



TÜRKİYE CUMHURİYETİ

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ALTYAPI MATERYAL VE TASARIMLARININ
ALL-ON-FOUR TEKNİĞİNE GÖRE YERLEŞTİRİLEN
İMLANTLAR ÜZERİNDEKİ STRES DAĞILIMINA
ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ
YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

SÜMEYYE KOÇ

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ

KOCAELİ-2021



TÜRKİYE CUMHURİYETİ

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ALTYAPI MATERYAL VE TASARIMLARININ
ALL-ON-FOUR TEKNİĞİNE GÖRE YERLEŞTİRİLEN
İMLANTLAR ÜZERİNDEKİ STRES DAĞILIMINA
ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ
YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

SÜMEYYE KOÇ

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ

KOCAELİ-2021

ONAY

Bu tez Uzmanlık Tezi Standartlarına uygun bulunmuştur.

Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

..... (İmza)

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi Sümeyye KOÇ' un hazırladığı "Farklı Altyapı Materyal Ve Tasarımlarının All-on-four Tekniğine Göre Yerleştirilen İmplantlar Üzerindeki Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi" başlıklı tez, kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oybirliği/oy çokluğu ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman Doç.Dr. Serkan SARIDAĞ

Uzmanlık Sınavı Jüri Üyeleri

Doç.Dr. Mehmet BÜLBÜL

Doç.Dr. Serkan SARIDAĞ

Dr.Öğretim Üyesi. Burcu KANAT ERTÜRK

Tarih:....../.../202...

Bu tez KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulu'nun/.../.... tarih ve ... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....

Prof. Dr. Haluk Emre ÖZEL

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

BEYAN

Bu tez çalışmasının Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi uzmanlık tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

28/05/2021

Sümeyye KOÇ

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimi ve tez yazım sürecimin bütün aşamalarında desteğini esirgemeyen, engin bilgisi ile çalışmama katkı sağlarken değerli tecrübeleri ile yol gösteren değerli hocam, danışmanım Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ'a,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgilerinden ve yardımlarından faydalandığım değerli KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim üyeleri sayın Dr. Öğretim Üyesi. Ayşe KOÇAK BÜYÜKDERE, sayın Dr. Öğretim Üyesi. Burcu KANAT ERTÜRK ve sayın Dr. Öğretim Üyesi. Serdar KILIÇ'a,

Uzmanlık eğitimim süresince dostluklarını ve manevi desteklerini esirgemeyen sevgili arkadaşlarım Arş. Gör. Dt. Burcu DERELİ, Arş. Gör. Dt. Nurcan KAYA, Arş. Gör. Dt. Seher BADUR, Arş. Gör. Dt. Miray KAYA ACAR, Arş. Gör. Dt. Gülsüm TÜRKMEN, Arş. Gör. Dt. Natig BAYRAMOV ve Arş. Gör. Dt. Zübeyir KAZAN'a, teknisyen arkadaşlarım Özlem İRİÇ, Engin YÜCEL, Sercan YEŞİLKAYALI, Musa UYUMAZ ve Mustafa CEYLAN' a ve diğer çalışma arkadaşlarım Derya ÖZDEMİR, Hamide BAŞTÜRK, Sevgi KAPLAN ve Sabit BİRLİKTİR'e,

Projemizi desteklediği için Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne,

Eğitim hayatım boyunca ve hayatımın her anında desteklerini benden esirgemeyen, bana sonsuz sevgi ve anlayış gösteren canım annem Gülşen KOÇ ve babam Nurettin KOÇ'a, kardeşlerim Sevinç KOÇ AYVAZ, Muhammet KOÇ, Sema KOÇ KORKMAZ ve Enes Talha KOÇ' a teşekkürlerimi sunarım.

Arş. Gör. Dt. Sümeyye Koç

İÇİNDEKİLER**Sayfa****İÇ KAPAK****KABUL VE ONAY****BEYAN****TEŞEKKÜR****TABLolar DİZİNİ****x****ŞEKİLLER DİZİNİ****xi****KISALTMALAR ve SİMGELER****xii**

ÖZET	1
SUMMARY	2
4. GENEL BİLGİLER.....	5
4.1. İmplant Destekli Protezler	5
4.2. SP-3 Protezler.....	6
4.3. İmplant Destekli Sabit Hibrit Protezler.....	6
4.4. All-on-Four Tekniği.....	8
4.5. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Tasarım	11
4.5.1. Bar Tasarım.....	13
4.5.2. Toronto Tasarım (Toronto Köprüsü)	15
4.6. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Kullanılan Altyapı Materyalleri	17
4.6.1. Soy Metal Alaşımları	18
4.6.1.1. Altın Alaşımları	18
4.6.1.2. Palladyum-Gümüş Alaşımları.....	19
4.6.2. Soy Olmayan Metal Alaşımları	19
4.6.2.1. Krom-Kobalt Alaşımları	19
4.6.2.2. Titanyum	21
4.6.3. Zirkonya.....	25
4.6.4. Polietereterketon (PEEK)	27

4.6.5. Modifiye PEEK (BioHPP).....	31
4.6.6. Polieterketonketon (PEKK)	33
4.6.7. Fiberle Güçlendirilmiş Polimer (TRINIA™)	36
4.7. Stres Analiz Yöntemleri	38
4.7.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	39
4.7.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi	39
4.7.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kaplama Yöntemi ile Stres Analizi.....	40
4.7.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işını) ile Stres Analizi.....	40
4.7.5. Termografik Stres Analiz Yöntemi.....	40
4.7.6. Radyoteleometri ile Stres Analiz Yöntemi	41
4.7.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz (SESA) Yöntemi.....	41
4.7.7.1. Sonlu eleman stres analiz yönteminin aşamaları	43
4.7.7.2. Sonlu Eleman Stres Analizi Yöntemi ile İlgili Temel Kavramlar	45
5. GEREÇ ve YÖNTEM	49
5.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulma Aşaması.....	49
5.2. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi	52
5.3. Çalışma Modelleri.....	54
5.4. Çalışmada Kullanılan Parçaların Katı Modellemesinin Yapılması.....	58
5.5. Kemik İmplant Bağlantı Durumu	60
5.6. Sınır Koşulları	61
5.7. Yükleme Koşulları	61
6. BULGULAR.....	62
6.1. Kortikal Kemik Bulguları.....	62
6.1.1. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max})	62
6.1.2. Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})	73
6.2. Trabeküler Kemik Bulguları	84

6.2.1. Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max})	84
6.2.2. Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min}).....	95
6.3. İmplantlar ve Abutmentler Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları (σ_vM)	106
6.4. Altyapılar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları (σ_vM)	125
7. TARTIŞMA	145
8. SONUÇLAR	157
9. KAYNAKLAR	159

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo	Sayfa
Tablo 1. Misch'in implant destekli restorasyon sınıflaması	5
Tablo 2. Medikal uygulamalar için geliştirilmiş Ti alaşımlarının mekanik özellikleri..	22
Tablo 3. Saf titanyum oksijen içeriği (%)	23
Tablo 4. Elastisite modülü ve poisson oranları	59
Tablo 5. Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları	60
Tablo 6. Kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})	72
Tablo 7. Kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})	83
Tablo 8. Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (σ_{max})	94
Tablo 9. Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Stresleri (σ_{min})	105
Tablo 10. İmplantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{vm})	116
Tablo 11. Abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{vm})	124
Tablo 12. Toronto tasarım konnektör bölgelerinde görülen Von Mises stresleri	142
Tablo 13. Bar tasarım konnektör bölgelerinde görülen Von Mises stresleri	143
Tablo 14. Altyapılardaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises stresleri	144

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekiller	Sayfa
Şekil 1. Arklar arası mesafeye göre restorasyon çeşitleri	7
Şekil 2. a) L-beam b) I-beam c) U-beam d) Eliptik şekilli altyapıların proksimal kesitleri	14
Şekil 3. L-Beam ve I-Beam Tasarımları	14
Şekil 4. PEEK kimyasal yapısı	28
Şekil 5. PEKK kimyasal yapısı	33
Şekil 6. Polimerlerin performans gelişim piramidi	34
Şekil 7. TRINIA™ diskleri ve blokları	37
Şekil 8. CAM-tabanlı frezeleme	38
Şekil 9. Tomografi görüntüsü	49
Şekil 10. 3-D Doctor yazılımı görüntüsü	50
Şekil 11. Maksilla modeli kortikal kemik	50
Şekil 12. Maksilla modeli trabeküler kemik	51
Şekil 13. Maxilla modeli	51
Şekil 14. Activity 880 optik tarayıcısı	52
Şekil 15. Modellenen implantlar	53
Şekil 16. Modellenen 0° ve 30° multiunit abutmentler	53
Şekil 17. Toronto ve bar altyapıların yükseklikleri	54
Şekil 18. Toronto ve bar altyapıların konnektör kalınlıkları	54
Şekil 19. Toronto ve bar altyapıların genişlikleri	54
Şekil 20. Model 1 (Co-Cr altyapı, Toronto Tasarım)	55
Şekil 21. Model 2 (Co-Cr altyapı, Bar Tasarım)	55
Şekil 22. Model 3 (Ti altyapı, Toronto Tasarım)	55
Şekil 23. Model 4 (Ti altyapı, Bar Tasarım)	55
Şekil 24. Model 5 (Zr altyapı, Toronto Tasarım)	56
Şekil 25. Model 6 (Zr altyapı, Bar Tasarım)	56
Şekil 26. Model 7 (PEEK altyapı, Toronto Tasarım)	56
Şekil 27. Model 8 (PEEK altyapı, Bar Tasarım)	56
Şekil 28. Model 9 (BioHPP altyapı, Toronto Tasarım)	57

Şekil 29. Model 10 (BioHPP altyapı, Bar Tasarım)	57
Şekil 30. Model 11 (PEKK altyapı, Toronto Tasarım)	57
Şekil 31. Model 12 (PEKK altyapı, Bar Tasarım)	57
Şekil 32. Model 13 (FRP altyapı, Toronto Tasarım)	58
Şekil 33. Model 14 (FRP altyapı, Bar Tasarım)	58
Şekil 34. Rhino’da yapılan modellemelerin 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılması	58
Şekil 35. 4, 5, 6, 7, 8 node’ lu 3 boyutlu elemanlar	60
Şekil 36. Modelin sınır koşulları	61
Şekil 37. Modellerin yükleme koşulları	61
Şekil 38. Model 1 ve Model 2’de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})	65
Şekil 39. Model 3 ve Model 4’de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})	66
Şekil 40. Model 5 ve Model 6’da kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})	67
Şekil 41. Model 7 ve Model 8’de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})	68
Şekil 42. Model 9 ve Model 10’da kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})	69
Şekil 43. Model 11 ve Model 12’de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})	70
Şekil 44. Model 13 ve Model 14’te kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})	71
Şekil 45. Kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})	72
Şekil 46. Model 1 ve Model 2’de kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})	76
Şekil 47. Model 3 ve Model 4’te kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})	77
Şekil 48. Model 5 ve Model 6’da kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})	78
Şekil 49. Model 7 ve Model 8’de kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})	79
Şekil 50. Model 9 ve Model 10’da kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})	80
Şekil 51. Model 11 ve Model 12’de kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})	81
Şekil 52. Model 13 ve Model 14’te kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})	82
Şekil 53. Kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})	83
Şekil 54. Model 1 ve Model 2’de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})	87
Şekil 55. Model 3 ve Model 4’de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})	88
Şekil 56. Model 5 ve Model 6’da trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})	89
Şekil 57. Model 7 ve Model 8’de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})	90
Şekil 58. Model 9 ve Model 10’da trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})	91
Şekil 59. Model 11 ve Model 12’de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})	92

Şekil 60. Model 13 ve Model 14’te trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})	93
Şekil 61. Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (σ_{max})	94
Şekil 62. Model 1 ve Model 2’de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})	98
Şekil 63. Model 3 ve Model 4’te trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})	99
Şekil 64. Model 5 ve Model 6’da trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})	100
Şekil 65. Model 7 ve Model 8’de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})	101
Şekil 66. Model 9 ve Model 10’da trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})	102
Şekil 67. Model 11 ve Model 12’de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})	103
Şekil 68. Model 13 ve Model 14’te trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})	104
Şekil 69. Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Stresleri (σ_{min})	105
Şekil 70. Model 1 ve Model 2’de implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)	109
Şekil 71. Model 3 ve Model 4’te implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)	110
Şekil 72. Model 5 ve Model 6’da implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)	111
Şekil 73. Model 7 ve Model 8’de implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)	112
Şekil 74. Model 9 ve Model 10’da implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)	113
Şekil 75. Model 11 ve Model 12’de implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)	114
Şekil 76. Model 13 ve Model 14’te implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)	115
Şekil 77. İmplantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)	116
Şekil 78. Model 1 ve Model 2’de abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)	117
Şekil 79. Model 3 ve Model 4’te abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)	118

Şekil 80. Model 5 ve Model 6’da abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)	119
Şekil 81. Model 7 ve Model 8’de abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)	120
Şekil 82. Model 9 ve Model 10’da abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)	121
Şekil 83. Model 11 ve Model 12’de abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)	122
Şekil 84. Model 13 ve Model 14’te abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)	123
Şekil 85. Abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_m)	124
Şekil 86. Model 1 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)	128
Şekil 87. Model 2 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)	129
Şekil 88. Model 3 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)	130
Şekil 89. Model 4 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)	131
Şekil 90. Model 5 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)	132
Şekil 91. Model 6 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)	133
Şekil 92. Model 7 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)	134
Şekil 93. Model 8 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)	135
Şekil 94. Model 9 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)	136
Şekil 95. Model 10 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)	137
Şekil 96. Model 11 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)	138
Şekil 97. Model 12 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)	139
Şekil 98. Model 13 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)	140
Şekil 99. Model 14 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)	141
Şekil 100. Toronto tasarım konnektör bölgelerinde görülen Von Mises stresleri	142
Şekil 101. Bar tasarım konnektör bölgelerinde görülen Von Mises stresleri	143
Şekil 102. Altyapılardaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises stresleri	144

KISALTMALAR ve SİMGELER

CAD/CAM: Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim

Cr-Co: Krom-kobalt

ZrO₂: Zirkonyum oksit

Y₂O₃: Yttriyum oksit

MgO: Magnezyum oksit

TZP: Tetragonal Zirkonya polikristal

Y-TZP: Yttrium-stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal

3D: 3 Dimension - 3 Boyutlu

CT: Bilgisayarlı Tomografi

PEEK: Polyetheretherketone

PEKK: Polyetherketoneketone

FRP: Fiber Reinforced Polimer

Ti: Titanyum

Zr: Zirkonyum

Max: maksimum

Min: minimum

µm: mikrometre

mm: milimetre

N: Newton

P: Pascal

MPa: Megapascal

GPa: Gigapascal

SESA: Sonlu Elemanlar Stres Analizi

ÖZET

Farklı Altyapı Materyal ve Tasarımlarının All-on-four Tekniğine göre Yerleştirilen İmplantlar Üzerindeki Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Değerlendirilmesi

Bu tez çalışmasının amacı; tam dişsiz maksillada all-on-four tekniğine göre yerleştirilen implantlar üzerinde, farklı altyapı materyalleri ve tasarımları kullanılarak dizayn edilen protezlerin; implant, implant çevresi kemik ve altyapıda oluşturacağı stresleri sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirmektir.

Tam dişsiz maksillanın üç boyutlu geometrik modelinin oluşturulmasının ardından, bu model üzerinde all-on-four tekniğine uygun olarak; anteriorda lateral kesici bölgelerine aksiyal, posteriorda 2. premolar bölgelerine 30° distal açılı implantlar konumlandırılmıştır. Dört tip polimerik (polietereterketon, modifiye polietereterketon, polieterketonketon, fiberle güçlendirilmiş polimer) ve üç tip polimerik olmayan (kobalt-krom, titanyum, zirkonya) altyapı materyali ile iki farklı altyapı tasarımı (toronto, bar) kullanılarak protetik restorasyonlar modellenmiştir. Oklüzal kuvvetler, 2. premolar ve 1. molar dişler arasında konumlandırılan 1 cm yarıçapındaki yarım yuvarlak rijit gıda parçasının (foodstuff) orta noktasına dik ve 150 N olacak şekilde tek taraflı olarak uygulanmıştır. Toplamda 14 modele sonlu elemanlar stres analizi uygulanıp; kemikteki basma ve çekme streslerine, altyapı, abutment ve implantlardaki Von Misses streslerine bakılmıştır. Kemikteki çekme ve basma stresleri ile abutment ve implantlardaki Von Misses stresleri değerlendirildiğinde; kobalt-krom, titanyum ve zirkonya gibi elastisite modülü polimerik materyallere kıyasla daha yüksek altyapı materyallerinin, daha düşük stres değerleri gösterdiği görülmüştür. Altyapılarda oluşan Von Mises stresleri değerlendirildiğinde; polimerik altyapı materyallerinde daha düşük stres değerleri gözlenmiştir. Farklı altyapı tasarımlarının stres değerleri üzerindeki etkisinin ise birbirine benzer olduğu görülmüş olup; toronto tasarımındaki stres değerlerinin bar tasarıma kıyasla daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Toronto tasarım, bar tasarım, polimerik materyaller, non-polimerik materyaller.

SUMMARY

Evaluation of the Effect of Different Framework Materials and Designs on Stress Distribution on Implants Placed According to All-on-Four Technique with Finite Element Stress Analysis Method

The aim of this study is to evaluate the stresses of the prostheses, implant and bone around the implants which are designed with different framework materials and designs according to all-on-four treatment concept on the implants in the edentulous and resorbed maxilla with finite element stress analysis.

After the three-dimensional geometric model of the fully edentulous maxilla was created, on this model in accordance with the all-on-four technique; the implants were placed axially to the lateral incisors anteriorly and 30 ° distal to the second premolar regions posteriorly. Prosthetic restorations were modeled using four types of polymeric (polyetheretherketone, modified polyetheretherketone, Polyetherketon, fiber reinforced polymer) and three types of non-polymeric (cobalt-chromium, titanium, zirconia) framework materials and two different framework designs (toronto, bar). Occlusal forces were applied unilaterally, perpendicular to the midpoint of the 1 cm radius semi-round rigid food piece (foodstuff) positioned between the 2nd premolar and 1st molar teeth, and 150 N. Finite element stress analysis was applied to 14 models in total; the compression and tensile stresses in the bone, Von Misses stresses in the framework, abutments and implants were examined. When the tensile and compression stresses in the bone and Von Misses stresses in the abutments and implants are evaluated; it has been observed that framework materials with high elasticity module such as cobalt-chrome, titanium and zirconia show lower stress values. When the von Mises stresses occurring in the framework were evaluated, lower stress values were observed in polymeric framework materials with low elasticity module. It has been determined that the effects of different framework designs on stress values are similar to each other; higher stress values were seen in toronto design compared to bar design.

Keywords: Toronto design, bar design, polymeric materials, non-polymeric materials.

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş kayıplarını takiben meydana gelen alveoler kret rezorpsiyonunun zaman içerisinde ciddi derecede ilerlemesiyle çenelerde atrofi gözlenmektedir. Maksiller ve mandibular atrofi gözlenen total dişsiz hastalar; total protezler, implant destekli hareketli protezler ve implant destekli sabit protezler ile rehabilite edilebilmektedir (1). Yapılan çalışmalarda, implant destekli sabit protez kullanan hastaların memnuniyetinin daha yüksek olduğu belirtilmiştir (2).

Maksiller ve mandibular posterior bölgede aşırı derecede atrofi gözlenen durumlarda, standart boyutlarda implant uygulanması için (10-12 mm uzunluk, ~3,5 mm çap) cerrahi kemik augmentasyonu prosedürü uygulanması gerekmektedir. Augmentasyon işleminin, yapılan rekonstrüksiyon çeşidine bağlı olmaksızın tedavi süresinin uzun olması, yüksek maliyet, yüksek morbidite ve komplikasyon riski taşıması gibi dezavantajları mevcuttur. All-on-four tekniği bu dezavantajları ortadan kaldırmak amacıyla geliştirilmiştir. Bu tedavi protokolünde, anterior bölgeye (lateral/kanin) aksiyal olarak iki implant ve posterior bölgeye (2.premolar/1.molar) kantilever uzunluğunu azaltmak amacıyla distale eğimlendirilmiş 2 implant yerleştirilmektedir. All-on-four tekniği; yüksek başarı oranına sahip olması, posteriorda açılı implant yerleştirilmesi ile anatomik yapılara zarar verme riskinin azalması, kemik ankrajının artması, kantilever uzunluğunun azalması sebebiyle biyomekanik açıdan avantajlı olması, daha az sayıda implant gerektirmesi, kemik grefti gerektirmemesi, daha az maliyetli olması, immediyat fonksiyon ve estetik sağlanması, sabit veya hareketli daimi protez yapımına izin vermesi gibi avantajlara sahiptir. Ancak; cerrahi operasyon öncesi ayrıntılı planlama ve cerrahi splint yapımı gerektirmesi, hassas cerrahi teknik gerektirmesi ve kantilever uzunluğunun limitleri aşmaması gerekliliği dezavantajlarına sahiptir (3).

İmplant destekli tam ark sabit protezlerde farklı altyapı materyalleri kullanılabilir. Protetik altyapı materyallerinin implant-destek sistemi ile peri-implant kemik dokuya stres aktarımında önemli rol oynadığını gösteren çalışmalar literatürde mevcuttur (4). Titanyum (Ti) ve kobalt-krom (Co-Cr), üstün mekanik özellikleri nedeniyle öncelikli olarak tercih edilen materyallerdir. Zirkonya, metale estetik bir alternatif olarak gösterilmekte; biyouyumluluk, düşük bakteriyel yüzey

tutunması, yüksek eğilme mukavemeti ve iyi mekanik özellikler sunmaktadır (5). Bazı araştırmacılar (6–9) implant destekli protezler için, titanyum (Ti), kobalt-krom (Co-Cr) ve zirkonya (ZrO₂) gibi yüksek elastisite modülüne sahip rijit altyapılara kıyasla CAD/CAM kullanılarak üretilen polimerik altyapıların tercih edilmesi gerektiğini önermişlerdir. Polietereterketon (PEEK), modifiye PEEK (BioHPP), Polieterketonketon (PEKK) ve fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin (TRINIA) gibi polimerik materyallerin; düşük maliyet, hafiflik ve şok-absorbsiyon gibi avantajları mevcuttur (10,11).

İmplant destekli protetik altyapılarda biriken stres, tasarım ile de ilişkilidir. İmplantüstü protezleri destekleyen altyapıların tasarımı ve üretimi, uzun süreli klinik başarımın temelini oluşturmaktadır. İmplantüstü protezlerde altyapı tasarımı ile ilgili çeşitli yöntemler kullanılmış olup; orjinal tasarımlar laboratuvar testlerinden faydalanmadan ampirik olarak geliştirilmiştir (12). Toronto ve bar tasarımlar altyapı tasarımında sık kullanılan alternatiflerdendir. Literatürde implant destekli tam ark sabit protezlerde altyapı materyallerinin stres değerlerini karşılaştıran biyomekanik çalışmalar çok sayıda bulunmasına rağmen; altyapı tasarımı ile ilgili çalışmalar sınırlıdır.

Stres analizi yöntemleri ağız içi biyomekaniğin daha iyi anlaşılmasına yardımcı olarak, daha başarılı restorasyonlar yapılabilmesine olanak sağladıkları için diş hekimliği araştırmalarında uzun süredir kullanılmaktadır. Sayısal bir teknik olan sonlu elemanlar stres analizi tekniği (SESA), canlı dokular da dahil olmak üzere tüm materyallerde meydana gelen stres (gerilim) ve gerinimleri (strain) hesaplamada kullanılabilen matematiksel bir mühendislik metodudur. SESA’da analiz edilecek canlı ya da cansız yapıların modellenmesi gerçeğe en yakın şekilde yapılarak matematiksel olarak ifade edilir. Bilgisayar desteği ile yapılan bu analiz diğer analizlere göre daha detaylı ve gerçeğe daha yakın sonuçlar vermektedir (13).

Bu tez çalışmasının amacı; tam dişsiz üst çenede all-on-four tekniğine göre yerleştirilen implantlar üzerinde, farklı altyapı materyalleri ve tasarımları kullanılarak dizayn edilen protezlerin; implant, implant çevresi kemik ve altyapıda oluşturacağı stresleri sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirmektir. Çalışmanın hipotezi ise, farklı altyapı materyalleri ve tasarımları kullanımının; kemikte, implantta ve protezde oluşacak stres değerlerini etkileyeceği şeklindedir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. İmplant Destekli Protezler

Tam dişsiz hastaların tedavi seçenekleri geleneksel diş hekimliğinde sınırlıdır. İlave cerrahi teknikler ve implant uygulamalarıyla mevcut dişsiz durum modifiye edilerek uygulanacak protetik tedavi alternatifleri artırılabilir. İmplant tedavisinin amacı hastanın beklentilerini ve anatomik ihtiyaçlarını karşılayabilecek öngörülebilir ve ekonomik tedavi seçeneklerini sunmaktır (14).

İmplant destekli restorasyonlar dişsiz çenelerin rehabilitasyonu için başarılı kanıtlanmış tedavi yöntemidir (15). Dişsiz çenelerde endosseöz dental implantların kullanımı, %95 'in üzerinde başarı gösteren bir tedavi alternatifidir (16). İnterforaminal alan, çeneler arası ilişki, ağız hijyeni, maliyet, hasta tercihleri, kemik hacmi ve yumuşak doku koşulları gibi birçok faktör sabit ya da hareketli protez kararında rol oynamaktadır (17).

İmplant destekli restorasyonları Carl E. Misch sabit protezler (SP) ve hareketli protezler (HP) olmak üzere ikiye ayırmıştır (14). Sabit protetik tedavi; sert ve yumuşak doku kaybının miktarına göre üç grupta değerlendirilmektedir. Birinci gruptan üçüncü gruba gidildikçe artmış doku kaybı mevcuttur. Hareketli protetik tedavi, protezin sadece implanttan ya da implantla birlikte yumuşak dokudan destek almasına göre 2 grupta sınıflandırılır.

Tablo 1. Misch'in implant destekli restorasyon sınıflaması (14)

SP-1	Yalnızca kyonu restore eder, doğal diş gibi görünür.
SP-2	Kyonun ve kökün bir kısmını restore eder. Kyonun konturları oklüzal yarıda normaldir; ancak servikal yarıda uzatılmış ya da aşırı konturlanmıştır
SP-3	Eksik kyonu, dişeti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eder.
HP-4	Sadece implant destekli protezlerdir.
HP-5	İmplant ve yumuşak doku destekli protezlerdir.

4.2. SP-3 Protezler

Eksik dişlerle beraber bir miktar yumuşak doku kaybının olduğu durumlarda endikedir. İmplant cerrahisi sırasında yapılan osteoplasti ya da doğal rezorbsiyon sebebiyle kemik kaybının fazla olduğu durumlarda daha doğal bir sabit protez görünümü için dişetini taklit eden akrilik rezin, kompozit rezin ya da porselen kullanımı çoğu zaman endikasyonlar arasındadır (18).

4.3. İmplant Destekli Sabit Hibrit Protezler

Hibrit protezler olarak adlandırılan implant destekli metal/akrilik rezin tam ark sabit protezler; stabil olmayan ve bu nedenle doku irritasyonlarına yol açan mandibular hareketli protezlerin neden olduğu sorunları gidermek için vida tutuculu restorasyonlar olarak tanıtılmıştır. Orijinal Branemark protokolü, 4-6 implant ile uygulanmak üzere tasarlanmıştır (19).

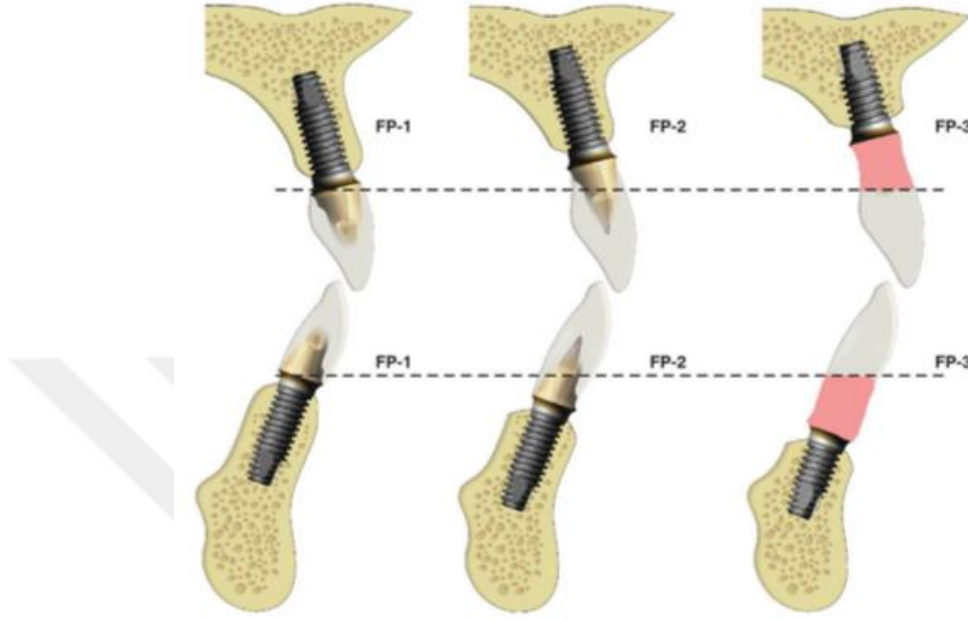
2003 yılında Dr. Paulo Malo temel olarak benzer ancak implant yerleştirme açıları ve immediyat yükleme açısından farklı bir protokol geliştirmiştir (20,21). Ayrıca hibrit protezlerin üretiminde teknolojik gelişmeler ile birlikte; altyapı ve üstyapı materyallerinin seçiminde, üretim tekniğinde ve restorasyonun dizaynında farklı alternatifler meydana gelmiştir (22).

Hibrit protezler implant destekli hareketli protezlerin bazı avantajlarını barındıran, en az dört adet implant üzerine vidalanarak uygulanan protetik restorasyonlar olarak tanımlanabilmektedir. Tümör rezeksiyonu nedeniyle alveolar krette kemik kaybının olduğu dişsiz hastalarda, orta ve ileri derecede kemik kaybı görülen hastalarda, kret rezorbsiyonunun düzensiz olduğu durumlarda, estetik olarak dudak-yanak desteği gerektiren vakalarda ve maksillofasiyal protezlerde uygulanabilmektedir (23,24).

Hibrit protezlerin tercih edilmesindeki belirleyici faktörler şu şekilde sıralanabilir:

- Arklar Arası Mesafe: Restorasyon tipini belirlemedeki en önemli faktör arklar arasındaki mesafe miktarıdır. Kemik ile oklüzal düzlem arasında 15 mm'den daha fazla bir mesafe olduğunda hibrit restorasyon yapılması tercih edilir (18). Dudak

desteği, yüksek gülme hattı, konuşma sırasında düşük alt dudak çizgisi veya hastanın üstün estetik beklentisi gibi hastaya bağlı parametreler de değerlendirilmelidir (14).



Şekil 1. Arklar arası mesafeye göre restorasyon çeşitleri

- Çeneler Arası İskeletsel İlişki: Doğal dişlerin kaybedilmesinden sonraki süreçte kemik rezorbsiyonunu takiben morfolojik değişimler meydana gelir. Bu değişimlere örnek olarak; alveolar sırt daralması, kemik hacminin yetersizliği ve vertikal, anteroposterior ve transversal yöndeki ideal olmayan çeneler arası ilişkiler gösterilebilir (25). Sınıf 3 iskeletsel ilişki ve maksillanın atrofik olduğu durumlar gibi çeneler arası ilişkilerin yeterince uyumlu olmadığı durumlarda, dudak desteğinin arttırılması gereken vakalarda, gülme hattının yüksek olduğu hastalarda ve rezorbsiyonun fazla olduğu durumlarda klasik implant destekli sabit protezler (SP-1 ve SP-2) kontraendike olabilir (26,27). Bu koşullar altında hasta sabit protez talep ediyorsa hibrit protez uygulanabilir.
- Anatomik Faktörler: Nazal kavite, maksiller sinüs, mandibular kanal ve mental foramen gibi anatomik bölgeler, düşük kemik yoğunluğuna sahip olmakla beraber implant yerleşimi için engel teşkil etmektedir. Atrofik maksilla ve mandibuladaki anatomik limitasyonlar varlığında hibrit protezler tercih edilebilmektedir. İlgili

anatomik yapılardan kaçınmak için daha meziale ya da distale yerleştirilen implantların restorasyonlarında kantilever kullanılması gerekebilir (28).

İmplant Destekli Sabit Hibrit Protezlerin Avantajları:

1. Kaybolan kemik ve yumuşak dokunun birlikte rehabilitasyonu sayesinde ideal yüz yüksekliğine ulaşılması,
2. Retansiyonunun yüksek olması,
3. Vidalı bir restorasyon olduğundan dolayı siman artığı kalma riskinin olmaması,
4. Protezin hekim tarafından çıkarılabilesidir (29).

İmplant Destekli Sabit Hibrit Protezlerin Dezavantajları:

1. Protetik vidaların gevşemesi ya da kırılması,
2. Akrilik dişlerin kullanıldığı protezlerde bu dişlerin aşınması, kırılması ya da metal-akrilik protezden ayrılması ,
3. Metal-porselen ya da zirkonya-porselen protezlerin porselenlerinde chipping ya da porselen kırığı oluşması,
4. Altyapı kırıklarının meydana gelmesi,
5. Protezin dişetine komşu yüzeylerinin hasta tarafından titizlikle temizlenmesi gerekliliği,
6. Konuşma sırasında hareketli protezlere oranla daha fazla hava kaçışı olması nedeniyle oluşan fonetik problemlerdir (18,29,30).

4.4. All-on-Four Tekniği

Tam dişsiz hastalarda dişlerin kaybı ile meydana gelen azalmış kemik hacmi, düşük kemik kalitesi, posterior bölgelerdeki yetersiz vertikal yükseklik nedeniyle; maksilla ve mandibulada sinir transpozisyonu, sinüs augmentasyonu, greftleme gibi karmaşık teknikler olmadan implant destekli protetik tedavi neredeyse imkansızdır. Hasta morbiditesi, yüksek maliyet ve zaman bu uygulamalar için dezavantaj olarak gösterilebilir. Kemik miktarındaki sınırlamaların üstesinden gelmek için diğer alternatifler; uzun distal kantilever, kısa implant ve zigoma veya pterygoid kemiklere

yerleştirilen implantların kullanılmasıdır. Bu prosedürlerin kendi avantajları, riskleri ve komplikasyonları vardır ve öngörülebilir başarı için ciddi uzmanlık gerektirir (31).

Açılı yerleştirilmiş distal implantlarla dört implant üzeri sabit protez prensibine dayanan All-on-4 fikri Dr. Paulo Malo tarafından ilk olarak 1993’de ortaya atılmış; Malo ve arkadaşları bu tekniği 2003 yılında tanımlamışlardır (32). All-on-4 tedavi konseptinde 2 implant anterior bölgeye aksiyal, 2 si posterior bölgeye distale 30-45 derece açılarak; mandibulada mental foramenin hemen önüne, maksillada ise maksiller sinüsün anterior duvarına paralel olarak yerleştirilmektedir. Anterior implantlar lateral ya da kanin, posterior implantlar 2. premolar/1. molar bölgesine yerleştirilir (21,33). All-on-4 tedavisi, varolan kemiğin maksimum kullanılmasına ve immediyat fonksiyona olanak sağlamaktadır (21,33,34).

All-on-4 tekniğinde, posteriordaki implantlar genellikle 30 derece açılır; bu açılma, açılı abutmentlerle tolere edilir. İmplant açılması maksimum 45 derecedir (35). Begg ve ark., distal implantlarda farklı açılmalar (0-15-30-45) ile kuvvet iletim özelliklerini tanımlamayı hedeflemişler; 15 derece ve 30 derece açılı distal implantlar, aksiyal implantlarla benzer gerilme modeli gösterirken, 45 derece açılı distal implantın çevresinde en fazla baskı yoğunlaşması gözlenmiştir (36).

Posterior implantların distale açılması; maksillada maksiller sinüse, mandibulada mental foramene müdahale etmeden uygun kemik ankrajının elde edilmesini ve daha uzun implantların anteriorda daha kaliteli kemiğe yerleştirilmesini sağlar. Ayrıca implantların alveolar kret boyunca daha iyi konumlandırılmasına bağlı olarak homojen yük dağılımına ve ağız hijyeni prosedürlerine daha kolay izin veren implantlar arası boşluğun artmasına izin vermektedir. Posterior implantların açılmasıyla daimi protez kantilever uzunluğu da azaltılmaktadır (31).

Kantilever kullanımı protez ve implantlarda biyomekanik gerilim oluşumuna neden olmaktadır. Kantilever uzunluğu arttıkça peri-implant kemik kaybı, vida gevşemesi ya da kırılması gibi protez başarısızlıkları daha fazla görülmektedir (37). Protetik komplikasyonları azaltmak adına kantilever uzunluğunun mümkün olduğunca azaltılması önerilmektedir (38). All-on-4 tekniğinde, distaldeki açılı implantlardan itibaren

kantilever uzunluğu azaltılmış olup, 2 diş mesafesi kadar kantilever uzunluğuna izin verilmektedir (39).

All-on-four tekniğinin endikasyonları (31,38,40);

1. Genel sağlığın iyi olması ve kabul edilebilir oral hijyen,
2. En az 10 mm uzunluğunda 4 implantın yerleştirilmesi için yeterli kemik varlığı,
3. İmmediyat fonksiyon için yeterli primer stabilitenin elde edilebilmesi,
4. En az 5 mm kemik genişliği, maksiller anterior bölgede 10 mm ve mental foramenler arası en az 8 mm kemik yüksekliliği,
5. Abutment, altyapı ve protetik restorasyona yer sağlamak için arklar arası mesafenin en az 20 mm olması.

All-on-four tekniğinin kontrendikasyonları (41);

1. Yetersiz kemik hacmi, düzensiz veya ince kemik kreti,
2. İmplant yerleştirilmesi ve planlamasını engelleyebilecek dişlerin varlığı,
3. Cerrahi müdahaleyi zorlaştıracak olan 50 mm'den az ağız aıklılığı.

All-on-four tekniğinin avantajları (38);

1. Açılı posterior implantlar anatomik yapılardan kaynaklanabilecek sınırlandırmaları elimine eder.
2. Açılı posterior implantlar daha iyi kalitede kemiğe yerleştirilmiş daha uzun implantlar ile desteği artırır.
3. Açılı posterior implantlar daimi protezlerdeki posterior kantilever uzunluğunu azaltır.
4. Maksilla ve mandibulada özellikle posterior bölgelerde implant cerrahisi öncesi kemik grefti ihtiyacını ortadan kaldırır.
5. Başarı oranları yüksektir
6. Biyomekanik avantaj sağlar.
7. Aılanmaya bağlı olarak implantlar arası mesafenin artması hijyenin daha kolay sağlanabilmesine olanak tanır.
8. İmmediyat işlev ve estetik sağlar.

9. Final restorasyon sabit veya hareketli olarak tercih edilebilir.
10. Daha az sayıda implant ve vakaların çoğunda greft uygulamasından kaçınma nedeniyle maliyeti düşüktür.

All-on-four tekniğinin dezavantajları (31);

1. Çok hassas bir tekniktir ve cerrahi öncesi hazırlık gerektirir.
2. Kantilever uzunluğunun izin verilen ölçülerde kalmasına dikkat edilmelidir.

4.5. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Tasarım

İmplantüstü protezleri destekleyen altyapıların tasarımı ve üretimi, uzun süreli klinik başarının temelini oluşturmaktadır. İmplantüstü protezlerde altyapı tasarımı ile ilgili çeşitli yöntemler kullanılmıştır. Orijinal tasarımlar, laboratuvar testlerinden faydalanmadan ampirik olarak geliştirilmiştir. (12).

İmplant destekli protetik altyapılar, sabit protezleri desteklemek için rijit olmalıdır. İmplantlara rijit fiksasyon olduğu varsayıldığında, implant altyapılarındaki yüksek stres konsantrasyon alanları, arktaki en distal abutmentlere veya sadece distal kısımlara odaklanmakta ve yanlış tasarlanmış altyapıların yapısal bütünlüğünü tehlikeye atmaktadır. Bu bölgelerdeki stres konsantrasyonları, uygulanan ortalama kuvvetten önemli ölçüde daha yüksek olabilmektedir. Çiğneme ve ısırma sırasında uygulanan kuvvetlerin etkili dağılımı, stres altında deforme olan kantilever uzantıları tarafından azaltılabilir. En kötü senaryo metal yorgunluğu ve kırılmasıdır. Altyapı kırıkları uygun tasarım hususları dikkate alınarak en aza indirgenebilir (42).

Kantilever uzantıları, uygun yükseklik, kalınlık ve uzunlukta tasarlandığında protezi deforme etme miktarı en aza indirilebilmektedir (43). Glantz'e göre implant destekli sabit protezlerde alt ve üst çene arasında uygun fonksiyonel dengeler oluşturulduğunda, protez distale uzatılabilir. Distale uzatılan kantileverin deformasyon miktarı uzunluğunun küpüyle doğru, yükseklik ve genişliğinin küpü ile ters orantılıdır. Ek olarak, okluzal kuvvetin (uygulanan yükün) miktarı ve kullanılan materyalin elastisite modülü ile deformasyon miktarı arasında doğrudan ilişki vardır (44).

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

D= Deformasyon miktarı

L, W, H = Uzunluk, en, yükseklik

F= Okluzal kuvvet

E= Materyalin elastisite modülü

A/P mesafesi en distal iki implantı birbirine bağlayan hat ile o çizgiye en uzak implantın merkezi arasındaki mesafe olarak tanımlanır (45). A/P mesafesi implantların geometrik dağılımının makroskopik bir ölçümünü sağlamaktadır. Kantilever uzunluğu ve A/P yayılımı okluzal yüklerin dağılımında önemli faktörlerdendir. Bazı araştırmacılar A/P mesafesinin 1.5 ya da 2 katının maksimum kantilever uzunluğu için rehber olabileceğini belirtmişlerdir (45,46). Başarısızlık kriteri olarak uygulanan yüklerin iki katına eşit implant kuvvetleri seçilerek, kantilever uzunluğunun A/P mesafesinin 2 katı olduğu durumun optimum olduğu belirlenmiştir (47). Ancak araştırmacıların tavsiye ettiği kantilever uzunlukları A/P mesafesinin 1.5 katıdır; kalitesiz kemikte bu uzunluk daha kısadır (45).

İmplant destekli hibrit protezlerin üretimi sırasında bir diğer önemli faktör ise altyapının pasif uyumudur. Pasif uyumun sağlanamadığı durumlarda peri-implant kemik kaybı, vida gevşemesi veya abutmentin veya implantın kırılması gibi mekanik veya biyolojik komplikasyonlar bildirilmiştir (14).

İmplant destekli protetik altyapılar, geleneksel olarak kayıp mum tekniği ve döküm metal alaşımlar kullanılarak üretilmektedir. Döküm hatalarının çeşitli lehimleme teknikleri kullanılarak düzeltilebileceği de belirtilmiştir. CAD/CAM ile üretilen altyapıların, metal alaşımları ile dökülen altyapılara kıyasla daha uyumlu olduğu yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (48,49).

İmplant destekli hibrit altyapılar için dikkat edilmesi gereken kriterler (12);

1. Altyapılar, altyapı-implant-abutment arasında pasif uyum sağlayan materyallerden ve protokollerden üretilmelidir. CAD/CAM ile üretilen altyapılar genellikle döküm altyapılara kıyasla daha iyi ve daha doğru uyum sağlamaktadır; CAD/CAM altyapılarındaki hatalar, döküm altyapılarda belirtilen hatalara kıyasla minimumdur.

2. Altyapılar, çiğneme ve parafonksiyonel alışkanlıklarla ilişkili gerilme ve basınç kuvvetlerine dayanıklı olacak şekilde tasarlanmalıdır. Altyapıların bukkal, lingual ve vertikal olarak yeterli kalınlıkta olması gerekmektedir. Kalınlık, her bir altyapı için kullanılacak materyal türüne ve üretim işlemine, implantların sayısı ve uzunluğuna, destek kemiğinin tipine ve karşıt oklüzyona bağlı olmalıdır.

3. Altyapı tasarımı, sabit ve hareketli protez prensiplerini içeren bir dizi klinik ve laboratuvar prosedürüne dönüşmüştür; altyapılar önceden belirlenmiş diş pozisyonları ile uyumlu olarak tasarlanmışsa protezler daha başarılı olmaktadır. Altyapılar protetik materyaller için yeterli boşluk (1.5-2 mm) ile tasarlanmalıdır: akrilik rezin, kompozit rezin, güçlendirilmiş polimerik materyaller, seramik. Bar tasarımda protez kaide materyalleri için oluşturulacak retansiyon elemanları, implant altyapılarının ayrılmaz parçaları olarak tasarlanmalıdır. Retansiyon; tırnakbaşı (nailhead) tutucu elemanlar, tutucu halkalar veya rastgele yerleştirilmiş undercut alanları ile gerçekleştirilebilir. Retansiyon elemanları, diş yerleşimini engellemeyecek şekilde yerleştirilmelidir. Akrilik rezin ve metal bitim çizgilerinin birleşim yerlerinde undercut alanları olmalıdır.

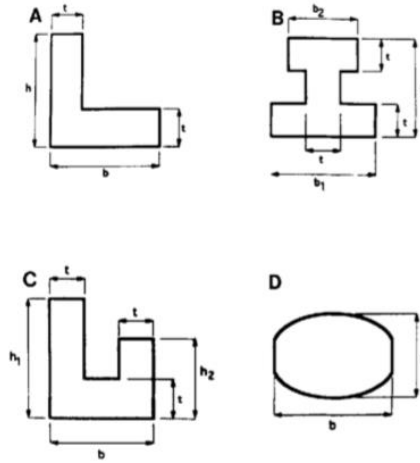
4. Kantilever uzantıları; altyapılarda kullanılan materyal, implantların sayısı ve yerine bağlıdır. Baz metal alaşımları, soy alaşım altyapılarından daha az esnektir. Üç implant tarafından desteklenen, milimetre cinsinden A / P yayılım eşdeğeri olan altyapılar, aynı A/P yayılımına sahip altı implant tarafından desteklenen altyapılara kıyasla daha küçük kantilever ile tasarlanmalıdır. Kantilever uzantıları 1.5 A/P uzunluğuna kadar uzatılabilir. Kantileverler ayrıca yukarıdaki faktörlere bağlı olarak kısaltılabilir.

4.5.1. Bar Tasarım

İmplant destekli tam ark sabit hibrit protezlerin geleneksel tasarımları (bar tasarım) Dr. George Zarb tarafından sunulan ve uzun yıllar kullanılan; akrilik rezin kaide ve

dişlerin metal bir bar altyapı ile desteklendiği vida retansiyonlu protezlerden oluşmaktadır (50).

Bar altyapılar proksimal kesit alanına göre L bar, U bar, I bar ve eliptik şekilli olarak dizayn edilebilmektedir. Altyapıların kantilever uzantılarını güçlendirmek için I bar tasarımları önerilmektedir. I bar tasarımları aynı zamanda minimum kütle ve ağırlık artışı ile altyapılara dayanıklılık ve direnç kazandırmaktadır. Staab ve Stewart, bar altyapı tasarımı (L, I, eliptik ve U) ile ilgili iki parametreyi (bar eğilmesi ve maksimum normal stres) değerlendirdikleri çalışmalarında; test edilen tasarımların her birinin klinik olarak uygun olabileceğini belirtmişlerdir. Ayrıca I-bar tasarımının daha az eğildiğini ve test edilen tasarımlardan daha az strese sahip olduklarını bildirmişlerdir. Eliptik tasarımların en çok eğilmeye sahip olduğu, L tasarımının en yüksek stres değerleri gösterdiği bildirilmiştir (51).



Şekil 2. a) L-beam b) I-beam c) U-beam d) Eliptik şekilli altyapıların proksimal kesitleri



Şekil 3. L-Beam ve I-Beam Tasarımları (51)

Bar tasarım üretim maliyetinin düşük olması nedeniyle implant destekli hibrit protez üretiminde sık kullanılan bir alternatiftir. Hasta başında onarım yapılabilmesi avantajı nedeniyle onarım maliyeti de minimumdur. Bar tasarımın uygulanmasında akrilik rezinin direncini optimize etmek amacıyla, kemikten oklüzal düzleme kadar minimum 12-15 mm restoratif alan gereklidir; yeterli alanın bulunmadığı durumlarda restorasyon fonksiyon sırasında kırılma riski taşımaktadır. Ayrıca akrilik rezin dişler, porselen veya doğal dişlere göre daha hızlı aşınmaktadır. Bu durum çiğneme verimliliğini düşürebilmekte, estetiği olumsuz etkilemekte ve oklüzal dikey boyutu düşürebilmektedir (50).

4.5.2. Toronto Tasarım (Toronto Köprüsü)

İmplant destekli sabit protezler vidalı veya simante olmak üzere 2 şekilde tasarlanmaktadır. Her tedavi seçeneğinin diğerine göre avantajları ve dezavantajları mevcuttur (52,53). Vida tutuculu restorasyonlar onarım, hijyen kontrolü ve tekrar torklama gibi abutment vidasına erişim gereken durumlarda, restorasyonun kolay çıkarılabilmesi avantajını sağlamaktadır. Ancak implant açıldırılmalarındaki hatalar, estetik ve oklüzyon açısından vida erişim boşluğunun yeri ile ilgili komplikasyonlar oluşturabilmektedir. Ayrıca, metal altyapı tasarımı, vida erişim boşluğunun çevresindeki porseleni desteklemiyorsa, bu alanda porselen kırığına yol açabilmektedir (54,55).

Siman tutuculu restorasyonlar, vida tutuculu restorasyonlara göre; üretim kolaylığı, estetik olması, ağız boşluğunun posterior bölgelerine daha kolay yerleşim ve üst yapıya pasif uyum sağlama potansiyelinin yüksek olması avantajları sunmaktadır. Bununla birlikte, restorasyonun çıkarılmasındaki güçlük ve implant çevresinde siman artığının kalması gibi bazı dezavantajları mevcuttur (56).

Toronto tasarım; vidalı ve simante sabit protez tasarımlarının her ikisinin de dezavantajlarını elimine etmek ve avantajlarından yararlanmak için önerilmiştir; vidalı ve simante sabit protez tasarımlarının her ikisini de birleştiren bir tedavi seçeneğidir (52,57). "Toronto Protezi" teriminin kökeni, 80' lerin başında Profesör George Zarb (Toronto Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi) tarafından indekslenmemiş bir İtalyan dişhekimliği dergisine sunulan klinik ve laboratuvar prosedürleri değerlendirmelerine

dayanmaktadır. Toronto Üniversitesi' ndeki bölüm araştırma çalışmaları nedeniyle tam ark sabit protezlerin altyapısını tasarlamak için kullanılan bu metodoloji, toplantı sunumlarında Avrupalı meslektaşları tarafından 'toronto köprüsü' olarak anılmıştır. Bununla birlikte, George Zarb liderliğindeki Toronto Grubu, implant destekli protez metodolojilerini genişlettiğinden; diğer yaklaşımlar bu raporun farklı yaklaşımları olmalarına rağmen 'toronto köprüleri' veya 'toronto protezi' olarak isimlendirilmiştir. Farklı bir isimlendirme olarak 'abutment-hibrit overdenture' da kullanılabilir (58).

Temel olarak tek tek veya çoklu şekilde üretilen kuronların simantasyonu için, bireysel (custom-made) frezelenmiş dayanaklar içeren bir arayaptır (57). Bu tasarım genellikle estetiğin sağlanmasının zor olduğu durumlar ve interoklüzal mesafenin arttığı durumlarda kullanılmaktadır. Agresif periodontitis öyküsü, uzun süreli diş kaybı ve tam protezlerin uzun süreli kullanım öyküsü olan hastalar interoklüzal mesafenin arttığı hastalara örnek verilebilir (56,57). Tek bir dişi ya da kısmi-tam dişsiz bir arkı restore etmek için kullanılabilir (59–62); farklı altyapı materyalleri kullanılarak üretilmektedir. Ayrıca, dişeti renginde kompozit rezin ve porselen, altyapının gingival kısmını veneerlemek için kullanılabilir (56).

Toronto tasarımının ana avantajı; pasif uyum ve estetiği korurken implant angulasyonlarını düzeltme yeteneği ve ciddi şekilde rezorbe kretlerde kaybolan dokuların idamesini sağlamaktır (57). Artan interoklüzal mesafe durumunda metal altyapıya fazla miktarda porselen yüklendiğinde, altyapıda pasif uyum kaybı görülebilmektedir. Toronto köprüsü bu durumu önlemekte ve aynı zamanda tamir ihtiyacı olduğunda kuronu, altyapıyı tehlikeye atmadan değiştirme imkanı sunmaktadır. Bu tasarımın bir başka avantajı da, vida erişim boşluğu nedeniyle vida tutuculu restorasyonlarda görülen estetik ve oklüzyon endişelerinin giderilmesidir. Ayrıca, geçici siman ile simante edilmiş kuronların çıkarılabilirliği, bakımlarını nispeten kolaylaştırır (56).

Toronto tasarıma ilişkin dezavantajlar; kuronların temas noktalarını ayarlama zorluğu, geçici siman kullanımı nedeniyle kuronun yerinden çıkma olasılığı, vida tutuculu altyapının pasif uyumunu sağlamada zorluk ve yüksek maliyettir. Başka bir

dezavantajı da tekniğin laboratuvar aşamalarının teknisyenler için daha karmaşık olmasıdır (56).

Toronto tasarımı abutment vida boşluklarına erişimin kolay olabilmesi adına, vida erişim boşlukları üzerindeki kuronların tasarımına palatinal/lingual çentik eklenmelidir. Kuron-köprü sökücü ile vida boşluklarına erişim sağlanmak istendiği durumlarda palatinal/lingual çentik veneer porselenin kırılmasını önlemektedir. Ayrıca, özellikle vida erişim boşluklarının yakınındaki kuronlar için, yapıştırma simanı miktarının azaltılması önerilmektedir. Dişeti materyali kuronların simantasyonu sırasında fazla simanın uzaklaştırılabilmesi için erişilebilirliği engelleyebilir. Bu nedenle bir ölçü materyali ya da akrilik rezin kullanılarak dayanaklar duplike edilip kuronların simante edilmesini takiben fazla siman artıklarının temizlenmesi, daha sonra toronto köprüsüne simante edilmesi önerilmektedir (57).

4.6. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Kullanılan Altyapı Materyalleri

İmplant destekli protezlerde uzun vadeli başarı elde edebilmek, kemiğin aşırı yüklenmesine bağlı implant kaybını önlemek adına implantolojinin temel biyomekanik kavramlarını kavramak gerekmektedir (63–65). Protez altyapısı ve geometrisi peri-implant kemiğindeki stres dağılımını etkilemektedir (66). Protetik altyapının fonksiyonu, implantları splintleyerek altyapıdan implantlara eşit bir stres dağılımına izin vermektir (6).

İmplant destekli protetik altyapılar dayanıklılık açısından mükemmel fiziksel özelliklere sahip olmalı, biyolojik olarak uyumlu olmalı, implantlar ve abutmentler ile pasif uyum sağlamalı, seramik, akrilik rezin ve kompozit rezin gibi estetik veneer materyalleri ile uyumlu olmalıdır (67). Altın alaşımları, protetik altyapı üretimi için başlangıçta en sık kullanılan materyaller olmuştur ancak yüksek maliyeti nedeniyle; gümüş-paladyum, kobalt-krom ve titanyum alaşımları gibi alternatif alaşımlar piyasaya sürülmüştür (68). Titanyum ve kobalt-krom alaşımı, biyouyumlulukları, düşük maliyetleri, düşük yoğunlukları ve uygun mekanik özellikleri nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır (69,70). İmplant destekli protetik altyapı için metale estetik bir alternatif zirkonyadır. Zirkonya altyapıları biyouyumluluk, düşük bakteriyel yüzey tutunması, yüksek eğilme mukavemeti ve iyi mekanik özellikler sunmaktadır (5). İmplant destekli

protezler için bazı araştırmacılar (6–9), titanyum (Ti), kobalt-krom (Co-Cr) ve zirkonya (ZrO₂) gibi yüksek elastisite modülüne sahip rijit altyapılara kıyasla CAD/CAM kullanılarak üretilen polimerik altyapıların tercih edilmesi gerektiğini önermişlerdir. Polietereterketon (PEEK), modifiye PEEK (BioHPP), Polieterketonketon (PEKK) ve fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin (TRINIA) gibi materyaller düşük maliyet, hafiflik ve şok-absorbsiyon gibi çeşitli avantajlara sahiptir (10,11). İmplant destekli sabit protezlerde polimerik ve polimerik olmayan altyapıların biyomekanik davranışları ve implantların uzun vadeli başarısı için kritik olan peri-implant kemiğindeki stres dağılımı üzerindeki olası etkileri hakkında sınırlı bilgi mevcuttur (64,71).

4.6.1. Soy Metal Alaşımaları

Diş hekimliğinde kullanılan alaşımların sınıflamasında birçok yöntem mevcuttur. Sıklıkla 1984 yılında Amerikan Dişhekimleri Birliği (Council on Dental Materials Instruments and Equipment of the American Dental Assosiation) tarafından hazırlanan ADA sınıflamasına göre soy metal alaşımlar; altın-platin-palladyum alaşımı, altın-palladyum alaşımı, altın-palladyum-gümüş alaşımı, palladyum gümüş alaşımı ve palladyum-bakır alaşımı olarak gruplandırılabilir (72). Soy metal alaşımlar, oksidasyona ve asit korozyonuna karşı dirençlidir (51).

4.6.1.1. Altın Alaşımaları

İlk modern altın alaşımları, Taggart tarafından 1907'de tam metal kron ve köprülerin yapımında kullanılmıştır. Yüksek altın içerikli alaşımlar esas olarak altın ve platin grubundaki metallere oluşmakla birlikte; az miktarda kalay, demir ve indiyum içermektedir. Altın oranı yüksek alaşımların termal genişleme katsayısı ve elastisite modülü dental porselen ile uyumsuzdur, oluşan bağlantı problemleri alaşıma platin ve palladyum ilave edilerek engellenmeye çalışılmıştır. Bu gruptaki alaşımlar bitirme kolaylığı ve çalışma özellikleri açısından oldukça avantajlıdır. Yüksek soy metal olmaları nedeniyle, korozyona oldukça dirençlidirler. Çok az miktarda gümüş içerdiklerinden ya da hiç gümüş içermediklerinden, porselende renklenmeye sebep olmazlar (73).

Diş hekimliğinde, tip 3 veya tip 4 altın alaşımları yaygın olarak kullanılmaktadır. ISO/DIS 1562 standartlarına göre tip 3 altın alaşımları yüksek dayanıklılığa sahiptir;

onleylerde, ince koping, pontik ve kronlarda kullanılmaktadır. Tip 4 altın alaşımı ise ekstra yüksek dayanıklılığa sahiptir; bar, kroşe ve iskeletlerde tercih edilmektedir (74).

4.6.1.2. Palladyum-Gümüş Alaşımları

Palladyum-Gümüş alaşımları tip 3 altın alaşımlarına benzer mekanik özelliklere sahiptirler. Maliyetleri daha düşüktür. Artmış gümüş miktarı dökülebilirliği artırır, sertliği düşürür, aynı zamanda kararma direncini azaltır (51). Yüksek Palladyum içerikli alaşımlar düşük oranlarda diğer soy metalleri de içermektedir. Palladyum-Gümüş alaşımları genellikle %50 ile %60 arasında Palladyum içermektedir. Tatmin edici kararma direnci ve korozyon direnci sergilerler (75). Porselen uygulamaları sonrasında yeşil renge dönüşme yatkınlığından dolayı hibrit protez altyapı materyali olarak kullanılamamaktadır (51).

4.6.2. Soy Olmayan Metal Alaşımları

Soy olmayan metal alaşımları yüksek sertlik, yüksek eğilme dayanıklılığı ve yüksek elastisite modülüne sahip olmaları sebebiyle soy alaşımlardan önemli ölçüde farklılık göstermektedir. Soy metal alaşımlarına kıyasla maliyeti düşüktür. Bitirme ve parlatma prosedürleri gibi laboratuvar işlemlerinin zor ve zaman alıcı olması dezavantaj olarak gösterilebilir.

Soy olmayan metal alaşımlarının çoğu Nikel ve Krom kombinasyonlarına dayanmaktadır, ancak Nikel ve Nikel içeren alaşımlarla ilgili alerjiler belgelendiği için Kobalt-Krom ve Demir bazlı ürünler de kullanılmaktadır (76).

4.6.2.1. Krom-Kobalt Alaşımları

Krom-Kobalt (Cr-Co) alaşımları %53-68 oranında kobalt, %25-34 oranında krom, daha düşük oranlarda da molibden ve titanyum içermektedir (77). Kobalt, sertlik ve dayanıklılık sağlarken; kromun işlevi ise alaşımı solüsyon sertleşmesi ile daha da sert hale getirmek ve korozyona karşı direnç sağlamaktır. Materyalin yüzeyinde ortaya çıkan krom hızlı bir şekilde okside olarak pasif ve ince bir oksit tabakası meydana getirmekte; bu tabaka da iç tabakaları korozyona karşı korumaktadır. Alaşımın yapısına eser element olarak karbon ilavesi alaşımın yapısını güçlendirir ancak ilavenin fazla yapılması

durumunda esneklik azalır, kırılabilirlik ve çatlak oluşum riski artar (78). İçeriğine tungsten ilavesi ile korozyon direncinin artırılması; nikel, molibden ve berilyum gibi çeşitli elementler eklenmesiyle de mekanik özelliklerin, dökülebilirliğin ve işleme kolaylığının geliştirilmesi amaçlanmaktadır (79).

Krom-Kobalt (Cr-Co) alaşımları diş hekimliğinde ilk olarak 1930'lu yıllarda hareketli parsiyel protezlerin üretimi amacıyla kullanılmaya başlanmıştır. Metal-seramik restorasyonlarda metal altyapı olarak kullanılması ise ilk kez 1959 yılında önerilmiştir. Protetik restorasyon üretimine uygun fizyomekanik özellikleri ve altın alaşımlarına göre düşük maliyeti sebebiyle günümüzde kullanımı giderek artmaktadır (80). Cr-Co alaşımlarının yüksek elastisite modülüne sahip olması, porselen ile arasında yeterli bağlanma kuvveti sağlanabilmesi, ısı iletimlerinin zayıf olması, biyouyumluluk, korozyon ve kararma direnci avantajları mevcuttur (81).

Krom-kobalt alaşımları, titanyum alaşımları dışında diğer tüm alaşımlar içerisinde en yüksek erime derecesine (1300°C) sahiptir. Döküm, uyumlama, parlatma gibi laboratuvar işlemleri açısından çalışması zor ve zaman alıcıdır (82). Teknisyenlerin uyumlama-parlatma işlemleri sırasında freze tozunu soluması riski, asidik ortamlarda belirgin ölçüde daha yüksek korozyon göstermesi, sertliklerinin fazla olması dolayısıyla karşıt dişte aşınmaya sebep olabilmesi ve nikel içerikli alaşımlara göre daha fazla oksit oluşumuna neden olması gibi dezavantajları da bulunmaktadır (81).

Dişhekimliğinde CAD/CAM sistemlerinin kullanılmasıyla birlikte Co-Cr alaşımları geleneksel döküm tekniğinin yanı sıra; CAD/CAM bloklarından frezeleme (eksiltmeli üretim) ile veya lazer sinterleme (eklemeli üretim) tekniğiyle de üretilmektedir (83). Geleneksel döküm tekniği ile üretilen altyapılarda, metal alaşımında internal poroziteler meydana gelebilir. Ayrıca geleneksel döküm süreci, klinik ve laboratuvar aşamalarının yanı sıra, birden fazla materyali de içerdiğinden, bu teknikte marjinal uyumsuzluk kaçınılmazdır. CAD/CAM sisteminde kullanılan bloklar ise endüstriyel olarak yüksek standartlarda üretilmekte olup homojen bir yapıya sahiptir (84).

CAD/CAM bloklarından frezeleme tekniği; zaman, materyal israfı ve metal frezeleme için pahalı aletler gerektirmesi nedeniyle verimli bulunmamaktadır. Ayrıca

frezeleme tekniği doğası gereği, içi boş yapıların veya karmaşık Şekillerin üretimine izin vermemektedir. Lazer sinterleme tekniği, frezeleme tekniğinin dezavantajlarını giderebilmek amacıyla daha verimli olan eklemeli, katman katman, üç boyutlu üretim yaklaşımına dayanmaktadır. Hızlı direkt üretim sistemlerinin gelişmesiyle ortaya çıkan lazer sinterleme tekniğinde, herhangi bir toz materyal yatağının yüzeyine lazer veya farklı bir ışık uygulanarak kat kat eritilen katı materyalin üretimi tamamlanmaktadır. Metal parçaların, ek maliyet gerektirmeden, verimli ve doğrudan üretilmesini sağlar. Tüm bu işlemler, daha önceden taranmış verilerden tasarlanmış CAD dosyası tarafından oluşturulur. Lazer sinterleme, üretim sonrası el ile son işlemlere gerek kalmadan, karmaşık biçimli metal bileşenlerin üretimi için çok uygundur (85).

Son yıllarda lazer sinterleme ve frezeleme teknolojisinin avantajlarını birleştiren hibrit üretim tekniği, implant destekli protezler için metal altyapı üretiminde yeni bir yaklaşım olarak önerilmektedir. Hibrit retim tekniği; zaman-maliyet açısından en verimli lazer sinterleme eklemeli üretim yöntemiyle tüm altyapının üretimine izin vererek; freze aşamasını implant-platform/altyapı arayzeyiyle sınırlandırmaktadır. Bu yeni teknoloji, implant destekli protezler için oldukça hassas, düşük maliyetli altyapıların üretilmesine olanak tanımaktadır (86).

4.6.2.2. Titanyum

Titanyum yer kabuğunda bulunan elementlerin %0.6' sını oluşturan elementtir. Doğada genellikle rutile (TiO_2) ya da ilmenit ($FeTiO_3$) formunda bulunan bu element, 1789 yılında William McGregor tarafından bulunmuştur. %98-99' luk saf titanyum ilk olarak 1910 yılında Hunter tarafından elde edilmiştir. Titanyumun oksijen, nitrojen ve hidrojen ile kolaylıkla reaksiyona girmesi metalik olarak bulunmasını olanaksız hale getirmekte; genellikle mineraller ile bileşim halinde bulunmaktadır (87).

Titanyum, poliformik dönüşümler gösteren allotropik bir elementtir (88). Saf titanyum ve alaşımları düşük sıcaklıklarda hegzagonal yapıya sahiptir ve alfa titanyum olarak isimlendirilmektedir (87). $885^{\circ}C$ 'nin üstünde body-centered cubic (BCC) yapısına (β fazına) dönüşmekte ve bu fazda $1668^{\circ}C$ ' de eriyene kadar kalmaktadır. Bu yapısal geçiş, titanyumun α , α' ya yakın, α/β ve β olmak üzere dört farklı faz kombinasyonunu

ortaya çıkarmaktadır (88). Diş hekimliğinde kullanılan titanyum alaşımları, α -fazındaki CpTi (Commercially Pure Titanium-CpTi), α/β fazındaki Ti-6Al-4V, Ti-6Al7Nb ve β -fazındaki Ti-Mo ortodontik telleridir (89).

Tablo 2. Medikal uygulamalar için geliştirilmiş Ti alaşımlarının mekanik özellikleri

Materyal	Gerilme Direnci (MPa)	Kalıcı Deformasyon Direnci (MPa)	Uzama (%)	Elastisite Modülü (GPa)
α-tip				
Pure Ti grade 1	240	170	24	102.7
Pure Ti grade 2	345	275	20	102.7
Pure Ti grade 3	450	380	18	103.4
Pure Ti grade 4	550	485	15	104.1
$\alpha+\beta$-tip				
Ti-6Al-4V	895-930	825-869	6-10	110-114
Ti-6Al-4V ELI	860-965	795-875	10-15	101-110
Ti-6Al-7Nb	900-1050	880-950	8.1-15	114
Ti-5Al-2.5V	1020	895	15	112
β-tip				
Ti-13Nb-13Zr	973-1037	836-938	10-16	79-84
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	1060-1100	1000-1060	18-22	74-85
Ti-15Mo	874	544	21	78
Ti-15Mo-5Zr-3Al	852-1100	838-1060	18-25	80
Ti-15Mo-2.8Nb-0.2 Si	979-999	945-987	16-18	83
Ti-35.3Nb-5.1Ta-7.1Zr	596.7	547.1	19	55
Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr	911	864	13.2	80

α titanyum alaşımları endüstriyel olarak ısıya dayanıklı alaşımlar olarak kullanılmaktadır. β titanyum alaşımları α -tipine kıyasla üstün esneklik göstermektedir. Beta titanyum alaşımları iyi işlenebilirlik ve düşük elastisite modülü sergilemektedir. $\alpha + \beta$ titanyum alaşımları, α ve β fazlarının kararlılığını arttıran elementleri yapılarında bir arada bulundurulur ve bu iki faz arasında özellikler taşırlar. İyi şekil verilebilir ve yüksek ısıda kullanılabilirler. Bu tip alaşımlara Ti6Al4V ve Ti6Al7Nb örnek olarak verilebilir (90).

Alaşımsız titanyum olarak da isimlendirilen saf titanyum karbon, oksijen, nitrojen ve demir gibi eser elementler içermektedir. Bu eser elementler saf titanyumun mekanik

özelliklerini arttırmakta ve Grade 1' den Grade 4'e doğru artan oranlarda bulunmaktadırlar (91). Yapılacak restorasyona göre titanyum metalinin seçiminde mekanik özellikler önem kazanmaktadır. Sabit restorasyonlar için Grade 1 ve Grade 2 saf titanyum tercih edilebilmekte, Grade 4 saf titanyumun kullanımı ise hareketli bölümlü protezlerde altyapı olarak tavsiye edilmektedir (92). Dental implantların üretimi için korozyona dirençli ve diğer sınıflardan daha dayanıklı olmaları sebebiyle ticari olarak grade 4 saf titanyum kullanılmaktadır (93).

Tablo 3. Saf titanyum oksijen içeriği (%)

Element	Saf (CpTi) Ti Grade			
	1	2	3	4
Nitrojen (max.)	0.03	0.03	0.05	0.05
Karbon (max.)	0.10	0.10	0.10	0.10
Hidrojen (max.)	0.01	0.01	0.01	0.01
Demir (max.)	0.20	0.30	0.30	0.50
Oksijen (max.)	0.18	0.25	0.35	0.40
Titanyum	99.48	99.31	99.19	98.94

Titanyum mükemmel korozyon direncine ve biyouyumluluğa sahip olması nedeniyle, tıbbi uygulamalar için yaygın olarak kullanılmaktadır; ancak, uygulama yüksek mukavemet gerektirdiğinde, mekanik özellikleri yetersizdir. Bu gibi durumlarda yüksek mukavemetli Ti-6Al-4V alaşımı kullanılmaktadır. Dayanıklı ve ısıya dirençli Ti-6Al-4V alaşımı, havacılık ve uzay endüstrisinde kullanılmak üzere tipik bir $\alpha + \beta$ alaşımı olarak geliştirilmiştir. Bu alaşım bir α -stabilizatör olarak %6 alüminyum ve β -stabilizatör olarak %4 vanadyum içerir. Aynı zamanda cerrahi implantlar için de alaşım olarak kullanılmıştır. Ti-6Al-4V alaşımındaki vanadyumun sitotoksitesine dikkat çeken çalışmalar nedeniyle vanadyum yerine niyobyum (Nb) içeren Ti-6Al-7Nb alaşımı, biyouyumluluğu kaybetmeden yüksek mukavemet elde etmek için geliştirilmiştir (90).

Titanyum, düşük yoğunluğa ($4,54 \text{ g/cm}^3$) ve yüksek gerilme direncine sahip hafif bir metaldir. Erime noktası 1668°C (3135°C), kaynama noktası 3260°C ve genleşme katsayısı $9.1 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$ ' dir. Isı iletkenliği düşüktür ve kötü bir elektrik iletkenidir.

Magnetik alandan etkilenimi çok düşüktür ve bu özelliği ile magnezyum, alüminyum ve paslanmaz çeliklere benzerlik göstermektedir (87). Titanyum ve alaşımlarının elastisite modülleri paslanmaz çelik ve Cr-Co alaşımlarının elastisite modüllerinin yaklaşık yarısıdır (94). Saf titanyumun elastisite modülü yaklaşık 15×10^6 psi (103,4 GPa), alaşım halindeki titanyumun elastisite modülü ise 18×10^6 psi (124,1 GPa)'dır (87).

Titanyum TiO, TiO₂, Ti₂O₃, Ti₃O₅ gibi çeşitli formlarda oksit oluşturabilir ve bu oksitlerin tabaka yapıları oldukça komplikedir. En dıştaki oksit tabaka daima oksijenden zengin titanyum dioksittir (87). Titanyum, serbest oksijen ile karşılaştığında oluşan bu oksit tabaka, alaşımın korozyon direnci ve biyouyumluluk özelliklerini de açıklamaktadır. Titanyumun korozyon direnci paslanmaz çelik ve Cr-Co alaşımlarından daha üstündür (94). Allerjik reaksiyon meydana getirme potansiyelinin düşük olması da diğer metallere kıyasla avantaj sağlamaktadır (87).

Titanyumun X ışını absorpsiyonu nispeten azdır; bu özelliği ile altyapıların klinik kalitesi değerlendirilebilir, marjinal preparasyon sınırında oluşan veya adeziv restorasyonların altında oluşan sekonder çürükler fark edilebilir ve kronlanan dişlerin pulpası kontrol edilebilir (87).

Saf titanyum veya titanyum alaşımları diş hekimliğinde, dental implant materyali olarak, implant ve diş destekli sabit protetik tedavilerde altyapı materyali olarak, tam ve parsiyel protezlerde altyapı materyali olarak, endodontik döner aletlerde ve ortodontik tellerde kullanılabilir (6).

Son yıllarda, titanyum ve alaşımlarının protetik restorasyonlarda altyapı materyali olarak kullanımı giderek artmıştır. Titanyum alaşımların mükemmel biyouyumluluğu, düşük yoğunluğu, ağırlık oranına göre var olan yüksek dayanım kuvveti, korozyona karşı dirençli olması ve kıymetli metallere göre daha ucuz olması protetik restorasyonlarda tercih edilmesinde önemli rol oynamaktadır (85).

Titanyum altyapılı restorasyonların üretiminde, sıklıkla kullanılan yöntemlerden biri mum atım tekniği ile döküm yöntemidir (95). Büzülme ve porozite oluşumu titanyum döküm yönteminde sıklıkla karşılaşılan teknik sorunlardandır. Bunun nedeni, titanyumun çok düşük yoğunluğa (4.5 g/cm^3) sahip olmasıdır. Düşük yoğunluk özelliği materyalin

dökülebilirliğinin az olmasına ve döküm sonunda tamamlanmamış kenar boşluklarına neden olmaktadır (96,97). Ayrıca yüksek erime sıcaklıkları ve revetman içeriğindeki elementlerle reaktivitesi nedeniyle dökümünün yapılması zordur (98). Titanyumun yüksek (1668°C) erime noktası, soğuma esnasındaki kontraksiyonun kompanse edilmesini zorlaştırmaktadır. Bu durum, özellikle implant destekli protezlerin üst yapılarının pasif uyumunu engellemektedir (99). Titanyumun döküm işlemlerinin kolaylaştırılması ve titanyum sabit restorasyonların kenar uyumlarının artırılması için özel revetmanların ve döküm yöntemlerinin kullanılması gerekmektedir (99–103).

Farklı döküm yöntemlerinin varlığına ilaveten Ti ve Ti alaşımlarının altyapı olarak üretiminde CAD/CAM yöntemi de kullanılmaktadır. Bu yöntem, titanyum restorasyonların döküm işlemine göre daha uyumlu ve basit olarak üretilmesine imkân vermektedir (104,105). CAD/CAM ile titanyum altyapı üretiminin döküm yöntemine göre en önemli avantajı, döküm sonrası karşılaşılan sert yüzey tabakasının oluşmaması ve böylece yeterli porselen titanyum bağlantısının sağlanmasıdır (106,107). Yüksek hassasiyetli ve geliştirilmiş porselen-titanyum bağlantı avantajlarına rağmen, CAD/CAM işlemi zaman alıcıdır ve önemli miktarda materyal atığı oluşturur. Ayrıca, karmaşık şekillerin üretiminde sınırlı bir yeterliliğe sahiptir ve üretim sonrası el ile manipulasyonu hala gereklidir (85). Titanyum altyapı üretiminde lazer sinterleme ve hibrit üretim teknikleri de kullanılabilir.

4.6.3. Zirkonya

Zirkonyum, “Zr” sembolü ile ifade edilen, parlak, grimsi-beyaz renkli atom numarası 40 olan bir elementtir. Oda sıcaklığında katı formda bulunan zirkonyumun erime noktası 1855°C ve kaynama noktası 4409°C’ dir. Zirkonyum hegzagonal kristal yapıya sahiptir ve yoğunluğu 6,49’ dur. 1789 yılında Alman kimyacı Martin Heinrich Klaproth tarafından bulunan zirkonyum oksit 1960’lı yıllarda biyomateryal olarak kullanılmaya başlanmıştır. İlk olarak ortopedi alanında kullanılmaya başlanan zirkonya, sertliği, aşınma direnci, mekanik ve ısıl değişimlere dayanıklılığı ve korozyon direnci sayesinde oldukça iyi sonuçlar vermiştir (108).

Zirkonya; saf, kısmi stabilize ve tam stabilize olmak üzere üç farklı formda bulunmaktadır. Saf zirkonya doğada, oksit (ZrO₂) formunda ya da zirkon taşı (ZrSiO₄)

formundadır. Oda sıcaklığında monoklinik fazda olan saf zirkonya 1170°C'e kadar stabildir. Bu sıcaklığın üstüne çıkıldığında tetragonal forma, 2370°C'nin üzerinde ise kübik forma geçer. Soğuma işlemi sırasında ise 1070°C' de tetragonal-monoklinik faz değişimi gerçekleşir. Bu değişim sırasında da %3-4'lük bir hacim büyümesi oluşur. Bu genişleme ile oluşan stres sonucu saf zirkonya içinde çatlaklar oluşur ve oda sıcaklığına düşürüldüğünde yapıyı parçalara ayırır. Bu kontrolsüz faz değişimleri, saf zirkonyanın birçok alanda kullanımını imkânsız hale getirmiştir (109).

Kalsiyum oksit (CaO), magnezyum oksit (MgO), seryum oksit (CeO₂) ve yitrium oksit (Y₂O₃) gibi yapıyı kararlı kılıcı (stabilize edici) oksitlerin saf zirkonya içerisine ilave edilmeleri faz dönüşümlerini engellemekte ve oda sıcaklığında çok fazlı sistemlerin oluşumuna izin vermektedir. Saf zirkonya, bu oksit stabilizatörlerin ilavesi ile 1000°C'nin üzerine kadar ısıtıldığında tetragonal faza geçmekte, ancak tekrar oda sıcaklığına düşürüldüğünde saf zirkonyadan farklı olarak yapı kübik ile tetragonal fazın karışımı şeklini almaktadır. Bu ilaveler ile zirkonya yapı, ısıl işlemler sonunda yarı stabil zirkonya (PSZ) halini almaktadır (109).

Diş hekimliğinde kullanılan üç zirkonya sistemi vardır. Bunlar; zirkonya ile sertleştirilmiş alumina (ZTA), magnezyum ilaveli parsiyel stabilize zirkonya (Mg-PSZ) ve yitrium ilaveli tetragonal zirkonya (3Y-TZP)'dir (110). Stabilize zirkonya materyalleri arasında en fazla kullanılan seramik olan Y-TZP, saf zirkonyaya ağırlığının % 2-3'ü oranında yitrium oksidin (Y₂O₃) ilavesiyle elde edilmektedir (111). Yttrium oksit ile stabilize edilmiş zirkonya düşük korozyon potansiyeli, düşük termal iletkenlik, yüksek eğilme mukavemeti (900-1200 MPa) ve sertlik (1200 Vickers) gibi iyi kimyasal ve fiziksel özelliklere sahiptir (109,112). Elastisite modülüsü: 200 MPa üzerinde olduğu için diğer güçlendirilmiş seramiklerden endikasyonları daha geniştir (110). Altyapılar metal altyapılara benzer radyoopasite gösterirler, bu özellikleri marjinal uyumun değerlendirilebilmesine imkan tanımaktadır (113).

Klinik diş hekimliğinde; tamamen sinterlenmiş veya Sıcak İzostatik Presleme (HIP), kısmen sinterlenmiş zirkonya ve sinterlenmemiş veya "Green Stage" zirkonya olmak üzere kullanılan üç temel zirkon tipi mevcuttur. Son iki tip, HIP zirkonyadan daha yumuşaktır ve frezelenmesi daha uygun maliyetlidir. Frezeleme işleminden sonra

zirkonya altyapıları 1350°C-1500°C arasındaki fırınlarda sinterlenir ve burada nihai şekiller, kuvvetler ve fiziksel özellikler elde edilir. Kısmen sinterlenmiş zirkonya altyapıları, sinterleme işlemi sırasında büzölmeye izin vermek için final altyapılardan %20 - %25 daha büyük üretilmektedir (114).

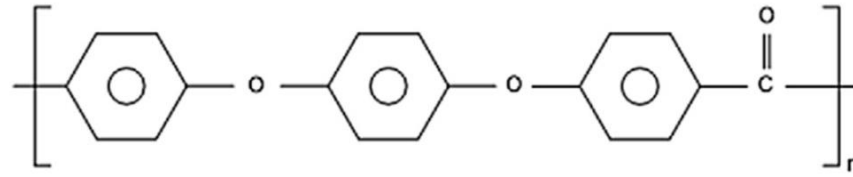
Zirkonya tabanlı çoğu restoratif sistem, tasarım için bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim (CAD / CAM) teknolojisini ve üretim için hızlı prototipleme teknolojisini kullanmaktadır. Altyapı tasarımı tamamlandıktan sonra, veriler altyapının üretilmesi için frezeleme birimine aktarılır. Altyapılar tamamen sinterlenmiş zirkonyum oksit veya kısmen sinterlenmiş zirkonyum oksit bloklarından üretilmektedir. Kısmen sinterlenmiş altyapı destekleyicileri, tamamen sinterlenmiş bir blokta freze prosedürü sırasında mikro çatlakların oluşabileceğini iddia ederken, tamamen sinterlenmiş altyapı destekleyicileri, üretim sürecinde herhangi bir büzölme olmadığından marjinal uyumun daha üstün olduğunu savunmaktadır. Kısmen sinterlenmiş zirkonya tekniği altyapının monolitik şekle tamamen uyarlanması ve içsel renklendirme gibi avantajlar da sunmaktadır (115).

Zirkonya birçok dental restorasyonun yapımında kullanılmaktadır ve düşük bakteriyel kolonizasyonu özelliğinden dolayı uygun bir protetik materyaldir (116). Zirkonya altyapı, estetik ve biyouyumluluk açısından metal alaşımlar ya da titanyum altyapılardan üstündür (117). Yüksek bükölme dayanımı anterior ve posterior bölgelerde olduğu gibi tam ark sabit restorasyonlar için altyapı materyali olarak kullanılabilmesine izin vermektedir (118). Zirkonyanın majör bir dezavantajı; uyumsuzluk halinde kesilip yeniden birleştirilemediğinden altyapının yeniden üretilmesi gerekliliğidir. Zirkonya altyapılar çoğunlukla yüksek estetik sunan üstyapı porseleni ile veneerlenirler ancak multifaktoriyel nedenlerle fraktürler ve chippingler gösterirler. Yavaş soğutma gibi süreç modifikasyonları veneer materyallerin chippinglerini azaltmış ve zirkonya restorasyonların başarısını arttırmıştır (119).

4.6.4. Polietereterketon (PEEK)

PEEK (-C₆H₄-OC₆H₄-O-C₆H₄-CO-) _n, aril halkaları arasında eter (-O-) ve keton (-CO-) bağları içeren, yarı kristalize lineer polisiklik aromatik bir termoplastiktir (120,121). Yapısındaki aromatik halkalar; mekanik kuvvetlere, termal ve oksidatif

etkilere karşı direncini arttırmaktadır (121). 1978' de Imperial Chemical Industries (ICI) tarafından üretilmiş ve patentlenmiştir (122). 1980' li yıllarda, kimyasal dayanıklılık ve yüksek termal kararlılık özellikleri nedeniyle, daha çok havacılık endüstrisinde, türbin bıçakların yapımında kullanılmıştır. 1990' ların sonunda PEEK, özellikle ortopedi ve travma uzmanlıklarında metal implant parçalarına alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır (123,124).



Şekil 4. PEEK kimyasal yapısı

Polietereterketon (PEEK) materyalinin genel özellikleri şunlardır;

- Eğilme modülü 140-170 MPa, yoğunluğu 1300 kg/m³ ve termal iletkenlik değeri 0,29 W / mK'dir (125).
- 335.8 °C' ye kadar yüksek termal kararlılığa sahiptir; bu sayede yapısal hasar oluşmadan radyasyon ve ısı ile sterilize edilebilmekte ve medikal kullanım için uygun bir biyomateryal olarak tercih edilebilmektedir (121,125).
- PEEK'in özel kimyasal yapısı materyale; konsantre sülfürik asit dışında çoğu maddeye karşı direnç ve aşınma direnci gibi kararlı kimyasal ve fiziksel özellikler kazandırmaktadır (125).
- Elastisite modülü 3-4 GPa' dır. Elastisite modülü ve gerilme özellikleri insan kemiği, mine ve dentinine yakındır. Kemiğe yakın elastisite modülü ile çiğneme sırasında oluşan kuvvetleri absorbe ederek, bu kuvvetleri servikal bölgedeki peri-implant bölgesinden uzak tutmakta ve krestal kemik rezorpsiyonunu önlemektedir (125,126).
- Hidrolize dayanıklılığı ve diğer materyallerle düşük reaktivitesi nedeniyle PEEK, metal alerjisi olan veya metalik tada duyarlı hastalar için uygun olabilir. Galvanik etki göstermez (125,127).

- Toksik değildir ve mükemmel biyouyumluluk özelliklerine sahiptir (125).
- Daha hafif protezlerin üretilebilmesine izin veren; fonksiyon sırasında yüksek hasta memnuniyeti ve konforu sağlayan düşük özgül ağırlığa sahiptir.
- Opak beyaz renkte, rijit ve radyolüsent bir materyaldir. Radyolüsent özelliği nedeniyle tanısal görüntüleme işlemleri sırasında daha az artefakt oluşturur (125).
- Düşük alerjik reaksiyon göstermesi, üstün cilalanabilirliği ve düşük plak afinitesinin olması diğer özellikleridir (128).

Tıpta ve diş hekimliğinde kullanılan metalik materyaller, kemik ile kıyaslandığında daha yüksek elastisite modülüne sahip olmaları, galvanik akım oluşturmaları (metal iyonlarının salınımı), BT ve MR taramalarında artefaktlara sebep olmaları gibi birçok dezavantaja sahiptir. Dolayısıyla PEEK; mukavemet/ağırlık oranı, kemiğe benzer elastisite modülüne sahip olması ve korozyon direnci özellikleri nedeniyle, metalik alaşımlara alternatif bir materyal olarak gösterilmektedir (129). Ayrıca sertliği ve elastisite modülü metal alaşımlara kıyasla daha düşük olmasına rağmen, benzer aşınma özellikleri göstermektedir (130). Seramik materyallerle kıyaslandığında ise fonksiyonel stresleri daha iyi absorbe eder, deformasyona karşı daha dirençlidir ve karşıt arktaki minede aşındırıcı etkisi daha azdır (131,132). Ayrıca metal alaşımları ve zirkonya gibi materyallerin elastikiyeti az olduğu için oluşan aşırı stresler protez kırıklarına, TME problemlerine, implant ve diş çevresindeki destek dokularda hasara neden olabilmektedir. Dolayısıyla PEEK'in şok absorbe etme özelliği, implant ve diş destekli köprüler ve kronlar için istenen bir özelliktir (129).

Diş hekimliğinde PEEK, tıp alanında geniş kabul gördükten sonra kullanılmaya başlanmıştır (133). Dental implant materyali olarak da kullanılması için çalışmalar yapılsa da, günümüzde dental implant materyalinden ziyade; protetik materyal olarak popülerite kazanmıştır (128,134). İyileşme başlığı, abutment, implant destekli bar materyali, sabit protezlerde altyapı materyali, hareketli protezlerde ana bağlayıcı, kroşe ve diğer komponentlerin yapımı için kullanılabilir (135–141). Kanıtlanmış biyouyumlu doğası, şok absorpsiyon özellikleri ve CAD/CAM ile üretilebilmesi nedeniyle implant destekli tam ark restorasyonlarda metale alternatif bir altyapı materyali olarak da gösterilebilmektedir. Ancak, uzun dönem sonuçlarına dair yeterli çalışma

bulunmamakta; bu da PEEK materyali kullanılarak üretilen implant destekli sabit protez rehabilitasyonlarının sonuçlarının değerlendirilmesini gerekli kılmaktadır (142).

Opak beyaz-grimsi renge sahip olması nedeniyle, sabit protezlerde monolitik olarak kullanımı sınırlıdır ve kompozit rezinlerle veneerlenerek kullanılmaktadırlar (143). Kompozit rezinler ile birlikte PEEK altyapısının opak rengi elimine edilerek yüksek estetik bir sonuç sağlanmaktadır. Işıklı polimerize indirekt kompozit veneer materyalleri ile arasındaki yüksek bağlanma dayanımı da PEEK materyalinin avantajları arasında sayılabilir. DIN EN ISO 10477 / Jena Üniversitesi'ne göre PEEK altyapı ve ışıklı polimerize indirekt kompozit rezin materyalleri arasında 25 MPa' a kadar yeterli bağlanma dayanımı değerleri elde edilebilmektedir. Veneer materyalinin chippingi, geleneksel kompozit rezinlerle intraoral olarak onarılabilir. Benzer şekilde, estetik bölgede optimal estetik ve ideal yumuşak doku profili elde etmek için de intraoral olarak modifiye edilebilir. Ayrıca Rzanny ve ark.'nın ışıklı polimerize indirekt kompozit rezin veneer materyallerinin boyanma direnciyle ilgili çalışmaları da, bu özelliğin seramiklerle aynı veya seramiklere kıyasla biraz daha düşük olduğunu göstermiştir (127).

Düşük yüzey enerjileri ve kimyasal inert özellikleri veneer materyallerinin yüksek performanslı polimerlere bağlanmasını zorlaştırmakta ve yüzey modifikasyonu gerektirmektedir. Yüzey modifikasyon işlemleri, mekanik ve kimyasal olarak gerçekleştirilebilmektedir. Mekanik işlemler arasında; alüminyum oksit ve silika partikülleri ile aşındırma, lazer ve plazma uygulamaları, frez ile aşındırma yer almaktadır. Kimyasal yüzey işlemleri arasında; sülfirik asit ve piranha çözeltisi ile aşındırma, Visio.link® (Bredent, Senden, GE) ve Signum PEEK Bond® (Heraeus Kulzer, Hanau, GE) gibi adeziv primerlerin uygulanması bulunmaktadır (144).

PEEK, endüstriyel olarak preslenmiş bloklar, endüstriyel olarak preslenmiş peletler ve granüler formlarda bulunmaktadır (145). Bloklar ve peletler hammadde PEEK granüllerinin önceden sıkıştırılmış formlarıdır (146). Dental uygulamalar için, PEEK, endüstriyel olarak üretilmiş bloklardan bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) teknolojisi kullanılarak ya da pelet ve granüler formlardan vakum presleme ile işlenebilmektedir (147). Vakum presleme, alaşımların döküm işlemine benzemektedir. Önceden ısıtılmış mufla ve eritilmiş materyal, vakumla presleme cihazına

yerleştirilerek sıkıştırılır. Bu işlem Kalıplı Enjeksiyon Tekniği (Injection Molding Technique), Ekstrüzyon Tekniği (Extrusion Technique) ve Kalıplı Basınç Tekniği (Compression Molding Technique) olmak üzere 3 farklı teknikle gerçekleştirilebilir (145). Presleme tekniği; ekstra ısıl işlem gerektirmesi ve prosedürün tamamen kullanıcıya bağlı olması nedeniyle standardizasyonun sağlanamaması dezavantajlarına sahiptir (148). Üretim yönteminin PEEK'in mekanik özelliklerini önemli ölçüde etkileyebileceğine dair çalışmalar da mevcuttur. Vakum presleme yöntemine kıyasla, CAD/CAM teknolojisinin kullanılmasıyla üretilen restorasyonlar daha düşük deformasyon ve daha yüksek kırılma dayanımı göstermektedir (139,147,149). CAD/CAM teknolojisi ayrıca hızlı üretim, düşük maliyet, ekstra ısıl işlem gerektirmemesi ve daha ince kalınlıkta restorasyonların üretilmesi gibi avantajlar da sağlamaktadır (145).

PEEK ve PEKK materyallerine farklı doldurucular eklenerek; hem mekanik özelliklerinin geliştirilmesi hem de elastisite modülünün ve uygulama alanlarının artırılması sağlanabilmektedir. Doldurucu partiküller, gelen kuvvetleri absorbe ederek, deformasyona karşı matrikse destek olmaktadır. Doldurucu içermeyen PEEK materyalinin düşük elastisite modülüne sahip olması kullanım alanlarını sınırlandırmaktadır (150–152). PEEK ve PEKK materyallerini güçlendirmek için materyale; karbon fiberler, cam fiberler, seramik partikülleri, titanyum dioksit ve baryum sülfat tozu eklenebilir. Normalde translüsent özellik gösteren PEEK ve PEKK materyallerine, baryum sülfat tozu eklenmesi, radyolojik muayeneyi kolaylaştırırken; mekanik özelliklere herhangi bir katkıda bulunmamaktadır (151). Bu prosedür genellikle travma cerrahisinde uygulanmaktadır (153).

4.6.5. Modifiye PEEK (BioHPP)

BioHPP (Yüksek Performanslı Polimer), PEEK esaslı, yüksek teknoloji ürünü bir termoplastik polimerdir. Bredent (Senden, Germany) tarafından dental kullanım için üretilmiş ve optimize edilmiştir. Restorasyonların daha iyi polisajlanabilmesi için seramik mikropartiküller içermektedir. Bu seramik dolgu partikülleri yaklaşık 0.3-0.5 mikron büyüklüğüne sahiptir ve toplam BioHPP hacminin %20' sini oluşturmaktadır. Mikro boyutları nedeniyle, polimerin makro yapısında homojenlik elde edilebilmektedir. Materyalin yüksek derecede cilalanabilirliği plak retansiyonunun düşük olması

avantajını sağlamaktadır (154). Bu modifiye edilmiş PEEK materyalinin en büyük avantajı 4 GPa elastisite modülüne sahip olmasıdır; bu özellik materyali neredeyse kemik kadar elastik hale getirirerek kuvvet kırıcı olarak hareket etmesine ve restorasyona-destek dişlere aktarılan stresleri azaltmasına izin vermektedir (155). BioHPP materyalinin diğer özellikleri: eğilme mukavemeti > 150 MPa, su absorpsiyon: 6.5 µg / mm³, M: erime aralığı (DSC) yaklaşık 340 ° C, bağlanma gücü > 25 MPa, yoğunluk: 1.3-1.5 cm³, sertlik (HV): 110 HV 5/20 şeklindedir (156).

Sınıf II tıbbi ürün olarak onaylanan BioHPP, özellikle 0,3µg/mm³'den düşük su çözünürlüğü ve diğer materyallere karşı düşük reaktivitesi nedeniyle allerjisi olan hastalar için uygundur (156). Düşük özgül ağırlığa sahip olması, BioHPP kullanılarak üretilen protezlerin hafif olması avantajını sağlamaktadır. Kistler ve ark., aşınmaya karşı yüksek direnç özelliklerini, yaptıkları çalışmalarla kanıtlamışlardır (154,157). Bu modifiye edilmiş PEEK materyalinin bir başka avantajı, PMMA'ya veya indirekt kompozit rezin materyallerine yüksek bağlanma direncidir (155).

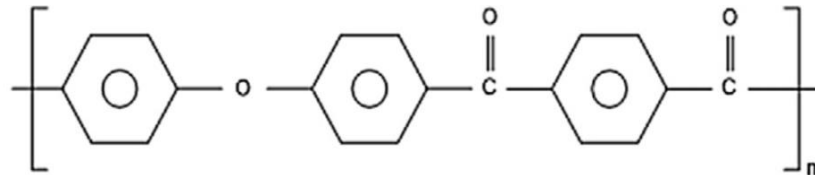
Titanyum, zirkonyum veya seramik ile karşılaştırıldığında, BioHPP ile rehabilitasyon vertikal ve lateral hareketler sırasında oluşan maksimum çiğneme kuvvetlerini önemli ölçüde azaltır. Bu özellik hasta için olumlu bir etki oluşturur ve restorasyonun dayanıklılığını artırır (156). BioHPP, mükemmel biyouyumluluk, üstün mekanik davranış, yüksek sıcaklık dayanımı ve kimyasal kararlılık özellikleri de göz önüne alındığında; endokron, hareketli protez ve obtüratör uygulamaları, geçici abutment, implant parçaları, implantüstü bar materyali ve sabit protez altyapı materyali olarak kullanılabilir (155,158). Klinik raporlar, metal rezin bağlantı problemlerini çözebilmek amacıyla BioHPP' nin tam ark restorasyonlar için de alternatif bir altyapı materyali olabileceğini öne sürmektedir (159,160). Bu bağlamda Zoidis ve ark., tam dişsiz üst çenede all-on-four tekniğine göre yerleştirilen implantlar üzerinde protetik altyapı materyali olarak, seramik dolduruculu güçlendirilmiş PEEK materyalini polimetilmetakrilat (PMMA) kaplamalarla kombine ederek kullanmışlardır. 2 yıllık klinik takip sonucunda vida gevşemesi, kaplama malzemesi kırılma, aşınma veya renklenme görülmemiştir. Tedavi sonucuna ve takip randevularındaki değerlendirmelere göre PEEK altyapıların PMMA kaplamaları ile birlikte elastik performansının, özellikle propriyosepsiyon eksikliğinin olduğu all-on-four konseptli tedavilerde, implant destekli

protezler üzerindeki okluzal yükleri azaltarak restorasyonu ve karşıt arkı koruyabileceği bildirilmiştir (155).

Vosshans ve ark.'nın çalışmalarına göre , bir altyapı materyali olarak BioHPP' nin; düşük özgül ağırlığa sahip restorasyonların hazırlanabilmesi, kemiğe benzer elastikiyet, şok-absorbsiyon etkisi, metal içermeyen restorasyon üretilebilmesi, düşük materyal yorgunluğu, viskolastik kırılmanın olmaması, korozyona sebep olmaması ve düşük plak birikimi gibi avantajları mevcuttur. Altyapının dayanıklılığı, seramik nanopartiküller ilavesi ile büyük ölçüde artmaktadır ve bu, daimi restorasyonlar için uygun olan dayanıklılık modülü gereksinimlerini karşılamaktadır (156). Ayrıca beyaz rengi nedeniyle, geleneksel metal altyapılara kıyasla gelişmiş bir estetik görünüm sağlamaktadır (158). BioHPP altyapıları CAD/CAM tekniği veya geleneksel kayıp mum tekniği (Kalıplı Basınç Tekniği) ile üretilebilmektedir (156).

4.6.6. Polyetherketoneketon (PEKK)

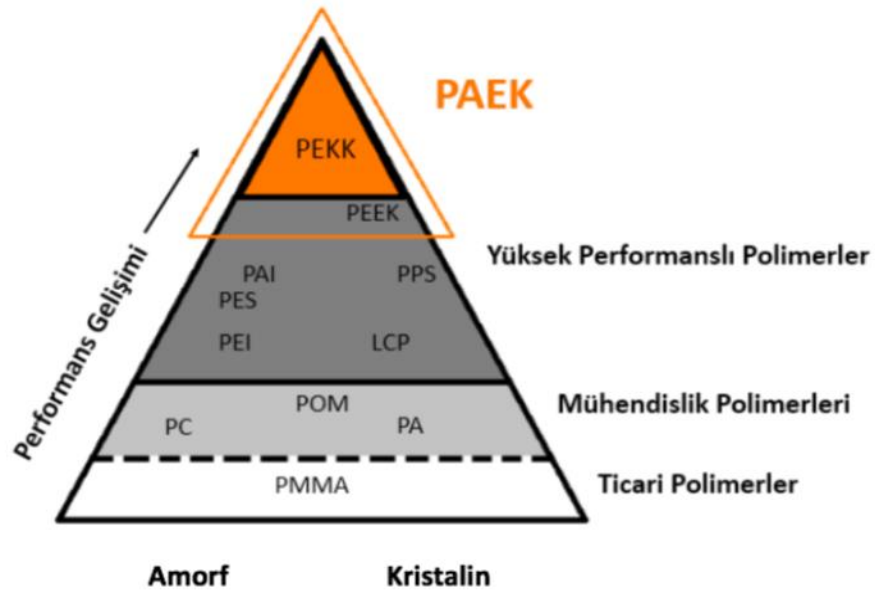
Polieterketoneketon (PEKK), aromatik halkalar arasında eter ve karbonil grupları içeren, yarı kristalize, lineer termoplastik bir polimerdir (161). PEEK ile karşılaştırıldığında içerdiği ikinci keton grubu nedeniyle; baskı dayanıklılığı %80 daha fazladır, daha yüksek erime noktasına ve yüksek cilalanabilme yeteneğine sahiptir (162). Polimerlerin performans gelişimini gösteren piramidin en üst basamağında yer alan PEKK materyali, mükemmel biyouyumluluk, iyi boyutsal kararlılık, mevcut sterilizasyon yöntemlerine uygunluk, düşük özgül ağırlık, radyolüsensi, şok-absorbsiyon, mükemmel aşınma ve abrazyon direnci, yüksek yorgunluk direnci özelliklerine sahiptir (152,163,164).



Şekil 5. PEKK kimyasal yapısı

PEKK, yüksek performanslı bir polimer ailesi olarak bilinen PolyArylEtherKetone (PAEK) ailesindeki polimerlerden biridir. Materyal özellikleri ve iyi biyouyumluluğu nedeniyle tıbbi alanda greft materyali olarak kullanılmaktadır. PEKK ayrıca ortopedik uygulamalarda, uzun dönem başarısı kanıtlanmış titanyuma alternatif materyal olarak kabul edilmiştir (165).

PEKK' u titanyumdioksit (TiO₂) ile kombine ederek Pekkton Ivory[®] (Cendres + Metaux, Milano, Italia) olarak ticarileştiren üretici firma tarafından materyal dental pazara ilk olarak 2011 yılında sunulmuş ve dental protezlerde kullanıma uygunluğu 2014 yılında kabul edilmiştir. Polimer, 2017 yılında Amerika'da, 2018 yılında ise Japonya'da dental kullanıma uygunluk onayı almıştır (166). Üretici firma araştırma sonuçlarına göre; PEKK 246 MPa ile dentine (297 MPa) benzer bir sıkıştırma gücüne sahiptir. Elastisite modülü (5.1 GPa) dentine kıyasla daha düşüktür (167).



Şekil 6. Polimerlerin performans gelişim piramidi

PEKK diş hekimliğinde; geçici abutment materyali, sabit protezlerde altyapı materyali, hareketli protezlerde ve implant destekli protezlerde altyapı materyali olarak uygulanabilmektedir (168,169). Ek olarak, Lee ve ark.'nın sonlu elemanlar analizi çalışmalarına göre; uygun stres dağılımı nedeniyle post ve core materyali olarak da kullanılabilir (165). Bruksizmi olan hastalarda, karşıt arkta doğal dentisyon veya

sabit protez varlığında, distal kantilever kullanımının gerekli olduğu veya uzun gövde mesafesi varlığı gibi uygun olmayan implant planlaması durumlarında kontrendike olabilmektedir (152).

Hafifliği ve farklı veneerleme materyallerine uygunluğu nedeniyle implant destekli tam ark sabit protezlerde de altyapı materyali olarak kullanılabilir. Dawson ve ark., PEKK altyapı üzerine lityum disilikat kronlardan oluşan mandibular implant destekli tam ark sabit restorasyonun, fonksiyonel ve estetik açıdan başarılı olduğunu bildirmişlerdir (170). Oh ve ark., segmentel mandibulektomi yapılmış bir hastaya, PEKK alt yapı ile PMMA kronlardan oluşan implant destekli tam ark sabit protez planlamışlardır. 1 yıllık takip sonrasında PEKK materyalinin, mandibula rekonstrüksiyonunda protetik altyapı olarak başarıyla kullanıldığı bildirilmiştir (164).

Zirkonya ve Co-Cr alaşımı gibi yüksek elastisite modülüne sahip materyaller kullanılarak üretilen implant destekli protetik altyapılarda, yüksek stres konsantrasyonu olduğu yapılan çalışmalarla gösterilmiştir. Yüksek elastisite modülüne sahip materyaller eğilme kuvvetlerine PEKK' dan daha dirençli olmakla birlikte, altyapının terminal dayanaklarında daha yoğun stres oluşturmaktadır. PEKK doğal diş ve kemiğe benzer elastisite modülü nedeniyle; kolayca pasif uyum oluşturabilir, stres dağılımı ve şok absorpsiyon avantajları sağlamaktadır. Ayrıca düşük özgül ağırlığa sahip olması nedeniyle aşırı yük ve kemik rezorpsiyonu açısından iyi bir biyolojik prognoza sahip olması beklenmektedir (169,171,172).

Stawarczyk ve ark.'a göre, PEKK metal restorasyonlara kıyasla daha estetik bir görünüme sahiptir (133). Ancak PEKK materyalinin düşük saydamlığı ve opak beyaz-grimsi pigmentasyonu, monolitik restorasyon olarak üretimini sınırlamakta; tatmin edici sonuçlar elde etmek için estetik bir materyal (kompozit, seramik, akrilik rezin) ile veneerlenmesi gerekmektedir (143).

PEEK'in aksine PEKK, kristalin ve amorf materyal özelliklerinin bir kombinasyonunu sergilemekte ve daha geniş bir ürün yelpazesine yol açmaktadır (162). Kristalin yapıdaki PEKK, amorf yapıdaki PEKK'a kıyasla daha iyi mekanik özelliklere, sertliğe ve kimyasal dirence sahiptir. Amorf PEKK ise daha yüksek esnekliğe sahiptir ve işlenmeleri daha kolaydır (152). Farklı sertlik derecelerinde üretim olasılığı da PEKK' u

farklı uygulamalar için faydalı kılar; sabit protezler için kristalize PEKK, hareketli protezler için amorf PEKK tercih edilebilir (168).

Polieterketonketon materyalinin farklı oranlardaki TiO₂ içeriklerinin farklı antagonistik materyallere karşı aşınma üzerindeki etkisinin değerlendirildiği bir çalışma sonucunda; TiO₂ konsantrasyonunun PEKK'un aşınma davranışları üzerinde önemli bir etkisi olduğu bildirilmiştir (173).

PEKK materyalleri ingot ve blok şeklindeki ticari formlarda piyasada bulunmaktadır. İngot formları kullanılarak presleme yöntemi, blok formları kullanılarak da CAD/CAM yöntemi ile restorasyonlar üretilebilir. Alsdon ve ark., presleme ve frezeleme teknikleriyle üretilen PEKK materyallerini, iki eksenli eğilme kuvveti, sertlik ve optik özellikleri bakımından karşılaştırmışlardır. Yapılan araştırma sonucunda her iki yöntemle üretilen örnekler arasında ne optik özellikler bakımından ne de mekanik özellikler bakımından bir fark bildirilmemiştir (174).

4.6.7. Fiberle Güçlendirilmiş Polimer (TRINIA™)

Fiberle güçlendirilmiş kompozit materyaller (FRC), rezin matrisi içerisinde bulunan cam, karbon veya polietilen fiberlerden oluşmaktadır. Fiberin türü, yapısı ve fiber/matriks bağlantısının kalitesi, materyalin mekanik özelliklerini belirlemektedir. Laboratuvar çalışmaları, fiberle güçlendirilmiş kompozit materyallerin metal alaşımlarıyla karşılaştırılabilir veya daha yüksek eğilme direncine sahip olduğunu; daha düşük bir elastisite modülü sergilediğini göstermiştir (175). Fiberle güçlendirilmiş kompozit materyaller eğilme dayanımının yüksek olması nedeniyle protetik altyapı materyali olarak uygun mekanik özelliklere sahiptir (176). Laboratuvar ve klinik çalışma sonuçları, FRC materyallerin implant destekli protezlerde de altyapı materyali olarak kullanılabileceğini göstermiştir (177).

FRC altyapı materyali kullanılarak üretilen implant destekli protezlerin, farklı materyal ve tekniklere kıyasla çeşitli avantajları mevcuttur. FRC altyapı üretimi ile ilgili laboratuvar prosedürleri, döküm metal altyapılara kıyasla daha az zaman almaktadır. Maliyeti daha düşüktür. Metal altyapılarda olduğu gibi segmentlere ayırma ve lehimleme

gereksinimi yoktur. Protez kaide materyali tam ark implant destekli protezlerde kullanılan metal alaşımlı altyapılara kimyasal olarak bağlanamamaktadır. Veneerleme söz konusu olduğunda, tabakalı kompozit veya protez kaide materyali fiberle güçlendirilmiş altyapı materyaline kimyasal olarak bağlanabilmektedir. İyi bir estetik sonuç elde edebilmek için FRC altyapısının opak materyallerle maskelenmesine gerek yoktur (177). Metal alaşımlarda gözlenen iyon salınımı ve korozyon ile ilgili endişeler FRC materyallerinde gözlenmemektedir. Metal alaşımlarına kıyasla daha az rijittir. Azalmış rijidite kemik implant arayüzünde oluşan stres değerlerinde farklılık oluşturabilmektedir (178).

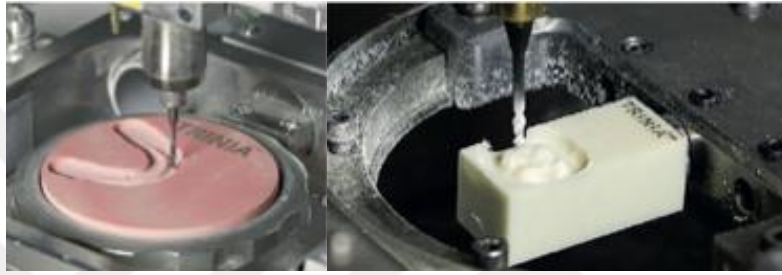
Metal alaşımlarında gözlemlenen dezavantajlar nedeniyle, içeriği fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin olan TRINIA™; CAD/CAM ile işlenebilen, metal içermeyen restorasyonlar üretebilmesi amacıyla Bicon Dental İmplant firması tarafından geliştirilmiştir. Ağırlığı zirkonya ve kobalt-kromdan daha az, gerilme dayanımı zirkonyaya ile eşdeğer, bükülme ve baskı dayanımı kobalt-krom ile karşılaştırılabilir düzeydedir (179).



Şekil 7. TRINIA™ diskleri ve blokları

TRINIA™ CAD/CAM diskleri ve blokları, çeşitli katmanlarda çok yönlü cam-fiber ve rezinlerin birbirine geçmesiyle oluşmaktadır. Hafif olması avantajına ek olarak, yüksek eğilme mukavemetine (390 MPa) ve dentine benzer elastisite modülüne sahiptir. %40 epoksi rezin ve %60 cam-fiberden oluşmaktadır. TRINIA™'nin elastisite modülü, dentin 12-14 GPa ve titanyum 102-118 GPa ile karşılaştırıldığında 18.8 GPa'dır. %0.03 su absorpsiyonu ve mükemmel elastikiyet materyalin diğer özellikleridir. TRINIA™ ve abutment bağlanma dayanımının; 3M RelyX Unicem 2 Automix ile 18 MPa'ya ve Cera Resin Bond (SHOFU) ile 18,6 MPa'ya ulaştığı bildirilmiştir. Daimi restorasyonlar için kullanımı FDA (Food and Drug Administration) tarafından onaylanmıştır (180).

TRINIA™, nano-elmas frezleri kullanılarak geleneksel ıslak veya kuru frezeleme makinesi sistemleri ile işlenebilmektedir. Materyalin çok yönlülüğü nedeniyle inley-onley materyali, sabit protezlerde altyapı materyali, hareketli protezlerde ve implant destekli sabit protezlerde altyapı materyali olarak kullanılabilir. Simante, vidalı ya da teleskopik restorasyonlarla kullanılabilir şekilde üretilebilmektedir. Fildişi rengi ve pembe renk alternatifleri mevcuttur. Minimum CAD/CAM işlem süresine rağmen TRINIA™'nin eğilme sertliği ve sıkıştırma mukavemeti yüksektir. Hafifliği sayesinde kullanım kolaylığı avantajı sağlamaktadır (180).



Şekil 8. CAM-tabanlı frezeleme

Bu materyal üç üyeli sabit köprülerde test edilmiş ve altın standart olan metal-seramik protezlerle benzer sonuçlar elde edilmiştir (181). Ayrıca kısa süreli bir klinik çalışmada 4 implant üstüne yapılan fiber destekli rezin köprülerin başarı oranı yaklaşık %97 olarak bulunmuştur (179). Zaporolli'nin implant destekli tam protezler üzerinde yaptığı güncel bir çalışmada bu materyalin rijit altyapılara göre (metal, porselen) stresi %25 oranında azalttığı gösterilmiştir (182). Ewers ve ark., toplam 101 hastaya, TRINIA™ materyalini kullanarak çok üyeli köprüler ve implant destekli tam ark sabit protetik restorasyon tedavileri uygulamışlardır. 64 aylık takip süresi sonunda bu materyalin metal-seramik restorasyonlarla karşılaştırılabilir mekanik özelliklere sahip olduğu sonucuna varmışlardır (180).

4.7. Stres Analiz Yöntemleri

Ağızdaki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler; dişler, kemik, yumuşak dokular ve dental materyaller üzerinde stres oluşmasına sebep olmaktadır. Ortaya çıkan bu streslerin dağılımlarının saptanması ve analizi, yapılacak restorasyonların başarısını arttırmak için gereken geliştirme çalışmalarında önemli bir anahtardır. Bu nedenle

kemikte, implantlarda ve uygulanacak restorasyonlardaki stresleri incelemek için çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri şunlardır (13,183):

1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi
2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi
3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kaplama Yöntemi ile Stres Analizi
4. Holografik İnterferometri (Lazer Işını) ile Stres Analizi
5. Termografik Stres Analiz Yöntemi
6. Radyoteleometri ile Stres Analiz Yöntemi
7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi

4.7.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Transparan plastik materyallerin optik özelliklerine dayalı bir stres analizi yöntemi olup; destek dişlere, restorasyonlara, kemiğe ve implantlara gelen kuvvetlerin miktarı, yoğunluğu ve lokalizasyonu fotoelastik modelde kuvvet çizgilerinin meydana gelmesiyle doğrudan gözlenmektedir. Fotoelastik transparan model strese maruz kaldığında izokromatik çizgiler (fringe) olarak adlandırılan kuvvet çizgileri oluşur ve bu çizgiler kırmızı ile yeşil renkler arasındadır. Modelde oluşan bu streslerin görünmesi için polarize filtre ya da polariskop kullanılması gerekmektedir. Kuvvet çizgileri sayısı arttıkça ve çizgiler birbirine yakınlaştıkça oluşan stres de artar; bu sayede olası zayıf noktalar, kırılma potansiyeli olan bölgeler ve stres nedeniyle biyolojik değişiklik oluşması beklenen bölgeler tespit edilebilir (184,185).

Bu yöntemin avantajları arasında ucuz ve uygulamasının kolay olması, mekanik problemler hakkında genel bilgi vermesi ve madde içerisindeki streslerin doğrudan gözlenmesine olanak vermesi sayılabilir. Dezavantajları ise *in vivo* araştırmalarda kullanılamaması, fotoelastik rezin kullanım gerekliliği, internal rezidüel streslerin ölçüm sonuçlarında hataya sebebiyet verebilmesi ve sayısal ölçümler için kullanımının zor olmasıdır (186).

4.7.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi

Gerinim ölçer, hafif deformasyon altında akım oluşan direnci değiştiren küçük elektrikli dirençlerdir. Bunlar, uygulandıkları nesnenin şekil değişikliklerini ölçerler. Yakalanan elektrik sinyali veri elde etme ünitesine gönderilir, dijital bir sinyale dönüştürülür ve bilgisayar tarafından okunur. Göstergeler gerilime maruz herhangi bir nesnenin deformasyonunu tam olarak kayıt edebilir (187).

4.7.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kaplama Yöntemi ile Stres Analizi

Analizi yapılacak modelin üzerine özel bir verniğin sürülmesinin ardından model fırınlanır ve ardından yüklenmesi sağlanır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgedeki çatlaklar kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir (188).

4.7.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işını) ile Stres Analizi

Holografik interferometri cihazlarında lazer ışını kullanılmakta olup; cismin 3 boyutlu görüntüsü holografik film üzerine kaydedilmektedir. Bu teknikteki hologram filminin birden fazla çekim için kullanılması mümkün olup; tekniğin en çok tercih edilen türü çift poz holografik interferometredir. Hologram plağına, önce başlangıç konumunda olan cisim kaydedilir. Cisme ısı veya mekanik deformasyon uygulandıktan sonra yeni şeklin çekimi, aynı hologram plakasına yapılır. Böylece her iki çekim esnasında, cismin durumlarının girişim deseni elde edilir. Görüntünün yeniden oluşturulması sırasında, kaydedilmiş iki cisim dalgası birbiriyle girişim yaparak saçak alanı meydana getirirler. Bu saçakların şekli, yönü ve aralarındaki mesafe, iki pozlandırma arasında cisimde oluşan değişikliği tanımlar (189). Bu stres analizi yönteminin avantajları arasında materyallerin yüzeylerinde oluşan deformasyonları nanometre boyutunda algılaması, test edilen materyal üzerinde tahribat yapmaması ve materyalin sıklıkla geçek boyutlarında incelenebilmesi sayılabilir (188).

4.7.5. Termografik Stres Analiz Yöntemi

Yöntemin temelinde Lord Kelvin adlı bir araştırmacı tarafından bulunan, “homojen, izotropik bir materyale periyodik olarak yükleme yapıldığında ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır” prensibi yer almaktadır. Dental implantların statik yüklenmesi

esnasında oluşan frekansların yeterli periyodik frekansa ulaşmaması nedeni ile implant ile ilgili çalışmalarda bu yöntem kullanılmamaktadır (188).

4.7.6. Radyoteleometri ile Stres Analiz Yöntemi

Bu yöntem bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir malzemeye bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir metottur. Yöntemde bir güç kaynağı, radyasyon iletici, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedici mevcuttur. Gerinim ölçerlerde oluşan direnç farklılıkları voltajı düşürerek radyotelemetrinin frekansını değiştirmekte ve sonuçları ortaya çıkarmaktadır (188).

4.7.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz (SESA) Yöntemi

Sonlu elemanlar stres analizi (SESA) mühendislik alanında deneysel ortamda çözümü oldukça zor olan ileri düzey teoremlerin, bilgisayar yardımıyla hesaplanarak çözülebilmesini sağlayan bir analiz metodudur. Tıpta ve mühendisliğin birçok dalında kullanılabilir. Bu yöntemde biyomekanik açıdan incelenmek istenen cisim belirli sayıda elemanlara bölünerek, analitik şekilde modellenmekte ve bu küçük parçalar üzerinde analizler gerçekleştirilmektedir (190). Kısacası sonlu elemanlar analizi “parçadan bütüne gitme” prensibine dayanmaktadır (183).

İlk kez 1960’ların başlarında özellikle havacılık ve uzay endüstrisinde yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiş olup, günümüzde statik analizlerin yapılmasında, akışkanlar mekaniğinde, ısı transferinin incelenmesinde, elektromanyetik analizlerin yapılması gibi birçok alanda kullanılmaktadır (191–194). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizi ile ilgili yapılan ilk çalışma Ledley and Huang'ın (1968) yaptıkları araştırmadır. Bu çalışmada, matematik modeli elde edilmiş bir dişe çeşitli yönlerde kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetlerin dişi destekleyen kemik dokusunda meydana getirdikleri gerilmeler değerlendirilmiştir. Yöntemin bugünkü anlamıyla diş hekimliğinde uygulanması ise; 1970’li yıllarda Farah ve arkadaşlarının (1974) yaptıkları araştırma ile başlamış, son 20 yıldır da implantoloji, restoratif diş tedavisi ve protez alanlarında da kullanılmıştır (195).

Sonlu elemanlar analizi, karmaşık yapıların direncini ve gerilme dağılımını taklit ve test etmek için sanal modeller kullanır (187). Böylece, *in vitro* ya da *in vivo* deneysel analiz ile mümkün olmayan; kemiğin, implantların ve protetik parçaların ara yüzlerini taklit etmek ve biyomekanik davranışını değerlendirmek mümkün hale gelir. Sonlu elemanlar gerilme analizi, araştırmacılara; farklı yüklemeler uygulamayı ve bu yükün diş, protez, implant ve kemik üzerinde neden olduğu gerilme seviyelerini ve yer değiştirmeyi elde etmeyi sağlar (196).

SESA'da modeller biyolojik yapıları tamamıyla taklit etmediği için, kemik yapıdaki gerilme miktarına bağlı apozisyon veya rezorpsiyon gibi biyolojik değişimler incelenememektedir. Çalışmalarda kabul edilen kemik ve implant arası %100 osseoentegrasyon gerçekte izlenmemektedir ve in-vivo şartlarla görülen farklılıkların esas nedeni olarak gösterilmektedir (78).

Bu yöntem ile analizler tek boyutta, iki boyutta ve üç boyutta yapılabilmektedir. İki boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi, diş hekimliğinde bilimsel araştırmalarda sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Ancak; son zamanlarda bazı kapsamlı çalışmalarda kullanılan materyalin çeşitliliği, kompleksliği ve üç boyutlu morfolojik yapıların varlığı nedeniyle iki boyutlu sonlu eleman analiz yöntemi yetersiz kalmaktadır. Üç boyutlu sonlu eleman analiz yöntemi, iki boyutlu sonlu eleman analiz yöntemine göre kompleks yapıların simülasyonu için daha uygun bir yöntemdir (183).

SESA'nın avantajları (13,183):

1. Bir cisim karmaşık bir geometrik şekle sahip olsa bile, SESA yöntemi ile güvenle analiz edilebilir.
2. Uygulanan kuvvetlerin cismin herhangi bir noktasında oluşturduğu stresler ayrı ayrı ölçülebilir.
3. Bir cisim değişik malzemelerin birleşiminden elde edilmiş ya da zamana bağlı değişken özelliklere sahip olsa bile kolaylıkla değerlendirilebilir.
4. Neden ve sonuç ilişkisine ait sorunlar, küçük bir elemanda çözümlenerek tüm sisteme ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir.
5. Sınır şartları kolayca uygulanır.

6. SESA yöntemi çok yönlü ve esnek bir sistemdir. Böylece karmaşık yapılarda, sürekli ortam, saha problemlerinde ve diğer problemlerde neden-sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkili bir şekilde kullanılabilir. Bu nedenle analitik ve deneysel yöntemlerden daha kesin sonuç verir.
7. Girişimsel olmayan (Non-invasive) bir metottur.
8. Eğer gerekli görülürse çalışma kolayca ve defalarca tekrarlanabilir.
9. Doğru değerlerle, gerçeğe çok yakın modeller elde edilebilir.

SESA'nın dezavantajları (13,183):

1. Programların maliyeti çok yüksek ve patentlidir. Her kullanıcının yalnızca bir giriş hakkı vardır ve bu nedenle kullanılan programlar her kullanıcı için ayrı ayrı lisanslanmalıdır.
2. Bu programlar sıklıkla yenilenmektedir ve daha sağlıklı sonuçlar alınması için son sürüme sahip olunmalıdır.
3. Kullanılacak malzemelerin özellikleri ve uygulanacak kuvvetlerin sisteme girişi tamamen kullanıcıya bağımlıdır ve sonuçlar farklı değerler kullanılan, araştırmadan araştırmaya değişkenlik gösterebilir.
4. Programları kullanmak için bilgisayarda oldukça iyi bir donanıma sahip olmak gerekir ve bu nedenle yüksek maliyetli yatırım gerektirir.
5. Programların kullanımı için özel eğitim ya da profesyonel destek gerekebilir.

4.7.7.1. Sonlu eleman stres analiz yönteminin aşamaları

Pre-processing: İncelenecek yapının modelinin elde edilmesi

Sonlu elemanlar analizinde ilk adım analizi yapılacak yapının temsili modelinin 3 boyutlu olarak elde edilmesidir. Bu işlem için sık kullanılan yöntemlerden birincisi manyetik rezonans görüntüleme (MRG) veya bilgisayarlı tomografi (BT) ile elde edilen görüntülerin bilgisayar ortamına aktararak CAD programı vasıtasıyla katı modelin elde edilmesidir (191). MRG ve BT ile model oluşturma işlemi kolay gibi gözükse de, elde edilen verilerin formatının CAD (computer aided design) programları tarafından kullanıma uygun olmaması gibi problemler de yaşanabilmektedir (183). Model elde edilmesinde kullanılan ikinci yöntem ise çeşitli modelleme yazılımlarının kullanımudur.

Bu yöntemde analizi yapılacak yapılar koordinatları belirlenmiş nokta ve yüzey verilerinden üç boyutlu olarak modellenir.

Sonlu elemanlar analizinde problemlerin çözümünde temel birim yapıyı oluşturan elemanlardır (191). Gerekli olan programların kullanılması sonrasında, analizi yapılacak olan yapı; boyutuna ve geometrisine uygun olarak elemanlara bölünerek “matematiksel model” olarak adlandırılan bir ağ yapıya (mesh) dönüştürülür (191,192,197–200). Sonlu eleman analizinde elemanlar “üçgen, paralelkenar ve dörtgen” olarak “geometrilerine” göre, “tek, iki ve üç boyutlu” olmak üzere “izoparametrik” olarak sınıflandırılır (191). Eleman sayısının fazla olması, sonucun gerçeğe daha yakın olmasını sağlarken, hata ihtimalini de arttırmaktadır (191,199,201). Elemanların birbirine temas ettiği kısımlarda düğüm noktaları meydana gelir. Model ağını oluşturan elemanların sanal stresler altında gösterdiği gerilme ve şekil değişimleri bağlı buldukları diğer elemanlara bu düğümler aracılığıyla aktarılır (183,202).

Düğüm noktalarının oluşturulması ile sınır koşulları (boundary conditions) oluşturulur. Sınır koşulları, streslerin ve deplasman hareketlerinin sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetlerin nereden uygulandığını gösterir. Analizin yapılacağı cismin hangi bölgesinden kuvvet uygulanacağına göre sınır şartları belirlenir (183).

Sonlu elemanlar modeli gerçek bir objenin matematiksel modeli olduğundan, doğal davranışın tüm detaylarının aktarılması mümkün olmayabilir; fakat yükleme koşulları ve değişkenler istenildiği gibi düzenlenebilir. Bu nedenle iyi oluşturulmuş bir matematiksel model, yapılacak analiz için çok değerli bir araçtır (13).

Analiz: Verilerin software programına yüklenmesi

Oluşturulan katı modelde var olan farklı elemanların mekanik özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanmalıdır. Mekanik özelliklerin belirlenmesinde elastisite modülü (Young’s Modulus) ve poisson oranları kullanılır. Yükleme koşullarının belirlenmesi ile birlikte uygulanması düşünülen kuvvetin şiddeti, yönü ve açısı belirlenir.

Modeldeki her eleman, analizi planlanan ana modelin bütün özelliklerine sahip olduğu için bu elemanların yüklemeler altında göstermiş oldukları tepkiler yapının bütünlüğünü taklit eder. Yüklemeler altında elde edilen veriler depolanır (183).

Post-processing: Analizin çözümlenmesi

Sonlu eleman analiz yönteminde, her bir elemanın çözümlenmesiyle; tüm yapının çözümlenmesine dair sonuçlar elde edilir. Farklı yükleme koşulları altında yapılan analizler neticesinde farklı değişkenlere ilişkin veriler elde edilebilir. Bu veriler, asal gerilimler (principal stresses), eksensel gerilimler (axial stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) dir.

Veriler değerlendirilirken analizi yapılan materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınıp ona göre değerlendirilmede kullanılacak olan analiz yöntemi seçilir. Analiz sonuçlarının değerlendirilmesinde; kırılğan materyaller (kemik, greft materyalleri, porselenler) için asal gerilim (principal stresses) değerleri, metaller gibi çekilebilir materyaller için Von Misses stres (equivalent stresses) değerleri kullanılabilir. Asal gerilim değerleri için elde edilecek olan, en yüksek değer (maximum principal stress) modelde oluşan gerilme (çekme) tip gerilimi; en düşük asal gerilim (minimum principal stress) ise modelde oluşan sıkışma tip gerilimi ifade eder. Ayrıca Von Misses değerleri ile tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında bilgi elde edilebilir (183).

Sıkıştırma gerilimleri negatif değer alırken çekme gerilimleri pozitif değer alır. Sıkıştırma gerilim değerinin çekme gerilimi değerinden yüksek olması incelenen bölgede bir sıkışmanın varlığını, eşit olması ise bükülme (torsiyon) varlığını ifade eder (203).

4.7.7.2. Sonlu Eleman Stres Analizi Yöntemi ile İlgili Temel Kavramlar (190)

Kuvvet

Kuvvet terimi cisimlerin hareket durumlarını veya şekillerini değiştirilebilen etkiyi tanımlar. Birimi “Newton (N)” olan kuvvetin doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özellikleri bulunur. Kuvvet terimi iç ve dış kuvvet olmak üzere iki alt başlıkta

incelenebilir; Dış kuvvet diğer cisimler tarafından yapılan etki olarak tanımlanırken, iç kuvvet ise cismin varsayılan çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki kuvvetlerine denir.

Gerilme (stres)

Bir cisme dışarıdan uygulanan bir kuvvette karşı, cismin birim alanında oluşturduğu tepkiye gerilme ya da stres adı verilir. Hesaplanması için “Gerilim (S) = Kuvvet(F) / Alan(A)” formülü kullanılır. Kuvvet uygulaması sonucu cisimde üç tip gerilme oluşabilmektedir. Çoğunlukla kuvvet uygulanan cisimlerde tek tip bir gerilme yerine bu üç gerilmenin bir arada bulunduğu, bileşik gerilme durumları meydana gelmektedir. Bu gerilme tipleri:

- Sıkışma Gerilmesi (Compressive Stress): Cismi sıkıştırmak amacıyla, aynı doğrultuda ve farklı yönde iki kuvvetin oluşturduğu stres tipidir.
- Çekme Gerilmesi (Tension stress): Aynı doğrultuda ancak ters yöndeki iki kuvvetin, cismi uzamaya zorlayarak bütünlüğünü bozmaya yönelik oluşturduğu gerilme tipidir.
- Kesme “Makaslama” Gerilmesi (Shear Stress): Farklı düzlemde ve ters yöndeki paralel iki kuvvetin cisim üzerinde oluşturduğu gerilme tipidir. Kuvvetler cismin üzerinde etkili oldukları bölgeyi zıt yönde kaymaya zorlar.

Üç boyutlu elemanlarda, kesme gerilimlerinin sıfır olduğu durumda asal gerilim değerleri elde edilir. Kemik benzeri kırılman maddelerde asal gerilim değerlerinden yararlanılır. Maksimum Asal Gerilim (Pmax) pozitif bir değer olup, en yüksek gerilme stresini ifade eder, minimum asal gerilim (Pmin) ise negatif değerdir ve en yüksek sıkışma gerilimini gösterir. Bir stres elemanında hangi stres tipi daha büyük mutlak değere sahipse, o stres elemanı o stres tipinin etkisi altında kabul edilir. Örneğin nesne üzerindeki düğüm noktasında gerilme tipi stres 60 Mpa, sıkışma tipi stres – 40 Mpa ise, o düğüm noktasında gerilme tipi stres daha etkindir ve dikkate alınması gereken ana stres değeri gerilme stresidir.

Değişirme (Gerinim, Strain)

Şekil değişirme, bir cisme kuvvet uygulandığında birim boyutta oluşan boyutsal değişme olarak tanımlanır. Gerilme kuvvetleri nesne üzerinde şekil değiştirmeye de sebep olurlar. Değişirme bir kuvvet değil sadece büyüklüktür. Gerinim denklemi, cisme uygulanan kuvvetin etkisi ile meydana gelen boyutsal değişimin cismin başlangıç boyutuna oranına denir ve “Gerinim (Strain) = Boyuttaki Değişim / İlk Boyut” şeklinde hesaplanır. Gerinim değeri genel olarak yüzde (%) ile ifade edilir. 1 Strain (Gerinim) %100 uzamayı gösterirken, 1000 Microstrain (Mikrogerinim) %0,1 uzamayı gösterir. Gerinim cisim üzerinde temel olarak elastik veya plastik şekilde etki gösterebilir.

Elastisite Modülü (Young's Modulus)

Bu terimi ilk defa hesaplayan İngiliz fizikçi Thomas Young'ın ismi ile Young's Katsayısı olarak da anılan, elastisite (esneklik) modülü; elastikiyet sınırları içinde maddenin sertliğini yani gerinme ve gerinim arasındaki oranı gösteren bir katsayıdır. Elastisite modülü (E); Gerilmenin, birim uzamaya bölünmesi ile elde edilir. Farklı materyaller için farklı değerler almaktadır; bu değer arttıkça, cismin uzamaya karşı gösterdiği direnç de artacaktır. Sert maddelerin bozulmaya karşı yüksek iç dirence sahip olması nedeniyle elastisite modülleri yüksektir.

Poisson Oranı

Poisson Oranı kuvvet uygulanan materyalin enindeki birim uzamanın, boyundaki birim uzamaya olan oranıdır. Yani Poisson oranı, bir eksenindeki gerilim ile bu gerilimin diğer eksenlerde oluşturacağı deformasyonu ilişkilendiren katsayıdır. Bir nesneye çekme kuvveti uygulandığında, kuvvet yönünde uzama, kuvvete dik olan diğer boyutlarda ise kısalma meydana gelmektedir. Sıkışma kuvvetleri altında ise cismin boyu kısalırken eni kalınlaşmaktadır. Bir yöndeki uzama diğer eksenlerde kısalmayla sonuçlanacağı için negatif değer taşır, ancak mutlak değer içinde kabul edilir. Yumuşak olan materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterirler ve poisson oranı daha yüksek olur.

$$\text{Poisson Oranı} = \frac{\text{Endeki birim uzama}}{\text{Boydaki birim uzama}}$$

Von Mises Stresi

Von Mises Stresi, esneyebilir materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan ve kırılma dayanıklılığının ölçülmesindeki analizlerde kullanılan bir değerdir. Diğer bir deyişle, Von Mises gerilmesi çeşitli matematiksel varsayımların yardımıyla elemanlar üzerindeki gerilmeler ve kesme gerilmelerinin ortalamasıdır. Von Mises stresi, cisim üzerindeki gerilme dağılımları ve yoğunlukları hakkında bilgi almak için kullanılır. İki veya üç boyutta oluşan gerilmeleri birleştirerek, tek yönde yüklenen cismin gerilme mukavemetini verir. Bu değerler analizlerde genellikle renk yelpazesi üzerinde gösterilmektedir.

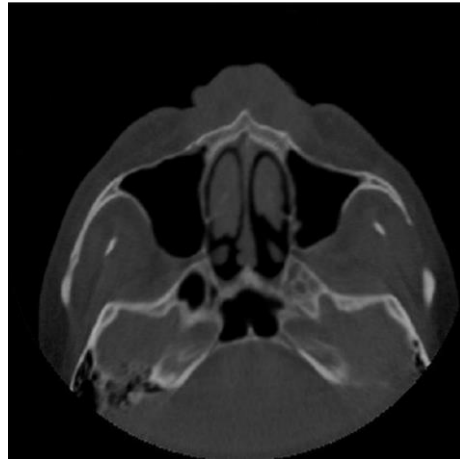
5. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu araştırma, Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi.

Bu çalışmada; tam dişsiz üst çenede all-on-four tekniğine göre yerleştirilen implant planlaması üzerine, yedi farklı materyal ve iki farklı tasarım kullanılarak dizayn edilen protetik altyapıların; implant, implant çevresi kemik ve protezde oluşturduğu stresler, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirildi.

5.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulma Aşaması

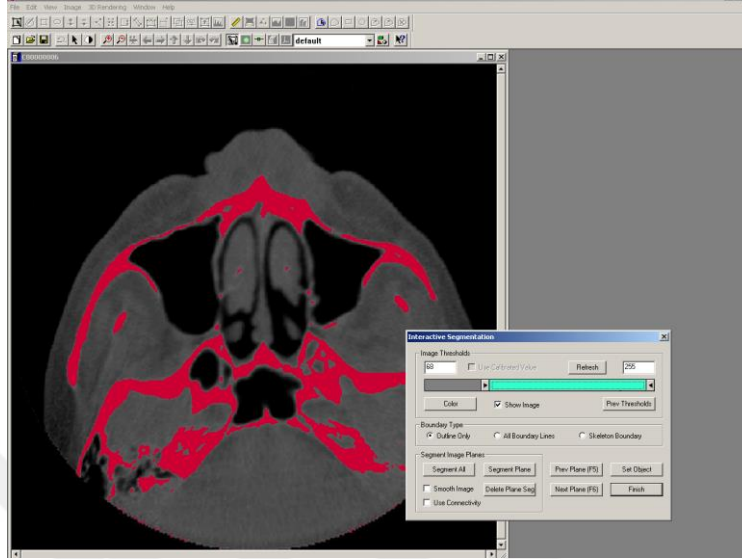
Üst çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz bir erişkin hastanın tomografisi çekildi. Çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik çekim modu kullanıldı. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilerek 601 kesit elde edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) yazılımına alındı.



Şekil 9. Tomografi görüntüsü

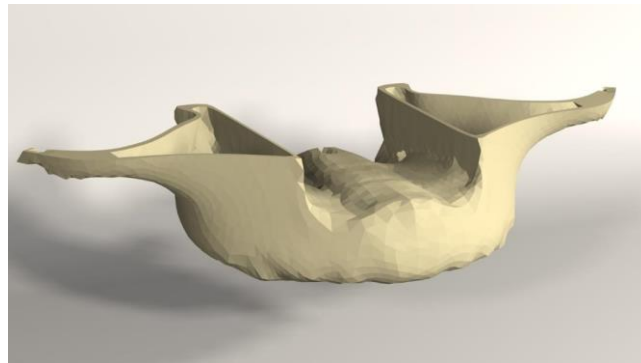
3D-Doctor yazılımı, magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de dahil olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında

yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde, sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.

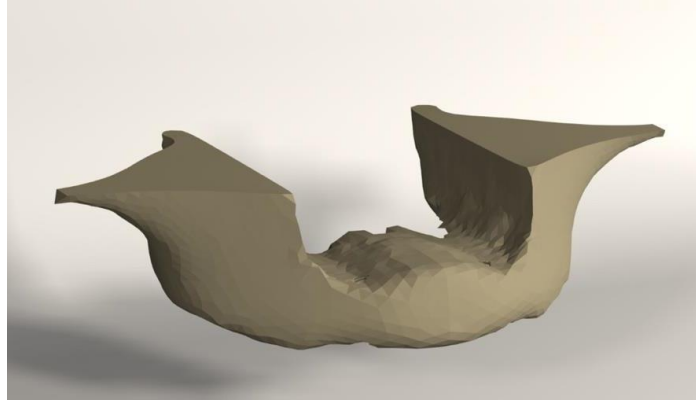


Şekil 10. 3-D Doctor yazılımı görüntüsü

3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “Interactive Segmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler “Complex Render” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek üst çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından stl formatında export edildi. VR Mesh yazılımında çene modeliyle ilgili boyutsal ve topografik düzenlemeler yapıldı.

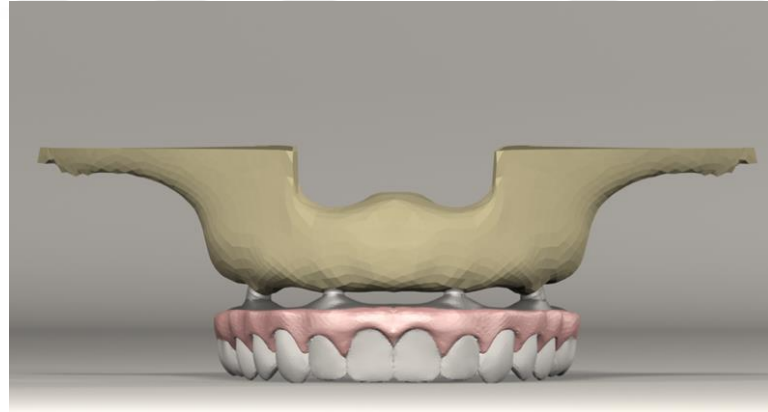


Şekil 11. Maksilla modeli kortikal kemik



Şekil 12. Maksilla modeli trabeküler kemik

Kemik dokusundan offset yöntemi ile (offset: yapının her yerden eşit olarak büyümesi/küçülmesi işlemi) kortikal kemikten trabeküler kemik elde edildi. Offset değeri olarak 1 mm alındı. Kortikal kemik kalınlığı, tip 3 ince kortikal kemikle çevrili yoğun trabeküler kemik tipine uygun olarak 1 mm olarak belirlendi. Bu şekilde maksilla kortikal kemik ve trabeküler kemik gerçek morfolojisini yansıtabilecek biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler 'Rhinoceros' yazılımında 3 boyutlu uzaydaki koordinatlarına yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlandı.



Şekil 13. Maxilla modeli

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103

USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı.



Şekil 14. Activity 880 optik tarayıcısı

5.2. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi

Çalışmada kullanılan implant, protez ve altyapı parçaları SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak tarandı. Stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına aktarıldı. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez altyapı ve üstyapıları, implant vidaları ve kemik doku arasında uyumlandırma yapıldı.

All-on-four tekniğine uygun olarak; iki implant kretin anterior bölgesinde (lateral kesici bölgesi) aksiyal, diğer iki implant kretin posteriorunda (2. premolar bölgesi) 30° distal açılı konumlandırılarak, 4 implantlı bir model bilgisayar ortamında üç boyutlu olarak hazırlandı. Lateral kesici bölgelerinde 3.75 mm çap ve 10 mm uzunlukta; 2. premolar bölgelerinde ise 4.3 mm çap ve 13 mm uzunlukta bone level implantlar kullanıldı (NobelParallel™ cc, Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden).



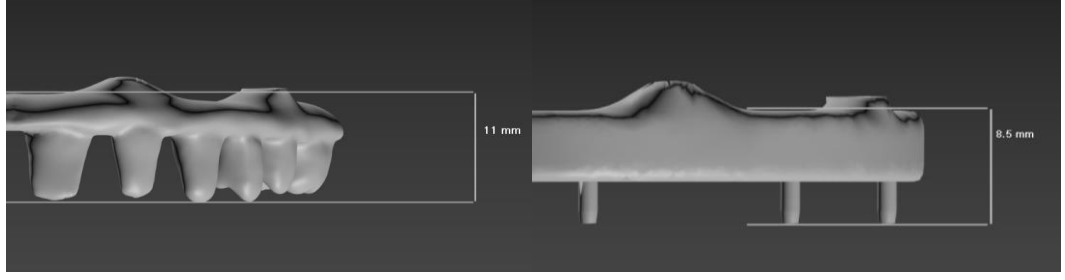
Şekil 15. Modellenen implantlar

Protetik vida deliğinin uygun şekilde pozisyonlandırılabilmesi için multiunit abutmentlar; anterior implantlarda 0° , posterior implantlarda ise 30° açılı olarak tercih edildi. İmplantlar ve abutmentlar orjinallerinden birebir modellendi.

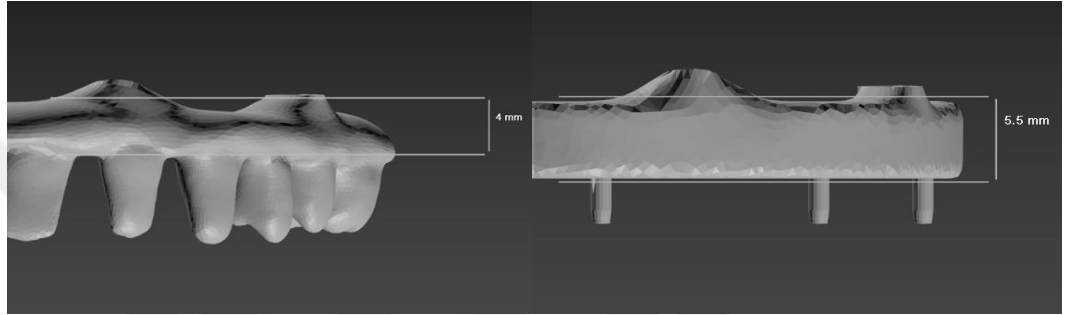


Şekil 16. Modellenen 0° ve 30° multiunit abutmentler

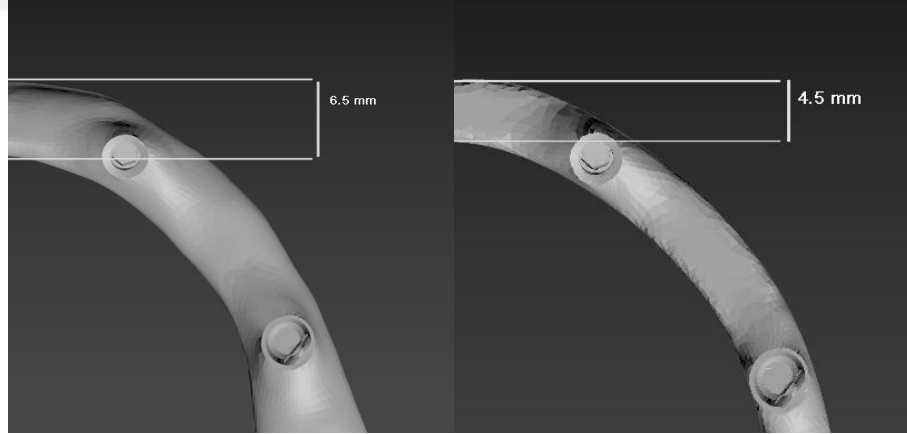
Protetik altyapılar, oklüzal vidalı hibrit protezleri oluşturmak üzere iki farklı tasarım (toronto tasarım, bar tasarım) ve yedi farklı altyapı materyali (Co-Cr, Ti, Zr, PEEK, BioHPP, PEKK, FRP) kullanılarak modellendi. Altyapıların yüksekliği toronto tasarımda 11 mm, bar tasarımda 8,5 mm; konnektör kalınlıkları toronto tasarımda 4 mm, bar tasarımda 5,5 mm; altyapı genişlikleri ise toronto tasarımda 6,5 mm, bar tasarımda 4,5 mm olarak belirlendi. Diş eti materyali ve üstyapı materyali olarak indirekt kompozit rezin kullanıldı. Toplam protez yüksekliği 13 mm olarak belirlendi (204).



Şekil 17. Toronto ve bar altyapıların yükseklikleri



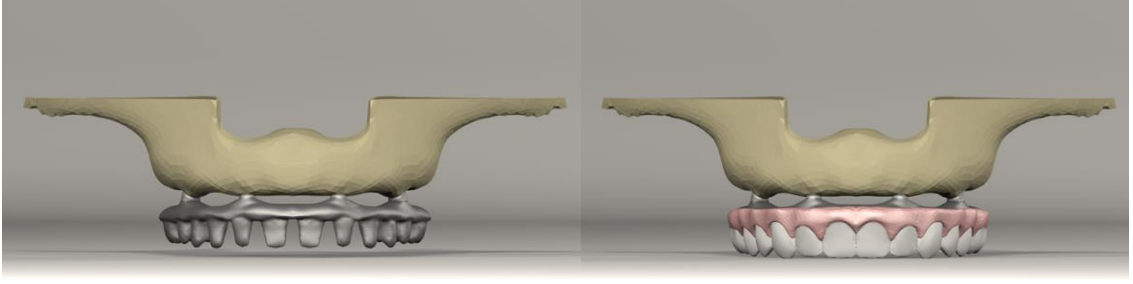
Şekil 18. Toronto ve bar altyapıların konnektör kalınlıkları



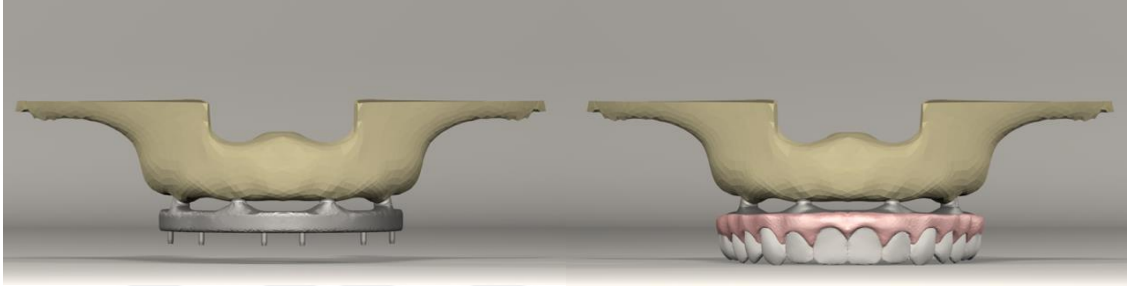
Şekil 19. Toronto ve bar altyapıların genişlikleri

5.3. Çalışma Modelleri

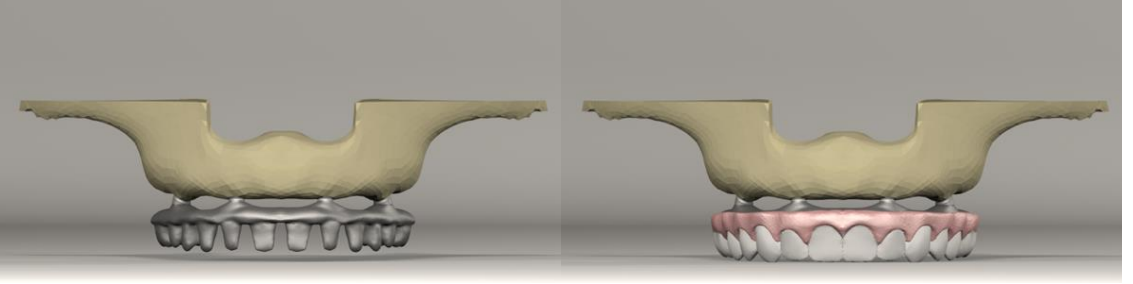
Yaptığımız çalışmada; 14 farklı tasarımda, tek taraflı yükleme koşulunda toplam 14 adet sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirildi.



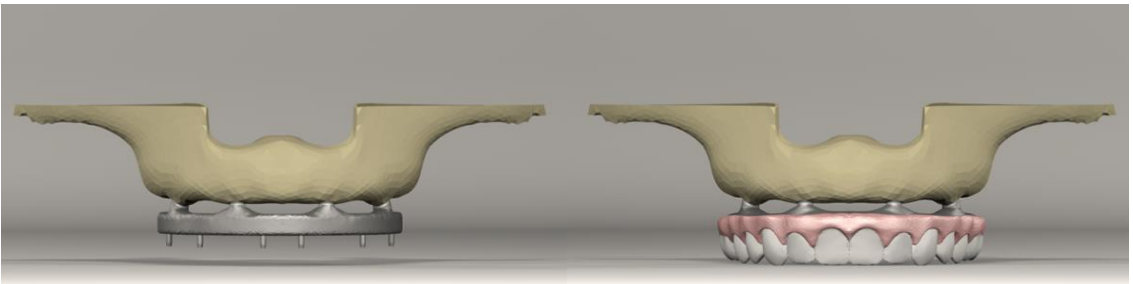
Şekil 20. Model 1 (Co-Cr altyapı, Toronto Tasarım)



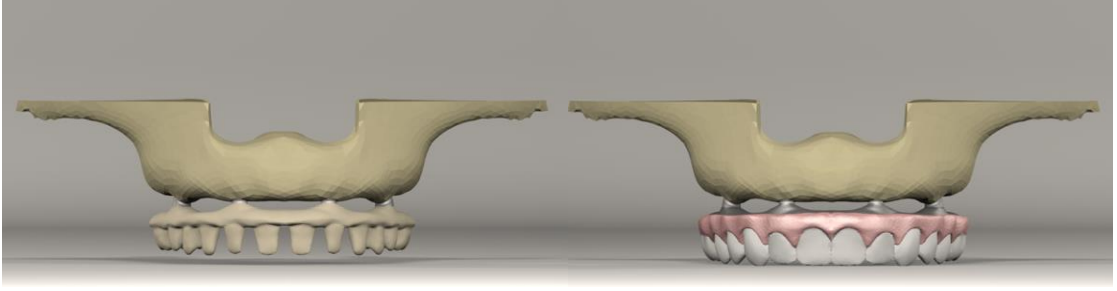
Şekil 21. Model 2 (Co-Cr altyapı, Bar Tasarım)



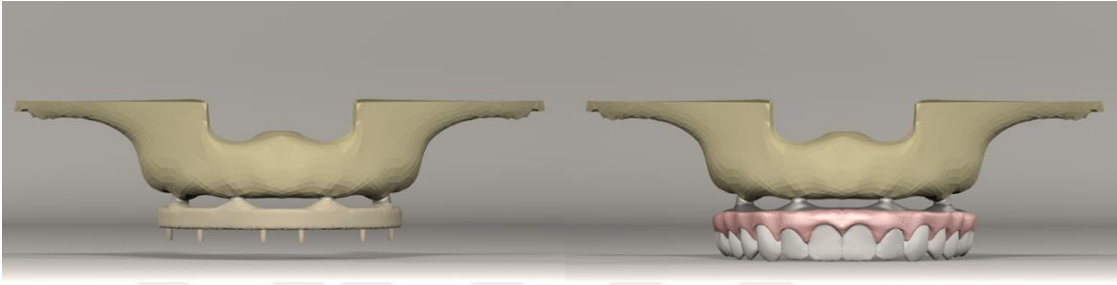
Şekil 22. Model 3 (Ti altyapı, Toronto Tasarım)



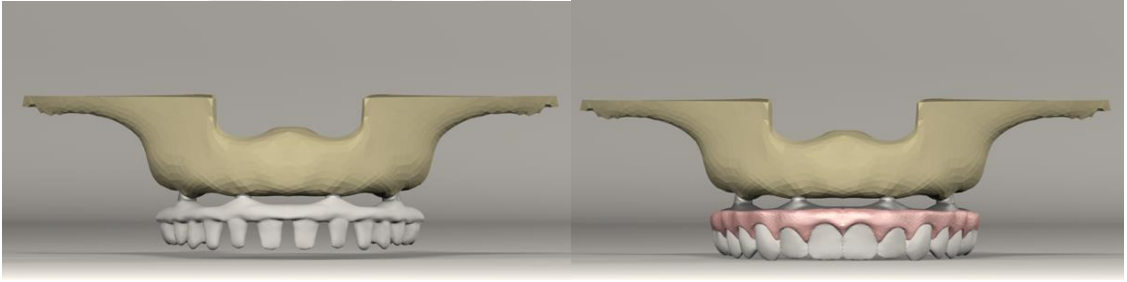
Şekil 23. Model 4 (Ti altyapı, Bar Tasarım)



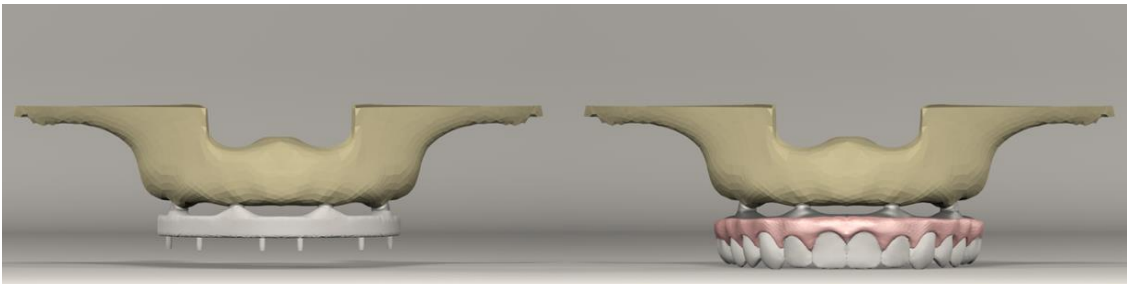
Şekil 24. Model 5 (Zr altyapı, Toronto Tasarım)



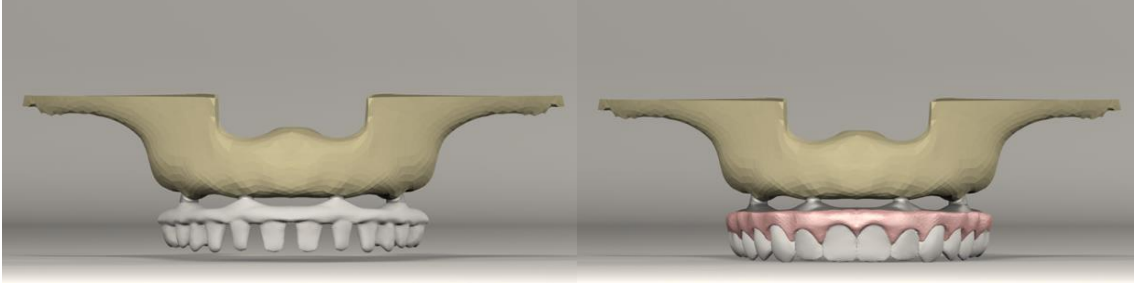
Şekil 25. Model 6 (Zr altyapı, Bar Tasarım)



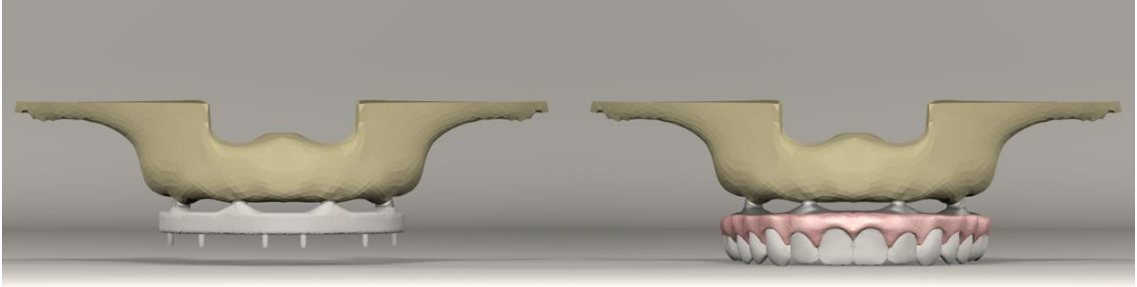
Şekil 26. Model 7 (PEEK altyapı, Toronto Tasarım)



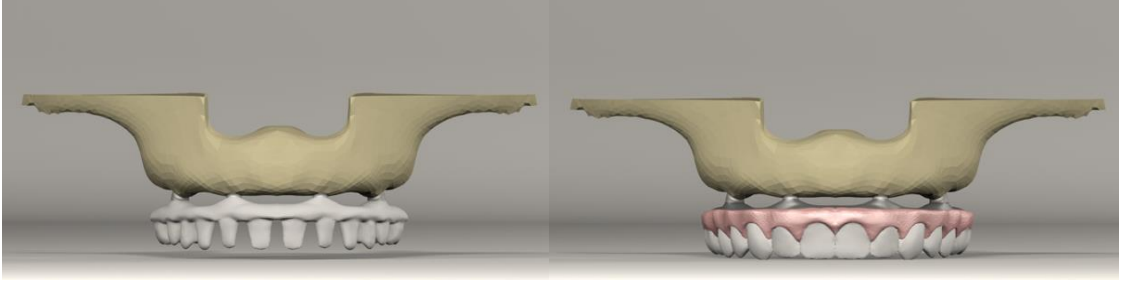
Şekil 27. Model 8 (PEEK altyapı, Bar Tasarım)



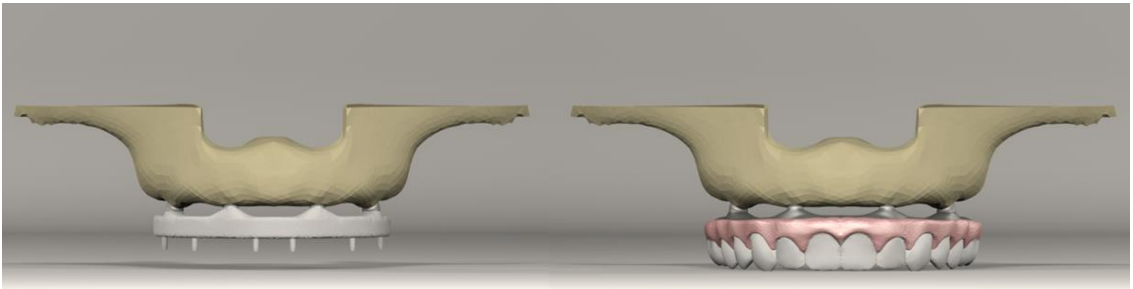
Şekil 28. Model 9 (BioHPP altyapı, Toronto Tasarım)



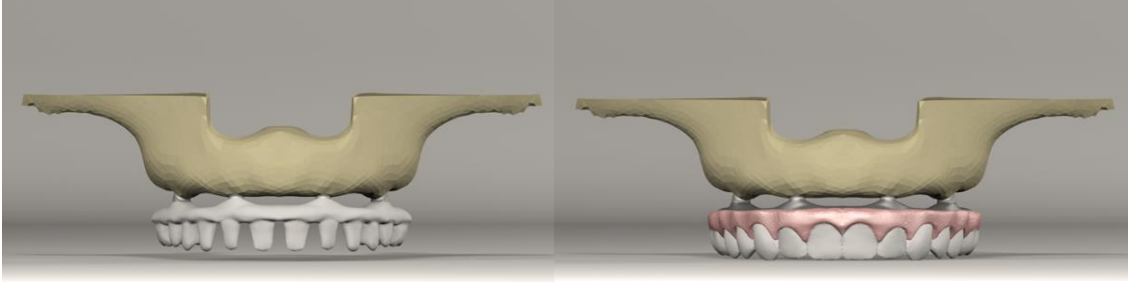
Şekil 29. Model 10 (BioHPP altyapı, Bar Tasarım)



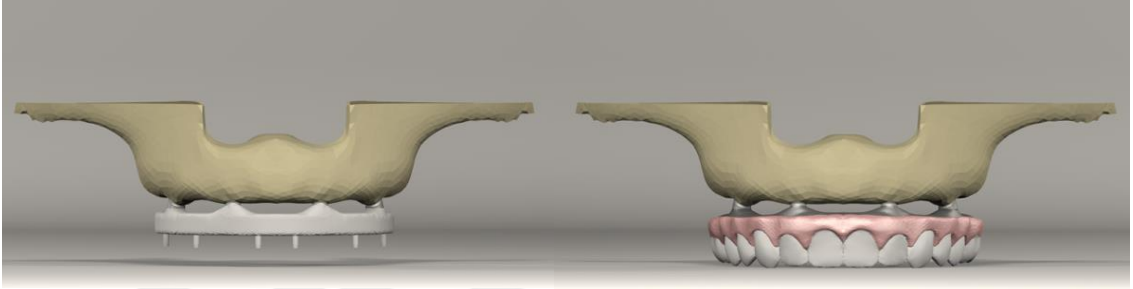
Şekil 30. Model 11 (PEKK altyapı, Toronto Tasarım)



Şekil 31. Model 12 (PEKK altyapı, Bar Tasarım)



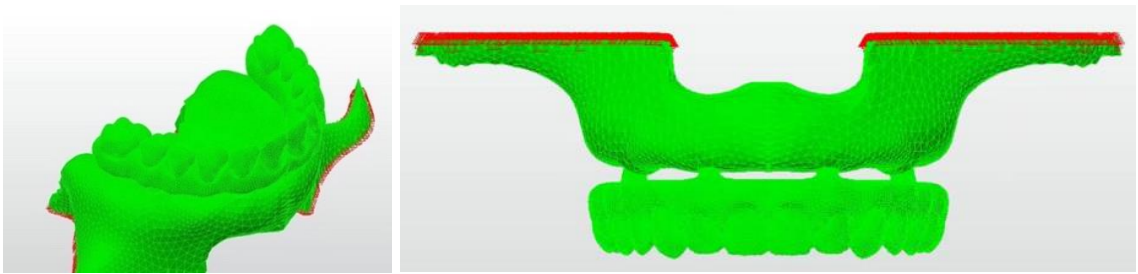
Şekil 32. Model 13 (FRP altyapı, Toronto Tasarım)



Şekil 33. Model 14 (FRP altyapı, Bar Tasarım)

5.4. Çalışmada Kullanılan Parçaların Katı Modellemesinin Yapılması

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra, analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır.



Şekil 34. Rhino'da yapılan modellemelerin 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılması.

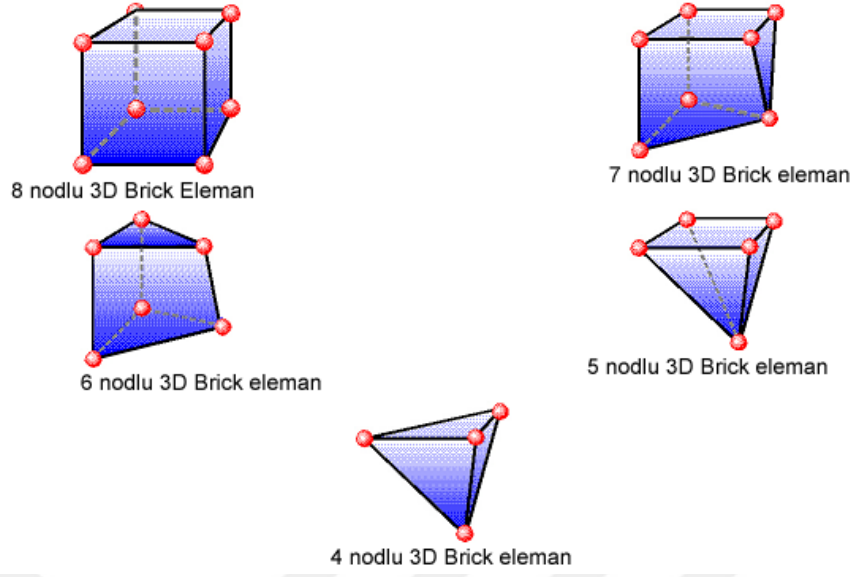
Stl formatı 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale

getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (Elastisite modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir.

Tablo 4. Elastisite modülü ve poisson oranları

Materyal	Elastisite Modülü (GPa)	Poisson Oranı (GPa)	Referans
Kortikal kemik	13,7	0,30	(171)
Trabeküler kemik (D3)	1,37	0,30	(171,205)
Titanyum (implant)	110	0,30	(171)
Kobalt-Krom	218	0,33	(171)
Zirkonya	205	0,22	(171)
Titanyum (altyapı)	110	0,28	(171)
PEEK	3,5	0,36	Üretici firma
Modifiye PEEK (BioHPP)	4,0	0,37	Üretici firma
PEKK	5,1	0,30	Üretici firma
Fiberle Güçlendirilmiş Polimer (Trinia)	18,8	0,22	(206)
İndirekt Kompozit Rezin	50	0,30	(207,208)

Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir. Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.



Şekil 35. 4, 5, 6, 7, 8 node' lu üç boyutlu elemanlar

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiği modelinin boyutları göz önüne alınarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

Tablo 5. Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Bar Tasarım	377259	80545
Toronto Tasarım	412541	87769

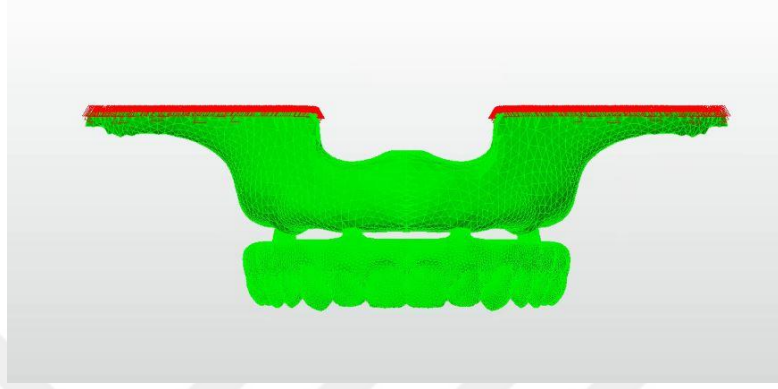
Tüm modeller lineer elastik, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite;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

5.5. Kemik İmplant Bağlantı Durumu

İmplantların kemiğe %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır. Kemik ve implantlar arasında tüm arayüz boyunca sıkı bir bağlantının olduğu kabul edilmiştir.

5.6. Sınır Koşulları

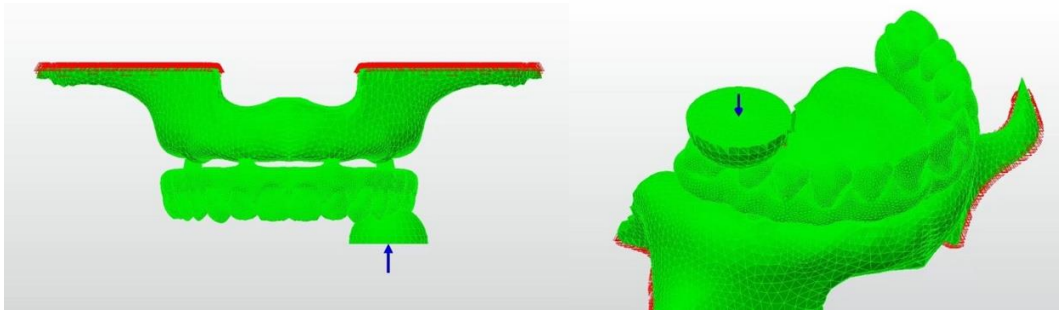
Model çene kemiğinin alt kısmından her DOF (Degree of freedom)'da sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir.



Şekil 36. Modelin sınır koşulları

5.7. Yükleme Koşulları

Yaptığımız çalışmada oklüzal kuvvetler, yarıçapı 1 cm olan yarım daire şeklindeki rijit gıda parçasının (foodstuff) orta noktasına dik ve 150N olacak şekilde uygulanmıştır. Foodstuff'ın uygulanma pozisyonu tek taraflı olmak üzere sol posterior bölgede 2. premolar ile 1. molar dişler arasındadır. Yapılan yükleme çiğneme kuvvetini simüle edecek şekilde planlanmıştır.



Şekil 37. Modellerin yükleme koşulları

İki farklı altyapı tasarımı (toronto tasarım, bar tasarımı) ve yedi farklı altyapı materyali (Co-Cr, Zr, Ti, PEEK, BioHPP, PEKK, FRP) ile 150N dik yükleme koşulunda toplam 14 adet sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirilmiştir.

6. BULGULAR

Yaptığımız çalışmada 14 farklı modelde, rijit bir yapıya sahip gıda parçası modellenmesi ile posterior tek taraflı 150N'luk yükleme altında; kortikal kemikte ve trabeküler kemikte oluşan basma ve çekme stresleri ile implant, abutment ve alt yapılarda oluşan von Mises stresleri değerlendirilmiştir.

6.1. Kortikal Kemik Bulguları

Kortikal kemik üzerinde, implantların boyun bölgesi çevresinde belirlenen referans noktalarındaki stres değerleri incelenmiştir. Referans noktası olarak stresin en yoğun görüldüğü nokta değerlendirilmeye alınmıştır.

6.1.1. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max})

Model 1 (Co-Cr altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,803115 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 1,014239 MPa' dır.

Model 2 (Co-Cr altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,799924 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,769436 MPa' dır.

Model 3 (Ti altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,814332 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 1,082539 MPa' dır.

Model 4 (Ti altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,809704 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,866869 MPa' dır.

Model 5 (Zr altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,803886 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 1,015943 MPa' dır.

Model 6 (Zr altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,800866 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,856314 MPa' dır.

Model 7 (PEEK altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,847027 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 1,104851 MPa' dır.

Model 8 (PEEK altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,831455 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,897472 MPa' dır.

Model 9 (BioHPP altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,847424 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 1,107996 MPa' dır.

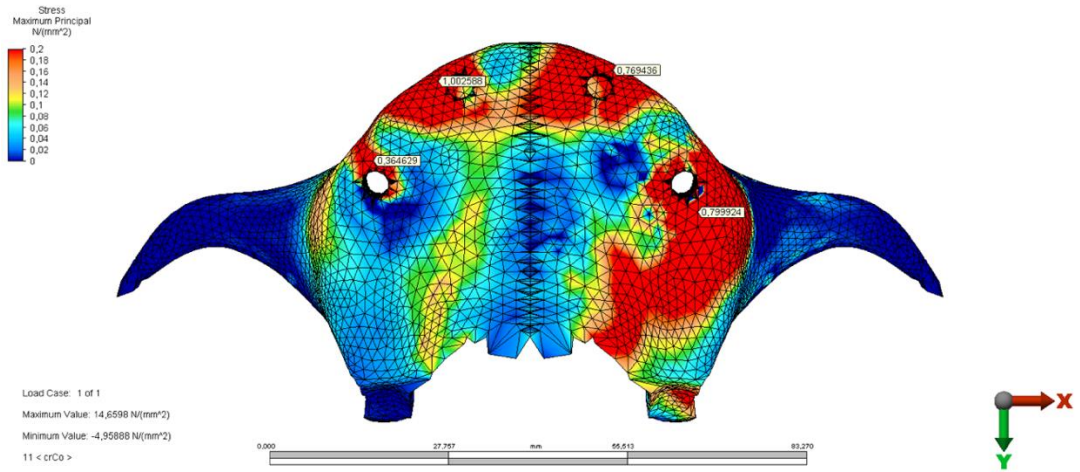
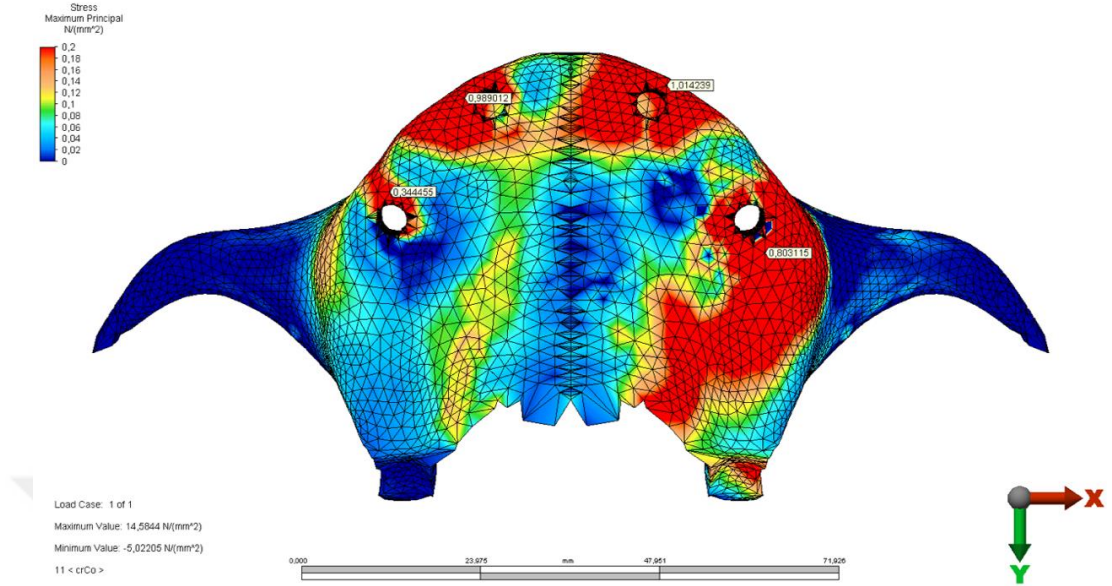
Model 10 (BioHPP altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,831866 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,873294 MPa' dır.

Model 11 (PEKK altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,845395 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 1,128176 MPa' dır.

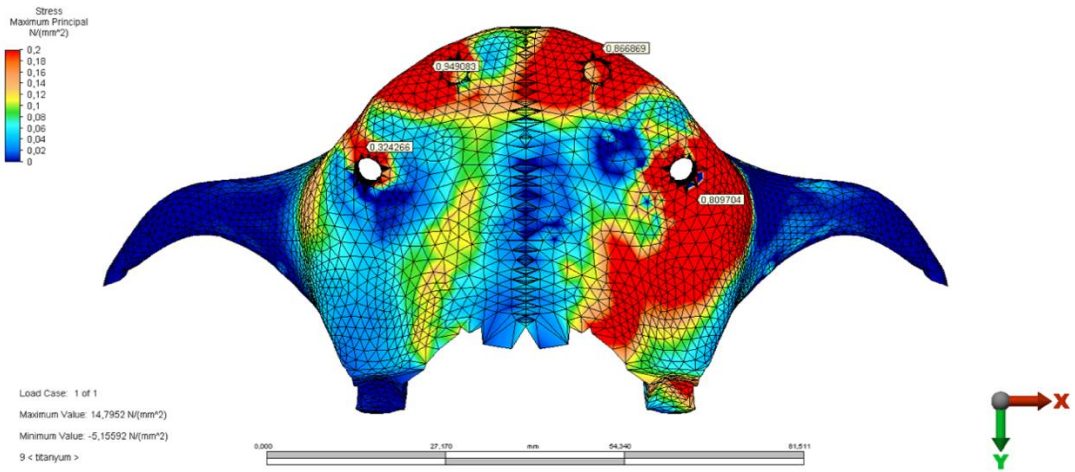
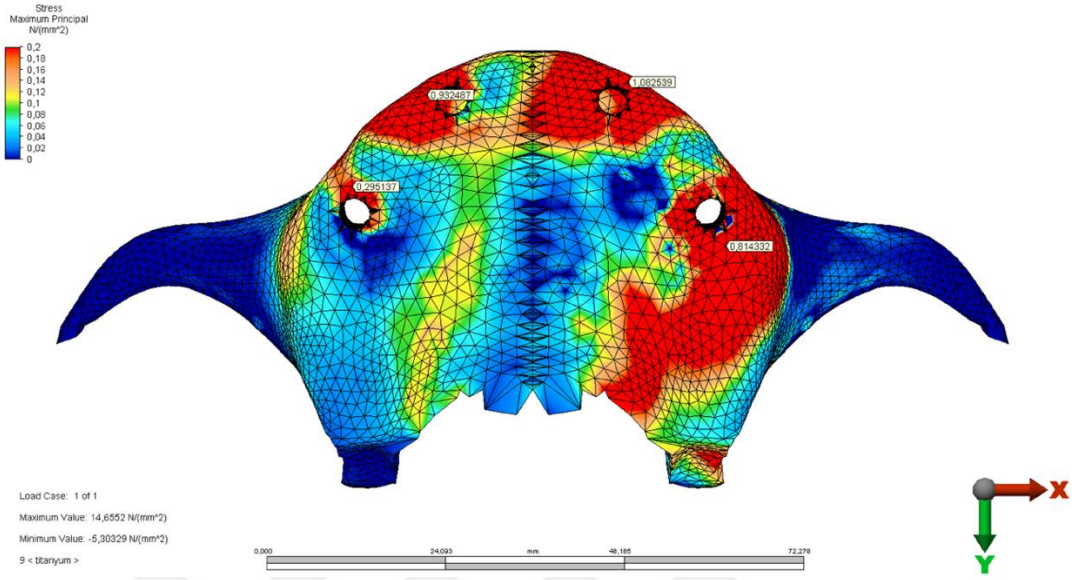
Model 12 (PEKK altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,831482 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,930424 MPa' dır.

Model 13 (FRP altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,843755 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 1,090092 MPa' dır.

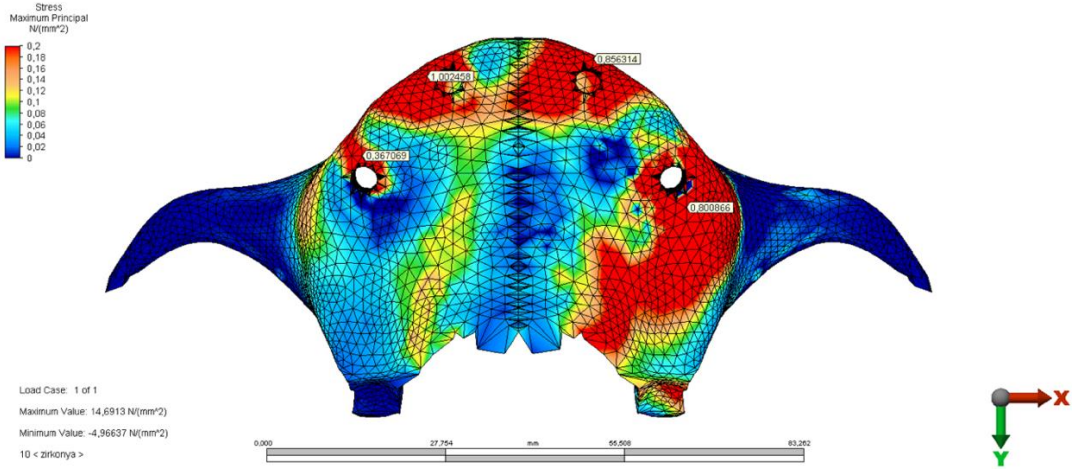
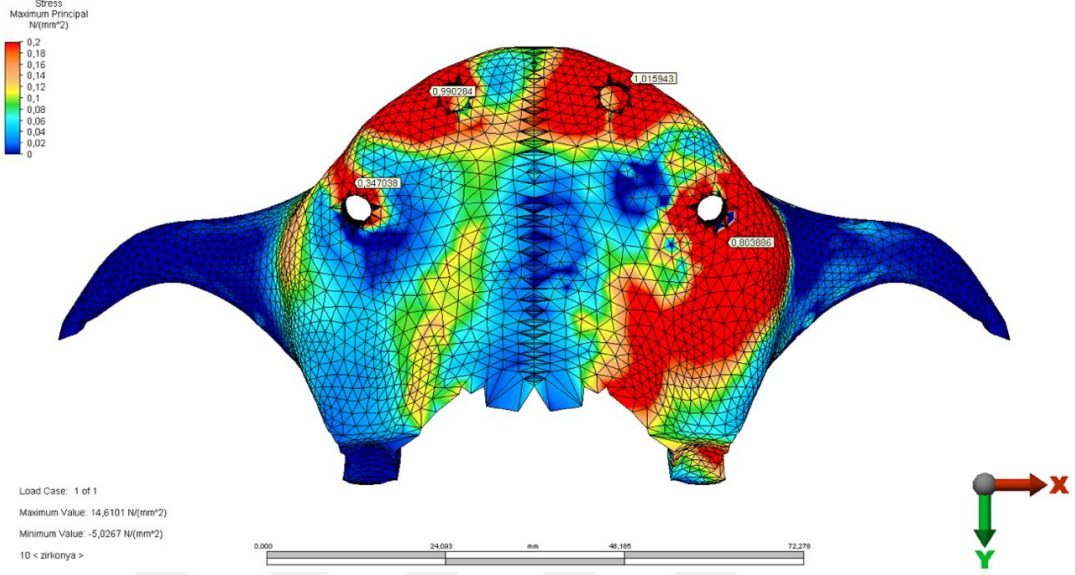
Model 14 (FRP altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,825208 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,870234 MPa' dır.



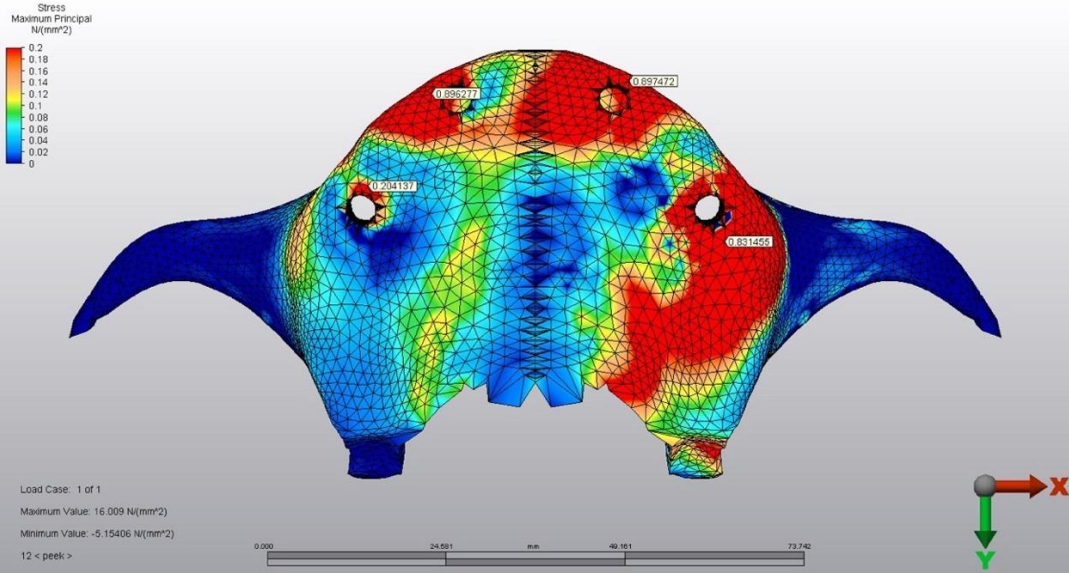
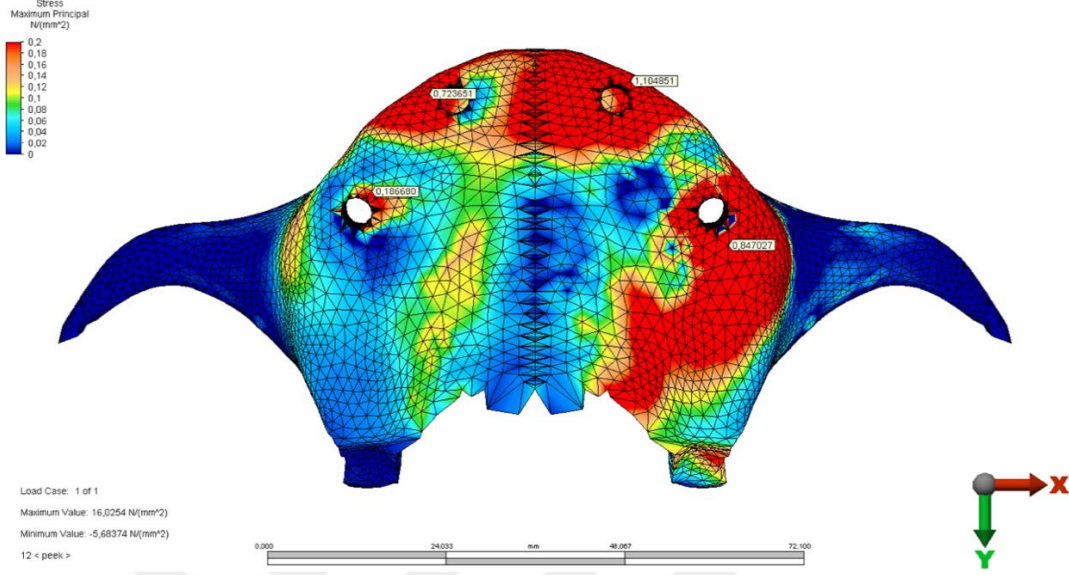
Şekil 38. Model 1 ve Model 2’de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



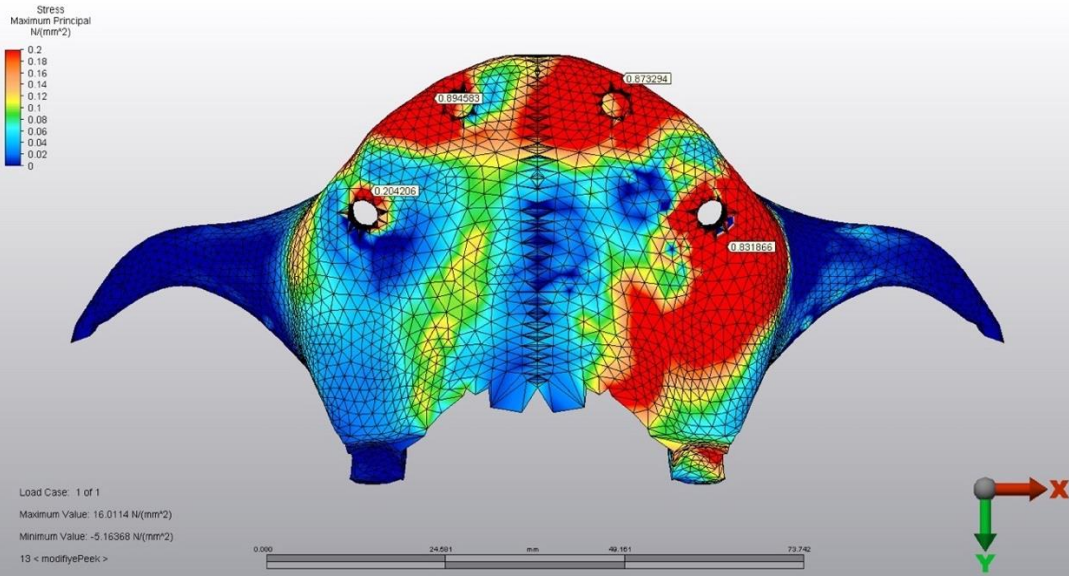
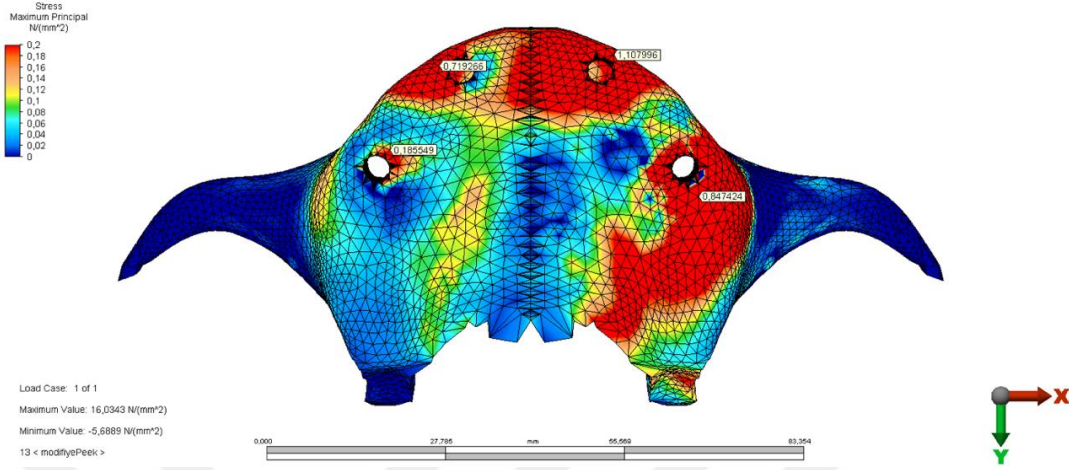
Şekil 39. Model 3 ve Model 4’de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



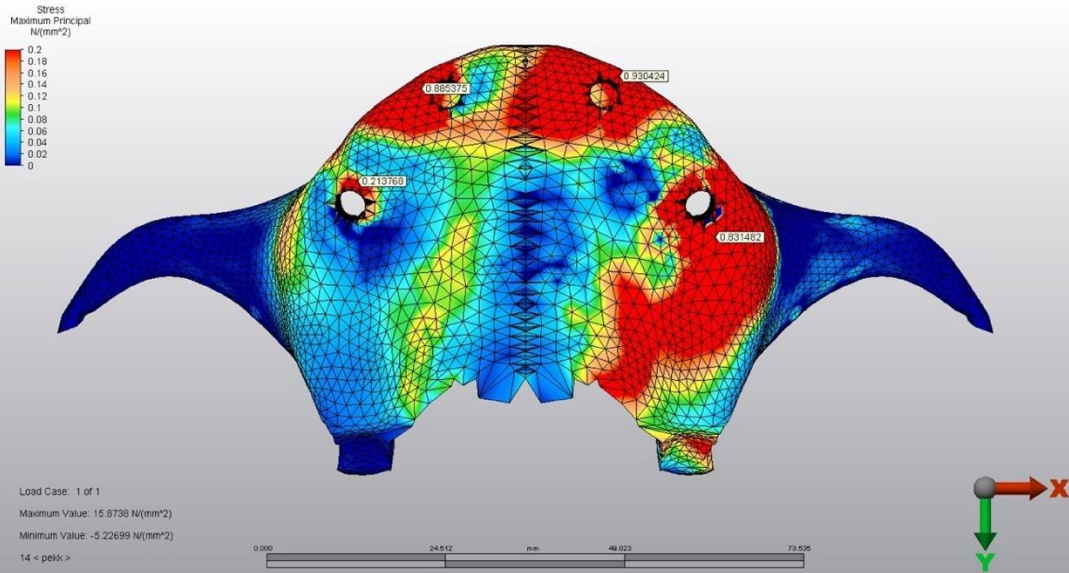
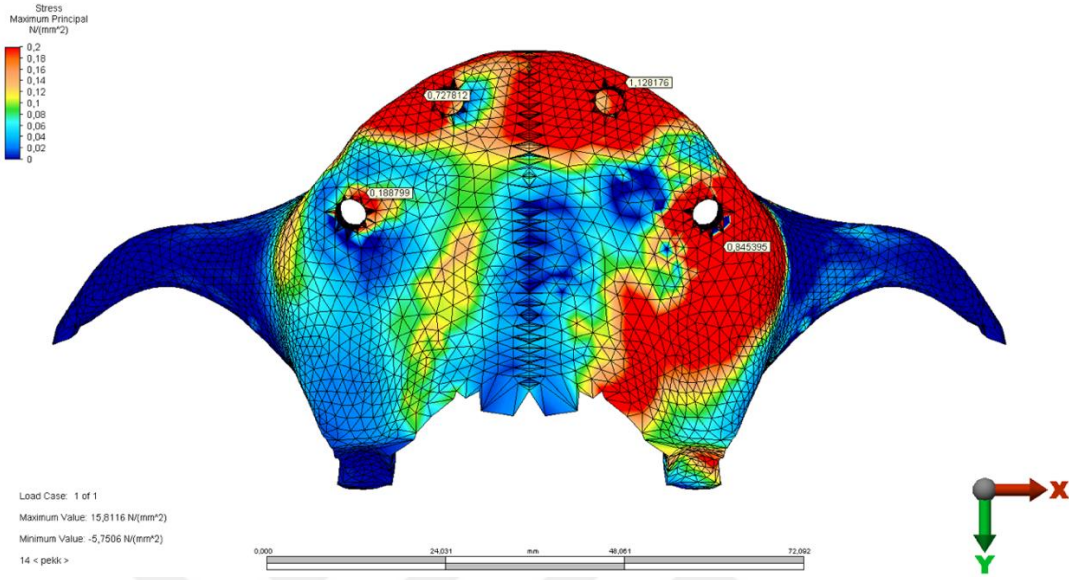
Şekil 40. Model 5 ve Model 6'da kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



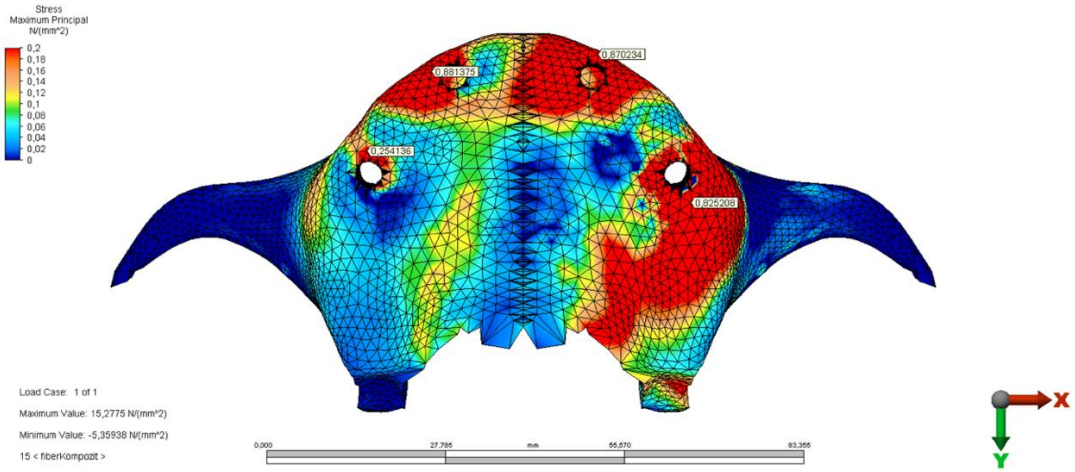
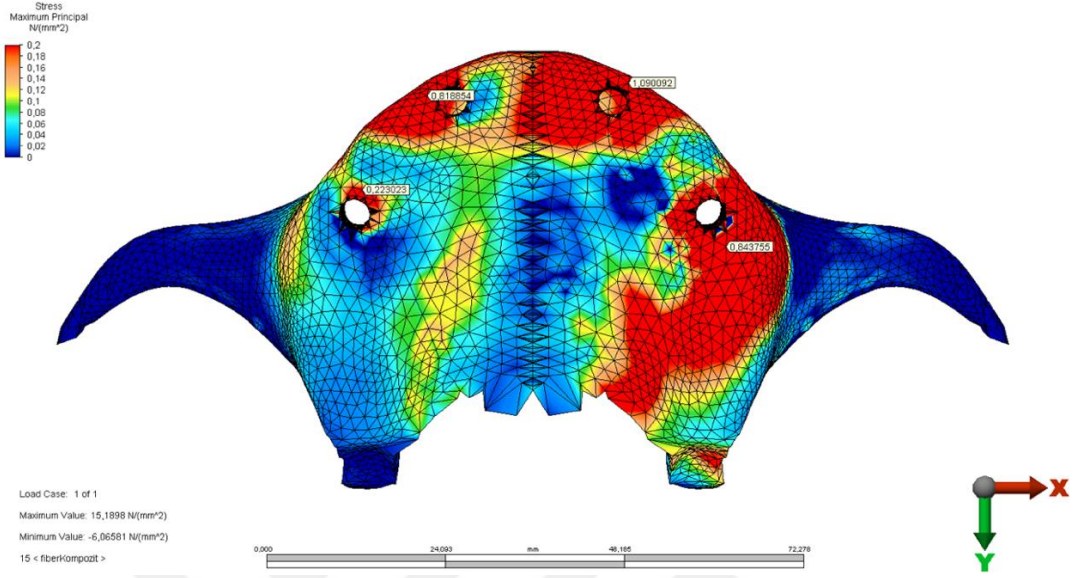
Şekil 41. Model 7 ve Model 8’de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



Şekil 42. Model 9 ve Model 10'da kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



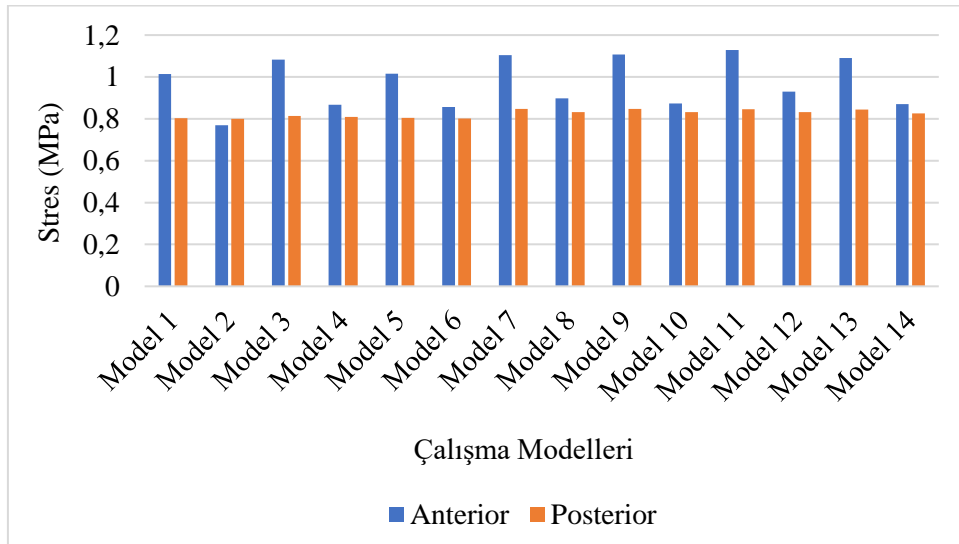
Şekil 43. Model 11 ve Model 12’de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



Şekil 44. Model 13 ve Model 14’te kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})

Tablo 6. Kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})

Materyal	TORONTO TASARIM			BAR TASARIM		
	Model	Anterior İmplant	Posterior İmplant	Model	Anterior İmplant	Posterior İmplant
Co-Cr	Model 1	1,014239	0,803115	Model 2	0,769436	0,799924
Ti	Model 3	1,082539	0,814332	Model 4	0,866869	0,809704
Zr	Model 5	1,015943	0,803886	Model 6	0,856314	0,800866
PEEK	Model 7	1,104851	0,847027	Model 8	0,897472	0,831455
BioHPP	Model 9	1,107996	0,847424	Model 10	0,873294	0,831866
PEKK	Model 11	1,128176	0,845395	Model 12	0,930424	0,831482
FRP	Model 13	1,090092	0,843755	Model 14	0,870234	0,825208



Şekil 45. Kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})

6.1.2. Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

Model 1 (Co-Cr altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -5,765669 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri -0,622839 MPa' dır.

Model 2 (Co-Cr altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -5,681907 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri -0,612122 MPa' dır.

Model 3 (Ti altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -5,873332 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri -0,716857 MPa' dır.

Model 4 (Ti altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -5,681175 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri -0,692566 MPa' dır.

Model 5 (Zr altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -5,762397 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri -0,635657 MPa' dır.

Model 6 (Zr altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -5,680363 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri -0,622925 MPa' dır.

Model 7 (PEEK altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -5,945255 MPa

olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri $-0,869247$ MPa' dır.

Model 8 (PEEK altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer $-5,686706$ MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri $-0,721932$ MPa' dır.

Model 9 (BioHPP altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer $-5,950113$ MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri $-0,864402$ MPa' dır.

Model 10 (BioHPP altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer $-5,692814$ MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri $-0,723007$ MPa' dır.

Model 11 (PEKK altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer $-5,980150$ MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri $-0,905681$ MPa' dır.

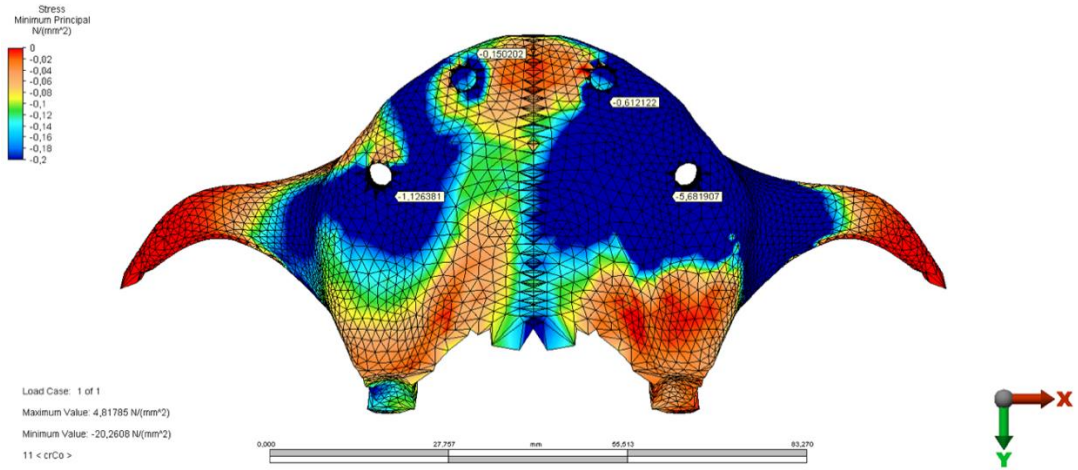
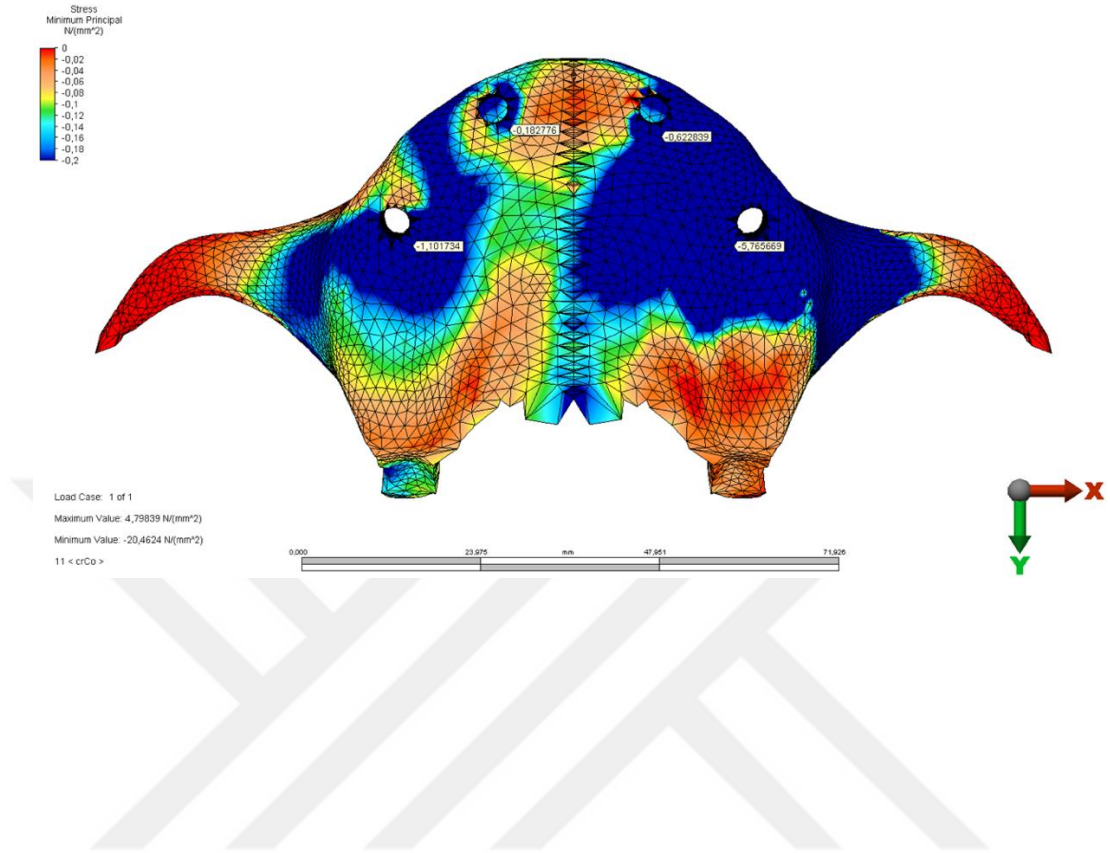
Model 12 (PEKK altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer $-5,734662$ MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri $-0,742681$ MPa' dır.

Model 13 (FRP altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer $-5,916881$ MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri $-0,817253$ MPa' dır.

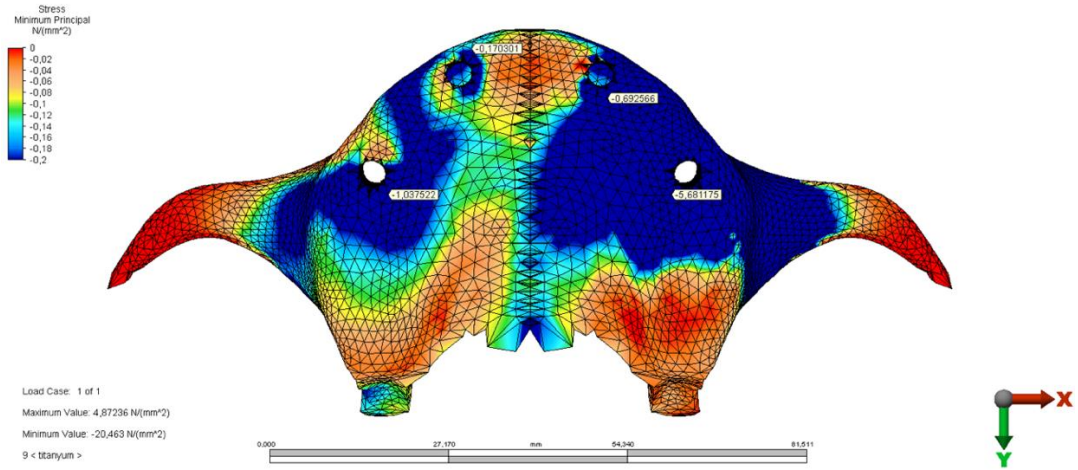
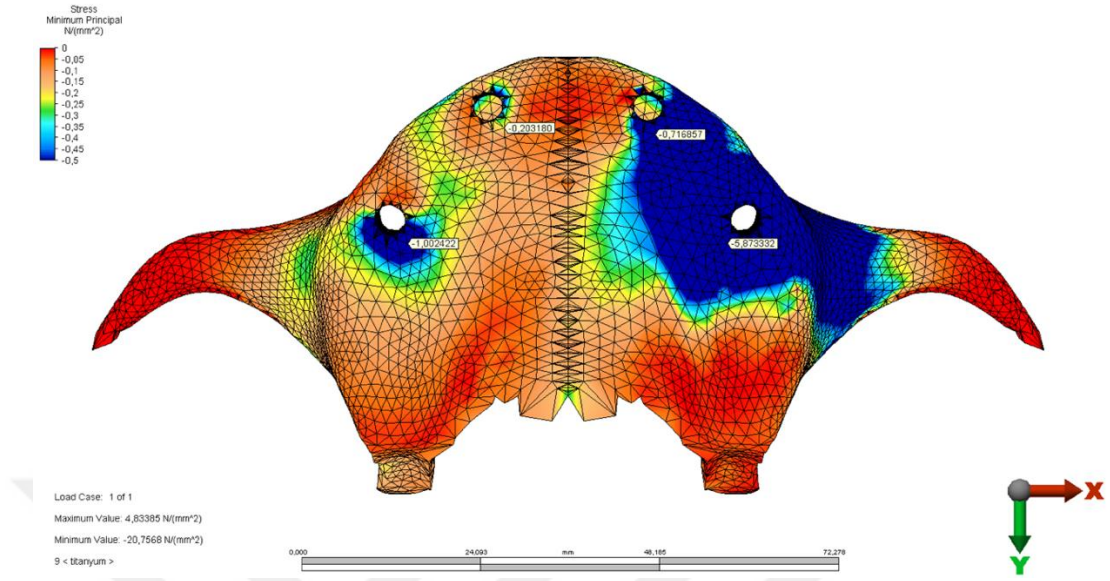
Model 14 (FRP altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer $-5,683925$ MPa

olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri $-0,719362$ MPa' dir.

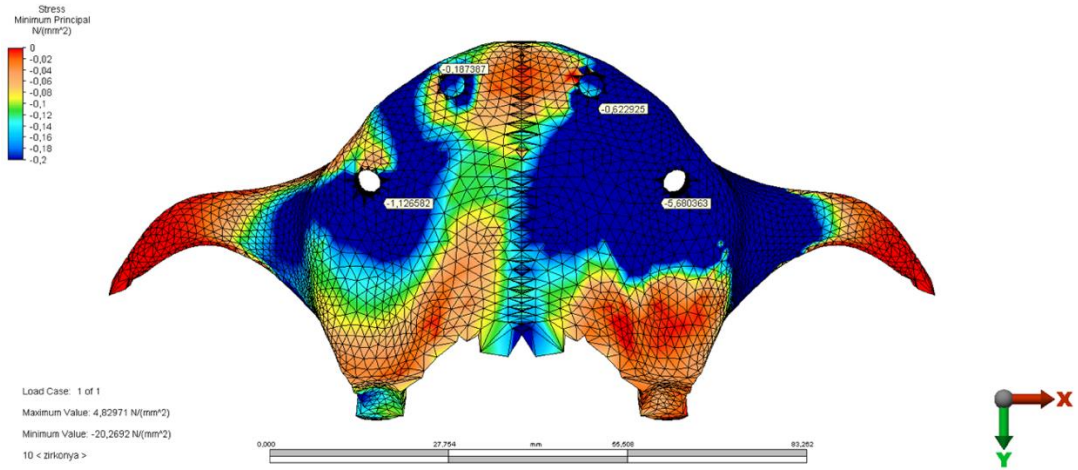
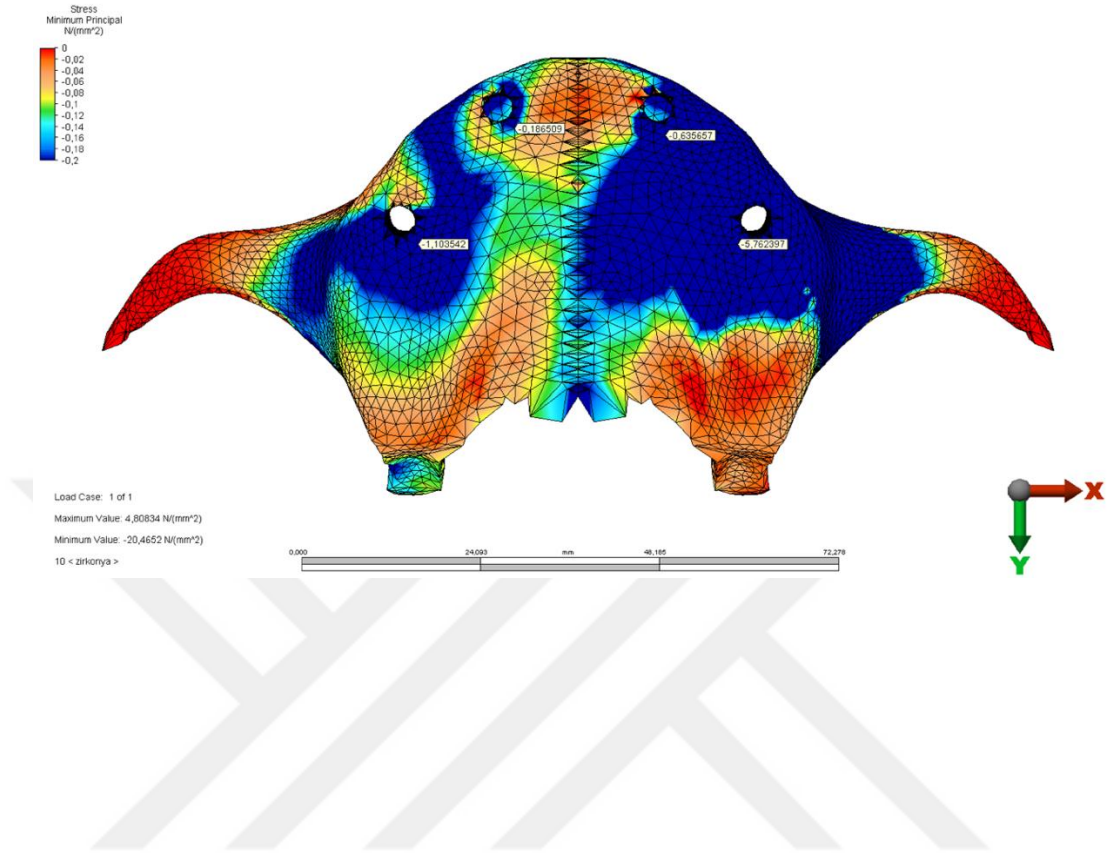




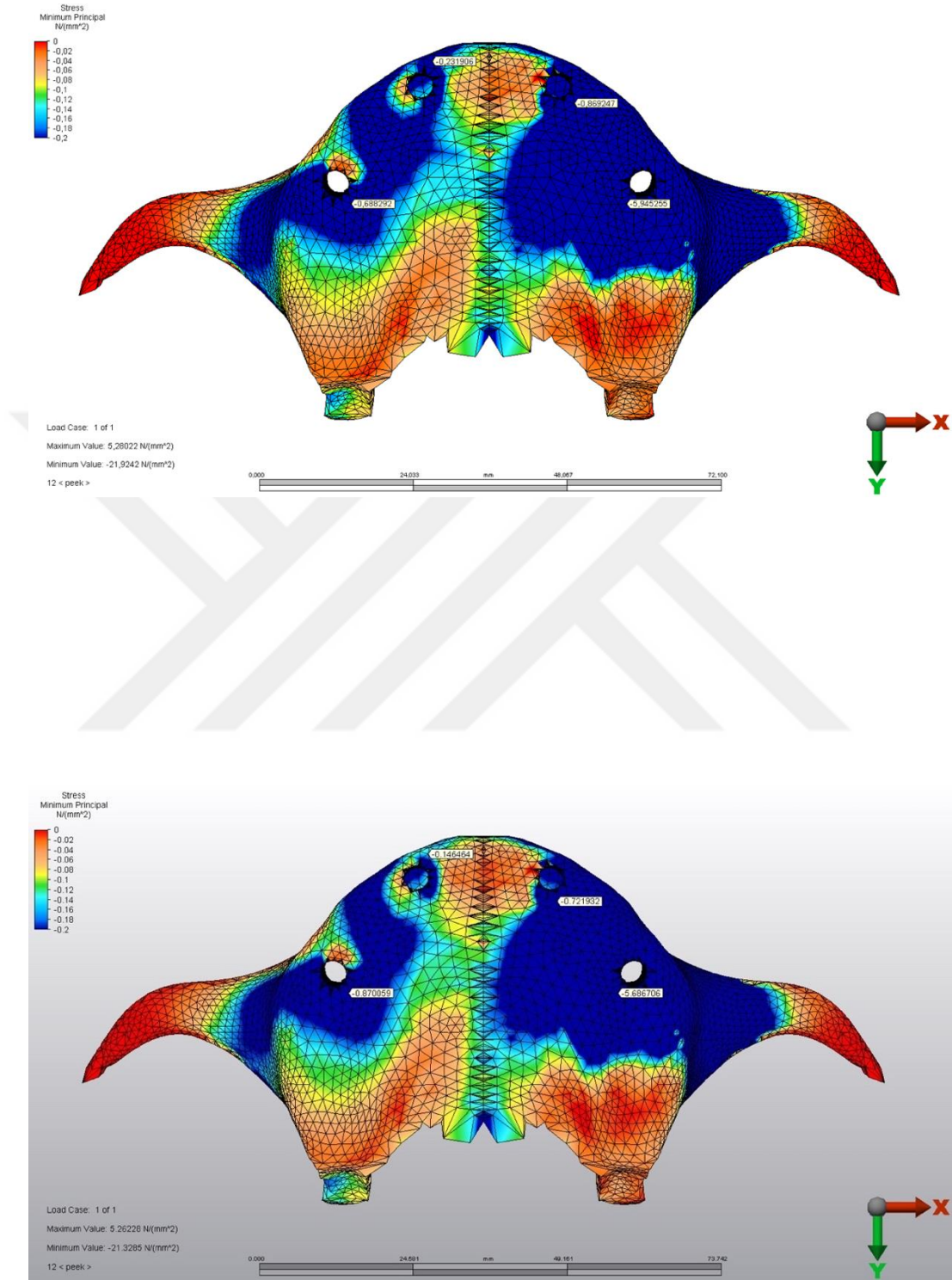
Şekil 46. Model 1 ve Model 2’de kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})



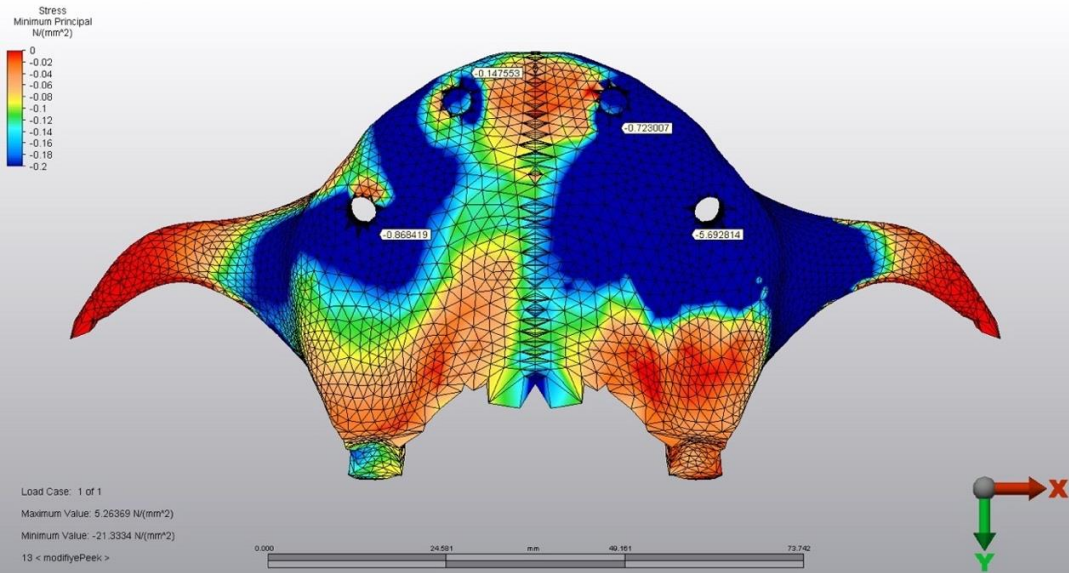
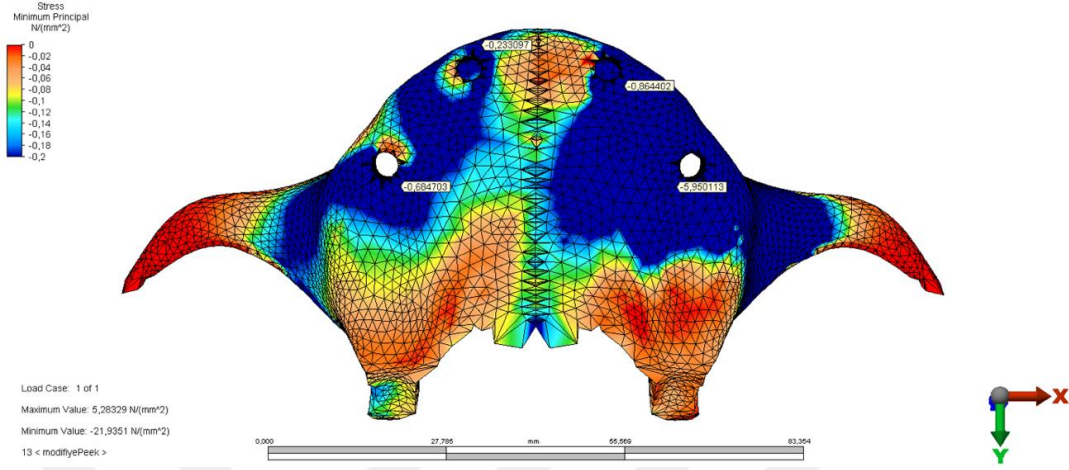
Şekil 47. Model 3 ve Model 4'te kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})



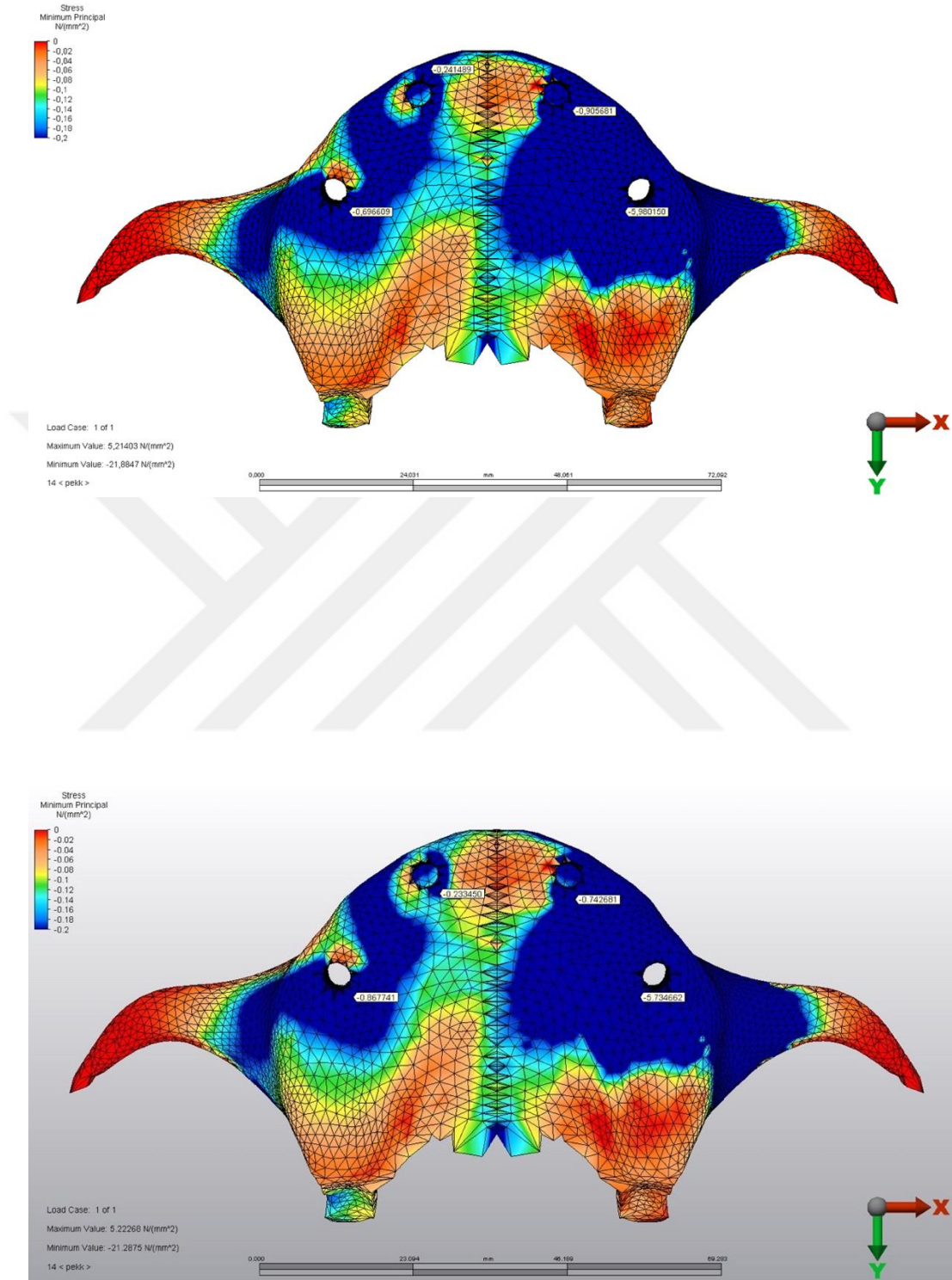
Şekil 48. Model 5 ve Model 6'da kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})



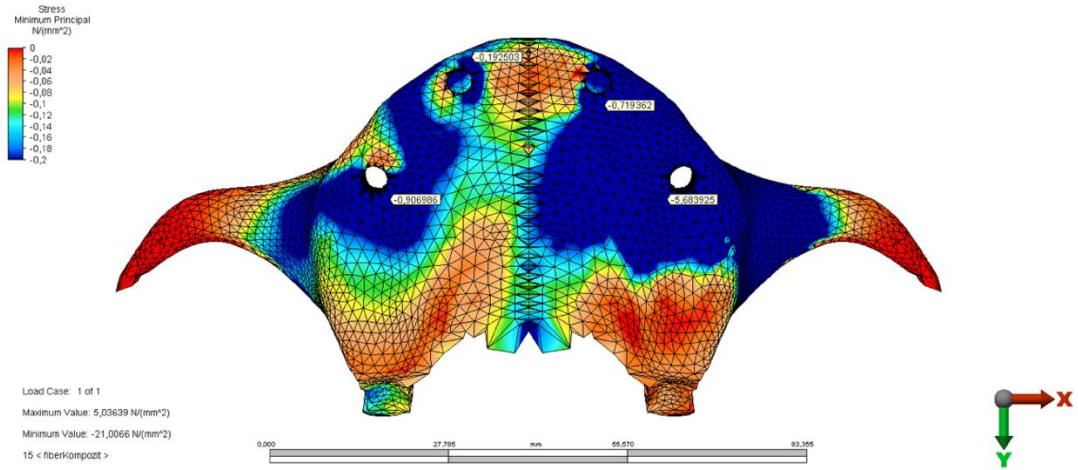
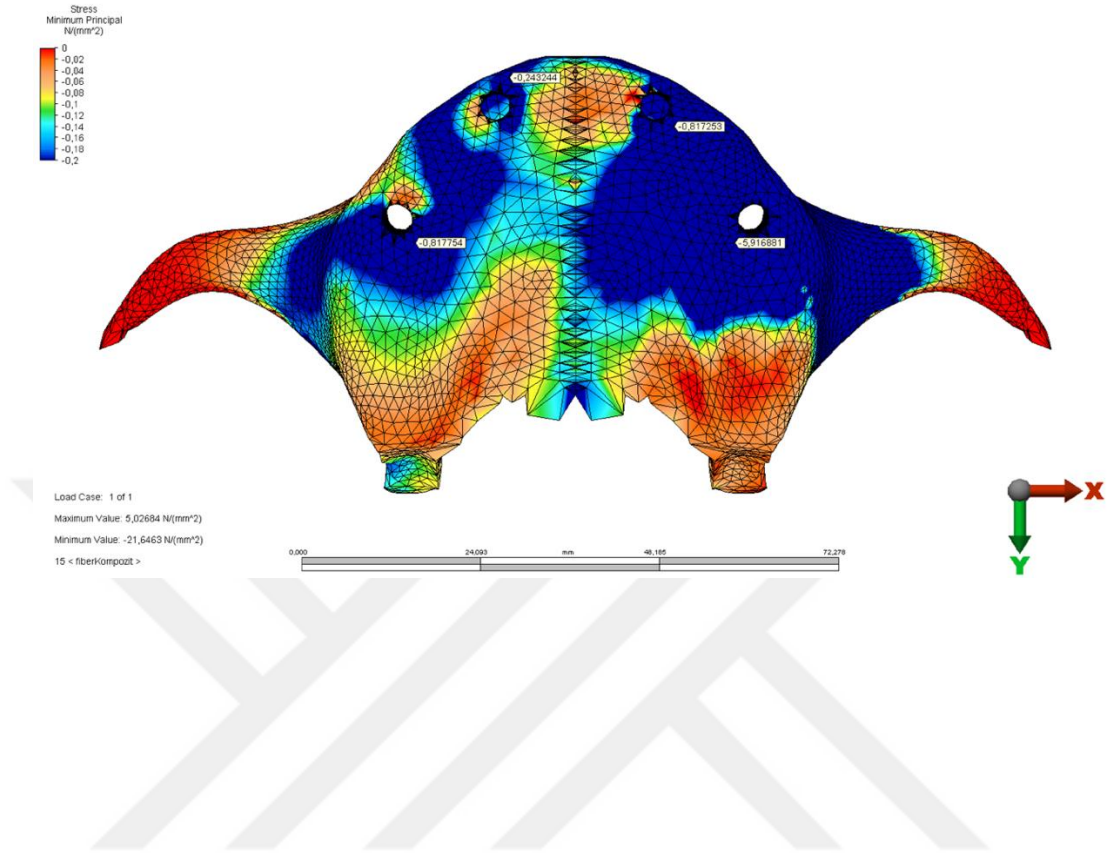
Şekil 49. Model 7 ve Model 8’de kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})



Şekil 50. Model 9 ve Model 10’da kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})



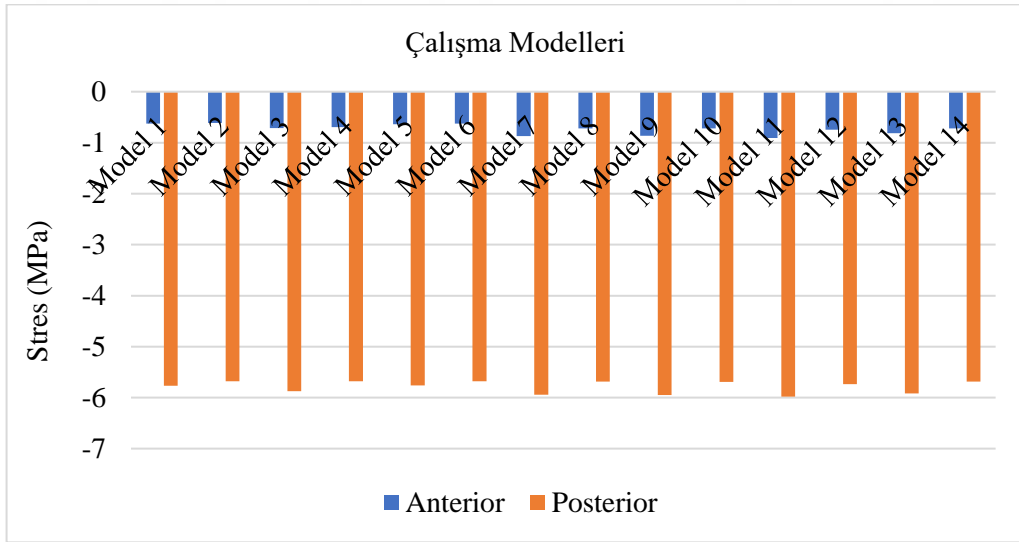
Şekil 51. Model 11 ve Model 12’de kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})



Şekil 52. Model 13 ve Model 14'te kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})

Tablo 7. Kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})

Materyal	TORONTO TASARIM			BAR TASARIM		
	Model	Anterior İmplant	Posterior İmplant	Model	Anterior İmplant	Posterior İmplant
Co-Cr	Model 1	-0,622839	-5,765669	Model 2	-0,612122	-5,681907
Ti	Model 3	-0,716857	-5,873332	Model 4	-0,692566	-5,682175
Zr	Model 5	-0,635657	-5,762397	Model 6	-0,622925	-5,680363
PEEK	Model 7	-0,869247	-5,945255	Model 8	-0,721932	-5,686706
BioHPP	Model 9	-0,864402	-5,950113	Model 10	-0,723007	-5,692814
PEKK	Model 11	-0,905681	-5,980150	Model 12	-0,742681	-5,734662
FRP	Model 13	-0,817253	-5,916881	Model 14	-0,719362	-5,683925



Şekil 53. Kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})

6.2. Trabeküler Kemik Bulguları

6.2.1. Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max})

Model 1 (Co-Cr altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,378507 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,100469 MPa' dır.

Model 2 (Co-Cr altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,377353 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,097799 MPa' dır.

Model 3 (Ti altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,380806 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,112112 MPa' dır.

Model 4 (Ti altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,377949 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,108054 MPa' dır.

Model 5 (Zr altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,378843 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,101261 MPa' dır.

Model 6 (Zr altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,377754 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,098806 MPa' dır.

Model 7 (PEEK altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,392558 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,162732 MPa' dır.

Model 8 (PEEK altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,390438 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,121113 MPa' dır.

Model 9 (BioHPP altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,392748 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,162609 MPa' dır.

Model 10 (BioHPP altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,379187 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,130163 MPa' dır.

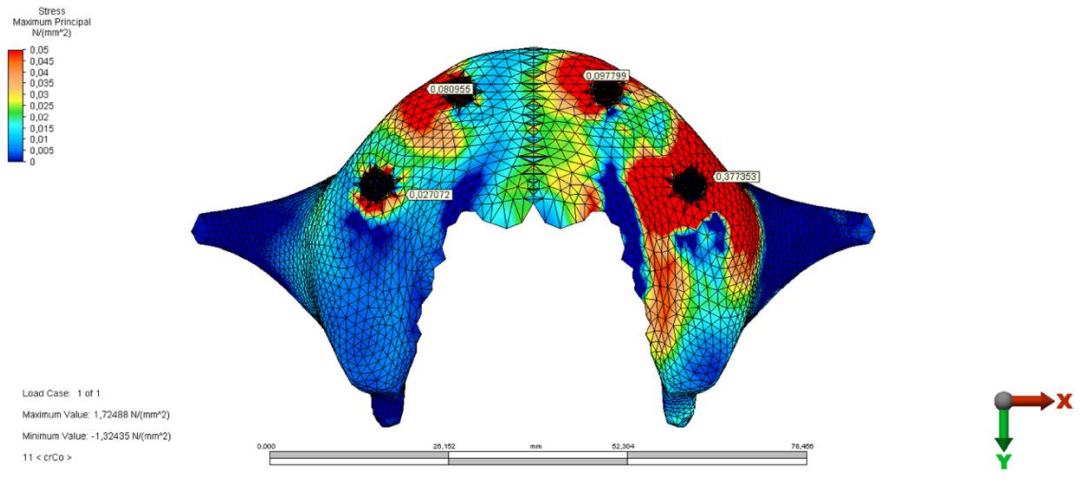
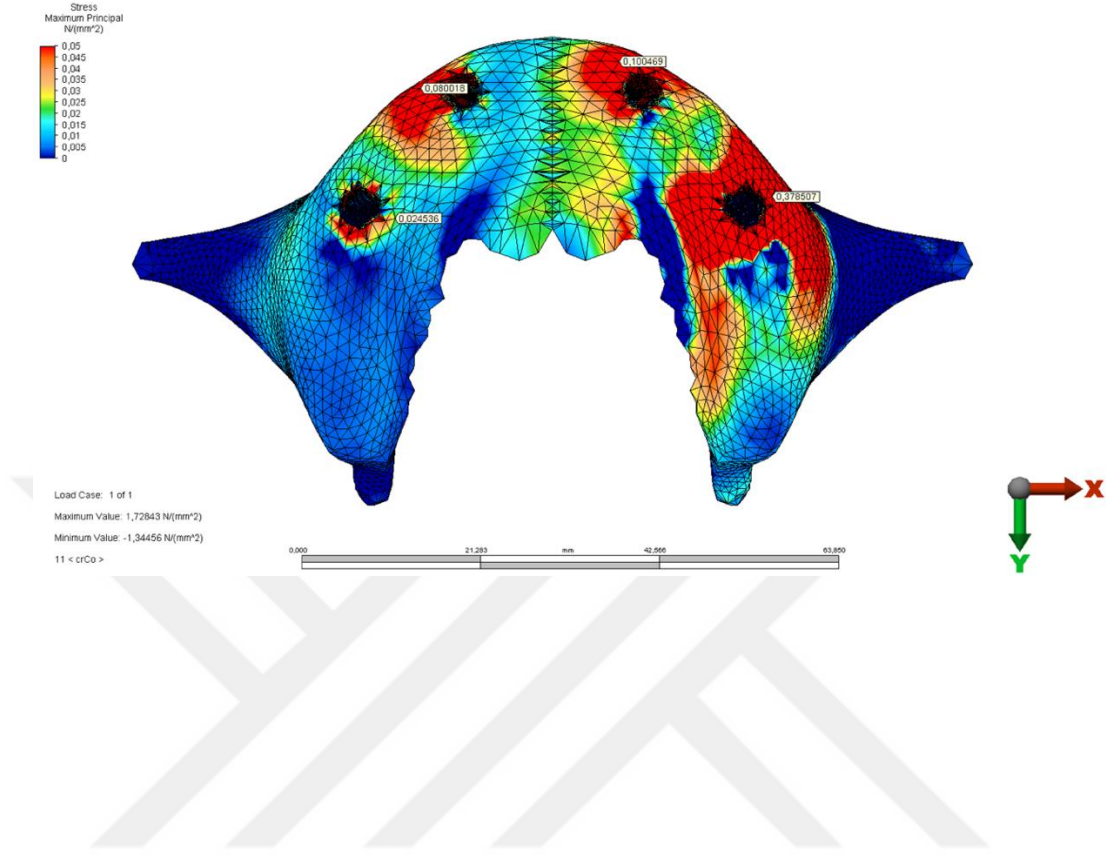
Model 11 (PEKK altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,391138 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,162063 MPa' dır.

Model 12 (PEKK altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,389749 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,131766 MPa' dır.

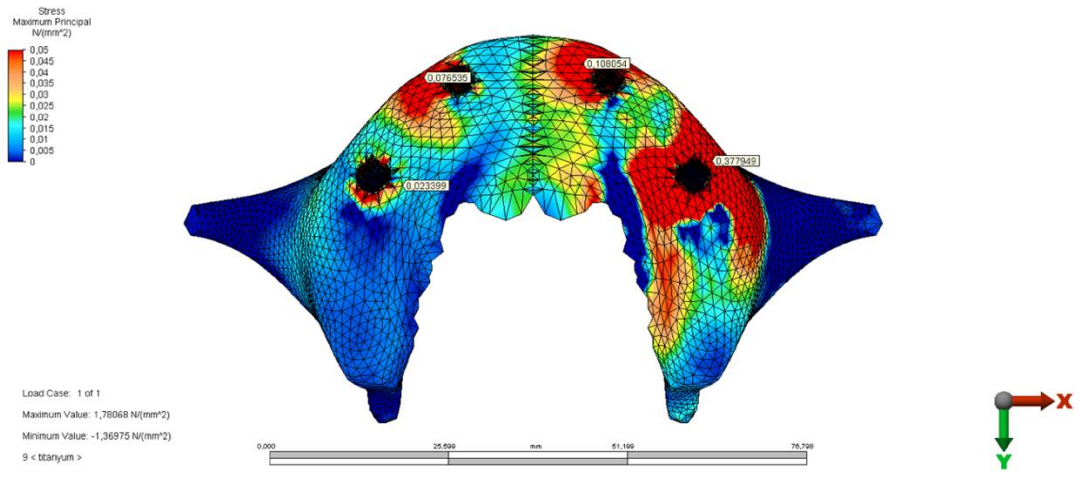
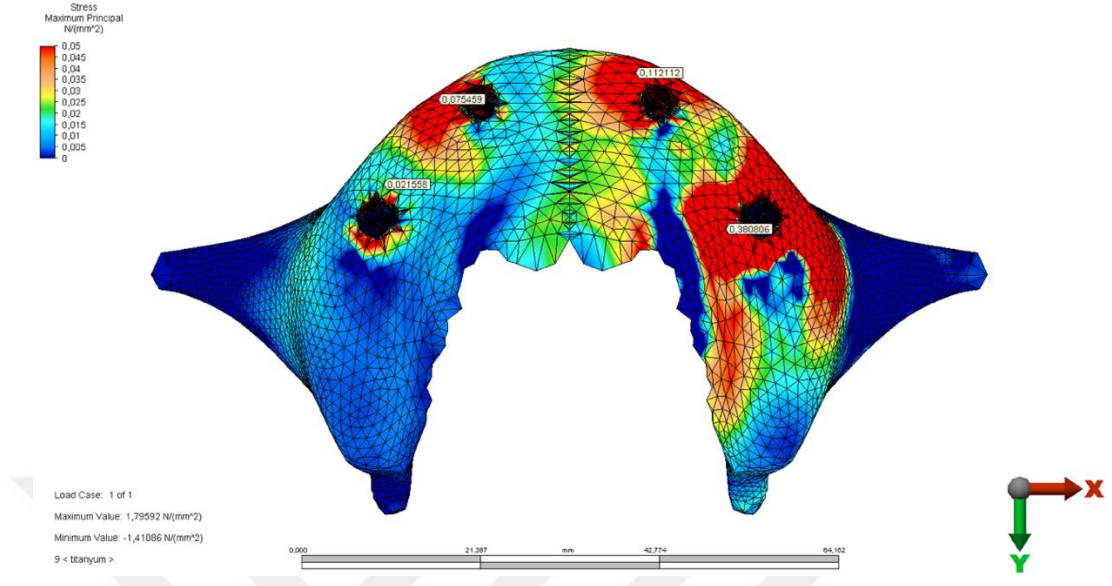
Model 13 (FRP altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,385730 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,147125 MPa' dır.

Model 14 (FRP altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 0,378353 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri 0,119016 MPa' dır.

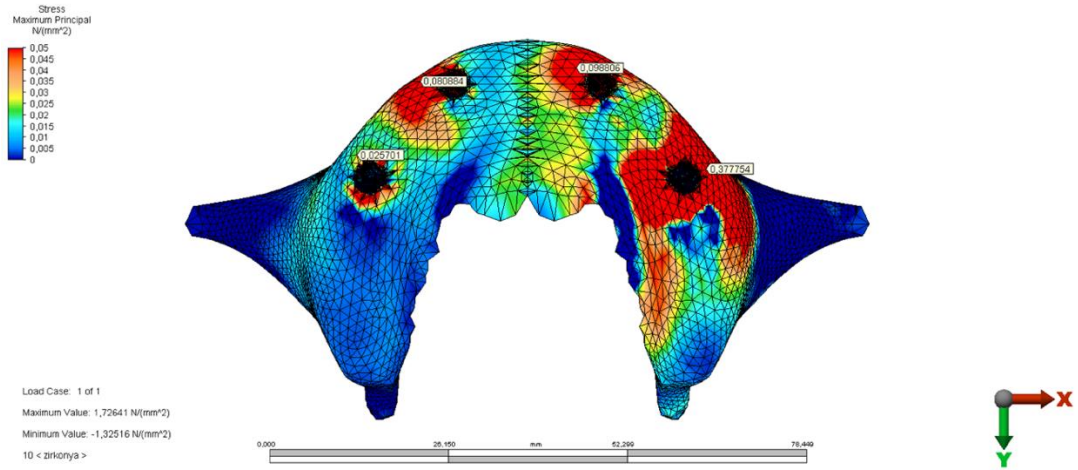
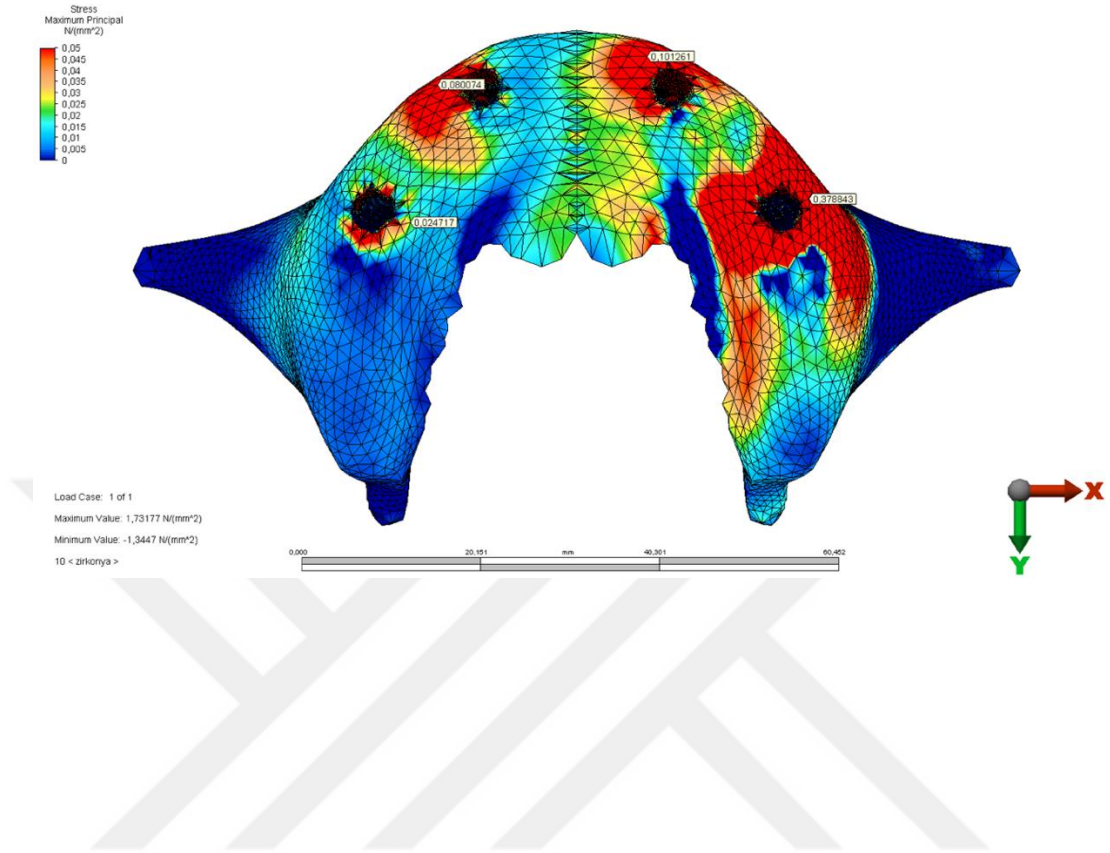




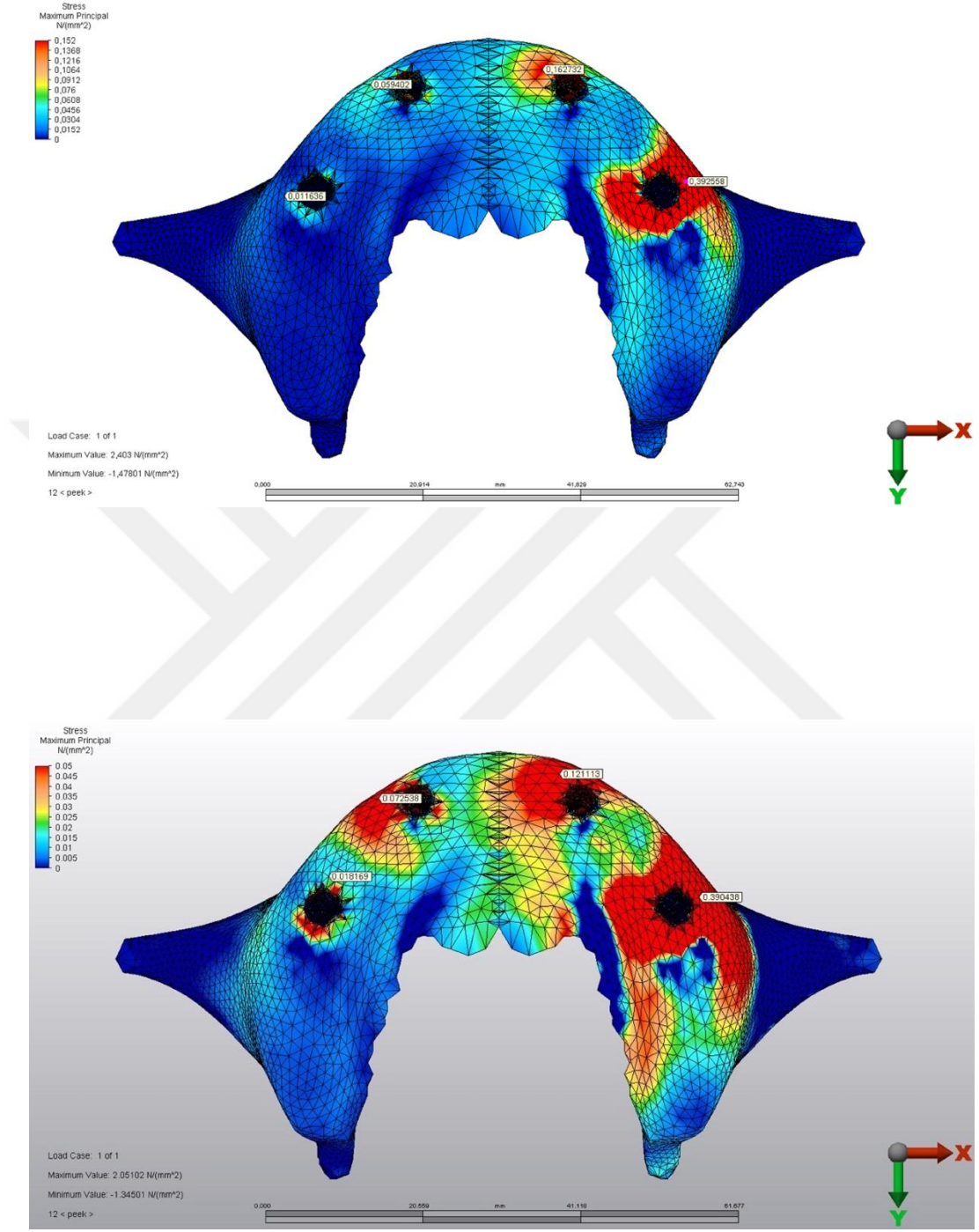
Şekil 54. Model 1 ve Model 2’de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



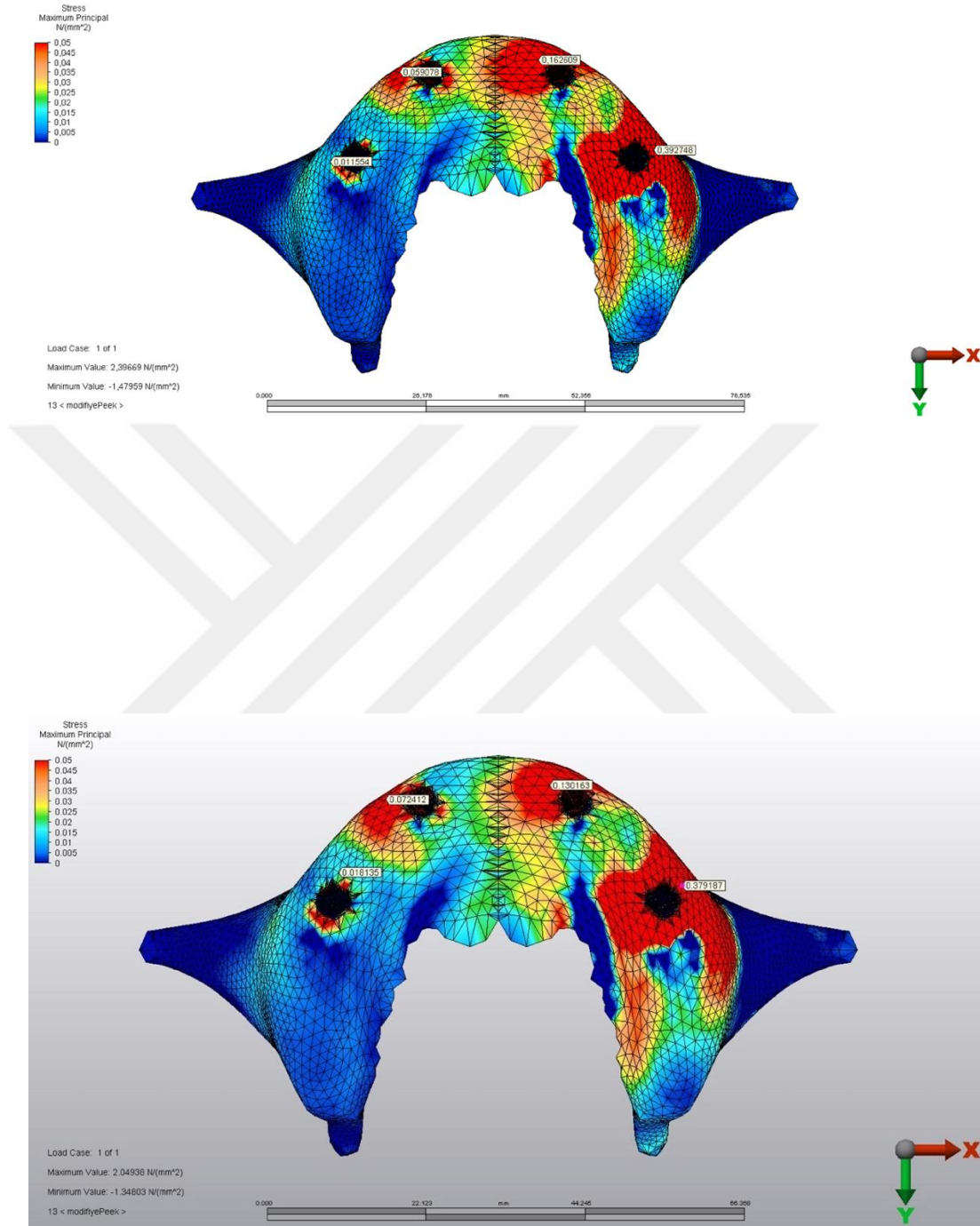
Şekil 55. Model 3 ve Model 4’de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



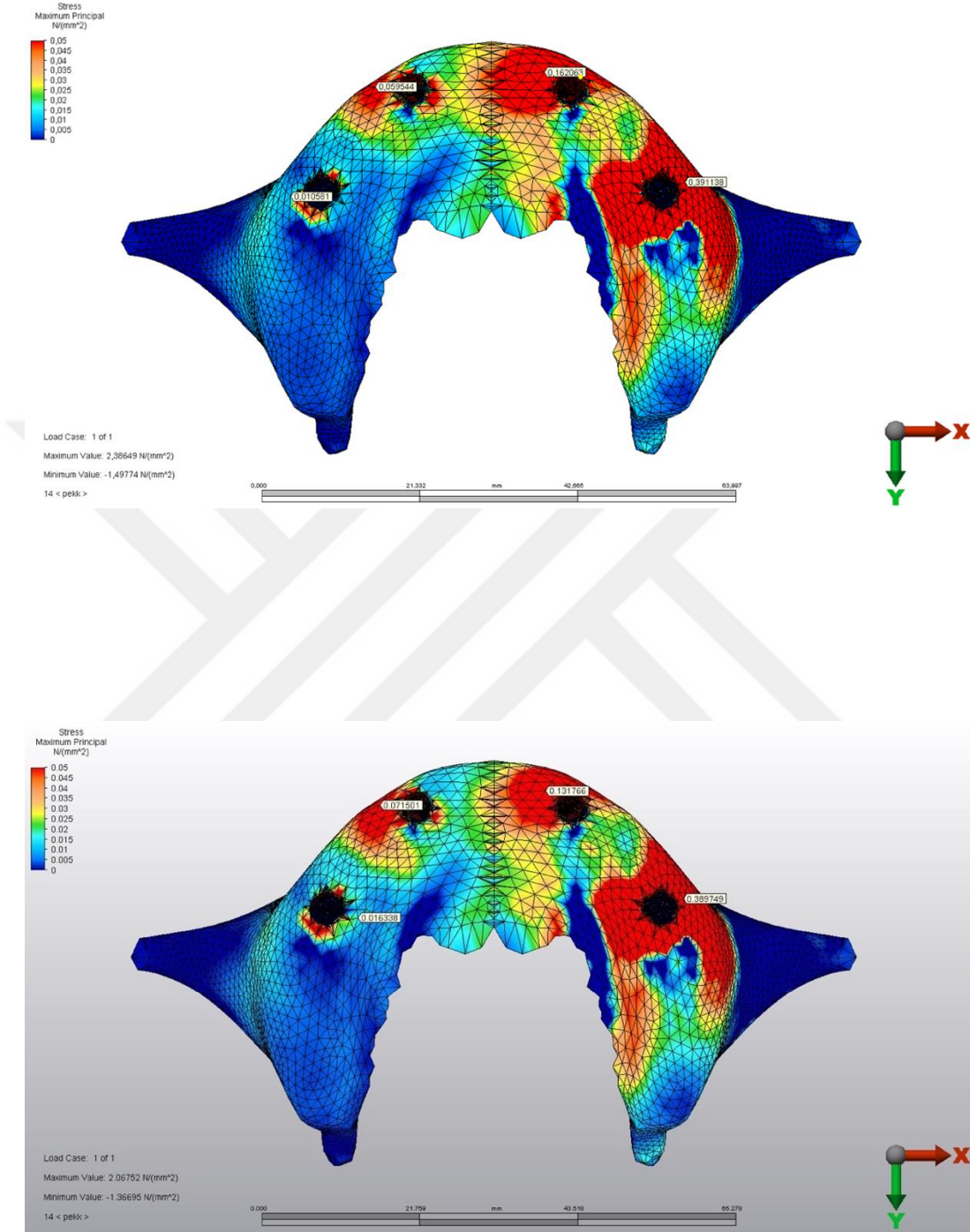
Şekil 56. Model 5 ve Model 6'da trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



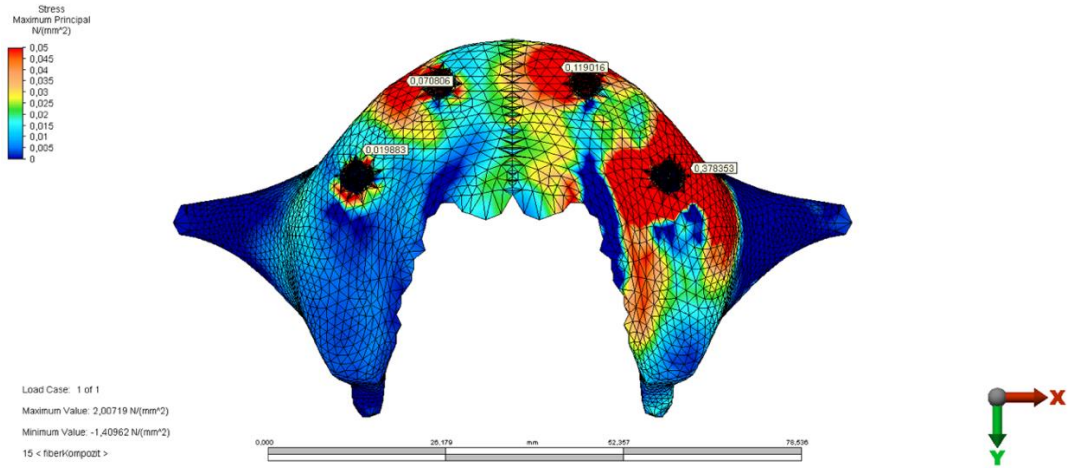
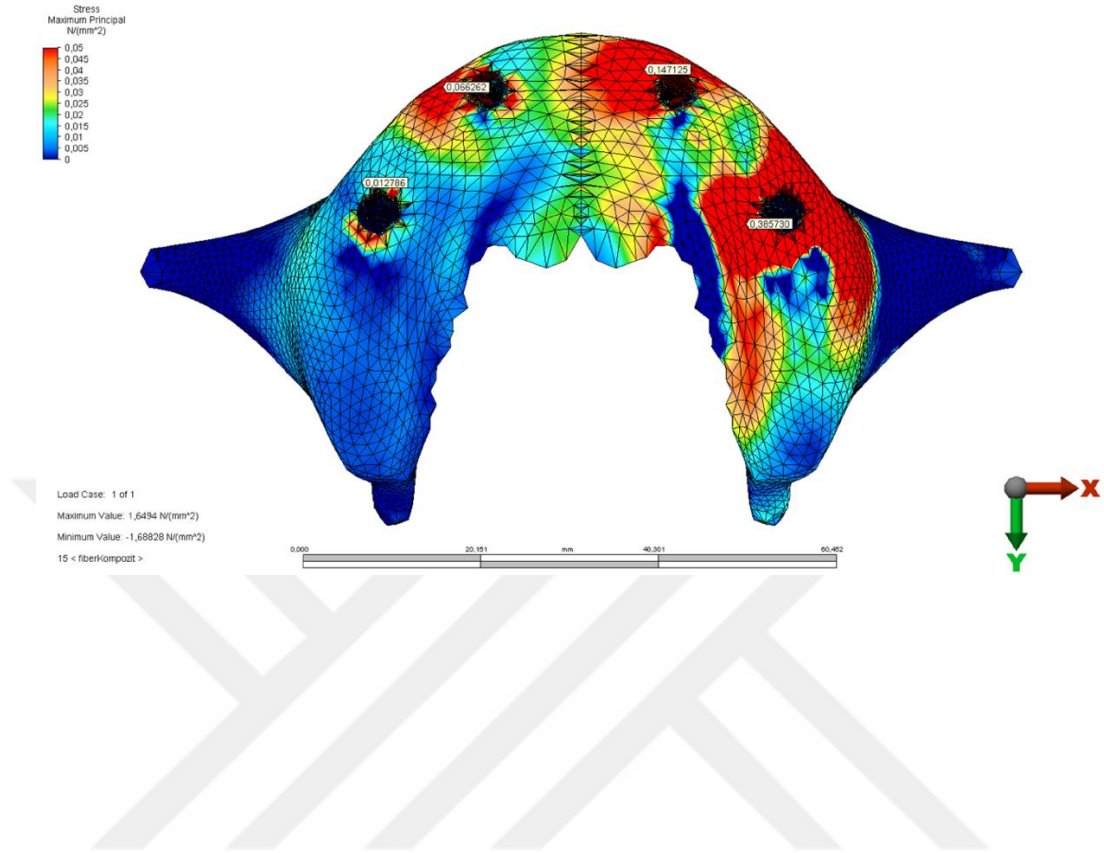
Şekil 57. Model 7 ve Model 8’de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



Şekil 58. Model 9 ve Model 10’da trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



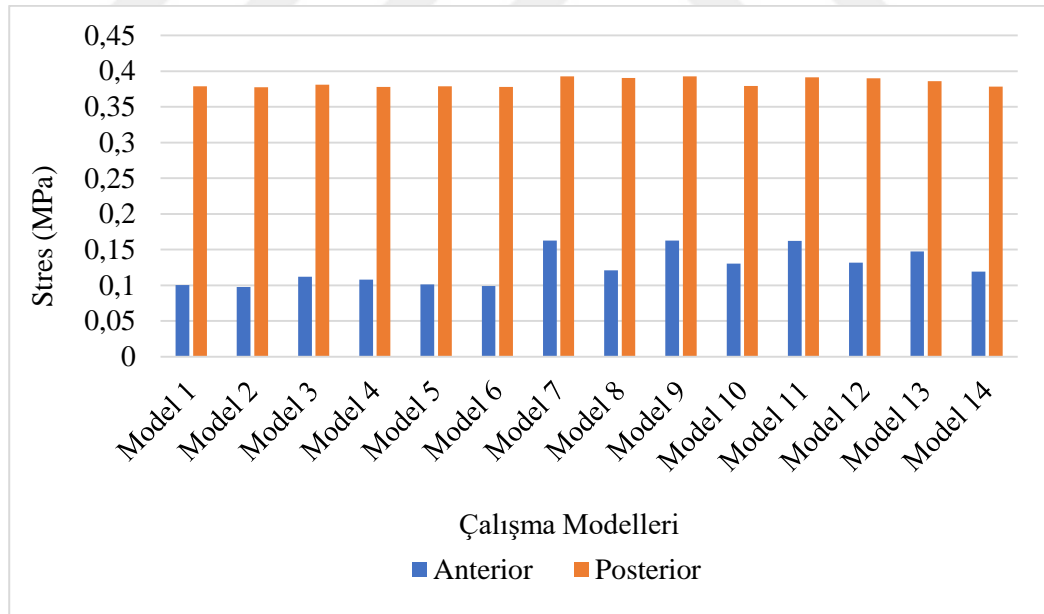
Şekil 59. Model 11 ve Model 12’de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



Şekil 60. Model 13 ve Model 14’te trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})

Tablo 8. Trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})

Materyal	TORONTO TASARIM			BAR TASARIM		
	Model	Anterior İmplant	Posterior İmplant	Model	Anterior İmplant	Posterior İmplant
Co-Cr	Model 1	0,100469	0,378507	Model 2	0,097799	0,377353
Ti	Model 3	0,112112	0,380806	Model 4	0,108054	0,377949
Zr	Model 5	0,101261	0,378843	Model 6	0,098806	0,377754
PEEK	Model 7	0,162732	0,392558	Model 8	0,121113	0,390438
BioHPP	Model 9	0,162609	0,392748	Model 10	0,130163	0,379187
PEKK	Model 11	0,162063	0,391138	Model 12	0,131766	0,389749
FRP	Model 13	0,147125	0,385730	Model 14	0,119016	0,378353



Şekil 61. Trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})

6.2.2. Trabeküler Kemikte Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

Model 1 (Co-Cr altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer $-1,117624$ MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri $-0,141268$ MPa' dır.

Model 2 (Co-Cr altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer $-1,110875$ MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri $-0,126231$ MPa' dır.

Model 3 (Ti altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer $-1,131260$ MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri $-0,142982$ MPa' dır.

Model 4 (Ti altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer $-1,123812$ MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri $-0,134021$ MPa' dır.

Model 5 (Zr altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer $-1,117907$ MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri $-0,142253$ MPa' dır.

Model 6 (Zr altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer $-1,111490$ MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri $-0,127293$ MPa' dır.

Model 7 (PEEK altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer $-1,194487$ MPa

olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri -0,144348 MPa' dır.

Model 8 (PEEK altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -1,163024 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri -0,144261 MPa' dır.

Model 9 (BioHPP altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -1,195268 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri -0,144541 MPa' dır.

Model 10 (BioHPP altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -1,163609 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri -0,144052 MPa' dır.

Model 11 (PEKK altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -1,190011 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri -0,149403 MPa' dır.

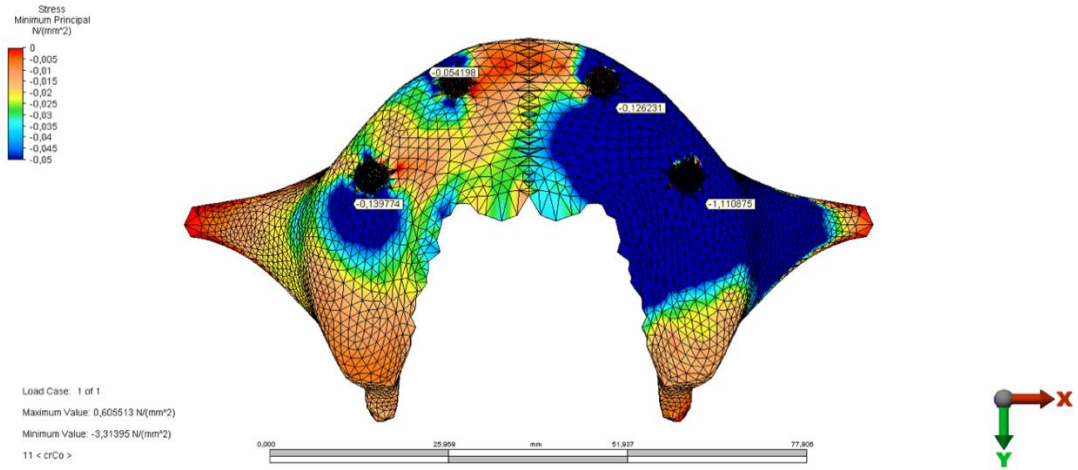
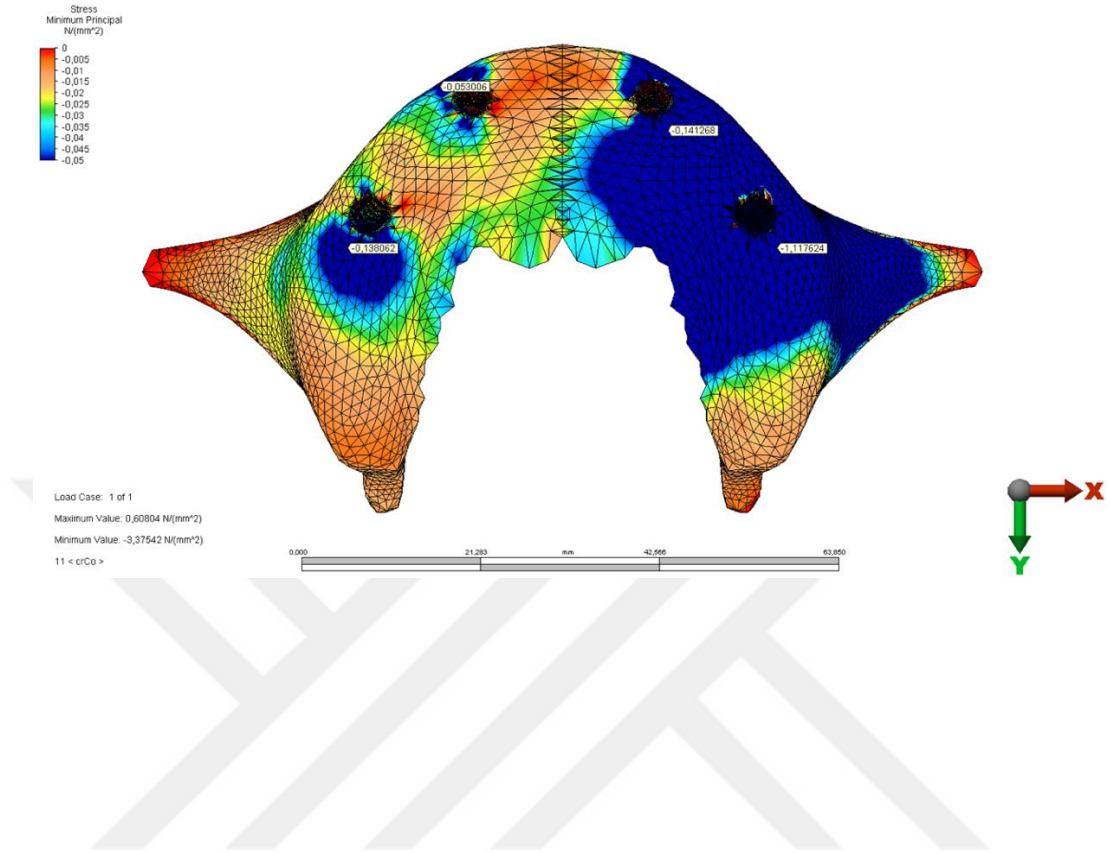
Model 12 (PEKK altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -1,162495 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri -0,143387 MPa' dır.

Model 13 (FRP altyapı, Toronto Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -1,173234 MPa olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri -0,144026 MPa' dır.

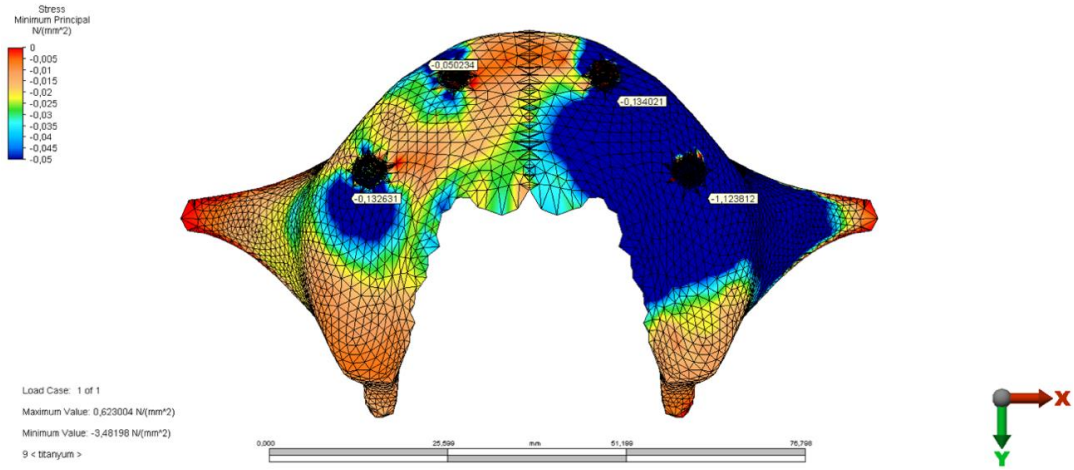
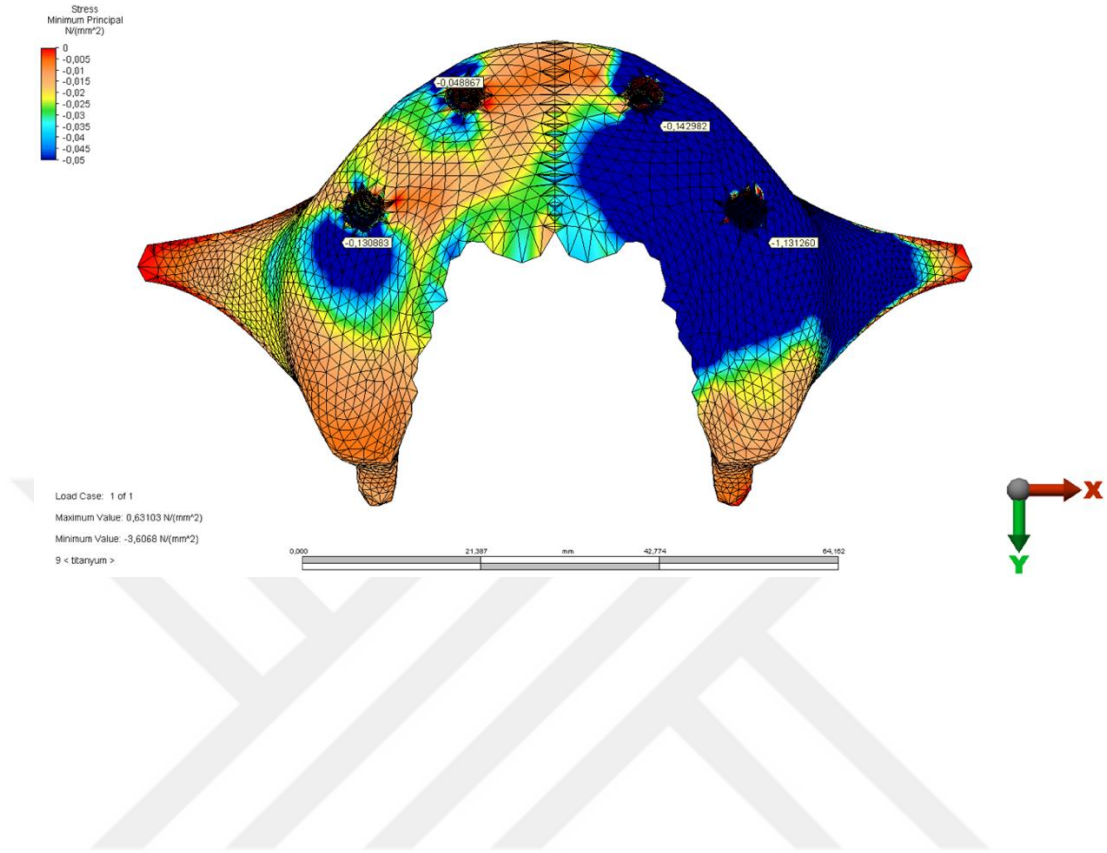
Model 14 (FRP altyapı, Bar Tasarım): Posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -1,149296 MPa

olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi değeri $-0,142065$ MPa' dır.

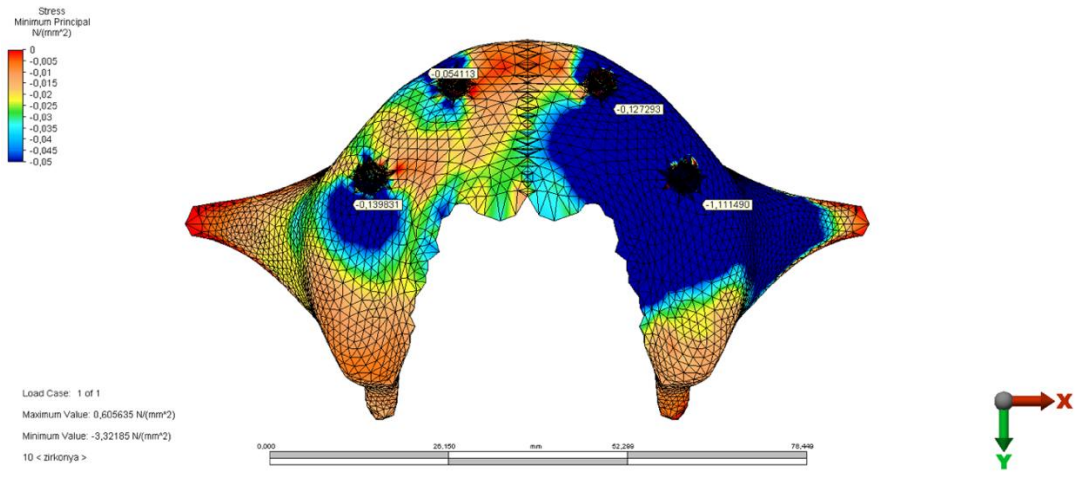
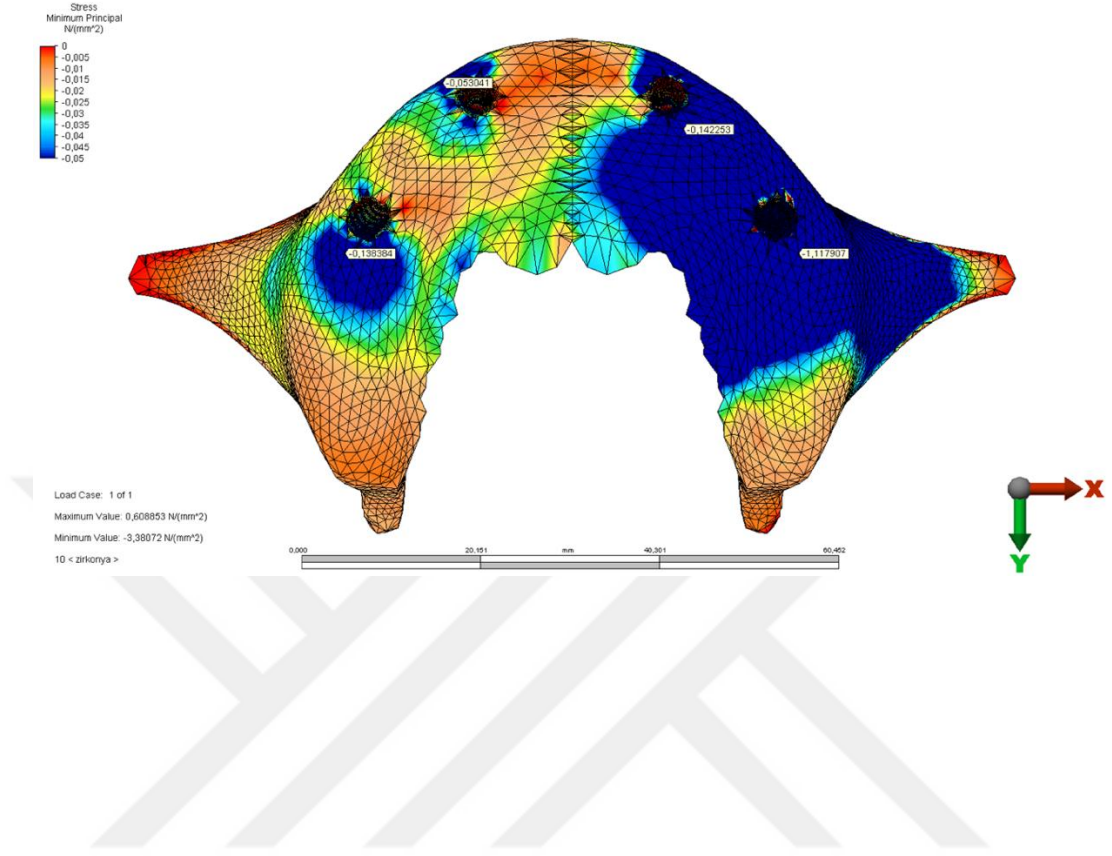




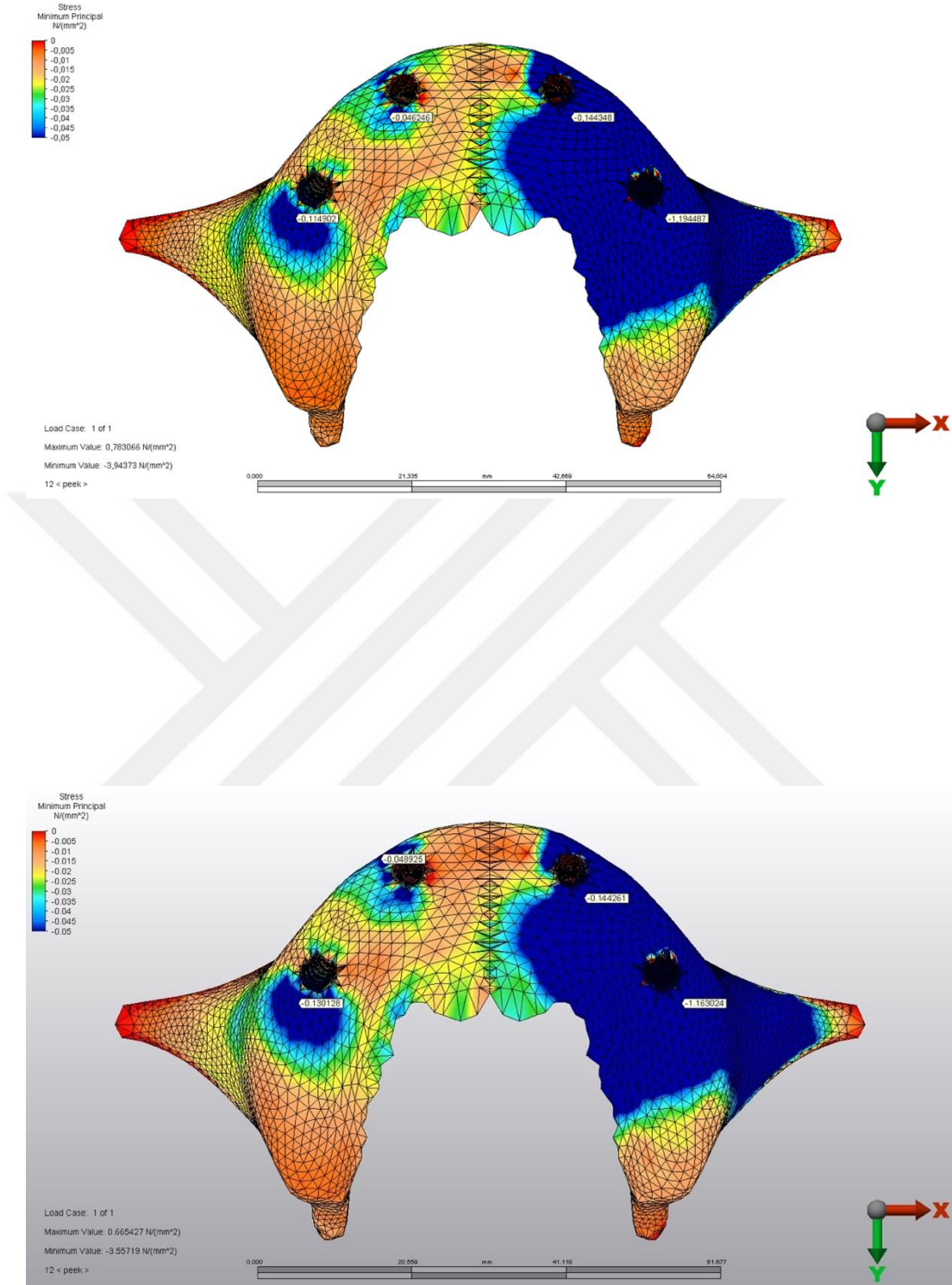
Şekil 62. Model 1 ve Model 2’de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})



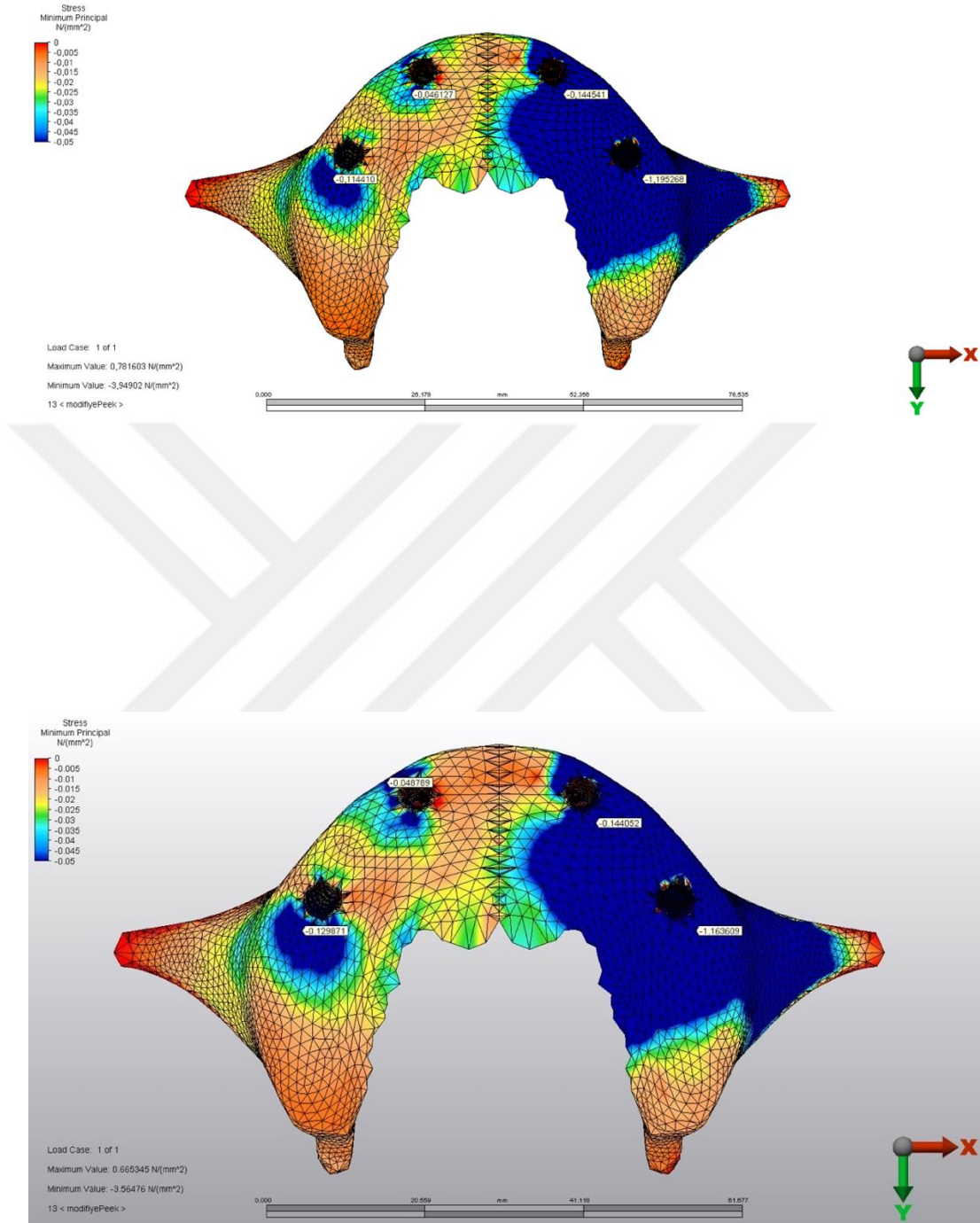
Şekil 63. Model 3 ve Model 4'te trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})



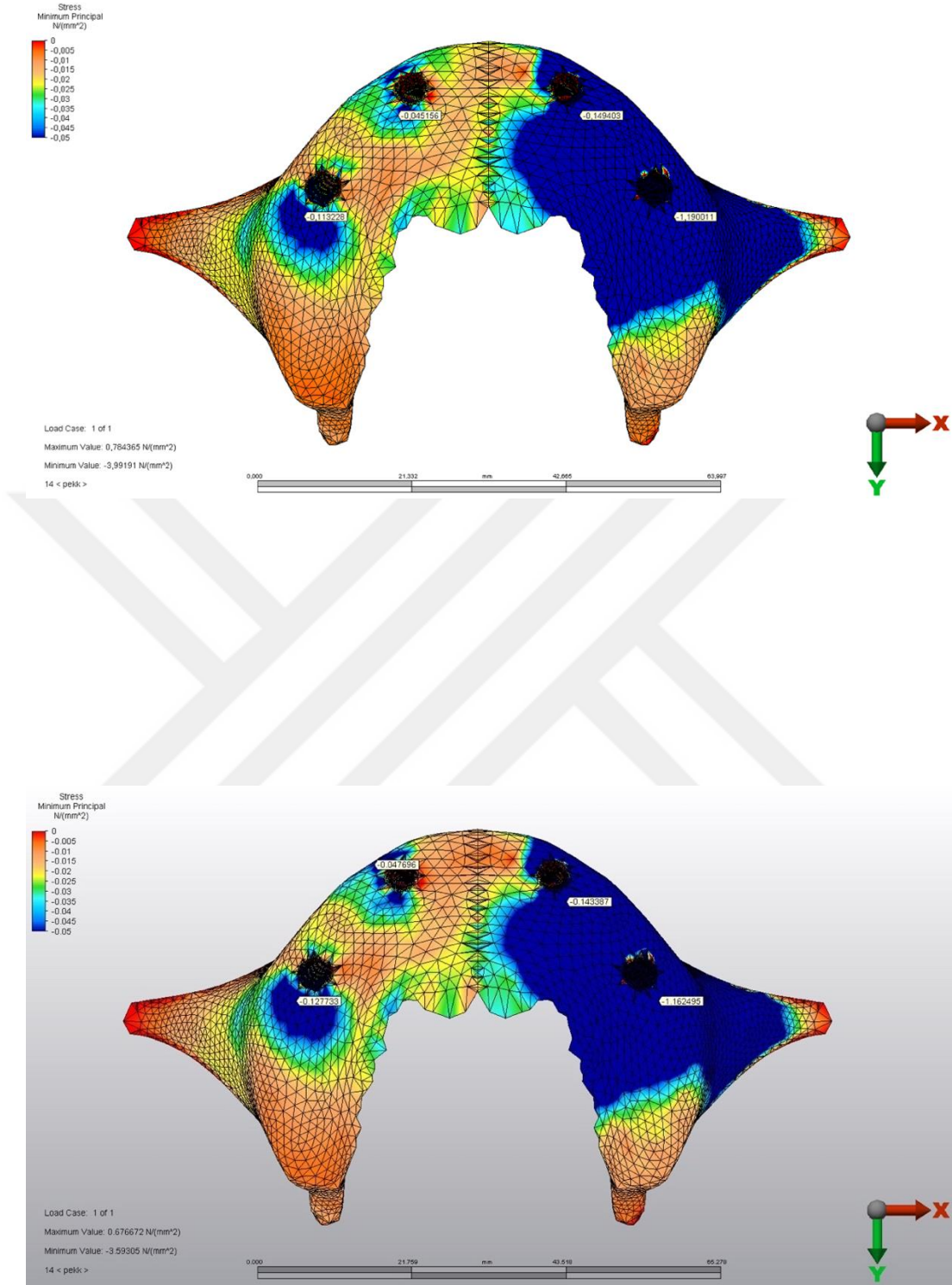
Şekil 64. Model 5 ve Model 6’da trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})



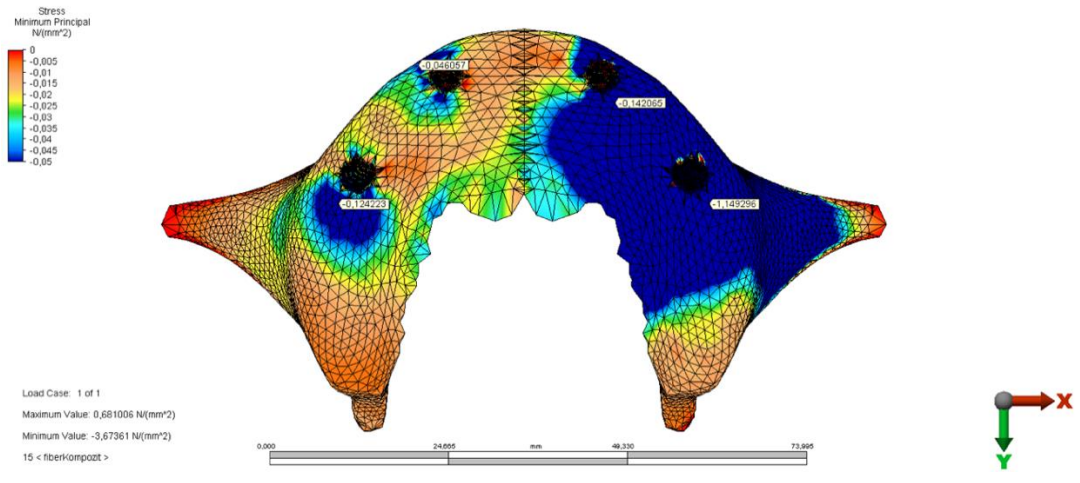
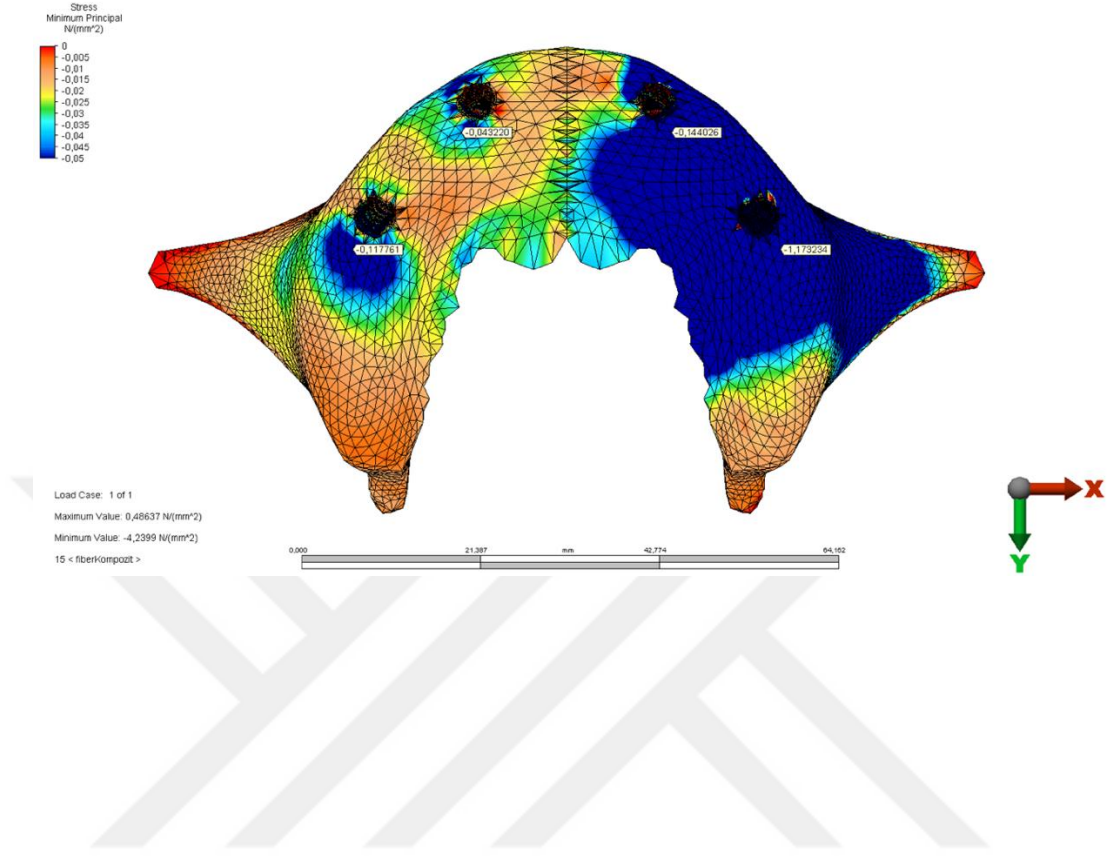
Şekil 65. Model 7 ve Model 8’de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})



Şekil 66. Model 9 ve Model 10'da trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})



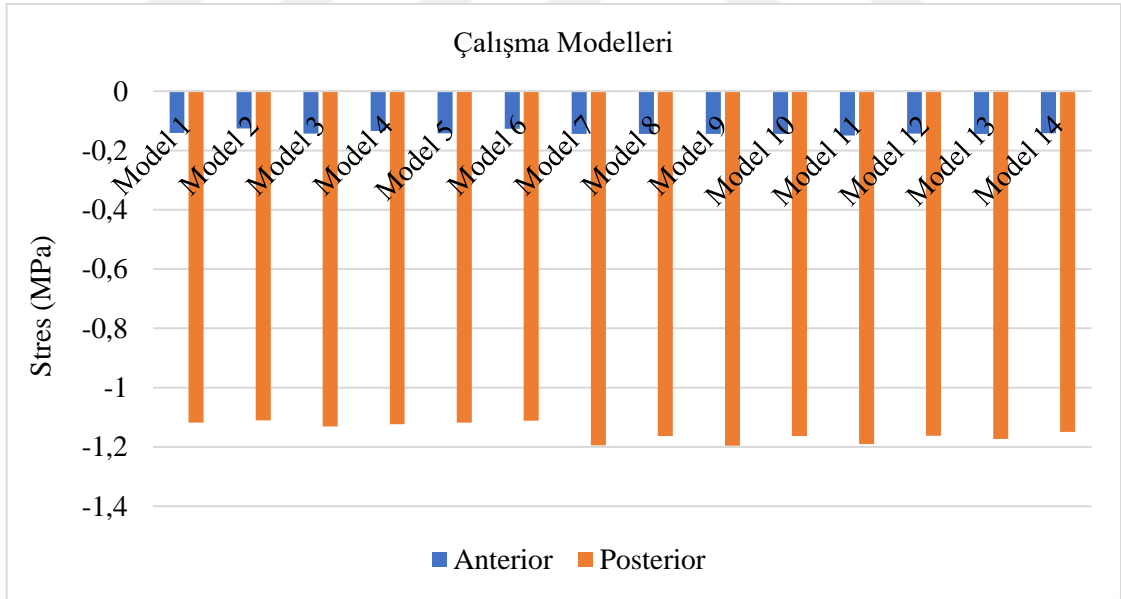
Şekil 67. Model 11 ve Model 12’de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})



Şekil 68. Model 13 ve Model 14'te trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})

Tablo 9. Trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})

Materyal	TORONTO TASARIM			BAR TASARIM		
	Model	Anterior İmplant	Posterior İmplant	Model	Anterior İmplant	Posterior İmplant
Co-Cr	Model 1	-0,141268	-1,117624	Model 2	-0,126231	-1,110875
Ti	Model 3	-0,142982	-1,131260	Model 4	-0,134021	-1,123812
Zr	Model 5	-0,142253	-1,117907	Model 6	-0,127293	-1,111490
PEEK	Model 7	-0,144348	-1,194487	Model 8	-0,144261	-1,163024
BioHPP	Model 9	-0,144541	-1,195268	Model 10	-0,144052	-1,163609
PEKK	Model 11	-0,149403	-1,190011	Model 12	-0,143387	-1,162495
FRP	Model 13	-0,144026	-1,173234	Model 14	-0,142065	-1,149296



Şekil 69. Trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (σ_{min})

6.3. İmplantlar ve Abutmentler Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları (σ_M)

Model 1 (Co-Cr altyapı, Toronto Tasarım): Posterior bölgede yer alan implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 47,720388 MPa iken; bu değer anterior implant için 8,209639 MPa'dır. Abutmentler üzerinde görülen en yüksek Von Mises stres değerleri ise posterior implant için 38,431794 MPa, anterior implant için 11,255494 MPa'dır.

Model 2 (Co-Cr altyapı, Bar Tasarım): Posterior bölgede yer alan implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 47,111175 MPa iken; bu değer anterior implant için 8,074485 MPa'dır. Abutmentler üzerinde görülen en yüksek Von Mises stres değerleri ise posterior implant için 37,057635 MPa, anterior implant için 10,005630 MPa'dır.

Model 3 (Ti altyapı, Toronto Tasarım): Posterior bölgede yer alan implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 48,638696 MPa iken; bu değer anterior implant için 9,227800 MPa'dır. Abutmentler üzerinde görülen en yüksek Von Mises stres değerleri ise posterior implant için 40,282549 MPa, anterior implant için 14,097098 MPa'dır.

Model 4 (Ti altyapı, Bar Tasarım): Posterior bölgede yer alan implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 47,994950 MPa iken; bu değer anterior implant için 8,903647 MPa'dır. Abutmentler üzerinde görülen en yüksek Von Mises stres değerleri ise posterior implant için 37,266078 MPa, anterior implant için 10,143663 MPa'dır.

Model 5 (Zr altyapı, Toronto Tasarım): Posterior bölgede yer alan implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 47,774690 MPa iken; bu değer anterior implant için 8,308709 MPa'dır. Abutmentler üzerinde görülen en yüksek Von Mises stres değerleri ise posterior implant için 38,391022 MPa, anterior implant için 13,307682 MPa'dır.

Model 6 (Zr altyapı, Bar Tasarım): Posterior bölgede yer alan implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 47,179440 MPa iken; bu değer

anterior implant için 8,179177 MPa'dır. Abutmentler üzerinde görülen en yüksek Von Mises stres değerleri ise posterior implant için 37,023045 MPa, anterior implant için 10,029097 MPa'dır.

Model 7 (PEEK altyapı, Toronto Tasarım): Posterior bölgede yer alan implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 51,440952 MPa iken; bu değer anterior implant için 13,328287 MPa'dır. Abutmentler üzerinde görülen en yüksek Von Mises stres değerleri ise posterior implant için 40,977922 MPa, anterior implant için 15,516360 MPa'dır.

Model 8 (PEEK altyapı, Bar Tasarım): Posterior bölgede yer alan implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 49,966775 MPa iken; bu değer anterior implant için 10,756066 MPa'dır. Abutmentler üzerinde görülen en yüksek Von Mises stres değerleri ise posterior implant için 37,692681 MPa, anterior implant için 10,885546 MPa'dır.

Model 9 (BioHPP altyapı, Toronto Tasarım): Posterior bölgede yer alan implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 51,476688 MPa iken; bu değer anterior implant için 13,314664 MPa'dır. Abutmentler üzerinde görülen en yüksek Von Mises stres değerleri ise posterior implant için 41,028830 MPa, anterior implant için 15,557360 MPa'dır.

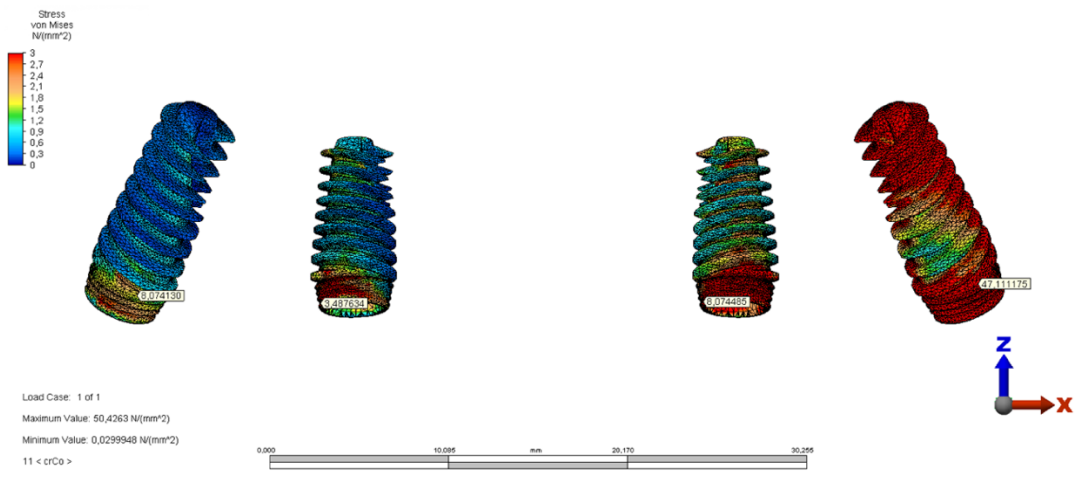
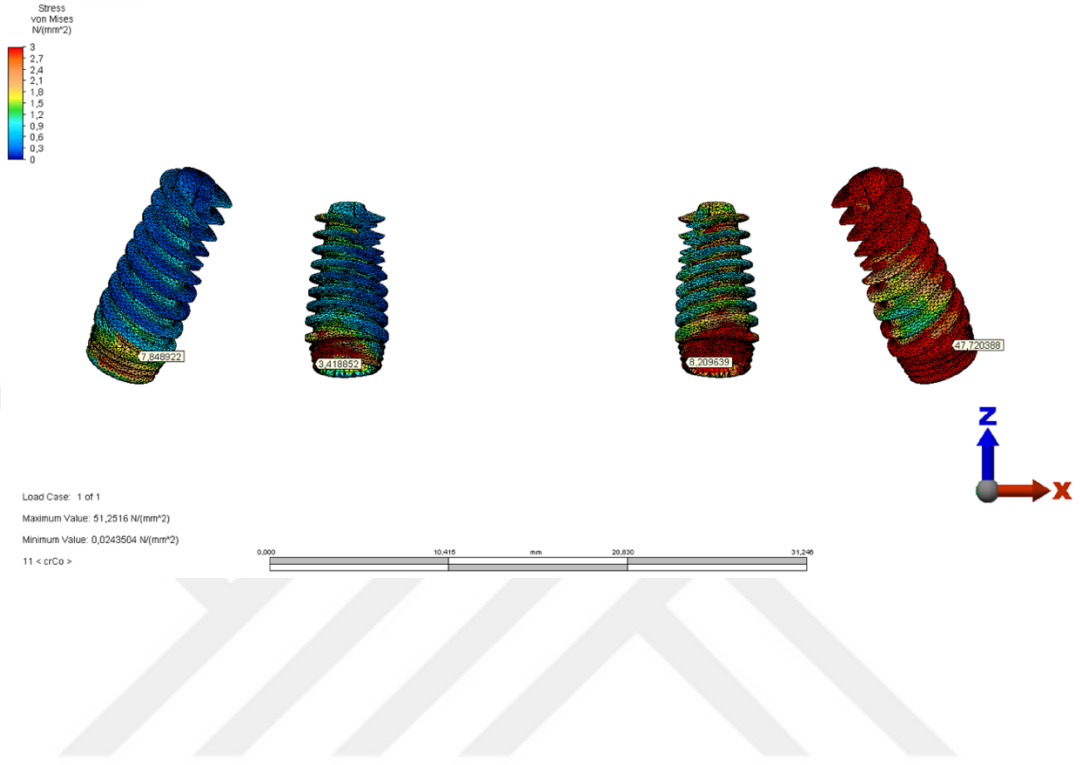
Model 10 (BioHPP altyapı, Bar Tasarım): Posterior bölgede yer alan implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 49,996203 MPa iken; bu değer anterior implant için 10,763186 MPa'dır. Abutmentler üzerinde görülen en yüksek Von Mises stres değerleri ise posterior implant için 37,813130 MPa, anterior implant için 10,902063 MPa'dır.

Model 11 (PEKK altyapı, Toronto Tasarım): Posterior bölgede yer alan implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 51,294967 MPa iken; bu değer anterior implant için 13,311103 MPa'dır. Abutmentler üzerinde görülen en yüksek Von Mises stres değerleri ise posterior implant için 41,767692 MPa, anterior implant için 15,640480 MPa'dır.

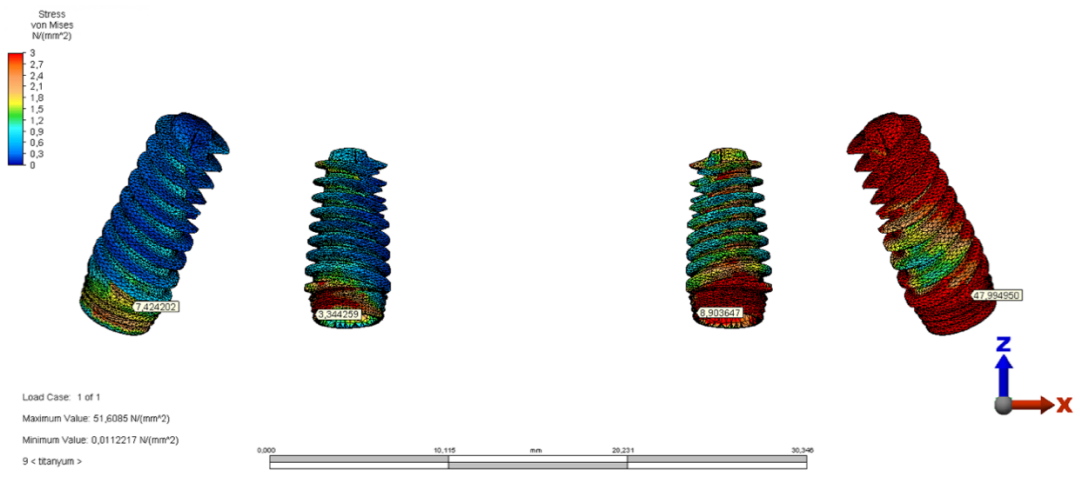
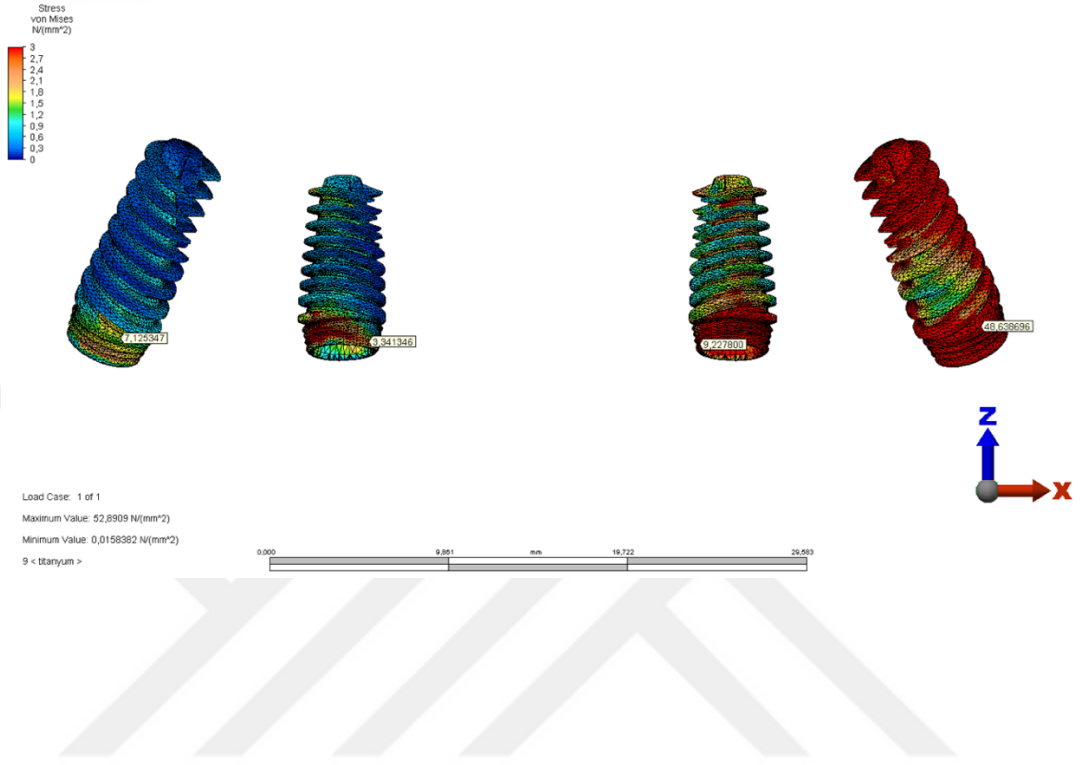
Model 12 (PEKK altyapı, Bar Tasarım): Posterior bölgede yer alan implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 49,994431 MPa iken; bu değer anterior implant için 10,883606 MPa'dır. Abutmentler üzerinde görülen en yüksek Von Mises stres değerleri ise posterior implant için 38,341249 MPa, anterior implant için 11,145146 MPa'dır.

Model 13 (FRP altyapı, Toronto Tasarım): Posterior bölgede yer alan implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 50,821782 MPa iken; bu değer anterior implant için 12,243967 MPa'dır. Abutmentler üzerinde görülen en yüksek Von Mises stres değerleri ise posterior implant için 40,696079 MPa, anterior implant için 14,569466 MPa'dır.

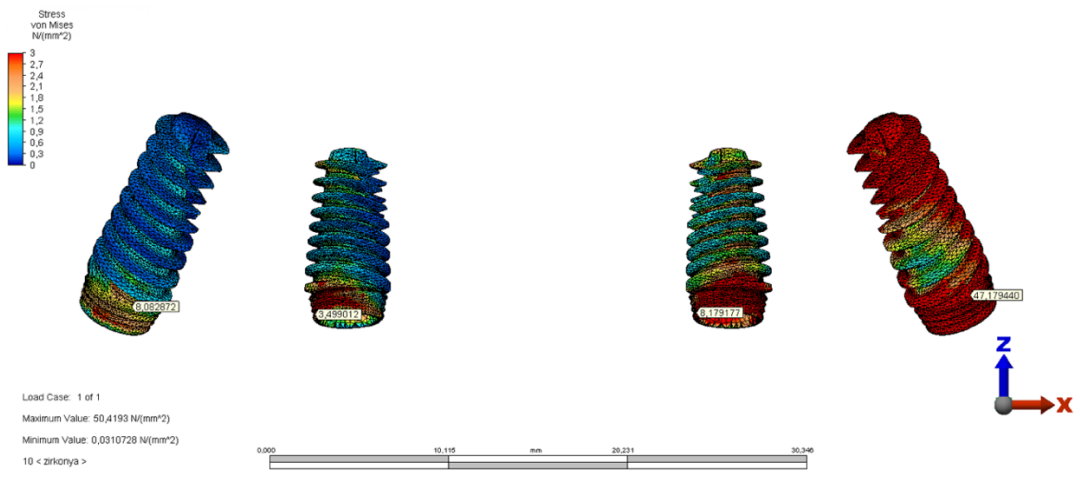
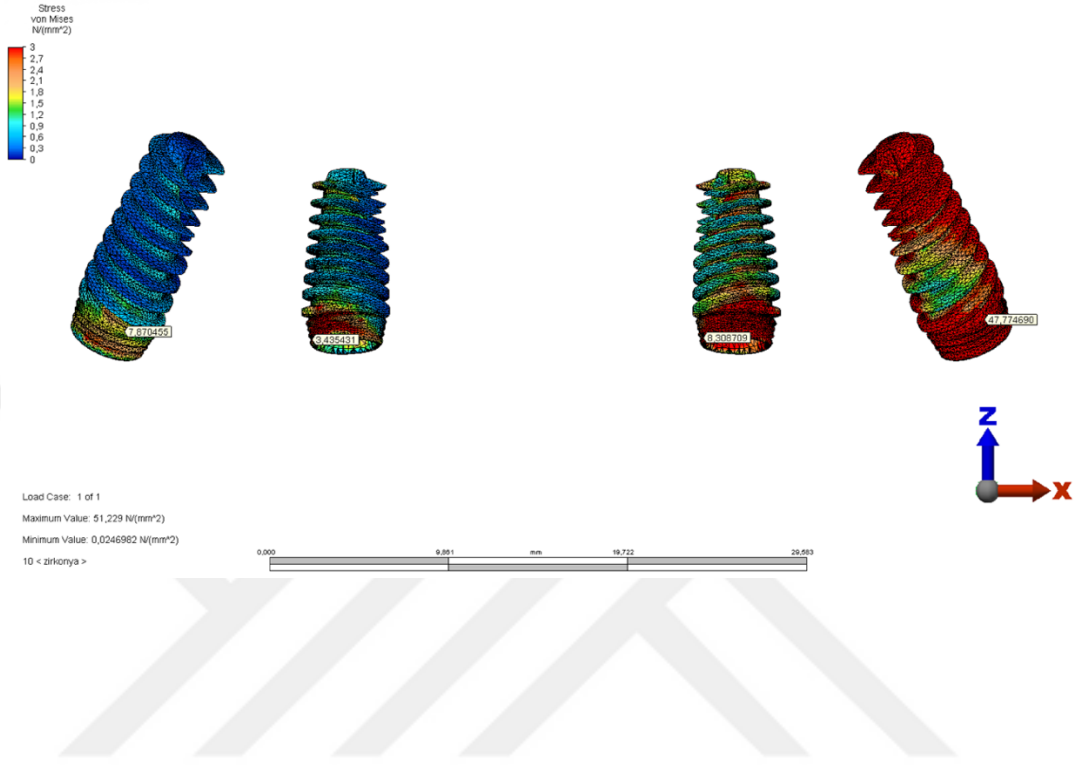
Model 14 (FRP altyapı, Bar Tasarım): Posterior bölgede yer alan implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 49,510848 MPa iken; bu değer anterior implant için 10,513469 MPa'dır. Abutmentler üzerinde görülen en yüksek Von Mises stres değerleri ise posterior implant için 37,308014 MPa, anterior implant için 10,856678 MPa'dır.



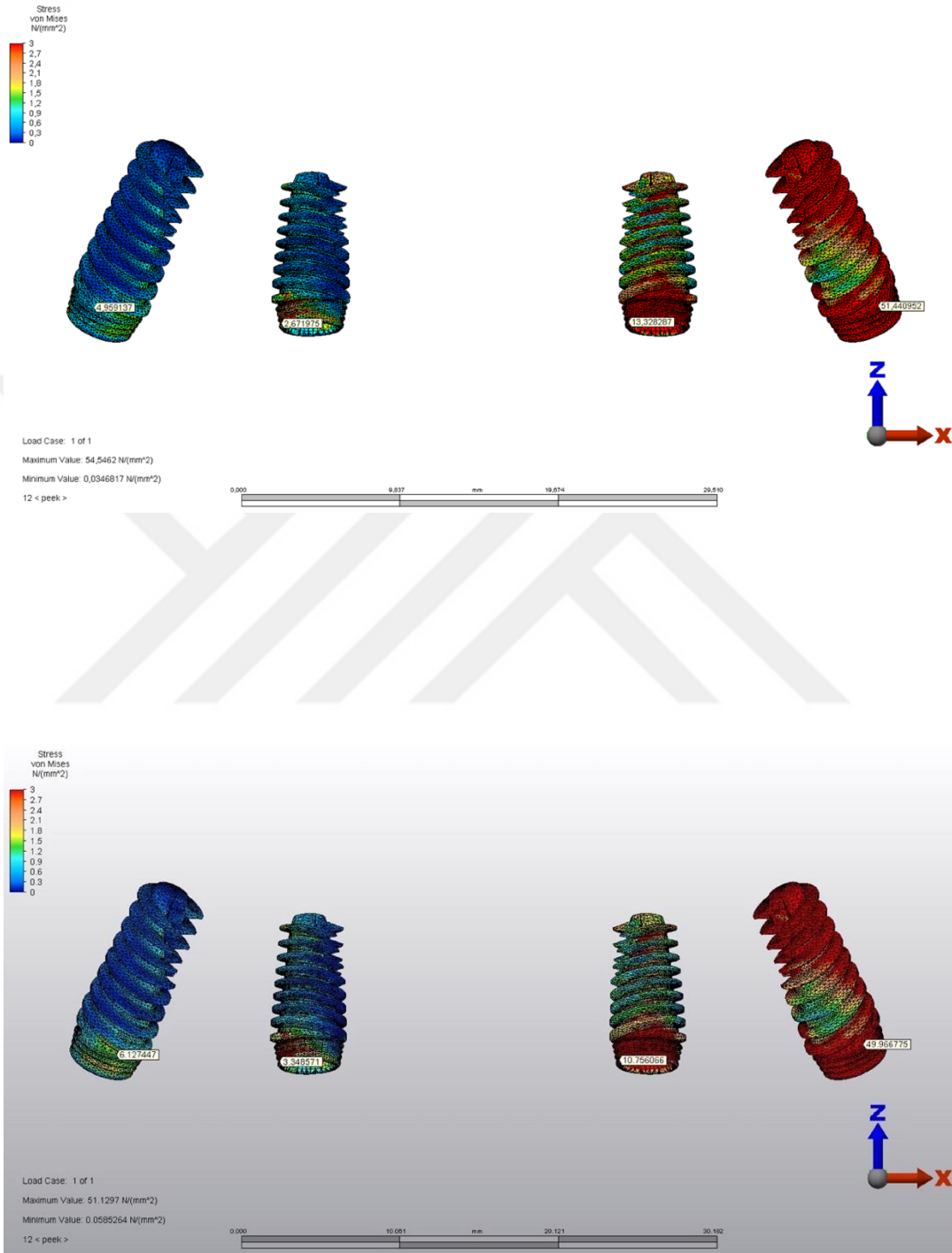
Şekil 70. Model 1 ve Model 2’de implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_vM)



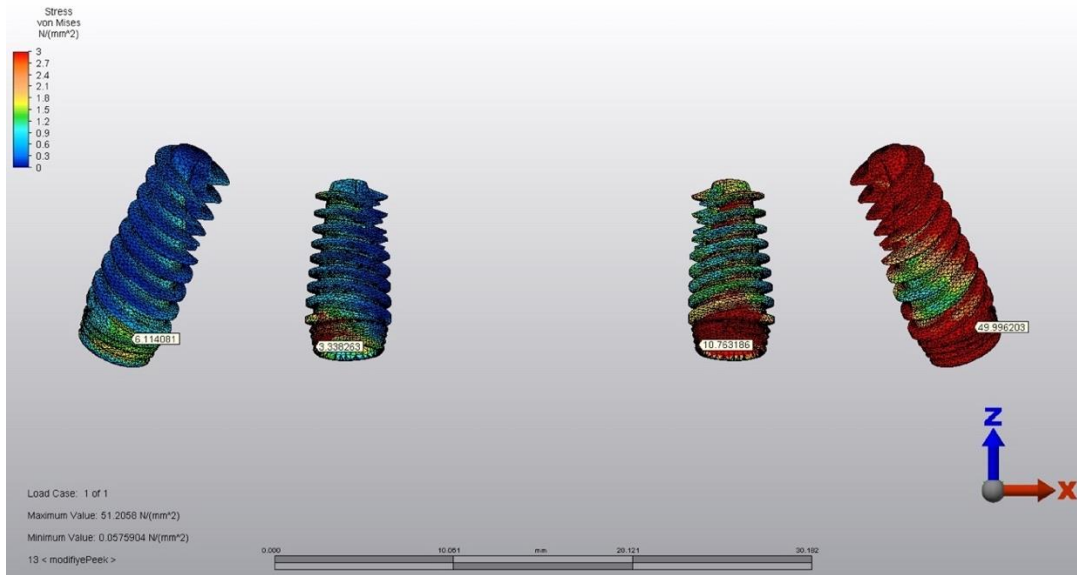
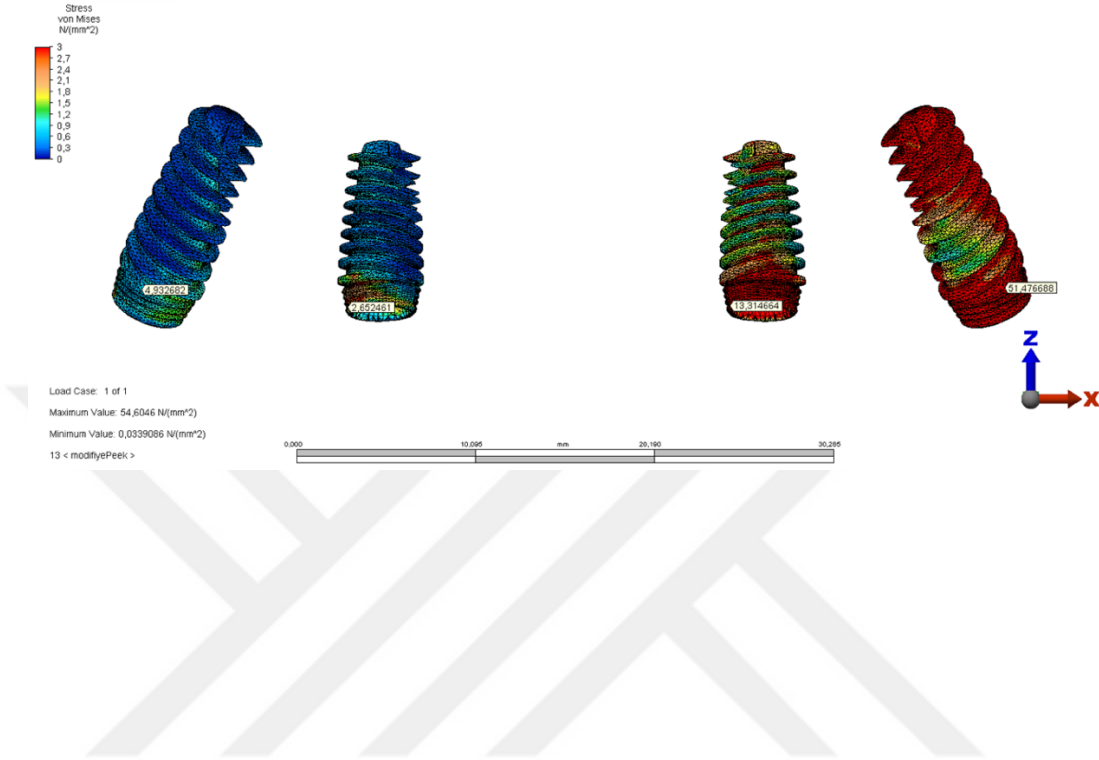
Şekil 71. Model 3 ve Model 4'te implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)



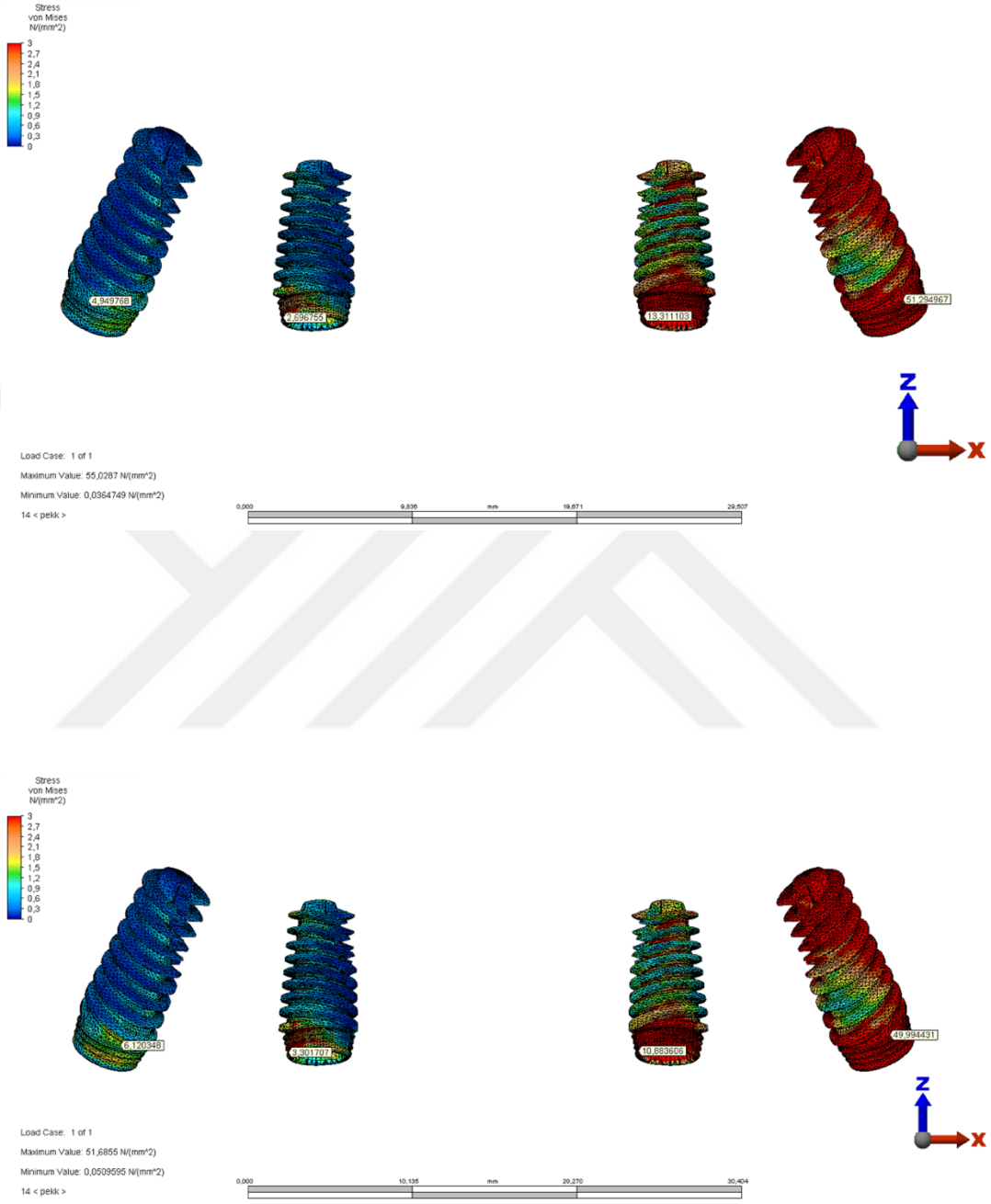
Şekil 72. Model 5 ve Model 6'da implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)



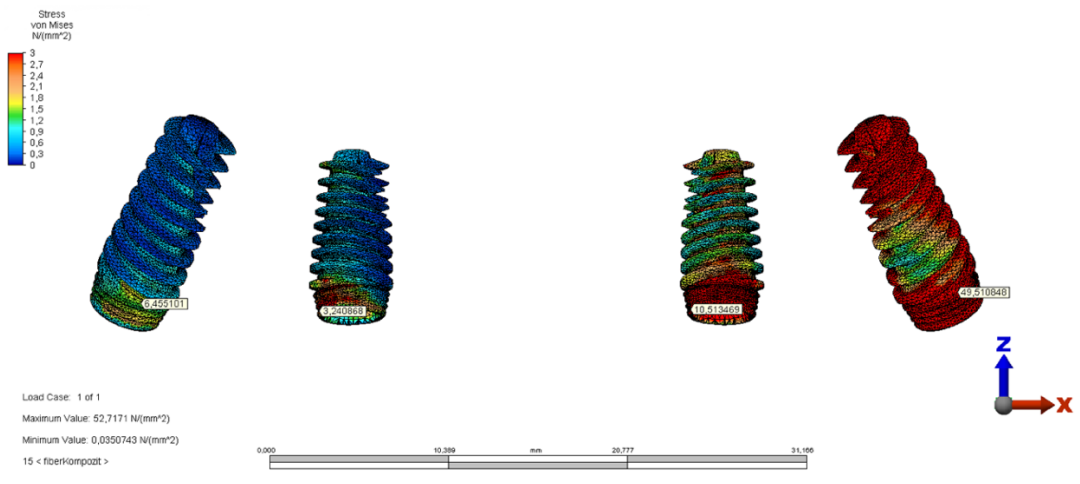
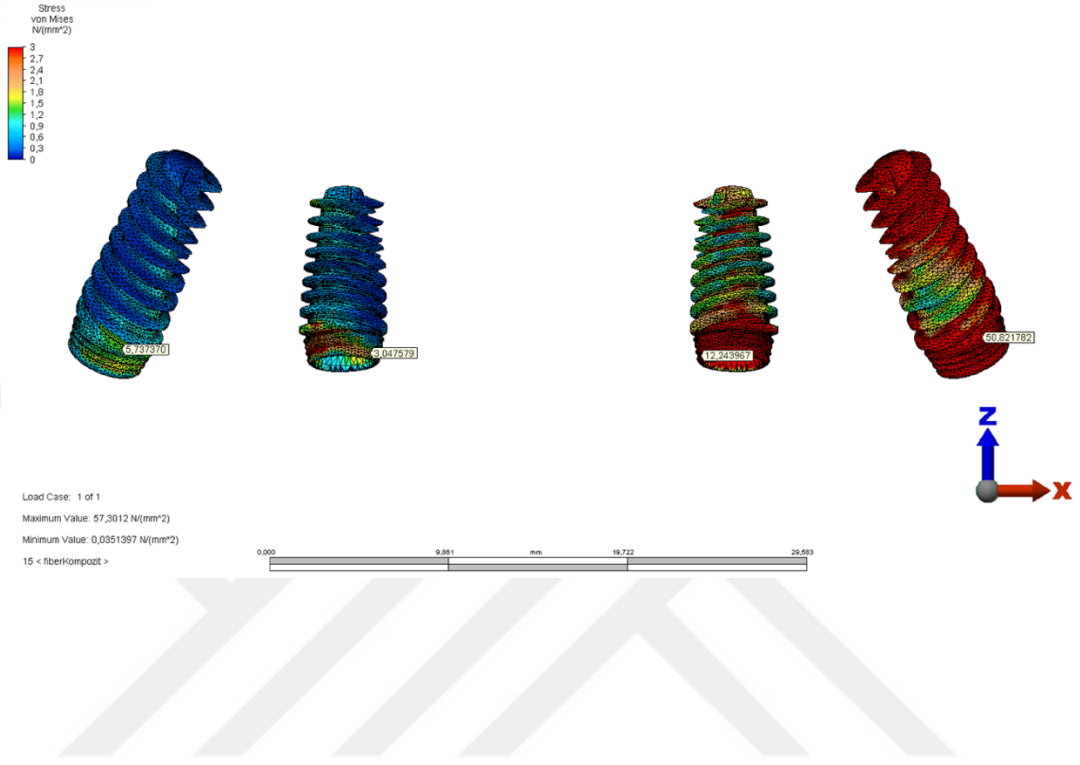
Şekil 73. Model 7 ve Model 8’de implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)



Şekil 74. Model 9 ve Model 10'da implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_vM)



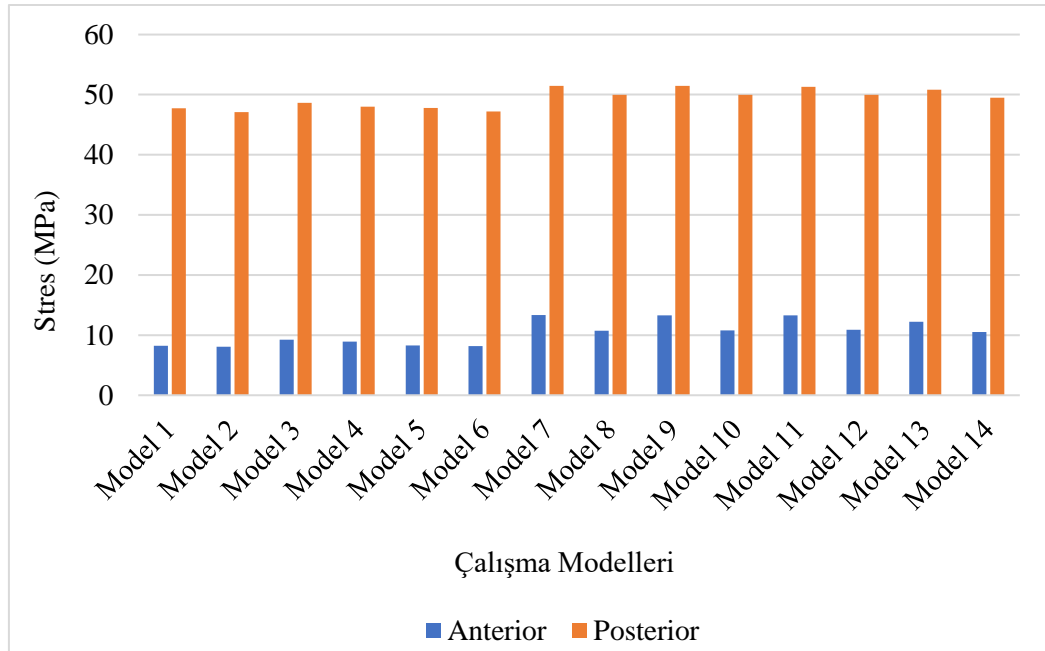
Şekil 75. Model 11 ve Model 12’de implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_vM)



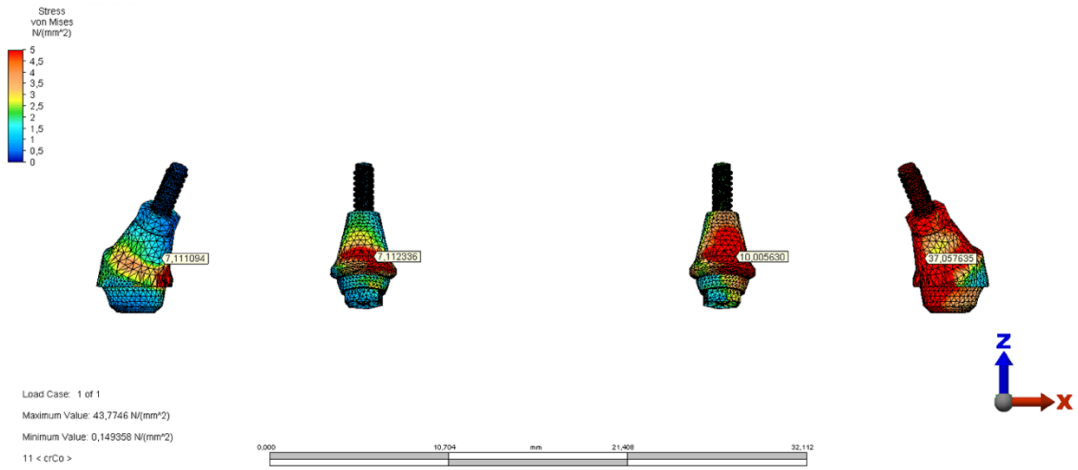
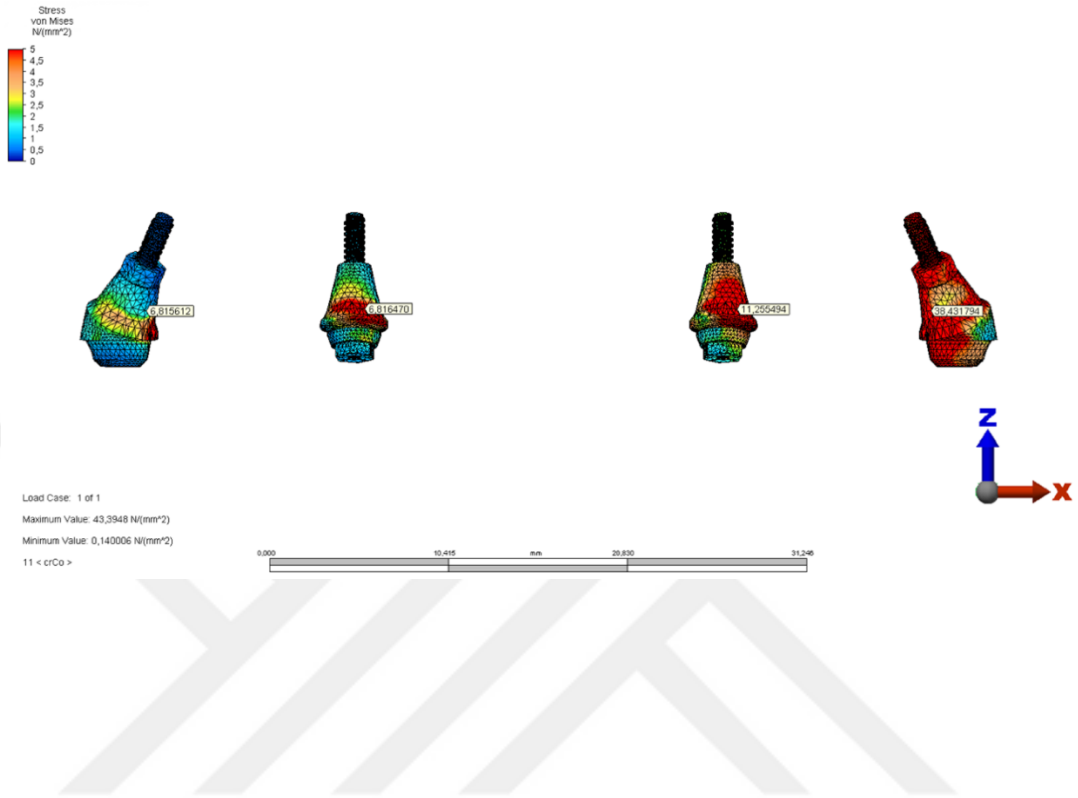
Şekil 76. Model 13 ve Model 14'te implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_vM)

Tablo 10. İmplantlar (boyun bölgesi) üzerinde görülen Von mises stresleri (σ_{vm})

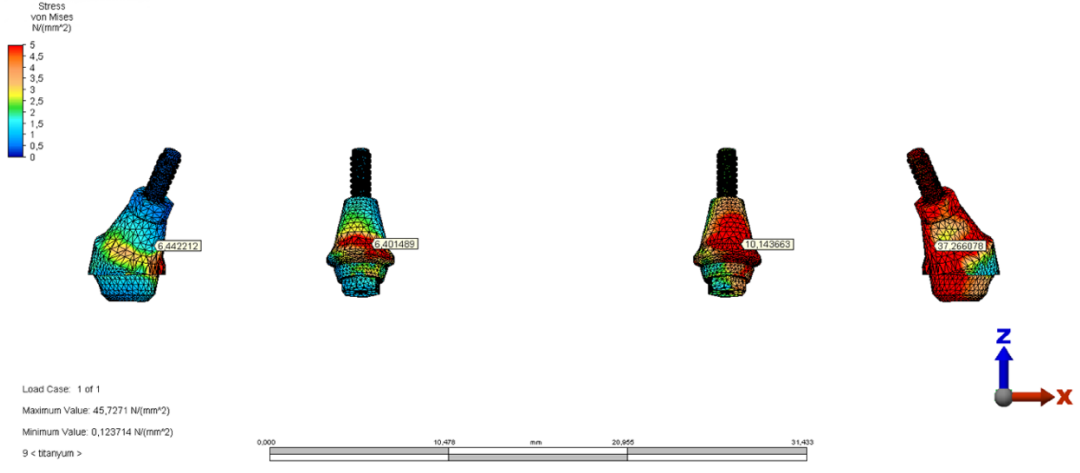
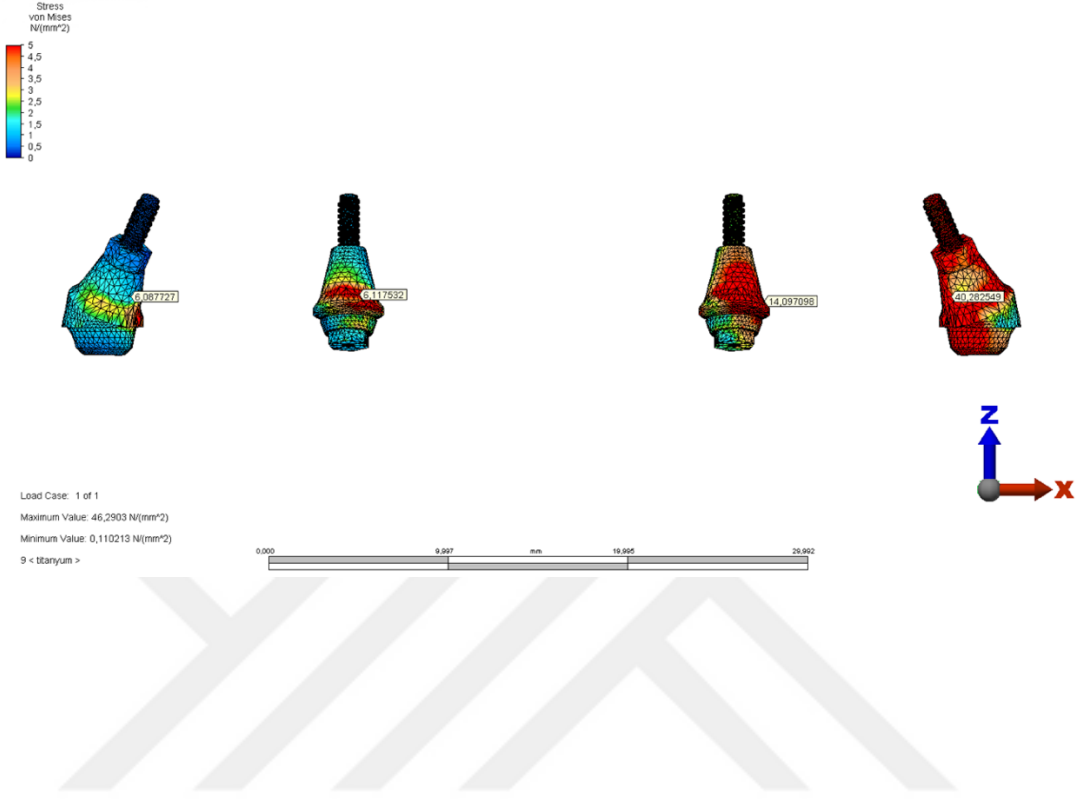
Materyal	TORONTO TASARIM			BAR TASARIM		
	Model	Anterior İmplant	Posterior İmplant	Model	Anterior İmplant	Posterior İmplant
Co-Cr	Model 1	8,209639	47,720388	Model 2	8,074485	47,111175
Ti	Model 3	9,227800	48,638696	Model 4	8,903647	47,994950
Zr	Model 5	8,308709	47,774690	Model 6	8,179177	47,179440
PEEK	Model 7	13,328287	51,440952	Model 8	10,756066	49,966775
BioHPP	Model 9	13,314664	51,476688	Model 10	10,763186	49,996203
PEKK	Model 11	13,311103	51,294967	Model 12	10,883606	49,994431
FRP	Model 13	12,243967	50,821782	Model 14	10,513469	49,510848



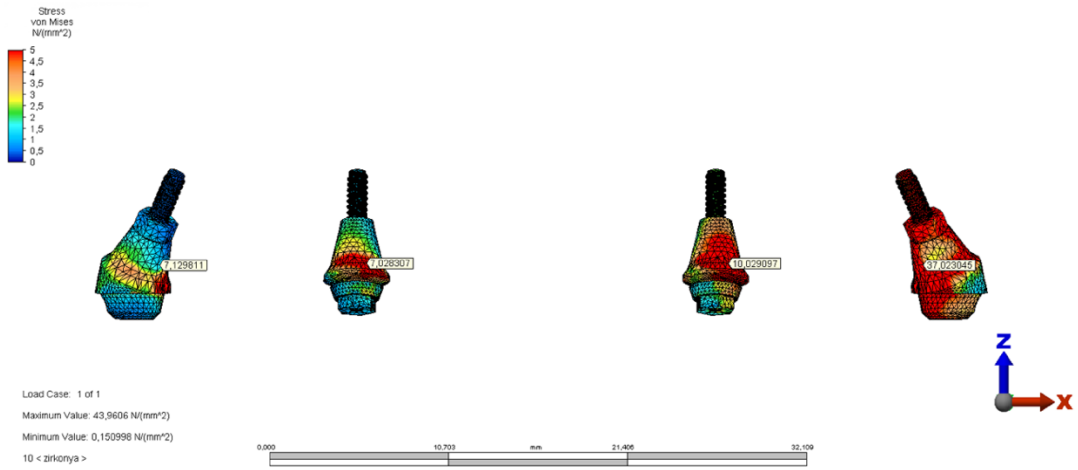
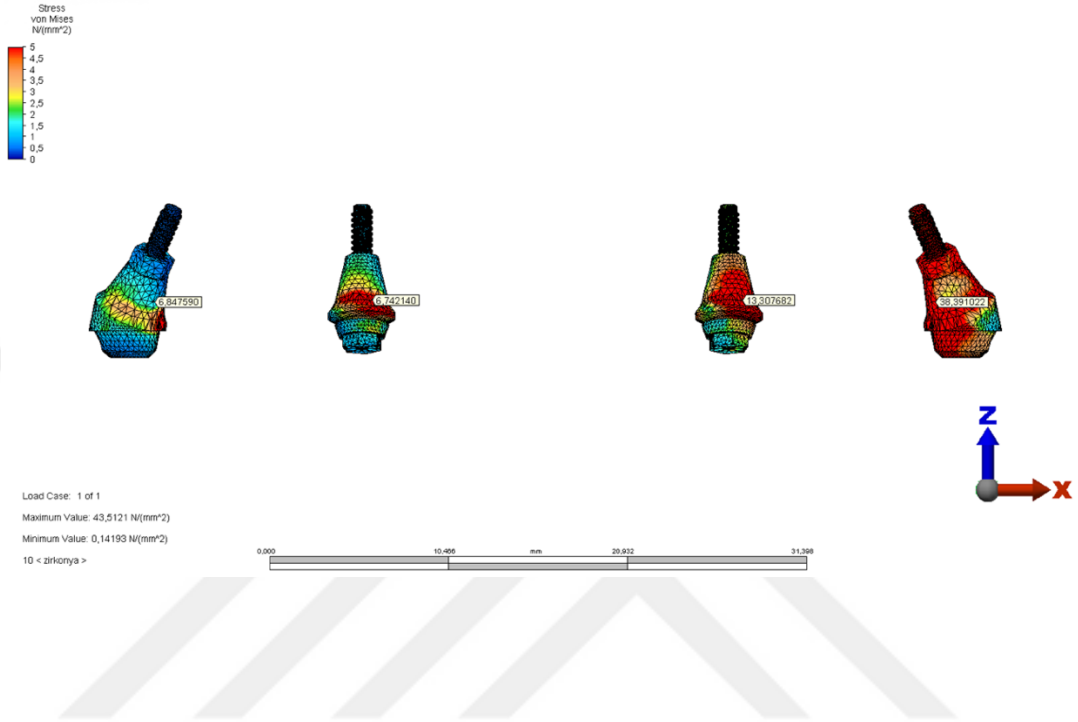
Şekil 77. İmplantlar (boyun bölgesi) üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{vm})



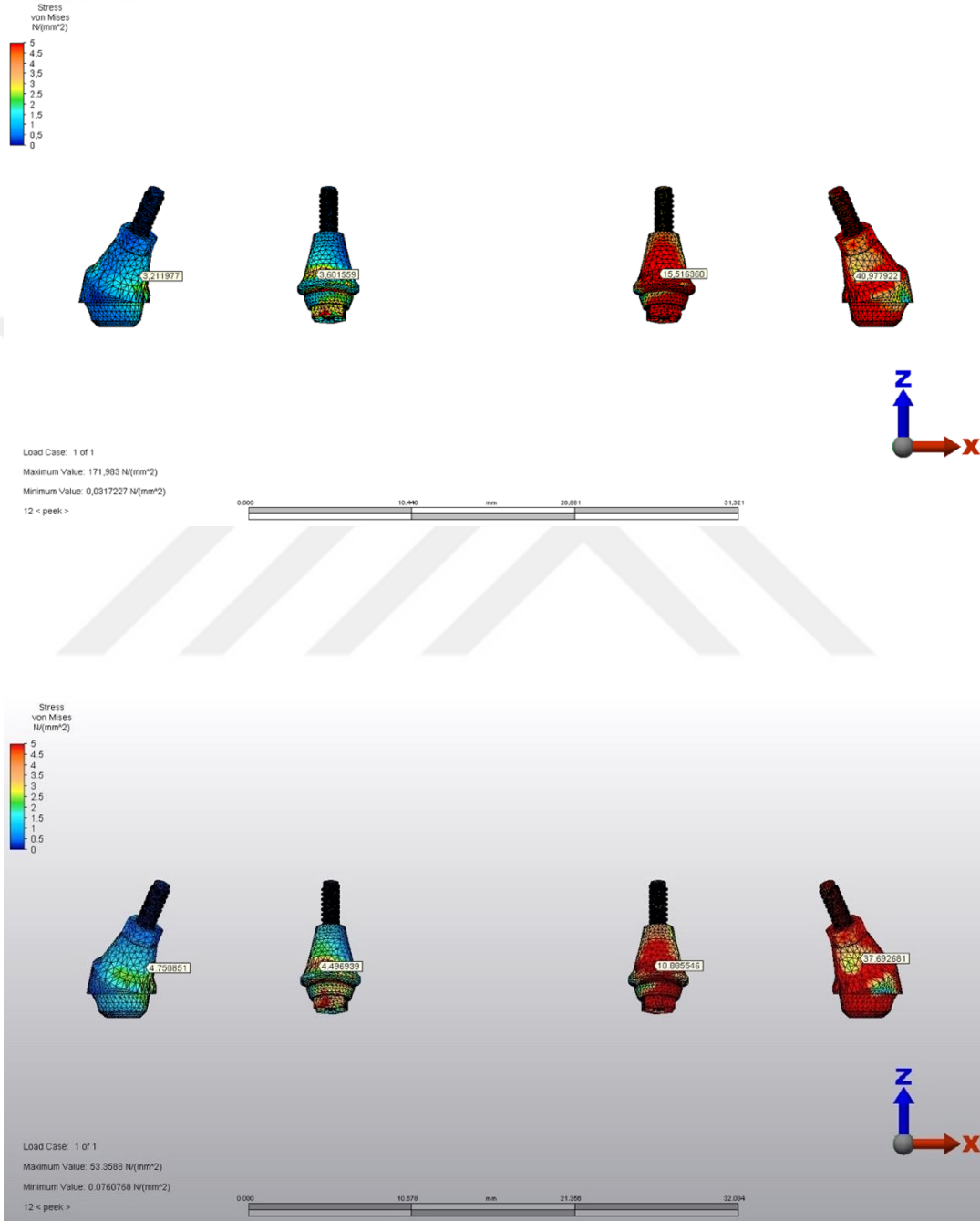
Şekil 78. Model 1 ve Model 2’de abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)



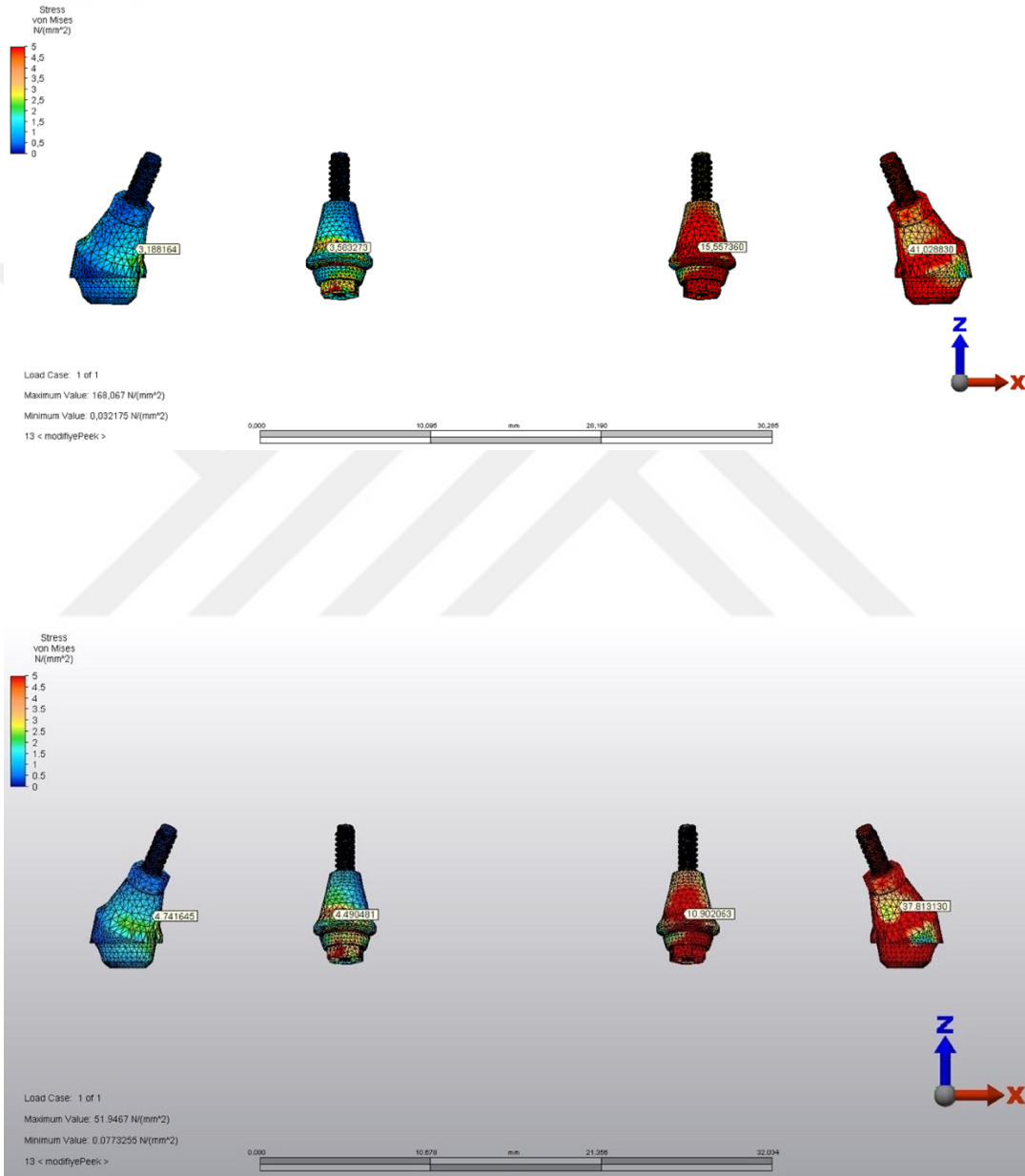
Şekil 79. Model 3 ve Model 4'te abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_vM)



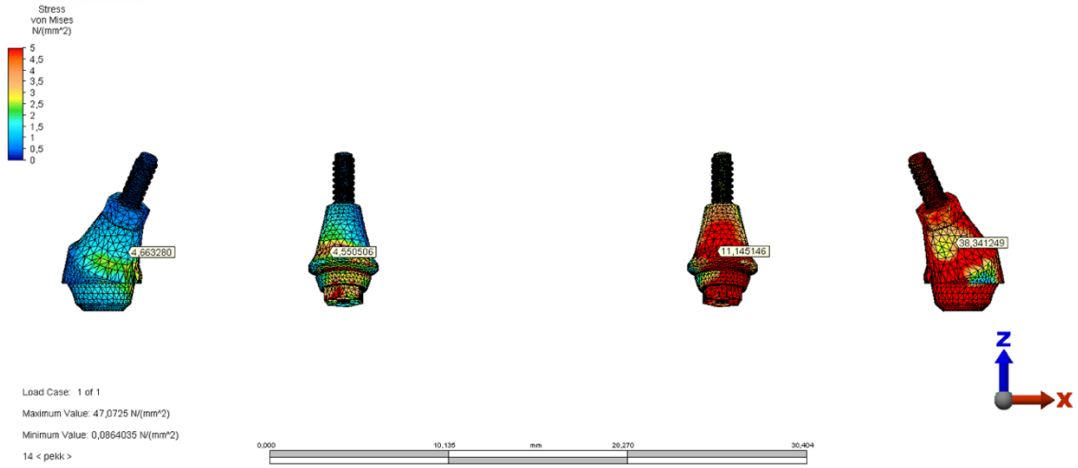
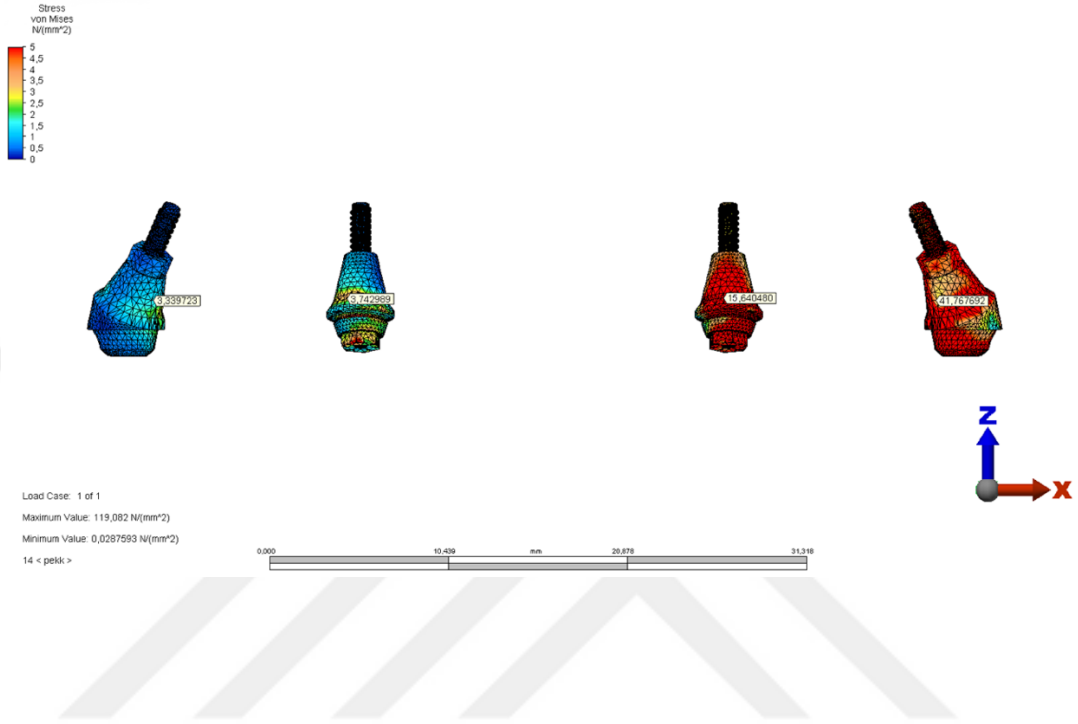
Şekil 80. Model 5 ve Model 6'da abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)



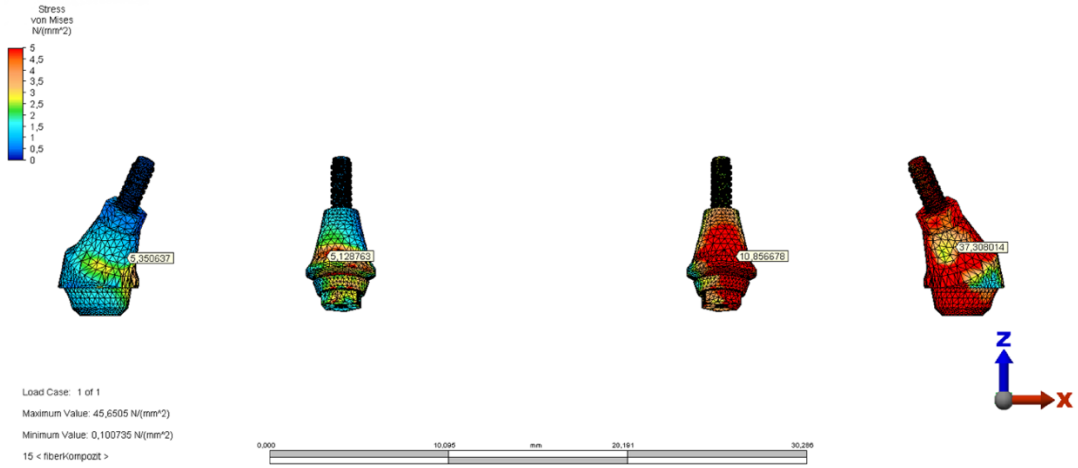
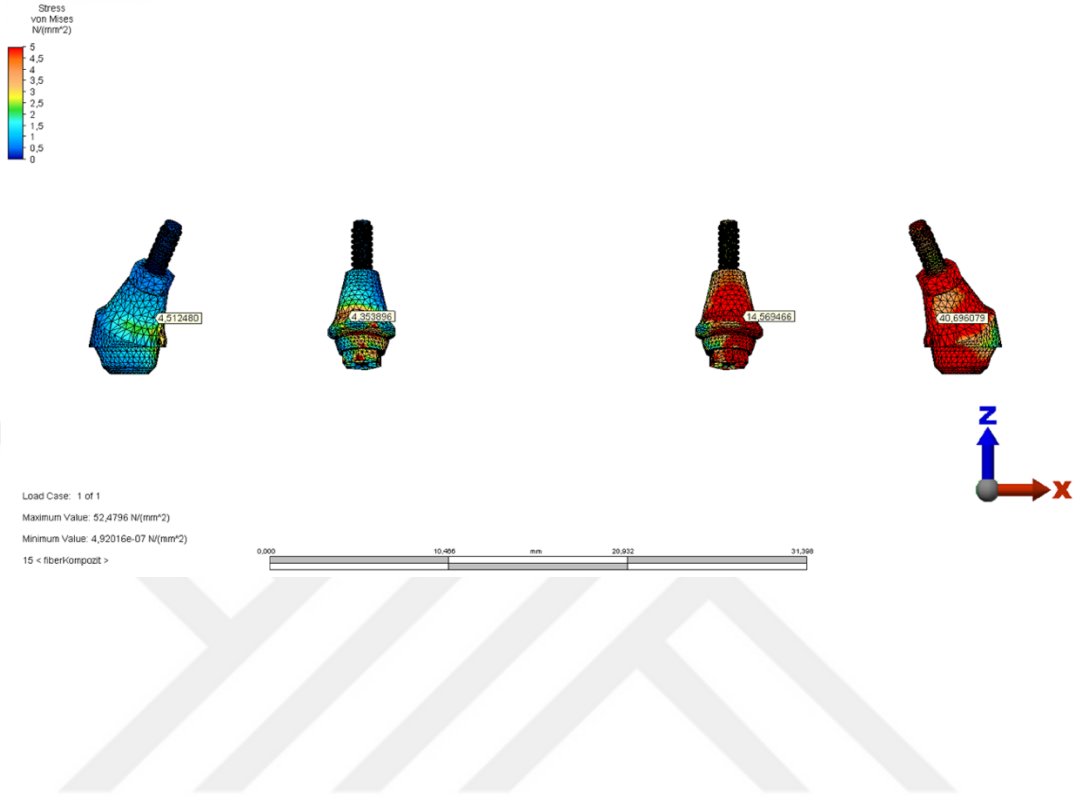
Şekil 81. Model 7 ve Model 8’de abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)



Şekil 82. Model 9 ve Model 10’da abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_vM)



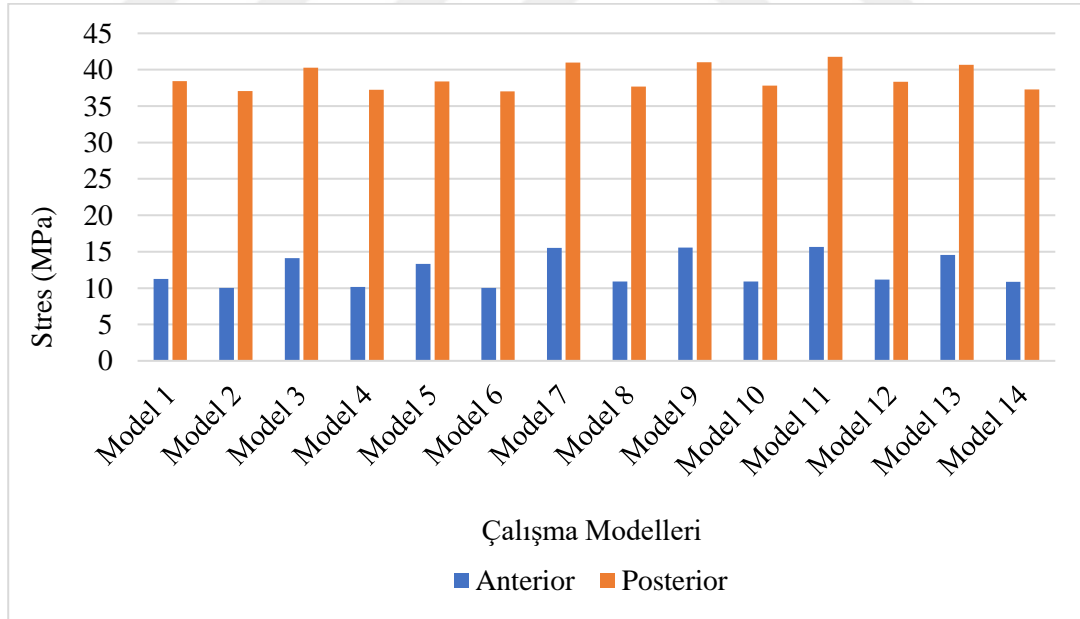
Şekil 83. Model 11 ve Model 12’de abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)



Şekil 84. Model 13 ve Model 14'te abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_M)

Tablo 11. Abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{vm})

Materyal	TORONTO TASARIM			BAR TASARIM		
	Model	Anterior İmplant	Posterior İmplant	Model	Anterior İmplant	Posterior İmplant
Co-Cr	Model 1	11,255494	38,431794	Model 2	10,005630	37,057635
Ti	Model 3	14,097098	40,282549	Model 4	10,143663	37,266078
Zr	Model 5	13,307682	38,391022	Model 6	10,029097	37,023045
PEEK	Model 7	15,516360	40,977922	Model 8	10,885546	37,692681
BioHPP	Model 9	15,557360	41,028830	Model 10	10,902063	37,813130
PEKK	Model 11	15,640480	41,767692	Model 12	11,145146	38,341249
FRP	Model 13	14,569466	40,696079	Model 14	10,856678	37,308014



Şekil 85. Abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{vm})

6.4. Altyapılar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları (σ_M)

Altyapılar üzerindeki Von Mises stresleri ölçülürken seçili konnektör bölgeleri ve implant-abutment birleşim bölgeleri değerlendirilmiştir.

Model 1 (Co-Cr altyapı, Toronto Tasarım): Konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 5. konnektör bölgesinde oluşup 17,732872 MPa değerindedir. İmplant-abutment birleşim bölgelerindeki stresler ise anterior bölgede 17,079009 MPa, posterior bölgede 42,718768 MPa'dır.

Model 2 (Co-Cr altyapı, Bar Tasarım): Konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 5. konnektör bölgesinde oluşup 14,550414 MPa değerindedir. İmplant-abutment birleşim bölgelerindeki stresler ise anterior bölgede 16,277291 MPa, posterior bölgede 40,134719 MPa'dır.

Model 3 (Ti altyapı, Toronto Tasarım): Konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 5. konnektör bölgesinde oluşup 16,740897 MPa değerindedir. İmplant-abutment birleşim bölgelerindeki stresler ise anterior bölgede 16,062283 MPa, posterior bölgede 30,769623 MPa'dır.

Model 4 (Ti altyapı, Bar Tasarım): Konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 5. konnektör bölgesinde oluşup 13,237401 MPa değerindedir. İmplant-abutment birleşim bölgelerindeki stresler ise anterior bölgede 15,596458 MPa, posterior bölgede 30,151711 MPa'dır.

Model 5 (Zr altyapı, Toronto Tasarım): Konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 5. konnektör bölgesinde oluşup 16,833162 MPa değerindedir. İmplant-abutment birleşim bölgelerindeki stresler ise anterior bölgede 19,485871 MPa, posterior bölgede 44,412891 MPa'dır.

Model 6 (Zr altyapı, Bar Tasarım): Konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 5. konnektör bölgesinde oluşup 14,149477 MPa değerindedir. İmplant-abutment birleşim bölgelerindeki stresler ise anterior bölgede 17,388707 MPa, posterior bölgede 35,681356 MPa'dır.

Model 7 (PEEK altyapı, Toronto Tasarım): Konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 5. konnektör bölgesinde oluşup 15,504648 MPa değerindedir. İmplant-abutment birleşim bölgelerindeki stresler ise anterior bölgede 5,925221 MPa, posterior bölgede 29,537675 MPa'dır.

Model 8 (PEEK altyapı, Bar Tasarım): Konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 5. konnektör bölgesinde oluşup 6,923522 MPa değerindedir. İmplant-abutment birleşim bölgelerindeki stresler ise anterior bölgede 4,596666 MPa, posterior bölgede 20,922792 MPa'dır.

Model 9 (BioHPP altyapı, Toronto Tasarım): Konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 5. konnektör bölgesinde oluşup 15,451282 MPa değerindedir. İmplant-abutment birleşim bölgelerindeki stresler ise anterior bölgede 5,779764 MPa, posterior bölgede 29,227706 MPa'dır.

Model 10 (BioHPP altyapı, Bar Tasarım): Konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 5. konnektör bölgesinde oluşup 11,610589 MPa değerindedir. İmplant-abutment birleşim bölgelerindeki stresler ise anterior bölgede 4,621880 MPa, posterior bölgede 20,926805 MPa'dır.

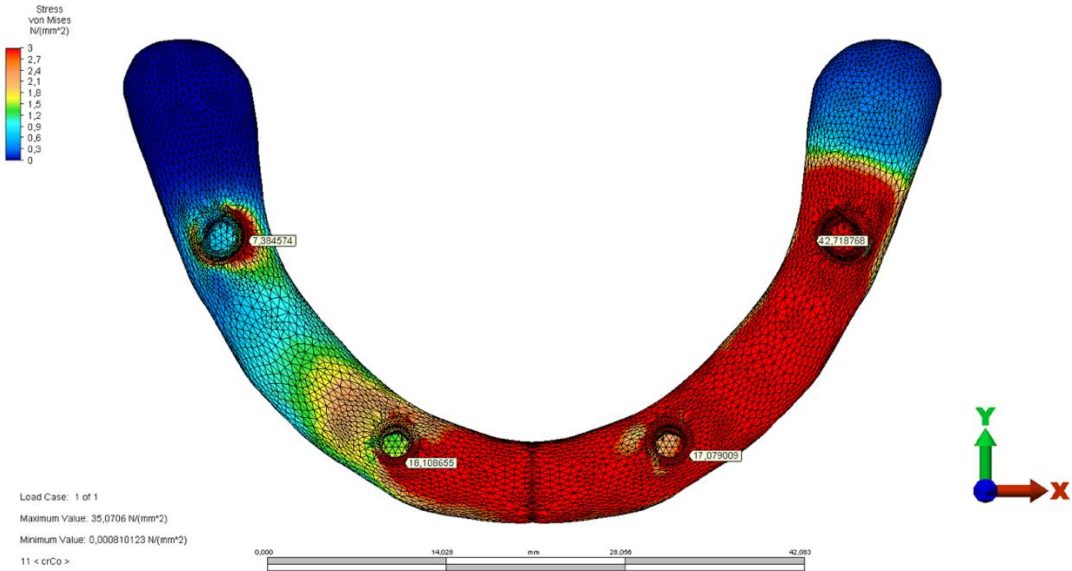
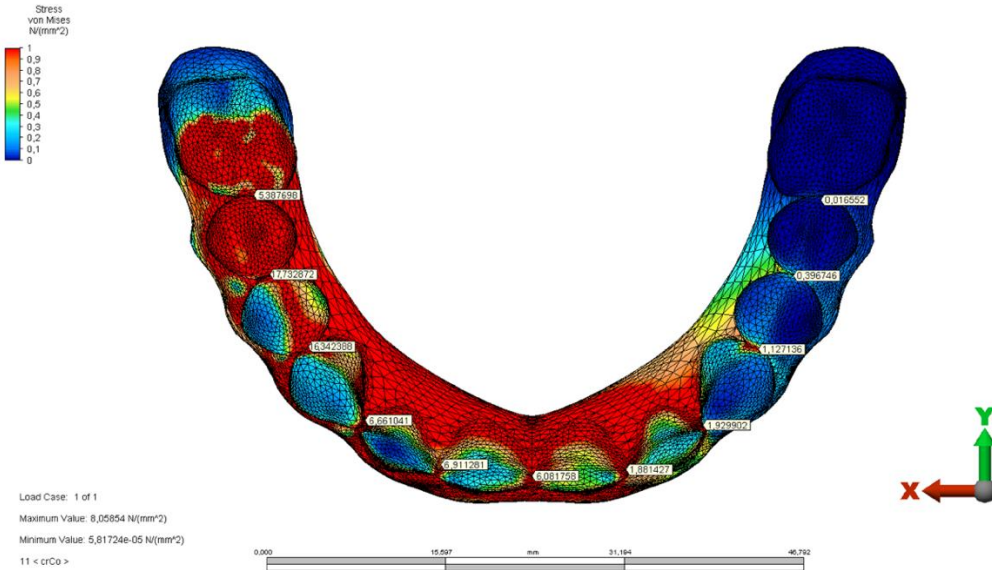
Model 11 (PEKK altyapı, Toronto Tasarım): Konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 5. konnektör bölgesinde oluşup 14,635609 değerindedir. İmplant-abutment birleşim bölgelerindeki stresler ise anterior bölgede 5,682231 MPa, posterior bölgede 29,547808 MPa'dır.

Model 12 (PEKK altyapı, Bar Tasarım): Konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 5. konnektör bölgesinde oluşup 12,003984 MPa değerindedir. İmplant-abutment birleşim bölgelerindeki stresler ise anterior bölgede 5,210679 MPa, posterior bölgede 21,093771 MPa'dır.

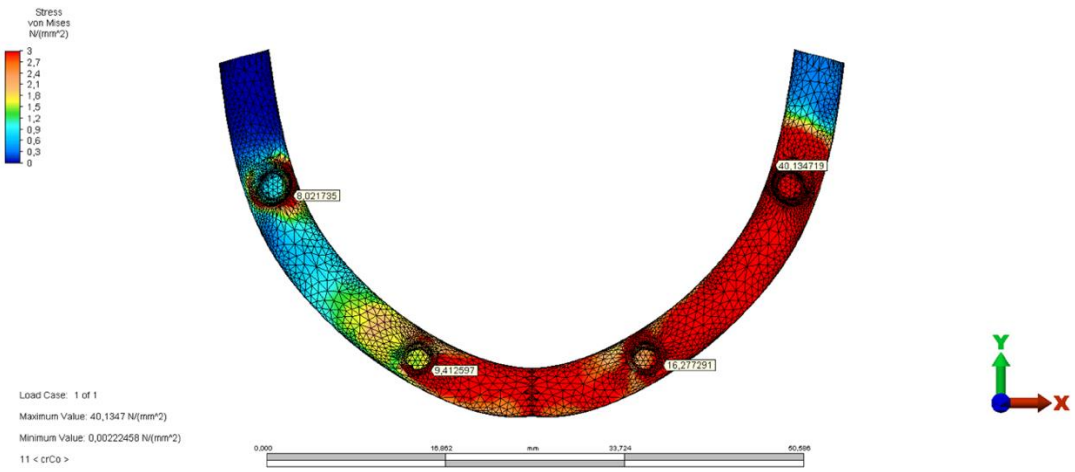
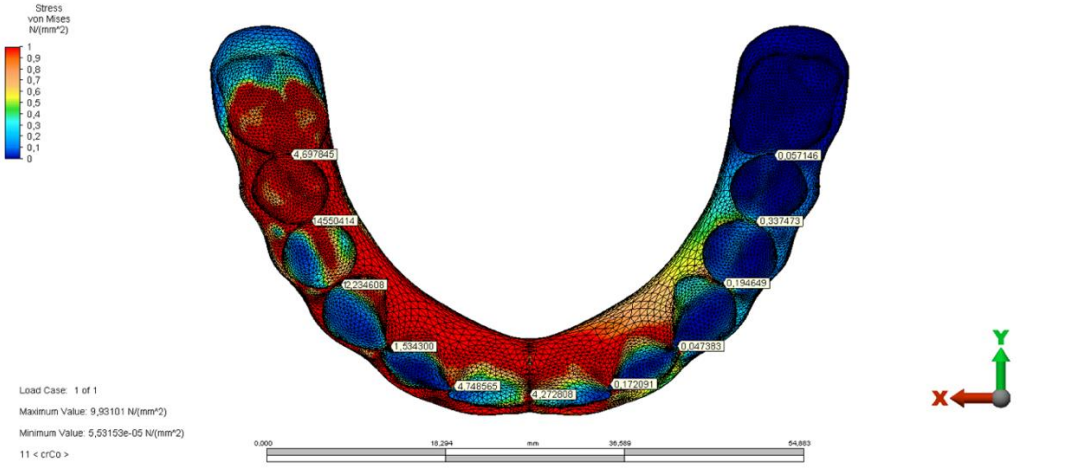
Model 13 (FRP altyapı, Toronto Tasarım): Konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 5. konnektör bölgesinde oluşup 15,913951 MPa değerindedir. İmplant-abutment birleşim bölgelerindeki stresler ise anterior bölgede 10,283763 MPa, posterior bölgede 29,923138 MPa'dır.

Model 14 (FRP altyapı, Bar Tasarım): Konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 5. konnektör bölgesinde oluşup 12,385086 MPa değerindedir. İmplant-abutment birleşim bölgelerindeki stresler ise anterior bölgede 9,325189 MPa, posterior bölgede 22,319368 MPa'dır.

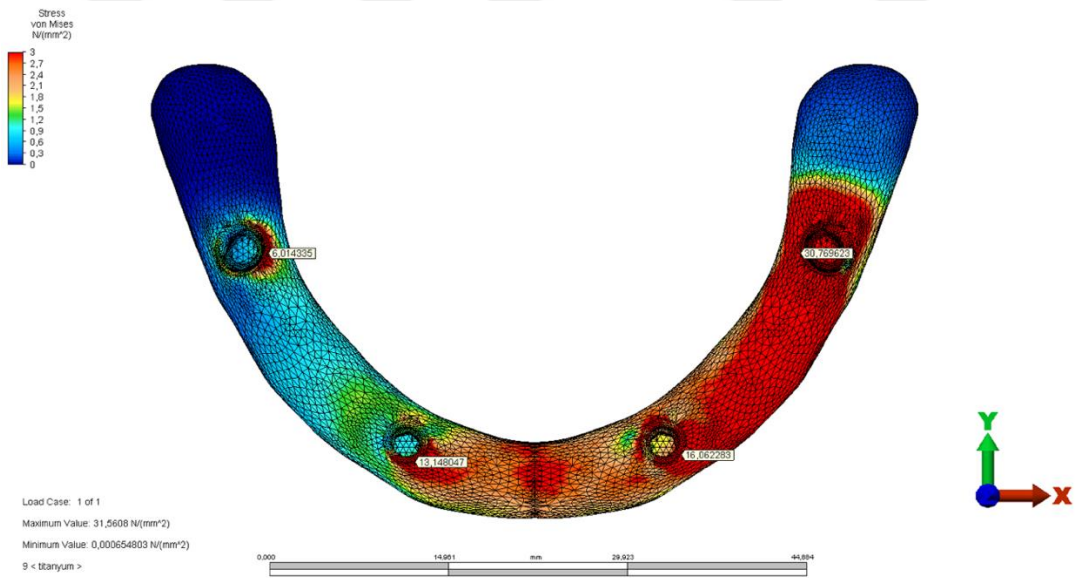
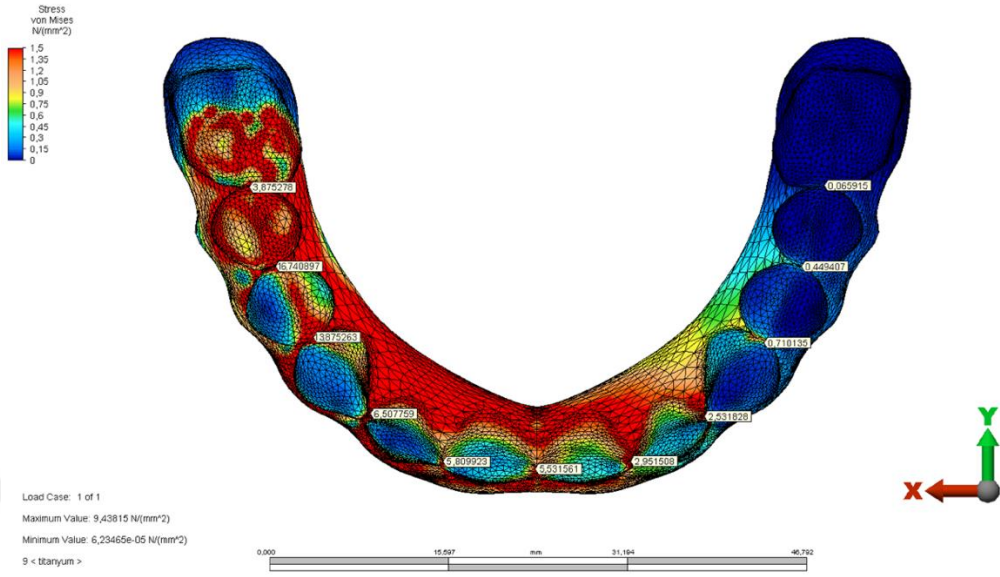




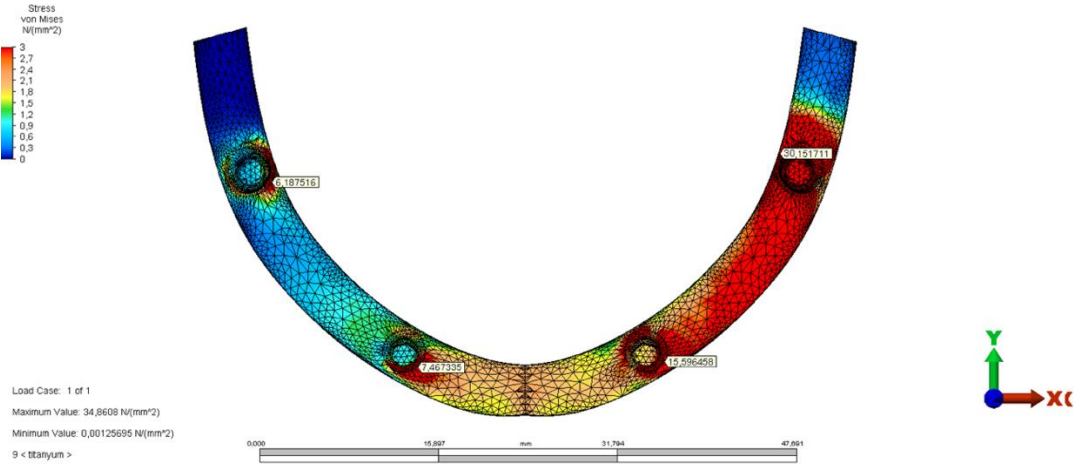
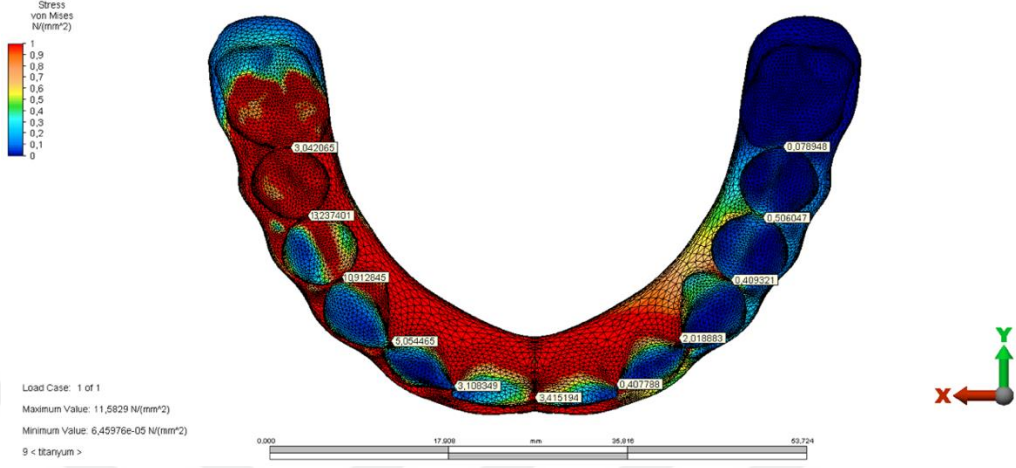
Şekil 86. Model 1 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)



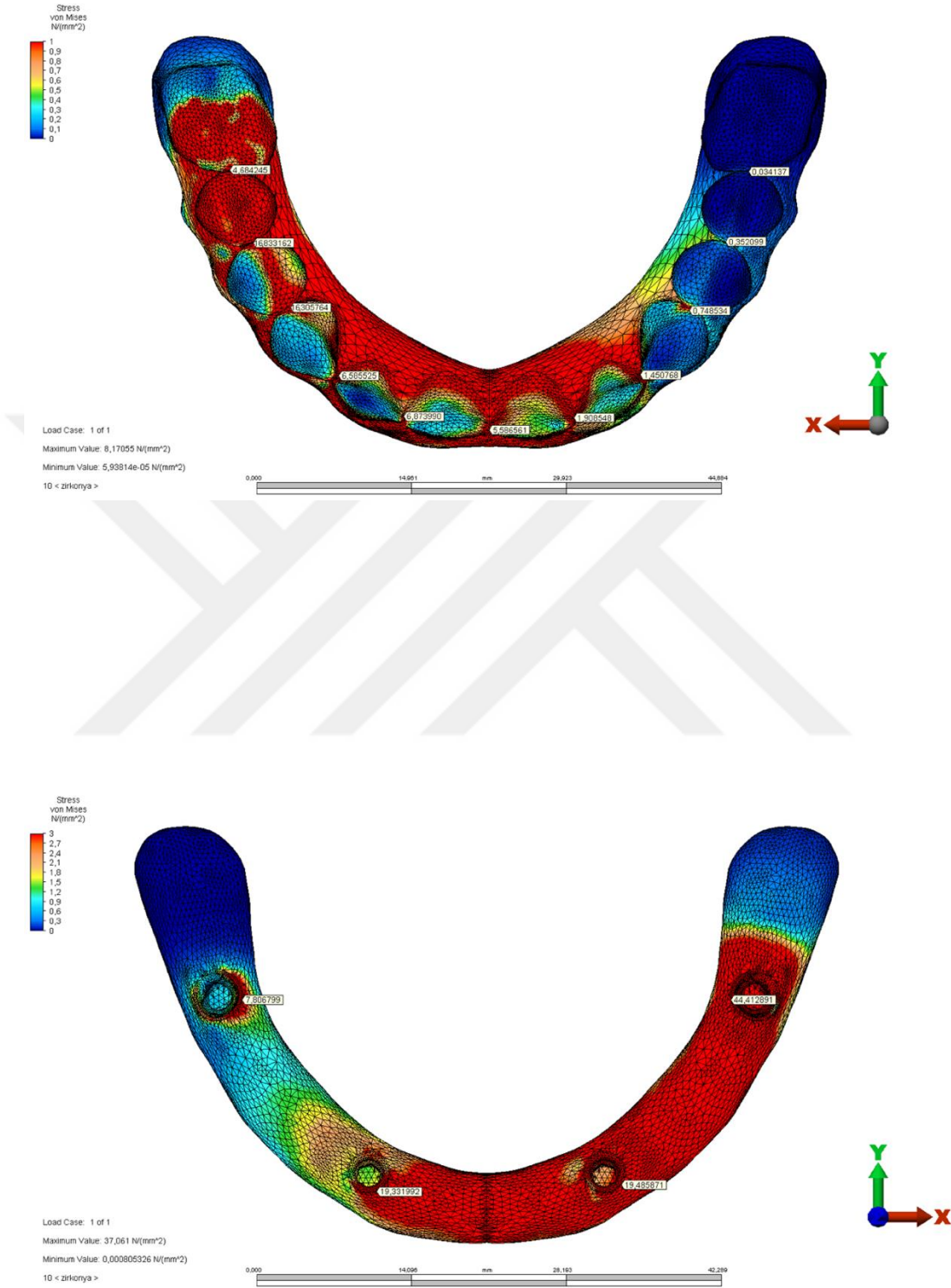
Şekil 87. Model 2 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)



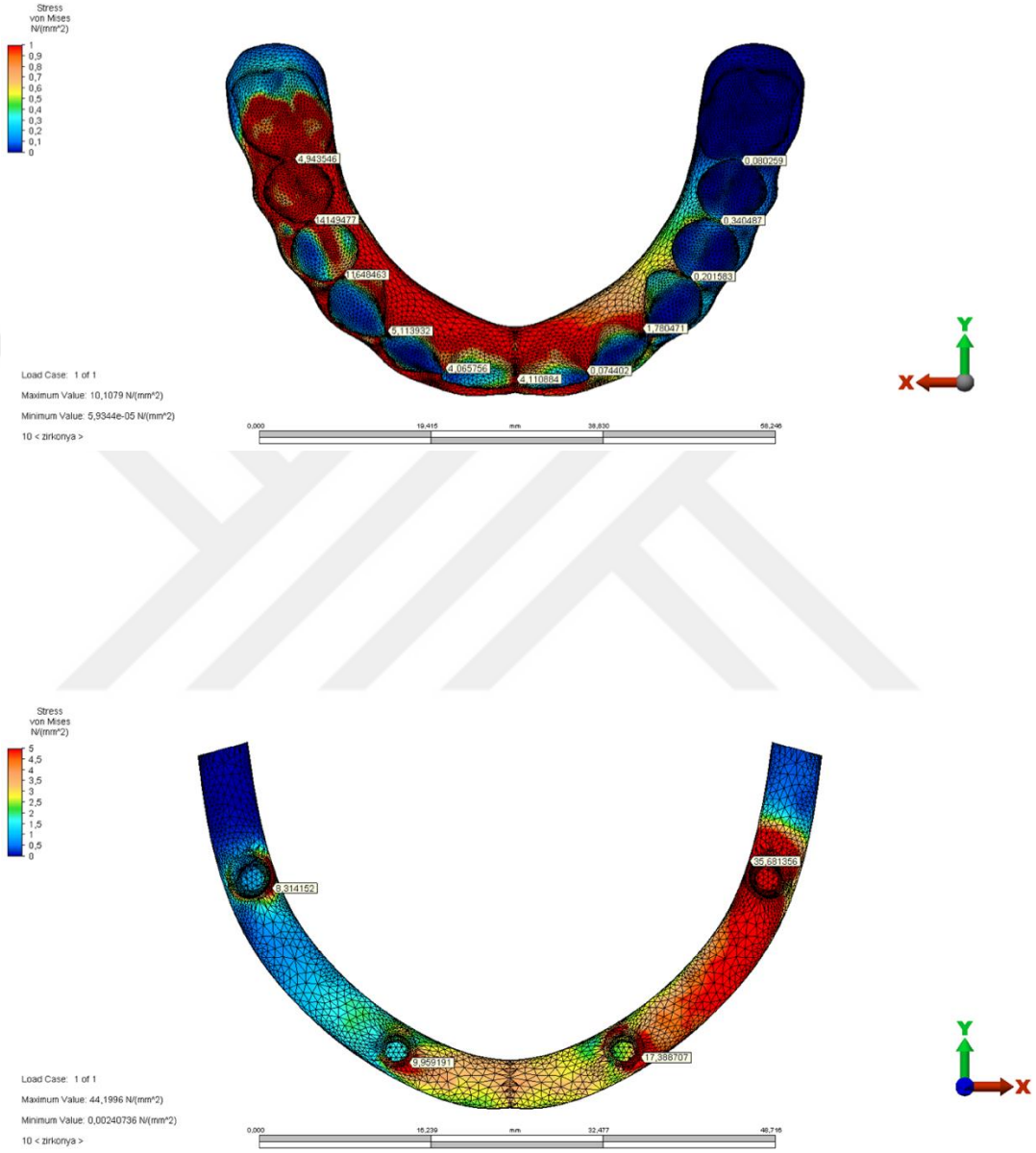
Şekil 88. Model 3 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)



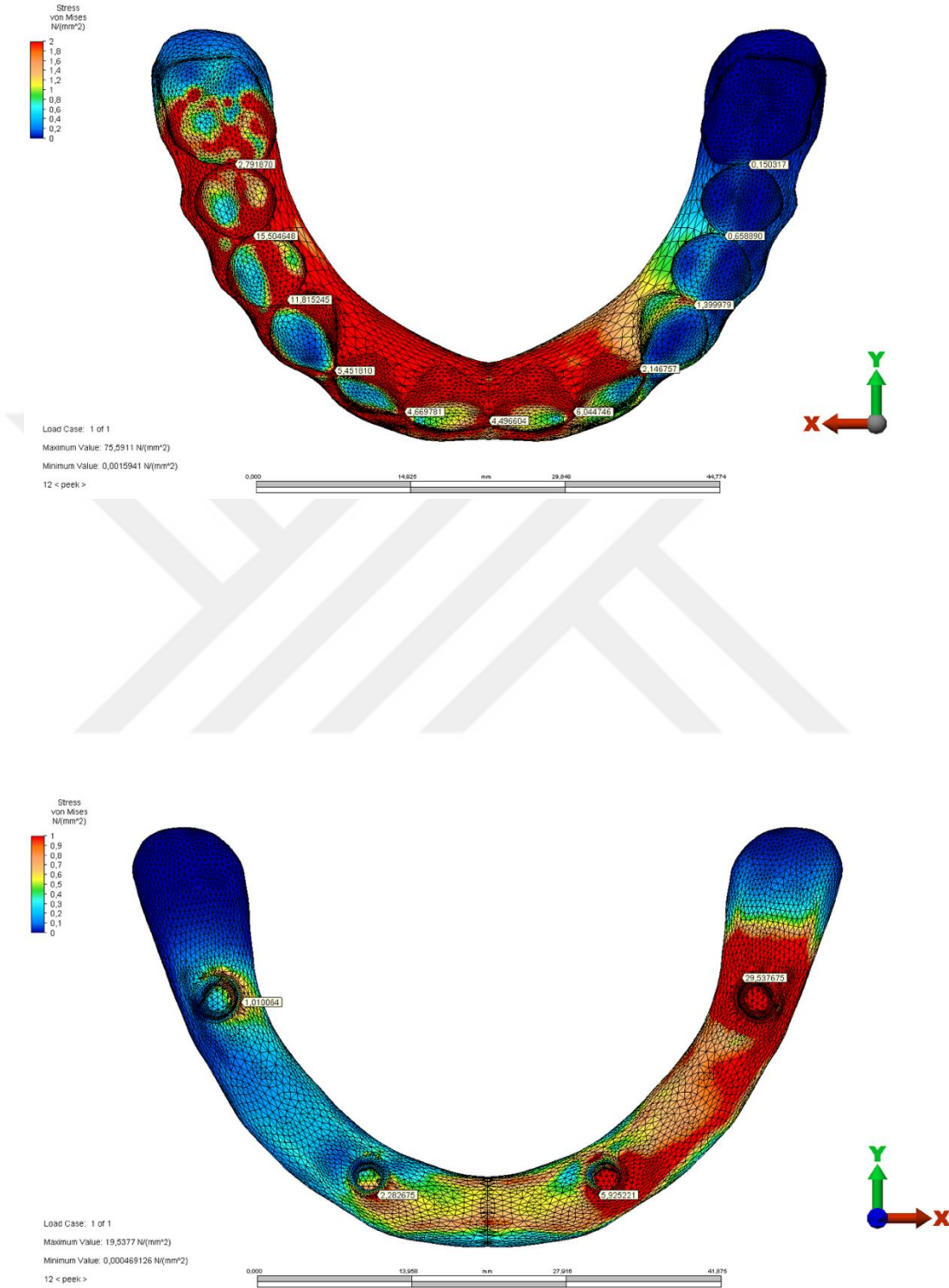
Şekil 89. Model 4 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)



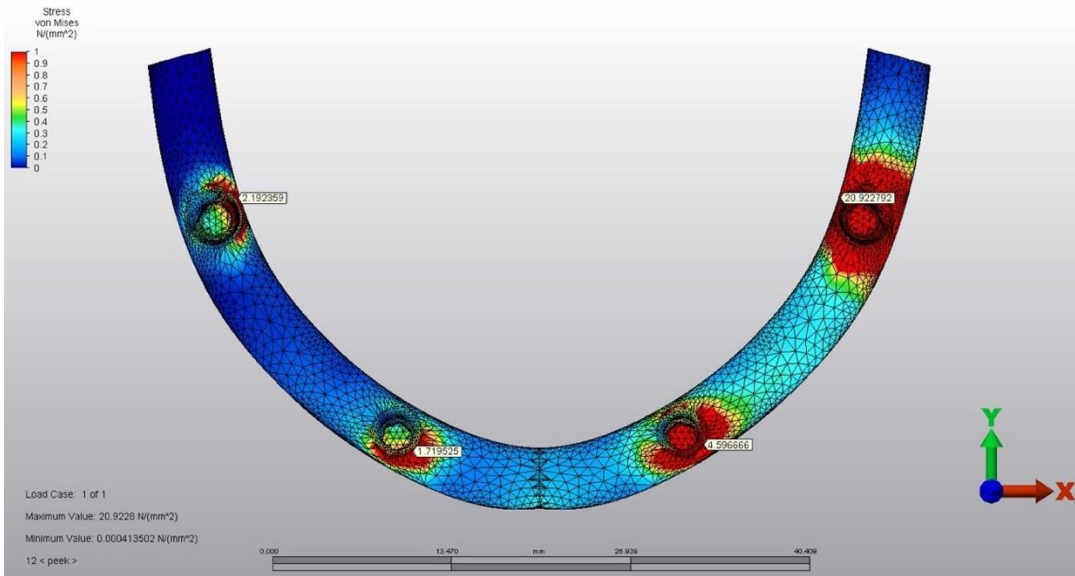
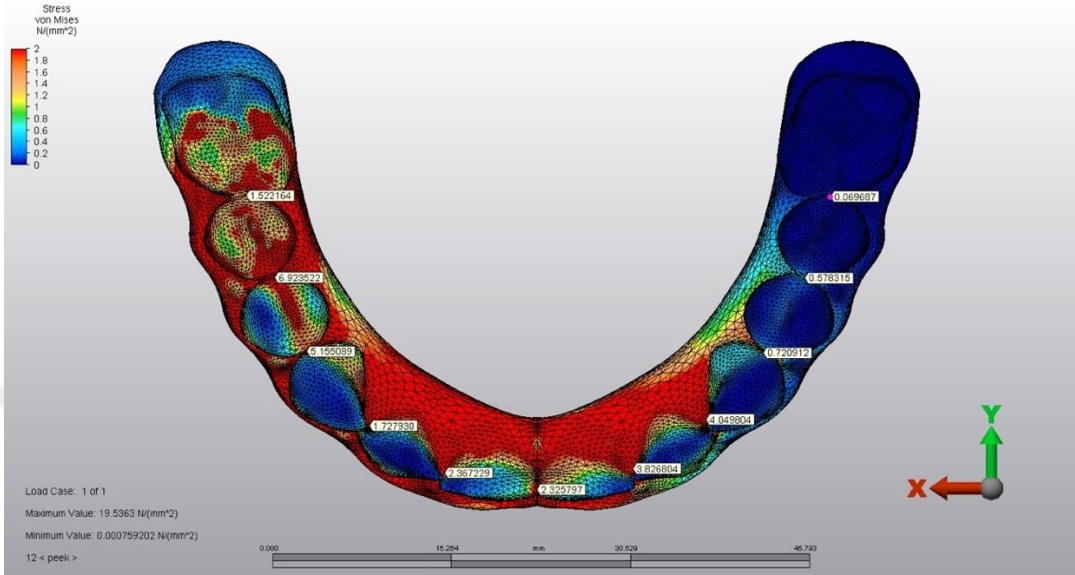
Şekil 90. Model 5 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)



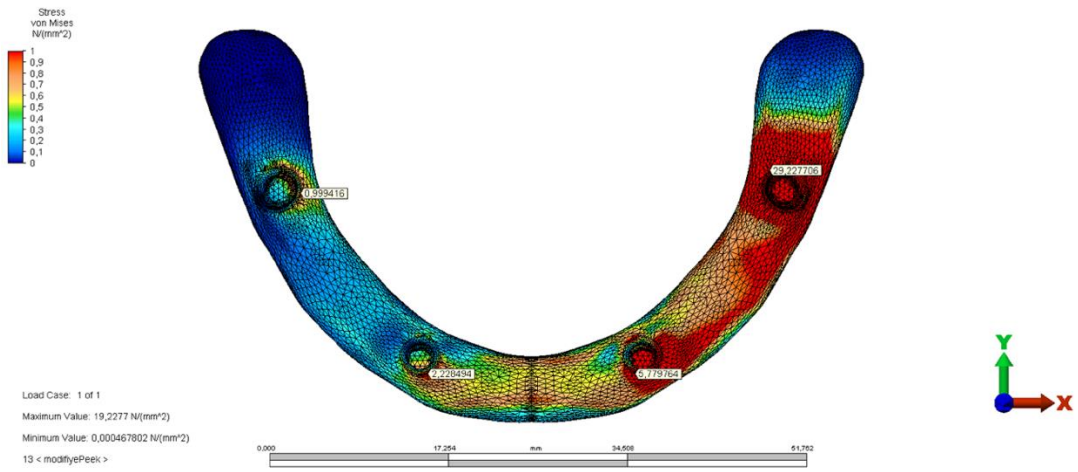
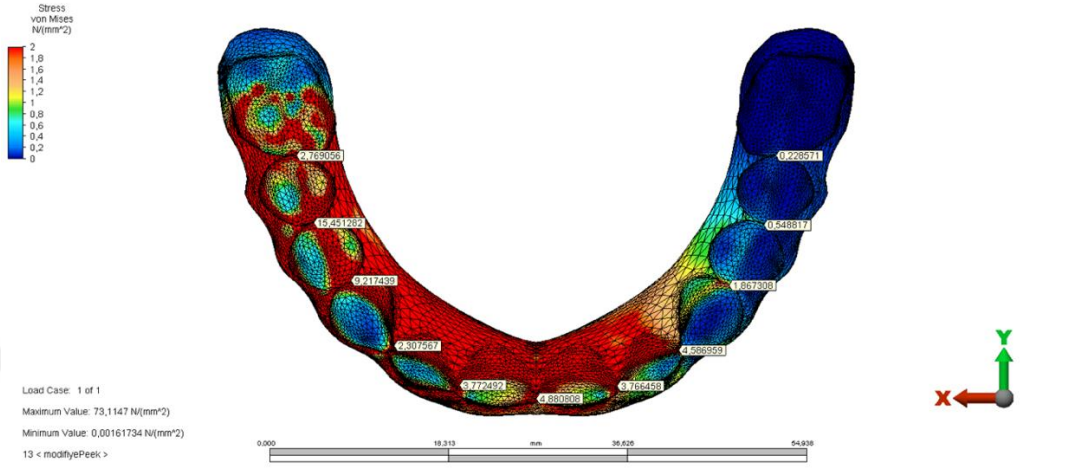
Şekil 91. Model 6 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)



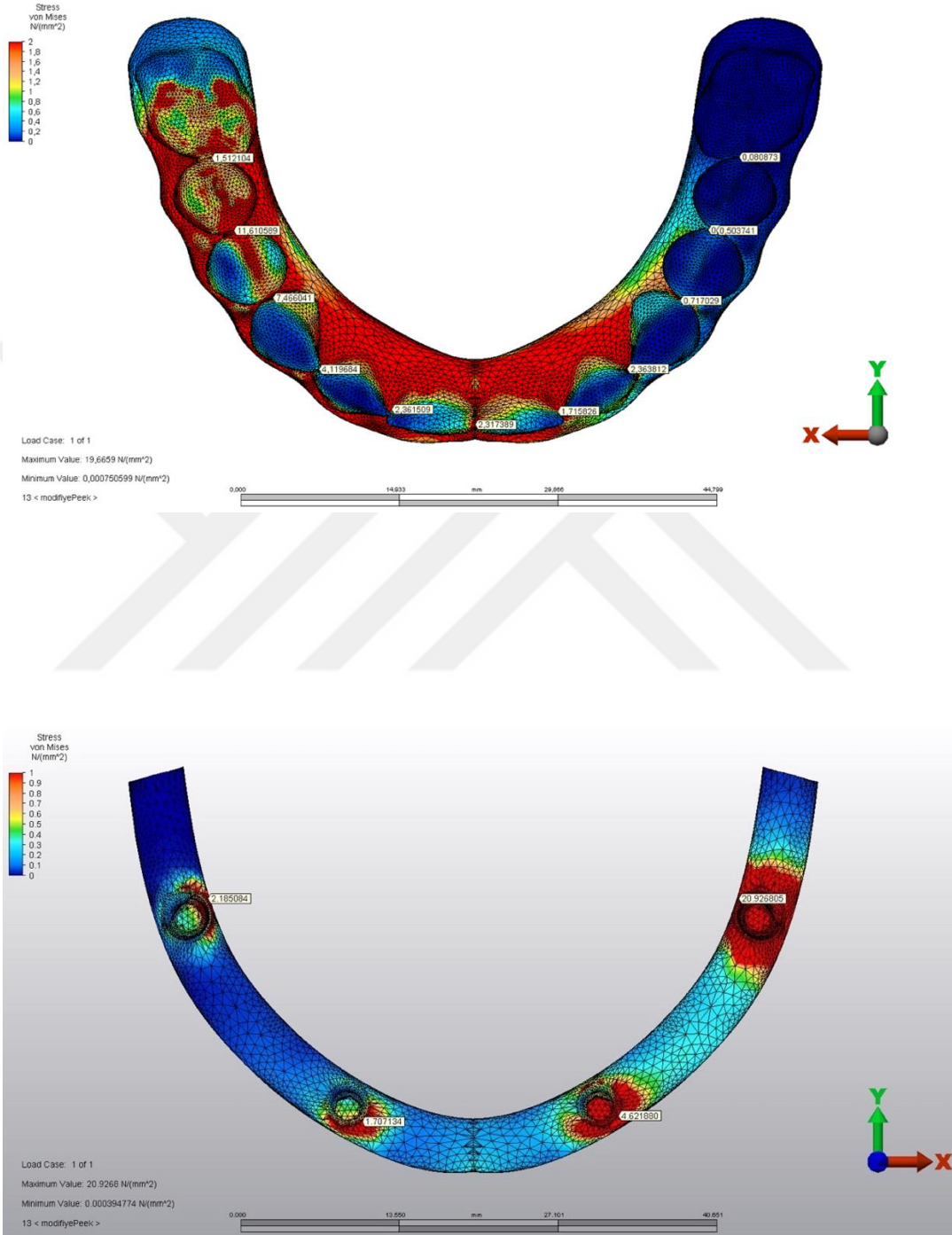
Şekil 92. Model 7 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)



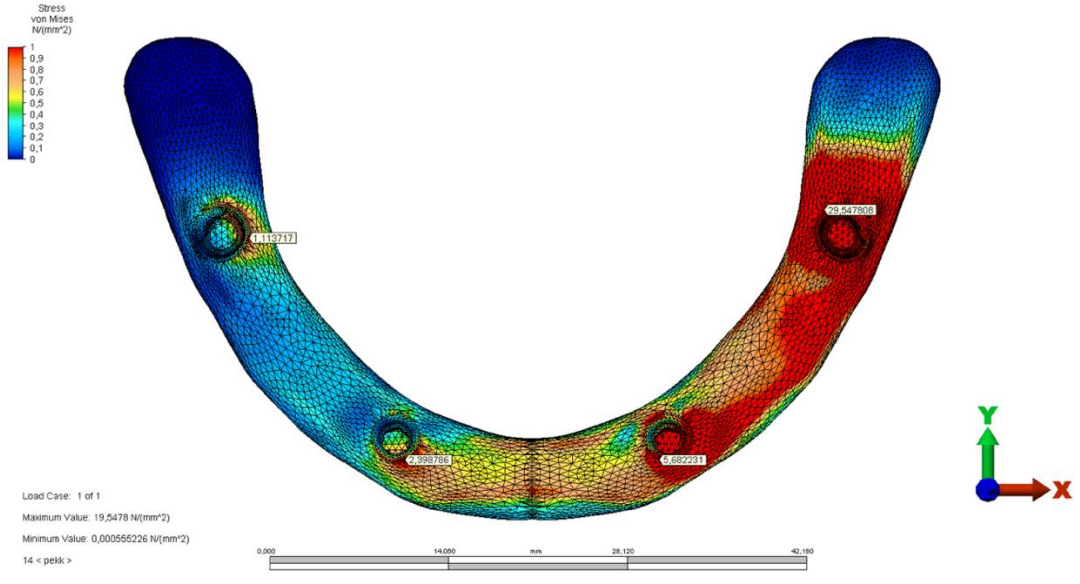
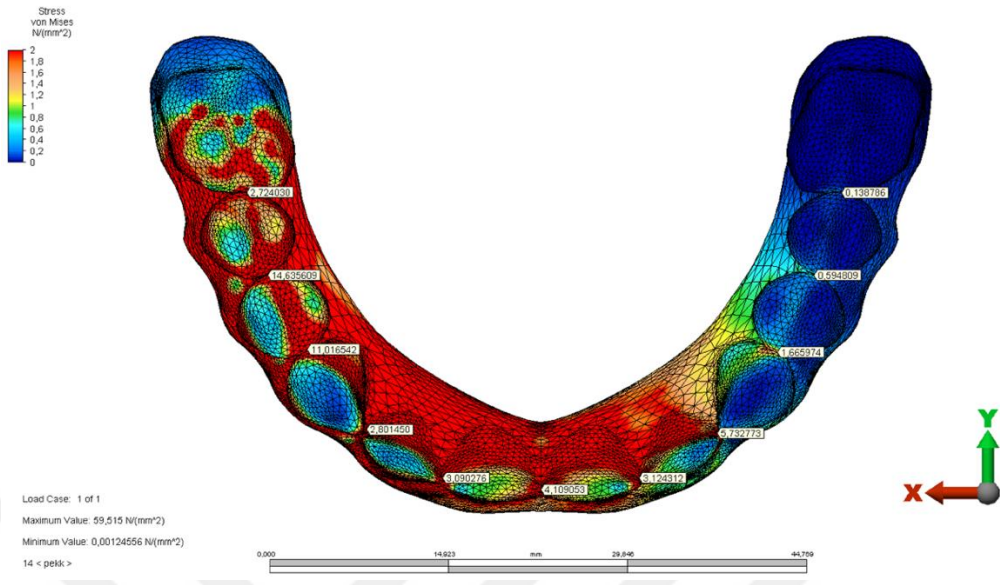
Şekil 93. Model 8 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)



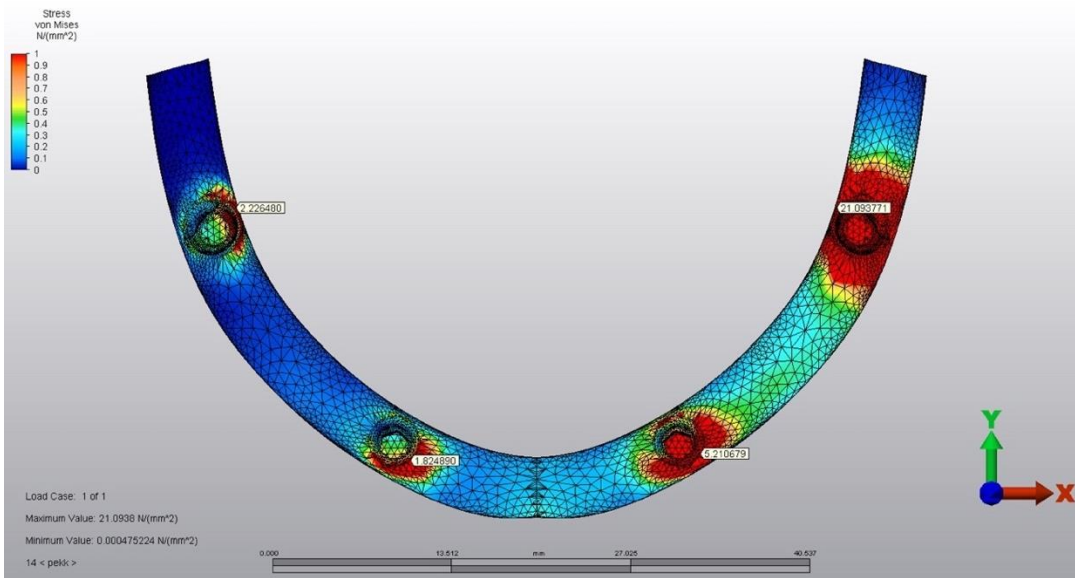
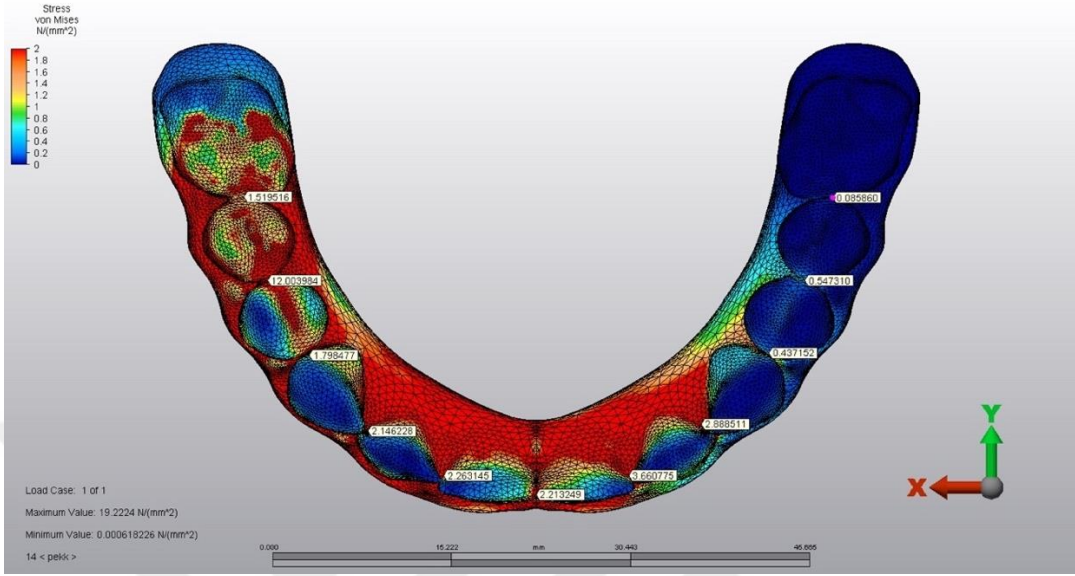
Şekil 94. Model 9 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)



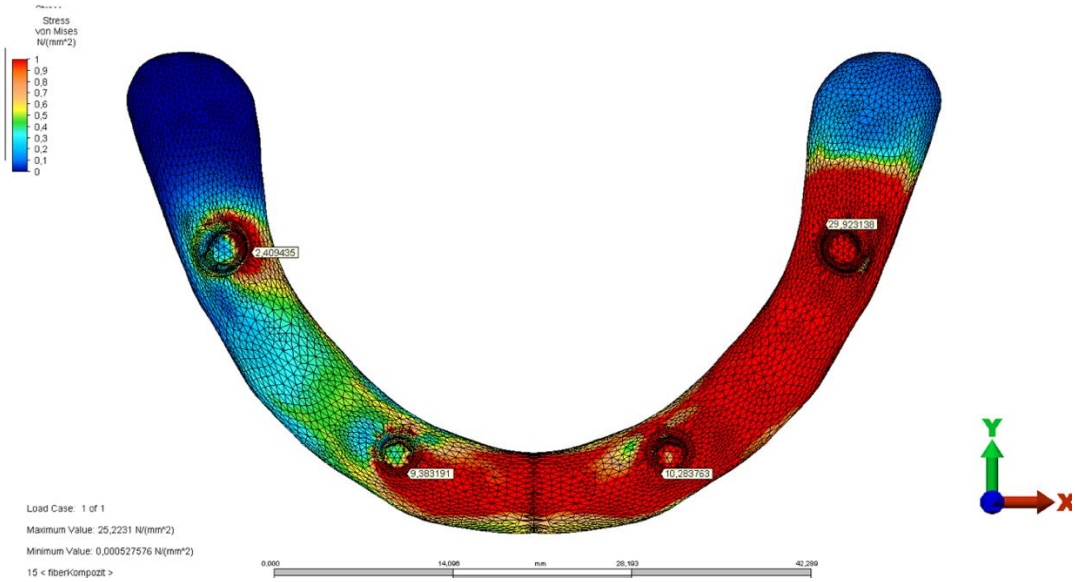
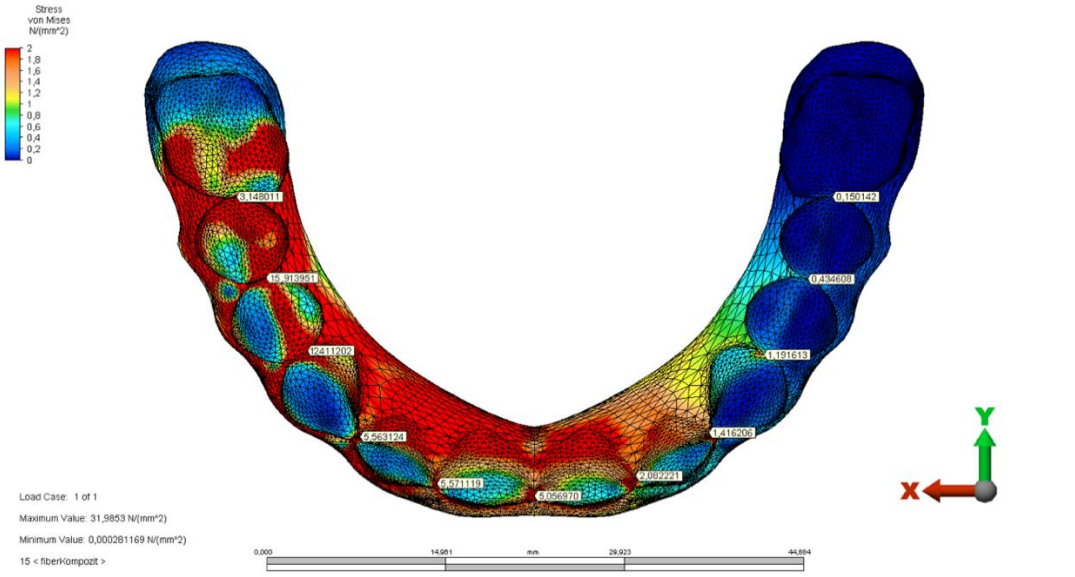
Şekil 95. Model 10 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)



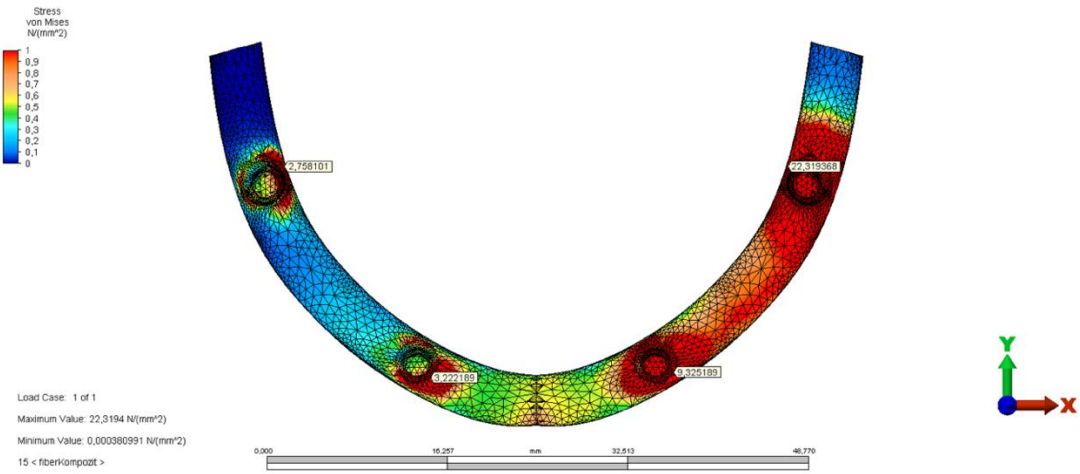
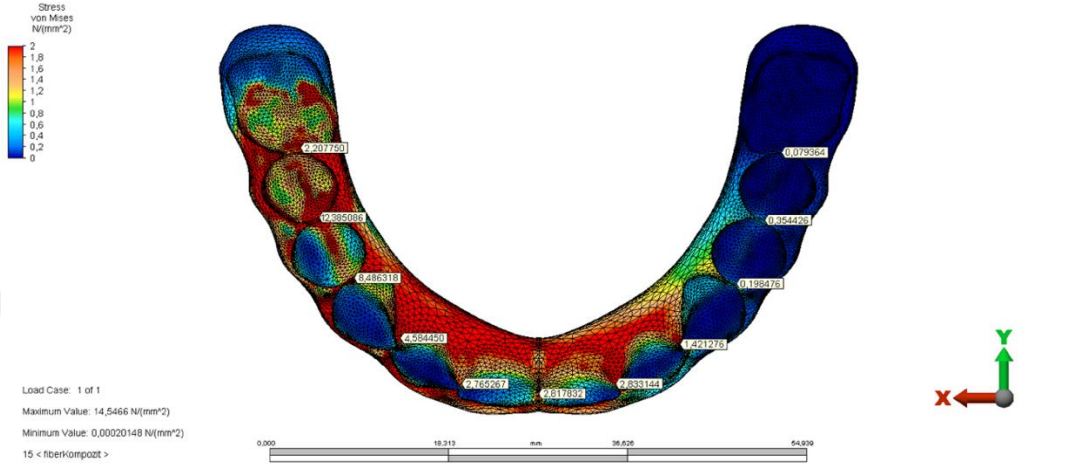
Şekil 96. Model 11 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)



Şekil 97. Model 12 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)



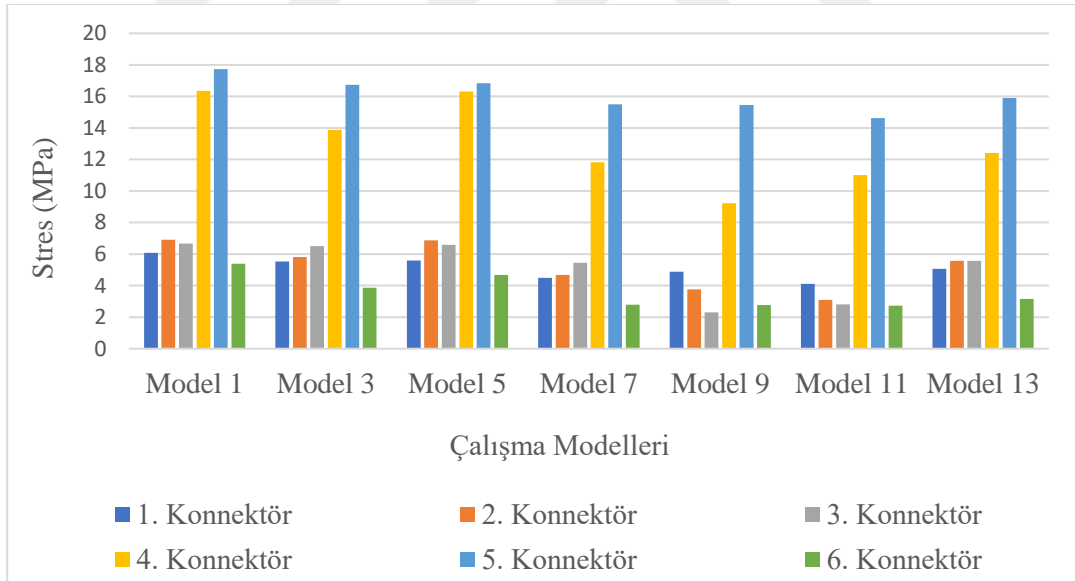
Şekil 98. Model 13 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)



Şekil 99. Model 14 altyapısında oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

Tablo 12. Toronto tasarım konnektör bölgelerinde görülen Von Mises stresleri

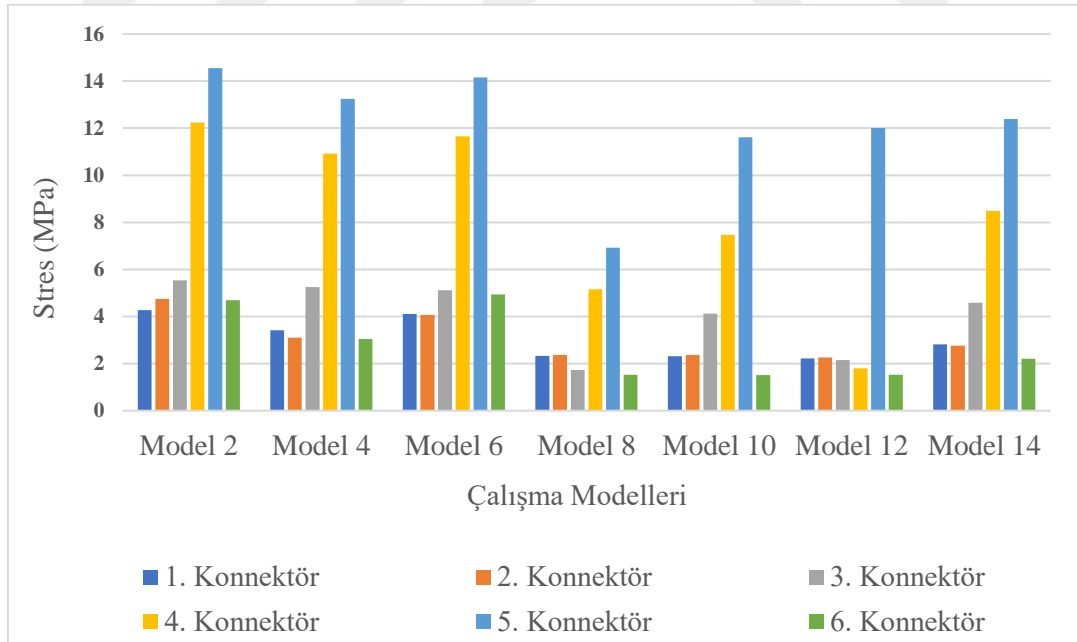
TORONTO TASARIM							
Materyal	Model	1.Konnektör	2.Konnektör	3.Konnektör	4.Konnektör	5.Konnektör	6.Konnektör
Co-Cr	Model 1	6,081757	6,911280	6,661041	16,342388	17,732872	5,387698
Ti	Model 3	5,531561	5,809923	6,507759	13,875263	16,740897	3,875278
Zir	Model 5	5,586561	6,873990	6,585525	16,305764	16,833162	4,684245
PEEK	Model 7	4,496604	4,669781	5,451810	11,815245	15,504648	2,791870
BioHPP	Model 9	4,880808	3,772492	2,307567	9,217439	15,451282	2,769056
PEKK	Model 11	4,109053	3,090276	2,801450	11,016542	14,635609	2,724030
FRP	Model 13	5,056970	5,571119	5,563124	12,411202	15,913951	3,148011



Şekil 100. Toronto tasarım konnektör bölgelerinde görülen Von Mises stresleri

Tablo 13. Bar tasarım konnektör bölgelerinde görülen Von Mises stresleri

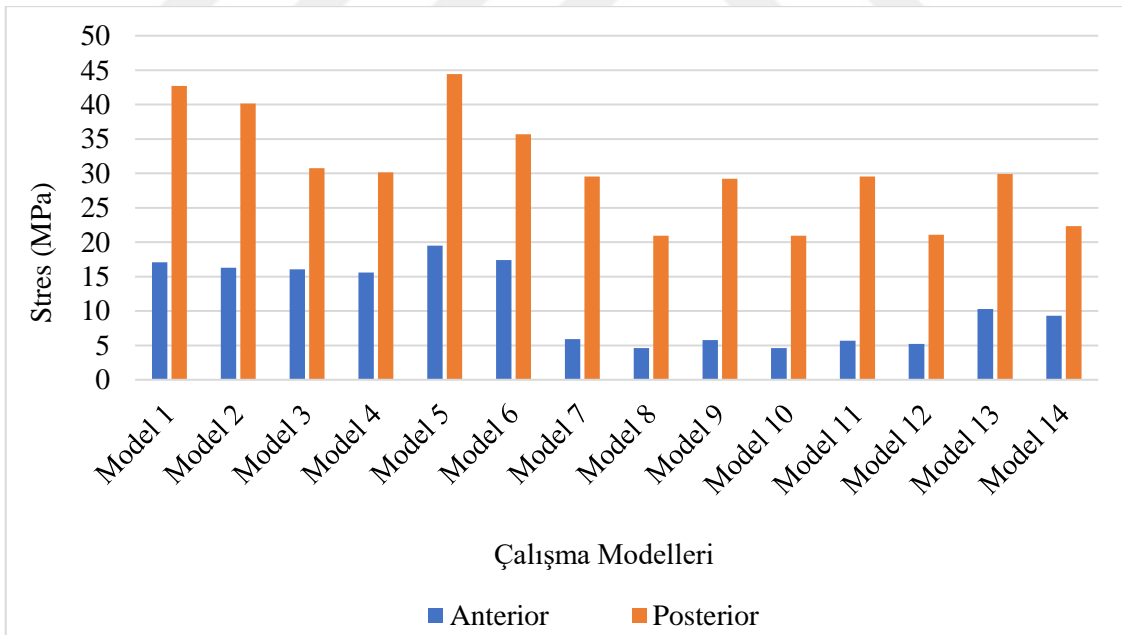
BAR TASARIM							
Materyal	Model	1.Konnektör	2.Konnektör	3.Konnektör	4.Konnektör	5.Konnektör	6.Konnektör
Co-Cr	Model 2	4,272808	4,748565	5,534300	12,234608	14,550414	4,697845
Ti	Model 4	3,415194	3,108349	5,254465	10,912845	13,237401	3,042065
Zir	Model 6	4,110884	4,065756	5,113932	11,648463	14,149477	4,943546
PEEK	Model 8	2,325797	2,367229	1,727930	5,155089	6,923522	1,522164
BioHPP	Model 10	2,317389	2,361509	4,119684	7,466041	11,610589	1,512104
PEKK	Model 12	2,213249	2,263145	2,146228	1,798477	12,003984	1,519516
FRP	Model 14	2,817832	2,765267	4,584450	8,486318	12,385086	2,207750



Şekil 101. Bar tasarım konnektör bölgelerinde görülen Von Mises stresleri

Tablo 14. Altyapılardaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises stresleri

Materyal	TORONTO TASARIM			BAR TASARIM		
	Model	Anterior İmplant	Posterior İmplant	Model	Anterior İmplant	Posterior İmplant
Co-Cr	Model 1	17,079009	42,718768	Model 2	16,277291	40,134719
Ti	Model 3	16,062283	30,769623	Model 4	15,596458	30,151711
Zr	Model 5	19,485871	44,412891	Model 6	17,388707	35,681356
PEEK	Model 7	5,925221	29,537675	Model 8	4,596666	20,922792
BioHPP	Model 9	5,779764	29,227706	Model 10	4,621880	20,926805
PEKK	Model 11	5,682231	29,547808	Model 12	5,210679	21,093771
FRP	Model 13	10,283763	29,923138	Model 14	9,325189	22,319368



Şekil 102. Altyapılardaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises stresleri

7. TARTIŞMA

Bu çalışmada önerilen hipotez, “tam dişsiz üst çenede all-on-four tekniğine göre yerleştirilen implantlar üzerinde farklı altyapı materyalleri ve tasarımları kullanımının; kemik, implant ve protezde oluşacak stres değerlerini etkileyeceği” şeklindedir. Kobalt-krom, titanyum, zirkonya, PEEK, modifiye PEEK (BioHPP), PEKK ve fiberle güçlendirilmiş kompozit (FRP) altyapı materyalleri ile toronto, bar tasarımları kullanılarak; implant, implant çevresi kemik ve protezde oluşan stresler, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçları göz önüne alındığında önerilen hipotez kabul edilmiştir.

Dental implantlar kısmi ve tam dişsizlik durumlarının rehabilitasyonunda gittikçe artan oranda ve yüksek başarı ile kullanılan bir tedavi yöntemidir (209). Tam dişsiz arkların rehabilitasyonunda, implant destekli sabit protez tedavisi ile implant destekli overdenture protez tedavisi karşılaştırıldığında; implant destekli sabit protezlerin çiğneme fonksiyonu ve ısırma kuvvetinde artan oranda iyileşme sağladığı, ayrıca hastanın özgüvenini arttırdığı belirtilmektedir (210).

Tam dişsizlik durumlarının rehabilitasyonunda, düşük kemik hacmi, zayıf kemik kalitesi, kemik greftleme ihtiyacı ve alveolar kemiğin anatomik sınırlamaları (maxillar sinüs, mental foramen ve mandibular sinir) gibi problemler bu çenelerde implant tedavisini zorlaştırmaktadır. Bu problemlerin üstesinden gelebilmek için, Maló ve ark. tarafından dört implant üzeri tedavi (All-on-four) konsepti geliştirilmiştir (21,211). All-on-four tedavi konsepti, alt çene ve üst çenede 2 anterior ve 2 posterior toplam 4 implant ile desteklenen, tam ark sabit bir protezden oluşan tedavi konseptidir. Anterior implantlar mandibula ve maksillada lateral kesici bölgesine dik olarak, posterior implantlar mandibulada mental foramenin hemen önüne, maksillada ise maksiler sinüsün anterior duvarına paralel olarak distale 30-45° eğimli yerleştirilirler (39,212). Bu tedavi tekniğiyle önemli anatomik yapıların korunması kolaylaşır ve geç yükleme yapılan implant sistemlerinin bekleme süresi ortadan kalkar (213,214). Çalışmalarda, bu teknik kullanılarak yapılan tam ark sabit protez ile desteklenen implantların yüksek başarı oranına sahip olduğu (kümülatif başarı oranı %92.2 - %100) rapor edilmiştir (215-219).

Begg ve ark., distal implantlardaki farklı açılanmaların (0° - 15° - 30° - 45°) kuvvet iletim özelliklerini tanımlamayı hedefledikleri çalışmalarında; 15° ve 30° açılı distal implantların, aksiyal implantlarla benzer gerilim modeli gösterdiğini ve baskı yoğunluğunun en fazla 45° açığa sahip distal implant çevresinde oluştuğunu bildirmişlerdir (220). Başka bir çalışmada 15° ve 30° distal implant açılanmasında benzer gerilim dağılımları saptanırken, 45° açılanmaya sahip distal implantların çevresinde yüksek gerilimler saptanmıştır (36). Çalışmamızda da diğer çalışmaların sonuçlarından yola çıkılarak, distal implantlarda en uygun gerilim oluşturan açılanma miktarı olan 30° tercih edilmiş; açılanma miktarı değişken olarak incelenmemiştir.

All-on-four tedavi planlamasında tercihen posteriora 4/4,3 mm, anteriorda 3,75/4 mm çapında 10-18 mm uzunluğunda implantlar kullanılmaktadır (221–223). Çalışmamızda da implantlar literatüre uygun olarak; anterior bölgede 3,75 mm çap/10 mm uzunluğunda, posterior bölgede ise 4,3 mm çap/13 mm uzunluğunda modellenmiştir.

İmplant destekli protetik restorasyonlarda, fonksiyon sırasında oluşan kuvvetlerin implantlara ve çevre dokulara iletiildiği bilinmektedir. Fonksiyonel ya da parafonksiyonel olabilen bu kuvvetler, implant ve destek dokular arasında farklı streslere ve implantları çevreleyen kemik dokuda bazı değişikliklere neden olmaktadır (224). Yapılan çalışmalara göre; kemiğe iletilen kuvvetler, kemikte ters yönde, benzer büyüklükte gerilme reaksiyonu oluşturmaktadır ve bu sebeple kemikte yıkım ya da yapım şeklinde görülebilen yeniden şekillenme durumu meydana gelebilmektedir (224,225). Literatürde dental implantlar ile ilgili marjinal kemik değişiklikleri ve protetik komplikasyonlarla alakalı çalışmalar bulunmaktadır ancak; implantların çevresindeki kemik içi streslerin klinik olarak ölçülememesi sebebiyle streslerin niteliği ve niceliği kesin olarak bilinmemektedir (226). Stresler hakkında daha detaylı veri elde edebilmek için *in vitro* çalışmalar yapılmaktadır. *In vitro* çalışmalarda kemik dokusu izotropik, elastik ve homojen olarak ele alınmasına rağmen; belli bir derecede viskoelastik, anizotropik ve heterojen bir yapıdır (227); bu sebeple yapılan çalışmalarda bazı kısıtlamalar bulunmaktadır. Ancak literatürdeki çalışmalar; stres analizi yöntemleriyle, potansiyel streslerle karşılaşılabilecek bölgelerin belirlenmesi sayesinde, implantta ve implant çevresi kemikte oluşabilecek değişikliklerin yorumlanabileceğini belirtmiştir (228,229).

Çalışmamız *in vitro* olarak planlanarak implant, implant çevre dokuları ve protezde oluşabilecek streslerin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Protetik restorasyonların, destek yapıların ve çevre dokuların fonksiyonel kuvvetler altındaki biyomekanik davranışlarını incelemek için stres analizi yöntemlerinden yararlanılmakta olup; en çok kullanılan yöntemler sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (SESA), fotoelastik stres analizi yöntemi ve gerinim ölçer (strain gauge) stres analizi yöntemidir (188,230–232).

Akça ve ark. tarafından yapılan bir araştırmada gerinim ölçer stres analizi yöntemi ile SESA yöntemi karşılaştırılmıştır (233). Yaptıkları çalışmanın sonucunda iki yöntemle de aynı miktarda stres elde etmişlerdir; ancak SESA yönteminde oluşturulan modelin daha hassas ve detaylı sonuçlar verdiği ifade edilmiştir (204,234–236).

SESA yönteminin sıklıkla tercih edilme sebepleri arasında; düzensiz geometri gösteren karmaşık yapılara uygulanabilmesi ve istenilen boyutlardaki yapıların geometrisini tam olarak taklit edebilmesi sayılabilir. Meydana gelen streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerlerinin herhangi bir açıdan rahatlıkla görülebilmesi mümkün olup; materyalin malzeme özelliklerinin programa doğru girilmesi sayesinde gerçeğe yakın özellikler gösteren modeller elde edilir (231,237). Diğer stres analiz yöntemlerine olan bahsi geçen avantajlarından dolayı, gerçeğe daha yakın stres sonuçları elde etmek için çalışmamızda SESA yönteminin kullanımı uygun görülmüştür.

İki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yönteminin uygulanması kolay, hızlı ve düşük maliyetlidir ancak özellikle karmaşık geometriye sahip yapıların analizinde çok doğru sonuçlar vermeyebilir. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile tüm eksenlerdeki kuvvetler değerlendirilebileceği için gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebilmektedir. Literatürdeki implant biyomekaniği ile ilgili çalışmalar incelendiğinde, birçoğunda üç boyutlu SESA yönteminin kullanıldığı görülmektedir. Bu nedenle, çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanılmıştır.

SESA yöntemi kullanılırken, canlı dokuda görülebilen birçok değişkenin sabit olarak kabul edilmesi gerekmektedir; bu durum SESA yönteminin en büyük dezavantajıdır (188,238). SESA yönteminde kemik-implant arasında %100'lük bir temas

olduğu varsayılırken; literatürdeki histolojik çalışmalar bu oranın %30 ile %70 arasında olduğunu göstermiştir (191). Tez çalışmamızda standardizasyon sağlamak amacıyla; literatürdeki çalışmalar referans alınarak kemik-implant teması %100 olarak kabul edilmiştir (204,236).

SESA yönteminin başarılı olması, anatomik yapının ideal olarak modellenmesiyle yakından alakalıdır; yöntemdeki değişkenlerin fazla olması sebebiyle de modellemede kullanılan düğüm ve eleman sayısı artmaktadır. Eleman ve düğüm sayısının fazla olması, çalışma modelinin ayrıntılı bir şekilde modellendiğini ifade eder (201). Literatürdeki çalışmalar, çalışma modellerindeki düğüm ve eleman sayısının 30.000 ile 200.000 arasında olması gerektiğini bildirmiştir (239). Çalışmamızdaki modellerde düğüm ve eleman sayıları, literatürdeki çalışmalardan sayıca fazla olup; ortalama düğüm sayısı 84.157, eleman sayısı ise 394.900' dür.

SESA çalışmasının sınırları dahilinde tüm yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edilmiştir. Sonuçlar yorumlanırken SESA çalışmasının kendine ait sınırlamaları göz önünde bulundurulmalıdır (240).

SESA çalışmalarında; trabeküler ve kortikal kemiğin, mukozanın ve kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve poisson oranları için evrensel olarak kabul edilmiş bir tablo yoktur (241). Çalışmamızda kullandığımız değerler için, literatürdeki diğer çalışmalarda en çok kullanılan değerlerden faydalanılmıştır.

Maksimum ısırma kuvvetleri cinsiyet, yaş, dişsizlik durumu ya da arkın farklı bölgelerine göre değişmektedir. Literatürdeki sonlu elemanlar analizi çalışmaları incelendiğinde; Gümrükçü ve Korkmaz tarafından yapılan bir çalışmada, atrofik tam dişsiz maksillada farklı gruplara 4, 5 ve 7 adet implant yerleştirilmiş olup; 1. premolar, 2. premolar ve 1. molar bölgelerine 150N' luk vertikal kuvvet uygulanmıştır (242). Gümrükçü ve ark. tarafından yapılan başka bir çalışmada atrofik tam dişsiz maksillaya 5 adet implant yerleştirilmiş olup, 1. premolar, 2. premolar ve 1. molar bölgelerinin fonksiyonel tüberküllerine 150N' luk oblik kuvvet uygulanmıştır (243). Literatürdeki diğer bir çalışmada atrofik maksillada all-on-four ve all-on-six teknikleri karşılaştırılmış; 150N' luk bir kuvvet bukkolingual yönde 1. molar hizasına hem vertikal hem de oblik olarak uygulanmıştır (236). Bhering ve ark. tarafından yapılan çalışmada da all-on-four

ve all-on-six teknikleri karşılaştırılmış; 150N' luk 30° açılı oblik bir kuvvet bukkolingual yönde uygulanmıştır (204). Çalışmamızda atrofik maksillaya uyguladığımız 150N'luk kuvvet, bu çalışmalarla paralellik göstermektedir.

Literatürdeki benzer çalışmalarda kuvvetler, oblik ya da vertikal ve genellikle noktasal (fonksiyonel tüberkül) olarak uygulanmıştır (204,236,242,243). Çalışmamızda sonlu elemanlar analizi sırasında uygulanan kuvvetlerin implant ve çevre dokulara iletilmesi için yarıçapı 1 cm olan yarım yuvarlak sert gıda materyali (foodstuff) ile çiğneme ve ısırma kuvvetleri simüle edilmiştir. Kullandığımız sert gıda materyali ile kuvvetlerin tek bir noktadan değil; yarım yuvarlak sert gıda materyalinin temas edeceği bütün tüberkül eğimlerinden iletilmesi ile gerçeğe yakın sonuçlar edilmiştir. Literatürdeki birçok çalışmada, yarım yuvarlak sert gıda materyali kullanımı çalışmamızı desteklemektedir (183,244,245).

Modellerde meydana gelen farklı geometriler ve sınır koşulları nedeniyle SESA sonuçlarının yapılan diğer çalışmalarla sayısal açıdan karşılaştırılması mümkün değildir; aynı çalışma içerisinde karşılaştırma yapılması daha uygundur. Çalışmamızda dört tip polimerik (PEEK, BioHPP, PEKK, FRP) ve üç tip polimerik olmayan altyapı materyali (Co-Cr, Ti, Zr) ile iki ayrı altyapı tasarımı (toronto, bar) kullanılarak, altyapı materyali ve tasarım alternatiflerinin; kemikte, implantta ve protezde oluşturduğu streslerin birbiriyle karşılaştırılması amaçlanmıştır.

İmplant destekli tam ark sabit protez tasarımlarının sonlu elemanlar analiz çalışmaları tek üye tasarımlardan çok daha karmaşıktır (191). İmplant destekli tam ark sabit protez vakalarında, stres dağılımını tek üye protezden daha karmaşık yapan protetik altyapının birçok implantı birbirine bağlamasıdır. Bu nedenle, protezin bir noktasındaki yükleme tüm implantlardaki ve çevreleyen kemikteki stres konsantrasyonunu farklı derecelerde artırır (246).

Yapılan bir çalışmada yükleme alanının implanta olan mesafesinin, implantlarda oluşacak Von Mises stresleri üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir (236). Bu çalışmaya göre yükleme alanına yakın yerleştirilen implantlarda Von Mises stresi daha yüksek değerler göstermiştir. Çalışmamızda oklüzal kuvvet posterior bölge hizasında verilmiştir.

Elde edilen bulgulara göre posterior implantlarda oluşan Von Mises stresleri, anterior implantlarda oluşan streslerden daha yüksek görülmüş olup bu çalışma ile uyumludur.

Kemik gibi kırılabilir materyaller için Principle Stress (Maksimum Principle Stress, Minimum Principle Stress) değerleri önemlidir. Çünkü Maksimum Principle Stress değeri kemiğin en yüksek gerilme dayanımına (kortikal kemik için 100 MPa) eşit veya ondan daha büyük değerde olduğunda veya Minimum Principle Stress değeri en yüksek sıkışma dayanımına (kortikal kemik için 173 MPa) eşit veya ondan büyük değerde olduğunda başarısızlık oluşur. En yüksek çekme ve basma stres değerleri, servikal bölge etrafındaki kortikal kemiklerde oluşur ve kortikal kemiğin en yüksek çekme ve basma dayanımı sırasıyla 100 ve 173 MPa'dır. Çalışmamızda kullanılan tüm modellerdeki kortikal kemikte oluşan streslere bakıldığında; maksimum çekme ve basma stresleri sırasıyla bu değerlerin altında olup kemikte kırılma olasılığı beklenmemektedir.

Von Mises stresleri, yük transferi ve dağılım mekanizmalarını karakterize etmek için evrensel bir stres göstergesi olarak kullanılmaktadır. Von Mises stres değerleri, metalik implantlar gibi çekilebilir materyallerdeki deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanmaktadır. Von Mises stres değerleri, implant materyalinin akma (yield) noktasını aştığı zaman kırık riski oluşabilir. Titanyum implantta meydana gelen stresler, titanyumun en üst dayanıklılık değeri olan 550 MPa'ı geçtiğinde kırık riski oluşabilir. Çalışmamızda implantta oluşan Von Mises streslerinin maksimum değerleri bu değeri aşmamıştır. Altyapılarda oluşan maximum Von Mises 17,732872 MPa ve implant-abutment birleşim yerlerinde ise 44,412891 MPa olup; altyapılarda da herhangi bir deformasyon beklenmemektedir.

Hussein ve Rabie, bir sonlu elemanlar analizi çalışmalarında, all-on-four tekniğine göre yerleştirilmiş implantlar üzerine uygulanan zirkonya altyapı materyalinin Von Mises, basma ve çekme streslerinin kortikal kemiğe trabeküler kemikten daha fazla aktarıldığını belirtmiştir (247). Literatürde yapılmış birçok çalışmada implant etrafındaki kemikte meydana gelen stres miktarları değerlendirilmiş ve yapılan çalışmalar sonucunda en fazla stresin implantın boyun bölgesinde; kortikal tabakayla implantın temasta olan bölgesinde görüldüğü tespit edilmiştir (248,249). Rubo ve ark. yaptıkları çalışmada, implant destekli bir protezde bulunan birçok klinik varyasyonu sonlu elemanlar stres

analizi yöntemi ile incelemiş ve streslerin en çok kuvvetin uygulandığı bölgeye en yakın implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte yoğunlaştığını bildirmişlerdir (249,250). Çalışmamızda da implantlar üzerinde oluşan Von Mises stresleri yapılan çalışmalarla benzer olarak, implantın boyun bölgesinde maksimum değerlerdedir.

Streslerin implantın boyun bölgesinde oluşması, implant ve kemiğin rijit bağlantısından kaynaklanmaktadır. Kortikal kemiğin elastisite modulünün trabeküler kemikten yüksek olması ve implantın zayıf olduğu boyun bölgesini çevreliyor olması; kortikal kemikte trabeküler kemikten daha fazla stres oluşmasına ve maruz kalınan kuvvetlere karşı daha dirençli olmasına neden olmaktadır (251). Çalışmamızda, hem anterior implant çevresi hem de posterior implant çevresi kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stresleri, trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma streslerine oranla daha yüksek çıkmıştır. Kortikal kemikte oluşan çekme ve basma streslerinin, trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma streslerinden daha yüksek olduğunu gösteren çalışmalar literatürde mevcut olup (251), çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

Protetik altyapı materyalinin, implantta ve implant çevresindeki kemikte oluşan stres üzerinde etkili olduğunu gösteren çalışmalar literatürde mevcuttur (171,224). Protez altyapısında kullanılan materyalin sertliği arttıkça, altyapıda oluşan stresin orantılı bir şekilde artacağı; implantta ve implant çevresindeki kemikte oluşan stresin ise materyalin sertliğiyle orantılı bir şekilde azalacağı bildirilmiştir (171). İmplant destekli hibrit protezlerin üretiminde farklı altyapı materyalleri kullanılmaktadır ve altyapıda kullanılan materyalin rijitidesi, implantta ve çevresinde oluşan stresi etkilemektedir.

Yüksek elastisite modülü ve akma direncine sahip Cr-Co eğilmeye ve bükülmeye dirençli, soy metallere göre daha ince hazırlanabilen bir altyapı materyalidir (74). Fakat Cr-Co ile döküm yapmak hassasiyet gerektirir ve sert bir materyal olduğu için tesviyesi de zordur. Ayrıca Cr-Co tranlüsens değildir ve estetik dezavantajı nedeniyle popülaritesi azalmıştır (74,252).

İmplant uygulamalarının yaygınlaşmasıyla birlikte titanyum, mükemmel biyouyumluluğu, yüksek mekanik ve fiziksel özellikleri nedeniyle protetik restorasyonlarda altyapı olarak da kullanılmaya başlanmıştır (253,254).

Metal altyapılardaki estetik problemleri çözmek amacıyla altyapı materyali olarak kullanılmaya başlanan zirkonya; yüksek eğilme mukavemeti (900-1200 MPa), düşük korozyon potansiyeli ve düşük termal iletkenlik özelliklerine sahiptir. Metal alaşımlarda gözlenen, iyon salınımına bağlı toksik ve allerjik reaksiyonların ortaya çıkması gibi dezavantajları da bulunmamaktadır (254). Uzun dönem başarısının değerlendirildiği çalışmalarda, yaşlandırma testlerinden önemli ölçüde etkilenmediği bildirilmiştir (255).

Metal ve zirkonya gibi materyallerin elastikiyeti az olduğu için oluşan stresler; protez kırıklarına, TME problemlerine, implant ve diş çevresindeki destek dokularda hasara neden olabilmektedir. PEEK; düşük elastisite modülüne sahip olması, biyouyumluluğu, allerjen olmaması, korozyon direnci ve mekanik özellikleri dolayısıyla titanyum, Co-Cr gibi metalik materyallerin yerine diş ve implant destekli sabit protezlerde altyapı materyali olarak kullanılabilir (128,129).

%20 seramik doldurucu modifiye PEEK materyali olarak tanımlanan BioHPP, iyi mekanik özelliklere ve mükemmel biyouyumluluğa sahiptir. Seramik mikropartiküller materyale daha iyi polisajlanabilme ve düşük plak akümüasyonu özellikleri kazandırmaktadır. Düşük elastisite modülü nedeniyle kemik kadar elastiktir. Restorasyona ve diş köküne iletilen kuvvetleri stres kırıcı özelliği sayesinde azaltmaktadır. Allerjik olmaması, iyi aşınma direnci, düşük özgül ağırlığa sahip olması, estetik görünüm, kimyasal kararlılık, yüksek sıcaklık dayanımı, PMMA'ya ve indirekt kompozit rezine yüksek bağlanma dayanımı avantajları gözönüne alındığında implant destekli sabit protezlerde altyapı materyali olarak kullanımı önerilmektedir. Altyapının dayanıklılığı, seramik mikropartiküller ilavesi ile büyük ölçüde artmaktadır ve bu, daimi restorasyonlar için uygun olan dayanıklılık modülü gereksinimlerini karşılamaktadır.

Yüksek performanslı polimerlerden biri olan PEKK materyali içerdiği ikinci keton grubu nedeniyle PEEK'e kıyasla daha yüksek baskı dayanımına sahiptir. Estetik görünüm, hafiflik ve farklı veneerleme materyallerine uygunluk özellikleri dolayısıyla implant destekli tam ark sabit protezlerde altyapı materyali olarak kullanılabilir.

Bicon Dental İmplant firması tarafından geliştirilen fiberle güçlendirilmiş rezin blok Trinia'nın ağırlığı zirkonyadan ve kobalt-kromdan daha az, gerilme dayanımı zirkonyaya denk iken bükülme ve baskı dayanımı kobalt-krom ile karşılaştırılabilir

seviyededir. Düşük elastisite modülüne sahiptir (179). Bu materyal üç üyeli sabit köprülerde test edilmiş ve altın standart olan metal-seramik protezlerle benzer sonuçlar elde edilmiştir (181). Ayrıca kısa süreli bir klinik çalışmada 4 implant üstüne yapılan fiber destekli rezin protezlerin başarı oranı yaklaşık %97 olarak bulunmuştur (179).

İmplant destekli sabit hibrit protezlerde, farklı altyapı materyallerinin stres oluşumu üzerindeki etkilerinin karşılaştırıldığı çalışmalar literatürde mevcuttur. Lee ve ark. yaptıkları çalışmada, all-on-four tekniğine göre yerleştirilen implantlar üzerine Zr, Ti ve PEKK altyapılar dizayn ederek; implant, implant çevresindeki kemik ve altyapılarda oluşan stresleri değerlendirmişlerdir. Çalışmada altyapıların implant çevresi kemikte oluşturduğu çekme ve basma streslerinin büyüklüğü sırasıyla PEKK, Ti ve Zr şeklindedir. İmplantlarda oluşan Von Mises stresleri de kemikte oluşan stres değerleriyle benzer olup; en yüksek stres değerleri PEKK altyapıda, en düşük stres değerleri Zr altyapıda gözlenmiştir. Altyapılarda oluşan Von Mises stresleri ise büyükten küçüğe doğru sırasıyla Zr, Ti ve PEKK şeklinde olup; kemik ve implantlardaki bulgular ile zıt yöndedir. Çalışmada PEKK gibi düşük elastisite modülüne sahip altyapı materyallerinin, kendi bünyesinde düşük stres oluşturmasına rağmen; implant ve çevresindeki dokulara stres iletiminin yüksek olması nedeniyle, uzun dönem başarısının düşük olduğu bildirilmiştir (256). Bizim çalışmamızda da altyapıların kortikal kemikte oluşturduğu çekme ve basma stresleri ile implantların boyun bölgelerinde oluşan Von Mises stresleri, elastisite modülü düşük olan polimerik materyallerde rijit altyapı materyallerine kıyasla daha yüksek değerlerde olup; Lee ve ark.'nın çalışması ile paralellik göstermektedir. Çalışmamızda altyapılarda oluşan Von Mises stresleri de bu çalışmayla uyumlu olup; Co-Cr, Zr ve Ti gibi rijit altyapılarda, polimerik materyallere kıyasla daha yüksek değerler gözlenmektedir.

Bacchi ve ark. yaptıkları çalışmada, altyapı materyalleri olarak altın, gümüş-palladyum, titanyum, zirkonya ve krom-kobalt kullanmışlar ve altyapıda, kemikte, implant vidasında oluşan stresi sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada protez altyapısında kullanılan materyalin sertliği arttıkça, altyapı ve vidada oluşan stresin orantılı bir şekilde artacağı, implant çevresindeki kemikte oluşan stresin ise materyalin sertliğiyle orantılı bir şekilde azalacağı sonucu bulunmuştur (171). Bizim çalışmamızda da altyapıda kullanılan materyalin sertliği arttıkça kortikal kemikteki stres

azalmıştır ve Co-Cr, Zr, Ti gibi rijit materyallerdeki stres değerleri polimerik materyallere kıyasla daha düşük değerler göstermiştir. Aynı şekilde altyapı materyalinin sertliği arttıkça kendi yapısında oluşan stres çalışmamızda da artmış ve polimerik olmayan materyallerde daha yüksek değerler gözlenmiştir.

Sirandoni ve ark.'nın çalışmalarında, implant destekli sabit mandibular protezlerde; Ti, Co-Cr, Zr, PMMA (polimetil-metakrilat), CFR-PEEK (karbon fiberle güçlendirilmiş PEEK) ve PEEK altyapı materyallerinin biyomekanik davranışları sonlu elemanlar stres analizi kullanarak değerlendirilmiştir. Çalışmada Ti, Co-Cr ve Zr gibi polimerik olmayan materyallerin peri-implant bölgede stres dağılımı ile ilgili en uygun sonuçları gösterdiği belirtilmekte olup; çalışmamızla benzer sonuç vermektedir (257).

Literatürdeki diğer bir çalışmada kobalt-krom, titanyum ve zirkonya protetik altyapıları; all-on four ve all-on-six konseptlerinde karşılaştırılmıştır. Tedavi konseptlerinden bağımsız olarak kobalt-krom ve zirkonya gibi daha sert materyaller, biyomekanik açıdan daha iyi sonuçlar göstermiş olup; kemik, implant, abutment, abutment vidası ve yer değiştirme seviyeleri üzerindeki en düşük değerleri göstermiştir. All-on-four konseptinde kullanılan titanyum altyapı biyomekanik açıdan en kötü sonucu vermiştir. All-on-six konseptinde ise altyapılarda en yüksek stresler zirkonyada görülmüş olup; bunu sırasıyla kobalt-krom ve titanyum izlemiştir (204). Materyallerin sertlik değerlerindeki değişimle alakalı olarak elde ettikleri sonuçlar çalışmamızla uyumlu olup verilerimizi desteklemektedir .

Favot ve ark., tam dişsiz mandibulada all-on-four tekniğine göre yerleştirilmiş implantlar üzerinde, dört farklı protetik altyapı materyalini (Zr, Ti, Au ve Ni-Ti) karşılaştırmışlardır. Zirkonya altyapıda Ti altyapıdan daha çok stres gözlenmiş olup; altyapıda oluşan streslerin, materyalin sertliğinin düşmesiyle orantılı olarak azaldığı bulunmuştur (258). Bahsi geçen çalışmada Zr altyapının Ti altyapıdan daha yüksek stres değerleri göstermesi çalışmamız ile paralellik göstermektedir.

İmplant destekli protetik altyapılarda biriken stres, tasarım ile de ilişkilidir. Literatürde implant destekli tam ark sabit protezlerde altyapı materyallerinin stres değerlerini karşılaştıran biyomekanik çalışmalar çok sayıda bulunmasına rağmen; altyapı tasarımı ile ilgili çalışmalar sınırlıdır. İmplantüstü protezleri destekleyen altyapıların

tasarımı ve üretimi, uzun süreli klinik başarının temelini oluşturmaktadır. İmplantüstü protezlerde altyapı tasarımı ile ilgili çeşitli yöntemler kullanılmış olup; orjinal tasarımlar laboratuvar testlerinden faydalanmadan ampirik olarak geliştirilmiştir (12).

Çalışmamızda, all-on-four tekniğine uygun olarak yerleştirilen implantlar üzerine Toronto ve bar tasarımları kullanılarak dizayn edilen tam ark protetik restorasyonların; implant, implant çevresi kemik ve protezde oluşturduğu stresler değerlendirilerek, tasarım tipinin biyomekanik davranış üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Bulgulara göre Toronto ve bar tasarımların kemikte, implantta ve protetik altyapıda oluşturduğu stres değerlerinin birbirine yakın olduğu gözlenmiş olup; Toronto tasarımında oluşan stres değerleri bar tasarıma kıyasla nispeten daha yüksek bulunmuştur.

Tribst ve ark., çalışmamızla benzer olarak farklı protez tasarımlarının (geleneksel tasarım (bar tasarım), deneysel tasarım) biyomekanik davranışını sonlu elemanlar stres analizi ile incelemişlerdir. Bu çalışmada önerilen deneysel tasarım, Belur ve Nagy tarafından 2018 yılında interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlar için önerilen; dikey boyutun korunması ve dişlerin aşınmasının önlenmesi amacıyla posterior dişlerin lingual ve oklüzal yüzlerini de içeren altyapı tasarımıdır. Modellerin mekanik davranışları karşılaştırıldığında, geleneksel tasarımın protetik altyapıda daha yüksek bir stres konsantrasyonu oluşturduğu gözlemlenmiştir. Deneysel tasarım modelinde ise altyapının rijiditesine bağlı olarak bileşenlerin hareketinin azaldığı; protez vidası, abutment ve implantta daha düşük stres değerleri olduğu görülmüştür. Bu çalışmada, daha az stres yoğunluğuna sahip ve daha rijit olan deneysel tasarım modeli, geleneksel tasarıma kıyasla biyomekanik tepki açısından daha iyi sonuçlar vermiştir (259). Çalışmamızda da bar tasarımında daha düşük stres değerleri gözlenmesinin; konnektör kalınlığının toronto tasarıma kıyasla daha fazla olmasıyla ilişkili olabileceği düşünülmektedir.

Literatürde implant destekli tam ark sabit protezlerde altyapı materyallerinin stres dağılımı üzerindeki etkisini karşılaştıran biyomekanik çalışmalar çok sayıda bulunmasına rağmen; altyapı tasarımı ile ilgili çalışmalar sınırlıdır. Bu çalışmada protetik modellemeye altyapı tasarımı da dahil edilmiş; altyapı materyallerine ek olarak tasarım alternatiflerinin de stres dağılımı üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalıştığımız tasarım modellerine ek olarak farklı tasarım tiplerinin ve üstyapı

materyallerinin de dahil edileceği çalışmalar; özellikle altyapı tasarımlarının implant, implant çevresi kemik ve protezde oluşturacağı stresleri değerlendirmek adına faydalı olacaktır.



8. SONUÇLAR

Çalışmamızın limitasyonları dahilinde elde edilen sonuçlar aşağıdaki gibi özetlenebilir:

1. İmplant destekli tam ark sabit protezlerde farklı altyapı materyalleri ve tasarımlarının kullanımı; implant, implant çevresi kemik ve protezde oluşan stres değerleri üzerinde etkilidir.
2. Çalışmamızda en yüksek çekme ve basma stres değerleri, servikal bölge etrafındaki kortikal kemikte görülmüştür ve bu stresler kortikal kemiğin en yüksek çekme ve basma dayanımlarından daha düşük değerlerde olup kemikteki kırılma dayanımını aşmamıştır.
3. Kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stresleri, trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma streslerinden daha yüksek değerler göstermiştir.
4. En yüksek Von Mises stresleri implantların boyun bölgesinde görülmüştür.
5. Yükleme alanına yakın yerleştirilen posterior implantlarda oluşan streslerin anterior implantlarda oluşan streslerden daha yüksek olduğu görülmüştür.
6. Co-Cr, Zir ve Ti gibi elastisite modülü yüksek altyapılar abutment, implant ve implant çevresi kemikte daha düşük stres değerleri oluşturmuştur. En yüksek stres değerleri polimerik materyallerde izlenmiştir.
7. Altyapılarda oluşan Von Mises stresleri değerlendirildiğinde elastisite modülü düşük olan polimerik materyaller, daha düşük stres değerleri göstermiştir.
8. Kullanılan tüm altyapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan maksimum stresler materyallerin kırılma dayanıklılıklarını aşmamıştır.
9. Toronto ve bar tasarımların, implant, implant çevresi kemik ve protezde oluşturduğu stresler birbirine benzer olup; Toronto tasarımında daha yüksek stres değerleri gözlenmiştir.

Cr-Co, Zr, Ti, PEEK, BioHPP, PEKK ve fiberle güçlendirilmiş rezin (Trinia) altyapı materyalleri değerlendirildiğinde; düşük elastisite modülüne sahip polimerik materyallerin implanta ve çevre dokulara daha fazla stres ilettiği görülmektedir. Bu durum, protetik komponenti koruyan bir mekanizma olmasına rağmen; uzun dönemde implant çevresi kemikte rezorbsiyon riskini arttırabilir. Polimerik

materyallere oranla daha yüksek elastisite modülüne sahip olan Cr-Co, Ti ve Zr altyapı materyallerinin, peri-implant bölgedeki stres dağılımı açısından daha uygun materyaller olduğu düşünülmektedir.



9. KAYNAKLAR

1. Att W, Bernhart J, Strub JR. Fixed rehabilitation of the edentulous maxilla: possibilities and clinical outcome. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(11):60–73.
2. Att W, Stappert C. Implant therapy to improve quality of life. *Quintessence Int.* 2003;34(8):573–81.
3. Full F, Supported P, Implant F. 4 İmplant Üzeri Sabit Protetik Restorasyon Konsepti. Fixed Full - Prosthesis Supported by Four Implant. *Eskişehir Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2020;41(1):61–8.
4. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, Dos Santos MBF. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(5):1243–9.
5. Fabbri G, Brennan M. A novel approach to implant screw-retained restorations : Adhesive combination between zirconia frameworks and monolithic lithium disilicate. *Int J Esthet Dent.* 2014;9:490–506.
6. Maló P, MA de AN, Lopes A V, Rodrigues R. Immediate loading short implants inserted on low bone quantity for the rehabilitation of the edentulous maxilla using an All-on-4 design. *J Oral Rehabil.* 2015;42:615–23.
7. Seemann R, Wagner F, Marincola M, Clinical A, Ewers R. Fixed, fiber-reinforced resin bridges on 5.0mm implants in severely atrophic mandibles: up to 5-years follow-up of a prospective cohort study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2018;76(5):956-962.
8. Zoidis P. The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2018;119(4):516–21.
9. Wagner F, Seemann R. Fiber-Reinforced Resin Fixed Prosthesis on 4 Short Implants in Severely Atrophic Maxillas : 1-Year Results of a Prospective Cohort Study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2018;76(6):1194-1199.
10. Conserva E, Menini M, Tealdo T, Bevilacqua M. The Use of a Masticatory Robot to Analyze the Shock Absorption Capacity of Different Restorative Materials for Prosthetic Implants : A Preliminary Report. *Int J Prosthodont.* 2009;22(1):53–6.
11. Castorina G, Ii L. Carbon-Fiber Framework for Full-Arch Implant-Supported Fixed Dental Prosthesis Supporting Resin-Based Composite and Lithium

- Disilicate Ceramic Crowns : Case Report and Description of Features. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2018;(0):1–10.
12. Drago C, Howell K. Concepts for Designing and Fabricating Metal Implant Frameworks for Hybrid Implant Prosthesis. *J Prosthodont.* 2012;21(5):413–24.
 13. Taşkınsel E, Gümüş HÖ. SONLU ELEMENLER STRES ANALİZİ VE RESTORATİF DİŞ HEKİMLİĞİNDE KULLANIMI. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2013;8:131–5.
 14. Carl E. Misch. *Contemporary Implant Dentistry.* 3rd ed. 2007.
 15. Pappaspyridakos P, Mokti M, Chen CJ, Benic GI, Gallucci GO, Chronopoulos V. Implant and prosthodontic survival rates with implant fixed complete dental prostheses in the edentulous mandible after at least 5 years: a systematic review [Internet]. Vol. 16, *Clinical implant dentistry and related research.* *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(5):705-17.
 16. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1999;81(5):537–52.
 17. Bedrossian E, Sullivan RM, Fortin Y, Malo P, Indresano T. Fixed-Prosthetic Implant Restoration of the Edentulous Maxilla: A Systematic Pretreatment Evaluation Method. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008;66(1):112–22.
 18. Misch CE. *Dental İmplant Protezler.* 1st ed. Ömer Kutay, editor. Nobel Tıp Kitabevi; 2009.
 19. Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence Publishing; 1985.
 20. Drago C. Ratios of Cantilever Lengths and Anterior-Posterior Spreads of Definitive Hybrid Full-Arch, Screw-Retained Prosthesis: Results of a Clinical Study. *J Prosthodont.* 2018;27(5):402–8.
 21. Maló P, Rangert B, Nobre M. “All-on-four” immediate-function concept with brånemark system® implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5:2–9.
 22. Patras M, Martin W. Simplified custom impression post for implant-supported restorations. *J Prosthet Dent.* 2016;115(5):556–9.
 23. Sipahi C, Aydınтуğ YS. Mandibular defektin protetik rehabilitasyonu: olgu sunumu. *Gülhane Tıp Derg.* 2011;53:56-59.

24. Kola M, Rabah A, Raghav D, Sabra S, Harby NM, Khalil H, et al. Surgical templates for dental implant positioning; current knowledge and clinical perspectives. *Niger J Surg.* 2015;21(1):1.
25. Chiapasco M, Zaniboni M. Methods to Treat the Edentulous Posterior Maxilla: Implants With Sinus Grafting. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(4):867–71.
26. Wismeijer D, Buser D, Belser U. *ITI Treatment Guide, Vol 4: Loading Protocols in Implant Dentistry: Edentulous Patients.* 2010. 50–51 p.
27. G C. The Edentulous Maxillary Arch: A Novel Approach To Prosthetic Rehabilitation With Dental Implants, Based Upon The Combination Of Optimum Mechanical Resources. *Dentistry.* 2014;04(04).
28. Agnini A, Agnini AM, Romeo D, Chiesi M, Pariente L, Stappert CFJ. Clinical Investigation on Axial versus Tilted Implants for Immediate Fixed Rehabilitation of Edentulous Arches: Preliminary Results of a Single Cohort Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(4):527–39.
29. Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: Design considerations. *J Prosthet Dent.* 1997;78(1):28–33.
30. Rojas-Vizcaya F. Full zirconia fixed detachable implant-retained restorations manufactured from monolithic zirconia: Clinical report after two years in service. *J Prosthodont.* 2011;20(7):570–6.
31. M T, B C, N S, S T, M A. Prosthodontic Perspective to all-on-4® Concept for Dental Implants. *J Clin DIAGNOSTIC Res.* 2014;8(10).
32. Patzelt SBM, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The all-on-four treatment concept: A systematic review. Vol. 16, *Clinical Implant Dentistry and Related Research.* 2014;16(6):836-55.
33. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The All-on-Four immediate function treatment concept with nobelactive implants: A retrospective study. Vol. 37, *Journal of Oral Implantology.* *J Oral Implantol.* 2011;37(4):431–45.
34. Malo P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 Immediate-Function Concept with Branemark SystemR Implants for Completely Edentulous Maxillae: A 1-Year Retrospective Clinical Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(1):88–94.
35. 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. *Clin*

- Implant Dent Relat Res. 2014;16(4):501–10.
36. Sannino G. All-on-4 Concept: A 3-Dimensional Finite Element Analysis. *J Oral Implantol*. 2015;41(2):163–71.
 37. Yuan JCC, Sukotjo C. Occlusion for implant-supported fixed dental prostheses in partially edentulous patients: A literature review and current concepts. *J Periodontal Implant Sci*. 2013;43(2):51–7.
 38. Ho BCC, Hons B, Dip G, Dent C, Pros MCD, All-on- T. Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the “All-on-4” immediate function concept. *Australas Dent Pract*. 2012;23:138–48.
 39. 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. *J Am Dent Assoc*. 2011;142(3):310–20.
 40. Jensen OT, Adams MW, Cottam JR, Parel SM, Phillips WR. The all on 4 shelf: Mandible. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011;69(1):175–81.
 41. 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.
 42. von Gonten AS, Medina T, Woolsey GD, Hill DR. Modifications in the Design and Fabrication of Mandibular Osseointegrated Fixed Prostheses Frameworks. *J Prosthodont*. 1995;4(2):82–9.
 43. Gonzalez J. The Evolution of Dental Materials for Hybrid Prosthesis. *Open Dent J*. 2014;8(1):85–94.
 44. Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Quintessence Publishing; 1985.
 45. English CE. Critical A-P spread. *Implant Soc*. 1990;1(1):2–3.
 46. McAlarney ME, Stavropoulos DN. Determination of cantilever length-anterior-posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the prosthesis retaining screw-prosthesis joint. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 1996;11(3):331–9.
 47. McAlarney ME, Stavropoulos DN. Theoretical cantilever lengths versus clinical variables in fifty-five clinical cases. *J Prosthet Dent*. 2000;83(3):332–43.
 48. Drago C, Saldarriaga RL, Domagala D, Almasri R. Volumetric determination of the amount of misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a multicenter

- laboratory study. *J Oral Maxillofac Implant.* 2010;25(5):920–9.
49. Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: An in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2003;89(3):256–60.
 50. Wong N. All-on-“X”: Final Fixed Prosthetic Options for Full Arch Implant Cases 2017.
 51. Drago C, Howell K. Concepts for Designing and Fabricating Metal Implant Frameworks for Hybrid Implant Prostheses. *Am Coll Prosthodont.* 2012;00:1–12.
 52. Nematollahi F, Beyabanaki E, Alikhasi M. Cement Selection for Cement-Retained Implant-Supported Prostheses: A Literature Review. *Journal of Prosthodontics.* 2016;25(7):599–606.
 53. Dumbrigue HB, Abanomi AA, Cheng LL. Techniques to minimize excess luting agent in cement-retained implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2002;87(1):112–4.
 54. Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long-term Outcome of Cemented Versus Screw-Retained Implant-Supported Partial Restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;25(5):1102–7.
 55. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent.* 1997;77(1):28–35.
 56. Nematollahi F, Alikhasi M, Beyabanaki E. Restoring a post-traumatic partial edentulous mandible with the Toronto prosthesis: a clinical report. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2018;12(2):135–9.
 57. Siadat H, Rokn A, Beyabanaki E. Full Arch All-on-4 Fixed Implant-Supported Prostheses with 8.5 Years of Follow-Up: A Case Report. *J Dent (Tehran).* 2018;15(4):259–65.
 58. Montero J, de Paula CM, Albaladejo A. The “Toronto prosthesis”, an appealing method for restoring patients candidates for hybrid overdentures: A case report. *J Clin Exp Dent.* 2012;4(5).
 59. B U, O O, G C, G G. Fabrication of a Retrievable Cement- And Screw-Retained Implant-Supported Zirconium Fixed Partial Denture: A Case Report. *J Oral Implantol.* 2008;34(1).
 60. Baig MR, Rajan G, Rajan M. Edentulous arch treatment with a CAD/CAM screw-retained framework and cemented crowns: a clinical case report. *J Oral Implantol.*

- 2009;35(6):295–9.
61. Rajan M, Gunaseelan R. Fabrication of a cement- and screw-retained implant prosthesis. *J Prosthet Dent*. 2004;92(6):578–80.
 62. Beyabanaki E, Shamshiri AR, Alikhasi M, Monzavi A. Effect of Splinting on Dimensional Accuracy of Impressions Made of Implants with Different Subgingival Alignments. *J Prosthodont*. 2017;26(1):48–55.
 63. Lima LB, Freitas NR de, Novais VR, Júnior PCS. Impact of implant number on mandibular implant-supported profile prostheses: A systematic review. 2018;795–807.
 64. Borie E, Orsi IA, Araujo CPRDE. The influence of the connection, length and diameter of an implant on bone biomechanics. 2015;73(5):321–9.
 65. Sousa RM, Simamoto-Junior PC, Fernandes-Neto AJ, Sloten J Vander, Jaecques SVN, Pessoa RS. Influence of Connection Types and Implant Number on the Biomechanical Behavior of Mandibular Full-Arch Rehabilitation. 2016;31(4):750–60.
 66. Martin-Fernandez E, Gonzalez-Gonzalez I, Mauvezin-Quevedo MA, Brizuela-Velasco A, Alvarez-Arenal A. Mandibular Flexure and Peri-Implant Bone Stress Distribution on an Implant-Supported Fixed Full-Arch Mandibular Prosthesis : 3D Finite Element Analysis. *Biomed Res Int*. 2018.
 67. Mericske-Stern R. Prosthetic considerations. *Aust Dent J*. 2008;53:49–59.
 68. Abreu RT, Spazzin O, Noritomi PY, Consani RLX, Marcelo F. Influence of Material of Overdenture-Retaining Bar with Vertical Misfit on Three-Dimensional Stress Distribution. 2010;19:425–31.
 69. Hulterström M, Nilsson DDSU. Cobalt-Chromium as a Framework Material in Implant-Supported Fixed Prostheses : A Preliminary. *Int J Oral&Maksillofacial Implant*. 1991;6(4):475–80.
 70. Watanabe I, Watkins JH, Nakajimal H, Atsuta M, Okabel T. Effect of Pressure Difference on the Quality of Titanium Casting. *J Dent Res*. 1997;76(3):773–9.
 71. Qian L, Todo M, Matsushita Y, Koyano DDSK. Effects of Implant Diameter , Insertion Depth , and Loading Angle on Stress / Strain Fields in Implant / Jawbone Systems : Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24:866–77.

72. American National Standards Institute/American Dental Association. Specification no. 5 for dental casting alloys. Chicago: American Dental Association; 1997.
73. Fischer J, Fleetwood PW. Improving the processing of high-gold metal-ceramic frameworks by a pre-firing heat treatment. *Dent Mater.* 2000;16:109–13.
74. Anusavice K, Shen C, Rawls HR. *Phillips' Science of Dental Materials*. St. Louis, USA: Elsevier Health Sciences; 2012. 367–396 p.
75. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*. 4th ed. Chicago: Quintessence Publishing; 2008.
76. Moffa JP. Biological Effects of Nickel-Containing Dental Alloys. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *J Am Dent Assoc.* 1982;104(4):501–5.
77. Donley TG, Gillette WB. Titanium Endosseous Tissue Interface : A Literature Review Implant-Soft. *J Periodontol.* 1991;62:153–60.
78. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent.* 1992;68(1):96–102.
79. Viennot S, Dalard F, Lissac M, Corrosion GB, Lissac M. Corrosion resistance of alloys used in fixed prosthetic restorations. 2005;(10):90–5.
80. Viennot S, Dalard F, Lissac M, Grosogeat B. Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restorations. *Eur J Oral Sci.* 2005;113(1):90–5.
81. Kassapidou M, Franke Stenport V, Hjalmarsson L, Johansson CB. Cobalt-chromium alloys in fixed prosthodontics in Sweden. *Acta Biomater Odontol Scand.* 2017;3(1):53–62.
82. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. 2004;48:499–512.
83. Serra-Prat J, Cano-Batalla J, Cabratosa-Termes J, Figueras-Àlvarez O. Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: Shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *J Prosthet Dent.* 2014;112(3):600–5.
84. Zhou Y, Li N, Yan J, Zeng Q. Comparative analysis of the microstructures and mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by different methods. *J*

- Prosthet Dent. 2018;120(4):617–23.
85. Erzincanlı A, Hamitoğlu B, Kayahan ZO. Titanyum yüzeyine fiber lazer uygulamasının rezin simanın bağlanma dayanımı üzerine etkisi. *Yeditepe J Dent.* 2020;(1):65–73.
 86. Ciocca L, Meneghello R, Savio G, Scheda L, Monaco C, Gatto MR, et al. Manufacturing of Metal Frameworks for Full-Arch Dental Restoration on Implants: A Comparison between Milling and a Novel Hybrid Technology. *J Prosthodont.* 2019;28(5):556–63.
 87. Oyar P. Titanyum ve Özellikleri. *J Dent Fac Atatürk Uni.* 2015;11:151–9.
 88. Roach M. Base Metal Alloys Used for Dental Restorations and Implants. Vol. 51, *Dental Clinics of North America.* Elsevier; 2007. p. 603–27.
 89. UZUN İH, BAYINDIR F. DENTAL UYGULAMALARDA TİTANYUM VE ÖZELLİKLERİ. *J Dent Fac Atatürk Uni.* 2010;3:213–20.
 90. Koizumi H, Takeuchi Y, Imai H, Kawai T, Yoneyama T. Application of titanium and titanium alloys to fixed dental prostheses. *J Prosthodont Res.* 2019;63(3):266–70.
 91. Osman RB, Swain M V. A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials.* 2015;8(3):932–958.
 92. Johansson BI, Bergman B. Corrosion of titanium and amalgam couples: Effect of fluoride, area size, surface preparation and fabrication procedures. *Dent Mater.* 1995;11(1):41–6.
 93. Sidambe AT. Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants-A review. *Materials.* 2014;7(12):8168–88.
 94. Asri RIM, Harun WSW, Samykano M, Lah NAC, Ghani SAC, Tarlochan F, et al. Corrosion and surface modification on biocompatible metals: A review. *Materials Science and Engineering.* 2017;77:1261–74.
 95. Wang RR, Fenton A. Titanium for Prosthodontic Applications: A Review of the Literature. *Quintessence Int (Berl).* 1996;27(6):401–8.
 96. Haag P, Nilner K. Questions and Answers on Titanium-Ceramic Dental Restorative Systems: A Literature Study. *Quintessence Int (Berl).* 2007;38(1):5–13.
 97. Inan Ö, Acar A, Halkaci S. Effects of sandblasting and electrical discharge

- machining on porcelain adherence to cast and machined commercially pure titanium. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*. 2006;78(2):393–400.
98. Perialini ARF, Benjamin CM, Ribeiro RF, Scaf G, Adabo GL. The Effect of Coating Patterns with Spinel-Based Investment on the Castability and Porosity of Titanium Cast into Three Phosphate-Bonded Investments. *J Prosthodont*. 2010;19:517–22.
 99. Helldén LB, Dérand T, Johansson S, Lindberg A. The CrescoTi Precision method : Description of a simplified method to fabricate titanium superstructures with passive fit to osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1999;82:487–91.
 100. Cheng WW, Ju CP, Lin JHC. Structure , castability and mechanical properties of commercially pure and alloyed titanium cast in graphite mould. *J Oral Rehabil*. 2007;(10):528–40.
 101. Luo X, Guo T, Ou Y, Liu Q. Titanium casting into phosphate bonded investment with zirconite. *Dent Mater*. 2002;18:512–5.
 102. Zhang Z, Tamaki Y, Hotta Y, Miyazaki T, Cam CAD. Novel method for titanium crown casting using a combination of wax patterns fabricated by a CAD / CAM system and a non-expanded investment. *Dent Mater*. 2006;681–7.
 103. Paulino SM, Leal B, Pagnano O, Bezzon L, Preto R, Paulo S. The castability of pure titanium compared with Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys. *J Prosthet Dent*. 2007;98:445–54.
 104. Magnus P, Matts A, Bo B. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *J Prosthet Dent*. 1995;74:223–9.
 105. Boeckler AF, Dent M, Lee H, Dent M, Setz JM. Prospective observation of CAD / CAM titanium ceramic single crowns : A three- year follow up. *J Prosthet Dent*. 2009;102:290–7.
 106. Nachum S, Benjamin R, Gelbard Shaul, Noah S. A CAD/CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent*. 1995;73:457–63.
 107. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent*. 2006;96(1):47–52.
 108. Guazzato M, Albakr M, Swain MV, Ironside J. Mechanical Properties of In-Ceram

- Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*. 2002;15(4):339–47.
109. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20:1–25.
 110. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008;24(3):299–307.
 111. Tan PLB, Dunne JT. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2004;91:215–8.
 112. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics : Basic properties and clinical applications. *J Dent*. 2007;35(11):819–26.
 113. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2004;92:557–62.
 114. Keough BE, Kay HB, Sager RD. A ten-unit all-ceramic anterior fixed partial denture using Y-TZP zirconia. *Pract Proced aesthetic Dent PPAD*. 2006;18(1):37–43; quiz 44.
 115. Luthardt RG, Holzhüter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*. 2004;20(7):655–62.
 116. Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in Fixed Implant Prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(5):633–45.
 117. Cho Y, Raigrodski AJ. The rehabilitation of an edentulous mandible with a CAD/CAM zirconia framework and heat-pressed lithium disilicate ceramic crowns: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2014;111(6):443–7.
 118. Pozzi A, Tallarico M, Barlattani A. Monolithic lithium disilicate full-contour crowns bonded on CAD/CAM zirconia complete-arch implant bridges with 3 to 5 years of follow-up. *J Oral Implantol*. 2015;41(4):450–8.
 119. Daou EE. The Zirconia Ceramic: Strengths and Weaknesses. *Open Dent J*. 2014;8(1):33–42.
 120. Ma R, Tang T. Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *International Journal of Molecular Sciences*. 2014;15(4):5426–45.
 121. Rocha RFV, Anami LC, Campos TMB, de Melo RM, e Souza RO de A, Bottino MA. Bonding of the polymer polyetheretherketone (PEEK) to human dentin: Effect of surface treatments. *Braz Dent J*. 2016;27(6):693–9.

122. Yao F, Zheng J, Qi M, Wang W, Qi Z. The thermal decomposition kinetics of poly(ether-ether-ketone) (PEEK) and its carbon fiber composite. *Thermochim Acta*. 1991;183(C):91–7.
123. Shekar RI, Kotresh TM, Rao PMD, Kumar K. Properties of high modulus PEEK yarns for aerospace applications. *J Appl Polym Sci*. 2009;112(4):2497–510.
124. P H, N S, B O, U P, B M, FM T. Patient-Specific Surgical Implants Made of 3D Printed PEEK: Material, Technology, and Scope of Surgical Application. *Biomed Res Int*. 2018.
125. Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliūnaitė V, Šulcaitė G, Žilinskas J. A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. *Stomatologija*. 2017;19(1):19–23.
126. Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent*. 2011;106(4):266–71.
127. Zoidis P, Papathanasiou I. Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *J Prosthet Dent*. 2016;116(5):637–41.
128. Gutiérrez-Rubert SC, Meseguer-Calas MD, Gandía-Barberá A. Analysis of the Feeding System in the Injection Process of Peek in Fixed Partial Dentures. *Procedia Engineering*. 2015;132:1021–8.
129. Neumann EAF, Villar CC, França FMG. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Braz Oral Res*. 2014;28(1).
130. Zok FW, Miserez A. Property maps for abrasion resistance of materials. *Acta Mater*. 2007;55(18):6365–71.
131. Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent*. 2014;111(4):310–7.
132. Stawarczyk B, Özcan M, Trottmann A, Schmutz F, Roos M, Hämmerle C. Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists. *J Prosthet Dent*. 2013;109(5):325–32.
133. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, et al. Polyetheretherketone - A suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed*

- Mater Res - Part B Appl Biomater. 2013;101(7):1209–16.
134. Wiacek AE, Terpiłowski K, Jurak M, Worzakowska M. Effect of low-temperature plasma on chitosan-coated PEEK polymer characteristics. *Eur Polym J*. 2016;78:1–13.
 135. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*. 2016;60(1):12–9.
 136. Sarot JR, Contar CMM, Cruz ACC Da, De Souza Magini R. Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *J Mater Sci Mater Med*. 2010;21(7):2079–85.
 137. Schwitalla A, Müller WD. PEEK dental implants: A review of the literature. *J Oral Implantol*. 2013;39(6):743–9.
 138. Sproesser O, Schmidlin PR, Uhrenbacher J, Eichberger M, Roos M, Stawarczyk B. Work of adhesion between resin composite cements and PEEK as a function of etching duration with sulfuric acid and its correlation with bond strength values. *Int J Adhes Adhes*. 2014;54:184–90.
 139. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: Influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J*. 2015;34(1):7–12.
 140. Stawarczyk B, Bähr N, Beuer F, Wimmer T, Eichberger M, Gernet W, et al. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clin Oral Investig*. 2014;18(1):163–70.
 141. Zoidis P, Bakiri E, Polyzois G. Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: A short-term clinical report. *J Prosthet Dent*. 2017;117(3):335–9.
 142. Maló P, de Araújo Nobre M, Moura Guedes C, Almeida R, Silva A, Sereno N, et al. Short-term report of an ongoing prospective cohort study evaluating the outcome of full-arch implant-supported fixed hybrid polyetheretherketone-acrylic resin prostheses and the All-on-Four concept. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;20(5):692–702.
 143. Stawarczyk B, Keul C, Beuer F, Roos M, Schmidlin PR. Tensile bond strength of

- veneering resins to PEEK: Impact of different adhesives. *Dent Mater J*. 2013;32(3):441–8.
144. Gama LT, Duque TM, Özcan M, Philippi AG, Mezzomo LAM, Gonçalves TMSV. Adhesion to high-performance polymers applied in dentistry: A systematic review. *Dental Materials*. 2020;36(4):93–108.
145. Wimmer T, Huffmann AMS, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Two-body wear rate of PEEK, CAD/CAM resin composite and PMMA: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. *Dent Mater*. 2016;32(6):127–36.
146. Merk S, Wagner C, Stock V, Eichberger M, Schmidlin PR, Roos M, et al. Suitability of secondary PEEK telescopic crowns on zirconia primary crowns: The influence of fabrication method and taper. *Materials (Basel)*. 2016 Nov 1;9(11).
147. Hahnel S, Scherl C, Rosentritt M. Interim rehabilitation of occlusal vertical dimension using a double-crown-retained removable dental prosthesis with polyetheretherketone framework. *J Prosthet Dent*. 2018;119(3):315–8.
148. Stock V, Wagner C, Merk S, Roos M, Schmidlin PR, Eichberger M, et al. Retention force of differently fabricated telescopic PEEK crowns with different tapers. *Dent Mater J*. 2016;35(4):594–600.
149. Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Schweiger J, et al. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *J Prosthet Dent*. 2015;114(5):666–73.
150. Lümke N, Eichberger M, Stawarczyk B. Different PEEK qualities irradiated with light of different wavelengths: Impact on Martens hardness. *Dent Mater*. 2017;33(9):968–75.
151. Schwitalla AD, Spintig T, Kallage I, Müller WD. Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dent Mater*. 2015;31(11):1377–84.
152. Shetty S, K. KS, Shetty R, Bhat V, Ragher M, K AC. PEKK (POLYETHERKETONEKETONE) AS A PROSTHETIC MATERIAL- A REVIEW. *Int J Recent Sci Res*. 2018;9(3):23083–6.
153. Wiesli MG, Özcan M. High-Performance Polymers and Their Potential Application as Medical and Oral Implant Materials: A Review. *Implant Dent*. 2015;24(4):448–57.

154. Georgiev J, Vlahova A, Kissov H, Aleksandrov S, Kazakova R. POSSIBLE APPLICATION OF BIOHPP IN PROSTHETIC DENTISTRY: A LITERATURE REVIEW. *J IMAB - Annu Proceeding Scientific Pap.* 2018;24(1):1896–8.
155. Zoidis P. The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach : A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2017;1–6.
156. Bechir ES, Bechir A, Gioga C, Manu R, Burcea A, Dascalu IT. The advantages of BioHPP polymer as superstructure material in oral implantology. *Mater Plast.* 2016;53(3):394–8.
157. Adler S, Kistler S, Kistler F, Lermer J, Neugebauer J. Compression-moulding rather than milling: a wealth of possible applications for high performance polymers. *Quintessenz Zahntechnik.* 2013;39:376–84.
158. Andrikopoulou E, Zoidis P, Artopoulou II, Doukoudakis A. Modified PEEK Resin Bonded Fixed Dental Prosthesis for a Young Cleft Lip and Palate Patient. *J Esthet Restor Dent.* 2016;28(4):201–7.
159. AL-Rabab'ah M, Hamadneh W, Alsalem I, Khraisat A, Abu Karaky A. Use of High Performance Polymers as Dental Implant Abutments and Frameworks: A Case Series Report. *J Prosthodont.* 2019;28(4):365–72.
160. 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. *J Prosthodont.* 2016;25(7):580–4.
161. Sakihara M, Taira Y, Sawase T. Effects of sulfuric and vinyl sulfonic acid etchants on bond strength of resin composite to polyetherketoneketone. *Odontology.* 2019;107(2):158–64.
162. Klur T, Hasan I, Ottersbach K, Stark H, Fichte M, Dirk C, et al. PEKK-made indirect temporary crowns and bridges: a clinical pilot study. *Clin Oral Investig.* 2019;23(2):771–7.
163. Fokas G, Guo CY, Tsoi JKH. The effects of surface treatments on tensile bond strength of polyether-ketone-ketone (PEKK) to veneering resin. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019;93:1–8.
164. Oh KC, Park JH, Lee J hee, 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. *J Prosthet Dent.*

- 2018;119(6):1021–4.
165. Lee KS, Shin JH, Kim JE, Kim JH, Lee WC, Shin SW, et al. Biomechanical Evaluation of a Tooth Restored with High Performance Polymer PEKK Post-Core System: A 3D Finite Element Analysis. *Biomed Res Int.* 2017;2017:7196847.
 166. Cendres+Métaux SA - Pekkton® ivory catalogue.
 167. Song CH, Choi JW, Jeon YC, Jeong CM, Lee SH, Kang ES, et al. Comparison of the microtensile bond strength of a Polyetherketoneketone (PEKK) tooth post cemented with various surface treatments and various resin cements. *Materials (Basel).* 2018 May 29;11(6).
 168. Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-Wolf S, Kern M. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs) - Durability and influence of surface conditioning. *Dent Mater.* 2014;30(3):357–63.
 169. Han K-H, Lee J-Y, Shin S. Implant- and Tooth-Supported Fixed Prostheses Using a High-Performance Polymer (Pekkton) Framework. *Int J Prosthodont.* 2016;29(5):451–4.
 170. 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. *J Prosthet Dent.* 2018;119(6):867–72.
 171. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, Dos Santos MBF. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand.* 2013;71(5):1243–9.
 172. Erkmén 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. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2011;4(1):107–16.
 173. Kewekordes T, Wille S, Kern M. Wear of polyetherketoneketones — Influence of titanium dioxide content and antagonistic material. *Dent Mater.* 2018;34(3):560–7.
 174. Alsadon O, Wood D, Patrick D, Pollington S. Comparing the optical and mechanical properties of PEKK polymer when CAD/CAM milled and pressed using a ceramic pressing furnace. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019;89:234–6.

175. Karmaker A, Prasad A. Effect of design parameters on the flexural properties of fiber-reinforced composites. *J Mater Sci Lett.* 2000;19(8):663–5.
176. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Goldberg AJ. Fiber-reinforced composites in clinical dentistry. Illinois: Quintessence Pub. Co. Inc; 2000.
177. Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. *J Prosthet Dent.* 1998;80(3):311–8.
178. Freilich MA, Duncan JP, Karina Alarcon E, Eckrote KA, Jon Goldberg A. The design and fabrication of fiber-reinforced implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2002;88(4):449–54.
179. Seemann R, Marincola M, Seay D, Perisanidis C, Barger N, Ewers R. Preliminary results of fixed, fiber-reinforced resin bridges on four 4- × 5-mm ultrashort implants in compromised bony sites: A pilot study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2015 Apr 1;73(4):630–40.
180. Ewers R, Perpetuini P, Morgan VJ, Marincola M, Wu R, Seemann R. TRINIA™ — Metal-free restorations. implants. 2017;22.
181. Bonfante EA, Suzuki M, Carvalho RM, Hirata R, Lubelski W, Bonfante G, et al. Digitally Produced Fiber-Reinforced Composite Substructures for Three-Unit Implant-Supported Fixed Dental Prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(2):321–9.
182. Zaparolli D, Peixoto RF, Pupim D, Macedo AP, Toniollo MB, Mattos M da GC de. Photoelastic analysis of mandibular full-arch implant-supported fixed dentures made with different bar materials and manufacturing techniques. *Mater Sci Eng C.* 2017;81:144–7.
183. Ramoğlu S, Ozan O. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2014;9(9):175–80.
184. Aydın C, Yaluğ S, Yılmaz C, Demirel E. Metal Destekli ve Desteksiz Porselen Köprülerde Fotoelastik Yöntem ile Kuvvet Dağılımının İncelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 1995;5(2):62–4.
185. Çehreli M, Şahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: Current knowledge and future contexts. *J Dent.* 2004;32(2):123–32.

186. Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2009;17(2):50–7.
187. Pesqueira ARA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Dos Santos DM, Haddad MF, et al. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*. 2014;40(2):217–28.
188. ULUSOY MM, AYDIN K. *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. 2nd ed. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 2003. 96–120 p.
189. KORKMAZ T. İki değişik gövde tasarımında sabit porselen restorasyonlar üzerine gelen oklüzal kuvvetlerin değişik bölgelerdeki dağılımlarının holografik interferometre yöntemi ile incelenmesi. Gazi Üniversitesi; 1995.
190. Küçük Kurt S. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji alanında yapılan araştırmalar. *Atatürk üni diş hek fak.derg*. 2017;29(4):701–10.
191. Geng JPA, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585–98.
192. Ebrahimi F. *Finite Element Analysis: New Trends and Developments*. Rijeka: Intech Publications; 2012. 21–54 p.
193. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *J Dent*. 2008;36(7):463–71.
194. EP H, RJ S, LM K, F M. Evaluating Parameters of Osseointegrated Dental Implants Using Finite Element Analysis--A Two-Dimensional Comparative Study Examining the Effects of Implant Diameter, Implant Shape, and Load Direction. *J Oral Implantol*. 1998;24(2).
195. GÜLER M, ŞEN S. SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ HAKKINDA GENEL BİLGİLER. *Ordu Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Derg*. 2016 Feb 12;5(1):56–66.
196. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010 Jun;12(2):105–13.
197. Logan DL. *A First Course in the Finite Element Method*. 5th ed. Nelson Education Ltd; 2007. 1–27 p.
198. Moratal D. Finite element analysis. *Sciyo*; 2010. 43–103 p.
199. Akça K, Cehreli MC, Iplikçioglu H. A Comparison of Three-Dimensional Finite

- Element Stress Analysis With in Vitro Strain Gauge Measurements on Dental Implants. *Int J Prosthodont.* 2002;15:115–21.
200. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater.* 2007 Apr;23(5):539–48.
201. DH D, S A, A P, R B, B C. Role of the Finite Element Model in Dental Implants. *J Oral Implantol.* 2000;26(2).
202. Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. Materials Science: A Three-dimensional Finite Element Analysis of a Porous Rooted Co-Cr-Mo Alloy Dental Implant. *J Dent Res.* 1982;61(1):25–9.
203. Van Oosterwyck H, Duyck J, Sloten J Vander, Van Der Perre G, De Cooman M, Lievens S, et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 1998;9(6):407–18.
204. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR. 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. *Mater Sci Eng C.* 2016;69:715–25.
205. Silva GC, Mendonça JA, Lopes LR, Landre J. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(2):239–46.
206. Ewers R, Perpetuini P, Morgan V, Marincola M, Wu R, Seemann R. TRINIA™—metal-free restorations. *Implants.* 2017;1:2–7.
207. Lin CL, Chang WJ, Lin YS, Chang YH, Lin YF. Evaluation of the relative contributions of multi-factors in an adhesive MOD restoration using FEA and the Taguchi method. *Dent Mater.* 2009;25(9):1073–81.
208. Lin CL, Chang YH, Liu PR. Multi-factorial analysis of a cusp-replacing adhesive premolar restoration: A finite element study. *J Dent.* 2008;36(3):194–203.
209. Gulses A, Gierloff M, Altug HA yber., Kilic C, Ayna M, Sencimen M, et al. Assessment of the lateral pterygoid plate fractures during Le Fort I osteotomies regarding the angulation of the osteotome. *Stomatologija [Internet].* 2014;16(2):61–4.
210. Bellini C, Romeo D, Galbusera F, Agliardi E, Pietrabissa R, Zampelis A, et al. A

- finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla. *Int J Prosthodont.* 2009;22(2):155–7.
211. 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;7:88–94.
 212. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The All-on-Four immediate function treatment concept with nobelactive implants: A retrospective study. *J Oral Implantol.* 2011;37(4):431–45.
 213. Crespi R, Vinci R, Capparé P, Romanos GE, Gherlone E. A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the “all on four” immediate function protocol. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2012;27(2):428–34.
 214. Galindo DF, Butura CC. Immediately loaded mandibular fixed implant prostheses using the all-on-four protocol: a report of 183 consecutively treated patients with 1 year of function in definitive prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2012;27(3):628–33.
 215. Agliardi E, Clericò M, Ciancio P, Massironi D. Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles. *Quintessence Int.* 2010;41(4):285–93.
 216. Maló P, Nobre MDA, Petersson U, Wigren S. A pilot study of complete edentulous rehabilitation with immediate function using a new implant design: Case series. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8(4):223–32.
 217. 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. *J Prosthet Dent.* 2007;97(6):26-34.
 218. Menini M, Signori A, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Ravera G, et al. Tilted implants in the immediate loading rehabilitation of the maxilla: A systematic review. *J Dent Res.* 2012;91(9):821–7.
 219. Browaeys H, Dierens M, Ruyffelaert C, Matthijs C, De Bruyn H, Vandeweghe S. Ongoing Crestal Bone Loss around Implants Subjected to Computer-Guided Flapless Surgery and Immediate Loading Using the All-on-4® Concept. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(5):831–43.

220. Begg T, Geerts G, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2009;24(4):663–71.
221. CA B, A K, J B. A new approach to the All-on-Four treatment concept using narrow platform NobelActive implants. *J Oral Implantol.* 2013;39(3):314-325.
222. Maló P, Rangert B, Nobre M. “All-on-four” immediate-function concept with brånemark system® implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5:2–9.
223. 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. *J Am Dent Assoc.* 2011;142(3):310–20.
224. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent.* 1992;1(4):289–94.
225. Mellal A, Wiskott HWA, Botsis J, Scherrer SS, Belser UC. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(2):239–48.
226. Babbush C, Kanawati A, Kotsakis G. Marginal Bone Stability Around Tapered, Platform-Shifted Implants Placed with an Immediately Loaded Four-Implant–Supported Fixed Prosthetic Concept: A Cohort Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31(3):643–50.
227. Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont.* 2007;20(2):193–8.
228. Jeong CM, Caputo AA, Wylie RS, Son SC, Jeon YC. Bicortically stabilized implant load transfer. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2003;18(1):59–65.
229. KTO, BH W, S H, RN, AA C. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. *J Prosthet Dent.* 2004;91(5):421-427.
230. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2002;29(6):565–74.
231. Akça K, Uysal S, Çehreli MC. Implant-tooth-supported fixed partial prostheses:

- Correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(3):331–6.
232. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi.* 2010;18–23.
233. Akça K, Cehreli MC, Iplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):115–21.
234. Baiamonte T, Abbate M, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implant.* 1996;22(2):104–10.
235. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol.* 2000;26(2):77–81.
236. Almeida EO, Rocha EP, Júnior ACF, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, et al. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: A 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(S1):332–42.
237. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent.* 2003;90(6):539–46.
238. Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2001;16(5):722–30.
239. Aydın C, Özen J, Yılmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(1).
240. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1998;13(3):369–76.
241. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional Stress Distribution Around a Dental Implant at Different Stages of Interface Development. *J Dent Res.* 1983;62(2):155–9.
242. Gümrükçü Z, Korkmaz YT. Influence of implant number, length, and tilting degree

- on stress distribution in atrophic maxilla: a finite element study. *Med Biol Eng Comput.* 2018;56(6):979–89.
243. Gümrükçü Z, Korkmaz YT, Korkmaz FM. Biomechanical evaluation of implant-supported prosthesis with various tilting implant angles and bone types in atrophic maxilla: A finite element study. *Comput Biol Med.* 2017;86:47–54.
244. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys.* 2008;30(2):218–25.
245. Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge. Finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Med Eng Phys.* 2009 Sep;31(7):806–15.
246. Ferreira MB, Barão VA, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Mater Sci Eng C.* 2014;35(1):92–9.
247. Hussein MO, Rabie ME. Three-dimensional nonlinear contact finite element analysis of mandibular All-on-4 design. *J Oral Implantol.* 2015;41(2):e12–8.
248. Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures - A finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2005;32(4):273–8.
249. Guan H, van Staden R, Loo Y-C, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(5):866–76.
250. Rubo JH, Souza EAC. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol.* 2008;34(5):248–55.
251. Duyck J, Rønold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Sloten J Vander, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: An animal experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(3):207–18.
252. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia:

- Clinical and experimental considerations. *Dent Mater.* 2011;27(1):83–96.
253. Simamoto Júnior PC, Resende Novais V, Rodrigues MacHado A, Soares CJ, Araújo Raposo LH. Effect of joint design and welding type on the flexural strength and weld penetration of Ti-6Al-4V alloy bars. *J Prosthet Dent.* 2015;113(5):467–74.
254. Mendes Tribst JP, De Morais DC, Alonso AA, De Oliveira Dal Piva AM, Souto Borges AL. Comparative three-dimensional finite element analysis of implant-supported fixed complete arch mandibular prostheses in two materials. *J Indian Prosthodont Soc.* 2017;17(3):255–60.
255. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;59:128–38.
256. Lee K-S, Shin S-W, Lee S-P, Kim J-E, Kim J-H, Lee J-Y. Comparative Evaluation of a Four-Implant-Supported Polyetherketoneketone Framework Prosthesis: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on Cone Beam Computed Tomography and Computer-Aided Design. *Int J Prosthodont.* 2017;30(6):581–5.
257. Sirandoni D, Leal E, Weber B, Noritomi P, Fuentes R, Borie E. Effect of Different Framework Materials in Implant-Supported Fixed Mandibular Prostheses: A Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34(6):107–14.
258. FAVOT, Louis-Marc. Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behaviour of a rehabilitated edentulous mandible. *Journal of dentistry.* 2014;42(3): 287-297.
259. Tribst JPM, Dal Piva AMO, Lo Giudice R, Borges ALS, Bottino MA, Epifania E, Ausiello P. The Influence of Custom-Milled Framework Design for an Implant-Supported Full-Arch Fixed Dental Prosthesis: 3D-FEA Study. *Int J Environ Res Public Health.* 2020 Jun 5;17(11):4040.

