



**ATROFİK TAM DİŞSİZ MAKSİLLADA FARKLI AÇI VE
ÇAPLARDA YERLEŞTİRİLMİŞ PTERYGOİD
İMPANTLAR ÜZERİNE UYGULANAN HİBRİT
PROTEZLERİN SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ
YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

Fatih OKTAY

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Funda BAYINDIR

Doktora Tezi-2024



SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Graduate School of Health Sciences

**ATROFİK TAM DİŞSİZ MAKSİLLADA FARKLI AÇI VE
ÇAPLARDA YERLEŞTİRİLMİŞ PTERYGOİD
İMPLANTLAR ÜZERİNE UYGULANAN HİBRİT
PROTEZLERİN SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ
YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

Fatih OKTAY

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Doktora Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Funda BAYINDIR**

ERZURUM

2024

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
TEŞEKKÜR	V
ÖZET	VI
ABSTRACT.....	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	X
TABLolar DİZİNİ	XVIII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	6
2.1. Kemik.....	6
2.1.1. Kemik Yoğunluğu Sınıflandırılması.....	6
2.2. Maksilla	9
2.2.1. Maksilla Anatomisi.....	9
2.2.2. Maksillada Rezorpsiyon	10
2.2.3. Maksillada Atrofi Sınıflaması.....	11
2.3. Dental İmplant	12
2.3.1. Dental İmplantın Tanımı ve Tarihi	12
2.3.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması	14
2.3.3. Dokuların İçindeki Yerleşimine Göre İmplantların Sınıflandırılması.....	14
2.3.3.1. Subperiostal İmplantlar.....	14
2.3.3.2. Transosteal İmplantlar	15
2.3.3.3. Endosteal İmplantlar	15
2.3.3.4. İntramukozal İmplant.....	17
2.3.3.5. Endodontik İmplantlar	17

2.3.4. Platformlarının Kemik Dokusu ile Olan İlişkilerine Göre Endosteal İmplantların Sınıflandırılması.....	17
2.3.4.1. Kemik Seviyesi İmplantlar	17
2.3.4.2. Doku Seviyesi İmplantlar	17
2.3.5. Yerleştirildiği Bölgeye Göre İmplantlar	18
2.3.6. Açılı Yerleştirilen İmplantlar.....	25
2.4. Dental İmplantların Gelişimi	26
2.4.1. Osseointegrasyon	26
2.4.2. Dental İmplantolojide Başarı	27
2.4.2.1. İmplant çapı	27
2.5. İmplant Destekli Protetik Restorasyonlar	28
2.5.1. Maksilla’da İmplant Destekli Protetik Seçenekler	29
2.5.2. Total Diş Eksikliğinde İmplant Destekli Protez Planlaması.....	31
2.5.3. İmplant Destekli Hibrit Protezler.....	32
2.5.3.1. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Tasarım.....	34
2.5.4. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Kullanılan Altyapı Materyalleri	38
2.5.4.1. Soy Metal Alaşımları	39
2.5.4.2. Soy Olmayan Metal Alaşımları	39
2.5.4.3. Polyetheretherketone (PEEK).....	42
2.5.4.4. Modifiye PEEK (BioHPP).....	43
2.5.4.5. Polyetherketoneketon (PEKK)	44
2.5.4.6. Fiberle Güçlendirilmiş Resin (FGR)	46
2.6. Stres Analiz Yöntemleri.....	47
2.6.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi	47
2.6.2. Gerinim Ölçer ile Stres Analiz Yöntemi.....	48

2.6.3. Kırılğan Vernikle Kaplama Tekniği ile Stres Analizi	48
2.6.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işınllı) ile Stres Analizi Yöntemi.....	49
2.6.5. Termografik Stres Analiz Yöntemi.....	49
2.6.6. Radyotelemetri ile Stres Analizi Yöntemi	49
2.6.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (SESA).....	49
2.6.7.1. Sonlu Eleman Stres Analizi Yöntemi ile İlgili Temel Kavramlar	55
3. MATERYAL VE METOT.....	63
3.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Çalışmasının Planlaması	63
3.2. Çalışma Modelinin Oluşturulması	66
3.2.1.Çalışmada Kullanılan Parçaların Katı Modellemesinin Yapılması	66
3.2.2. Kemik modellemesi	70
3.2.3. Dental İmplantlar ve Parçalarının Modellemesi	72
3.2.4. Protez ve Altyapı Materyallerinin Modellemesi.....	74
3.3. Ağ Yapısının Düzenlenmesi	75
3.4. Sınır ve Yükleme Koşulları	75
3.4.1. Kemik İmplant Bağlantı Durumu	75
3.4.2. Sınır Koşulları.....	75
3.4.3. Yükleme Koşulları.....	76
3.4.4. Analizde Oluşturulan Modeller	77
4. BULGULAR.....	90
4.1. Altyapı Materyallerinde İzlenen von Mises Stres Bulguları	90
4.2. Multi-ünit Vidalarında İzlenen von Mises Stres Bulguları.....	99
4.3. Dental İmplantlarda İzlenen von Mises Stres Bulguları	114
4.4. Kemikte İzlenen Bulgular	129
4.4.1. Kortikal Kemikte İzlenen Maksimum Asal Stres (Pmax) Bulguları	129

4.4.2. Kortikal Kemikte İzlenen Minimum Asal Stres (P_{min}) Bulguları	138
4.4.3. Pterygoid Kemikte İzlenen Maksimum Asal Stres (P_{max}) Bulguları	146
4.4.4. Pterygoid Kemikte İzlenen Minimum Asal Stres (P_{min}) Bulguları	148
4.4.5. Trabeküler Kemikte İzlenen Maksimum Asal Stres (P_{max}) Bulguları	149
4.4.6. Trabeküler Kemikte İzlenen Minimum Asal Stres (P_{min}) Bulguları	158
5. TARTIŞMA	167
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	191
KAYNAKLAR	193
EKLER	231
Ek-1. Etik Bildirim ve İntihal Beyan Formu	231
Ek-2. Etik Kurul Onay Formu	232
.....	233
Ek-3. Tez Adı Değişikliği Bildirim Formu	234

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca hem dış hekimliğine hem de hayata dair engin ve kıymetli tecrübelerini benimle paylaşan, insani ve ahlaki değerlerini hep örnek aldığım, yardımlarını bir an bile benden esirgemeyen, mesleğe dair ufkumu genişleten, saygıdeğer hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Funda BAYINDIR'a sonsuz teşekkürlerimi ve şükranlarımı sunuyorum.

Doktora eğitimim boyunca klinik tecrübelerini benimle paylaşan, güler yüzlerini ve samimiyetlerini benden asla esirgemeyen, bilimsel ve akademik alanda yetişmemde büyük katkıları olan kıymetli hocalarım Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU, Prof. Dr. Zeynep YEŞİL, Prof. Dr. Nurcan ÖZAKAR, Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR, Doç. Dr. Esra KUL, Doç. Dr. Alper ÖZDOĞAN, Dr. Öğr. Üyesi Nurdan SAĞSÖZ ve Dr. Öğr. Üyesi Rüştü Ersoy SAKARYA'ya sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Asistanlık günlerimi güzelleştiren, eğlenceli kılan birbirinden değerli doktora birlikte başladığım arkadaşlarım Muhammed KÜRÜM, Muhammed HOURAN, Başak TOPDAĞI, Ceren ÇAKAR GÜLER, Nihan KAYA'ya ve güzel anılar biriktirdiğim ve aynı ortamda çalışma fırsatını bulduğum tüm asistan arkadaşlarıma ve bölüm çalışanlarına teşekkür ederim.

Tezimin stres analizi aşamalarındaki özverili çalışma ve katkılarından dolayı AY TASARIM'ın bütün çalışanlarına teşekkürlerimi sunuyorum.

Bu doktora tez çalışmasını TDK-2023-12639 proje numarası ile destekleyen Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne teşekkürlerimi sunuyorum.

Her anımda yanımdaymış gibi hissettiren, bana inançlarını hiç kaybetmeyen, bugünlerimin en büyük pay sahibi anneme, babama ve değerli kardeşime hoşgörülerini benden hiçbir zaman esirgemedikleri için minnettarım.

Karşılıksız sevgi, emek ve desteklerini esirgemeyen ve tez çalışmam boyunca gösterdikleri sabır, anlayış ve destek için zorlu süreçte hep yanımda olan ve desteğini sonsuza kadar hissetmek istediğim en büyük destekçim sevgili eşime, iki oğluma ve biricik kızıma sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Fatih OKTAY

ÖZET

Atrofik Tam Dişsiz Maksillada Farklı Aç ve Çaplarda Yerleştirilmiş Pterygoid İmplantlar Üzerine Uygulanan Hibrit Protezlerin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile İncelenmesi

Amaç: Tam dişsiz atrofik maksillada farklı açılarda ve çaplarda yerleştirilmiş pterygoid implantlar üzerinde, farklı altyapı materyalleri kullanılarak tasarlanan hibrit protezlerin oluşturacağı stresleri sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirmektir.

Materyal ve Metot: Altı implant üstü sabit protez (all-on-six) tekniği ile tasarlanmış modellerde, anterior bölgede aksiyal implantlar, posteriorda ise maksilla tüberden pterygoid kemiğe mesio-distal yönde (45° ve 70°), bukko-palatal yönde ise 15° açı ile pterygoid implantlar kullanıldı. Üç farklı altyapı materyali Cr-Co, Ti ve PEKK ile toronto altyapı tasarımı kullanılarak protetik restorasyonlar tasarlandı. Oklüzal yükleme, sol üst 2. premolar ve 1. molar dişler arasında konumlandırılan 1 cm yarı çapındaki yarım yuvarlak sert gıda parçasının orta noktasına dik olarak 150 N kuvvet uygulandı. Toplamda 12 modele sonlu elemanlar stres analizi uygulandı. Kemikteki maksimum ve minimum asal stresler ile altyapı, implant ve multi-ünit vidasındaki von mises stresleri incelendi.

Bulgular: Altyapıda pterygoid implant açısının artırılması PEKK modellerde von Mises stres değerlerini düşürdü, diğer modellerde artırdı. Çap artışı PEKK ve Ti modellerde stresi artırırken, Cr-Co modellerde sabit kaldı. En yüksek stres Cr-Co, en düşük stres PEKK modellerde izlendi. Pterygoid implant yerleştirme açısının artırılması tüm modellerde implantlarda izlenen von Mises stres değerlerini düşürdü. Çap artışı tüm modellerde stresi artırdı. En yüksek stres PEKK, en düşük stres Cr-Co modellerde görüldü. Multi-ünit vidalarında von Mises stres değerleri PEKK dışında değişmedi, PEKK modellerde %10 artış izlendi. En yüksek stres PEKK, en düşük stres Cr-Co modellerde görüldü. Kortikal kemikte en yüksek Pmaks değeri PEKK model 3'te 15.910 MPa izlendi. Açının artırılması Cr-Co ve Ti modellerde stresi artırırken, PEKK modelde azalttı. Çap artışı tüm modellerde Pmaks değerini artırdı. Pterygoid kemikte Pmaks stres değerleri çap ve açı değişikliklerinden etkilenmezken, Pmin değerleri çap ve açı arttıkça yaklaşık %40 azaldı. Trabeküler kemikte ise çap ve açı değişikliklerinden Pmin değeri etkilenmedi.

Sonuç: İmplant destekli tam ark sabit protezlerde, altyapı materyalleri ve pterygoid implantların çap ve açısı, stres değerlerini etkiler. Polimerik materyal PEKK, daha düşük stres değerleri gösterirken, Cr-Co ve Ti materyalleri daha uygun stres dağılımı sağlar.

Anahtar Kelimeler: İmplantlar, krom-kobalt, maksilla, pekk, sonlu elemanlar analiz yöntemi, titanyum

ABSTRACT

Investigation of Hybrid Prostheses Prepared on Pterygoid Implants Placed at Different Angles and Diameters in Atrophic Total Edentulous Maxilla by Finite Element Stress Analysis Method

Aim: To analyze the stresses induced by hybrid prostheses designed with different framework materials on pterygoid implants placed at different angles and diameters in edentulous atrophic maxilla using finite element stress analysis.

Material and Method: In the models designed with the all-on-six technique, axial implants were used in the anterior region, and pterygoid implants were used in the posterior region from the maxilla tuber to the pterygoid bone in the mesio-distal direction (45° and 70°) and in the bucco-palatal direction with 15° angles. Prosthetic restorations were designed with three different framework materials Cr-Co, Ti and PEKK using a toronto framework design. Occlusal loading was applied with a force of 150 N perpendicular to the midpoint of a semi-circular foodstuff with a radius of 1 cm, positioned between the left upper 2nd premolar and 1st molar teeth. Finite element stress analysis was applied to a total of 12 models. Maximum and minimum principal stresses in the bone and von Mises stresses in the substructure, implant and multi-unit screw were analyzed.

Results: Increasing the pterygoid implant angle in the framework decreased the von Mises stress values in PEKK models and increased them in other models. Increasing the diameter increased the stress in PEKK and Ti models, while it remained constant in Cr-Co models. The highest stress was observed in Cr-Co and the lowest stress in PEKK models. Increasing the pterygoid implant placement angle decreased the von Mises stress values observed in the implants in all models. Increasing the diameter increased the stress in all models. The highest stress was observed in PEKK and the lowest stress in Cr-Co models. In multi-unit screws, von Mises stress values did not change except for PEKK, PEKK models showed a 10% increase. The highest stress was observed in PEKK and the lowest stress in Cr-Co models. The highest Pmax value in cortical bone was 15.910 MPa in PEKK model 3. Increasing the angle increased the stress in Cr-Co and Ti models, but decreased it in PEKK model. Increasing the diameter increased the Pmax value in all models. In the pterygoid bone, Pmax stress values were not affected by diameter and angle changes, while Pmin values decreased by approximately 40% with increasing diameter and angle. In the trabecular bone, Pmin value was not affected by diameter and angle changes.

Conclusion: In implant-supported full arch fixed prostheses, the framework materials and the diameter and angle of the pterygoid implants affect the stress values. Polymeric material PEKK shows lower stress values, while Cr-Co and Ti materials provide more favorable stress distribution.

Keywords: Chromium-cobalt, finite element analysis, implants, maxilla, pekk, titanium

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

°	:	Derece
3D	:	Three dimensions
A / P	:	Anterio posterior
BCC	:	Body-centered cubic
Bio HPP	:	Modifiye PEEK (yüksek performanslı polimer)
BT	:	Bilgisayarlı tomografi
CAD/CAM	:	Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim
CBCT	:	Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi
CFR-PEEK	:	Karbon fiberle güçlendirilmiş PEEK
CP Ti	:	Commercial pure titanyum
CPU	:	Central Process Unit
DOF	:	Degree of freedom
DICOM	:	Digital Imaging and Communications in Medicine
FGR	:	Fiberle güçlendirilmiş rezin
FH	:	Frankfort horizontal
FP – 1	:	Sabit Protez – 1
FP – 2	:	Sabit Protez – 2
FP – 3	:	Sabit Protez – 3
GB	:	Gigabyte
GHz	:	Gigahertz
HA	:	Hidroksiapatit
mm	:	Milimetre
MPa	:	Mega paskal
MRG	:	Manyetik rezonans görüntüleme

N	:	Newton
nm	:	Nanometre
PEKK	:	Polyetherketonketone
PMMA	:	Polimetil-metakrilat
Pmaks	:	Maksimum Asal Stres
Pmin	:	MinimumAsal Stres
RAM	:	Random Access Memory
SESA	:	Sonlu elemanlar stres analizi
SP-1	:	Sabit Protez – 1
SP-2	:	Sabit Protez – 2
SP-3	:	Sabit Protez – 3
Ti6Al4V	:	Titanyum grade 5
TPS	:	Titanyum plazma sprej
Zr	:	Zirkonya

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb'a göre kemik kalitesi sınıflaması	7
Şekil 2.2. Maksilla anatomisi	9
Şekil 2.3. Maksiller rezorpsiyon.....	10
Şekil 2.4. Cawood ve Howell tarafından yapılan atrofik kemik sınıflaması	11
Şekil 2.5. Pterygoid bölgenin anatomisi 3 kemiğin bir araya gelmesinden oluşur:	19
Şekil 2.6. Maksilla tüber ve farklı kemik yoğunluğu tipleri.....	20
Şekil 2.7. İmplant destekli sabit restorasyonlar: SP-1, SP-2, SP-3.....	30
Şekil 2.8. İmplant destekli hareketli restorasyonlar: HP-4, HP-5.....	31
Şekil 2.9. Toronto tasarım PEKK altyapı ve monolitik zirkon üstyapı	37
Şekil 2.10. Polimerlerin performans gelişim piramidi	45
Şekil 2.11. Eleman çeşitleri	53
Şekil 2.12. Üç düzlemde oluşan 6 adet moment kolları	56
Şekil 2.13. Streslerin cisimler üzerindeki etkisi	58
Şekil 2.14. Streslerin cisimlere etkisi	58
Şekil 2.15. Mohr dairesi	62
Şekil 3.1. 4.5 ve 3.5 mm çapında pterygoid implantlar.....	65
Şekil 3.2. Analiz için tasarlanan model resimleri.....	65
Şekil 3.3. Mesh model resim 1	67
Şekil 3.4. Mesh model resim 2	68
Şekil 3.5. Mesh model resim 3	68
Şekil 3.6. Kemik model resimleri	70
Şekil 3.7. Kortikal kemik, trabeküler kemik, protez, altyapı parçaları ve implantlar	71
Şekil 3.8. Vertikal konumlandırılan ön bölge implant modeli	73

Şekil 3.9. Pterygoid proçesten intraosseöz fiksasyon.....	73
Şekil 3.10. Modellenen dental implant ve parçaları kemikteki pozisyonları	74
Şekil 3.11. SESA çalışmasında değerlendirilen modeller sıra ile Cr-Co, Ti, PEKK	75
Şekil 3.12. Protez ve altyapı tasarımları	75
Şekil 3.13. Hareket sıfır olacak şekilde sabitlenmiş kafa kaidesi.....	76
Şekil 3.14. Yükleme Koşulları	77
Şekil 3.15. Model 1 implantlar (Cr-Co altyapı, 3.5mm 45° Tasarım).....	78
Şekil 3.16. Model 1 (Co-Cr altyapı, 3.5mm 45° Tasarım)	78
Şekil 3.17. Model 2 implantlar (Ti altyapı, 3.5mm 45° Tasarım)	79
Şekil 3.18. Model 2 (Ti altyapı, 3.5mm 45° Tasarım).....	79
Şekil 3.19. Model 3 implantlar (PEKK altyapı, 3.5mm 45° Tasarım).....	80
Şekil 3.20. Model 3 (PEKK altyapı, 3.5mm 45° Tasarım).....	80
Şekil 3.21. Model 4 implantlar (Cr-Co altyapı, 3.5mm 70° Tasarım).....	81
Şekil 3.22. Model 4 (Cr-Co altyapı, 3.5mm 70° Tasarım)	81
Şekil 3.23. Model 5 implantlar (Ti altyapı, 3.5mm 70° Tasarım)	82
Şekil 3.24. Model 5 (Ti altyapı, 3.5mm 70° Tasarım).....	82
Şekil 3.25. Model 6 implantlar (PEKK altyapı, 3.5mm 70° Tasarım).....	83
Şekil 3.26. Model 6 (PEKK altyapı, 3.5mm 70° Tasarım).....	83
Şekil 3.27. Model 7 implantlar (Cr-Co altyapı, 4.5mm 45° Tasarım).....	84
Şekil 3.28. Model 7 (Cr-Co altyapı, 4.5mm 45° Tasarım)	84
Şekil 3.29. Model 8 implantlar (Ti altyapı, 4.5mm 45° Tasarım)	85
Şekil 3.30. Model 8 (Ti altyapı, 4.5mm 45° Tasarım).....	85
Şekil 3.31. Model 9 implantlar (PEKK altyapı, 4.5mm 45° Tasarım).....	86
Şekil 3.32. Model 9 (PEKK altyapı, 4.5mm 45° Tasarım	86
Şekil 3.33. Model 10 implantlar (Cr-Co altyapı, 4.5mm 70° Tasarım).....	87

Şekil 3.34. Model 10 (Cr-Co altyapı, 4.5mm 70° Tasarım)	87
Şekil 3.35. Model 11 implantlar (Ti altyapı, 4.5mm 70° Tasarım)	88
Şekil 3.36. Model 11 (Ti altyapı, 4.5mm 70° Tasarım).....	88
Şekil 3.37. Model 12 implantlar (PEKK altyapı, 4.5mm 70° Tasarım).....	89
Şekil 3.38. Model 12 (PEKK altyapı, 4.5mm 70° Tasarım)	89
Şekil 4.1. Altyapı materyallerinde izlenen von Mises stres değerleri	91
Şekil 4.2. Model 1 Cr-Co altyapıda izlenen von Mises stresleri	92
Şekil 4.3. Model 2 Ti altyapıda izlenen von Mises stresleri.....	93
Şekil 4.4. Model 3 PEKK altyapıda izlenen von Mises stresleri.....	93
Şekil 4.5. Model 4 Cr-Co altyapıda izlenen von Mises stresleri	94
Şekil 4.6. Model 5 Ti altyapıda izlenen von Mises stresleri.....	95
Şekil 4.7. Model 6 PEKK altyapıda izlenen von Mises stresleri.....	95
Şekil 4.8. Model 7 Cr-Co altyapıda izlenen von Mises stresleri	96
Şekil 4.9. Model 8 Ti altyapıda izlenen von Mises stresleri.....	97
Şekil 4.10. Model 9 PEKK altyapıda izlenen von Mises stresleri.....	97
Şekil 4.11. Model 10 Cr-Co altyapıda izlenen von Mises stresleri	98
Şekil 4.12. Model 11 Ti altyapıda izlenen von Mises stresleri.....	99
Şekil 4.13. Model 12 PEKK altyapıda izlenen von Mises stresleri.....	99
Şekil 4.14. Multi-ünit vidası.....	101
Şekil 4.15. Multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stres değerleri.....	102
Şekil 4.16. Model 1 Cr-Co; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm	102
Şekil 4.17. Model 1 Cr-Co; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm	103

Şekil 4.18. Model 2 Ti; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm	103
Şekil 4.19. Model 2 Ti; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm	104
Şekil 4.20. Model 3 PEKK; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm	104
Şekil 4.21. Model 3 PEKK; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm	105
Şekil 4.22. Model 4 Cr-Co; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm	105
Şekil 4.23. Model 4 Cr-Co; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm	106
Şekil 4.24. Model 5 Ti; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm	106
Şekil 4.25. Model 5 Ti; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm	107
Şekil 4.26. Model 6 PEKK; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm	107
Şekil 4.27. Model 6 PEKK; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm	108
Şekil 4.28. Model 7 Cr-Co; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm	108
Şekil 4.29. Model 7 Cr-Co; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm	109

Şekil 4.30. Model 8 Ti; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm	109
Şekil 4.31. Model 8 Ti; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm	110
Şekil 4.32. Model 9 PEKK; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm	110
Şekil 4.33. Model 9 PEKK; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm	111
Şekil 4.34. Model 10 Cr-Co; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm	111
Şekil 4.35. Model 10 Cr-Co; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm	112
Şekil 4.36. Model 11 Ti; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm	112
Şekil 4.37. Model 11 Ti; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm	113
Şekil 4.38. Model 12 PEKK; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm	113
Şekil 4.39. Model 12 PEKK; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm	114
Şekil 4.40. Dental implantlarda izlenen von Mises Stres Değerleri (N/mm ²).	117
Şekil 4.41. Model 1 Cr-Co, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm	118
Şekil 4.42. Model 1 Cr-Co, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm .	118
Şekil 4.43. Model 2 Ti, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm.....	119
Şekil 4.44. Model 2 Ti, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm.....	119

Şekil 4.45. Model 3 PEKK, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm.....	120
Şekil 4.46. Model 3 PEKK, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm.	120
Şekil 4.47. Model 4 Cr-Co, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm	121
Şekil 4.48. Model 4 Cr-Co, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm ..	121
Şekil 4.49. Model 5 Ti, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm.....	122
Şekil 4.50. Model 5 Ti, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm.....	122
Şekil 4.51. Model 6 PEKK, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm.....	123
Şekil 4.52. Model 6 PEKK, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm..	123
Şekil 4.53. Model 7 Cr-Co, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm	124
Şekil 4.54. Model 7 Cr-Co, implantlarda izlenen von Mises stresleri.....	124
Şekil 4.55. Model 8 Ti, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm.....	125
Şekil 4.56. Model 8 Ti, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm.....	125
Şekil 4.57. Model 9 PEKK, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm.....	126
Şekil 4.58. Model 9 PEKK, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm..	126
Şekil 4.59. Model 10 Cr-Co, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm ..	127
Şekil 4.60. Model 10 Cr-Co, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm	127
Şekil 4.61. Model 11 Ti, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm.....	128
Şekil 4.62. Model 11 Ti, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm.....	128
Şekil 4.63. Model 12 PEKK, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm..	129
Şekil 4.64. Model 12 PEKK, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm	129
Şekil 4.65. Kortikal kemikte izlenen Pmaks değerleri	132
Şekil 4.66. Model 1 Cr-Co, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları.....	132
Şekil 4.67. Model 2 Ti, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları	133
Şekil 4.68. Model 3 PEKK, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları	133
Şekil 4.69. Model 4 Cr-Co, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları.....	134

Şekil 4.70. Model 5 Ti, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları	134
Şekil 4.71. Model 6 PEKK, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları	135
Şekil 4.72. Model 7 Cr-Co, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları.....	135
Şekil 4.73. Model 8 Ti, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları	136
Şekil 4.74. Model 9 PEKK, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları	136
Şekil 4.75. Model 10 Cr-Co, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları.....	137
Şekil 4.76. Model 11 Ti, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları	137
Şekil 4.77. Model 12 PEKK, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları	138
Şekil 4.78. Kortikal kemik üzerindeki Pmin değerleri (N/mm ²)	140
Şekil 4.79. Model 1 Cr-Co, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları.....	141
Şekil 4.80. Model 2 Ti, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları	141
Şekil 4.81. Model 3 PEKK, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları	142
Şekil 4.82. Model 4 Cr-Co, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları.....	142
Şekil 4.83. Model 5 Ti, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları	143
Şekil 4.84. Model 6 PEKK, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları	143
Şekil 4.85. Model 7 Cr-Co, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları.....	144
Şekil 4.86. Model 8 Ti, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları	144
Şekil 4.87. Model 9 PEKK, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları	145
Şekil 4.88. Model 10 Cr-Co, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları.....	145
Şekil 4.89. Model 11 Ti, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları	146
Şekil 4.90. Model 12 PEKK, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları	146
Şekil 4.91. Pterygoid kemikte izlenen Pmaks değerleri	148
Şekil 4.92. Pterygoid kemikte izlenen Pmin değerleri	149
Şekil 4.93. Trabeküler kemikte izlenen Pmaks değerleri	152
Şekil 4.94. Model 1 Cr-Co, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları.....	152

Şekil 4.95. Model 2 Ti, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları	153
Şekil 4.96. Model 3 PEKK, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları	153
Şekil 4.97. Model 4 Cr-Co, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları.....	154
Şekil 4.98. Model 5 Ti, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları	154
Şekil 4.99. Model 6 PEKK, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları	155
Şekil 4.100. Model 7 Cr-Co, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları.....	155
Şekil 4.101. Model 8 Ti, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları	156
Şekil 4.102. Model 9 PEKK, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları	156
Şekil 4.103. Model 10 Cr-Co, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları.....	157
Şekil 4.104. Model 11 Ti, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları	157
Şekil 4.105. Model 12 PEKK, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları	158
Şekil 4.106. Trabeküler kemikte izlenen Pmin değerleri	160
Şekil 4.107. Model 1 Cr-Co, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları	161
Şekil 4.108. Model 2 Ti, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları	161
Şekil 4.109. Model 3 PEKK, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları.....	162
Şekil 4.110. Model 4 Cr-Co, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları	162
Şekil 4.111. Model 5 Ti, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları	163
Şekil 4.112. Model 6 PEKK, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları.....	163
Şekil 4.113. Model 7 Cr-Co, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları	164
Şekil 4.114. Model 8 Ti, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları	164
Şekil 4.115. Model 9 PEKK, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları.....	165
Şekil 4.116. Model 10 Cr-Co, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları	165
Şekil 4.117. Model 11 Ti, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları	166
Şekil 4.118. Model 12 PEKK, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları.....	166

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1 Misch'in implant destekli restorasyon sınıflaması	31
Tablo 3.1. Model tablosu	64
Tablo 3.2. Malzemelere ait fiziksel özellikler.....	67
Tablo 3.3. Değerlendirilen modellerde kullanılan düğüm ve eleman sayıları	69
Tablo 4.1. Altyapı materyallerinde izlenen von Mises stres değerleri.....	91
Tablo 4.2. Multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stres değerleri.....	101
Tablo 4.3. Gruplara göre dental implantlarda izlenen von Mises stres değerleri	115
Tablo 4.4. Dental implantlarda izlenen von Mises stres değerleri (stresin en yoğun olduğu üç nokta)	116
Tablo 4.5. Dental İmplantlarda oluşan von Mises stres değerleri (N/mm ²).....	116
Tablo 4.6. Kortikal kemikte izlenen gruplar arasındaki Pmaks değerleri.....	130
Tablo 4.7. Kortikal kemikte izlenen Pmaks değerleri.....	131
Tablo 4.8. Kortikal kemikte analizi yapılan gruplarda izlenen Pmin değerleri	139
Tablo 4.9. Kortikal kemikte izlenen Pmin değerleri	140
Tablo.4.10. Pterygoid kemikte analizi yapılan gruplarda izlenen Pmaks değerleri.....	147
Tablo 4.11. Pterygoid kemikte analizi yapılan gruplarda izlenen Pmin değerleri	149
Tablo 4.12. Trabeküler kemikte analizi yapılan gruplarda izlenen Pmaks değerleri...	150
Tablo 4.13. Trabeküler kemikte izlenen Pmaks değerleri.....	151
Tablo 4.14. Trabeküler kemikte analizi yapılan gruplarda izlenen Pmin değerleri	159
Tablo 4.15. Trabeküler kemikte izlenen Pmin değerleri	159

1. GİRİŞ

Protetik diş hekimliği, dişlerdeki form ve şekil bozukluklarını, diş eksikliklerini teşhis etme, tedavi planı yapma, rehabilitasyonu gerçekleştirme, oral fonksiyonları tamamlama ve okluzal düzenlemelerinin yanı sıra hastanın görüntüsünü ve estetiğini geliştirmeye yönelik etkili bir tedavi bilimidir. Diş ve dokulardaki kaybın miktarı ne kadar fazla ise başarılı bir restorasyon ile tedavi de o derecede güç olur (The Glossary of Prosthodontic Terms 2023: Tenth Edition, 2023).

Total dişsizlik durumunda geleneksel tedavi tam protezlerdir. Geleneksel tam protezlerin kullanımında düşük hasta memnuniyeti ortaya çıkan problemlerin başında gelmektedir (Hançer Göymen ve ark., 2023).

Atrofik total dişsiz maksillanın sabit protezlerle tedavisinde çeşitli yöntemler uygulanmaktadır. Atrofi, üst posterior dişlerin kaybı ve buna bağlı olarak oklüzyonun değişmesi yanı sıra çiğneme fonksiyonunda eksikliklere ve lokal kemik kaybına yol açabilir (Araújo & Lindhe, 2011). Ciddi derecede atrofik maksillayı implantlar ile restorasyonunda posterior bölgedeki düşük kemik kalitesi, uzun süren dişsizlik nedeniyle alveoler kemikteki hacim yetersizliği ve anatomiksel sınırlamalar protetik tedaviyi karmaşık hale getirmektedir ve diş hekimliği pratiğinde uygulama zorluğu oluşturur (Tulasne, 1989). İmplantların bu düşük yoğunluklu kemik koşulları altında başarısız olma eğiliminin daha yüksek olduğu kanıtlanmıştır (Fischer ve ark., 2009). Total dişsiz hastalarda maksiller kemik, ikinci premolar bölgede %50 ve molar bölgede %85 atrofiktir (Parel & Triplett, 2004). Uygun implant yerleşimi için kritik belirleyici faktör, her üç boyutta da optimal kemiktir. Sıklıkla, geleneksel implantlara yeterli kemik hacmi oluşturmak için süreyi, maliyeti ve olası cerrahi komplikasyonları artıran sinüs lifting ve greftleme gereklidir (Wallace & Froum, 2003). Posterior maksilladaki yetersiz kemik yoğunluğu da implant başarısının sonucunu etkiler (Sogo ve ark., 2012).

Tam ağız implant rehabilitasyonu gerektiren minimal kemiği olan hastalarda, çiğneme yeteneği, maksiller anterior bölgeden destek alan ve kanatları içeren implant üstü restorasyonlar ile geliştirilebilir. Bununla birlikte, bu tedavi yöntemi kısmen dişsiz arklarda önceden tahmin edilemeyebilir (Krekmanov ve ark., 2000). Kabul edilebilir bir çiğneme kapasitesi elde etmek için, maksimum çiğneme fonksiyonunun gerçekleştiği premolar ve molar alanları yük dağılımını sağlamada optimum destek için uygundur (Krekmanov, 2000). Ayrıca, çiğneme kapasitesi arktaki implant dağılımına bağlıdır (Krekmanov ve ark., 2000).

Son yıllarda, pterygoid bölgeye yerleştirilen özel implantların kullanılması, molar bölgeden yeterli kemik desteğinin alınmasına olanak verir ve tüber bölgesindeki kemiğin premolar bölgedeki geleneksel implantlarla bağlantı kurmak için pterygoid implantların açılı olarak kullanılması sinüs lifting operasyonundan kaçınılmasına olanak sağlamaktadır (George & Kurtzman, 2022). Sinüsün ön duvarından uzakta yerleştirilen pterygoid implantlar şiddetli rezorpsiyon vakalarında kullanılmaktadır. Pterygoid implantlar yüksek oranda rezorbe olmuş posterior maksillanın rehabilitasyonu için kanıtlanmış greftsiz bir tedavi yöntemidir (Krekmanov, 2000).

Posterior maksilla, implant yerleştirme sınırlamaları nedeniyle cerrahi operasyonda için bazı zorluklara yol açabilir (Javed & Romanos, 2015). Bunlar, düşük kemik kalitesi ve miktarı, maksiller sinüs hacminin artışı ve bölgeye zayıf erişilebilirliği içerir (Jinfeng ve ark., 2017). İmplant bölgelerindeki düşük kemik yoğunluğu, implantların primer stabilitesinin bozulmasına bağlı olarak implant başarısını azaltmaktadır. Atrofik üst çenelerde tüm bu dezavantajları azaltmak için pterygoid implantlar, maksiller sinüsün mesialine yerleştirilen geleneksel implantlarla kombinasyon halinde ve kısmen veya tamamen dişsiz bir maksiller arkı restore ederken zigomatik implantlarla kombinasyon halinde kullanılırlar (Aalam ve ark., 2023).

Pterygoid implantlar ilk olarak 1975'te Linkow (Krekmanov, 2000) tarafından önerildi ve yöntem ilk olarak 1992'de JF Tulasne tarafından tanımlandı (George & Kurtzman, 2022). Pterygoid implantlar ilk olarak 1989 yılında, Paul Tessier'e başarısız bir implant durumunda bir kurtarma implantı olarak hizmet etmek üzere bu bölgeye implant yerleştirme fikrini veren Tulasne tarafından rapor edildi (Albrektsson & Zarb, 1989; Tulasne ve ark., 1992).

Pterygoid implant, “maksilla tübere yerleştirilen ve pterygoid plakayı tutan kemik içi bir implant” olarak tanımlanmaktadır; maksillada bir diş protezi veya maksillofasiyal protezin tutunması için endikedir ("The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition," 2017). Bidra ve Huynh-Ba (Bidra & G. Huynh-Ba, 2011) tüber bölgesine yerleştirilen implantlar ile gerçekten pterygoid implant olarak nitelendirilen implantlar arasındaki farkları ayrıntılı olarak açıklamışlardır. Pterygoid implantlar tipik olarak üç kemik bölgesini kapsar: maksiller tüber, palatinal kemiğin piramidal proçesi ve sfenoid kemiğin medial ve lateral pterygoid plakaları arasındaki bölgeyi kapsamaktadır. Tüber maksillaya uygulanan implantlardan farklı olarak, pterygoid implantlar kortikal kemiğe sabitlenir ve uzun vadeli başarı için kritik bir faktör olduğu bilinen daha iyi bir birincil stabilizasyon sağlar (Fuh ve ark., 2010). Protetik bakış açısıyla, rehabilitasyon süresini en aza indirebilir, distal kanat ihtiyacını azaltabilir ve ayrıca hasta endikasyon kriterlerini karşılıyorsa hemen protetik yükleme gerçekleştirmeyi mümkün kılar (Bidra & G. Huynh-Ba, 2011; Sun ve ark., 2023). Üst çenenin ileri rezorpsiyonlarında diş implantlarının tutunabileceği bir diğer anatomik bölge, yeterli kalınlık ve trabeküler yoğunluğa sahip olduğu gösterilmiş olan zigomadır (Kato ve ark., 2005). Bu bölgeye yerleştirilen implantlar, okluzal kuvvetleri desteklemek için kullanılır, ancak pterygoid implantlarla karşılaştırıldığında, cerrahi teknik için öğrenme eğrisi daha fazladır ve potansiyel cerrahi komplikasyonlar daha ağır olabilmektedir (Kato ve ark., 2005).

Pterygoid implantlar maksillada tüber ve pterygoid bölgedeki mevcut kemiği kullanarak sinüste kemik augmentasyonu gerektirmeden posterior kemik desteği sağlar (Cooper ve ark., 2020). Pterygoid implantların cerrahi olarak yerleştirilmesi, geleneksel implantların greftlenmiş sinüs bölgesine veya maksiller antrumun önüne yerleştirilmesinden teknik olarak daha zordur. Pterygoid implantların cerrahi tekniğinin öğrenilmesi geleneksel dental implantlara kıyasla daha karmaşıktır, ayrıca maksiller arterin kesilmesi veya implantın pterygoid kasları etkileyen infratemporal boşluğa hatalı yerleştirilmesinin yüz duyu sorunlarına yol açan sinir travması gibi ciddi komplikasyonları vardır (Balshi ve ark., 1999; Tulasne, 1992). Ancak, pterygoid bölgeye implantların yerleştirilmesi daha iyi protetik yük dağılımına olanak sağlar (Bidra ve ark., 2023). Birden fazla çalışma, pterygoid implantların öngörülebilir bir tedavi olduğunu göstermiştir (Balshi ve ark., 2005b; Wolfinger & Balshi, 1999; Kato ve ark., 2005).

1995'ten 2018'e kadar yapılmış çalışmaların değerlendirildiği bir meta-analiz yayınında, ortalama pterygoid implant sağ kalım oranının %94.87 olduğu ve atrofik posterior maksillası olan hastalarda başarılı şekilde kullanılabileceği gösterilmiştir (Araujo ve ark., 2019).

Diş hekimliği alanında protetik yapılar ve bunlarla ilgili anatomik bölgelere ilişkin stres değer ve paternleri hakkında bazı öngörüler oluşturmaları sebebiyle, sonlu elemanlar stres analizi (SESA) kullanımı popüler hale gelmiştir (Shetty ve ark., 2010).

SESA yöntemi, cismin matematiksel modelinin oluşturulması ve ardından her bir elementin stres ve gerilme değerlerinin bilgisayar programları kullanılarak ölçüldüğü bir analiz yöntemidir (Wakabayashi ve ark., 2008).

Bu çalışmanın amacı; üst çene anterior bölgeye ve küçük azı bölgesine aynı boyda ve çapta yerleştirilen dört implant ile pterygomaksiller bölgeye iki farklı açı ve iki farklı çapta sağ ve sol tarafa yerleştirilen pterygoid implantlar üzerine farklı altyapı

materyallerinden tasarlanan hibrit protezlerin; altyapıda, multi-ünit vidalarında, implantlarda ve  evre dokularda oluşturacağı etkiyi üç boyutlu SESA ile değerlendirmektedir.

Çalışmamızın iki hipotezi vardır. Birinci hipotezimiz aynı boydaki pterygoid implantların çaplarının, yerleştirme açılarının ve protez üretiminde tercih edilen altyapı materyallerinin değiştirilmesinin; kortikal ve trabeküler kemikte izlenen gerilme ve sıkışma streslerinde farklılık g stermeyeceğidir. İkinci hipotezimiz ise yine aynı değişkenlerin altyapı, multi-ünit vidası ve implantlarda izlenen von Mises streslerinde farklılık göstermeyeceği şeklindeir.

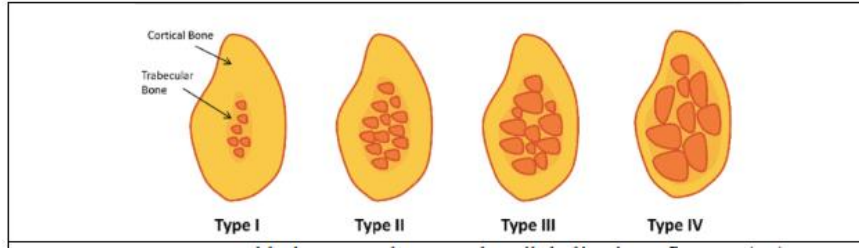
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik

Vücutta iskelet sistemini oluşturan kemik, mineralize organik matriks ile karakterize, esneklik ve sağlamlık gibi fiziksel özellikler kazanmış özel bir bağ dokusudur. Histolojik olarak kortikal ve trabeküler olmak üzere iki farklı katmandan oluşur. Metabolik fonksiyonları trabeküler kemik kontrol ederken kortikal kemik ise korumayı sağlar (Clarke, 2008). Kortikal ve trabeküler kemik; elastik modülü, mukavemet, kemik-implant temas yüzdesi, stres gibi bir dizi biyomekanik özellikleri yansıtan kalite ve yoğunluk açısından değerlendirilir. Kemik doku hayat boyunca devam eden bir yapım ve yıkım döngüsü olan "remodelling" süreci içinde bulunur. Bu süreç, kemiklerin yapılarını yeniden düzenleyerek güçlerini ve dayanıklılıklarını sürdürmelerini sağlar. Yapım ve yıkımın dengesi, kemik sağlığını korur ve uygun fonksiyonları destekler. Bu döngü, sistemik lokal faktörler ve hormonlar tarafından düzenlenir (Clarke, 2008; Nakamura, 2007). Mevcut kemik, implantların uygulanacağı alanın hacminde (Misch, 1990) ve tedavi planlaması, implant tasarımı, cerrahi yaklaşım, iyileşme süreci ve protezin ilk yükleme zamanında belirleyici faktördür (Misch, 2014).

2.1.1. Kemik Yoğunluğu Sınıflandırılması

Birçok araştırmacı tarafından yapılan çalışmalar, kemik miktarı ve yoğunluğunun implant başarısını etkilediğini göstermiştir. Yapılan araştırmalar, osseointegrasyonun, yani implantın çene kemiği ile bütünleşmesinin, kemik kalitesinden önemli ölçüde etkilendiğini ortaya koymaktadır. Lekholm ve Zarb'ın 1985'teki çalışması, maksilla ve mandibula kemik kalitesini sınıflandırmak için yaygın olarak kullanılan bir sistem sunmuştur. Bu sınıflandırma dört farklı alt başlık içermektedir (Lekholm, 1985) (Şekil 2.1).



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

1. Tip I: Homojen kortikal kemikle çevrili kemiktir.
2. Tip II: Kalın kortikal kemikle çevrili, yoğun trabeküler kemik içerir.
3. Tip III: İnce kortikal kemikle çevrili, yoğun trabeküler kemik içerir.
4. Tip IV: İnce kortikal kemikle çevrili, düşük yoğunlukta trabeküler kemik içerir.

Linkow (Linkow & Cherchève, 1970) tarafından yapılan kemik yoğunluğu sınıflamasına göre;

1. Sınıf I: Sık ve eşit aralıklara sahip trabeküler yapıdan teşekkül eden kemiktir.
2. Sınıf II: Trabeküller arası boşluk miktarı daha fazladır ve uniform özellik daha azdır.
3. Sınıf III: Trabeküler yapı arasında geniş boşluklar bulunmaktadır.

Carl E. Misch (Resnik, 2020) ; kemiğin anatomik lokalizasyonundan bağımsız bir şekilde içerdiği kortikal ve trabeküler yapıyı temel alarak bir sınıflama yapmıştır.

1. D1 Kemik: Yoğun kortikal kemikten meydana gelir.
2. D2 Kemik: Az yoğun kortikal kemik ve kalın trabeküler kemikten meydana gelir.
3. D3 Kemik: Daha poröz ince trabeküler ve ince kortikal kemikten meydana gelir.
4. D4 Kemik: Kortikal kemiğin çok az ya da olmadığı kemik yapı trabeküler kemikten meydana gelir.

5. D5 Kemik: Henüz mineralizasyonu tamamlanmamış ve trabeküler aralığın büyük boşluklar şeklinde olduğu yumuşak kemiktir.

D1 yoğunlukta kemik %6 oranında mandibula anterior ve posterior bölgede bulunurken, maksillada D1 yoğunlukta kemik hemen hemen hiç görülmez. D2 yoğunlukta kemik yapısı en sık mandibular anterior segmentte yer alırken, az oranda da mandibular posterior segmentte görülmektedir. D3 yoğunlukta kemik en sık maksilla anterior ve posterior segmentte görülmekte ve daha az oranda mandibulada izlenebilmektedir. D4 yoğunlukta kemik genelde maksilla anterior segmentte izlenirken, nadiren de mandibula anterior segmentte de izlenebilmektedir (Herrmann ve ark., 2005; Trisi & Rao, 1999). D5 yoğunlukta kemik, mineralizasyonu henüz tamamlanmamış sinüs greftlemesi veya çekim boşluğu sonrası olgunlaşmamış kemiği tanımlar (Resnik, 2020).

Tedavi planlamasında en sık başvuru alan yöntem dişsiz bölgenin konumuna göre kemik yoğunluğu tahmini yapmaktır. Radyografik yöntemlerle kemik yoğunluğu belirlenirken alınan panoramik ve periapikal radyografiler D2 ve D3 kemik yoğunluğu arasındaki farklılıkları değerlendirme açısından yetersiz kalmaktadır (Resnik, 2020).

Panoramik ve periapikal radyografilerin yetersiz kaldığı durumlarda yoğunluk değerlendirmesi bilgisayarlı tomografi (BT) ile daha doğru bir şekilde yapılabilir (Cann, 1988). BT ile oluşturan her piksel görüntünün alındığı dokunun yoğunluğuna göre değişiklik gösteren bir hounsfield ünitesi ile ifade edilir. Hounsfield ünitesindeki artış görüntülenen alandaki dokudaki yoğunluk artışını gösterir (Gupta ve ark., 2015).

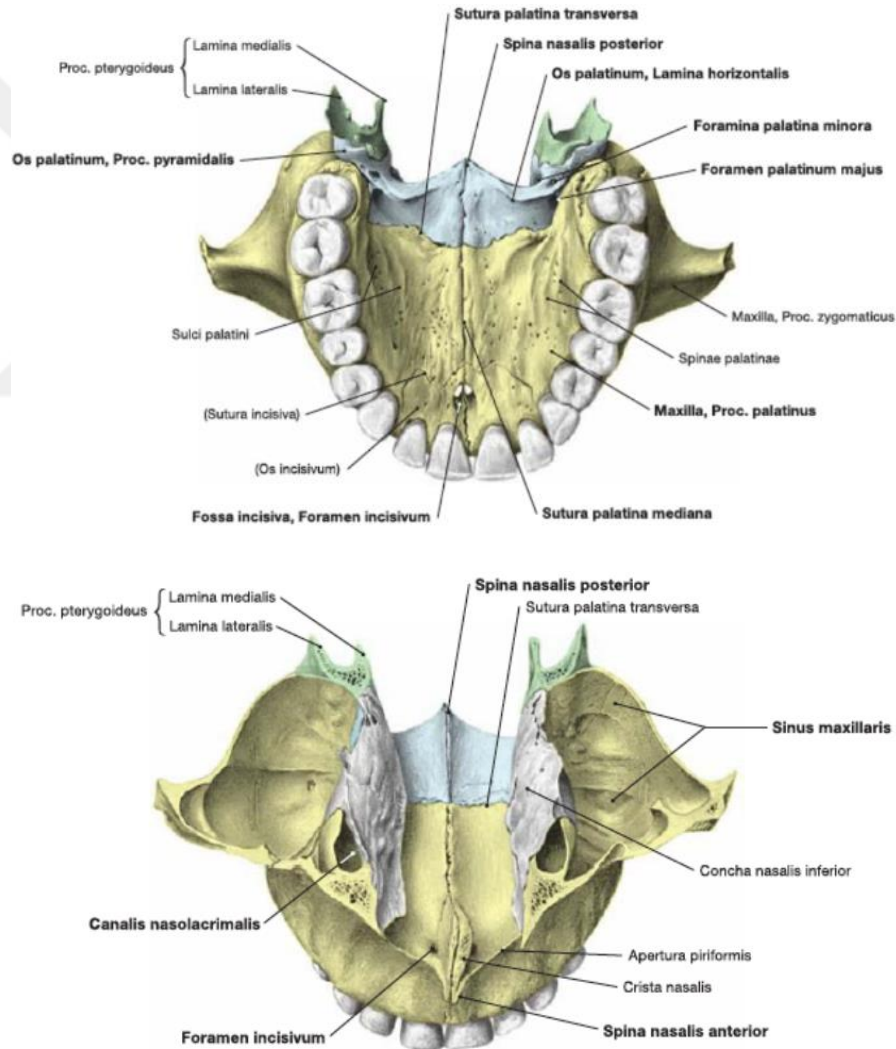
1. D1: > 1250 Hounsfield Ünitesi
2. D2: 850 – 1250 Hounsfield Ünitesi
3. D3: 350 – 850 Hounsfield Ünitesi
4. D4: 150 – 350 Hounsfield Ünitesi
5. D5: <150 Hounsfield Ünitesi

Lekholm ve Zarb (Lekholm, 1985) tarafından yapılan kemik yoğunluğu sınıflaması ile bilgisayarlı tomografi verileri arasında anlamlı bir sonuç varlığı bildirilmiştir (Norton & Gamble, 2001).

2.2. Maksilla

2.2.1. Maksilla Anatomisi

Piramidal olarak beş yüzü olan ve sutura palatina media ile iki ayrı kemiğin birleşmesi ile oluşmuştur. Corpus Maxillae, Processus Frontalis, Processus Zygomaticus, Processus Alveolaris ve Processus Palatinus'tan oluşmaktadır (LJ, 2012), (Şekil 2.2)



Şekil 2.2. Maksilla anatomisi

2.2.2. Maksillada Rezorpsiyon

Kemik yapımı ve yıkımı insan vücudunda süreklilik arz etmekle birlikte yaşlanmayla birlikte kemik yapımı ve kemik yıkımındaki denge kemik yıkımı lehine artmaktadır. Maksilla için fizyolojik kemik kaybı sınırı için yıllık 0.1 mm olarak değerlendirilmektedir (Khalifa ve ark., 2016). Ayrıca yaş, cinsiyet, diyabet gibi metabolik faktörler, hormonal durum, enfeksiyon varlığı, protez kullanımı gibi birçok etken de rezorpsiyon hızını artırabilir. Maksilla posterior bölgedeki rezorpsiyon şiddeti, dişsizlik süresi ve maksiller sinüsün önünde diş varlığıyla ilişkilidir (Atwood, 1971). Diş kaybını takiben hayat boyu fizyolojik bir rezorpsiyon gerçekleşmesine karşın alveoler kretteki en ciddi kayıp, dişlerin kaybedildiği ilk yıl içerisinde görülmektedir. Rezorpsiyon ile apozisyon arasındaki dengenin rezorpsiyon lehine bozularak rezorpsiyon hızının artması dişsiz bölgenin yeteri kadar fonksiyon görmemesi ile açıklanmaktadır (Branemark ve ark., 1986).



Şekil 2.3. Maksiller rezorpsiyon

Maksiller kemikte buko-lingual yönde rezorpsiyon diğer ağız bölgelerine göre daha yoğun bir şekilde meydana gelir. Meydana gelen rezorpsiyonun aşamaları A, B, C, D olarak şematize edilmiştir (Şekil 2.3). İlk olarak mediale doğru rezorpsiyon sonucunda A seviyesinde olan kret genişliği ve yüksekliği rezorpsiyona bağlı olarak B seviyesine

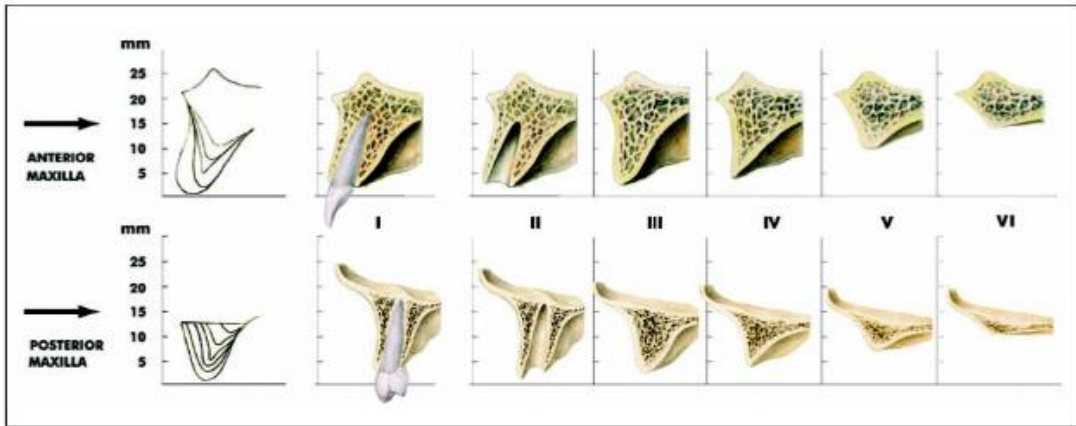
gelir. Maksillanın posterior bölgesinde rezorpsiyon şiddetine bağlı olarak kret görünümü C ve D şekline kadar ilerleyebilir (Corvello ve ark., 2011).

2.2.3. Maksillada Atrofi Sınıflaması

Cawood ve Howell sınıflaması

Cawood ve Howell'ın 1988'deki çalışmaları, diş çekimi sonrasında oluşan rezorbsiyona göre alveoler kemikte atrofi sonucu oluşan rezidüel kretleri sınıflandırmak için önemli bir temel oluşturmuştur. Bu klasifikasyona göre kretler, altı grupta sınıflandırılmıştır (Balaji & Balaji, 2018; Cawood & Howell, 1988): (Şekil 2.4).

- Sınıf I: Dişli kret
- Sınıf II: Diş çekimi sonrasında iyileşmesi yeni tamamlanan kret
- Sınıf III: Uygun genişlik ve yükseklikte, tepesi yuvarlak formda kret
- Sınıf IV: Uygun yükseklikte, yetersiz genişlikte, bıçak sırtı formunda kret
- Sınıf V: Yükseklik ve genişliği yetersiz, düz kret formu
- Sınıf VI: Çeşitli derecelerde bazal kemik kaybının izlendiği, basık kret formu



Şekil 2.4. Cawood ve Howell tarafından yapılan atrofik kemik sınıflaması

Dişsiz Maksilla'nın Rehabilitasyonu

Tam dişsizlik durumunda geleneksel tam protezler uzun yıllardır tercih edilmektedir. Geleneksel tam protezler her ne kadarda hastanın estetik, fonksiyon ve fonasyona yönelik ihtiyaçlarını giderse de, yine de sosyal yaşantıları ve fonksiyonel ihtiyaçları açısından bu protezlerden yakınan hastalar da vardır (Resnik, 2020). Alveolar kemikteki rezorpsiyon derecesine göre tutuculuk ve stabilizasyon kaynaklı şikayetlerin baş göstermesi geleneksel tam protezlerin kullanımı açısından hastalara ciddi problemler oluşturmaktadır (Aktaş & Canay, 2015).

Geleneksel tam protezlerin yetersiz kaldığı bu tip vakalarda implant yerleşimi için uygun kemik yüksekliği ve genişliği de genelde mevcut değildir. Bu vakalarda, kemik yüksekliğinin elde edilmesi amacıyla sinüs tabanı yükseltilmesi önerilmiştir (Brånemark ve ark., 2001).

Maksiller ve mandibular arklar arasındaki mesafe artışına bağlı olarak dental implant ile protetik üstyapı arasında uygun olmayan oranlar ortaya çıkabilir. Bu durum fonksiyonel kuvvetlerin yüksek olduğu posterior bölgede istenmeyen sonuçlara neden olabilir. İleri derece rezorpsiyonun olduğu vakalarda uygun kemik yüksekliği ve genişliğinin elde edilmesi amacıyla otojen greftlerin blok şeklinde uygulanması önerilmektedir (Candel ve ark., 2012).

2.3. Dental İmplant

2.3.1. Dental İmplantın Tanımı ve Tarihi

Dental implantlar, doğal dişlerin kökünün yerini alan, cerrahi olarak orofasiyal dokulara yerleştirilen, kaybedilen fonksiyonun geri kazanımını sağlayan, terapötik, ankraj veya estetik amaçlarla kullanılan, sabit ve hareketli proteze desteklik ve retansiyon sağlayan, maksilla veya mandibula kemiğinin içine veya üzerine yerleştirilen biyouyumlu materyallerdir (Jalbout & Tabourian, 2008).

Dental implantlar fonksiyonel olarak dişlerin yerine güvenilir bir şekilde kullanıldıklarından dolayı eksik bir dişi yerine koymak için en çok kullanılan tedavi seçeneklerinden biridir. Eksik dişlerin rehabilitasyonu için yapılan çalışmalar antik çağlara kadar dayanmaktadır. Yapılan arkeolojik kazılarda çenelere yerleştirilen taş, tahta parçaları, metaller, deniz kabuğu ve hayvan dişlerine rastlanılmıştır. Tarihsel kanıtlar, dental implantların milattan önce 3000 gibi erken bir tarihte Eski Mısır'a kadar uzanmış olabileceğini göstermektedir (Irish, 2004; Ring, 1995). Milattan sonra 600 yılına kadar uzanan Maya uygarlığı eserlerinde de dental implantlara dair kanıtlar bulunmuştur (Ring, 1995). Orta Çağ Avrupa'sında, 17. yüzyıla kadar, insan dişlerinin, yoksul insanların bedenlerinden veya cesetlerden satın alınarak başka kişilere nakledilmesi gibi uygulamalar görülmüştür (Ring, 1995).

Greenfield 1906 yılında iridyum-platin alaşımından oluşan silindirik implantları tanıtmıştır. Strock ise 1938 yılında krom-kobalt-molibden alaşımıyla vida şeklinde implantları, 1940'da ise endodontik implantları geliştirmiştir. Dahl 1938'de, dental implantları kemiğin üzerine yerleştirmiş ve ilk subperiosteal implantın yapımını gerçekleştirmiştir (Pasqualini & Pasqualini, 2009).

Modern diş hekimliğinde, 1971 yılında Branemark ve ekibi, titanyumun (Ti) kemik dokusu ile uyumlu olduğunu ve diş etlerinde alerjik ve toksik reaksiyonlara neden olmadığını belirterek, diş eksikliğinin tedavisinde kullanılabileceğini belirtmişlerdir (Brånemark ve ark., 1969). Branemark, Yunanca “osteon: kemik” ve Latince “integrare: bütün haline getirmek” kelimelerinden türetilen bu sürece osseointegrasyon adını vermiştir.

2.3.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Cerrahi olarak yerleşim yerlerine göre dental implantlar transosteal, subperiostal ve endosteal olarak üç sınıfa ayrılır. Artan enfeksiyon riski nedeniyle endosteal implantlar günümüzde daha çok tercih edilmektedir (Reinhardt & Beikler, 2014).

Platformlarının kemik dokusu ile olan ilişkilerine göre endosteal implantlar;

1. Kemik seviyesi,
2. Doku seviyesi olmak üzere iki şekilde gruplandırılır (Ulusoy & Aydın, 2010).

2.3.3. Dokuların İçindeki Yerleşimine Göre İmplantların Sınıflandırılması

2.3.3.1. Subperiostal İmplantlar

Subperiostal implantlar, rezidüel alveolar kretin yüzeyi ile mukozanın arasına yerleştirilen ve döküm işlemi büyük hassasiyet gerektiren, kişiye özel olarak hazırlanan implantlardır. Subperiostal implantların kullanımı iki aşamalı bir cerrahi işlem gerektirir. İlk cerrahi işlemde mukoperiosteal flep kaldırılarak implantın yerleştirileceği alan ortaya çıkarılır ve ölçüsü alınır. Bu ölçüden elde edilen kemik doku modeli üzerine krom-kobalt (Cr-Co) alaşımından dökülmüş kişiye özel implant elde edilir ve ikinci operasyon sırasında subperiostal olarak yerleştirilir. Sabit veya hareketli protezler implanttan uzanan transmukozal postlara bağlanır (Stellingsma ve ark., 2004).

Son yıllarda subperiosteal implantların yeniden kullanıma sunulması yeni dijital teknolojiler ve yeni metaller sayesinde, 3 boyutlu metal baskı, implant üretim doğruluğunu arttırmakta ve Ti gibi farklı metallerin kullanımı daha küçük implant yapılarının üretimine imkan vermektedir (Dimitroulis ve ark., 2023; Nemtoi ve ark., 2022). Modern subperiosteal implantlar, tedavi süresinin kısaltılması, maliyetin azaltılması ve karmaşık ve riskli cerrahi prosedürlerin önlenmesi gibi avantajlar sunmaktadır (Van den Borre ve ark., 2022). Subperiostal implantlarda %95'lik bir hayatta

kalma oranı gözlenmekte ve altta yatan kemikte herhangi bir rezorpsiyon veya implantta kırılma görülmemektedir (Van den Borre ve ark., 2022).

2.3.3.2. Transosteal İmplantlar

Transmandibular implantlar, özellikle aşırı atrofik mandibulada kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Bu implantlar genel anestezi altında ekstraoral olarak yerleştirilmektedir. Mandibular submental alana yerleştirilen kortikal kemikten dikey olarak geçen implantlardır (Stellingsma ve ark., 2004).

Kortikal kemiğin altına yerleştirilen plak beş vida ile sabitlenerek ve dört transosseöz post plaktan çıkarak mandibula ve oral mukozayı perfor ederek oral kaviteye açılırlar. Postoperatif olarak bu dört transosseöz postlar bir barla bağlanırlar (Powers ve ark., 1994). Bu implant çeşidinde, cerrahi sonrası enfeksiyon, transosseöz postların osseointegrasyon kaybı, postların kırılması, oral mukozanın hiperplazisi, implant çevresinde kemik kaybı, mental sinir yaralanmaları gibi ciddi komplikasyonlar bildirilmiştir (Stellingsma ve ark., 2004).

2.3.3.3. Endosteal İmplantlar

Maksilla veya mandibulada alveolar veya bazal kemiğine yerleştirilen ve bir protezi desteklemek için kullanılan, kaybedilen kökün yerini alan implantlara endoosseoz implantlar denir. Bu implant sistemi kemik içerisinde bulunan implant gövdesi ve endoosseoz implant abutment olarak adlandırılan retantif bir bileşenden oluşur (Stellingsma ve ark., 2004). Bu tasarım mevcut anatominin kullanımını en üst düzeye çıkarmak ve protezi uygun şekilde desteklemek için yerleştirilen implantların sayı, konum ve boyutunu değiştirebilme fırsatı sunar. Endosteal implantlar günümüzde yaygın olarak kullanılan implant tipidir (Resnik, 2020).

Kemiğin içerisinde kalan kısmın geometrik şekline göre;

- Blade tipi implantlar,

- Vent tipi implantlar,
- Silindirik tip implantlar,
- Vida tipi implantlar, olarak sınıflandırılır.

Blade/Plate Tipi İmplantlar: Blade implantlar bıçak sırtı ya da plaka şeklinde olup, rehabilite edilecek bölgenin morfolojisine uyarlanabilen farklı şekillere sahiptir. Kemik içine yerleştirilen kısmı yatay olarak daha fazladır ve böylece tork en aza indirgenir, yanal kuvvetlere karşı direnç artar. Ayrıca kemik oluşmasına izin vermek için dikdörtgen şekilli gövdede büyük açıklıklar veya delikler mevcuttur (Linkow ve ark., 2016). Tam dişsiz çenelerde veya ince kretlerde tedavi amaçlı olarak kullanılmışlardır, fakat yumuşak doku problemleri ve hızlı kemik rezorbsiyonları nedeniyle kullanımları yaygınlaşmamıştır (Albrektsson ve ark., 1986).

Vent Tipi İmplantlar: Bu implantlar implantın hacmi küçültülmüş yapıdadır ve gövdesinde bulunan delikler sayesinde tutunma yüzeyi artmıştır. Ayrıca bu delikleri dolduran kemik dokusu, fizyolojik yüklerde kuvvet kırıcı olarak görev yapar (Lubar & Katin, 1990).

Silindir Tip İmplantlar: Kök formunda oluşturulmuş, yerleştirildiği bölgeden daha geniş çaplı olan ve böylelikle stabilizasyonun kemik ile implant yüzeyi arasındaki sürtünme ile sağlandığı endosteal implantlardır. Bu sürtünme direncini artırmak için yüzeyleri hidroksiapatit (HA), titanyum plazma spreyi (TPS) ile kaplanarak üretilen çeşitleri mevcuttur (Resnik, 2020).

Vida Tipi İmplantlar: Bu implantlar, diş kökü formunda üretilmiştir ve mekanik tutuculuk yivlerle sağlanmıştır. Yivler sayesinde yüzey alanı artmış, makaslama kuvvetlerine karşı direnç sağlanmıştır. Bu implantlar kendilerine özgü enstrümanlarla kemik içerisine yerleştirilir ve diğer implant çeşitlerine göre daha iyi primer stabilizasyon gösterir (Adell ve ark., 1981; Carlsson ve ark., 1986).

2.3.3.4. İntramukozal İmplant

Total veya parsiyel dişsiz arklarda protezlerin tutuculuğunu artırmak amacıyla kullanılan mukoza içerisine yerleştirilen implantlardır. Aynı zamanda, subdermal veya submukozal implantlar olarak da adlandırılırlar (Ünver ve ark., 2012).

2.3.3.5. Endodontik İmplantlar

Transdental implantlar, aynı zamanda transradiküler fiksasyon veya endodontik stabilizatör olarak da bilinirler. Bu implantlar, kemik desteğinin yetersiz olduğu dişlerde stabilizasyon sağlamak için dişin kök kanalı içerisinden geçerek, periapikal kemiğe yerleştirilen implant türüdür (Ünver ve ark., 2012).

2.3.4. Platformlarının Kemik Dokusu ile Olan İlişkilerine Göre Endosteal İmplantların Sınıflandırılması

2.3.4.1. Kemik Seviyesi İmplantlar

İmplantın metalik yüzeyleri bütünüyle kemik içerisindedir, implant platformları kemik ile aynı seviyede konumlanmaktadır. Bu yerleşim tipi estetik bölgeye uygulanan implantlarda metal yansımasını önleyerek avantaj oluşturmaktadır. Gelişen tasarım özellikleri ile implantın platformuna yakın mikro yivler implant-kemik bağlantısının daha da kuvvetlenmesine ve bundan dolayı krestal kemik stabilizasyonunun artmasına neden olmuştur (Torabinejad ve ark., 2013).

2.3.4.2. Doku Seviyesi İmplantlar

Boyun yapıları pürüzsüz yüzeyli olan doku seviyesi Ti implantlar, platformlar genelde kemik seviyesinin üzerine gelecek şekilde kemiğe yerleştirilir. Bu tipte pürüzsüz boyun yapısının avantajı, biyolojik aralık genişliğini boyun kısmı ile doldurarak krestal kemik rezorbsiyonunu engellemek üzerinedir. Gingival yapısı ince fenotipte olan hastalarda metal yansıması en önemli dezavantaj olarak görülmektedir. Ancak posterior

bölgenin konuşma ve gülüş esnasında görünmemesi, bu implantların molar bölgede kullanılabilirliğini sağlamaktadır (Torabinejad ve ark., 2013).

2.3.5. Yerleştirildiği Bölgeye Göre İmplantlar

Zigomatik İmplantlar

Zigomatik implantlar ilk olarak, maksillektomi cerrahisi geçiren hastalarda obturatörlerin retansiyonunu arttırmak amacıyla kullanılmıştır (Fernández ve ark., 2014). Branemark, atrofik dişsiz maksillanın rehabilitasyonunda zigomatik implantların kullanılabileceğini bildirmiştir. Tekniğin gelişmesiyle birlikte rehabilitasyonda başarılı sonuçlar elde edilmiştir (Brånemark ve ark., 2004).

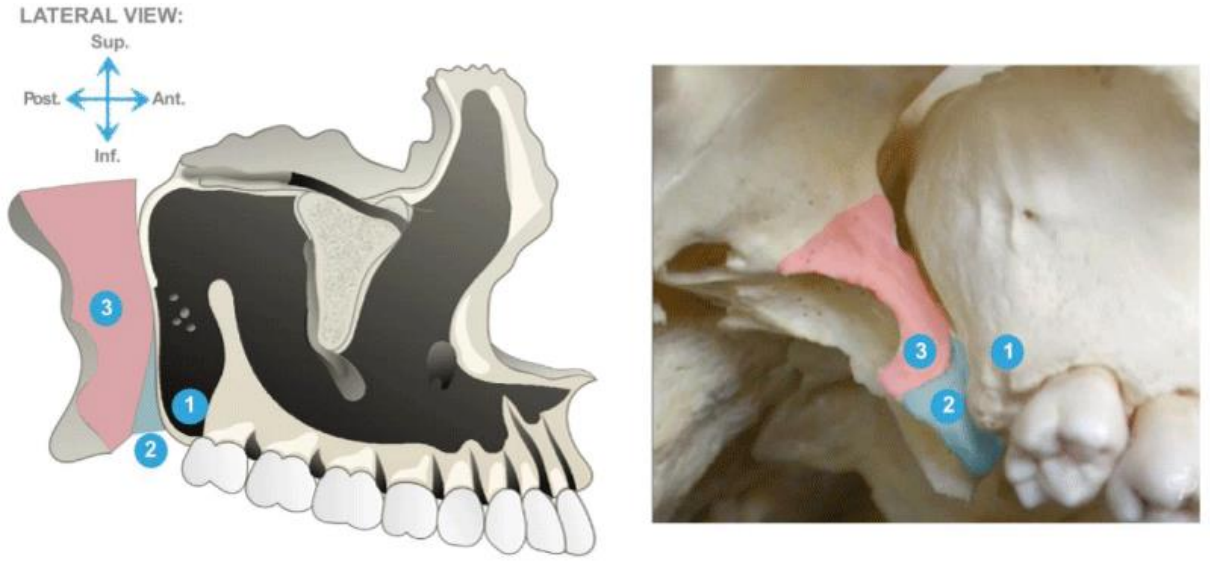
Atrofik maksillanın dental implantlar ile rehabilitasyonunda kemik yoğunluğu, alveol kret yüksekliği ve kret genişliği gibi faktörler göz önüne alınarak tedavi planlaması yapılmaktadır. Bilgisayarlı tomografi yardımıyla maksiller kemik, zigomatik kemik, maksiller sinüs ve bölgedeki diğer anatomik oluşumlar implant cerrahisi açısından dikkatle değerlendirilmelidir (Corvello ve ark., 2011).

Pterygoid İmplantlar

Atrofik dişsiz maksillada greftleme prosedürleri ve sinüs ogmentasyonundan kaçınmak amacıyla pterygomaksiller alanın alternatif bir implant yerleşim bölgesi olacağı daha önceleri öngörülse de yapılan çalışma sonucunda pterygomaksiller alan implant yerleşimi için tercih edilmiştir. Bu bölgenin implant yerleşimi açısından alternatif bir bölge olarak tanımlanmasının ardından birçok araştırmacı pterygomaksiller bölgeyi implant yerleşimi için tercih etmektedir (Tulasne, 1992).

Pterygomaksiller bölgeye yerleştirilen pterygoid implantlar, maksiller sinüsün posterior duvarına paralel bir şekilde ilerleyerek sfenoid kemiğe ait processus pterygoideus anatomik oluşumundan ankraj sağlanmaktadır (Diederich, 2021) (Şekil 2.5, 2.6). Sinüs ogmentasyonu ve kemik greftleme prosedürlerine ihtiyaç duyulmaksızın atrofik

maksillanın rehabilite edilmesine imkan sağlaması diğer tekniklere karşı en önemli avantajlarıdır.



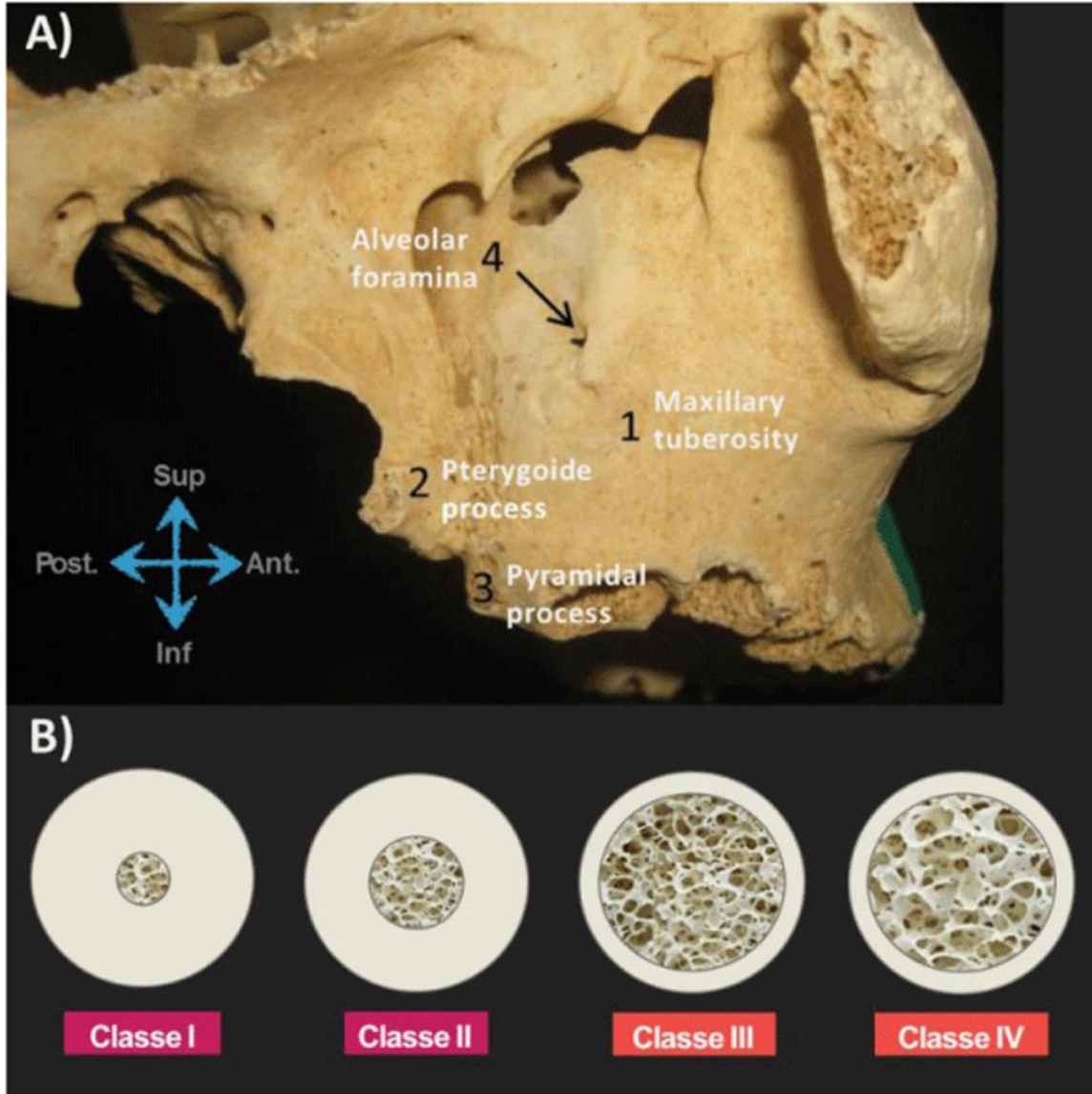
Şekil 2.5. Pterygoid bölgenin anatomisi 3 kemiğin bir araya gelmesinden oluşur:

- (1) Anterior maksiller tüber;
- (2) Palatin kemiğinin orta piramidal proçesi pterygoid çentik ile birleşmiştir;
- (3) Posterior: Sfenoidin pterygoid proçesi.

Güçlü bir stabilite ile uzun vadeli bir başarı sağlaması tekniğin diğer avantajıdır.

Tüm bu avantajlara ek olarak posteriorda, proteze kanat yapılma ihtiyacını ortadan kaldırmakta ve aksiyal yüklemeye olanak sağlamaktadırlar (Balshi ve ark., 2005a; Balshi ve ark., 1999; Peñarrocha ve ark., 2009).

Atrofik maksillaya sahip vakalardaki uygun olmayan kemik yoğunluğu ve yetersiz kret yüksekliğini telafi etmek amacıyla daha uzun implantlar pterygomaksiller bölgeye yerleştirilir. Pterygomaksiller bölgeye yerleştirilen uzun implantların pterygoid proçesten yeterli intraosseöz fiksasyonunun sağlanmasına katkı sunar (Balshi ve ark., 1999; Mateos ve ark., 2002; McCabe & Walls, 2013; Nocini ve ark., 2000).



Şekil 2.6. Maksilla tüber ve farklı kemik yoğunluğu tipleri.

- (1) Maksiller tüber;
- (2) Pterygoid proçes;
- (3) Piramidal proçes;
- (4) Alveolar foramina.

Literatürde pterygoid implantların yerleşimi için iki farklı anatomik konum tanımlanmaktadır. Bu bölgeye yerleştirilen implantlar, açılarına ve uzunluklarına göre sfenoid kemikte pterygoid proçesten ankraj alabilirler ya da maksillada pterygomaksiller bölgesi içerisinde yerleşim gösterebilirler. Bu fark kolaylıkla ayırt edilemez; ancak bu lokasyonlar arasındaki farklılıklar nedeniyle implant cerrahisinde farklı tekniklere başvurmak gerekmektedir (Graves, 1994).

Pterygoid proçesin orta bölümünün kemik yoğunluğu önemlidir çünkü pterygoid implantların ana ankraj yerlerinden biridir (Şekil 2.7). Bu implantlar, sfenoid kemiğin pterygoid plakasına sabitlenir, maksilla tüberden palatin kemiği boyunca geriye ve yukarı doğru hareket eder (Balshi ve ark., 2013; A. Bidra & G. Huynh-Ba, 2011; Venturelli, 1996). Pterygomaksiller bölgeye 45 derecelik bir açıyla yerleştirilen bir implant, kemik-implant temasını ortalama 8–9 mm artırır (Graves, 1994).

Balshi ve ark. (Wolfinger, & S.F. Balshi, 1999) tarafından yürütölen çalışmalarda pterygoid implantların ortalama klinik başarısı, %90.7 olarak bildirilmiştir. 1995 yılında, 63 aylık postoperatif takip süresi olan 51 pterygoid implant değerlendirmişler ve implantların sağ kalım oranları %86.3 olarak bildirilmişlerdir (Balshi ve ark., 1995). 1999 yılında yaptıkları bir diğer çalışmayla 54 aylık post-operatif takip süresi olan 356 pterygoid implant değerlendirmişlerdir ve implantların sağ kalım oranları %88.2 olarak bildirmişlerdir (Wolfinger, & S.F. Balshi, 1999).

2005 yılında yapılan çalışmada 54 aylık post-operatif takibi olan 164 pterygoid implant ile %96.3'lük sağ kalım oranı izlenmiştir ve diğer çalışmalar ile karşılaştırıldığında yüksek bir başarı oranı izlenmiştir (Balshi ve ark., 2005b; Balshi ve ark., 1995; Wolfinger, & Balshi, 1999).

Vrielinck ve ark. (Vrielinck ve ark., 2003) tarafından yürütölen bir çalışmada pterygomaksiller bölgeye 14 implant yerleştirilmiştir. 6 – 24 ay arasında değişen post-operatif takip sonunda implantların sağ kalım oranı %71 olarak bildirilmiştir. Diğer çalışmalara nazaran düşük bir sağ kalım oranı gözlenmesinin sebebi olarak implantların yerleşim için belirlenen ideal alan dışında olması gösterilmiştir (Vrielinck ve ark., 2003).

Ridell ve ark. (Ridell ve ark., 2009) tarafından yürütölen çalışmada maksilla tüber bölgesine 22 implant yerleştirilmiş ve 12 aylık bir takip gerçekteştirilmiştir ve yürütölen

bu çalışmanın sonunda implantlardaki sağ kalım oranı %100 olarak bildirilmiştir (Ridell ve ark., 2009).

Pterygomaksiller alana yerleştirilen implantlarda ortalama olarak meydana gelen kemik kaybı araştırmacılar tarafından değerlendirilmiştir. İmplant cerrahisi sonrası alınan panoramik radyografiler ile protetik tedavi tamamlandıktan 12 ay sonra alınan panoramik radyografiler karşılaştırıldığında ortalama 0.71 mm. marjinal kemik kaybı olduğu bildirilmiştir (Balshi ve ark., 1995; Park & Cho, 2010; Peñarrocha ve ark., 2009).

Bahat ve ark. (Bahat, 1992) cerrahi işlem öncesi ve sonrası, protetik yüklemekten 6 ay ve 12 ay sonra aldıkları bir dizi periapikal ve paralel radyografiler sonucunda 2 mm.'den daha az bir kemik kaybı olduğunu bildirmişlerdir.

Pterygomaksiller alan, zayıf kemik kalitesi, biyomekanik ve anatomik dezavantajlarından dolayı bazı araştırmacılar implant yerleşimi için ideal koşulları taşımadığı kabul edilmektedir (Balshi ve ark., 2005b; Curi ve ark., 2015).

Tulasne'ye göre posteriordaki atrofik maksillaya, 13–20 mm uzunluğunda bir implant yerleştirmek bu bölgedeki kemik koridorunun %80'ini korumaktadır (Tulasne, 1989). Daha önce yapılan çalışmalarda ideal bir implantın bu kemik koridor boyunca ilerleyerek processus pterygoideusa ulaşması gerektiği bildirilmiştir (Balshi ve ark., 2005a; Curi ve ark., 2015; Lee ve ark., 2001; Tulasne, 1992).

Literatürde pterygomaksiller bölgeye uygulanan pterygoid implantların kısa ve uzun dönem sağ kalım oranlarını inceleyen çalışmalar kısıtlıdır. Fakat pterygomaksiller bölgeye yerleştirilen pterygoid implantların sağ kalım oranları maksillanın diğer anatomik bölgelerine yerleştirilen dental implantların sağ kalım oranları kadar yüksektir (Goiato ve ark., 2014; Lopes ve ark., 2015; Moraschini ve ark., 2015). Dört farklı makaleden bildirilen 1 ila 6 yıllık bir takip aralığında, pterygoid implantların ortalama

genel başarı oranı %95.55'tir (Bidra & G. Huynh-Ba, 2011; Curi ve ark., 2015; Rodríguez ve ark., 2012; Valerón & Valerón, 2007).

Pterygoid implantlar ile gerçekleştirilen rehabilitasyon protetik bakış açısıyla değerlendirildiğinde implantın çıkış profilinin ikinci molar bölgede olması nedeniyle distal kanat etkisinin tamamen ortadan kaldırılması avantajına sahiptir. Bunlara ek olarak protetik rehabilitasyon sonrası yüksek derecede hasta memnuniyeti bildirilmiştir (Peñarrocha ve ark., 2009; Tulasne, 1989). Bu avantajlarının yanı sıra pterygoid implantlar güçlü bir primer stabiliteye sahiptir ve immedat yüklemeye imkan sağlamaktadır (Balshi ve ark., 2013b; Curi ve ark., 2015).

Rodríguez ve ark. (Rodríguez ve ark., 2016) tarafından yapılan çalışma ile atrofik maksillaya sahip 202 hastadan alınan konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) görüntüleri değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçları incelendiğinde processus pterygoideustaki kemik yoğunluğunun maksiller tüber bölgesine göre %139.2 daha fazla olduğu bildirilmiştir. İmplant cerrahisi her hastanın kişisel anatomisine göre farklılıklar gösterebilmektedir. Kemik yoğunluğu açısından maksiller tüber ile processus pterygoideus arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, bu bölgedeki kortikal kemikten yararlanabilmek için en az 15 milimetre uzunluğunda bir implant kullanılması gerektiği bildirilmiştir.

Rodríguez ve ark. (Rodríguez ve ark., 2014) tarafından yürütölen bir diğör çalışmada ise 100 hastadan alınan konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntüleri değerlendirilmiş ve pterygomaksiller koridorun anatomik uzunluğunun ortalama 22.5 mm olduğu bildirilmiştir.

Pterygoid implantların çıkış alanları maksiller tüber bölgesinde olmaktadır. Genellikle maksiller tüberde bulunan yumuşak doku kalitesi implant açısından elverişlidir. Bu bölgede yumuşak doku kalın ve keratinizedir. Post-operatif 3 yıllık takip

sonuçları içeren literatür verilerine göre pterygoid implantlardaki peri-implant kemik kaybının 1.21 mm ile 0.71 mm arasında olduğu bildirilmektedir (Curi ve ark., 2015; Peñarrocha ve ark., 2009).

Pterygomaksiller bölgeye yerleştirilen implantlar kortikal kemik desteğine sahip olması için yeterli uzunlukta olmalıdır. Balshi ve ark. (Balshi ve ark., 2013a) tarafından yapılan bir çalışmada pterygomaksiller bölgeye yerleştirilen Branemark System 4.0 mm çaplı implantlar, retrospektif bir çalışma ile değerlendirilmiştir. Çalışmada değerlendirilen implantlar uzunluklarına göre 7 mm – 13 mm arasında uzunluğa sahip olanlar ile 15 mm – 18 mm arasında uzunluğa sahip olan implantlar şeklinde gruplandırılmıştır. 7 mm ile 13 mm arasında uzunluğa sahip olan dental implantların sağ kalım oranları %88.06 olarak bildirilirken 15 mm – 18 mm arasında uzunluğa sahip olan dental implantların sağ kalım oranları %94.16 olarak bildirilmiştir. İmplant apeksinin yoğun kortikal kemikten ankraj alması durumunda daha güçlü bir primer stabilite sağlanacaktır. Pterygomaksiller bölgede processus pterygoideus medialis ve processus pterygoideus lateralis daha güçlü primer stabiliteye izin verir fakat bu kortikal destekten faydalanabilmek için yeterli uzunlukta bir dental implant yerleştirilmelidir (Balshi ve ark., 2013a).

Dental implantolojideki gelişmelerle birlikte, implant uygulaması geleneksel iki aşamalı tedavi protokolünden, hemen yükleme ve cerrahi rehberlerin kullanıldığı protokollere gelişim göstermiştir. Balshi ve ark. (Balshi ve ark., 2013b) tarafından yürütülen bir çalışmada geleneksel iki aşamalı ve cerrahi rehber kullanarak tek aşamada gerçekleştirilen pterygomaksiller implant cerrahileri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmadaki sonuçlar pterygoid implantların hemen yüklenmesini hem hekim için hem hasta için faydalı olduğunu bildirilmiştir. Cerrahi rehber kullanımının implantların sağ kalımları üzerine istatistiksel olarak bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir (Balshi ve ark., 2013b).

Maksillanın tüber bölgesiyle sfenoid kemiğin processus pterygoideusu arasındaki uzunluktan dolayı pterygoid implantların uzunluğu 15 mm ile 20 mm arasında değişmektedir (Tulasne, 1989; Tulasne, 1992). İmplant maksilla ikinci molar bölgesinden, palatinal kemiğin piramidal yapısına doğru kraniyal yönü takip ederek ilerler (Graves, 1994; L. Vrielinck ve ark., 2003). Cucchi ve ark. (Cucchi ve ark., 2017) ileri derecede atrofik bir maksillaya sahip hastayı kısa implantlar ve pterygomaksiller bölgeye yerleştirilen pterygoid implantlar ile rehabilite etmişlerdir. Premaksillaya yerleştirilen kısa implantlarla pterygomaksiller bölgeye yerleştirilen pterygoid implant kombinasyonlarının tedavi süresini kısalttığını, cerrahi komplikasyonu en aza indirdiğini bildirmişlerdir. Ayrıca bu vaka raporunda pterygoid implantlar ile gerçekleştirilen rehabilitasyonun protezdeki distal kanat gereksinimini ortadan kaldırdığı ve protetik restorasyonun stabilizasyonunu arttırdığı bildirilmiştir (Cucchi ve ark., 2017).

Lowenstein ve ark. (Loewenstein ve ark., 2020) yaptıkları çalışmada dental implant başarısızlıklarını hastalar açısından dental implant tedavilerindeki en yıkıcı sonuç olabileceğini bildirmiştir. Bu başarısızlıklar anatomik, fonksiyonel, psikolojik ve ekonomik problemlere neden olmakla birlikte implantların kaybı sonrası rezidüel kemik yeniden implant yerleşimine izin vermeyebilir. Maksilladaki dental implant başarısızlıklarının engellenmesi amacıyla, zigoma ve processus pterygoideus gibi uzak bölgeler ankraj için değerlendirilebilir. Lowenstein ve ark. (Loewenstein ve ark., 2020) tarafından sunulan vaka raporunda bruksizmi olan atrofik maksillaya sahip hastanın 9 yıllık post-operatif takibi sonunda pterygoid ve zigomatik implantların alternatif bir tedavi alternatifi olduğu bildirilmiştir.

2.3.6. Açılı Yerleştirilen İmplantlar

Maksillada ileri derecede atrofisi olan hastaların rehabilitasyonunda ileri cerrahi yöntemler halen geçerli bir tedavi protokolü olmakla beraber, ileri cerrahi işlemlerin

komplifikasyon riskini arttırması, tedavi süresinin uzaması ve donör bölgede nekroz oluşma riski gibi dezavantajlarının olması alternatif tedavi arayışına neden olmuştur (Brånemark ve ark., 2004). İleri cerrahi işlemlere olan gereksinimi ortadan kaldırmak amacıyla maksiller sinüs duvarı, pterygomaksiller alan, tüber maksilla ve zigoma gibi anatomik alanlara açılı implantlar yerleştirilerek gerçekleştirilen alternatif tedavi seçenekleri literatürde yerini almıştır.

Rezidüel kemikte açılı olarak 13 mm'den daha uzun implant yerleştirmenin bir greftleme prosedürüne ihtiyaç duymaksızın primer stabiliteye sahip olduğunu bildirilmiştir (Isaksson ve ark., 1993). İmplantın primer stabilitesini sağlamak için gerekli olan ankrajın maksiller sinüs ön duvarı ve nazal fossa içindeki kortikal kemikten sağlanmaktadır (Moraschini ve ark., 2015).

2.4. Dental İmplantların Gelişimi

2.4.1. Osseointegrasyon

Branemark ve arkadaşları osseointegrasyonu 'ışık mikroskobu altında canlı kemik dokusuyla implant arasında izlenen, arada herhangi bir doku olmayan, fibröz bağ dokusu engelenine takılmayan direkt, yapısal ve fonksiyonel bağlantı' şeklinde tanımlamışlardır (Adell ve ark., 1981; Carlsson ve ark., 1986). Günümüzde osseointegrasyon, implant diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır ve yalnızca mikroskobik implant-kemik ara yüzüne değil, aynı zamanda rijit fiksasyonun klinik durumuna da hitap etmektedir. Rijit fiksasyon, 1 ila 500 g'lık bir kuvvet uygulandığı durumda implantta klinik olarak gözlenemeyen hareket şeklinde ifade edilmektedir (Sekine, 1986).

İmplantların sağlıklı bir şekilde fonksiyonda kalması, bulunduğu alveolar alandaki stabilite ve retansiyonun uzun bir süre devam edebilmesi için osseointegrasyonun tam olarak sağlanması gerekmektedir. Albrektsson ve ark. (Albrektsson & Johansson, 2001) osseointegrasyonda başarının implant yapım özelliklerinden, cerrahi prosedürlerden ve implantın yükleme koşullarından etkilendiğini bildirmektedir.

2.4.2. Dental İmplantolojide Başarı

İmplantların başarı ve sağ kalım oranları pek çok faktörden etkilenmektedir. İmplant başarısına asepsi, sağlık, hastanın uyumu, beslenme, periyodik kontroller, implantın biyomekanik tasarımı, biyouyumlu materyal kullanımı, biyoaktif yüzeyi, makro ve mikro tutuculuk (retansiyon), kemiğin kalite ve kantitesi gibi birçok faktör etki etmektedir (Linkow ve ark., 1990).

İmplantın klinik başarı kriterleri şunlardır:

- İmplant mobil olmamalı, yapılan radyolojik takiplerde implant etrafında, kemik dokuda ve radyografide radyolüsent alanlar olmamalı,
- İmplantın yerleştirildiği ilk yıl için 1.5 mm'den daha az kemik kaybı olmalı, devam eden yıllarda yıllık olarak 0.2 mm'den az kemik kaybı olmalı,
- Ağrı, nöropati, enfeksiyon, mandibular kanal hasarı veya parestezi gibi kalıcı/geri dönüşü olmayan belirti ve semptomlar olmamalı,
- İmplantın yerleşimi, hastayı ve hekimi açısından tatmin edici bir görünümde ve protezin yapımına engel olmamalı, fonksiyonda yeterli işlev sağlamalı,
- İmplant yerleştirildikten sonra ilk 5 yıllık takipte başarının az %85, ilk 10 yıllık takipteki başarının ise %80'den az olmamalıdır (Kürkçüoğlu ve ark., 2010; Papaspyridakos ve ark., 2012; Smith & Zarb, 1989).

2.4.2.1. İmplant çapı

İmplantın en geniş yivi ile karşı tarafındaki yivin dış kısımları arasında ölçülen mesafeye implant çapı denir. İmplant çapının, yüklerin çevre kemiğe dağılımında implant uzunluğundan daha önemli olduğu düşünülmektedir (Lee ve ark., 2005). İmplant çapındaki artış, implantın yüzey alanını artırarak daha fazla kemik teması sağlar. Kemiğe

temas eden alanın artması, primer stabilitede artışa ve strese direnç sağladığı belirtilmektedir (Misch, 1999). İmplant çapının artması gelen kuvvetin birim alanda oluşturduğu gerilim ve baskı tipi kuvvet değerlerinin azalmasına yardımcı olmaktadır. Gelen kuvvetlerin yoğun olarak implantın boyun bölgesinde toplanmasından dolayı daha geniş çaplı implantların kullanımı, kuvvetin implant-kemik arasında daha iyi dağıtılmasını sağlamaktadır. Buna bağlı olarak boyun bölgesindeki kortikal kemikte gerilme tipi kuvvetlerin azalması, bu bölgedeki rezorpsiyonun azalmasına ve implant başarı oranının artmasına yardımcı olur (Baggi ve ark., 2008; Shetty ve ark., 2016).

3.75 mm ve 4.1 mm çapındaki implantlar standart çaplı implantlar olarak kabul edilmektedir. Başarılı bir dental implant için implant çevresinde en az 1 mm kalınlıkta kemiğin bulunması önerilir. Bu da sonuç olarak standart bir implant için en az 6 mm'lik krestal kemik genişliği gerektirir (Klein ve ark., 2014). İmplant çapının artması implantın mekanik gücünü ve kırılmaya karşı direncini de artırır (Lee ve ark., 2005). İmplant çapının artırılmasının sağladığı avantajların yanı sıra geniş implant kullanımında, implant yuvasının hazırlanması sırasında yoğun enstrümantasyon nedeniyle kemikte fazla ısınma olabileceği bildirilmiş ve kemikte hasarı azaltmak için çapı 5 mm'den az olan implantların kullanımı önerilmiştir (Ivanoff ve ark., 1999; Lee ve ark., 2005).

2.5. İmplant Destekli Protetik Restorasyonlar

Dişsiz hastaların geleneksel diş hekimliğiyle tedavisinde sınırlı tedavi seçenekleri mevcuttur. Kısmi dişsizlik durumunda mevcut oral durum restorasyon tasarım şeklini belirler. İmplant diş hekimliği ise bu sınırlamaların ötesine geçerek, total veya kısmi dişsizlikte proteze bir dizi dayanak sağlamaya imkan verir, böylece tedavi seçeneği yelpazesini genişletmeye izin verir. İmplant tedavisi planlanırken tercih hasta ve probleme dayalıdır (Resnik, 2020).

İmplant destekli protezlerin avantajları incelendiğinde;

- Oklüzal dikey boyut ve kemik hacminin korunması,
- Protezde hacimsel azalma,
- Daha iyi çiğneme ve estetik,
- Dayanıklılığın artması,
- Daha iyi fonasyon,
- Daha stabil ve fonksiyonel protezler,
- Sabit protez retansiyonu,
- Prognozun daha iyi olması şeklinde sıralanabilir (Resnik, 2020).

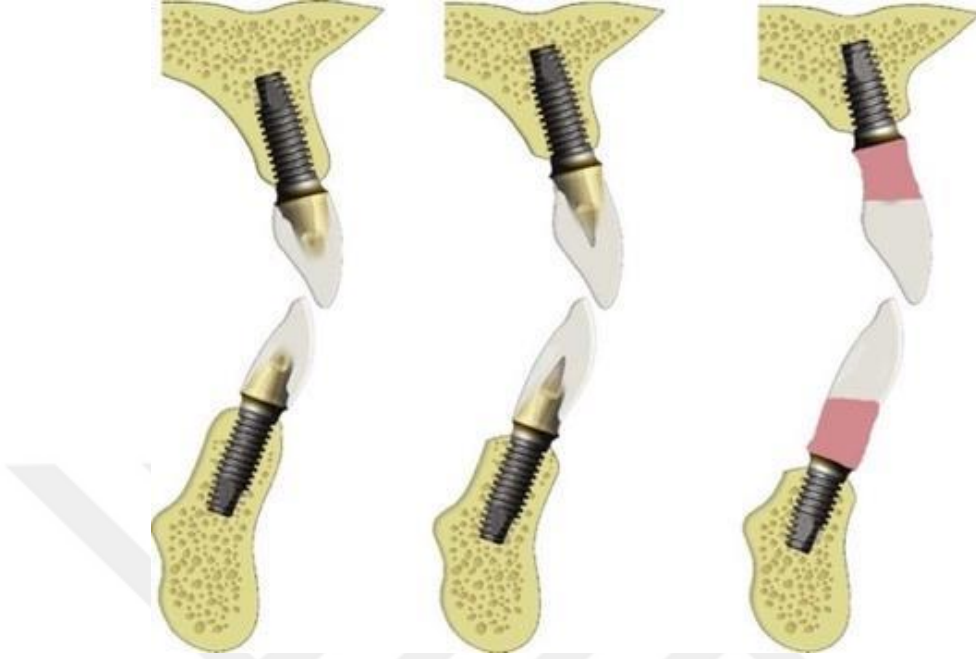
2.5.1. Maksilla’da İmplant Destekli Protetik Seçenekler

İmplant destekli protetik üstyapı seçenekleri araştırmacılar tarafından farklı şekillerde sınıflandırılmıştır. Misch tarafından yapılan sınıflama literatürde genel kabul görmüştür. Günümüz diş hekimliğinde Misch tarafından yapılan bu sınıflama yaygın olarak kullanılmaktadır. İmplant destekli sabit restorasyonlar: SP-1, SP-2, SP-3 (Şekil 2.7) (Misch, 2004).

Misch tarafından yapılan sınıflamaya göre implant destekli protetik seçenekler şu şekilde sınıflandırılır; (Misch, 2004) (Tablo 2.1).

1. Sabit Protez – 1: Minimum kemik kaybının olduğu, sadece krunu restore eden ve doğal diş gibi görünen restorasyonlardır.
2. Sabit Protez – 2: Artan doku kaybı nedeniyle krun ile kökün bir kısmının da restore edildiği restorasyonlardır.
3. Sabit Protez – 3: Aşırı doku kaybından dolayı krun ile dişeti ve kaybedilen diğer dokuların restore edildiği restorasyonlardır. Protez klasik anlamda yapay dişler ve pembe renkli akrilikten üretilir fakat güncel uygulamalarda metal

altyapı üzerine porselen dişlerden de üretilebilmektedir. Servikal yarıda kuron uzamıştır ve konturlu bir görüntü verir.



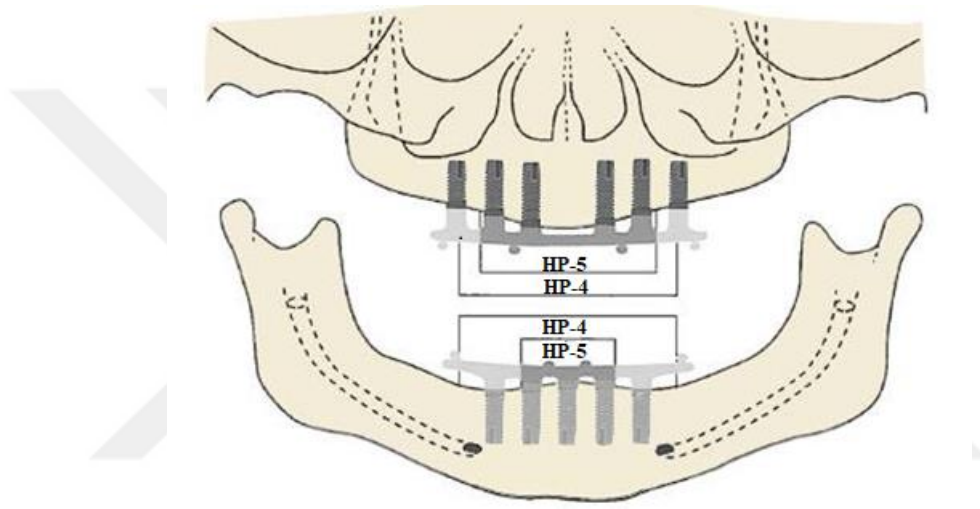
Şekil 2.7. İmplant destekli sabit restorasyonlar: SP-1, SP-2, SP-3

4. Hareketli Protez – 4: Sadece implantlardan destek alan hareketli protezlerdir.

5. Hareketli Protez – 5: Hem implantlardan hem de yumuşak dokudan destek alan hareketli protezlerdir (Şekil 2.8)

Tablo 2.1. Misch'in implant destekli restorasyon sınıflaması

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.



Şekil 2.8. İmplant destekli hareketli restorasyonlar: HP-4, HP-5

2.5.2. Total Diş Eksikliğinde İmplant Destekli Protez Planlaması

Total dişsiz hastalarda fonksiyonel ve estetik beklentiler, çeneler arası ilişki, alveol kemik anatomisi, ekonomik duruma göre farklı tedavi seçenekleri değerlendirilir. Total diş eksikliğinde, hibrit protezler, implant destekli sabit protezler, implant destekli overdenture protezler uygulanabilir. Total diş eksikliğinde tedavi planlamasında kretler arası mesafe dikkate alınmalıdır. Kret tepesi ile oklüzal düzlem arası mesafe 8-15 mm arasında ise implant destekli sabit protez planlanabilir. Fakat bu mesafe 15 mm ve üstünde ise hareketli ya da hibrit protezler düşünülmelidir (Resnik, 2020).

İmplant destekli overdenture protezler diğer protez çeşitlerine göre daha az karmaşık yapısı ve ekonomik olması nedeniyle total dişsizlikte sık tercih edilen bir protez çeşididir. Protez hem implant hem de mukoza ile desteklenir. Estetik, fonksiyon, oral hijyenin daha kolay sağlanmasının yanı sıra bu tip protezler bir miktar harekete izin verebilir, zaman içinde doku uyumunu kaybedebilir (Burns, 2000).

Total dişsiz hastalar için implant destekli sabit protez planlarken maksillanın mandibular kemiğe göre yoğunluğunun az olduğu unutulmamalıdır. Sınırlı sayıda implant kullanıldığında tüm implantlar tek parça protezle restore edilebilir. İmplant sayısının yeterli olduğu durumlarda restorasyon birkaç parça olarak planlanabilmektedir. Bu sayede herhangi bir komplikasyonda bağımsız parçaların tamir edilebilme kolaylığı ortaya çıkar. Ayrıca implant sayısının artmasına bağlı olarak oklüzal kuvvetler daha iyi karşılanmakta ve kemikte gelişen stres azaltılmaktadır (Misch, 2004; Naert, 1997). Tam dişsizlikte implant destekli sabit protezler hareketli protezlere göre daha fazla çiğneme gücü sağlamaktadır. İmplant destekli sabit protezlerin psikolojik olarak daha kabul edilebilir olması, hasta memnuniyetini artırmaktadır (Resnik ve ark., 2020).

2.5.3. İmplant Destekli Hibrit Protezler

Hibrit protezler, implant destekli akrilik rezin/metal tam ark sabit protezler olarak adlandırılır. Bu protez türü, stabil olmayan ve dolayısıyla doku irritasyonlarına neden olan hareketli protezlerin getirdiği sorunları çözmek amacıyla vida retansiyonlu restorasyonlar olarak geliştirilmiştir. Orijinal Branemark protokolü, 4 ila 6 implantın kullanıldığı bir tedavi protokolü olarak tasarlanmıştır (Branemark, 1985).

2003 yılında Dr. Paulo Malo, Branemark'ın orijinal protokolüne benzer bir temel üzerinde çalışmış, ancak implant yerleştirme açıları ve hemen yükleme konusunda 4 implant üstü sabit protetik restorasyon protokolü geliştirmiştir (dört implant üstü sabit protez) (Drago, 2018; Maló ve ark., 2003). Hibrit protezlerin üretimindeki teknolojik

gelişmelerle birlikte, alt ve üstyapı materyalleri seçiminde, üretim tekniklerinde ve restorasyonun tasarımında bir dizi yenilik ve alternatif ortaya çıkmıştır. Hibrit protezlerin üretiminde, altyapı ve üstyapı materyallerinin seçimi, üretim teknikleri ve restorasyonun dizaynı konularında birçok alternatif geliştirilmiştir (Patras & Martin, 2016).

Hibrit protezlerin tercih edilmesinde birçok belirleyici faktör bulunmaktadır. Bu faktörlerden bazıları:

Arklar Arası Mesafe: Restorasyon tipini belirlenirken arklar arasındaki mesafe miktarı en önemli faktördür. Kemik oklüzal düzlem arası mesafe 15 mm ve daha fazla olursa hibrit restorasyon yapımı tercih edilir (Misch & Kutay, 2009). Hibrit protezlerin tercih edilmesinde, hastaya özgü parametreler de göz önünde bulundurulmalıdır. Bunlar arasında yüksek gülme hattı, dudak desteği ve konuşma sırasında alt dudak çizgisi gibi faktörler yer alır. Ayrıca, hastanın estetik beklentileri de önemli bir rol oynar. Bu faktörler, hibrit protezin hastanın yüz yapısına, konuşma ve gülüşüne uygun şekilde tasarlanmasını sağlamak için değerlendirilmelidir (Resnik, 2020).

Çeneler Arası İskeletsel İlişki: Doğal dişlerin kaybedilmesi sonrasında, kemik rezorpsiyonu meydana gelir ve bu durum morfolojik değişikliklere neden olur. Bunlara örnek olarak; alveolar sırtta daralma, kemikte yetersiz hacim ve anterior-posterior, vertikal ve transversal yönde oluşan çeneler arası bozuk ilişkiler gösterilebilir. Maksiller atrofi ve Sınıf 3 iskeletsel ilişkinin birlikte olduğu durumlarda, artırılmış dudak desteği gereken vakalarda, aşırı yüksek gülme hattı olan hastalarda ve fazla rezorpsiyon varsa klasik implant destekli sabit protezler (SP-1 ve SP-2) kontrendike olabilir (Wismeijer ve ark., 2019). Bu tip vakalarda hasta sabit protez istiyorsa hibrit protez uygulanabilir.

Anatomik Faktörler: Mandibular kanal, mental foramen, nazal kavite ve maksiller sinüs, gibi anatomik yapılar, kemik yoğunluğunu düşük olduğundan implant yerleşimi

için potansiyel engeller oluşturabilmektedir. Atrofik maksilla ve mandibuladaki sınırlamalar olduğu durumlarda hibrit protezler tercih edilebilmektedir. Bu anatomik yapılardan uzak durmak için daha mezial ya da distal konumlandırılan implantlar ile birlikte protezde kanat kullanılması gerekebilir (Agnini ve ark., 2014).

2.5.3.1. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Tasarım

Hibrit protezlerde altyapı tasarımı ve imalatı, uzun vadeli klinik başarının anahtarıdır. Altyapı tasarımında çeşitli yöntemler kullanılmıştır. Özellikle orijinal tasarımlar, laboratuvar testlerinden önce ampirik olarak geliştirilmiştir (Drago & Howell, 2012).

İmplant destekli protezlerde altyapılar sabit protezleri desteklemek için rijit yapıda olmalıdır. İmplantlara rijit fiksasyonun sağlandığı düşünüldüğünde, altyapılarda yüksek stres alanları genellikle arkta en distalde yer alan abutmentlarda veya sadece distal kısımlarda odaklanır. Stres yoğunlaşması yanlış tasarımlı altyapılarda yapısal bütünlüğünü tehlikeye atabilir. Bu alanlardaki stres birikimleri, önemli ölçüde daha yüksek bir düzeyde olabilir. Hibrit protezlerde karşılaştığımız problem metal yorgunluğu ve kırılmasıdır. Oluşacak altyapıdaki kırıkları uygun tasarım şartları dikkate alınarak minimize edilebilir (von Gonten ve ark., 1995).

Kanatların yükseklik, kalınlık ve uzunluğunun uygun bir şekilde tasarlanması protezdeki deformasyonu en aza indirilebilmektedir (Gonzalez, 2014). İmplant destekli hibrit protez üretimindeki altyapının pasif uyumu önemli bir husustur. Pasif uyum sağlanamazsa vida gevşemesi, implant veya abutmentin kırılması ve kemik kaybı gibi biyolojik veya mekanik komplikasyonları bildirilmiştir (Misch & Kutay, 2009).

Kayıp mum tekniği ve döküm metal alaşımlar kullanımı ile geleneksel teknikle implant destekli protetik altyapılar üretilmektedir. CAD/CAM ile üretilmiş altyapıların,

geleneksel yolla üretilen altyapılarla karşılaştırıldığında daha uyumlu olduğu yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (Drago ve ark., 2010; Takahashi & Gunne, 2003).

İmplant destekli hibrit altyapılar hazırlanırken şu durumlara dikkat edilmelidir (Drago & Howell, 2012);

1. Altyapı üretilirken abutment- altyapı-implant arası daha kolay uyum sağlayacak materyaller ve protokoller tercih edilmelidir. CAD/CAM ile imal edilen altyapılar döküm altyapılara göre daha iyi ve doğru uyum sağlamaktadır; CAD/CAM altyapı üretimlerinde, döküm altyapılara göre hatalar minimumdur.
2. Altyapı tasarımları, çiğneme ve parafonksiyonel alışkanlıkların oluşturacağı gerilme ve basınç kuvvetlerini karşılayacak dayanıklılıkta olmalıdır. Altyapıların yeterli kalınlıkta olması gerekmektedir. Kalınlıklar belirlenirken, kullanılacak olan materyal türü ve üretim işlemi, implant sayıları ve uzunlukları, destek kemiğinin tipi ve karşıt oklüzyon dikkate alınmalıdır.
3. Altyapılar oluşturulacak olan dişlerin pozisyonları ile uyumlu olacak şekilde tasarlanırsa protezler daha başarılı olmaktadır. Altyapılar, üzerinde kullanılacak olan seramik, kompozit rezin, akrilik rezin ve güçlendirilmiş polimerik materyallerin yerleşimi için kafi boşluk (1.5-2 mm) bırakılarak tasarım yapılmalıdır. Bar tasarımı yapılırken protez kaide materyali için oluşturulacak retansiyon elemanları, implant altyapılarının ayrılmaz parçaları olarak tasarlanmalıdır. Retansiyon elemanları, diş yerleşimine engel olmayacak şekilde oluşturulmalıdır.
4. Kanat uzantıları; altyapı materyalinin türüne, implant sayısına ve yerine bağlıdır. Burada altyapıda kullanılan metal alaşımları soy metal alaşımlardan daha az esnektir. A / P (en ön ve en arka implant arası mesafe) yayılımları

eşdeğer olan altyapılar kullanılırken, aynı A/P yayılımına sahip daha fazla implant tarafından desteklenen altyapılara kıyasla daha küçük kanat ile tasarlanmalıdır. Kanatlar, 1.5 A/P uzunluğu kadar uzatılabilir.

Toronto Tasarım (Toronto Köprüsü)

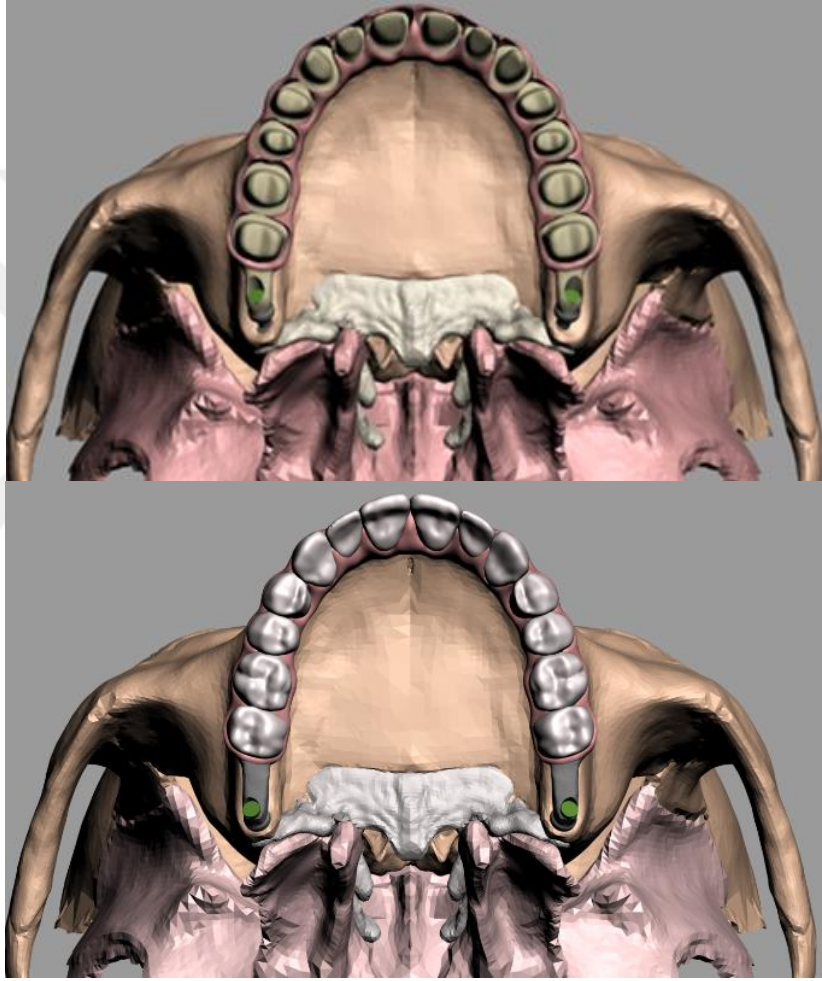
İmplant destekli sabit protezler tasarım olarak simante veya vidalı şeklindedir. Bu tedavi seçeneklerinin birbirlerine göre avantajlar ve dezavantajları vardır (Nematollahi ve ark., 2016). Vida tutuculu restorasyonlarda hijyen kontrolü, onarım ve tekrardan torklama gibi abutment vidasına yeniden erişim gerektiğinde, restorasyonlar kolaylıkla çıkarılabilmektedir. Ancak implant açıldırılmaları hatalı ise, vida erişim boşluğunun yeri estetik ve oklüzyon açısından komplikasyon teşkil edebilmektedir. Yine, metal altyapının tasarımı, vida erişim boşluğu etrafındaki porseleni desteklemezse, porselen bu kısımlarda kırılabilmektedir (Nissan ve ark., 2011).

Toronto simante ve vidalı restorasyonlara göre avantajları üretimi kolaydır, daha estetikdir, ağızda posterior bölgelere kolayca yerleştirilir ve üst yapıya pasif uyum sağlamak kolaydır. Dezavantajları ise , restorasyon çıkarılması güçtür ve implant etrafında siman artığı kalabilir (Nematollahi ve ark., 2018).

Simante ve vidalı sistemlerinin dezavantajları elimine ederek ve her iki sistemin avantajlarından faydalanmak için Toronto tasarım önerilmiştir (Nematollahi ve ark., 2016; Siadat ve ark., 2018). "Toronto Protezi" terimi, Toronto Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde Profesör George Zarb'ın İtalyan diş hekimliği dergisinde sunduğu klinik ve laboratuvar işlemleri değerlendirdiği yayına dayanmaktadır. Tam ark sabit protez altyapısı tasarımında kullanılan bu metodoloji, Avrupada 'toronto köprüsü' olarak tanımlanmıştır (Montero ve ark., 2012).

Temelde çoklu veya tek tek üretilen kuronların simantasyonu için, bireysel frezelenmiş dayanaklar içeren bir ara yapıdır (Siadat ve ark., 2018). Estetiğin

sağlanmasının zor ve interoklüzal mesafenin fazla olduğu vakalarda toronto tasarım modeli kullanılmaktadır. Tek bir dişi, kısmi veya tam dişsiz bir arkı restore etmek için kullanılabilir (Beyabanaki ve ark., 2017; Montero ve ark., 2012) (Şekil 2.9). Farklı altyapılar kullanılarak üretimi mümkündür. Ayrıca, altyapının gingival kısmını veneerlemek için dişeti renginde kompozit rezin ve porselen kullanılmaktadır (Nematollahi ve ark., 2018).



Şekil 2.9. Toronto tasarım PEKK altyapı ve monolitik zirkon üstyapı

Toronto tasarım; pasif uyum ve estetik korunurken implant açılanmalarının düzeltilmesi ve ileri derecedeki rezorbe kretlerde kaybolan dokuların idamesi gibi avantajlar sağlamaktır (Siadat ve ark., 2018). İnteroklüzal mesafe artması sonucu fazla miktarda porselen yükleme gereksinimi neticesinde altyapıda pasif uyum kaybı oluşabilir. Toronto tasarımı, tamir ihtiyacı olduğunda kuronların altyapıyı zarar vermeden

değiştirilmesi imkanı sunar. Diğer bir avantaj ise vidaya erişim boşluğu nedeniyle vida tutuculu restorasyonlardaki estetik ve oklüzyon endişelerinin giderilmesidir. Ayrıca, geçici olarak simante edilmiş kuronların çıkarılmasını ve bakımlarını nispeten kolaylaştırmaktadır. Toronto tasarımın dezavantajları; kuronların temas noktalarını ayarlama zorluğu, vida tutuculu altyapıların pasif uyumunun sağlanmasında zorluk ve yüksek maliyettir. Başka bir dezavantaj olarak tekniğin laboratuvar aşamasının karmaşık olmasıdır (Nematollahi ve ark., 2018).

Abutment vida boşluklarına erişimin kolaylaştırmak için, vida erişim boşluklarına denk gelen kuronları tasarlarken palatinal/lingual çentik eklenmeli böylece boşluklarına erişim sağlanmak istendiğinde palatinal/lingual çentik kuron sökümü sırasında veneer porselenin kırılmasını önlemektedir (Siadat ve ark., 2018).

2.5.4. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Kullanılan Altyapı Materyalleri

Geleneksel hareketli protez kullanan hastaların genel şikâyeti protezlerinin stabilitesidir. Bu, hastalarda güvensizlik hissi, verimsiz çiğneme hissi ve genel olarak protezlerden memnuniyetsizliğe yol açar (Prithviraj ve ark., 2014). Tam dişsiz hastalarda geleneksel olarak; metal altyapı üzerine akrilik kaide ve yapay dişlerden oluşan hibrit protez yapılabilmektedir (Sadowsky, 1997). Günümüzde yeni dental materyallerdeki gelişmeler ve estetik kaygıların artışına bağlı olarak hibrit protezlerde altyapı materyali olarak metal alaşımlar, sentetik ve polimer yapılar kullanılmaktadır. Bunlar arasında

1. Soy metal alaşımları; altın alaşımları, paladyum-gümüş alaşımları,
2. Soy olmayan metal alaşımları; Cr-Co ve Ti alaşımları
3. Zirkonya (Zr)
4. Polyetheretherketone (PEEK)
5. Modifiye PEEK (Bio HPP)
6. Polyetherketoneketone (PEKK)

7. Fiberle Güçlendirilmiş Rezin (FGR)

2.5.4.1. Soy Metal Alaşımları

Altın Alaşımları: İlk modern altın alaşımları Taggart tarafından 1907’de tam metal kron ve köprü yapımında kullanılmıştır. Alaşımlar altın ve platin grubu metaller ve az miktarda kalay, demir ve indiyum içermektedir. Altın oranı yüksek olan alaşımlarda elastisite modülü ve termal genleşme katsayısı dental porselenlerle uyumsuzdur, bağlantıdaki uyumsuzluğu gidermek için alaşıma platin ve palladyum eklenerek engellenmeye çalışılmıştır. Bu grup alaşımlar çalışma özellikleri ve bitirme kolaylığı açısından oldukça avantajlıdır. Yüksek soy metal oldukları için korozyona oldukça dirençlidirler. Çok az ya da hiç gümüş içermediklerinden, porselende renklenmeye neden olmazlar (Fischer & Fleetwood, 2000).

Dış hekimliğinde, en çok tip 3 veya tip 4 altın alaşımları kullanılmaktadır. ISO/DIS 1562 standartlarına göre tip 3 altın alaşımları yüksek dayanıklılığa sahiptir; ince koping, pontik, onleylerde ve kronlarda kullanılırlar. Tip 4 altın alaşımı ise ekstra yüksek dayanıklılıktadır, bar, kroşe ve iskeletlerde kullanılırlar (Anusavice ve ark., 2012).

Palladyum-Gümüş Alaşımları: Bu alaşımların mekanik özellikleri tip 3 altın alaşıma benzer ve maliyeti daha azdır. Gümüş miktarının artması sertliği ve kararma direncini azaltır, dökülebilirliği artırır. Bu alaşımlara porselen uygulandığında yeşil renge dönüşmeye meyilli oldukları için hibrit protez iskeletinde kullanılmamaktadır (Drago & Howell, 2012).

2.5.4.2. Soy Olmayan Metal Alaşımları

Krom-Kobalt Alaşımları: Cr-Co alaşım %53-68 kobalt, %25-34 krom, daha düşük oranlarda molibden ve Ti içermektedir. Sertlik ve dayanıklılık kobalt ile sağlanırken; krom ise alaşımı daha da sertleştirerek korozyona direnç oluşturmaktadır. Alaşıma eser element olarak karbon ilavesiyle alaşımın yapısı güçlenmektedir ancak miktarı karbonun

artarsa esneklik azalmakta, kırık ve çatlak riskini artmaktadır (Meijer ve ark., 1992). Korozyona karşı direncini artırmak için içeriğine tungsten ilave edilir; molibden, nikel ve berilyum elementleri eklenerek mekanik özellikleri, dökülebilirlikleri ve işlenme kolaylığı geliştirilmektedir (Viennot ve ark., 2005). Cr-Co uzama değerlerinin yüksek olması ve gerilme dayanımı göstermesi , sert oluşu yanında ekonomik olmasından dolayı uzun yıllardır parsiyel döküm protezlerde baz metal alaşım olarak kullanılmaktadır (Bayraktar & Turfaner, 2012).

Cr-Co rijit yapısı ve kesildiğinde yeniden birleştirilebilir olması uyumsuzlukların giderilmesine olanak sağlamaktadır (Silva ve ark., 2008). Yüksek bir elastisite modülü metal seramik restorasyonlarda porselen kırılması ve vida gevşemesi gibi teknik komplikasyonlara yol açabilmektedir (Sailer ve ark., 2009). Bir diğer komplikasyonu ise porselen fırınlanmada oluşabilen metalin büzülmesi uyum sorunlarına neden olmasıdır (Rosenstiel, 2016).

Daha sert ve daha ucuz olduklarından Cr-Co alaşımları diğer kıymetli metal alaşımlarına göre daha fazla tercih edilen altyapı materyalidir (Çağlar ve ark., 2017).

Titanyum Alaşımları: Ti alaşımlar, dental implantların üretiminden, hibrit protezlerin altyapı üretimine kadar geniş bir alanda kullanılmaktadır. Ti ve alaşımları özgül ağırlıklarının az olması, mükemmel korozyon dirençleri ve mükemmel biyouyumluluklarından dolayı diş hekimliğinde yaygın materyaller olarak kullanılmaktadır. Ti ve Ti alaşımları, ucuzdur ve altın alaşımlar ile benzer mekanik özellikler göstermektedir (Drago & Howell, 2012). Son zamanlarda iyi mekanik özelliklerinden dolayı hareketli ve sabit protezlerde altyapı materyali olarak tercih edilmektedir (Simamoto ve ark., 2015).

Ti, poliformik dönüşüm gösteren allotropik elementtir (Roach, 2007). Saf Ti ve alaşımları düşük sıcaklık derecelerinde hegzagonal yapıdadır ve alfa (α) Ti olarak

adlandırılır. 885°C'nin üzerinde body-centered cubic (BCC) yapısına dönüşmekte (β fazı) ve bu fazda 1668°C' de eriyene kadar kalmaktadır. Bu yapısal geçiş, Ti'da α , α' 'ya yakın, α/β ve β olmak üzere dört farklı faz oluşturmaktadır (Roach, 2007).

Saf ticari Ti (Commercial Pure Titanyum-CP Ti) olarak 4 çeşit (tip 1, tip 2, tip 3 ve tip4), Ti6Al4V alaşımıyla beraber, toplamda 5 şekilde yaygın olarak kullanılmaktadır (Sidambe, 2014).

Tip 1 Saf Titanyum: Kimyasal açıdan saf ve yumuşak formdadır; en düşük mekanik dayanıklılık, en yüksek yumuşaklık ve işlenebilirliğe sahiptir.

Tip 2 Saf Titanyum: En az 275 MPa akma dayanıklılığı değerindedir; bu sebepten dolayı endüstriyel kullanımı idealdir ve üstün aşınma direnci göstermektedir.

Tip 3 Saf Titanyum: korozyon direnci ve dayanıklılığı üst düzeydedir.

Tip 4 Saf Titanyum: en yüksek dayanıklılığa sahip olan saf Ti türüdür.

Tip 5 Ti6Al4V Alaşımı: % 6 alüminyum ve % 4 vanadyum içerir; yüksek dayanıklılıktadır; korozyon ve yorulmaya karşı yüksek direnç gösterir (Shrestha & Joshi, 2014). Vanadyumun sitotoksik olduğundan kullanımı belli uygulamalar ve cihazlarla sınırlıdır (Sidambe, 2014).

Zirkonya (Zr): Günümüzde estetik materyallere olan talep artışı Zr'nın geliştirilmesine neden olmuştur (Abduo, 2014). Zr, üstün mekanik özellikleri , estetik görünümü, korozyona direnci, biyouyumluluğu ve sınırlı plak birikimi avantajlara sahiptir (Abduo, 2014). Zr'un eğilme dayanımı 900-1200 MPa'dır ve 9-10 MPa.m^{1/2} kırılma tokluğuna sahiptir. Paslanmaz çelik benzeri mekanik özelliklere sahiptir ve dental seramikler arasında en güçlü ve en sert olanıdır (Malkondu ve ark., 2016).

Zr'un monoklinik, tetragonal ve kübik şeklinde üç fazı vardır. Oda sıcaklığında monoklinik fazı stabil olmadığından diş hekimliğinde genelde yttria ile stabilize edilen Zr (Y-TZP) kullanılmaktadır. Yttria ilavesi; Zr'un oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil

kalmasını sağlamaktır (Drago & Howell, 2012). Y-TZP materyali düşük bakteriyel tutulum, düşük korozyon , düşük ısı iletkenliği, yüksek bükülme direnci ve sertlik gibi kimyasal ve fiziksel özelliklere sahiptir (Katsoulis ve ark., 2014).

Estetik açıdan metal altyapılara göre Zr, daha doğal görüntüye sahip olduğundan ve diş etleri ile daha uyumlu olduğundan, implant destekli protez altyapılarında kullanılmaktadır (Durkan ve ark., 2019).

2.5.4.3. Polyetheretherketone (PEEK)

Uzun yıllardır kullanılan sentetik, polimerik bir malzeme olan PEEK, son yıllarda metal alaşımların yerine yeni restoratif bir materyal olarak ortaya çıkmıştır. PEEK modifiye termoplastik ve organik bir polimerdir; %20 seramik doldurucu içermektedir (Najeeb ve ark., 2016).

PEEK kemiğe yakın elastisite modülü, dayanıklılığı ve korozyona direnci ile öne çıkmaktadır. Metal altyapılara oranla yüksek performans gösteren bu polimerlerin pek çok avantajları bulunmaktadır. Bunlardan başlıcaları şok absorpsiyonu ve materyalin düşük ağırlıklarda yüksek dayanıklılık gösterme potansiyelidir (Kurtz, 2012). Ayrıca düşük plak afinitesi ve biyouyumluluğu da avantajlarındandır (Seferis, 1986).

Endokronlarda, sabit dental protezlerdeki altyapılarda, implant abutmentlerinde, ortodontik tellerde ve hareketli protezler gibi çeşitli uygulamalar için kullanılmaktadır (Najeeb ve ark., 2016; Panayotov ve ark., 2016).

Kemiğe yakın elastik modülü sahip olmasından dolayı ortopedide sıkça kullanılır fakat polimerizasyon sonrası ilave edilen materyaller ile elastik modülü 18 GPa'ya kadar artırılabilir (Skinner, 1988).

Diş hekimliği ve tıpta materyal olarak metallerin kullanımı galvanik akıma (metal iyonlarının salınımı), BT ve manyetik rezonans görüntüleme artefakt oluşturmak gibi birçok dezavantajı vardır. PEEK; kemiğe benzer elastisite modülüne sahip olması,

mukavemet/ağırlık oranı ve korozyona dirençli olması gibi özelliklerinden dolayı, metalik alaşımlara göre iyi bir alternatiftir (Neumann ve ark., 2014). Ayrıca elastisite modülü ve sertliği metalik alaşımlardan daha düşük olmasına karşın, aşınma özellikleri metallerle benzerlik göstermektedir (Zok & Miserez, 2007). PEEK, seramik materyallerle karşılaştırıldığında ise deformasyona karşı daha iyi direnç gösterir, fonksiyon sırasındaki stresleri daha iyi absorbe eder ve karşıt yönde abrazyon etkisi daha az olmaktadır. Ayrıca Zr ve metal alaşımlarının elastikiyetleri az olması oluşan aşırı stres, dış çevre dokularda hasara, TME problemlerine, protez ve implant kırıklarına neden olabilmektedir. Dolayısıyla PEEK materyali diş ve implant destekli köprü ve kronlarda şok absorbe edici özellikte olması tercih edilmektedir (Neumann ve ark., 2014).

Günümüzde dental implant materyali olarak kullanımına yönelik çalışmalar olsa da, popüleritesi protetik materyal olarak daha ön plana çıkmaktadır (Wiacek ve ark., 2016). Hareketli protez yapımında ana bağlayıcı, kroşe ve diğer komponentler olarak, sabit protez altyapılarında, implant destekli protezlerde bar yapımında, iyileşme başlığı ve abutment olarak kullanılmaktadır (Najeeb ve ark., 2016; Sproesser ve ark., 2014).

2.5.4.4. Modifiye PEEK (BioHPP)

PEEK esaslı olan BioHPP (Yüksek Performanslı Polimer) yüksek teknolojiyle üretilmiş termoplastik polimerdir. İçeriğine seramik mikropartiküller ilave edilerek restorasyonların daha iyi polisajlanabilmesi sağlanmaktadır. Yaklaşık 0.3-0.5 mikron büyüklüğüne sahip seramik dolgu partikülleri total BioHPP hacminin %20'sini oluşturmaktadır. Mikro boyutta olması polimer makro yapısında homojenliği sağlar. Plak retansiyonunun düşük oluşu ve yüksek derecede cilalanabilirliği avantaj sağlamaktadır (Georgiev ve ark., 2018). Bu modifiye PEEK materyalinde en büyük avantaj ise elastisite modülünün 4 GPa olmasıdır; bu özellikte materyale kemiğe yakın değerlerde elastikiyet kazandırarak kuvvet kırıcı özellik göstermesine ve restorasyonlardaki destek dişlere gelen

stresleri düşürmesine izin vermektedir (Zoidis, 2018). BioHPP ile rehabilitasyon, seramik, Ti veya Zr ile karşılaştırıldığında, vertikal ve lateral hareketlerdeki maksimum çiğneme kuvvetini önemli derecede azaltmaktadır. Hastalarda bu özellik restorasyonun dayanıklılığını arttırarak olumlu bir etki gösterir (Bechir ve ark., 2016).

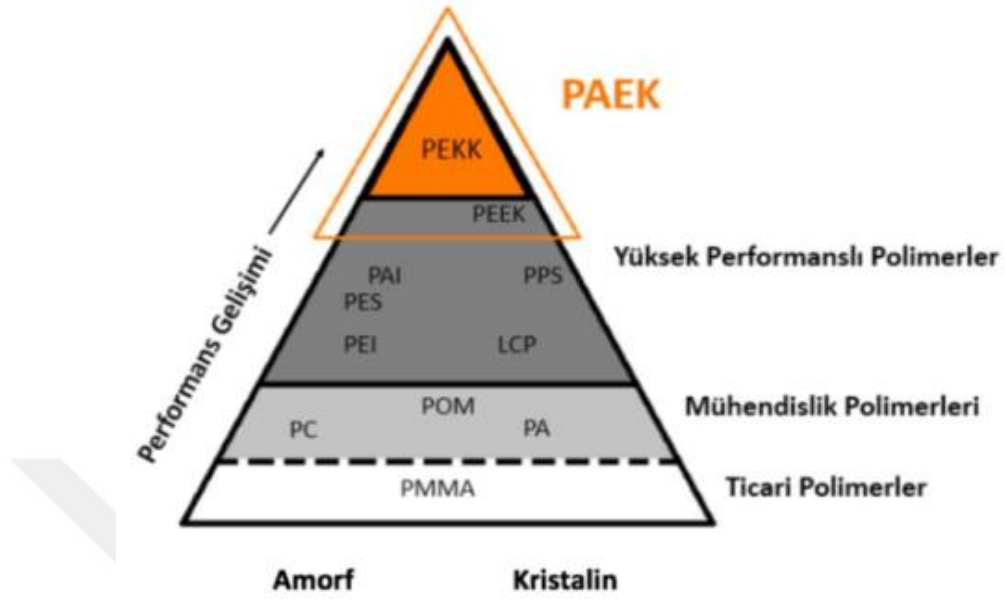
BioHPP, üstün mekanik davranış, mükemmel biyouyumluluk, kimyasal kararlılık ve yüksek sıcaklık dayanımı özellikleri; sabit protez altyapı materyali, implant parçaları, geçici abutment, implantüstü bar materyali, hareketli protez ve obtüratör uygulamalarında materyal olarak kullanılabilir. Ayrıca beyaz rengi, metal altyapılarla karşılaştırıldığında daha iyi bir estetik görünüm sağlamaktadır (Andrikopoulou ve ark., 2016). BioHPP altyapılar veya geleneksel kayıp mum tekniği veya CAD/CAM ile üretilmektedir (Bechir ve ark., 2016).

2.5.4.5. Polyetherketoneketon (PEKK)

Polieterketonketon (PEKK), aromatik halkalar arasında karbonil grupları ve eter içeren, yarı kristalize, lineer termoplastik polimerdir (Sakihara ve ark., 2019). PEEK'ten farklı olarak içerdiği ikinci keton grubu ; baskı dayanıklılığını %80 oranında artırmaktadır, daha fazla cilalanabilme ve daha yüksek erime noktası yeteneğine sahiptir (Klur ve ark., 2019). Performans gelişimi açısından piramidin en üst basamağında yer alan PEKK materyali, iyi boyutsal stabilite, mükemmel biyouyum, sterilizasyona uygunluk, radyolüsensi, şok absorpsiyon kapasitesi, düşük özgül ağırlık, mükemmel abrazyon ve aşınma direnci, yüksek yorgunluk direnci özelliklerine sahiptir (Fokas ve ark., 2019; Oh ve ark., 2018) (Şekil 2.10).

PEKK, PolyArylEtherKetone (PAEK) ailesindeki yüksek performanslı olarak bilinen polimerlerden biridir. İyi biyouyumluluğu ve materyal özelliklerinden dolayı tıbbi alanda greft materyali olarak da kullanılmaktadır. Ayrıca PEKK ortopedi

uygulamalarında uzun dönem başarısı kanıtlanmış, Ti'a alternatif materyal olarak olarak kabul görmüştür (Lee ve ark., 2017).



Şekil 2.10. Polimerlerin performans gelişim piramidi

PEKK diş hekimliğinde, hareketli, sabit ve implant destekli protezler için altyapı materyali olarak ve geçici abutment materyali olarak uygulanabilmektedir (Fuhrmann ve ark., 2014; Han ve ark., 2016). Ek olarak, Lee ve ark.'nın (Lee ve ark., 2017) SESA çalışmaları; uygun stres dağılımı izlenmesi nedeniyle post ve kor materyali olarak da kullanılabileceğini göstermektedir. Bruksizm hastalarında, karşıt arkta sabit protez veya doğal dentisyon varlığında, distal kanat uygulanması gerektiğinde veya gövde mesafesi uzun olması gibi uygun olmayan implant planlamalarında kontrendike olabilmektedir (Dawson ve ark., 2018).

Kompozit gibi farklı veneerleme materyallerine uyumludur ve hafif olması dolayısıyla implant destekli protezler için altyapı materyali olarakda kullanılabilmektedir. Dawson ve ark. (Dawson ve ark., 2018), PEKK altyapı ve lityum disilikat kronlardan hazırlanan mandibular tam ark implant destekli sabit restorasyonun, estetik ve fonksiyonel açıdan başarılı olduğunu bildirmiştir.

Elastisite modülü yüksek olan Zr, Ti ve Cr-Co alaşımları gibi materyallerden üretilmiş implant destekli protetik altyapılarda yüksek strese neden olduğu gösterilmiştir. Elastisite modülü yüksek olan materyaller eğilme kuvvetlerine PEKK'e göre daha dirençli olmakla birlikte, altyapı terminal dayanaklarında daha yoğun strese neden olmaktadır. PEKK, kemik ve doğal diş benzeri elastisite modülü sayesinde; kolay pasif uyum, şok absorpsiyonu ve stres dağılımı gibi avantajlar sağlamaktadır. Ayrıca özgül ağırlığının düşük olması, aşırı yük ve kemik rezorpsiyonu yönünden iyi bir biyolojik prognoz göstermesi beklenmektedir (Han ve ark., 2016).

PEKK materyali, ingot formları kullanılarak presleme yöntemi ile ya da blok formları ise CAD/CAM yöntemi ile üretilebilir (Han ve ark., 2016).

2.5.4.6. Fiberle Güçlendirilmiş Rezin (FGR)

Dental alaşımlardaki termal, mekanik, elektriksel, alerjik, biyolojik ve estetik problemleri gibi özelliklerindeki uyumsuzluklar araştırmacıların metalik olmayan biyomalzemelere yönlendirmiştir. Ağırlıkça Zr'dan ve Cr-Co'dan daha az, gerilme dayanımı Zr'ya eşit iken bükülme ve baskı dayanımı Cr-Co ile kıyaslanabilir olan fiberle güçlendirilmiş rezin (Trinia) Bicon Dental İmplant firması tarafından geliştirildi (Seemann ve ark., 2015).

İmplant destekli restorasyonların iskeletin elde edilmesinde, implant veya diş destekli dayanaklarda kron ve köprülerde kullanılırlar. Üç üyeli sabit köprülerde bu materyal test edilmiş ve altın standart olan metal seramik protezlerle benzer sonuçlar elde edilmiştir (Bonfante ve ark., 2015). Bir klinik çalışmada 4 implant üzerine yapılan fiber destekli rezin köprülerdeki başarı oranı %97 olarak bulunmuştur (Panayotov ve ark., 2016). Zaporolli'nin (Zaparolli ve ark., 2017) yaptığı güncel bir çalışmada implant üstü tam protezlerde bu materyalin rijit altyapılarda oluşan (metal, porselen) stresi %25 azalttığını göstermiştir.

2.6. Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde kuvvetlerin biyolojik yapılar ve materyallerde oluşturduğu gerilmeleri, yoğunlaştığı bölgeleri, materyal yapısında meydana gelebilecek deformasyonları belirlemek için çeşitli gerilim analiz yöntemleri mevcuttur (Güngör ve ark., 2005). Başarılı bir rehabilitasyon gerçekleştirebilmek için ağız içerisinde meydana gelen kuvvetleri ve bileşenlerini tanımak ve bu kuvvetlerin restorasyon ve çevre dokular üzerindeki etkisini sağlıklı bir şekilde analiz etmek gerekmektedir. Doku ve organların, gelecek kuvvetler karşısındaki davranışlarının tespiti ve analizi oldukça zor bir durumdur (Geng ve ark., 2001).

Güncel olarak kullanılan stres analiz yöntemleri şu şekilde sıralanabilir (Geng ve ark., 2001);

1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi
2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi
3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Stres Analiz Yöntemi
4. Holografik İnterferometri (Lazer Işınları) ile Stres Analiz Yöntemi
5. Termografik Stres Analiz Yöntemi
6. Radyotelemetri Stres Analiz Yöntemi
7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi

2.6.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntemde saydam dental materyallerin oluşturduğu optik parametreler değerlendirilerek stres dağılımı incelenmektedir. Bir cismin stres durumu sonucu oluşan internal deformasyon, cisme polarize ışık uygulanması sonucunda ışığın yansımaları değişmektedir. Analiz polarize polariskop cihazı ya da filtre kullanımı ile yapılmaktadır. Polarizasyon sonucu ortaya çıkan optik renk değişikliğine izokromatik saçaklanma adı verilmektedir. Bu analiz diş hekimliğinde genelde doğal diş dokuları

etrafında izlenen stres dağılımını ve hareketli parsiyel ya da sabit protez çevresinde izlenen stres dağılımını incelemek için kullanılır. Yöntemdeki avantajlar için; maliyetin düşük olması, kullanım kolaylığı ve oluşan stresler konusunda genel bilgi vermesi sayılabilir; dezavantajlar ise in-vivo analizlerde başarısızlık, fotoelastik resin kullanımının gerekliliği ve nicel ölçümlerde meydana gelen hatalar şeklinde sıralanabilir (Karl ve ark., 2009).

2.6.2. Gerinim Ölçer ile Stres Analiz Yöntemi

Gerinim ölçer yöntemi, malzemelerde meydana gelen mikro gerinimlerin ölçümünde kullanılan bir tekniktir. Strain gauge adı verilen elektriksel dirençlerin kullanımı bu yöntemin temelini oluşturmaktadır. Bir malzemeye kuvvet uygulandığında, o malzemenin elektriksel direnci değişmektedir. Malzeme üzerindeki kuvvet, dirençte artış ve azalışlara yol açar ve değişiklikler kaydedilerek stres miktarı hesaplanmaktadır.

Bu yöntemin avantajları arasında; verilerin nicel olarak değerlendirilebilmesi, matematiksel analizlere uygun olması ve canlı dokular üzerinde (in-vivo) kullanılabilmesi sayılabilir. Ancak, gerinim ölçerin boyutunun küçük olması, özellikle küçük nesnelerde kullanımını zorlaştırır. Ayrıca, bazı durumlarda farklı gerinimlerin benzer sonuçlar verebilmesi de bir dezavantaj olarak görülmektedir (Karl ve ark., 2009).

2.6.3. Kırılğan Vernikle Kaplama Tekniği ile Stres Analizi

Bu stres analizinde, analiz edilecek malzeme özel bir vernik ile kaplanıp sertleştirildikten sonra malzemeye kuvvet uygulanır. Kuvvet uygulandığında, malzemenin yüzeyinde oluşan çatlaklar, kuvvetin yoğunlaştığı bölgelerde belirgin hale gelir. Bu çatlaklar incelenerek, kuvvetin hem yoğunluğu hem de yönü hakkında bilgi elde edilir. Çatlakların dağılımı, kuvvetin en fazla uygulandığı bölgeleri gösterir, bu sayede stresin hangi alanlarda yoğunlaştığı analiz edilebilir. Bu yöntem, görsel çatlak analizi ile kuvvetin davranışını anlamak için kullanılır (Ulusoy & Ak, 2003).

2.6.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işınlı) ile Stres Analizi Yöntemi

Bu teknik ile lazer ışınları kullanılarak cisimlere ait üç boyutlu görüntü holografik filme kaydedilir. Nanometre (nm) boyutlarındaki yüzeyde oluşan deformasyonlar algılanarak görünür ışın demetlerine dönüştürülür. Test modelde herhangi bir hasar oluşturmada, cisimler çoğunlukla gerçek boyutta incelenerek, yüzey deformasyonları nm olarak algılanır, kayıtlar oluşturularak yapılan hassas yöntemdir (Ulusoy, 2003).

2.6.5. Termografik Stres Analiz Yöntemi

Bu yöntemde, homojen ve izotropik bir malzemeye düzenli kuvvet uygulanır. Kuvvetle oluşan ısısal değişiklikler, malzemedeki asal streslerin toplamıyla orantılıdır. Yani, kuvvetin yoğunluğu ve yönü malzemenin ısısında periyodik değişimlere yol açar ve bu değişimler stres analizini mümkün kılar (Ulusoy & Ak, 2003).

2.6.6. Radyoteleometri ile Stres Analizi Yöntemi

Bu yöntem, donanım ve yazılım kullanılarak elde edilen verilerin kablosuz olarak aktarılması esasına dayanır. Sistemde bir güç kaynağı, radyo verici, alıcı, gerilim ölçer yükseltici, anten ve veri kaydedici yer alır. Gerilim ölçerdeki direnç değişimleri voltaj düşüşlerine yol açar, bu da radyotelemetre frekansını değiştirerek sonuçların oluşmasını sağlar. Yöntemin en önemli avantajı, verilerin iletiminde kabloya ihtiyaç duyulmamasıdır (Ulusoy, 2003).

2.6.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (SESA)

SESA yöntemiyle, cisimlerin matematiksel modelleri oluşturulur ve her elemente ait stres ve gerilim, bilgisayar programları kullanılarak ölçülmektedir (Wakabayashi ve ark., 2008). Bu analiz yöntemi, karmaşık geometrili mühendislik yapı sistemleri için geliştirilmiştir, zamanla teknolojiye gelişmeler dış hekimliği biyomekaniği konusunda da kullanım alanları bulmuştur. SESA’nde çıkan değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalarla elde edilir, bu sonuçlar istatistiksel olarak analiz

edilememektedir. Analizde yapılacak işlem, stres dağılımının ve izlenen değerlerin dikkatlice incelenerek titizlikle yorumlanması olmalıdır (Wen ve ark., 2014). Bu yöntemle diş, implant ve anatomik bölge gibi karmaşık olan biyomekanik sistem gerçeğe uygun tarzda matematiksel model oluşturulduktan sonra modelin bilgisayarla çözümlenmesi yapılabilmektedir (Geng ve ark., 2001). İmplant sistemlerinde okluzal kuvvetlerin oluşturduğu stres, SESA yöntemiyle incelenebilmektedir. Ayrıca, bu yöntemle incelenilen bölge basit ve küçük elemanlara ayrılarak, tek tek analizler yapılabilmektedir (Bidez & Misch, 2005). Böylelikle yapının bir modeli oluşturularak farklı yüklemelerle yapı etki alanındaymış gibi incelenebilmektedir. Bu yöntem araştırmacılara farklı büyüklüklerde, yönlerde ve yoğunlukta yüklemeler yapmayı ve bu yüklemelerin diş, implanta, proteze ve kemiğe neden olduğu stres seviyelerini ölçme imkanı sağlayabilmektedir. Bu sistemde anatomik yapının taranmış görüntülerden sanal modeller oluşturularak simülasyon görüntüsü elde edilmektedir. İmplantlar, doğal dişlerden farklı olarak , okluzal kuvvetleri absorbe edererek tampon görevi üstlenen periodontal ligamentlere sahip olmadıkları için bu kuvvetlere karşı daha duyarlıdırlar. İmplantlar, osseointegrasyon sonucu kemikle direkt temas halindedirler. Bundan dolayı, implant cerrahisi, implantlara gelen kuvvetin miktarı ve dağılımı protetik restorasyonların uzun dönem sonuçlarını etkileyen faktörlerdendir (Yang & Xiang, 2007).

Kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde elastisite modülü ve Poisson oranları sıklıkla kullanılmaktadır. Elastite modülü, gerilmenin gerinime oranı (stres/strain) ile oluşmakta uzatma ve sıkışma sırasında görülmekte ve aksial yükleme sırasında oluşan materyal deformasyonu ifade etmektedir. Poisson oranı ise yatay gerinimin aksial gerinime oranı ifade etmekte, materyalin test sırasında hangi kenarlarının ne kadar deformasyona uğradığını göstermektedir (Craig & Power, 1997). Analizde,

model üzerindeki her eleman ana modelin tüm özelliklerini yansıtır ve bu elemanların yükleme altındaki tepkileri yapının genel bütünlüğünü taklit eder. Kemikteki remodelasyon değişiklikleri, özellikle yatay bileşenler üzerinden aksiyel ve aksiyel olmayan yüklemelerden etkilenir. Bu nedenle, doğru bir simülasyon elde edebilmek için hem aksiyel hem de oblik yönlü aksiyel olmayan yüklemelerin uygulanması gereklidir (Barbier ve ark., 1998).

Yüklemeler sonucu elde edilen veriler depolanmaktadır, veriler değerlendirilirken analizi yapılan materyallerin mekanik özellikleri göz önüne alınarak değerlendirmede kullanılacak olan analiz yöntemi seçilmektedir (Assunção ve ark., 2009). Analiz sonuçları değerlendirilirken, kırılğan materyallerde asal gerilim değerleri, metaller gibi çekilebilir materyallerde ise von Mises stres değerleri kullanılabilir (DeTolla ve ark., 2000; Ebrahimi, 2012). Asal gerilim değerleri için elde edilecek olan en yüksek değer (maksimum asal stress) modelde oluşan çekme tipi gerilimi; minimum asal stres ise modelde oluşan sıkışma tip gerilimi ifade etmektedir. Ayrıca von Mises değerleri ile yapının bütününde oluşacak stres değerleri hakkında bilgi elde edilebilmektedir (Ramoğlu & Ozan, 2014).

Karmaşık geometriye sahip yapılardaki problemler için analitik bir çözüme ulaşmak zordur. SESA ile biyolojik açıdan incelenmek istenilen cisim belirli sayıda elemanlara bölünerek analitik çözümlemeye hazır hale getirilerek analizleri yapılmaktadır (Geng ve ark., 2001).

SESA yöntemi 1960'ların başında havacılık endüstrisindeki yapısal sorunları çözmek için geliştirilmiştir (Trivedi, 2014). Birçok mühendislik dalında kompleks yapılardaki sorunların çözümü için kullanılan SESA yöntemi, ilk defa Ledney ve Huang'ın (Fuh ve ark., 2010) bir diş modelini matematiksel olarak oluşturmasıyla diş hekimliğine adımını atmıştır. Dental implantolojide ise ilk kez 1976 yılında Weinstein ve

arkadaşları (Weinstein ve ark., 1976) tarafından kullanılmıştır. Böylece, deneysel olarak in vitro veya in vivo olarak analiz edilmesi mümkün olmayan kemik, implant ve protez bileşen ara yüzlerinin biyomekanik davranışının simüle edildiği ve değerlendirilmesine imkan veren SESA'nin kullanımı yaygınlaşmıştır (Pesqueira ve ark., 2014).

Bu yöntemle modelin çizgisel, iki boyutlu veya üç boyutlu analizleri yapılabilir. Diş hekimliğinde özellikle diş gibi anatomik yapıların simetrik olmaması iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizini yetersiz kılmaktadır. Daha güvenilir sonuçların elde edilmesi amacıyla üç boyutlu modelleme yapılması ve incelenmesi daha doğrudur (Darendeliler ve ark., 1992).

SESA ile elde edilecek sonuçların gerçeğe daha yakın olabilmesi için;

- Modellenecek kemiğin ve implantın ayrıntılı geometrisi
- Materyal özellikleri
- Sınır koşulları
- Kemik-implantın ara yüzeyi önem taşımaktadır (Geng ve ark., 2001).

SESA üç aşamada gerçekleşir (Srirekha & Bashetty, 2010);

1.Aşama (Pre-processing): Bu aşama hazırlık aşamasıdır. Kuvvet uygulandığında davranışı incelenecek olan yapının MR ve BT görüntülerinin bilgisayara aktarılması veya CAD programlarının kullanılması ile model oluşturulur. Bu aşamada incelenecek model eleman adı verilen geometrik parçalara bölünmek suretiyle mesh ağ yapı düğüm noktalarında elemanların birleştirilmesiyle oluşturulur. Yapının mekanik ve malzeme özellikleri (elastik modülü ve poisson oranları) girildikten sonra yapının sınır ve yükleme koşulları belirlenir (Srirekha & Bashetty, 2010).

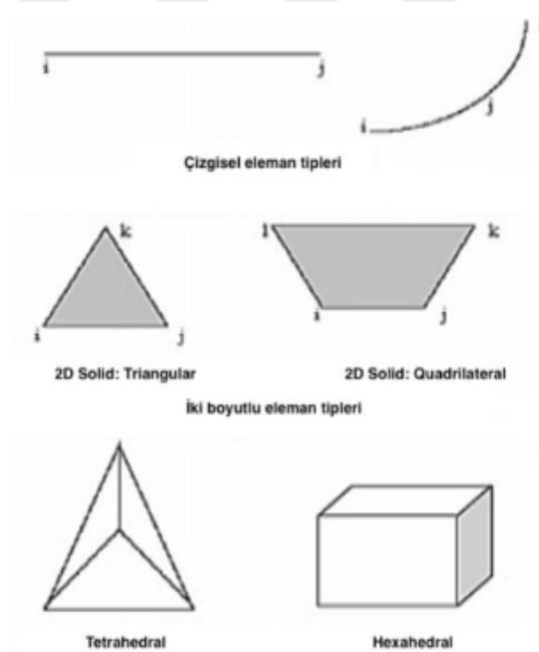
2.Aşama (Processing): Çözümleme aşaması olan bu bölümde elemanlara ait mekanik özellikler diferansiyel denklemlerle belirlenir. Bu denklemler birleştirildikten

sonra yapının denklem takımı oluşur. Elde edilen sayısal sonuçlar birim uzama, gerilme ve reaksiyonların hesaplanmasında kullanılır (Srirekha & Bashetty, 2010).

3. *Aşama (Post- processing)*: Bu aşama sonuç aşamasıdır. Analizden çıkan teorik ve sayısal değerler görselleştirilir ve anlaşılır hale getirilmiş olur.

SESA’nde kullanılan eleman çeşitleri (Küçükkurt, 2019);

- *Çizgisel Elemanlar (Line elements)*: Düğüm noktaları doğrusal olacak şekilde uç uca eklenerek oluşur.
- *İki Boyutlu Katı Elemanlar (2D Solid Elements)*: Belli kalınlıklarda, genellikle üçgen veya eşkenar yamuk şeklindeki düğümlerden oluşur. Elemanlar 3 veya 4 düğüm noktalıdır.
- *Üç Boyutlu Katı Elemanlar (3D Solid Elements)*: Dört veya altı yüzeye sahip olan üç boyutlu elemanlardır (Şekil 2.11), (Küçükkurt, 2019).



Şekil 2.11. Eleman çeşitleri

SESA yönteminin diğer stres analizi yöntemlerine göre avantajları şunlardır:

- Yazılımlar sayesinde karmaşık geometrili yapılar gerçeğe yakın bir şekilde modellenenir.

- İstenilen sayıda ve değişik malzeme verileriyle farklı modeller oluşturulabilir.
- Her bir eleman orijinal yapının mekanik özelliklerini koruduğu için, oluşturulan matematiksel modelin herhangi bölgesinden detaylı nicel veri elde edilebilir.
- Uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve yönü kontrol edilebilir.
- İncelenmek istenen bölgede stres dağılımı ve yer değiştirmeler detaylı bir şekilde incelenebilir.
- Sonlu elemanlar boyut ve şekil çeşitliliği sayesinde pek çok farklı geometriyi temsil edebilir.
- Statik ve dinamik analizlerin ikisi de yapılabilir.
- Sebep-sonuç ilişkisine dair problemler çözülebilir.
- Noninvaziv bir tekniktir.
- Sonuçlar kısa sürede elde edilebilir (Gümrükçü & Sevda, 2019; Hsu & Chang, 2010; Reddy ve ark., 2019; Trivedi, 2014).

Diğer stres analizi yöntemlerine göre SESA'nın dezavantajlarını incelediğinde;

- İyi bir bilgisayar ve yazılım bilgisi gerektirir, yorumlamalarda herhangi bir hata yanlış sonuçlara neden olur.
- Maliyeti fazladır.
- Doğru analiz ve sonuç için modelin gerçeğe yakınlığının sağlanması önemlidir.
- Cismin modellenmesi, malzeme özellikleri, yükleme şartları ve programın kullanımı araştırmacının sorumluluğundadır.
- Kas kuvvetleri gibi biyomekaniği etkileyen durumları tamamıyla oluşturmak imkansızdır (Gümrükçü & Sevda, 2019; Trivedi, 2014).

Önceki çalışmalar kron yüksekliğindeki artışın biyomekanik kuvvetlerdeki artışlarla doğrudan ilişkili olduğunu göstermektedir. İnterark mesafesi fazla olan ya da kron yüksekliği boyutu normale göre artış göstermiş olan hastalarda stresi azaltmak amacıyla implant sayısı artırılabilir (Misch ve ark., 2005). Fakat posterior mandibular bölgede rezorbsiyon sonucu kemik hacminin azaldığı, anatomik yapıların implant yerleşimine engel olduğu, kemik hacmini artırmak için ilave cerrahi tekniklerin uygulanamadığı durumlar mevcudiyetini korumaktadır (Del Fabbro ve ark., 2012; Graziani ve ark., 2004). Bu durumlara alternatif sağlamak ve anatomik yapıların oluşturduğu limitasyonlardan kaçınmak için eğimli implantlarla desteklenmiş köprü restorasyonları ile ilgili yeterli literatür bulunmamaktadır. Ayrıca kron yüksekliğindeki artışın posterior mandibular bölgedeki köprü tasarımlarına etkisi ile ilgili çeşitli çalışmalara ihtiyaç duyulmuştur (Graziani ve ark., 2004).

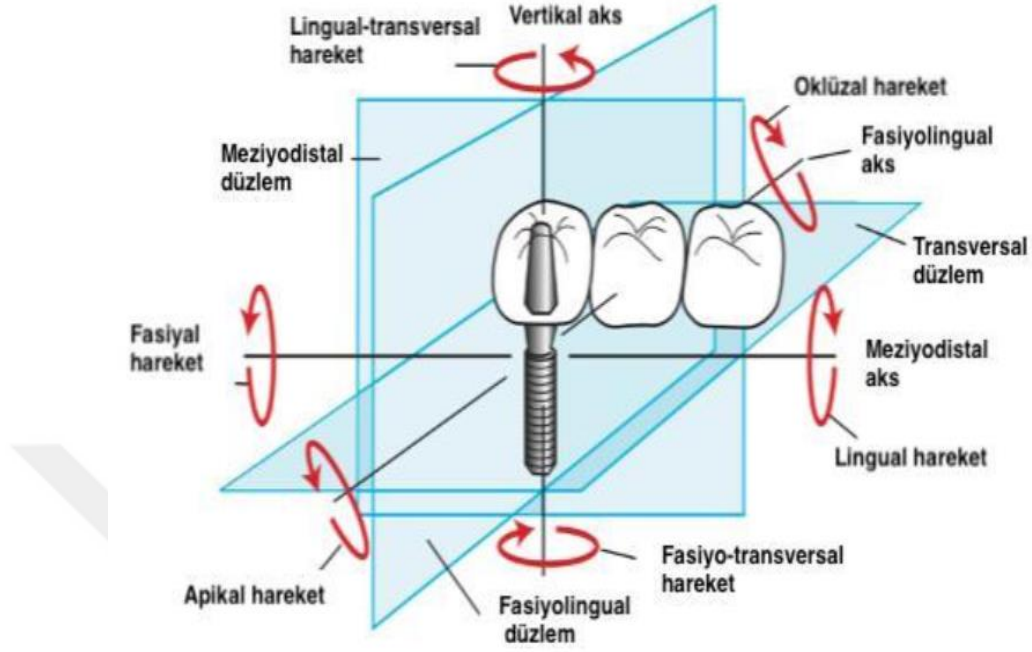
2.6.7.1. Sonlu Eleman Stres Analizi Yöntemi ile İlgili Temel Kavramlar

Mühendislik prensiplerini canlı sistemlere uygulayan biyomedikal mühendisliği, hastaların tanı, tedavi planı ve rehabilitasyonu açısından yeni bir dönem açmıştır. Bu alanın bir dalı olan biyomekanik, biyolojik dokuların uygulanan kuvvetlere tepkisini değerlendiren bilimdir. Dental protez, implant ve aletlerin tasarımındaki gelişmeler, mekanik tasarım optimizasyonunun teorisi ve pratiği sayesinde elde edilir ("National Institutes of Health Consensus Development Conference statement on dental implants June 13-15, 1988," 1988). Temel mekanik ilkeler, biyomekaniği tanımlamak ve anlamak için temel gerekliliklerdir.

Kuvvetler ve Kuvvet Türleri

Bir dental implantın uzun ömürlülüğü sadece bir kuvvetin yoğunluğundan ve süresinden değil, aynı zamanda yönünden de etkilenir. Etkisini anlamak için, kuvvetin

vektörü genellikle mesiodistal, bukkal-lingual ve oklüzal olan üç ana eksen boyunca üç bileşene ayrılır (Misch, 2004) (Şekil 2.12).

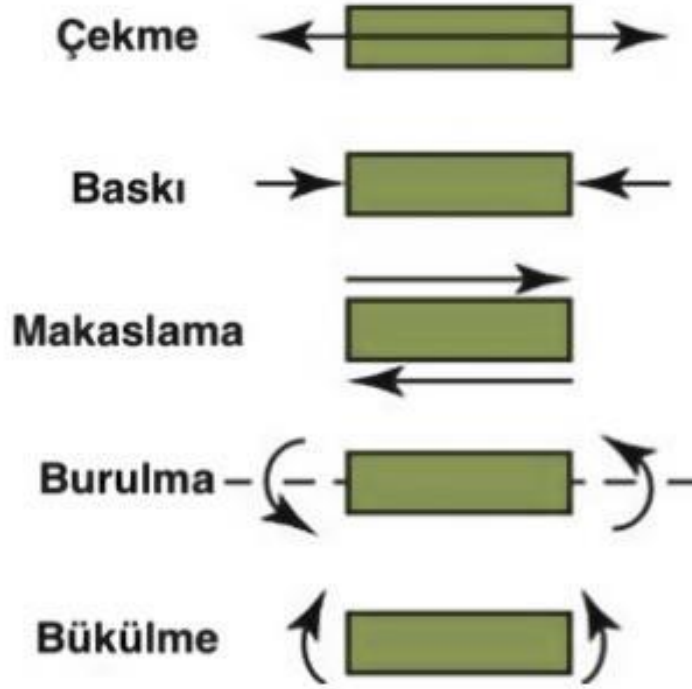


Şekil 2.12. Üç düzlemde oluşan 6 adet moment kolları

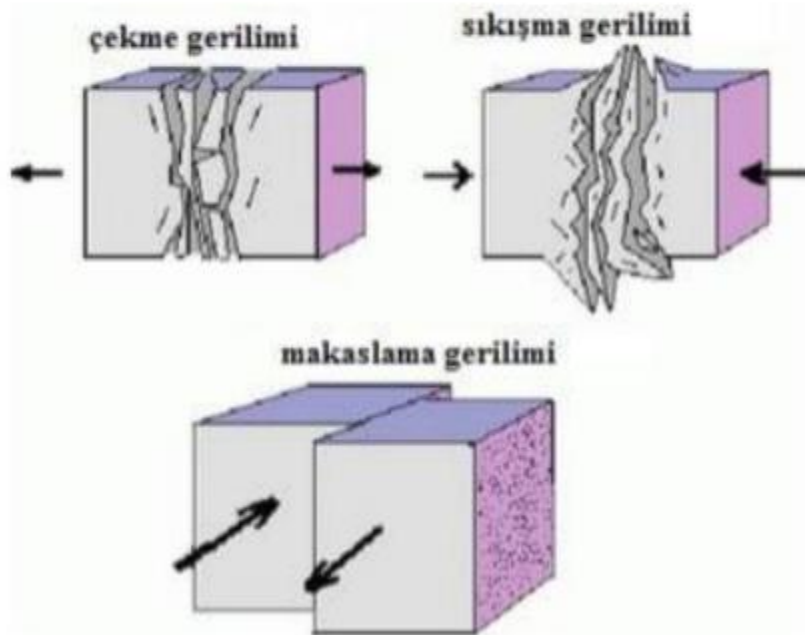
İmplant destekli sabit protezlerde oklüzyon, kuvvetleri oklüzal-apikal yönde yoğunlaştırmak için yönetilir. Diğer iki eksende yönlendirilen kuvvetler, dental implantın uzun ömürlülüğü için potansiyel bir tehlikedir. Kuvvetler, sıkıştırma, çekme ve kesme kuvvetleri olarak tanımlanabilir. Sıkıştırma kuvvetleri iki kütleyle birbirine doğru itmeye, çekme kuvvetleri ise onları birbirinden ayırmaya eğilimlidir. Kesme kuvvetleri bir kütlelerin diğerine doğru kaymasına neden olur (Resnik, 2020). Kortikal kemik, sıkıştırma kuvvetlerine çekme ve kesme kuvvetlerinden daha dirençli ve dayanıklıdır (Reilly & Burstein, 1975). Bununla birlikte yapıştırıcı siman, implant vidası, implant komponentleri ve implant-kemik ara yüzü de sıkıştırma kuvvetlerine çekme ve germeden daha fazla uyum sağlayabilir. Sıkıştırma kuvvetleri, bir kemik-implant ara yüz bütünlüğünü koruma eğilimindeyken, kesme ve gerilme kuvvetleri de bu ara yüz bütünlüğünü dağıtma veya bozma eğilimindedir (Resnik, 2020).

Gerilme (stres): Kuvvet cisimlerin hareket durumunu veya şeklini değiştirebilen etki olarak tanımlar. Birimi “Newton (N)” olan kuvvet yön, doğrultu ve şiddet gibi vektörel özellikleri vardır. Kuvvet iç ve dış olmak üzere iki grupta incelenir; Dış kuvvet başka cisimler tarafından oluşturulan etki olarak tanımlanırken, iç kuvvet ise cismin kendi çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki kuvvetleri olarak tanımlanır. Bir cisme kuvvet uygulandığında bu cisim ya harekete geçer ya da şeklini değiştirir. Kuvvetin cisme etkisi bu şekilde görülür. Gerek invitro gerek invivo çalışmalardaki kuvvet uygulama tipleri; cisim uzun eksen boyunca Pmin (compressive), uzun eksen boyunca çekme (tensile), eğme (bending), burma (torsion) veya çok eksenli (multi-axial) olabilmektedir (Rodgers & Cavanagh, 1984) (Şekil 2.13).

Kuvvetin bir alana dağıtılma şekli mekanik stres olarak tanımlanır. Stresin yoğunluğu, kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin dağıtıldığı kesit alanı olan iki değişkene bağlıdır. Kuvvetin yoğunluğu, eksen dışı yük ve kuronların yüksekliği gibi bazı kuvvet yoğunlaştırıcı faktörleri elimine ederek azaltılabilir. Stresin dağılımına önemli derecede katkıda bulunan fonksiyonel alan da, dişsiz bölgedeki dental implant sayısını arttırarak ya da kullanılan implant geometrisindeki modifikasyonlarla optimize edilebilir. Stres birim alana düşen kuvvet miktarıdır. Cisimlere uygulanan dış kuvvetlere karşı o cismin içinde oluşan intermoleküler ya da interatomik dirençtir. Uygulanan kuvvet karşısında, ters yönde oluşan aynı miktardaki tepki gerilmesi strestir. Hem uygulanan kuvvet hem de cisimdeki gerilme direnci tüm yüzeye yayılır (Resnik, 2020).



Şekil 2.13. Streslerin cisimler üzerindeki etkisi



Şekil 2.14. Streslerin cisimlere etkisi

Stres (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) formülüyle belirlenebilir (Resnik, 2020).

Birimi Paskal (Pa=N/m²) olup diş hekimliğinde milimetrik mesafelerle çalışıldığından genellikle Megapaskal birimi kullanılır. 1MPa=10⁶ Pa'a eşittir (Resnik, 2020). Basınçla stresin birimi aynı olmasına karşın basınçta sadece sıkışma tipi kuvvetlerin olması aralarındaki farktır.

Cisim üzerinde oluşan streslerin 3 farklı çeşidi vardır: (Şekil 2.14)

Sıkışma (Basma) Stresi (Compressive Stress): Aynı doğrultuda ve cismin moleküllerini birbirine yaklaştıracak şekilde ters yönde kuvvetlerin etkisiyle oluşur (Resnik, 2020; Turner & Burr, 1993).

Gerilme (Çekme) Stresi (Tensile Stress): Aynı doğrultu üzerinde cismin moleküllerini birbirinden uzaklaştıracak şekilde ters yönde uygulanan kuvvetlerin etkisiyle oluşur (Resnik, 2020; Turner & Burr, 1993).

Makaslama (Kesme) Stresi (Shear Stress): Farklı doğrultuda, cismin moleküllerini birbirine yaklaştıracak şekilde ters yönde uygulanan kuvvetlerin etkisiyle oluşur (Resnik, 2020; Turner & Burr, 1993).

SESA'da, asal gerilim değeri kesme gerilimi sıfır olduğu zaman elde edilir. Maksimum asal gerilim (Pmax) pozitif bir değer olup, en yüksek çekme stresini temsil ederken, minimum asal gerilim (Pmin) negatif bir değer taşır ve en yüksek sıkışma gerilimini ifade eder. Bir stres elemanında hangi tip stresin mutlak değeri daha büyükse, o elemanın o stres türünün etkisi altında olduğu kabul edilir. Gerilim etkisini plastik veya elastik şekilde gösterebilir ("National Institutes of Health Consensus Development Conference statement on dental implants June 13-15, 1988," 1988).

Değiştirme (Gerinim, Strain)

Cisimlere uygulanan kuvvetlerin birim boyutta oluşturduğu boyutsal değişim, gerinim olarak tanımlanır. Gerilme tipi kuvvetler, materyallerde şekil değişikliğine neden

olur. Değiştirme bir kuvvet olmayıp, yalnızca bir büyüklüktür. Gerinim denklemi, cisme uygulanan kuvvetin etkisiyle meydana gelen boyutsal değişimin, cismin başlangıç boyutuna oranı olarak tanımlanır (Turner & Burr, 1993).

“Gerinim (Strain) = Boyuttaki Değişim / İlk Boyut” olarak hesaplanır.

Gerinim, bir cisim üzerinde esasen elastik ya da plastik biçimde etkili olabilir (Turner & Burr, 1993).

Elastisite Modülü (Young's Modulus)

Bu terim İngiliz fizikçi Thomas Young'ın ismi ile Young's Katsayısı olarak da adlandırılır, elastisite modülü; bir maddenin elastikiyet sınırları içerisinde sertliğini yani gerinme ve gerilim arasındaki oranını gösteren katsayıdır (Resnik, 2020).

Gerilimin gerinime oranı olarak tanımlanan elastisite modülünün birimi GPa'dır. Elastik sınırlar içindeki cismin sertliğidir (Jm, 2006). Birim boyunu bir kat arttırmak için materyalin 1 mm²'lik kesit alanına uygulanan kuvvettir (Tuna, 2010).

Düşük young modülüne sahip materyaller; yüksek olanlara göre aynı kuvvet uygulandığında daha fazla deformasyona uğrarlar. Young modülü artması cismin katılaştığı anlamına da gelir (Jm, 2006). Yüksek young modüllü cisimler rijid, düşük young modüllüler ise esnektir. Her materyalin kendine özgü young modülü vardır (Ulusoy & Ak, 2003).

Poisson Oranı

Poisson oranı, bir malzemenin uzunlamasına gerilirken genişlemesiyle yanlamasına daralması arasındaki oranı ifade eder. Bu oran, malzemenin nasıl genişleyip daraldığını ve bu deformasyonların nasıl dağıldığını belirler. Pozitif bir Poisson oranı genellikle malzemenin normal bir davranışını yansıtır: bir yönde gerilme uygulandığında, malzeme diğer yönde daralır. Ancak bazı malzemeler negatif Poisson oranına sahip

olabilir, bu da bir yönde gerilme uygulandığında malzemenin bu yönde genişlediği anlamına gelir (Manappallil, 2015).

Poisson Oranı kuvvet uygulandığında materyalin eninde, boyundaki birim uzamanın birbirine olan oranıdır. Yani Poisson oranı, bir ekseninde oluşan gerilim ile bu gerilimin diğer eksenlerde oluşturabileceği deformasyonları ilişkilendiren katsayıdır. Bir cisme çekme kuvveti uygulanırsa, kuvvet yönünde uzama, kuvvete dik olan diğer boyutlarda ise kısılma meydana gelmektedir (Manappallil, 2015).

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

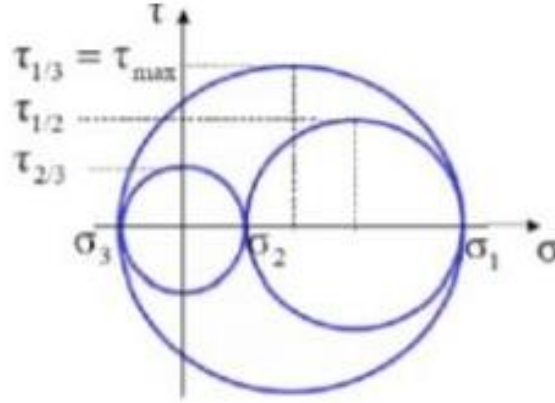
Von Mises Stresi

Von Mises Stresi, esnek özellikteki materyallerde şekil değiştirmedeki başlangıcı tanımlayan ve kırılmadaki dayanıklılığı ölçmek için analizlerde kullanılan değerdir. Bir başka ifade ile von Mises stresi çeşitli matematiksel varsayımlar ile elemanlar üzerindeki gerilmeler ve kesme gerilmelerinin ortalamasıdır. Von Mises stresi, cisim üzerindeki gerilme dağılımları ve yoğunlukları saptamak için kullanılır (Bidez & Misch, 2005).

İki veya üç boyutta meydana gelen gerilmeleri birleştirerek, tek yönde yüklenen cismin gerilme mukavemetini verir. Bu değerler analizlerde genellikle renk yelpazesi üzerinde gösterilmektedir (Bidez & Misch, 2005).

Principal Strain

Asal gerilmelerin meydana getirdiği birim şekil değişim değerleri olarak tanımlanabilir. Mohr dairesinde, σ_1 değeri maksimum asal gerinim değerini ifade ederken, σ_3 ile ilgili değer minimum asal gerinim değerini temsil eder.. (Bidez & Misch, 2005) (Şekil 2.15).



Şekil 2.15. Mohr dairesi

Deformasyon ve Gerilim

Deformasyon, bir stres sonucunda bir yapının geometrik konfigürasyonunda şekil veya boyut değişikliği olarak tanımlanır. Dental implanta uygulanan yükler, implant ve çevresindeki dokularda deformasyona neden olabilir. Biyolojik dokular, deformasyona karşı tolerans gösterebilir veya hasar gördüklerinde bir yanıt oluşturabilirler. Doğrusal deformasyon, uzunluk birimi başına uzama olarak tanımlanır ve ölçü birimi yoktur. Ayrıca, yapının dikey yönde, kesme kuvvetlerinin neden olduğu stresle ilgili modifikasyonları tanımlayan bir kesme deformasyonu da vardır. Deformasyon, aşırı stres uygulanmış malzemenin yapısı ve mekanik özelliklerinden etkilenir; bu nedenle, yoğun strese maruz kalan malzemenin bileşimi ve mekanik yetenekleri deformasyonu önemli ölçüde etkiler (Resnik, 2020).

İzotropi ve Anizotropi

Uygulanan kuvvetler karşısında x, y ve z eksenleri boyunca elastik özellikleri farklılık gösteren cisimler anizotropik olarak tanımlanırken, benzer özellikler sergileyen cisimler izotropik olarak kabul edilir. İzotropik materyaller, farklı yönlerdeki kuvvetler karşısında eşit elastisite modülüne sahipken, anizotropik cisimlerde bu durum tam tersidir (DeTolla ve ark., 2000).

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Çalışmasının Planlaması

Bu doktora tez çalışması, Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (TDK-2023-12639 proje numarası) tarafından desteklenmiştir. Çalışma, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Ay Tasarım Ltd. Şti. (Ankara, Türkiye) iş birliği ile gerçekleştirildi.

Bu çalışma tam dişsiz atrofik maksillaya yerleştirilen Roott M (Trate AG Roott, Switzerland) ve Roott P (Trate AG Roott, Switzerland) implantlar üzerine hibrit protezler tasarlanmıştır. 4 implant ön bölgede (iki üst yan kesici, iki 1. küçük azı; aynı çap ve boy), 2 adet implant ise maksilla tüberden pterygoid bölgeye iki farklı açı ve iki farklı çapta modeller tasarlanarak konumlandırılmıştır (Cucchi ve ark., 2017; Curi ve ark., 2015; Graves, 1994; Peñarrocha ve ark., 2009; Stefanelli ve ark., 2020). İmplantlar üzerine üç farklı altyapı Cr-Co, Ti (grade 4) ve PEKK ve üstyapı olarak da bütün modellerde monolitik zirkonya ile tasarlanan protez modelleri oluşturuldu.

Bu çalışmada değerlendirilen modeller protetik altyapıya göre 3 grupta, implant planlamalarına göre 4 alt grupta incelendi. Bu çalışmada; her grup için Cr-Co, Ti ve PEKK altyapıdan hazırlanan hibrit protezlerin değerlendirildiği toplam 12 farklı model planlaması tasarlandı. (Tablo 3.1). Gruplandırmada 20 mm (3.2 mm multi-ünit hariç) uzunluğundaki pterygoid implantların açı ve çaplarına göre küçükten büyüğe doğru sıralandı. Oluşturulan gruplar grup I (3.5 mm 45°), grup II (3.5 mm 70°), grup III (4.5 mm 45°), grup IV (4.5 mm 70°) şeklindedir. Modellerde her grup içerisinde Cr-Co, Ti, PEKK sıralamasıyla 1-9'a kadar sıralandı.

Tablo 3.1. Model tablosu

	Cr-Co	Ti	PEKK
GRUP I 3.5 mm 45°	Model 1	Model 2	Model 3
GRUP II 3.5 mm 70°	Model 4	Model 5	Model 6
GRUP III 4.5 mm 45°	Model 7	Model 8	Model 9
GRUP IV 4.5 mm 70°	Model 10	Model 11	Model 12

Bütün modellerde 17 – 27 numaralı dişlerin distalinde maksilla tüberden piramidal kemik ve sfenoid kemiğin processus pterygoideus anatomik oluşumuna yerleşen implantların (Trate AG Roott P, Switzerland) apeksleri kortikal kemik desteğine sahiptir (T. J. Balshi ve ark., 2013a; Curi ve ark., 2015; Lee ve ark., 2001; Rodríguez ve ark., 2016; Rodríguez ve ark., 2014; Salinas ve ark., 2019; Tulasne, 1989).

Bu çalışmada tüm gruplarda 12 – 22 ile 14 – 24 numaralı diş bölgesine 3.50 mm x 10 mm (3.2 mm multi-ünit hariç) düz multi-ünitlerle bütünleşik implantlar (Trate AG Roott M, Switzerland) yerleştirildi. Pterygoid implantlar (Trate AG Roott P, Switzerland) ise yine multi-ünitlerle bütünleşik olarak 17-27 numaralı dişlerin distalinde tüber bölgesine Frankfort Horizontal Düzlemi ile anterior-posterior yönde farklı iki açı 45° (Bidra & G. Huynh-Ba, 2011; Curi ve ark., 2015) ve 70° (Chin ve ark., 2017; Dadwal ve ark., 2015; Linetskiy ve ark., 2017; Rodríguez ve ark., 2016) ve farklı çaplarda (3.5 mm ve 4.5 mm) 20 mm uzunlukta yerleştirildi (Agbaje ve ark., 2018) (Şekil 3.1). Pterygoid implantlar mesio-distal yönde 45° ve 70°, bukko-palatal yönde ise 15° derecelik açı yapacak şekilde mediale doğru açılandırılarak konumlandırıldı.

Araştırmamızda farklı tip altyapı materyalleri ile oluşturulan implant üstü protezlerin kuvvet altında implant, multi-ünit vidası, protez ve kemikte oluşturduğu stres dağılım değerlerinin hesaplanması ve karşılaştırılması hedeflenmiştir.



Şekil 3.1. 4.5 ve 3.5 mm çapında pterygoid implantlar

Bu çalışmada; tam dişsiz atrofik maksillada yerleştirilmiş dental implantlar üzerinde oluşturulan 12 farklı modeldeki Toronto tasarım şeklinde üretilen hibrit protezlere uygulanan dikey ve oblik kuvvetler karşısında implant, multi-ünit vidası, protez, implant çevresi kemik ve maksilla piramidal proçesi ve pterygoid kemikte en üst seviyedeki referans noktalarında izlenen stres değerleri, dağılımları ve yoğunlaştığı alanlar incelendi (Şekil 3.2). Araştırma, üç boyutlu SESA kullanılarak statik lineer analiz ile gerçekleştirilmiştir. Doğrusal Statik Analiz, uygulanan kuvvetler ile yer değiştirmeler arasında doğrusal bir ilişki kuran bir analiz türüdür. Pratikte, bu tür analizler, gerilimlerin kullanılan malzemenin lineer elastik aralığında kaldığı yapısal problemler için geçerlidir. Mühendislik tasarımında, yük bilgileri veri olarak girilir ve sonuç olarak gerilme ile şekil değiştirmeler elde edilir. Yani, yük ile gerilme arasında ve gerilme ile yer değiştirme arasında doğrusal bir ilişki varsa, bu analize lineer analiz denir (Küçükkurt, 2019).



Şekil 3.2. Analiz için tasarlanan model resimleri

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve SESA işlemi için Intel Xeon ® R CPU (Central Process Unit) 3,30 GHz (gigahertz) işlemci, Hard disk, 14 GB (gigabyte) RAM (Random Access Memory) donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, 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.

3.2. Çalışma Modelinin Oluşturulması

3.2.1.Çalışmada Kullanılan Parçaların Katı Modellemesinin Yapılması

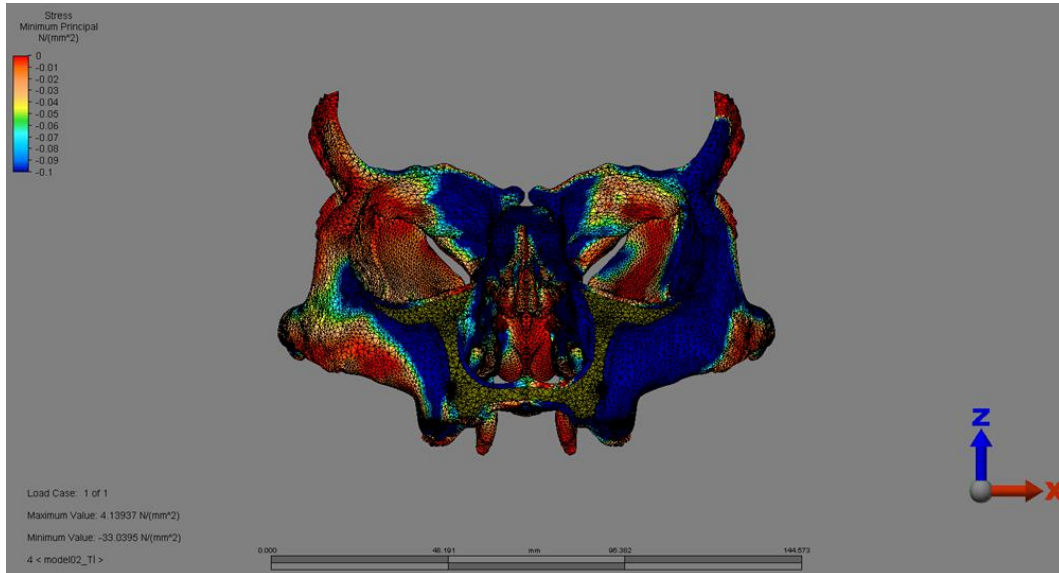
Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, .stl formatında Algor Fempro (Algor Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) yazılımına aktarıldı. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya aitt olduğunu, protetik yapıların hangi materyalden yapıldığı yazılıma aktarıldı. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verildi (Bacchi ve ark., 2013; Brizuela-Velasco ve ark., 2017; Pojman ve ark., 2012; Ramos Nde ve ark., 2016; Silva ve ark., 2010; Swain ve ark., 2016; Wypych, 2022; 2016) (Tablo 3.2).

Tablo 3.2. Malzemelere ait fiziksel özellikler

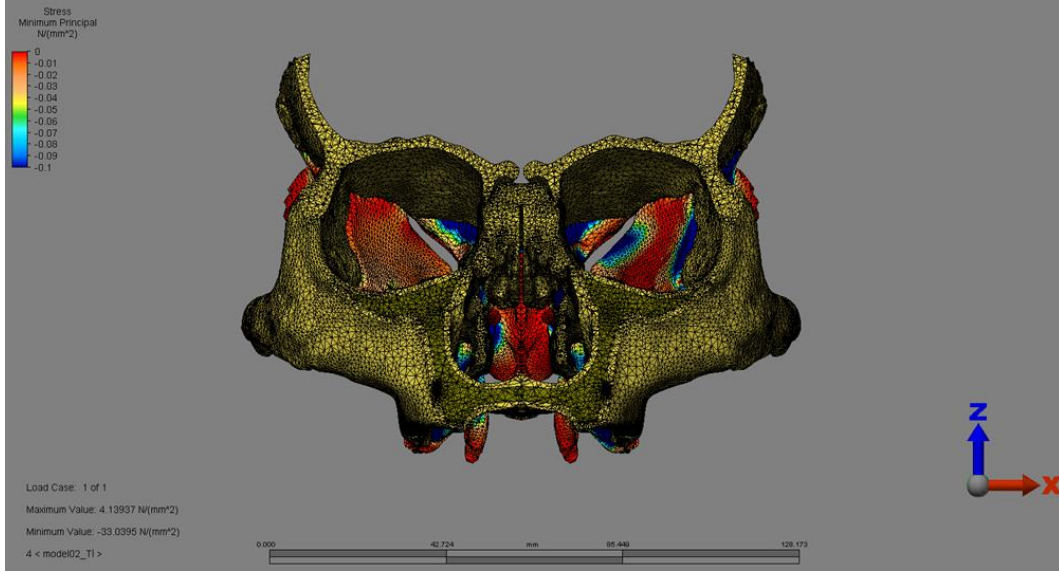
Malzemeler	Elastisite (Young) Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	13700	0.30
Trabeküler Kemik	1600	0.30
Titanyum (İmplant)	110000	0.35
Titanyum (Altyapı, Abutment, Vida)	110000	0.28
Krom-Kobalt Altyapı	218000	0.33
PEKK Altyapı	5100	0.40
Monolitik Zirkon	210000	0.30
Kompozit	15000	0.24
Food stuff (AISI 1005 Steel)	200000	0.29

Programda katı cisim özellikleri linear, elastik, homojen ve izotropik kabul edildi.

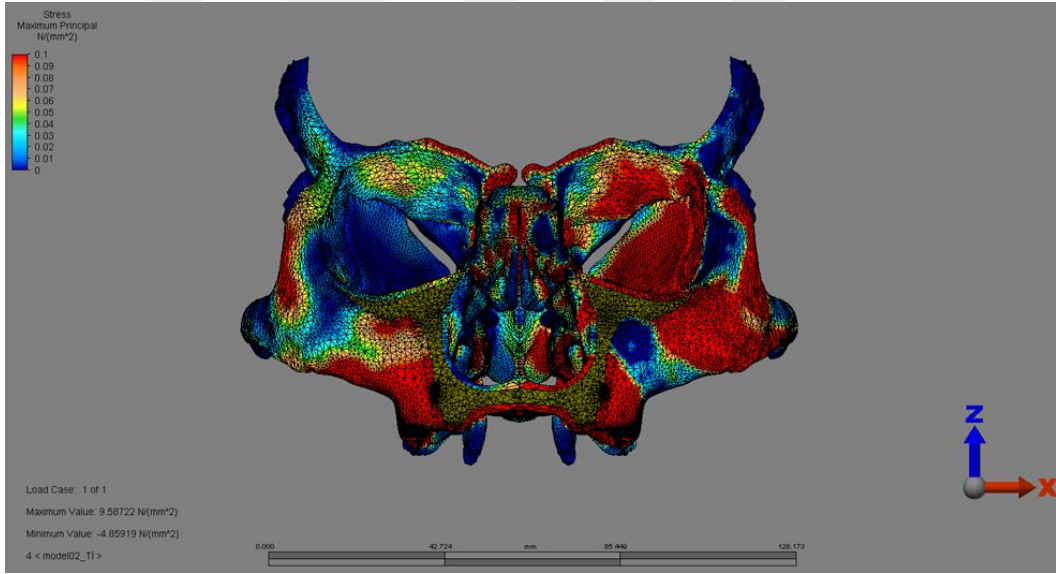
VR Mesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA)'de yazılımında yapılan modeller, Algor Fempro (Algor Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) yazılımına .stl (Standard Triangle Language) şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlendi.



Şekil 3.3. Mesh model resim 1



Şekil 3.4. Mesh model resim 2



Şekil 3.5. Mesh model resim 3

Meshleme sürecinde, modeller mümkün olduğunca 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlarla oluşturulmaya çalışılmıştır. Modellerin merkezine yakın bölgelerde, yapının tamamını oluşturabilmek için daha az düğüm noktasına sahip elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme yöntemi, hesaplama işlemlerini kolaylaştırmak amacıyla mümkün olan en yüksek düğüm noktasına sahip elemanlarla en kaliteli ağ yapısını elde etmeyi hedeflemektedir. Çene modellerindeki, analizleri zorlaştıran dar ve dik bölgeler, çizgisel

elemanlardan arındırılarak daha düzenli bir hale getirilmiştir. Bu aşamada, modeller bricks ve tetrahedra elemanları kullanılarak katı modellere dönüştürülmüştür (Şekil 3.3 - 3.5).

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçildi (Tablo 3.3).

Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir (Tablo 3.3).

Tablo 3.3. Değerlendirilen modellerde kullanılan düğüm ve eleman sayıları

Değerlendirilen Modeller	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
GRUP – I (3.5mm 45°) / Cr-Co	524246	2507647
GRUP – I (3.5mm 45°) / Ti	524246	2507647
GRUP – I (3.5mm 45°) / PEKK	524246	2507647
GRUP – II (3.5mm 70°) / Cr-Co	527871	2522038
GRUP – II (3.5mm 70°) / Ti	527871	2522038
GRUP – II (3.5mm 70°) / PEKK	527871	2522038
GRUP – III (4.5mm 45°) / Cr-Co	558783	2531648
GRUP – III (4.5mm 45°) / Ti	558783	2531648
GRUP – III (4.5mm 45°) / PEKK	558783	2531648
GRUP – IV (4.5mm 70°) / Cr-Co	527627	2517295
GRUP – IV (4.5mm 70°) / Ti	527627	2517295
GRUP – IV (4.5mm 70°) / PEKK	527627	2517295

Çalışmada tedarik edilen .stl (Standard Triangle Language) formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı.

3.2.2. Kemik modellemesi

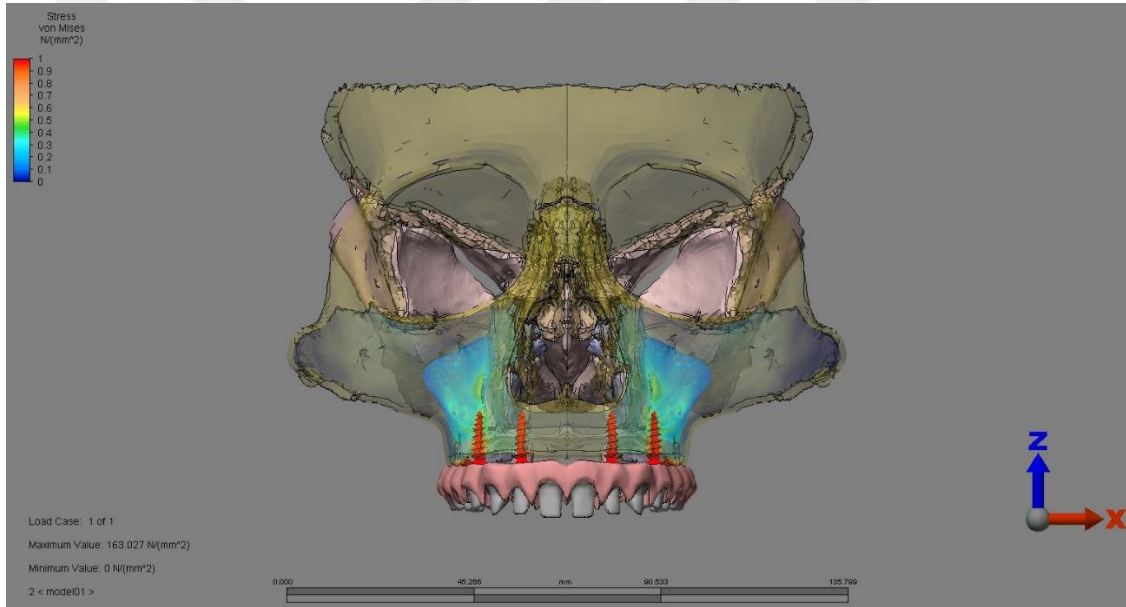


Şekil 3.6. Kemik model resimleri

Bu çalışmada üst çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için eski tomografi verileri ve Wheeler's anatomi atlası (Nelson, 2014) ölçüleri referans alındı (Şekil 3.6). Çene kemikleri, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM (Digital Imaging and

Communications in Medicine) 3.0 formatında aktarıldı ve aktarılan kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) yazılımına alındı.

VR Mesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) yazılımında çene modeliyle ilgili boyutsal ve topografik düzenlemeler yapıldı. Bu şekilde maksillada kortikal kemik, trabeküler kemik, protez, altyapı parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı (Şekil 3.7). Yapılan modellemeler Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.



Şekil 3.7. Kortikal kemik, trabeküler kemik, protez, altyapı parçaları ve implantlar

Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA)'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro (Algor Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) yazılımına aktarıldı. Kortikal kemiği çevreleyen kırmızı yapı sabitleme simülasyonudur. Kemik tepeden tam sabitleme yapıldı. Bu şekilde uzaydaki hareketi engellendi. Bütün modellere 150 N kuvvet uygulandı.

Üst çene anterior bölge, premolar ve molar bölge yeterli dayanıma sahip olan yoğun trabeküler kemik etrafında ince kortikal kemik tabakasından oluşan Tip 3 kemik olarak modellendi. Bu çalışmada Lekholm ve Zarb'in (Lekholm, 1985) sınıflaması dikkate alınarak homojen Tip 3 kemik özelliğine uygun olacak şekilde maksiller kemik oluşturuldu. Tip 3 kemiği taklit etmesi amacıyla tüm maksillayı kaplayan 1.8 ± 0.4 mm kalınlığında kortikal kemik olacak şekilde tasarlandı (Sannino, 2015). Pterygoid ve piramidal kemikler Tip 1 kemik özelliğine uygun olacak şekilde oluşturuldu.

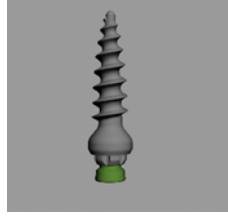
Bu şekilde üst çene kortikal kemik ve trabeküler kemik gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Maksiller sinüs tabanı, alveol kret tepesinden 2 mm yukarıda olacak şekilde modellendi (Chiapasco & Zaniboni, 2009).

3.2.3. Dental İmplantlar ve Parçalarının Modellemesi

3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) 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 (Able Software Corp., MA, USA) 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 (Able Software Corp., MA, USA) yazılımından .stl formatında aktarıldı. Daha sonra implant ve vida 3 boyutlu modelleme programında modellenerek kemik ile uyumları sağlandı.

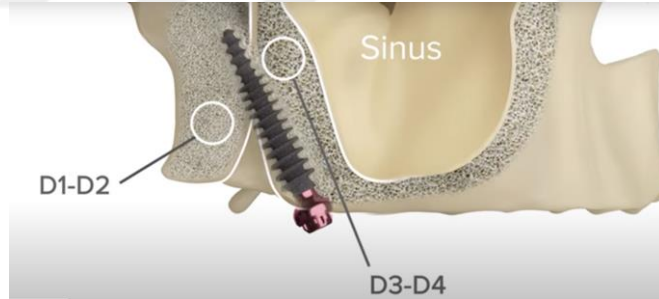
Bu çalışmada kullanılan Roott implantlar (Trate AG Roott M ve Trate AG Roott P,) firma tarafından yayınlanan katalog ölçülerine göre modellendi. Dental implantlar ile multi-ünit dayanaklar birlikte yekpare ve düz olarak üretilmiştir.

Multi-ünit vidalar implant modelleri, implant uzunlukları, açılı ya da düz implant dayanak sistemlerine göre değişiklik göstermemektedir.

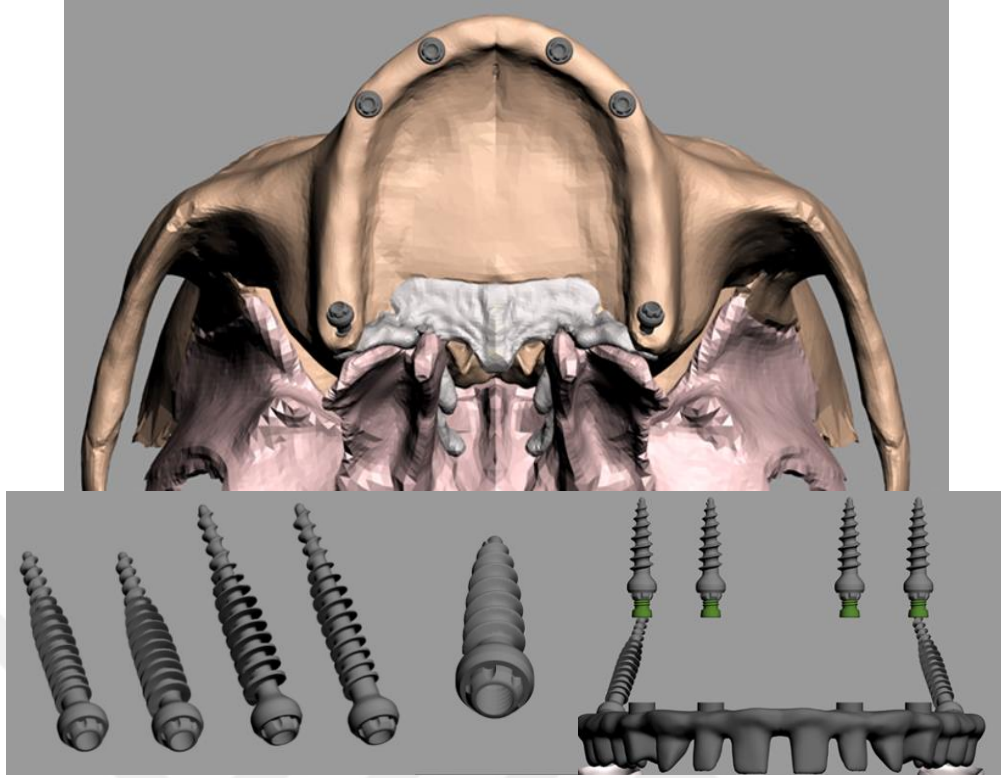


Şekil 3.8. Vertikal konumlandırılan ön bölge implant modeli

Ön bölgede iki implant (12 ve 22) ve premolar bölgede diğer iki implant (14 ve 24) vertikal olarak konumlandırıldı (Şekil 3.8, 3.10), pterygoid implantlar ise 17 ve 27 nolu diş konumlarının distalinde konumlandırıldı (Şekil 3.9, 3.10), 6 implant içeren model bilgisayar ortamında üç boyutlu olarak tasarlandı. Anterior bölgedeki dört implant 3.5 mm çap ve 10 mm uzunlukta (3.2 mm multi-ünit hariç); maksiller tüberde ise 20 mm uzunluğunda (3.2 mm multi-ünit hariç) 3.5 ve 4.5 mm çap ve meziyo-distal yönde 45° ve 70°, bukko-palatal yönde ise 15° açılardırılmış konumda pterygoid implantlar kullanıldı.



Şekil 3.9. Pterygoid proçesten intraosseöz fiksasyon



Şekil 3.10. Modellenen dental implant ve parçaları kemikteki pozisyonları

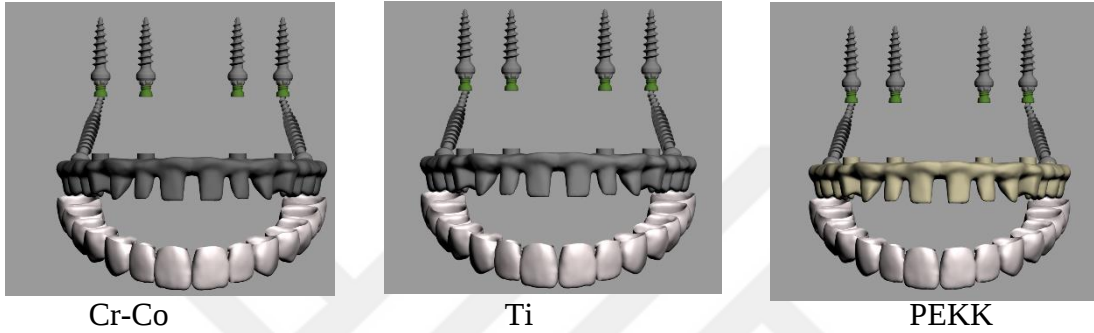
3.2.4. Protez ve Altyapı Materyallerinin Modellemesi

Bu çalışmada kullanılan hibrit protez 17 ve 27 numaralı diş bölgesinde sonlanacak şekilde modellendi (Şekil 3.10). Bu çalışmada değerlendirilen her senaryoda alveol kret tepesiyle, tasarlanan hibrit protezin kesici kenarı arasındaki mesafe 15 mm olacak şekilde modellendi (Misch, 2004). Bu çalışmada tasarlanan hibrit protez Wheeler's Dental Anatomy, Fizyoloji ve Oklüzyon Atlas'ına (Nelson, 2014) göre Exocad Dental Modelleme Yazılımı kullanılarak elle modellendi (Misch, 2004).

Hibrit protezlerde Cr-Co, Ti ve PEKK olmak üzere 3 farklı altyapı materyali seçilerek modellendi (Şekil 3.11, 3.12). Cr-Co, Ti ve PEKK altyapılı hibrit protezlerde dişeti (pembe estetik) materyali kompozit olarak modellendi. Tasarlanan tüm altyapı materyalleri ile uyumlu olduğu için kompozit tercih edildi (Gonzalez, 2014; Schwitalla ve ark., 2017). Hibrit protezlerde dişeti materyali olarak kullanılan kompozit kalınlığı protezin hiçbir bölgesinde 2 mm'den daha kalın olmayacak şekilde tasarlandı (Şekil 3.7).



Şekil 3.11. SESA çalışmasında değerlendirilen modeller sıra ile Cr-Co, Ti, PEKK



Şekil 3.12. Protez ve altyapı tasarımları

3.3. Ağ Yapısının Düzenlenmesi

Oklüzal kuvvet, 1 cm yarıçapındaki rijit gıda parçasının (foodstuff) çiğnenmesini taklit edecek şekilde; gıda parçasının (foodstuff) orta noktasına dik ve tek taraflı 150 N olarak sol posterior bölgede 2. premolar ile 1. molar dişler arasından uygulandı. İmplant, kemik, multi-ünit vidası ve altyapıda izlenen stresler, SESA yöntemiyle değerlendirilerek karşılaştırmalar yapıldı.

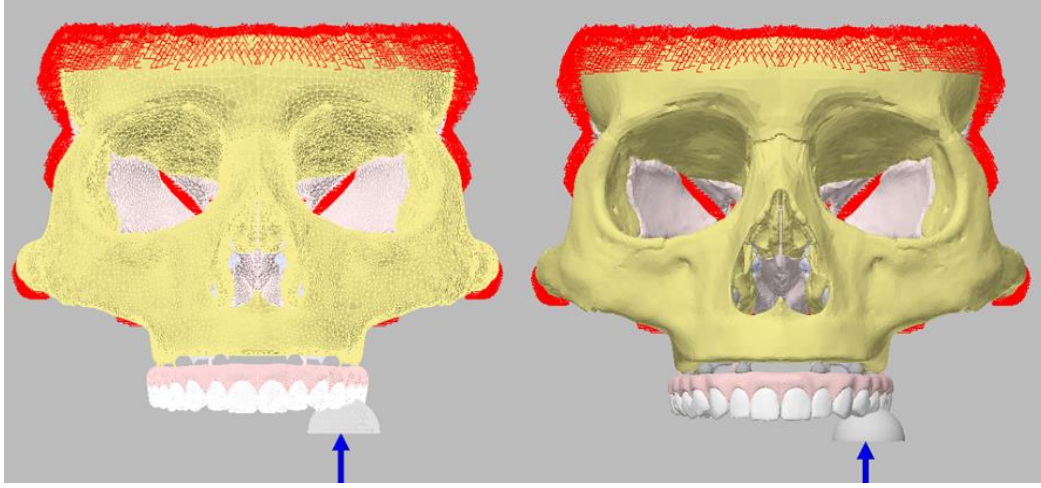
3.4. Sınır ve Yükleme Koşulları

3.4.1. Kemik İmplant Bağlantı Durumu

Kemik-implant ilişkisinin %100 osseoentegre olduğu ve tüm arayüz boyunca sıkı bir bağlantının olduğu kabul edildi.

3.4.2. Sınır Koşulları

Kafa kaidesi üst ve arka noktalardan DOF (degree of freedom) 'da hareket sıfır olacak şekilde sabitlendi (Şekil 3.13).



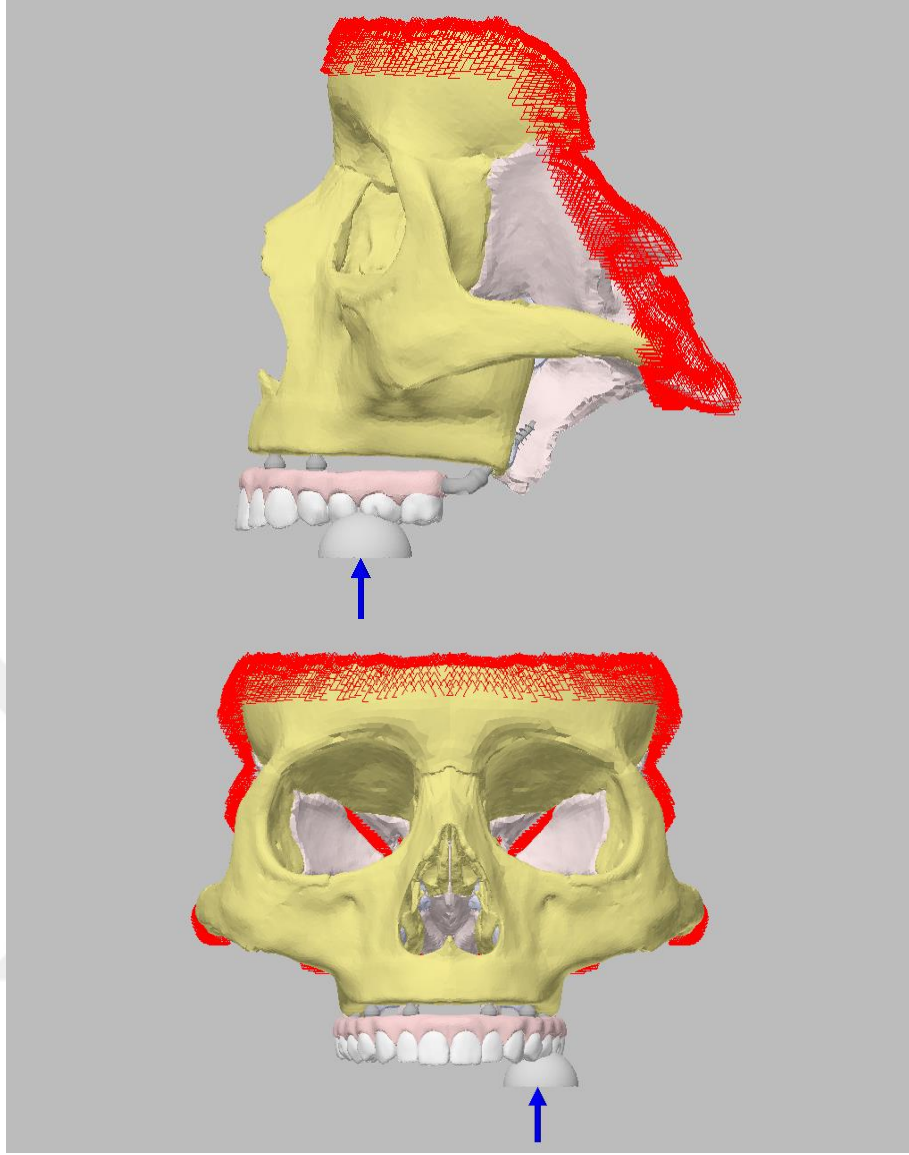
Şekil 3.13. Hareket sıfır olacak şekilde sabitlenmiş kafa kaidesi

3.4.3. Yükleme Koşulları

Bu çalışmada oklüzal kuvvet; hastanın olan yarım daire şeklinde yarıçapı 1 cm olan sert gıda parçasının (foodstuff) orta noktasına dik ve 150N olacak şekilde uygulandı (Şekil 3.14).

Foodstuff uygulaması tek taraflı olmak üzere sol posterior bölgede 2. premolar ile 1. molar dişler arasında pozisyon verilerek yükleme çiğneme esnasındaki kuvveti simüle edecek şekilde planlandı.

Bu çalışmada toplamda 4 farklı model üzerine 3 farklı altyapı materyalinden hazırlanan hibrit protezlerde tek yükleme protokolü ile toplamda 12 adet SESA gerçekleştirildi.

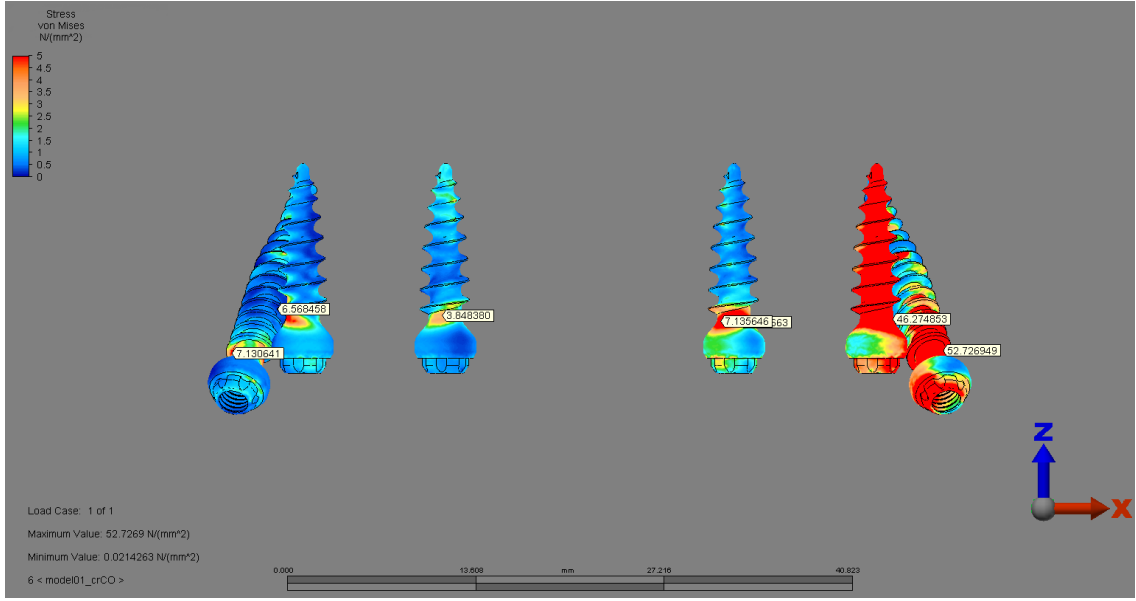


Şekil 3.14. Yükleme Koşulları

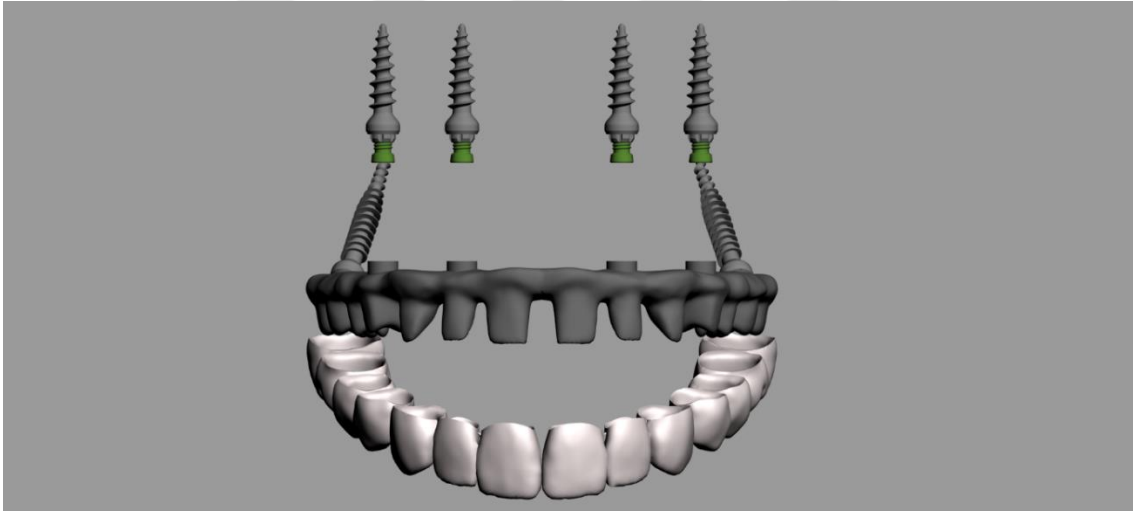
3.4.4. Analizde Oluşturulan Modeller

Model 1

17-27 numaralı dişlerin distalinde tüber bölgesine 3.5 mm x 20.0 mm 45° açı ile pterygoid implantlar yerleştirildi. Protetik altyapı Cr-Co, üstyapı monolitik zirkon şeklinde tasarlandı (Şekil 3.15, 3.16).



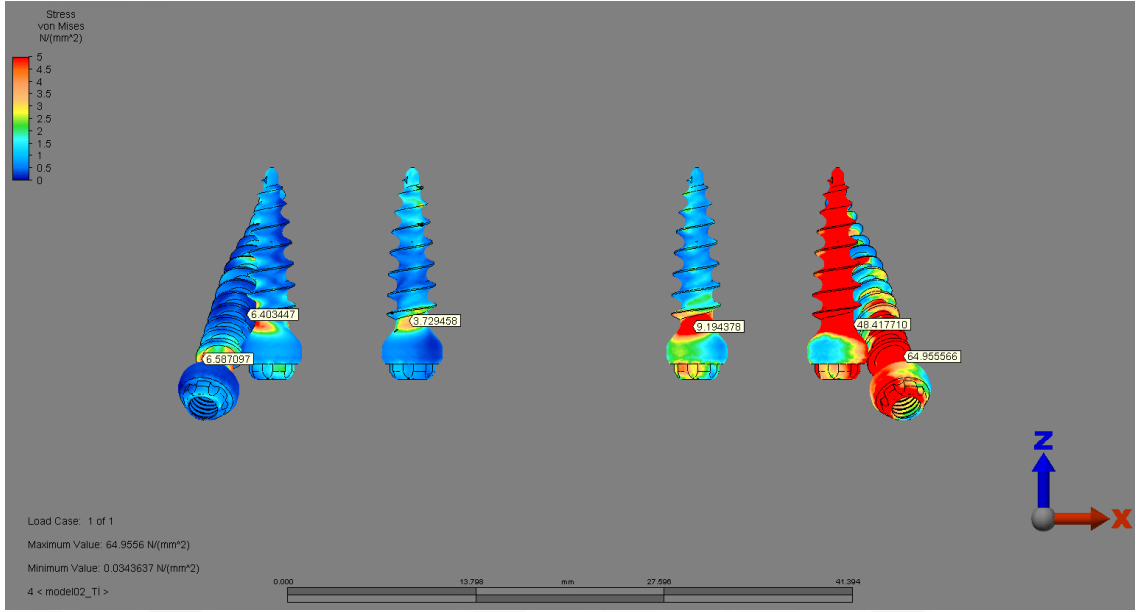
Şekil 3.15. Model 1 implantlar (Cr-Co altyapı, 3.5mm 45° Tasarım)



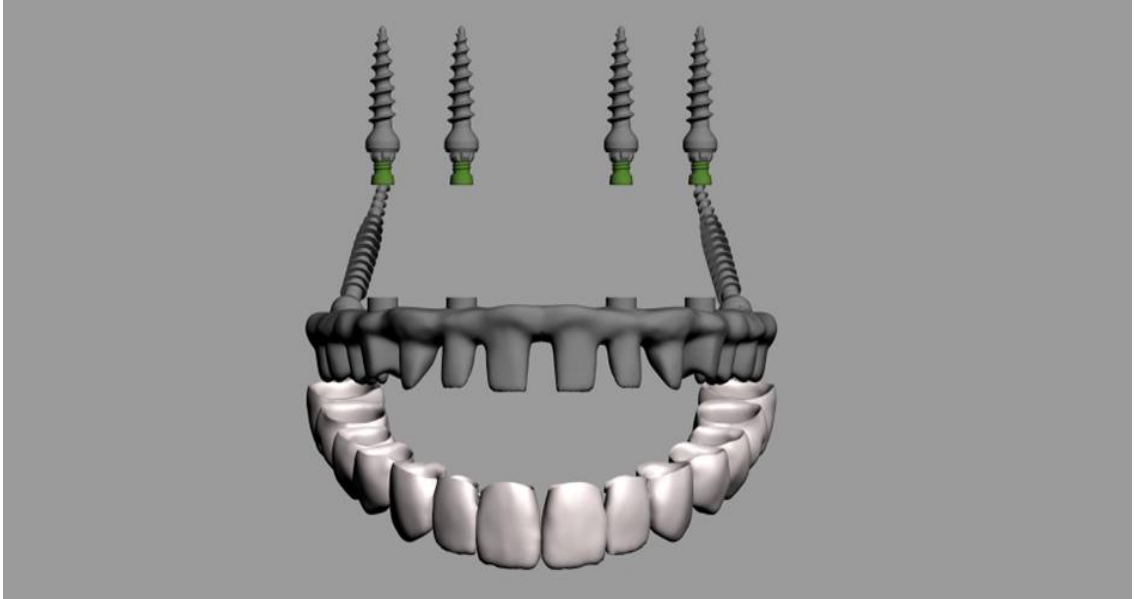
Şekil 3.16. Model 1 (Co-Cr altyapı, 3.5mm 45° Tasarım)

Model 2

17-27 numaralı dişlerin distalinde tüber bölgesine 3.5 mm x 20.0 mm 45° açı ile pterygoid implantlar yerleştirildi. Protetik altyapı Ti, üstyapı monolitik zirkon şeklinde tasarlandı (Şekil 3.17, 3.18).



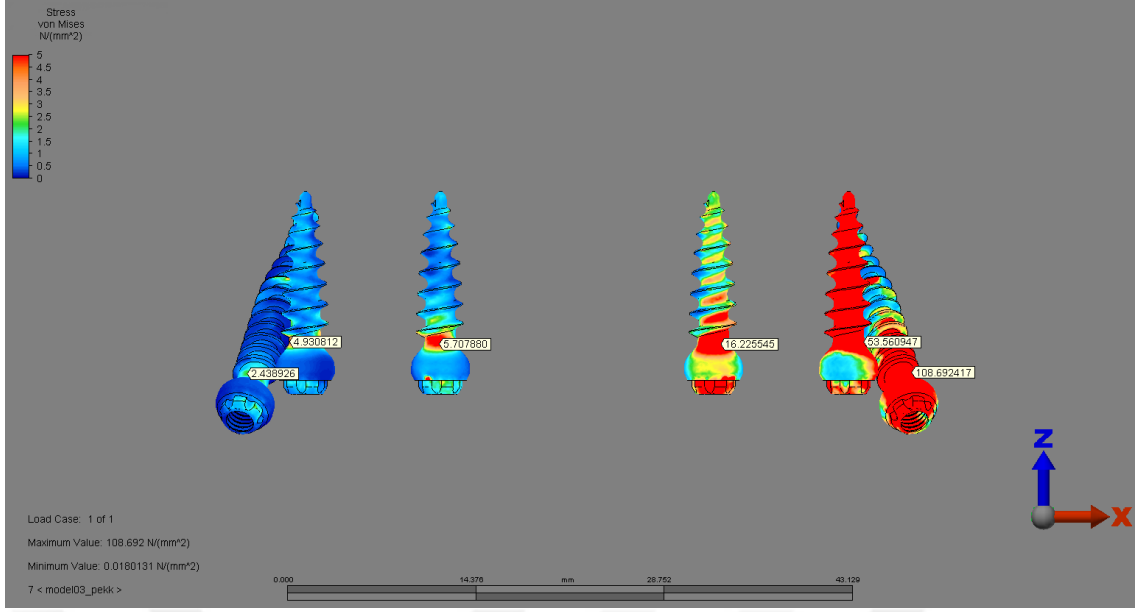
Şekil 3.17. Model 2 implantlar (Ti altyapı, 3.5mm 45° Tasarım)



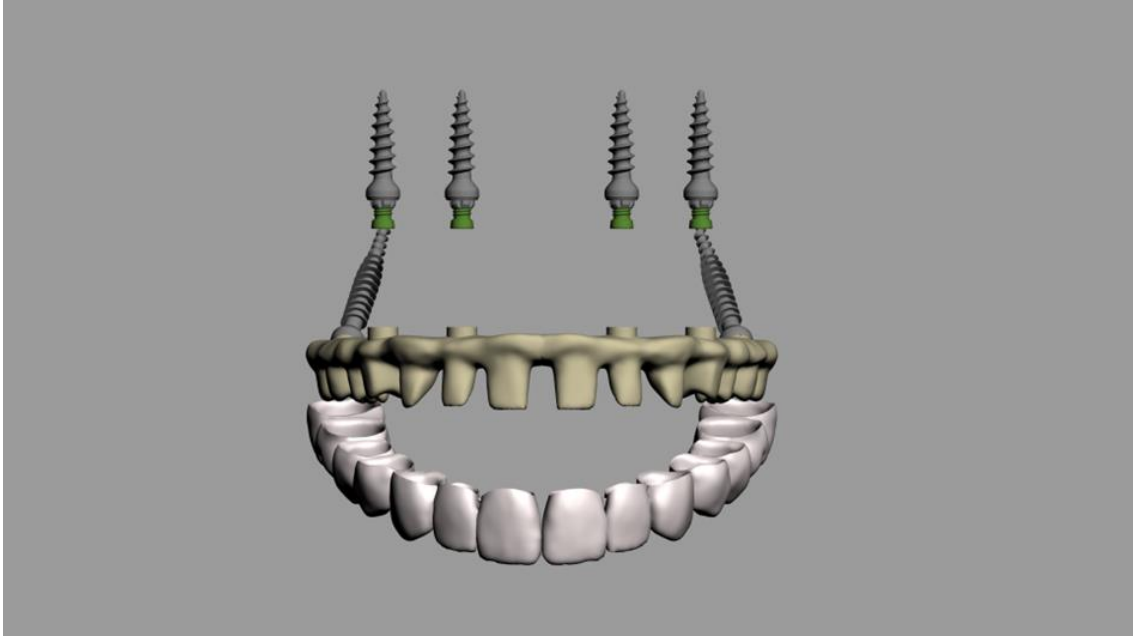
Şekil 3.18. Model 2 (Ti altyapı, 3.5mm 45° Tasarım)

Model 3

17-27 numaralı dişlerin distalinde tüber bölgesine 3.5 mm x 20.0 mm 45° açı ile pterygoid implantlar yerleştirildi. Protetik altyapı PEKK, üstyapı monolitik zirkon şeklinde tasarlandı (Şekil 3.19, 3.20).



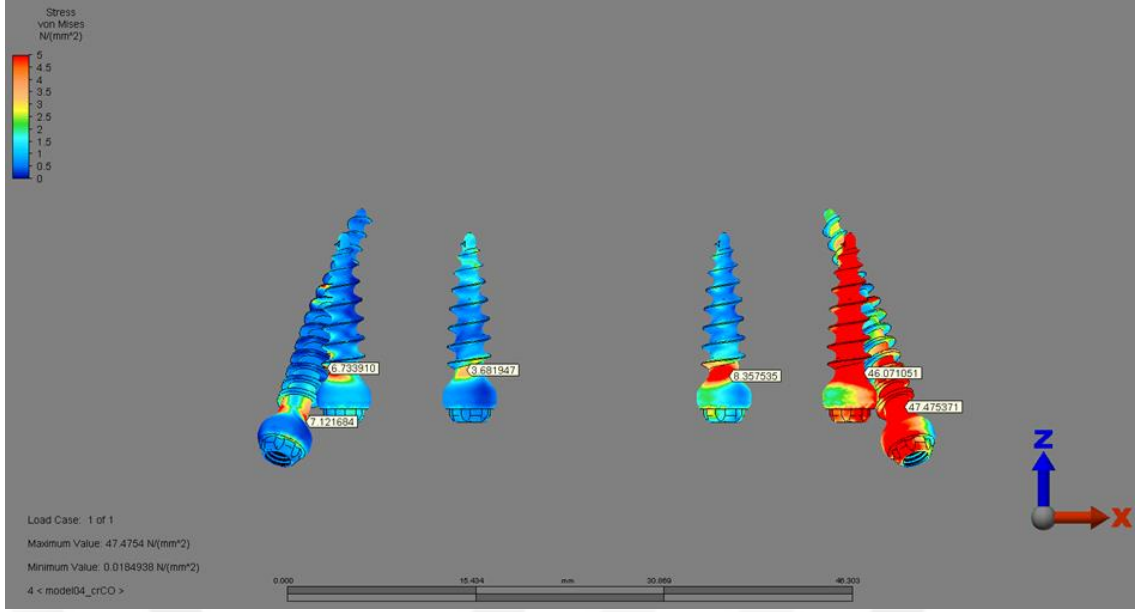
Şekil 3.19. Model 3 implantlar (PEKK altyapı, 3.5mm 45° Tasarım)



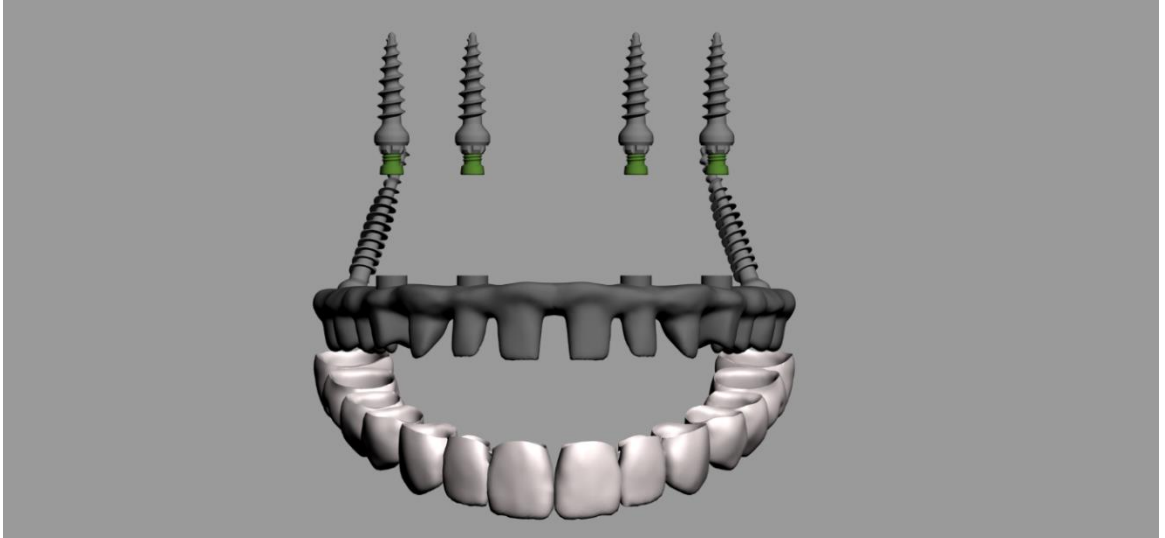
Şekil 3.20. Model 3 (PEKK altyapı, 3.5mm 45° Tasarım)

Model 4

17-27 numaralı dişlerin distalinde tüber bölgesine 3.5 mm x 20.0 mm 70° açı ile pterygoid implantlar yerleştirildi. Protetik altyapı Cr-Co, üstyapı monolitik zirkon şeklinde tasarlandı (Şekil 3.21, 3.22).



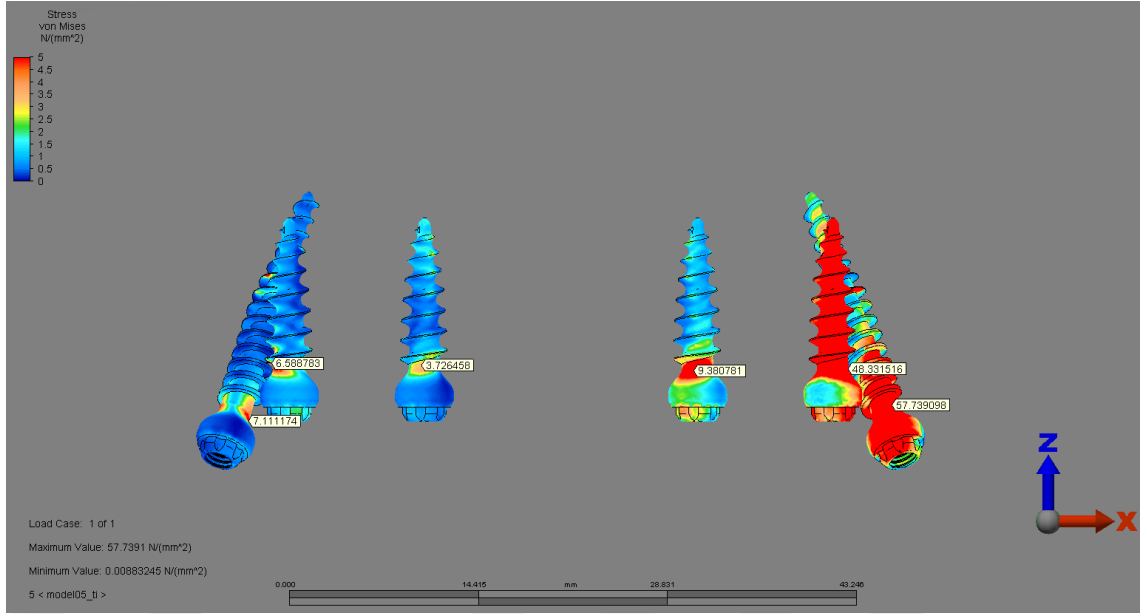
Şekil 3.21. Model 4 implantlar (Cr-Co altyapı, 3.5mm 70° Tasarım)



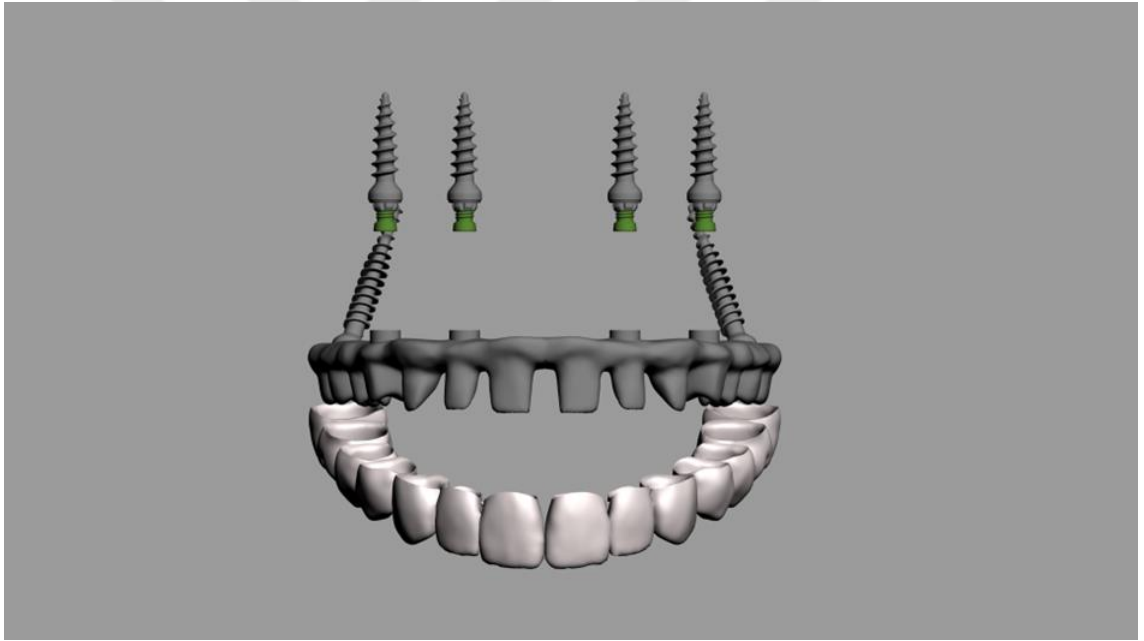
Şekil 3.22. Model 4 (Cr-Co altyapı, 3.5mm 70° Tasarım)

Model 5

17-27 numaralı dişlerin distalinde tüber bölgesine 3.5 mm x 20.0 mm 70° açı ile pterygoid implantlar yerleştirildi. Protetik altyapı Ti, üstyapı monolitik zirkon şeklinde tasarlandı (Şekil 3.23, 3.24).



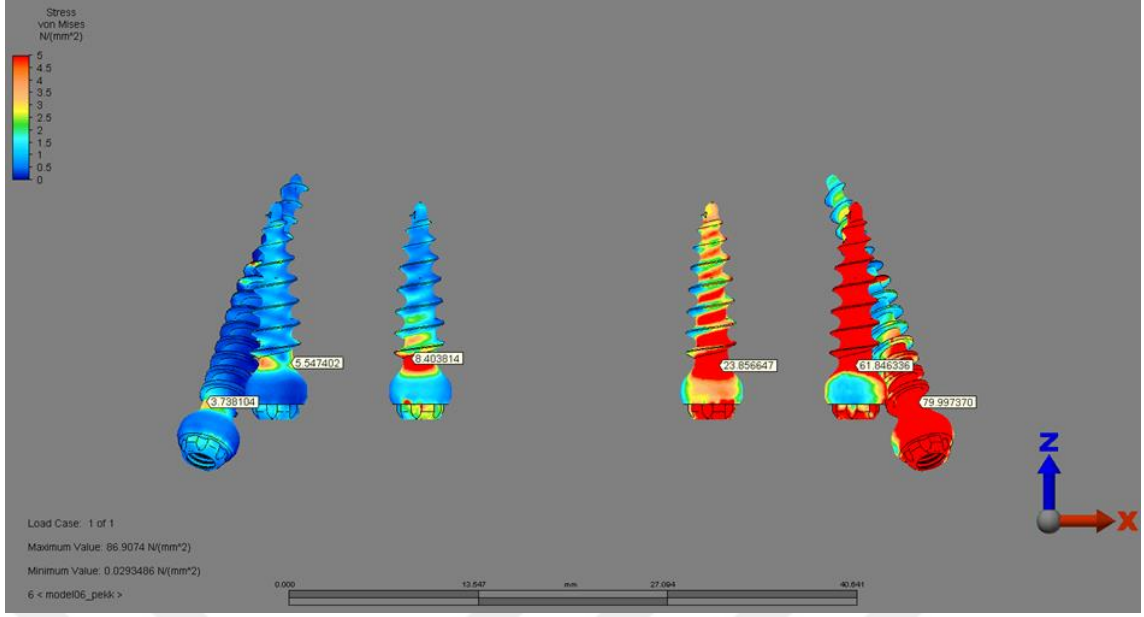
Şekil 3.23. Model 5 implantlar (Ti altyapı, 3.5mm 70° Tasarım)



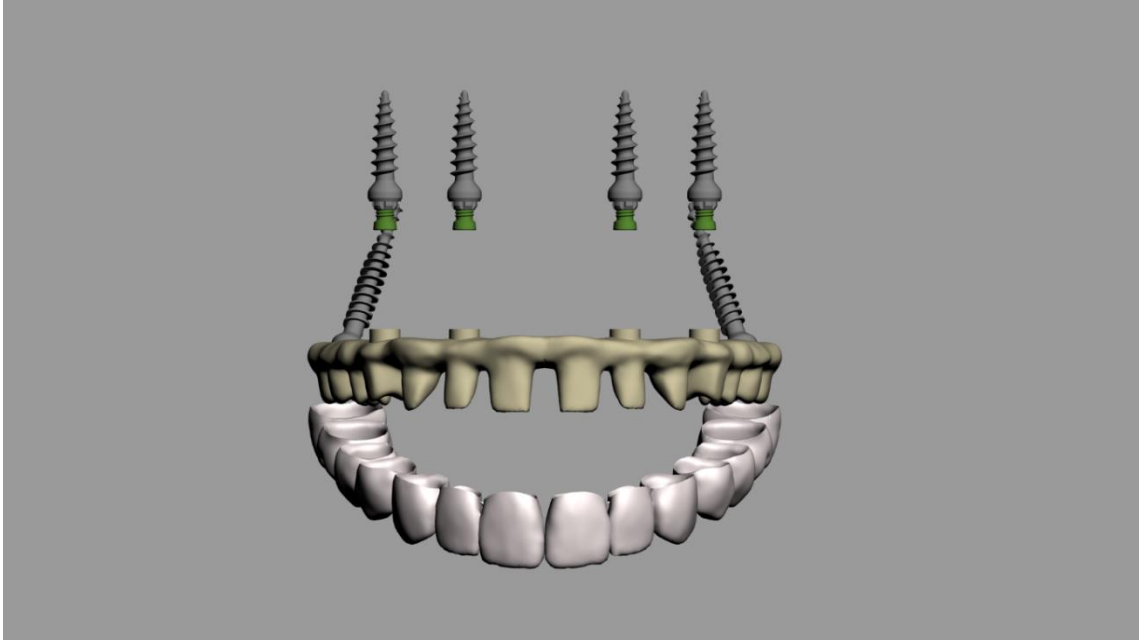
Şekil 3.24. Model 5 (Ti altyapı, 3.5mm 70° Tasarım)

Model 6

17-27 numaralı dişlerin distalinde tüber bölgesine 3.5 mm x 20.0 mm 70° açılı ile pterygoid implantlar yerleştirildi. Protetik altyapı PEKK, üstü yapısı monolitik zirkon şeklinde tasarlandı (Şekil 3.25, 3.26).



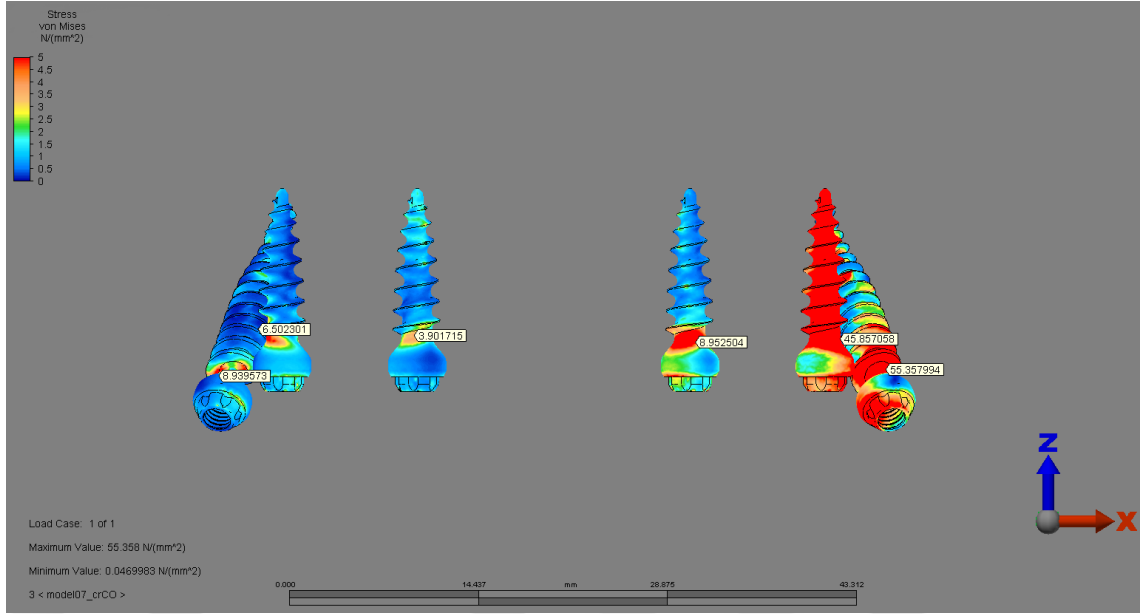
Şekil 3.25. Model 6 implantlar (PEKK altyapı, 3.5mm 70° Tasarım)



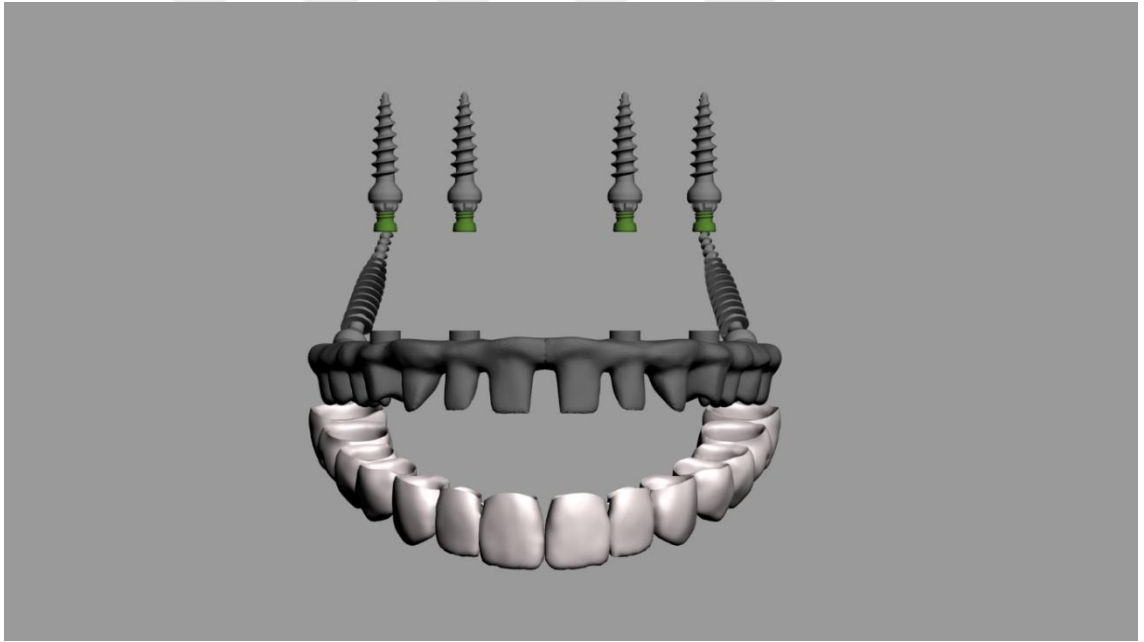
Şekil 3.26. Model 6 (PEKK altyapı, 3.5mm 70° Tasarım)

Model 7

17-27 numaralı dişlerin distalinde tüber bölgesine 4.5 mm x 20.0 mm 45° açı ile pterygoid implantlar yerleştirildi. Protetik altyapı Cr-Co, üstyapı monolitik zirkon şeklinde tasarlandı (Şekil 3.27, 3.28).



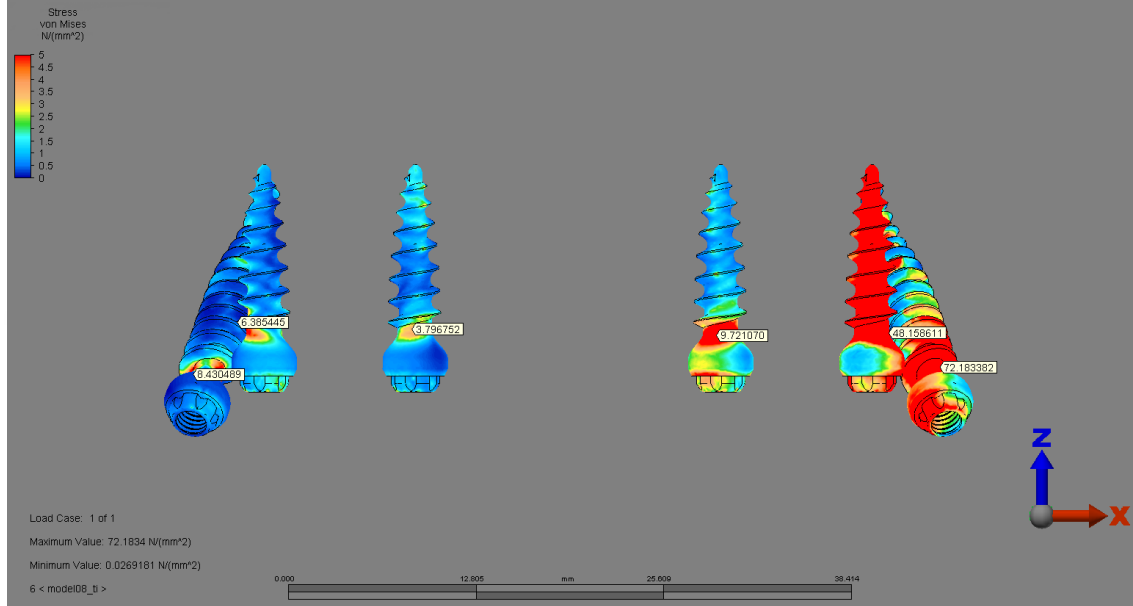
Şekil 3.27. Model 7 implantlar (Cr-Co altyapı, 4.5mm 45° Tasarım)



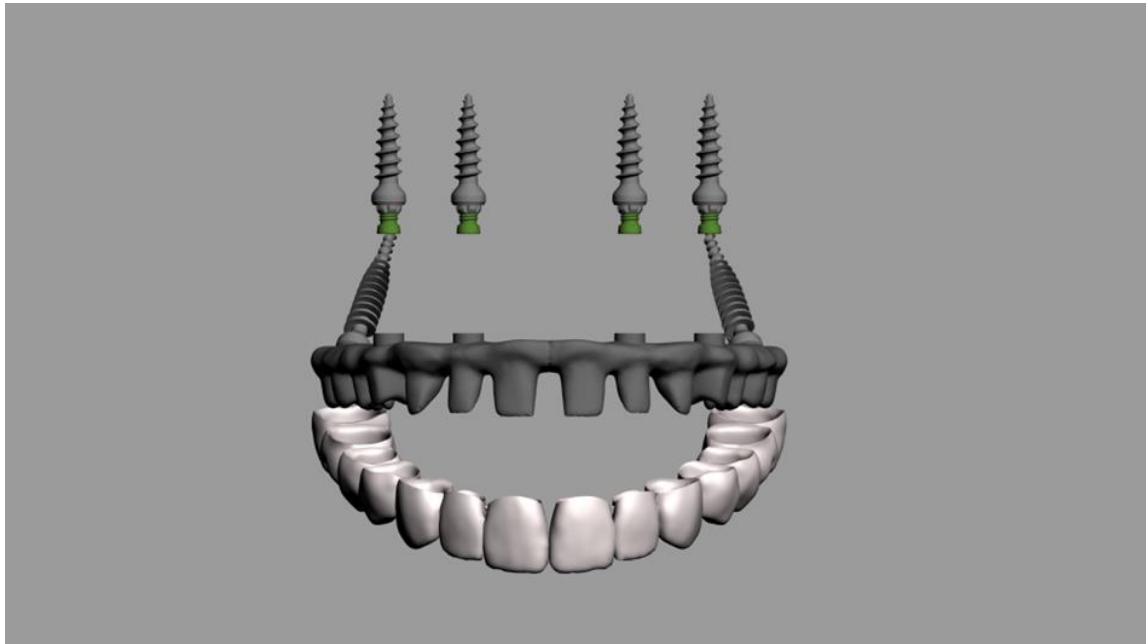
Şekil 3.28. Model 7 (Cr-Co altyapı, 4.5mm 45° Tasarım)

Model 8

17-27 numaralı dişlerin distalinde tüber bölgesine 4.5 mm x 20.0 mm 45° açđ ile pterygoid implantlar yerleştirildi. Protetik altyapđ Ti, üstyapđ monolitik zirkon şeklinde tasarlandı (şekil 3.29, 3.30).



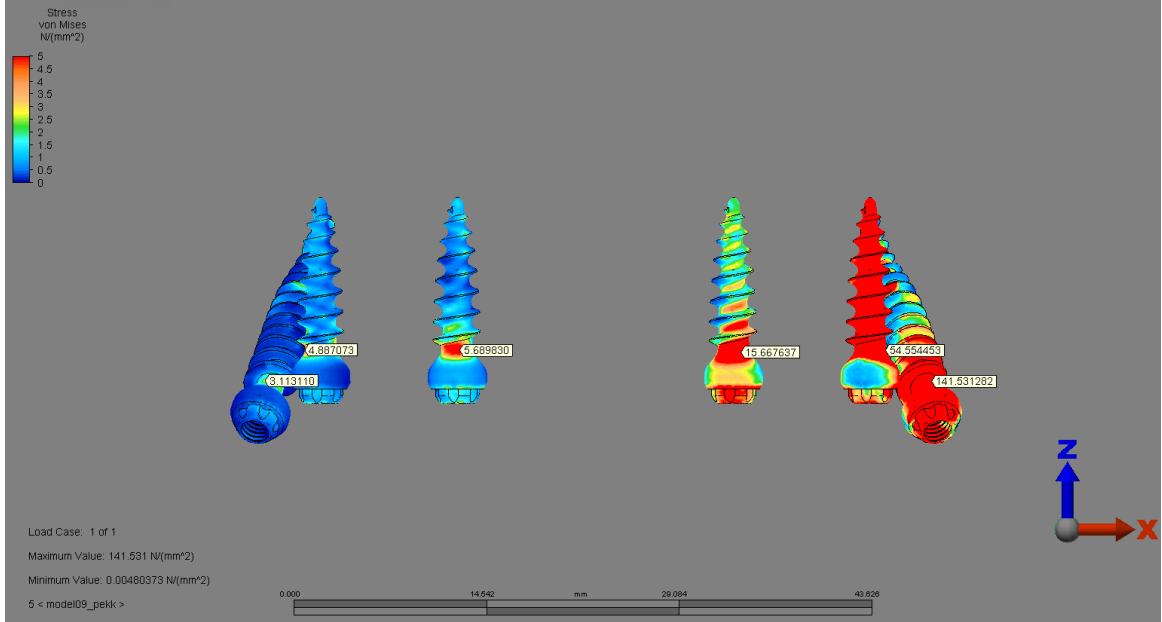
şekil 3.29. Model 8 implantlar (Ti altyapđ, 4.5mm 45° Tasarım)



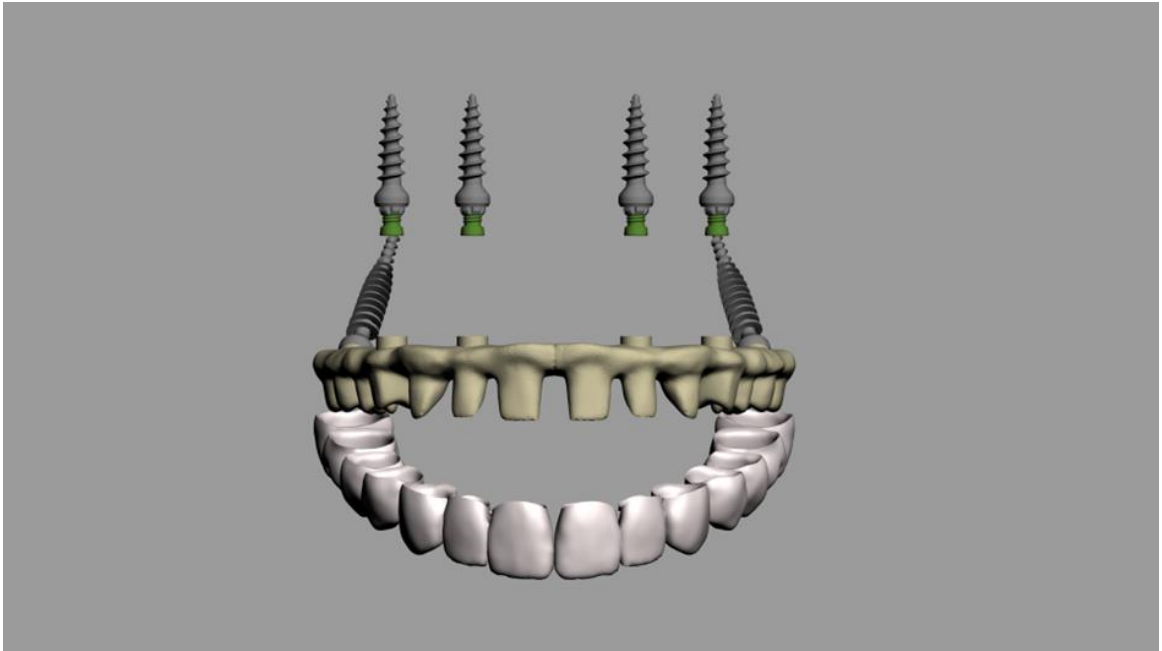
şekil 3.30. Model 8 (Ti altyapđ, 4.5mm 45° Tasarım)

Model 9

17-27 numaralı dişlerin distalinde tüber bölgesine 4.5 mm x 20.0 mm 45° açı ile pterygoid implantlar yerleştirildi. Protetik altyapı PEKK, üstyapı monolitik zirkon şeklinde tasarlandı (Şekil 3.31, 3.32).



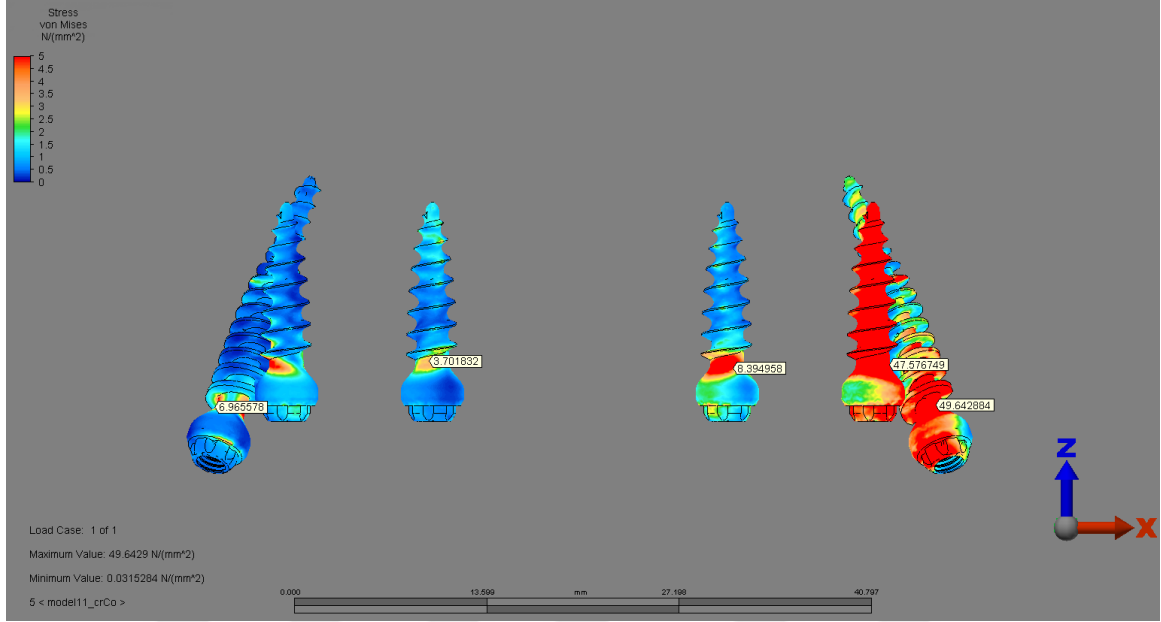
Şekil 3.31. Model 9 implantlar (PEKK altyapı, 4.5mm 45° Tasarım)



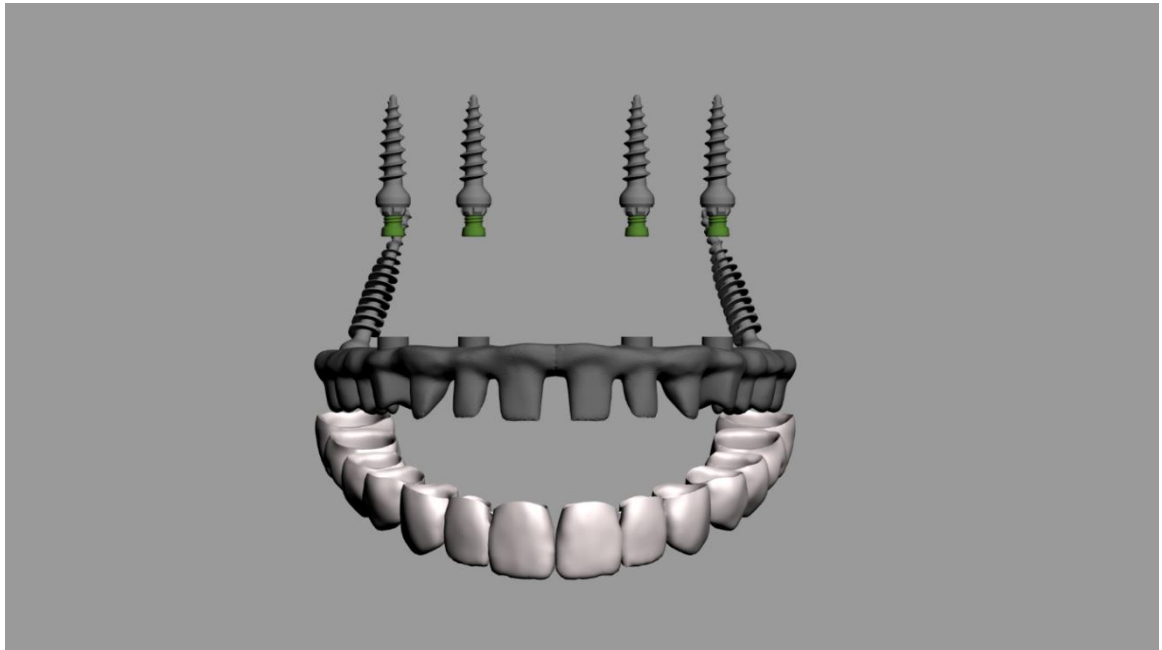
Şekil 3.32. Model 9 (PEKK altyapı, 4.5mm 45° Tasarım)

Model 10

17-27 numaralı dişlerin distalinde tüber bölgesine 4.5 mm x 20.0 mm 70° açı ile pterygoid implantlar yerleştirildi. Protetik altyapı Cr-Co, üstyapı monolitik zirkon şeklinde tasarlandı (Şekil 3.33, 3.34).



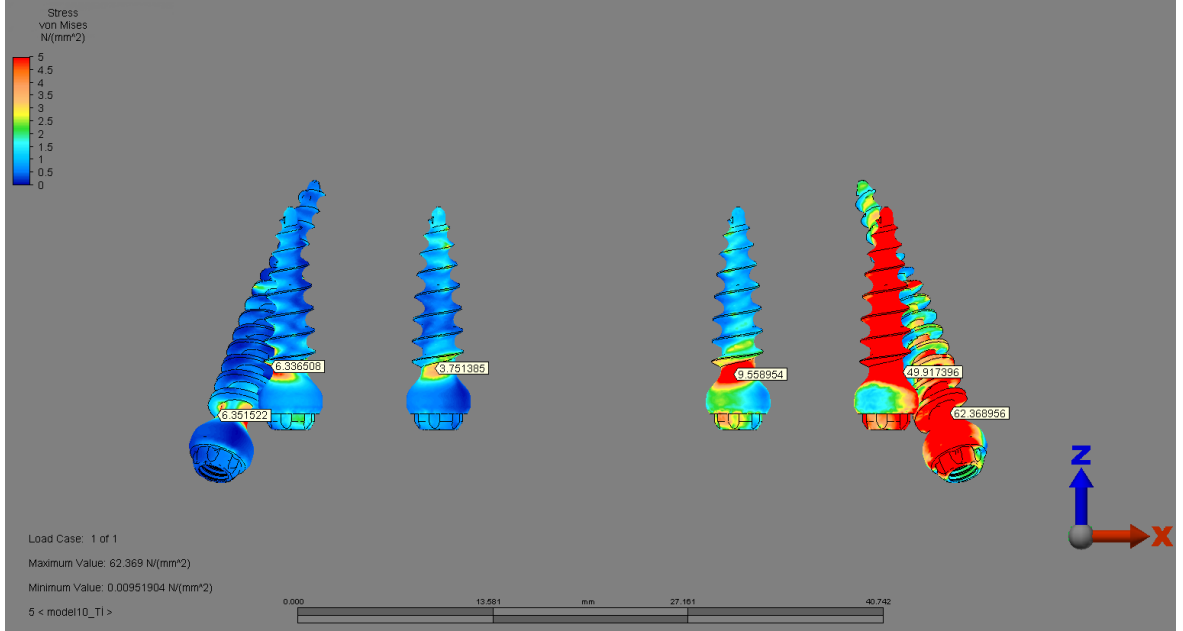
Şekil 3.33. Model 10 implantlar (Cr-Co altyapı, 4.5mm 70° Tasarım)



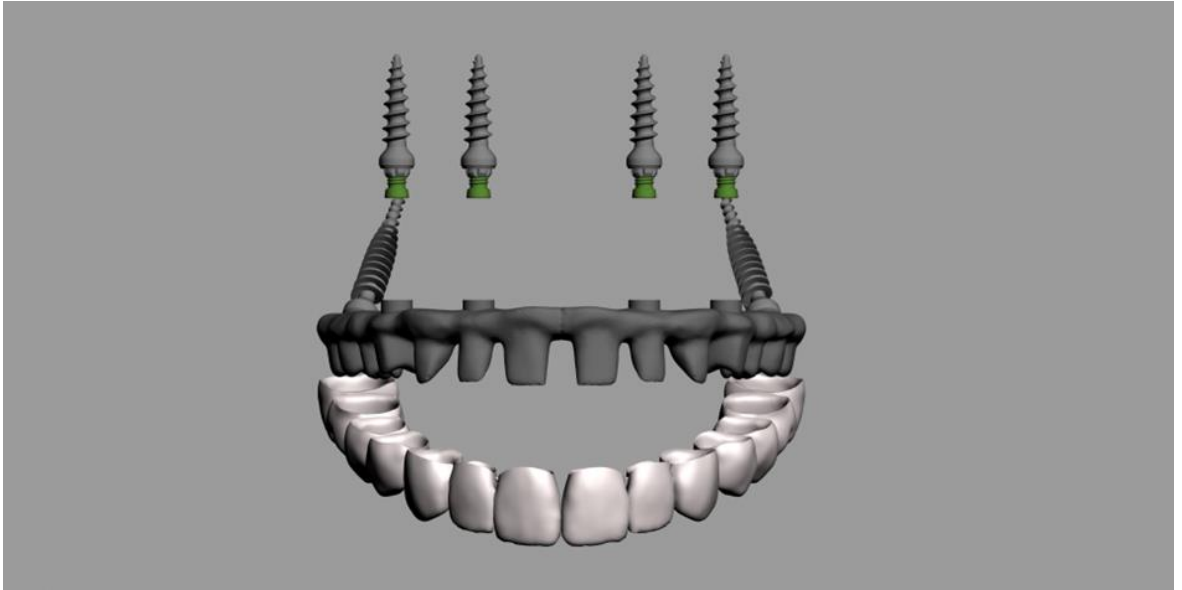
Şekil 3.34. Model 10 (Cr-Co altyapı, 4.5mm 70° Tasarım)

Model 11

17-27 numaralı dişlerin distalinde tüber bölgesine 4.5 mm x 20.0 mm 70° açđ ile pterygoid implantlar yerleştirildi. Protetik altyapđ Ti, üstyapđ monolitik zirkon şeklinde tasarlandı (şekil 3.35, 3.36).



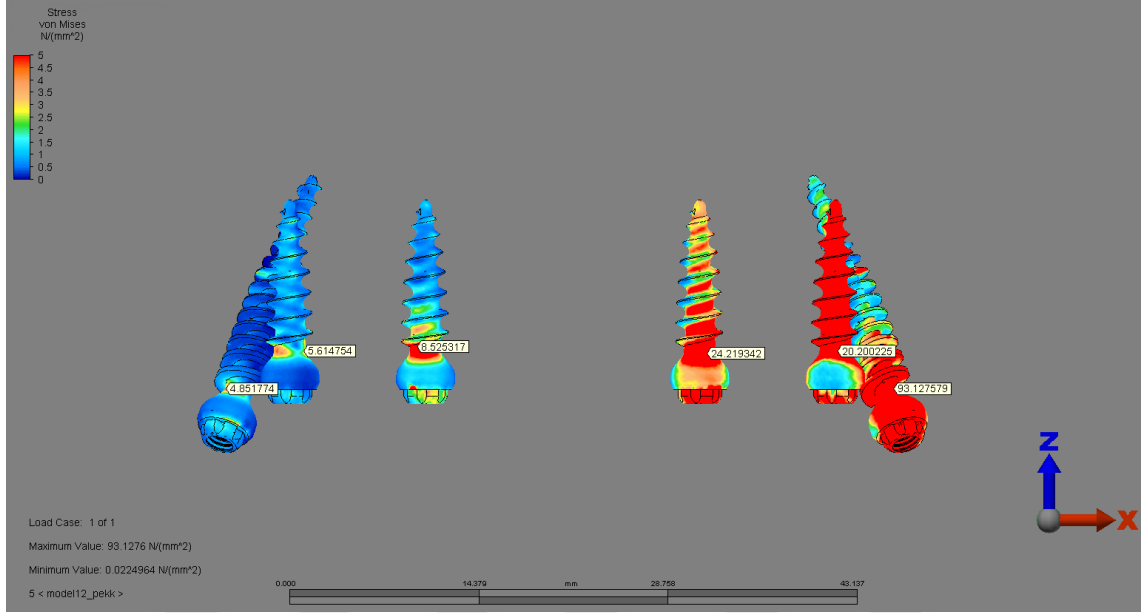
şekil 3.35. Model 11 implantlar (Ti altyapđ, 4.5mm 70° Tasarım)



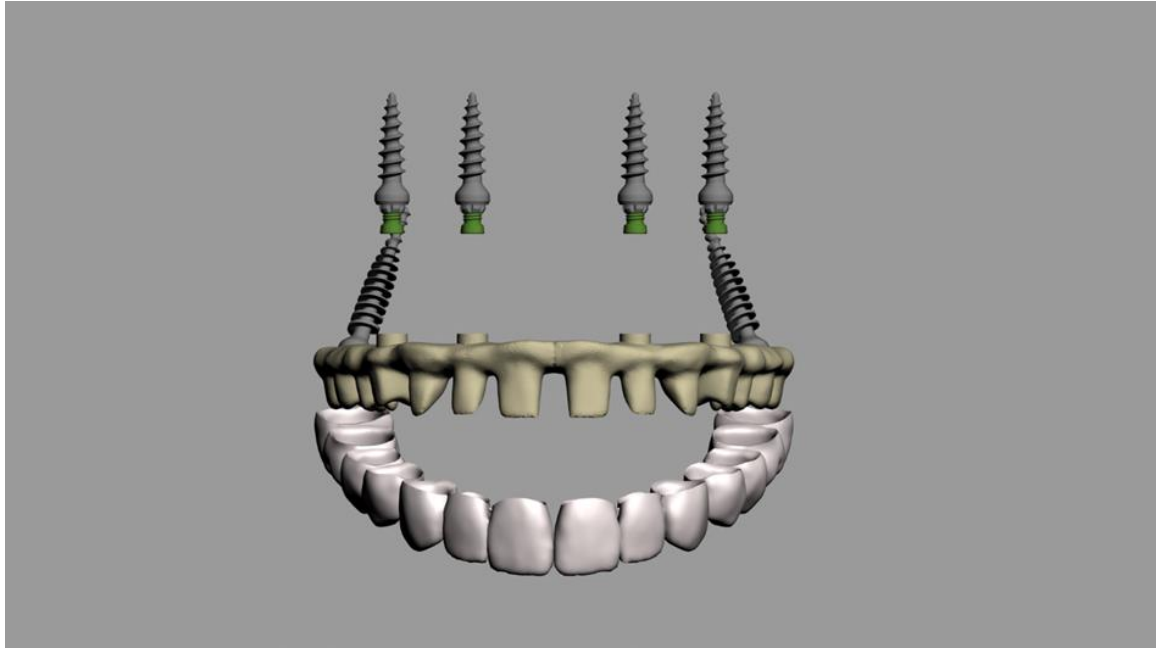
şekil 3.36. Model 11 (Ti altyapđ, 4.5mm 70° Tasarım)

Model 12

17-27 numaralı dişlerin distalinde tüber bölgesine 4.5 mm x 20.0 mm 70° açı ile pterygoid implantlar yerleştirildi. Protetik altyapı PEKK, üstyapı monolitik zirkon şeklinde tasarlandı (Şekil 3.37, 3.38).



Şekil 3.37. Model 12 implantlar (PEKK altyapı, 4.5mm 70° Tasarım)



Şekil 3.38. Model 12 (PEKK altyapı, 4.5mm 70° Tasarım)

4. BULGULAR

4.1. Altyapı Materyallerinde İzlenen von Mises Stres Bulguları

Altyapı materyallerinde von Mises Stres dağılımının detaylı değerlendirilebilmesi amacıyla 0 – 1 MPa aralığında bir değerlendirme ölçeği ile renklendirildi. 0–1 MPa arası değerlendirme ölçeği her 0.1 MPa aralığında farklı renk ile gösterilmektedir. Von Mises Stres değerleri maviden kırmızıya doğru daha yüksek değerleri göstermektedir. 0.9 MPa'dan yüksek izlenen von Mises değerlerinde tüm alanlar kırmızı renk ile ifade edilmektedir.

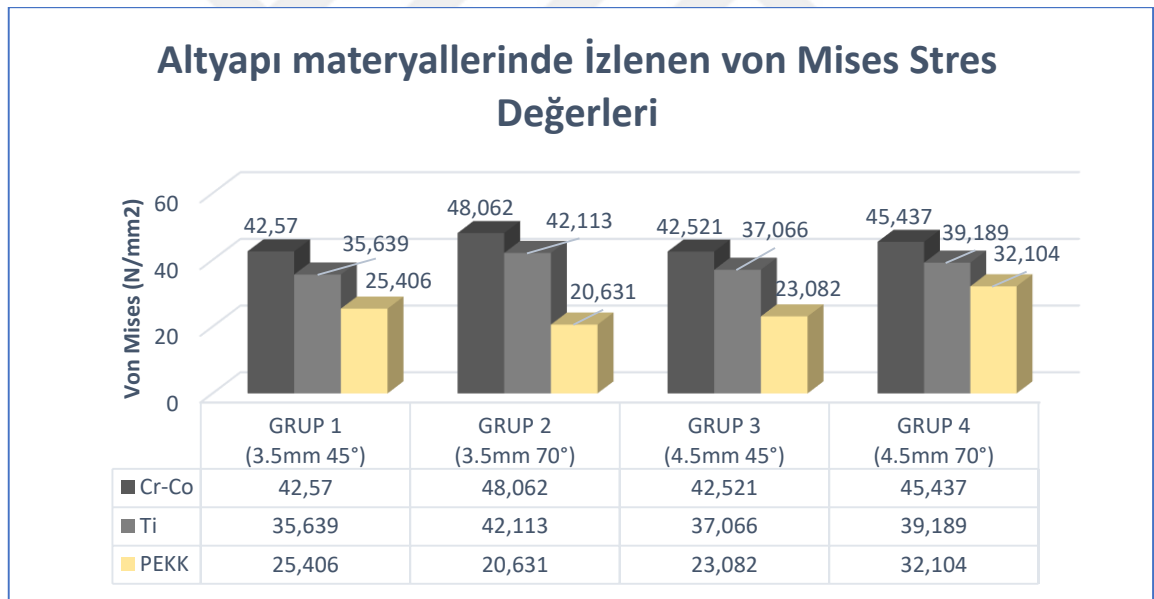
Stres yoğunluğu izlenen 27 nolu diş bölgesinde multi-ünitler ile altyapının birleşim yerindeki en yüksek von Mises değerinin izlendiği noktadan değer alındı.

Altyapı materyallerinde 22, 24 ve 27 numaralı diş bölgelerine karşılık gelen alanlarda daha yoğun von Mises stresleri izlendi. Tüm modellerde en yoğun stres 27 nolu diş bölgesinde ve pterygoid implanta uzanan bar üzerinde gerçekleşti.

Altyapı materyallerinde sırasıyla bu noktalardan alınan değerlere göre altyapı materyallerinde izlenen von Mises stresleri tüm gruplarda Cr-Co > Ti > PEKK şeklinde izlendi. Değer alınan noktalarda izlenen von Mises Stres değerleri Tablo 4.1 ile verilmiştir. Değerlendirilen tüm modellerde von Mises Stres değerleri PEKK altyapılı modelde diğer modellere göre daha düşük değerlerde (20.631 MPa) izlendi (Şekil 4.1).

Tablo 4.1. Altyapı materyallerinde izlenen von Mises stres değerleri

Modeler	No	22 Numara	24 Numara	27 Numara
Grup I – Cr-Co	1	7.936 MPa	23.507 MPa	42.570 MPa
Grup I – Ti	2	7.933 MPa	22.445 MPa	35.639 MPa
Grup I – PEKK	3	3.3853 MPa	18.689 MPa	25.406 MPa
Grup II – Cr-Co	4	8.127 MPa	7.289 MPa	48.062 MPa
Grup II – Ti	5	7.289 MPa	23.473 MPa	42.113 MPa
Grup II – PEKK	6	4.317 MPa	20.631 MPa	19.760 MPa
Grup III – Cr-Co	7	7.911 MPa	20.792 MPa	42.521 MPa
Grup III – Ti	8	37.066 MPa	20.132 MPa	37.066 MPa
Grup III – PEKK	9	1.695 MPa	9.349 MPa	23.082 MPa
Grup IV – Cr-Co	10	7.654 MPa	22.461 MPa	45.437 MPa
Grup IV – Ti	11	7.483 MPa	23.806 MPa	39.189 MPa
Grup IV – PEKK	12	4.284 MPa	20.761 MPa	32.104 MPa



Şekil 4.1. Altyapı materyallerinde izlenen von Mises stres değerleri

GRUP 1 (3.5mm 45°) MODEL 1-2-3 (Cr-Co – Ti – PEKK)

Grup 1 Model 1 (Cr-Co altyapı, 3.5mm 45°):

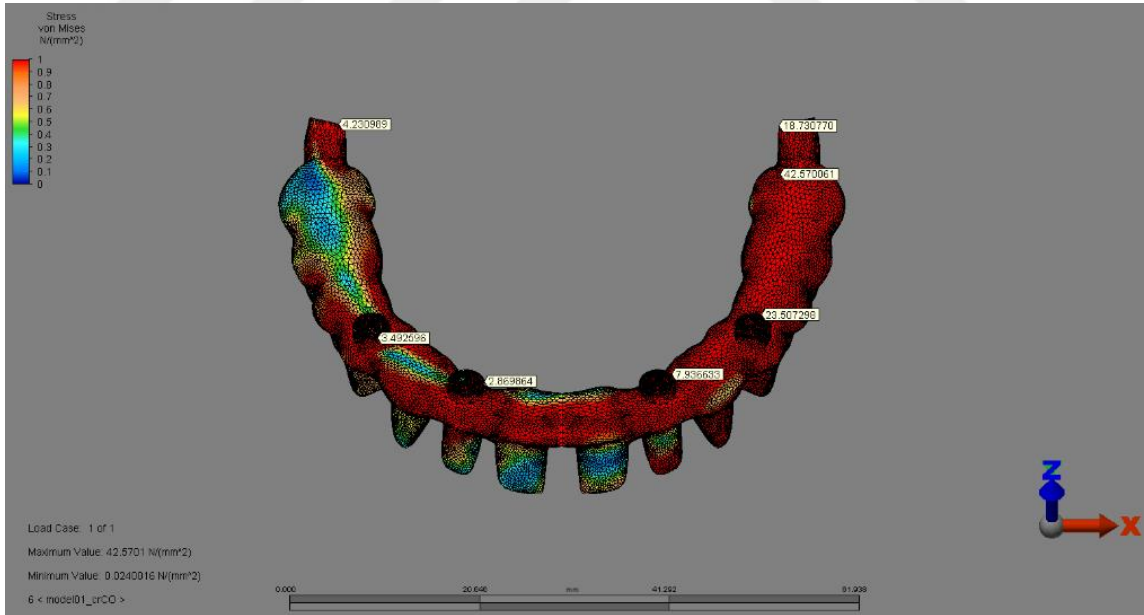
Model 1’de altyapıda oluşan von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek von Mises değerleri yüklemenin yapıldığı sol tarafta izlendi. Sol taraftaki altyapıda oluşan en yüksek von Mises değeri 27 nolu diş bölgesinde 42.570 MPa’ dır (Şekil 4.2).

Grup 1 Model 2 (Ti altyapı, 3.5mm 45°):

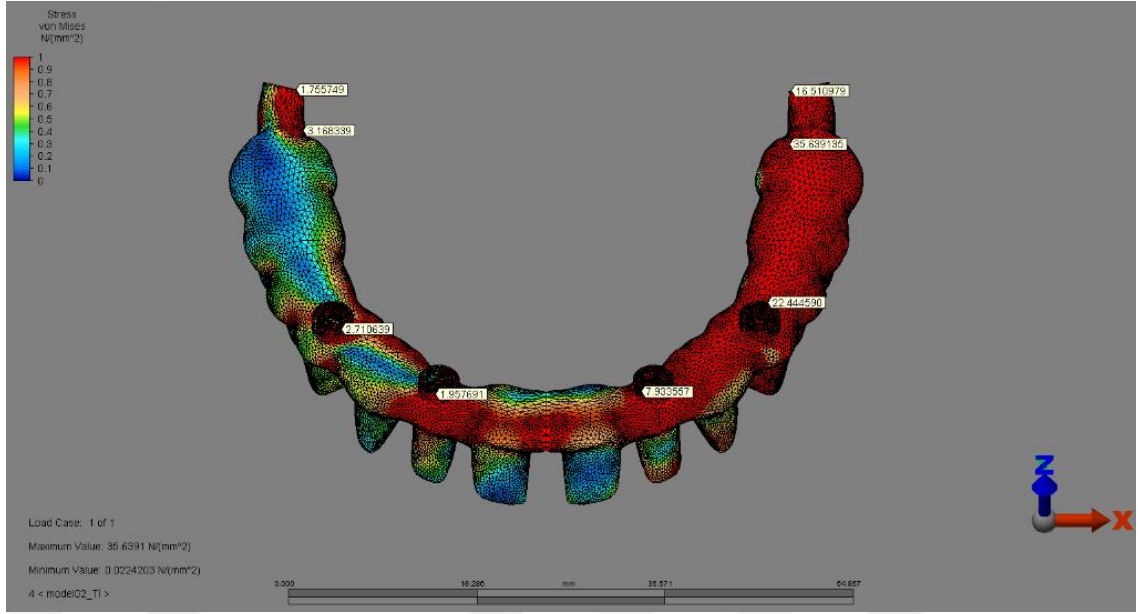
Model 2’de altyapıda oluşan von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek von Mises değerleri yüklemenin yapıldığı sol tarafta izlendi. Sol taraftaki altyapıda oluşan en yüksek von Mises değeri 27 nolu diş bölgesinde 35.639 MPa’ dır (Şekil 4.3).

Grup 1 Model 3 (PEKK altyapı, 3.5mm 45°):

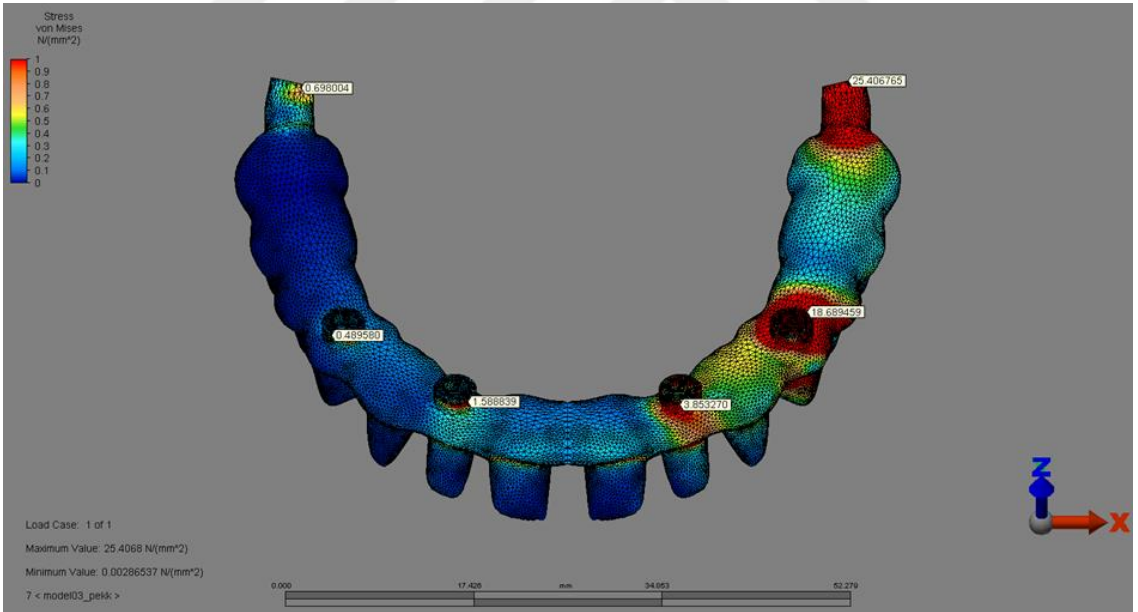
Model 3’te altyapıda oluşan von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek von Mises değerleri yüklemenin yapıldığı sol tarafta izlendi. Sol taraftaki altyapıda oluşan en yüksek von Mises değeri 27 nolu diş bölgesinde 25.406 MPa’ dır (Şekil 4.4).



Şekil 4.2. Model 1 Cr-Co altyapıda izlenen von Mises stresleri



Şekil 4.3. Model 2 Ti altyapıda izlenen von Mises stresleri



Şekil 4.4. Model 3 PEKK altyapıda izlenen von Mises stresleri

GRUP 2 (3.5mm 70°) MODEL 4-5-6 (Cr-Co – Ti – PEKK)

Grup 2 Model 4 (Cr-Co altyapı, 3.5mm 70°):

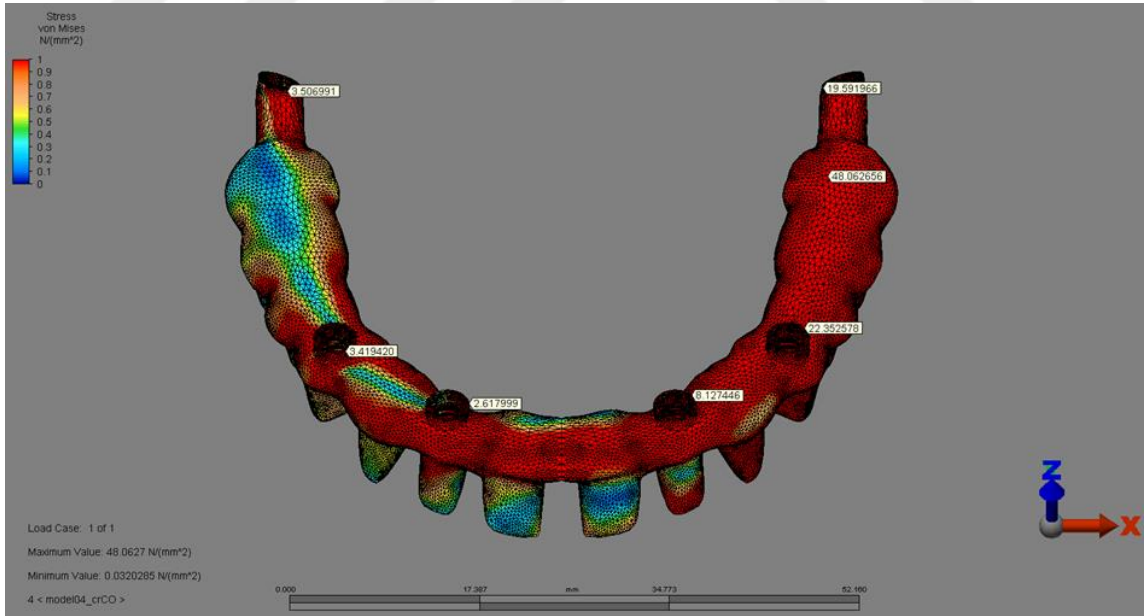
Model 4’de altyapıda oluşan von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek von Mises değerleri yüklemenin yapıldığı sol tarafta izlendi. Sol taraftaki altyapıda oluşan en yüksek von Mises değeri 27 nolu diş bölgesinde 48.062 MPa’ dır (Şekil 4.5).

Grup 2 Model 5 (Ti altyapı, 3.5mm 70°):

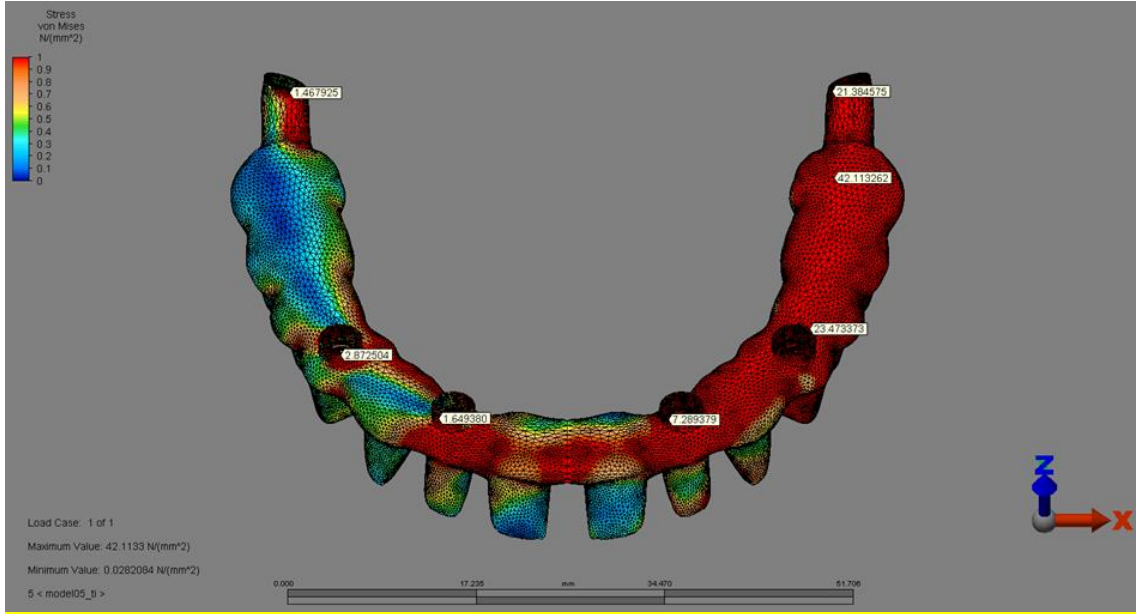
Model 5’de altyapıda oluşan von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek von Mises değerleri yüklemenin yapıldığı sol tarafta olarak izlendi. Sol taraftaki altyapıda oluşan en yüksek von Mises değeri 27 nolu diş bölgesinde 42.113 MPa’ dır (Şekil 4.6).

Grup 2 Model 6 (PEKK altyapı, 3.5mm 70°):

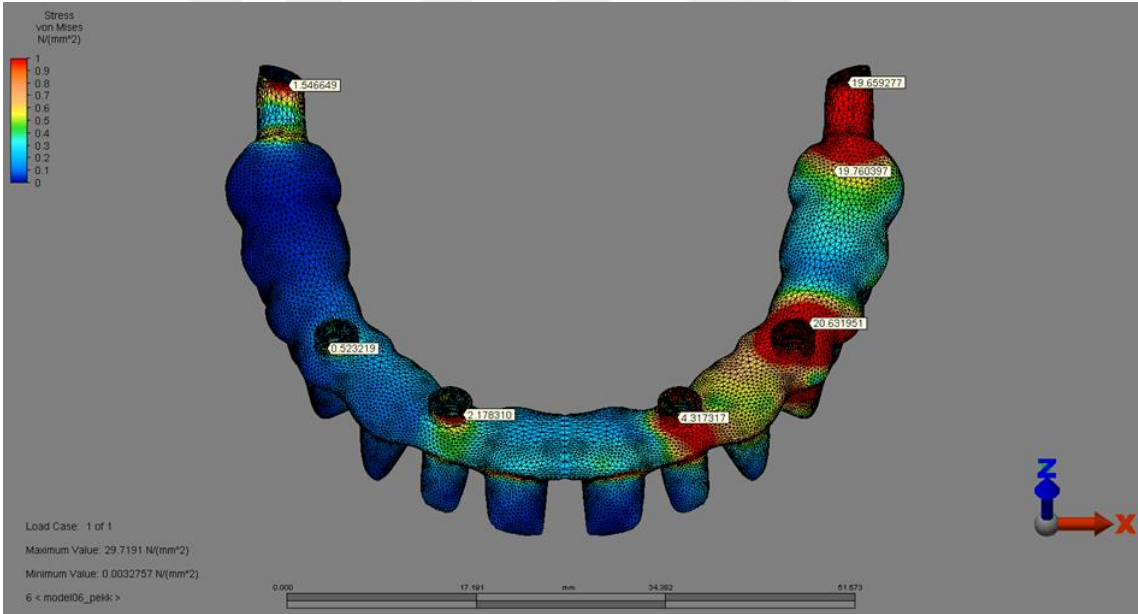
Model 6’da altyapıda oluşan von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek von Mises değerleri yüklemenin yapıldığı sol tarafta izlendi. Sol taraftaki altyapıda oluşan en yüksek von Mises değeri 27 nolu diş bölgesinde 19.760 MPa’ dır (Şekil 4.7).



Şekil 4.5. Model 4 Cr-Co altyapıda izlenen von Mises stresleri



Şekil 4.6. Model 5 Ti altyapıda izlenen von Mises stresleri



Şekil 4.7. Model 6 PEKK altyapıda izlenen von Mises stresleri

GRUP 3 (4.5mm 45°) MODEL 7-8-9 (Cr-Co – Ti – PEKK)

Grup 3 Model 7 (Cr-Co altyapı, 4.5mm 45°):

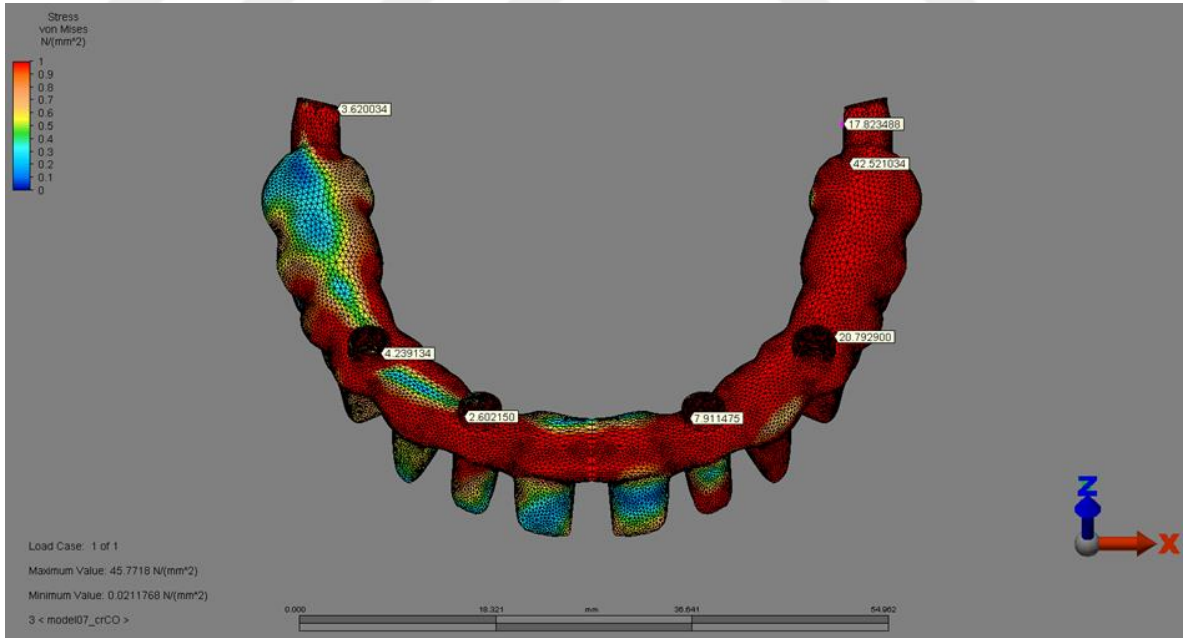
Model 7’de altyapıda oluşan von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek von Mises değerleri yüklemenin yapıldığı sol tarafta izlendi. Sol taraftaki altyapıda oluşan en yüksek von Mises değeri 27 nolu diş bölgesinde 42.521 MPa’ dır (Şekil 4.8).

Grup 3 Model 8 (Ti altyapı, 4.5mm 45°):

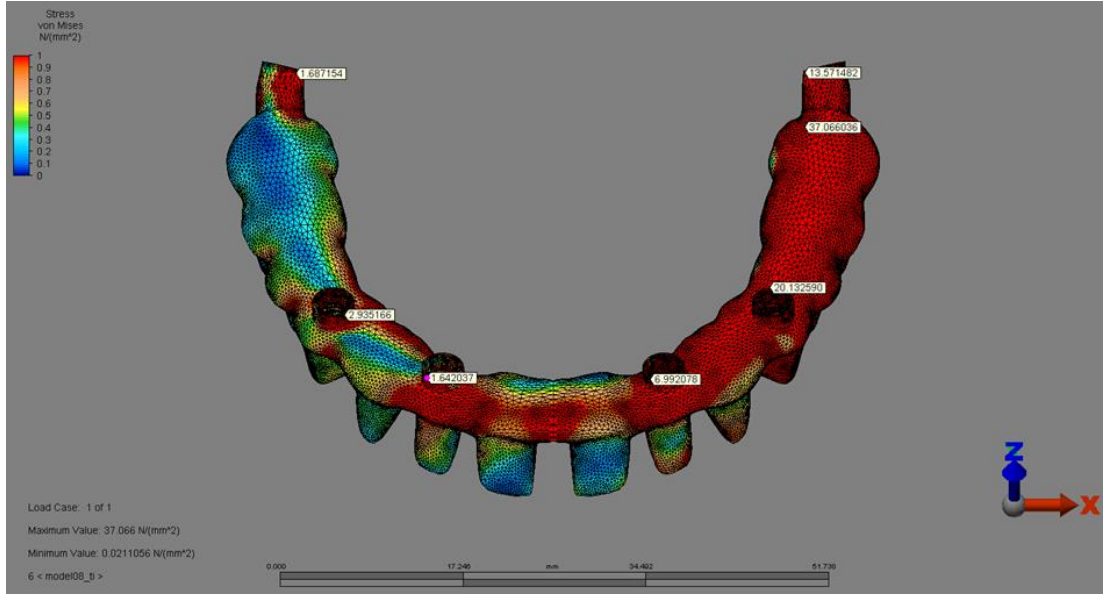
Model 8’de altyapıda oluşan von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek von Mises değerleri yüklemenin yapıldığı sol tarafta izlendi. Sol taraftaki altyapıda oluşan en yüksek von Mises değeri 27 nolu diş bölgesinde 37.066 MPa’ dır (Şekil 4.9).

Grup 3 Model 9 (PEKK altyapı, 4.5mm 45°):

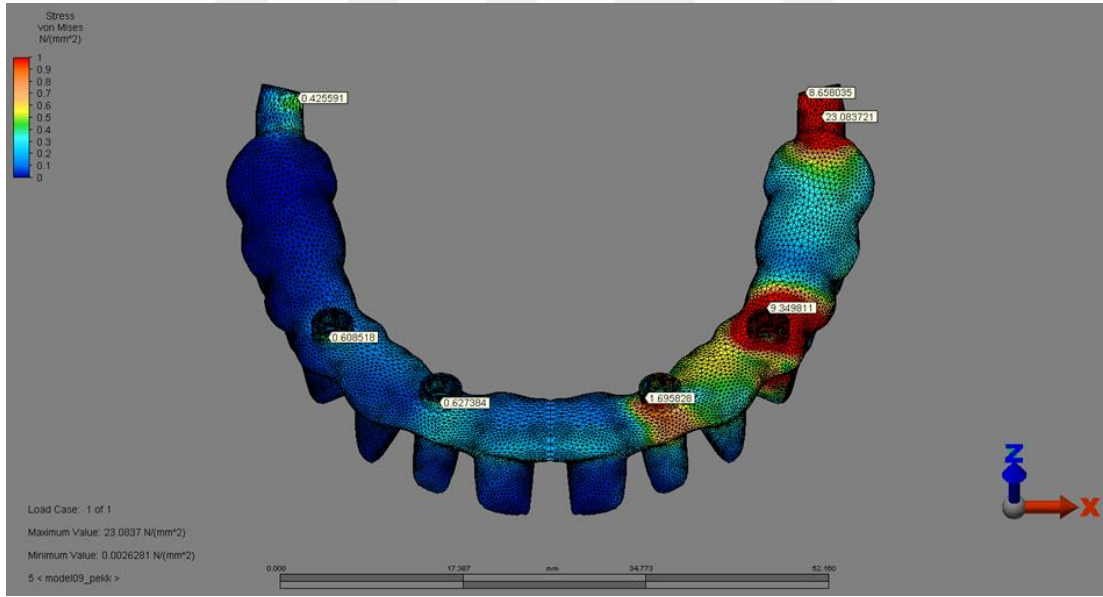
Model 9’da altyapıda oluşan von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek von Mises değerleri yüklemenin yapıldığı sol tarafta izlendi. Sol taraftaki altyapıda oluşan en yüksek von Mises değeri 27 nolu diş bölgesinde 23.082 MPa’ dır (Şekil 4.10).



Şekil 4.8. Model 7 Cr-Co altyapıda izlenen von Mises stresleri



Şekil 4.9. Model 8 Ti altyapıda izlenen von Mises stresleri



Şekil 4.10. Model 9 PEKK altyapıda izlenen von Mises stresleri

GRUP 4 (4.5mm 70°) MODEL 10-11-12 (Cr-Co – Ti – PEKK)

Grup 4 Model 10 (Cr-Co altyapı, 4.5mm 70°):

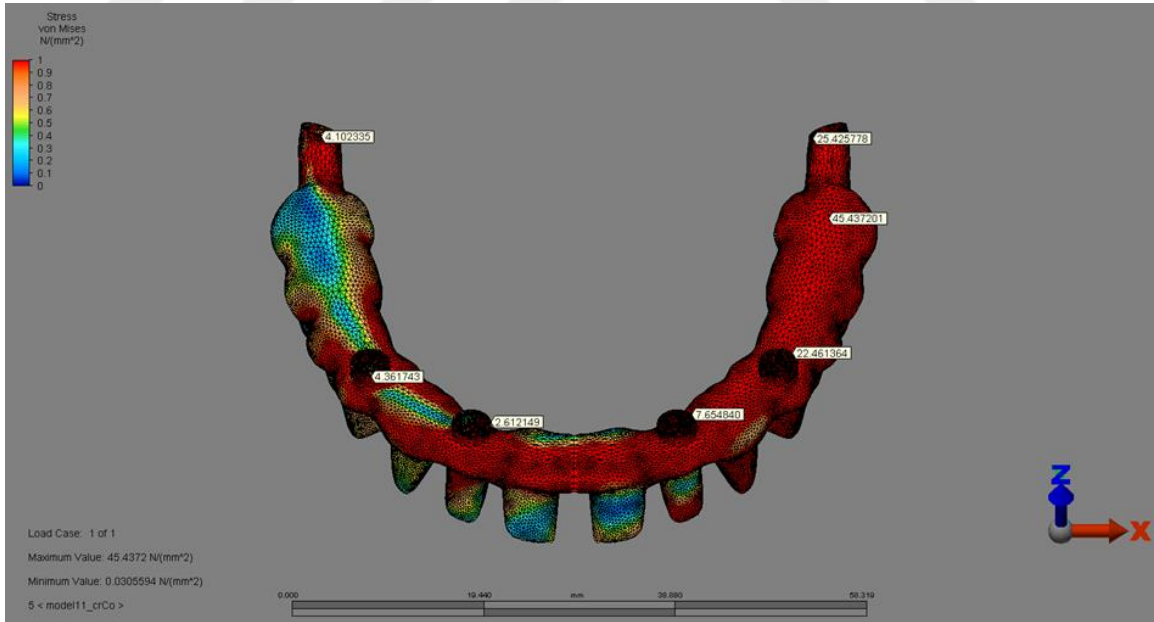
Model 10’da altyapıda oluşan von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek von Mises değerleri yüklemenin yapıldığı sol tarafta izlendi. Sol taraftaki altyapıda oluşan en yüksek von Mises değeri 27 nolu diş bölgesinde 48.062 MPa’ dır (Şekil 4.11).

Grup 4 Model 11 (Ti altyapı, 4.5mm 70°):

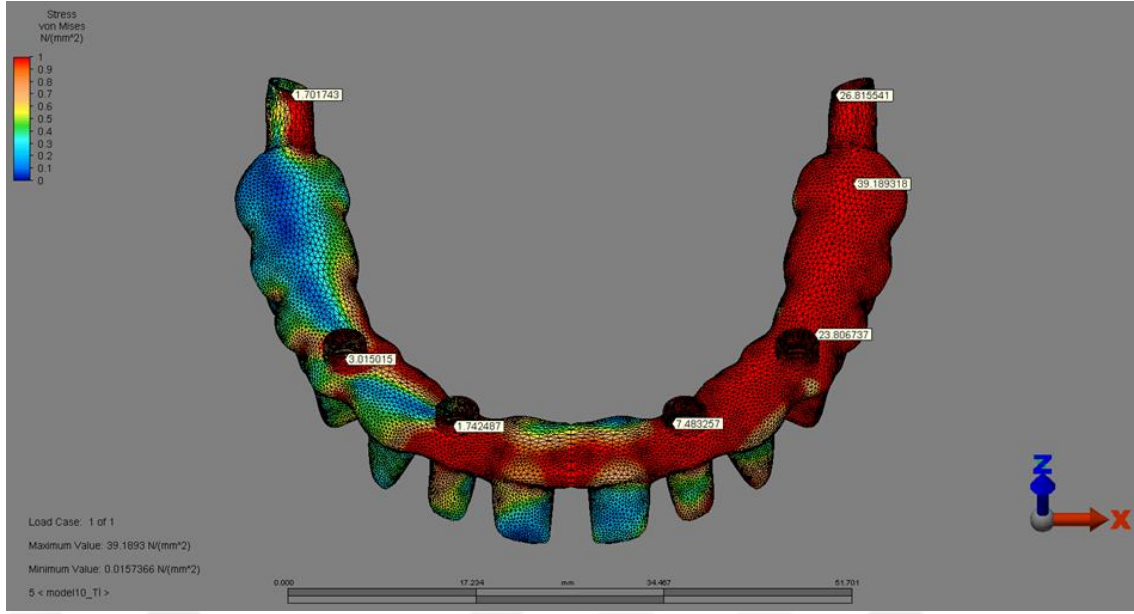
Model 11’de altyapıda oluşan von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek von Mises değerleri yüklemenin yapıldığı sol tarafta izlendi. Sol taraftaki altyapıda oluşan en yüksek von Mises değeri 27 nolu diş bölgesinde 42.113 MPa’ dır (Şekil 4.12).

Grup 4 Model 12 (PEKK altyapı, 4.5mm 70°):

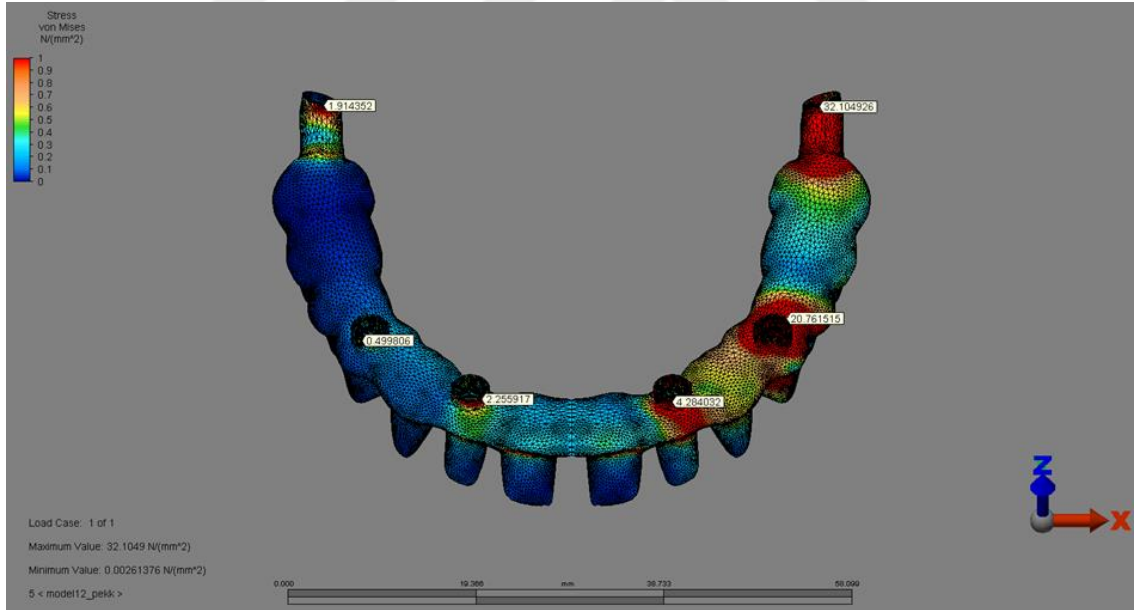
Model 3’te altyapıda oluşan von Mises stresleri incelendiğinde en yüksek von Mises değerleri yüklemenin yapıldığı sol tarafta izlendi. Sol taraftaki altyapıda oluşan en yüksek von Mises değeri 27 nolu diş bölgesinde 19.760 MPa’ dır (Şekil 4.13).



Şekil 4.11. Model 10 Cr-Co altyapıda izlenen von Mises stresleri



Şekil 4.12. Model 11 Ti altyapıda izlenen von Mises stresleri



Şekil 4.13. Model 12 PEKK altyapıda izlenen von Mises stresleri

4.2. Multi-ünit Vidalarında İzlenen von Mises Stres Bulguları

Multi-ünit vidalarında izlenen von Mises Stres dağılımının daha detaylı olarak değerlendirilebilmesi amacıyla 0 – 3 MPa aralığında bir değerlendirme ölçeği ile renklendirildi. 0 – 3 MPa aralığındaki değerlendirme ölçeği her 0.3 MPa aralığında farklı

renk ile ifade edilmektedir. Von Mises Stres değerleri maviden kırmızıya doğru daha yüksek değerleri göstermektedir. 2.7 MPa'dan daha yüksek von Mises değerlerinin izlendiği tüm alanlar kırmızı renk ile ifade edilmektedir.

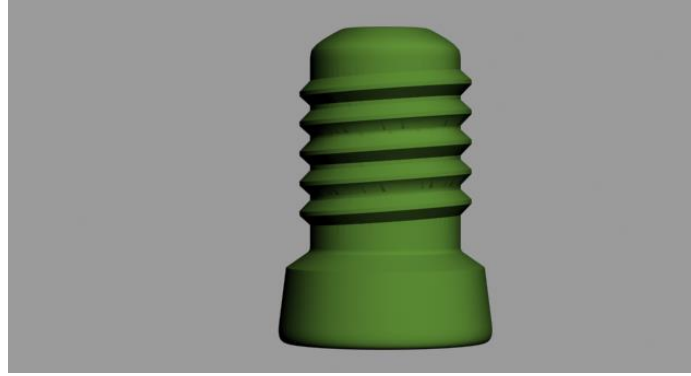
İncelenen tüm modellerde yüklemenin gerçekleştirildiği tarafta yer alan multi-ünit vidalarında von Mises değerleri daha yüksek olarak izlendi. Multi ünit vidaların standart multi-ünit vidalarına göre daha büyük çaptadır (Şekil 4.14). Multi-ünit vidalarında en yüksek von Mises değerinin izlendiği noktalardan değer alındı. Bu noktalardan alınan değerlere göre PEKK altyapılı modellerde yer alan multi-ünit vidalarında daha yüksek von Mises değerleri izlenirken, Cr-Co ile Ti altyapılı modellerde yer alan multi-ünit vidalarında izlenen von Mises değerleri arasında farklılık izlenmedi (Şekil 4.15 - 4.39) Multi-ünit vidalarında en yüksek stres değerleri PEKK modellerde, en küçük stres değerleri Cr-Co modellerde şeklinde izlendi.

Vidalarda stres dağılımı vidanın boyun bölgesinde yoğunlaşmakta ve tüm modellerde en yüksek von Mises stres değeri kuvvetin uygulandığı sol üst çenedeki 24 numaralı diş soketine yerleştirilen implant vidasında izlendi.

Von Mises stres değerleri multi-ünitle ile temasta oldukları yüzeylerde ve vida boyun kısımlarında yoğunlaşıp vida uç kısmına doğru azalan tarzda izlendi. Bütün modellerde yüklemenin yapıldığı tarafta stresler $24 > 27(\text{pterygoid}) > 22$ şeklinde izlendi. Pterygoid implanttaki vidada boyun bölgesinden apekse doğru azalarak vida yüzeyine yayılım izlendi. 22 numaralı implantta ise stresler vidanın 24 tarafına bakan yüzeyinde yoğunlaşma gösterdi.

Sağ üst tarafta ise von Mises stresleri $\text{pterygoid} < 14 < 12$ şeklinde izlendi ve değerler genel olarak karşıt tarafa göre 6-7 kat daha düşüktü. PEKK model 9'da en az stres değeri sağ pterygoid implanttaki vidada 0.693 MPa olarak, en yüksek stres değeri

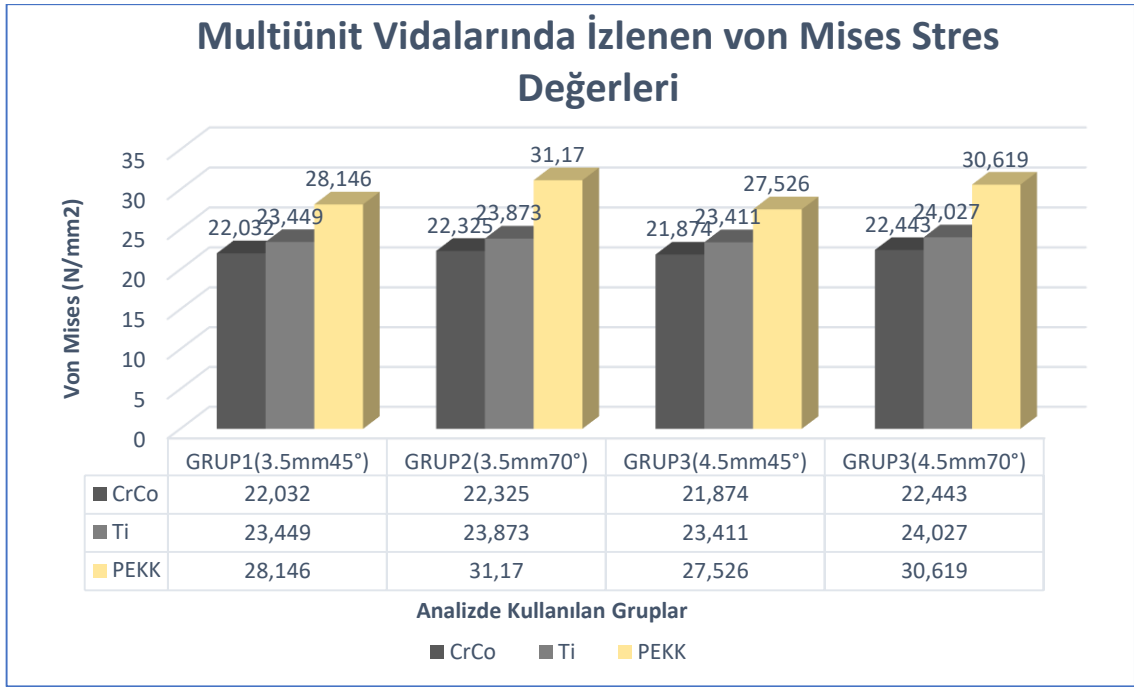
sol üstte model 6 PEKK’te 31.170 MPa olarak izlendi. Değer alınan noktalarda izlenen von Mises stres değerleri Tablo 4.2 ile verilmiştir.



Şekil 4.14. Multi-ünit vidası

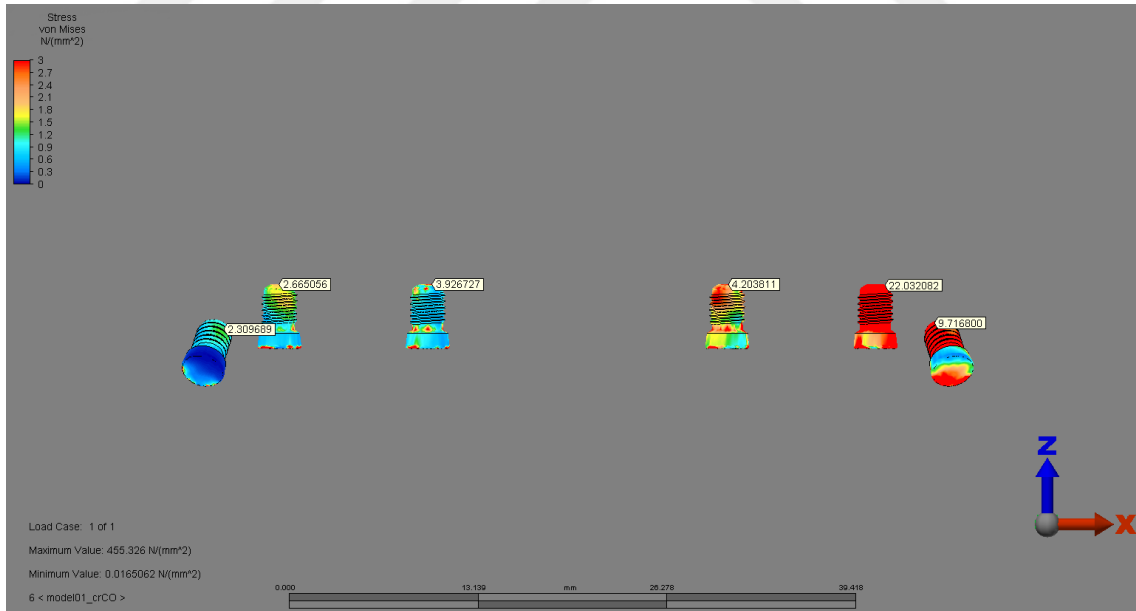
Tablo 4.2. Multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stres değerleri

	Grup I – Cr-Co	Grup I – Ti	Grup I – PEKK
17 Sağ Pterygoid	2.309 MPa	1.962 MPa	0.941 MPa
14 Numara	2.665 MPa	2.505 MPa	1.836 MPa
12 Numara	3.926 MPa	6.179 MPa	4.525 MPa
22 Numara	4.203 MPa	4.636 MPa	7.512 MPa
24 Numara	22.032 MPa	23.449 MPa	28.146 MPa
27 Sol Pterygoid	9.716 MPa	11.841 MPa	20.151 MPa
	Grup II – Cr-Co	Grup II – Ti	Grup II – PEKK
17 Sağ Pterygoid	1.565 MPa	1.370 MPa	1.055 MPa
14 Numara	2.754 MPa	2.535 MPa	2.136 MPa
12 Numara	3.900 MPa	3.867 MPa	4.709 MPa
22 Numara	4.082 MPa	4.358 MPa	9.052 MPa
24 Numara	22.325 MPa	23.873 MPa	31.170 MPa
27 Sol Pterygoid	12.187 MPa	14.875 MPa	20.092 MPa
	Grup III – Cr-Co	Grup III – Ti	Grup III – PEKK
17 Sağ Pterygoid	1.081 MPa	0.966 MPa	0.693 MPa
14 Numara	2.636 MPa	2.501 MPa	1.799 MPa
12 Numara	3.908 MPa	3.436 MPa	4.620 MPa
22 Numara	4.199 MPa	4.663 MPa	6.241 MPa
24 Numara	21.874 MPa	23.411 MPa	27.526 MPa
27 Sol Pterygoid	8.759 MPa	10.753 MPa	19.030 MPa
	Grup IV – Cr-Co	Grup IV – Ti	Grup IV – PEKK
17 Sağ Pterygoid	1.398 MPa	1.203 MPa	1.038 MPa
14 Numara	2.780 MPa	2.556 MPa	2.362 MPa
12 Numara	3.950 MPa	6.059 MPa	4.760 MPa
22 Numara	3.890 MPa	8.524 MPa	8.819 MPa
24 Numara	22.443 MPa	24.027 MPa	30.619 MPa
27 Sol Pterygoid	10.516 MPa	12.810 MPa	17.684 MPa

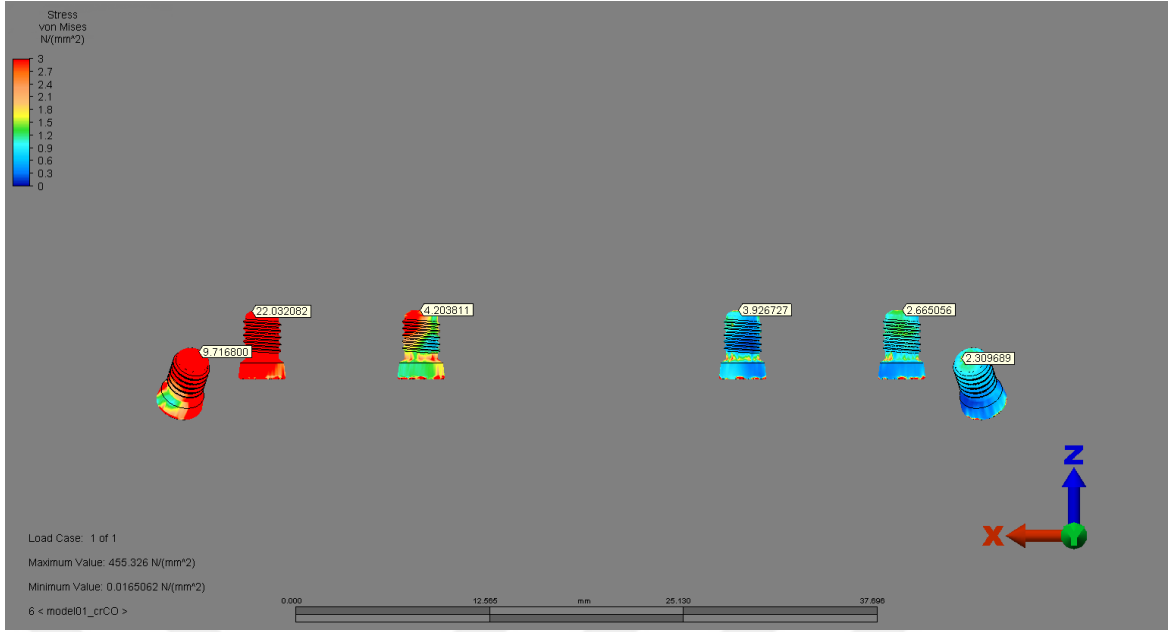


Şekil 4.15. Multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stres değerleri

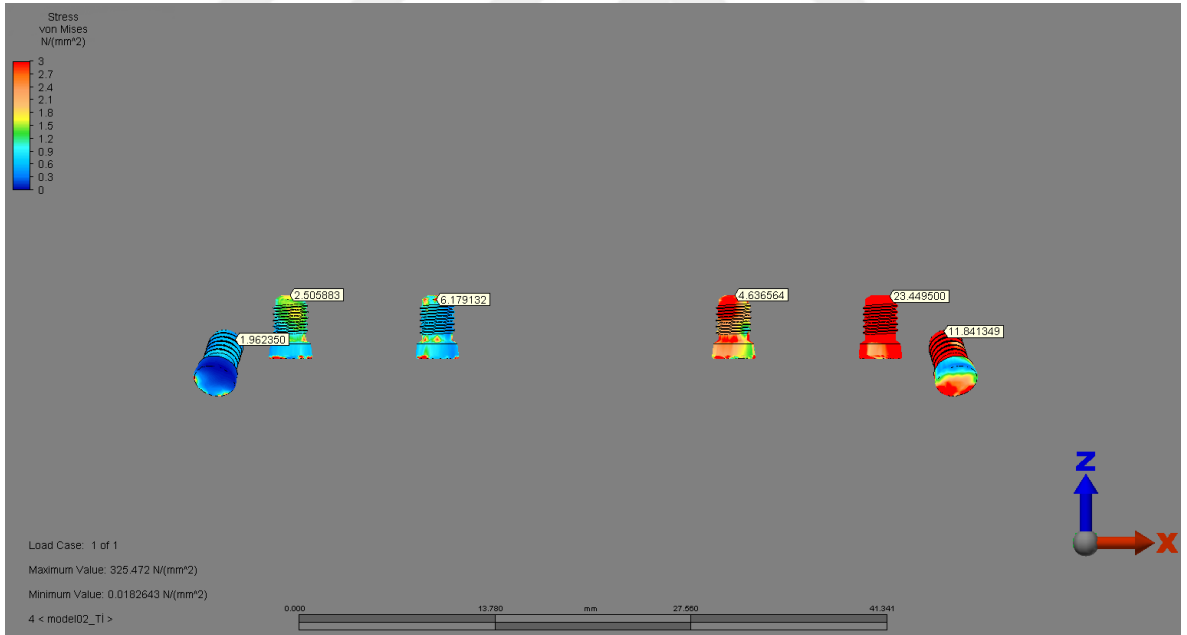
GRUP I MODEL 1-2-3 (Cr-Co – Ti – PEKK) 3.5mm 45°



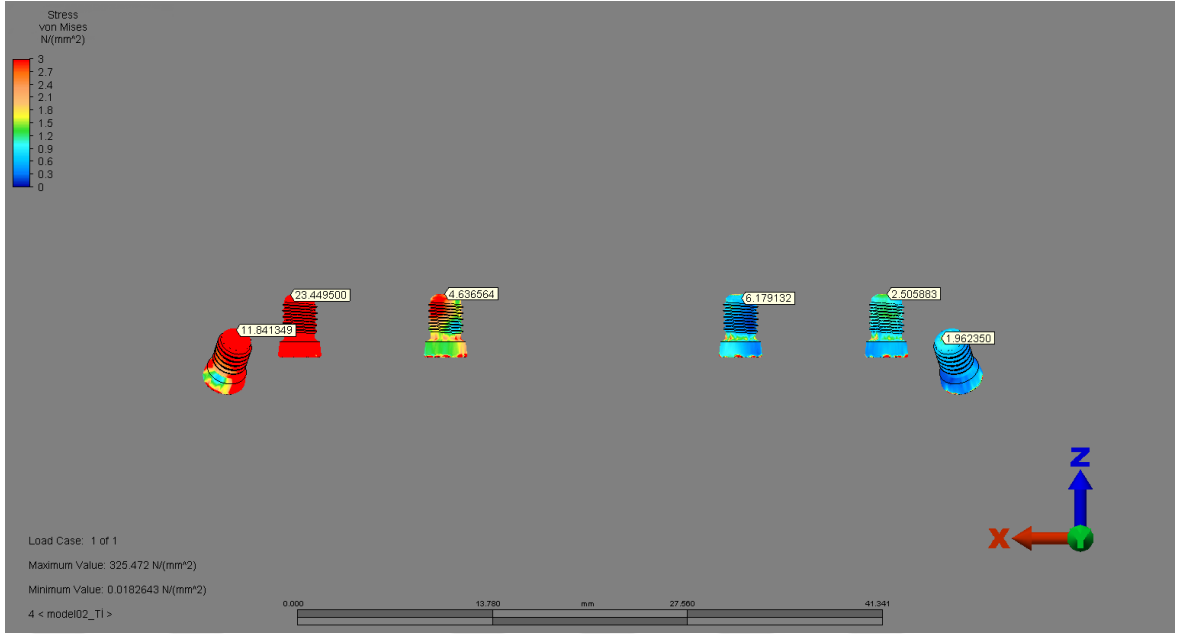
Şekil 4.16. Model 1 Cr-Co; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm



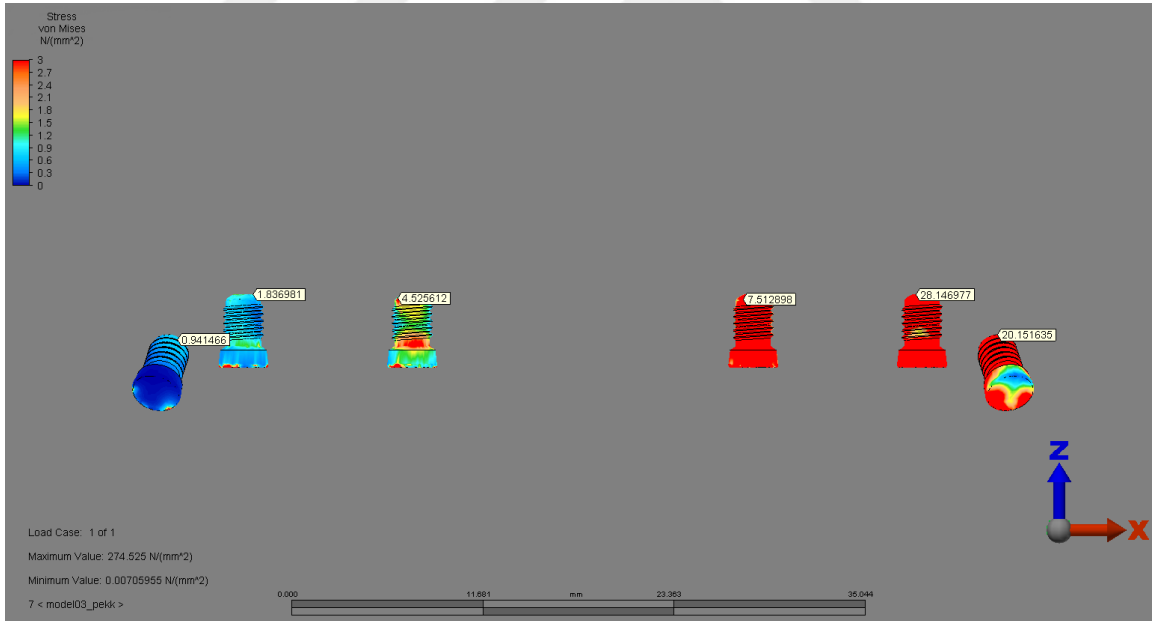
Şekil 4.17. Model 1 Cr-Co; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm



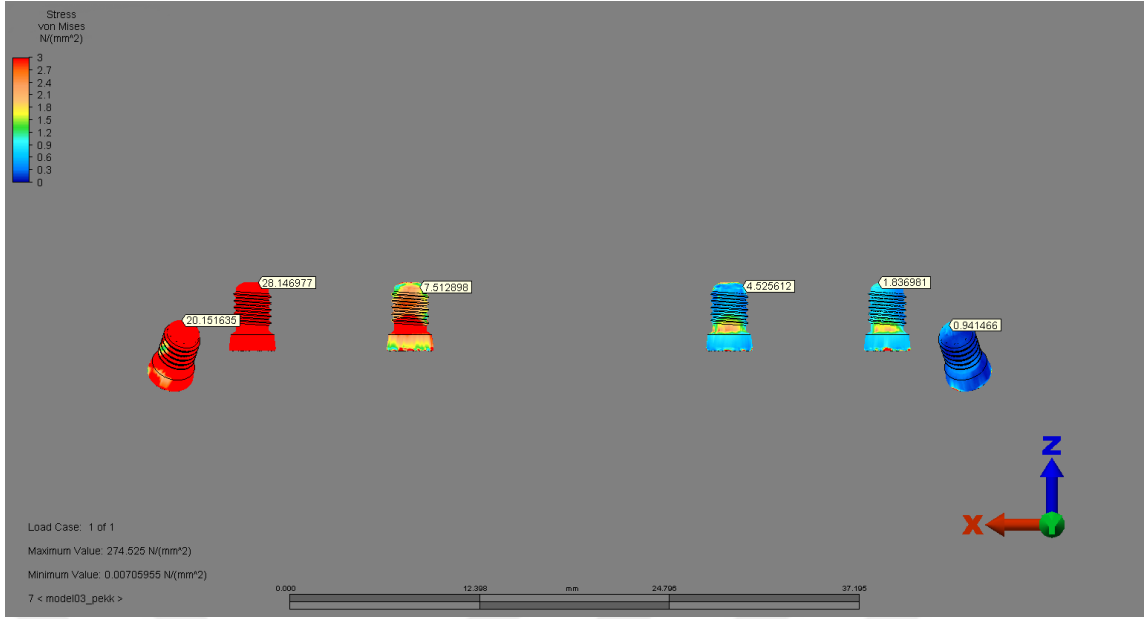
Şekil 4.18. Model 2 Ti; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm



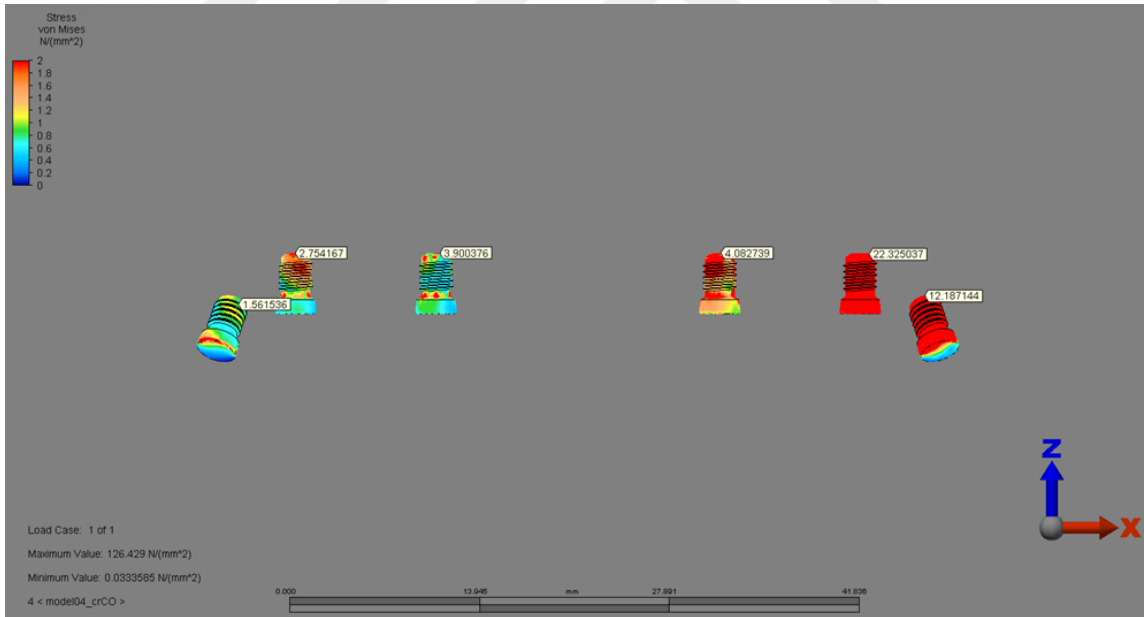
Şekil 4.19. Model 2 Ti; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm



Şekil 4.20. Model 3 PEKK; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm

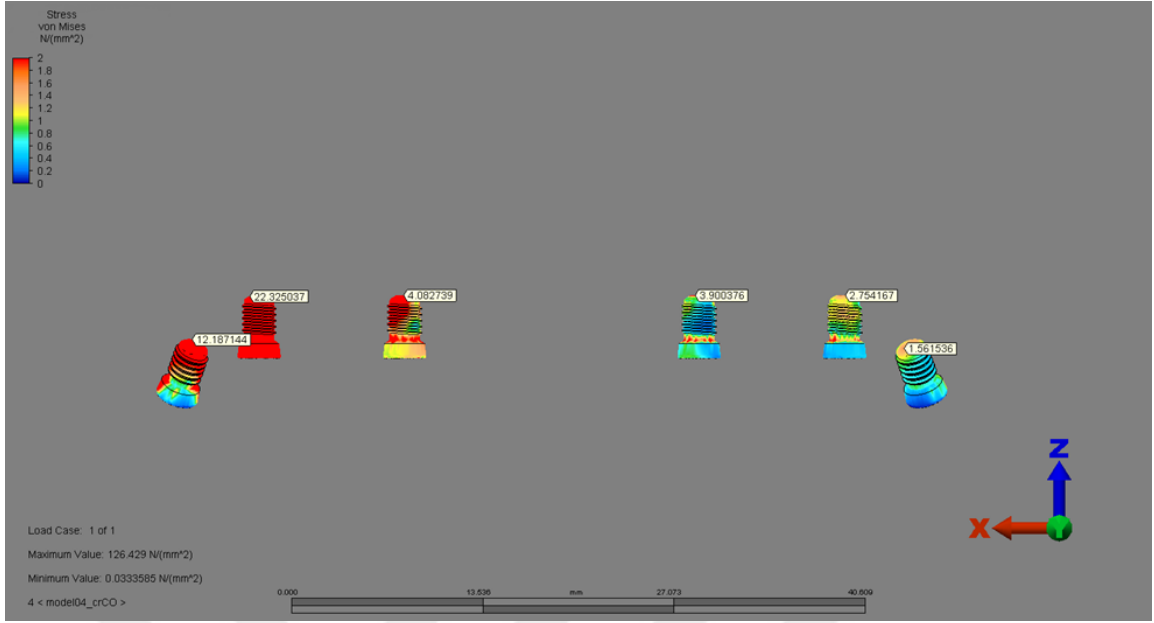


Şekil 4.21. Model 3 PEKK; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm

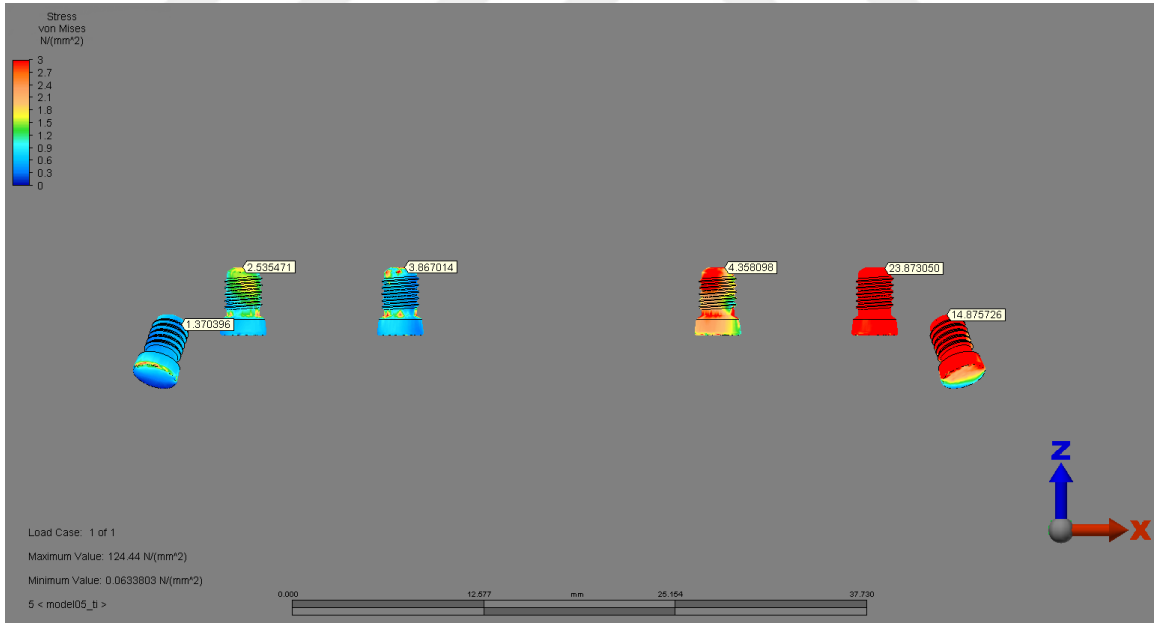


Şekil 4.22. Model 4 Cr-Co; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm

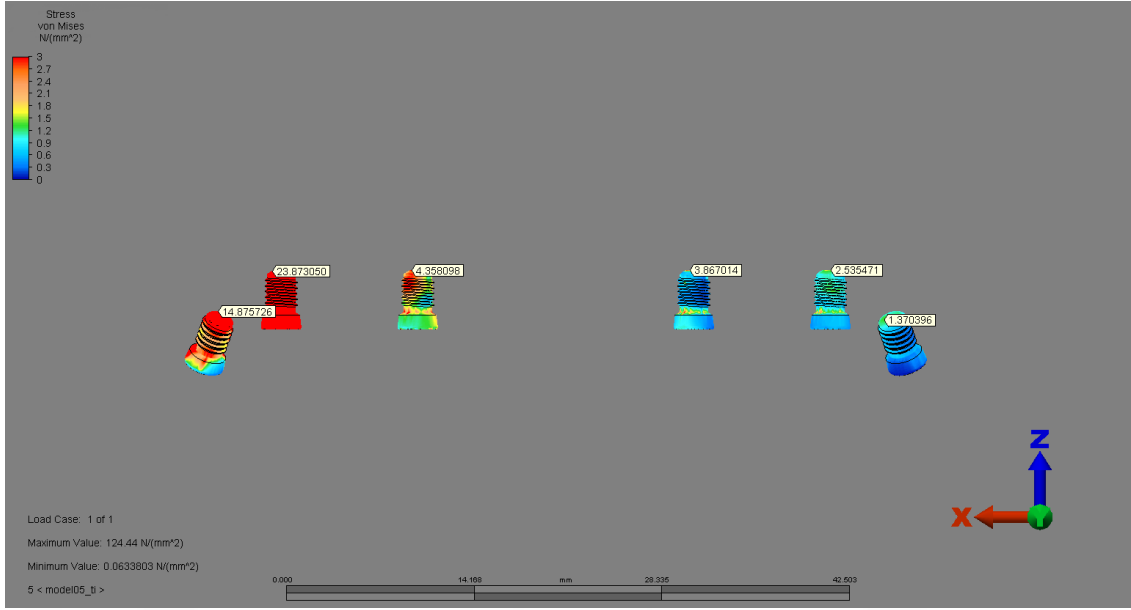
GRUP II MODEL 4-5-6 (Cr-Co – Ti – PEKK) 3.5mm 70°



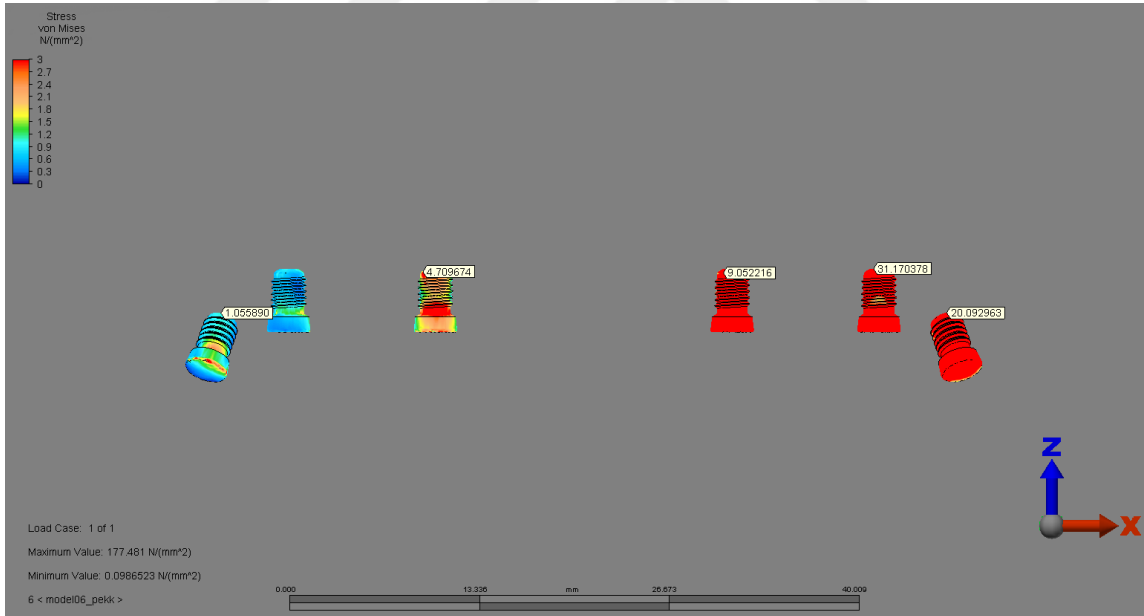
Şekil 4.23. Model 4 Cr-Co; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm



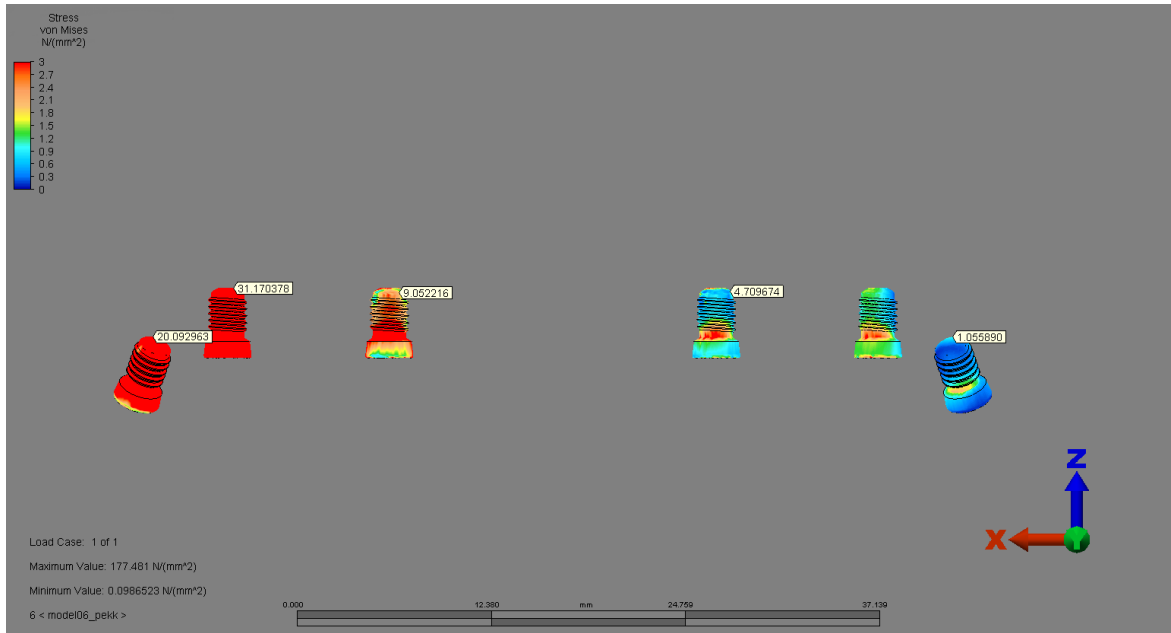
Şekil 4.24. Model 5 Ti; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm



Şekil 4.25. Model 5 Ti; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm

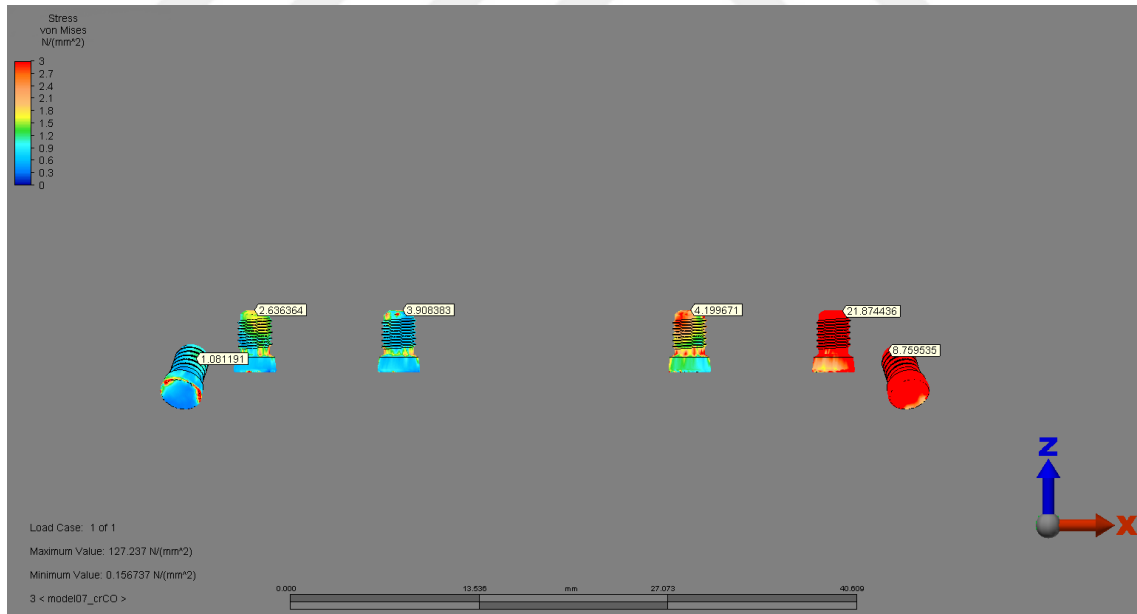


Şekil 4.26. Model 6 PEKK; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm

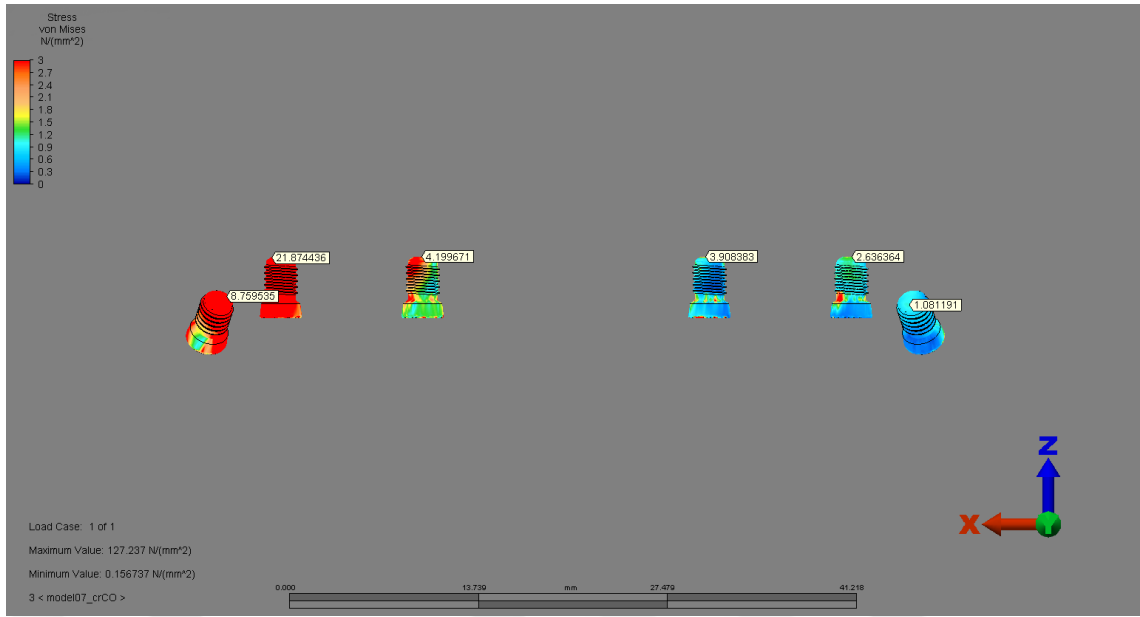


Şekil 4.27. Model 6 PEKK; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm

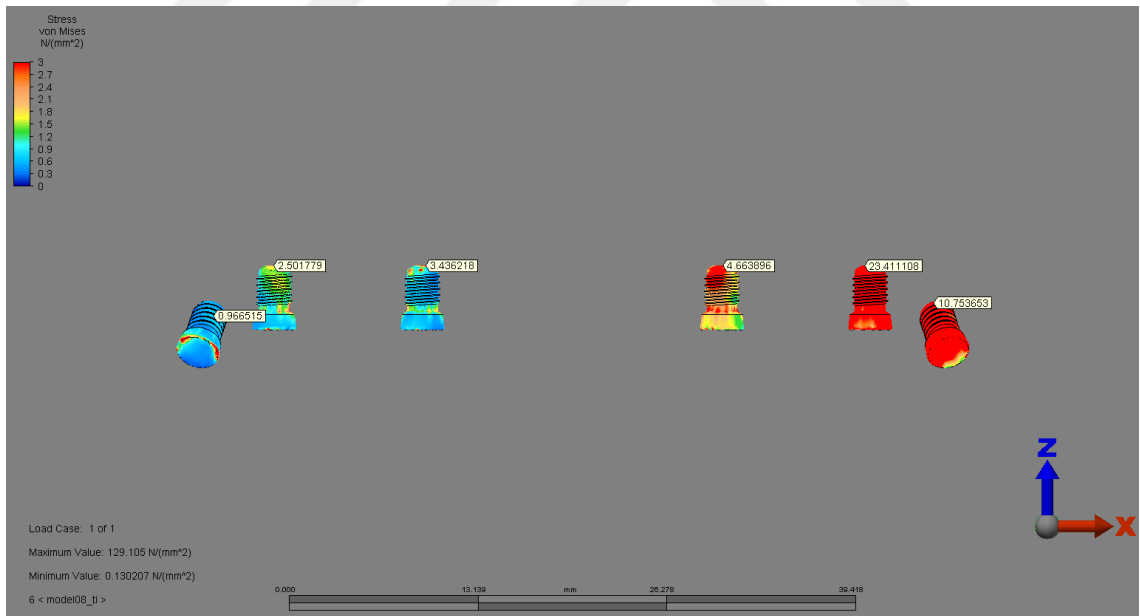
GRUP III MODEL 7-8-9 (Cr-Co – Ti – PEKK) 4.5mm 45°



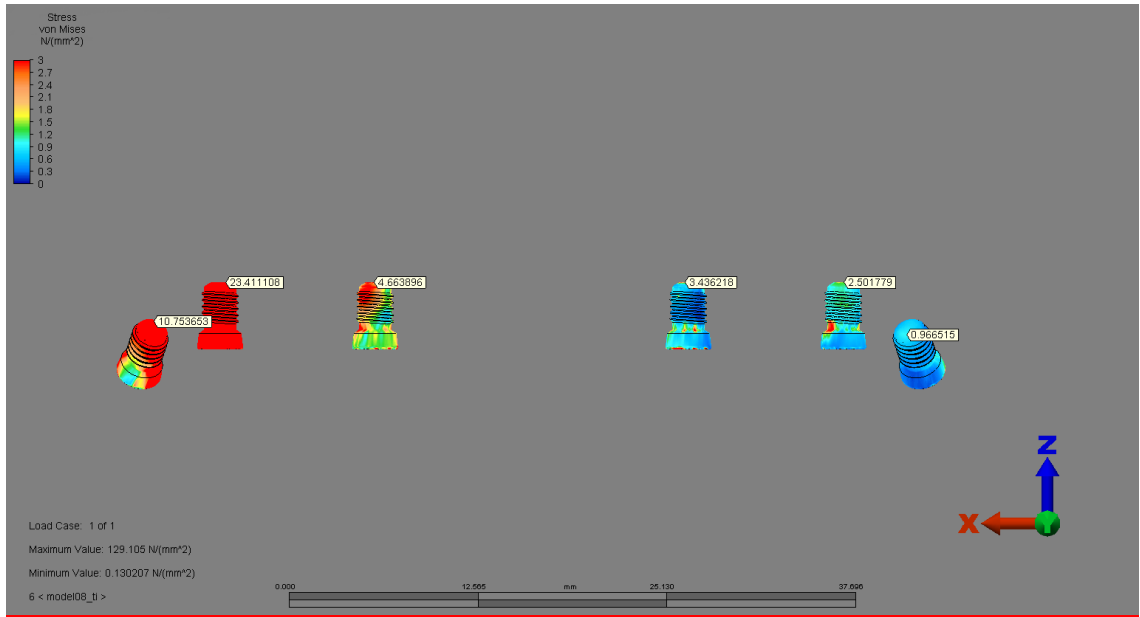
Şekil 4.28. Model 7 Cr-Co; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm



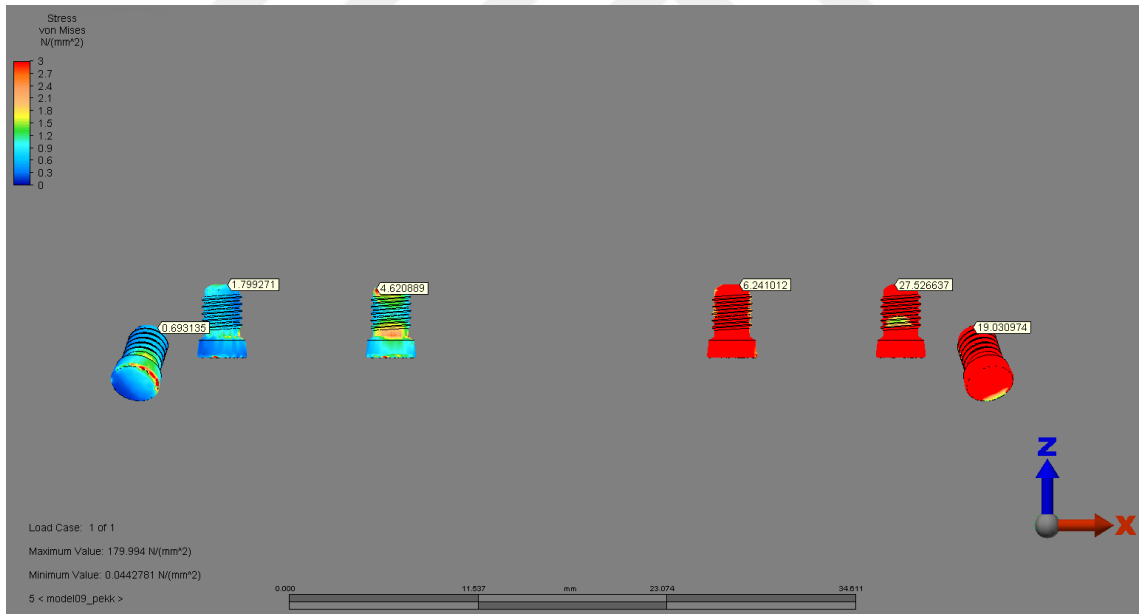
Şekil 4.29. Model 7 Cr-Co; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm



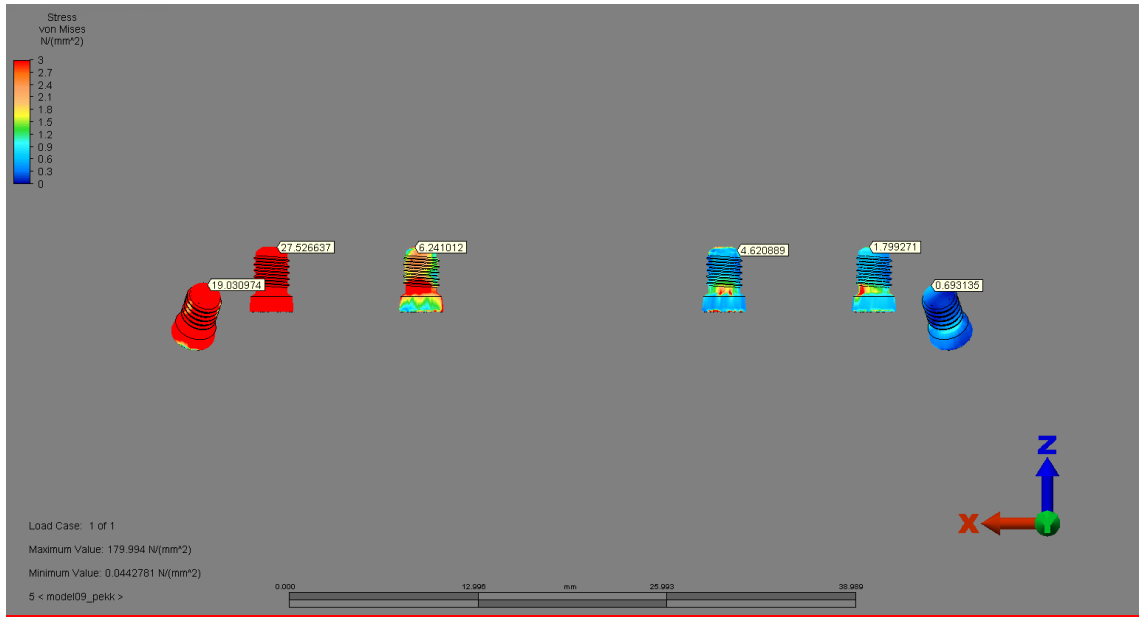
Şekil 4.30. Model 8 Ti; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm



Şekil 4.31. Model 8 Ti; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm

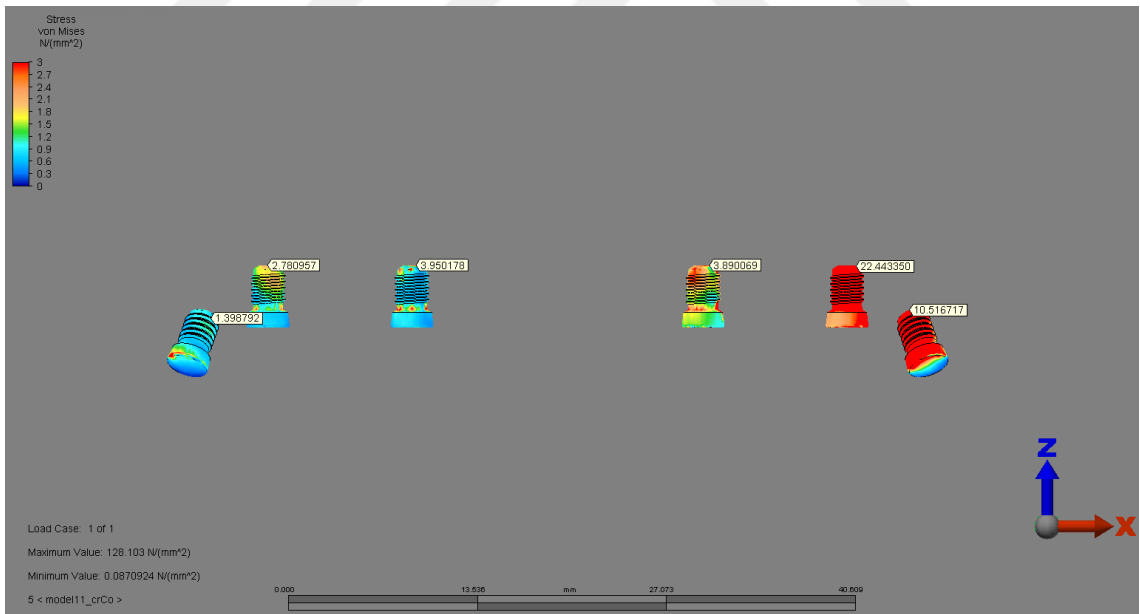


Şekil 4.32. Model 9 PEKK; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm

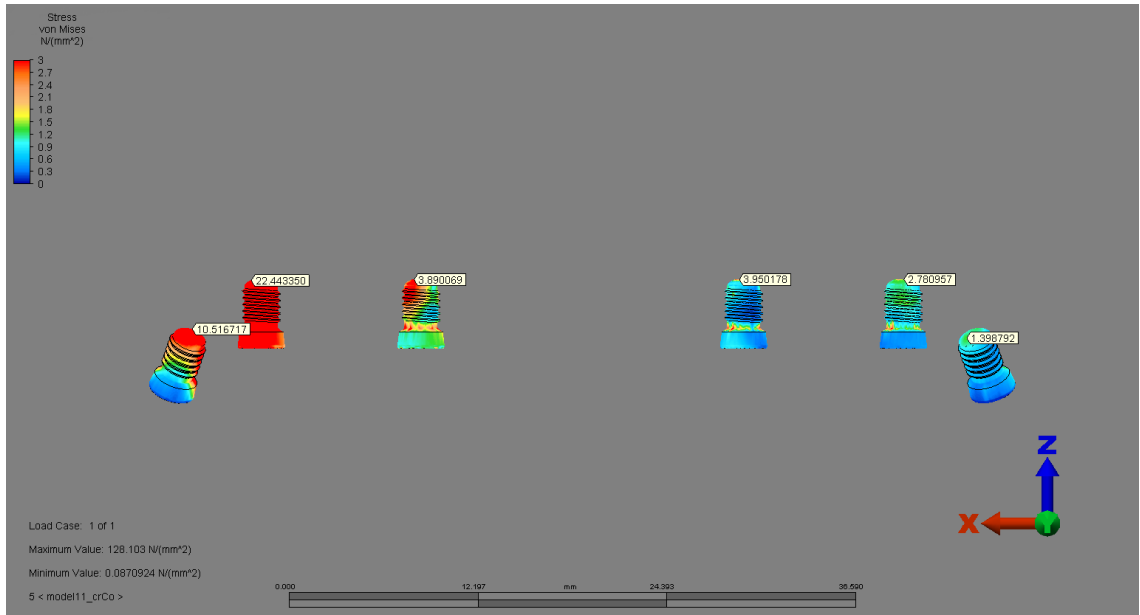


Şekil 4.33. Model 9 PEKK; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm

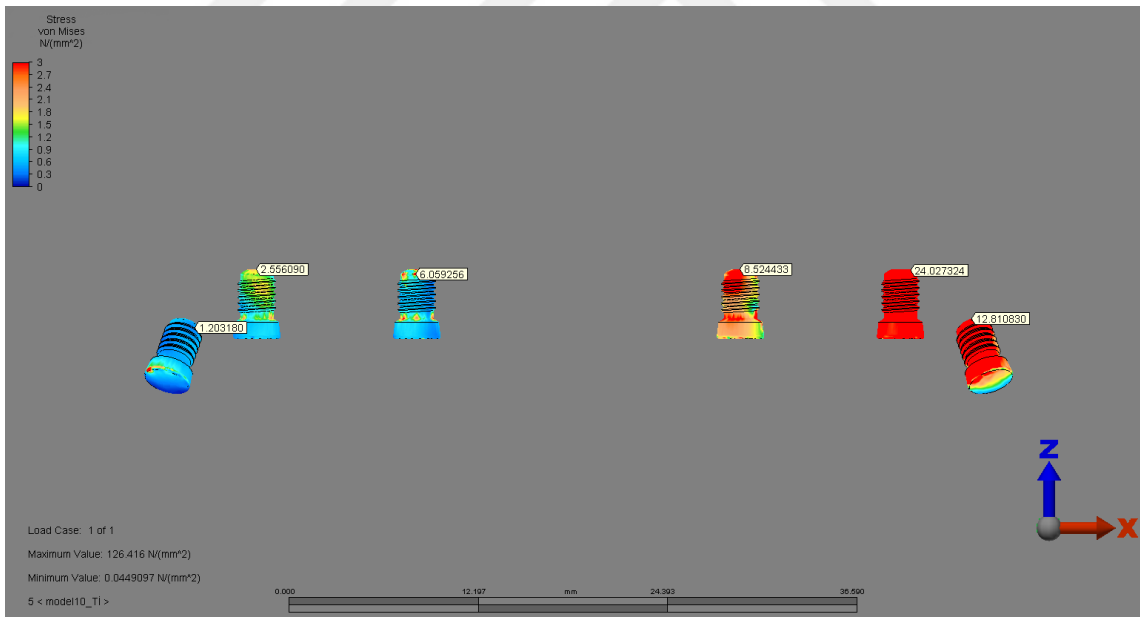
GRUP IV MODEL 10-11-12 (Cr-Co – Ti – PEKK) 4.5mm 70°



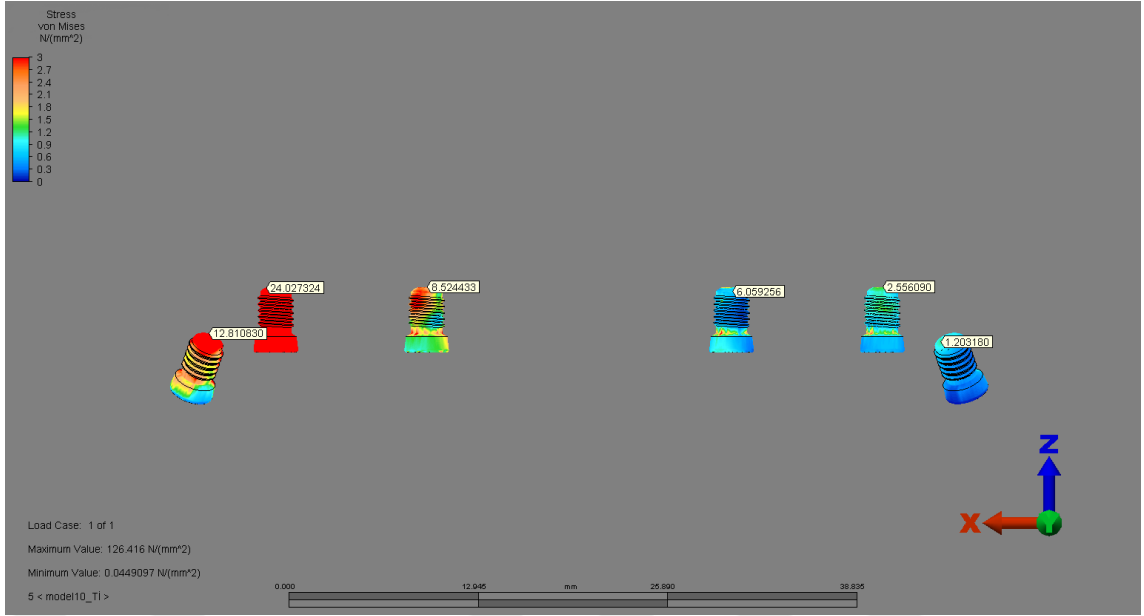
Şekil 4.34. Model 10 Cr-Co; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm



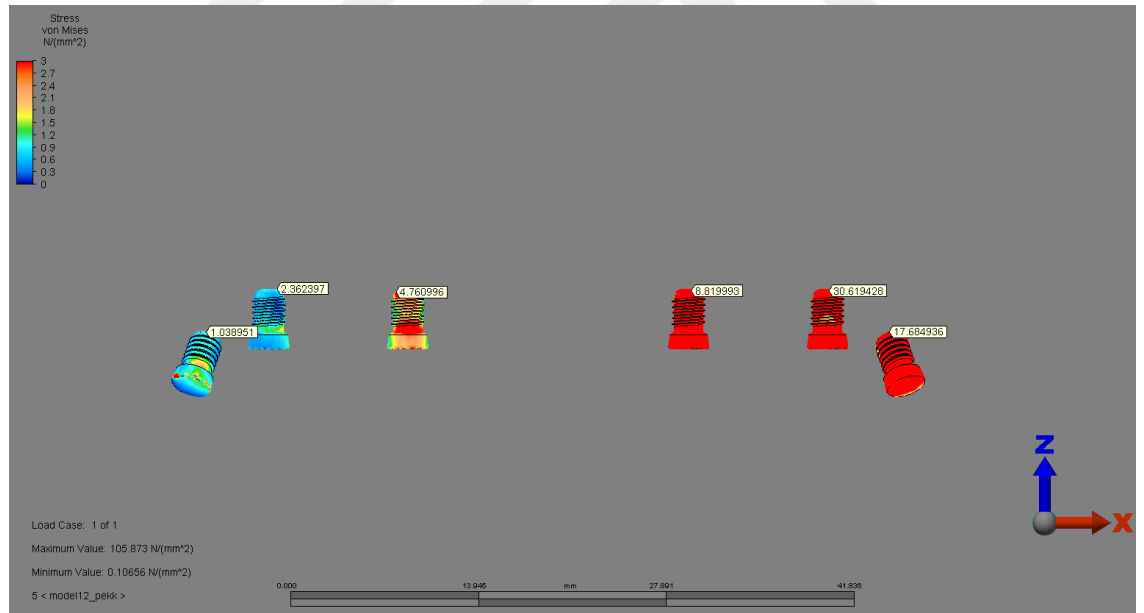
Şekil 4.35. Model 10 Cr-Co; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm



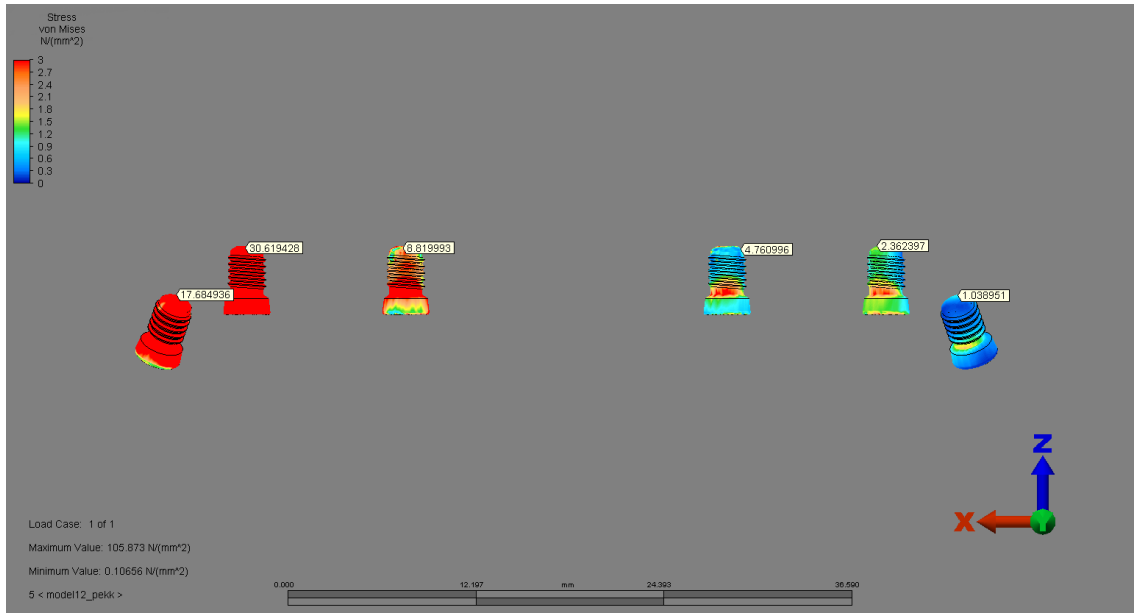
Şekil 4.36. Model 11 Ti; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm



Şekil 4.37. Model 11 Ti; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm



Şekil 4.38. Model 12 PEKK; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri ön görünüm



Şekil 4.39. Model 12 PEKK; multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri arka görünüm

4.3. Dental İmplantlarda İzlenen von Mises Stres Bulguları

Dental implantlarda izlenen von Mises Stres dağılımının daha detaylı olarak değerlendirilebilmesi amacıyla 0 – 5 MPa aralığında bir değerlendirme ölçeği ile renklendirildi. 0 – 5 MPa genişliğindeki değerlendirme ölçeği her 0.5 MPa aralığında farklı renk ile ifade edilmektedir. von Mises Stres değerleri maviden kırmızıya doğru daha yüksek değerleri göstermektedir. 4.5 MPa'dan daha yüksek von Mises değerlerinin izlendiği tüm alanlar kırmızı renk ile ifade edilmektedir.

İncelenen tüm modellerde yüklemenin gerçekleştirildiği tarafta yer alan implantlarda von Mises değerleri daha yüksek olarak izlendi. Değer alınan noktalarda izlenen von Mises Stres değerleri Tablo 4.3 - 4.5 ile verilmiştir.

İmplantlarda en yüksek von Mises Stres değerleri kortikal kemik ile temasta oldukları boyun bölgesinde izlendi (Şekil 4.41 - 4.64). Pterygoid implantta stres dağılımı implantın boyun bölgesinde yoğunlaşmakta ve tüm modellerde en yüksek von Mises Stres değeri kuvvetin uygulandığı sol üst çenedeki pterygoid implantlarda izlendi (tablo

4.4, 4.5). 24 numaralı diş bölgesindeki soketlere yerleştirilen implantlarda stres dağılımı apikale doğru implant yüzeyine dağılmış tarzda izlendi. 22 nolu diş bölgesinde daha az olmak suretiyle sadece boyun bölgesinde yoğunlaşma görüldü. Pterygoid implantta ise boyun bölgesinden apekse doğru azalarak implant yüzeyine yayılmış tarzda izlendi.

Sağ üst tarafta ise PEKK modellerde en az stres pterygoid implantta, diğer modellerde ise en az stres 12 numaralı diş soketine yerleştirilen implantta izlendi.

Tablo 4.3. Gruplara göre dental implantlarda izlenen von Mises stres değerleri

	GRUP1(3.5mm 45°)	GRUP2(3.5mm 70°)	GRUP3(4.5mm 45°)	GRUP4(4.5mm 70°)
Cr-Co	52.726	47.475	55.357	49.642
Ti	64.955	57.739	72.183	62.368
PEKK	108.692	79.997	141.531	93.127

Bu noktalardan alınan değerlere göre özellikle stresin yoğunlaştığı 22, 24 numaraları diş soketlerine yerleştirilen implantlardaki izlenen von Mises Stres değerleri Cr-Co altyapılı modellerde pterygoid implantlara göre daha düşük değerde tespit edildi (Şekil 4.41). Bunu Ti altyapılı modellerde yer alan dental implantlarda izlenen von Mises değerleri takip etmekte, onuda PEKK altyapılı modeller izledi. Tüm modellerde pterygoid implantlarda oluşan en yüksek von Mises stresleri PEKK modellerde diğer modellerden yaklaşık iki kat daha fazla değerler izlendi (Şekil 4.41).

Tablo 4.4. Dental implantlarda izlenen von Mises stres değerleri (stresin en yoğun olduğu üç nokta)

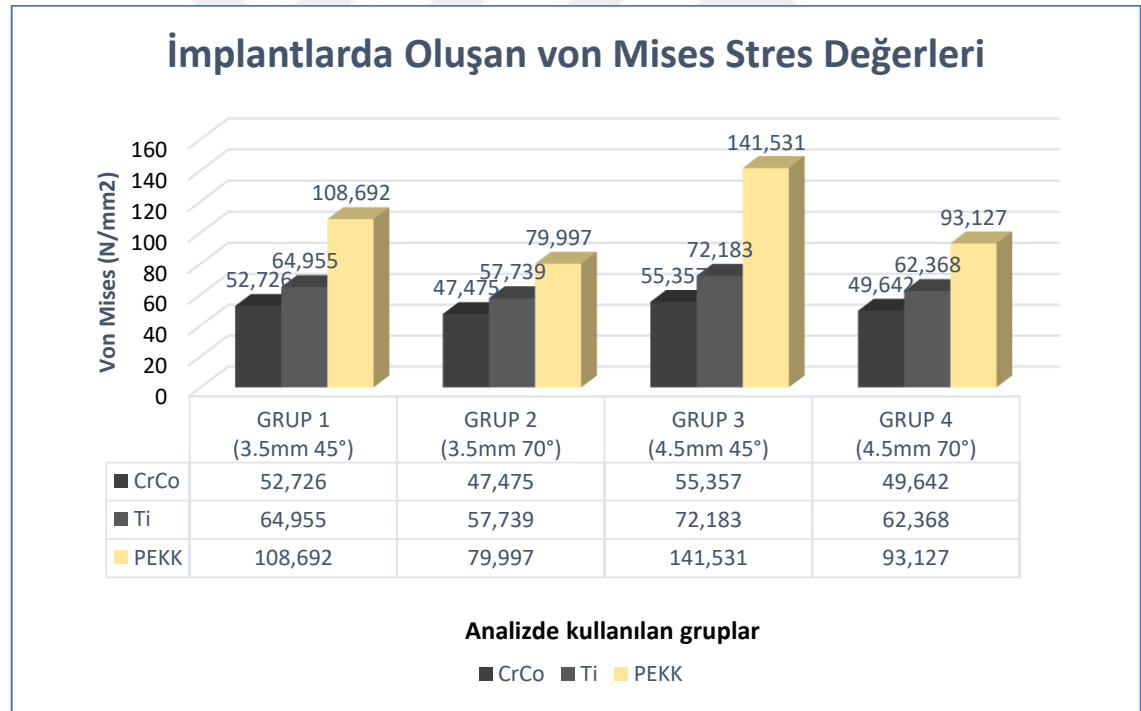
Modeller	No	22 Numara	24 Numara	27 Sol pterygoid
Grup I – Cr-Co	1	7.135 MPa	46.274 MPa	52.726 MPa
Grup I – Ti	2	9.194 MPa	48.417MPa	64.955 MPa
Grup I – PEKK	3	16.225 MPa	53.560 MPa	108.692 MPa
Grup II – Cr-Co	4	8.357 MPa	46.071 MPa	47.475 MPa
Grup II – Ti	5	9.380 MPa	48.331 MPa	57.739 MPa
Grup II – PEKK	6	23.856 MPa	61.846 MPa	79.997 MPa
Grup III – Cr-Co	7	8.952 MPa	45.857 MPa	55.357 MPa
Grup III – Ti	8	9.721 MPa	48.158 MPa	72.183 MPa
Grup III –PEKK	9	15.667 MPa	54.554 MPa	141.531 MPa
Grup IV – Cr-Co	10	8.394 MPa	47.576 MPa	49.642 MPa
Grup IV – Ti	11	9.558 MPa	49.917 MPa	62.368 MPa
Grup IV–PEKK	12	24.219 MPa	20.200 MPa	93.127 MPa

Tablo 4.5. Dental İmplantlarda oluşan von Mises stres değerleri (N/mm2).

	Grup I – Cr-Co	Grup I – Ti	Grup I – PEKK
17 Sağ Pterygoid	7.130 MPa	6.587 MPa	2.438 MPa
14 Numara	6.568 MPa	6.403 MPa	4.930 MPa
12 Numara	3.848 MPa	3.729 MPa	5.707 MPa
22 Numara	7.135 MPa	9.194 MPa	16.225 MPa
24 Numara	46.274 MPa	48.417 MPa	53.560 MPa
27 Sol Pterygoid	52.726 MPa	64.955 MPa	108.692 MPa
	Grup II – Cr-Co	Grup II – Ti	Grup II – PEKK
17 Sağ Pterygoid	7.121 MPa	7.111 MPa	3.738 MPa
14 Numara	6.733 MPa	6.588 MPa	5.547MPa
12 Numara	3.681 MPa	3.726 MPa	8.403 MPa
22 Numara	8.357 MPa	9.380 MPa	23.856 MPa
24 Numara	46.071 MPa	48.331MPa	61.846 MPa
27 Sol Pterygoid	47.475 MPa	57.739 MPa	79.997 MPa

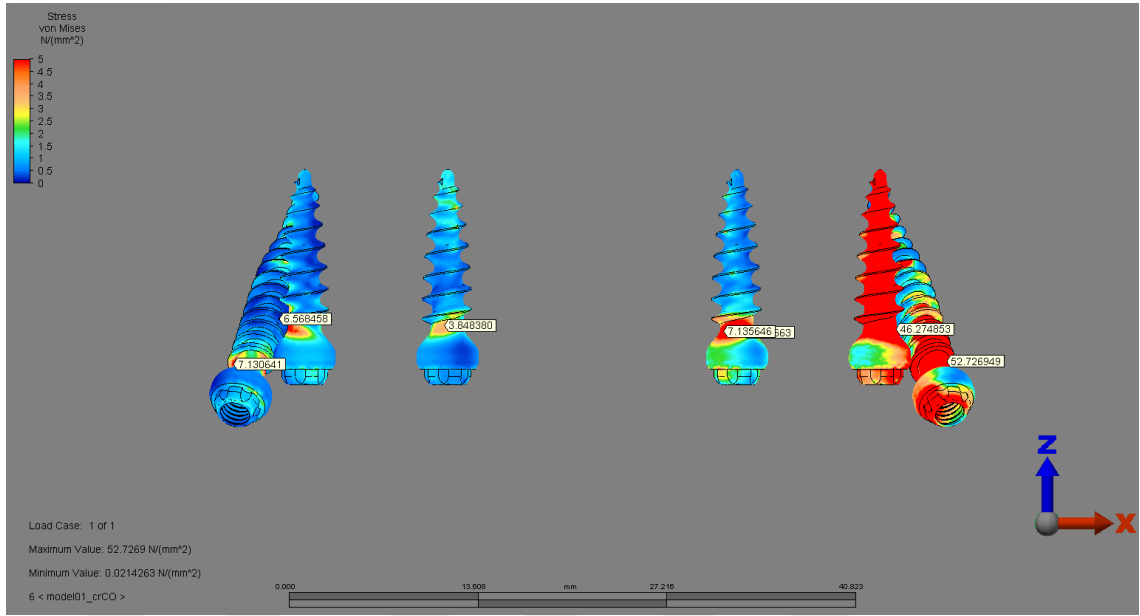
Tablo 4.5. (Devamı)

	Grup III – Cr-Co	Grup III – Ti	Grup III – PEKK
17 Sağ Pterygoid	8.939 MPa	8.430 MPa	3.113 MPa
14 Numara	6.502 MPa	6.385 MPa	4.887 MPa
12 Numara	9.901 MPa	3.796 MPa	5.689 MPa
22 Numara	8.952 MPa	9.721 MPa	15.667 MPa
24 Numara	45.857 MPa	48.158 MPa	54.554 MPa
27 Sol Pterygoid	55.357 MPa	72.183 MPa	141.531 MPa
	Grup IV – Cr-Co	Grup IV – Ti	Grup IV – PEKK
17 Sağ Pterygoid	6.965 MPa	6.351 MPa	4.851 MPa
14 Numara	6.515 MPa	6.336 MPa	5.614 MPa
12 Numara	3701 MPa	3.751 MPa	8.525 MPa
22 Numara	8.394 MPa	9.558MPa	24.219 MPa
24 Numara	47.576 MPa	49.917 MPa	20.200 MPa
27 Sol Pterygoid	49.642 MPa	62.368 MPa	93.127 MPa

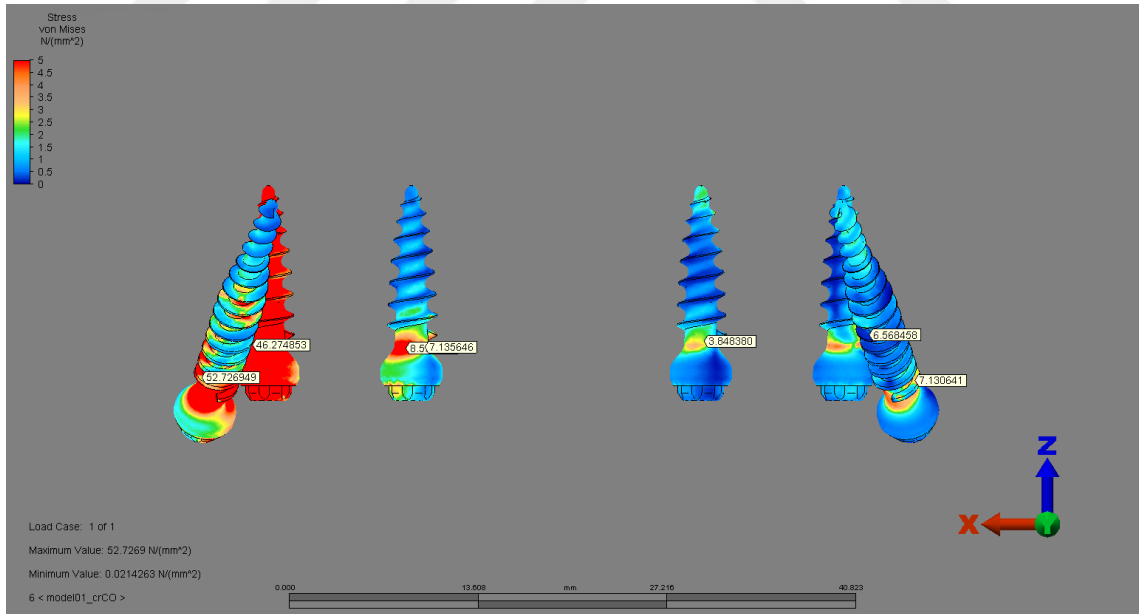


Şekil 4.40. Dental implantlarda izlenen von Mises Stres Değerleri (N/mm²).

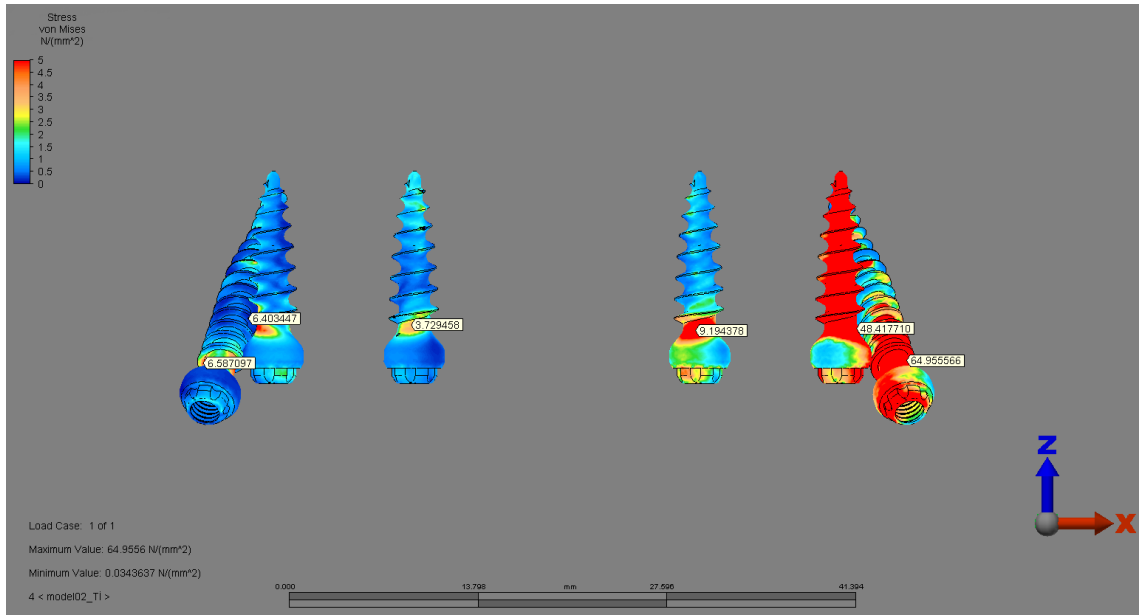
GRUP 1 MODEL 1-2-3 (Cr-Co – Ti – PEKK) 3.5mm 45°



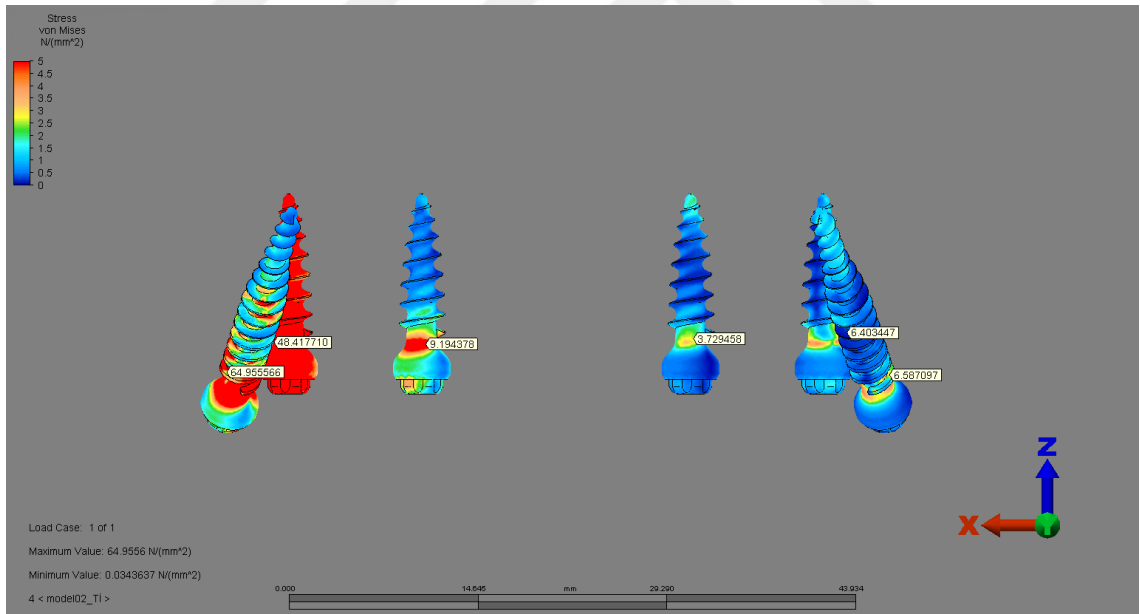
Şekil 4.41. Model 1 Cr-Co, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm



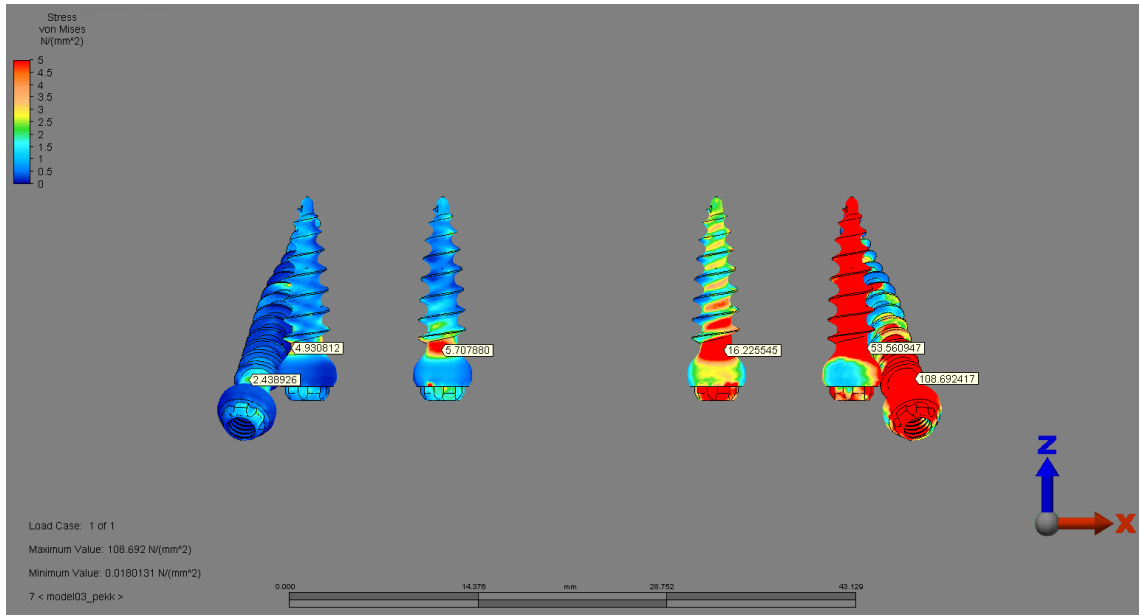
Şekil 4.42. Model 1 Cr-Co, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm



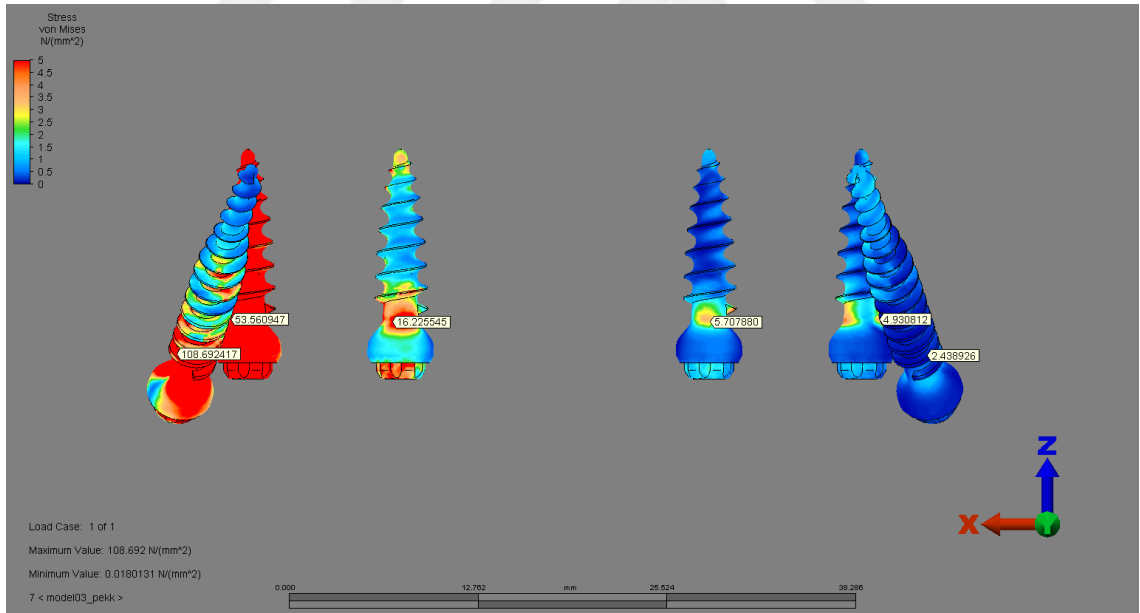
Şekil 4.43. Model 2 Ti, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm



Şekil 4.44. Model 2 Ti, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm

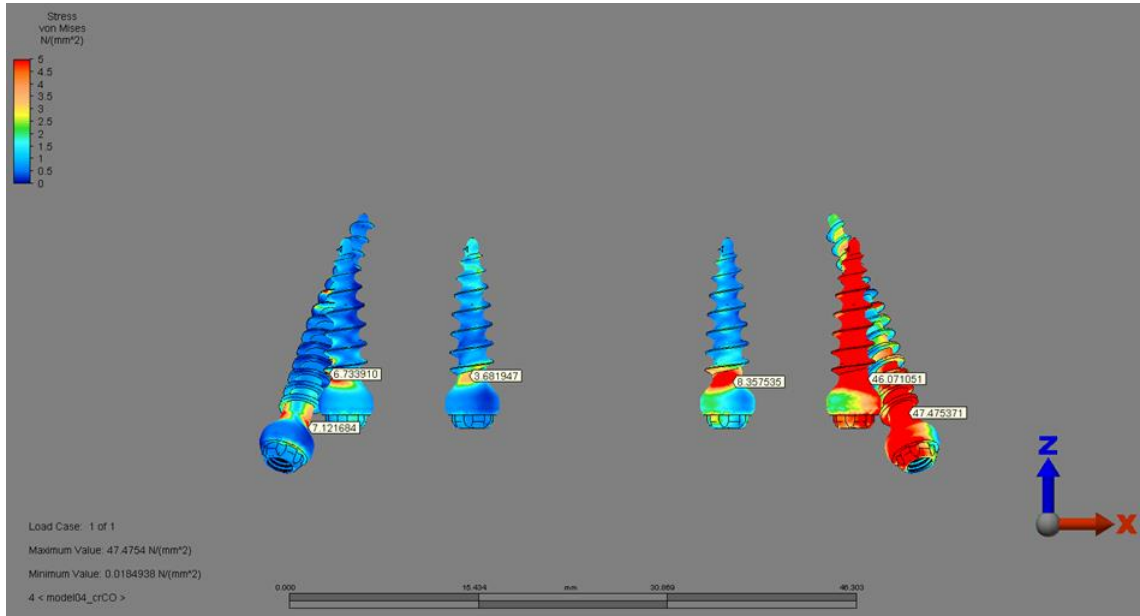


Şekil 4.45. Model 3 PEKK, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm

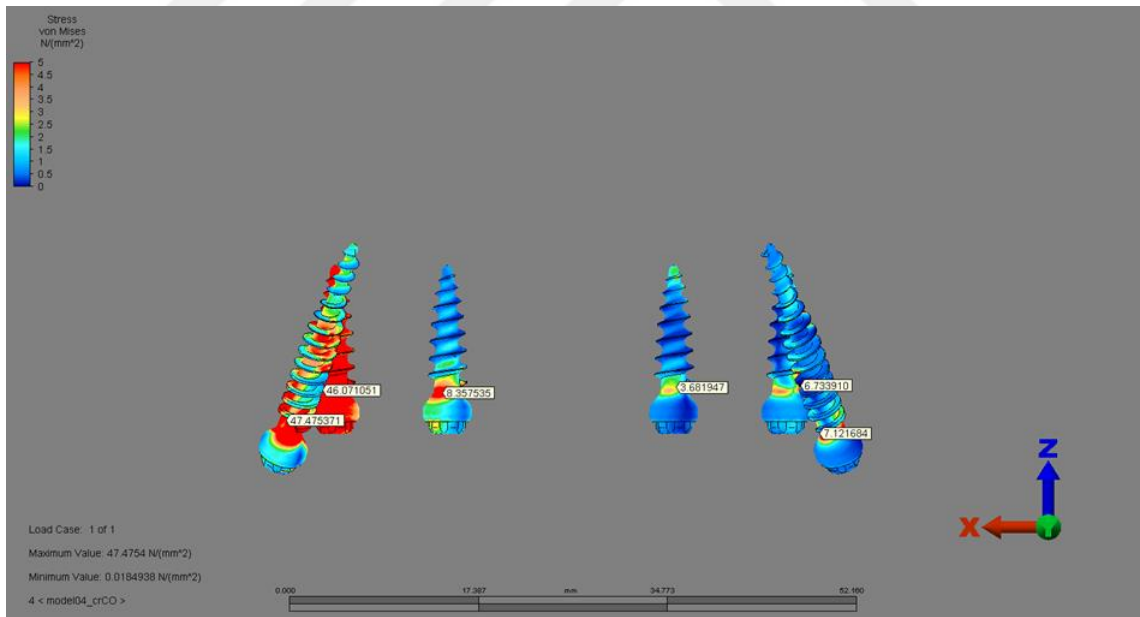


Şekil 4.46. Model 3 PEKK, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm

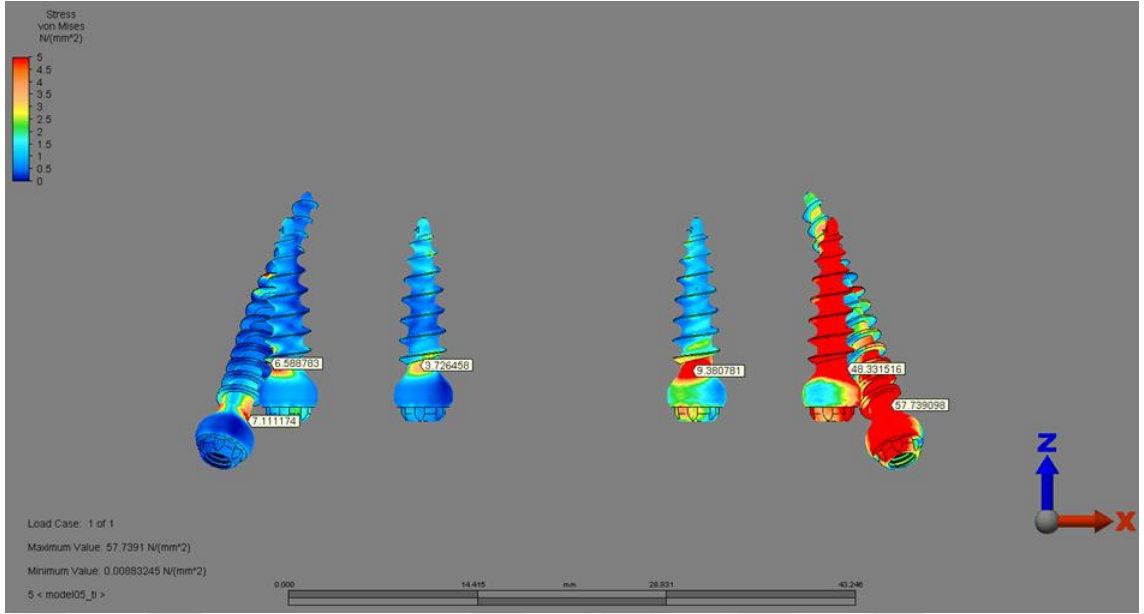
GRUP 2 MODEL 4-5-6 (Cr-Co – Ti – PEKK) 3.5mm 70°



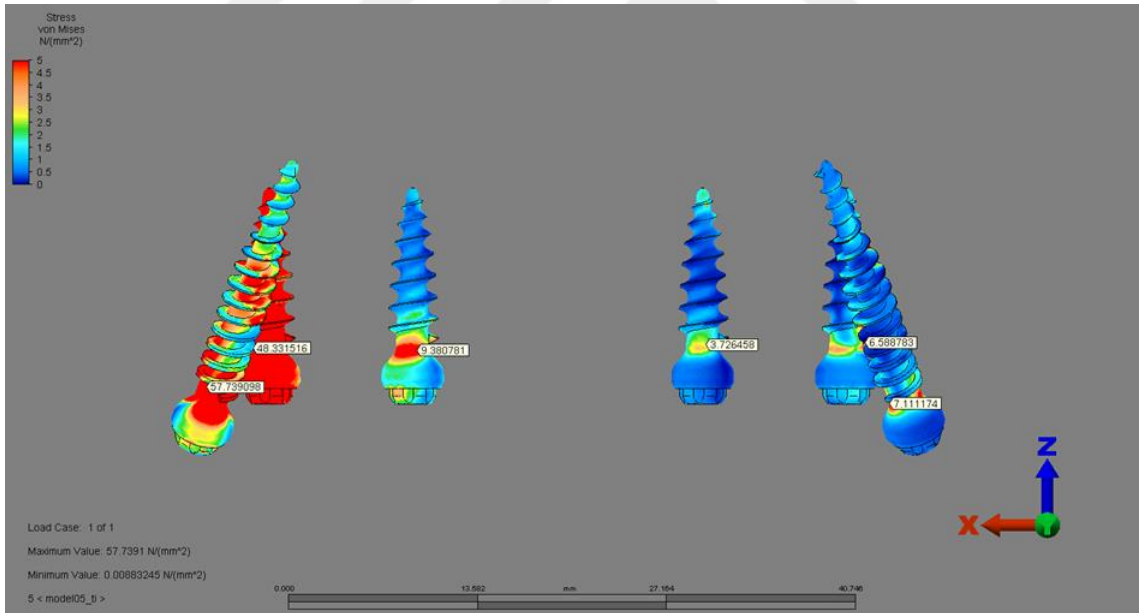
Şekil 4.47. Model 4 Cr-Co, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm



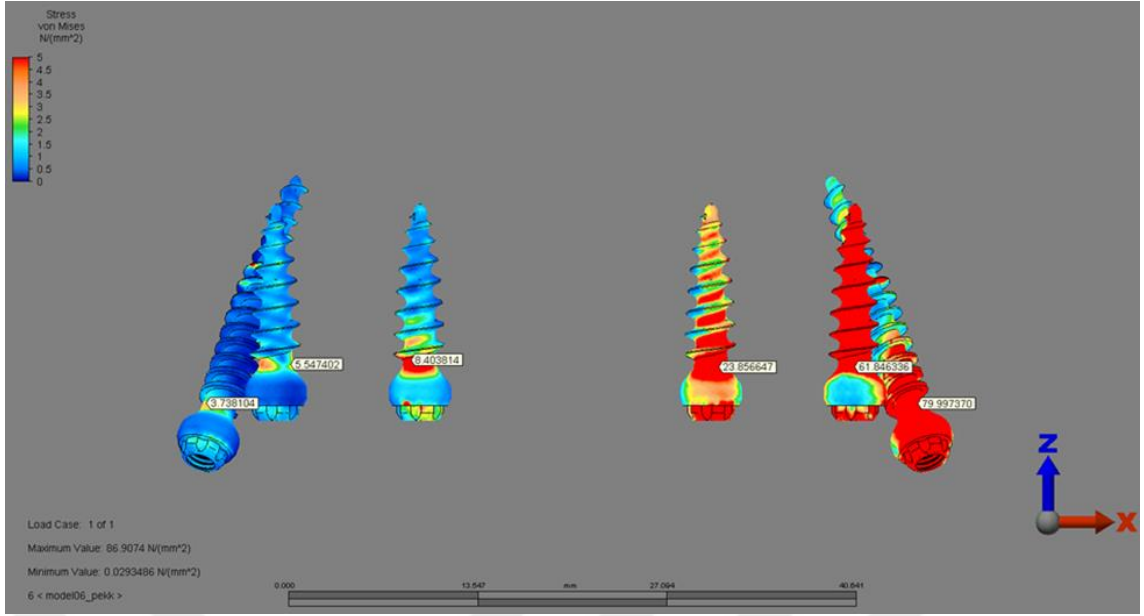
Şekil 4.48. Model 4 Cr-Co, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm



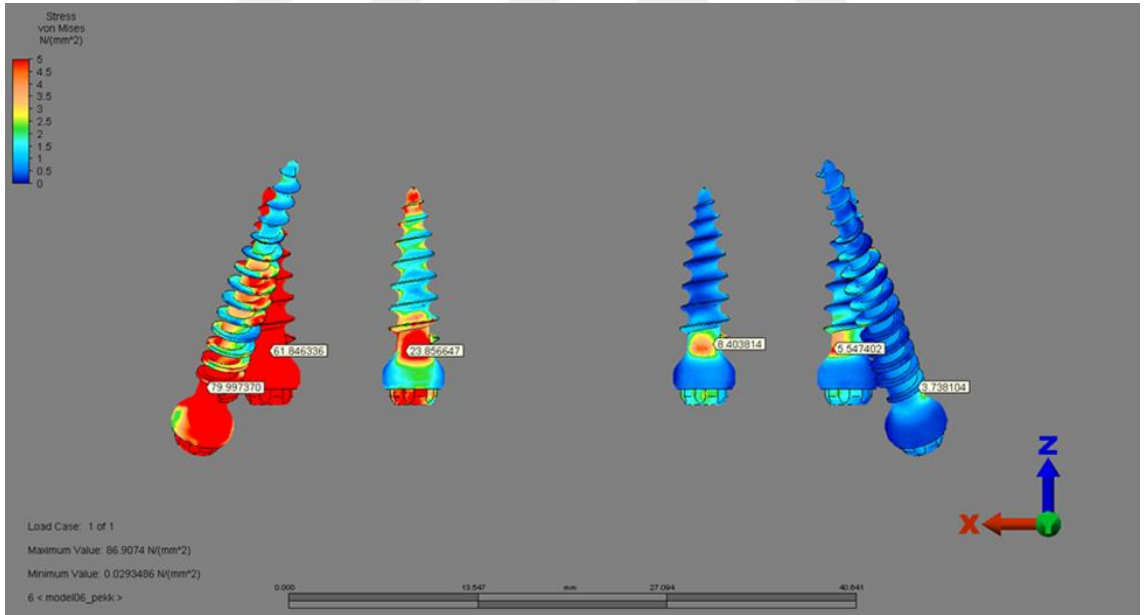
Şekil 4.49. Model 5 Ti, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm



Şekil 4.50. Model 5 Ti, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm

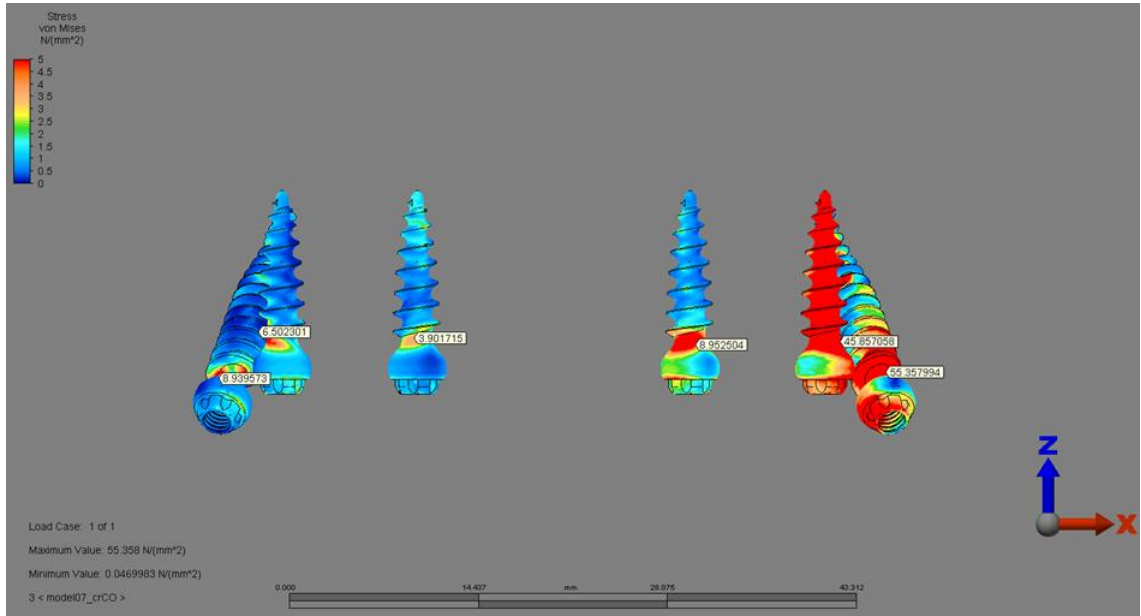


Şekil 4.51. Model 6 PEKK, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm

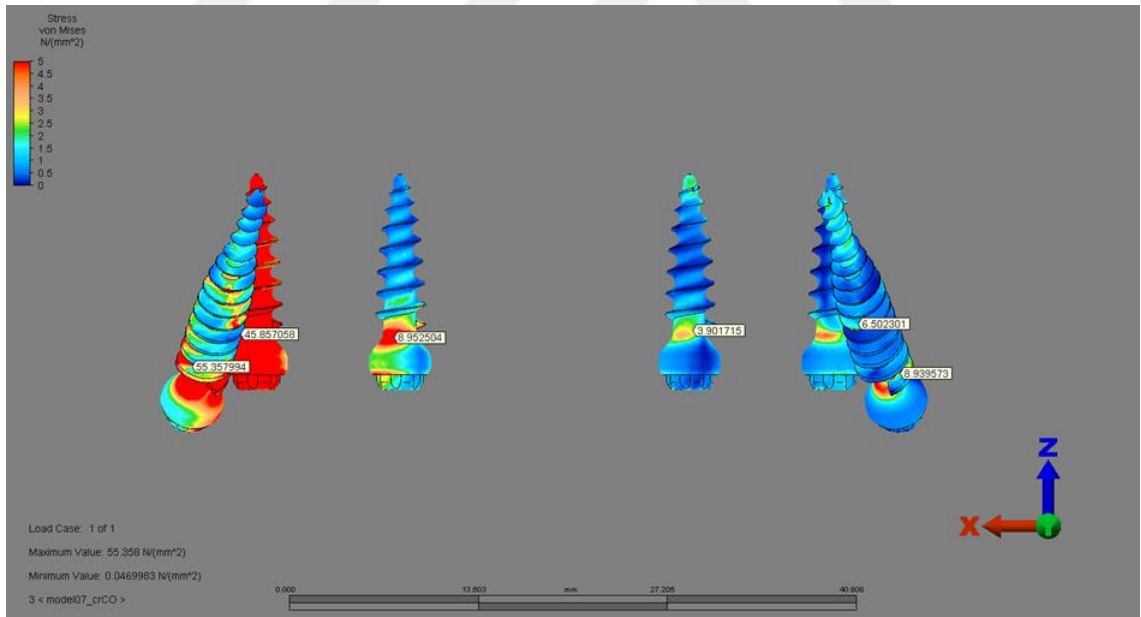


Şekil 4.52. Model 6 PEKK, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm

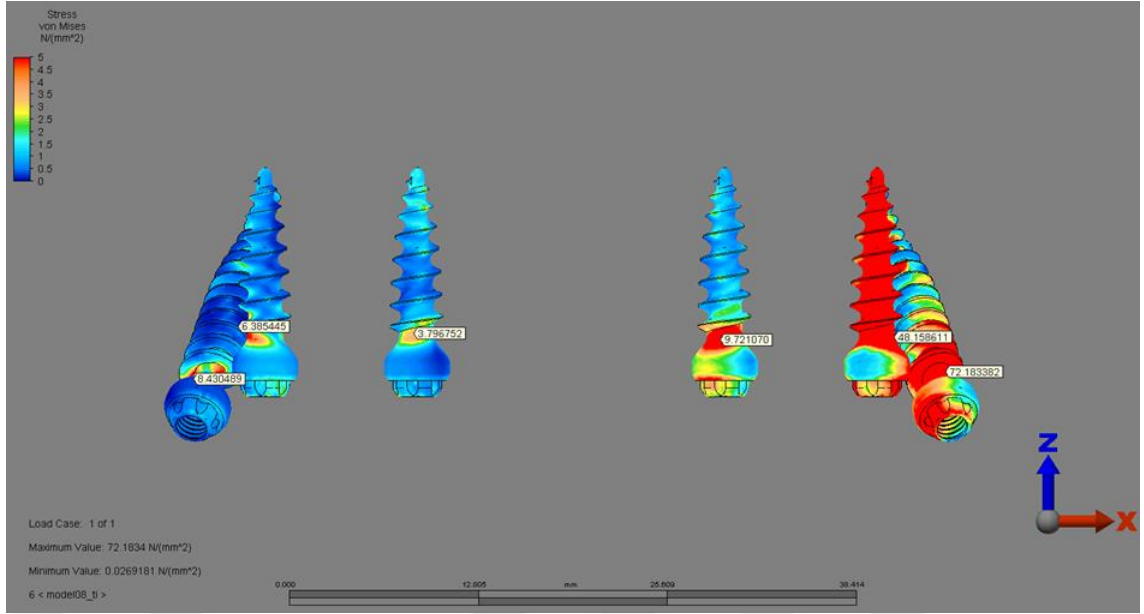
GRUP 3 MODEL 7-8-9 (Cr-Co – Ti – PEKK) 4.5mm 45°



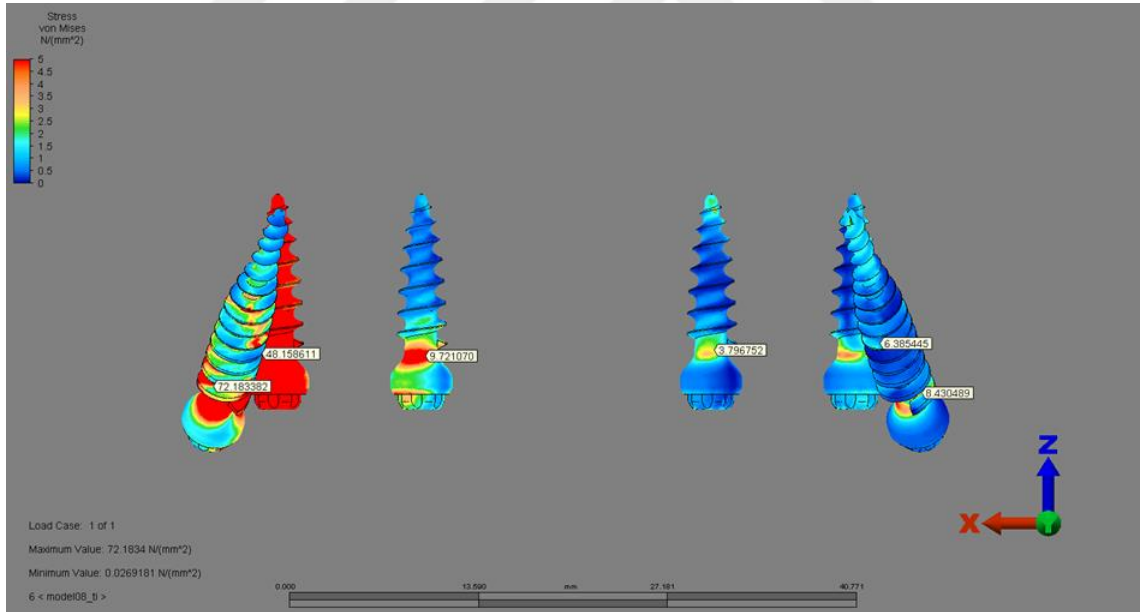
Şekil 4.53. Model 7 Cr-Co, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm



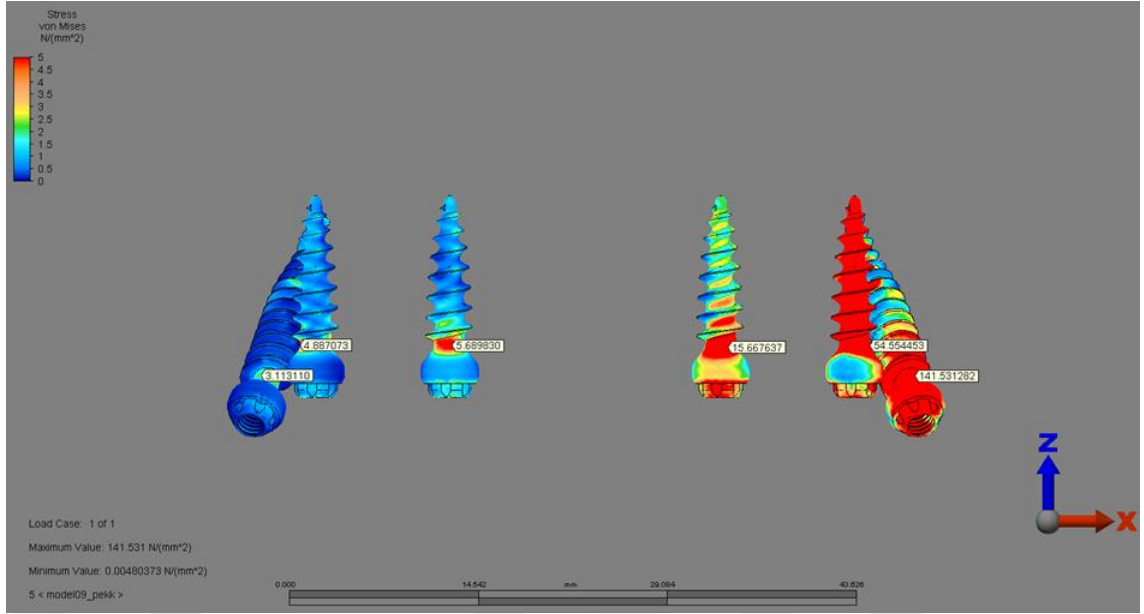
Şekil 4.54. Model 7 Cr-Co, implantlarda izlenen von Mises stresleri



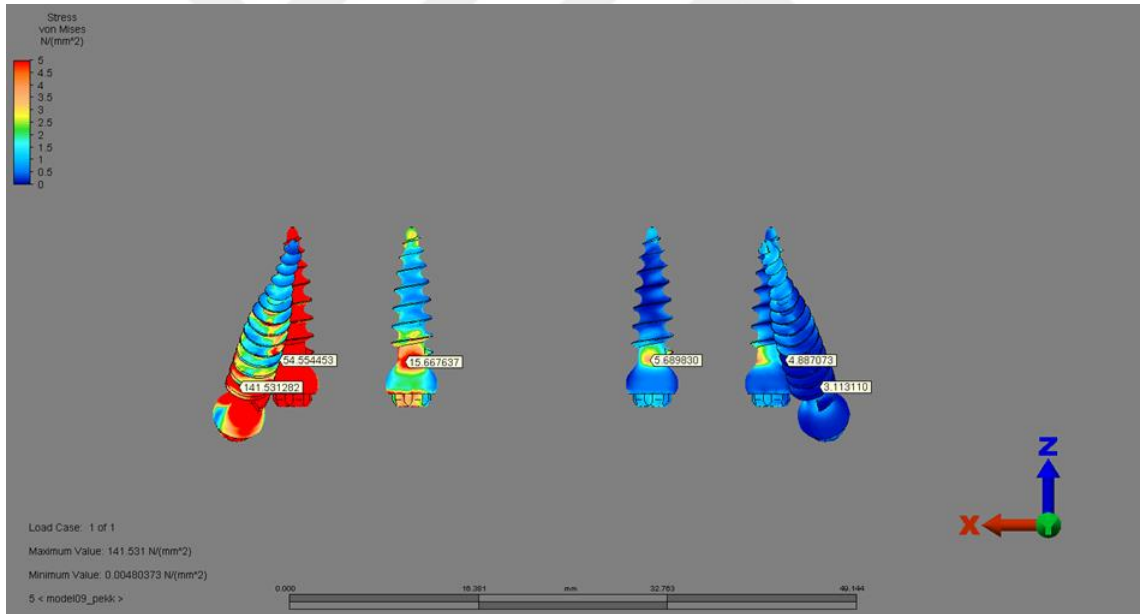
Şekil 4.55. Model 8 Ti, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm



Şekil 4.56. Model 8 Ti, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm

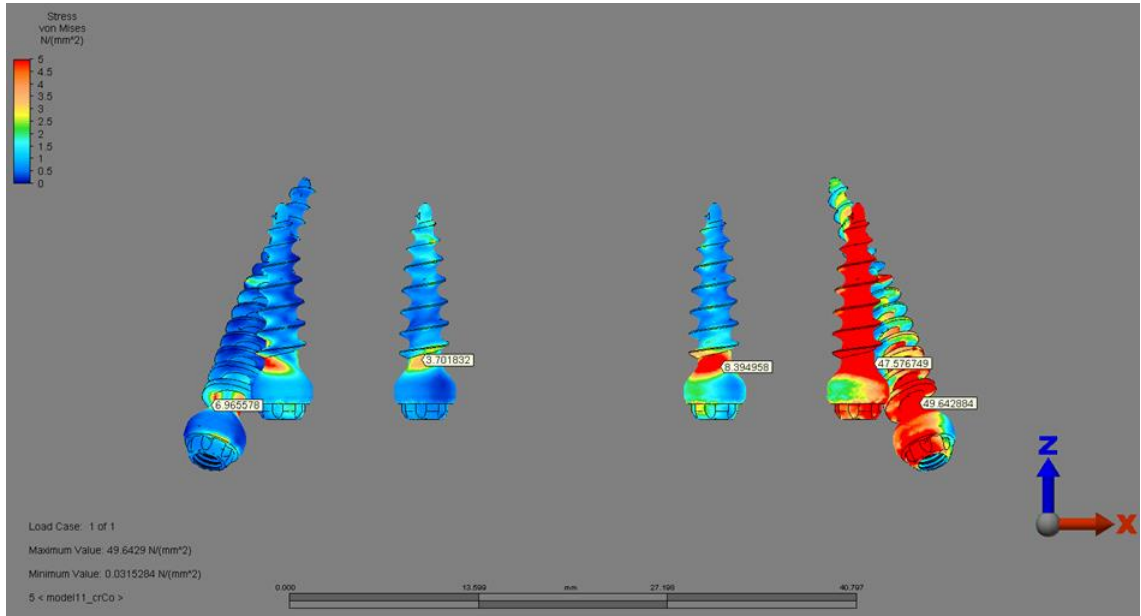


Şekil 4.57. Model 9 PEKK, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm

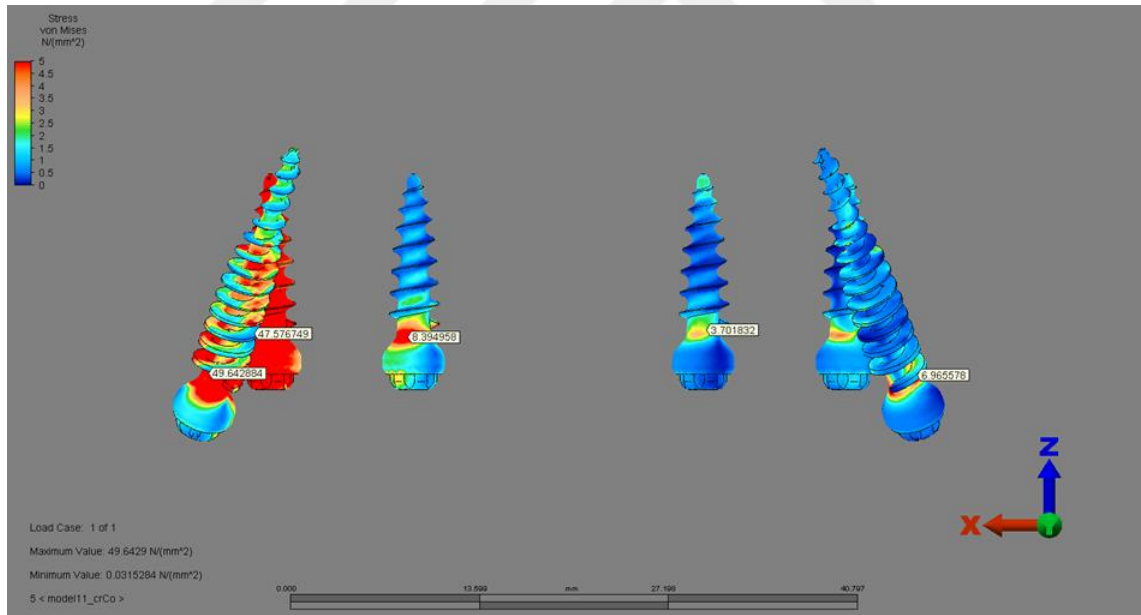


Şekil 4.58. Model 9 PEKK, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm

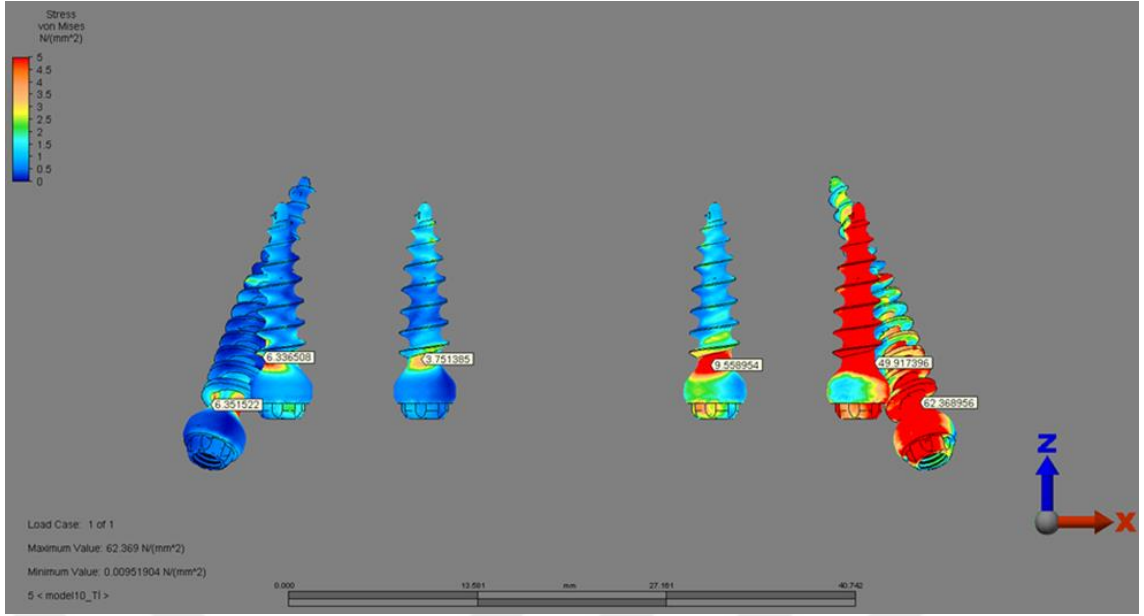
GRUP 4 MODEL 10-11-12 (Cr-Co – Ti – PEKK) 4.5mm 70°



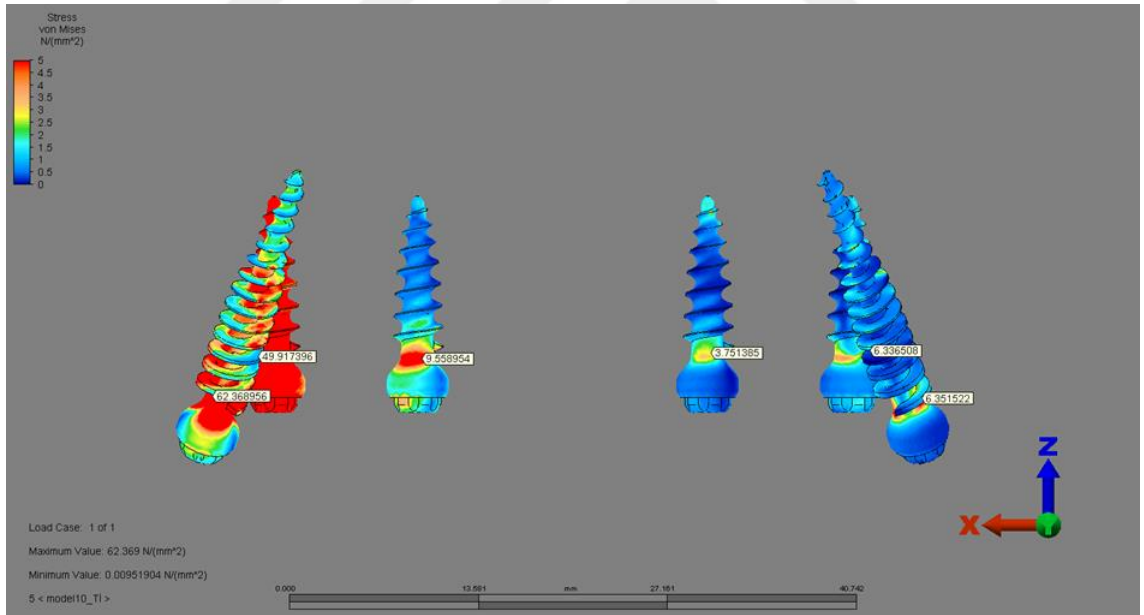
Şekil 4.59. Model 10 Cr-Co, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm



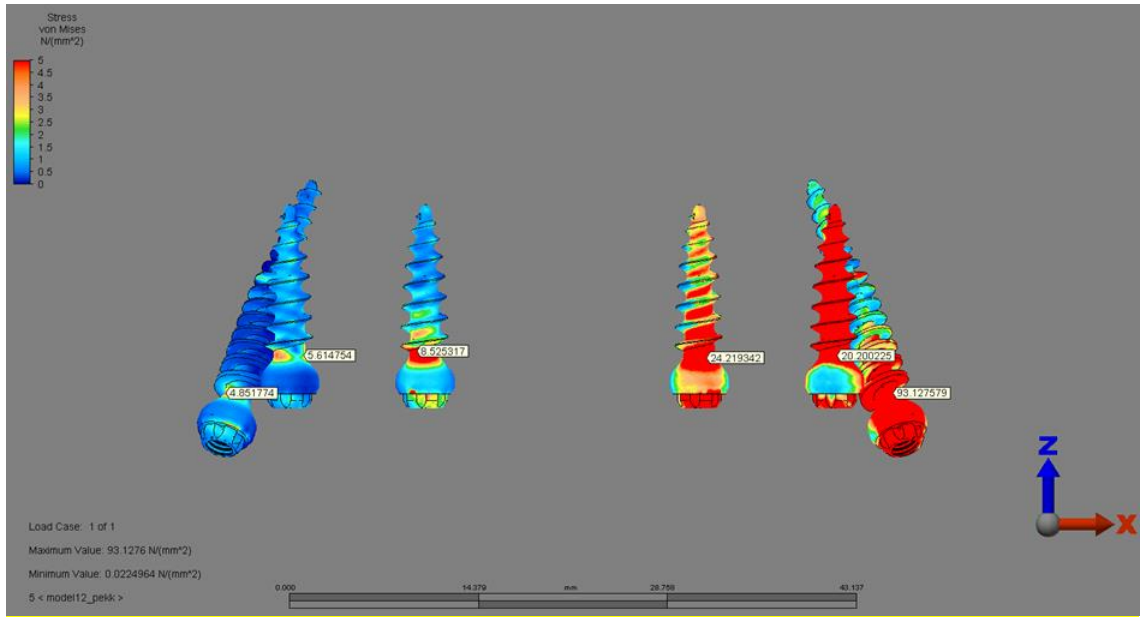
Şekil 4.60. Model 10 Cr-Co, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm



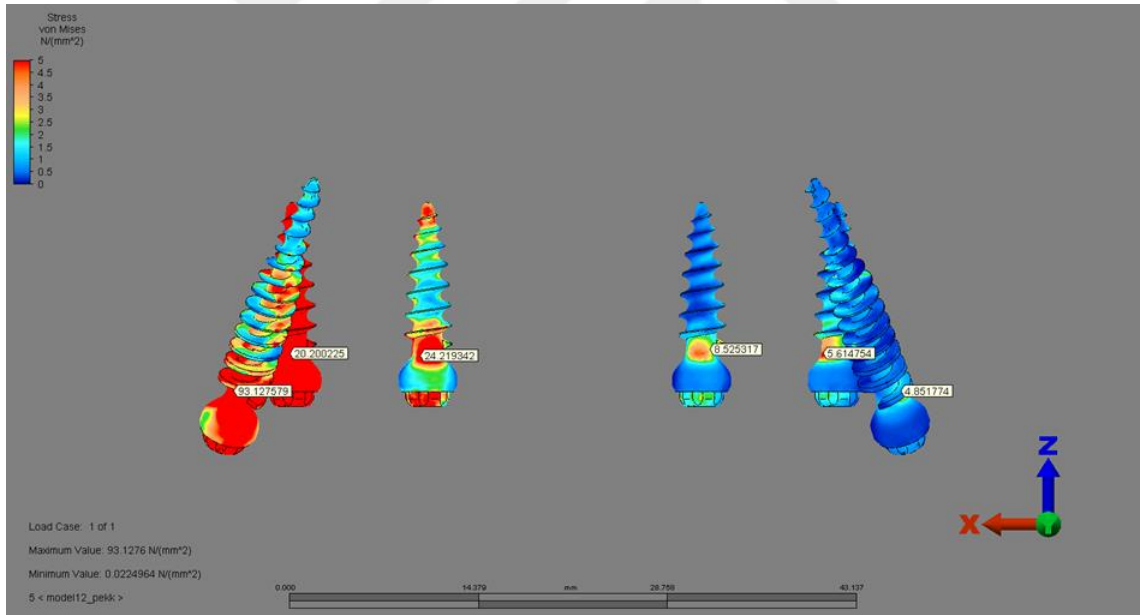
Şekil 4.61. Model 11 Ti, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm



Şekil 4.62. Model 11 Ti, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm



Şekil 4.63. Model 12 PEKK, implantlarda izlenen von Mises stresleri ön görünüm



Şekil 4.64. Model 12 PEKK, implantlarda izlenen von Mises stresleri arka görünüm

4.4. Kemikte İzlenen Bulgular

4.4.1. Kortikal Kemikte İzlenen Maksimum Asal Stres (Pmax) Bulguları

Kortikal kemikte izlenen Pmaks bulgularına ait dağılımın daha detaylı olarak değerlendirilebilmesi amacıyla 0 – 0.3 MPa aralığında bir değerlendirme ölçeği ile

renklendirildi. 0–0.3 MPa aralığındaki değerlendirme ölçeği her 0.03 MPa aralığında farklı renk ile ifade edilmektedir. Pmaks değerleri maviden kırmızıya doğru daha yüksek değerleri göstermektedir. 0.27 MPa’dan daha yüksek Pmaks değerlerinin izlendiği tüm alanlar kırmızı renk ile ifade edilmektedir.

Tüm modellerde yüklemenin gerçekleştirildiği tarafta alveol socketin palatinal ve bukkal yüzeylerinde 24 nolu diş ile pterygoid implant arasında kalan kısımda, karşıt tarafta 12 ve 14 nolu dişler arasında kalan kısım ile çevresindeki yüzeylerde daha yüksek Pmaks değerleri izlendi.

Kortikal kemiğe ait Pmaks bulgularının değerlendirilebilmesi amacıyla her modelde implant socketinin periferinde en yüksek Pmaks bulgusunun izlendiği noktadan değerler alındı (Şekil 4.65 - 4.77)

En düşük Pmaks grup 1 Ti model 2’de 14 nolu diş socketi çevresindeki kortikal kemikte 1.870 MPa olarak izlendi. Değer alınan noktalarda izlenen Pmaks Stres değerleri Tablo 4.6 ile Tablo 4.7 ile verilmiştir.

Tablo 4.6. Kortikal kemikte izlenen gruplar arasındaki Pmaks değerleri

	GRUP1(3.5mm 45°)	GRUP2(3.5mm 70°)	GRUP3(4.5mm 45°)	GRUP4(4.5mm 70°)
Cr-Co	1.936	2.031	1.743	4.515
Ti	1.87	3.796	1.883	5.81
PEKK	15.91	3.484	3.461	9.854

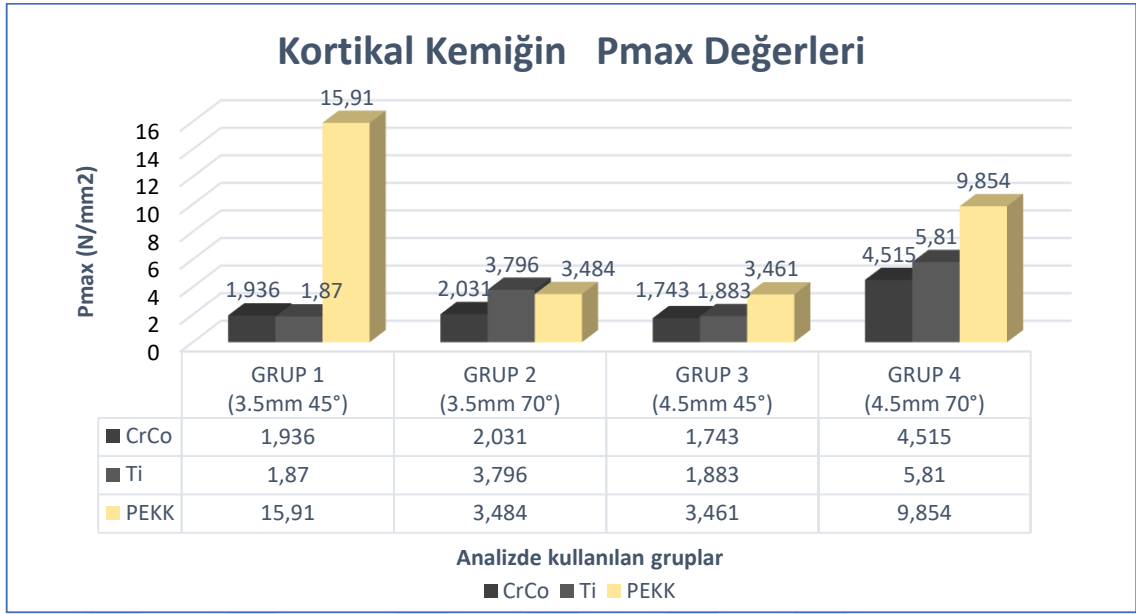
Grup 1 model 1 Cr-Co, model 2 Ti, Grup 2 model 4 Cr-Co, Grup 3 model 7 Cr-Co modelde Pmaks değeri karşıt arkta 14 nolu diş bölgesinde izlendi. (Tablo 4.7). Diğer kalan modellerin hepsinde pterygoid implant çevresinde Pmaks değerleri izlendi (Tablo 4.7)

Bütün gruplarda PEKK modellerde pterygoid implant çevresinde oluşan Pmaks değeri Grup 2 Ti model haricinde diğerlerinden yüksek bulundu.

En yüksek Pmaks grup 1 PEKK model 3'te 15.910 MPa olarak izlendi. Diğer Cr-Co ve Ti modellerdekinden 3 ile 7 kat fazla idi. Cr-Co modeller arasında en düşük Grup 3 model 7'de 1.743 MPa, Ti modellerde ise en düşük grup 1 model 2'de 1.870 MPa olarak izlendi.

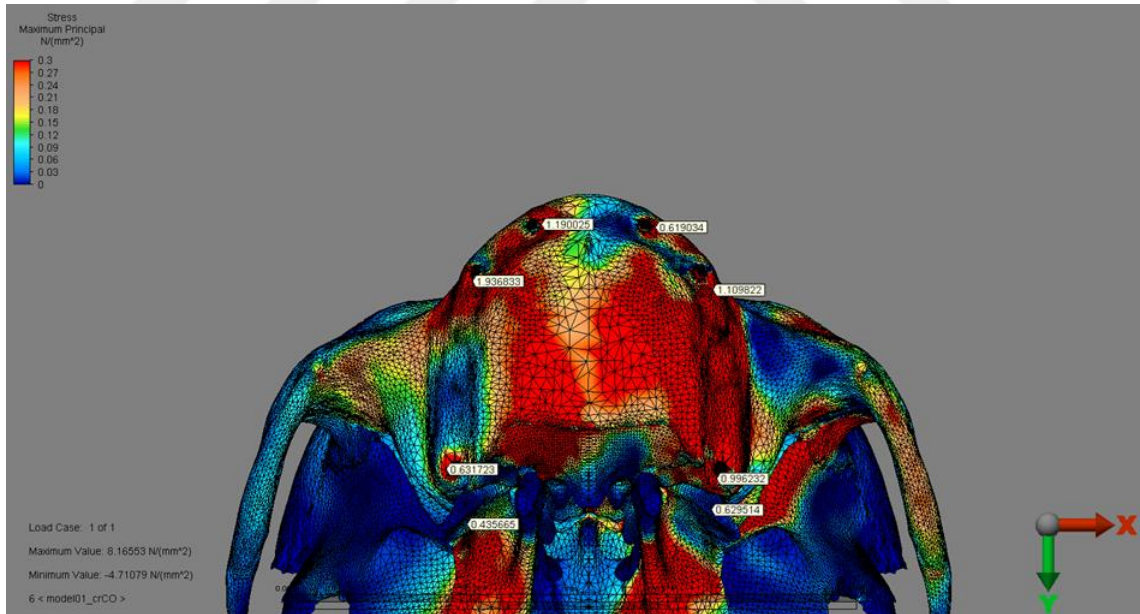
Tablo 4.7. Kortikal kemikte izlenen Pmaks değerleri

	Grup I – Cr-Co	Grup I – Ti	Grup I – PEKK
17 Sağ Pterygoid	0.631 MPa	0.494 MPa	0.110 MPa
14 Numara	1.936 MPa	1.870 MPa	1.125 MPa
12 Numara	1.190 MPa	1.140 MPa	1.113 MPa
22 Numara	0.619 MPa	1.082 MPa	1.820 MPa
24 Numara	1.109 MPa	0.695 MPa	1.162 MPa
27 Sol Pterygoid	0.996 MPa	1.369 MPa	15.910 MPa
	Grup III – Cr-Co	Grup III – Ti	Grup III – PEKK
17 Sağ Pterygoid	0.686 MPa	0.541 MPa	0.237 MPa
14 Numara	2.031 MPa	1.950 MPa	0.742 MPa
12 Numara	1.145 MPa	1.101 MPa	1.174 MPa
22 Numara	0.512 MPa	0.782 MPa	2.196 MPa
24 Numara	1.014 MPa	1.227 MPa	1.496 MPa
27 Sol Pterygoid	1.902 MPa	3.796 MPa	3.484 MPa
	Grup IV – Cr-Co	Grup IV – Ti	Grup IV – PEKK
17 Sağ Pterygoid	0.470 MPa	0.194 MPa	0.113 MPa
14 Numara	1.743 MPa	1.712 MPa	0.966 MPa
12 Numara	1.195 MPa	1.144 MPa	1.104 MPa
22 Numara	0.983 MPa	0.937 MPa	1.901 MPa
24 Numara	1.149 MPa	0.401 MPa	0.876 MPa
27 Sol Pterygoid	1.657 MPa	1.883 MPa	3.461 MPa
	Grup IV – Cr-Co	Grup IV – Ti	Grup IV – PEKK
17 Sağ Pterygoid	0.913 MPa	0.748 MPa	0.299 MPa
14 Numara	1.976 MPa	1.896 MPa	0.713 MPa
12 Numara	1.125 MPa	1.078 MPa	1.147 MPa
22 Numara	0.548 MPa	0.856 MPa	2.312 MPa
24 Numara	1.006 MPa	1.384 MPa	1.044 MPa
27 Sol Pterygoid	4.515 MPa	5.810 MPa	9.854 MPa

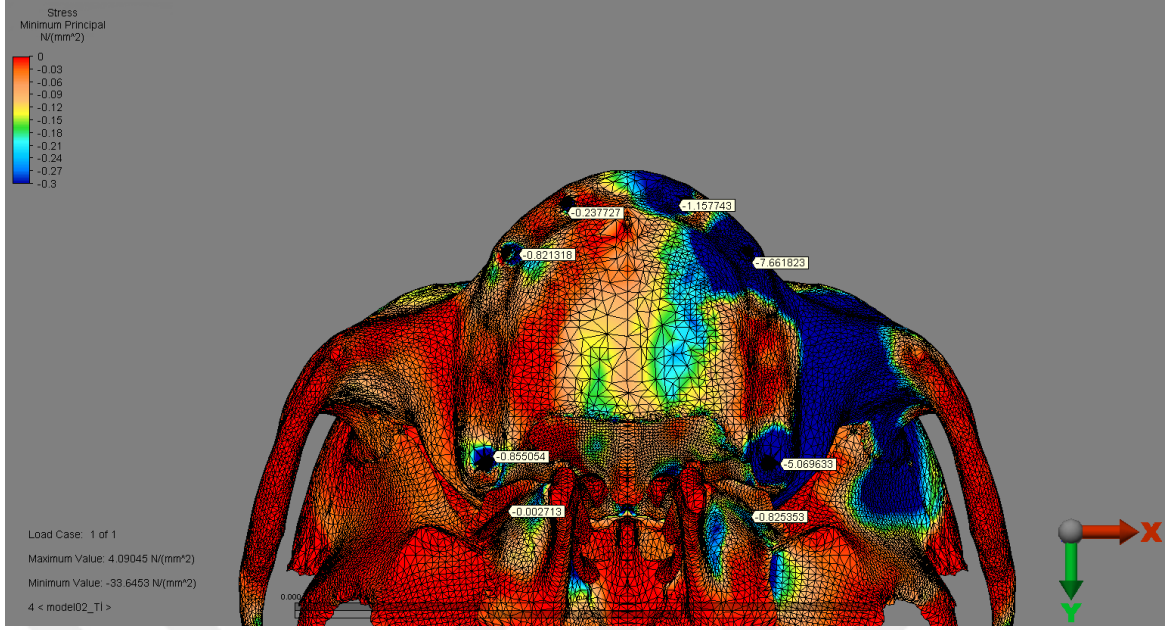


Şekil 4.65. Kortikal kemikte izlenen Pmaks değerleri

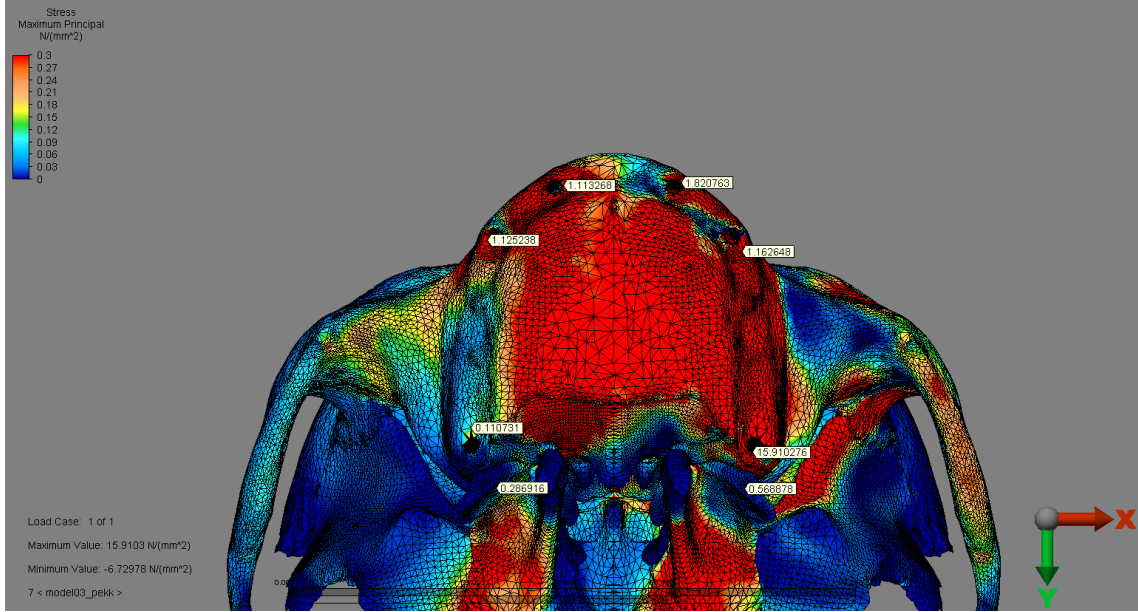
GRUP 1 MODEL 1-2-3 (Cr-Co – Ti – PEKK) 3.5mm 45°



Şekil 4.66. Model 1 Cr-Co, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları

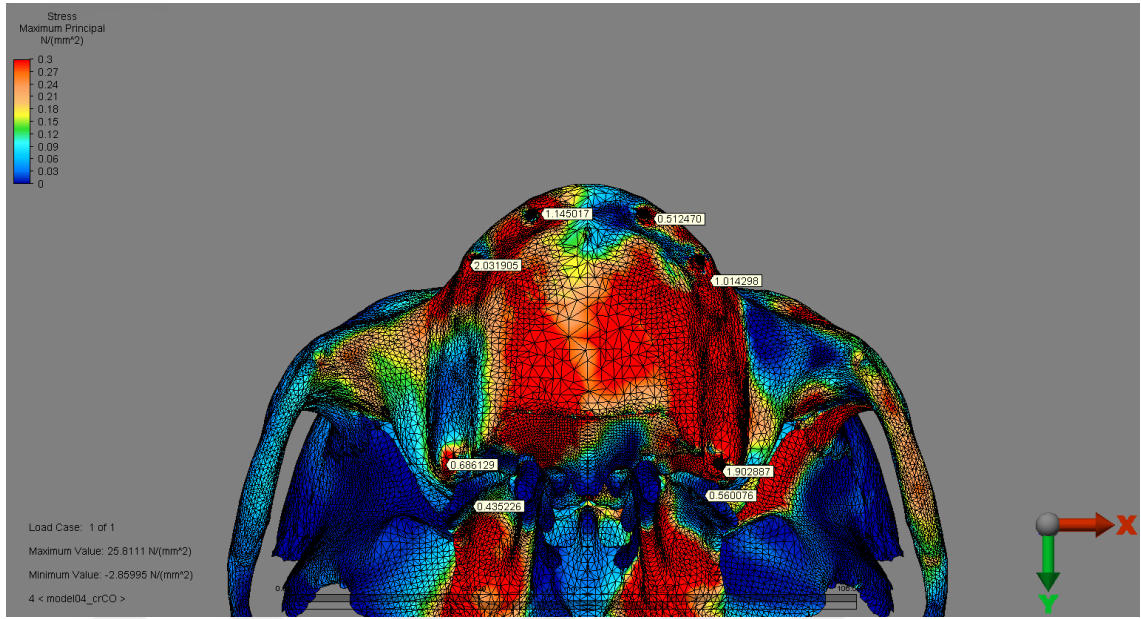


Şekil 4.67. Model 2 Ti, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları

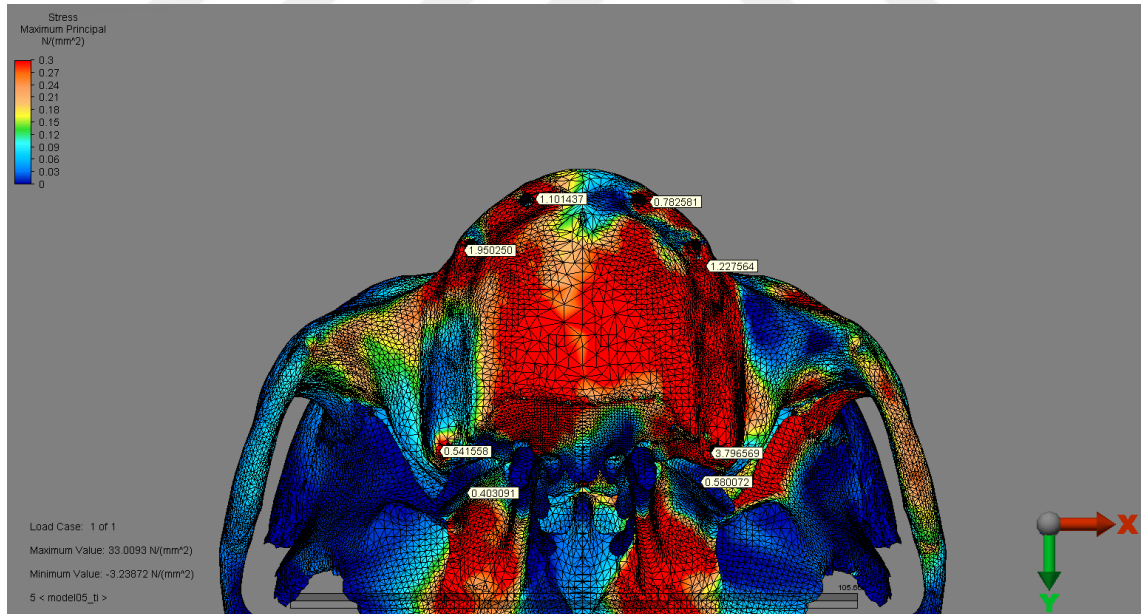


Şekil 4.68. Model 3 PEKK, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları

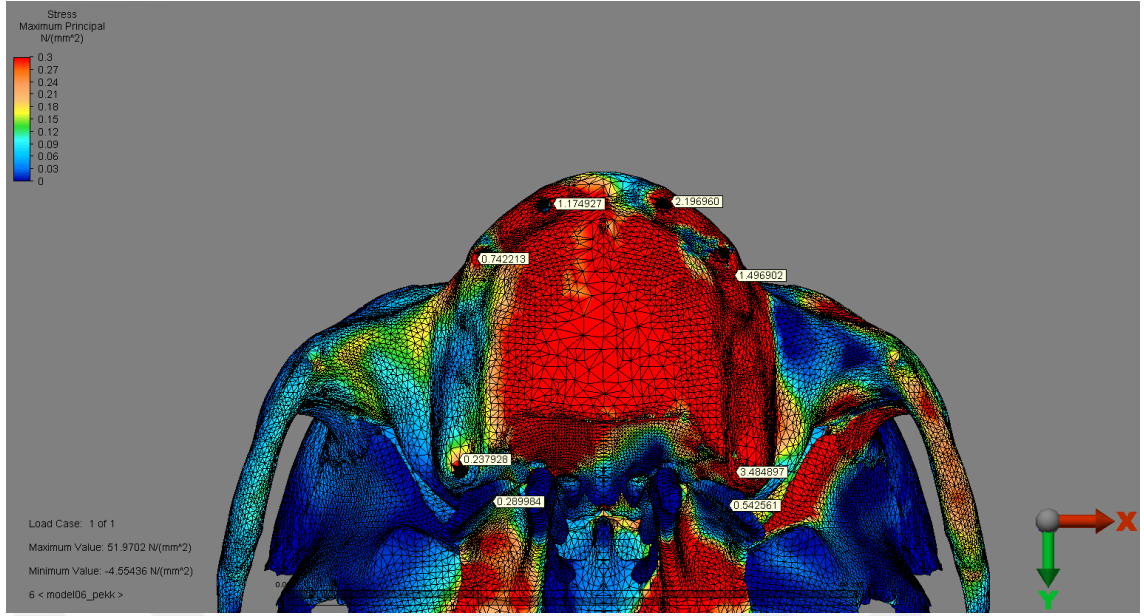
GRUP 2 MODEL 4-5-6 (Cr-Co – Ti – PEKK) 3.5mm 70°



Şekil 4.69. Model 4 Cr-Co, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları

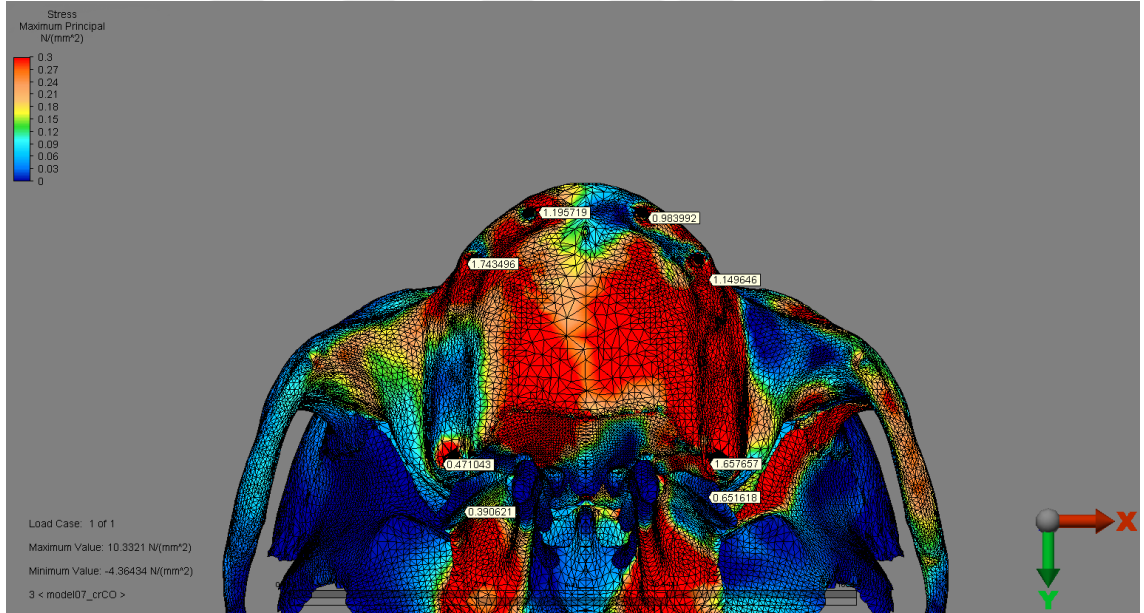


Şekil 4.70. Model 5 Ti, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları

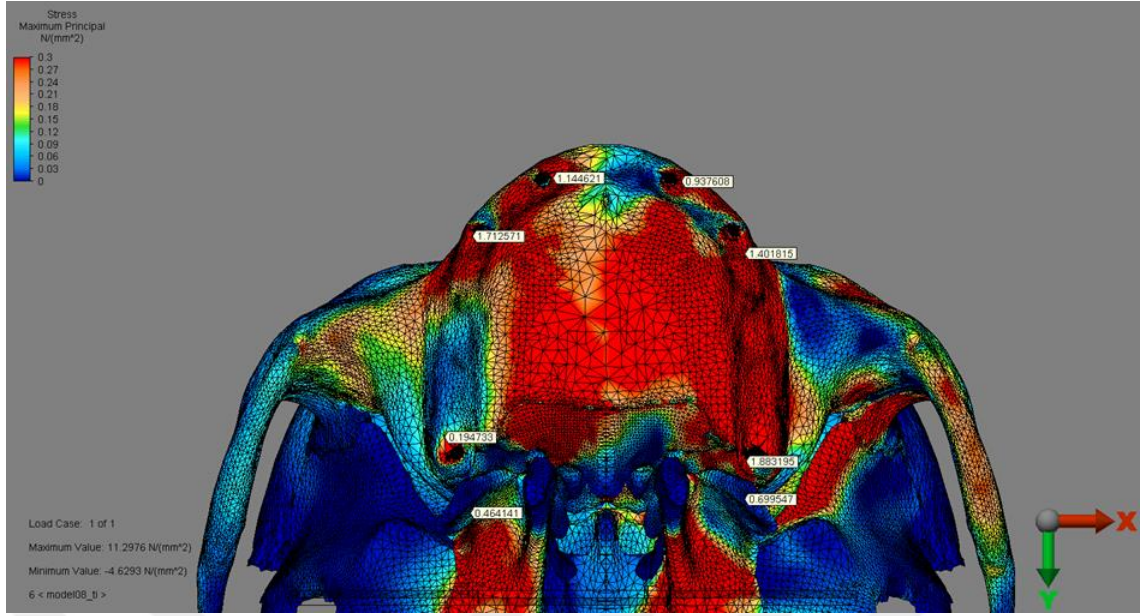


Şekil 4.71. Model 6 PEKK, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları

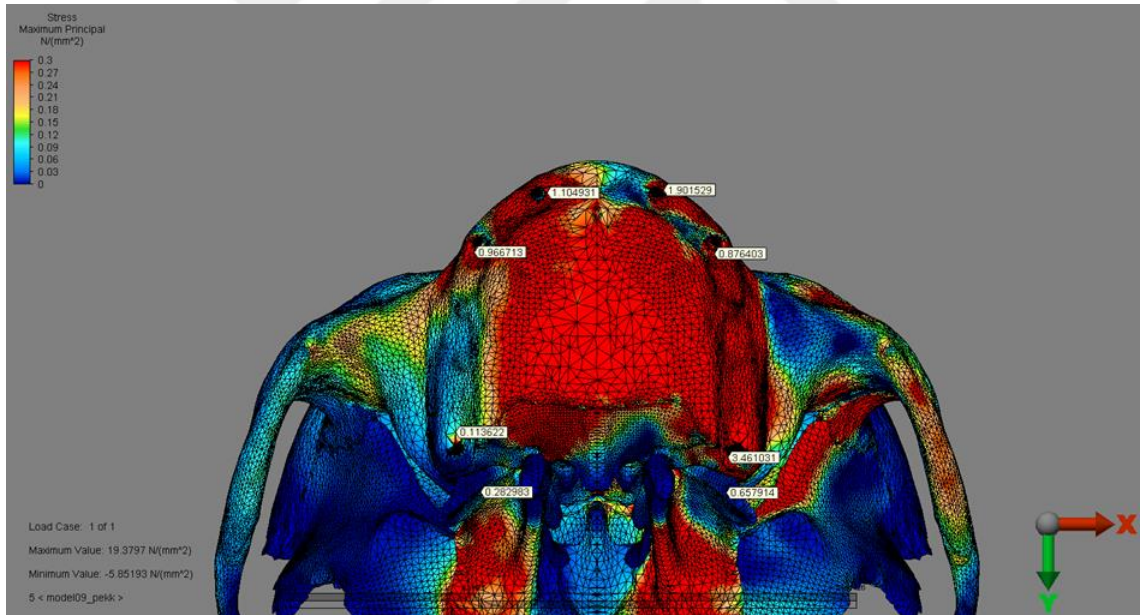
GRUP 3 MODEL 7-8-9 (Cr-Co – Ti – PEKK) 4.5mm 45°



Şekil 4.72. Model 7 Cr-Co, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları

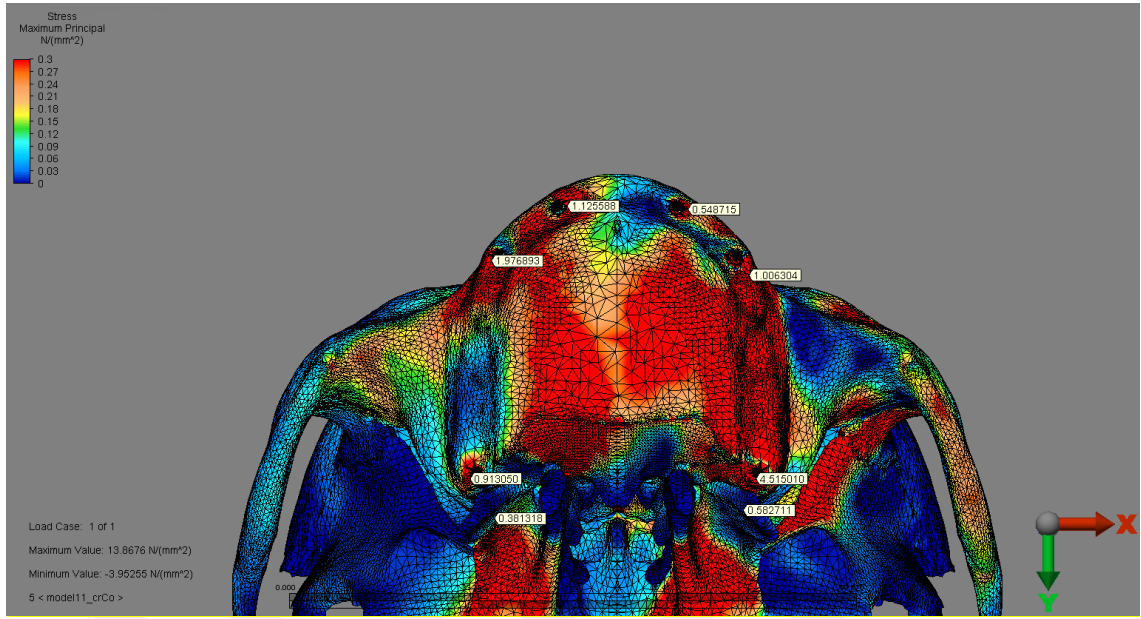


Şekil 4.73. Model 8 Ti, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları

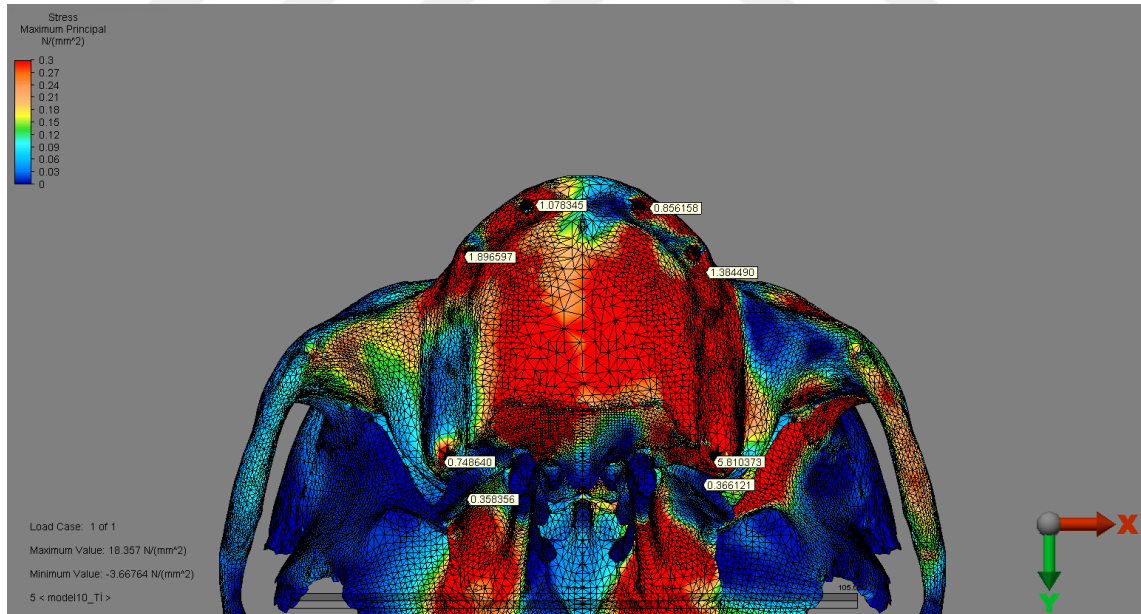


Şekil 4.74. Model 9 PEKK, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları

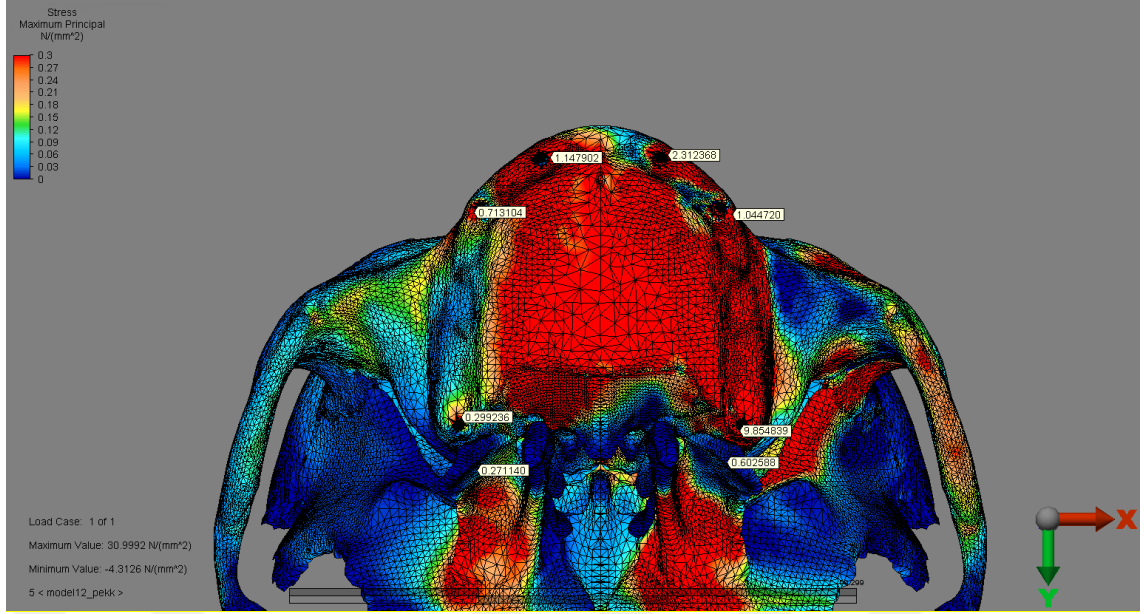
GRUP 4 MODEL 10-11-12 (Cr-Co – Ti – PEKK) 4.5mm 70°



Şekil 4.75. Model 10 Cr-Co, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları



Şekil 4.76. Model 11 Ti, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları



Şekil 4.77. Model 12 PEKK, kortikal kemikte izlenen Pmaks bulguları

4.4.2. Kortikal Kemikte İzlenen Minimum Asal Stres (Pmin) Bulguları

Kortikal kemikte izlenen Pmin bulgularına ait dağılımın daha detaylı olarak değerlendirilebilmesi amacıyla 0.03 MPa aralığında bir değerlendirme ölçeği ile renklendirildi. 0-0.3 MPa aralığındaki değerlendirme ölçeği her 0.03 MPa aralığında farklı renk ile ifade edilmektedir. Pmin değerleri kırmızıdan maviye doğru daha yüksek değerleri göstermektedir. 0.27 MPa'dan daha yüksek Pmin değerlerinin izlendiği tüm alanlar mavi renk ile ifade edilmektedir.

Yüklemeden sonra kortikal kemikte oluşan Pmin (basma veya sıkışma) stresleri, implantın kemikten uzaklaştırılmasından sonra oklüzal yüzden incelendi. Kortikal kemikte oluşan Pmin stresleri incelenirken en yüksek değerler dikkate alındı. Oluşan yüksek stresler mavi renkte gösterilip, en yüksek stres değerlerinin her modelin bukkal yüzünde olduğu tespit edildi.

Pmin dağılımı, yükleme yapılan tarafta 22, 24 ve 27 numaralı soketlerin bukkal, mesial ve distal bölgelerinde yoğun olarak izlendi (Şekil 4.79 - 4.90). Kortikal kemiğin Pmin bulgularının değerlendirilebilmesi amacıyla her modelde implant

soketinin periferinde en yüksek sıkışma bulgusunun izlendiği noktalardan değer alındı. Değer alınan noktalarda izlenen Pmin stres değerleri Tablo 4.8 ve Tablo 4.9 ile verilmiştir. Bu noktalardan alınan değerlere göre sol maksiller arkta yer alan implant soketlerinin periferinde daha yüksek Pmin değerleri izlendi ve kortikal kemiğe ait Pmin bulguları bütün modellerde en yüksek değerler 24 nolu implant soketi çevresinde izlendi (Tablo 4.9).

22, 24 ve 27 numaralı diş bölgesinde yer alan implant soketinin periferinde diğer implant soketlerine göre daha yüksek Pmin değerleri izlendi.

Pmin bulgularını en yüksek olduğu model ise Grup 2 PEKK model 6'da 10.084 MPa olarak izlendi. Diğer bütün modellerde 7-8 MPa aralığında değerler izlendi (Şekil 4.78).

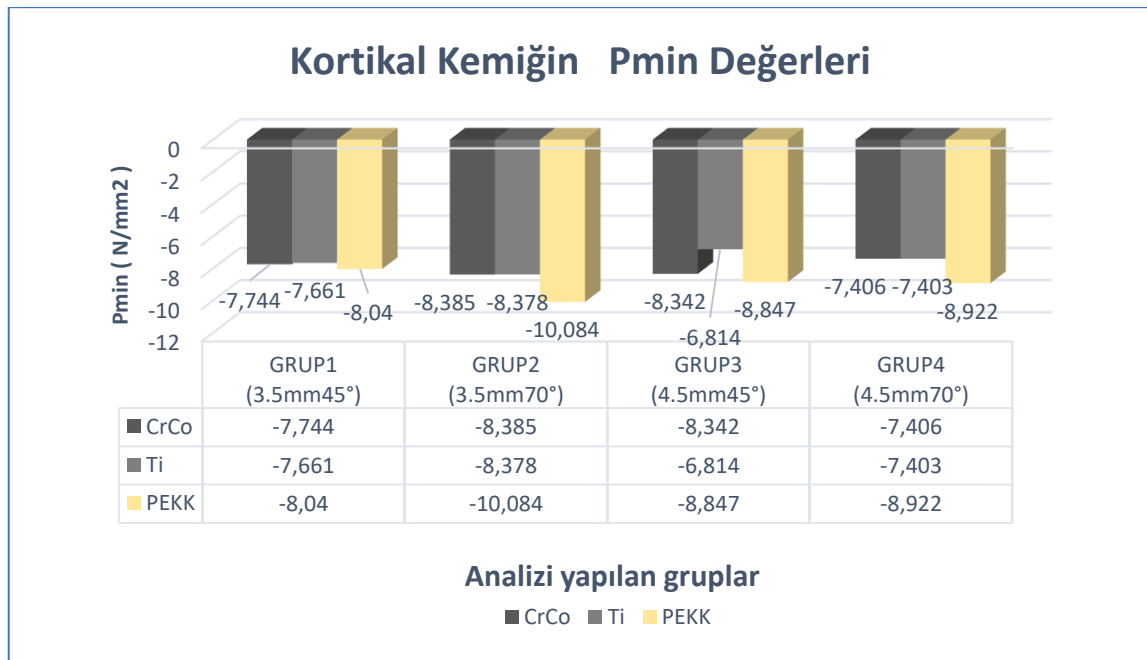
Tablo 4.8. Kortikal kemikte analizi yapılan gruplarda izlenen Pmin değerleri

	GRUP1(3.5mm 45°)	GRUP2(3.5mm 70°)	GRUP3(4.5mm 45°)	GRUP4(4.5mm 70°)
Cr-Co	-7.744	-8.385	-8.342	-7.406
Ti	-7.661	-8.378	-6.814	-7.403
PEKK	-8.04	-10.084	-8.847	-8.922

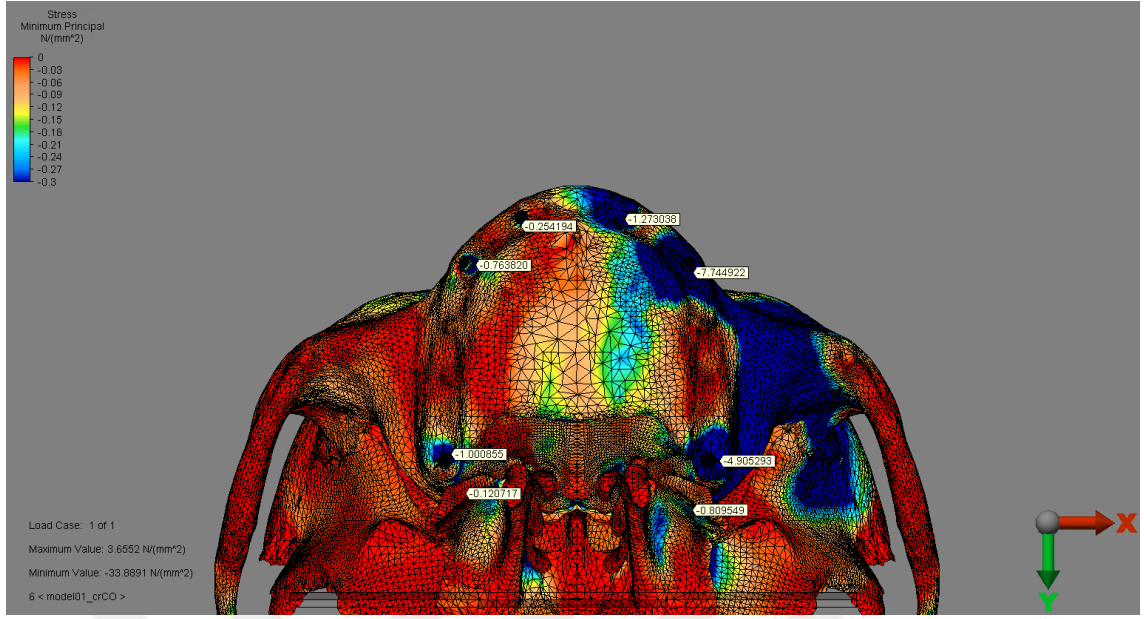
İmplant soketlerinin periferinde alınan değerlere göre farklı altyapı modelleri arasında ciddi farklılıklar izlenmedi. Fakat 24 numaralı soketlerde yer alan alveoler kemikte Grup 2 PEKK altyapılı modelde diğer Ti ve Cr-Co altyapılı modellere göre daha yoğun sıkışma tipi gerilimlerin izlendiği görüldü (Şekil 4.78).

Tablo 4.9. Kortikal kemikte izlenen Pmin değerleri

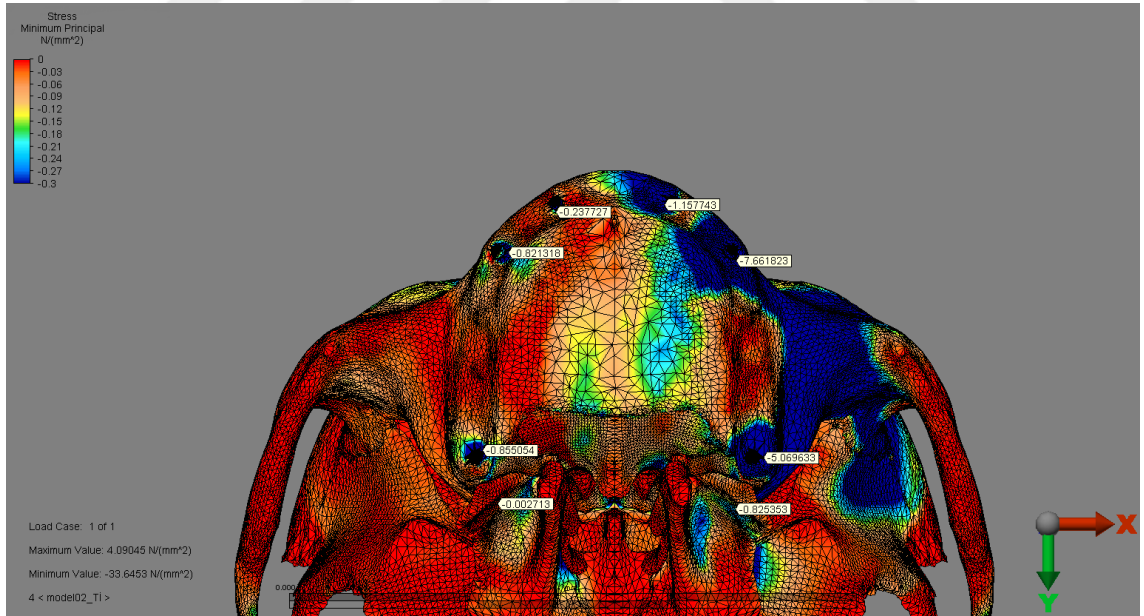
	Grup I – Cr-Co	Grup I – Ti	Grup I – PEKK
17 Sağ Pterygoid	-1.000 MPa	-0.855 MPa	-0.179 MPa
14 Numara	-0.763 MPa	-0.821 MPa	-0.876 MPa
12 Numara	-0.254 MPa	-0.237 MPa	-0.216 MPa
22 Numara	-1.273 MPa	-1.157 MPa	-0.464 MPa
24 Numara	-7.744 MPa	-7.661 MPa	-8.040 MPa
27 Sol Pterygoid	-4.905 MPa	-5.069 MPa	-5.830 MPa
	Grup II – Cr-Co	Grup II – Ti	Grup II – PEKK
17 Sağ Pterygoid	-0.817 MPa	-0.659 MPa	-0.220 MPa
14 Numara	-0.681 MPa	-0.741 MPa	-0.965 MPa
12 Numara	-0.211 MPa	-0.191 MPa	-0.250 MPa
22 Numara	-1.165 MPa	-1.035 MPa	-0.271 MPa
24 Numara	-8.385 MPa	-8.378 MPa	-10.084 MPa
27 Sol Pterygoid	-4.486 MPa	-5.293 MPa	-6.688 MPa
	Grup III – Cr-Co	Grup III – Ti	Grup III – PEKK
17 Sağ Pterygoid	-0.573 MPa	-0.462 MPa	-0.110 MPa
14 Numara	-0.864 MPa	-0.934 MPa	-0.992 MPa
12 Numara	-0.239 MPa	-0.223 MPa	-0.274 MPa
22 Numara	-1.236 MPa	-0.127 MPa	-0.512 MPa
24 Numara	-8.342 MPa	-6.814 MPa	-8.847 MPa
27 Sol Pterygoid	-3.654 MPa	-3.807 MPa	-4.929 MPa
	Grup IV – Cr-Co	Grup IV – Ti	Grup IV – PEKK
17 Sağ Pterygoid	-1.119 MPa	-0.963 MPa	-0.170 MPa
14 Numara	-0.707 MPa	-0.768 MPa	-1.087 MPa
12 Numara	-0.265 MPa	-0.254 MPa	-0.396 MPa
22 Numara	-1.184 MPa	-0.990 MPa	-0.269 MPa
24 Numara	-7.406 MPa	-7.403 MPa	-8.922 MPa
27 Sol Pterygoid	-6.680 MPa	-6.912 MPa	-7.284 MPa

**Şekil 4.78.** Kortikal kemik üzerindeki Pmin değerleri (N/mm2)

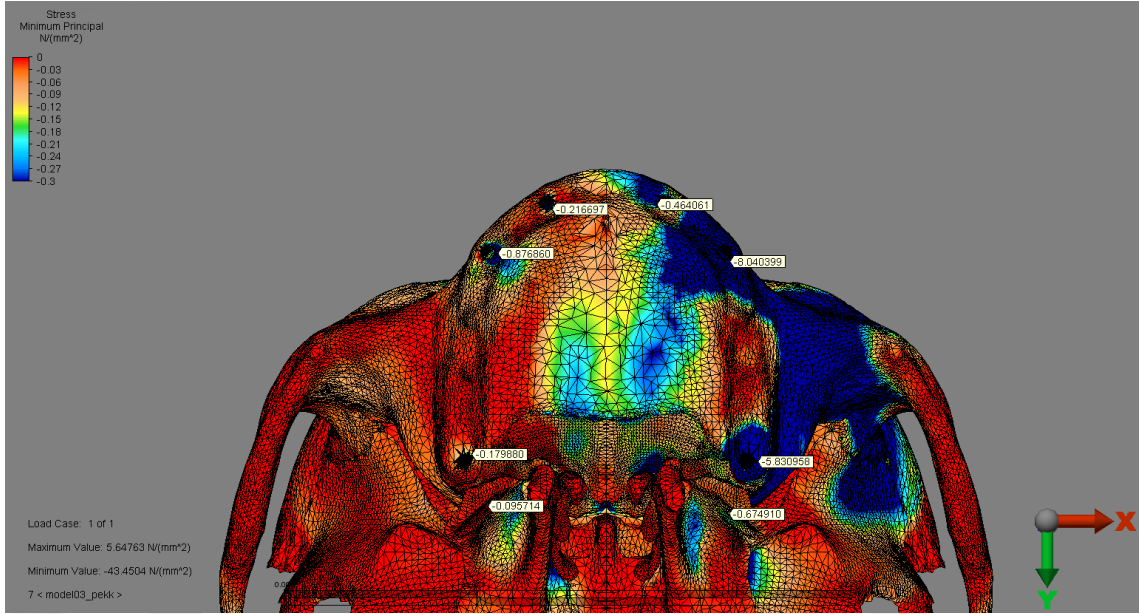
GRUP 1 MODEL 1-2-3 (Cr-Co – Ti – PEKK) 3.5mm 45°



Şekil 4.79. Model 1 Cr-Co, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları

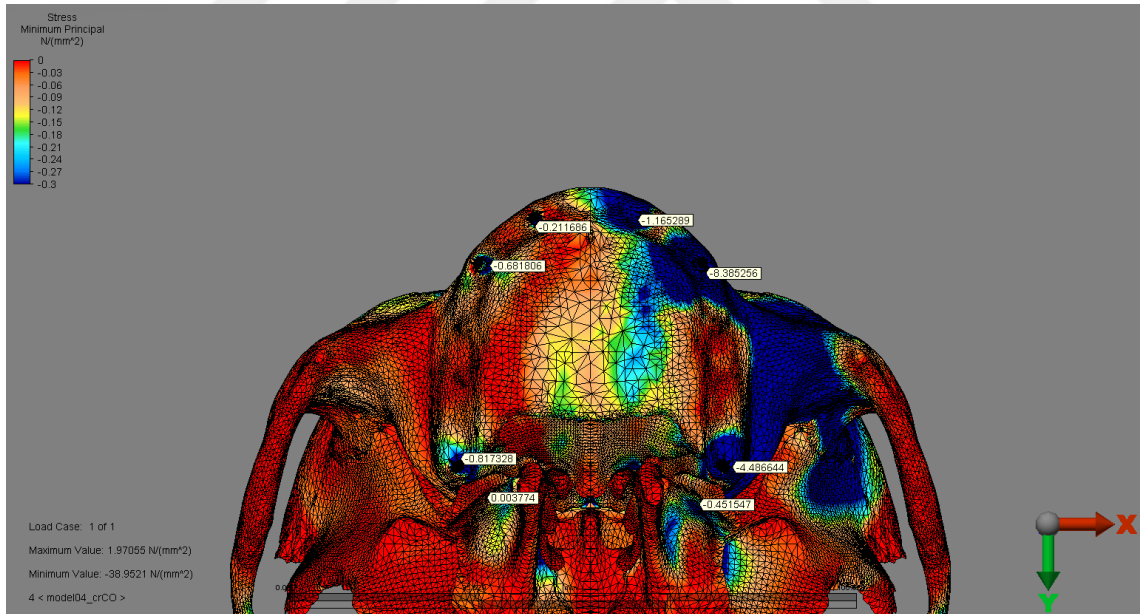


Şekil 4.80. Model 2 Ti, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları

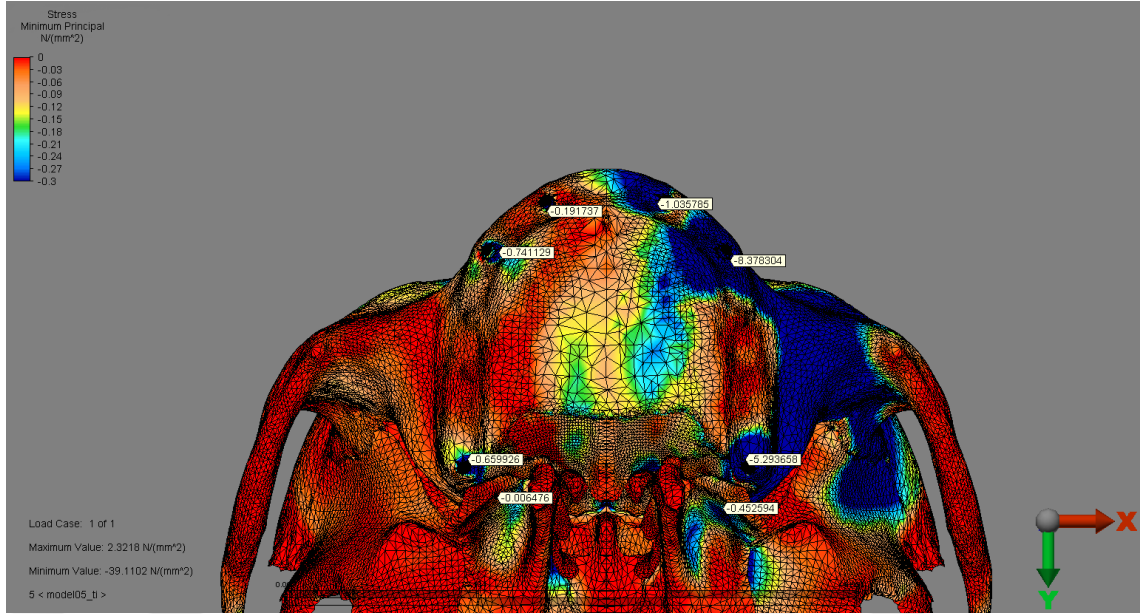


Şekil 4.81. Model 3 PEKK, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları

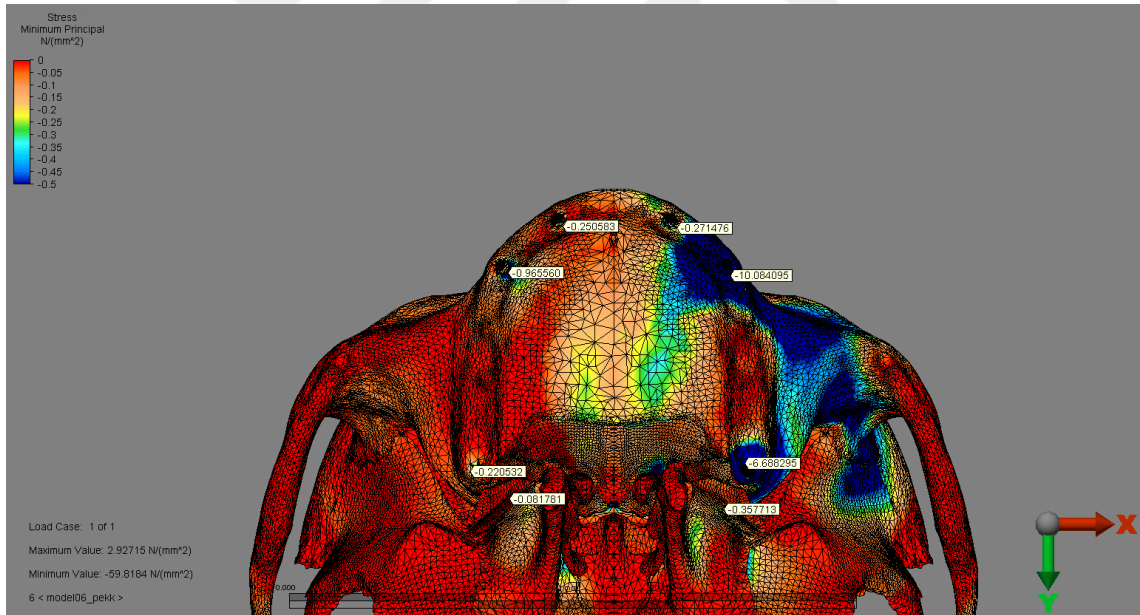
GRUP 2 MODEL 4-5-6 (Cr-Co – Ti – PEKK) 3.5mm 70°



Şekil 4.82. Model 4 Cr-Co, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları

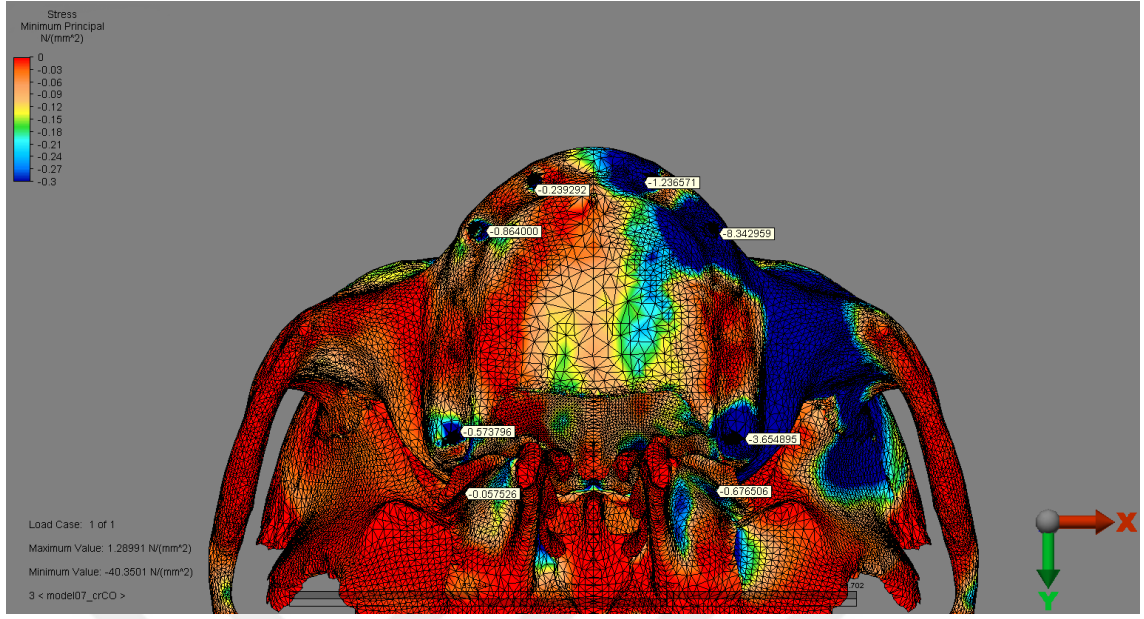


Şekil 4.83. Model 5 Ti, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları

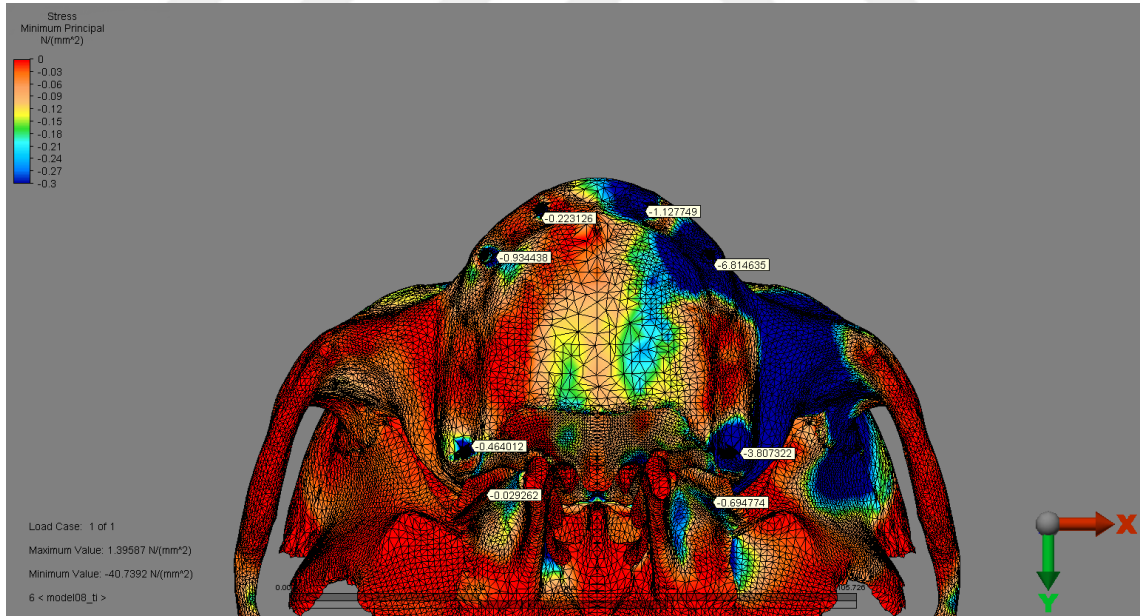


Şekil 4.84. Model 6 PEKK, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları

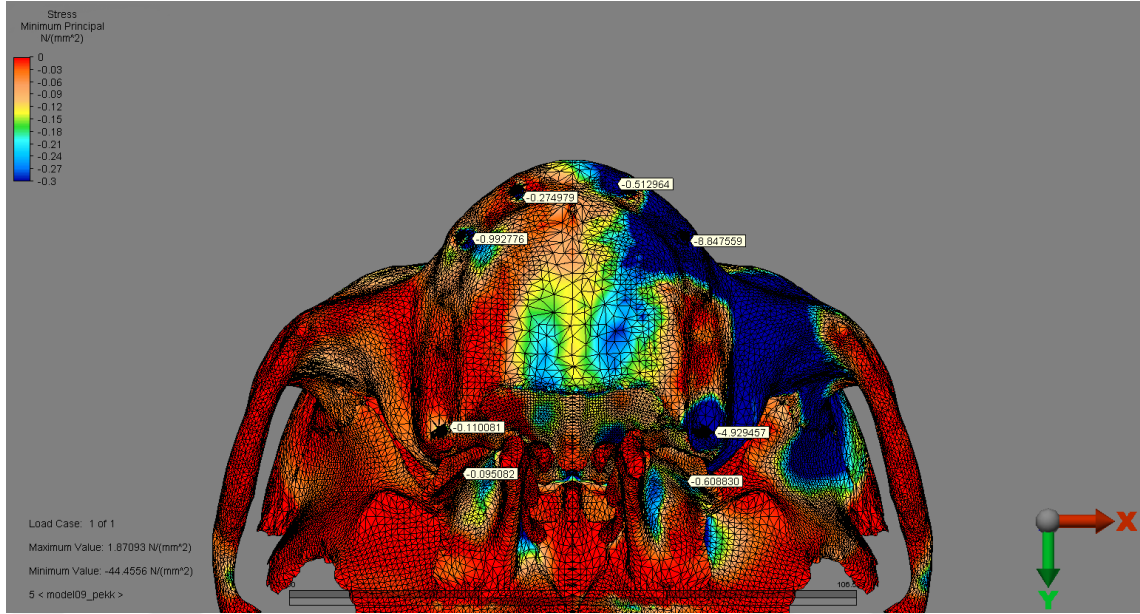
GRUP 3 MODEL 7-8-9 (Cr-Co – Ti – PEKK) 4.5mm 45°



Şekil 4.85. Model 7 Cr-Co, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları

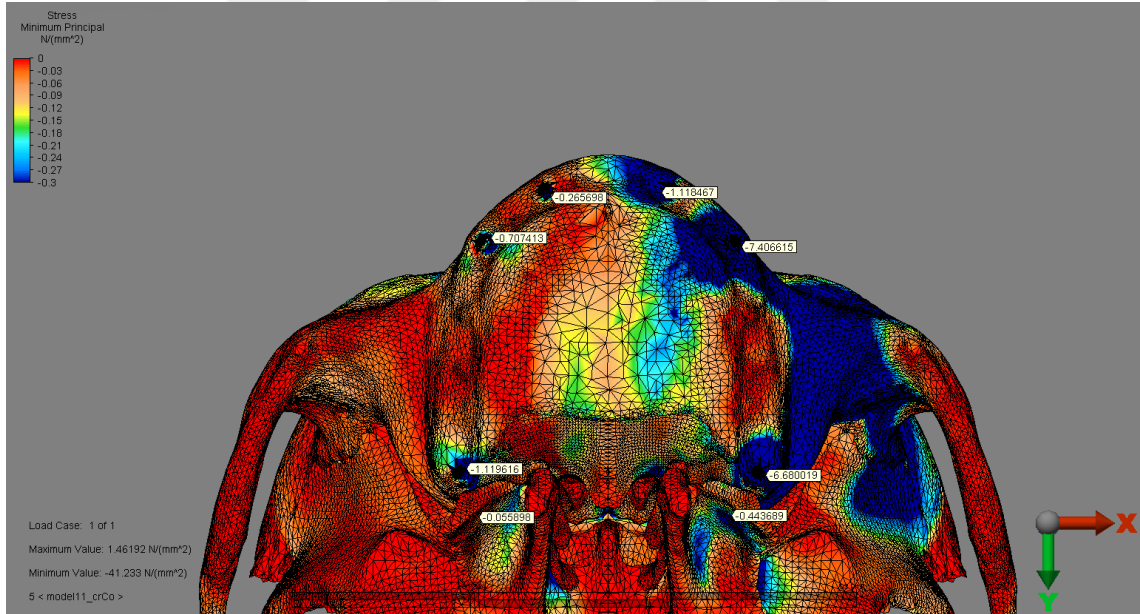


Şekil 4.86. Model 8 Ti, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları

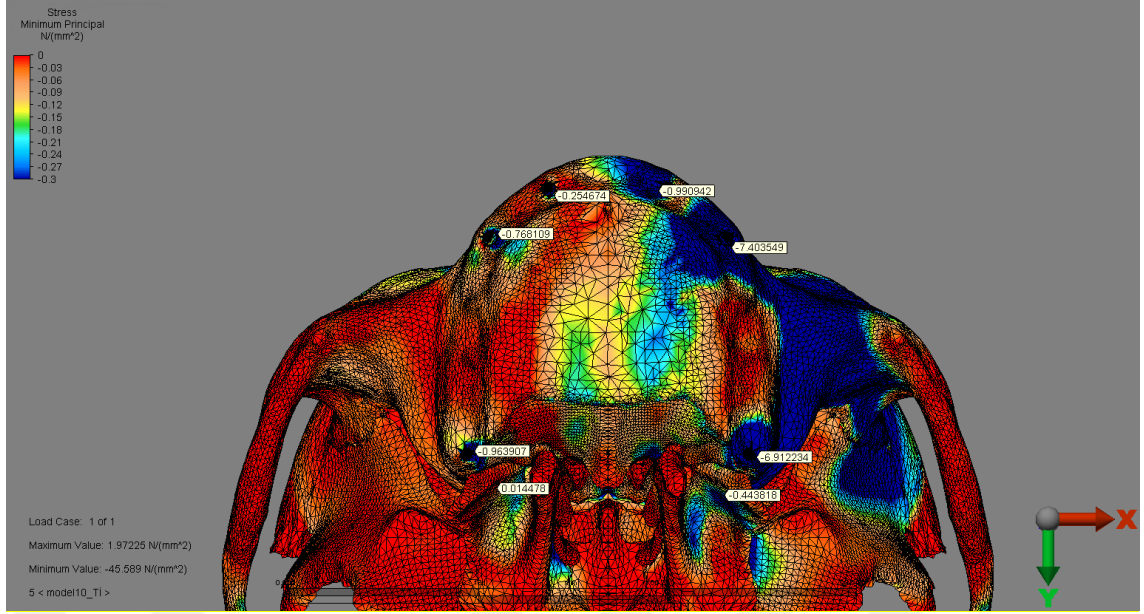


Şekil 4.87. Model 9 PEKK, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları

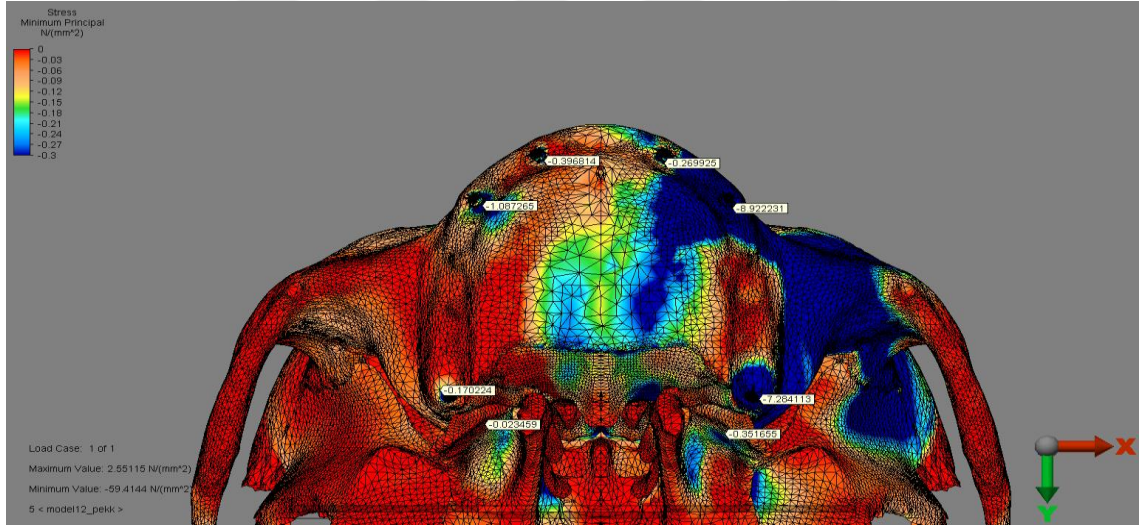
GRUP 4 MODEL 10-11-12 (Cr-Co – Ti – PEKK) 4.5mm 70°



Şekil 4.88. Model 10 Cr-Co, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları



Şekil 4.89. Model 11 Ti, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları



Şekil 4.90. Model 12 PEKK, kortikal kemikte izlenen Pmin bulguları

4.4.3. Pterygoid Kemikte İzlenen Maksimum Asal Stres (Pmax) Bulguları

Pterygoid kemikte izlenen Pmaks bulgularına ait dağılımın daha detaylı olarak değerlendirilebilmesi amacıyla 0 – 0.3 MPa aralığında bir değerlendirme ölçeği ile renklendirildi. 0 – 0.3MPa aralığındaki değerlendirme ölçeği her 0.03 MPa aralığında farklı renk ile ifade edilmektedir. Pmaks değerleri maviden kırmızıya doğru daha yüksek

değerleri göstermektedir. 0.27 MPa'dan daha yüksek Pmaks değerlerinin izlendiği tüm alanlar kırmızı renk ile ifade edilmektedir.

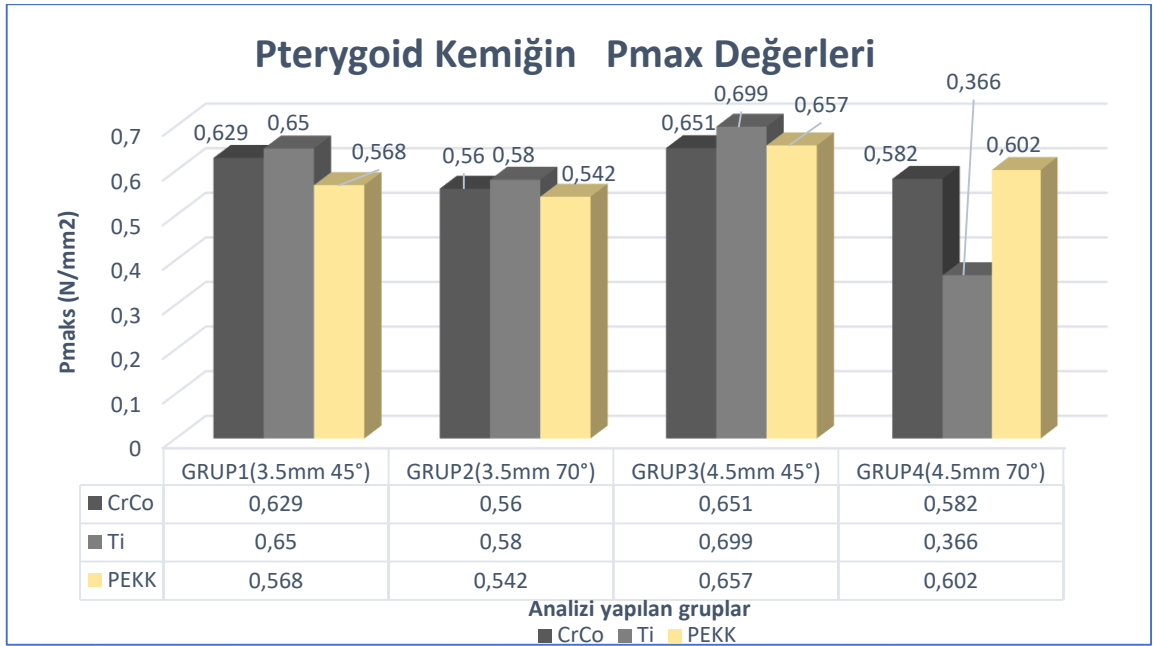
Pterygoid kemiğe ait Pmaks bulgularının değerlendirilebilmesi amacıyla her modelde implant socketinin periferinde en yüksek Pmaks bulgusunun izlendiği noktadan değerler alındı. Değer alınan noktalarda izlenen Pmaks Stres değerleri Tablo 4.10'da verilmiştir.

Tablo.4.10. Pterygoid kemikte analizi yapılan gruplarda izlenen Pmaks değerleri

	GRUP1(3.5mm 45°)	GRUP2(3.5mm 70°)	GRUP3(4.5mm 45°)	GRUP4(4.5mm 70°)
Cr-Co	0.629	0.56	0.651	0.582
Ti	0.65	0.58	0.699	0.366
PEKK	0.568	0.542	0.657	0.602

Tüm modellerde yüklemenin gerçekleştirildiği tarafta pterygoid kemikte izlenen Pmaks değeri karşıt tarafa göre yaklaşık iki kat daha fazla idi. Pterygoid kemikte Pmaks değeri en fazla 0.699 MPa olarak yüklemenin olduğu tarafta Grup 3 model 8 Ti modelde 0.699 Mpa izlendi (Şekil 4.91). Yüklemenin olduğu taraftaki stres değerleri Grup 4 model 11 Ti hariç (0.366MPa) birbirlerine yakın değerlerdi. En düşük değer ise karşıt arkta Grup 4 model 12 PEKK modelde 0.271MPa olarak izlendi.

Pmaks değerleri model 11 Ti 'da arkın her iki tarafında eşitti.



Şekil 4.91. Pterygoid kemikte izlenen Pmaks değerleri

4.4.4. Pterygoid Kemikte İzlenen Minimum Asal Stres (Pmin) Bulguları

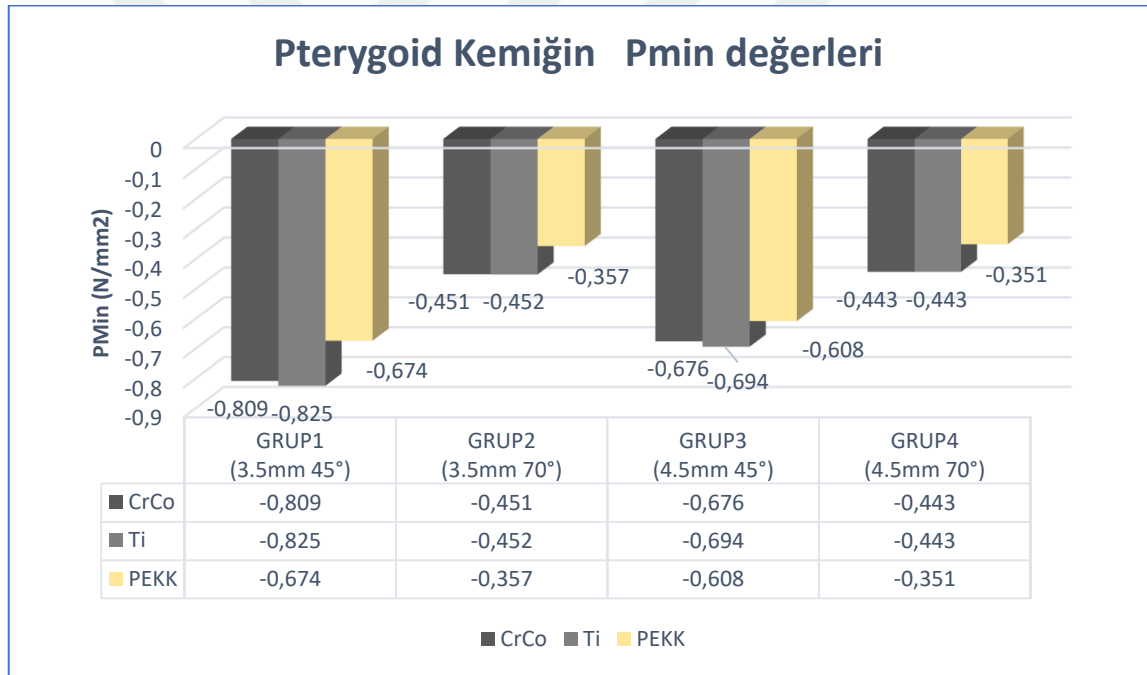
Pterygoid kemikte izlenen Pmin bulgularına ait dağılımın daha detaylı olarak değerlendirilebilmesi amacıyla 0.03 MPa aralığında bir değerlendirme ölçeği ile renklendirildi. 0 ile -0.3 MPa aralığındaki değerlendirme ölçeği her 0.03 MPa aralığında farklı renk ile ifade edilmektedir. Pmin değerleri kırmızıdan maviye doğru daha yüksek değerleri göstermektedir. 0.27 MPa'dan daha yüksek Pmin değerlerinin izlendiği tüm alanlar mavi renk ile ifade edilmektedir.

Pterygoid kemiğe ait Pmin bulgularının değerlendirilebilmesi amacıyla her modelde implant soketinin periferinde en yüksek Pmin bulgusunun izlendiği noktadan değerler alındı. Değer alınan noktalarda izlenen Pmin Stres değerleri Tablo 4.11 ile verilmiştir.

Tablo 4.11. Pterygoid kemikte analizi yapılan gruplarda izlenen Pmin değerleri

	GRUP1(3.5mm 45°)	GRUP2(3.5mm 70°)	GRUP3(4.5mm 45°)	GRUP4(4.5mm 70°)
Cr-Co	-0.809	-0.451	-0.676	-0.443
Ti	-0.825	-0.452	-0.694	-0.443
PEKK	-0.674	-0.357	-0.608	-0.351

Tüm modellerde yüklemenin gerçekleştirildiği tarafta pterygoid kemikte izlenen Pmin karşıt tarafa göre on kat veya daha fazla idi. Pterygoid kemikte Pmin değeri en fazla 0.825MPa olarak yüklemenin olduğu tarafta Grup1 model 2 Ti modelde izlendi. (Şekil 4.92) Yüklemenin olduğu tarafta en düşük Pmin değeri 0.351 ile Grup 4 model 12 de izlendi, karşı taraftaki değerler neredeyse sıfıra (0.003 ile 0.120 arasında) yakındı.



Şekil 4.92. Pterygoid kemikte izlenen Pmin değerleri

4.4.5. Trabeküler Kemikte İzlenen Maksimum Asal Stres (Pmax) Bulguları

Trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulgularına ait dağılımın daha detaylı olarak değerlendirilebilmesi amacıyla 0 – 0.1 MPa aralığında bir değerlendirme ölçeği ile renklendirildi. 0 – 0.1 MPa aralığındaki değerlendirme ölçeği her 0.01 MPa aralığında farklı renk ile ifade edilmektedir. Pmaks değerleri maviden kırmızıya doğru daha yüksek

değerleri göstermektedir. 0.09 MPa'dan daha yüksek Pmaks değerlerinin izlendiği tüm alanlar kırmızı renk ile ifade edilmektedir.

Trabeküler kemiğe ait Pmaks bulgularının değerlendirilebilmesi amacıyla her modelde implant socketinin periferinde en yüksek Pmaks bulgusunun izlendiği noktadan değerler alındı.

Bütün modellerde Pmaks değerleri yüklemenin yapıldığı tarafta 24 nolu diş socketine yerleştirilen implant çevresinde ve bukkale doğru izlendi. Açı artışıyla aksiyel yük arttığından 45'ten 70' geçişte Pmaks değerlerinde bir miktar artış izlendi. Karşıt arktaki ve diğer implant socketleri çevresindeki Pmaks değerleri oldukça düşük izlendi (Şekil 4.94 –4.105).

Bütün gruplarda PEKK modellerde 24 nolu diş socketine yerleştirilen implant çevresinde oluşan Pmaks diğerlerinden fazla tespit edildi. İmplant açısı 70 ° olan Grup 2 ve 4'te Pmaks stresleri 45°'lik Grup 1 ve 3'e göre daha yüksek izlendi. Değer alınan noktalarda izlenen Pmaks Stres değerleri Tablo 4.12, 4.13 ile verilmiştir.

Pmaks incelenen tüm modellerde yüklemenin gerçekleştirildiği tarafta 24 nolu diş alveol socketinin bukkal yüzeylerinde ve kısmende pterygoid implant ile arasında kalan kısımda bukkal yüzey tarafında izlendi (Tablo 4.13) (Şekil 4.94 – 4.105).

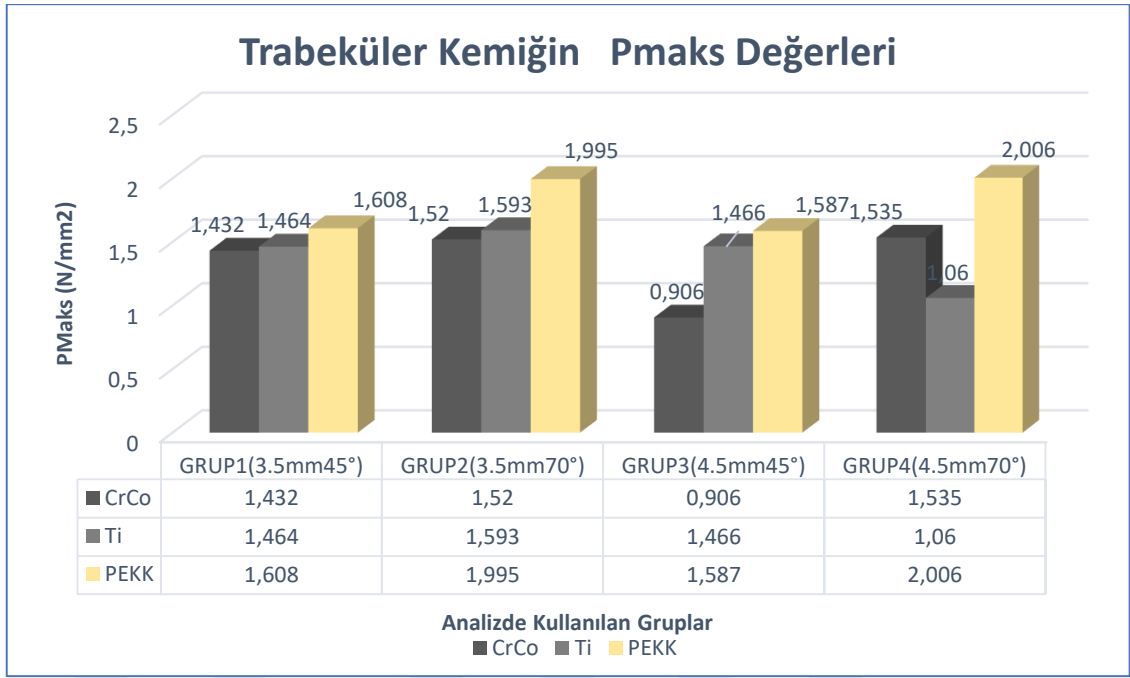
Tablo 4.12. Trabeküler kemikte analizi yapılan gruplarda izlenen Pmaks değerleri

	GRUP1(3.5mm 45°)	GRUP2(3.5mm 70°)	GRUP3(4.5mm 45°)	GRUP4(4.5mm 70°)
Cr-Co	1.432	1.52	0.906	1.535
Ti	1.464	1.593	1.466	1.06
PEKK	1.608	1.995	1.587	2.006

En yüksek Pmaks grup 4 PEKK model 12'de 2.006 MPa olarak ölçüldü(Şekil 4.93).

Tablo 4.13. Trabeküler kemikte izlenen Pmaks değerleri

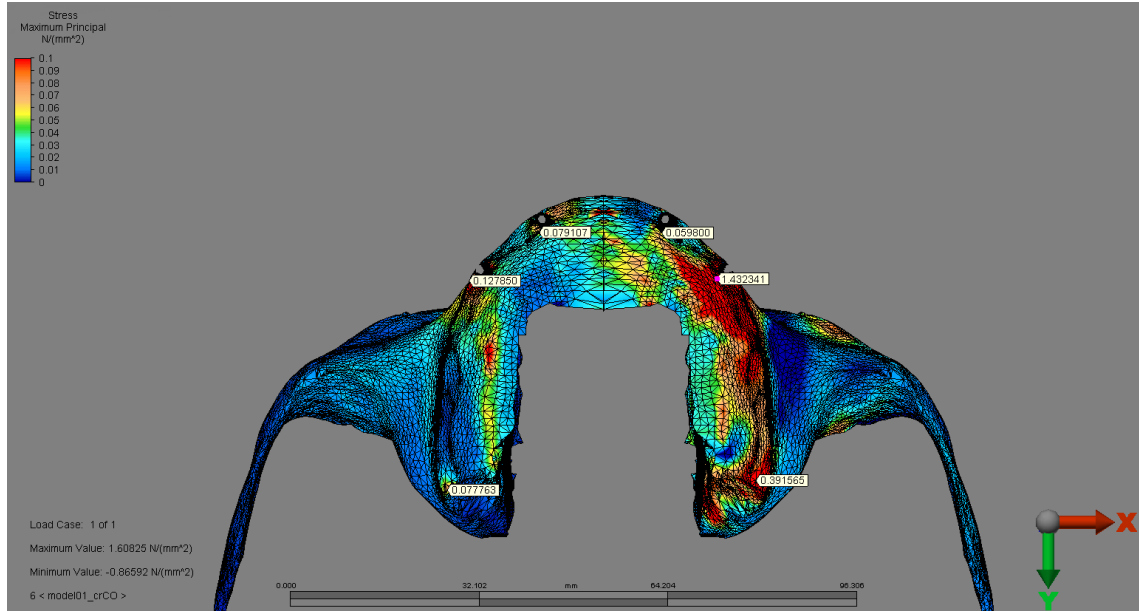
	Grup I – Cr-Co	Grup I – Ti	Grup I – PEKK
17 Sağ Pterygoid	0.077MPa	0.046 MPa	0.020 MPa
14 Numara	0.127 MPa	0.070 MPa	0.469 MPa
12 Numara	0.079 MPa	0.080 MPa	0.870 MPa
22 Numara	0.059 MPa	0.136 MPa	0.277 MPa
24 Numara	1.432 MPa	1.464 MPa	1.608 MPa
27 Sol Pterygoid	0.391 MPa	0.423 MPa	0.510 MPa
	Grup II – Cr-Co	Grup II – Ti	Grup II – PEKK
17 Sağ Pterygoid	0.025 MPa	0.057 MPa	0.058 MPa
14 Numara	0.325 MPa	0.368 MPa	0.474 MPa
12 Numara	0.072 MPa	0.067 MPa	0.096 MPa
22 Numara	0.110 MPa	0.141 MPa	0.300 MPa
24 Numara	1.520 MPa	1.593 MPa	1.995 MPa
27 Sol Pterygoid	0.126 MPa	0.149 MPa	0.185 MPa
	Grup III – Cr-Co	Grup III – Ti	Grup III – PEKK
17 Sağ Pterygoid	0.071 MPa	0.039 MPa	0.021MPa
14 Numara	0.131 MPa	0.127 MPa	0.462 MPa
12 Numara	0.082 MPa	0.072 MPa	0.078 MPa
22 Numara	0.103 MPa	0.150 MPa	0.156 MPa
24 Numara	0.906 MPa	1.466 MPa	1.587 MPa
27 Sol Pterygoid	0.540 MPa	0.579 MPa	0.738 MPa
	Grup IV – Cr-Co	Grup IV – Ti	Grup IV – PEKK
17 Sağ Pterygoid	0.222 MPa	0.059 MPa	0.019 MPa
14 Numara	0.136 MPa	0.358 MPa	0.468 MPa
12 Numara	0.095 MPa	0.089 MPa	0.102 MPa
22 Numara	0.102 MPa	0.144 MPa	0.191 MPa
24 Numara	1.535 MPa	1.060 MPa	2.006 MPa
27 Sol Pterygoid	0.138 MPa	0.162 MPa	0.204 MPa



Şekil 4.93. Trabeküler kemikte izlenen Pmaks değerleri

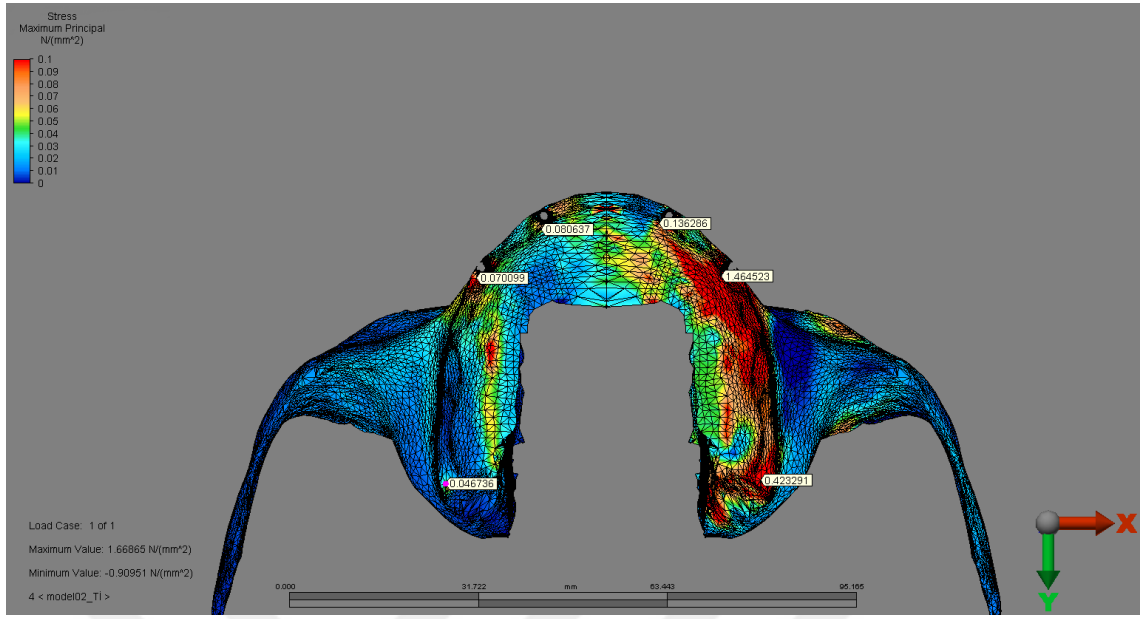
GRUP 1 MODEL 1-2-3 (Cr-Co – Ti – PEKK) 3.5mm 45

Model 1 Cr-Co



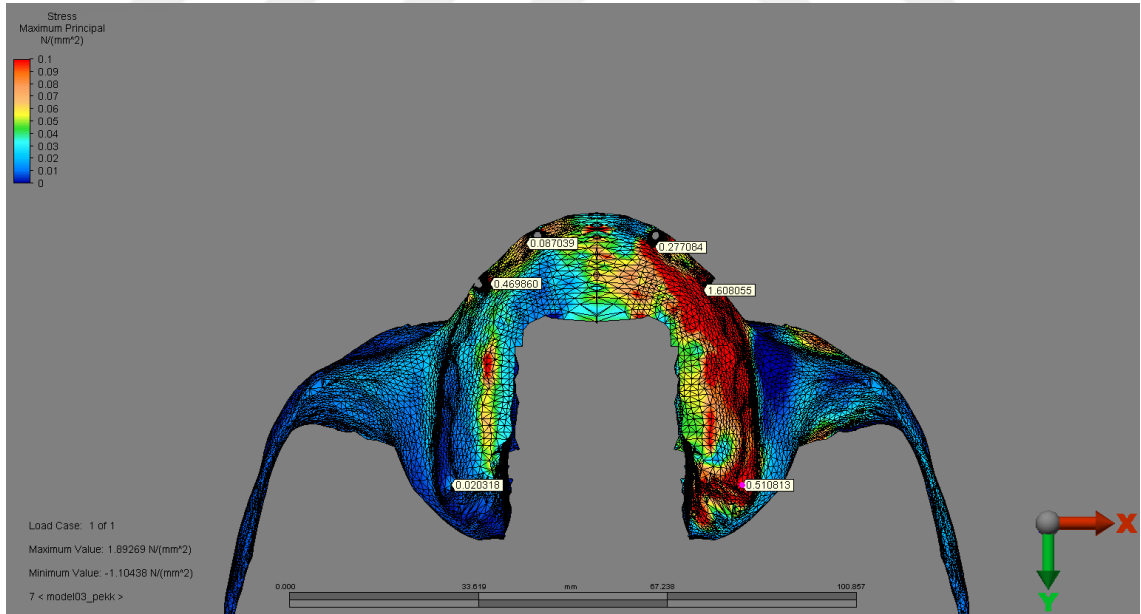
Şekil 4.94. Model 1 Cr-Co, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları

Model 2 Ti



Şekil 4.95. Model 2 Ti, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları

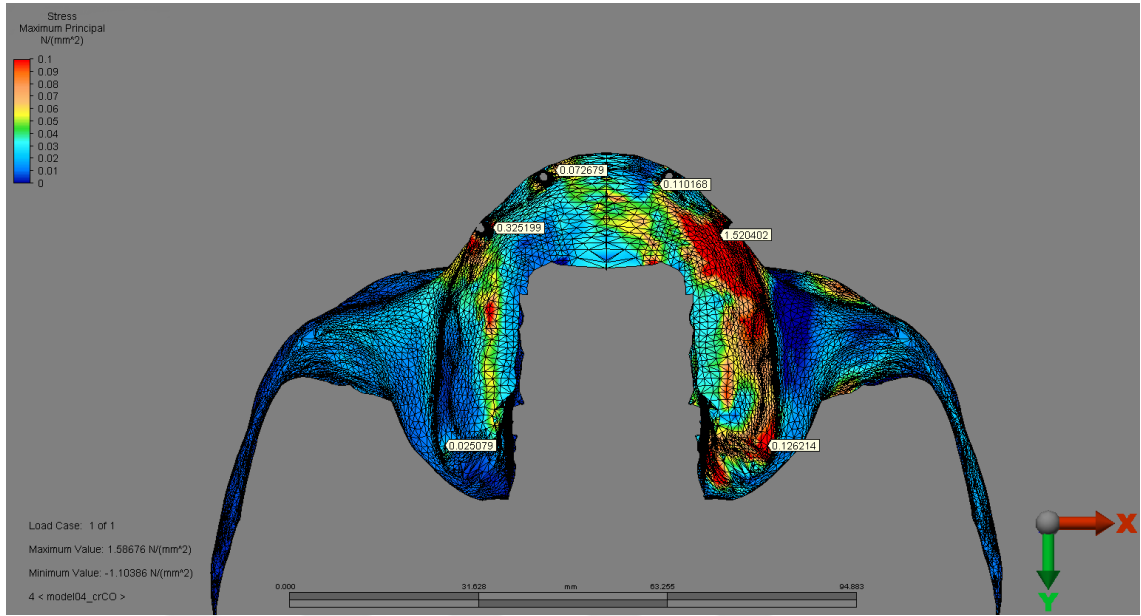
Model 3 PEKK



Şekil 4.96. Model 3 PEKK, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları

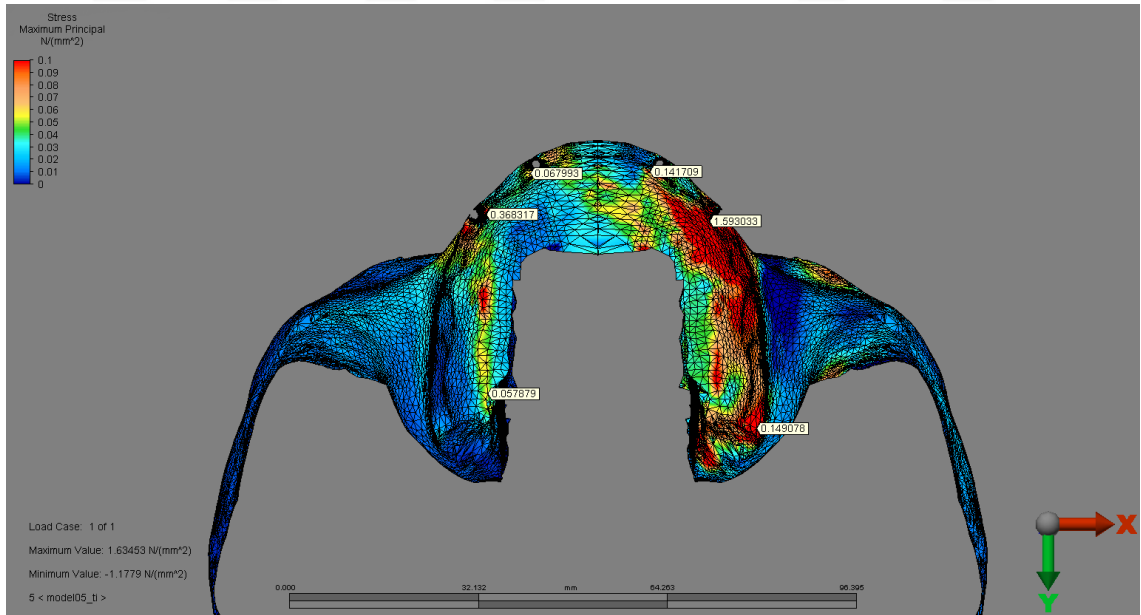
GRUP 2 MODEL 4-5-6 (Cr-Co – Ti – PEKK) 3.5mm 70°

Model 4 Cr-Co



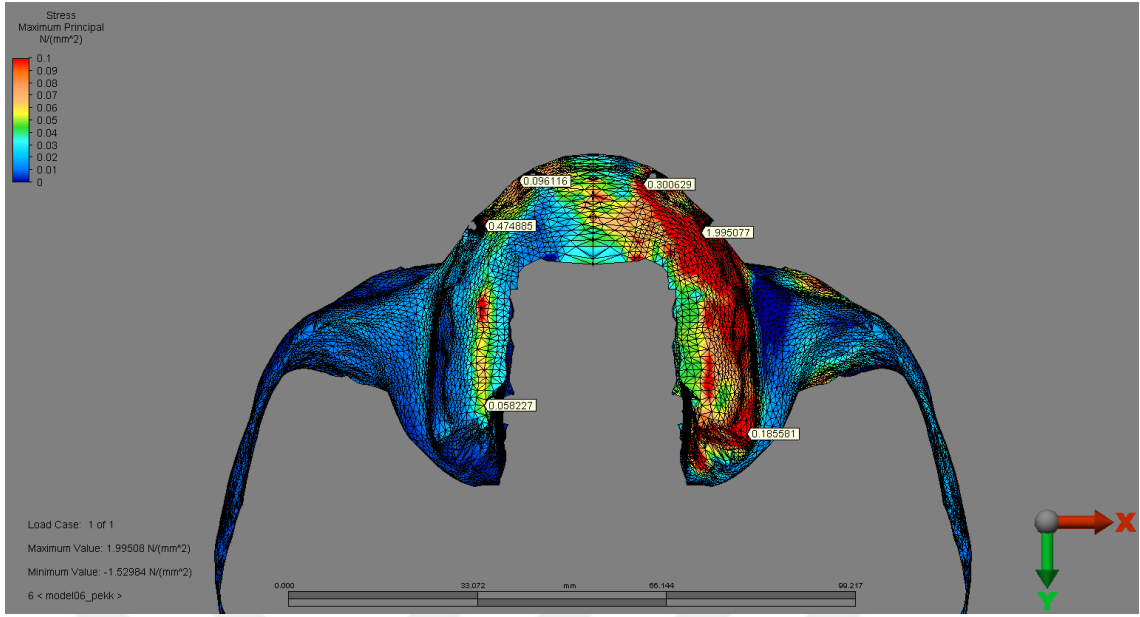
Şekil 4.97. Model 4 Cr-Co, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları

Model 5 Ti



Şekil 4.98. Model 5 Ti, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları

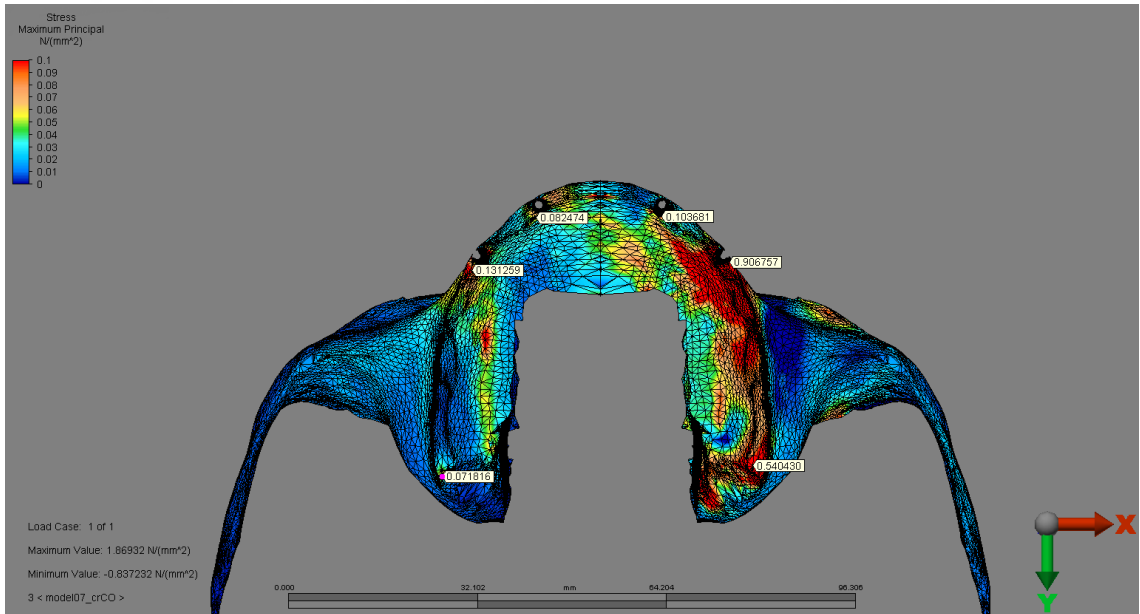
Model 6 PEKK



Şekil 4.99. Model 6 PEKK, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları

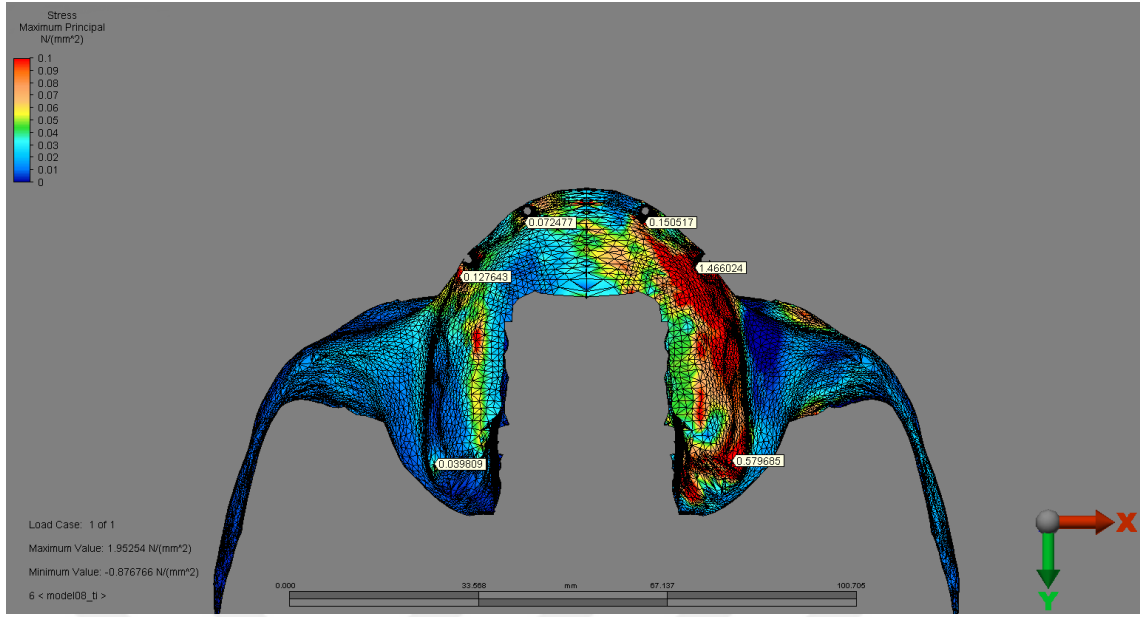
GRUP 3 MODEL 7-8-9 (Cr-Co – Ti – PEKK) 4.5mm 45°

Model 7 Cr-Co



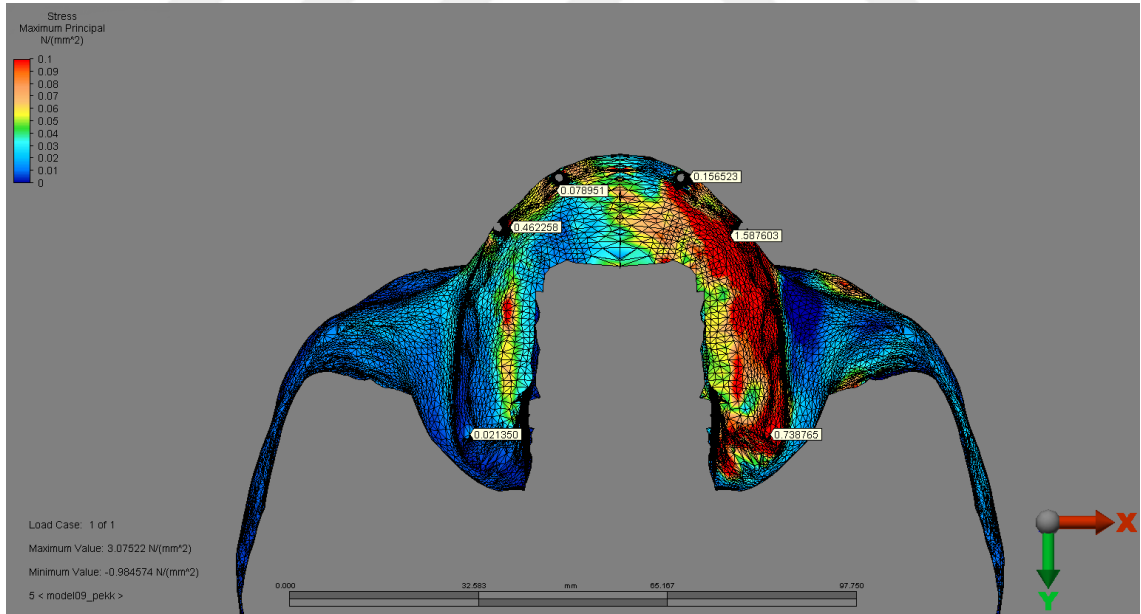
Şekil 4.100. Model 7 Cr-Co, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları

Model 8 Ti



Şekil 4.101. Model 8 Ti, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları

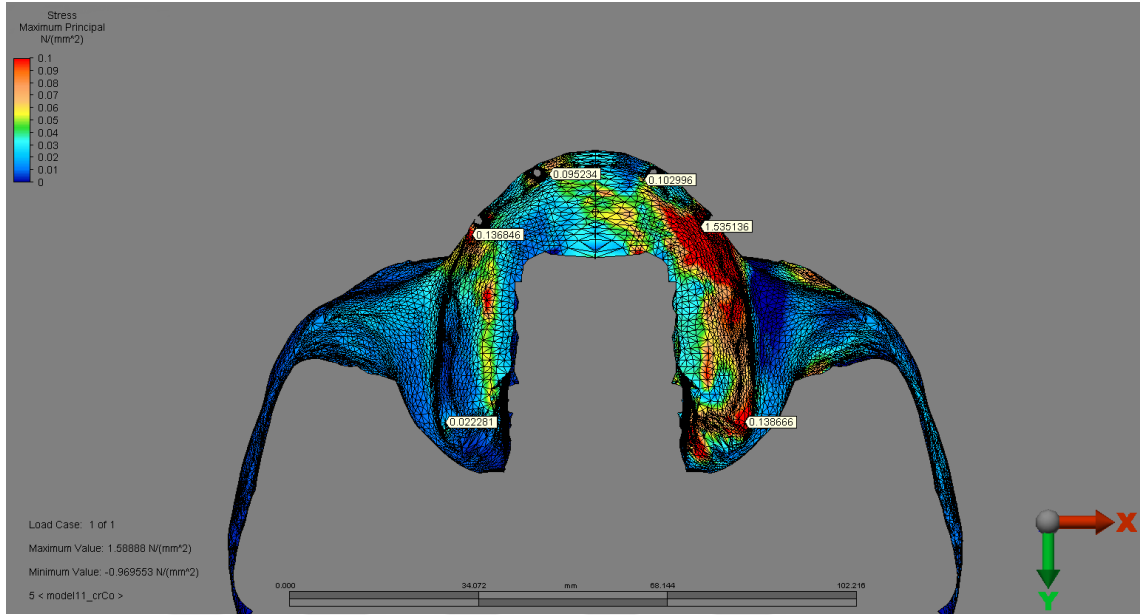
Model 9 PEKK



Şekil 4.102. Model 9 PEKK, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları

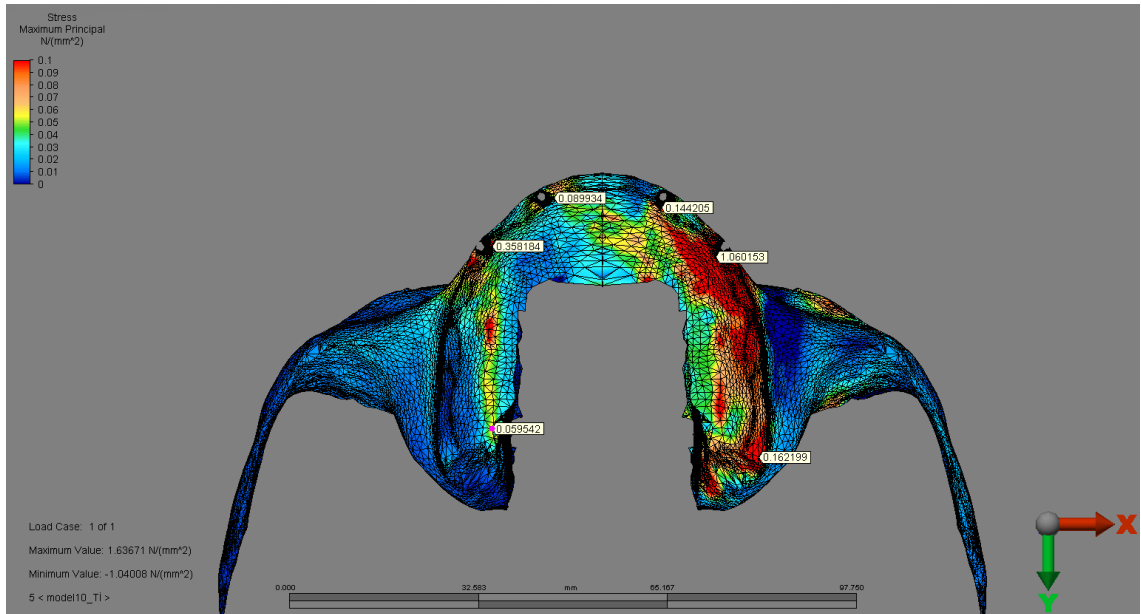
GRUP 4 MODEL 10-11-12 (Cr-Co – Ti – PEKK) 4.5mm 70°

Model 10 Cr-Co



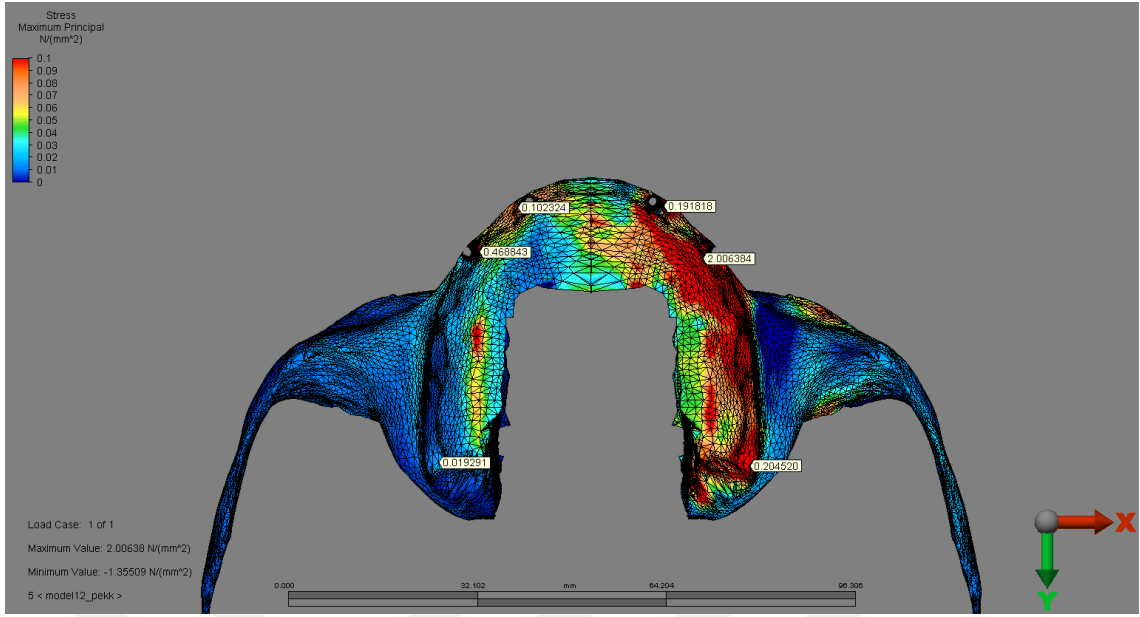
Şekil 4.103. Model 10 Cr-Co, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları

Model 11 Ti



Şekil 4.104. Model 11 Ti, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları

Model 12 PEKK



Şekil 4.105. Model 12 PEKK, trabeküler kemikte izlenen Pmaks bulguları

4.4.6. Trabeküler Kemikte İzlenen Minimum Asal Stres (Pmin) Bulguları

Trabeküler kemikte izlenen Pmin bulgularına ait dağılımın daha detaylı olarak değerlendirilebilmesi amacıyla 0-0.1 MPa aralığında bir değerlendirme ölçeği ile renklendirildi. 0 ile -0.1 MPa aralığındaki değerlendirme ölçeği her 0.02 MPa aralığında farklı renk ile ifade edilmektedir. Pmin değerleri kırmızıdan maviye doğru daha yüksek değerleri göstermektedir. 0.09 MPa'dan daha yüksek Pmin değerlerinin izlendiği tüm alanlar mavi renk ile ifade edilmektedir.

Trabeküler kemiğe ait Pmin bulgularının değerlendirilebilmesi amacıyla her modelde implant socketinin periferinde en yüksek Pmin (en yüksek sıkışma) bulgusunun izlendiği noktadan değerler alındı. Bu noktalardan alınan değerlere göre sol maksiller arkta yer alan implant socketlerinin periferinde daha yüksek Pmin değerleri izlendi.

22, 24 ve 27 numaralı diş bölgesinde yer alan implant socketinin periferinde diğer implant socketlerine göre daha yüksek Pmin değerleri izlendi. Pmin dağılımı, yükleme

yapılan tarafta 22, 24 ve 27 numaralı soketlerin bukkal, mesial ve distal bölgelerinde yoğunlu (Şekil 4.107 - 4.118).

Pmin dağılımı, yükleme yapılan ark tarafında Grup 1 model 1 Cr-Co ve model 3 PEKK haricinde tüm modellerde Pmin 24 numaralı diş soketine yerleştirilen implant çevresinde bukkale doğru yayılır tarzda izlendi. Grup 1 Cr-Co ve PEKK modellerinde ise pterygoid implant çevresinde bukkale doğru yayılır tarzda Pmin izlendi.

Değer alınan noktalarda izlenen Pmaks Stres değerleri Tablo 4.14 ile Tablo 4.15 ile verilmiştir.

Tablo 4.14. Trabeküler kemikte analizi yapılan gruplarda izlenen Pmin değerleri

	GRUP1(3.5mm 45°)	GRUP2(3.5mm 70°)	GRUP3(4.5mm 45°)	GRUP4(4.5mm 70°)
Cr-Co	-0.787	-0.305	-1.08	-1.028
Ti	-0.806	-1.809	-1.128	-1.076
PEKK	-1.12	-1.232	-1.26	-1.266

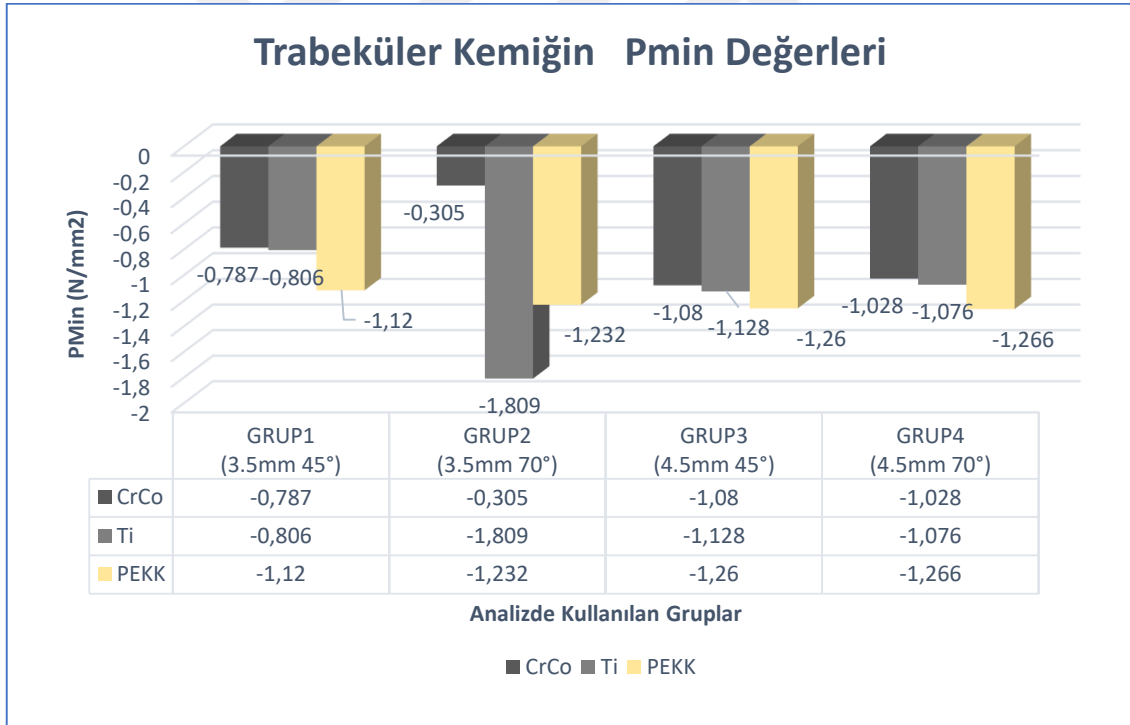
Bütün gruplarda PEKK modellerde pterygoid implant çevresinde oluşan Pmin Grup 2 Ti model haricinde belirgin derecede diğerlerinden yüksekti. En yüksek Pmin değeri Grup 2 Ti modelde -1.809 MPa olarak izlendi (Şekil 4.106).

Tablo 4.15. Trabeküler kemikte izlenen Pmin değerleri

	Grup I – Cr-Co	Grup I – Ti	Grup I – PEKK
17 Sağ Pterygoid	-0.043 MPa	-0.029 MPa	-0.016 MPa
14 Numara	-0.088 MPa	-0.011 MPa	-0.057 MPa
12 Numara	-0.014 MPa	-0.011 MPa	-0.041 MPa
22 Numara	-0.238 MPa	-0.351 MPa	-0.670 MPa
24 Numara	-0.571 MPa	-0.806 MPa	-1.087 MPa
27 Sol Pterygoid	-0.787 MPa	-0.787 MPa	-1.120 MPa
	Grup II – Cr-Co	Grup II – Ti	Grup II – PEKK
17 Sağ Pterygoid	-0.020 MPa	-0.0130 MPa	-0.010 MPa
14 Numara	-0.132 MPa	-0.119 MPa	-0.056 MPa
12 Numara	-0.010 MPa	-0.012 MPa	-0.064 MPa
22 Numara	-0.229 MPa	-0.349 MPa	-0.757 MPa
24 Numara	-1.001 MPa	-1.809 MPa	-1.232 MPa
27 Sol Pterygoid	-0.305 MPa	-0.307 MPa	-0.316 MPa

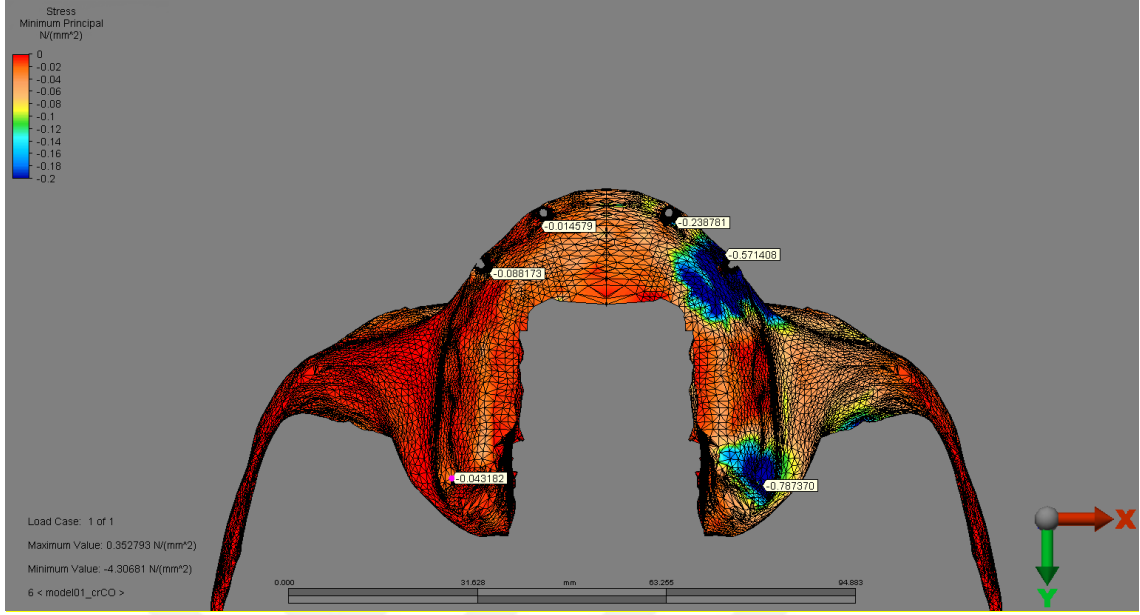
Tablo 4.15. (Devamı)

	Grup III – Cr-Co	Grup III – Ti	Grup III – PEKK
17 Sağ Pterygoid	-0.049 MPa	-0.033 MPa	-0.005 MPa
14 Numara	-0.125 MPa	-0.118 MPa	-0.053 MPa
12 Numara	-0.003 MPa	-0.009 MPa	-0.029 MPa
22 Numara	-0.144 MPa	-0.353 MPa	-0.618 MPa
24 Numara	-1.080 MPa	-1.128 MPa	-1.260 MPa
27 Sol Pterygoid	-0.493 MPa	-0.633 MPa	- 0.713MPa
	Grup IV – Cr-Co	Grup IV – Ti	Grup IV – PEKK
17 Sağ Pterygoid	-0.019 MPa	-0.011 MPa	-0.005 MPa
14 Numara	-0.124 MPa	-0.111 MPa	-0.051 MPa
12 Numara	-0.011 MPa	-0.013 MPa	-0.059 MPa
22 Numara	-0.212 MPa	-0.329 MPa	-0.731 MPa
24 Numara	-1.028 MPa	-1.076 MPa	-1.266 MPa
27 Sol Pterygoid	-0.255 MPa	-0.360 MPa	-0.264 MPa

**Şekil 4.106. Trabeküler kemikte izlenen Pmin değerleri**

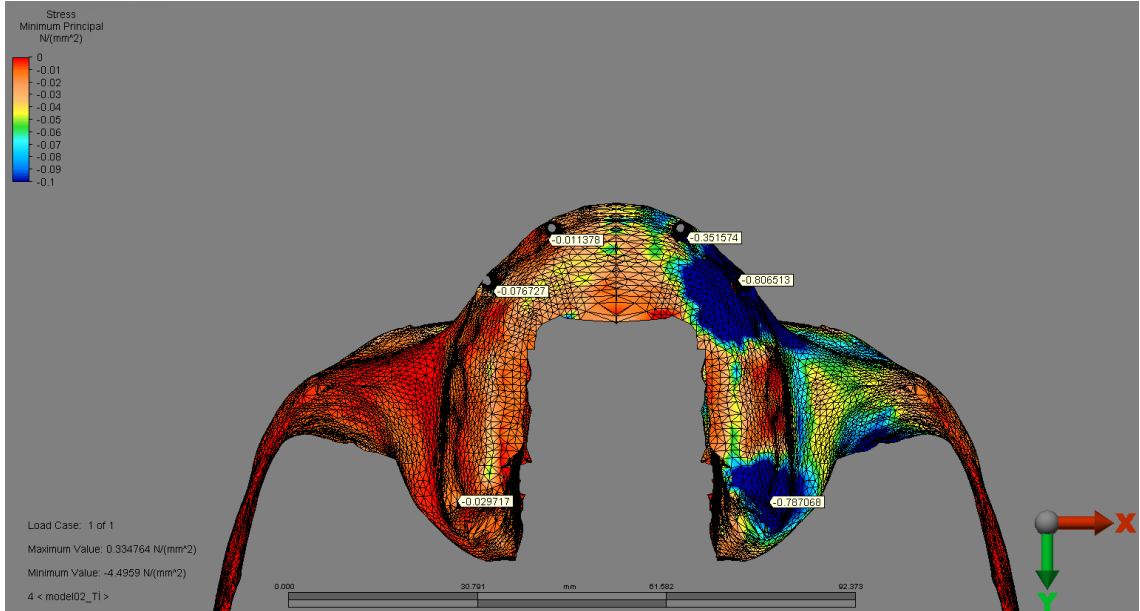
GRUP 1 MODEL 1-2-3 (Cr-Co – Ti – PEKK) 3.5mm 45°

Model 1 Cr-Co



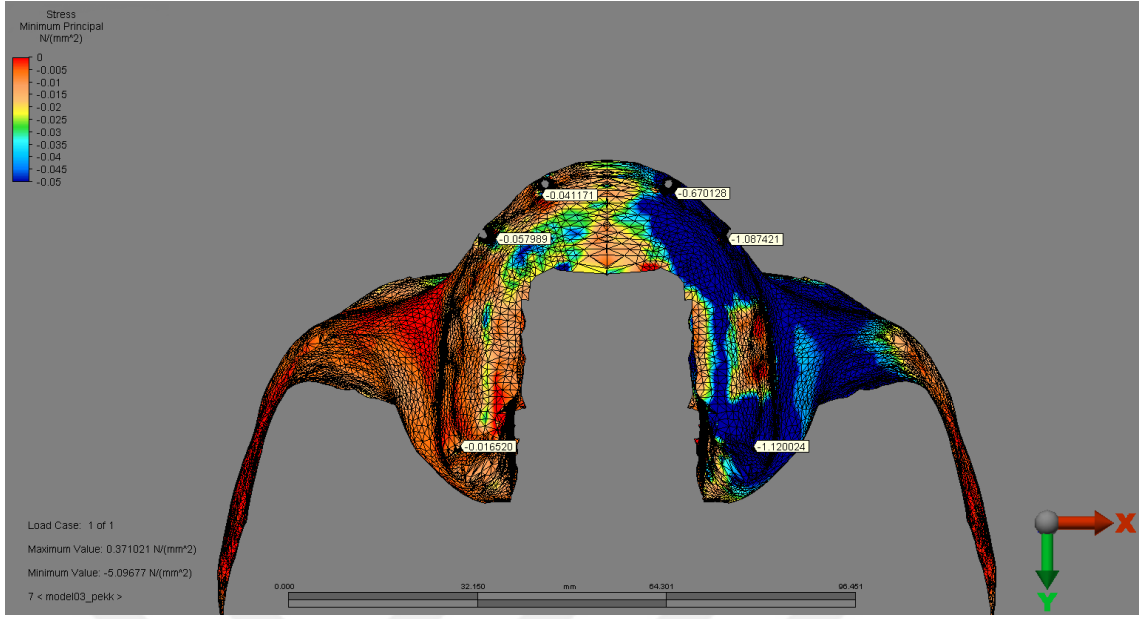
Şekil 4.107. Model 1 Cr-Co, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları

Model 2 Ti



Şekil 4.108. Model 2 Ti, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları

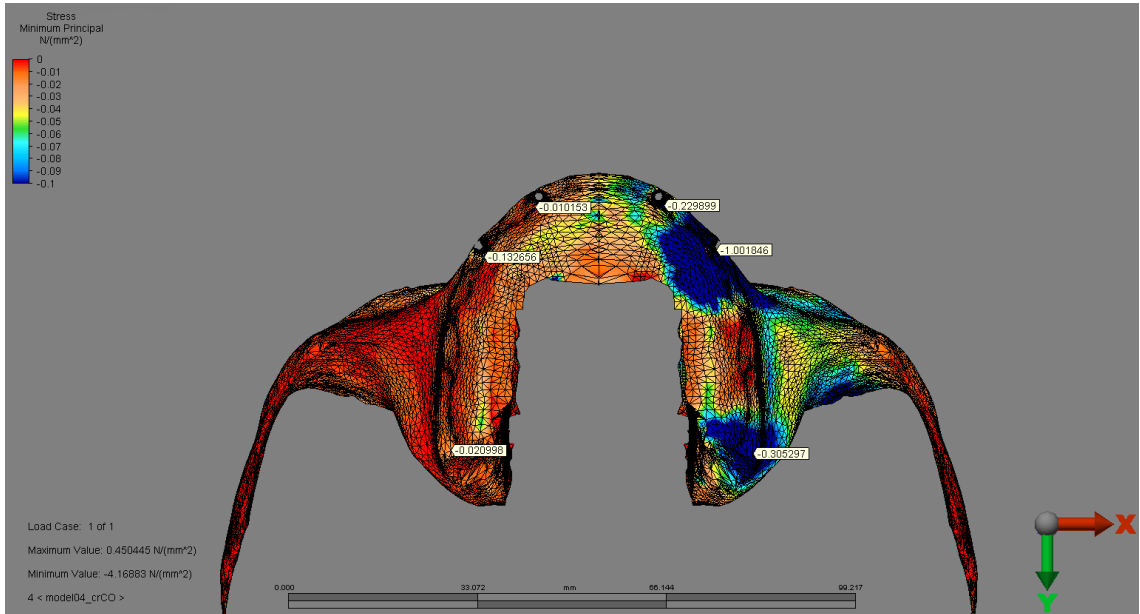
Model 3 PEKK



Şekil 4.109. Model 3 PEKK, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları

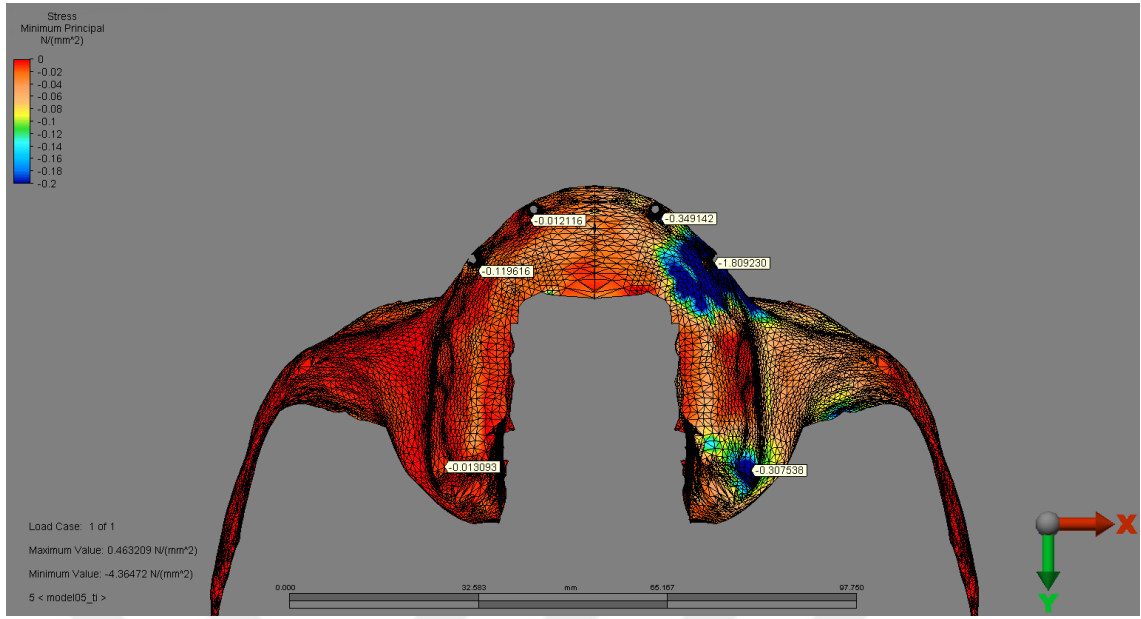
GRUP 2 MODEL 4-5-6 (Cr-Co – Ti – PEKK) 3.5mm 70°

Model 4 Cr-Co



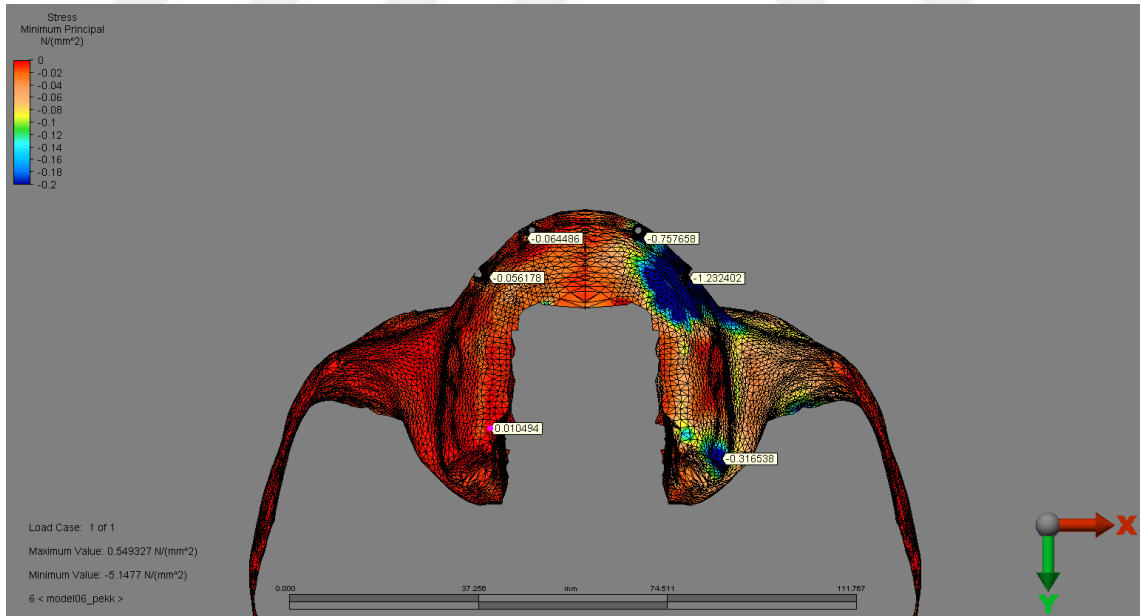
Şekil 4.110. Model 4 Cr-Co, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları

Model 5 Ti



Şekil 4.111. Model 5 Ti, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları

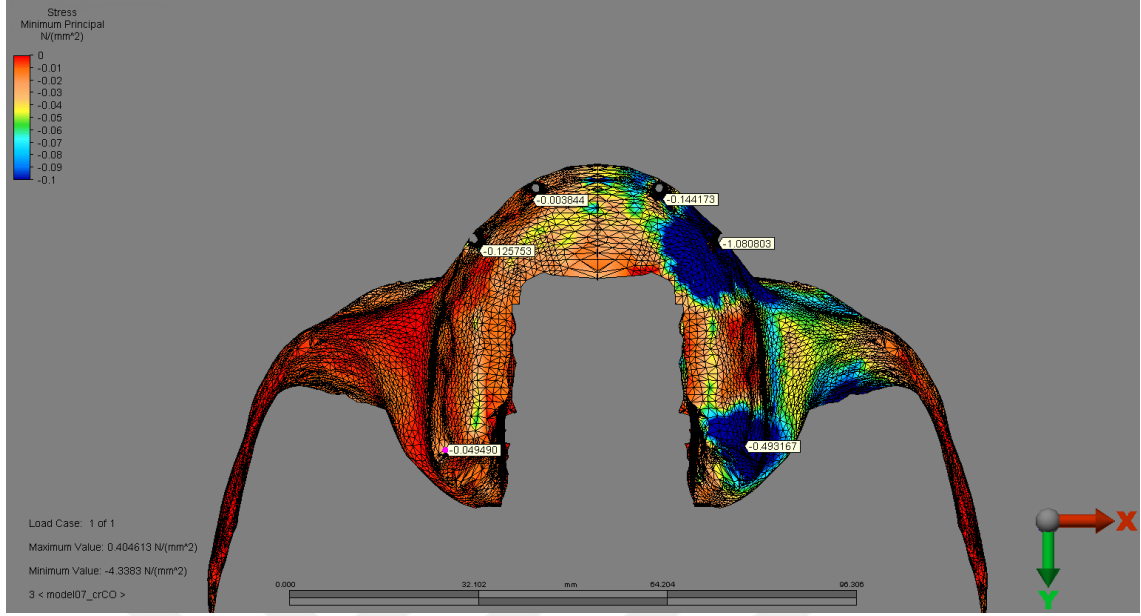
Model 6 PEKK



Şekil 4.112. Model 6 PEKK, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları

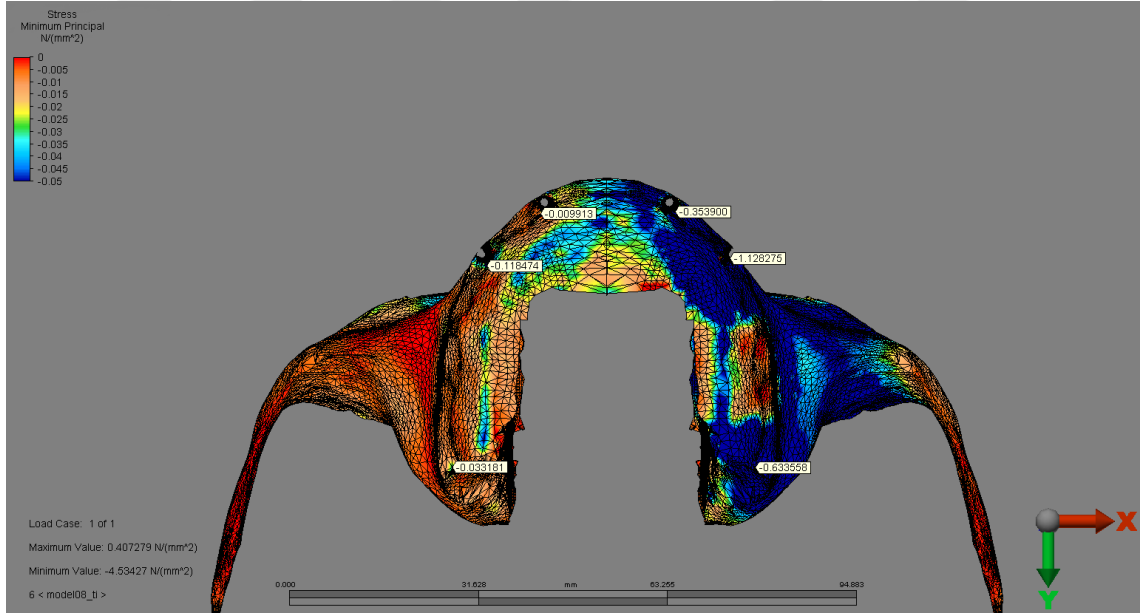
GRUP 3 MODEL 7-8-9 (Cr-Co – Ti – PEKK) 4.5mm 45°

Model 7 Cr-Co



Şekil 4.113. Model 7 Cr-Co, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları

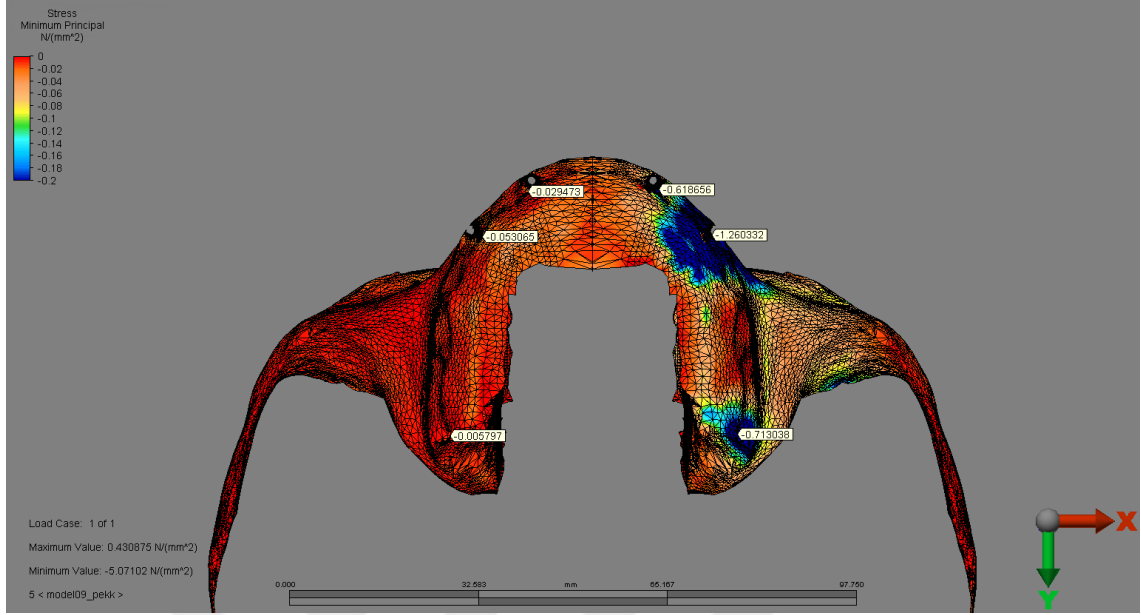
Model 8 Ti



Şekil 4.114. Model 8 Ti, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları

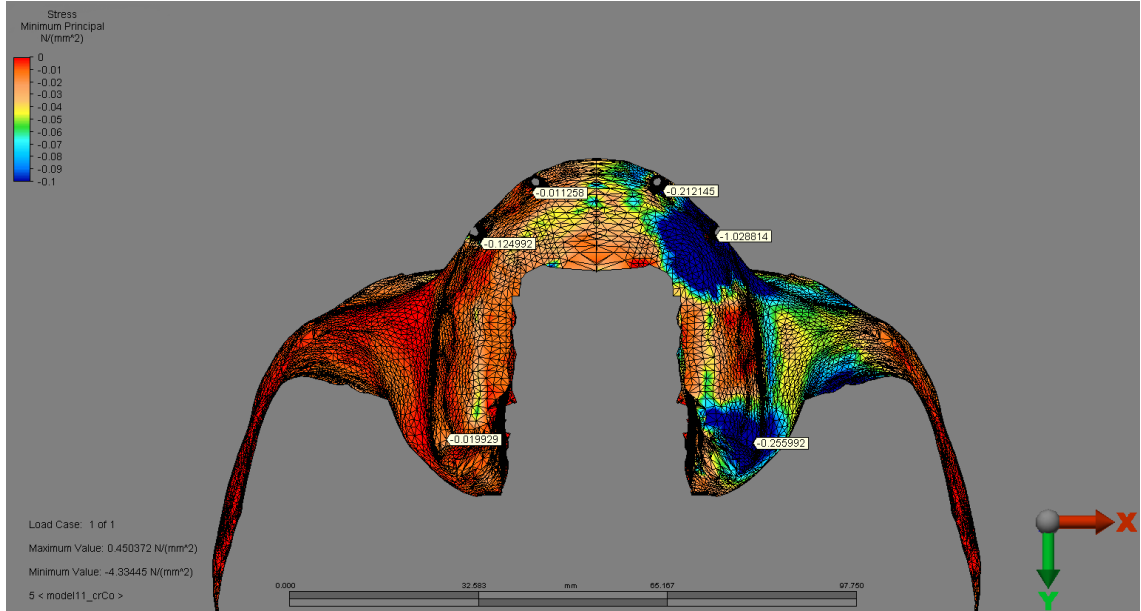
GRUP 4 MODEL 10-11-12 (Cr-Co – Ti – PEKK) 4.5mm 70°

Model 9 PEKK



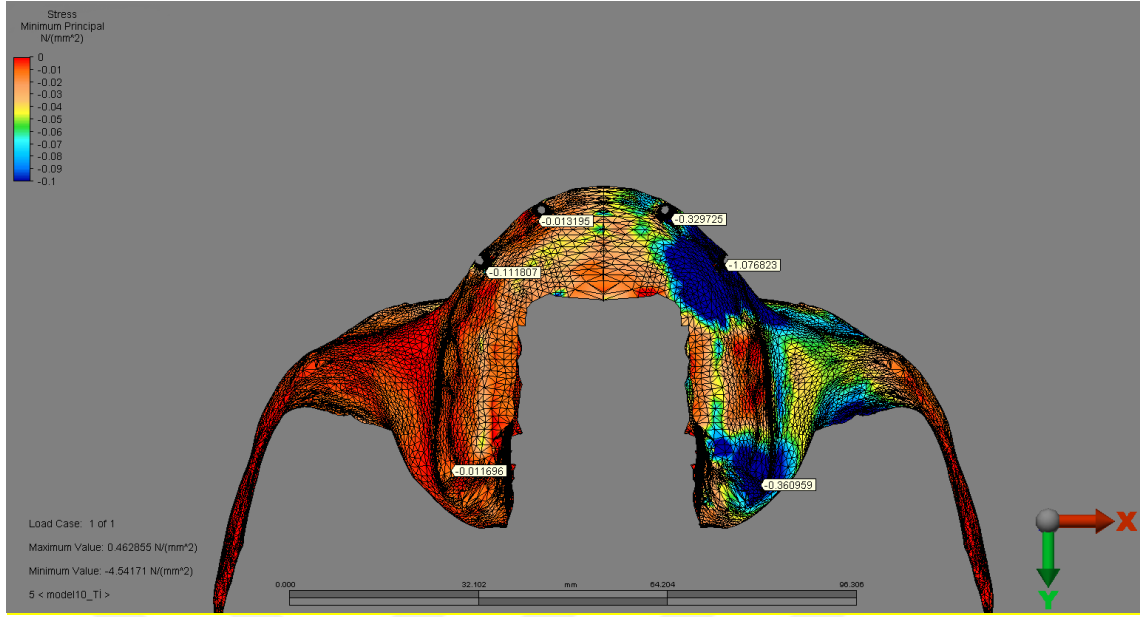
Şekil 4.115. Model 9 PEKK, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları

Model 10 Cr-Co



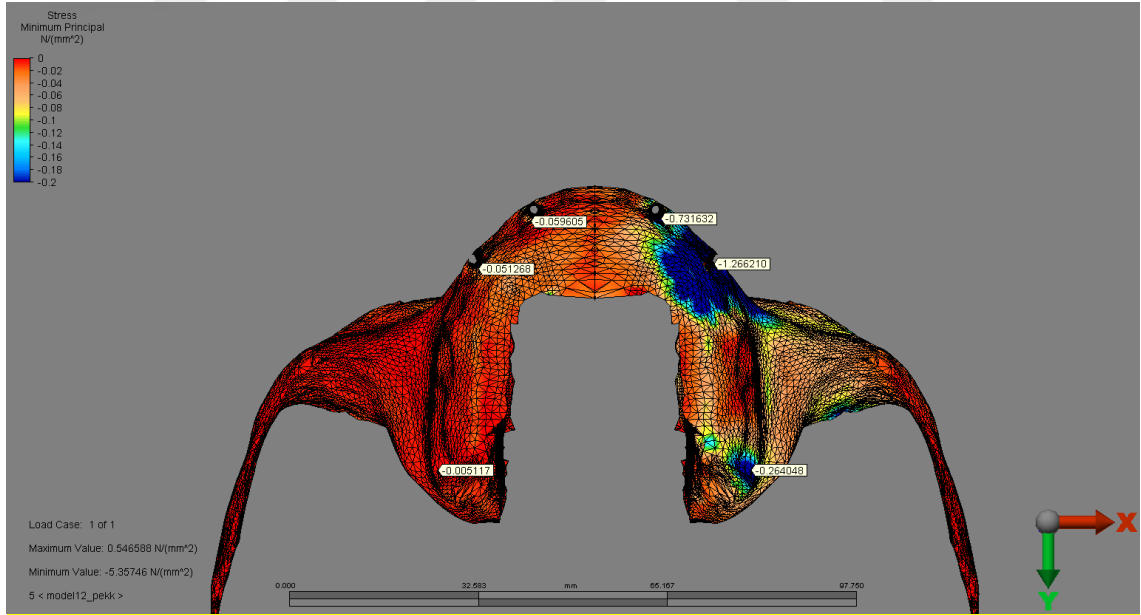
Şekil 4.116. Model 10 Cr-Co, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları

Model 11 Ti



Şekil 4.117. Model 11 Ti, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları

Model 12 PEKK



Şekil 4.118. Model 12 PEKK, trabeküler kemikte izlenen Pmin bulguları

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, aynı boydaki pterygoid implantların çaplarının, yerleştirme açılarının ve protez üretiminde tercih edilen altyapı materyallerinin değiştirilmesinin; kortikal ve trabeküler kemikte izlenen gerilme ve sıkışma streslerinde farklılık göstermeyeceği şeklindeki birinci hipotezimiz reddedilmiştir. Yine aynı değişkenlerin altyapı, multi-ünit vidası ve implantlarda izlenen von Mises streslerinde farklılık göstermeyeceği şeklindeki ikinci hipotezimizde reddedilmiştir.

Tam dişsizlik durumunda geleneksel tam protezler uzun yıllardır tercih edilmektedir. Geleneksel tam protezler her ne kadar hastanın estetik, fonksiyon ve fonasyona yönelik ihtiyaçlarını karşılıyor olsada, yine de sosyal yaşantıları ve fonksiyonel ihtiyaçları açısından yakınan hastalar da vardır (Resnik, 2020). Alveoler kemikteki rezorpsiyon derecesine göre tutuculuk ve stabilizasyon kaynaklı şikayetlerin baş göstermesi geleneksel tam protezleri kullanırken hastalar açısından ciddi problemlere yol açmaktadır (Aktaş & Canay, 2015).

Aşırı rezorpsiyonun olduğu atrofik maksillada yapılan rehabilitasyonlar değerlendirildiğinde hastalar estetik, fonksiyon ve fonasyon açısından memnuniyetsizlik belirtmişlerdir (López ve ark., 2016).

Geleneksel tam protezlerin yetersiz kaldığı bu tip vakalarda implant yerleşimi için uygun kemik yüksekliği ve genişliği genellikle mevcut değildir. Kemik yüksekliğinin elde edilmesi amacıyla sinüs lifting önerilmiştir (Brånemark ve ark., 2001).

Maksiller ve mandibular arklar arasındaki mesafe arttıkça, dental implant ile protetik üstyapı arasındaki uygun olmayan oranlar, özellikle posterior bölgede fonksiyonel kuvvetlerin yüksek olması nedeniyle istenmeyen sonuçlara yol açabilir. İleri derece rezorpsiyonun olduğu vakalarda, uygun kemik yüksekliği ve genişliğinin

sağlanması amacıyla otojen greftlerin blok şeklinde uygulanması önerilmektedir (Candel ve ark., 2012).

Pterygoid implantlar maksillada güçlü kortikal ankraj sağlar ve ileri derecede atrofik maksillası olan hastalar için kapsamlı ogmentasyon prosedürlerine gerek kalmadan alternatif bir tedavi seçeneği sunar. İmplantın tutunabilmesi için yoğun kortikal kemiğin bulunması kullanımını teşvik eder. Posterior implantın yeri, tüber maksillanın boyutları ve kalitesi tarafından belirlenir. İmplantın meziyo-distal açılanması ise sinüsün posterior duvarının açısı ve tüberin posterior duvarına yakınlığı tarafından belirlenir. İmplantın bukko-palatal açılanması ise yerleştirilecek kemik segmentleri tarafından belirlenir (Candel ve ark., 2012).

Önceki araştırmalar, pterygoid implantların yüksek başarı oranlarına sahip olduğunu, konvansiyonel implantlarla karşılaştırıldığında benzer düzeyde kemik kaybı yaşandığını, komplikasyonların minimum seviyede olduğunu ve hastalar tarafından genellikle olumlu bir şekilde kabul edildiğini ortaya koymaktadır (Wolfinger, & Balshi, 1999; Candel ve ark., 2012). Literatürde retromolar bölgede implantların yerleştirildiği iki anatomik lokasyon ayırt edilebilir, bunlar pterygoid proçes ve pterygomaksiller bölgedir ve implant uzunlukları ve açılanmaları bu iki lokasyon arasında değişir. Sonuçlar umut verici olsa da vaka seçimi çok önemlidir ve sinus lift ve greftleme prosedürlerinin zorluklarının ortadan kalkması, tedavi süresini önemli ölçüde kısaltır ve distal kanatları ortadan kaldırarak pterygoid implant posterior (George & Kurtzman, 2022) uzantılarının hemen yüklenmesine izin verir (Wolfinger, & Balshi, 1999; Bidra & G. Huynh-Ba, 2011; Rodríguez ve ark., 2016).

Tam ark implant destekli sabit protezlerde kullanılan altyapı materyallerinin stres değerlerini karşılaştıran çok sayıda biyomekanik çalışma mevcut olmasına rağmen, altyapı materyalleri, implant çapı ve implant yerleştirme açısının birlikte değerlendirildiği

alışmalar oldukça sınırlıdır. İmplantüstü sabit protezlerde altyapı materyalinin seçimi, tasarımı ve üretimi, uzun vadeli klinik başarının temel unsurlarını oluşturur. İmplantüstü protezlerde altyapı materyallerini seçerken, protetik altyapıyı taşıyan implantların yerleşimi, tipi, çapı, uzunluğu, yerleştirilme açısı, destekleyen kemiğin özellikleri uzun dönem başarı için göz ardı edilmemelidir (George & Kurtzman, 2022). Mekanik ve teknik faktörlerden kaynaklanan implant başarısızlıklarını ve komplikasyonları önlemek için bu faktörlerin önceden değeriendirilmesi gerekir. Sonuç olarak, bu temel adımların kullanılması implant destekli restorasyonların hayatta kalma oranını artırabilir. Bu nedenle, dental implant başarısızlık oranlarını azaltmak amacıyla implant diş hekimliği alanında biyomekanik çalışmaların sayısında önemli bir artış olmuştur (Gaviria et al., 2014).

Pterygoid implantlar ile rehabilitasyon cerrahi erişim zorluğu ve hayati yapıların varlığı nedeniyle komplikasyon riskleri içermektedir. Hekimin cerrahi işlem bölgesini bir navigasyon sistemi ile eş zamanlı olarak takip etmesine imkan sağlayan dinamik bilgisayar destekli implantoloji sistemi kullanımı, hekimin cerrahi işlemi gerçekleştirmesine ciddi katkı sunabilir. Stefanelli ve ark. (Stefanelli ve ark., 2020) bilgisayar destekli implantoloji sistemini kullanarak, iki pterygoid implant ve her iki maksiller sinüs arasına yerleştirilen dört implant ile atrofik maksillaya sahip 14 hastayı başarılı bir şekilde rehabilite etmişlerdir. Aynı tedavi protokolüyle gerçekleştirilen bu vaka serisinde, pterygoid implantların atrofik maksillaya sahip hastalar için etkili bir tedavi alternatifi sunduğu rapor edilmiştir. Çalışmamız tasarlanırken, implant planlaması bu tedavi protokolüne dayanarak yapıldı ve modellerimiz buna göre oluşturuldu.

Son yıllarda atrofik maksillaya sahip hastaların rehabilitasyonunda bilimselliği birçok çalışma ile desteklenen ve güncel bir tedavi prensibi olan pterygoid implantlar üzerine gerçekleştirilen hibrit protezler alternatif bir rehabilitasyon olarak literatürde

yerini almıştır (Araujo ve ark., 2019). Bir rehabilitasyonda kullanılan protetik altyapı materyallerinin implant çevresindeki kortikal kemikte ve implant yapısında oluşan stresleri etkilediğine dair literatürde birçok çalışma mevcuttur. Protetik altyapı materyaline ait elastisite modülündeki değişiklikler altyapı, dayanaklar, implantlar ve kortikal kemik üzerinde farklı etkiler göstermektedir (Favot ve ark., 2014; Sirandoni ve ark., 2019). Çalışmamızda Cr-Co ve Ti gibi elastisite modülü yüksek altyapılar implant, multi-ünit vidası ve implantı çevreleyen kortikal kemikte daha düşük strese neden olmuştur. Elastisite modülü düşük olan PEKK materyalinde en yüksek stres değerleri izlendi. Düşük elastik modülüne sahip bir materyal düşük eğilme dayanımı sunar. Buna karşın, rijit bir temel alaşımdan üretilen altyapı, daha az deformasyon gösterdiği için vida ve diğer protetik bileşenlere daha az yük aktarır. Ayrıca, stres yoğunluğunun düşük olması, yorulmaya bağlı kırık oluşumunu da azaltarak protezin uzun vadeli dayanıklılığını artırır.

Hibrit protezler ile rehabilitasyonda prensip olarak ön bölgede vertikal olarak yerleştirilen dental implantların maksiller kemiğin yeterli olduğu durumlarda en az 4 mm. çapa ve 10 mm. uzunluğunda bir boya sahip olması gerektiği bildirilmiştir (Begg ve ark., 2009; Maló ve ark., 2003; Taruna ve ark., 2014). Çalışmamızda da diğer çalışmaların sonuçlarından yola çıkılarak, ön bölge ve küçük azı bölgesindeki implantlarda en uygun çap ve boy tercih edilmiş; çap ve boy miktarı değişken olarak incelenmemiştir. Atrofik maksillada alveoler kemik rezorpsiyonu dikkate alınarak ön bölge ve küçük azı bölgesinde implant çapları 3.5 mm uzunlukları 10 mm (3.2 mm multi-ünit hariç) olarak belirlenmiştir.

Dr. Motiwala ve Dr. Bathina (Motiwala & Bathina, 2022) 2016-2019 yılları arasında pterygoid implantlarla tedavi edilen hastaların ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası CBCT görüntüleri elde ettikten sonra ve retrospektif olarak analiz etmişlerdir.

Çalışmaya 2016-2019 yılları arasında tek bir uygulayıcı tarafından yerleştirilen toplam 150 pterygoid implant dahil edilmiştir. Motiwala ve Bathina (Motiwalla & Bathina, 2022) pterygoid implantlarla rehabilite edilen 150 hastanın ameliyat öncesi CBCT taramaları (aksiyel ve parasagittal kesitler), hamular çizgiye ve FH düzlemine göre sırasıyla yatay ve dikey açıları belirlemek için retrospektif olarak analiz etmişlerdir. Ameliyat sonrası taramalar, hamüler çizgi boyunca yerleştirilen implantların yaklaşık %98'inin pterygoid plakaya başarılı bir şekilde geçtiğini göstermiştir. Pterygoid bölgede kullanılan implantların çapları ve ortalama uzunluğu sırasıyla 3,5 mm ve 20.39 ± 1.91 mm olarak tespit edilmiştir. Bu çalışmada tercih edilen pterygoid implant çapları 3.5 ve 4.5 mm, uzunluğu ise 20 mm (3.2 mm multi hariç) literatür verileri ile uyumlu olacak şekilde belirlendi.

Bazı anatomik ve radyolojik araştırmalarda, pterygoid implantların yoğun kortikal kemik içeren pterygoid proçesten ankraj alabilmeleri için 13 milimetreden daha uzun olmalarının gerekli olduğu vurgulanmıştır (Lee ve ark., 2001; Rodríguez ve ark., 2016; Rodríguez ve ark., 2014). Bunlara ek olarak yapılan çalışmalarda daha uzun implantların pterygomaksiller bölgede daha yüksek sağ kalım oranlarına sahip oldukları bildirilmektedir (Balshi ve ark., 2005a; Balshi ve ark., 2013a; Curi ve ark., 2015; Rodríguez ve ark., 2014). Çalışmamızda, literatürdeki verilerle uyumlu olarak 20 mm uzunluğundaki pterygoid implantlar tercih edilmiştir. Bu uzunluk, implantların stabilitesini sağlamak ve başarı oranlarını artırmak amacıyla belirlenmiştir.

Modellerde kullanılan yeni pterygoid implantlar Dr. Henri Diederich tarafından tasarlanmış ve 3,5 mm ve 4,5 mm çaplarda ve 16, 18, 20, 22, 24, 26 mm uzunluklarında Trate root tarafından üretilmektedir (Chiapasco & Zaniboni, 2009). Bu tek parçalı implantlar HA/TCP (Hydroxyapatite /Tricalcium phosphate) yüzey işlemine sahiptir ve agresif yivli konik bir şekle sahiptir (Chiapasco & Zaniboni, 2009). Çalışmamızda tercih

edilen Trate root marka pterygoid implantlar yerleştirildiğinde güçlü bir ankraj sağlamak için sivri uçludur ve kendinden kılavuzlu bir tepe noktasına sahiptir (Agbaje & Diederich, 2019; Jung ve ark., 2016). İmplant boynu, kemiğin genellikle düşük yoğunluklu olduğu tüber bölgesinde kompresyon sağlayan geniş bir yiv profiline sahiptir. Pterygoid implantın uzunluğu, implant apeksinin pterygoid plağın medial duvarının kortikal kemiğine yerleşmesini sağlar ve implantın büyük yivleri ile trabeküler kemikte maksimum kompresyon sağlar (Agbaje ve ark., 2018).

İmplantların uzunluğundaki artış, genellikle krestal kemik ara yüzü için büyük bir etki yaratmaz. Ancak, implantın kemik ile temas ettiği yüzey alanını artırarak kemik-implant arayüzünde daha geniş bir yüzey sağlar ve primer stabilite açısından önemli bir avantaj sunar. Uzunluktaki artış, abutmentlerin vidalanması sırasında tork veya kesme kuvvetlerine karşı ek bir direnç sağlar. Bununla birlikte, artan uzunluğun, oklüzal yükleme esnasında kretin tepesindeki implant çevresinde, transosteal bölgede oluşan stresi azaltma konusunda çok etkili olmayabileceği düşünülmektedir (Weinberg & Kruger, 1996).

Himmlova ve ark. (Himmlova ve ark., 2004) implant çapının ve uzunluğunun stres dağılımı üzerindeki etkisini bir SESA çalışmasıyla değerlendirmişlerdir. İmplant uzunluğunun stres dağılımına etkisini değerlendirdikleri çalışmada implant çapının 3.6 mm.'den 4.2 mm. yükseldiği modellerde izlenen gerilim değerlerinin %31.5 oranında azaldığı bildirilirken 5.0 mm. çapında bir implant kullanımının 4.2 mm çapında bir implant kullanımına göre toplam stresleri %16.4 oranında azalttığı bildirilmiştir. Buna karşın 8 mm uzunluğunda bir implant kullanımı yerine 17 mm uzunluğunda bir implant kullanımının toplam stresleri %7.3 azalttığını ve implant uzunluklarındaki değişimin implant çapları kadar etkili olmadığını; implantın mukavemetinde ve kırılma direncinde artışın, implant çapının arttırılmasıyla sağlanabileceğini bildirmiştir. Çalışmanın

sınırlamaları dahilinde, implant çapındaki bir artış, bu çalışmada uygulanan simüle edilmiş çiğneme kuvvetlerinin daha uygun bir şekilde dağılması sonucunda, implant uzunluğundaki bir artışa kıyasla implant boynu etrafındaki maksimum von Mises stresini daha fazla azaltmıştır (Himmlova ve ark., 2004). Çalışmamızda ap artışı elastik modülü yüksek olan Cr-CO ve Ti altyapılarda von Mises streslerini düşürdü, aılanmanın artışıyla birlikte bu oran yaklaşık %10 olarak izlendi. Elastik modülü düşük PEKK modelde ise çap artışının 45°’de açılarda altyapıda stres değerlerini düşürdüğü, 70°’de ise artırdığı izlenmiştir. İmplantlarda oluşan von Mises stres değerleri ise çap artışı ve aı artışı sonucunda yükselmeye neden olmuştur (%10-30).

Gümrükçü ve ark. (Gümrükçü & Korkmaz, 2018) hibrit protezlerde implant sayılarının, uzunluklarının ve açılarının peri-implant bölgedeki stresler üzerine etkinliğini bir SESA çalışmasıyla değerlendirmişlerdir. Toplam implant sayısına göre dört, beş ve yedi implant olmak üzere çalışmada incelenen modeller 3 ana grup altında toplanmıştır. Distalde yer alan implantlar hariç tüm implantlar 4.1 mm. ap ve 11.5 mm. uzunlukta modellenmiştir. Distalde yer alan implantlar uzunluklarına göre 6 mm, 8 mm, 11.5 mm, 13 mm ve 16 mm ve açılarına göre 0°, 30° ve 45° açılı olarak modellenmiştir. En düşük von Mises değerleri 7 implant üzerine gerçekleştirilen ve distalde 11.5 mm dental implantın olduğu modelde izlenmiştir. 45° açılı implantların olduğu modellerde 30° açılı implantların olduğu modellere göre daha düşük stresler kaydedilmiştir. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde aı artışı ile implantlar üzerindeki von Mises stres değerlerini artırdığı izlendi. Altyapıda ise 3.5 mm çapta pterygoid implant olan Cr-Co ve Ti modellerde artırdığı (yaklaşık %15), PEKK modelde ise düşürdüğü izlendi. Altyapıda 4.5 mm çapta pterygoid implant olan modellerin tümünde von Mises stres değerlerinde artış izlendi. İmplantlarda oluşan von Mises stresleri 45° açıya göre 70°

açıda aynı çaplarda daha düşük değerler izlendi. Çalışmamızda Gümrükçü ve ark. (Gümrükçü & Korkmaz, 2018) çalışması ile benzer sonuçlar izlendi.

Eazhil ve ark. (Eazhil ve ark., 2016) yaptıkları SESA simülasyonlarını iki gruba ayırarak implant çapının ve implant uzunluğunun etkisini araştırmışlardır. Çalışma, implant çapının ve uzunluğunun komşu dokulara biyomekanik yük aktarımı mekanizmalarını etkilediğini ortaya çıkarmıştır. İmplant çapının, implant uzunluğundan daha etkili bir tasarım parametresi olduğunu; çapın artmasının implant, von Mises stresini, implant uzunluğundaki artışla karşılaştırıldığında daha iyi dağıttığını bildirmişlerdi. İmplant yerleştirilen bölgenin morfolojik sınırlamalarına göre optimum implant çapı kullanılmalıdır (Eazhil ve ark., 2016). Çalışmamızda atrofik tam dişsiz maksilla için oluşturduğumuz modellerde optimum çaplarda implantlar seçildi.

SESA çalışmalarında Baggi ve ark. (2008) implant çapının artırılmasının kortikal kemikteki stres değerlerinde ve konsantrasyon alanlarında azalmaya yol açtığını, implant uzunluğunun artmasıyla trabeküler kemik için daha etkili stres dağılımları tespit etmişlerdir. SESA çalışmaları, yivlerin varlığının kemik ve implant arasında daha büyük bir temas yüzeyi sağladığını ve bunun, implant etrafındaki alanda daha iyi stres dağılımıyla sonuçlandığını göstermiştir. Bizim çalışmamızda da pterygoid implantlardaki aynı yerleştirme açılarındaki çap artışı kortikal kemikte Pmaks stres değerlerinde ve konsantrasyon alanlarında farklı altyapılara göre artış ya da azalmalar izlendi. PEKK altyapıda 15.910 MPa'dan 3.461 MPa şeklinde azalmaya neden oldu, aynı çaplardaki yerleştirme açısındaki artış 3.5 mm çapta 15.910 MPa' dan 3.484 MPa'ya azaldı. Aynı çapta yerleştirme açısındaki artış, uygulanan kuvvetin implant uzun aksına daha dengeli yayılmasına sebep olduğu için elastik modülü düşük materyallerde kortikal kemikteki stresi düşürdü. Elastik modülü yüksek materyale sahip altyapılarda ise açı artışı Pmaks değerini artırdı. Fakat elastik modülü düşük olan PEKK modelde 4.5 mm çapta açı artışı

kortikal kemikteki Pmaks değerini 3.461MPa' dan 9.854 Mpa değere artırdı. Cr-Co ve Ti modellerde 4.5 mm çapta açt artışt kortikal kemikteki stresi iki katına çıkardı. Çapt artışt ve açt artışt kemiğe gelen stresi artırdı. Kortikal kemikte Pmin stres değerlerinde ve konsantrasyon alanlarında önemli bir değışiklik izlenmedi.

Optimum çapt genellikle morfolojik sınırlar dahilinde en büyük implant çapıyla ilişkilidir; çevredeki kortikal kemik içinde yüklendiğinde en az strese neden olur ve aynı zamanda minimum trabeküler kemik stresine neden olur. İmplantların etrafındaki krestal kemik kaybı oklüzal yüke atfedilir ve daha geniş çaplı implantların krestal kemik etrafındaki stresi ve potansiyel kemik kaybını azalttığı düşünülmektedir. Çalışmalar, kortikal kemik-implant arayüzündeki stresi en aza indirmek için daha büyük çaplı implantların her zaman en iyi seçim olmadığı ve spesifik hasta için optimum implant çapının mevcut olduğu sonucuna varmıştır (Adib, 2008). Çalışmamızda atrofik maksillanın anotomik sınırlarının elverdiği ölçüde kortikal kemik-implant arayüzündeki stresi değerlendirirken implant boyunu değil implant çapını inceledik. İmplant çaplarını literatüre verilerine uygun olarak ön ve küçük azı bölgesinde bütün modellerde 3.5mm, arka bölgede pterygoid implantlarda ise 3.5 mm ve 4.5 mm implant çapları analizde kullanıldı.

İmplantlarda yüzey alanı, implant genişliği ile doğrudan ilişkilidir. Kök formundaki daha geniş implantlar dar implantlara göre daha fazla kemik temas alanına sahiptirler. İmplantlarda her 0.25 mm'lik çapt artışt, silindirik implantların gövdesindeki toplam yüzey alanıda %5 ile %10 arasında artış sağlamaktadır. Bu verilere göre çapın uzunluktan daha önemli olduğu düşünülmektedir (Sertgöz & Güvener, 1996). Çalışmamızda çapın uzunluktan daha önemli bir etken olması nedeniyle modellerimizi çapt artıştını incelemek üzere tasarladık.

Pterygomaksiller bileşkeye (PMJ), maksiller kemiğin posterior kısmını, palatin kemiğinin piramidal proçesini ve sfenoid kemiğin medial pterygoidinin pterygoid proçesini içeren üç ana kemiğin füzyonu ile oluşur (Tulasne, 1989). Bu bağlantı, yaklaşık 602.9 ila 661.2 yoğunluk değeri biriminde çok yoğun bir kortikal kemik sunar ve bu, implantlara büyük stabilite ve ankraj sağlamaya yardımcı olur (Rodríguez ve ark., 2016). Bu çalışmada tercih edilen pterygoid kemik ve piramidal kemik kalitesi D1 olarak literatür verileri ile uyumlu olacak şekilde belirlendi.

İdeal olarak yerleştirildiğinde bir pterygoid implant, üç kemiğin birleşiminden oluşan PMJ'ye bağlanmalıdır; maksiller tüber ve palatin kemiğin piramidal süreci boyunca geçen sfenoid kemiğin yoğun kortikasyonlu pterygoid plakası (Hançer ve ark., 2023). Önceki çalışmalar, pterygoid implantların Frankfort yatay (FH) düzlemine göre açılarının antero-posterior yönde 45° ile 70° arasında değiştiğini ve bukko-palatal olarak 10° ile 15° olduğunu (Albrektsson & Zarb, 1989; Araujo ve ark., 2019; Balshi ve ark., 2013a; Curi ve ark., 2015; Rodríguez ve ark., 2016) ileri sürmüştür. Bununla birlikte, implantları doğru yönde yerleştirme konusunda klinisyene rehberlik edecek sabit bir giriş noktası ve anatomik bir dönüm noktası yoktur. Bu çalışmada tercih edilen pterygoid implant giriş açıları literatür verileri ile uyumlu olacak şekilde değişken olarak belirlendi. (FH düzlemine göre antero-posterior yönde 45° ile 70° ve bukko-palatal yönde 15°)

Holtzclaw ve ark., (Holtzclaw & Telles, 2018) pterygoid implantlar kullanmış ve oklüzal düzleme göre ortalama $70.08^{\circ} \pm 7.41^{\circ}$ meziodistal açılanma vermiştir. Venturelli ve ark. (Venturelli, 1996), Candel ve ark. (Candel ve ark., 2012) ve Curi ve ark. (Curi ve ark., 2015), çalışmalarında maksiller veya oklüzal düzleme ortalama 45° civarında açılanma önermişlerdir. Çalışmamızda kemik atrofisi nedeniyle yeterli kemik hacmine sahip olmayan maksiller posterior bölge üzerine yerleştirilen implantlar anatomik yapılar olduğu için açılı, maksiller anterior bölgeye yerleştirilenler ise dik yerleştirilmiştir. Bu

şekilde greftleme işlemi yapılmadan implant yerleştirilmek istenmiştir. Çalışmamızda kullanılan implantların çap ve boyları, uzun dönem başarısı için gerekli olan optimum şartları sağlayabilecek şekildedir (Balshi ve ark., 2013b; Holtzclaw & Telles, 2018; Rodríguez ve ark., 2014).

Giriş noktası aynı zamanda pterygoid implantların açılanmasının belirlenmesinde de önemli bir rol oynar. Bu bölgedeki implantların giriş noktasını belirlemek için çalışmalar yapılmıştır, ancak yalnızca birkaçı implantların birinci veya ikinci molar dişlerinin yakınına yerleştirildiğini öne sürmüştür (Rodríguez ve ark., 2016). İkinci molar dişinin distal alveoler kreti en yaygın olarak tanımlanabilir alandır ve lateralden bakıldığında pterigomaksiller eklemden ortalama 10,9 mm uzaklıkta yer alır (Chin ve ark., 2017). Posterior bitim noktası sfenoid kemikten köken alan medial pterygoid plaka, hamular proçes adı verilen ince, kavisli kanca benzeri bir yapı oluşturmak üzere maksiller tüberin posterior medial yüzeyine kadar uzanır (Graves, 1994; Thukral ve ark., 2019).

1995'ten 2018'e kadar olan bir meta-analiz, ortalama pterygoid implant sağkalım oranının %94.87 olduğunu bildirerek, pterygoid implantların atrofik posterior maksillası olan hastalarda başarılı bir şekilde kullanılabileceğini göstermiştir (Araujo ve ark., 2019). Raporlara dayanarak, bu implantların şiddetli posterior maksiller atrofisi olan hastalarda rehabilitasyon için uygun bir tedavi olduğu sonucuna varılmıştır. Ama başarısızlıklar konusunda her çalışma için takip aralıklarının dışındakiler hakkında yeterli veri yoktur. Klinik vakalar gözden geçirilmiş olmasına rağmen, biyomekanik davranışın derinlemesine analiz edildiği bir makale bulunamamıştır (Araujo ve ark., 2019).

Günümüzde estetik beklentilerin artması nedeniyle seramik sistemler sıklıkla tercih edilmektedir. Cam seramikler materyaller estetik beklentiye karşılarsa da özellikle posterior bölgede üzerine gelen stresler karşısında kırılabilir bir yapıya sahiptirler. Yapılan bir çalışmaya göre cam seramikler implant üstü kronlarda 10 yıllık sağkalım oranı

%93.8'dir (Teichmann ve ark., 2017). Sailer ve ark. (Sailer ve ark., 2018) yaptığı meta-analiz çalışmada, 5 yıllık takip sonucunda implant üstü zirkonya seramik restorasyonların sağkalım oranı %93, metal seramik restorasyonlar için ise %98.7 olarak belirtilmiştir. Güncel diş hekimliğinde estetik ve fonksiyonel materyal olarak en çok kullanılan materyallerden biri zirkonyadır. Zirkonya, yapısı gereği metal içeren restorasyonlara göre daha estetik özellikler sergilemektedir. Zirkonya altyapılı seramik restorasyonlar sıklıkla kullanılsa da kuvvet karşısında üstyapı kırıkları nedeniyle monolitik zirkonyanın kullanımı artmaktadır (Gautam ve ark., 2016; Traini ve ark., 2015). Çalışmamızda üstyapı materyali monolitik zirkonya olarak tasarlandı.

Çiğneme sırasında oluşan stresi implant ve kemiğe etkili bir şekilde ileterek protezlerin sağ kalımını artırmak amacıyla, implant çapları, implant materyalleri ve altyapı materyallerinin biyomekanik davranışları ile stres dağılımlarının daha fazla araştırılması gerekmektedir. Yapılan literatür incelemeleri sonucunda pterygoid implantlar üzerine yapılan hibrit protezlerde farklı altyapı materyallerinin karşılaştırıldığı çalışmalar çok sınırlıdır. Klinik vakalar gözden geçirilmiş olmasına rağmen, biyomekanik davranışın derinlemesine analiz edildiği bir makale bulunamamıştır. Bu nedenden dolayı son yıllarda altyapı materyali olarak kullanımı yaygın hale gelen Cr-Co, Ti ve PEKK materyalleri tercih edilmiştir. Bu çalışma ile tam dişsizliği olan hastalarda pterygoid implantların biyomekanik davranışı hakkında bilgi sağlamak amacıyla yapılmıştır. Pterygoid implantlar üzerine yapılan bu biyomekanik analiz ile daha iyi tedavi planları ve gelecek çalışmalar yapılabilir.

Tıp alanında, SESA yöntemi özellikle in-vivo veya in-vitro olarak incelenmesi zor olan karmaşık biyomekanik sistemlerin incelenmesi için kullanışlıdır. Hem sağlıklı hem de patolojik durumlarda farklı simülasyon koşulları altında dokuların mekanik tepkisini

tahmin etmek ve yapısal değişiklikleri değerlendirmek için kullanılabilir (Dolgov ve ark., 2019; Gizzi ve ark., 2021; Heller, 2022).

SESA sonuçları, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalardan elde edildiği için istatistiksel analizlerin yapılması mümkün değildir. Bu durumda, kesit görüntülerinin yanı sıra düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının dikkatlice değerlendirilmesi ve yorumlanması önem kazanmaktadır (Küçük Kurt, 2019).

Kemikte, implantta ve restorasyonlarda izlenen gerilimleri ölçmek amacıyla gerçekleştirilen in vitro çalışmalarda, çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemler arasında fotoelastik analiz, kırılğan vernik uygulamaları, gerinim ölçerler, halografik interferometri, radyoteleometri, termografik analiz ve sonlu elemanlar analizi yer almaktadır. (Çağlar & Aydın, 2001).

SESA, günümüzde tedavi planlamalarının in vitro değerlendirmelerinde stres analizi için en yaygın kullanılan tekniklerden biridir (Chun ve ark., 2002; Ebrahimi, 2012; Holmgren ve ark., 1998; Ramoğlu & Ozan, 2014).

Çalışmamız in vitro planlanarak implant, implant bağlantı ekipmanları, implant çevre dokuları ve protezde oluşabilecek streslerin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Elastiklik modülü ve Poisson oranı, malzemelerin özelliklerini belirleyen ana parametrelerdir ve stres analizi sırasında stres dağılımını etkileyen faktörler arasındadır. Bu parametreler, homojen, izotropik ve lineer elastik özelliklere sahip malzemeler için en önemli iki ayırt edici özelliktir. Bu parametreler, malzemenin davranışını anlamak ve tahmin etmek için stres analizi ve malzeme modellemesinde kritik öneme sahiptir. Özellikle homojen, izotropik ve lineer elastik özelliklere sahip malzemeler için bu parametrelerin belirlenmesi, malzemenin nasıl davranacağını ve stres dağılımını tahmin etmek için kullanılan modellerin temelini oluşturur (Alvarez ve ark., 2017; Baggi ve ark., 2008). Kemik canlı bir doku olması nedeniyle yapısal olarak izotropik değildir ve farklı

yönlerdeki karşı kuvvetleri farklı şekillerde karşılayabilir (Baggi ve ark., 2008). Farklı yapıları birbiriyle karşılaştırma yapabilmek için tüm model bileşenleri izotropik, homojen ve doğrusal elastik olarak kabul edilmiştir (Alvarez ve ark., 2017). Bu çalışmada yapılan modellemeler diğer birçok çalışmada olduğu gibi homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir.

Elastiklik modülleri ve Poisson oranları gibi malzeme özellikleri için evrensel bir standart bulunmamaktadır. Bu çalışmada, literatürde en yaygın olarak kabul gören ve kullanılan değerler göz önünde bulundurularak sistem için belirlenen parametrelerin güncellenmesi sağlanmıştır (Bacchi ve ark., 2013; Pojman ve ark., 2012; Ramos ve ark., 2016; Silva ve ark., 2010; Swain ve ark., 2016; Wypych, 2022).

Yapılan araştırmalarda, kemik ile implant arasındaki bağlantının histolojik olarak trabeküler kemik yapısının gözenekli olmasından dolayı tam olarak %100 olmadığı, oranın %26.4 ile %87.6 arasında değiştiği görülmüştür. SESA yöntemi kullanılarak yapılan çalışmalarda, kemik ile implant bağlantısı %100 olarak kabul edildiği rapor edilmektedir (Degidi ve ark., 2003; Lian ve ark., 2010; Novaes ve ark., 2002). Bu nedenle değerlendirme esnasında SESA yönteminin bu limitasyonları göz önünde bulundurulmalıdır.

SESA yöntemiyle yapılan çalışmalarda, modeldeki stresler uygulanan kuvvetlerle orantılı olarak artar. Bu nedenle, farklı çalışmalar ve modeller arasında kıyaslama yapılırken, niteliksel genellemelerin sayısal verilerden daha sağlıklı sonuçlar vereceği kabul edilir. Ayrıca, literatürdeki birçok kaynak, doğrudan karşılaştırmanın doğru olmadığını belirtmektedir (Meijer ve ark., 1993; Stegaroiu ve ark., 1998).

SESA’de güvenilirliği etkileyen bir diğer faktör, analiz için kullanılan eleman sayısı, düğüm sayısı ve eleman boyutlarıdır. İdeal sonuçlar elde edebilmek için, eleman ve düğüm sayısının 25,000 ile 2,000,000 arasında olması gerektiği, ayrıca eleman

boyutlarının da 150 μm ile 300 μm arasında olması gerektiği önerilmektedir (DeTolla ve ark., 2000; Meijer ve ark., 1993; Stegaroiu ve ark., 1998). SESA yönteminde başarı, anatomik yapının ideal olarak modellenmesiyle sağlanmaktadır; yöntemdeki değişkenler fazla olduğundan modellemede kullanılan düğüm ve eleman sayıları artmaktadır. Eleman ve düğüm sayısının fazlalığı çalışma modelinin ayrıntılı olarak modellendiğini ifade eder (DeTolla ve ark., 2000). Bu çalışmada kullanılan düğüm ve eleman sayıları bu değerlerin oldukça üzerinde tutulmuştur. Grup I modellerde 524246 düğüm ve 2507647 eleman, Grup II'de modellerde 527281 düğüm ve 2522038 eleman, grup III modellerde 558783 düğüm ve 2531648 eleman, grup IV modellerde 527627 düğüm ve 2517295 eleman kullanıldı.

Biyomekanik yük yönetimi, uygulanan kuvvetin doğasına ve yükün dağıtıldığı fonksiyonel yüzey alanına bağlıdır. Kemik implant arayüzünde yük aktarımını etkileyen ana unsurlar arasında implant geometrisi, yükleme tipi, implant malzemesi özellikleri, çevredeki kemiğin kalitesi ve miktarı ve kemik-implant arayüzünün yapısı yer alır (Arsalanloo ve ark., 2014; Baggi ve ark., 2008). İmplant tasarımında yük aktarım özelliklerini etkileyen önemli faktörler arasında implant çapı, kemik-implant arayüzünün uzunluğu, yiv şekli ve derinliğinin yer alır. Bunlar aktarım mekanizmalarında ve dolayısıyla ortaya çıkan stres dağılımında önemli rol oynayan faktörler olarak ortaya çıkmıştır. (Anitua ve ark., 2010; Arsalanloo ve ark., 2014; Baggi ve ark., 2008) İmplant çapının arttırılmasının krestal kemik stresinde bir azalmaya yol açtığı rapor edilmiştir (Ding ve ark., 2009; Himmlova ve ark., 2004; Moraes ve ark., 2018). Çalışmamızda elde edilen analiz sonuçlarına göre krestal kemik stresinde azalma izlendi. Stres dağılım modelinin iyileştirilmesinde implant çapı uzunluğundan daha önemlidir (Ding ve ark., 2009; Eazhil ve ark., 2016). Peri-implant kemiğin aşırı yüklenmesi, esas olarak uygunsuz oklüzyon, protez ve/veya implant tasarımı ve cerrahi yerleştirmeye bağlı olarak yük

aktarma mekanizmalarındaki bir eksiklikten kaynaklanabilir. Bunun bir sonucu olarak, iyi desteklenen hipotezlere göre kemik-implant arayüzünde yüksek stres konsantrasyonları ortaya çıkabilir (Carter ve ark., 1996). Kemik dokusundaki ilgili gerilim alanları, biyolojik kemik erimesini uyararak implant etkinliğini tehlikeye atabilir (Falcinelli ve ark., 2023).

Diş implantlarına etki eden çiğneme kuvvetleri, çevreleyen çene kemiği içinde istenmeyen strese neden olabilir ve bu da implantın kemik reddine neden olarak implantın nihai olarak başarısız olmasına neden olabilmektedir. İmplant çene kemiği davranışının doğru tahminlerini üretmek için, gerçekçi yükleme büyüklüklerini ve yönlerini belirlemek esastır (Maminskas ve ark., 2016). Çiğneme kuvveti yönü ile maksimum büyüklüğü arasındaki ilişki, ısırma noktasının konumuna ve mandibular konuma bağlıdır. Bir kişinin maksimum çiğneme kuvveti, yaş, cinsiyet, dişsizlik, beslenme şekli ve çiğneme kasları gibi birçok faktöre bağlı olarak değişir. Bu nedenle, hibrit protezle rehabilite edilmiş bir kişinin ortalama ve maksimum çiğneme kuvveti kesin olarak belirlenemez (Maminskas ve ark., 2016). Genel olarak, mümkün olan en büyük ısırma kuvvetinin yönü oklüzal düzleme dik olan yön ile örtüşmez (Canay ve ark., 1996; Meijer ve ark., 1993). Önemli sayıda araştırma, implanta uygulanan yükün yönünün yatay, dikey ve eğik olmak üzere üç yönde olduğunu varsaymıştır. Canay ve ark. (Canay ve ark., 1996) ve Tada ve ark. (Tada ve ark., 2003) 50N yatay yük ve eğik kuvvetler olmadan 100N dikey yük varsaymıştır. Meijer ve ark. (Meijer ve ark., 1993) yataydan 10N'lık bir yatay kuvvet, 35N'lık dikey kuvvet ve yataydan 120 derecelik bir açıda 70N'lık bir eğik kuvvet varsaymıştır.

Yükler açısından, çoğu SESA çalışması, daha gerçekçi koşulları simüle etmek ve böylece daha gerçekçi bir mekanik tepki elde etmek için yalnızca dikey yükleri ve yatay kuvvetleri değil aynı zamanda birleşik yükleri (örneğin, eğik oklüzal kuvvetler) simüle

eden statik yükleri dikkate almaktadır. Bununla birlikte, diş implantları sadece statik yüklere değil aynı zamanda implantın kırılma veya yorulma arızalarının olası nedenlerini analiz etmek için dikkate alınması gereken dinamik yüklere de maruz kalır (Khosravani, 2019).

Kayabaşı ve ark. (2006) SESA çalışmasında dinamik yüklerin etkisini incelemişler; destek yivi şekline sahip diş implantları için dinamik yükün implant içindeki stresi %10-20 kadar arttırdığını göstermiştir. Yine Alemayehu ve ark. (2021) farklı yiv tasarımları ve oklüzal yükleme yönleri altında implantın ve implant kemiğin statik, yarı statik ve dinamik tepkisini karşılaştırmışlardır. Dinamik yükleme durumunda, yarı statik ve statik yükleme koşullarıyla karşılaştırıldığında implant içindeki ve çevresindeki kemikteki stres büyüklüğünde dikkate değer bir artış belirtmişlerdir. Belirli bir implant tasarımının performans etkilerini doğru bir şekilde anlamak için dinamik analizlere ihtiyaç olduğunu bildirmişler. Geramizadeh ve ark. (2017) dinamik yükün implantı çevreleyen kemikte statik yüke kıyasla daha fazla strese (yaklaşık %5-10) neden olduğunu belirtmişler ve bu da diş implantlarının geçici analizinin gerekliliğini ortaya koymuştur.

Gümrükçü ve ark. (2017), Wilkison ve ark. (2021), Padhye ve ark. (2015), Almeida ve ark. (2015) tarafından yapılan çeşitli çalışmalarda tam dişsiz atrofik maksilla üzerinde yaptıkları SESA çalışmalarında insan çiğnemesini aşağıdaki koşullarda simüle etmek için iki farklı yük senaryolarını araştırılmışlar, bir kısmı 150-N eksenel yükleme ve bir kısımda 150-N eksenel yükleme ile eşzamanlı 50 N yanal yükleme yapmışlardır (Almeida ve ark., 2015; Gümrükçü ve ark., 2017; Haraldson & Carlsson, 1977; Padhye ve ark., 2015; Wen ve ark., 2014).

Literatürdeki benzer çalışmalar kuvvetleri, vertikal ya da oblik ve genelde fonksiyonel tüberkülden uygulanmıştır (Almeida ve ark., 2015; Bhering ve ark., 2016;

Gümrükçü & Korkmaz, 2018; Gümrükçü ve ark., 2017). Çalışmamızda SESA’nde uygulanan kuvvetlerin implant ve çevre dokulara iletilmesi için yarıçapı 1 cm olan yarım yuvarlak sert gıda materyali (foodstuff) ile çiğneme kuvvetleri simüle edildi. Oklüzal kuvvet, 1 cm yarıçapındaki rijit gıda parçasının (foodstuff) çiğnenmesini taklit edecek şekilde; gıda parçasının (foodstuff) orta noktasına dik ve 150 N olacak şekilde uygulandı. 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 edileceği düşünüldü. Literatürdeki birçok çalışmada, yarım yuvarlak sert gıda materyali kullanımı çalışmamız ile uyumludur (Bonnet ve ark., 2009; Daas ve ark., 2008; Ramoğlu & Ozan, 2014).

Farklı geometriler ve sınır koşulları sebebiyle, SESA sonuçlarının başka çalışmalarla doğrudan sayısal olarak karşılaştırmaların aynı çalışma içinde yapılması daha uygun bir yaklaşımdır. Bu yöntem, sonuçların daha tutarlı ve güvenilir bir şekilde değerlendirilmesine olanak sağlar. Çalışmamızda üç tip altyapı materyali Co-Cr, Ti, PEKK ile tek tip altyapı tasarımı (toronto) kullanılarak, altyapı materyali ve yerleştirilen implantların açısı ve çap alternatiflerinin; kemikte, implantta, multi-ünit vidalarında ve altyapı materyallerinde oluşan streslerin birbiriyle karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Sonlu elemanlar analizi çalışmaları implant destekli tam ark sabit protezlerde tek üyeli implantüstü protezlere göre çok daha karmaşıktır (Geng ve ark., 2001). Karmaşıklığın kaynağı protetik altyapının birçok implantı birbirine bağlamasıdır. Bu durum protezin herhangi bir noktasındaki yüklemenin, tüm implantlarda ve çevreleyen kemikte stres konsantrasyonunu farklı miktarlarda artırmasına neden olur (Ferreira ve ark., 2014).

Yapılan çalışmalarda, implant ile yükleme alanı arasındaki mesafenin, implantlarda oluşacak von Mises streslerini etkilediği bildirilmiştir (Almeida ve ark.,

2015; Koç, 2021). Bu çalışmalarda yükleme alanı yakınına yerleştirilen implantlarda von Mises stresleri daha yüksek değerlerde izlenmiştir. Çalışmamızda oklüzal kuvvet posterior bölgede uygulandı. Elde edilen bulgular, posterior implantlarda oluşan von Mises streslerinin anterior bölgedeki implantlar ve karşıt ark üzerindeki oluşan streslerden daha yüksek izlenmiş olup bu sonuçlar literatürdeki diğer çalışmalar ile uyumludur.

Von Mises stresleri, yük transferini ve dağılımını tanımlamak için evrensel bir stres göstergesidir. Von Mises stres değerleri, metalik implantlar, implant parçaları gibi çekilebilir materyallerdeki deformasyonun başlangıcı şeklinde tanımlanmaktadır. Von Mises stres değerleri, implant materyalinin akma (yield) noktasını aşarsa o zaman kırık riski oluşabilir. Ti implantlarda ve parçalarında meydana gelen stresler, Ti'un en üst dayanıklılık değeri olan 550 MPa'ı geçtiği takdirde kırık riski oluşabilir. Çalışmamızda implantlarda ve Ti altyapılarda oluşan von Mises streslerinin maksimum değerlere ulaşamamıştır. Altyapılarda oluşan maximum von Mises 48.062 MPa ve implantlarda ise 141.531 MPa ve multi-ünit vidalarında ise 31.170 MPa olup altyapılarda da herhangi bir deformasyon beklenmemektedir.

Literatürde birçok çalışmada implant çevresinde kemikte oluşan stres miktarları değerlendirilmiş ve çalışmalar sonucunda stresin en fazla implantın boyun bölgesinde; kortikal kemikle implantın temasta olan kısmında görüldüğü tespit edilmiştir (Eraslan ve ark., 2005; Guan ve ark., 2009). Rubo ve ark. (2008) yaptıkları çalışmada, implant destekli protezlere dair birçok klinik varyasyonu SESA yöntemi ile araştırmışlar ve streslerin en çok yüklemenin yapıldığı bölgeye en yakın implant boynu etrafındaki kortikal kemikte izlendiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda yapılan analiz sonucunda implantlarda oluşan von Mises stresleri çalışmalarla benzer olarak, en yakın implantın boyun kısmında maksimum değerlerdedir. Stresin implant boyun kısmında oluşması

implant ile kemiğin rijit olarak bağlantısından dolayıdır. Kortikal kemiğin elastik modülünün trabeküler kemikten yüksek oluşu ve kortikal kemiğin implantın zayıf olan boyun kısmını çevreliyor olması kortikal kemikte trabeküler kemikten daha fazla stres oluşturur ve gelen kuvvetlere karşı daha fazla direnç gösterir (Duyck ve ark., 2001). Çalışmamızda elde edilen analiz sonuçlarına göre kortikal kemikte trabeküler kemikten daha fazla stres değerleri izlendi.

Kemik için asal stres (P_{maks} , P_{min}) değerleri önemlidir. Çünkü P_{min} değeri kortikal kemik için en yüksek basma dayanımına mutlak değer içerisinde (170 -190 MPa) eşit veya bu değerden daha fazla olduğu durumda başarısızlıkla neticelenir. Yine kortikal kemikteki P_{maks} stresi değer olarak kemiğin en yüksek gerilme dayanımına (kortikal kemik 100-130 MPa) eşit veya bu değerden büyük olduğu durumda başarısızlıkla neticelenir. Trabeküler kemik için bu değerler birbirine çok yakın ve 2-5 MPa'dır (Natali ve ark., 2003). Çalışmamızda kullanılan tüm modellerde oluşan kortikal kemik streslerine bakıldığında; maksimum P_{min} ve P_{maks} stresleri bu değerlerden düşük olup kemikte kırılma olasılığı beklenmemektedir. Bizim çalışmamızdaki stres değerleri; kortikal kemikteki çekme stresi (P_{maks}) 15.910 MPa, kortikal kemikteki sıkışma stresi (P_{min}) 10.084 MPa, trabeküler kemikteki P_{maks} stresi (P_{maks}) 2.006 MPa, trabeküler kemikteki sıkışma stresi (P_{min}) 1.809 MPa şeklinde izlenmiştir. Trabeküler ve kortikal kemiğe ait P_{maks} ve P_{min} stresleri maksimum kuvvet dayanımı değerlerinin altındadır. Çalışmamızda, kortikal kemikte oluşan P_{maks} (çekme) ve P_{min} (basma) stresleri, trabeküler kemikteki P_{maks} ve P_{min} streslerine oranla daha fazla tespit edilmiştir. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar literatür verileri ile uyumludur.

İmplant destekli hibrit protezlerde farklı altyapı materyalleri tercih edilmektedir ve altyapı materyalin rijitidesi, implant ve çevresinde oluşan stresleri etkilemektedir. Protetik altyapı materyalinin, implant çevresindeki kemikte, implanta ve bağlantı

ekipmanlarında oluşan stres üzerinde etkisini gösteren çalışmalar literatürde mevcuttur (Bacchi ve ark., 2013; Daas ve ark., 2008). Protez altyapı materyalinin sertliği arttıkça, altyapıdaki stresin orantılı şekilde arttığını; implant çevresindeki kemikte ve implantta oluşan stresin ise materyalin sertliği ile orantılı olarak azalacağını bildirilmiştir (Bacchi ve ark., 2013). Bu çalışmada elastisite modülü düşük olan polimerik materyal olan PEKK altyapılı modellerde en düşük von Mises stres değerleri izlendi, bunu Ti ve Cr-Co modeller takip etti. Altyapı materyallerinde izlenen von Mises Stres değerleri tüm aç ve çaplarda materyallerin elastisite modülleri ile ilişkili olacak şekilde en yüksek Cr-Co modellerde, en düşük ise PEKK modellerde tespit edildi. Cr-Co ve Ti gibi elastisite modülü yüksek altyapılar kullanıldığında implant, multi-ünit vidası, implant ve implant çevresi kortikal kemikte daha düşük stres değerleri izlendi. En yüksek stres değerleri polimerik materyal olan PEKK’te izlendi.

Ti implant uygulamalarının yaygınlaşmasıyla birlikte, yüksek mekanik ve fiziksel özellikleri mükemmel biyouyumluluğu nedeniyle protetik restorasyonlarda altyapı materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır (Simamoto ve ark., 2015; Tribst ve ark., 2017).

Cr-Co yüksek elastisite modülü ve akma direncine sahip olduğu için eğilmeye ve bükülmeye dirençlidir ve soy metallere kıyasla daha ince hazırlanabilen bir altyapı materyalidir. Fakat Cr-Co ile döküm işlemi hassasiyet gerektirir ve sert olduğu için tesviye işlemide zordur. Ayrıca Cr-Co estetik olmaması nedeniyle popülaritesi azalmıştır (Zarone ve ark., 2011).

Metaller ve Zirkonya gibi materyallerde elastikiyetleri az olması nedeniyle oluşan stresler; implant ve diş çevresindeki destek dokularda hasara, protez kırıklarına, TME problemlerine neden olabilmektedir. PEEK; düşük elastisite modülü, allerjen olmaması, biyouyumluluğu, korozyona dirençli olması Ti, Cr-Co gibi metalik altyapı materyallerine

alternatif olarak diş ve implant destekli protezlerde altyapı materyali olarak kullanılabilmektedir (Gutiérrez ve ark., 2015; Neumann ve ark., 2014). PEKK yüksek performanslı polimerler biri olup içerdiği ikinci keton grubu nedeniyle PEEK'e göre daha fazla baskı dayanımına sahiptir. Estetik görünümü, hafifliği ve farklı veneerleme materyallerine uyum göstermesi gibi özellikleri altyapı materyali olarak implant destekli tam ark sabit protezler tercih edilmektedir.

Magne ve ark. in vitro (Magne ve ark., 2013), implant restorasyonlarının şok emme kapasitesinin, döngüsel yükleme koşulları altında farklı diş malzemelerinin sönümleme davranışına bağlı olduğunu tespit etti.

Sirandoni ve ark (Sirandoni ve ark., 2019) çalışmalarında, implant destekli sabit protezlerde; Ti, Cr-Co, Zr, PMMA, CFR-PEEK ve PEEK altyapı materyallerinin biyomekanik davranışları SESA kullanarak değerlendirilmiştir. Çalışmada Ti, Cr-Co ve Zr materyallerinin stres dağılımı ile ilgili en uygun sonuçları gösterdiği belirtmişlerdir; çalışmamız verileriyle benzer sonuç vermektedir.

Literatürdeki bir diğer çalışmada Cr-Co, Ti ve Zr protetik altyapılar; dört implant üstü sabit protez ve altı implant üstü sabit protez tasarımlar karşılaştırılmıştır. Biyomekanik açıdan Cr-Co ve Zr gibi daha sert materyaller kemik, implant, abutment, abutment vidası ve yer değiştirme seviyelerinde en düşük değerleri göstermiştir. Ti altyapı biyomekanik açıdan en kötü sonucu all-on-four konseptinde vermiştir. All-on-six konsepti için altyapılarda en yüksek stres Zr'da görülmüş bunu Cr-Co ve Ti izlemiştir (Bhering ve ark., 2016). Çalışmadan sertlik değerlerine göre elde ettikleri sonuçlar bizim çalışmamızla uyumlu olup verilerimizi desteklemektedir.

Farklı yapıları test etme amacı, klinik uygulamada yaygın olarak karşılaşılan zor durumları takip eder. Tüm maksiller sırt yaklaşık olarak zon 1, 2 ve 3 olarak sınıflandırılır; zon 1 ön kesici bölge, zon 2 orta premolar bölge ve zon 3 posterior molar

bölgedir. Çoğu zaman, maksiller atrofi ve maksiller sinüs genişlemesinin doğası gereği, bölge 2 ve 3 kemik miktarı ve kalitesi açısından sınırlıdır ve uygulanabilir implantlar için iyi bir seçenek değildir. Yaygın olarak kullanılan anterior bölgede düz ve posterior bölgede açılı implantlara dayanan planlamalar yapılmaktadır. Çalışmamız iki taraflı posterior bölgeler boyunca kemik kaybı nedeniyle ortaya çıkan klinik senaryo üzerine modellendi. Farklı aç ve çaplarda kullanılan pterygoid implantlar üzerine farklı altyapı materyalleri kullanılarak Toronto protez tasarlandı. Altyapı ve implantları karşılaştırmak için üstyapı monolitik zirkon olarak bütün modellerde aynı tasarlandı. Bu nedenle, 1.,2.,3.,4. gruplarda pterygoid implant destekli protezlerin başarı oranını belirlemek için farklı altyapılar karşılaştırmalı olarak kullanılabilir.

Yapılan stres analizlerinde açılı yerleştirilen implantların boyun bölgelerinde aksiyel yerleştirilenlere göre daha fazla stres birikimi olduğu görülse de (Sugiura ve ark., 2017) yapılan meta-analizde implantın sağkalımı ve başarısı açısından aralarında önemli bir fark bulunamamıştır (Ata-Ali ve ark., 2012). Açılı implant yerleştirilmesi fikrinin ortaya atıldığından beri bu konu üzerine sayısız araştırmalar yapılmıştır. Bu çalışmalara bakıldığında düz ve açılı yerleştirilen implantlar arasında başarı açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu çalışmalar implant çevresi kemik dokusunda herhangi bir rezorpsiyon görülmediği durumlar için geçerlidir. Ancak implant çevresi kemik dokusunda rezorpsiyon izlenen olgularda implant biyomekaniği açısından farklı bir durum oluşmaktadır. İmplanta gelen kuvvetlerin implant çevresi dokular tarafından yeteri kadar desteklenmemesi implant ve parçaları üzerinde yüksek bir stres oluşturur. Bunun sonucunda implant kırıkları, dayanak kırıkları, vida kırıkları ve gevşemeleri görülmektedir (Bing ve ark., 2020).

Wilkirson ve arkadaşları (Wilkirson ve ark., 2021) , pterygoid implant destekli protezlerin 3D modellerini oluşturmuş ve SESA ile pterygoid implantlar ve çevre

kemikteki stres ve gerinim dağılımları karşılaştırmışlar. Tam maksiller dişsizliği olan hastalar için çeşitli klinik senaryoları simüle etmek üzere farklı implant pozisyonları ve sayılarına sahip altyapılar tasarlanmıştır. Maksillada dört implant üstü sabit protez ve zygomatik implantlar kullanılan full ark hibrit protezlere pterygoid implantların eklenmesi, çevre maksiller kemikteki stres ve gerinim seviyelerini azaltmıştır. Çevre kemikteki stres ve gerilmedeki azalma büyük olasılıkla uygulanan yükün daha eşit dağılımından kaynaklandığını belirtmişler. Bu sonuçlara göre tanımlanan kemik koşulları ve bu çalışma için özel olarak analiz edilen model yapılar altında, pterygoid implant kabul edilebilir bir tedavi olduğunu ancak tam bir sonuca varılabilmesi için implantların kendilerinden elde edilen verilerin de başarılı olması gerektiğini belirtmişler (Wilkirson ve ark., 2021).

Birçok çalışmada Ti, Cr-Co, Zr, PMMA, CFR-PEEK, PEEK ve PEKK altyapı materyalleri biyomekanik davranışlar açısından SESA kullanarak değerlendirilmiştir. Biz çalışmamızda bunlardan sadece üçünü Ti, Cr-Co ve PEKK materyallerini SESA ile inceledik. Yine pterygoid implantlar yerleştirilirken çok farklı açılar ve çaplar kullanılarak yerleştirmeler yapılmaktadır. Çalışmamızı atrofik maksillanın anatomik yapısı gözetilerek 3.5 , 4.5 mm çap ve 45°, 70° açıları kullanarak gerçekleştirdik. Yine farklı implant boyları ve farklı üst yapı materyalleri kullanılabilirdi. Biz bu değişkenleri çalışmamızda değerlendirmedik.

Stres analizlerinde matematiksel hesaplamalarla elde edilen numerik değerler varyasyon göstermediği için, sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirilemez. Ancak elde edilen sonuçlar dikkatli bir şekilde incelenmeli ve yorumlanmalı ve daha sonrasında klinik uygulamalarda sonuçlardan faydalanılmalıdır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmamızın limitasyonları dahilinde elde edilen sonuçlar özetle şu şekildedir:

- İmplant destekli tam ark sabit protezlerde kullanılan farklı altyapı materyalleri ve yerleştirilen pterygoid implantların çap ve yerleştirme açısı; implant, implant çevresi kemik ve protezde oluşan stres değerleri üzerinde etkilidir.
- Elastisite modülü düşük olan PEKK altyapılı modelde, daha düşük von Mises stres değerleri izlendi. Tüm modeller arasında altyapıda von Mises stresleri en yüksek Cr-Co, en düşük ise PEKK modellerde izlendi.
- Multi-ünit vidalarında von Mises stresleri, PEKK modeller dışında değişmedi. PEKK de ise von Mises stres değerlerindeki artış %10 kadardı. Tüm modeller arasında multi-ünit vidalarında en yüksek von Mises stresleri PEKK, en düşük stres değerleri ise Cr-Co modellerde izlendi.
- Multi-ünit vidalarında izlenen von Mises stresleri tüm modellerde 24 numaralı diş bölgesinde yer alan implantlardan daha yüksek olarak tespit edildi.
- İmplantlarda izlenen von Mises Stres değerleri PEKK altyapılı modellerde, tüm açı ve çaplar için daha yüksek stres izlendi.
- İmplantlarda en yüksek von Mises stresleri pterygoid implantlarda ve özellikle implantların boyun bölgelerinde izlendi.
- Cr-Co ve Ti gibi elastisite modülü yüksek altyapılar implant, multi-ünit vidası, implant ve implant çevresi kortikal kemikte daha düşük stres değerleri oluşturmuştur. En yüksek stres değerleri polimerik materyal PEKK'te izlendi.
- Değerlendirilen tüm modellerde implantlar ve multi-ünit vidalarındaki izlenen von Mises Stres değerleri implantların ve vidaların dayanıklılık sınırını aşmadı.

- Tüm modellerde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında izlenen Pmaks ve Pmin stres değerleri, trabeküler kemikten daha yüksek bulundu.
- Kortikal kemikte izlenen en yüksek Pmaks ve Pmin stresleri tüm modellerde 24 nolu diş soketine yerleştirilen implantların boyun bölgesi çevresinde izlendi. Modeller arasında PEKK modellerde daha yüksek Pmaks ve Pmin stres değerleri izlendi. Tüm modellerde kortikal ve trabeküler kemikte izlenen asal stresler kemiğin aşırı yükleme sınırını aşmadı.
- Pterygoid kemikte izlenen Pmin stres değerleri tüm modellerde yüklemenin gerçekleştirildiği tarafta karşıt tarafa göre on kat veya daha fazla idi. Pterygoid kemikte Pmin değeri PEKK modellerde daha düşük tespit edildi.
- Trabeküler kemikte izlenen Pmaks stres değerleri PEKK modellerde daha yüksekti. Pmin ise Grup 2 Ti model dışında PEKK modelde yüksekti.

SESA aracılığıyla, pterygoid implant destekli maksiller protez tekniğinin biyomekanik davranışı hakkında daha fazla bilgi sağlanmış oldu. Bu bilgiler klinik uygulama sırasında ileri derecede atrofik maksilla nedeniyle tam dişsiz hastalar için implant yerleştirilmesinde iyileştirmelere yol açabilir.

Cr-Co, Ti ve PEKK altyapıları karşılaştırıldığında; düşük elastisite modülüne sahip polimerik materyallerin çevre dokulara ve implantlara fazla stres ilettiği izlendi. Bu durum, protetik yapıyı koruyor olsada; uzun dönemde implant çevresindeki kemiklerde rezorbsiyon artışına neden olabilir. Polimerik materyallere göre daha yüksek elastisite modülü olan Cr-Co ve Ti altyapı materyallerinin, implant çevresi bölgede stres dağılımı açısından daha uygun materyaller olduğu düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- Aalam, A. A., Krivitsky, A., Kurtzman, G. M., & Mahesh, L. (2023). The severely atrophic maxilla: Decision making with zygomatic and pterygoid dental implants. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 13(2), 202-206.
- Abduo, J. (2014). Fit of CAD/CAM implant frameworks: a comprehensive review. *J Oral Implantol*, 40(6), 758-766. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-d-12-00117>
- Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., & Brånemark, P. I. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*, 10(6), 387-416. [https://doi.org/10.1016/s0300-9785\(81\)80077-4](https://doi.org/10.1016/s0300-9785(81)80077-4)
- Adib, M. G. (2008). Three dimensional finite analysis for different implant diameters. *Cairo Dent J*, 24, 131-139.
- Agbaje, J., Meeus, J., Vrielinc, L., & Diederich, H. (2018). Rehabilitation of Atrophic Maxilla using Pterygoid Implants: Case Reports. *Modern Approaches in Dentistry and Oral Health Care*, 1, 1-6.
- Agbaje, J. O., & Diederich, H. (2019). Cortically Fixed at Once Implants for the Treatment of the Atrophic Maxilla-A Case Report. *Health*, 11(1), 555803.
- Agnini, A., Agnini, A. M., Romeo, D., Chiesi, M., Pariente, L., & Stappert, C. F. (2014). 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*, 16(4), 527-539. <https://doi.org/10.1111/cid.12020>
- Aktaş, G., & Canay, Ş. (2015). İmplant üstü overdenture protezlerde tutucu alternatifleri. *Acta Odontologica Turcica*, 32(3), 158-164.
- Albrektsson, T., & Johansson, C. (2001). Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J*, 10 Suppl 2(Suppl 2), S96-101. <https://doi.org/10.1007/s005860100282>

- Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A. R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1(1), 11-25.
- Albrektsson, T., & Zarb, G. A. (1989). *The Brånemark osseointegrated implant*. Chicago: Quintessence Publishing Company.
- Alemayehu, D. B., & Jeng, Y. R. (2021). Three-dimensional finite element investigation into effects of implant thread design and loading rate on stress distribution in dental implants and anisotropic bone. *Materials*, 14(22), 6974.
- Almeida, E. O., Rocha, E. P., Freitas Júnior, A. C., Anchieta, R. B., Poveda, R., Gupta, N., & Coelho, P. G. (2015). Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res*, 17 Suppl 1, e332-342. <https://doi.org/10.1111/cid.12129>
- Alvarez-Arenal, A., Gonzalez-Gonzalez, I., deLlanos-Lanchares, H., Martin-Fernandez, E., Brizuela-Velasco, A., & Ellacuria-Echebarria, J. (2017). Effect of implant- and occlusal load location on stress distribution in Locator attachments of mandibular overdenture. A finite element study. *J Adv Prosthodont*, 9(5), 371-380. <https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.5.371>
- Andrikopoulou, E., Zoidis, P., Artopoulou, II, & Doukoudakis, A. (2016). Modified PEEK Resin Bonded Fixed Dental Prosthesis for a Young Cleft Lip and Palate Patient. *J Esthet Restor Dent*, 28(4), 201-207. <https://doi.org/10.1111/jerd.12221>
- Anitua, E., Tapia, R., Luzuriaga, F., & Orive, G. (2010). Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 30(1), 89-95.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.

- Araújo, M. G., & Lindhe, J. (2011). Socket grafting with the use of autologous bone: an experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res*, 22(1), 9-13.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2010.01937.x>
- Araujo, R. Z., Santiago Júnior, J. F., Cardoso, C. L., Benites Condezo, A. F., Moreira Júnior, R., & Curi, M. M. (2019). Clinical outcomes of pterygoid implants: Systematic review and meta-analysis. *J Craniomaxillofac Surg*, 47(4), 651-660.
<https://doi.org/10.1016/j.jcms.2019.01.030>
- Arsalanloo, Z., Telchi, R., & Osgouie, K. G. (2014). Optimum selection of the dental implants according to length and diameter parameters by FE method in the anterior position. *International Journal of Bioscience, Biochemistry and Bioinformatics*, 4(4), 265.
- Assunção, W. G., Barão, V. A., Tabata, L. F., Gomes, E. A., Delben, J. A., & dos Santos, P. H. (2009). Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg*, 20(4), 1173-1177.
<https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e3181acdb81>
- Ata-Ali, J., Peñarrocha-Oltra, D., Candel-Marti, E., & Peñarrocha-Diago, M. (2012). Oral rehabilitation with tilted dental implants: a metaanalysis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 17(4), e582-587. <https://doi.org/10.4317/medoral.17674>
- Atwood, D. A. (1971). Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 26(3), 266-279.
- Bacchi, A., Consani, R. L., Mesquita, M. F., & Dos Santos, M. B. (2013). Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand*, 71(5), 1243-1249.
<https://doi.org/10.3109/00016357.2012.757644>

- Baggi, L., Cappelloni, I., Di Girolamo, M., Maceri, F., & Vairo, G. (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 100(6), 422-431. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(08\)60259-0](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(08)60259-0)
- Bahat, O. (1992). Osseointegrated implants in the maxillary tuberosity: report on 45 consecutive patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 7(4), 459-467.
- Balaji, S., & Balaji, P. P. (2018). *Textbook of Oral & Maxillofacial Surgery-E Book*. Elsevier Health Sciences.
- Balshi, S. F., Wolfinger, G. J., & Balshi, T. J. (2005a). Analysis of 164 titanium oxide-surface implants in completely edentulous arches for fixed prosthesis anchorage using the pterygomaxillary region. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 20(6), 946-952.
- Balshi, S. F., Wolfinger, G. J., & Balshi, T. J. (2005b). A prospective study of immediate functional loading, following the Teeth in a Day protocol: a case series of 55 consecutive edentulous maxillas. *Clin Implant Dent Relat Res*, 7(1), 24-31. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2005.tb00043.x>
- Balshi, T. J., Lee, H. Y., & Hernandez, R. E. (1995). The use of pterygomaxillary implants in the partially edentulous patient: a preliminary report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(1).
- Balshi, T. J., Wolfinger, G. J., & Balshi, S. (1999). Analysis of 356 pterygomaxillary implants in edentulous arches for fixed prosthesis anchorage. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 14(3), 398-406.
- Balshi, T. J., Wolfinger, G. J., Slauch, R. W., & Balshi, S. F. (2013a). Brånemark system implant lengths in the pterygomaxillary region: a retrospective comparison. *Implant Dent*, 22(6), 610-612. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e3182a5d181>

- Balshi, T. J., Wolfinger, G. J., Slauch, R. W., & Balshi, S. F. (2013b). A retrospective comparison of implants in the pterygomaxillary region: implant placement with two-stage, single-stage, and guided surgery protocols. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 28(1), 184-189. <https://doi.org/10.11607/jomi.2693>
- Barbier, L., Sloten, J. V., Krzesinski, G., & Van Der Perre, E. S. (1998). Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *Journal of oral rehabilitation*, 25(11), 847-858.
- Bayraktar, G., & Turfaner, M. (2012). Krom-Kobalt Alaşımlarının Dökülebilirliğine Eritme Ve Döküm Yöntemlerinin Etkisi-Effect Of The Melting And Casting Methods On Castability Of Chrome-Cobalt Alloys. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 31(2), 123-129.
- Bechir, E. S., Bechir, A., Gioga, C., Manu, R., Burcea, A., & Dascalu, I. T. (2016). The advantages of BioHPP polymer as superstructure material in oral implantology. *Mater Plast*, 53(3), 394-398.
- Begg, T., Geerts, G. A., & Gryzagoridis, J. (2009). Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24(4), 663-671.
- Beyabanaki, E., Shamshiri, A. R., Alikhasi, M., & Monzavi, A. (2017). Effect of Splinting on Dimensional Accuracy of Impressions Made of Implants with Different Subgingival Alignments. *J Prosthodont*, 26(1), 48-55. <https://doi.org/10.1111/jopr.12368>
- Bhering, C. L., Mesquita, M. F., Kemmoku, D. T., Noritomi, P. Y., Consani, R. L., & Barão, V. A. (2016). Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A

- prototyping guided 3D-FEA study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 69, 715-725. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.07.059>
- Bidez, M., & Misch, C. (2005). Clinical biomechanics in implant dentistry. *Dental Implant Prosthetics*, ed, 2, 95-106.
- Bidra, A. S., & Huynh-Ba, G. (2011). Implants in the pterygoid region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 40(8), 773-781. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2011.04.007>
- Bing, L., Mito, T., Yoda, N., Sato, E., Shigemitsu, R., Han, J. M., & Sasaki, K. (2020). Effect of peri-implant bone resorption on mechanical stress in the implant body: In vivo measured load-based finite element analysis. *J Oral Rehabil*, 47(12), 1566-1573. <https://doi.org/10.1111/joor.13097>
- Bonfante, E. A., Suzuki, M., Carvalho, R. M., Hirata, R., Lubelski, W., Bonfante, G., Pegoraro, T. A., & Coelho, P. G. (2015). Digitally produced fiber-reinforced composite substructures for three-unit implant-supported fixed dental prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(2).
- Bonnet, A. S., Postaire, M., & Lipinski, P. (2009). Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Med Eng Phys*, 31(7), 806-815. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.03.004>
- Branemark, P.-I., Zarb, G. A., Albrektsson, T., & Rosen, H. M. (1986). Tissue-integrated prostheses. osseointegration in clinical dentistry. In: LWW.
- Branemark, P.-I. (1985). Tissue-Integrated Prostheses. *Osseointegration in clinical dentistry*, 11-344.

- Brånemark, P.-I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B., Lindström, J., & Ohlsson, Å. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*, 3(2), 81-100.
- Brånemark, P. I., Gröndahl, K., Öhrnell, L. O., Nilsson, P., Petruson, B., Svensson, B., Engstrand, P., & Nannmark, U. (2004). Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg*, 38(2), 70-85. <https://doi.org/10.1080/02844310310023918>
- Brånemark, R., Brånemark, P. I., Rydevik, B., & Myers, R. R. (2001). Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. *J Rehabil Res Dev*, 38(2), 175-181.
- Brizuela-Velasco, A., Pérez-Pevida, E., Jiménez-Garrudo, A., Gil-Mur, F. J., Manero, J. M., Punset-Fuste, M., Chávarri-Prado, D., Diéguez-Pereira, M., & Monticelli, F. (2017). Mechanical Characterisation and Biomechanical and Biological Behaviours of Ti-Zr Binary-Alloy Dental Implants. *Biomed Res Int*, 2017, 2785863. <https://doi.org/10.1155/2017/2785863>
- Burns, D. R. (2000). Mandibular implant overdenture treatment: consensus and controversy. *J Prosthodont*, 9(1), 37-46. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849x.2000.00037.x>
- Canay, S., Hersek, N., Akpınar, I., & Aşık, Z. (1996). Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence Int*, 27(9), 591-598.
- Candel, E., Peñarrocha, D., & Peñarrocha, M. (2012). Rehabilitation of the atrophic posterior maxilla with pterygoid implants: a review. *J Oral Implantol*, 38 Spec No, 461-466. <https://doi.org/10.1563/aaidd-joi-d-10-00200>

- Cann, C. E. (1988). Quantitative CT for determination of bone mineral density: a review. *Radiology*, 166(2), 509-522. <https://doi.org/10.1148/radiology.166.2.3275985>
- Carlsson, L., Röstlund, T., Albrektsson, B., Albrektsson, T., & Brånemark, P. I. (1986). Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand*, 57(4), 285-289. <https://doi.org/10.3109/17453678608994393>
- Carter, D. R., Van Der Meulen, M. C., & Beaupré, G. S. (1996). Mechanical factors in bone growth and development. *Bone*, 18(1 Suppl), 5s-10s. [https://doi.org/10.1016/8756-3282\(95\)00373-8](https://doi.org/10.1016/8756-3282(95)00373-8)
- Cawood, J. I., & Howell, R. A. (1988). A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 17(4), 232-236. [https://doi.org/10.1016/s0901-5027\(88\)80047-x](https://doi.org/10.1016/s0901-5027(88)80047-x)
- Chiapasco, M., & Zaniboni, M. (2009). Methods to treat the edentulous posterior maxilla: implants with sinus grafting. *J Oral Maxillofac Surg*, 67(4), 867-871. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2008.11.023>
- Chin, Y. P., Leno, M. B., Dumrongwongsiri, S., Chung, K. H., Lin, H. H., & Lo, L. J. (2017). The pterygomaxillary junction: An imaging study for surgical information of LeFort I osteotomy. *Sci Rep*, 7(1), 9953. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-10592-8>
- Chun, H. J., Cheong, S. Y., Han, J. H., Heo, S. J., Chung, J. P., Rhyu, I. C., Choi, Y. C., Baik, H. K., Ku, Y., & Kim, M. H. (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*, 29(6), 565-574.
- Clarke, B. (2008). Normal bone anatomy and physiology. *Clin J Am Soc Nephrol*, 3 Suppl 3(Suppl 3), S131-139. <https://doi.org/10.2215/cjn.04151206>

- Cooper, L. F., Thalji, G., & Al-Tarawneh, S. (2020). Are nongrafting solutions viable for dental implant treatment in limited bone volume? *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 41(7), 368-376; quiz 377.
- Corvello, P. C., Montagner, A., Batista, F. C., Smidt, R., & Shinkai, R. S. (2011). Length of the drilling holes of zygomatic implants inserted with the standard technique or a revised method: a comparative study in dry skulls. *J Craniomaxillofac Surg*, 39(2), 119-123. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2010.03.021>
- Craig, R., & Power, J. (1997). Restorative dental materials. Mosby-year book. Inc., Missouri, 486.
- Cucchi, A., Vignudelli, E., Franco, S., & Corinaldesi, G. (2017). Minimally Invasive Approach Based on Pterygoid and Short Implants for Rehabilitation of an Extremely Atrophic Maxilla: Case Report. *Implant Dent*, 26(4), 639-644. <https://doi.org/10.1097/id.0000000000000603>
- Curi, M. M., Cardoso, C. L., & Ribeiro Kde, C. (2015). Retrospective study of pterygoid implants in the atrophic posterior maxilla: implant and prosthesis survival rates up to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 30(2), 378-383. <https://doi.org/10.11607/jomi.3665>
- Çağlar, A., & Aydın, C. (2001). İmplantolojide biyomekanik. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Der.*
- Çağlar, İ., Ateş, S. M., Yeşil Duymuş, Z., & Şişçi, T. (2017). İki Farklı Bağlayıcı Ajan ve Termal Siklus Uygulamasının Kobalt-Krom Alaşımı-Akrilik Rezın Makaslama Bağlantı Dayanımına Etkisinin İncelenmesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 23(1).
- Daas, M., Dubois, G., Bonnet, A. S., Lipinski, P., & Rignon-Bret, C. (2008). A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two

- implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys*, 30(2), 218-225. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2007.02.005>
- Dadwal, H., Shanmugasundaram, S., & Krishnakumar Raja, V. B. (2015). Preoperative and Postoperative CT Scan Assessment of Pterygomaxillary Junction in Patients Undergoing Le Fort I Osteotomy: Comparison of Pterygomaxillary Dysjunction Technique and Trimble Technique-A Pilot Study. *J Maxillofac Oral Surg*, 14(3), 713-719. <https://doi.org/10.1007/s12663-014-0720-y>
- Darendeliler, S., Darendeliler, H., & Kınöçlu, T. (1992). Analysis of a central maxillary incisor by using a three-dimensional finite element method. *Journal of oral rehabilitation*, 19(4), 371-383.
- Dawson, J. H., Hyde, B., Hurst, M., Harris, B. T., & Lin, W. S. (2018). Polyetherketoneketone (PEKK), a framework material for complete fixed and removable dental prostheses: A clinical report. *J Prosthet Dent*, 119(6), 867-872. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.09.008>
- Degidi, M., Petrone, G., Lezzi, G., & Piattelli, A. (2003). Histologic evaluation of 2 human immediately loaded and 1 titanium implants inserted in the posterior mandible and submerged retrieved after 6 months. *J Oral Implantol*, 29(5), 223-229. [https://doi.org/10.1563/1548-1336\(2003\)029<0223:Heohil>2.3.Co;2](https://doi.org/10.1563/1548-1336(2003)029<0223:Heohil>2.3.Co;2)
- Del Fabbro, M., Bellini, C. M., Romeo, D., & Francetti, L. (2012). Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: a systematic review. *Clinical implant dentistry and related research*, 14(4), 612-621.
- DeTolla, D. H., Andreana, S., Patra, A., Buhite, R., & Comella, B. (2000). The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology*, 26(2), 77-81.

- Diederich, H. (2021). Minimal treatment options with one-piece implants. <https://ouci.dntb.gov.ua/en/works/lRZ2B1al/> (07.07.2024)
- Dimitroulis, G., Gupta, B., Wilson, I., & Hart, C. (2023). The atrophic edentulous alveolus. A preliminary study on a new generation of subperiosteal implants. *Oral Maxillofac Surg*, 27(1), 69-78. <https://doi.org/10.1007/s10006-022-01044-3>
- Ding, X., Liao, S. H., Zhu, X. H., Zhang, X. H., & Zhang, L. (2009). Effect of diameter and length on stress distribution of the alveolar crest around immediate loading implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 11(4), 279-287.
- Dolgov, V. Y., Klyshnikov, K. Y., Ovcharenko, E. A., Glushkova, T. V., Batranin, A. V., Agienko, A. S., Kudryavtseva, Y. A., Yuzhalin, A. E., & Kutikhin, A. G. (2019). Finite element analysis-based approach for prediction of aneurysm-prone arterial segments. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 39, 102-108.
- Drago, C. (2018). Ratios of cantilever lengths and anterior-posterior spreads of definitive hybrid full-arch, screw-retained prostheses: results of a clinical study. *Journal of Prosthodontics*, 27(5), 402-408.
- Drago, C., & Howell, K. (2012). Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *J Prosthodont*, 21(5), 413-424. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2012.00835.x>
- Drago, C., Saldarriaga, R. L., Domagala, D., & Almasri, R. (2010). Volumetric determination of the amount of misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a multicenter laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 25(5), 920-929.
- Durkan, R., Deste, G., & Perihan, O. (2019). Tam-Ark İmplant-Destekli Monolitik Zirkonya Sabit Dental Protezler: Literatür Derlemesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(1), 160-167.

- Duyck, J., Rønold, H. J., Van Oosterwyck, H., Naert, I., Vander Sloten, J., & Ellingsen, J. E. (2001). The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res*, 12(3), 207-218. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2001.012003207.x>
- Eazhil, R., Swaminathan, S. V., Gunaseelan, M., Kannan, G. V., & Alagesan, C. (2016). Impact of implant diameter and length on stress distribution in osseointegrated implants: A 3D FEA study. *J Int Soc Prev Community Dent*, 6(6), 590-596. <https://doi.org/10.4103/2231-0762.195518>
- Ebrahimi, F. (2012). *Finite Element Analysis: New Trends and Developments*. BoD—Books on Demand.
- Eraslan, O., Sevimay, M., Usumez, A., & Eskitascioglu, G. (2005). Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures--a finite element analysis. *J Oral Rehabil*, 32(4), 273-278. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2004.01429.x>
- Falcinelli, C., Valente, F., Vasta, M., & Traini, T. (2023). Finite element analysis in implant dentistry: State of the art and future directions. *Dent Mater*, 39(6), 539-556. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2023.04.002>
- Favot, L.-M., Berry-Kromer, V., Haboussi, M., Thiebaud, F., & Zineb, T. B. (2014). Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behaviour of a rehabilitated edentulous mandible. *Journal of dentistry*, 42(3), 287-297.
- Fernández, H., Gómez-Delgado, A., Trujillo-Saldarriaga, S., Varón-Cardona, D., & Castro-Núñez, J. (2014). Zygomatic implants for the management of the severely

- atrophied maxilla: a retrospective analysis of 244 implants. *J Oral Maxillofac Surg*, 72(5), 887-891. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2013.12.029>
- Ferreira, M. B., Barão, V. A., Faverani, L. P., Hipólito, A. C., & Assunção, W. G. (2014). 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 Mater Biol Appl*, 35, 92-99. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2013.10.022>
- Fischer, J., & Fleetwood, P. W. (2000). Improving the processing of high-gold metal-ceramic frameworks by a pre-firing heat treatment. *Dent Mater*, 16(2), 109-113. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(99\)00086-x](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(99)00086-x)
- Fischer, K., Bäckström, M., & Sennerby, L. (2009). Immediate and early loading of oxidized tapered implants in the partially edentulous maxilla: a 1-year prospective clinical, radiographic, and resonance frequency analysis study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 11(2), 69-80. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2008.00096.x>
- Fokas, G., Guo, C. Y., & Tsoi, J. K. H. (2019). The effects of surface treatments on tensile bond strength of polyether-ketone-ketone (PEKK) to veneering resin. *J Mech Behav Biomed Mater*, 93, 1-8. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.01.015>
- Fuh, L. J., Huang, H. L., Chen, C. S., Fu, K. L., Shen, Y. W., Tu, M. G., Shen, W. C., & Hsu, J. T. (2010). Variations in bone density at dental implant sites in different regions of the jawbone. *J Oral Rehabil*, 37(5), 346-351. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2010.02061.x>
- Fuhrmann, G., Steiner, M., Freitag-Wolf, S., & Kern, M. (2014). Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)-durability and influence of surface conditioning. *Dent Mater*, 30(3), 357-363. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.12.008>

- Gautam, C., Joyner, J., Gautam, A., Rao, J., & Vajtai, R. (2016). Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton transactions*, 45(48), 19194-19215.
- Gaviria, L., Salcido, J. P., Guda, T., & Ong, J. L. (2014). Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*, 40(2), 50-60. <https://doi.org/10.5125/jkaoms.2014.40.2.50>
- Geng, J.-P., Tan, K. B., & Liu, G.-R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(6), 585-598.
- Geramizadeh, M., Katoozian, H., Amid, R., & Kadkhodazadeh, M. (2017). Finite element analysis of dental implants with and without microthreads under static and dynamic loading. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 27(1).
- George, P., & Kurtzman, G. (2022). Pterygoid implants: anatomical considerations and surgical placement. *Journal of Osseointegration*, 14(2), 81-87.
- Georgiev, J., Vlahova, A., Kissov, H., Aleksandrov, S., & Kazakova, R. (2018). Possible application of BioHPP in prosthetic dentistry: a literature review. *Journal of IMAB–Annual Proceeding Scientific Papers*, 24(1), 1896-1898.
- Gizzi, A., De Bellis, M. L., Vasta, M., & Pandolfi, A. (2021). Diffusion-based degeneration of the collagen reinforcement in the pathologic human cornea. *Journal of Engineering Mathematics*, 127, 1-10.
- The Glossary of Prosthodontic Terms 2023: Tenth Edition. (2023). *J Prosthet Dent*, 130(4 Suppl 1), e1-e3. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.03.003>
- The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. (2017). *J Prosthet Dent*, 117(5s), e1-e105. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.12.001>

- Goiato, M. C., dos Santos, D. M., Santiago, J. F., Jr., Moreno, A., & Pellizzer, E. P. (2014). Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 43(9), 1108-1116. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2014.02.016>
- Gonzalez, J. (2014). The evolution of dental materials for hybrid prosthesis. *Open Dent J*, 8, 85-94. <https://doi.org/10.2174/1874210601408010085>
- Graves, S. L. (1994). The pterygoid plate implant: a solution for restoring the posterior maxilla. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 14(6), 512-523.
- Graziani, F., Donos, N., Needleman, I., Gabriele, M., & Tonetti, M. (2004). Comparison of implant survival following sinus floor augmentation procedures with implants placed in pristine posterior maxillary bone: a systematic review. *Clinical oral implants research*, 15(6), 677-682.
- Guan, H., van Staden, R., Loo, Y. C., Johnson, N., Ivanovski, S., & Meredith, N. (2009). Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24(5), 866-876.
- Gupta, S., Patil, N., Solanki, J., Singh, R., & Laller, S. (2015). Oral Implant Imaging: A Review. *Malays J Med Sci*, 22(3), 7-17.
- Gutiérrez-Rubert, S., Meseguer-Calas, M., & Gandía-Barberá, A. (2015). Analysis of the feeding system in the injection process of peek in fixed partial dentures. *Procedia engineering*, 132, 1021-1028.
- Gümrükçü, Z., & Korkmaz, Y. T. (2018). Influence of implant number, length, and tilting degree on stress distribution in atrophic maxilla: a finite element study. *Med Biol Eng Comput*, 56(6), 979-989. <https://doi.org/10.1007/s11517-017-1737-4>

- Gümrükçü, Z., Korkmaz, Y. T., & Korkmaz, F. M. (2017). Biomechanical evaluation of implant-supported prosthesis with various tilting implant angles and bone types in atrophic maxilla: A finite element study. *Comput Biol Med*, 86, 47-54. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2017.04.015>
- Gümrükçü, Z., & Sevda, K. (2019). Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(3), 534-541.
- Güngör, M., Dünder, M., & Artunç, C. (2005). Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. *EÜ Dişhek Fak Derg*, 26, 107-116.
- Han, K. H., Lee, J. Y., & Shin, S. W. (2016). Implant- and Tooth-Supported Fixed Prostheses Using a High-Performance Polymer (Pekkton) Framework. *Int J Prosthodont*, 29(5), 451-454. <https://doi.org/10.11607/ijp.4688>
- Hançer Göymen, A., Kocacıklı, M., & Nalbant, A. D. (2023). Tam Protezlerin Güncel Üretim Teknikleri: Geleneksel Derleme.
- Haraldson, T., & Carlsson, G. E. (1977). Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res*, 85(3), 200-208. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.1977.tb00554.x>
- Heller, M. O. (2022). Finite element analysis in orthopedic biomechanics. In *Human orthopaedic biomechanics* (pp. 637-658). Elsevier.
- Herrmann, I., Lekholm, U., Holm, S., & Kultje, C. (2005). Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 20(2), 220-230.
- Himmlova, L., Kácovský, A., & Konvičková, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91(1), 20-25.

- Holmgren, E. P., Seckinger, R. J., Kilgren, L. M., & Mante, F. (1998). 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. *Journal of oral implantology*, 24(2), 80-88.
- Holtzclaw, D., & Telles, R. (2018). Pterygoid fixated arch stabilization technique (PFAST): a retrospective study of pterygoid dental implants used for immediately loaded full arch prosthetics. *J implant adv clinic dent*, 10, 6-17.
- Hsu, M.-L., & Chang, C.-L. (2010). Application of finite element analysis in dentistry. *Finite Element Analysis*, 5, 43-46.
- Irish, J. D. (2004). A 5,500 year old artificial human tooth from Egypt: a historical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19(5), 645-647.
- Isaksson, S., Ekfeldt, A., Alberius, P., & Blomqvist, J. E. (1993). Early results from reconstruction of severely atrophic (Class VI) maxillas by immediate endosseous implants in conjunction with bone grafting and Le Fort I osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 22(3), 144-148. [https://doi.org/10.1016/s0901-5027\(05\)80239-5](https://doi.org/10.1016/s0901-5027(05)80239-5)
- Ivanoff, C. J., Gröndahl, K., Sennerby, L., Bergström, C., & Lekholm, U. (1999). Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 14(2), 173-180.
- Jalbout, Z., & Tabourian, G. (2008). Glossary of Implant Dentistry II. International Congress of Oral Implantologists, Upper Montclair, NJ,
- Javed, F., & Romanos, G. E. (2015). Role of implant diameter on long-term survival of dental implants placed in posterior maxilla: a systematic review. *Clin Oral Investig*, 19(1), 1-10. <https://doi.org/10.1007/s00784-014-1333-z>

- Jinfeng, L., Jinsheng, D., Xiaohui, W., Yanjun, W., & Ningyu, W. (2017). The Pneumatization and Adjacent Structure of the Posterior Superior Maxillary Sinus and Its Effect on Nasal Cavity Morphology. *Med Sci Monit*, 23, 4166-4174. <https://doi.org/10.12659/msm.903173>
- Jm, P. (2006). Craig's restorative dental materials. *Mechanical properties*, 51-96.
- Jung, R. E., Grohmann, P., Sailer, I., Steinhart, Y. N., Fehér, A., Hämmerle, C., Strub, J. R., & Kohal, R. (2016). Evaluation of a one-piece ceramic implant used for single-tooth replacement and three-unit fixed partial dentures: a prospective cohort clinical trial. *Clin Oral Implants Res*, 27(7), 751-761. <https://doi.org/10.1111/clr.12670>
- Karl, M., Dickinson, A., Holst, S., & Holst, A. (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 17(2), 50-57.
- Khosravani, M. R. (2019). Mechanical behavior of restorative dental composites under various loading conditions. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 93, 151-157.
- Kato, Y., Kizu, Y., Tonogi, M., Ide, Y., & Yamane, G. Y. (2005). Internal structure of zygomatic bone related to zygomatic fixture. *J Oral Maxillofac Surg*, 63(9), 1325-1329. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2005.05.313>
- Katsoulis, J., Mericske-Stern, R., Rotkina, L., Zbären, C., Enkling, N., & Blatz, M. B. (2014). Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided-designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide and titanium: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*, 25(2), 165-174. <https://doi.org/10.1111/clr.12039>

- Kayabaşı, O., Yüzbaşıoğlu, E., & Erzincanlı, F. (2006). Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software*, 37(10), 649-658.
- Khalifa, A. K., Wada, M., Ikebe, K., & Maeda, Y. (2016). To what extent residual alveolar ridge can be preserved by implant? A systematic.
- Klein, M. O., Schiegnitz, E., & Al-Nawas, B. (2014). Systematic review on success of narrow-diameter dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29 Suppl, 43-54. <https://doi.org/10.11607/jomi.2014suppl.g1.3>
- Klur, T., Hasan, I., Ottersbach, K., Stark, H., Fichte, M., Dirk, C., & Bourauel, C. (2019). PEKK-made indirect temporary crowns and bridges: a clinical pilot study. *Clinical Oral Investigations*, 23, 771-777.
- Koç, S. (2021). Farklı altyapı materyal ve tasarımlarının all-on-four tekniğine göre yerleştirilen implantlar üzerindeki stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi.
- Krekmanov, L. (2000). Placement of posterior mandibular and maxillary implants in patients with severe bone deficiency: a clinical report of procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15(5), 722-730.
- Krekmanov, L., Kahn, M., Rangert, B., & Lindström, H. (2000). Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15(3), 405-414.
- Kurtz, S. M. (2012). An overview of PEEK biomaterials. *PEEK biomaterials handbook*, 1-7.
- Küçükkurt, S. (2019). Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Ve Dental İmplantoloji Alanında Yapılan Araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(4), 701-710.

- Kürkçüoğlu, D. İ., Köroğlu, D. A., & Özkır, D. S. E. (2010). Dental implantlarda başarı kriterleri ve başarı değerlendirme yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2010(3), 221-229.
- Lee, J. H., Frias, V., Lee, K. W., & Wright, R. F. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent*, 94(4), 377-381. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.04.018>
- Lee, K. S., Shin, J. H., Kim, J. E., Kim, J. H., Lee, W. C., Shin, S. W., & Lee, J. Y. (2017). Biomechanical Evaluation of a Tooth Restored with High Performance Polymer PEKK Post-Core System: A 3D Finite Element Analysis. *Biomed Res Int*, 2017, 1373127. <https://doi.org/10.1155/2017/1373127>
- Lee, S. P., Paik, K. S., & Kim, M. K. (2001). Anatomical study of the pyramidal process of the palatine bone in relation to implant placement in the posterior maxilla. *J Oral Rehabil*, 28(2), 125-132. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2001.00741.x>
- Lekholm, U. (1985). Patient selection and preparation. *Tissue integrated prothesis*, 199-209.
- Lian, Z., Guan, H., Ivanovski, S., Loo, Y. C., Johnson, N. W., & Zhang, H. (2010). Effect of bone to implant contact percentage on bone remodelling surrounding a dental implant. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 39(7), 690-698. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2010.03.020>
- Linetskiy, I., Demenko, V., Linetska, L., & Yefremov, O. (2017). Impact of annual bone loss and different bone quality on dental implant success - A finite element study. *Comput Biol Med*, 91, 318-325. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2017.09.016>
- Linkow, L. I., & Cherchève, R. (1970). *Theories and techniques of oral implantology* (Vol. 1). CV Mosby Company.

- Linkow, L. I., Rinaldi, A. W., Weiss, W. W., Jr., & Smith, G. H. (1990). Factors influencing long-term implant success. *J Prosthet Dent*, 63(1), 64-73. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(90\)90269-i](https://doi.org/10.1016/0022-3913(90)90269-i)
- Linkow, L. I., Winkler, S., Shulman, M., Dal Carlo, L., Pasqualini, M. E., Rossi, F., & Nardone, M. (2016). A New Look at the Blade Implant. *J Oral Implantol*, 42(4), 373-380. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-D-16-00015>
- LJ, P. (2012). Peterson's Principles of oral and maxillofacial surgery. USA: PMPH.
- Loewenstein, A. G., Bidra, A. S., & Balshi, T. J. (2020). Management of Maxillary Cluster Implant Failures with Extra-Maxillary Implants: A Clinical Report. *J Prosthodont*, 29(5), 369-373. <https://doi.org/10.1111/jopr.13178>
- Lopes, L. F., da Silva, V. F., Santiago, J. F., Jr., Panzarini, S. R., & Pellizzer, E. P. (2015). Placement of dental implants in the maxillary tuberosity: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 44(2), 229-238. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2014.08.005>
- López, C. S., Saka, C. H., Rada, G., & Valenzuela, D. D. (2016). Impact of fixed implant supported prostheses in edentulous patients: protocol for a systematic review. *BMJ open*, 6(2), e009288.
- Lubar, R. L., & Katin, R. A. (1990). Implant systems incorporating the hollow-basket concept. *J Am Dent Assoc*, 121(3), 384, 388, 390 passim. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1990.0174>
- Magne, P., Silva, M., Oderich, E., Boff, L. L., & Enciso, R. (2013). Damping behavior of implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res*, 24(2), 143-148. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02311.x>

- Malkondu, Ö., Tinastepe, N., Akan, E., & Kazazoğlu, E. (2016). An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & biotechnological equipment*, 30(4), 644-652.
- Maló, P., Rangert, B., & Nobre, M. (2003). “All-on-Four” immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research*, 5, 2-9.
- Maminskas, J., Puisys, A., Kuoppala, R., Raustia, A., & Juodzbalsys, G. (2016). The Prosthetic Influence and Biomechanics on Peri-Implant Strain: a Systematic Literature Review of Finite Element Studies. *J Oral Maxillofac Res*, 7(3), e4. <https://doi.org/10.5037/jomr.2016.7304>
- Manappallil, J. J. (2015). *Basic dental materials*. JP Medical Ltd.
- Mateos, L., García-Calderón, M., González-Martín, M., Gallego, D., & Cabezas, J. (2002). Inserción de implantes dentales en la apófisis pterigoides: Una alternativa en el tratamiento rehabilitador del maxilar posterior atrófico. *Avances en Periodoncia e Implantología Oral*, 14(1), 37-45.
- McCabe, J. F., & Walls, A. W. (2013). *Applied dental materials*. John Wiley & Sons.
- Meijer, H. J., Kuiper, J. H., Starmans, F. J., & Bosman, F. (1992). Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent*, 68(1), 96-102. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(92\)90293-j](https://doi.org/10.1016/0022-3913(92)90293-j)
- Meijer, H. J., Starmans, F. J., Steen, W. H., & Bosman, F. (1993). A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol*, 38(6), 491-496. [https://doi.org/10.1016/0003-9969\(93\)90185-o](https://doi.org/10.1016/0003-9969(93)90185-o)

- Misch, C. E. (1990). Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *The International journal of oral implantology: implantologist*, 6(2), 23-31.
- Misch, C. E. (1999). Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant Dent*, 8(4), 376-386. <https://doi.org/10.1097/00008505-199904000-00008>
- Misch, C. E. (2004). *Dental implant prosthetics-E-book*. Elsevier Health Sciences.
- Misch, C. E. (2014). Rationale for dental implants. *Dental implant prosthetics*. 2nd ed. St. Louis (MO): Elsevier, 1-25.
- Misch, C. E., Goodacre, C. J., Finley, J. M., Misch, C. M., Marinbach, M., Dabrowsky, T., English, C. E., Kois, J. C., & Cronin Jr, R. J. (2005). Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry—part 1. *Implant Dentistry*, 14(4), 312-321.
- Misch, C. E., Goodacre, C. J., Finley, J. M., Misch, C. M., Marinbach, M., Dabrowsky, T., English, C. E., Kois, J. C., & Cronin Jr, R. J. (2006). Consensus conference panel report: Crown-height space guidelines for implant dentistry—Part 2. *Implant Dentistry*, 15(2), 113-121.
- Misch, C. E., & Kutay, Ö. (2009). *Dental implant protezler*. Nobel Tıp Kitabevleri.
- Montero, J., de Paula, C. M., & Albaladejo, A. (2012). The “Toronto prosthesis”, an appealing method for restoring patients candidates for hybrid overdentures: A case report. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 4(5), e309-312. <https://doi.org/10.4317/jced.50877>
- Moraes, S. L. D. d., Verri, F. R., Santiago, J. F., Almeida, D. A. d. F., Lemos, C. A. A., Gomes, J. M. d. L., & Pellizzer, E. P. (2018). Three-dimensional finite element

- analysis of varying diameter and connection type in implants with high crown-implant ratio. *Brazilian dental journal*, 29(1), 36-42.
- Moraschini, V., Poubel, L. A., Ferreira, V. F., & Barboza Edos, S. (2015). Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 44(3), 377-388. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2014.10.023>
- Motiwala, I. A., & Bathina, T. (2022). A Radiographic Study on Pterygoid Implants with Hamulus as a Landmark for Engaging the Pterygoid Plate - A Retrospective Study. *Ann Maxillofac Surg*, 12(2), 190-196. https://doi.org/10.4103/ams.ams_132_22
- Naert, I. E. (1997). Patient evaluation and treatment planning. *J Dent*, 25 Suppl 1, S5-11. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(97\)87694-4](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(97)87694-4)
- Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z., & Siddiqui, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of prosthodontic research*, 60(1), 12-19. <https://doi.org/10.1016/j.jprior.2015.10.001>
- Nakamura, H. (2007). Morphology, Function, and Differentiation of Bone Cells. *Journal of Hard Tissue Biology*, 16, 15-22.
- Natali, A., Hart, R., Pavan, P., & Knets, I. (2003). Mechanics of bone tissue AN NATALI, RT HART, PG PAVAN, I KNETS. In *Dental biomechanics* (pp. 19-37). CRC Press.
- National Institutes of Health Consensus Development Conference statement on dental implants June 13-15, 1988. (1988). *J Dent Educ*, 52(12), 824-827.
- Nelson, S. J. (2014). *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion-E-Book: Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion-E-Book*. Elsevier Health Sciences.

- Nematollahi, F., Alikhasi, M., & Beyabanaki, E. (2018). Restoring a post-traumatic partial edentulous mandible with the Toronto prosthesis: a clinical report. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*, 12(2), 135-139. <https://doi.org/10.15171/joddd.2018.021>
- Nematollahi, F., Beyabanaki, E., & Alikhasi, M. (2016). Cement selection for cement-retained implant-supported prostheses: A literature review. *Journal of Prosthodontics*, 25(7), 599-606. <https://doi.org/10.1111/jopr.12361>
- Nemtoi, A., Covrig, V., Nemtoi, A., Stoica, G., Vataavu, R., Haba, D., & Zetu, I. (2022). Custom-Made Direct Metal Laser Sintering Titanium Subperiosteal Implants in Oral and Maxillofacial Surgery for Severe Bone-Deficient Patients-A Pilot Study. *Diagnostics (Basel)*, 12(10). <https://doi.org/10.3390/diagnostics12102531>
- Neumann, E. A. F., Villar, C. C., & França, F. M. G. (2014). Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Brazilian oral research*, 28, 1-5. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2014.vol28.0028>
- Nissan, J., Narobai, D., Gross, O., Ghelfan, O., & Chaushu, G. (2011). Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 26(5), 1102-1107.
- Nocini, P. F., Albanese, M., Fior, A., & De Santis, D. (2000). Implant placement in the maxillary tuberosity: the Summers' technique performed with modified osteotomes. *Clinical Oral Implants Research: Case report*, 11(3), 273-278.
- Norton, M. R., & Gamble, C. (2001). Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res*, 12(1), 79-84. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2001.012001079.x>

- Novaes, A. B., Jr., Souza, S. L., de Oliveira, P. T., & Souza, A. M. (2002). Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 17(3), 377-383.
- Oh, K. C., Park, J. H., Lee, J. H., & Moon, H. S. (2018). 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*, 119(6), 1021-1024. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.07.024>
- Padhye, O. V., Herekar, M., Patil, V., Mulani, S., Sethi, M., & Fernandes, A. (2015). Stress Distribution in Bone and Implants in Mandibular 6-Implant-Supported Cantilevered Fixed Prosthesis: A 3D Finite Element Study. *Implant Dent*, 24(6), 680-685. <https://doi.org/10.1097/id.0000000000000300>
- Panayotov, I. V., Orti, V., Cuisinier, F., & Yachouh, J. (2016). Polyetheretherketone (PEEK) for medical applications. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 27, 1-11.
- Papaspyridakos, P., Chen, C. J., Singh, M., Weber, H. P., & Gallucci, G. O. (2012). Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J Dent Res*, 91(3), 242-248. <https://doi.org/10.1177/0022034511431252>
- Parel, S. M., & Triplett, R. G. (2004). Interactive imaging for implant planning, placement, and prosthesis construction. *J Oral Maxillofac Surg*, 62(9 Suppl 2), 41-47. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2004.05.207>
- Park, Y.-J., & Cho, S.-A. (2010). Retrospective chart analysis on survival rate of fixtures installed at the tuberosity bone for cases with missing unilateral upper molars: a study of 7 cases. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68(6), 1338-1344.

- Pasqualini, U., & Pasqualini, M. E. (2009). The history of implantology. In *Treatise of Implant Dentistry: The Italian Tribute to Modern Implantology*. Ariesdue.
- Patras, M., & Martin, W. (2016). Simplified custom impression post for implant-supported restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(5), 556-559.
- Peñarrocha, M., Carrillo, C., Boronat, A., & Peñarrocha, M. (2009). Retrospective study of 68 implants placed in the pterygomaxillary region using drills and osteotomes. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24(4), 720-726.
- Pesqueira, A. A., Goiato, M. C., Filho, H. G., Monteiro, D. R., Santos, D. M. d., Haddad, M. F., & Pellizzer, E. P. (2014). Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *Journal of oral implantology*, 40(2), 217-228.
- Pojman, J., Matyjaszewski, K., & Möller, M. (2012). Polymer science: a comprehensive reference. vol, 4, 957-980.
- Powers, M. P., Bosker, H., Van Pelt, H., & Dunbar, N. (1994). The transmandibular implant: from progressive bone loss to controlled bone growth. *J Oral Maxillofac Surg*, 52(9), 904-910; discussion 911-902. [https://doi.org/10.1016/s0278-2391\(10\)80064-3](https://doi.org/10.1016/s0278-2391(10)80064-3)
- Prithviraj, D., Madan, V., Harshamayi, P., Kumar, C. G., & Vashisht, R. (2014). A comparison of masticatory efficiency in conventional dentures, implant retained or supported overdentures and implant supported fixed prostheses: a literature review. *Journal of Dental Implants*, 4(2), 153.
- Ramoğlu, S., & Ozan, O. (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(3).
- Ramos Nde, C., Campos, T. M., Paz, I. S., Machado, J. P., Bottino, M. A., Cesar, P. F., & Melo, R. M. (2016). Microstructure characterization and SCG of newly

- engineered dental ceramics. *Dent Mater*, 32(7), 870-878.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.018>
- Reddy, M. S., Sundram, R., & Abdemagyd, H. A. E. (2019). Application of finite element model in implant dentistry: A systematic review. *Journal of pharmacy & bioallied sciences*, 11(Suppl 2), S85.
- Reilly, D. T., & Burstein, A. H. (1975). The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech*, 8(6), 393-405. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(75\)90075-5](https://doi.org/10.1016/0021-9290(75)90075-5)
- Reinhardt, B., & Beikler, T. (2014). Dental implants. In *Advanced Ceramics for Dentistry* (pp. 51-75). Elsevier.
- Resnik, R. (2020). *Misch's contemporary implant dentistry*. Elsevier Health Sciences.
- Ridell, A., Gröndahl, K., & Sennerby, L. (2009). Placement of Brånemark implants in the maxillary tuber region: anatomical considerations, surgical technique and long-term results. *Clinical oral implants research*, 20(1), 94-98.
- Ring, M. E. (1995). A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. *Compend Contin Educ Dent*, 16(10), 1060, 1062, 1064 passim.
- Roach, M. (2007). Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 603-627.
- Rodgers, M. M., & Cavanagh, P. R. (1984). Glossary of biomechanical terms, concepts, and units. *Physical Therapy*, 64(12), 1886-1902.
- Rodríguez, X., Lucas-Taulé, E., Elnayef, B., Altuna, P., Gargallo-Albiol, J., Peñarrocha Diago, M., & Hernandez-Alfaro, F. (2016). Anatomical and radiological approach to pterygoid implants: a cross-sectional study of 202 cone beam computed tomography examinations. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 45(5), 636-640.
<https://doi.org/10.1016/j.ijom.2015.12.009>

- Rodríguez, X., Méndez, V., Vela, X., & Segalà, M. (2012). Modified surgical protocol for placing implants in the pterygomaxillary region: clinical and radiologic study of 454 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 27(6), 1547-1553.
- Rodríguez, X., Rambla, F., De Marcos Lopez, L., Méndez, V., Vela, X., & Jiménez Garcia, J. (2014). Anatomical study of the pterygomaxillary area for implant placement: cone beam computed tomographic scanning in 100 patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29(5), 1049-1052. <https://doi.org/10.11607/jomi.3173>
- Rosenstiel, S. F. (2016). Precision prosthodontics. *J Prosthet Dent*, 116(6), A8. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.09.001>
- Rubo, J. H., & Souza, E. A. (2008). Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol*, 34(5), 248-255. [https://doi.org/10.1563/1548-1336\(2008\)34\[249:Feaosi\]2.0.Co;2](https://doi.org/10.1563/1548-1336(2008)34[249:Feaosi]2.0.Co;2)
- Sadowsky, S. J. (1997). The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 78(1), 28-33.
- Sailer, I., Philipp, A., Zembic, A., Pjetursson, B. E., Hämmerle, C. H., & Zwahlen, M. (2009). A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res*, 20 Suppl 4, 4-31. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01787.x>
- Sailer, I., Strasding, M., Valente, N. A., Zwahlen, M., Liu, S., & Pjetursson, B. E. (2018). A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*, 29 Suppl 16, 184-198. <https://doi.org/10.1111/clr.13277>
- Sakihara, M., Taira, Y., & Sawase, T. (2019). Effects of sulfuric and vinyl sulfonic acid etchants on bond strength of resin composite to polyetherketoneketone. *Odontology*, 107(2), 158-164. <https://doi.org/10.1007/s10266-018-0375-0>

- Salinas-Goodier, C., Rojo, R., Murillo-González, J., & Prados-Frutos, J. C. (2019). Three-dimensional descriptive study of the pterygomaxillary region related to pterygoid implants: A retrospective study. *Sci Rep*, 9(1), 16179. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-52672-x>
- Sannino, G. (2015). All-on-4 concept: a 3-dimensional finite element analysis. *J Oral Implantol*, 41(2), 163-171. <https://doi.org/10.1563/aaidd-joi-d-12-00312>
- Schwitalla, A. D., Bötzel, F., Zimmermann, T., Sütel, M., & Müller, W. D. (2017). The impact of argon/oxygen low-pressure plasma on shear bond strength between a veneering composite and different PEEK materials. *Dent Mater*, 33(9), 990-994. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.06.003>
- Seemann, R., Marincola, M., Seay, D., Perisanidis, C., Barger, N., & Ewers, R. (2015). Preliminary results of fixed, fiber-reinforced resin bridges on four 4× 5-mm ultrashort implants in compromised bony sites: A pilot study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 73(4), 630-640.
- Seferis, J. C. (1986). Polyetheretherketone (PEEK): Processing-structure and properties studies for a matrix in high performance composites. *Polymer composites*, 7(3), 158-169.
- Sekine, H. (1986). Mobility characteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting system. *Tissue integration in oral and maxillofacial reconstruction*, 326-332.
- Sertgöz, A., & Güvener, S. (1996). Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent*, 76(2), 165-169. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(96\)90301-7](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(96)90301-7)
- Shetty, P., Hegde, A., & Rai, K. (2010). Finite element method—an effective research tool for dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 34(3), 281-285.

- Shetty, P., Yadav, P., Tahir, M., Saini, V., Prajapati, D., & Mahesh, L. (2016). Implant design and stress distribution. *Int. J. Oral Implantol. Clin. Res*, 7(2), 34-39.
- Shrestha, S., & Joshi, S. (2014). Current concepts in biomaterials in dental implant. *Sci Res*, 2(1), 7-12.
- Siadat, H., Rokn, A., & Beyabanaki, E. (2018). Full Arch All-on-4 Fixed Implant-Supported Protheses with 8.5 Years of Follow-Up: A Case Report. *J Dent (Tehran)*, 15(4), 259-265.
- Sidambe, A. T. (2014). Biocompatibility of Advanced Manufactured Titanium Implants-A Review. *Materials (Basel)*, 7(12), 8168-8188. <https://doi.org/10.3390/ma7128168>
- Silva, G. C., Mendonça, J. A., Lopes, L. R., & Landre, J., Jr. (2010). Stress patterns on implants in protheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 25(2), 239-246.
- Silva, T. B., De Arruda Nobilo, M. A., Pessanha Henriques, G. E., Mesquita, M. F., & Guimaraes, M. B. (2008). Influence of laser-welding and electroerosion on passive fit of implant-supported prosthesis. *Stomatologija*, 10(3), 96-100.
- Simamoto Júnior, P. C., Resende Novais, V., Rodrigues Machado, A., Soares, C. J., & Araújo Raposo, L. H. (2015). Effect of joint design and welding type on the flexural strength and weld penetration of Ti-6Al-4V alloy bars. *J Prosthet Dent*, 113(5), 467-474. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.10.010>
- Sirandoni, D., Leal, E., Weber, B., Noritomi, P. Y., Fuentes, R., & Borie, E. (2019). Effect of Different Framework Materials in Implant-Supported Fixed Mandibular Protheses: A Finite Element Analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 34(6). <https://doi.org/10.11607/jomi.7255>

- Skinner, H. B. (1988). Composite technology for total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 235, 224-236.
- Smith, D. E., & Zarb, G. A. (1989). Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 62(5), 567-572.
- Sogo, M., Ikebe, K., Yang, T. C., Wada, M., & Maeda, Y. (2012). Assessment of bone density in the posterior maxilla based on Hounsfield units to enhance the initial stability of implants. *Clin Implant Dent Relat Res*, 14 Suppl 1, e183-187.
<https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2011.00423.x>
- Sproesser, O., Schmidlin, P. R., Uhrenbacher, J., Eichberger, M., Roos, M., & Stawarczyk, B. (2014). 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. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 54, 184-190.
- Srirekha, A., & Bashetty, K. (2010). Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*, 21(3), 425-432.
- Stefanelli, L. V., Mandelaris, G. A., Franchina, A., Di Nardo, D., Galli, M., Pagliarulo, M., Testarelli, L., Di Carlo, S., & Gambarini, G. (2020). Accuracy Evaluation of 14 Maxillary Full Arch Implant Treatments Performed with Da Vinci Bridge: A Case Series. *Materials (Basel)*, 13(12). <https://doi.org/10.3390/ma13122806>
- Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, H., & Miyakawa, O. (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13(1), 82-90.
- Stellingsma, C., Vissink, A., Meijer, H., Kuiper, C., & Raghoobar, G. (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 15(4), 240-248.

- Sugiura, T., Yamamoto, K., Horita, S., Murakami, K., Tsutsumi, S., & Kirita, T. (2017). Effects of implant tilting and the loading direction on the displacement and micromotion of immediately loaded implants: an in vitro experiment and finite element analysis. *J Periodontal Implant Sci*, 47(4), 251-262. <https://doi.org/10.5051/jpis.2017.47.4.251>
- Sun, Y., Xu, C., Wang, N., Wu, Y., Liu, Y., Fan, S., & Wang, F. (2023). Virtual pterygoid implant planning in maxillary atrophic patients: prosthetic-driven planning and evaluation. *International Journal of Implant Dentistry*, 9(1), 9.
- Swain, M., Coldea, A., Bilkhair, A., & Guess, P. (2016). Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dental Materials*, 32(1), 34-42.
- Tada, S., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Miyakawa, O., & Kusakari, H. (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 18(3), 357-368.
- Takahashi, T., & Gunne, J. (2003). Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent*, 89(3), 256-260. <https://doi.org/10.1067/mpr.2003.40>
- Taruna, M., Chittaranjan, B., Sudheer, N., Tella, S., & Abusaad, M. (2014). Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 8(10), ZE16.
- Teichmann, M., Göckler, F., Weber, V., Yildirim, M., Wolfart, S., & Edelhoff, D. (2017). Ten-year survival and complication rates of lithium-disilicate (Empress 2) tooth-supported crowns, implant-supported crowns, and fixed dental prostheses. *J Dent*, 56, 65-77. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.10.017>

- Thukral, H., Nagori, S. A., Rawat, A., & Jose, A. (2019). Pterygoid Hamulus Bursitis: A Rare Intra-Oral Pain Syndrome. *J Craniofac Surg*, 30(7), e643-e645. <https://doi.org/10.1097/scs.00000000000005700>
- Torabinejad, M., Sabeti, M., & Goodacre, C. (2013). *Principles and Practice of Single Implant and Restoration*. Elsevier Health Sciences.
- Traini, T., Sorrentino, R., Gherlone, E., Perfetti, F., Bollero, P., & Zarone, F. (2015). Fracture strength of zirconia and alumina ceramic crowns supported by implants. *Journal of oral implantology*, 41(S1), 352-359.
- Tribst, J. P. M., de Moraes, D. C., Alonso, A. A., Piva, A., & Borges, A. L. S. (2017). Comparative three-dimensional finite element analysis of implant-supported fixed complete arch mandibular prostheses in two materials. *J Indian Prosthodont Soc*, 17(3), 255-260. https://doi.org/10.4103/jips.jips_11_17
- Trisi, P., & Rao, W. (1999). Bone classification: clinical-histomorphometric comparison. *Clin Oral Implants Res*, 10(1), 1-7. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1999.100101.x>
- Trivedi, S. (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 4(3), 200-203.
- Tulasne, J. (1989). Implant treatment of missing posterior dentition in The Branemark Osseointegrated Implant (eds Albrektsson, T. & Zarb, GA) 103 (Chicago, IL. Quintessence.
- Tulasne, J. (1992). Osseointegrated fixtures in the pterygoid region. *An advanced osseointegration surgery: applications in the maxillofacial region*. Chicago, IL: Quintessence, 182-188.

- Tulasne, J., Worthington, P., & Branemark, P. (1992). Advanced osseointegration surgery, applications in the maxillofacial region. *Advanced Osseointegration Surgery, Applications in the Maxillofacial Region*.
- Tuna, F. K. (2010). Farklı destek ve gövde boyutlarındaki kantilever köprülerde fonksiyonel streslerin sonlu elemanlar yöntemiyle analizi.
- Turner, C. H., & Burr, D. B. (1993). Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. *Bone*, 14(4), 595-608. [https://doi.org/10.1016/8756-3282\(93\)90081-k](https://doi.org/10.1016/8756-3282(93)90081-k)
- Ulusoy, M., & Ak, A. (2003). Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. *Cilt II. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi*, 687-689.
- Ulusoy, M., & Aydın, K. (2010). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler Cilt 1-2, 3. *Baskı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Yayınları: Ankara, Turkey*.
- Ünver, S., Güngör, M. B., & Nemli, S. K. (2012). Dental implantlarda protetik komplikasyonlar. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 6(1), 1109-1118.
- Valerón, J. F., & Valerón, P. F. (2007). Long-term results in placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22(2), 195-200.
- Van den Borre, C., Rinaldi, M., De Neef, B., Loomans, N., Nout, E., Van Doorne, L., Naert, I., Politis, C., Schouten, H., & Klomp, G. (2022). Patient-and clinician-reported outcomes for the additively manufactured sub-periosteal jaw implant (AMSJI) in the maxilla: A prospective multicentre one-year follow-up study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 51(2), 243-250.
- Venturelli, A. (1996). A modified surgical protocol for placing implants in the maxillary tuberosity: clinical results at 36 months after loading with fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11(6), 743-749.

- Viennot, S., Dalard, F., Lissac, M., & Grosogeat, B. (2005). Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restorations. *European journal of oral sciences*, 113(1), 90-95.
- von Gonten, A. S., Medina, T., Jr., Woolsey, G. D., & Hill, D. R. (1995). Modifications in the design and fabrication of mandibular osseointegrated fixed prostheses frameworks. *J Prosthodont*, 4(2), 82-89. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849x.1995.tb00321.x>
- Vrielinck, L., Politis, C., Schepers, S., Pauwels, M., & Naert, I. (2003). Image-based planning and clinical validation of zygoma and pterygoid implant placement in patients with severe bone atrophy using customized drill guides. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 32(1), 7-14. <https://doi.org/10.1054/ijom.2002.0337>
- Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., & Igarashi, Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent*, 36(7), 463-471. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.03.010>
- Wallace, S. S., & Froum, S. J. (2003). Effect of maxillary sinus augmentation on the survival of endosseous dental implants. A systematic review. *Ann Periodontol*, 8(1), 328-343. <https://doi.org/10.1902/annals.2003.8.1.328>
- Weinberg, L. A., & Kruger, B. (1996). An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 16(3), 252-265.
- Weinstein, A. M., Klawitter, J. J., Anand, S. C., & Schuessler, R. (1976). Stress analysis of porous rooted dental implants. *Journal of dental research*, 55(5), 772-777.
- Wen, H., Guo, W., Liang, R., Xiang, L., Long, G., Wang, T., Deng, M., & Tian, W. (2014). Finite element analysis of three zygomatic implant techniques for the

- severely atrophic edentulous maxilla. *J Prosthet Dent*, 111(3), 203-215.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.05.004>
- Wiącek, A. E., Terpiłowski, K., Jurak, M., & Worzakowska, M. (2016). Effect of low-temperature plasma on chitosan-coated PEEK polymer characteristics. *European Polymer Journal*, 78, 1-13.
- Wilkinson, E., Chandran, R., & Duan, Y. (2021). Rehabilitation of Atrophic Posterior Maxilla with Pterygoid Implants: A 3D Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 36(3), e51-e62. <https://doi.org/10.11607/jomi.8185>
- Wismeijer, D., Buser, D., & Belser, U. C. (2019). *Loading protocols in implant dentistry: edentulous patients* (Vol. 4). Quintessenz Verlag.
- Wypych, G. (2022). *Handbook of polymers*. Elsevier.
- Yang, J., & Xiang, H. J. (2007). A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. *J Biomech*, 40(11), 2377-2385. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.11.019>
- Zaparolli, D., Peixoto, R. F., Pupim, D., Macedo, A. P., Toniollo, M. B., & de Mattos, M. d. G. C. (2017). Photoelastic analysis of mandibular full-arch implant-supported fixed dentures made with different bar materials and manufacturing techniques. *Materials Science and Engineering: C*, 81, 144-147.
- Zarone, F., Russo, S., & Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dent Mater*, 27(1), 83-96.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.024>
- Zoidis, P. (2018). The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *J Prosthet Dent*, 119(4), 516-521.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.04.020>

Zok, F. W., & Miserez, A. (2007). Property maps for abrasion resistance of materials.

Acta Mater, 55(18), 6365-6371. <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2007.07.042>



EKLER

Ek-1. Etik Bildirim ve İntihal Beyan Formu

	SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ Graduate School of Health Sciences	
ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU¹		
Oğrencinin Adı ve Soyadı	Fatih Oktay	
Oğrencinin Numarası		
Ana Bilim Dalı	Protetik Diş Tedavisi	
Oğrencinin Kayıtlı Olduğu Program Türü	Doktora	
Yukarıda bilgileri verilen tezin intihal tespit yazılımıyla (Turnitin) yapılan tarama sonucunda elde edilen benzerlik oranları aşağıdaki gibidir. Beyan edilen bilgilerin doğru olduğunu, aksi hâlde doğacak hukuki sorumlulukları kabul ve beyan ederiz.		
Bölümler	Benzerlik Oranı	Maksimum Benzerlik Oranları
I. Giriş	%1	% 15
II. Genel Bilgiler	%16	% 35
III. Materyal ve Metod	%27	% 35
IV. Bulgular	%5	% 15
V. Tartışma	%11	% 20
<i>Not: Yedi kelimeye kadar benzerlikler ile Başlık, Kaynakça, İçindekiler, Teşekkür, Dizin ve Ekler kısımları tarama dışı bırakılabilir. Yukarıdaki azami benzerlik oranları yanında tek bir kaynaktan olan benzerlik oranlarının %5'den büyük olmaması gerekir.</i>		

Ek-2. Etik Kurul Onay Formu



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Sayı : 20

23.03.2023

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

15.03.2023 tarih ve 40 sayılı yazınız ekinde gönderilen Anabilim dalınız öğretim üyesi **Prof. Dr. Funda BAYINDIR** yöneticiliğinde doktora öğrencilerinden **Arş. Gör. Fatih OKTAY**'ın birlikte yürütecekleri "**Atrofik Total Dişsiz Maxillada Farklı Açılarda ve Çaplarda Yerleştirilmiş Pterygoid İmplantlar Üzerine Farklı Materyallerden Hazırlanmış Hibrit Protezlerle Rehabilitasyonunun Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemiyle İncelenmesi**" başlıklı Bireysel Klinik araştırmaya ait etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 23/03/2023
Oturum Sayısı: 04/ 2023

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	<i>Prof. Dr. Funda BAYINDIR Arş. Gör. Fatih OKTAY</i>
Araştırmanın Açık Adı	<i>Atrofik Total Dişsiz Maxillada Farklı Açılarda ve Çaplarda Yerleştirilmiş Pterygoid İmplantlar Üzerine Farklı Materyallerden Hazırlanmış Hibrüt Protezlerle Rehabilitasyonunun Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemiyle İncelenmesi</i>
Karar No	20.
Alınan Karar	<i>Prof. Dr. Funda BAYINDIR</i> yöneticiliğinde doktora öğrencilerinden <i>Arş. Gör. Fatih OKTAY</i> 'ın birlikte yürütecekleri "Atrofik Total Dişsiz Maxillada Farklı Açılarda ve Çaplarda Yerleştirilmiş Pterygoid İmplantlar Üzerine Farklı Materyallerden Hazırlanmış Hibrüt Protezlerle Rehabilitasyonunun Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemiyle İncelenmesi" başlıklı çalışma güncel Helsinki Bildirgesinde geçen kurallara uygun olarak ve Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı "Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik" hükümlerine, bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına <i>oy birliği ile karar verildi.</i>

Ek-3. Tez Adı Değişikliği Bildirim Formu

	SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ Graduate School of Health Sciences
TEZ ADI DEĞİŞİKLİĞİ BİLDİRİM FORMU	
Öğrencinin Adı ve Soyadı	Fatih OKTAY
Ana Bilim Dalı	Protetik Diş Tedavisi
Öğrencinin Kayıtlı Olduğu Program Türü	Doktora
Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Başkanlığına	
Danışmanlığımı yürüttüğüm ve yukarıda bilgileri yazılı olan ana bilim dalımız öğrencisinin tez adı aşağıda belirtilen şekilde değiştirilmiştir. Bilgilerinize arz ederim. 23.12.2024	
Değişiklik Türü	Tez adı değişikliği ☑
Tezin Eski Adı	ATROFİK TOTAL DİŞSİZ MAXİLLADA FARKLI AÇILARDA VE ÇAPLARDA YERLEŞTİRİLMİŞ PTERYGOİD İMPLANTLAR ÜZERİNE FARKLI MATERYALLERDEN HAZIRLANMIŞ HİBRİT PROTEZLERLE REHABİLİTASYONUNUN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ
Tezin Yeni Adı	ATROFİK TAM DİŞSİZ MAKSİLLADA FARKLI AÇI VE ÇAPLARDA YERLEŞTİRİLMİŞ PTERYGOİD İMPLANTLAR ÜZERİNE UYGULANAN HİBRİT PROTEZLERİN SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ
Tezin İngilizce Adı	Investigation of Hybrid Prostheses Prepared on Pterygoid Implants Placed at Different Angles and Diameters in Atrophic Total Edentulous Maxilla by Finite Element Stress Analysis Method
Değişikliğin Gerekçesi	TEZ ADININ KISALTILMASI VE TÜRKÇE HARFLER