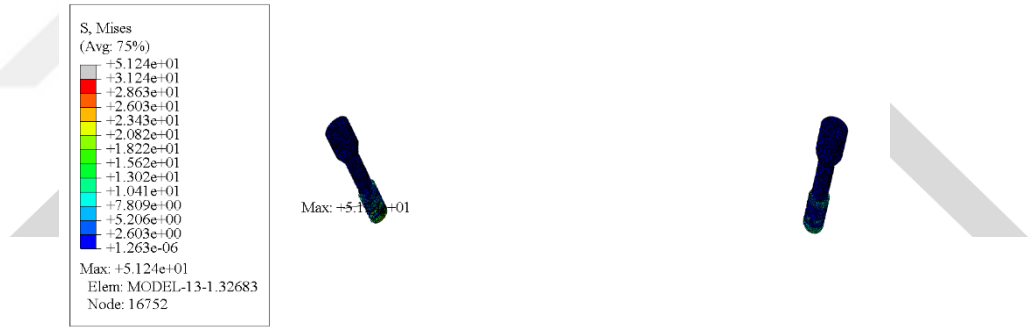
Model 1 için protezin en üst bağlantı elemanı olan okluzal vidalarda da benzer bir stres dağılımı izlenmiştir. PEEK (339 MPa) ve PEKK (326 MPa) materyalleri bu

bölgede de maksimum Von Mises stresine neden olmuştur. Bu değerleri sırasıyla Trinia - 285.8 MPa, Trilor - 267.3 MPa, Titanyum (196.7 MPa) ve Zirkonya (170.5 MPa) takip etmektedir.

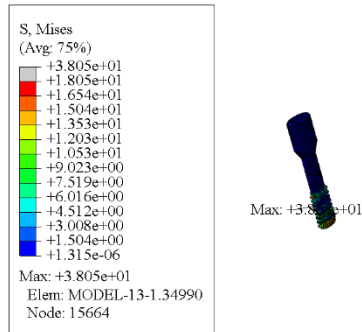
Model 2’de ise, PEEK (76.72 MPa) ve PEKK (75.25 MPa) en yüksek değerlere sahipken, Titanyum (55.41 MPa) ve Zirkonya (55.43 MPa) materyalleri yine en düşük stres seviyelerini sergilemiştir. Trinia (67.41 MPa), Trilor (64.41 Mpa) bu değerlerin arasında değerler göstermiştir.



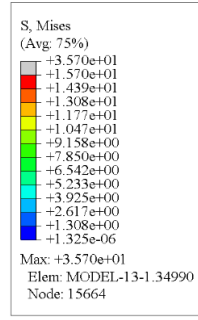
Şekil 4. 25. Model 1- PEEK için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri



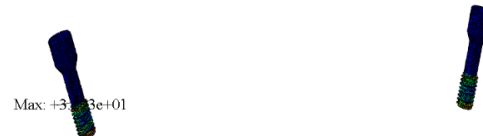
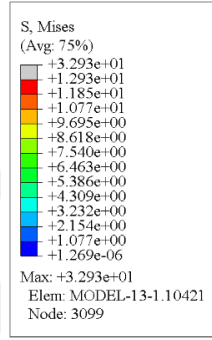
Şekil 4. 26. Model 1- PEKK için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri



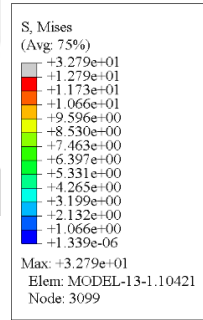
Şekil 4. 27. Model 1- Trinia için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri



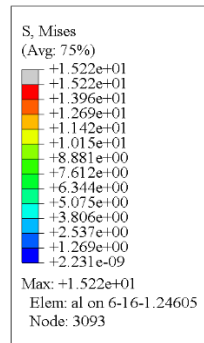
Şekil 4. 28. Model 1- Trilor için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri



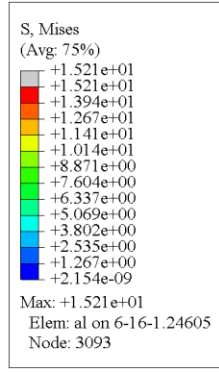
Şekil 4. 29. Model 1- Zirkonya için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri



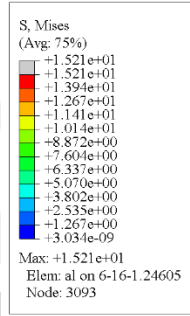
Şekil 4. 30. Model 1- Titanyum için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri



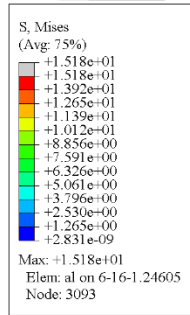
Şekil 4. 31. Model 2- Trinia için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri



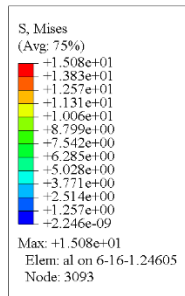
Şekil 4. 32. Model 2- Trinia için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri



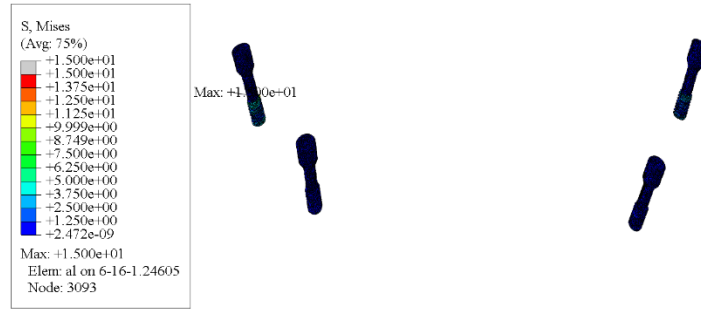
Şekil 4. 33. Model 2- PEEK için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri



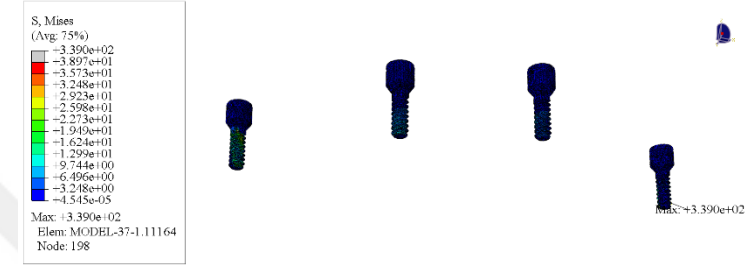
Şekil 4. 34. Model 2- PEKK için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri



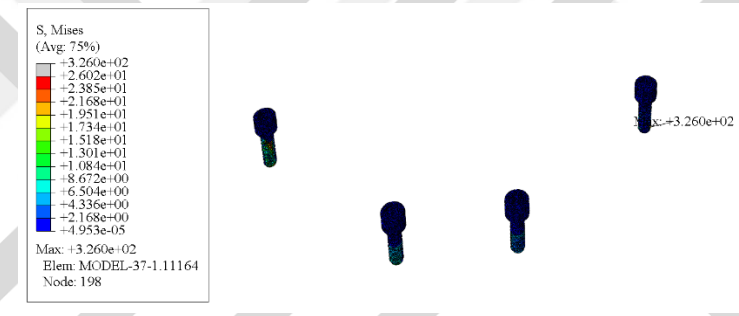
Şekil 4. 35. Model 2- Titanyum için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri



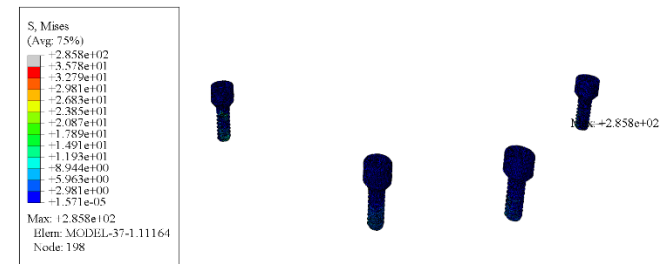
Şekil 4. 36. Model 2- Zirkonya için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri



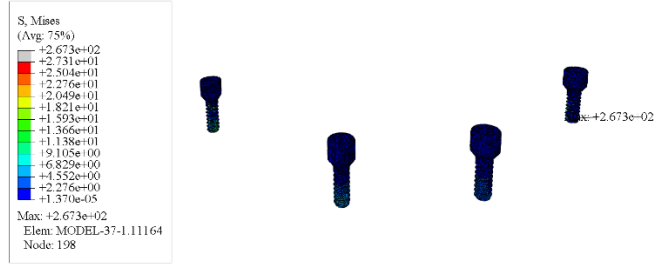
Şekil 4. 37. Model 2- Zirkonya için abutment vidasında oluşan Von Mises stresleri



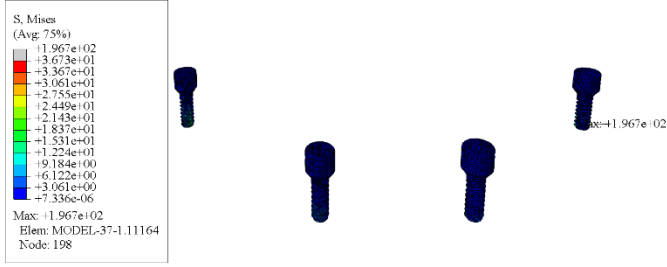
Şekil 4. 38. Model 1- PEKK için okluzal vidasında oluşan Von Mises stresleri



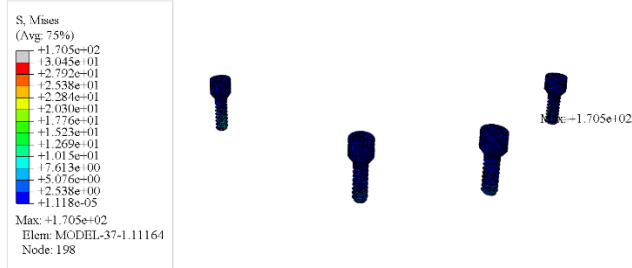
Şekil 4. 39. Model 1- Trinia için okluzal vidasında oluşan Von Mises stresleri



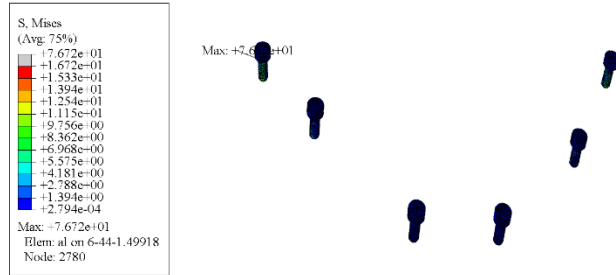
Şekil 4. 40. Model 1- Trinia için okluzal vidasında oluşan Von Mises stresleri



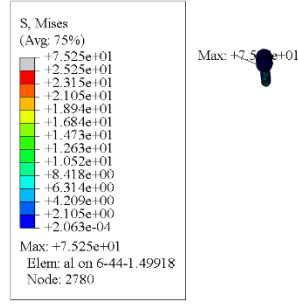
Şekil 4. 41. Model 1- Titanyum için okluzal vidasında oluşan Von Mises stresleri



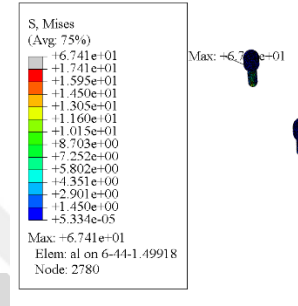
Şekil 4. 42. Model 1- Titanyum için okluzal vidasında oluşan Von Mises stresleri



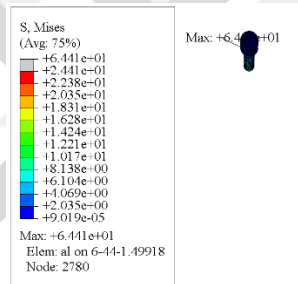
Şekil 4. 43. Model 2- PEEK için okluzal vidasında oluşan Von Mises stresleri



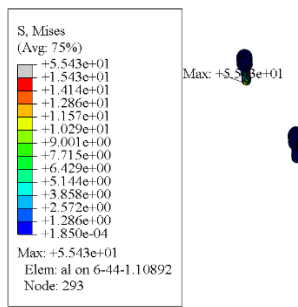
Şekil 4. 44. Model 2- PEKK için okluzal vidasında oluşan Von Mises stresleri



Şekil 4. 45. Model 2- Trinia için okluzal vidasında oluşan Von Mises stresleri



Şekil 4. 46. Model 2- Trilor için okluzal vidasında oluşan Von Mises stresleri



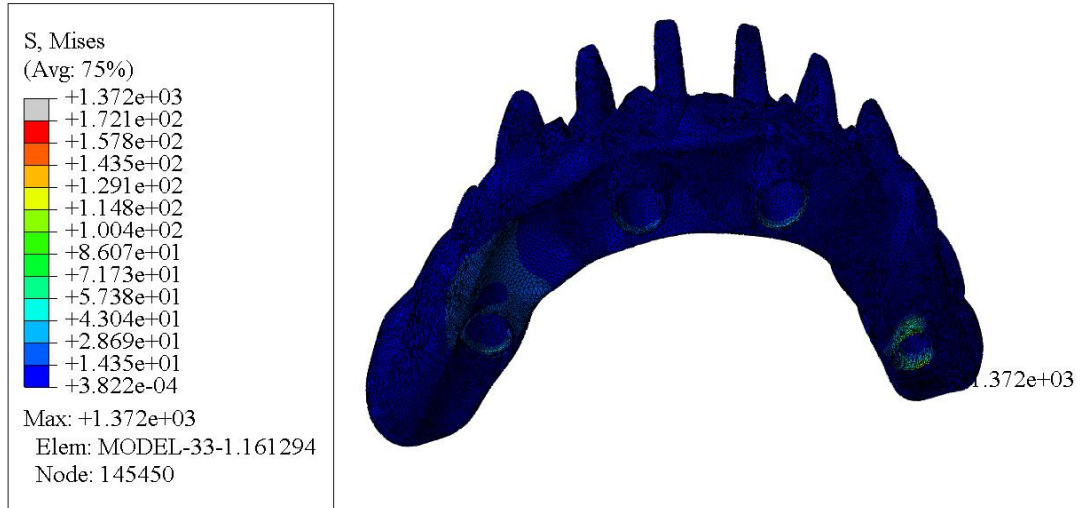
Şekil 4. 47. Model 2- Zirkonya için okluzal vidasında oluşan Von Mises stresleri

4.4 Protez Altyapı Materyallerinde Oluşan Maksimum Von Mises Stres Değerleri

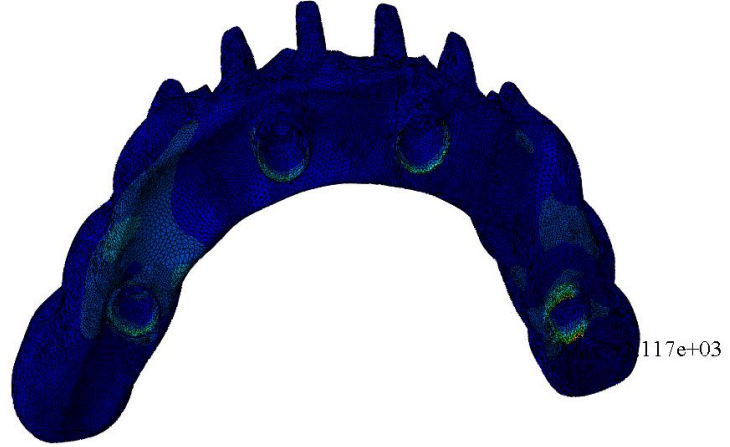
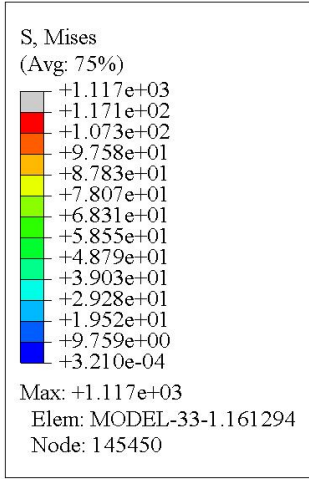
Protez altyapı materyalleri değerlendirildiğinde hem All-on-four hem de all-on-six konfigürasyonları için çıkan Maksimum Von Mises değerlerinin her iki model içinde benzer sıralamayı takip ettiği görülmüştür.

Tablo 4. 3. Protez Altyapı Materyallerinde Oluşan Maksimum Von Mises değerleri

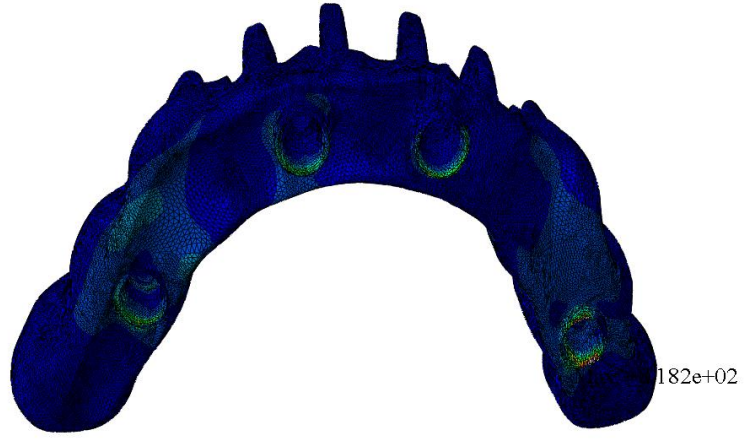
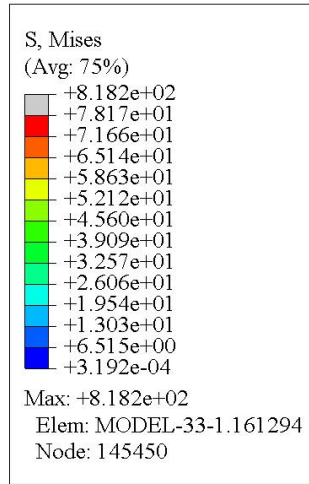
	PEEK	PEKK	TRILOR	TRINIA	Ti	Zr
All-on-4	805.7	692.3	818.2	794.5	1117	1372
All-on-6	101.7	100.2	145.7	134.9	206.7	227.2



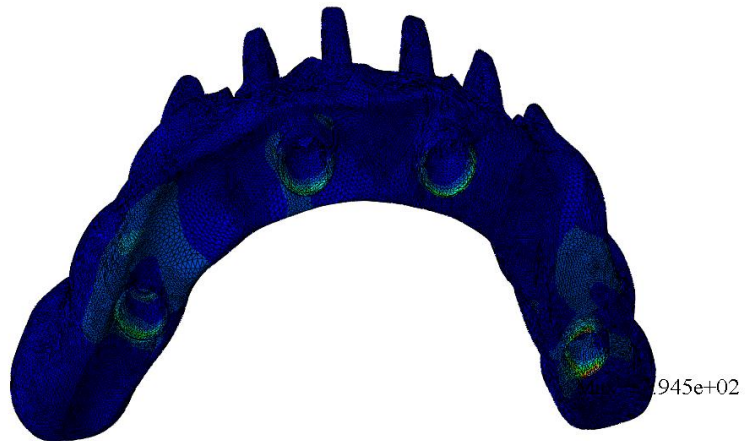
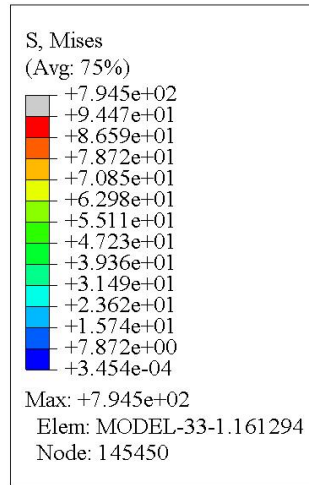
Şekil 4. 48. Model 1- Zirkonya alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri



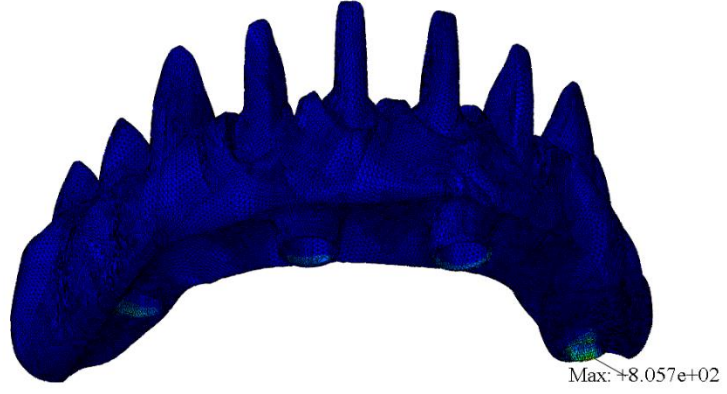
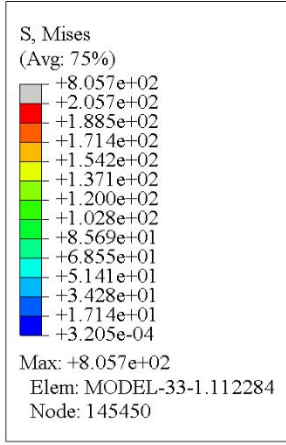
Şekil 4. 49. Model 1- Titanyum alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri



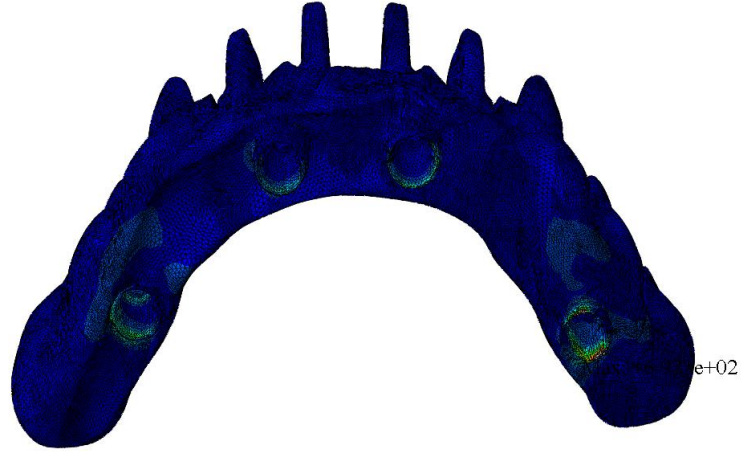
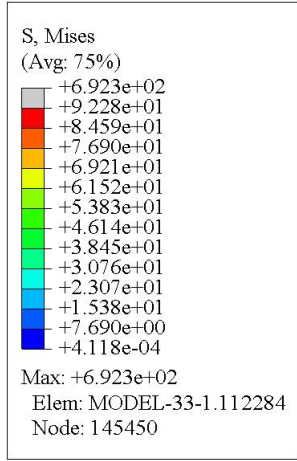
Şekil 4. 50. Model 1- Trilor alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri



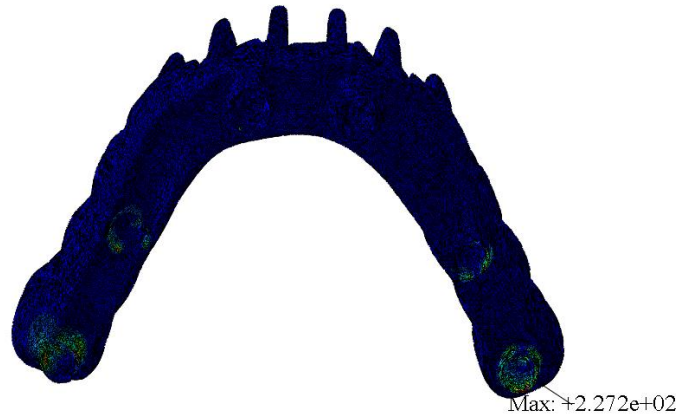
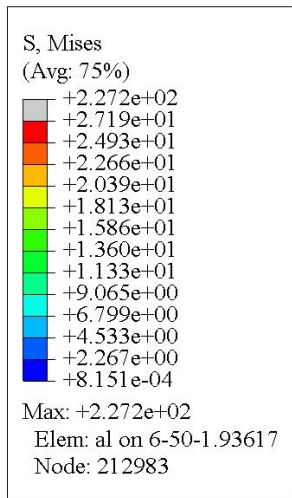
Şekil 4. 51. Model 1- Trinia alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri



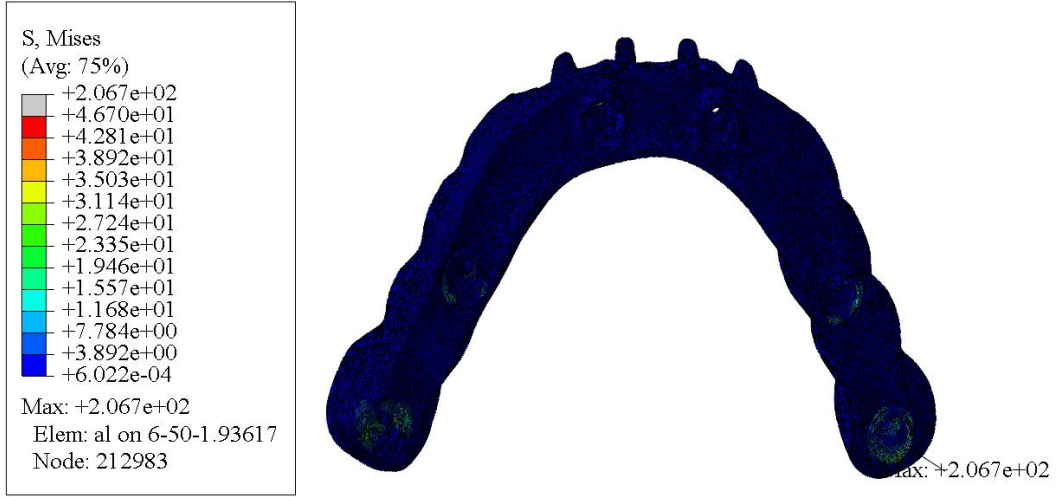
Şekil 4. 52. Model 1- PEEK alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri



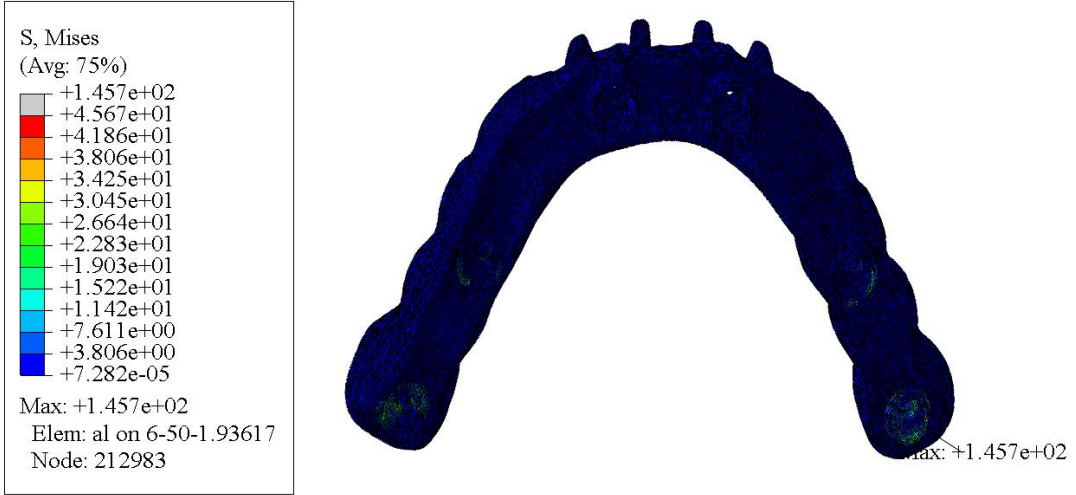
Şekil 4. 53. Model 1- PEKK alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri



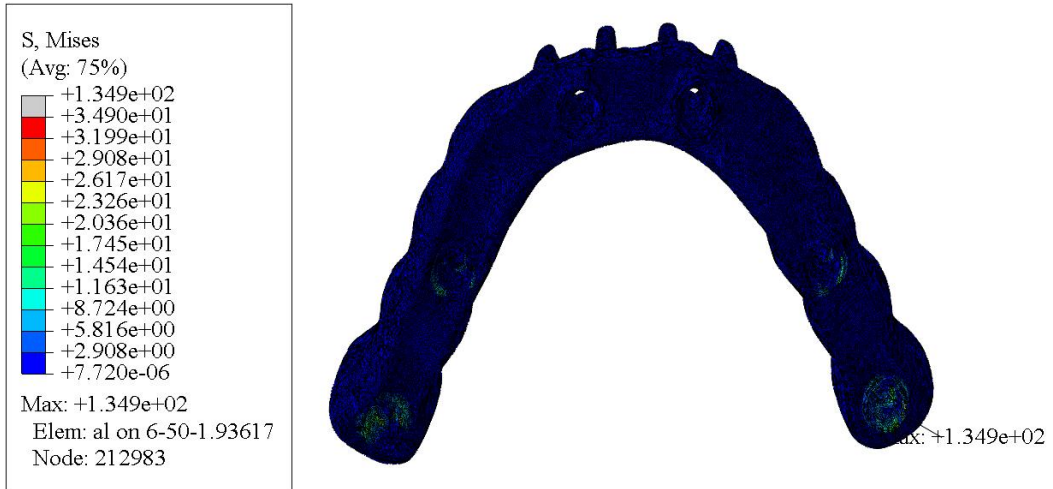
Şekil 4. 54. Model 2- Zirkonya alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri



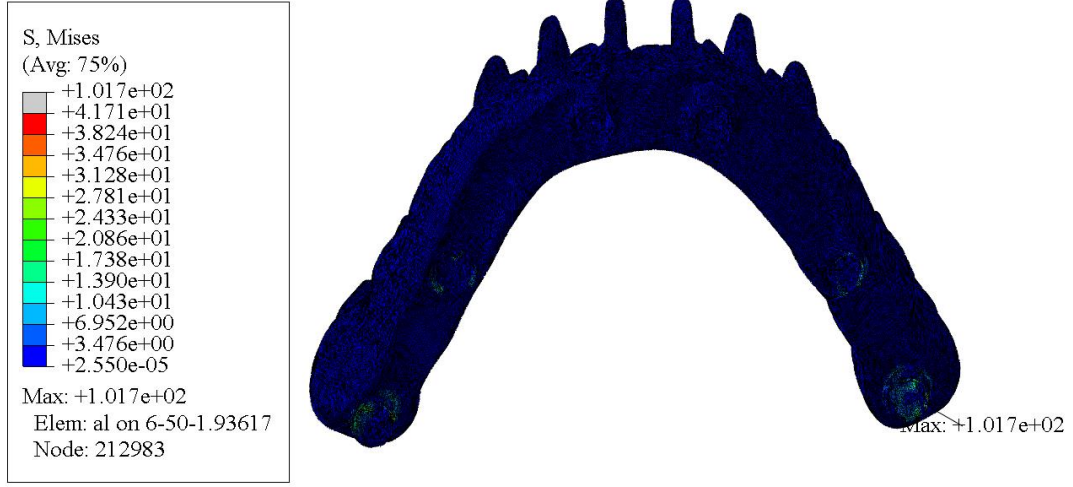
Şekil 4. 55. Model 2- Titanyum alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri



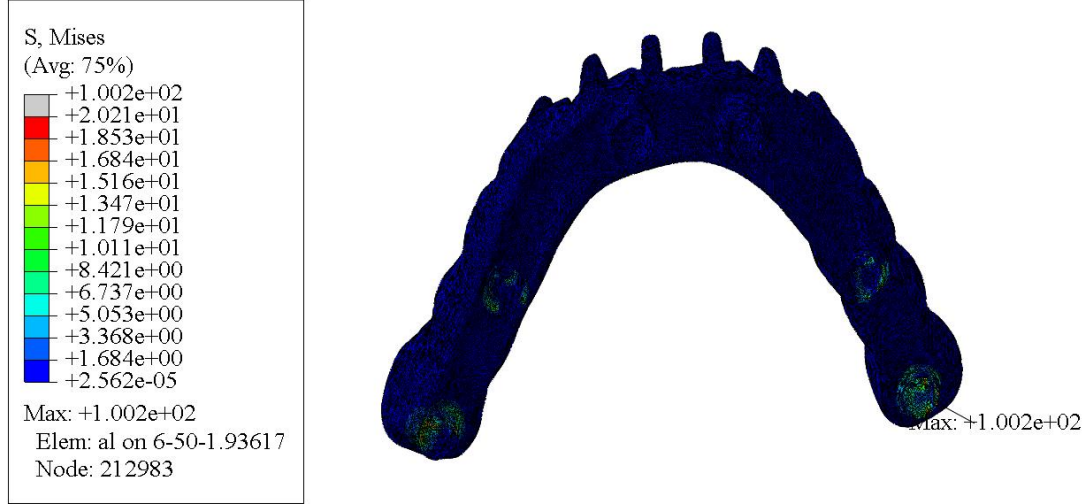
Şekil 4. 56. Model 2- Trilor alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri



Şekil 4. 57. Model 2- Trinia alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri



Şekil 4. 58. Model 2- PEEK alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri



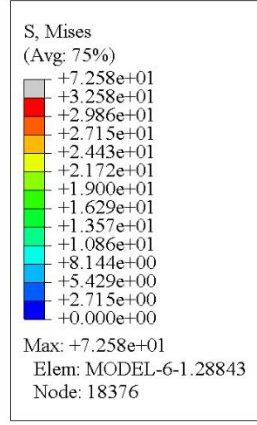
Şekil 4. 59. Model 2- PEKK alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri

4.5 Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Von Mises Değerleri

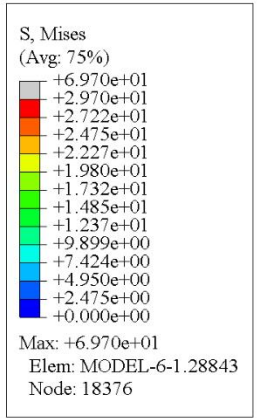
Model 1’de en yüksek stres değeri PEEK materyalinde görülmüştür (72.58 MPa). PEEK materyalini sırasıyla PEKK (67.7 MPa), Trinia (56.02 MPa) ve Trilor (53.61 MPa) takip etmektedir. Titanyum (47.59 MPa) ve Zirkonya (46.34 MPa) ise en düşük stres değerlerini oluşturmuştur.

Model 2’de En düşük stres değeri PEKK (13.62 MPa) ve PEEK (13.67 MPa) materyallerinde tespit edilmiştir. Trinia (14.06 MPa), Trilor (14.19 MPa), Zirkonya (14.30 MPa) ve Titanyum (14.37 MPa) ise birbirine çok yakın, hafifçe daha yüksek

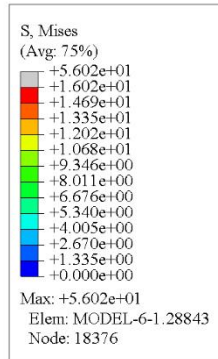
stres değerleri gstermiştir. Bu farklar oldukça minimal düzeydedir (yaklaşık 0.7 MPa civarında).



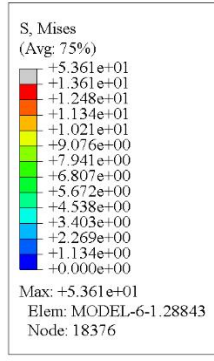
şekil 4. 60. Model 2- PEKK alt yapıda oluşan Maksimum Von Mises stresleri



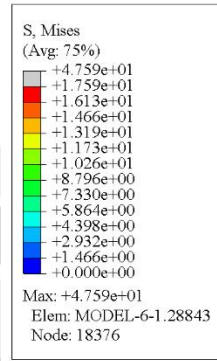
şekil 4. 61. Model 1- PEKK altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



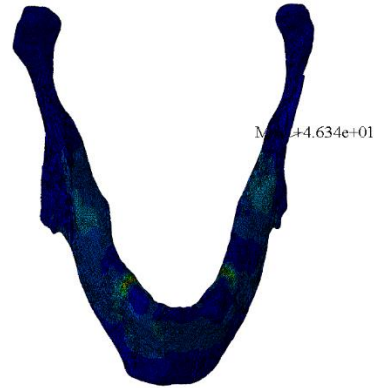
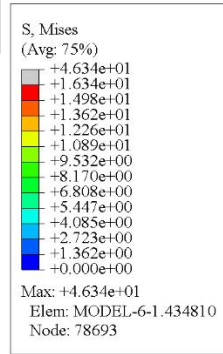
şekil 4. 62. Model 1- Trinia altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



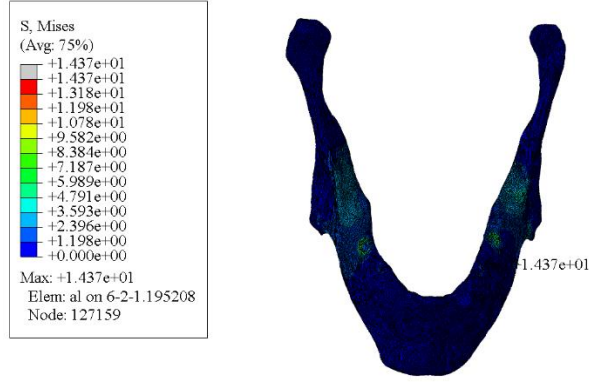
Şekil 4. 63. Model 1- Trilonium altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



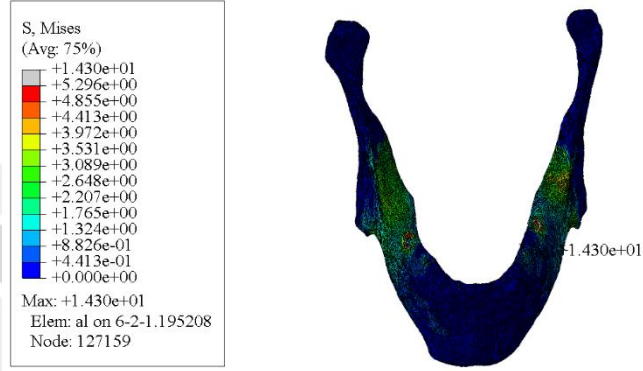
Şekil 4. 64. Model 1- Titanyum altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



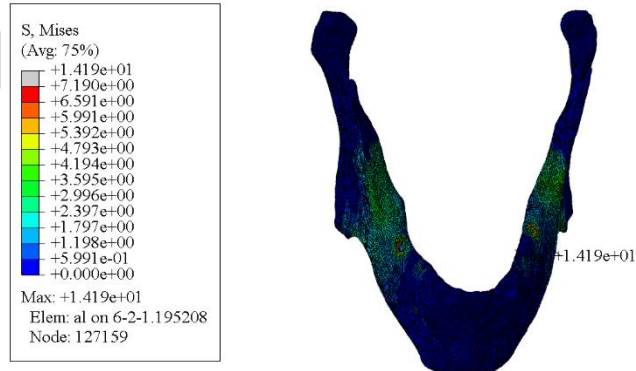
Şekil 4. 65. Model 1- Zirkonya altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



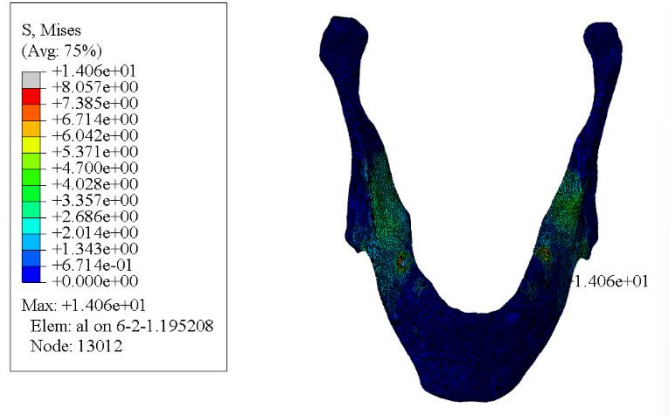
Şekil 4. 66. Model 2- Titanyum altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



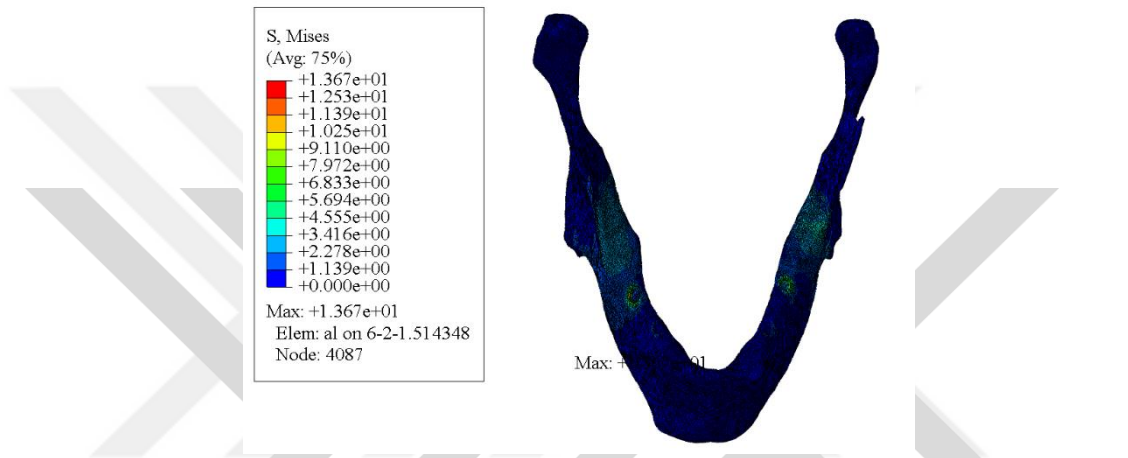
Şekil 4. 67. Model 2- Zirkonya altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



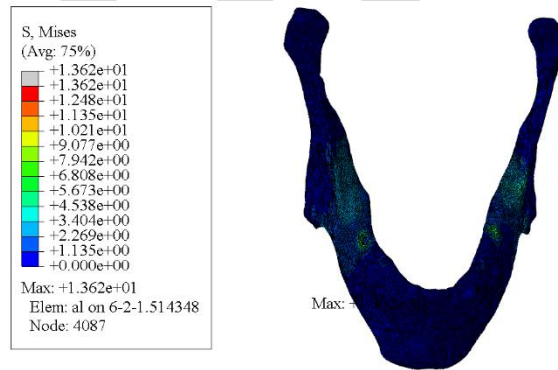
Şekil 4. 68. Model 2- Trilor altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



Şekil 4. 69. Model 2- Trinia altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



Şekil 4. 70. Model 2- PEEK altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



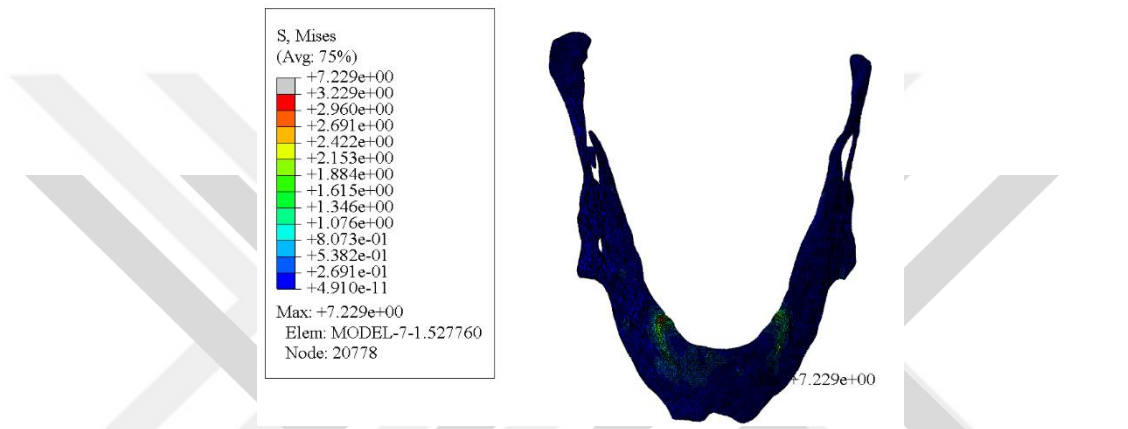
Şekil 4. 71. Model 2- PEKK altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri

4.6 Spongios Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Von Mises Stres Değerleri

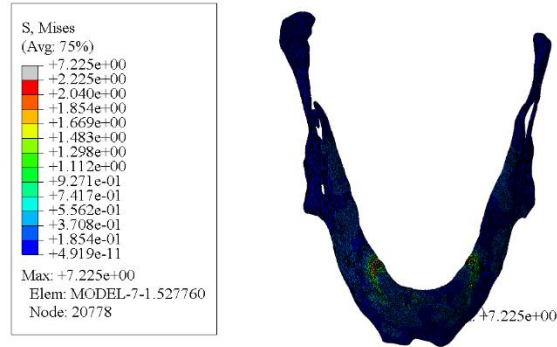
Spongios kemikte genel stres değerleri kortikale göre oldukça düşüktür; bu, trabeküler yapının enerji absorbe etme kapasitesiyle ilişkilidir. Model 1 için en yüksek stres değeri yine PEKK (7.229 MPa) ve PEEK (7.225 MPa) materyallerinde

gözlenmiştir. Trinia (7.215 MPa) ve Trilor (7.187 MPa) yakın değerlere sahiptir. Titanyum (6.983 MPa) ve Zirkonya (6.881 MPa) spongiöz kemikte de en düşük stres değerlerine sahiptir.

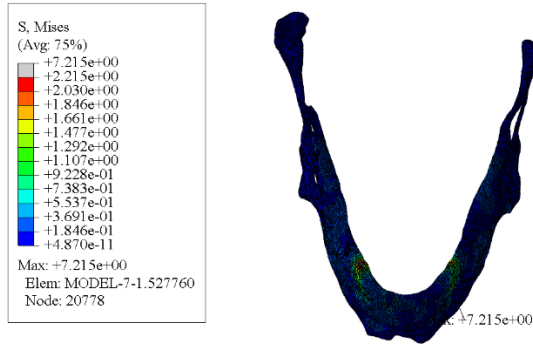
Model 2 için en düşük stres değeri Zirkonya (2.831 MPa) ve Titanyum (2.850 MPa) materyallerinde kaydedilmiştir. PEEK (2.931 MPa), PEKK (2.922 MPa), Trinia (2.899 MPa) ve Trilor (2.890 MPa) materyallerinde daha yüksek stres değerleri gözlenmiştir. Değerler bir birine yakın sonuçlar vermektedir. Bu, All-on-Six tasarımının hem kortikal hem de spongiöz kemikte genel olarak dengeli yük dağılımı göstermektedir.



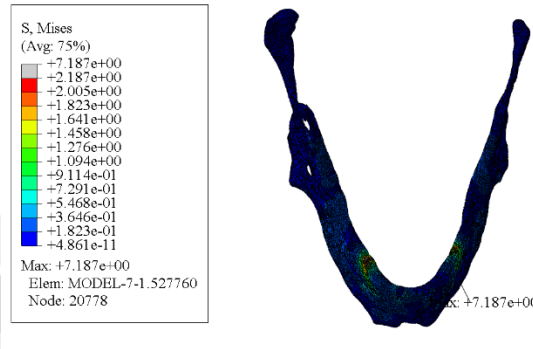
Şekil 4. 72. Model 1- PEKK altyapı için spongiöz kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



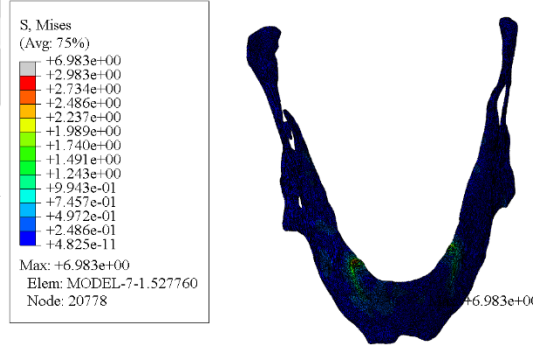
Şekil 4. 73. Model 1- PEEK altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



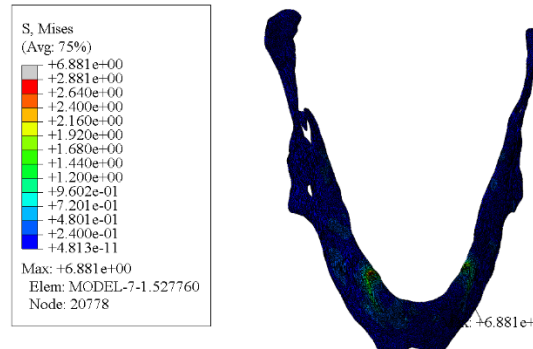
Şekil 4. 74. Model 1- Trinia altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



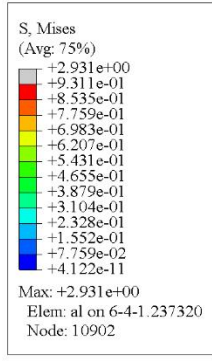
Şekil 4. 75. Model 1- Trilor altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



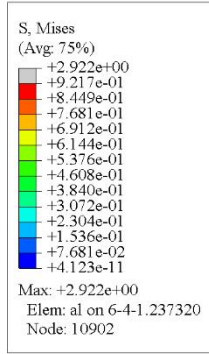
Şekil 4. 76. Model 1- Titanyum altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



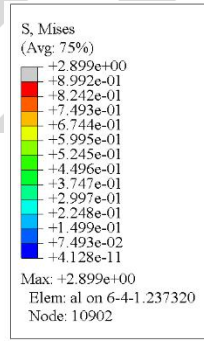
Şekil 4. 77. Model 1- Zr altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



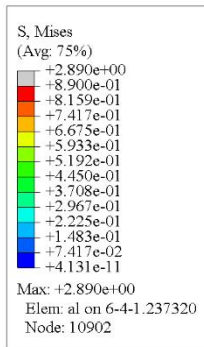
Şekil 4. 78. Model 2- PEEK altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



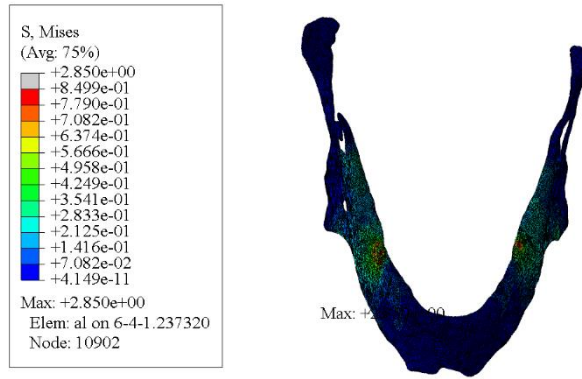
Şekil 4. 79. Model 2- PEKK altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



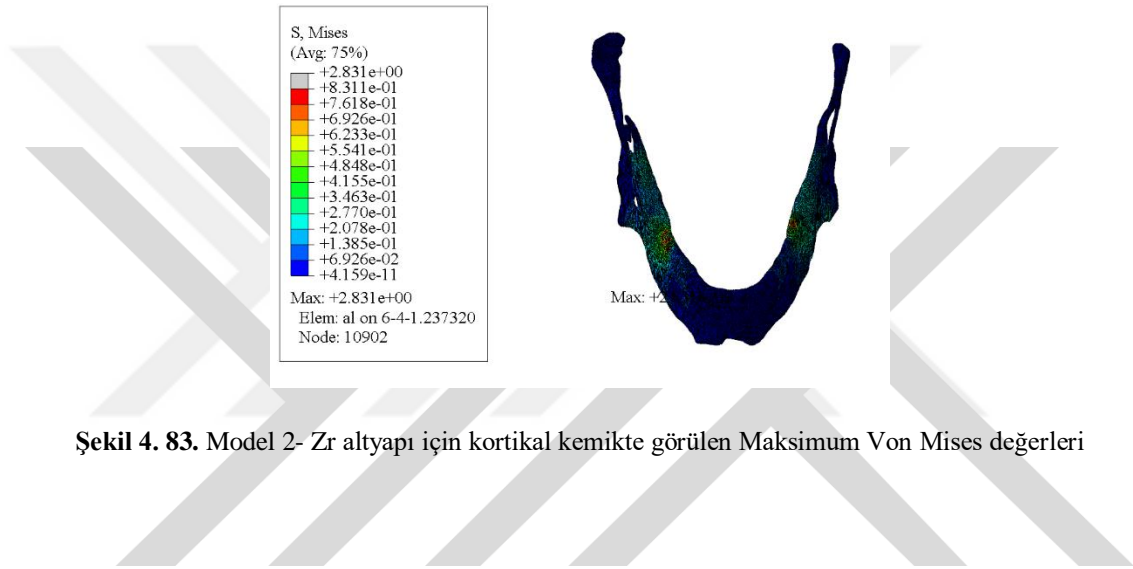
Şekil 4. 80. Model 2- Trinia altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



Şekil 4. 81. Model 2- Trilor altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



Şekil 4. 82. Model 2- Ti altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri



Şekil 4. 83. Model 2- Zr altyapı için kortikal kemikte görülen Maksimum Von Mises değerleri

5. TARTIŞMA

Tam dişsiz hastaların oral rehabilitasyonunda, implant destekli hareketli protezler uzun yıllar boyunca etkili bir tedavi yöntemi olarak kullanılmış olsa da günümüzde hem klinisyenler hem de hastalar tarafından implant destekli sabit protezler giderek daha fazla tercih edilmektedir. Bu tercih eğilimi, sabit protezlerin hastaların çiğneme etkinliğini anlamlı düzeyde artırması, fonasyon ve estetik açısından daha doğal bir görünüm sunması ve genel hasta memnuniyetini yükseltmesiyle ilişkilidir. Tam dişsiz hastaların rehabilitasyonunda mandibular implant destekli sabit protezler, uzun dönemli klinik çalışmalarda bildirilen başarılı sonuçlar nedeniyle güvenilir ve etkili bir tedavi yöntemi olarak kabul görmektedir (Zaparolli ve ark. 2017). Ayrıca, sabit protezler hastaların özgüvenini ve yaşam kalitesini olumlu yönde etkileyerek sosyal etkileşimlerini de desteklemektedir.

Modern implantoloji uygulamalarında temel hedeflerden biri, hastaya minimum cerrahi müdahale ile maksimum terapötik faydayı sunmaktır. Bu kapsamda, cerrahi invazivliği en aza indirgeyerek daha az sayıda implant ile fonksiyonel, estetik ve biyomekanik olarak başarılı bir sabit protetik restorasyon elde etmek klinik olarak büyük önem taşımaktadır (Mertens ve ark. 2012).

Malo ve ark. (2003) tarafından geliştirilen cerrahi yaklaşım olan “All-on-Four” konsepti, atrofik çenelerde sabit protez uygulamalarını daha hızlı, öngörülebilir ve klinik olarak uygulanabilir hale getirmeyi hedeflemektedir. Bu yöntem, kemik grefti, ikinci cerrahi gibi zaman alıcı, maliyetli ve hasta morbiditesini artıran prosedürlere ihtiyaç duymadan tedavi olanağı sunmaktadır. Özellikle Cawood & Howell sınıflamasına göre sınıf IV, V ve VI derecelerinde rezorbe olmuş çenelerde etkili ve güvenilir bir seçenek olarak tanımlanmıştır (Tallarico ve ark. 2016). Bu tip olgularda, ileri augmentasyon işlemlerine gerek kalmaksızın hem maksillaya hem de mandibulaya uygulanabilme avantajı sunar (Avrampou ve ark. 2013, Papadimitriou ve ark. 2014).

“All-on-Four” konsepti, klasik implant tedavilerinde görülen 3 ila 6 aylık uzun iyileşme süreçlerine kıyasla, hastanın yaşam kalitesini hızla artırma potansiyeline sahiptir (Branemark 1967, Adell ve ark. 1981, Patzelt ve ark. 2014). Malo ve ark. (2012) tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, farklı marka ve tipte implantlar

kullanılarak maksillaya uygulanan “All-on-Four” tedavisinin 5 yıllık klinik takip sonuçlarında, implant sağ kalım oranı %93, protez sağ kalım oranı ise %100 olarak bildirilmiştir.

Özdemir Doğan ve ark. (2014), mandibulada “All-on-six” implant konfigürasyonunun “All-on-four” konseptine kıyasla daha üstün bir biyomekanik performans sergilediğini bildirmiştir. Ancak bu çalışmada yalnızca titanyum altyapı tercih edilmiş ve analiz, kemik dokusundaki minimum ana gerilim üzerine odaklanmıştır. Almeida ve ark. (2015) ise titanyum altyapılı “All-on-four” konseptine kıyasla, “All-on-six” implant konfigürasyonunda hem maksimum hem de minimum ana gerilimlerin daha düşük olduğunu ortaya koymuştur. Bununla birlikte, çalışmada kullanılan modeller anatomik detaylardan yoksundu; yani implant parçaları ya da doğal anatomik altyapılar dahil edilmemişti. Bu bulgular, bizim çalışmamızdaki sonuçlarla uyumludur. Bizim analizimizde, “All-on-Six” konfigürasyonunda kantilever bulunmaması sayesinde hem kortikal hem de spongiöz kemikte maksimum Von Mises değerlerinin “All-on-Four” konfigürasyonuna göre belirgin şekilde daha düşük olduğu görülmüştür.

Başka bir çalışmada (Silva ve ark. 2010), "All-on-Four" sisteminin biyomekanik davranışı, “All-on-six” implant konfigürasyonun da distal implantları eğimli yerleştirilen maksiller protez modeliyle karşılaştırmıştır. Elde edilen bulgulara göre, her iki konfigürasyonda da stresin yoğunlaştığı bölgeler ve dağılım desenleri benzerlik göstermiştir. Bununla birlikte, implant sayısının artırılması, maksimum von Mises stres değerlerini azaltma eğilimindeyken; kantilever varlığı, bu değerlerde belirgin bir artışa neden olmuştur. Bizim çalışmamızda aynı şekilde All-on-Four ve All-on-Six konfigürasyonlarında distal implantlar açılı olarak yerleştirilmiştir. All-on-Six konfigürasyonunda implant sayısının artırılması, kantileverin ortadan kaldırılması ve implantların açılı yerleşimi sayesinde hem kemikte hem de protetik parçalarda genel stres profili anlamlı şekilde azalmıştır.

Begg ve ark. (2009) tarafından yapılan bir çalışmada farklı implant eğim açıları değerlendirilmiştir. 0°, 15° ve 30° açıyla yerleştirilen implantlar arasında gerilme açısından anlamlı bir fark bulunmazken, 45° eğimli implantlarda çevre dokularda daha yüksek gerilim değerlerinin ortaya çıktığı bildirilmiştir.

Yine Sannino ve ark. (2015) tarafından yapılan SESA çalışmasında “All-on-four” konsepti ile distal implantların eğim açısı için 3 farklı (15°, 30°, 45°) açı 4 farklı yüklenme simülasyonuna tabi tutulmuştur. Gerilim düzeyi açısından değerlendirildiğinde, 45°'lik eğime sahip modelin peri-implant kemik açısından en riskli olanı gözlemlenmiştir.

Benzer farklı bir çalışmada, “All-on-four” konsepti ile yerleştirilen distal implant açıları, kantilever uzunlukları ve altyapı materyalleri karşılaştırılmıştır (Tribst ve ark. 2022). 30°, 45° açı ile yerleştirilmiş implantlar ve farklı kantilever uzunluklarına bakıldığında en yüksek gerilim yoğunluğu 45° açıyla yerleştirilen ve 10 mm kantilever uzunluğuna sahip protezlerde görülmüştür. Bu durum özellikle, PEEK altyapı kullanıldığında daha yüksek stres büyüklükleri ile ortaya çıkmıştır. Bu bulgular, daha önce yapılan çalışmalar ile de uyumludur. Daha önce yapılan çalışmalar 30° üzerindeki implant eğimlerinde stres birikiminin belirgin şekilde arttığını ortaya koymuştur. Bu nedenle, mevcut çalışmamızda posterior implantlar 30° eğimli olarak planlanmıştır.

Sonlu elemanlar analizinde uygulanan yüklerin, klinik durumu temsil edecek şekilde doğru büyüklük, yön ve konumda modellenmesi; dokular ve protetik yapıların mekanik davranışlarına dair daha tutarlı ve öngörülebilir sonuçlar elde edilmesini sağlar. Literatürde, çiğneme ve maksimum ısırma kuvvetlerine ilişkin bildirilen yön ve kuvvet değerleri arasında önemli farklılıklar gözlemlenmektedir. Bunun temel sebebi, bireyler arasında görülen fizyolojik ve fonksiyonel çeşitliliklerdir. Özellikle yaş, cinsiyet, parafonksiyonel alışkanlıkların varlığı, dental arkın segmental bölgeleri ve dişsizlik durumu gibi birçok etken, maksimum ısırma kuvvetlerinin büyüklüğünü belirleyici rol oynamaktadır (Linderholm ve Wennström 1970).

İmplant destekli sabit restorasyonların başarılı olabilmesi için, protetik yapıya binen oklüzal yüklerin uygun şekilde dağıtılması gerekir. Morneburg ve Proschel (2002) tarafından yapılan çalışmada, doğal dişlere sahip ve sabit protez kullanan yetişkin bireylerde ortalama 200–300 N aralığında, en yüksek yaklaşık 400 N seviyelerinde ısırma kuvveti ölçülmüştür. Muller ve ark. (2012) tarafından yürütülen bir çalışmada, konvansiyonel total protez, overdenture ve implant destekli protez kullanan bireylerde ısırma kuvvetleri karşılaştırılmış; sırasıyla 100 N'nin altında, yaklaşık 100 N ve 200–300 N aralığında ısırma kuvveti değerleri raporlanmıştır.

Yapılan bir çalışmada, all-on-four ve all-on-six tasarımlarında tek taraflı 150 N yük uygulanmıştır (Bhering ve ark. 2016). Ersöz ve Mumcu (2022) yaptıkları çalışmada, all-on-four ve all-on-six tasarımlarında ise tek taraflı molar bölgeye 200 N yük uygulaması tercih etmişlerdir. Doğan ve ark. (2014), All-on-Four konseptini değerlendirdikleri sonlu elemanlar analizinde, implantlar ve çevre kemik dokusu üzerindeki gerilme dağılımını incelemek amacıyla, premolarlar ve birinci moların bukkal tüberküllerine oklüzal düzlemlerle 75° açı yapacak şekilde lingual yönde toplamda 300 N'luk kuvvet uygulamışlardır. Bu kuvvet, her bölgeye 100 N olacak şekilde dağıtılmış ve daha çok fizyolojik çiğneme hareketlerini taklit eden oblik bir yükleme senaryosu tercih edilmiştir. Bu yaklaşım, klinik durumu daha gerçekçi biçimde modellemek ve kantilever bölgesindeki stres yoğunlaşmalarını değerlendirmek açısından önemli veriler sunmaktadır.

Kumari ve ark. (2020) all-on-four konseptinde 4 farklı klinik senaryoları temsil eden yükleme koşulunu değerlendirmiştir. Yükleme 1, tam ark oklüzal fonksiyonu simüle etmek amacıyla planlanmış olup, ikinci premolar ile birinci molar bölgelerine bilateral ve eş zamanlı olarak uygulanan 150 N'luk dikey statik yüklerin yanı sıra, birinci premolarlara 150 N ve kanin dişlerinin palatinal yüzeylerine 100 N'luk ek kuvvetleri içermektedir. Bu yükleme, tam çiğneme fonksiyonunu temsil ettiği için özellikle genel stres dağılımını değerlendirmede referans niteliği taşımaktadır. Yükleme 2, anterior bölgeye yönelik bir senaryoyu modellemekte olup, merkezi kesici dişlerin palatinal yüzeyine tek taraflı olarak uygulanan 90 N'luk yatay statik yük ile gerçekleştirilmiştir. Bu durum, özellikle parafonksiyonel alışkanlıklar ya da ön bölge dominanslı oklüzal temasların implant ve çevre dokular üzerindeki etkilerini değerlendirmede önemlidir. Yükleme 3, lateral kuvvet aktarımının değerlendirilmesini amaçlamaktadır. Sol köpek dişinin palatinal bölgesine uygulanan 90 N'luk tek taraflı yatay yük, fonksiyonel ya da parafonksiyonel lateral hareketlerin implant sistemi üzerindeki potansiyel risklerini ortaya koymak üzere modellenmiştir. Yükleme 4 ise posterior bölgeye ait kuvvetlerin etkisini analiz etmek amacıyla planlanmış, özellikle kantilever etkisini gözlemlemek adına birinci molar bölgelerine bilateral ve eş zamanlı olarak uygulanan 200 N'luk dikey statik yükleri içermektedir. Bu yükleme, konsol uzantılı protezlerde distale iletilen kuvvetlerin biyomekanik etkilerini değerlendirmek açısından kritik öneme

sahiptir. Bizim çalışmamızda da benzer çalışmalar dikkate alınarak posterior bölgede çift taraflı 150 N kuvvet uygulandı.

Literatürde bildirilen ısırma kuvveti değerleri arasında farklılıklar bulunsa da araştırmaların büyük çoğunluğu aşırı yüklenmelerin ve parafonksiyonel kuvvetlerin, özellikle marjinal kemik kaybı ve implant başarısızlığı riskini artırdığı konusunda ortak bir görüşe sahiptir. Bu durum hem biyolojik dokular hem de protetik yapılar üzerinde uzun vadede olumsuz etkiler yaratabileceğini göstermektedir (Quirynen ve ark. 1992, Naert ve ark. 1992).

Osseointegrasyonun sağlıklı bir şekilde devam edebilmesi, implant çevresindeki kemik dokunun biyomekanik denge içinde kalmasıyla doğrudan ilişkilidir. Aşırı kemik gerilimi, zamanla istenmeyen kemik remodelingi süreçlerini tetikleyerek, implantın kemikle olan entegrasyonunu olumsuz yönde etkileyebilir ve bu durum osseointegrasyon kaybına yol açabilir (Frost 1994). Konvansiyonel protez materyallerine yönelik yapılan araştırmalarda, yapısal olarak daha hafif materyallerin, ağırlığı fazla olanlara kıyasla stres iletimi açısından daha avantajlı olduğu ifade edilmektedir (Zoidis ve ark. 2016, Skirbutis ve ark. 2017, Ohkubo ve ark. 2017, Tran ve ark. 2020). Bhering ve ark. (2016) yaptıkları çalışmada, yüksek rijitliğe sahip altyapı materyallerinin; kemik, implant, vida ve abutment gibi yapılar üzerindeki stres seviyelerini azalttığı ve protez altyapısının yer değiştirme miktarını belirgin şekilde düşürdüğü rapor edilmiştir. Benzer şekilde, çeşitli araştırmalarda, elastik modülü yüksek olan materyallerin, implant destekli sabit restorasyonlarda daha dengeli bir yük aktarımı sağladığı ve bu nedenle biyomekanik açıdan tercih edilebilir olduğu ifade edilmiştir (Jacques ve ark. 2009, Assunção ve ark. 2010).

İmplant destekli sabit restorasyonlarda tercih edilen altyapı materyali, yalnızca protezin dayanıklılığı ve estetiği açısından değil, aynı zamanda fonksiyon sırasında oluşan kuvvetlerin kemik, implant ve protezin diğer bileşenlerine nasıl aktarıldığı açısından da kritik bir rol oynamaktadır. Bu nedenle, altyapı malzemesinin seçimi, uzun dönem klinik başarıyı etkileyen temel faktörlerden biri olarak kabul edilmektedir (Bacchi ve ark. 2013). Günümüzde bu amaçla; kobalt-krom (CoCr) alaşımları, titanyum, zirkonya, PEEK, PEKK, fiber takviyeli polimerler ve krom-nikel gibi farklı fiziksel ve mekanik özelliklere sahip pek çok altyapı materyali kullanılabilmektedir

(Cevik ve ark. 2022). Her bir malzeme, farklı elastikiyet modülleri ve yapısal özellikleriyle stres dağılımı üzerinde özgün etkiler oluşturmakta, bu da klinik uygulamada malzeme seçiminde dikkatli değerlendirmeyi gerektirmektedir. Bu çalışmada ise, yaygın kullanılan titanyum, zirkonya, PEEK, PEKK ve güncel piyasaya sürülen Trilor, Trinia altyapı materyalleri kullanılmıştır.

Lee ve ark. (2017), PEEK, zirkonya ve titanyum altyapıların karşılaştırıldığı 3B sonlu eleman analizinde, PEEK materyalinin darbe emici etkisinin sınırlı olduğunu ve bu etkinin özellikle basınç streslerine karşı belirgin olduğunu bildirmiştir. Çalışmada, düşük elastik modüle sahip PEEK altyapılarının, kendi içlerinde daha az stres biriktirmesine rağmen, implant ve çevresindeki kemik dokuda daha fazla stres oluşturduğu vurgulanmıştır. İmplant çevresinde oluşan çekme ve basma gerilimlerinin büyüklüğü sırasıyla PEEK>Ti>Zr şeklinde sıralanırken, altyapı materyalinde oluşan Von Mises streslerinin bu sıranın tersine Zr>Ti>PEEK şeklinde olduğu tespit edilmiştir. Bu durum, düşük elastik modüllü materyallerin implant ve kemik yapılarında daha fazla stres birikimine yol açarak, uzun dönem biyomekanik başarısını olumsuz etkileyebileceğini göstermektedir.

Bizim çalışmamızda da benzer sonuçlar elde edilmiştir. Özellikle All-on-Four konfigürasyonunda, PEEK altyapısı implant çevresinde en yüksek Von Mises stres değerini göstermiştir (773.3 MPa). Titanyum ve Zirkonya materyallerinde ise bu değerler daha düşük bulunmuştur. Kortikal kemikte de PEEK, en yüksek stres değerine (72.58 MPa) sahipken, Zirkonya en düşük değeri (46.34 MPa) göstermiştir. Bu sonuçlar, Lee ve ark. (2017) çalışmasında vurgulanan, PEEK'in implant çevresinde daha fazla stres birikimine neden olduğu sonucuyla uyumludur. Altyapı materyalindeki maksimum Von Mises stres dağılımına bakıldığında, PEEK ve PEKK gibi polimer esaslı materyallerde daha düşük değerler gözlenmiştir. Çalışma sonuçları bildirilen altyapı stres dağılım sıralamasıyla uyumludur (Zr > Ti > PEEK).

All-on-Six konfigürasyonunda ise kantilever bulunmaması ve implant sayısının artırılması sayesinde genel stres düzeyi önemli ölçüde düşmüştür. Her üç materyalde de implant çevresi ve kemik üzerindeki stres değerleri belirgin şekilde azalmıştır. Ancak bizim çalışmamızda, “All-on-six” konfigürasyonunda PEEK hem implant çevresinde hem altyapı üzerinde daha düşük değer sıralaması göstermiştir.

Dayan ve ark. (2021) yaptığı çalışmada, Ti, ZrO₂, PEEK ve PEKK altyapıların kullanıldığı dört implant destekli sistemlerde, PEEK ve PEKK materyallerinin protez vidası üzerinde daha yüksek stres oluşturduğu ve bu stresin özellikle servikal bölgede yoğunlaştığı rapor edilmiştir. PEKK ve PEEK altyapılar, kendi içlerinde daha düşük stres birikimi gösterirken, buna karşılık kemik dokulara, implantlara, abutmentlere ve protez vidalarına iletilen stres miktarının arttığı görülmüştür. Her ne kadar bu stres düzeyleri materyallerin mekanik dayanım sınırlarının altında kalsada, elde edilen Von Mises stres değerlerinin çekme dayanımları ile karşılaştırılması, sonuçların biyomekanik açıdan daha kapsamlı yorumlanabilmesi açısından önem taşımaktadır. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde All-on-four konfigürasyonunda PEEK ve PEKK kendi içlerinde Titanyum ve Zirkonyaya göre daha düşük stres birikimi gösterirken, implant, abutment ve okluzal vidalarda daha yüksek stres birikimi gösterdiği bulunmuştur.

De Giorgis ve ark. (2024) yaptığı çalışmada, tam ark protezlerde kullanılan farklı altyapı materyallerinin mekanik davranışlarının belirgin şekilde ortaya koymuştur. Tek yönlü karbon fiber takviyeli kompozit ve cam fiber takviyeli kompozit materyaller, daha az deformasyon ve yüksek rijitlik sunarak mekanik açıdan başarılı sonuçlar vermiştir. Geleneksel olarak kullanılan titanyum ve altın alaşımı ise, yük arttıkça kontrollü şekilde deformasyon göstererek öngörülebilir bir performans sergilemiştir. Öte yandan, yalnız rezinden oluşan ya da çok yönlü fiber takviyeli altyapılar, belirgin düzeyde daha fazla deformasyon göstermiştir. Elde edilen bulgular, protez tasarımında yalnızca kullanılan materyalin değil, lif yönelimi, kaplama kalınlığı ve bölgesel tasarım gibi faktörlerin de dikkate alınması gerektiğini ortaya koymaktadır. Bu nedenle, materyal seçimi yapılırken hem biyomekanik hem de klinik ihtiyaçlar beraber değerlendirilmelidir.

Bizim çalışmamızda piyasada mevcut Trilor (çok yönlü cam fiber takviyeli kompozit) ve Trinia (çok yönlü, katmanlı cam fiber takviyeli kompozit) materyalleri kullanılmıştır. Bulgularımıza göre, “All-on-Four” konfigürasyonunda Trilor ve Trinia altyapılarının, rijit materyallere kıyasla daha yüksek abutment, abutment vidası, okluzal vida stresine neden olduğu görülmüştür. İmplant çevresinde ve kortikal kemikte de Trilor ve Trinia'nın, rijit materyaller (Titanyum ve Zirkonya) kadar düşük stres düzeyi sağlayamadığı belirlenmiştir. Çalışma sonuçları, De Giorgis ve ark. (2024) çalışmasının

sonuçlarıyla paralellik göstermektedir. Çok yönlü fiber takviyeli altyapılar (Trilor) ve çok yönlü katmanlı cam fiber yapılar (Trinia), daha fazla deformasyon eğilimine sahip olup, bu durum bağlantı elemanlarında ve kemik dokusunda artan stres birikimiyle sonuçlanmıştır. Hem De Giorgis ve ark. (2024) çalışması hem de bizim çalışmanın sonuçları, altyapı materyal seçiminde yalnızca materyal türünün değil; fiber yönelimi, katman yapısı, kaplama kalınlığı ve bölgesel tasarım gibi faktörlerin de dikkate alınması gerektiğini açıkça göstermektedir.

Passaretti ve ark. (2018), 150 N yük uygulaması altında antagonist dişlerle tam oklüzyon simülasyonu gerçekleştirilmiş ve dört farklı altyapı materyali biyomekanik açıdan değerlendirilmiştir. Bulgulara göre, implant çevresinde en düşük servikal stres Trinia grubunda, en yüksek stres ise konvansiyonel Cr-Co grubunda gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda da Trinia materyali, All-on-Four konfigürasyonunda implant çevresinde orta düzeyde stres değerleri oluştururken, abutment ve vida bileşenlerinde daha yüksek stres seviyeleri tespit edilmiştir. Ancak çalışmamızda kullanılan rijit materyaller hem implant çevresinde hem de kortikal kemikte daha düşük stres seviyeleri sunarak biyomekanik açıdan daha avantajlı bulunmuştur. Sonuç olarak, Passaretti ve ark. (2018) çalışmasında FRC altyapıların cerrahi ve ekonomik avantajları ön plana çıkarılırken, bizim çalışmamız altyapı materyallerinin biyomekanik performansını detaylı şekilde incelemiş ve rijit materyallerin uzun dönem stabilite açısından daha öngörülebilir bir davranış sergilediğini göstermiştir. Passaretti ve ark. (2018) sabit alt çene implant-protetik rehabilitasyonunda fiberle güçlendirilmiş kompozit materyallerin (FRC) güvenli ve etkili bir şekilde kullanılabileceğini desteklemektedir. Ayrıca, çalışmada kullanılan Trinia materyalinin, geleneksel metal altyapılarla kıyaslanabilir düzeyde mekanik dayanım sergilemesi, bu malzemeyi sabit protez yapımında biyomekanik açıdan uygulanabilir bir alternatif hâline getirmektedir. Metal altyapıların neden olduğu korozyon, biyotolerans sorunları ve yüksek maliyet gibi dezavantajlar göz önünde bulundurulduğunda, Trinia gibi metal içermeyen alternatiflerin kullanımı hem klinik hem de ekonomik açıdan avantaj sağlayabilir.

Passaretti ve ark. (2018), aynı zamanda tüm gruplarda posterior implantlarda servikal bölgede, anterior implantlara kıyasla daha yüksek stres konsantrasyonu ortaya çıktığını bulmuştur. Bu durum, posterior bölgelerdeki geniş oklüzal temas yüzeyinin ve horizontal kantilever etkisinin artmış yük aktarımına neden olmasına bağlanmıştır.

Yapılan farklı bir çalışmada da (Duyck ve ark. 2001), implant çevresindeki stres dağılımı incelenmiş ve her durumda en yüksek stresin, kantilever bölgesine en yakın implant çevresinde olduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da aynı şekilde posterior implantlar da servikal bölgede daha fazla stres değerleri gözlemlenmiştir.

Diş hekimliği alanında yaygın biçimde kullanılan SESA, bu çalışmada da simülasyon süreçlerinde temel yöntem olarak tercih edilmiştir (Özdemir Doğan ve ark. 2014). SESA yöntemi; mandibula ve maksilla gibi karmaşık anatomik yapıların sayısal olarak modellenmesine, oral kavitede ortaya çıkan mekanik koşulların gerçekçi şekilde taklit edilmesine ve çeşitli biyomekanik analizlerin güvenilir biçimde uygulanmasına olanak tanımaktadır. Bu sayede elde edilen bulgular, hem klinik uygulamalarda kullanılacak yeni aygıtların tasarımında hem de belirli mekanik özellikleri taşıyan biyomalzemelerin geliştirilmesinde yol gösterici nitelik taşımaktadır. Ayrıca aynı analiz protokolü kullanılarak implant konumlandırması ve açılmal yerleşimleri üzerinde değişiklikler yapılabilir; bu sayede, “All-on-Four” gibi sabit protetik tedavi yaklaşımları, hastanın konforunu ve tedavi başarısını artıracak şekilde optimize edilebilir.

Tam ark implant destekli sabit protezlerde kullanılan altyapı materyallerinin biyomekanik performansını inceleyen çok sayıda çalışma bulunmasına rağmen, bu çalışmaların büyük çoğunluğu yalnızca tek bir değişken üzerinde yoğunlaşmaktadır. Altyapı materyalleri, implant sayısı, yerleştirme açısı gibi birden fazla parametrenin birlikte ele alındığı kapsamlı araştırmalar ise literatürde oldukça sınırlı yer tutmaktadır. Bu değişkenlerin birlikte değerlendirilmesi, protezin biyomekanik davranışını incelemede kritik öneme sahiptir.

Bu süreçte, doğru altyapı materyalinin seçimi, tasarımı, kullanılan implantların doğru konumlandırılması, doğru açı da yerleştirilmesi, bu implantları destekleyen kemik dokusunun kalitesi ve miktarı da göz önünde bulundurulmalıdır. Tüm bu faktörler, protezin biyomekanik performansını doğrudan etkileyerek, tedavinin uzun dönemli sürdürülebilirliği açısından belirleyici rol oynamaktadır (George & Kurtzman, 2022).

Çalışmamızda klinik koşullara en yakın şekilde tasarlanmış matematiksel modeller kullanılarak, karşılaştırmalı ve yoruma dayalı sonuçlar elde edilmeye

alışılmıştır. Kemik-implant arayüzünde %100 osseointegrasyon varsayılmış ve modellerin homojen, izotropik lineer elastik özellikte olduğu kabul edilmiştir. Ancak, canlı dokuların doğal biyolojik özelliklerini ve kompleks mekanik davranışlarını bilgisayar ortamında tamamen gerçeğe uygun şekilde temsil etmek günümüzde mümkün değildir.

Bu nedenle, elde edilen bulguların klinik olarak daha sağlam temellere oturtulabilmesi için, implant sistemlerinin destek dokular üzerindeki uzun dönem biyomekanik etkilerini değerlendiren kapsamlı klinik takip çalışmalarıyla desteklenmesi gerekmektedir. Böylece, bilgisayar tabanlı modelleme sonuçları, gerçek klinik verilerle karşılaştırılarak çok daha güvenilir hale getirilebilir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı implant konfigürasyonları ve farklı alt yapı materyalleri kullanılarak implant destekli protezlerin maruz kaldığı kuvvetler sonucu ortaya çıkan stres dağılımlarının değerlerindirilmesi amaçlanarak gerçekleştirilen bu çalışmada:

1. Farklı altyapı materyalleri ve cerrahi konfigürasyonlar altında, protez, implant ve çevre kemik dokusunda oluşan stres seviyelerinin değişkenlik gösterdiği; elde edilen tüm stres değerlerinin biyolojik sınırlar içinde olduğu tespit edilmiştir.

2. All-on-Four konfigürasyonunda, All-on-Six'e kıyasla implant, kemik ve bağlantı elemanlarında daha yüksek düzeyde stres olduğu görülmüştür.

3. Her iki konfigürasyonda da en yüksek stresin, kantilever etkisi nedeniyle distal implant çevresinde yoğunlaştığı belirlenmiştir.

4. Altyapı materyalinin elastisite modülü arttıkça, kemik ve implant çevresinde oluşan stres seviyelerinin azaldığı gözlemlenmiştir.

5. PEEK ve PEKK materyallerinde, rijit materyallere göre kemik ve implant çevresinde daha yüksek stres değerleri saptanmış; PEEK ve PEKK gibi polimer esaslı materyallerin yük iletiminde daha fazla bağlantı stresine yol açtığı gözlemlenmiştir.

6. Vida-loosening (vida gevşemesi) veya vida kırığı gibi teknik komplikasyonların polimer bazlı sistemlerde daha olası olabileceği gözlemlenmiştir.

7. Titanyum ve Zirkonya gibi rijit altyapı materyalleri kullanıldığında hem kemikte hem de implant çevresinde daha düşük stres seviyeleri olduğu ve bu materyallerin daha homojen yük dağılımı sağladığı anlaşılmıştır.

8. Çalışmada kullanılan Trinia ve Trilor gibi cam fiber takviyeli kompozit altyapı materyallerinin, rijit materyallere kıyasla üst yapı parçalarda ve kemikte daha yüksek stres oluşturduğu, ancak implant üstü protezlerde kabul edilebilir biyomekanik performans sunduğu sonucuna varılmıştır.

9. Özellikle ileri derecede rezorbe olmuş kemik vakalarında, yük aktarımını daha kontrollü yapan rijit materyallerin tercih edilmesinin, uzun dönem biyomekanik stabilite ve implant sağ kalımı açısından daha avantajlı olacağı önerilmektedir.

7. KAYNAKÇA

- Abduo J, Judge RB. Implications of implant framework misfit: a systematic review of biomechanical sequelae. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(3):608-21.
- Abduo J. Fit of CAD/CAM implant frameworks: a comprehensive review. *Journal of Oral Implantology*. 2014 Dec 1;40(6):758-66.
- Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2009;18:17-22.
- Adell R, Lekholm U, Rockler BR, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*. 1981 Jan 1;10(6):387-416.
- Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*. 2010;11(1):18-23.
- Agliardi E, Panigatti S, Clerico M, Villa C, Malo P. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21:459-65.
- Agliardi EL, Romeo D, Panigatti S, de Araujo Nobre M, Malo P. Immediate full-arch rehabilitation of the severely atrophic maxilla supported by zygomatic implants: a prospective clinical study with minimum follow-up of 6 years. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2017;46:1592-9.
- Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1981;52(2):155-70.
- Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part I--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17(5).
- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants*. 1986 Jan 1;1(1):11-25.
- Albrektsson, T., & Zarb, G. The concept of osseointegration and its application to implant dentistry. *International Journal of Prosthodontics*. 1986;3(4):34-45.
- Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A. R. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1981;1(1):11-25.
- Alghazzawi TF. Relation of crown failure load to flexural strength for three contemporary dental polymers. *Polymers*. 2023 Nov 3;15(21):4312.
- Al-Kordy NM, Al-Saadi MH. Finite element study of stress distribution with tooth-supported mandibular overdenture retained by ball attachments or resilient telescopic crowns. *European Journal of Dentistry*. 2023 May;17(02):539-47.
- Allen PF, McMillan AS. A review of the functional and psychosocial outcomes of edentulousness treated with complete replacement dentures. *J Can Dent Assoc*. 2003;69(10):662.
- Almeida EO, Rocha EP, Júnior AC, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, Coelho PG. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2015 Jan;17:332-42.
- Alqurashi H, Khurshid Z, Syed AU, Habib SR, Rokaya D, Zafar MS. Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. *Journal of Advanced Research*. 2021 Feb 1;28:87-95.
- Alsadon O, Wood D, Patrick D, Pollington S. Fatigue behavior and damage modes of high performance polyether-ketone-ketone PEKK bilayered crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2020 Oct 1;110:103957.

- Alves LM, Rodrigues CS, Vardhaman S, Saunders C, Schneider JM, Lawn BR, Zhang Y. Exploring ductility in dental ceramics. *Journal of Dental Research*. 2022 Nov;101(12):1467-73.
- Amelya A, Kim JE, Woo CW, Otgonbold J, Lee KW, Kim JE, Woo CW, Lee KW. Load-Bearing Capacity of Posterior CAD/CAM Implant-Supported Fixed Partial Dentures Fabricated with Different Esthetic Materials. *International Journal of Prosthodontics*. 2019 Mar 1;32(2).
- Andersson B, Glauser R, Maglione M, Taylor Å. Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. *International Journal of Prosthodontics*. 2003;16(6).
- Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clinical oral implants research*. 2009 Sep;20:32-47.
- Anitua E, Eguia A, Staudigl C, Alkhraisat MH. Clinical performance of additively manufactured subperiosteal implants: a systematic review. *International Journal of Implant Dentistry*. 2024 Feb 5;10(1):4.
- Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials*. 2002 Dec 1;18(8):590-5.
- Asawa N, Bulbule N, Kakade D, Shah R. Angulated implants: an alternative to bone augmentation and sinus lift procedure: systematic review. *J Clin Diagn Res*. 2015;9:10-3.
- Askeland DR, Phulé PP, Wright WJ, Bhattacharya DK. The science and engineering of materials. 2003; 357-74.
- Assunção WG, Gomes EA, Barao VA, Delben JA, Tabata LF, de Sousa EA. Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: a finite element analysis. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2010 May 1;21(3):689-95.
- Attia MA, Shokry TE. Effect of different fabrication techniques on the marginal precision of polyetheretherketone single-crown copings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2020 Nov 1;124(5):565.
- Avrampou M, Mericske-Stern R, Blatz MB, Katsoulis J. Virtual implant planning in the edentulous maxilla: criteria for decision making of prosthesis design. *Clinical oral implants research*. 2013 Aug;24:152-9.
- Aykent F, Özdoğan MS, Soğancı G. Occlusion of implant supported prostheses. *Turkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*. 2017;3(1):13-21.
- Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF, dos Santos MB. Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of oral science*. 2013;55(3):239-44.
- Bae SY, Park JY, Jeong ID, Kim HY, Kim JH, Kim WC. Three-dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with polyetheretherketone (PEKK) and zirconia. *Journal of prosthodontic research*. 2017;61(2):106-12.
- Bagno A, Di Bello C. Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. *Journal of materials science: materials in medicine*. 2004;15(9):935-49.
- Baig MR, Rajan G, Rajan M. Edentulous arch treatment with a CAD/CAM screw-retained framework and cemented crowns: a clinical case report. *Journal of Oral Implantology*. 2009 Dec 1;35(6):295-9.
- Baran N. Finite element analysis on microcomputers. (No Title). 1988 Jan.
- Barbier L, Sloten JV, Krzesinski G, Van Der Perre ES. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *Journal of oral rehabilitation*. 1998 Nov;25(11):847-58.
- Bathe KJ. Finite element procedures. Klaus-Jurgen Bathe; 2006.
- BD R. Surfaces in biology and biomaterials; description and characterization. Interfacial phenomena and bioproducts. 1996.
- Becker W, Becker BE, Ricci A, Bahat O, Rosenberg E, Rose LF, Handelsman M, Israelson H. A prospective multicenter clinical trial comparing one-and two-stage titanium screw-shaped fixtures with one-stage plasma-sprayed solid-screw fixtures. *Clinical implant dentistry and related research*. 2000;2(3):159-65.
- Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2009 Aug 1;24(4).

- Berner S, Dard M, Gottlow J, Molenberg A, Wieland M. Titanium-zirconium: A novel material for dental implants. *Eur. Cells Mater.* 2009;17(16):189-205.
- Beyabanaki E, Shamshiri AR, Alikhasi M, Monzavi A. Effect of splinting on dimensional accuracy of impressions made of implants with different subgingival alignments. *Journal of Prosthodontics.* 2017 Jan;26(1):48-55.
- Bhardwaj S, Srivastava R, Palekar U, Choukse V. The “All-on-4” immediate function concept: A Review. *Natl J Dent Sci Res.* 2014;2:78-81.
- Bhering CL, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RL, Barão VA. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Materials Science and Engineering: C.* 2016 Dec 1;69:715-25.
- Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2000 Jan 1;15(1).
- Biris C, Bechir ES, Bechir A, Mola FC, Caraiane A, Badiu AV, Gioga C. Trinia reinforced polymer as core for implants superstructure. *Mater Plast.* 2017 Dec 1;54(4):762-7.
- Blanch-Martínez N, Arias-Herrera S, Martínez-González A. Behavior of polyether-ether-ketone (PEEK) in prostheses on dental implants. A review. *Journal of clinical and experimental dentistry.* 2021;13(5):520.
- Bodine RL, Yanase RT, Bodine A. Forty years of experience with subperiosteal implant dentures in 41 edentulous patients. *The Journal of prosthetic dentistry.* 1996;75(1): 33-44.
- Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2000 Oct 1;84(4):419-24.
- Branemark PI. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw; experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1967;16:95-102.
- Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P. Titanium in medicine: material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications. Berlin: Springer; 2001.
- Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publishing; 1985.
- Brånemark, P. I. Introduction to osseointegration. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery.* 1985;19(1):27-32.
- Brånemark, P. I. Osseointegration and its experimental background. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 1977;50(3):399-410.
- Brånemark, P. I., Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallén, O., & Ohman, A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery.* 1977;11(1):1-132.
- Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontology 2000.* 2017;73(1):7-21.
- Canullo L, Bigozzi I, Cocchetto R, Cristalli MP, Iannello G. Immediate positioning of a definitive abutment versus repeated abutment replacements in post-extractive implants: 3-year follow-up of a randomised multicentre clinical trial. *Eur J Oral Implantol.* 2010 Dec 1;3(4):285-96.
- Carinci F, Farina A, Zanetti U, Vinci R, Negrini S, Calura G, Laino G, Piattelli A. Alveolar ridge augmentation: a comparative longitudinal study between calvaria and iliac crest bone grafts. *Journal of Oral Implantology.* 2005 Feb 1;31(1):39-45.
- Carter DR, Orr TE, Fyhrie DP, Schurman DJ. Influences of mechanical stress on prenatal and postnatal skeletal development. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007).* 1987 Jun 1;219:237-50.
- Cevik P, Schimmel M, Yilmaz B. New generation CAD-CAM materials for implant-supported definitive frameworks fabricated by using subtractive technologies. *BioMed research international.* 2022;1:3074182.
- Chandrupatla T. Finite Element Analysis for Engineering and Technology (CD-Rom Included). Universities Press; 2004.

- Chang Y, Tambe AA, Maeda Y, Wada M, Gonda T. Finite element analysis of dental implants with validation: to what extent can we expect the model to predict biological phenomena? A literature review and proposal for classification of a validation process. *International journal of implant dentistry*. 2018 Dec;4:1-4.
- Chattman A. The history and development of dental implants. *J Oral Implantol*. 1970;1(1): 1-10.
- Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *British dental journal*. 2006 Oct;201(8):501-7.
- Chen S, Hong X, Ye Z, Wu M, Chen L, Wu L, Wang Y, Chen Y, Wu J, Wang J, Zhang Q. The effect of root canal treatment and post-crown restorations on stress distribution in teeth with periapical periodontitis: a finite element analysis. *BMC oral health*. 2023 Dec 6;23(1):973.
- Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial?. *Biomaterials*. 2006 Feb 1;27(4):535-43.
- Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of biomedical materials research*. 1989 Jan;23(1):45-61.
- Chun, H. J., Shin, H. S., Han, C. H., & Lee, S. H. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2006;21(2).
- Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barberà M, Cabratosa-Termes J. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(3):680-2.
- Dawson JH, Hyde B, Hurst M, Harris BT, Lin WS. Polyetherketoneketone (PEKK), a framework material for complete fixed and removable dental prostheses: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018 Jun 1;119(6):867-72.
- Dayan SC, Geckili O. 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*. 2021 Nov 10;24(14):1606-17.
- Dayangaç B. İmplant materyali olarak titanyum. *Hacettepe Üniversitesi Dışhekimliği Fakültesi Dergisi*. 1988;12(4):241-3.
- De Giorgis L, Pesce P, Barberis F, Lagazzo A, Pera F, Baldi D, Canullo L, Menini M. Fiber-Reinforced Composites for Full-Arch Implant-Supported Rehabilitations: An In Vitro Study. *Journal of Clinical Medicine*. 2024 Apr 2;13(7):2060.
- De Moraes PH, Olate S, Lauria A, Asprino L, de Moraes M, de Albergaria-Barbosa JR. 8-10 year follow-up survival of dental implants in maxillae with or without autogenous bone graft reconstruction. *International Journal of Clinical and Experimental Medicine*. 2015;8(10):19282.
- Degidi M, Nardi D, Piattelli A. One abutment at one time: non-removal of an immediate abutment and its effect on bone healing around subcrestal tapered implants. *Clinical oral implants research*. 2011 Nov;22(11):1303-7.
- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*. 2008 Mar 1;24(3):299-307.
- Deporter D, Watson P, Pharoah M, Todescan R, Tomlinson G. Ten-year results of a prospective study using porous-surfaced dental implants and a mandibular overdenture. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2002;4(4):183-9.
- DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology*. 2000 Apr 1;26(2):77-81.
- Doblaré M, Garcia JM, Gómez MJ. Modelling bone tissue fracture and healing: a review. *Engineering Fracture Mechanics*. 2004 Sep 1;71(13-14):1809-40.
- Dolgov VY, Klyshnikov KY, Ovcharenko EA, Glushkova TV, Batranin AV, Agienko AS, Kudryavtseva YA, Yuzhalin AE, Kutikhin AG. Finite element analysis-based approach for prediction of aneurysm-prone arterial segments. *Journal of Medical and Biological Engineering*. 2019 Feb 6;39:102-8.

- Donachie MJ. Titanium: A Technical Guide. ASM International. 2000;369.
- Doğan Ö. Evaluation of All-on-Four concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;6:1.
- Drago C, Howell K. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *Journal of Prosthodontics on Dental Implants.* 2015:152-65.
- Duyck J, Naert I, Rønold HJ, Ellingsen JE, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical oral implants research.* 2001 Jun;12(3):207-18.
- Ebrahimi F, editor. Finite element analysis: new trends and developments. BoD—Books on Demand; 2012 Oct 10.
- Egusa H, Ko N, Shimazu T, Yatani H. Suspected association of an allergic reaction with titanium dental implants: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2008 Nov 1;100(5):344-7.
- Ellingsen, J. E., Johansson, C. B., Wennerberg, A., & Holmén, A. Improved retention and bone-to-implant contact with fluoridated titanium implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.* 2006;21(5):684-90.
- Elmougy A, Schiemann AM, Wood D, Pollington S, Martin N. Characterisation of machinable structural polymers in restorative dentistry. *Dental materials.* 2018 Oct 1;34(10):1509-17.
- Erkmen E, Meriç G, Kurt A, Tunç Y, Eser A. Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials.* 2011 Jan 1;4(1):107-16.
- Ersöz MB, Mumcu E. Biomechanical investigation of maxillary implant-supported full-arch prostheses produced with different framework materials: a finite elements study. *The Journal of Advanced Prosthodontics.* 2022 Dec 22;14(6):346.
- Esposito, M., Hirsch, J. M., Lekholm, U., & Thomsen, P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. *European Journal of Oral Sciences.* 1998;106(3):527-51.
- Ewers R, Perpetuini P, Morgan VJ, Marincola M, Wu R, Seemann R. TRINIA™—Metal-free restorations. *Implants.* 2017;1:2-7.
- Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Practical procedures & aesthetic dentistry: PPAD.* 2003;15(8):625-32.
- Fink JK. Poly (aryl ether ketone) s. *High Performance Polymers.* 2008:209-36.
- Fokas G, Guo CY, Tsoi JK. The effects of surface treatments on tensile bond strength of polyether-ketone-ketone (PEKK) to veneering resin. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials.* 2019 May 1;93:1-8.
- Fontijn-Tekamp EA, Slagter AP, Van't Hof MA, Geertman ME, Kalk W. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *Journal of dental research.* 1998;77(10):1832-9.
- Francetti L, Corbella S, Taschieri S, Cavalli N, Del Fabbro M. Medium-and long-term complications in full-arch rehabilitations supported by upright and tilted implants. *Clinical implant dentistry and related research.* 2015 Aug;17(4):758-64.
- Francetti L, Rodolfi A, Barbaro B, Taschieri S, Cavalli N, Corbella S. Implant success rates in full-arch rehabilitations supported by upright and tilted implants: a retrospective investigation with up to five years of follow-up. *J Periodontal Implant Sci.* 2015;45(6):210-5.
- Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist.* 1994 Jun 1;64(3):175-88.
- Gao J, Xu W, Ding Z. 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. *Computer methods and programs in biomedicine.* 2006 May 1;82(2):97-105.
- Garg AK. Full-arch implant rehabilitation. Quintessence Publishing. 2019, Chicago, USA, p: 1-4.
- Geng J, Yan W, Xu W, editors. Application of the finite element method in implant dentistry. Springer Science & Business Media; 2008 Sep 26.

- Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001 Jun 1;85(6):585-98.
- George P, Kurtzman GM. Pterygoid implants: anatomical considerations and surgical placement. *Journal of Osseointegration*. 2022 Mar 8;14(2):81-7.
- Geren N, Uzay Ç, Bayramoğlu M. Mechanical engineering and issues on teaching mechanical engineering design in Turkey. *International Journal of Technology and Design Education*. 2018 Sep;28:843-66.
- Gizzi A, De Bellis ML, Vasta M, Pandolfi A. Diffusion-based degeneration of the collagen reinforcement in the pathologic human cornea. *Journal of Engineering Mathematics*. 2021 Apr;127:1-0.
- Gonçalves F, Dias EP, Cestary TM, Taga R, Zanetti RV, Zanetti A, Granjeiro JM. Clinical and histopathological analysis of intramucosal zirconia inserts used for improving maxillary denture retention. *Brazilian Dental Journal*. 2009;20:149-55.
- Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K., & Kan, J. Y. Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;90(2):121-132.
- Gowd MS, Shankar T, Ranjan R, Singh A. Prosthetic consideration in implant-supported prosthesis: a review of literature. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*. 2017;7:1-7.
- Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Implant Dentistry*. 1992 Apr 1;1(1):90.
- Grandi T, Guazzi P, Samarani R, Garuti G. Immediate positioning of definitive abutments versus repeated abutment replacements in immediately loaded implants: effects on bone healing at the 1-year follow-up of a multicentre randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2012 Mar 1;5(1):9-16.
- Grossmann Y, Madjar D. Prosthetic treatment for severely misaligned implants: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002 Sep 1;88(3):259-62.
- Grossmann Y, Pasciuta M, Finger IM. A novel technique using a coded healing abutment for the fabrication of a CAD/CAM titanium abutment for an implant-supported restoration. *The journal of prosthetic dentistry*. 2006s;95(3):258-61.
- Grössner-Schreiber B, Fetter T, Hedderich J, Kocher T, Schreiber S, Jepsen S. Prevalence of dental caries and periodontal disease in patients with inflammatory bowel disease: a case-control study. *Journal of clinical periodontology*. 2006 Jul;33(7):478-84.
- Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental materials*. 2004 Jun 1;20(5):449-56.
- Guichet DL, Caputo AA, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw-or cement-retained implant fixed partial denture designs. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2000 Mar 1;15(2).
- Haleem A, Javaid M. Polyether ether ketone (PEEK) and its manufacturing of customised 3D printed dentistry parts using additive manufacturing. *Clinical Epidemiology and Global Health*. 2019 Dec 1;7(4):654-60.
- Han KH, Lee JY, Shin SW, Han KH, Lee JY, Shin SW. Implant-and Tooth-Supported Fixed Prostheses Using a High-Performance Polymer (Pekkton) Framework. *International Journal of Prosthodontics*. 2016 Sep 1;29(5).
- Hanawa T. Biocompatibility of titanium from the viewpoint of its surface. *Science and Technology of Advanced Materials*. 2022;23(1):457-72.
- Hansson S, Löberg J, Mattisson I, Ahlberg E. Global biomechanical model for dental implants. *Journal of biomechanics*. 2011 Apr 7;44(6):1059-65.
- Hansson S, Norton M. The relation between surface roughness and interfacial shear strength for bone-anchored implants. A mathematical model. *Journal of Biomechanics*. 1999 Aug 1;32(8):829-36.
- Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *Journal of biomechanics*. 2003 Sep 1;36(9):1247-58.
- Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997 Jan 1;77(1):28-35.

- Heller H, Arieli A, Beitlitum I, Pilo R, Levartovsky S. Load-bearing capacity of zirconia crowns screwed to multi-unit abutments with and without a titanium base: an in vitro pilot study. *Materials*. 2019 Sep 20;12(19):3056.
- Heller MO. Finite element analysis in orthopedic biomechanics. In *Human orthopaedic biomechanics academic press*. 2022 Jan 1; 637-58.
- Hench LL, Wilson J. Surface-active biomaterials. *Science*. 1984 Nov 9;226(4675):630-6.
- Henriksson K, Jemt T. Evaluation of custom-made pro-cera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: a prospective 1-year follow-up study. *International Journal of Prosthodontics*. 2003 Nov 1;16(6).
- Hernigou P, Queinnee S, Flouzat Lachaniette CH. One hundred and fifty years of history of the Morse taper: from Stephen A. Morse in 1864 to complications related to modularity in hip arthroplasty. *International orthopaedics*. 2013;37:2081-8.
- Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME. Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(5).
- Hinze M, Thalmar T, Bolz W, Wachtel H. Immediate loading of fixed provisional prostheses using four implants for the rehabilitation of the edentulous arch: a prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25:1011-8.
- Ho CK. Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the "All-on-4" immediate function concept. *Australasian Dent Pract*. 2012 Mar;22:138-48.
- Hobkirk, J., & Watson, R. The evolution of implant dentistry. *British Dental Journal*. 2015; 219(11):527-31.
- Holst S, Blatz MB, Hegenbarth E, Wichmann M, Eitner S. Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2005;63(9):89-96.
- Horita S, Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Imai Y, Kirita T. Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the "All-on-Four" concept. *Journal of prosthodontic research*. 2017 Apr 1;61(2):123-32.
- Hsu JT, Fuh LJ, Lin DJ, Shen YW, Huang HL. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: Experimental and three-dimensional finite element analyses. *Journal of periodontology*. 2009;80(7):1125-32.
- Hughes TJ. *The finite element method: linear static and dynamic finite element analysis*. Courier Corporation; 2003.
- Jacques LB, Moura MS, Suedam V, Souza EA, Rubo JH. Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported prostheses. *Clinical oral implants research*. 2009 Jul;20(7):737-41.
- Janev EJ, Redzep E, Janeva N, Mindova S. Multi unit abutments recommended in prosthetic and surgical implantology treatment (case report). *Journal of Morphological Sciences*. 2020 Jul 3;3(1):65-72.
- Jensen OT, Adams MW, Cottam JR, Parel SM, Phillips III WR. The All-on-4 shelf: maxilla. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2010 Oct 1;68(10):2520-7.
- Jin HY, Teng MH, Wang ZJ, Li X, Liang JY, Wang WX, Jiang S, Zhao BD. Comparative evaluation of BioHPP and titanium as a framework veneered with composite resin for implant-supported fixed dental prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2019 Oct 1;122(4):383-8.
- Jivraj S, Chee W. Treatment planning of implants in posterior quadrants. *British dental journal*. 2006 Jul;201(1):13-23.
- Jm P. *Craig's restorative dental materials. Mechanical properties*. 2006:51-96.
- Johnson DH. Finite element analysis applications in undergraduate engineering. *Computers in Education Journal*. 1995;5(4):40-4.
- Johnston JF, Phillips RW, Dykema RW. *Modern practice in crown and bridge prosthodontics*. WB Saunders Company; 1965.

- Jokstad A, Albrektsson T, Brånemark PI. The use of dental implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(1):1-10.
- Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. *International dental journal.* 2003;53(S6P2):409-43.
- Jokstad, A. *Osseointegration and dental implants.* Wiley-Blackwell. 2009;1-280.
- Jung RE, Sailer I, Hammerle CH, Attin T, Schmidlin P. In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry.* 2007 Jun 1;27(3):251.
- Júnior PC, Novais VR, Machado AR, Soares CJ, Raposo LH. Effect of joint design and welding type on the flexural strength and weld penetration of Ti-6Al-4V alloy bars. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2015;113(5):467-74.
- Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2004 Jan 1;19(1).
- Karunagaran S, Paprocki GJ, Wicks R, Markose S. A review of implant abutments--abutment classification to aid prosthetic selection. *The Journal of the Tennessee Dental Association.* 2013 Sep 1;93(2):18-23.
- Kawahara H. Cellular responses to implant materials: biological, physical and chemical factors. *International dental journal.* 1983;33(4):350-75.
- Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics.* 2004 Apr 1;48(2):513-30.
- Kim JC, Lee J, Kim S, Koo KT, Kim HY, Yeo IS. Influence of implant-abutment connection structure on peri-implant bone level in a second molar: A 1-year randomized controlled trial. *The journal of advanced prosthodontics.* 2019;11(3):147-54.
- Klur T, Hasan I, Ottersbach K, Stark H, Fichte M, Dirk C, Bourauel C. PEKK-made indirect temporary crowns and bridges: a clinical pilot study. *Clinical oral investigations.* 2019 Feb 8;23:771-7.
- Kohal RJ, Att W, Bächle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology* 2000. 2008;47(1).
- Korkmaz FM. Maksiller defektlerde kuvvet dağılımının uygulanan implantların tip ve lokalizasyonlarına göre sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmesi.
- Krennmair G, Seemann R, Weinländer M, Wegscheider W, Piehslinger E. Implant-prosthodontic rehabilitation of anterior partial edentulism: a clinical review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2011 Oct 1;26(5).
- Kumari A, Malhotra P, Phogat S, Yadav B, Yadav J, Phukela SS. A finite element analysis to study the stress distribution on distal implants in an all-on-four situation in atrophic maxilla as affected by the tilt of the implants and varying cantilever lengths. *The Journal of Indian Prosthodontic Society.* 2020 Oct 1;20(4):409-16.
- Kurtz SM. An overview of PEEK biomaterials. *PEEK biomaterials handbook.* 2012 Jan 1:1-7.
- Köse S. Hasarlı çene kemiği tedavisinde protez dolgu malzemesinin ve abutment boyunun etkisinin sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmesi. Master's thesis, Fen Bilimleri Enstitüsü. 2013.
- Lacefield WR. Current status of ceramic coatings for dental implants. *Implant dentistry.* 1998 Jan 1;7(4):315-22.
- Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry.* 2006;26(1).
- Lee A, Okayasu K, Wang HL. Screw-versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant dentistry.* 2010 Feb 1;19(1):8-15.
- Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2005;94(4):377-81.
- Lee JH, Kim JC, Kim HY, Yeo IS. Influence of Connections and Surfaces of Dental Implants on Marginal Bone Loss: A Retrospective Study Over 7 to 19 Years. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 2020;35(6).
- Lee KS, Shin SW, Lee SP, Kim JE, Kim JH, Lee JY, Lee KS, Shin SW, Lee SP, Kim JE, Kim JH. Comparative Evaluation of a Four-Implant-Supported Polyetherketoneketone Framework Prosthesis: A Three-

- Dimensional Finite Element Analysis Based on Cone Beam Computed Tomography and Computer-Aided Design. *International Journal of Prosthodontics*. 2017 Nov 1;30(6).
- LeGeros RZ. Properties of osteoconductive biomaterials: calcium phosphates. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2002;395:81-98.
- Lewis S. An esthetic titanium abutment: report of a technique. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1991 Jun 1;6(2).
- Lin MI, Shen YW, Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ. A retrospective study of implant–abutment connections on crestal bone level. *Journal of dental research*. 2013;92:202-7.
- Linderholm H, Wennström A. Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build. *Acta odontologica scandinavica*. 1970 Jan 1;28(5):679-89.
- Linkevicius T, Apse P. Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2008 Jun 1;23(3).
- Linkevicius T, Puisys A, Vindasiute E, Linkeviciene L, Apse P. Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. *Clinical oral implants research*. 2013 Nov;24(11):1179-84.
- Linkow, L., The endosseous blade--a progress report. *The Probe*. 1970;13(4):105.
- Lisiak-Myszke M, Marciniak D, Bieliński M, Sobczak H, Garbacewicz Ł, Drogoszewska B. Application of finite element analysis in oral and maxillofacial surgery—A literature review. *Materials*. 2020 Jul 9;13(14):3063.
- Liu S, Liu Y, Xu J, Rong Q, Pan S. Influence of occlusal contact and cusp inclination on the biomechanical character of a maxillary premolar: a finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014 Nov 1;112(5):1238-45.
- Lu S, Li T, Zhang Y, Lu C, Sun Y, Zhang J, Xu D. Biomechanical optimization of the diameter of distraction screw in distraction implant by three-dimensional finite element analysis. *Computers in biology and medicine*. 2013 Nov 1;43(11):1949-54.
- Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication. *Journal of oral rehabilitation*. 2006 Jan;33(1):75-8.
- Malkoc MA, Sevimay M, Yaprak E. The use of zirconium and feldspathic porcelain in the management of the severely worn dentition: a case report. *European Journal of Dentistry*. 2009 Jan;3(01):75-8.
- Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A. The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;97(6):S26-34.
- Malo P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *The Journal of the American Dental Association*. 2011 Mar 1;142(3):310-20.
- Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Ferro A, Nunes M. The All-on-4 concept for full-arch rehabilitation of the edentulous maxillae: A longitudinal study with 5-13 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2019;21:538-49.
- Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Francischone C, Rigolizzo M. “All-on-4” immediate-function concept for completely edentulous maxillae: a clinical report on the medium (3 years) and long-term (5 years) outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14(1):139-50.
- Maló P, de Araújo Nobre M, Maló A. The “All-on-Four” treatment concept for the rehabilitation of edentulous jaws: A clinical report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2003;18(5), 651–8.
- Maló P, Nobre Md, Lopes A. The rehabilitation of completely edentulous maxillae with different degrees of resorption with four or more immediately loaded implants: a 5-year retrospective study and a new classification. *Eur J Oral Implantol* 2011;4:227-43.
- Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(1):88-94.

- Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*. 2003 Mar;5:2-9.
- Martani NS, Hadi BN. Investigating The Effect of Trinia and Zirconia Implant Supported Fixed Partial Denture On Stress Distribution in Peripheral Bone: A Three Dimensional Finite Element Modeling. *Eurasian Journal of Science and Engineering*. 2023 Jan 24;9(1):252-61.
- Meffert RM, Langer B, Fritz ME. Dental implants: a review. *Journal of periodontology*. 1992 Nov;63(11):859-70.
- Mertens C, Meyer-Bäumer A, Kappel H, Hoffmann J, Steveling HG. Use of 8-mm and 9-mm implants in atrophic alveolar ridges: 10-year results. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2012 Dec 1;27(6).
- Michalakakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *International journal of oral & maxillofacial implants*. 2003 Sep 1;18(5).
- Misch CE. *Clinical biomechanics in implant dentistry*. Contemporary Implant Dentistry. 2nd ed. St. Louis: Mosby. 1999:303-16.
- Misch CE. Contemporary implant dentistry. *Implant Dentistry*. 1999;8(1):90.
- Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive boen loading. *The International journal of oral implantology: implantologist*. 1990;6(2):23-31.
- Misch CE. *Dental implant prosthetics-E-book*. Elsevier Health Sciences; 2004 Sep 20.
- Misch CE. Occlusal considerations for implant-supported prostheses: implant-protective occlusion. In "Dental Implant Prosthetics" 1st ed, Misch CE ed. Chapter. 2005;31:874-912.
- Misch CE. St. Louis, MO: Mosby Elsevier. *Contemporary Implant Dentistry*. 2008; 99-100.
- Moaveni S. *Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e*. Pearson Education India; 2011.
- Modi R, Mittal R, Kohli S, Singh A, Sefa I. Screw versus cement retained prosthesis: A review. *Int J Adv Health Sci*. 2014 Oct;1(6):26-32.
- Montero J, de Paula CM, Albaladejo A. The "Toronto prosthesis", an appealing method for restoring patients candidates for hybrid overdentures: A case report. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*. 2012 Dec 1;4(5):309.
- Moore R, Beredjikian P, Rhoad R, Theiss S, Cuckler J, Ducheyne P, Baker DG. A comparison of the inflammatory potential of particulates derived from two composite materials. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials and The Japanese Society for Biomaterials*. 1997;34(2):137-47.
- Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *International Journal of Prosthodontics*. 2002 Jan 1;15(1).
- Müller F, Hernandez M, Grütter L, Aracil-Kessler L, Weingart D, Schimmel M. Masseter muscle thickness, chewing efficiency and bite force in edentulous patients with fixed and removable implant-supported prostheses: a cross-sectional multicenter study. *Clinical oral implants research*. 2012 Feb;23(2):144-50.
- Müller HP, Eger T. Masticatory mucosa and periodontal phenotype: a review. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2002 Apr 1;22(2).
- Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992 Dec 1;68(6):949-56.
- Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of prosthodontic research*. 2016 Jan 1;60(1):12-9.
- Nazari V, Ghodsi S, Alikhasi M, Sahebi M, Shamshiri AR. Fracture strength of three-unit implant supported fixed partial dentures with excessive crown height fabricated from different materials. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*. 2016;13(6):400.

- Negri B, Calvo-Guirado JL, Maté Sánchez de Val JE, Delgado Ruiz RA, Ramírez Fernández MP, Gómez Moreno G, et al. Biomechanical and bone histomorphological evaluation of two surfaces on tapered and cylindrical root form implants: An experimental study in dogs. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013;15:799-808.
- Nishioka RS, de Vasconcellos LG, de Melo Nishioka LN. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. *Implant dentistry*. 2009;18(6):512-20.
- O'Brien WJ, editor. *Dental materials and their selection*. Chicago: Quintessence; 2002.
- O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clinical oral implants research*. 2001 Dec;12(6):648-57.
- O'Neal RB, Sauk JJ, Somerman MJ. Biological requirements for material integration. *The Journal of oral implantology*. 1992;18(3):243-55.
- Oh KC, Park JH, Lee JH, Moon HS. Treatment of a mandibular discontinuity defect by using a fibula free flap and an implant-supported fixed complete denture fabricated with a PEKK framework: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;119(6):1021-4.
- Ohkubo C, Sato Y, Nishiyama Y, Suzuki Y. Titanium removable denture based on a one-metal rehabilitation concept. *Dental Materials Journal*. 2017 Sep 25;36(5):517-23.
- Oliva J, Oliva X, Oliva JD. One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2007 May 1;22(3).
- Onică N, Budală DG, Baciú ER, Onică CA, Gelețu GL, Murariu A, Balan M, Perteá M, Stelea C. Long-Term Clinical Outcomes of 3D-Printed Subperiosteal Titanium Implants: A 6-Year Follow-Up. *Journal of Personalized Medicine*. 2024;14(5):541.
- Osman RB, Swain MV. A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials*. 2015 Mar 5;8(3):932-58.
- Panayotov IV, Orti V, Cuisinier F, Yachouh J. Polyetheretherketone (PEEK) for medical applications. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 2016 Jul;27:1-1.
- Papadimitriou DE, Salari S, Gannam C, Gallucci GO, Friedland B. Implant-prosthetic classification of the edentulous jaw for treatment planning with fixed rehabilitations. *International Journal of Prosthodontics*. 2014 Jul 1;27(4).
- Park JW, Kim YJ, Jang JH, Kwon TG, Bae YC, Suh JY. Effects of phosphoric acid treatment of titanium surfaces on surface properties, osteoblast response and removal of torque forces. *Acta biomaterialia*. 2010 Apr 1;6(4):1661-70.
- Park SE, Da Silva JD, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clinical oral implants research*. 2007;18:569-74.
- Passaretti A, Petroni G, Miracolo G, Savoia V, Perpetuini A, Cicconetti A. Metal free, full arch, fixed prosthesis for edentulous mandible rehabilitation on four implants. *journal of prosthodontic research*. 2018;62(2):264-7.
- Patzelt SB, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The all-on-four treatment concept: a systematic review. *Clinical implant dentistry and related research*. 2014 Dec;16(6):836-55.
- Pessoa RS, Muraru L, Júnior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SV. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants—CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clinical implant dentistry and related research*. 2010 Sep;12(3):219-34.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999 Jan 1;20(1):1-25.
- Pjetursson BE, Tan K, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) in the edentulous jaw. *Clinical Oral Implants Research*. 2008;19, 73–86.

- Pourdanesh, F., M. Ejlall, and A. Sayyedi, Does subperiosteal implants still work as an option for management of sever atrophic ridge? *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2015;44:125.
- Pozzi A, Tallarico M, Moy PK. Four-implant overdenture fully supported by a CAD-CAM titanium bar: A single-cohort prospective 1-year preliminary study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016 Oct 1;116(4):516-23.
- Preiskel HW, Tsolka P. Cement-and screw-retained implant-supported prostheses: up to 10 years of follow-up of a new design. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2004 Jan 1;19(1).
- Prestipino V, Ingber A. Esthetic High-Strength Implant Abutments. *Parti. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1993;5(1):29-36.
- Prithviraj DR, Muley N, Gupta V. The evolution of external and internal implant–abutment connections: A review. *International Dental Research*. 2012;2(2):37-42.
- Puisys A, Auzbikaviciute V, Minkauskaite A, Simkunaite-Rizgeliene R, Razukevicius D, Linkevicius R, Linkevicius T. Early crestal bone loss: Is it really loss?. *Clinical case reports*. 2019;7(10):1913.
- Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and future success in the Brånemark® system. *Clinical oral implants research*. 1992 Sep;3(3):104-11.
- Rajan M, Gunaseelan R. Fabrication of a cement-and screw-retained implant prosthesis. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004 Dec 1;92(6):578-80.
- RAMOĞLU M. Diş Hekimliğinde Stres Analiz Yöntemleri: Sonlu Elemanlar Stres Analizi. *Türkiye Klinikleri Oral and Maxillofacial Surgery-Special Topics*. 2016;2(2):106-12.
- Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torriceni P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2002 Nov 1;17(6).
- Ring, M. E. A thousand years of dental implants: A definitive history—Part 1. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*. 1995;16(10):1060-69.
- Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dental Clinics of North America*. 2007 Jul 1;51(3):603-27.
- Romanos GE. The implant-abutment connection and its impact on prevention of peri-implant diseases and crestal bone stability—an academic and clinical evaluation of the literature. *Frontiers of Oral and Maxillofacial Medicine*. 2023 Mar 10;5.
- Rosén A, Gynther G. Implant treatment without bone grafting in edentulous severely resorbed maxillas: a long-term follow-up study. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2007;65(5):1010-6.
- Ruschel GH, Gomes ÉA, Silva-Sousa YT, Pinelli RG, Sousa-Neto MD, Pereira GK, Spazzin AO. Mechanical properties and superficial characterization of a milled CAD-CAM glass fiber post. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2018 Jun 1;82:187-92.
- S. Y. Kang, H. N. Lee, J. H. Kim, and W. C. Kim, “Evaluation of marginal discrepancy of pressable ceramic veneer fabricated using CAD/CAM system: Additive and subtractive manufacturing,” *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2018;10(5):347-53.
- Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clinical oral implants research*. 2012 Oct;23:163-201.
- Sakihara M, Taira Y, Sawase T. Effects of sulfuric and vinyl sulfonic acid etchants on bond strength of resin composite to polyetherketoneketone. *Odontology*. 2019 Apr 15;107:158-64.
- Salvi GE, Lang NP. Changing paradigms in implant dentistry. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 2001;12(3):262-72.
- Sannino G. All-on-4 concept: a 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*. 2015 Apr 1;41(2):163-71.
- Sasada Y, Cochran DL. Implant-Abutment Connections: A Review of Biologic Consequences and Peri-implantitis Implications. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2017;32(6).

- Scarano A, Di Carlo F, Quaranta M, Piattelli A. Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. *Journal of Oral Implantology*. 2003 Feb 1;29(1):8-12.
- Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Doering H, Nonhoff J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2014;102(2):552-74.
- Schoenbaum TR, Karateew ED, Schmidt A, Jadsadakraisorn C, Neugebauer J, Stanford CM. Implant-Abutment Connections and Their Effect on Implant Survival Rates and Changes in Marginal Bone Levels (Δ MBL): A Systematic Review and Meta-Analysis of 45,347 Oral Implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2023 May 2;38.
- Shafie HR. *Clinical and laboratory manual of dental implant abutments*. John Wiley & Sons; 2014.
- Shen L, Dong C, Chen J, Bai X, Yang F, Wang L. The mechanical and clinical influences of prosthetic index structure in Morse taper implant-abutment connection: a scoping review. *BMC Oral Health*. 2023 Oct 21;23(1):775.
- Shetty P, Shenoy KK, Hegde C, Bhat R. Finite element method in dental materials research: an overview. *J Indian Prosthodont Soc*. 2010;10(1):6-10.
- Siadat H, Rohn A, Beyabanaki E. Full arch all-on-4 fixed implant-supported prostheses with 8.5 years of follow-up: a case report. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*. 2018 Jul;15(4):259.
- Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4:333-40.
- Silva GC, Mendonca JA, Lopes LR, Landre Jr J. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010 Apr 1;25(2).
- Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliūnaitė V, Šulcaitė G, Žilinskas J. A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. *Stomatologija*. 2017 Jan 1;19(1):19-23.
- Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht C, Kloss F, Gröbe A, Heiland M, Ebker T. Impact of dental implant surface modifications on osseointegration. *BioMed research international*. 2016;2016(1):6285620.
- Smith DC. Dental implants: materials and design considerations. *International Journal of Prosthodontics*. 1993;6(2).
- Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*. 2010 Jul 1;21(3):425-32.
- Stawarczyk B, Silla M, Roos M, Eichberger M, Lümekmann N. Bonding Behaviour of Polyetherketoneketone to Methylmethacrylate-and Dimethacrylate-based Polymers. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2017 Jul 1;19(4).
- Stein E. History of the finite element method—mathematics meets mechanics—part I: Engineering developments. In *The history of theoretical, material and computational mechanics—mathematics meets mechanics and engineering 2014*; 399-442.
- Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical reviews in oral biology & medicine*. 2004;15(4):240-8.
- Stricker A, Bergfeldt T, Fretwurst T, Addison O, Schmelzeisen R, Rothweiler R, Nelson K, Gross C. Impurities in commercial titanium dental implants—a mass and optical emission spectrometry elemental analysis. *dental materials*. 2022;38(8):1395-403.
- Sun J, Jiao T, Tie Y, Wang D. Three-dimensional finite element analysis of the application of attachment for obturator framework in unilateral maxillary defect. *Journal of oral rehabilitation*. 2008 Sep;35(9):695-9.
- Suzaki N, Yamaguchi S, Hirose N, Tanaka R, Takahashi Y, Imazato S, Hayashi M. Evaluation of physical properties of fiber-reinforced composite resin. *Dental Materials*. 2020 Aug 1;36(8):987-96.

- Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2000;15(5).
- Tallarico M, Meloni SM, Canullo L, Caneva M, Polizzi G. Five-year results of a randomized controlled trial comparing patients rehabilitated with immediately loaded maxillary cross-arch fixed dental prosthesis supported by four or six implants placed using guided surgery. *Clinical implant dentistry and related research*. 2016 Oct;18(5):965-72.
- Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 1987 Dec 1;92(6):499-505.
- Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N, Tella S, Abusaad MD. Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*. 2014 Oct 20;8(10):16.
- Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2000 Jan 1;15(1).
- Terzioğlu H, Öztürk B. İmplant-abutment özelliklerinin tedavinin başarısındaki etkisi. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics*. 2015;1:23-9.
- Thalji G, Bryington M, De Kok IJ, Cooper LF. Prosthodontic management of implant therapy. *Dental Clinics*. 2014 Jan 1;58(1):207-25.
- Tran L, Caldwell R, Quigley M, Fatone S. Stakeholder perspectives for possible residual limb monitoring system for persons with lower-limb amputation. *Disability and rehabilitation*. 2020 Jan 2;42(1):63-70.
- Tribst JP, Campanelli de Moraes D, Melo de Matos JD, Lopes GD, Dal Piva AM, Souto Borges AL, Bottino MA, Lanzotti A, Martorelli M, Ausiello P. Influence of framework material and posterior implant angulation in full-arch all-on-4 implant-supported prosthesis stress concentration. *Dentistry Journal*. 2022 Jan 14;10(1):12.
- Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dental Materials Journal*. 2009;28(4):373-81.
- Uludag B, Ozturk O, Celik G, Goktug G. Fabrication of a retrievable cement-and screw-retained implant-supported zirconium fixed partial denture: a case report. *Journal of Oral Implantology*. 2008 Feb 1;34(1):59-62.
- Uzun İH, Bayındır F. Dental uygulamalarda titanyum ve özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2010;2010(3):213-20.
- Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2006 Aug 1;9(4):257-70.
- Viceconti M, Zannoni C, Testi D, Petrone M, Perticoni S, Quadrani P, Taddei F, Imboden S, Clapworthy G. The multimod application framework: a rapid application development tool for computer aided medicine. *Computer methods and programs in biomedicine*. 2007 Feb 1;85(2):138-51.
- Vinhas AS, Aroso C, Salazar F, López-Jarana P, Ríos-Santos JV, Herrero-Climent M. Review of the mechanical behavior of different implant–abutment connections. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2020 Nov;17(22):8685.
- von Gonten AS, Medina Jr T, Woolsey GD, Hill DR. Modifications in the design and fabrication of mandibular osseointegrated fixed prostheses frameworks. *Journal of Prosthodontics*. 1995 Jun;4(2):82-9.
- Waerhaug J, Zander HA. Implantation of acrylic roots in tooth sockets. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology*. 1956;9(1):46-54.
- Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of dentistry*. 2008 Jul 1;36(7):463-71.
- Williams DF. Implants in dental and maxillofacial surgery. *Biomaterials*. 1981 Jul 1;2(3):133-46.
- Wilson Jr TG. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *Journal of periodontology*. 2009 Sep;80(9):1388-92.

- Wismeijer D, Bragger U, Evans C, Kapos T, Kelly JR, Millen C, Wittneben JG, Zembic A, Taylor TD. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding restorative materials and techniques for implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29:137-40.
- Wittneben JG, Joda T, Weber HP, Bragger U. Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology* 2000. 2017 Feb;73(1):141-51.
- Wittneben, J.G.; Millen, C.; Bragger, U. Clinical performance of screw-versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions-A systematic review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant*. 2014, 29 (Suppl. 2014), 84–98.
- Yaszemski MJ, Trantolo DJ, Lewandrowski KU, Hasirci V, Altobelli DE, Wise DL, editors. *Tissue engineering and novel delivery systems*. CRC Press; 2003 Nov 4.
- Yilmaz B, Batak B, Seghi RR. Failure analysis of high performance polymers and new generation cubic zirconia used for implant-supported fixed, cantilevered prostheses. *Clinical implant dentistry and related research*. 2019 Dec;21(6):1132-9.
- Yıldırım M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003 Oct 1;90(4):325-31.
- Zaparolli D, Peixoto RF, Pupim D, Macedo AP, Toniollo MB, de Mattos MD. Photoelastic analysis of mandibular full-arch implant-supported fixed dentures made with different bar materials and manufacturing techniques. *Materials Science and Engineering: C*. 2017 Dec 1;81:144-7.
- Zeller B, Stockli S, Zaugg LK, Astasov-Frauenhoffer M, Hauser-Gerspach I, Waltimo T, Zitzmann NU. Biofilm formation on metal alloys, zirconia and polyetherketoneketone as implant materials in vivo. *Clinical oral implants research*. 2020 Nov;31(11):1078-86.
- Zhang Y, Lawn BR. Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of dental research*. 2018 Feb;97(2):140-7.
- Zhu X, Chen J, Scheideler L, Reichl R, Geis-Gerstorf J. Effects of topography and composition of titanium surface oxides on osteoblast responses. *Biomaterials*. 2004;25(18):4087-103.
- Zohrabian, V.M., M. Sonick, D. Hwang, and J.J. Abrahams. *Dental implants*. in *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*. Elsevier. 2015.
- Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The use of a modified poly-ether-ether-ketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A clinical report. *Journal of Prosthodontics*. 2016 Oct;25(7):580-4.
- Zoidis P. The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018 Apr 1;119(4):516-21.
- Çiftçi Y. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *International journal of oral & maxillofacial implants*. 2000 Jul 1;15(4).
- Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S, Şeker E, Gül EB. Evaluation of “All-on-Four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clinical implant dentistry and related research*. 2014 Aug;16(4):501-10.
- Łoginoff J, Majos A, Elgalal M. The Evolution of Custom Subperiosteal Implants for Treatment of Partial or Complete Edentulism in Patients with Severe Alveolar Ridge Atrophy. *Journal of Clinical Medicine*. 2024;13(12):3582.
- Şen N, Us YÖ. İmplant destekli sabit protetik restorasyonlar için dayanak seçimi. *Turkiye Klinikleri. Dishekimligi Bilimleri Dergisi*. 2019;25(1):104-12.

8. EKLER

Ek-A: T.C. Necmettin Erbakan Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurul Onayı



T.C.

NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ DIŞ HEKİMLİĞİ
İLAÇ VE TIBBİ CİHAZ DIŞI ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Toplantı Sayısı: 48	Toplantı Tarihi: 30.01.2025
---------------------	-----------------------------

Karar Sayısı:2025/549: (Başvuru ID: 23133) N.E.Ü. Dış Hekimliği Fakültesi Klinik Bilimler Bölümü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR'in "All-on-four" ve "All-on-six" Konsepti Kullanılarak Üretilen İmplant Destekli Sabit Protezlerde Farklı Altyapı Malzemelerinin Biyomekanik Karşılaştırılması: Sonlu Elemanlar Analiz" başlıklı uzmanlık tez çalışması ile ilgili başvurusu görüşüldü. Arş. Gör. Lala CABBAROVA'nın uzmanlık tez çalışmasının N.E.Ü. Dış Hekimliği Fakültesi Klinik Bilimler Bölümü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR'in sorumluluğunda yürütülmesinin uygun olduğuna oybirliği ile karar verilmiştir.

Not: Çalışma ile ilgili gerekli izin ve yasal sorumluluk araştırmacıya aittir.

Sorumlu Araştırmacı: Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR
Yardımcı Araştırmacılar: Arş. Gör. Lala CABBAROVA

ASLI GİBİDİR
30.01.2025


Prof. Dr. Bozkurt Kubilay IŞIK
Etik Kurulu Başkanı

Ek- B: Hasta Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
TOMOĞRAFİ GÖRÜNTÜSÜ ALINMASI İÇİN ONAM FORMU

Sayın hasta, bu form Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesinde yapılacak "All-on-four' ve 'All-on-six' Konsepti Kullanılarak Üretilen İmplant Destekli Sabit Protezlerde Farklı Altyapı Malzemelerinin Biyomekanik Karşılaştırılması: Sonlu Elemanlar Analizi" adlı tez çalışmasında, diş ve çene yapınızla ilgili tomografi görüntüsü alınması için onayınızı almak amacıyla hazırlanmıştır. Görüntüler sadece bilimsel araştırma amacıyla kullanılacak olup, kişisel bilgilerinizin gizliliği korunacaktır.

Tomografi, diş ve çene yapınızın ayrıntılı incelenmesi amacıyla, düşük dozda radyasyon içeren bir görüntüleme yöntemidir. Bu işlemde vücudunuzun belirli bir bölgesinin 3D görüntüsü alınacaktır. Görüntüleme sırasında herhangi bir ağrı hissi duyulmaz, ancak bazı pozisyonlarda kısa süreli rahatsızlık olabilir.

Genel Riskler ve Komplikasyonlar:

Radyasyon etkisi: Kullanılan radyasyon dozu oldukça düşüktür, ancak özellikle hamile kadınlar ve bazı sağlık problemleri olan bireylerde dikkatli olunmalıdır.

Yan Etkiler: Nadir de olsa baş dönmesi, mide bulantısı veya alerjik reaksiyonlar görülebilir.

Önerilen işlem konusunda aydınlatıldığınızı, işlemi kabul ettiğinizi "Okudum, Anladım, Kabul Ediyorum" yazarak belirtiniz.

Okudum, anladım, onaylıyorum

Hasta/ Hasta Yakını:

T.C. Kimlik No:

Tarih: _____

İmza: