



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**TAM DİŞSİZ MANDİBULANIN EĞİMLİ İMPLANTLARLA  
REHABİLİTASYONUNDA FARKLI TİP VE ÇAPLARDAKİ İMPLANTLARIN  
VE FARKLI PROTETİK ALT YAPI MATERYALLERİNİN STRES  
DAĞILIMINA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE  
İNCELENMESİ**

**Hazırlayan**

Ayşe UYSAL

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

**Danışman**

Dr. Öğr. Üyesi Yeliz HAYRAN

TOKAT – 2019



T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ

DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**TAM DİŞSİZ MANDİBULANIN EĞİMLİ İMPLANTLARLA  
REHABİLİTASYONUNDA FARKLI TİP VE ÇAPLARDAKİ İMPLANTLARIN  
VE FARKLI PROTETİK ALT YAPI MATERYALLERİNİN STRES  
DAĞILIMINA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE  
İNCELENMESİ**

**Hazırlayan**

Ayşe UYSAL

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

**Danışman**

Dr. Öğr. Üyesi Yeliz HAYRAN

TOKAT – 2019

T.C.  
TOKAT GAZIOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞI

TAM DİŞSİZ MANDİBULANIN EĞİMLİ İMPLANTLARLA REHABİLİTASYONUNDA FARKLI  
TİP VE ÇAPLARDAKİ İMPLANTLARIN VE FARKLI PROTETİK ALT YAPI  
MATERYALLERİNİN STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE  
İNCELENMESİ.

Tezin Kabul Ediliş Tarihi: 03/10 /2019


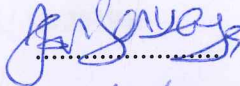
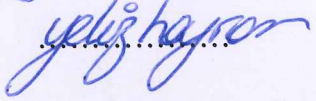
Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı Soyadı)

Başkan : Doç.Dr. OĞUZHAN GÖRLER

Üye :Doç.Dr. IŞIL SARIKAYA


Üye : Dr.Öğr.Üyesi YELİZ HAYRAN

İmzası

  
.....  
  
.....  
  
.....

Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun 19/07/2019 tarih ve 19.04 sayılı oturumunda belirlenen jüri tarafından kabul edilmiştir.

Dekan V. : Prof. Dr. Ataç ÇELİK

  
.....

T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ  
DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

Bu belge ile, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

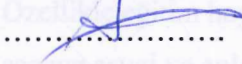
(01/10/2019)

Tez Hazırlayan Öğrencinin

Adı ve Soyadı

Ayşe UYSAL

İmzası





## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimi ve tez yazım sürecimin bütün aşamalarında desteğini esirgemeyen, engin bilgisi ile çalışmama katkı sunarken değerli tecrübeleri ile yol gösteren ve beni bu konuda cesaretlendiren değerli hocam ve danışmanın Doç. Dr. Yeliz HAYRAN'a,

Kıymetli bilgi ve tecrübelerini paylaşarak eğitimime katkıda bulunan anabilim dalımızın üyeleri saygıdeğer hocalarım Doç. Dr. Işıl SARIKAYA, Dr. Öğr. Üyesi Bilal HOLOĞLU, Dr. Öğr. Üyesi Kaan YERLİYURT'a,

Eğitimim ve özellikle tez yazım sürecinde her daim desteklerini hissettiğim, her zorlukta yanımda olduklarını bildiğim ve bundan sonra da iletişim içinde olacağım çok sevgili arkadaşım Sümeyra Kaymak ve birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma

Diş hekimliği serüvenine birlikte başladığım, çalışmalarımnda beni cesaretlendiren sevgili dostum Dr. Öğr. Üyesi Güler Yıldırım'a

Hayatım boyunca her zaman yanımda olan ve tez çalışmalarımna teknik hem arkadaşım hem ablam Emine UYSAL'a

Özellikle eğitim hayatım boyunca maddi ve manevi desteğini benden esirgemeyen, bana sonsuz sevgi ve anlayış gösteren kıymetli anneme ve babama,

En içten sonsuz ve sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2018/89 proje numarası ile desteklenmiştir.



## ÖZET

### Tam Dişsiz Mandibulanın Eğimli İmplantlarla Rehabilitasyonunda Farklı Tip ve Çaplardaki İmplantların ve Farklı Protetik Alt Yapı Materyallerinin Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı tam dişsiz mandibulanın all-on-four tedavi konsepti ile rehabilitasyonunda farklı implant materyallerinin ve çaplarının ve farklı protetik alt yapı materyallerinin stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak karşılaştırılmasıdır.

**Yöntem:** Tam dişsiz alt çenede, all-on-four tekniğine göre yerleştirilmiş zirkonyum titanyum alaşımı ve grade 4 titanyumdan tasarlanmış farklı çaplardaki implantların üzerine zirkonya, titanyum, krom kobalt ve PEEK ile tasarlanan alt yapılardan protezler modellenmiştir. Modelde anterior implantlar lateral diş bölgesine dik posterior implantlar mental foremenin önüne 30°eğimli olarak konumlandırılmıştır. İmplantların çaplarına göre (3,3 mm, 4,1 mm, 4,8 mm) üç farklı konfigürasyon oluşturulmuş ve farklı implant ve alt yapı materyallerine göre toplam 24 analiz gerçekleştirilmiştir. Oklüzal kuvvetler, 1 cm yarıçapında rijit bir gıda parçasının (foodstuff) orta noktasına dik ve 100 N olacak şekilde uygulanmıştır. Foodstuff tek taraflı olarak sol posterior bölgede 2. premolar ile 1. molar dişler arasına uygulanmıştır. Yapılan yükleme çiğneme kuvvetini stimüle edecek şekilde planlanmıştır.

**Bulgular:** Kortikal kemikte görülen sıkışma ve gerilme stresleri trabeküler kemikte oluşan streslerden daha yüksek değerlerde bulunmuştur. İmplant çapı arttıkça kemikte ve implanttaki stres değerlerinde azalma izlenmiştir. Grade 4 implantlar alaşım implantlarla karşılaştırıldığında kemikte benzer sıkışma ve gerilme stresleri oluşturmuştur. Fakat Von Mises stresleri alaşım implantlar/abutmentlarda Grade 4 implantlara göre bir miktar daha yüksek olduğu izlenmiştir. Alt yapı materyalleri değerlendirildiğinde kemikte oluşan hem gerilme ve sıkışma stresleri hem de implant/abutmentlardaki Von Mises stresleri PEEK>Titanyum>Krom-kobalt=Zirkonya

olarak saptanmıştır. Alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ise sırasıyla Krom-kobalt=Zirkonya>Titanyum>PEEK olarak izlenmiştir.

Sonuçlar: İmplant çapı arttıkça kemikte ve implantta daha düzgün stres dağılımı izlenmiştir. Dar çaplı implantlarda görülen Von Mises stres değerleri implantın ve kemiğin dayanabileceği maksimum Von Mises ve gerilme/sıkışma stres seviyelerinin altında saptanmıştır. Grade 4 titanyum ve titanyum zirkonyum alaşımından üretilen implantlar, implant çevresi kemikte benzer stres dağılımları göstermişlerdir. Ancak titanyum zirkonyum alaşım implantlarının Von Mises stres değerleri Ti implantlara oranla bir miktar daha yüksek bulunmuştur. Krom-kobalt ve zirkonya gibi elastik modülü yüksek alt yapılar abutment, implant ve implant çevresi kemikte daha düşük stres değerleri oluşturmuştur. En yüksek stres değerleri PEEK’de izlenmiştir. Bunu titanyum takip etmiştir. Alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri değerlendirildiğinde elastik modülü en düşük olan PEEK’de görülen streslerin en düşük olduğu görülmüştür. PEEK’i titanyum>krom-kobalt=zirkonya takip etmiştir.

Anahtar kelimeler: Dar çaplı implantlar, Eğimli implant, Sonlu elemanlar analizi, Titanyum implant, Titanyum zirkonyum implant

## ABSTRACT

### Observation Of The Effect Of Different Material And Diameters Of Implants And Different Framework Materials On Stress Distribution In Rehabilitation Of Full Edentulous Mandible With Tilted Implants By Finite Element Analysis

**Aim:** The aim of this study is to compare the effect of different implant materials and diameters and stresses on stress distribution in all-on-four treatment concept using finite element analysis method.

**Material And methods:** The implants were modeled with zirconia, titanium, chromium cobalt and PEEK framework on the implants of different diameters designed with zirconium titanium alloy and grade 4 titanium placed according to the All-on-four technique in the lower jaw edentulous. anterior implants vertical to the lateral tooth area of the Posterior implants were modeled with a 30 ° inclination in front of the mental foremen. Three different configurations were created according to the diameters of the implants (3.3 mm, 4.1 mm, 4.8 mm) and a total of 24 analyzes were performed according to different implant implants and framework materials. The occlusal forces were applied to be 100N vertical to the midpoint of a foodstuff with a radius of 1 cm. Foodstuff was applied unilaterally and was located between the 2nd premolar and 1st molar teeth on the left posterior side. The loading is designed to stimulate the masticatory force.

**Results:** Maximum and minimum principal stresses in cortical bone were higher than trabecular bone. As the diameter of the implant increased, the stress values in the bone and the implant decreased. Grade 4 implants produced similar compressive and tensile stresses in the bone with alloy implants. However, Von Mises stresses are slightly higher in alloy implants / abutments. When the framework materials are evaluated, the stress and compressive stresses in the bone and the order according to Von Misses stresses in the implant / framework are PEEK> Titanium> Chrome-cobalt = Zirconia. According to Von Misses stresses in the framework the order is Chrome-Cobalt = Zirconia> Titanium> PEEK.

Conclusions: As the diameter of the implant increased, more uniform stress distribution was observed in bone and implant. Von Mises stress values seen in narrow diameter implants are below the maximum Von Mises and stress / compression stress levels that the implant and bone can withstand. Implants produced from Grade 4 titanium and titanium zirconium alloy showed similar stress distributions in bone around the implant. However, Von Mises stress values of titanium zirconium alloy implants were found to be slightly higher than Ti implants. Framework with high elastic modulus, such as chromium-cobalt and zirconia, have created lower stress values in the bone around the implant/abutment and implant.

Key words: Narrow diameter implants, Tilted implant, Finite element analysis, Titanium implant, Titanium zirconium implant



## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vii
İÇİNDEKİLER.....	ix
TABLolar LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xii
KISALTMALAR LİSTESİ.....	xix
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.3. DENTAL İMPLANTLARIN SINIFLANDIRILMASI.....	6
2.3.1. Kemikle İlişkilerine Göre İmplantların Sınıflandırılması .....	6
2.3.2. Malzeme Çeşitlerine Göre İmplantların Sınıflandırılması .....	7
2.4. İMPLANT ENDİKASYON VE KONTENDİKASYONLARI.....	7
2.4.1. Endikasyonları.....	7
2.4.2. Kontrendikasyonları .....	8
2.5. Dental İmplant Materyalleri.....	8
2.5.1. Titanyum Ve Alaşımları .....	9
2.6. İMPLANT BİYOMEKANİĞİ.....	13
2.7. OPTİMUM KUVVET DAĞILIMI.....	14
2.7.1. İmplant Yüzey Yapısı.....	14
2.7.2. 1. İmplant Geometrisi, Çapı ve Uzunluğu.....	14
2.7.3. Kemik implant arayüzü .....	16
2.7.4. Kemik Tipi Ve Özellikleri.....	16
2.8. TAM DİŞSİZLİK.....	17
2.9. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERİN GENEL SINIFLANDIRILMASI.....	18
2.9.1. Sp (Sabit Protezler)-3 .....	18
2.10. İMPLANT DESTEKLİ HİBRİT PROTEZLER.....	20
2.10.1 Arklar arası mesafe.....	20
2.10.2 Çeneler arası iskeletsel ilişki: .....	20
2.10.3. Anatomik Faktörler: .....	20

2.10.4. Hibrit Protezlerin Endikasyonları (Misch & Kutay, 2009) .....	21
2.10.5. Hibrit Protezlerin Kontrendikasyonları(Gönüldaş, Öztürk, Atalay, & Öztaş, 2018).....	21
2.10.6. Hibrit Protezlerde Kullanılan Alt Yapı Materyalleri.....	23
2.13 Stres Analiz Yöntemleri.....	25
2.13.1 Kırılabilir Vernikle Kaplama Tekniği Kullanımı İle Stres Analizi .....	26
2.13.2 Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi .....	26
2.13.3 Termografik Stres Analiz Yöntemi .....	27
2.13.4 Gerinim Ölçer İle Stres Analiz Yöntemi .....	27
2.13.5 Radyoteleometri ile stres analizi yöntemi .....	27
2.13.6 Holografik interferometri ile stres analizi yöntemi .....	27
2.13.7 Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi .....	27
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	32
3.1 Çalışma modelinin oluşturulması.....	32
3.2 İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi .....	38
3.3 Çalışmada Kullanılan Parçaların Katı Modellemesinin Yapılması .....	41
3.4 Sınır Koşullarının Oluşturulması .....	41
3.5 Yükleme Koşulları .....	42
4. BULGULAR .....	44
4.1 Kortikal kemik bulguları .....	44
4.1.1 Kortikal Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principal Stresler $\Sigma_{max}$ ) .....	44
4.1.2 Kortikal Kemikte Oluşan Sıkışma Stresleri (Minimum Principle Stress: $\sigma_{min}$ ) .....	58
4.2 Trabeküler Kemik Bulguları .....	71
4.2.1 Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principle Stress: $\sigma_{max}$ ).....	71
4.2.2 Trabeküler Kemikte Oluşan Sıkışma Stresleri ( Minimum Principle Stress: $\sigma_{min}$ ).....	83
4.3 İmplantlar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları.....	96
4. 4. Abutmentlar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları .....	109
4.5 Alt Yapı Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları ( $\sigma_vM$ ) .....	118
5. TARTIŞMA .....	131
6. SONUÇLAR.....	146
7. KAYNAKLAR .....	147

## TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1 Endosseöz Dental İmplantların İmalatında Kullanılan Materyeller (Osman ve Swain, 2015).....	10
Tablo 2.2: CpTi'nin kimyasal bileşimi (Uzun & Bayındır, 2010).....	12
Tablo 2.3:İmplant üstü protezlerin sınıflandırması(Misch & Kutay, 2009).....	19
Tablo 3.1: Materyal özellikleri (Aritza Brizuela-Velasco ve ark., 2017; Marcian ve ark., 2014; Ozan & Kurtulmus-Yılmaz, 2018).....	34
Tablo 3.2: Matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları.....	35
Tablo 4.1: İmplant Çevresindeki Kortikal Kemikteki Gerilme Stres Değerleri (N/mm <sup>2</sup> ).....	57
Tablo 4.2: İmplant Çevresindeki Kortikal Kemikteki Oluşan Sıkışma Stres Değerleri (N/mm <sup>2</sup> ).....	70
Tablo 4.3 Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stres Değerleri (N/mm <sup>2</sup> ).....	83
Tablo 4.4: Trabeküler Kemikte Oluşan Sıkışma Stres Değerleri (N/mm <sup>2</sup> ).....	96
Tablo 4.5: İmplantlar üzerinde oluşan Von Mises değerleri ( N/mm <sup>2</sup> ).....	108
Tablo 4.6: Abutmentlarda oluşan Von Mises değerleri ( N/mm <sup>2</sup> ).....	109
Tablo 4.7 Alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan Von Mises stres değerleri (N/mm <sup>2</sup> ).....	130

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3. 1 Protezin modellenmesi.....	32
Şekil 3.2: Acrivty880 Optik Tarayıcısı.....	33
Şekil 3. 3: Modeller oluşturulurken kullanılan nodlu elemanlar.....	35
Şekil 3. 4: Grup 1 implantlar ve abutmentlar.....	36
Şekil 3.5: Grup 2 implant ve abutmentlar.....	37
Şekil 3.6: Grup 3 implant ve abutmentlar.....	37
Şekil 3.6: Protez alt yapıları ve üst yapıları, implant vidaları.....	38
Şekil 3. 8: Tomografi görüntüsü.....	39
Şekil 3. 9: 3D-Doctor yazılımı görüntüsü.....	39
Şekil 3.10: Mandibula modeli.....	40
Şekil 3.11: Spongioz kemik modeli.....	40
Şekil 3.12: Rhino'dan yapılan modellemelerin Fempro yazılımına aktarılması.....	41
Şekil 3. 13: Modelin sınır koşulları.....	42
Şekil 3. 14: Modellerin yüklenmesi.....	43
Şekil 4.1.1.1 Model 1 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ ).....	50
Şekil 4.1.1.2 Model 2 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ ).....	50
Şekil 4.1.1.3 Model 3 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ ).....	50
Şekil 4.1.1.4 Model 4 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ ).....	51
Şekil 4.1.1.5 Model 5 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ ).....	51
Şekil 4.1.1.6 Model 6 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ ).....	51
Şekil 4.1.1.7 Model 7 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ ).....	52
Şekil 4.1.1.8 Model 8 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ ).....	52
Şekil 4.1.1.9 Model 9 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ ).....	52
Şekil 4.1.1.10 Model 10 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ ).....	53
Şekil 4.1.1.11 Model 11 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ ).....	53
Şekil 4.1.1.12 Model 12 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ ).....	53
Şekil 4.1.1.13 Model 13 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ ).....	54
Şekil 4.1.1.14 Model 14 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ ).....	54

Şekil 4.1.1.15 Model 15 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	54
Şekil 4.1.1.16 Model 16 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	55
Şekil 4.1.1.17 Model 17 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	55
Şekil 4.1.1.18 Model 18 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	55
Şekil 4.1.1.19 Model 19 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	56
Şekil 4.1.1.20 Model 20 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	56
Şekil 4.1.1.21 Model 21 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	56
Şekil 4.1.1.22 Model 22 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	57
Şekil 4.1.1.23 Model 23 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	57
Şekil 4.1.1.24 Model 24 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	57
Şekil 4.1.2.1 Model 1 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	63
Şekil 4.1.2.2 Model 2 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	63
Şekil 4.1.2.3 Model 3 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	63
Şekil 4.1.2.4 Model 4 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	64
Şekil 4.1.2.5 Model 5 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	64
Şekil 4.1.2.6 Model 6 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	64
Şekil 4.1.2.7 Model 7 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	65
Şekil 4.1.2.8 Model 8 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	65
Şekil 4.1.2.9 Model 9 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	65
Şekil 4.1.2.10 Model 10 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	66
Şekil 4.1.2.11 Model 11 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	66
Şekil 4.1.2.12 Model 12 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	66
Şekil 4.1.2.13 Model 13 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	67
Şekil 4.1.2.14 Model 14 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	67
Şekil 4.1.2.15 Model 15 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	67
Şekil 4.1.2.16 Model 16 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	68
Şekil 4.1.2.17 Model 17 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	68
Şekil 4.1.2.18 Model 18 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	68
Şekil 4.1.2.19 Model 19 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	69

Şekil 4.1.2.20 Model 20 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	69
Şekil 4.1.2.21 Model 21 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	69
Şekil 4.1.2.22 Model 22 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	70
Şekil 4.1.2.23 Model 23 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	70
Şekil 4.1.2.24 Model 24 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	70
Şekil 4.2.1.1 Model 1 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	76
Şekil 4.2.1.2 Model 2 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	76
Şekil 4.2.1.3 Model 3 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	76
Şekil 4.2.1.4 Model 4 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	77
Şekil 4.2.1.5 Model 5 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	77
Şekil 4.2.1.6 Model 6 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	77
Şekil 4.2.1.7 Model 7 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	78
Şekil 4.2.1.8 Model 8 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	78
Şekil 4.2.1.9 Model 9 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	78
Şekil 4.2.1.10 Model 10 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	79
Şekil 4.2.1.11 Model 11 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	79
Şekil 4.2.1.12 Model 12 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	79
Şekil 4.2.1.13 Model 13 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	80
Şekil 4.2.1.14 Model 14 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	80
Şekil 4.2.1.15 Model 15 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	80
Şekil 4.2.1.16 Model 16 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	81
Şekil 4.2.1.17 Model 17 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	81
Şekil 4.2.1.18 Model 18 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	81
Şekil 4.2.1.19 Model 19 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	82
Şekil 4.2.1.20 Model 20 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	82
Şekil 4.2.1.21 Model 21 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	82
Şekil 4.2.1.22 Model 22 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	83
Şekil 4.2.1.23 Model 23 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	83
Şekil 4.2.1.24 Model 24 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ ).....	83
Şekil 4.2.2.1 Model 1 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ ).....	88



Şekil 4.2.2.2 Model 2 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	88
Şekil 4.2.2.3 Model 3 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	89
Şekil 4.2.2.4 Model 4 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	89
Şekil 4.2.2.5 Model 5 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	89
Şekil 4.2.2.6 Model 6 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	90
Şekil 4.2.2.7 Model 7 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	90
Şekil 4.2.2.8 Model 8 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	90
Şekil 4.2.2.9 Model 9 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	91
Şekil 4.2.2.10 Model 10 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	91
Şekil 4.2.2.11 Model 11 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	91
Şekil 4.2.2.12 Model 12 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	92
Şekil 4.2.2.13 Model 13 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	92
Şekil 4.2.2.14 Model 14 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	92
Şekil 4.2.2.15 Model 15 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	93
Şekil 4.2.2.16 Model 16 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	93
Şekil 4.2.2.17 Model 17 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	93
Şekil 4.2.2.18 Model 18 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	94
Şekil 4.2.2.14 Model 19 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	92
Şekil 4.2.2.15 Model 20 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	93
Şekil 4.2.2.16 Model 21 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	93
Şekil 4.2.2.17 Model 22 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	93
Şekil 4.2.2.18 Model 23 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	94
Şekil 4.2.2.18 Model 24 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ ).....	94
Şekil 4.3.1: Model 1 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ) ....	100
Şekil 4.3.2: Model 2 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ) ...	101
Şekil 4.3.3: Model 3 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ) ....	101
Şekil 4.3.4: Model 4 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ) ....	101
Şekil 4.3.5: Model 5 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ) ....	102
Şekil 4.3.6: Model 6 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	102

Şekil 4.3.7: Model 7 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ) ....	102
Şekil 4.3.8: Model 8 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ) ...	103
Şekil 4.3.9: Model 9 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ) ...	103
Şekil 4.3.10: Model 10 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ) .	103
Şekil 4.3.11: Model 11 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ) .	104
Şekil 4.3.12: Model 12 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )..	104
Şekil 4.3.13: Model 13 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ) .	104
Şekil 4.3.14: Model 14 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ) .	105
Şekil 4.3.15: Model 15 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )..	105
Şekil 4.3.16: Model 16 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )	105
Şekil 4.3.17: Model 17 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ) .	106
Şekil 4.3.18: Model 18 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ) .	106
Şekil 4.3.19: Model 19 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )..	107
Şekil 4.3.20: Model 20 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ) .	107
Şekil 4.3.21: Model 21 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ) .	107
Şekil 4.3.22: Model 22 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ) .	108
Şekil 4.3.23: Model 23 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ) .	108
Şekil 4.3.24: Model 24 de implantlarda kemikte oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ) .	108
Şekil 4.4.1: Model 1 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	111
Şekil 4.4.2: Model 2 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	111
Şekil 4.4.3: Model 3 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	112
Şekil 4.4.4: Model 4 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	112
Şekil 4.4.5: Model 5 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	112
Şekil 4.4.6: Model 6 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	113
Şekil 4.4.7: Model 7 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	113
Şekil 4.4.8: Model 8 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	113
Şekil 4.4.9: Model 9 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	114
Şekil 4.4.10: Model 10 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	114
Şekil 4.4.11: Model 11 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	114

Şekil 4.4.12: Model 12 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	115
Şekil 4.4.13: Model 13 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	115
Şekil 4.4.14: Model 14 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	115
Şekil 4.4.15: Model 15 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	116
Şekil 4.4.16: Model 16 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	116
Şekil 4.4.17: Model 17 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	116
Şekil 4.4.18: Model 18 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	117
Şekil 4.4.19: Model 19 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	117
Şekil 4.4.20: Model 20 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	117
Şekil 4.4.21: Model 21 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	118
Şekil 4.4.22: Model 22 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	118
Şekil 4.4.23: Model 23 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	118
Şekil 4.4.24: Model 24 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	119
Şekil 4.4.1: Model 1 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	122
Şekil 4.4.2: Model 2 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	123
Şekil 4.4.3: Model 3 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	123
Şekil 4.4.4: Model 4 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	123
Şekil 4.4.5: Model 5 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	124
Şekil 4.4.6: Model 6 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	124
Şekil 4.4.7: Model 7 de a alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	124
Şekil 4.4.8: Model 8 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	125
Şekil 4.4.9: Model 9 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	125
Şekil 4.4.10: Model 10 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	125
Şekil 4.4.11: Model 11 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	126
Şekil 4.4.12: Model 12 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	126
Şekil 4.4.13: Model 13 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	126
Şekil 4.4.14: Model 14 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	127
Şekil 4.4.15: Model 15 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	127
Şekil 4.4.16: Model 16 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	127

Şekil 4.4.17: Model 17 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	128
Şekil 4.4.18: Model 18 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	128
Şekil 4.4.19: Model 19 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	128
Şekil 4.4.20: Model 20 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	129
Şekil 4.4.21: Model 21 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	129
Şekil 4.4.22: Model 22 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	129
Şekil 4.4.23: Model 23 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	130
Şekil 4.4.24: Model 24 de alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ ).....	130



**KISALTMALAR LİSTESİ**

% : Yüzde

° : Derece

~ : Yaklaşık değer

$\sigma$  : Asal stres

$\sigma_1$ : Maksimum asal stres

$\sigma_2$ : Ara asal stres

$\sigma_3$ : Minimum asal stres

$\tau$  : Makaslama stresi

$\nu$ : Poisson oranı

ark.: Arkadaşları

Gpa: Giga paskal

mm: Milimetre

Mpa: Mega paskal

Pa: Paskal

SESA: Sonlu elemanlar stres analizi

Ti-6Al-4V: Titanyum alüminyum vanadyum alaşımı

> : Büyüktür

Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>: Alümina – Alüminyum Oksit

CAD: Computer Aided Designe – Bilgisayar Destekli Tasarım

CAM: Computer Aided Manufacturing – Bilgisayar Destekli Üretim

CpTi: Ticari Saf Titanyum

N/mm<sup>2</sup>: Newton/milimetrekare

PEEK: Polietereeterketon

$\sigma_M$ : Von Misses

Cr-Co-Mo: Krom-Kobalt-Molibden

Cr-Co: Krom-Kobalt

Max: Maksimum

Min: Minimum

N: Newton

Nb: Niobium

Fe: Demir

Zr: Zirkonyum

Ta: Tantalum

Hf: Hafniyum



## 1. GİRİŞ

Dünyada en sık görülen halk sağlığı problemlerinin başında ağız ve diş sağlığı ile ilgili rahatsızlıklar gelmektedir (Özdemir ve ark, 2011). Diş hekimliğindeki gelişmeler ve bireylerin ağız sağlığı konusunda bilinçlenmeleri sonucunda son 20 yılda dünyadaki tam dişsiz birey sayısının azaldığı düşünülmektedir. Bununla birlikte dünya genelinde yaşam süresinin uzamasıyla birlikte dişsiz birey sayısı aynı kalmakta, hatta daha da artmaktadır (Misch & Kutay, 2009; Mumcu, Geçkili, & Bilhan, 2011). Tam dişsiz arkları rehabilite etmek için birçok protetik tedavi seçeneği mevcuttur (Malhotra, Padmanabhan, Mohamed, Natarajan, & Elavia, 2012; Tioosi, Gomes, Faria, Rodrigues, & Ribeiro, 2017). Alt tam protezlerin tutuculuğu, protetik diş hekimliğinde önemli bir sorundur (Karakoca, Boynueğri, & Yalim, 2010). İmplant destekli protezler tutuculuk açısından konvansiyonel yöntemle üretilen tam protezlere göre tam dişsiz mandibulanın protetik rehabilitasyonunda daha etkin bir çözüm gibi görünmektedir (Çalikkocaoğlu, 1998). Dental implantlar, tam dişsiz arklarda sabit restorasyonların yapılabilmesine olanak sağlamaktadır. Sabit protezlerin yapılamadığı durumlarda ise hareketli protezlerde retansiyon ve stabilizasyonu artırıcı etki göstermektedir (Özdoğan & İncesu, 2016).

İmplant üstü protezler sabit veya hareketli olmak üzere iki sınıfa ayrılmaktadır. İmplant üstü sabit protezlerin en büyük yararı hastaların psikolojik olarak tatmin olmaları ve implant üstü hareketli protezlere göre daha uzun ömürlü olmalarıdır (Misch & Kutay, 2009). Bununla birlikte posterior mandibular bölgede kemik rezorpsiyonu fazla olmakta ve bu bölgeden geçen mandibular sinir ve mental foramenin konumuna bağlı olarak gelişen anatomik sınırlamalar dental implant yerleşimi için inferior alvolar sinir ve kret tepesi arasında yetersiz vertikal kemik yüksekliğine neden olmaktadır (Malo, Rangert, & Nobre, 2003). Bu durumda implant üstü sabit protezler yapılamamaktadır. Bu sorunların üstesinden gelmek için 2007 yılında tam dişsiz mandibulaya dört implant yerleştirme konsepti ortaya atılmıştır. Bu konsept 'All-on-four' olarak isimlendirilmiştir. All-on-four protokolünde, tam dişsiz mandibulada mental foramenlerin arasına dört implant yerleştirilmektedir. Bu dört implanttan iki tanesi lateral diş bölgesine dik olacak şekilde yerleştirilirken diğer iki implant mental foramenin önüne eğimli olarak yerleştirilmektedir (Hussein & Rabie, 2015).

All-on-four protez tasarımlarını geleneksel olarak; metal bir alt yapı, akrilik rezinden yapılmış bir kaide, suni dişler ve bu yapıları abutmentlere bağlayan vidalardan oluşan hibrit protez oluşturmaktadır (Sadowsky, 1997). Metal alt yapı olarak mekanik özelliklerinin iyi olması nedeniyle titanyum ve krom-kobalt öncelikle tercih edilmektedir (Hjalmarsson, Smedberg, & Wennerberg, 2011). Metal alt yapı dışında zirkonya alt yapılarda kullanılmaktadır (Denry & Kelly, 2008). Protetik alt yapı materyalinin implant üstü protezlerin biyomekaniğini etkilediği ve fonksiyon sırasında kemik-implant ara yüzüne, implanta, protez yapılarına ve destek bileşenlerine stresleri ileterek aktardığı ve bu durumun klinik başarı için çok önemli olduğu öne sürülmektedir (Dos Santos ve ark., 2013). Bununla birlikte metal ve zirkonya alt yapılarının biyomekanik davranışının, yük transferinin, fonksiyonel, biyolojik ve estetik sonuçlarının daha fazla araştırılması gerekmektedir (Tioosi ve ark., 2017).

Günümüzde implant materyali olarak saf titanyum tercih edilmektedir. Son yıllarda, saf titanyum implantlara alternatif biyomateryal olarak titanyum alaşımlarından ve zirkonyumdan yapılmış implantlar ayrıntılı bir şekilde incelenmektedir (Buser ve ark., 2017). Dental implantlarda mekanik mukavemeti ve biyouyumluluğu daha da geliştirmek için yeni bir titanyum-zirkonyum alaşımı (Ti-Zr) geliştirilmiş (Roxolid; Institut Straumann AG, Basel, İsviçre) ve bu malzeme % 13–15 zirkonyum alaşımlı titanyumdan yapılmıştır (Altuna ve ark., 2016).

Yakın zamanda yapılan araştırmalar, daha az invaziv cerrahi yaklaşımlara olanak sağlamak ve kompleks kemik augmentasyonundan kaçınmak için çapı daraltılmış Ti-Zr alaşım implantların (çapı <3.5 mm olan implant) geliştirilmesine odaklanmaktadır (Badran ve ark., 2017; Herrmann ve ark., 2016). İmplant çapının kortikal kemikte stres dağılımı üzerinde belirgin bir etkiye sahip olduğu bildirilmiştir (Javed & Romanos, 2015). Bununla birlikte implant çapları ve protetik alt yapılar ile ilgili çok fazla araştırma yapılmamıştır.

Bu çalışmada farklı çap ve materyaldeki implantların ve farklı protetik alt yapı (krom kobalt (Cr-Co ),titanyum (Ti ), zirkonya, Polietereterketon (PEEK) materyalinin kemiğe, implanta, abutmenta stres iletimindeki etkisinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi amaçlanmıştır. Böylelikle implant başarısızlığına sebep olabilecek stres seviyeleri hakkında da bilgi sahibi olunabilecektir.

Hipotezimiz; farklı implant materyallerinin, implant çaplarının ve protetik alt yapı materyallerinin kullanılmasının implant çevresindeki kemikte oluşacak olan gerilme ve sıkışma streslerinde (maksimum principal, minimum principal ) ve aynı değişkenlerin implant, abutment ve alt yapıda oluşacak olan Von Mises streslerinde farklılık oluşturacağı yönündedir.



## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. DENTAL İMPLANT TANIMI VE TARİHÇESİ

Fransızca kökenli olan implant sözcüğü Latince “in = içerisine, içerisinde” ve “planto = ekme, gömme, yerleştirme, dikme” sözcüklerinin birleştirilmesi ile oluşturulmuştur. Anlam olarak “Bir fonksiyon elde etme amacıyla, uygun bölgeye yerleştirilen organik veya inorganik bir cisim” ifade etmektedir (Güzel, Meşe, & Dündar, 2006).

Dental implantlar eksik dişlerin giderilmesi ve kayıp olan ağız içi yapılarının tamamlanması amacıyla çene kemiği içerisine yerleştirilen yapılardır (Güzel ve ark., 2006). Aynı zamanda oral implantolojinin amacı mevcut kemik yapısını korumak, diş eksikliklerini giderip, kalan dişlerin stabilizasyonunu sağlamak, hareketli protezi desteklemek, estetiği sağlamak ve yaşam kalitesini iyileştirmektir (Özel, 2014).

Tarih boyunca fildişi, kurumuş kemik, çekilmiş dişler, altın, tahta parçaları, altın teller, diş şeklinde taşlar, gümüş alaşımları, alt ve üst çenede implant malzemesi olarak kullanılmıştır (Güzel ve ark., 2006; Sullivan, 2001). 19. yüzyıl başlarında çekilmiş dişler ve kurşun gibi kemik içi implant olarak kabul edilecek metaller kullanılarak implantlar ile ilgili çalışmalar yapılmaya başlanmıştır. 1930'lu yıllara kadar, altın, gümüş, platin ve iridyum'dan hazırlanmış implantlar dokuda galvanik akımlara neden olduklarından birçok vakada başarı elde edilememiştir (Sullivan, 2001).

1938'de Strock ilk defa günümüzdeki gibi içi dolu vidalı implantı geliştirmiştir (Strock, 1939). 1947'de Formigini içi boş vida şeklindeki implantları tasarlamıştır. 1960'lı yıllarda çeşitli implant tasarımları genişletildi. Dr. Cherchieve vida şeklinde tek parçakrom kobalt implantlar tasarladı). 1980'lerin başında Scortecce tarafından geliştirilen disk tipi implantlar görülmektedir. Bu implantların diğer implantlardan farkı alveol krete vestibülden giriş yapması ve trikortikal özellikte olmasıdır (Scortecce, 1988). Daha sonra dişsiz çene kemiğinin genişlik boyutunun göz önünde bulundurulması gereken blade implantlar Linkow tarafından geliştirmiştir (Linkow, 1987; Linkow, 1966). Blade implantlar, alveol kemiğin vestibülo-lingual mesafesi yetersiz olgularda kullanılmak üzere geliştirilmiştir (Block, 2018).

Branemark ve arkadaşları 1960'larda İsveç'te silindir şeklinde titanyum implantları uygulamaya başlamıştır. Bu çalışmalarda iki aşamalı implant uygulamalarıyla osseointegrasyon terimi ortaya çıkmıştır (Güzel ve ark., 2006).

## **1.2. OSSEOİNTEGRASYONUN TANIMI VE DENTAL İMPLANTLARDA BAŞARI KRİTERLERİ**

Osseointegrasyon; implant yüzeyinin kemik dokusuna herhangi bir fibröz bağ dokusu olmaksızın doğrudan sağlam ve kalıcı yapısal ve fonksiyonel olarak bağlanmasıdır. Osseointegrasyon sadece doğru bir cerrahi teknik, uzun bir iyileşme süresi ve fonksiyondayken uygun bir stres dağılımı ile sağlanabilir ve korunabilir (Goto, 2014; Koh, Rudek, & Wang, 2010). Cerrahi teknik, implantın yerleştirildiği bölge, implant tasarımı, implant yüzeyi, materyal biyouyumluluğu, yükleme koşulları gibi faktörlerin osseointegrasyonu etkilediği gösterilmiştir (Abuhussein, Pagni, Rebaudi, & Wang, 2010).

Bir implantın başarılı kabul edilebilmesi için aşağıdaki kriterleri yerine getirmesi gerekmektedir (Çetiner & Zor, 2007).

- İmplantta mobilite olmamalıdır.
- Radyografik bulgularda implant çevresinde radyolüseni görülmemelidir.
- İmplantlar fonksiyonel olarak yüklendikten sonra kemik kaybının ilk yıl için maksimum 1,5 mm'yi, ilerleyen yıllarda ise 0,2 mm'yi aşmaması gerekmektedir.
- Mandibular kanal hasarı, geri dönüşü olmayan ağrı, parestezi, iltihap, nöropati gibi belirgin semptomlar olmamalıdır.
- İmplant başarı oranları fonksiyonel olarak yüklendikten sonraki ilk 5 yıllık kullanımda %85, ilk 10 yıllık kullanımda ise %80 ve üzerinde olmalıdır

## 2.3. DENTAL İMPLANTLARIN SINIFLANDIRILMASI

### 2.3.1. Kemikle İlişkilerine Göre İmplantların Sınıflandırılması

#### 2.3.1.1. *Transosteal implantlar*

Bu implantlar silindir implantların uygulamasını engelleyecek derecede aşırı rezorbe kret varlığında endikedir. Sadece mandibulanın anteriorunda mental foramenlerin arasında kalan bölgede kullanılır. Hareketli veya sabit protezleri desteklemek için kullanılır (Christensen, 1969).

#### 2.3.1.2. *Subperiosteal implantlar*

Subperiosteal implantlar alt ve üst çene kemiğine göre özel olarak hazırlanarak çene kemiği üzerinde doğrudan yerleştirilen ve belirli bölgelerden ağız içerisine uzantıları olan yapılardır. Üst yapı bu destek uzantılar üzerine uygulanır ve protez yapılır. Diğer implantlarla karşılaştırıldığında sinir hasarı, yumuşak doku infeksiyonları, sinüs perforasyonu gibi komplikasyon oranlarının fazla olma nedeniyle kullanım endikasyonları oldukça sınırlıdır (Christensen, 1969).

#### 2.3.1.3. *Endosteal implantlar*

Endosteal implantlar blade ve silindir olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Bu implantların her iki tipi de tek veya çift aşamalı prensiplere uygun olarak alveoler ve bazal kemiğe yerleştirilmektedirler (Thomsen ve ark., 1998).

#### 2.3.1.4. *İntramukozal implant*

Total veya kısmi dişsiz arklar için hazırlanmış protezlerin tutuculuğunu arttırmak amacıyla, mukoza içerisine yerleştirilen implantlardır. Subdermal veya submukozal implantlar olarak da isimlendirilirler (Ünver, Güngör, & Nemli, 2012).

#### 2.3.1.5. *Endodontik implantlar*

Transdental implant, transradiküler fiksasyon veya endodontik stabilizatör olarak da bilinirler (Ünver ve ark., 2012).Kemik desteği yetersiz dişlerde stabilizasyon sağlamak

için dişin kök kanalından geçerek, periapikal kemiğe yerleşen implantlardır (Görgül, 1988).

### **2.3.2. Malzeme Çeşitlerine Göre İmplantların Sınıflandırılması**

Dental implantlar genel olarak metaller, metal alaşımları, seramikler, karbonlar ve polimer esaslı olan maddelerden üretilmektedir (Schwitalla & Muller, 2013; Sebok ve ark., 2012; Wiesli & Ozcan, 2015). Titanyum kemikten daha sert bir materyaldir. Buna karşın günümüzde implant biyomalzemesi olarak en çok titanyumun tercih edilme sebebi; implant üretilen diğer materyallere kıyasla elastik modülünün kemiğe en yakın materyal olmasıdır. Titanyum, sahip olduğu bu özellik sayesinde kemik ile implant arasındaki gerilim dağılımının daha holmasını sağlar (Gezer, 2018).

## **2.4. İMPLANT ENDİKASYON VE KONTENDİKASYONLARI**

### **2.4.1. Endikasyonları (Allen, McMillan, & Walshaw, 2001)**

- Tam ve kısmi dişsiz hastalarda,
- Çene ve yüz defekti olan hastalarda,
- Aşırı atrofik alveolar kreterleri olan total hastalarında,
- Oldukça uzun boşluklardan oluşan sabit protez hastalarında,
- Hareketli bölümlü protez kullanamayan kısmi dişsiz hastalarda,
- Sağlıklı dişlerinin aşındırılmasına olumlu bakmayan hastalarda,
- Zayıf kas ağız koordinasyonu olduğu durumlarda,
- Doku toleransının düşük olduğu durumlarda,
- Hastada protezin stabilitesini bozacak parafonksiyonel alışkanlıkların olduğu durumlarda,
- Öğürme ve kusma refleksi olan hastalarda,
- Psikolojik olarak hareketli protez kullanımına karşı olan hastalarda,
- Ortodontik ankraj olarak,

- Diş agenezisinde,
- Travmaya bağlı diş kaybı ya da kök kırılmalarında ve
- Tek diş eksikliğinde implant uygulanmasıdır

#### 2.4.2. Kontrendikasyonları (Çetiner & Zor, 2007)

Major kontrendikasyonlar;

- Şiddetli psikolojik rahatsızlığı olan hastalar
- Sistemik hastalığı kontrol altına alınamayan hastalar
- Alkol ve ilaç bağımlılığı olan hastalar
- Gelişimi devam eden genç hastalar için kontrendikedir.

Göreceli kontrendikasyonlar;

- Kemik hacminin yetersiz ve/veya kemik kalitesinin kötü olduğu
- İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu ve
- Risk taşıyan hastalar (radyoterapi almış, şiddetli periodontal hastalığı olan, sigara kullanan, bruksizmi olan, ciddi osteoporoz şüphesi olan hastalar) hastalarda kontrendikedir.

### 2.5. DENTAL İMPLANT MATERYALLERİ

İmplantlar protezlere destek olmak veya retansiyon sağlamak amacı ile kullanılan canlı dokularla doğrudan temas halinde olan alloplastik materyallerdir (Duymuş ve Güngör, 2013; Wataha, 1996). İmplant materyali olarak tantalyum, platin, altın, palladyum ve bu metallerin alaşımları da kullanılmıştır. Fakat bu materyaller çok pahalı malzemelerdir ve aynı zamanda inert olmadıklarından dolayı günümüzde kullanılmamaktadır. Titanyum ve alaşımları günümüzde en çok kullanılan implant materyalleridir (Cordeiro & Barao, 2017; Duymuş ve Güngör, 2013).

İdeal bir implant materyali, yeterli tokluk, mukavemet, korozyon, aşınma ve kırılma direncine sahip, biyolojik olarak uyumlu olmalıdır. İmplantın tasarım ilkeleri, malzemenin fiziksel özellikleri ile uyumlu olmalıdır. Dental implantların üretimi için kullanılan malzemeler kimyasal bileşimlerine veya implante edildiklerinde ortaya çıkardıkları biyolojik tepkilere göre kategorize edilebilir. Kimyasal açıdan diş implantları



metallerden, seramiklerden veya polimerlerden yapılabilir (Osman & Swain, 2015; Schwitalla, Zimmermann, Spintig, Kallage, & Muller, 2017).

Birinci nesil seramik implantlar alüminyum oksitten yapılmıştır. Alüminyum oksit implantlar osseointegre olabilirler, ancak kırılma tokluğu ile yansıtılan biyomekanik özellikleri tatmin edici değildir. Bu implantlar üzerinde yapılan klinik çalışmalar, uzun süreli sağ kalım oranlarını %65 ile %92 arasında göstermiştir. Sonuç olarak, 1990'ların başında alüminyum oksit implantlar piyasadan çekilmiştir (Cionca, Hashim, ve Mombelli, 2017). Hekzagonal formda bir yapı gösteren, korozyona ve ısı değişikliklerine karşı dirençli olan zirkonyum dioksit (zirkonya) seramikleri, alüminyum oksit alternatif bir malzeme olarak dental implant materyalleri arasında yerini almıştır. Son yıllarda zirkonyumla güçlendirilmiş zirkonyum seramikler gibi seramik materyaller titanyuma alternatif olarak önerilmektedir (Cionca ve ark., 2017; Egilmez, Bicer, Ergun, 2010).

### **2.5.1. Titanyum ve Alaşımları**

Titanyum; magnezyum, demir ve alüminyumun ardından dünyada en fazla rezervi bulunan dördüncü elementtir. Titanyum reaktif bir metaldir ve saf olarak elde edilmesi zordur ve titanyum oksijen alaşımı şeklinde bulunur (Ananth ve ark., 2015). Saf titanyum, Dr. Wilhelm Kroll'un açıkladığı "Kroll process" yöntemiyle elde edilir. Titanyum cevherindeki karbon ve klorine ısı işlem uygulanarak titanyum klorür üretilir. Bu işlemle elde edilen titanyum klorürden ( $TiCl_4$ ) titanyum öncülünü elde etmek için erimiş sodyumla indirgenir. Titanyum öncülü yumuşak halde bulunur ve basınç altında veya argon atmosferinde eritilip birleştirilerek titanyum ingotlar elde edilir (Uzun ve Bayındır, 2010).

Titanyum, ilk olarak 1950'li yıllarda havacılık endüstrisinde kullanılmaya başlanmıştır. Sonraki dönemlerde tıp ve diş hekimliği alanlarında kullanılmıştır. Titanyum ve alaşımlarının biyouyumlu, korozyona dirençli, düşük elastik modüllü, dayanıklı ve düşük maliyetli olması nedeniyle dental implant uygulamalarında tercih edilmektedir (Duymuş & Güngör, 2013; Uzun & Bayındır, 2010).

Tablo 2.1 Endosseöz Dental İmplantların İmalatında Kullanılan Materyeller (Osman ve Swain, 2015).

Dental implant materyelleri	Ortak İsim ve Kısaltma
<b>1. Metaller</b>	
Titanyum ( saf titanyum )	CpTi
Titanyum alaşımları	Ti-6Al-4V
	Ti-6Al-4V
	Ti-6Al-7Nb
	Ti-5Al-2.5Fe
	Ti-15 Zr-4Nb-2Ta-0.2Pd
	Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr %83–%87Ti-%13–%17Zr (Roxolid)
Paslanmaz çelik	SS, 316 LSS
Krom kobalt alaşım	Vitallium, Co-Cr-Mo
Altın alaşımları	Au Alloys
Tantalyum	Ta
<b>2. Seramikler</b>	
Alümina veya tek kristal safir	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , polikristalin alümina
Hidroksiapatit	HA, Ca <sub>10</sub> (PO <sub>4</sub> ) <sub>10</sub> , (OH) <sub>2</sub>
Beta-Trikalsiyum fosfat	β-TCP, Ca <sub>3</sub> (PO <sub>4</sub> ) <sub>2</sub>
Karbon  (ULTI)	C
	Cam
	Düşük sıcaklık izotropik (LTI)  Ultra düşük sıcaklık izotropik

Karbon	C-Si
Bioglass	SiO <sub>2</sub> /CaO/Na <sub>2</sub> O/P <sub>2</sub> O <sub>5</sub>
Zirkonya	ZrO <sub>2</sub>
Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina	ZTA
<b>3. Polimerler</b>	
Polimetilmetakrilat	PMMA
Politetrafluroetilen	PTFE
Poliyeten	PE
Polisülfon	PS
Poliüretan	PU
Polietereterketon	PEEK

Dış hekimliğinde kullanım alanlarına sahip olan titanyum alaşımları;  $\alpha$  fazındaki CpTi,  $\alpha/\beta$  fazındaki Ti-6Al-4V ve  $\beta$ -fazındaki Ti-Mo ortodontik telleridir. Bu materyaller döküm, soğuk şekillendirme ve frezeleme tekniğiyle elde edilmektedir.  $\beta$  titanyum alaşımları,  $\alpha$ -fazlı alaşımlara kıyasla kırılğan olsalar da oldukça dirençlidirler (Craig ve Powers, 2002; Uzun ve Bayındır, 2010).

#### **2.5.1.1. Titanyumun yapısı**

Ti, sıcaklığa bağlı olarak  $\alpha$  ve  $\beta$  olmak üzere iki farklı kristal formunda bulunabilir.  $\alpha$  fazı altıgen şeklinde kapalı paketlenmiş bir yapıya sahiptir ve oda sıcaklığından 882°C'ye kadar kararlıdır.  $\beta$  fazı bir body-centred cubic (BCC) yapısına sahiptir ve yukarıda belirtilenlerden daha yüksek sıcaklıklarda kararlıdır.  $\alpha$  ve  $\beta$  fazlar arasındaki geçiş sıcaklığı, elementleri Ti ile birleştirerek değiştirilebilir. Bu durum titanyumun mikro yapısını değiştirir. Alaşımın oluşumunun yanı sıra, işleme yaklaşımı ve ısıl işlem koşulları da malzemenin mikro yapısını etkiler (Ananth ve ark., 2015; Cordeiro & Barao, 2017; Uzun ve Bayındır, 2010). Saf titanyum oksijen ve demir içeriği

göz önünde bulundurularak göre Grade 1-4 olmak üzere dört farklı şekilde sınıflandırılmaktadır (Tablo 2).

Tablo 2.2: CpTi'nin kimyasal bileşimi (Uzun & Bayındır, 2010)

<b>Saf Titanyum(cpTi) Grade (%) Ağırlık</b>				
<b>ELEMENT</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>
<b>Nitrojen</b>	0,03	0,03	0,05	0,05
<b>(max.)</b>				
<b>Karbon</b>	0,10	0,10	0,10	0,10
<b>(max.)</b>				
<b>Hidrojen</b>	0,01	0,01	0,01	0,01
<b>(max.)</b>				
<b>Demir (max.)</b>	0,20	0,30		0,50
<b>Oksijen</b>	0,18	0,25	0,35	0,40
<b>(max.)</b>				
<b>Titanyum</b>	<b>99,48</b>	<b>99,31</b>	<b>99,19</b>	<b>98,94</b>

Titanyumun oksijen oranı ağırlıkça % 0,18-0,40 arasındadır. Oksijen, aracılığıyla solüsyondaki metalin tek fazda kalması sağlanmaktadır. Oksijen, nitrojen ve karbon gibi elementler kübik formulu  $\beta$ -fazına göre  $\alpha$  fazında daha iyi çözünmektedirler.  $\alpha$ -fazını stabilize eden bu elementler, solid haldeki yapıyı titanyuma dönüştürürler. En çok kullanılan  $\beta$  stabilizörleri molibdenyum, kobalt, nikel, niobiyum, bakır, palladyum ve vanadyum gibi geçiş elementleridir.  $\beta$  titanyum alaşımları,  $\alpha$ -fazlı alaşımlarla karşılaştırıldığında daha kırılımandır (Gosavi, Gosavi, ve Alla, 2013; Uzun ve Bayındır, 2010).

CpTi'den (Grade 1-4) ayrı olarak, Ti-6Al-4V'nin (TAV) (Ti-Grade 5 olarak da bilinir) çift fazlı Ti-6Al-4V (TAV) günümüzde yaygın olarak kullanılan alaşım implantların arasındadır. Bununla birlikte, insan vücudunda, TAV element ürünlerinin

korozyon kaynaklı salınımının toksik reaksiyonlara neden olduğu gösterilmiştir. Özellikle, vanadyum iyonları nörotoksisite ve hücresel proliferasyonun inhibisyonu ve in vitro farklılaşma ile diğer olumsuz sağlık etkilerinin inhibisyonu ile ilişkilendirilmiştir (Medvedev ve ark., 2016; Shemtov-Yona & Rittel, 2015; Uzun ve Bayındır, 2010).

Ti-Nb, Ti-Ta, Ti-Hf ve Ti-Zr, Ti'nin ikili alaşım sistemleri, olası tıbbi veya dental uygulamalardaki kullanımları araştırılmıştır. Ancak, Ta, Mo ve Hf gibi yüksek erime noktalarına sahip elementler kullanarak Ti bazlı alaşımların ticarileştirilmesi, teknik zorluklar nedeniyle henüz gerçekleşmemiştir. Öte yandan, Zr metalürjik açıdan Ti ile alaşımı önemli ölçüde kolaydır. Aynı zamanda benzer fizyo-kimyasal davranışlarla da karakterize edilir. Zirkonyumun (Zr) Ti'ye eklenmesinin, alaşımın korozyon, aşınma ve yorulma direncine karşı direncini arttırdığı gösterilmiştir (Grandin, Berner, & Dard, 2012; Medvedev ve ark., 2016; Tolentino ve ark., 2016).

## 2.6. İMPLANT BİYOMEKANİĞİ

Biyomekanik, mühendislik mekaniğinin (statik, dinamik, malzemelerin dayanımı ve stres analizi) biyolojik problemlerin çözümüne uygulanmasıdır (Brunski, 1988). Bu alan özellikle diş hekimliğinde önemlidir, çünkü dişler, temporomandibular eklem, maksilla ve mandibula çiğneme ve fonksiyon sırasında biyomekanik faaliyetlere maruz kalır (Borie, Orsi, & de Araujo, 2015). Dental implant tedavisinin prognozu ve uzun vadeli başarısı, maruz kaldıkları biyomekanik ortamdan büyük ölçüde etkilenir.

Biyomekanik prensiplere uymak implant destekli protezlerin başarılı sayılmasında en önemli faktörlerdendir (Borie ve ark., 2015; Craig & Powers, 2002). Kemik, değişen biyomekanik çevreye uyum sağlamak için uygulanan yüklere ve diğer faktörlere karşı kendini sürekli yeniden şekillendirir. Kemik yapısı ile mekanik kuvvetler arasındaki bu fonksiyonel süreç, kemiğin remodelasyonu olarak bilinir. Mekanik streslerdeki azalma kemiğin kullanılmamasına ve rezorpsiyona sebep olurken, stresdeki belirli artış kemik apozisyonunda artmaya sebep olur (Borie ve ark., 2015; Rungsiyakull, Li, & Swain, 2011).

İmplant uygulamalarında başarının artması; biyomekanik açıdan uygun, gerilim ve gerinimleri çevre dokulara yıkıcı seviyelere gelmeden ileten ve dağıtan implant sistemlerinin kullanımı ile mümkündür (Misch & Kutay, 2009). İmplantın uzun ömürlü

olabilmesi için implantların çevre dokuya ilettikleri kuvvetin biyomekaniğinin klinisyen tarafından bilinmesi önemlidir (Horita ve ark. 2017).

## 2.7. OPTİMUM KUVVET DAĞILIMI

Başarılı bir implant tedavisi ve kemik-implant ilişkisini uzun süre koruyabilmek için, implantta ve kemik-implant ara yüzünde oluşan gerilmelerin kemik dokusuna optimum dağılımı sağlanmalıdır. Kemik implant ara yüzündeki yük aktarımı şunlara bağlıdır (Bölükbaşı, Koçak, ve Özdemir, 2012; Geng, Tan, ve Liu, 2001; Liang ve ark., 2015).

1. İmplantın yüzey yapısı,
2. İmplantın geometrisi, çapı, uzunluğu
3. İmplant-kemik arayüzeyinin yapısı,
4. Kemiğin tipi ve özellikleri

### 2.7.1. İmplant Yüzey Yapısı

Bir implantın başarısı sadece implant materyaline bağlı değildir, aynı zamanda yüzey topografya ve kimyası gibi yüzey özelliklerinden de etkilenir. Yüzey topografyasının, kumlama ve asit-etching gibi tekniklerle elde edilen osseointegrasyon üzerindeki olumlu etkisi, son yıllarda araştırma konusu olmuştur (Medvedev ve ark., 2016). Yüzey şeklinin ve pürüzlülüğünün, hücre-yüzey ve protein-yüzey bağlantısı yoluyla hücre cevabını artırarak osseointegrasyon sürecini olumlu yönde etkilediği bulunmuştur (Manz, 2000). Pürüzlü yüzeyli implantların, doğal dişteki periodontal ligamentin şok absorpsiyon yeteneğine benzer etki gösterdiği ve bu nedenle daha ideal olduğu bildirilmiştir (Soykan, Eskitaşçıoğlu, Ünsal, & Bağış, 2013).

### 7. 2. 1. İmplant Geometrisi, Çapı ve Uzunluğu

Dental implant tedavisi, alveoler kemik yüksekliği ve genişliğinin elverişli olduğu olgularda yüksek başarı oranı ile uygulanabilmektedir (De Boever ve ark, 2009). Standart implantların yerleştirilmesi için residüel kemiğin uygun olmadığı durumlarda implant tedavisinden önce, sinüs augmentasyonu, inferior alveoler sinir repozisyonu ya da vertikal kemik augmentasyonu, onley greft repozisyonu gibi ileri cerrahi tekniklere

ihtiyaç duyulmaktadır. İleri cerrahi tekniklerin birçok başarılı raporu yayınlanmış olmasına rağmen, komplikasyon riskine ilave olarak hasta morbiditesini, tedavi süresini ve toplam tedavi maliyetini arttırması göz ardı edilmemelidir (Cinel, Celik, Sagirkaya, & Sahin, 2018).

Kemik greftlemesine alternatif olarak ve hastaları birden fazla cerrahi müdahaleye maruz bırakmaktan kaçınmak için, iki doğal diş arasında ince sırt ve dar boşlukların varlığında mini implantların yerleştirilmesi önerilmiştir. İlave olarak, azalmış yüksekliğe sahip alveoler kreterlerde de, geniş çaplı kısa implantların kullanımı önerilmektedir (Vigolo & Givani, 2000).

Dar alveoler sırtlar, yetersiz mesiodistal interradiküler boşluk gibi spesifik klinik durumlar için dar çaplı implantların yerleştirilmesi önerilmiştir (Ueda, Takayama, & Yokoyama, 2017). İmplant çapının ve geometrisinin stres dağılımı üzerine belirgin bir etkiye sahip olduğu bildirilmiştir (Vairo ve ark., 2008; Small & Tarnow, 2000). Standart çaplı implantlarla karşılaştırıldığında dar çaplı implantların uygulanan kuvvet değerleri arttıkça mekanik dayanımı azalmıştır. Kırılma direncini arttırmak için saf titanyum (cpTi) yerine titanyum alaşımları kullanılmıştır. Bu komplikasyonların üstesinden gelmek için titanyumun Alüminyum ve Vanadyum ile titanyum alaşımları ve zirkonyumla titanyum zirkonyum (TiZr) alaşımları (Roxolid; Institute Straumann AG, Basel, İsviçre) üretilmiştir. TiZr alaşımı, implantın gerilme direncini artıran % 13 ila % 15 Zr ve titanyum ile üretilmektedir (Iegami ve ark., 2017).

Klein MO ve ark.'ları yayınladıkları sistematik derlemede dar çaplı implantlar kullanım endikasyonlarına göre;

- < 3.0mm (mini implantlar)
- 3.00-3.25mm (tek diş endikasyonları)
- 3.30-3.50mm (geniş endikasyonlar) şeklinde sınıflandırılmıştır (Klein, Schiegnitz, & Al-Nawas, 2014).

İmplantların uzunluğu implant platformu ile implant apeksi arasındaki mesafe şeklinde tanımlanmaktadır (Lee, Frias, Lee, & Wright, 2005). Geçmişte, kısa implantların düşük sağkalım oranları bulunmuştur. Ancak, günümüzde implant sistemlerinin

gelişmesi, özellikle yüzey modifikasyon tekniklerinin gelişimi, sınırlı kemik içi yüksekliğinde implantların osseointegrasyonunun iyileştirilmesi için avantaj oluşturmaktadır (Alan, 2015). Standart boyutlarda implant uygulayabilmek için yetersiz kemik hacminin bulunduğu durumlarda ilave cerrahi prosedürler, ek maliyet ve komplikasyon gelişme riski artacaktır. Bu nedenle günümüzde daha az cerrahi prosedür gerektiren kısa implantlar popülerlik kazanmıştır (Chang, Lin, Hsue, Lin, & Huang, 2012; Nisand & Renouard, 2014).

### **2.7.3. Kemik implant arayüzü**

İmplant-kemik ara yüzünde tam kemik-implant teması ve fibröz doku implant ilişkisi olmak üzere iki tip kemik implant ilişkisinde söz edilebilir. İmplant kemik ara yüzünde tamamen fibröz dokunun olması başarısız bir klinik durumu ifade eder ve bu durumu sonlu elemanlar stres analizi yönteminde modellenemez (Misch & Kutay, 2009).

### **2.7.4. Kemik Tipi Ve Özellikleri**

Kemik makroskopik olarak iki farklı tabakadan oluşmaktadır. Mekanik destek sağlayan en dış kısmı kortikal (kompakt) kemik, metabolik fonksiyonları kontrol eden iç kısım spongioz (trabeküler) kemik olarak adlandırılmaktadır. Kortikal kemikte sıkı bir fibriler yapı görülürken, spongioz kemiğin matriksinde gevşek bir yapı mevcuttur. Hematopoetik elemanların yerleştiği spongioz kemik bal peteği görünümündedir (Natali, 2003). Kortikal kemik, yoğundur ve tüm iskelet kemiklerinin dış yüzeyinde kompakt bir alan oluşturur. Kortikal kemiğin kalınlığı, bulunduğu yere göre değişmektedir (Misch & Kutay, 2009).

İmplant yerleştirilmesi planlanan dişsiz kret veya eksternal yapı kortikal kemik olarak da isimlendirilir Ayrıca kemiğin kalitesini ve yoğunluğunu belirleyici olarak tanımlanan internal yapıya spongioz kemik denir ve bu da kemiğin dayanıklılığını göstermektedir. Dişsiz bölgede kullanılacak kemiğin yoğunluğu; tedavi planı, implant dizaynı, cerrahi yaklaşım, iyileşme süresi ve protez yapım aşamasındaki kademeli kemik yüklemesini belirleyen faktörlerdir (Misch & Kutay, 2009; Ueda ve ark., 2017).



Mevcut kemik kalitesinin belirlenmesi için Lekholm ve Zarb'ın yaptığı sınıflama ve Misch'in yaptığı sınıflama en sık kullanılan sınıflamalardır (Zarb & Albrektsson, 1985).

Lekholm ve Zarb'ın tanımlamalarına göre dört tip kemik vardır.

Tip 1: Homojen kortikal kemik.

Tip 2: Yoğun trabeküler kemiği kaplayan kalın kortikal kemik.

Tip 3: Yoğun trabeküler kemiği kaplayan ince kortikal kemik.

Tip 4: Yoğunluğu az trabeküler kemiği kaplayan ince kortikal kemik.

Misch; kemiği kompakt veya trabeküler özelliklerine göre sınıflandırmıştır ve bu sınıflandırmaya göre (Misch & Kutay, 2009):

D1: Yoğun kortikal kemik

D2: İç kısmında yoğun trabeküler kemik bulunan kalın kortikal kemik

D3: İç kısmında ince trabeküler kemik bulunan ince poröz kortikal kemik

D4: İnce trabeküler kemik

D5: Non-mineralize kemik olmak üzere 5 tip kemik bulunmaktadır.

## **2.8. TAM DIŞSİZLİK**

Diş hekimlerinin büyük bir çoğunluğu tam ve kısmi dişsiz hastalar için hala geleneksel tam ve hareketli bölümlü protezler yapmaktadırlar (Dağlık, 2012). Bununla tam protezlerin uzun yıllar kullanan hastalarda ileri seviyede alveoler kemik kaybı ile karşılaşılabilir. Atrofik kemik kaybı sonucu protezlerin stabilitesi ve retansiyonu azalmaktadır ve bu duruma bağlı olarak protezler hastalarda kullanımı kısıtlayan ağrıya neden olabilmektedir (Bal, Meral, & Kahraman, 2016). Brenemark tarafından implantların osseointegrasyonu tanımlamasından itibaren tam ve kısmi dişsizlik vakalarının dental implantlar ile tedavisi bilimsel olarak kabul görmüş ve oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır (Eltas, Dündar, Uzun, & Malkoç, 2013).

## 2.9. İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERİN GENEL SINIFLANDIRILMASI

1989 yılında Misch, implant üstü protezleri 5 durumda incelemiştir (Tablo 3). İlk üç durum (SP-1'den SP-3'e) sabit protezlerdir. İmplant destekli sabit protezler, implantlar veya implant ile birlikte doğal dişler üzerine yapılan, fiksasyon vidaları ve/veya siman aracılığıyla implant dayanaklarına ya da doğal dişlere bağlanan hasta tarafından çıkarılmayan protezlerdir (Misch & Kutay, 2009). Parsiyel veya total dişsiz hastalara implant destekli sabit protezler uygulanabilmektedir. Bu protezler simante ya da vida ile tutturuculu şeklinde olabilir. Bu seçenekler restore edilecek sert ve yumuşak doku miktarına bağlıdır. Tüm sabit restorasyonların ortak özelliği hasta tarafından protezin çıkarılmamasıdır. Son iki restorasyon tipi ise (HP-4 ve HP-5), bu restorasyonların sınıflandırılması ise protezin görünümüne değil implantın desteğine bağlıdır (Misch & Kutay, 2009).

### 2.9.1. SP (Sabit Protezler)-3

SP-3 restorasyonlarda sadece doğal dişlerin restorasyonu yeterli olmaz aynı zamanda bir miktar yumuşak dokuda restore edilir. SP-2 ve SP-3 protezlerde mevcut kemik miktarı doğal rezorpsiyon veya implant cerrahisi sırasındaki kemik düzeltme işlemleri sebebiyle azalmıştır. Estetik, fonksiyon, dudakların desteklenmesi ve fonasyon için dişin insizal ve kenarlarını doğru yere yerleştirebilmek için restore edilecek dişin boyu normal diş boyutundan uzun olması gerekmektedir. Dişeti rengi verilmiş SP-3 protezler ile daha doğala yakın ve estetik bir restorasyon elde edilir (Misch & Kutay, 2009).

SP-3 protezlerde temel iki yaklaşım mevcuttur. Bu yaklaşımlardan birinde metal alt yapı, suni dişler ve akrilikten yapılmış kaide bulunur. Diğerleri metal-seramik restorasyonlardır. Restorasyon tipini etkileyen birincil faktör arklar arası mesafedir. Kemik ve oklüzal düzlem arasındaki mesafenin 15 mm'den daha az olduğu durumlarda metal-seramik bir restorasyon önerilir. Mesafenin daha fazla olduğu durumlarda ise hibrit bir restorasyon hazırlanır (Misch & Kutay, 2009).

Tablo 2.3: İmplant üstü protezlerin sınıflandırması(Misch &amp; Kutay, 2009)

Tip	Tanım
SP (SABİT PROTEZLER)-1	Sabit protez ile sadece kron restore edilir. Görünüm doğal diş gibidir.
SP (SABİT PROTEZLER)-2	Sabit protez ile kron ve kökün bir kısmı restore edilir. Kronun konturları okluzal yarıda normaldir ancak gingival yarıda uzatılmış ya da aşırı konturlanmıştır.
SP (SABİT PROTEZLER)-3	Sabit protez ile eksik kron, dişeti rengi ve dişsiz bölgenin bir kısmı restore edilir. Protezde genellikle akrilik diş ve dişeti kullanılır. Diş ve diş eti yerine metal destekli porselen de kullanılabilir.
HP (HAREKETLİ PROTEZLER)-4	Hareketli protez, yalnızca implant destekli implant üstü protezlerdir.
HP (HAREKETLİ PROTEZLER)-5	Hareketli protez, implant ve yumuşak doku desteklidir.

## 2.10. İMPLANT DESTEKLİ HİBRİT PROTEZLER

Hibrit protezler, tam diş eksikliğinde ve kısmi diş eksikliklerinde kullanılmaktadır (F. Egilmez, Ergun, Cekic-Nagas, & Bozkaya, 2015). Hibrit protezler, metal altyapı üzerine akrilik rezin kaideden oluşan implant destekli protezlerdir ve yaygın olarak stabil olmayan alt çene tam dişsiz vakaların protetik tedavisi için kullanılır (Dilber, Aral, Yavuz, & Işık; Özdoğan & İncesu, 2016).

Hibrit protez yapımının tercih edilmesindeki belirleyici faktörler şu şekilde sıralanabilir:

### 2.10.1 Arklar arası mesafe

Tam dişsiz bir hastada hangi restorasyonu yapacağımıza karar verirken arklar arası mesafe dikkat etmemiz gereken en önemli faktörlerden birisidir. Bu mesafe 15 mm' den fazla olduğunda yapacağımız restorasyonda materyal gereğinden fazla kalın olacağı için biyomekanik komplikasyonlar ortaya çıkacaktır. Bu komplikasyonların üstesinden gelebilmek için hibrit protezlerin yapılması tercih edilmektedir (Misch & Kutay, 2009).

### 2.10.2 Çeneler arası iskeletsel ilişki:

Doğal dişlerin kaybedilmesinin ardından kemik rezorpsiyonu ile alveolar sırt daralması meydana gelir (Büyükkaplan, Güldağ, Tuna, & Turna, 2012). Bu durum kemik hacminin yetersizliği ve vertikal, anteroposterior ve transversal yöndeki ideal olmayan çeneler arası ilişkilerin ortaya çıkmasına sebep olur. Sınıf 3 iskeletsel ilişki ve maksillanın atrofik olduğu durumlar gibi çeneler arası ilişkilerin uyumlu olmadığı vakalarda implant destekli sabit protezlerin yapılması uygun olmayabilir. Bu şartlar mevcut olduğunda hasta hareketli protezi kabul etmiyorsa hibrit protez yapılması tercih edilebilir (Misch & Kutay, 2009).

### 2.10.3. Anatomik Faktörler:

Atrofik maksilladaki sinüsler ve mandibuladaki mental foramen implant yerleştirilmesi için engel teşkil eder. Bu şekilde anatomik limitasyonlar mevcut olduğunda hibrit protez tercih edilebilir (Menini ve ark., 2012).

#### 2.10.4. Hibrit Protezlerin Endikasyonları (Misch & Kutay, 2009)

- Kretler arası mesafe kemik ile okluzal tabla arasında 15 mm'den fazla olduğu durumlarda
- Gülme hattının yüksek olduğu veya alt dudak hattının düşük olduğu vakalarda estetiğin sağlanması gereken durumlarda
- Orta ve ileri derecede kemik rezorpsiyonu ve defektlere bağlı düzensiz alveolar kretlerin varlığında endikedir.

#### 2.10.5. Hibrit Protezlerin Kontrendikasyonları (Gönüldaş, Öztürk, Atalay, & Öztaş, 2018)

- Kretler arası mesafenin 15 mm den az olduğu durumlarda
- Sert ve yumuşak doku rezorpsiyonlarının az olduğu ve geleneksel sabit protezler ile rehabilite edilebilecek hastalarda
- Ağız hijyeninin yetersiz olduğu ve hastaya ait sistemik hastalıkların varlığında kontrendikedir.

##### 2.10.5.1. Eğimli İmplantlar

Dental implantlar geleneksel olarak dikey pozisyonda yerleştirilir. Ancak, tamamen dişsiz çenede, minimum kemik hacmi, zayıf kemik kalitesi gibi sebeplerden dolayı implantların dikey yerleştirilmesi güçleşir. Bu durumun üstesinden gelebilmek için kemik greftleme prosedürleri veya sinüs augmentasyonu gibi ileri cerrahi işlemler gerekmektedir (Penarrocha-Diago, Penarrocha-Diago, Zaragoza-Alonso, Soto-Penalzo, & On Behalf Of The Ticare Consensus, 2017; Sannino, 2015). İmplantların distale eğilmesinin bu durumlarda avantajlı olabileceği gösterilmiştir. İmplantların eğilmesi, ilgili anatomik yapıları korur ve protez desteği için optimal pozisyonlarda, kortikal ankrajı iyi olan uzun implantların konumlandırılmasını sağlamaktadır (Babbush, Kutsko, & Brokloff, 2011; Malo, de Araujo Nobre, & Lopes, 2007).

Eğimli implant tedavi konseptinde iki implant anteriora ve posteriora olmak üzere toplam dört implant mental foramenlerin arasına yerleştirilir. Anterior implantlar aksiyal olarak yerleştirilirken, posterior implantlar 30° ile 45° arasında eğimlendirilir. Posterioradaki implantların eğilmesi, daha uzun implantların kullanımına izin verir. Bu da primer stabiliteyi artırır, optimize edilmiş protez desteğiyle kantilever uzunluğunun

azaltılmasının yanı sıra mevcut kemiğin optimal kullanımı ile kemik augmentasyon gerekliliğini azaltır (Chan & Holmes, 2015; Hopp, de Araujo Nobre, & Malo, 2017).

**2.10.5.1.1. Eğimli İmplantların Endikasyonları (Michael H Chan & Curtis Holmes, 2015)**

- Parafonksiyonel alışkanlıkları olmamalı
- Standart ağız açıklığı olmalı (40mm)
- Dişsiz maksillada premaxilla minimum 5 mm kemik genişliğine ve 10 mm minimum kemik yüksekliğine sahip olmalı
- Dişsiz mandibulanın foramen mentaleler arası minimum 5 mm kemik genişliğine ve minimum 8 mm kemik yüksekliğine sahip olmalı
- Maksilla için minimum 10 mm implant uzunluğu
- Distal implantların eğimli yerleştirilmesi implantların alveolar kret boyunca daha iyi dağılımı ile sonuçlanır. İmplantların bu şekilde yerleştirilmesi, daha iyi yük dağılımı sağlar ve anteriorposterior mesafeyi arttırarak protezin daha kısa bir kantilever mesafesi ile 12 diş de restore edilmiş olur (Malo, de Araujo Nobre, Lopes, Moss, & Molina, 2011; Soto-Penaloza, Zaragoza-Alonso, Penarrocha-Diago, & Penarrocha-Diago, 2017).

**2.10.5.1.2. Eğimli implantların avantajları (Bhardwaj, Srivastava, Palekar, & Choukse)**

- Eğimli posterior implantlarla önemli anatomik yapılar korunmuş olur
- İmplantların açılı olarak yerleştirilmesi daha kaliteli kemikten ankraj alınmasını sağlar bu da implant başarısını artırır.
- Posterior kantilever miktarı azalır
- Dişsiz maksilla ve mandibulada kemik greftlenmesine gerek kalmaz
- Final restorasyon sabit veya hareketli olabilir.
- İmmediat yüklenebilir ve estetik sağlanabilir.
- İmplantların uygun pozisyonda yerleşiminden dolayı daha iyi biyomekanik sağlanır ve temizlenmesi daha kolay olur.
- İleri cerrahi işlemler elimine edildiği ve daha az sayıda implant kullanıldığı için maliyet düşer.

### 2.10.6. Hibrit Protezlerde Kullanılan Alt Yapı Materyalleri

Protez iskelet materyali, stresin implantlara ve implant çevresindeki kemiğe iletilmesinde önemli rol oynayan etkenlerden biridir ve bu etkenlerin daha fazla araştırılması gerekmektedir (Bhering ve ark., 2016). Titanyum ve krom-kobalt, biyolojik uyumlulukları, düşük maliyetli ve uygun mekanik özellikleri nedeniyle protez alt yapı materyali olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır (Örtorp & Jemt, 2009; Quante, Ludwig, & Kern, 2008). Altın ve platin folyo gibi saf metaller de kullanılır, ancak alaşımların kullanımı, yani iki veya daha fazla metalin veya metal olmayan bir veya daha fazla metalin karışımları, çok daha yaygındır (Lars Hjalmarsson, 2009). Polietereterketon (PEEK), zirkonya alt yapı olarak metal alaşımlarına alternatif bir malzeme olarak rapor edilmiştir (Abdulmajeed, Lim, Naerhi, & Cooper, 2016; Harb, Abdel-Khalek, & Hegazy, 2019). PEEK, yüksek biyoyumluluk, iyi mekanik özellikler, yüksek sıcaklık dayanımı ve kimyasal stabilite sunar (Harb ve ark., 2019).

#### 2.10.6.1 Soy Metal Alaşımları

**Altın Alaşımı:** Altın alaşımları, porselen veneer materyali ile bağlanabilen biyoyumlu, mükemmel marjinal uyum gösteren bir materyaldir. Ancak birçok avantajına rağmen maliyetleri yüksek olduğu için tercih edilmemektedirler. Genellikle diş hekimliğinde Tip 3 ve Tip 4 altın alaşımları kullanılır ve ISO standartlarına göre kategorize edilmektedir. Yüksek dayanıklılığa sahip olan Tip 3 alaşımlar; inley, onley, ince koping, gövde ve kronlarda kullanılmaktadır. Bar kroşe ve iskeletlerde daha sert olan Tip 4 alaşımlar tercih edilmektedir (Anusavice, Shen, & Rawls, 2012).

**Palladyum gümüş alaşımları:** Palladyum-gümüş alaşımları çok çeşitlidir ve sadece ağırlıkça % 26 palladyum ve ağırlıkça % 60'dan fazla gümüş içeren sistemlerden ağırlıkça % 60 ila % 70 palladyum ve ağırlıkça yaklaşık % 20 gümüş içeren alaşımlara kadar çeşitlilik gösterir (John C Wataha, 2002). Bu alaşımlar mekanik ve biyolojik özellikleri ve iyi korozyon direnci ile tanınırlar. Bununla birlikte, Pd bazlı alaşımların yüksek maliyeti, kullanımlarını sınırlamaktadır (Viennot, Dalard, Lissac, & Grosgeat, 2005).

### 2.10.6.2. Soy Olmayan Metal Alaşımları

**Krom-Kobalt alaşımları:** Krom-kobalt alaşımları sert olmaları uzama değerlerinin yüksek olması ve gerilme dayanımı göstermelerinin yanında aynı zamanda ekonomik de olmaları nedeniyle çok uzun yıllardır parsiyel döküm protezlerde sıklıkla kullanılan baz metal alaşımlarıdır (Bayraktar & Turfaner, 2012; Lars Hjalmarsson, 2009).

Kobalt-Krom alaşımları mekanik kuvvetlere ve ısıya karşı dayanıklı magnetik olmayan alaşımlardır. Aşınma ve korozyona dirençlidirler. Kolay lekelenme göstermeyen, biyoyumlu, yüksek elastisite modülüne sahiptirler. Yüksek elastik modülüne sahip olmaları daha ince hazırlanabilmelerini sağlamaktadır (Wataha & Messer, 2004). Cr-co alaşımları % 65 Co, % 26 Cr, % 9 Ni içermektedir. Bu elementlerin haricinde molibden, silikon, berilyum, boron, karbon gibi elementler de eser miktarda bulunur (Al Jabbari, 2014).

Krom-kobalt alaşımları kıymetli metal alaşımlarına göre daha ucuz ve daha sert oldukları için en sık tercih edilen alt yapı materyalidir (ağlar, Ates, Duymus, & Sisci, 2017).

**Titanyum:** Ti ve Ti alaşımları, mkemmek korozyon direnci, düşük özgül ağırlık ve mkemmek biyoyumlulukları ile diş hekimliğinde kullanım için çok uygun materyallerdir. Aynı zamanda Ti ve Ti alaşımları ucuzdur ve altın alaşımlarına benzer mekanik özelliklere gstermekyedir (Drago & Howell, 2012). Son zamanlarda titanyum ve alaşımları iyi mekanik özelliklerinden dolayı sabit ve hareketli protezlerde alt yapı materyali olarak tercih edilmeye başlanmıştır (Araujo Raposo ve ark, 2015).

### 2.10.6.3. Zirkonya

Esetiğin günümüzde çok önemli bir hale gelmesiyle daha estetik restoratif materyallere olan talep artmıştır ve bu durum zirkonyumun geliştirilmesine yol açmıştır (Abduo, 2014). Zirkonyum, estetik görünüm, biyoyumluluk, korozyona direnci, sınırlı plak birikimi ve üstün mekanik özelliklerin avantajlarına sahiptir (Abduo, 2014; şen ve ark, 2014). Zirkonya 900-1200 MPa eğilme dayanımına ve 9-10 MPa.m<sup>1/2</sup> kırılma tokluğuna sahip paslanmaz çeliğe benzer mekanik özellikler göstermektedir ve seramikler içindeki en sert ve en güçlüsüdür (Malkondu, Tinastepe, Akan, & Kazazoğlu, 2016).



Zirkonyum tetragonal, kübik ve monoklinik olmak üzere sıcaklıklara göre değişen üç farklı allotropik formda bulunur. 0-1170 C° arasında monoklinik faz 1170-2370 C° arasında tetragonal faz 2370 C° ve üzerinde kübik fazda bulunur (Guazzato, Quach, Albakry, & Swain, 2005). Oda sıcaklığındaki monoklinik fazda stabil olmadığı için diş hekimliğinde yttria ile stabilize edilmiş formu Y-TZP kullanılır (Piconi & Maccauro, 1999).

Metal alt yapıların yerine kullanılan zirkonyum daha estetik ve diş rengine daha uygun, diş etleri ile daha uyumlu olarak implant destekli protezlerde alt yapı olarak kullanılmaktadır (Durkan, Deste, & Perihan, 2019).

#### **2.10.6.4 PEEK**

Son birkaç yılda metal alaşımların yerine geçebilecek düşük young modüllü yeni restoratif bir materyal olan Polietereterketon (PEEK) ortaya çıkmıştır. PEEK %20 seramik doldurucu içeren modifiye termoplastik ve organik bir polimerdir (Najeeb, Zafar, Khurshid, & Siddiqui, 2016). Kemiğin elastik modülüne diğer materyallere göre daha yakın elastik modülüne (3-5 GPa) sahip biyo-uyumlu, in vivo bozulmalara karşı dirençli bir materyal olan PEEK'i ticari olarak Nisan 1998'de uzun vadeli implantlar için bir biyomateryal olarak kullanılması teklif edildi. O zamandan beri PEEK, ortopedi ve travmatoloji alanındaki metal implant alaşımlarına alternatif olarak kullanılmaktadır (Schwitalla & Muller, 2013). Ayrıca, PEEK alt yapıların beyaz rengi, geleneksel metal alt yapı görünümünden farklı bir estetik yaklaşım sağlar. Bu polimer malzemenin diğer avantajları, alerjik reaksiyonların ve metalik tadı ortadan kaldırır, düşük plak akümülyasyonuna sahiptir (Skirbutis, Dzingute, Masiliunaite, Sulcaite, & Zilinskas, 2017). Endokronlar, sabit dental protezler için altyapılar, implant abutmentleri, implant parçaları, ortodontik teller ve hareketli dental protezler gibi çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadır (Najeeb ve ark., 2016; Panayotov, Orti, Cuisinier, & Yachouh, 2016). Bununla birlikte, implant destekli sabit protezlerde alt yapı olarak kullanıldığında stres dağılımına etkisi ile ilgili yeterli çalışma yoktur ve bu durumun değerlendirilmesi gerekmektedir.

### **2.13. STRES ANALİZ YÖNTEMLERİ**

Çeşitli kuvvetler altındaki bir makine, cisim veya binada meydana gelebilecek stresleri, streslerin yoğunlaştığı alanları tespit etmek için stres analiz yöntemleri

kullanılmaktadır (İlgün, Korkmaz, Malkoç, & Başçiftçi, 2004). Canlı doku ve organlarda stres analizi yapmak imkansız denilecek kadar zordur. Bu nedenle stres analiz çalışmaları canlı doku veya organın bir modeli hazırlanarak bu model üzerinde yapılır (Ulusoy & Ak, 2003).

Stres analiz yöntemleri (Ulusoy & Ak, 2003)

- Kırılabilir vernikle kaplama tekniği kullanımı ile stres analizi
- Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi
- Termografik stres analiz yöntemi,
- Gerinim ölçer ile stres analiz yöntemi
- Radyoteleometri ile stres analizi yöntemi
- Holografik interferometri ile stres analizi yöntemi
- Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

### **2.13.1 Kırılabilir Vernikle Kaplama Tekniği Kullanımı İle Stres Analizi**

Bu stres analizinde, analizi yapılacak olan materyale özel verniklenir ve vernik fırınarak sertleşmesi sağlanır; daha sonra materyale kuvvet yüklemesi yapılır. Kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerdeki çatlaklar incelenerek kuvvet yoğunluğu ve doğrultusu ölçülebilir (Ulusoy & Ak, 2003).

### **2.13.2 Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi**

Saydam plastik malzemelerin optik özelliklerinden yararlanan bir stres analizi yöntemidir. Destek dişlere, kemiğe, implantlara, restorasyonlara, gelen kuvvetlerin miktarı, yoğunluğu ve lokalizasyonu fotoelastik modelde oluşan kuvvet çizgileriyle doğrudan gözlenmektedir. Fotoelastik saydam modele kuvvet geldiğinde izokromatik çizgiler(fringe) olarak isimlendirilen kuvvet çizgileri oluşur ve bu çizgiler kırmızı ile yeşil renkler arasındadır. Modelde oluşan bu stresler polarize filtre ya da polariskop kullanılarak görülmektedir. Kuvvet çizgilerinin sayısı arttıkça ve çizgiler birbirine yakınlığı arttıkça oluşan stres de artar; bu sayede olası zayıf noktalar, kırılma potansiyeli

olan bölgeler ve stres nedeniyle biyolojik değişiklik oluşması beklenen bölgeler tespit edilebilir (Aydın, Yaluğ, Yılmaz, & Demirel, 1995).

### **2.13.3 Termografik Stres Analiz Yöntemi**

Termografik stres analizi yönteminde; izotropik ve homojen bir materyale düzenli olarak kuvvet uygulanır. Kuvvet uygulanması ile oluşan ısıdaki periyodik değişikliklerin materyalin ilgili noktalarda oluşan asal streslerin toplamı ile orantılı olması prensibine dayanmaktadır (Ulusoy & Ak, 2003).

### **2.13.4 Gerinim Ölçer İle Stres Analiz Yöntemi**

Gerilim ölçerler ince bir tel veya şeritin esnek bir tabaka üzerine kuvvetli bir yapıştırıcıyla yapıştırılmasıyla oluşturulur. Tabakaya uygulanan basıncın etkisi ile tabaka esnemekte ve iletken şerit gerilerek uzamaktadır. Uzayan telin kesiti daralır. İletken materyaller daraldıkça dirençleri artmaktadır. Bu prensipten yola çıkarak gerinim ölçer ile stres analiz yöntemi ile iletken direncindeki değişim göz önünde bulundurularak uygulanan kuvvetin miktarı ölçülmektedir (Akça, Çehrelı, & İplikçioğlu, 2002).

### **2.13.5 Radyoteleometri ile stres analizi yöntemi**

Bu analiz yöntemi güç kaynağı, radyotransmitter, alıcı, örneğe sabitlenmiş gerinim ölçer, yükseltici, anten ve veri kaydediciden oluşmaktadır. Veri iletiminde kablo bulunmaması bu yöntemin en önmeli avantajıdır (Ulusoy & Ak, 2003).

### **2.13.6 Holografik interferometri ile stres analizi yöntemi**

Bu teknikte lazer ışınları ile cismin üç boyutlu görüntüsü holografik filme kaydedilir. Nanometre (nm) boyutundaki yüzey deformasyonları algılanıp görünür ışın demetlerine dönüştürülür. Çalışma modeli üzerinde deformasyona sebep olmayan objenin genellikle gerçek boyutlarının incelenebildiği optik bir tekniktir. Diş hekimliğinde ortodontik çalışmalarda, kron köprü, implant, lehim ve hareketli protezlerde yapılan in vitro çalışmalarda kullanılmaktadır (Ulusoy & Ak, 2003).

### **2.13.7 Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi**

Sonlu (finite) elemanlar analizi (FEA) ilk olarak havacılık ve uzay endüstrisindeki ısı transferi, akışkan akışı, kütle taşımacılığı ve elektromanyetik problemlerini çözmek için geliştirilmiştir (Geng, Tan, & Liu, 2001; Piccioni ve ark., 2013). FEA ile

biyomekanik sistemin matematiksel modeli çıkartılır ve oluşturulan bu model bilgisayar üzerinde küçük ve basit alanlara ayırarak çözümlenir (Ulusoy & Ak, 2003).

1976'da Weinstein ve arkadaşları FEA'yı implant diş hekimliğinde ilk kullanan araştırmacıdır daha sonra FEA bu alanda kullanılmaya devam etmiştir (Geng ve ark., 2001). İlk FEA çalışmasında bir dişin önce matematiksel modeli oluşturulmuş ardından farklı yönlerde kuvvetler uygulanmış ve kemikte meydana gelen gerilmeler incelenmiştir. Günümüzde FEA'nın kullanım alanı oldukça genişlemiş ve diş hekimliğinin protetik ve restoratif diş hekimliği, ortodonti ve çene cerrahisi alanlarında kullanılmaktadır (Eskitaşçıoğlu & Elemanlar, 1995).

#### ***2.13.7.1 Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Avantajları (Ramoğlu & Ozan, 2014; Adıgüzel, 2010; Prado, 2014)***

- Sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin çeşitliliği ve değiştirilebilirliği sayesinde geometrisi kompleks olan katı cisimler dahi güvenli olarak analiz edilir
- Delikli veya köklere sahip cisimler gibi bağlantı noktası fazla olan cisimler rahatlıkla analiz edilebilir.
- Farklı materyallerden yapılan veya geometrik özellikleri farklı olan cisimlerin incelenmesine imkan sağlar.
- Bütün yapılar küçük ve basit alanlara ayrılarak bütün yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler çözümlenir. Böylelikle sorun basite indirilerek, anlaşılmasına imkan sağlanır.
- Sınır şartları oldukça kolay uygulanır.
- Analitik ve deneysel yöntemlerden daha hassas sonuçlar vermektedir.

#### ***2.13.7.2 Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Dezavantajları (Ramoğlu & Ozan, 2014)***

- Analizlerin yapılabilmesi için kullanılan software programı ve bu programı çalıştıran bilgisayarlar pahalıdır.
- Analizlerin yapıldığı software programlarının güncellenmesi gerekmektedir.

- Yapılan araştırmaların güvenilirliği malzeme özelliklerinin sisteme doğru olarak yüklenmesine bağlıdır.

### **2.13.7.3 Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminin Aşamaları**

**Pre-processing: İncelenecek modellenmesi:** İlk aşamada analizi yapılacak yapının, gerçek boyutlarıyla orantılı olarak bilgisayar ortamında CAD programı ile geometrik modelinin hazırlanır. Modelleme yapıldıktan sonra analiz edilecek yapı kendi boyutuna ve geometrisine göre elemanlara ayrılarak matematiksel model olarak adlandırılan ağ yapısı (mesh) oluşturulur (Akça ve ark., 2002; Moratal, 2010). FEA yönteminde, katı, sıvı veya gaz gibi gerçek cisimler birbirine bağlanmış, sonlu eleman ismi verilen alt bölümlere ayrılmıştır. Bu elemanların birbirlerine bağlandıkları noktalara düğüm noktası (node) denir. Düğüm noktaları elemanların birbirlerine bağlandıkları elemanların sınırlarında bulunmaktadır. Sanal stresler altında model ağını oluşturan elemanlarda gerilmeler ve Şekil değişiklikleri izlenir. Bu gerilmeleri ve değişimleri buldukları diğer elemanlara aktarırlar ve böylece diğer elemanları da etkilemiş olurlar (Ramoğlu & Ozan, 2014).

Gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini içeren sınır koşulları (boundary conditions); cismin hangi bölgeden sabitlendiğini ve kuvvetlerin nereden uygulandığını gösterir (Adıgüzel, 2010; Geng ve ark., 2001). Düğüm noktaları, birbirleriyle köşe noktalardan birleŐebilen eşit büyüklükteki sonlu sayıdaki elemanlara blnmştir. Daha gerçek sonuçlar elde etmek için düğüm sayısı mümkün olduğunca artırılmalıdır. Fakat bu durum hata ihtimalini de artırmaktadır (Ramoğlu & Ozan, 2014).

**Analiz (Verilerin Software Programına Yüklenmesi):** Modellemesi yapılan elemanların mekanik özellikleri, yükleme koşulları programa yüklendiği aşamadır. Poisson oranı ve elastisite modülü (Young's Modulus) mekanik özellikler belirlenirken kullanılır. Kuvvetin Őiddeti, yn ve açısı yükleme koşullarını belirler. Modeldeki her eleman, ana modelin bütün özelliklerine sahiptir bu nedenle elemanların yükleme altında göstermiş oldukları tepkiler yapının bütünlüğünü taklit eder. Elde edilen veriler yükleme altında depolanır (Ramoğlu & Ozan, 2014).

**Post-processing (Analizlerin Czmlenmesi):** Cismin bütününün czmlenebilmesi için analizleri yapılan her bir alt yapının irdelenmesi gerekir (Ramoğlu

& Ozan, 2014). Sayısal çözümlene sonunda her kuvvet uygulandıgında modelin herhangi noktasındaki tüm stres, strain ve yer değiştirmeler incelenebilir (Ulusoy & Ak, 2003). Analiz sonuçları matematiksel hesaplamalar ile elde edilmektedir ve bu değerlerin varyansı bulunmadığı için bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır (Taşkınısel & Gümüş, 2015). Farklı yüklenme koşulları altında yapılan analizler sonucunda asal gerilimler (principal stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), eksensel gerilimler (axial stresses), eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) veya deformasyon değerleri gibi farklı değişkenlere ilişkin datalar elde edilebilir (Ramoğlu & Ozan, 2014).

**İki boyutlu sonlu eleman stres analiz yöntemi:** Diş hekimliği çalışmalarında oldukça sık kullanılan bir yöntemdir. Ancak; günümüzde detaylı çalışmalarda kullanılan materyalin fazlalığı, karmaşıklığı ve üç boyutlu morfolojisi nedeniyle bu yöntem yetersiz kalmaktadır (Ramoğlu, 2014).

**Üç boyutlu sonlu eleman stres analiz yöntemi:** Kompleks yapıların simülasyonu bu yöntemle iki boyutlu sonlu eleman analiz yöntemine göre daha uygun olmaktadır. Karmaşık bir yapının incelenmesinde, analizin yapılacağı yapının geometrisi uygulan analiz yöntemi sonucu elde edilen bulguların kabul edilebilmesi gibi birçok faktöre bağlı olarak hangi sonlu eleman analizinin seçileceğine karar verilmektedir (Ramoğlu, 2014).

#### ***2.13.7.4 Sonlu Eleman Stres Analizi Yöntemi ile İlgili Temel Kavramlar***

**Stres:** Birim alana uygulanan kuvvet miktarına stres denir. Bir yapıya deformasyona neden olabilecek bir kuvvet uygulandıgında, bu kuvvete karşı bir direnç gelişir. Kuvvet uygulanan yapıda gerçekleşen bu direnç stres olarak adlandırılır. Oluşan stres pratikte ölçülemediği için kesit alanına uygulanan dış kuvvet ölçülür. Stres  $\sigma$  ya da S harfleriyle gösterilir. Stres, birimi kuvvetin birim alana oranıyla ifade edilir ( $1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2 = 1 \text{ MN/mm}^2$ ) (Soykan, Eskitaşçıoğlu, Ünsal, & Bağış, 2013).

**Asal Stres (Principal Stress):** Cisimler karmaşık kuvvetlerin etkisi altındadırlar ve bu yüzden stresler kesit yüzeyi boyunca değişirler. Cismin kesit yüzeyi üzerindeki her noktada başka stresler görölür ve normal streler ile kayma stresleri aynı zamanda meydana gelir. Bütün düzlemlerde makaslama stres bileşenleri sıfır olduğunda normal streslere asal stresler denir. Asal stres; maksimum asal stres ( $\sigma_1$ ), ara asal stres ( $\sigma_2$ ) ve

minimum asal stres ( $\sigma_3$ ) olmak üzere üçe ayrılır. Maksimum asal stresleri pozitif değerdedir ve gerilme stresi olarak da isimlendirilir. Minimum asal stresleri negatif değerdedir ve sıkışma stresleri de denir (Adıgüzel, 2010).

**Von Mises Stresi:** Çekilebilir materyallerde şekil değiştirmenin başlangıcı Von Mises stresi olarak ifade edilir. Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji, belirli bir eşik değerini aşarsa, yapı enerjiye maruz kaldığı noktadan şekil değişimine uğrar. Bu durum şekil değiştirme enerjisi olarak da isimlendirilir. Birimi Pascal'dır (Tepper, 2002).

**Gerinim (Strain):** Gerinim (strain) bir yapıya stres etki ettiğinde bu yapıda oluşturduğu uzunluk değişimidir. Gerinim, deformasyon boyutunun orjinal uzunluğa olan oranıdır. Gerinim için bir ölçü birimi yoktur (Adıgüzel, 2010).

**Elastisite modülü (Young Modulus):** Şekil değiştirmeye karşı materyalin gösterdiği dirençtir. Stresin straine oranıdır. Sert materyallerin elastik modülü daha yüksektir. Elastisite modülü yüksek olan materyallere kuvvet uygulandığında daha az deforme olurlar (Zaimoğlu, 1993).

**Poisson Oranı:** Bir cisme kuvvet uygulandığında cisimde meydana gelen enine şekil değişikliğinin, boyuna şekil değişikliğine oranıdır. Bu oran cisme ait ayırt edici bir özelliktir ve tüm materyaller için poisson oranı 0 ile 0,5 arasında farklılık göstermektedir (Adıgüzel, 2010).

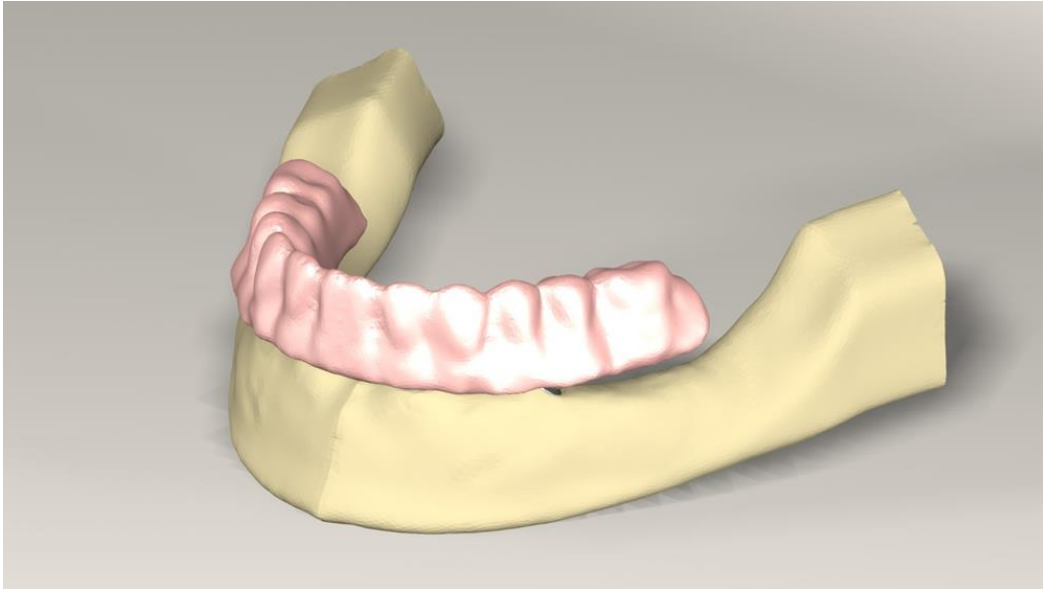
**Lineer Elastik Cisim:** Kuvvet uygulanmasıyla cisimde meydana gelen stresle doğru orantılı olarak cisimde şekil değişikliği meydana geliyorsa böyle cisimlere lineer elastik cisim denir (Natali, 2003).

**İzotrop cisim ve Homojen cisim:** Farklı yönlerden gelen kuvvetler karşısında aynı elastik özellikleri gösteren cisimlere izotrop cisim denir. Homojen cisim ise her noktada aynı elastik özellikler gösterdiği kabul edilen cisimdir (Natali, 2003).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda ve Ay Tasarım Ltd. Şti. (Ankara, Türkiye)'nde gerçekleştirildi.

Bu çalışmada, tam dişsiz alt çenede, 'All-on-four' tekniğine göre yerleştirilmiş zirkonyum titanyum alaşımı ve saf titanyumdan tasarlanmış farklı çaplardaki implantların üzerine zirkonya, titanyum, krom kobalt ve PEEK ile tasarlanan alt yapıların implant, implant çevresi kemik ve protezde oluşturduğu stresler, üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirildi (Şekil 3. 1).



Şekil 3. 1: Protezin modellenmesi

#### 3.1 ÇALIŞMA MODELİNİN OLUŞTURULMASI

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenerek daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu solid modelin hazırlanması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi kullanan bir bilgisayar, 3 boyutlu tarama için Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcı, 3 boyutlu modelleme yazılımı olarak Rhinoceros 4,0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımı, verilerin analizi için ise VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR,



Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) programları kullanılmıştır (Şekil 3. 2).



Şekil 3.2: Acivity880 Optik Tarayıcısı

Modeller, VR Mesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulmuş ardından analize hazır hale getirilebilmeleri ve analizlerinin yapılabilmesi için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. 3 boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşıyan Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri saklanmaktadır. Bu sayede programlar arasında aktarım yapılabilmekte ve bilgi kaybının önüne geçilmektedir. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirilen modelin mandibulaya ait olduğu, dış yapılarının materyalleri yazılıma tanıtılmıştır. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyallerin elastiklik modüller ve Posison oranları Tablo 4'te gösterilmiştir.

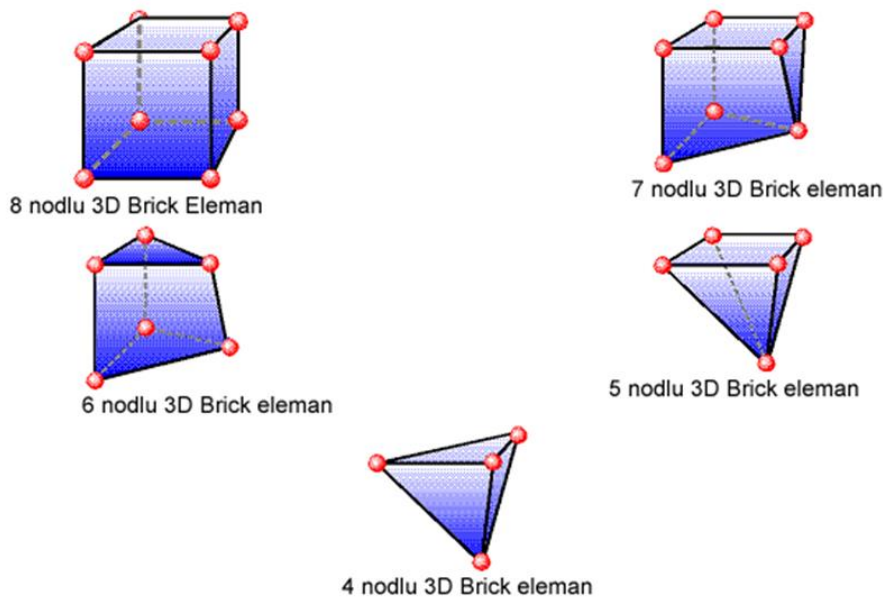
Tablo 3.1: Materyal özellikleri (Aritza Brizuela-Velasco ve ark., 2017; Marcian ve ark., 2014; Ozan & Kurtulmus-Yilmaz, 2018)

	Young Modulus (Mpa)	Poisson's Ratio
Kortikal	13700	0.30
Spongioz	1370	0.30
Titanyum alaşım - roxolid (implant)	100000	0.30
Ti grade 4 (implant, vida ve abutment)	110000	0.35
Titanyum alt yapı	110000	0.28
Zirkonya alt yapı	205000	0.22
Krom kobalt alt yapı	218000	0.33
Peek alt yapı	4000	0.36
Food stuff (AISI 1005 Steel)	200000	0.29
Akrilik rezin	3000	0.35

VR Mesh yazılımında yapılan modeller Algor yazılımına stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, modellerin içi dolu şekilde meshlenmiştir.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki cisimlerin merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde cismin tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği ile hesaplamayı kolaylaştırmak için mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

Bu aşamada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmıştır (Şekil 3. 3).



Şekil 3.3: Modeller oluşturulurken kullanılan nodlu elemanlar

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

Çalışmadan gerçekçi sonuçların elde edilebilmesi için programın el verdiği ölçüde, seçilen modelin boyutlarına mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

Çalışmada kullanılmak üzere seçilen implantların ebatları ve bilgisayar ortamında seçilen modellere yerleştirilme açıları Tablo 5'de gösterilmiştir.

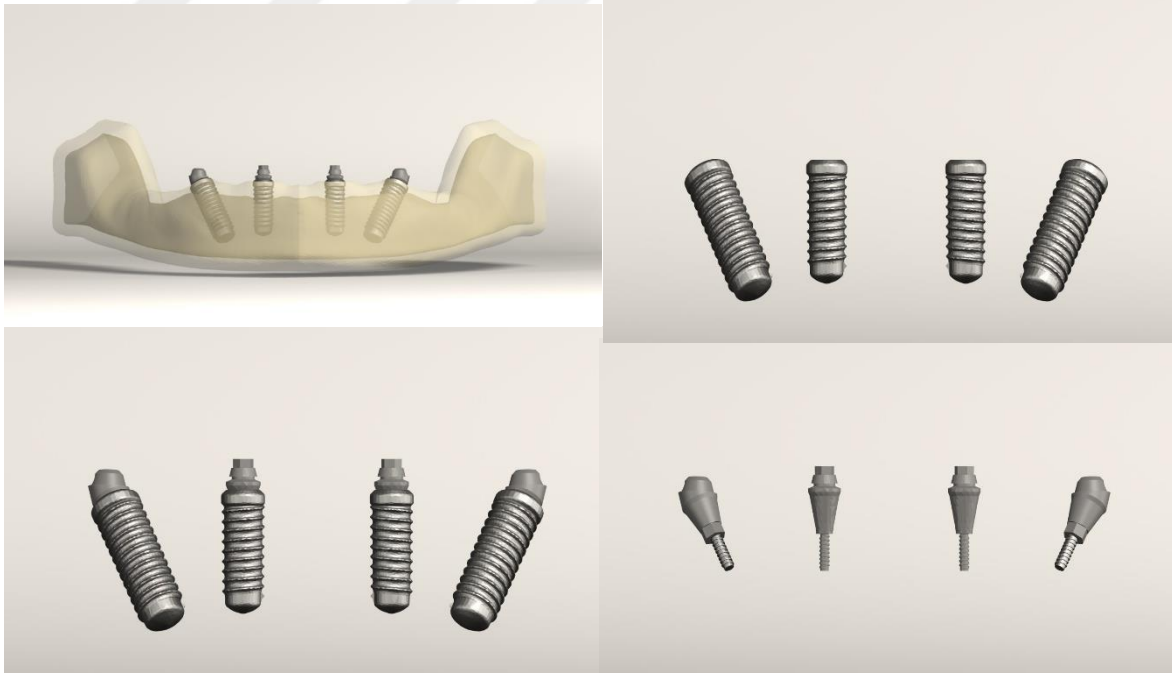
Tablo 3.2: Matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

Grup	Anterior İmplant ( 0° açılı ) Çap	Posterior İmplant ( 30° açılı ) Çap	Eleman sayısı	Düğüm sayısı
Grup 1	3.3x10 mm	4.1x12 mm	915539	183514
Grup 2	4.1x10 mm	4.1x12 mm	943761	192976
Grup 3	4.1x10 mm	4.8x12 mm	924572	190639

Trabeküler kemik ve 2 mm'lik kortikal kemiğe sahip dişsiz mandibula'nın üç boyutlu modellenmesi sonlu elemanlar analizi ile modellenmiştir. Orta hattan sağ ve sol mental foramina mesafeleri toplam 50 mm interforaminal mesafe ile 25 mm olarak düzenlenecektir. Mental foramenlerin mandibula alt ve üst sınırlarından uzaklığı sırasıyla 8 ve 5 mm olarak düzenlenmiştir. Mental foramen çapı 3,5 mm olarak modellenmiştir. İmplantları çevreleyen yeterli kemik oluşturmak için mandibula'nın minimum genişliği 8 mm idi. Anterior implant lateral kesici bölgeye dikey olarak posteriordaki implantların otuz derece eğimli olmak üzere bir modele toplam dört implant yerleştirilmiştir. İmplantlar Straumann® (Straumann AG, Basel, Switzerland) SLActive® bone level tapered olarak screw-retained düz abutmentlar ile tasarlanmıştır. İmplantların uzunluğu anterior 10 mm posterior 12 mm olarak modellenmiştir. İmplantların çapı ve farklı alt yapı malzemelerine göre farklı modellemeler yapılmıştır.

### Grup 1

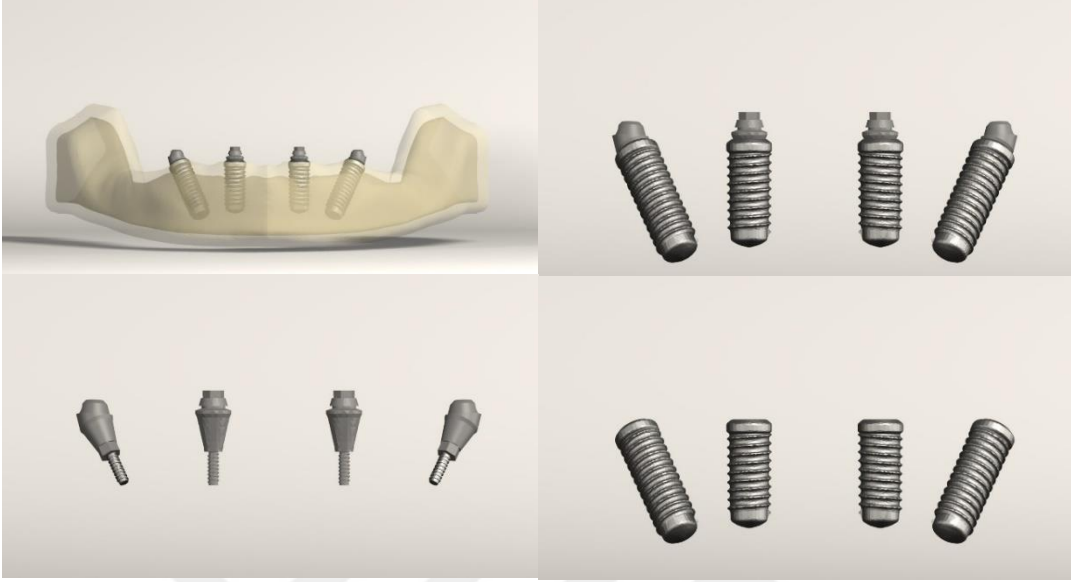
Grup 1 deki örnekler Şekil 3. 3 teki gibi modellenmiştir. Anterior implant 3.3x10 mm, posterior implant 4.1x12 mm, 30°eğimli implant ve abutmentlar



Şekil 3. 4: Grup 1 deki implantlar ve abutmentlar

## Grup 2

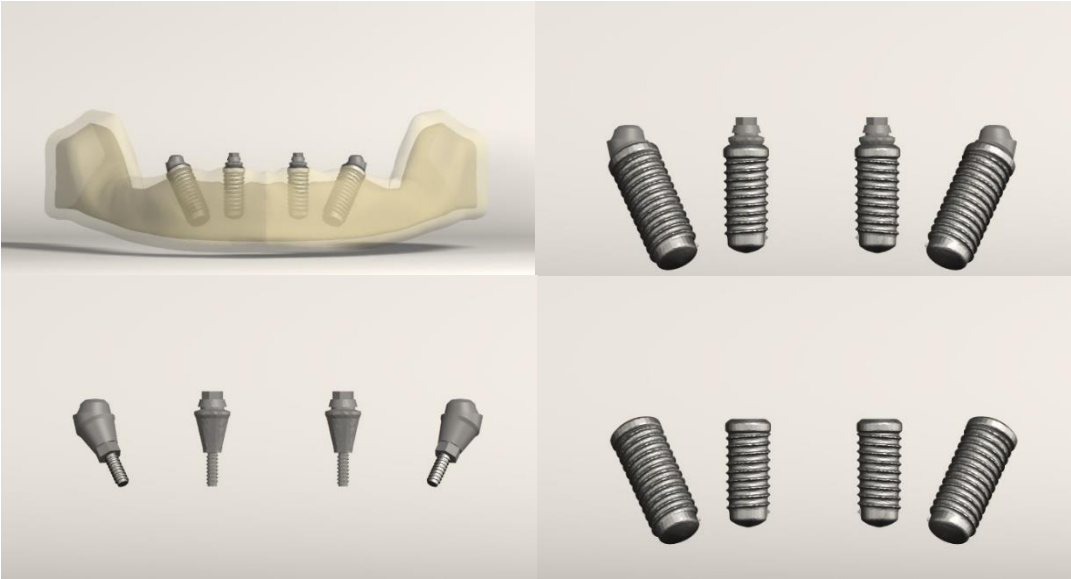
Grup 2 deki örnekler Şekil 3.5 teki gibi modellenmiştir.



Şekil 3.5: Anterior implant 4.1x10 mm, posterior implant 4.1x12 mm, 30° eğimli implant ve abutmentlar

## Grup 3

Grup 3 deki örnekler Şekil 3.6 teki gibi modellenmiştir.



Şekil 3.6: Anterior implant 4.1x10 mm, posterior implant 4.8x12 mm, 30° eğimli implant ve abutmentlar

### 3.2 İMPLANT VE PROTEZ PARÇALARININ MODELLENMESİ

Çalışmada modellenecek olan implant ve protez parçaları (Straumann® bone level) SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak tarandı. Stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Aven, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı (Şekil 3.7).



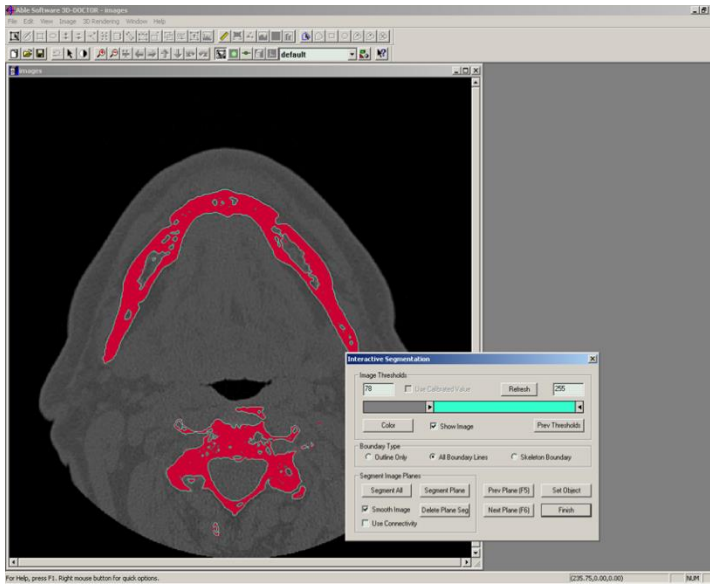
Şekil 3.7: Protez alt yapıları ( titanyum, zirkonya, krom kobalt, PEEK ) ve üst yapıları, implant vidaları

Kemik dokularının modellenmesi için, öncelikle bir hastanın tomografisi çekildi. Tomografi çekiminde 3M Iluma CBCT cihazı kullanıldı. Çekimde 120KvP 3.8mA değerlerinde 40 saniyelik çekim modu kullanıldı (Şekil 3. 8).



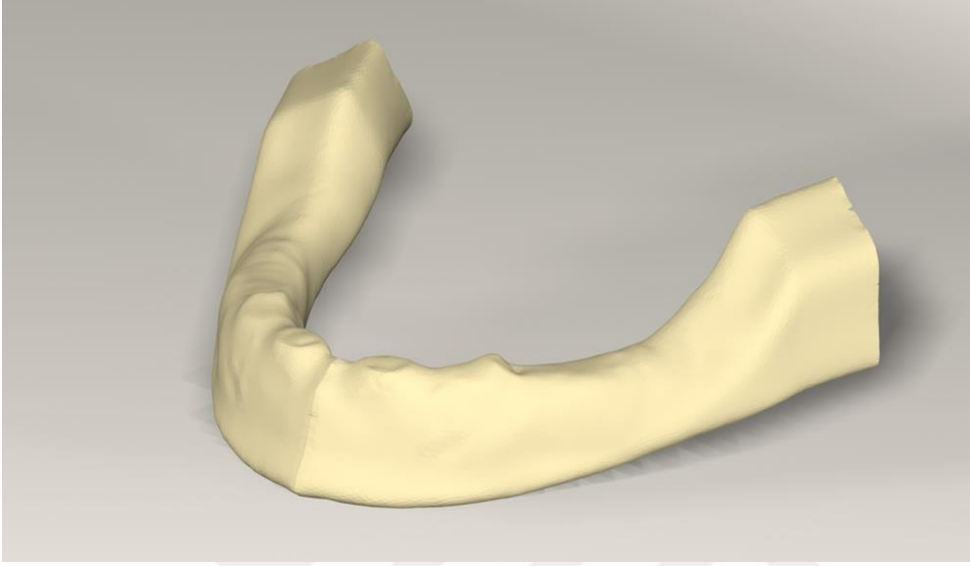
Şekil 3. 8: Tomografi görüntüsü

Çekilen filmler, 3d-doctor yazılımına atıldı ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı (Şekil 3.9).



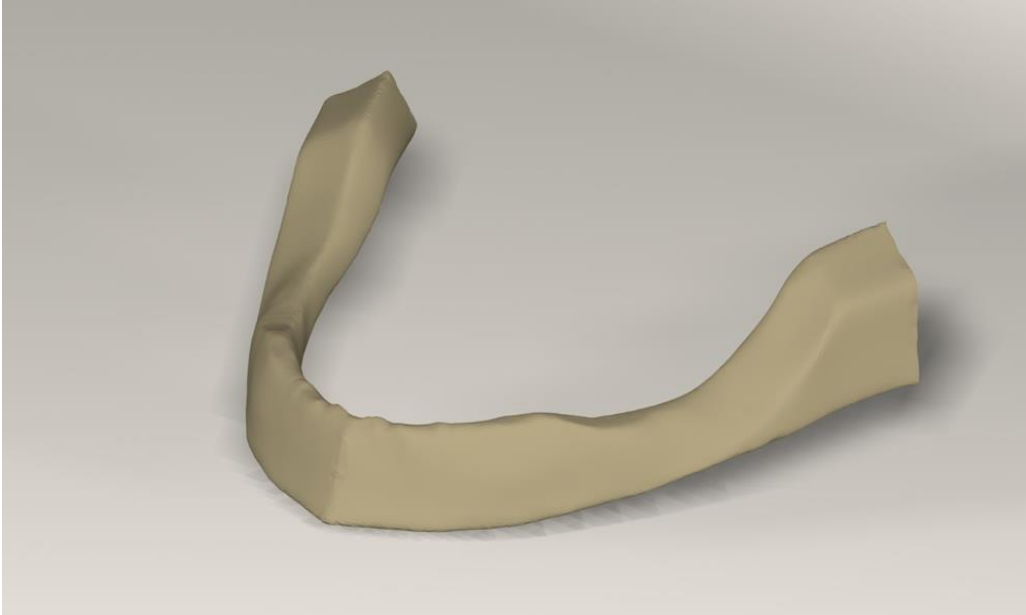
Şekil 3. 9: 3D-Doctor yazılımı görüntüsü

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu (Şekil 3. 10).



Şekil 3.10: Mandibula modeli

Kemik dokusundan ofset (yapının her yerden eşit olarak büyümesi veya küçülmesi işlemi) yöntemi ile spongioz kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu (Şekil 3.11).



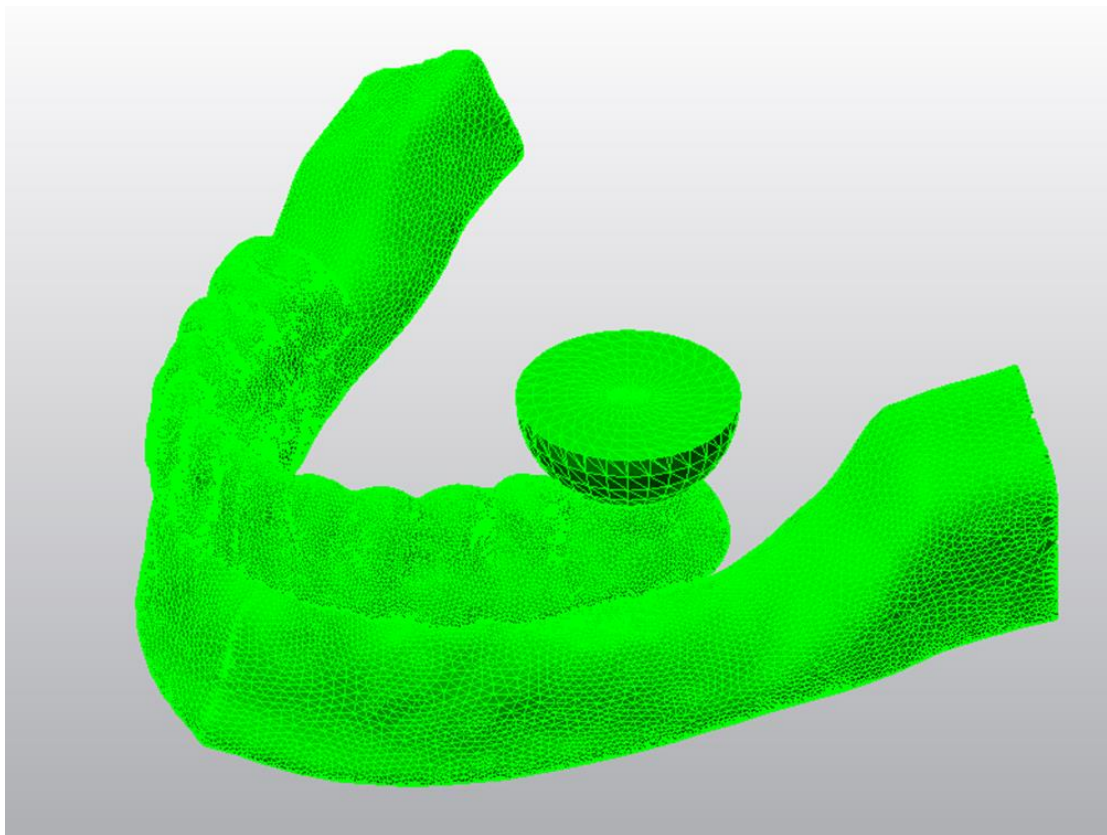
Şekil 3.11: Spongioz kemik modeli



Bu şekilde mandibula kortikal kemik, spongioz kemik protez alt parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu olarak uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu. (Şekil 3.12)

### 3.3 ÇALIŞMADA KULLANILAN PARÇALARIN KATI MODELLEMESİNİN YAPILMASI

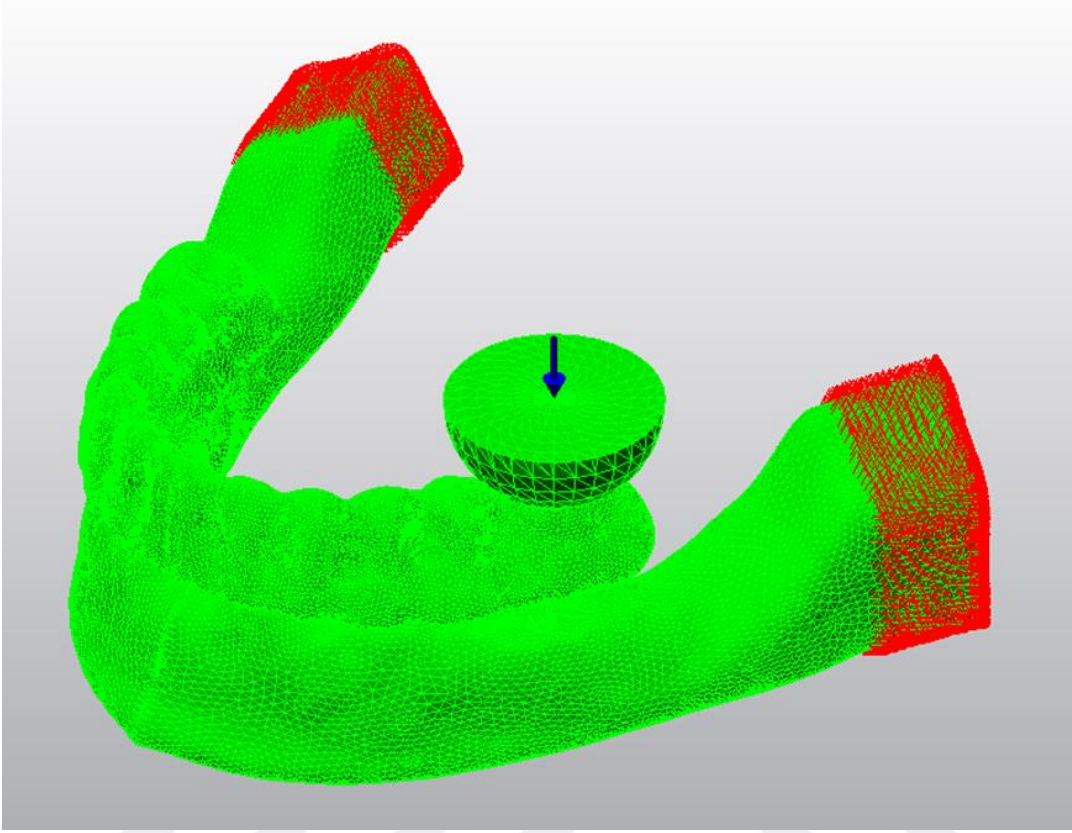
Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı (Şekil 3. 12).



Şekil 3.12: Rhino'dan yapılan modellemelerin 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılması

### 3.4 SINIR KOŞULLARININ OLUŞTURULMASI

Model çene kemiğinin alt kısmından her DOF'da (Degree of freedom) 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Şekil 3. 13).

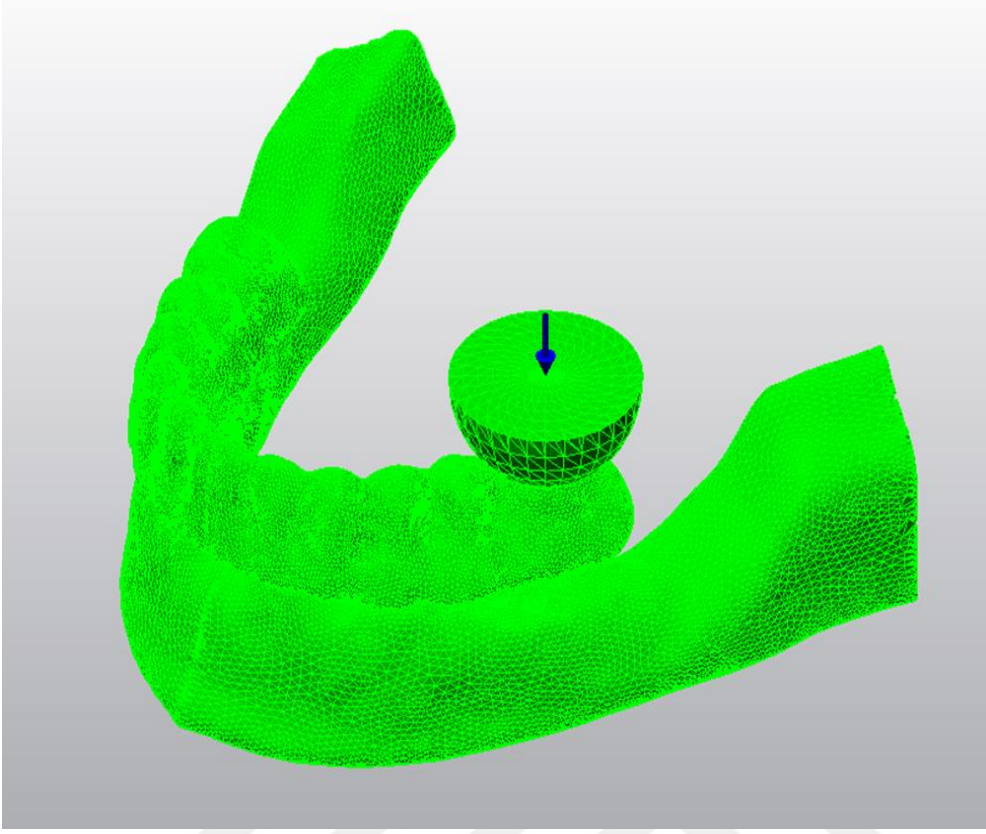


Şekil 3. 13: Modelin sınır koşulları

### 3.5 YÜKLEME KOŞULLARI

Çalışmada oklüzal kuvvetler, 1 cm yarıçapında rijit bir gıda parçasının (foodstuff) orta noktasına dik ve 100N olacak şekilde uygulanmıştır. Foodstuff tek taraflı olarak uygulanmıştır ve sol posterior tarafta 2. premolar ile 1. molar dişler arasındadır. Yapılan yükleme çiğneme kuvvetini stimüle edecek şekilde planlanmıştır (Şekil 3. 14).

Çalışmamızda 3 farklı modelde (Grup 1, Grup 2, Grup 3) 2 farklı implant malzemesiyle (Roxolid ve grade 4) ve 4 farklı alt yapı malzemesi ile (titanyum, zirkonya, krom-kobalt ve peek) toplamda  $3 \times 2 \times 4 = 24$  analiz gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3. 14: Modellerin yüklenmesi

## 4. BULGULAR

Çalışmada 3 farklı model oluşturulup 24 analiz yapılmıştır. Çalışmadaki üç farklı ana grubun dışında her grup kendi içinde farklı implant ve alt yapı materyallerine göre 24 alt gruba ayrılmıştır. İmplant materyali olarak saf titanyum ve titanyum zirkonyum alaşımı, alt yapı materyali olarak titanyum, zirkonya, krom-kobalt, PEEK kullanılmıştır. Elde edilen bu modellerde rijit bir yapıya sahip gıda parçası modellenmesi ile tek taraflı olarak posterior bölgede 100N'luk yükleme altında; kortikal kemikte ve trabeküler kemikte oluşan gerilme (maksimum principal) ve sıkışma (min principal) stresleri ile implant, abutment ve alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri değerlendirilmiştir.

### 4.1 KORTİKAL KEMİK BULGULARI

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

#### 4.1.1 Kortikal Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principal Stresler $\Sigma_{max}$ )

**Model 1 (1. Grup; Grade 4; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 2,926833 N/mm<sup>2</sup> olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın bukkalinde 1,784516 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur ( Şekil 4.1.1.1).

**Model 2 (1. Grup; Grade 4; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 4,369864 N/mm<sup>2</sup> olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın bukkalinde 2,433996 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.2).

**Model 3 (1. Grup; Grade 4; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 3,294750 N/mm<sup>2</sup> olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki

kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın önünde  $1,920314 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.3).

**Model 4 (1. Grup; Grade 4; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $11,776103 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın önünde  $5,330006 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.4).

**Model 5 (1. Grup; Alaşım; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $3,283587 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın önünde  $1,930073 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.5).

**Model 6 (1. Grup; Alaşım; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $4,439471 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın bukkalinde  $2,915347 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.6).

**Model 7 (1. Grup; Alaşım; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $4,326985 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın bukkalinde  $2,442766 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.7).

**Model 8 (1. Grup; Alaşım; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $5,504866 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın bukkalinde  $11,774092 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.8).

**Model 9 (2. Grup; Grade 4; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $2,736770 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki

kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın bukkalinde  $1,469293 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.9).

**Model 10 (2. Grup; Grade 4; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $3,878702 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın bukkalinde  $2,037843 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.10).

**Model 11 (2. Grup; Grade 4; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $2,831289 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın bukkalinde  $1,531308 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.11).

**Model 12 (2. Grup; Grade 4; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $7,558693 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın bukkalinde  $3,602998 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.12).

**Model 13 (2. Grup; Alaşım; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $2,850555 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın bukkalinde  $1,493068 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.13).

**Model 14 (2. Grup; Alaşım; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $3,922378 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın bukkalinde  $2,256219 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.14).

**Model 15 (2. Grup; Alaşım; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $3,842173 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki

kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın bukkalinde  $1,531308 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.15).

**Model 16 (2. Grup; Alaşım; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $7,624628 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın bukkalinde  $3,999418 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.16).

**Model 17 (3. Grup; Grade 4; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $2,233198 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın bukkalinde  $1,065824 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.17)

**Model 18 (3. Grup; Grade 4; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $3,036406 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın bukkalinde  $1,620732 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.18).

**Model 19 (3. Grup; Grade 4; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $2,489370 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın  $1,193775 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.19).

**Model 20 (3. Grup; Grade 4; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $5,711909 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın bukkalinde  $3,475371 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.20).

**Model 21 (3. Grup; Alaşım; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $2,208156 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki

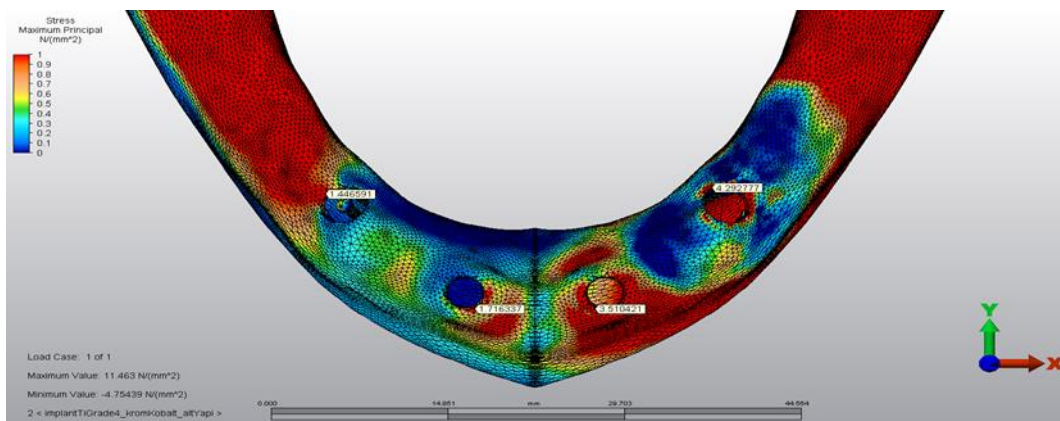


kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın bukkalinde  $1,049020 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. (Şekil 4.1.1.21)

**Model 22 (3. Grup; Alaşım; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $3,383887 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın bukkalinde  $1,799251 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.22)

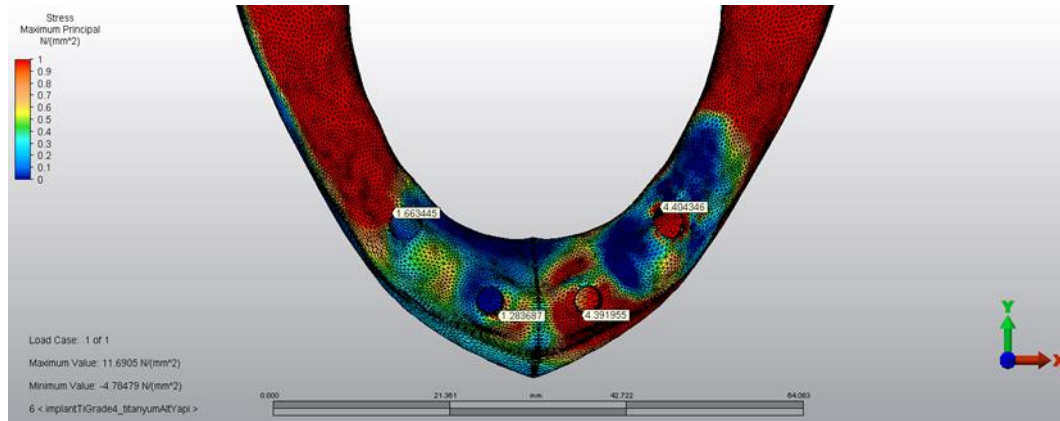
**Model 23 (3. Grup; Alaşım; Zirkonya ):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $2,212399 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın bukkalinde  $1,073708 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.23).

**Model 24 (3. Grup; Alaşım; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $5,818472 \text{ N/mm}^2$  olarak implantın distalinde bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın bukkalinde  $3,483033 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.24).

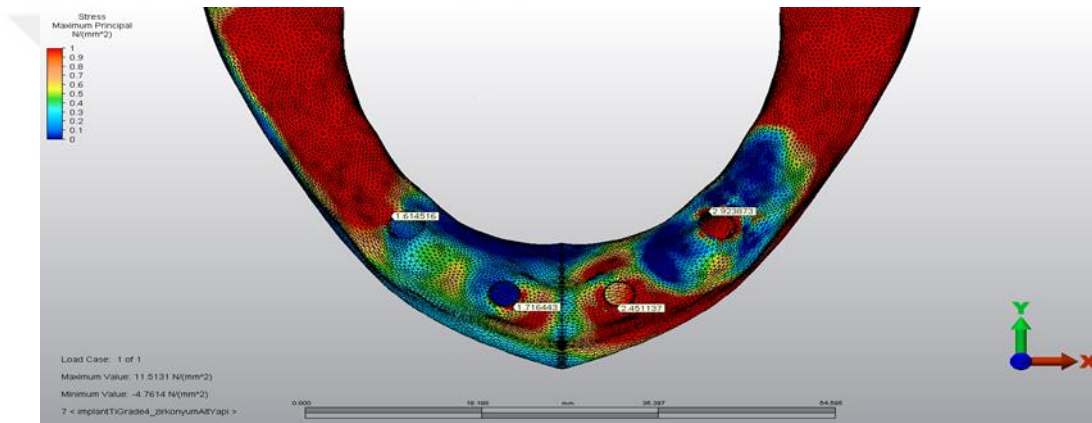


Şekil 4.1.1.1 Model 1 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ )

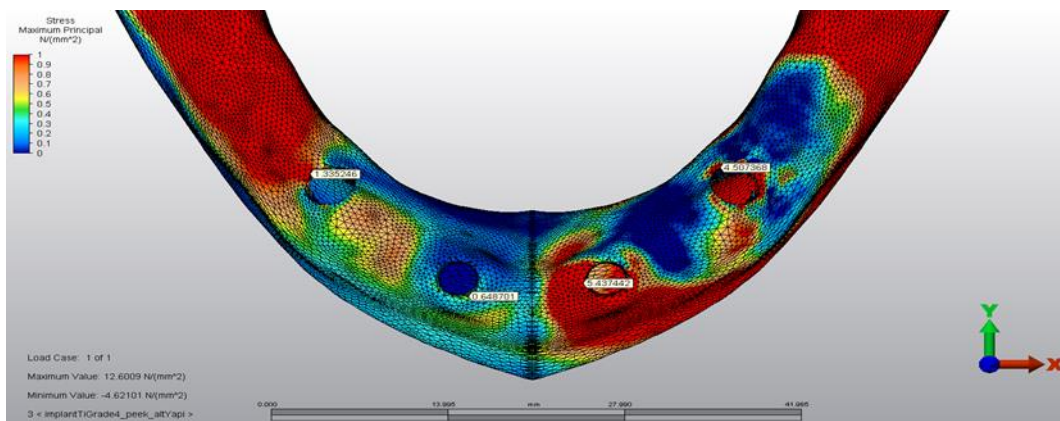




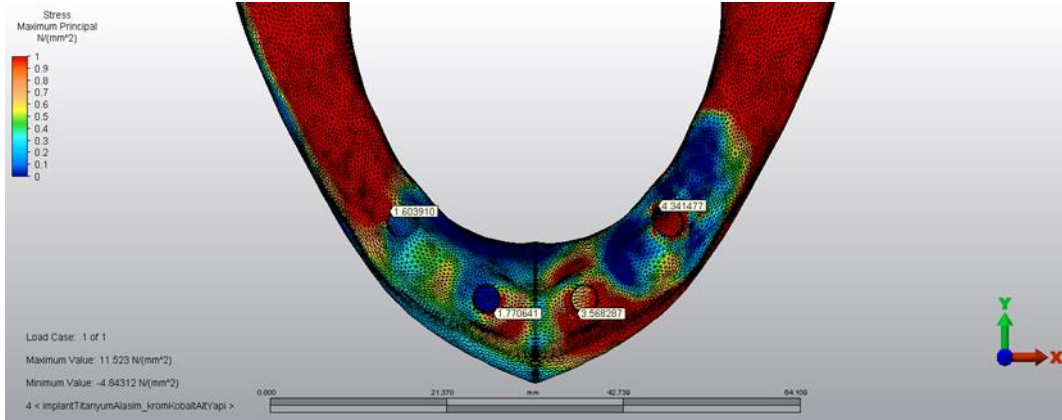
Şekil 4.1.1.2: Model 2 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



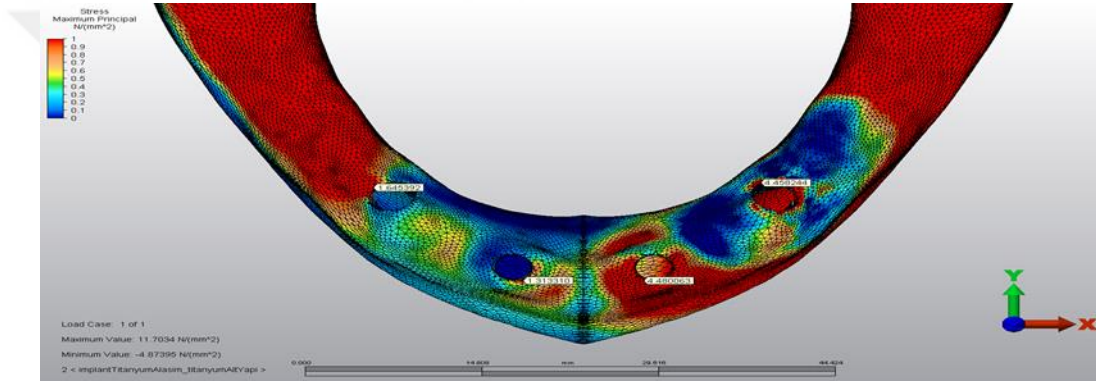
Şekil 4.1.1.3: Model 3 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



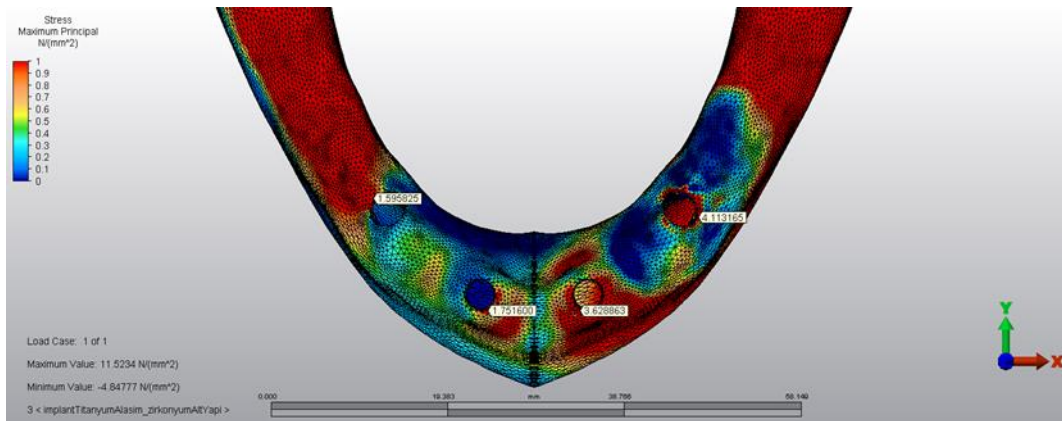
Şekil 4.1.1.4: Model 4 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



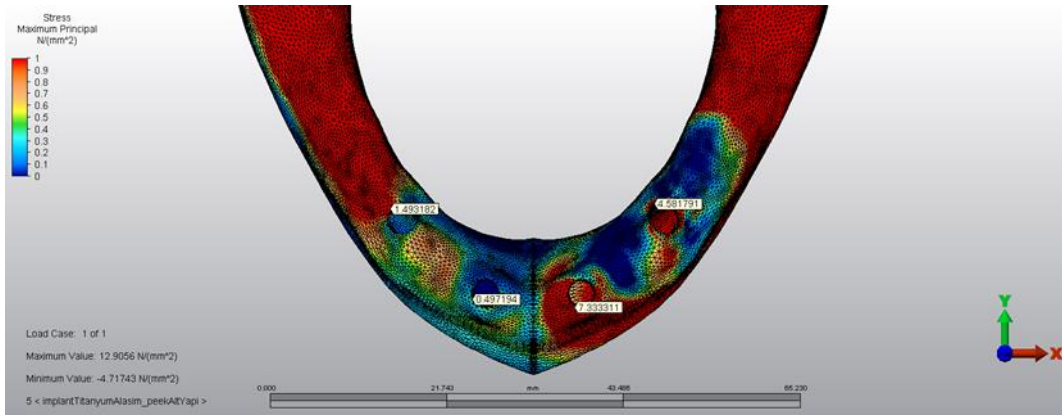
Şekil 4.1.1.5: Model 5 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



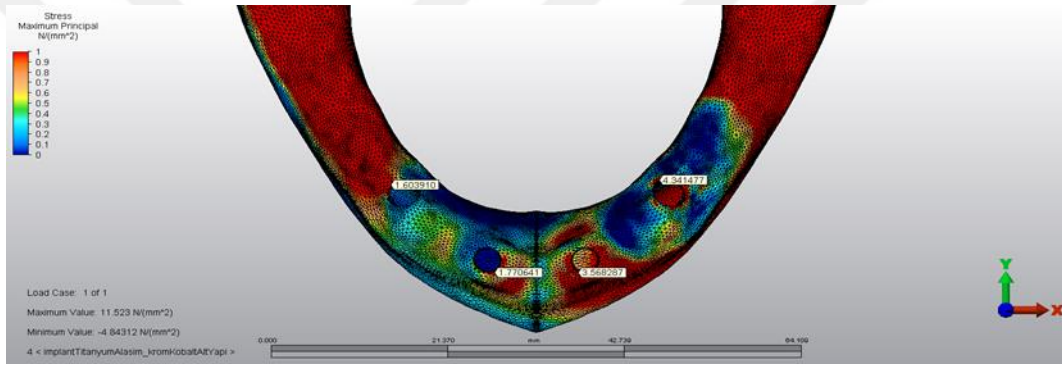
Şekil 4.1.1.6: Model 6 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



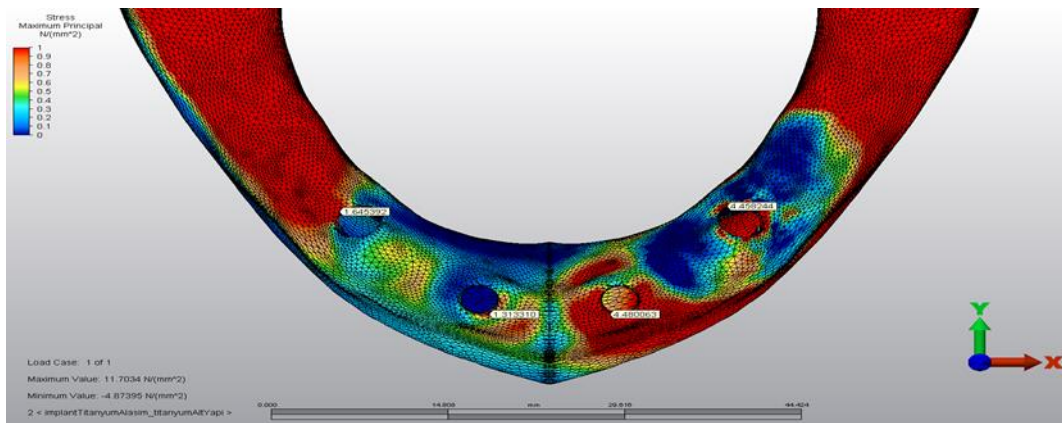
Şekil 4.1.1.7: Model 7 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



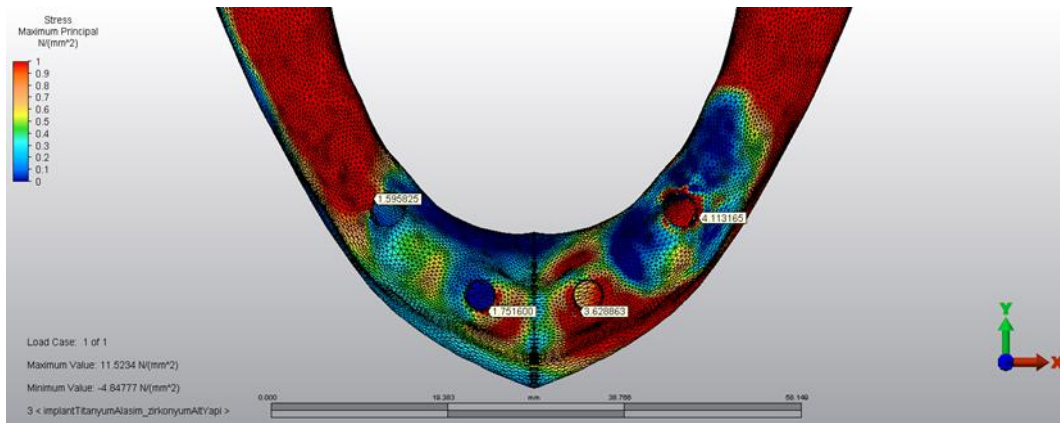
Şekil 4.1.1.8: Model 8 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ )



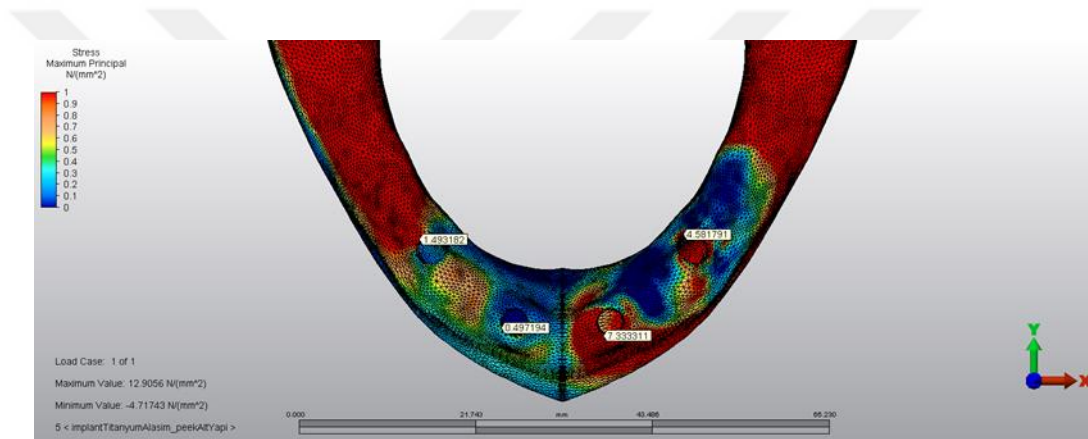
Şekil 4.1.1.9: Model 9 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ )



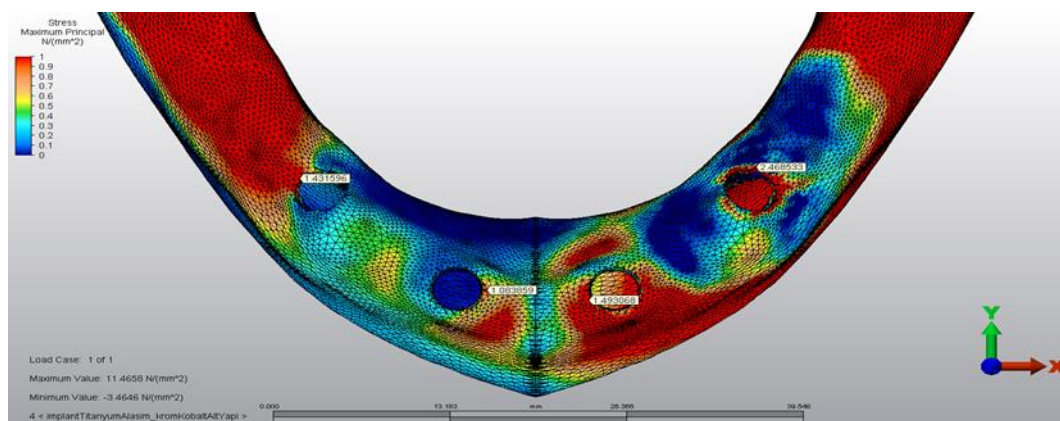
Şekil 4.1.1.10: Model 10 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ )



Şekil 4.1.1.11: Model 11 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )

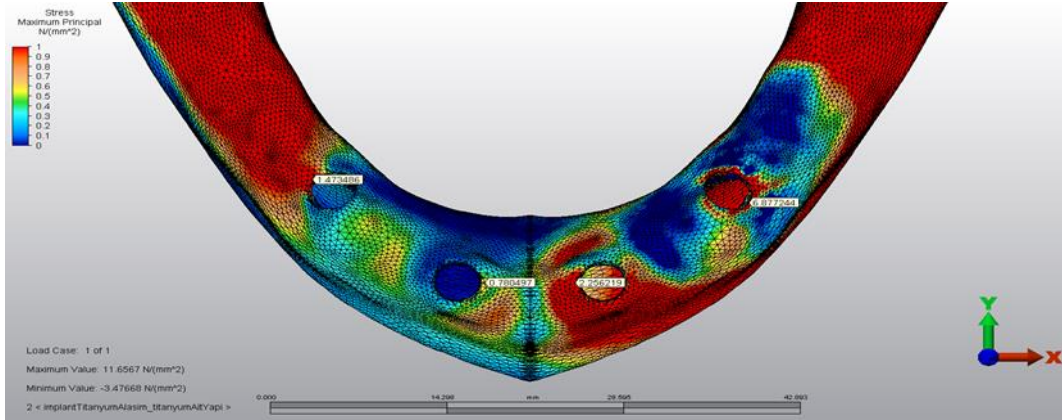


Şekil 4.1.1.12: Model 12 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )

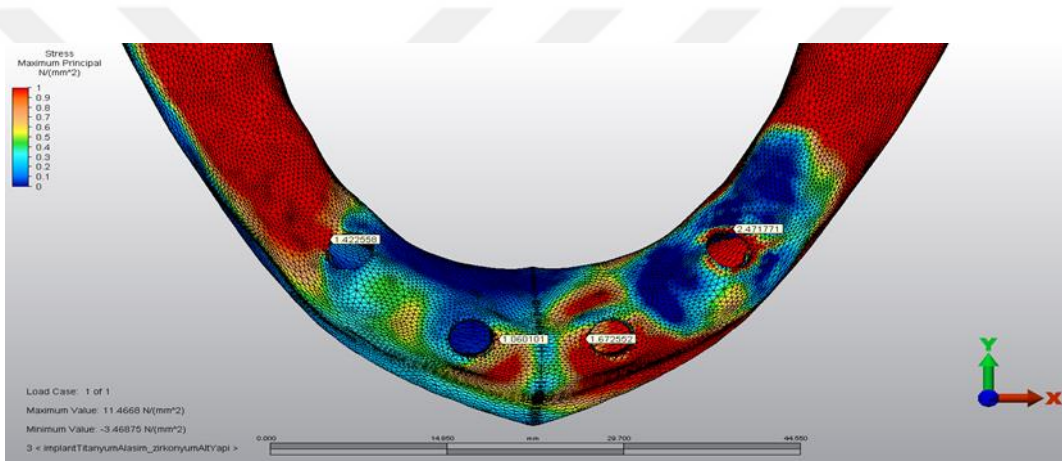


Şekil 4.1.1.13: Model 13 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )

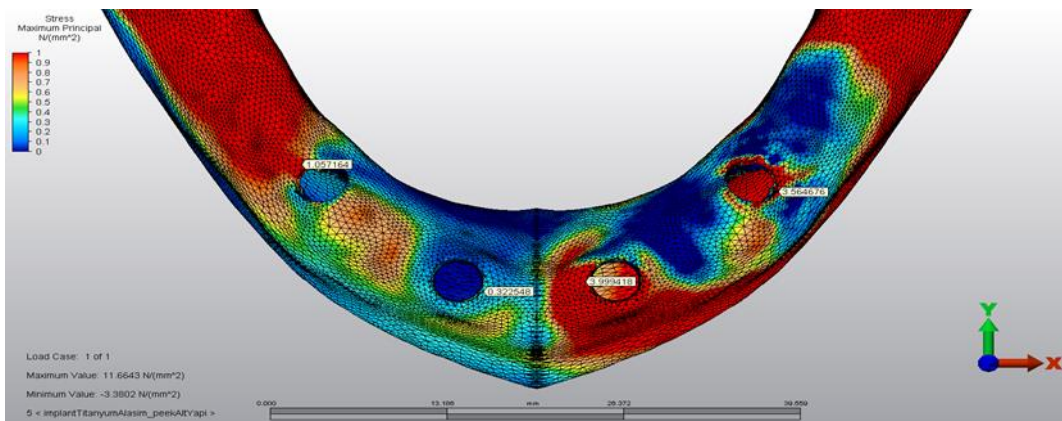




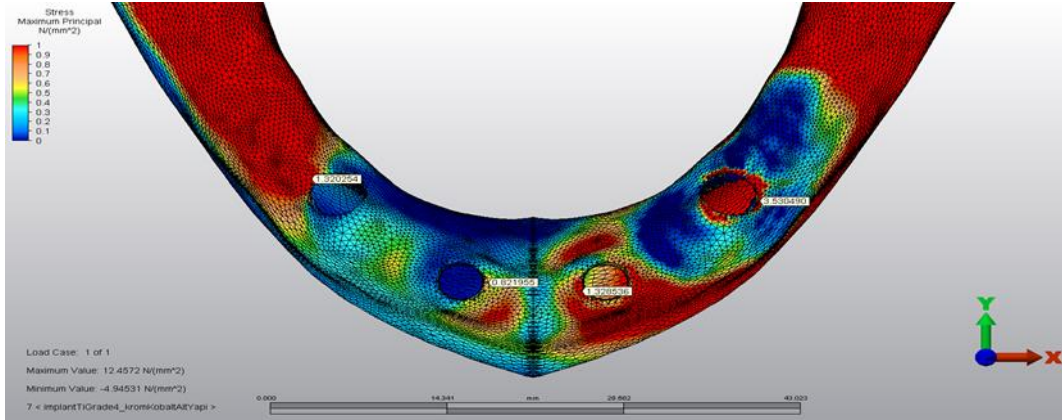
Şekil 4.1.1.14: Model 14 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



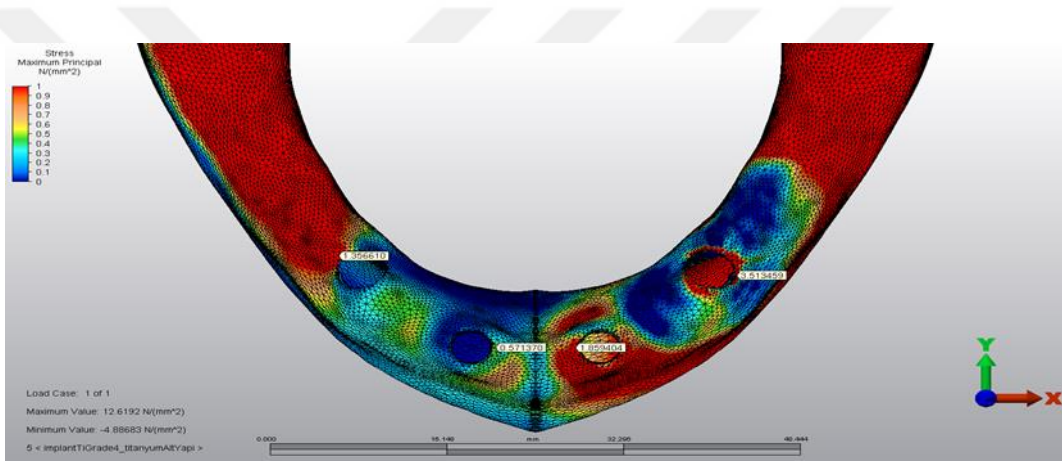
Şekil 4.1.1.15: Model 15 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



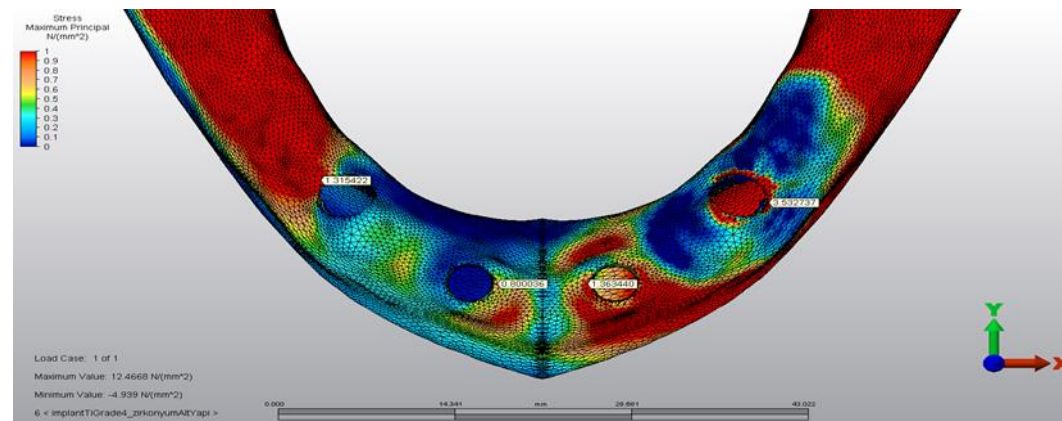
Şekil 4.1.1.16: Model 16 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



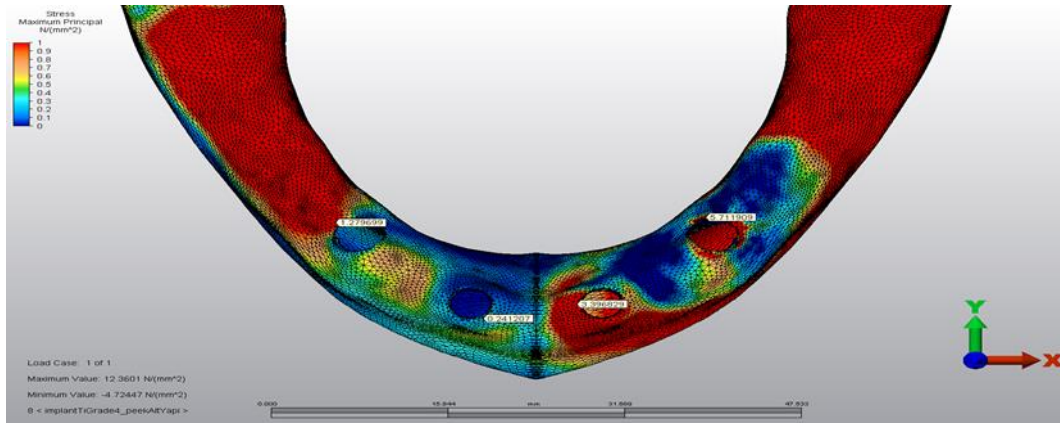
Şekil 4.1.1.17: Model 17 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



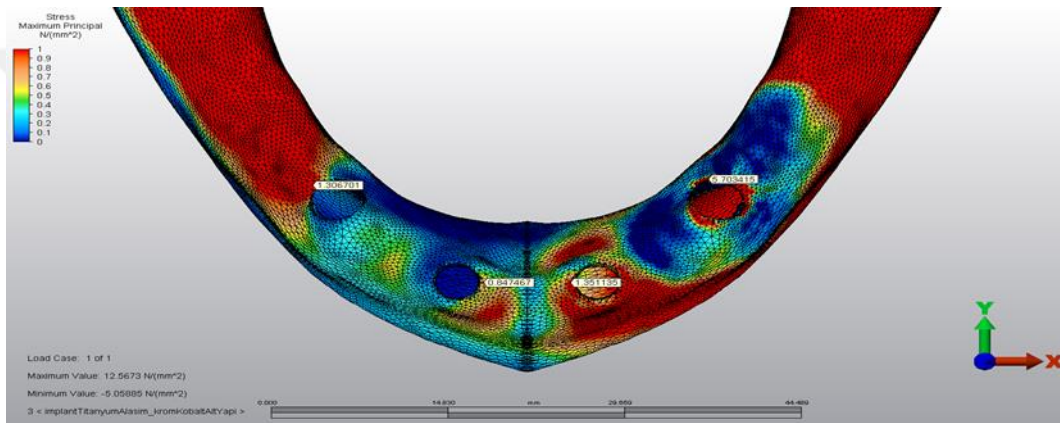
Şekil 4.1.1.18: Model 18 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



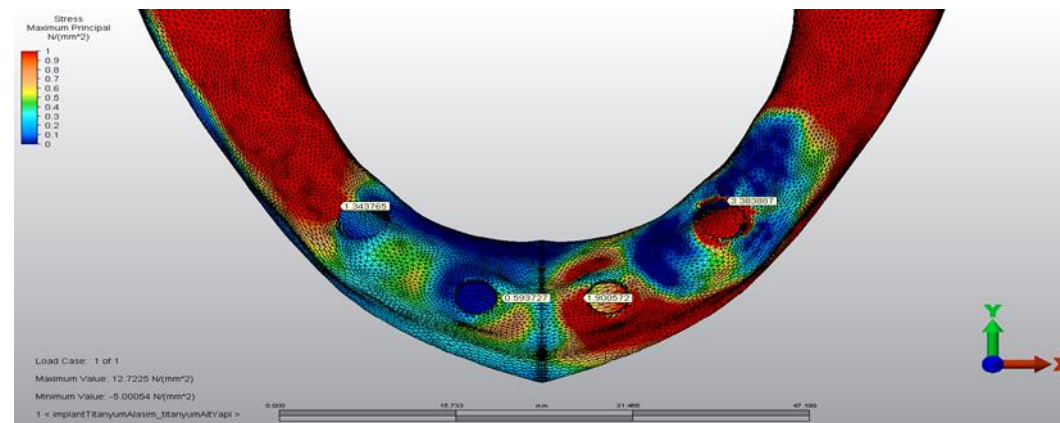
Şekil 4.1.1.19: Model 19 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



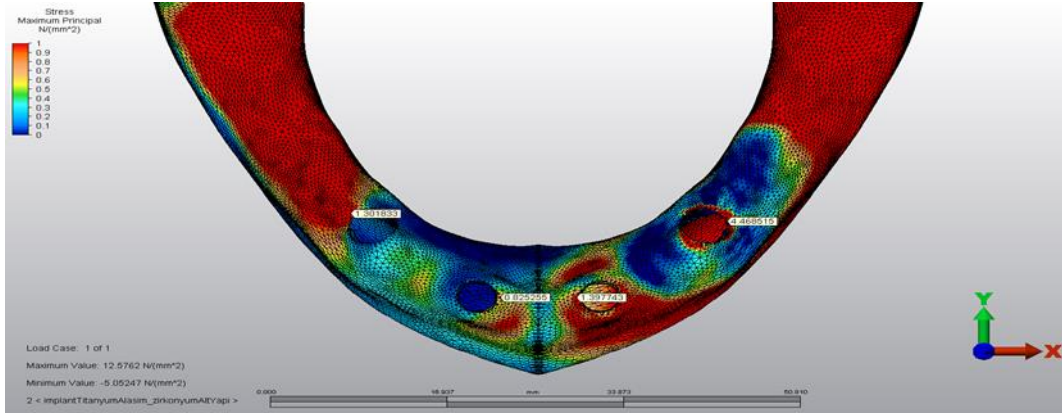
Şekil 4.1.1.20: Model 20 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



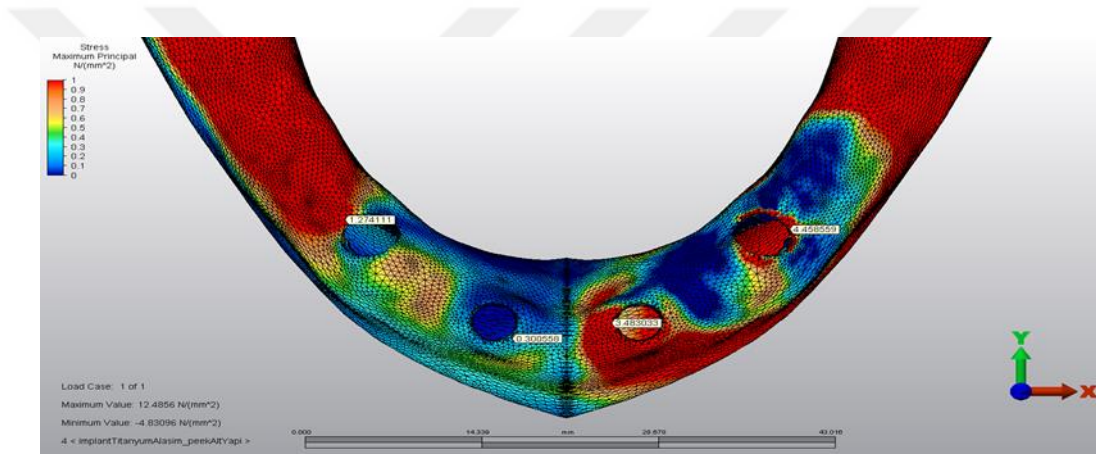
Şekil 4.1.1.21: Model 21 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



Şekil 4.1.1.22: Model 22 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



Şekil 4.1.1.23: Model 23 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



Şekil 4.1.1. 24: Model 24 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



Tablo 4.1: İmplant Çevresindeki Kortikal Kemikteki Gerilme Stres Değerleri (N/mm<sup>2</sup>)

		Alt yapı materyali	Grade 4			Alaşım	
			Posterior	Anterior		Posterior	Anterior
<b>Grup 1</b>	Model 1	cr-co	2.926833	1.784516	Model 5	3.283587	1.930073
	Model 2	titanyum	4.369864	2.433996	Model 6	4.439471	2.433996
	Model 3	zirkonya	1.920314	3.294750	Model 7	4.326985	2.442766
	<b>Model 4</b>	peek	11.776103	5.330006	Model 8	11.774092	5.504866
<b>Grup 2</b>	Model 9	cr-co	2.736770	1.469293	Model 13	2.850555	1.493068
	Model 10	titanyum	3.922378	2.256219	Model 14	3.922378	2.256219
	Model 11	zirkonya	3.842173	1.531308	Model 15	3.842173	1.531308
	Model 12	peek	7.624628	3.999418	Model 16	7.624628	3.999418
<b>Grup 3</b>	Model 17	cr-co	2.233198	1.065824	<b>Model 21</b>	2.208156	1.049020
	Model 18	titanyum	3.036406	1.620732	Model 22	3.383887	1.799251
	Model 19	zirkonya	2.489370	1.193775	Model 23	2.212399	1.799251
	Model 20	peek	5.711909	3.475371	Model 24	5.818472	3.483033

Çalışmada kortikal kemikteki en yüksek gerilme stresleri model 4'de posterior implantlarda gözlenmiştir. En düşük gerilme stresleri ise model 21'de anterior implantlarda izlenmiştir.

Kullanılan implanttan ve alt yapı malzemesinden bağımsız olarak Grup 1'den Grup 3'e gidildikçe (implantların çapları artırıldığında) posterior ve anterior implant çevresindeki kortikal kemiğe gelen gerilme streslerinin azaldığı, en yüksek gerilme streslerinin daha dar çaplı implantların çevresinde olduğu gözlenmiştir. (Tablo 4.1)

Grade 4 implant grubu ve alaşım implant grubu diğer değişkenlerden bağımsız olarak kendi aralarında değerlendirildiğinde kortikal kemikteki seçili düğüm noktalarında oluşan gerilme stres değerlerinin birbirine çok yakın değerler olduğu gözlenmiştir. (Tablo 4.1)

Alt yapılar da kendi aralarında değerlendirildiğinde en yüksek gerilme stresleri PEEK sonra titanyum ve en az gerilme stresleri de hemen hemen birbirlerine eşit olarak zirkonya ve krom-kobalıtta olarak görülmüştür. (Tablo 4.1)

#### 4.1.2 Kortikal Kemikte Oluşan Sıkışma Stresleri (Minimum Principle Stress:

$\sigma_{min}$ )

**Model 1 (1. Grup; Grade 4; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-32,798955 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın çevresinde  $-1,435833 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.1).

**Model 2 (1. Grup; Grade 4; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-34,538682 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın çevresinde  $-1,612644 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.2).

**Model 3 (1. Grup; Grade 4; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-32,754216 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın çevresinde  $-1,384683 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.3).

**Model 4 (1. Grup; Grade 4; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-38,872666 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın çevresinde  $-5,129088 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.4).

**Model 5 (1. Grup; Alaşım; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-32,849119 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın çevresinde  $-1,435833 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.5).

**Model 6 (1. Grup; Alaşım; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-34,538682 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan

en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın çevresinde  $-1,612644 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.6).

**Model 7 (1. Grup; Alaşım; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-32,803124 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın çevresinde  $-1,537439 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.7).

**Model 8 (1. Grup; Alaşım; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-38,535049 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın çevresinde  $-5,095149 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.8).

**Model 9 (2. Grup; Grade 4; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-26,007670 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın çevresinde  $-0,509306 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.9).

**Model 10 (2. Grup; Grade 4; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-28,716074 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri anterior implantın çevresinde  $-0,889290 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.10).

**Model 11 (2. Grup; Grade 4; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-27,976285 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-0,857898 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.11).

**Model 12 (2. Grup; Grade 4; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-35,682470 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-3,368476 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.12).

**Model 13 (2. Grup; Alaşım; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-31,623307 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-1,367445 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.13).

**Model 14 (2. Grup; Alaşım; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-34,518754 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-1,501842 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.14).

**Model 15 (2. Grup; Alaşım; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-34,518754 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-1,439023 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.15).

**Model 16 (2. Grup; Alaşım; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-38,423494 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-4,189140 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.16).

**Model 17 (3. Grup; Grade 4; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-30,912213 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-0,268188 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.17).

**Model 18 (3. Grup; Grade 4; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-26,786179 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri  $-0,792229 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.8).

**Model 19 (3. Grup; Grade 4; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-26,187918 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-0,768399 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.19).

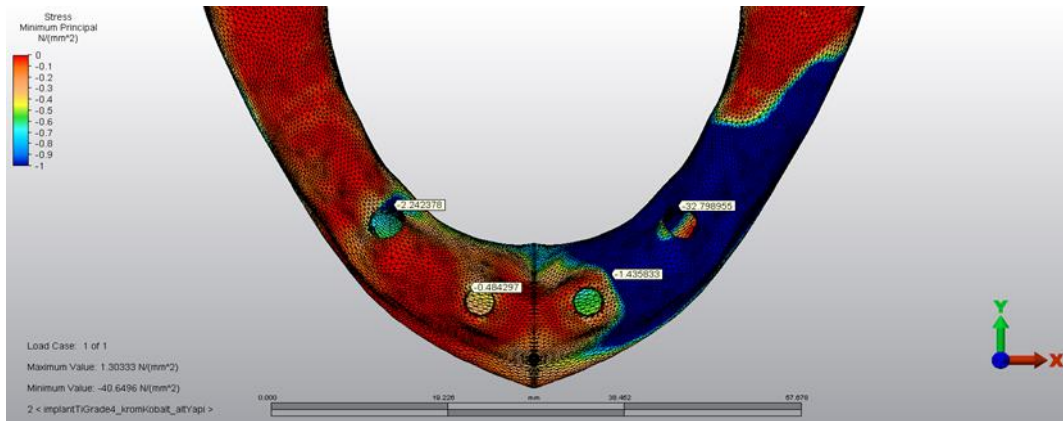
**Model 20 (3. Grup; Grade 4; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-30,275124$  N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-2,744984$  N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.20).

**Model 21 (3. Grup; Alaşım; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-26,062866$  N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-0,824501$  N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.21).

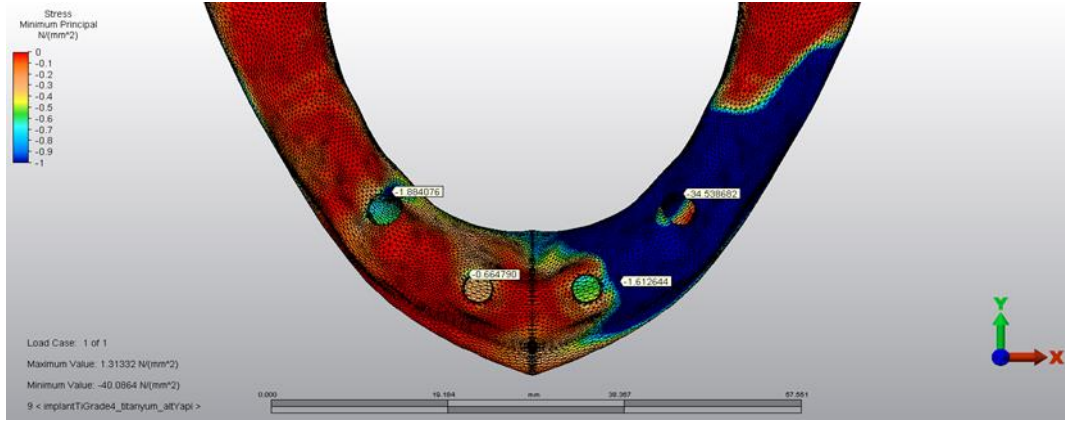
**Model 22 (3. Grup; Alaşım; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-30,985589$  N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $0,876614$  N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.22).

**Model 23 (3. Grup; Alaşım; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-26,054985$  N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-0,827046$  N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.23).

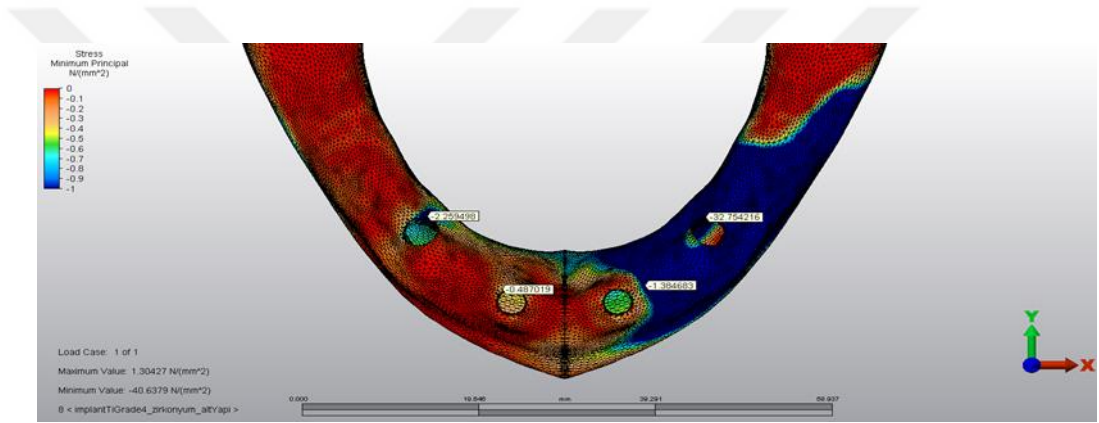
**Model 24 (3. Grup; Alaşım; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-31,455139$  N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-2,749143$  N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. (Şekil 4.1.2.24).



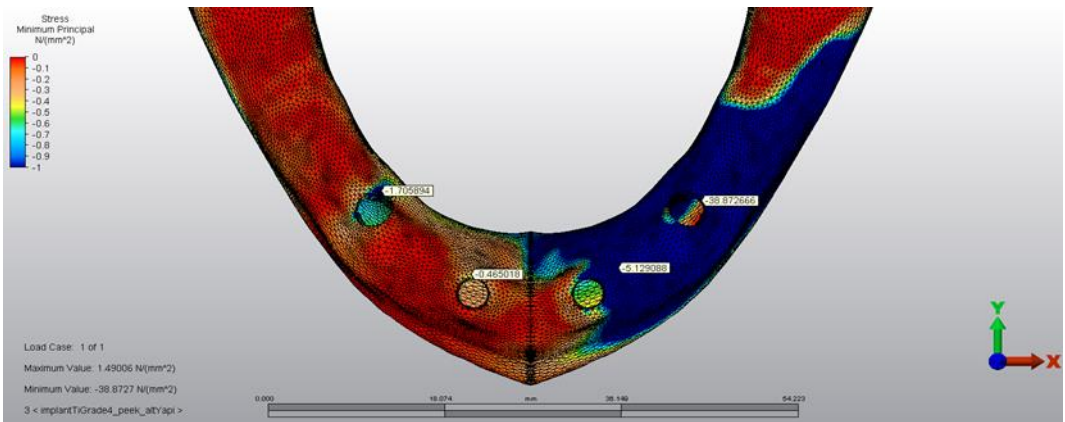
Şekil 4.1.2.1: Model 1 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )



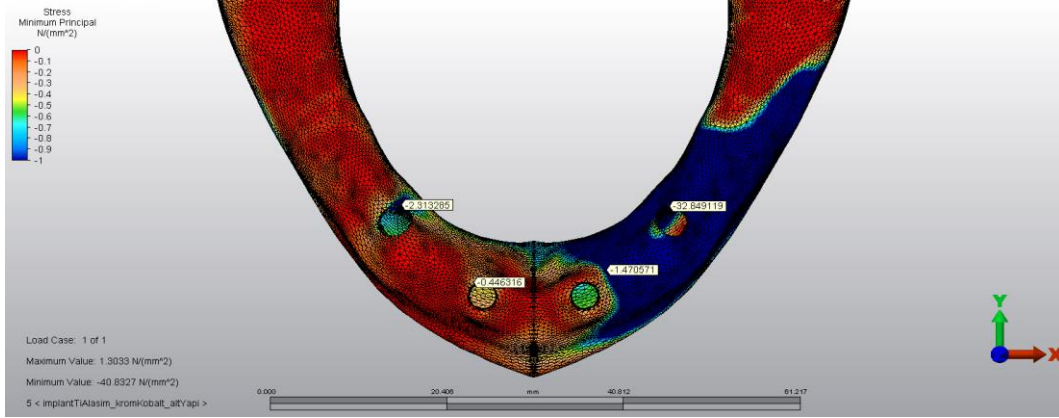
Şekil 4.1.2.2: Model 2 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )



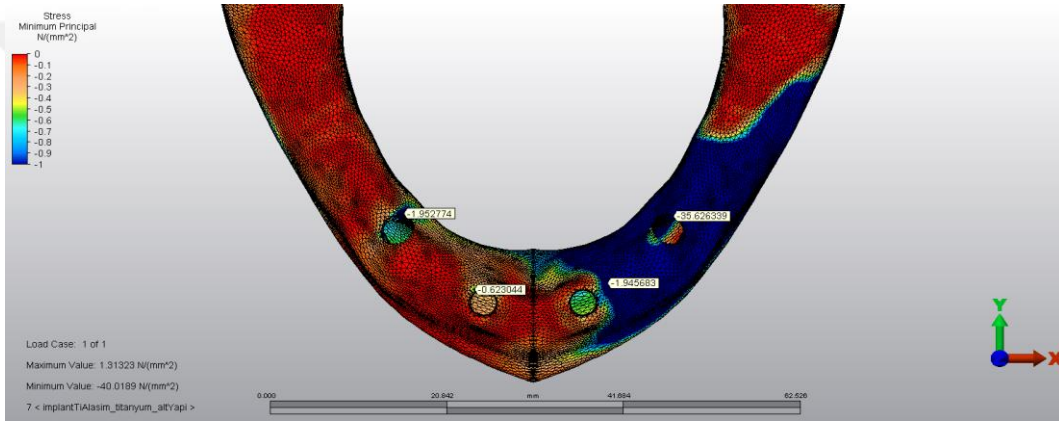
Şekil 4.1.2.3: Model 3 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )



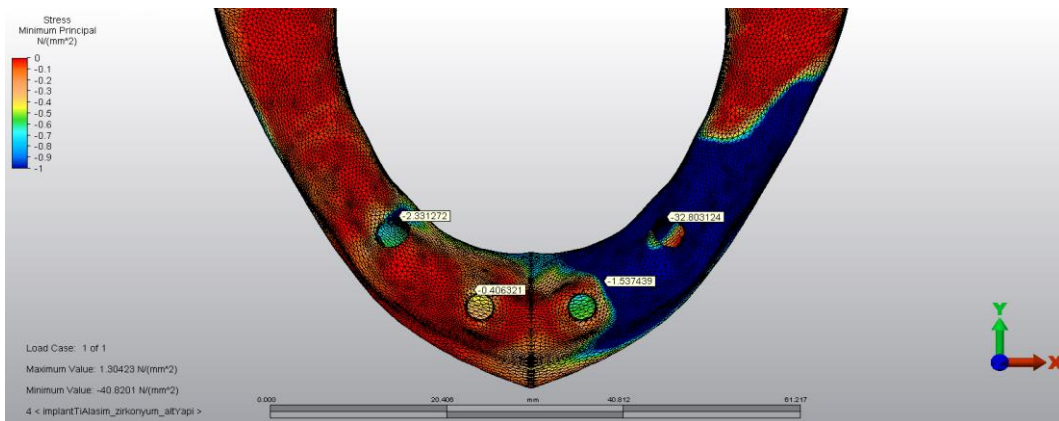
Şekil 4.1.2.4: Model 4 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )



Şekil 4.1.2.5: Model 5 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )

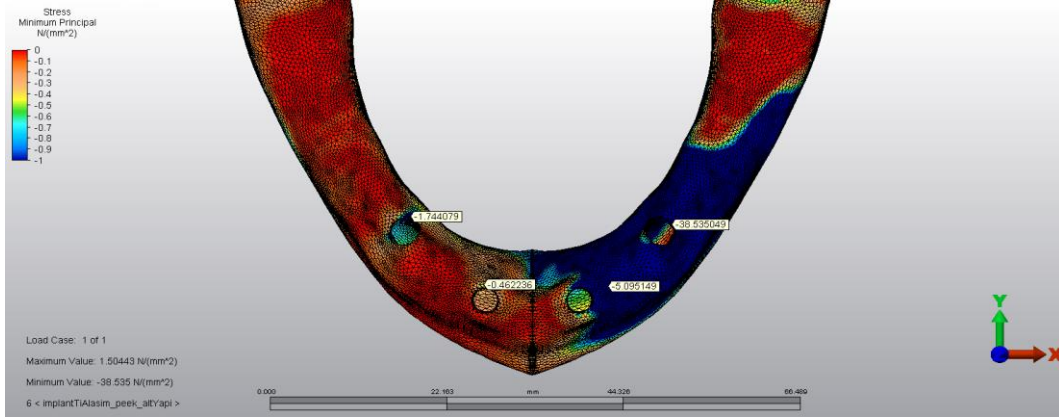


Şekil 4.1.2.6: Model 6 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )

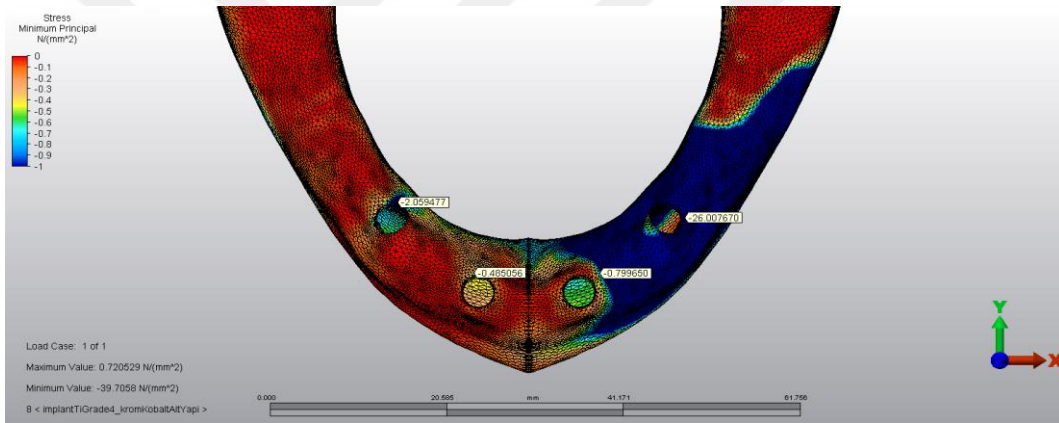


Şekil 4.1.2.7: Model 7 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )

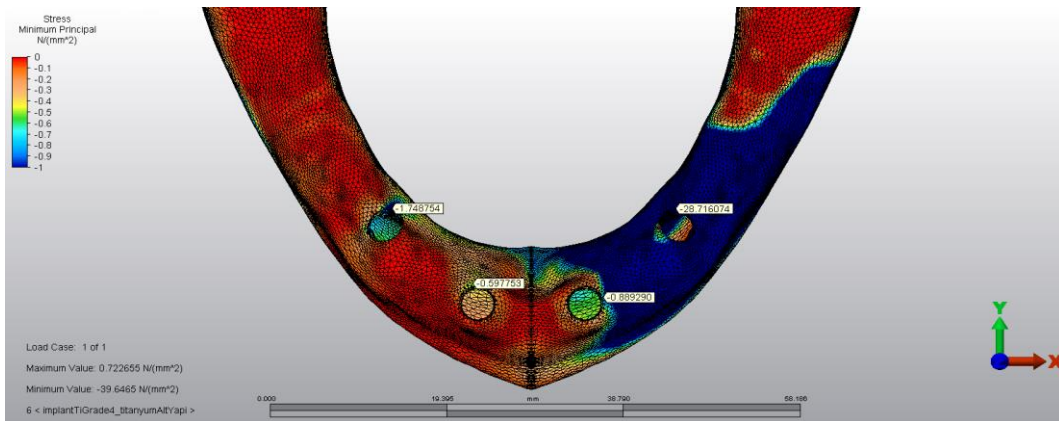




Şekil 4.1.2.8: Model 8 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )

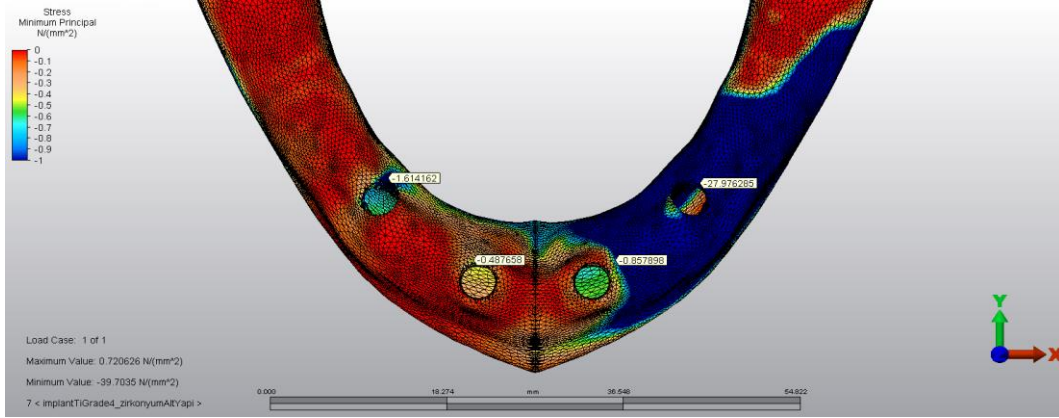


Şekil 4.1.2.9: Model 9 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )

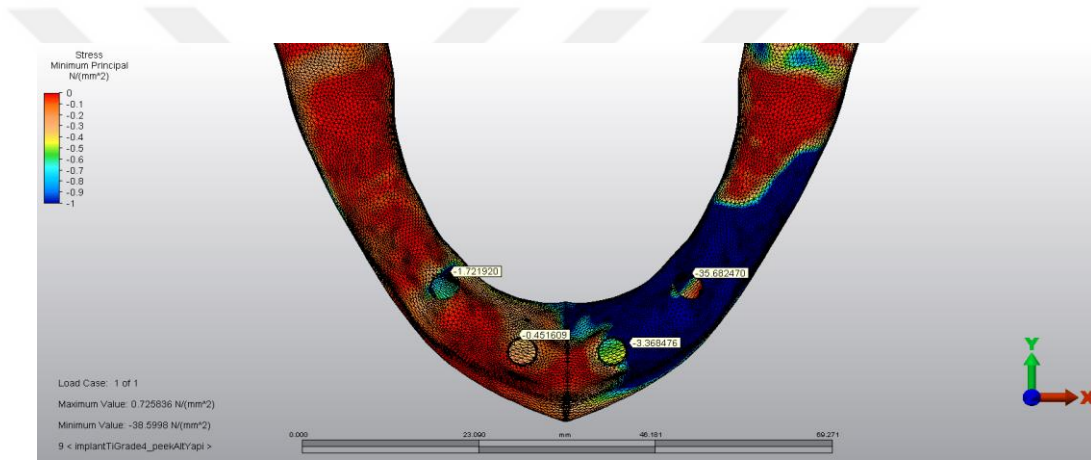


Şekil 4.1.2.10: Model 10 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )

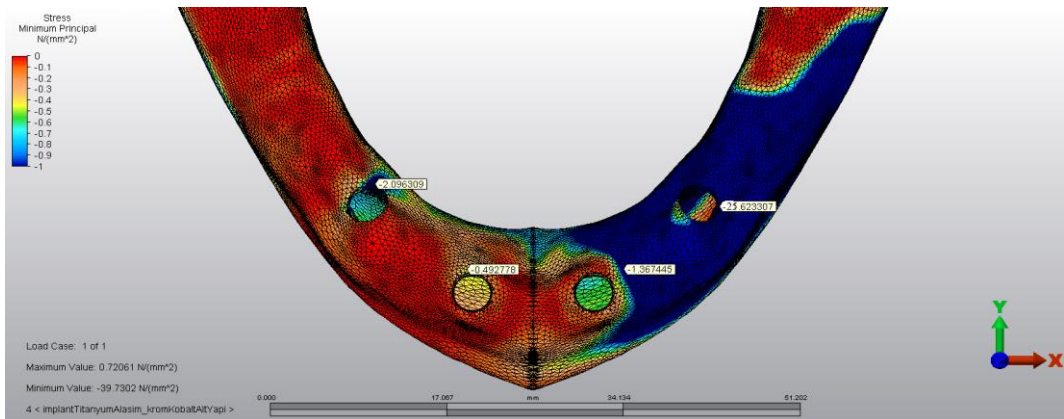




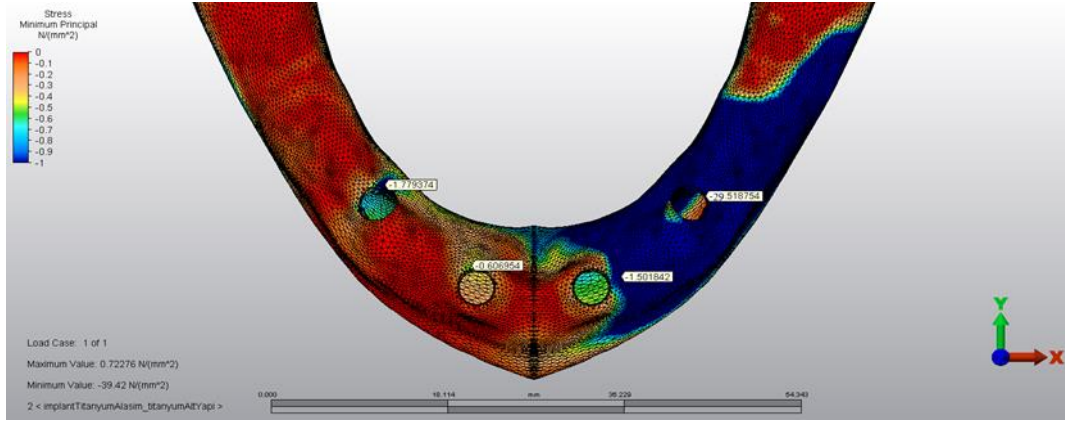
Şekil 4.1.2.11: Model 11 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ )



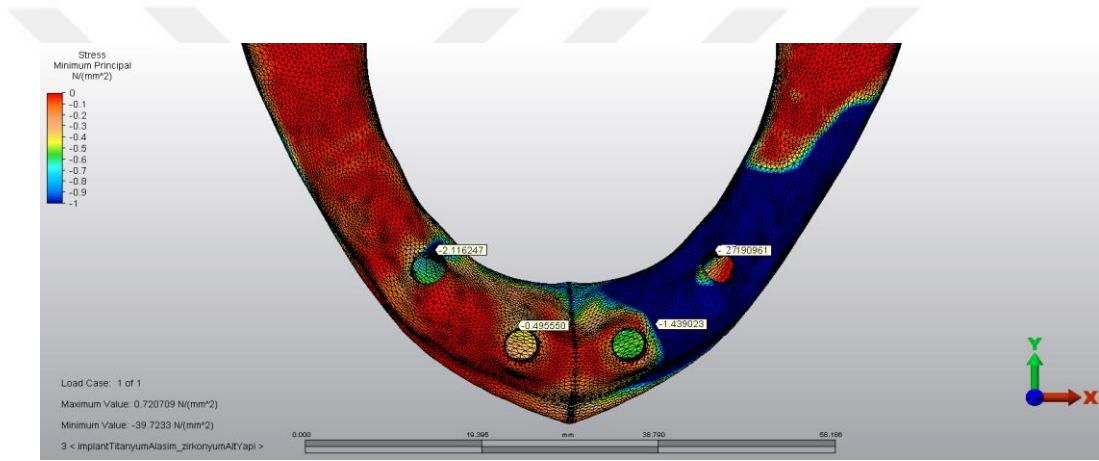
Şekil 4.1.2.12: Model 12 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ )



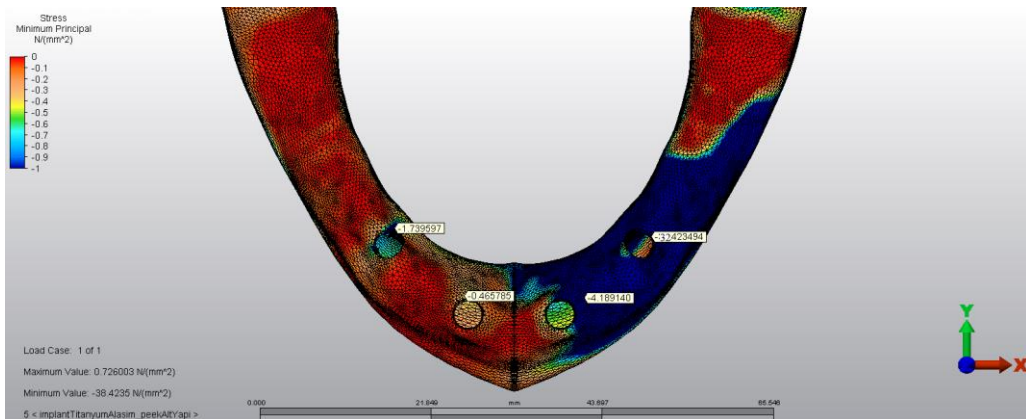
Şekil 4.1.2.13: Model 13 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ )



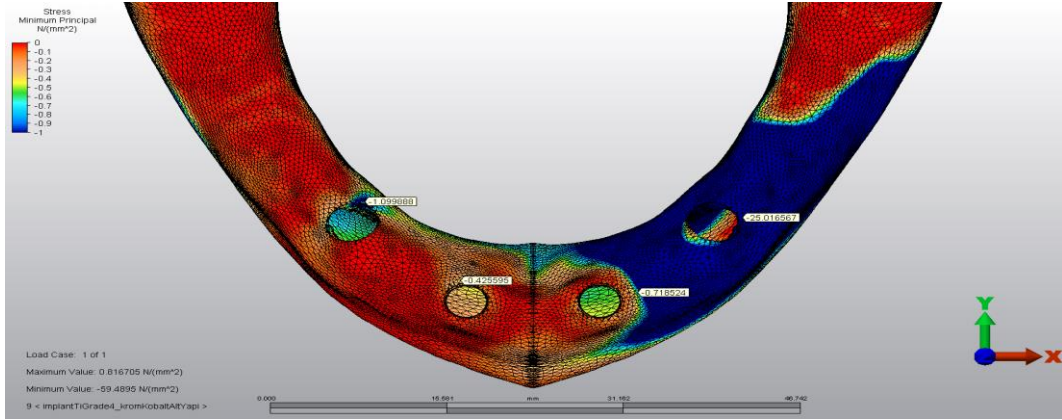
Şekil 4.1.2.14: Model 14 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ )



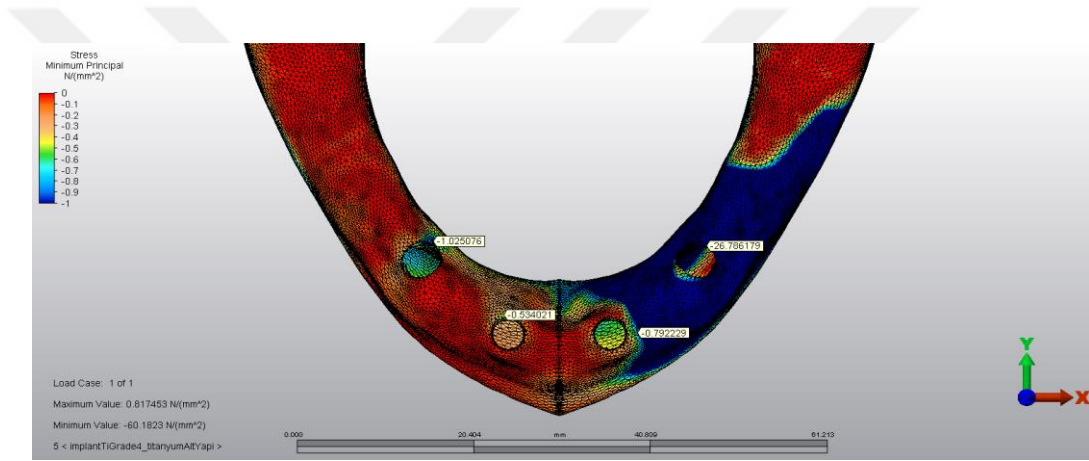
Şekil 4.1.2.15: Model 15 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ )



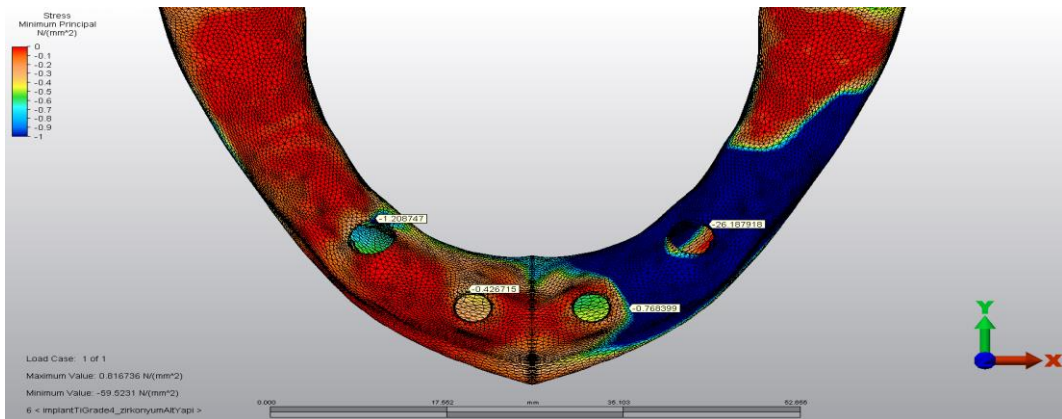
Şekil 4.1.2.16: Model 16 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ )



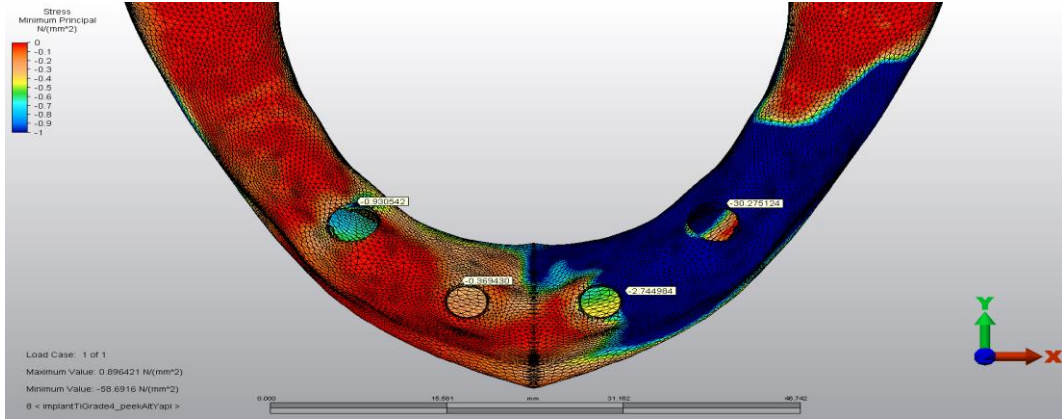
Şekil 4.1.2.17: Model 17 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ )



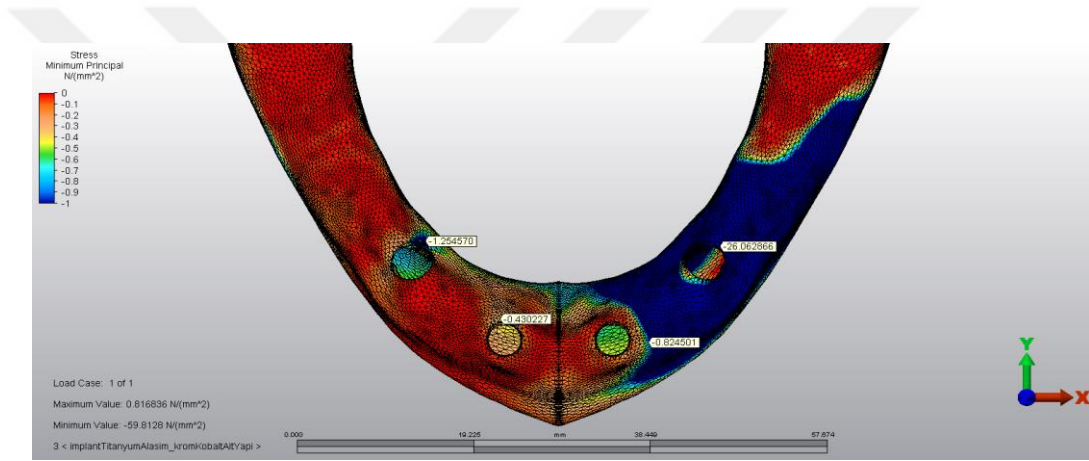
Şekil 4.1.2.18: Model 18 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ )



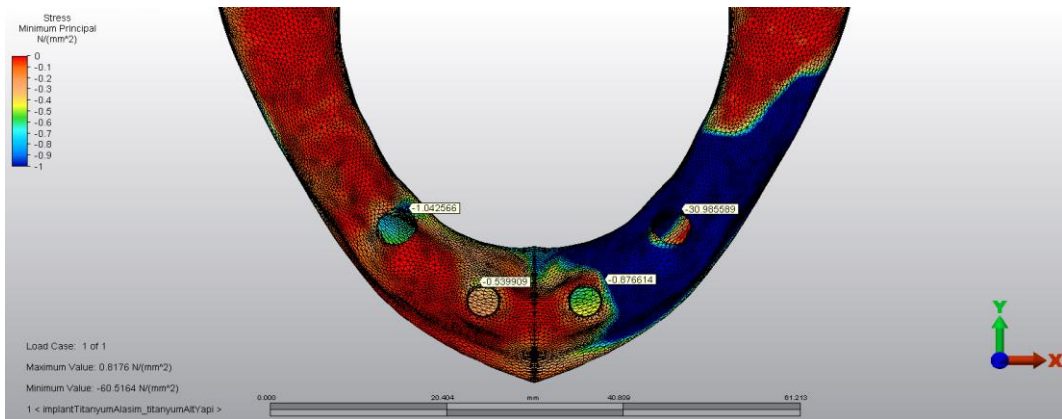
Şekil 4.1.2.19: Model 19 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ )



Şekil 4.1.2.20: Model 20 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ )

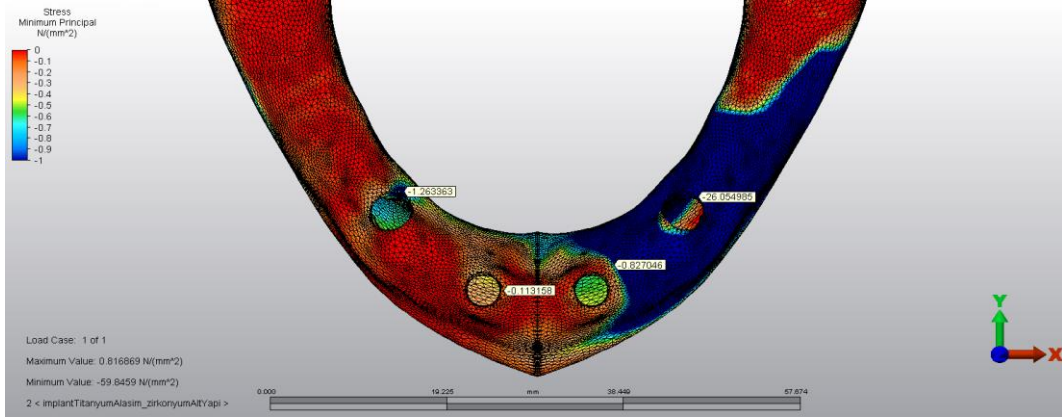


Şekil 4.1.2.21: Model 21 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ )

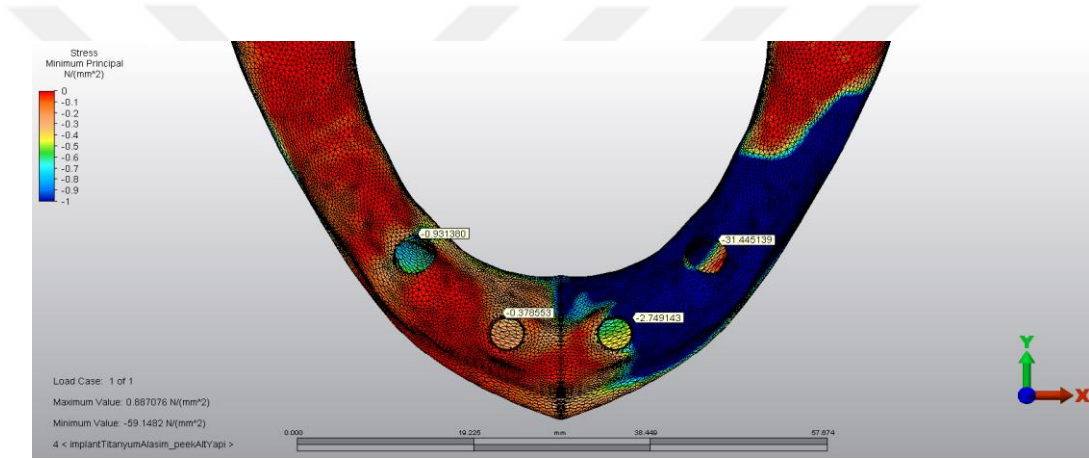


Şekil 4.1.2.22: Model 22 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ )





Şekil 4.1.2.23: Model 23 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )



Şekil 4.1.2.24: Model 24 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )

Tablo 4.2: İmplant Çevresindeki Kortikal Kemikteki Oluşan Sıkışma Stres Değerleri (N/mm<sup>2</sup>)

		Alt Yapı Materyai	Grade4		Alaşım		
			Posterior	Anterior	Posterior	Anterior	
Grup 1	Model 1	cr-co	-32,798955	-1,435833	Model 5	-32,849119	-1,470571
	Model 2	titanyum	-34,538682	-1,612644	Model 6	-35,626339	-1,945683
	Model 3	zirkonya	-32,754216	-1,384683	Model 7	-32,803124	-1,537439
	<b>Model 4</b>	peek	-38,872666	-5,129088	Model 8	-38,535049	-5,095149
Grup 2	Model 9	cr-co	-26,007670	-5,129088	Model 13	-25,623307	-1,367445
	Model 10	titanyum	-28,716074	-1,612644	Model 14	-29,518754	-1,501842
	Model 11	zirkonya	-27,976285	-1,384683	Model 15	-27,190961	-1,439023
	Model 12	peek	-32,798955	-1,435833	Model 16	-32,423494	-4,189140
Grup 3	<b>Model 17</b>	cr-co	-25,016567	-0,718524	Model 21	-26,062866	-0,824501
	Model 18	titanyum	-26,786179	-0,792229	Model 22	-30,985589	-0,876614
	Model 19	zirkonya	-26,187918	-0,768399	Model 23	-26,054985	-0,827046
	Model 20	peek	-30,275124	-2,744984	Model 24	-31,455139	-2,749143

Kortikal kemikteki en yüksek sıkışma değerleri model 4 en düşük sıkışma stresleri ise model 17 de de izlenmiştir (Tablo 4.2). Bütün modellerde posterior implantlarda anterior implantlardan daha yüksek sıkışma değerleri izlenmiştir (Tablo 4.2).

Grup 1 kendi içinde değerlendirildiğinde en yüksek sıkışma stresleri sırasıyla PEEK, titanium, krom-kobalt=zirkonya olarak izlenmiştir. Grup 2 ve Grup 3'de de değerler Grup 1'deki gibidir (Tablo 4.2).

Yani diğer değişkenlerden bağımsız olarak alt yapılar kendi aralarında değerlendirildiğinde en yüksek sıkışma stresleri PEEK'de en düşük ise krom kobalt ve zirkonyada izlenmiştir (Tablo 4.2).

Diğer değişkenlerden bağımsız olarak farklı implant materyellerinin kemikteki sıkışma streslerine etkisi kendi aralarında değerlendirildiğinde birbirine benzer değerler izlendiği görülmüştür (Tablo 4.2).

Grup 1'den Grup 3'e doğru seçili düğüm noktalarındaki sıkışma streslerinde azalma izlenmiştir (Tablo 4.2).

## 4.2 TRABEKÜLER KEMİK BULGULARI

### 4.2.1 Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principle

**Stress:  $\sigma_{\max}$ )**

**Model 1 (1. Grup; Grade 4; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,371686 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri 0,775338 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.1).

**Model 2 (1. Grup; Grade 4; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,417464 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri 0,847639 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.2).

**Model 3 (1. Grup; Grade 4; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,086452 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri 0,797253 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.3).

**Model 4 (1. Grup; Grade 4; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,494644 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri 0,787803 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.4).

**Model 5 (1. Grup; Alaşım; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,596991 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri 0,716476 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.5)

**Model 6 (1. Grup; Alaşım; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,648306 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri 0,755196 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.6).

**Model 7 (1. Grup; Alaşım; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,243806

N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri 0,718120 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (ekil 4.2.1.7).

**Model 8 (1. Grup; Alaşım; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,695387 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri 0,878390 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.8).

**Model 9 (2. Grup; Grade 4; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,377445 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri 0,559056 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.9).

**Model 10 (2. Grup; Grade 4; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,423685 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri 0,905111 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.10).

**Model 11 (2. Grup; Grade 4; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,380649 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri 0,873025 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.11).

**Model 12 (2. Grup; Grade 4; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,564312 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri 0,577564 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.12).

**Model 13 (2. Grup; Alaşım; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,885920 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri 0,495275 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.13).

**Model 14 (2. Grup; Alaşım; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,398046



N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri 0,574169 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.14).

**Model 15 (2. Grup; Alaşım; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,887024 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri 0,432897 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.15).

**Model 16 (2. Grup; Alaşım; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,531378 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri 0,568204 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.16).

**Model 17 (3. Grup; Grade 4; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,998507 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri 0,410030 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.17).

**Model 18 (3. Grup; Grade 4; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,922524 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri 0,637594 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.18).

**Model 19 (3. Grup; Grade 4; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,145886 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri 0,635111 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.19).

**Model 20 (3. Grup; Grade 4; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,793075 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri 0,596481 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.20).

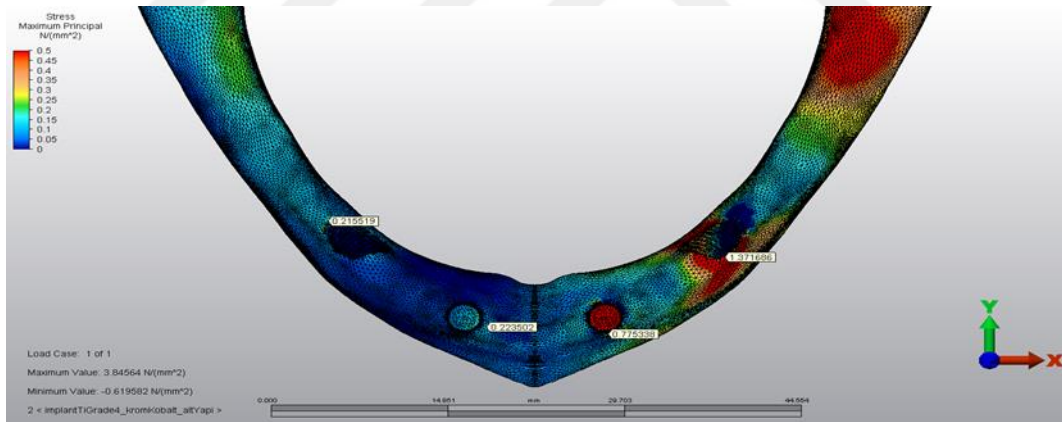
**Model 21 (3. Grup; Alaşım; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer 1,996250

$N/mm^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri  $0,632290 N/mm^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.21).

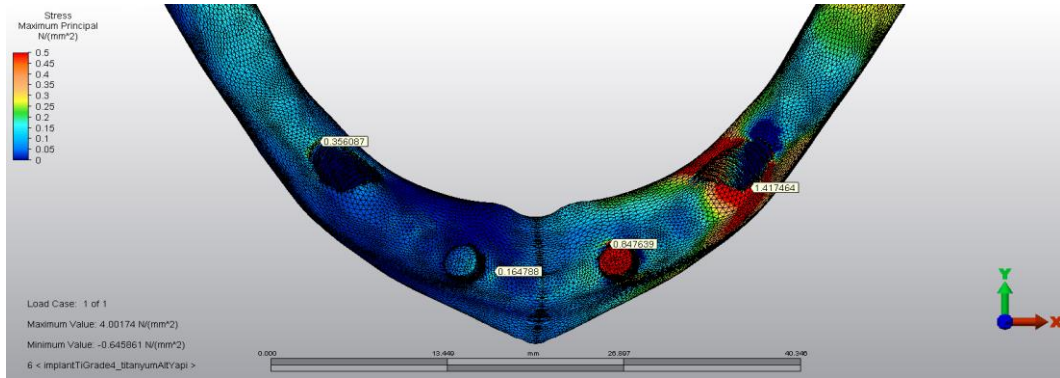
**Model 22 (3. Grup; Alaşım; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $1,372380 N/mm^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri  $0,634816 N/mm^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.22).

**Model 23 (3. Grup; Alaşım; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $1,332569 N/mm^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri  $0,490222 N/mm^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.23).

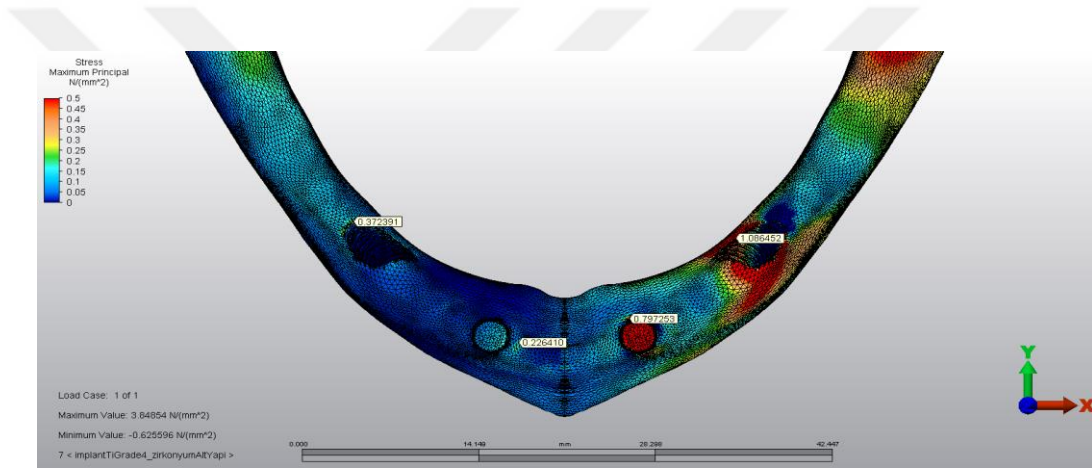
**Model 24 (3. Grup; Alaşım; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $1,356873 N/mm^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek gerilme stresi değeri  $0,593694 N/mm^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.1.24).



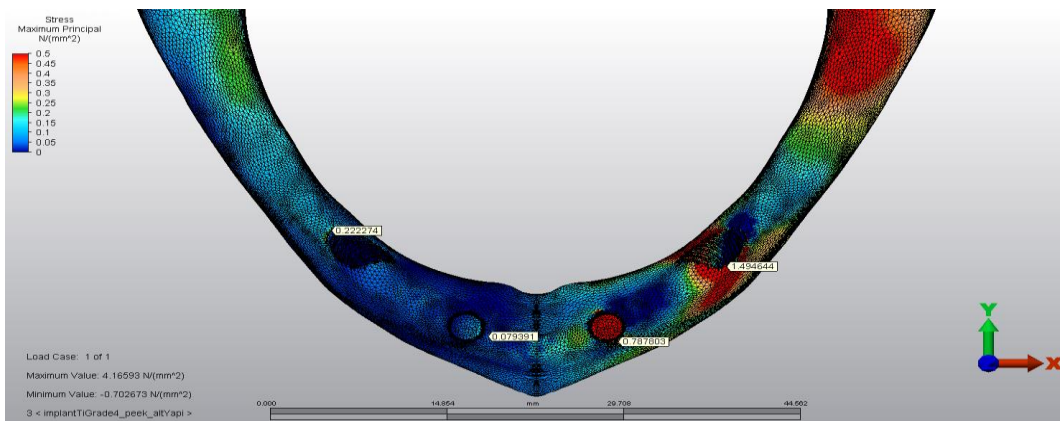
Şekil 4.2.1.1: Model 1 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



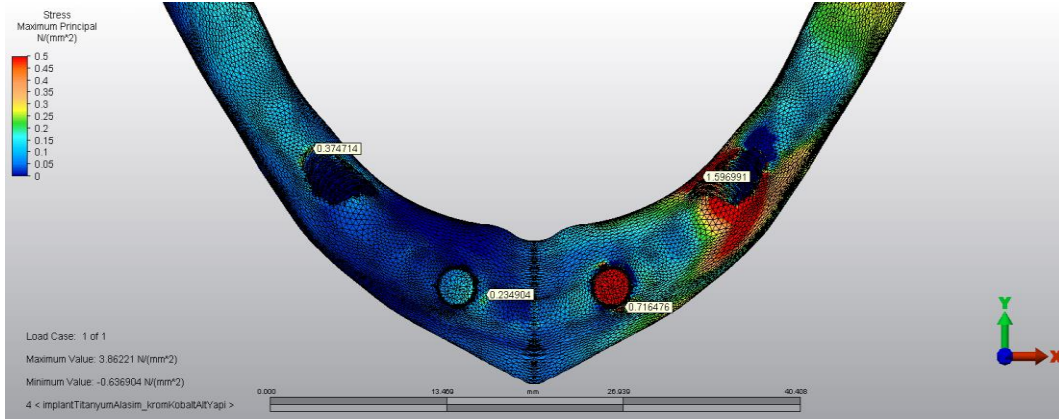
Şekil 4.2.1.2: Model 2 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



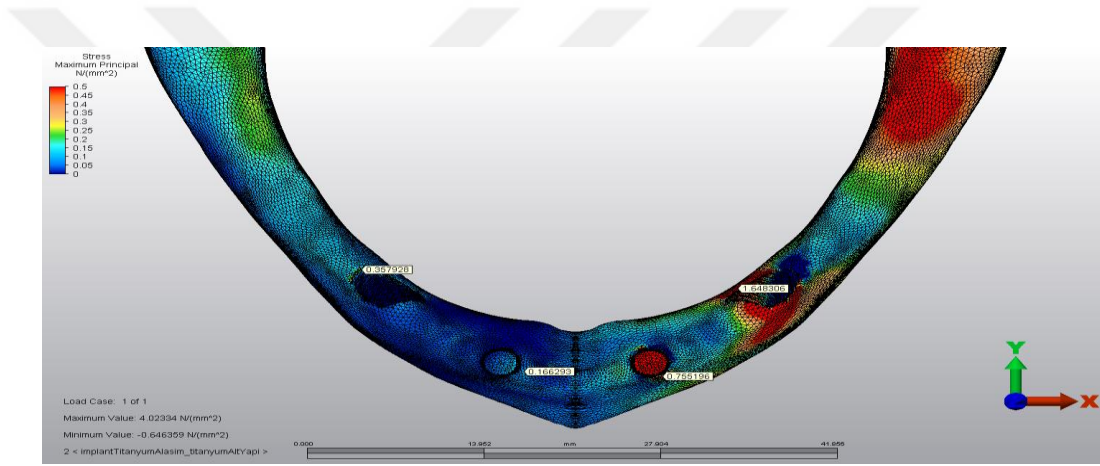
Şekil 4.2.1.3: Model 3 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



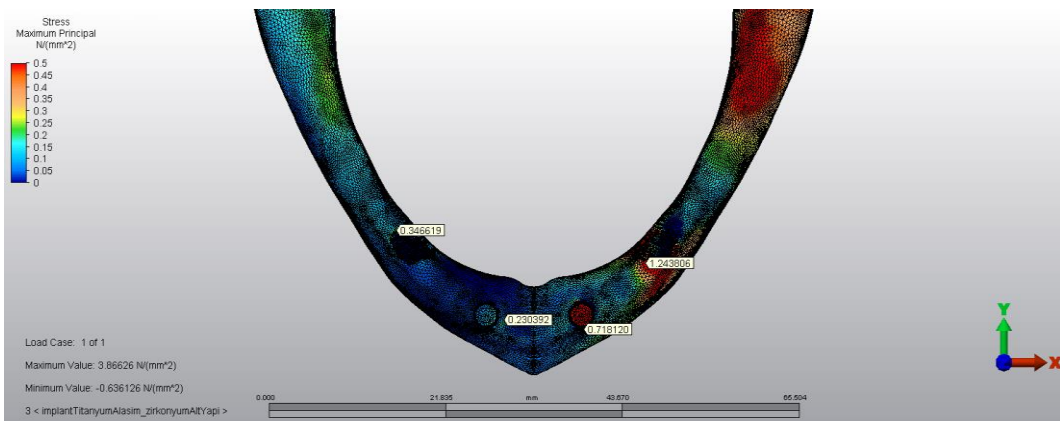
Şekil 4.2.1.4: Model 4 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



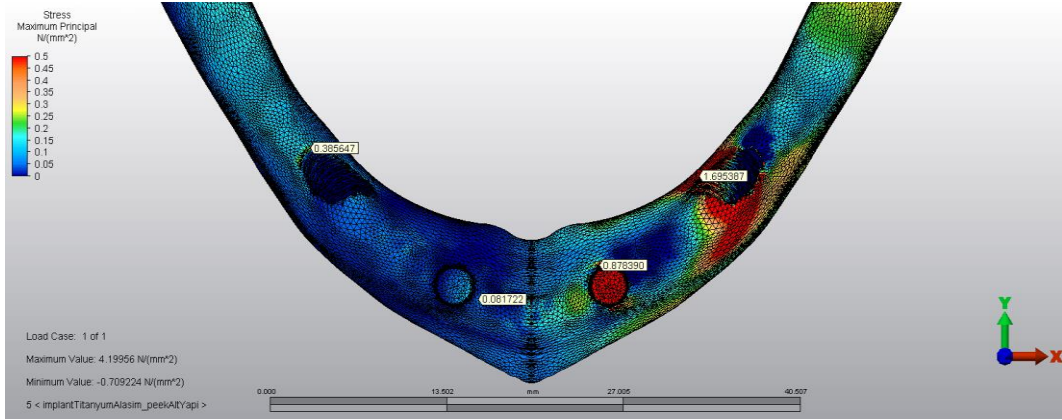
Şekil 4.2.1.5: Model 5 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



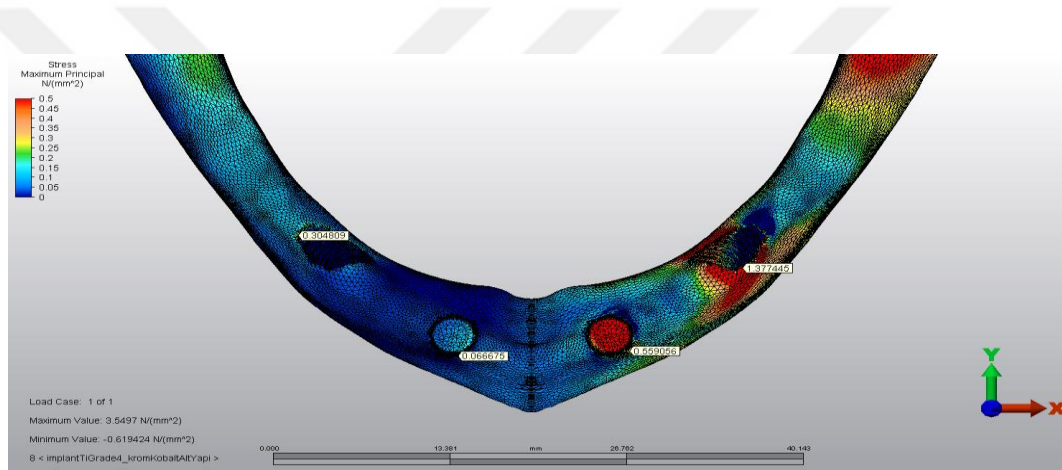
Şekil 4.2.1.6: Model 6 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



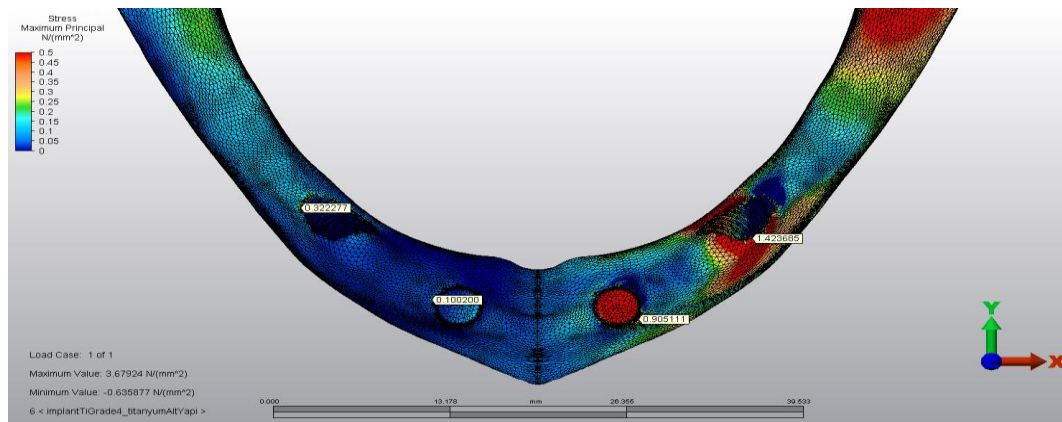
Şekil 4.2.1.7: Model 7 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )



Şekil 4.2.1.8: Model 8 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )

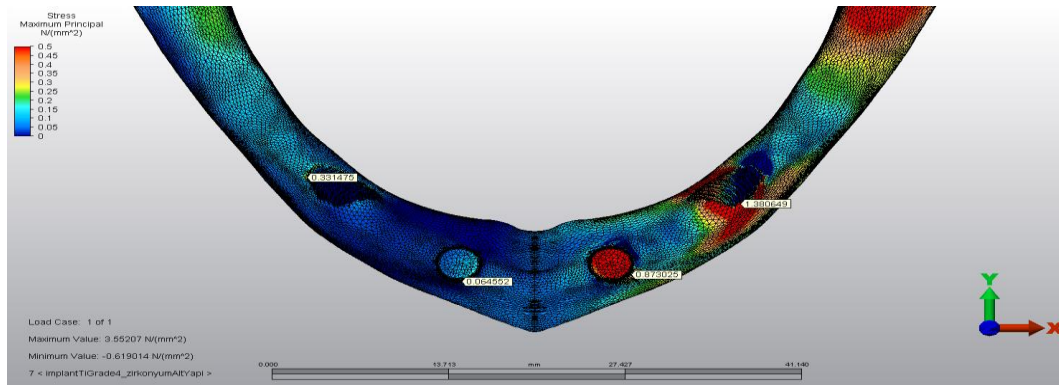


Şekil 4.2.1.9: Model 9 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )

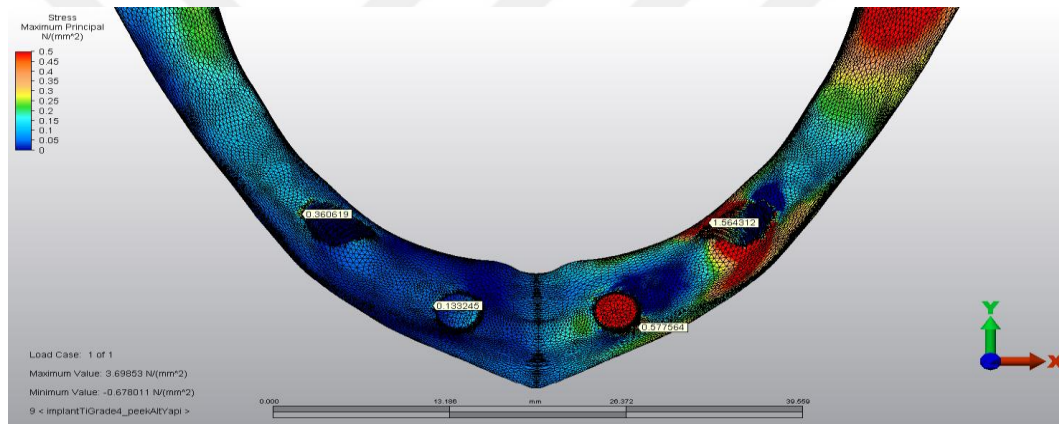


Şekil 4.2.1.10: Model 10 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{max}$ )

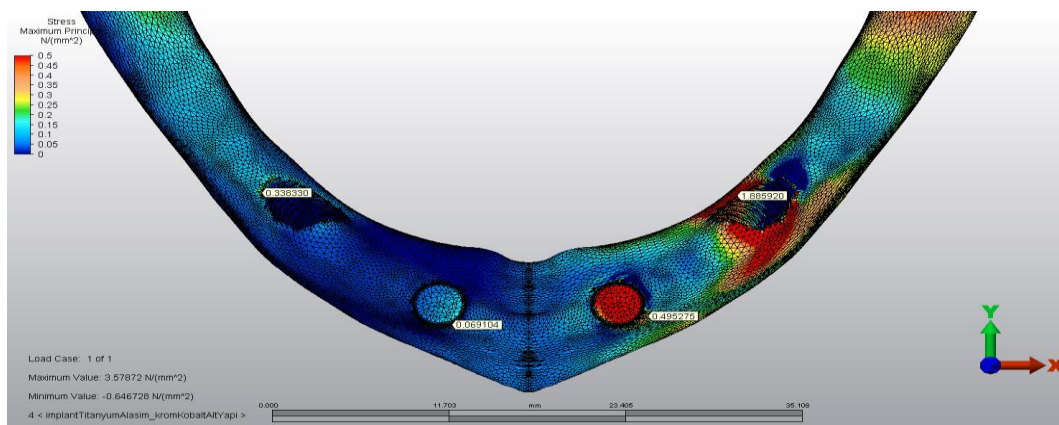




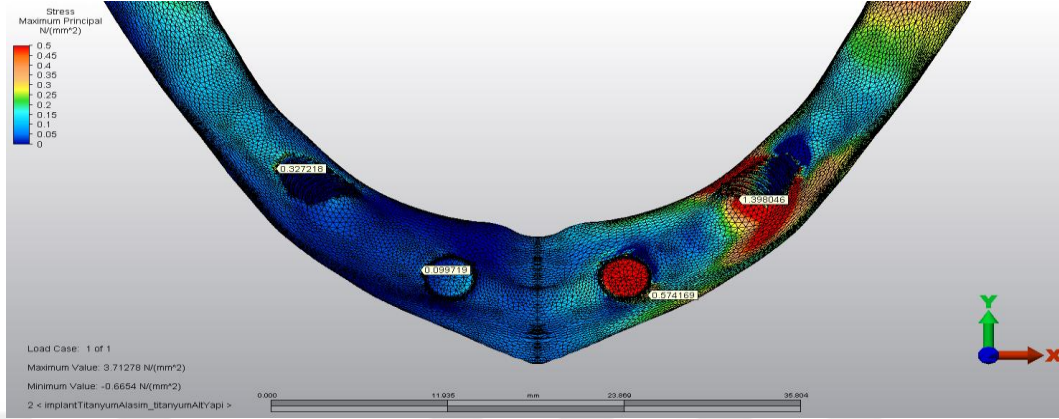
Şekil 4.2.1.11: Model 11 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ )



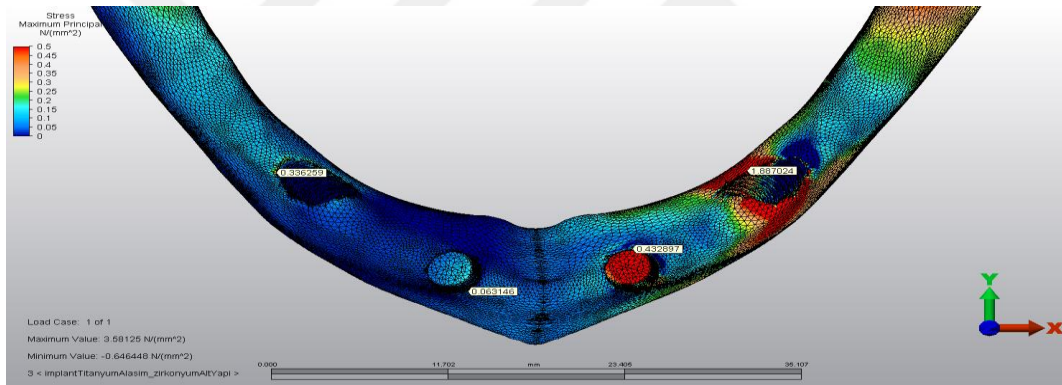
Şekil 4.2.1.12: Model 12 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ )



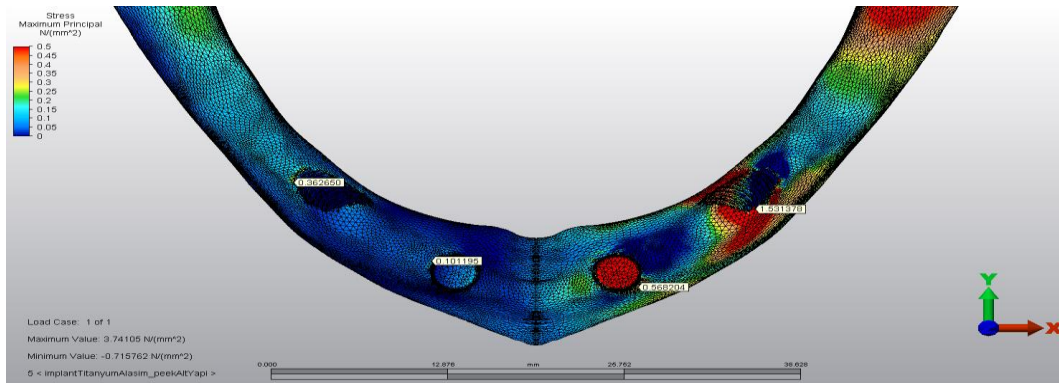
Şekil 4.2.1.13: Model 13 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ )



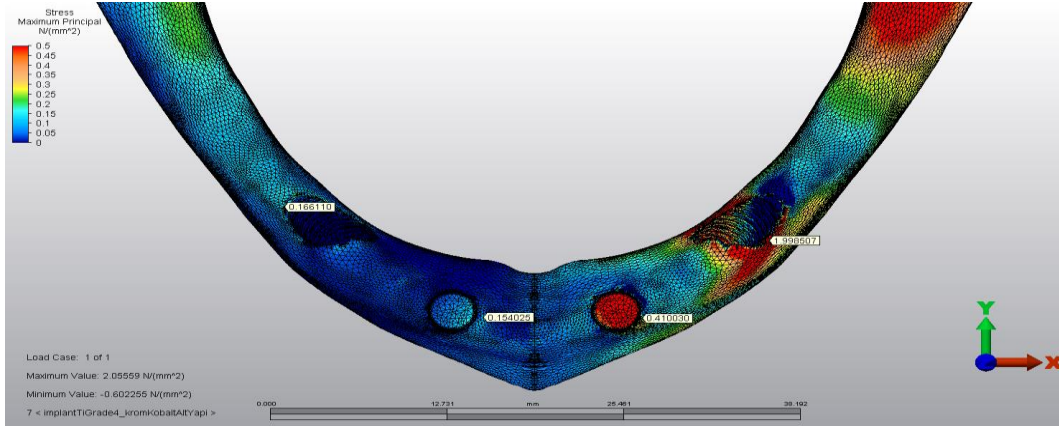
Şekil 4.2.1.14: Model 14 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ )



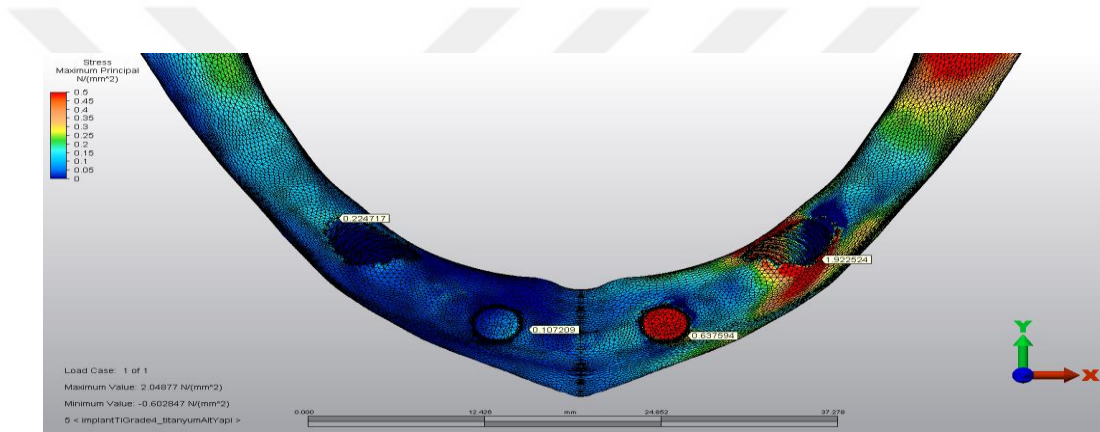
Şekil 4.2.1.15: Model 15 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ )



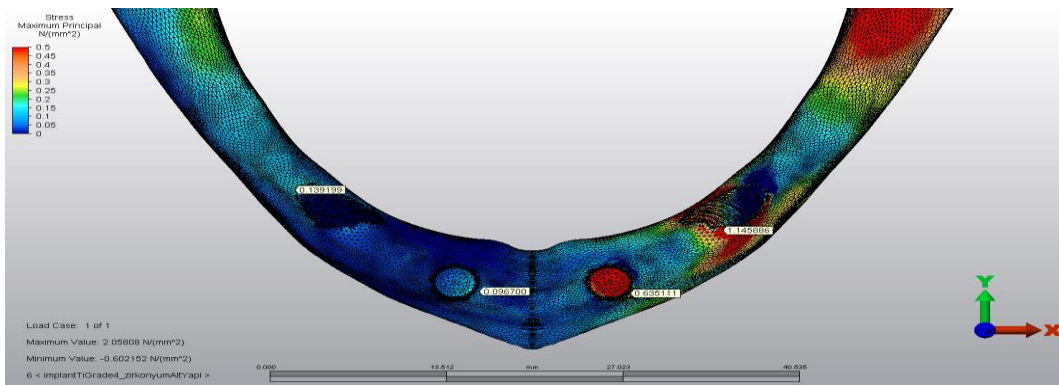
Şekil 4.2.1.16: Model 16 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ )



Şekil 4.2.1.17: Model 17 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ )

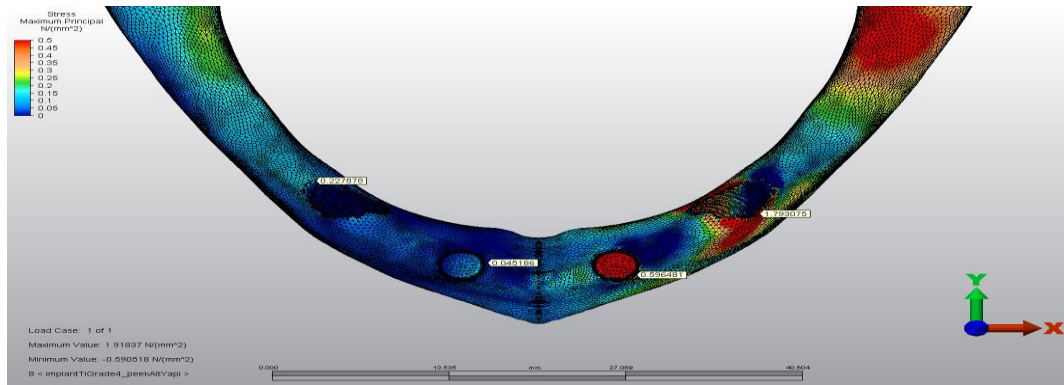


Şekil 4.2.1.18: Model 18 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ )

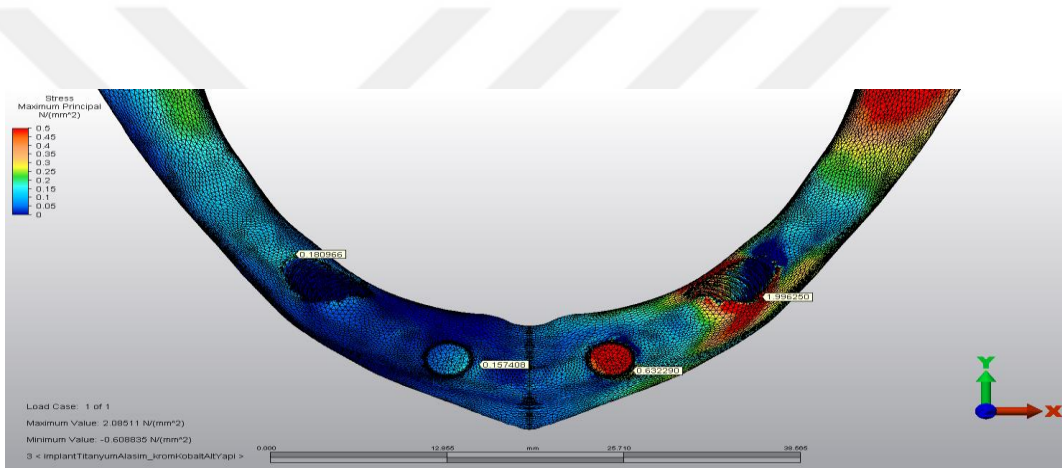


Şekil 4.2.1.19: Model 19 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ )

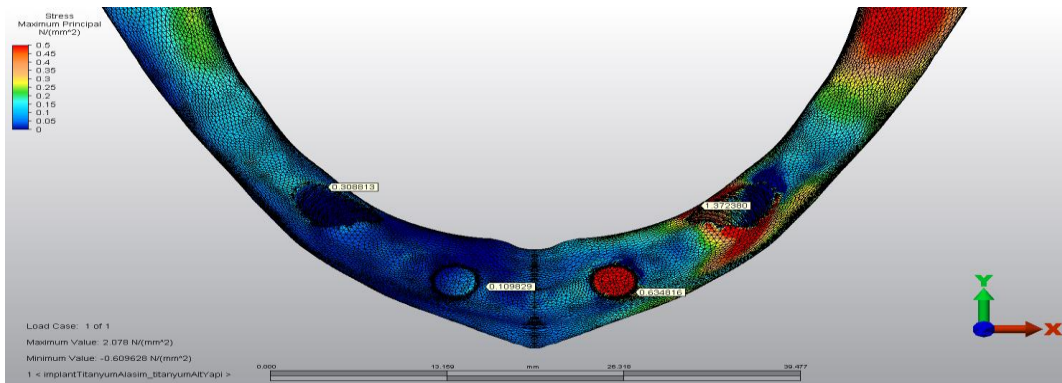




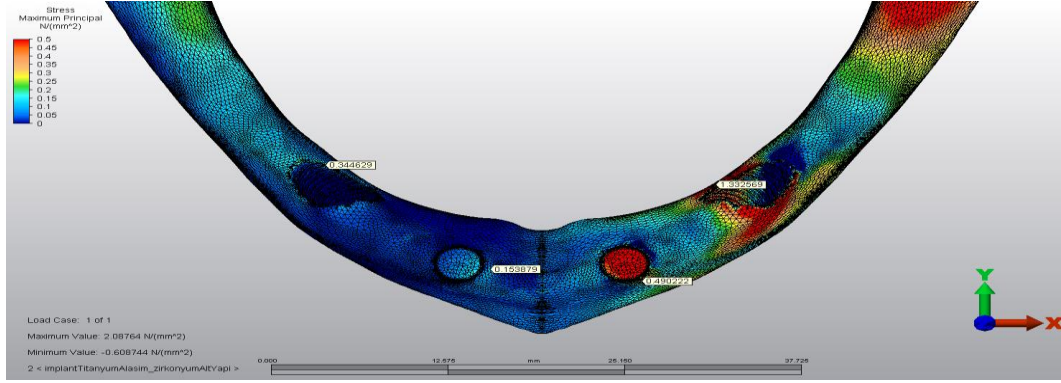
Şekil 4.2.1.20: Model 20 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ )



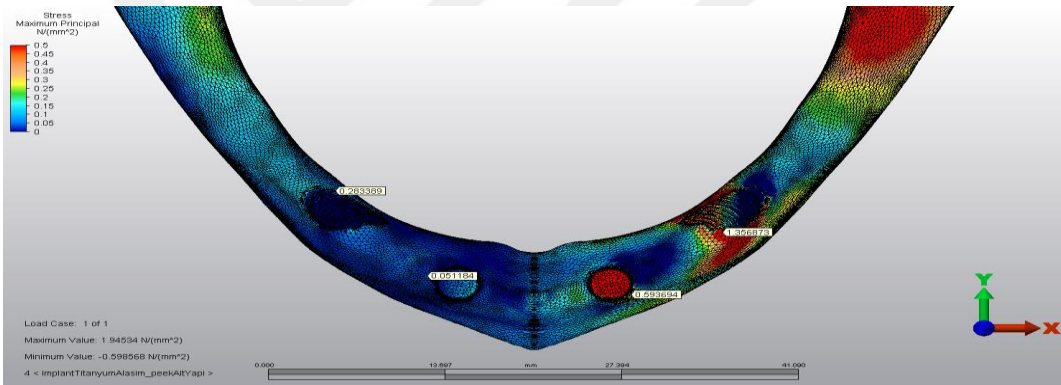
Şekil 4.2.1.21: Model 21 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ )



Şekil 4.2.1.22: Model 22 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ )



Şekil 4.2.1.23: Model 23 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ )



Şekil 4.2.1.24: Model 24 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ( $\sigma_{\max}$ )

Tablo 4.3 Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stres Değerleri (N/mm<sup>2</sup>)

		Alt yapı materyali	Grade 4		Alaşım		
			Posterior	Anterior	Posterior	Anterior	
Grup 1	Model 1	cr-co	1,371686	0,775338	Model 5	1,596991	0,716476
	Model 2	titanyum	1,417464	0,847639	Model 6	1,648306	0,755196
	Model 3	zirkonya	1,086452	0,797253	Model 7	1,243806	0,718120
	Model 4	peek	1,494644	0,787803	Model 8	1,695387	0,878390
Grup 2	Model 9	cr-co	1,377445	0,559056	Model 13	1,885920	0,495275
	Model 10	titanyum	1,423685	0,905111	Model 14	1,398046	0,574169
	Model 11	zirkonya	1,380649	0,873025	Model 15	1,887024	0,432897
	Model 12	peek	1,564312	0,577564	Model 16	1,531378	0,568204
Grup 3	Model 17	cr-co	1,998507	0,410030	Model 21	1,996250	0,632290
	Model 18	Titanyum	1,922524	0,637594	Model 22	1,372380	0,634816
	Model 19	zirkonya	1,145886	0,635111	Model 23	1,332569	0,490222
	Model 20	peek	1,793075	0,596481	Model 24	1,356873	0,593694

En yüksek gerilme stresleri posterior implant çevrelerinde izlenmiştir. Genel olarak trabeküler kemiğe ait gerilme stres değerleri birbirine yakın değerler olarak izlenmiştir. (Tablo 4.3)

#### 4.2.2 Trabeküler Kemikte Oluşan Sıkışma Stresleri (Minimum Principle Stress: $\sigma_{min}$ )

**Model 1 (1. Grup; Grade 4; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-3,272662$  N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-1,649525$  N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.1).

**Model 2 (1. Grup; Grade 4; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-2,640122$  N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-1,578064$  N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.2).

**Model 3 (1. Grup; Grade 4; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-3,357545 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-2,207201 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.3).

**Model 4 (1. Grup; Grade 4; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-3,236223 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-1,522459 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.4)

**Model 5 (1. Grup; Alaşım; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-3,369054 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-1,658603 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.5).

**Model 6 (1. Grup; Alaşım; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-3,382990 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-2,195580 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.6)

**Model 7 (1. Grup; Alaşım; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-3,382990 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-2,195580 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.7).

**Model 7 (1. Grup; Alaşım; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-3,371856 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-2,140910 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.8).

**Model 8 (1. Grup; Alaşım; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-3,303838 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-2,344734 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.9).

**Model 9 (2. Grup; Grade 4; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-3,463704$

N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri -0,940618 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.10).

**Model 10 (2. Grup; Grade 4; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -3,482941 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri -1,246241 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.11).

**Model 11 (2. Grup; Grade 4; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -3,466942 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri -1,213178 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.12).

**Model 12 (2. Grup; Grade 4; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -2,674277 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri -1,360899 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.12).

**Model 13 (2. Grup; Alaşım; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -2,594542 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri -1,223057 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.13).

**Model 14 (2. Grup; Alaşım; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -2,291273 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri -1,010281 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.14).

**Model 15 (2. Grup; Alaşım; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -2,599197 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri -1,227743 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.15).

**Model 16 (2. Grup; Alaşım; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -3,462834

N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri -1,083755 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.16)

**Model 17 (3. Grup; Grade 4; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -2,956865 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri -1,245663 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.17).

**Model 18 (3. Grup; Grade 4; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -3,052790 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri -1,293354 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.18).

**Model 19 (3. Grup; Grade 4; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -2,959390 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri -1,249043 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.19).

**Model 20 (3. Grup; Grade 4; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -2,832675 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri -1,434706 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.20).

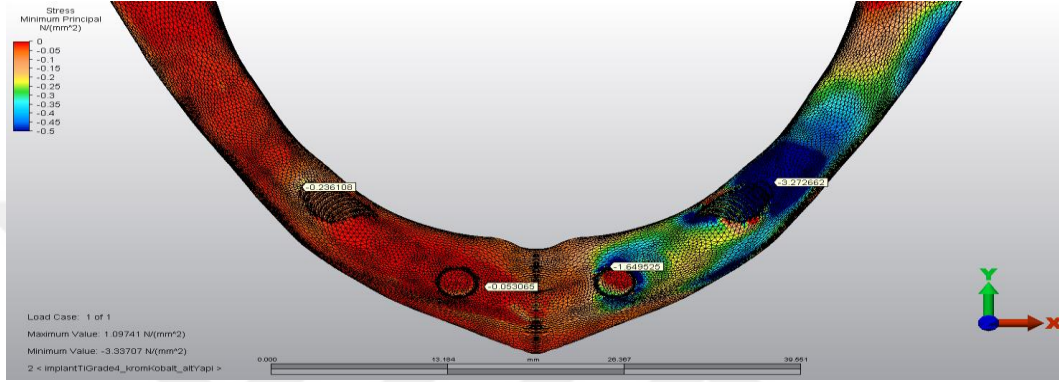
**Model 21 (3. Grup; Alaşım; Cr-Co):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -2,965261 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri -1,015283 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.21).

**Model 22 (3. Grup; Alaşım; Titanyum):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -3,074376 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri -1,060489 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.22).

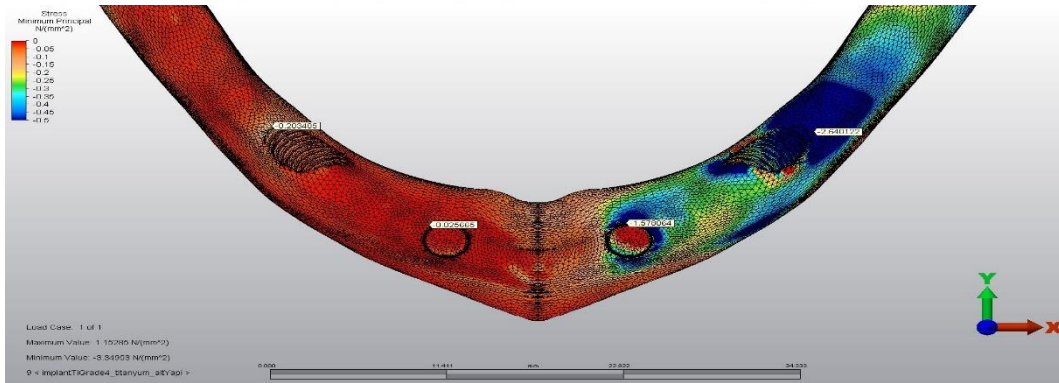
**Model 23 (3. Grup; Alaşım; Zirkonya):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer -3,006737

$\text{N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-1,266778 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.23).

**Model 24 (3. Grup; Alaşım; PEEK):** Posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri incelendiğinde en yüksek değer  $-2,849999 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur. Anterior implant soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan en yüksek sıkışma stresi değeri  $-1,045298 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.2.2.24).

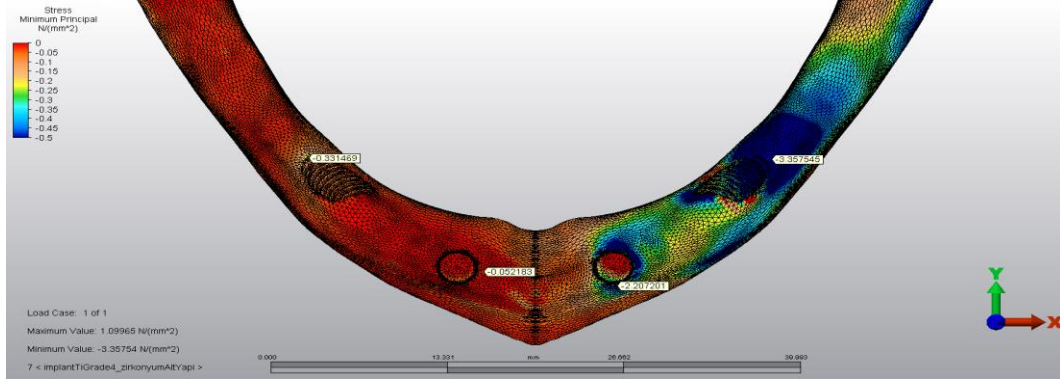


Şekil 4.2.2.1: Model 1 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )

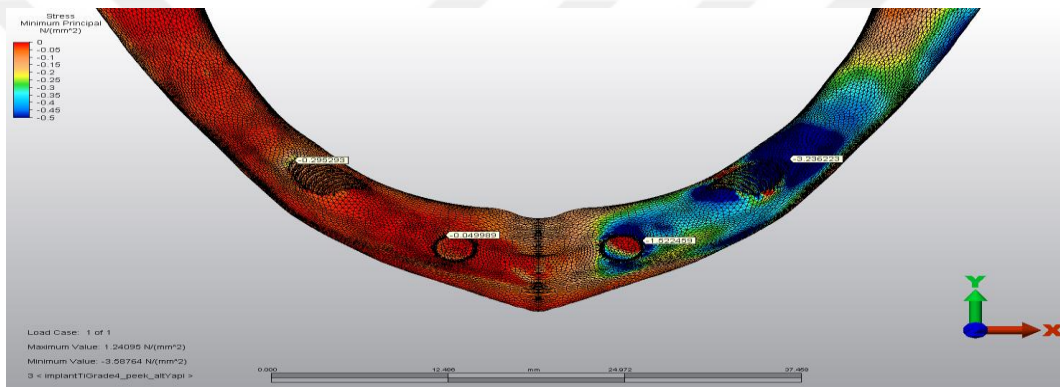


Şekil 4.2.2.2: Model 2 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )

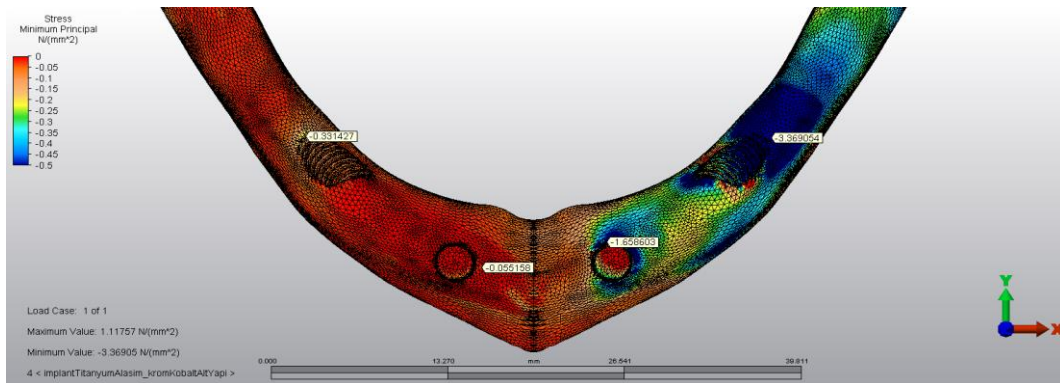




Şekil 4.2.2.3: Model 3 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )

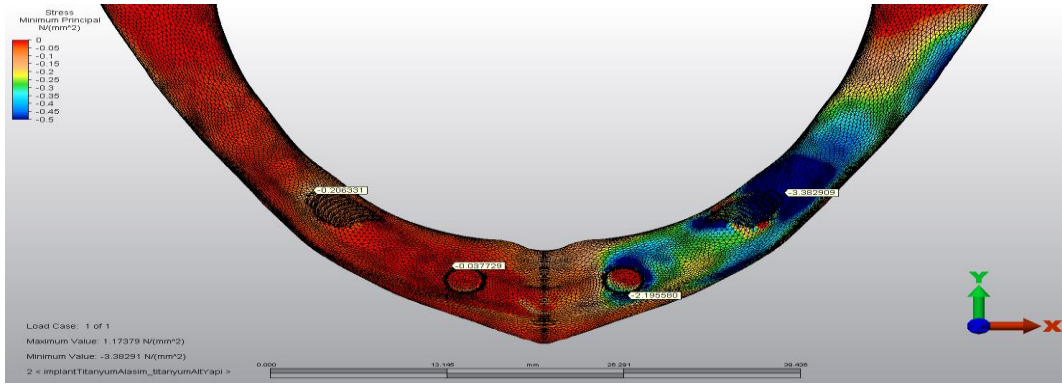


Şekil 4.2.2.4: Model 4 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )

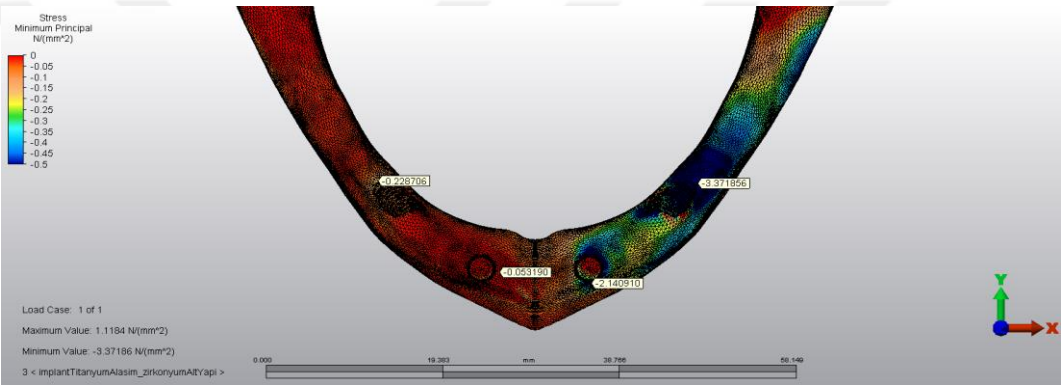


Şekil 4.2.2.5: Model 5 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )

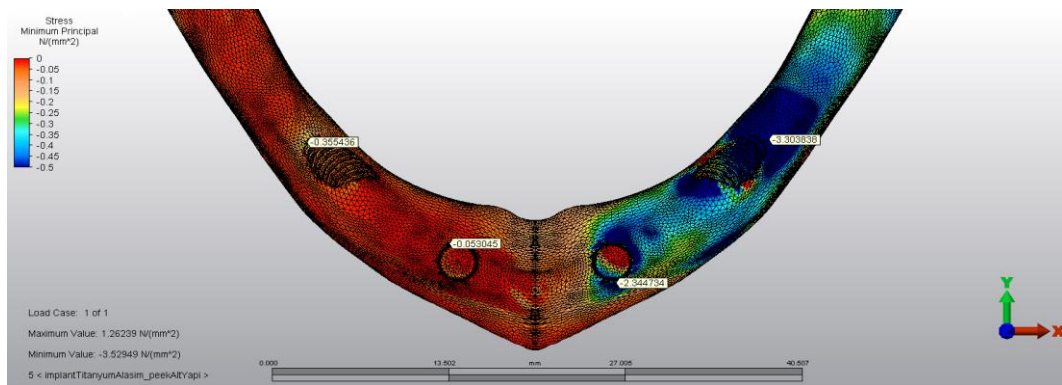




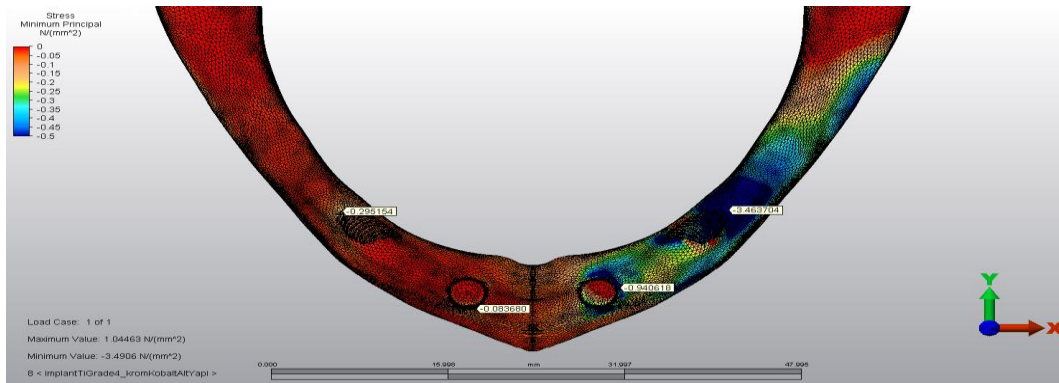
Şekil 4.2.2.6: Model 6 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )



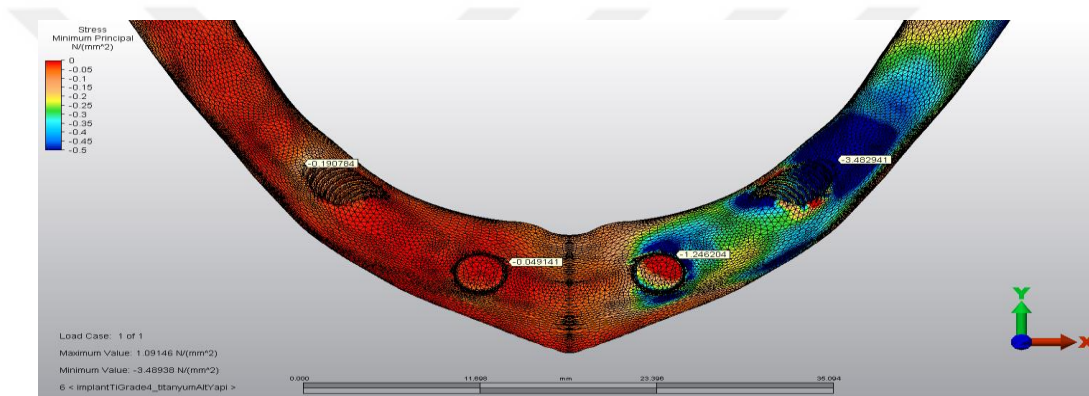
Şekil 4.2.2.7: Model 7 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )



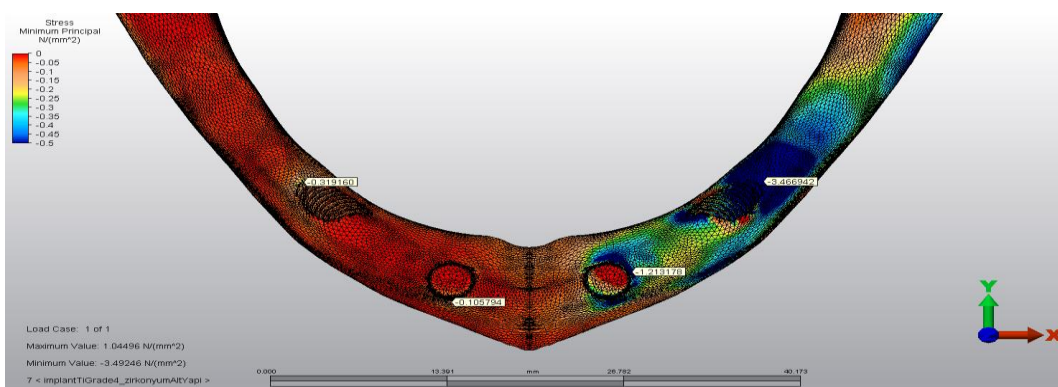
Şekil 4.2.2.8: Model 8 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )



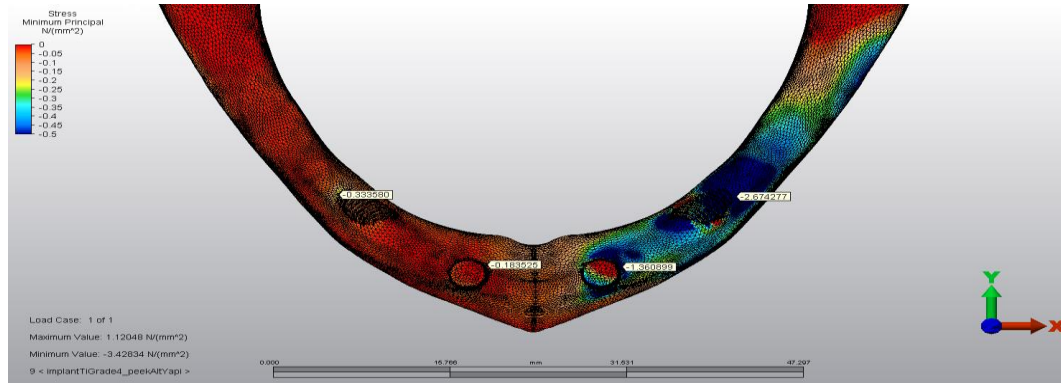
Şekil 4.2.2.9: Model 9 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ )



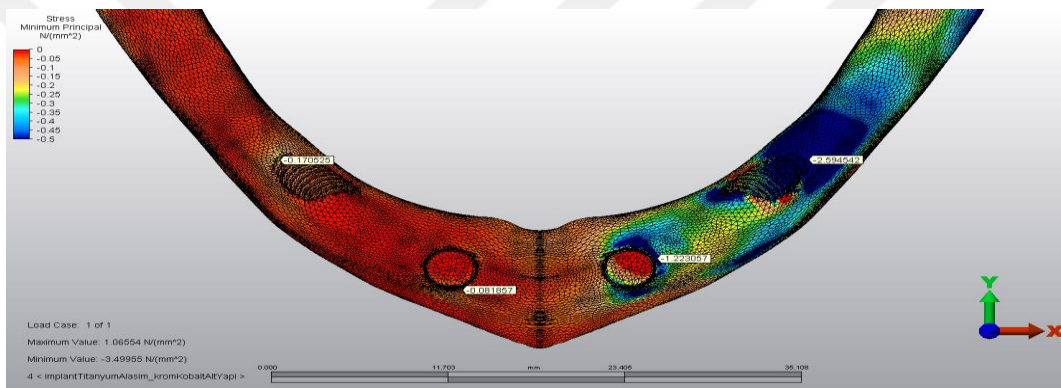
Şekil 4.2.2.10: Model 10 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ )



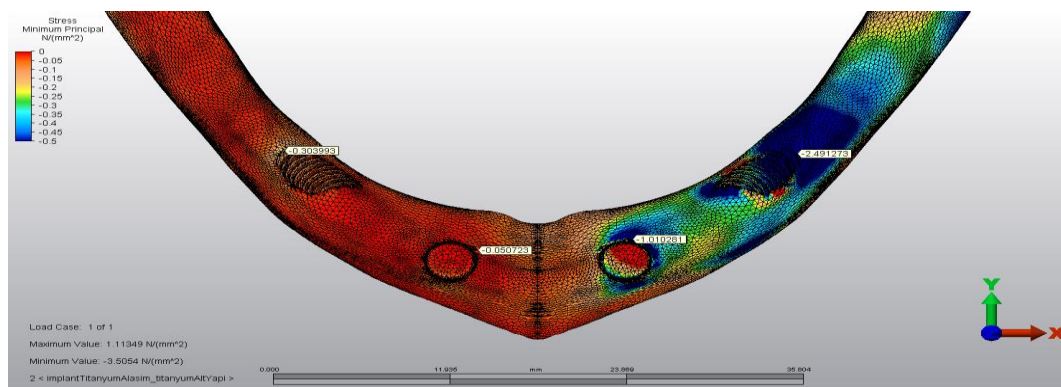
Şekil 4.2.2.11: Model 11 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{min}$ )



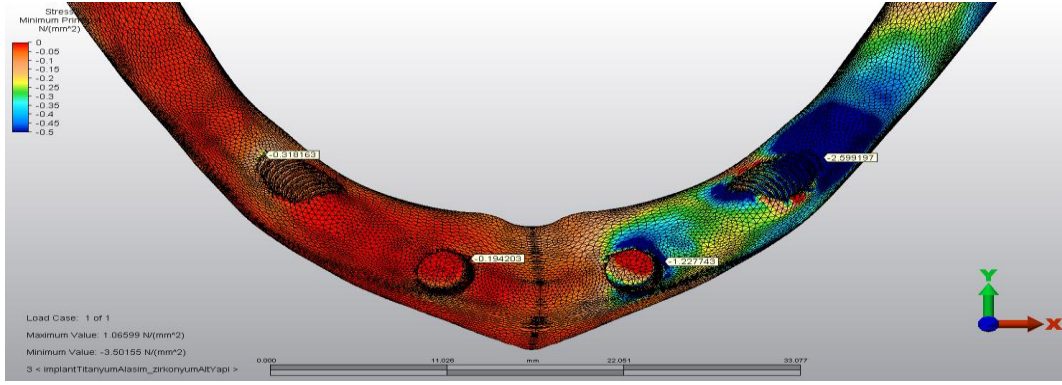
Şekil 4.2.2.12: Model 12 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )



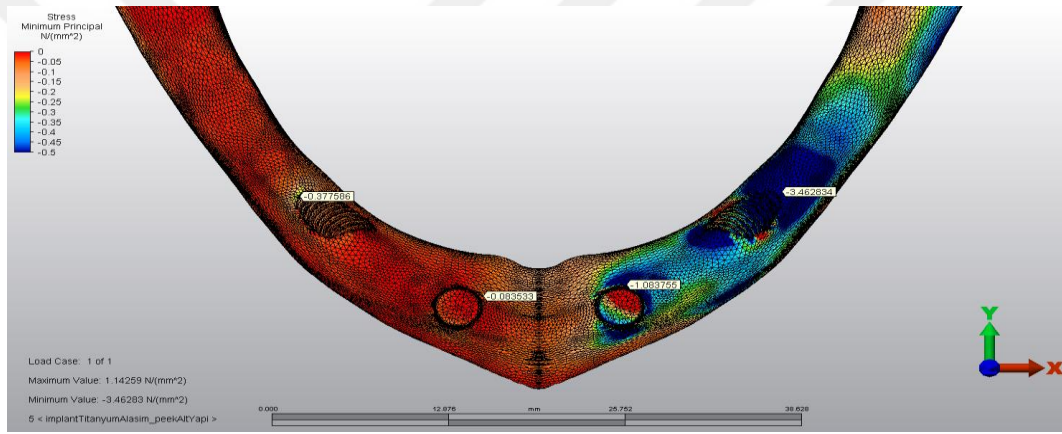
Şekil 4.2.2.13: Model 13 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )



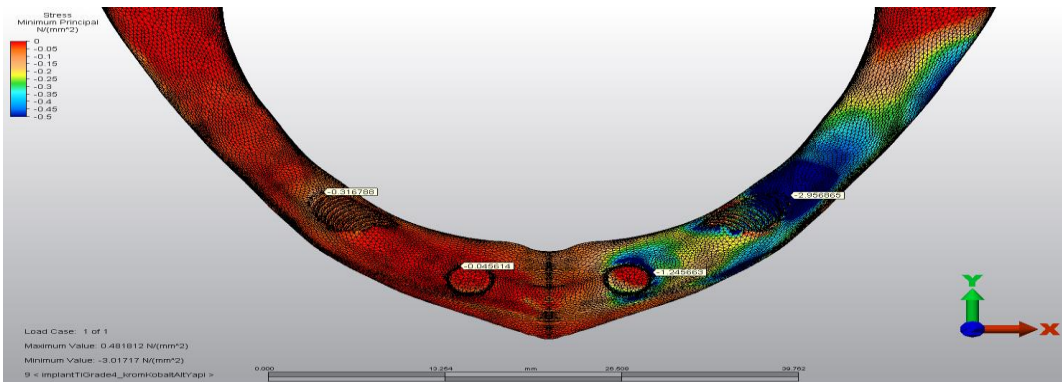
Şekil 4.2.2.14: Model 14 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )



Şekil 4.2.2.15: Model 15 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )

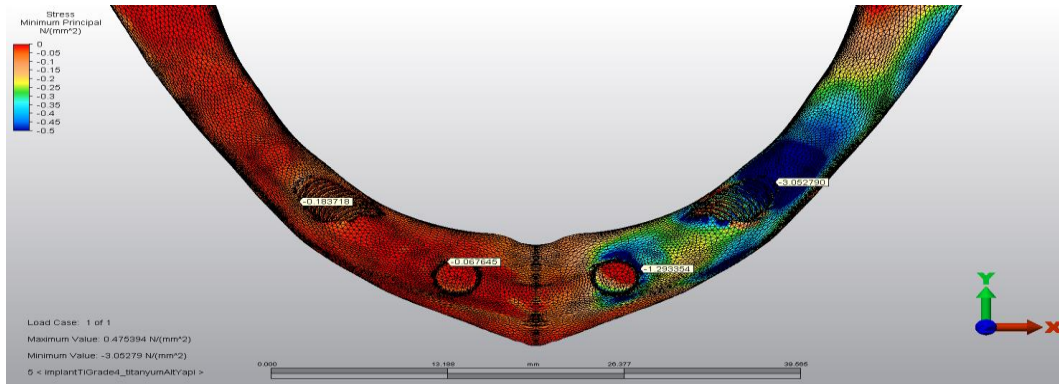


Şekil 4.2.2.16: Model 16 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )

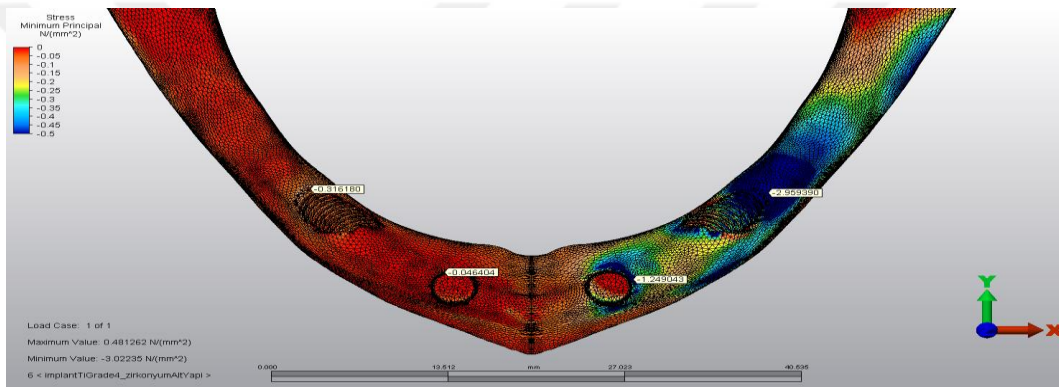


Şekil 4.2.2.17: Model 17 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )

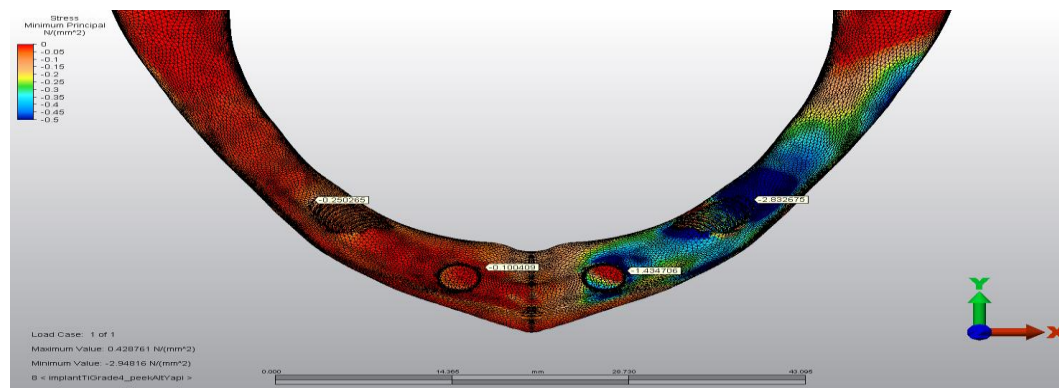




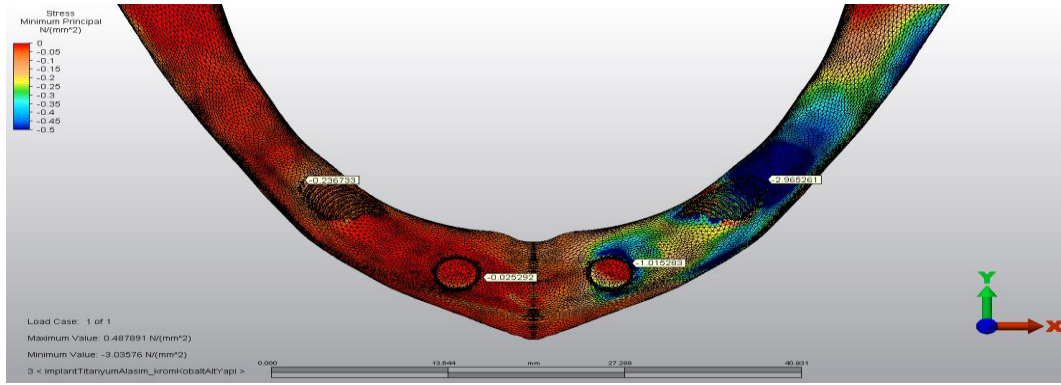
Şekil 4.2.2.18: Model 18 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )



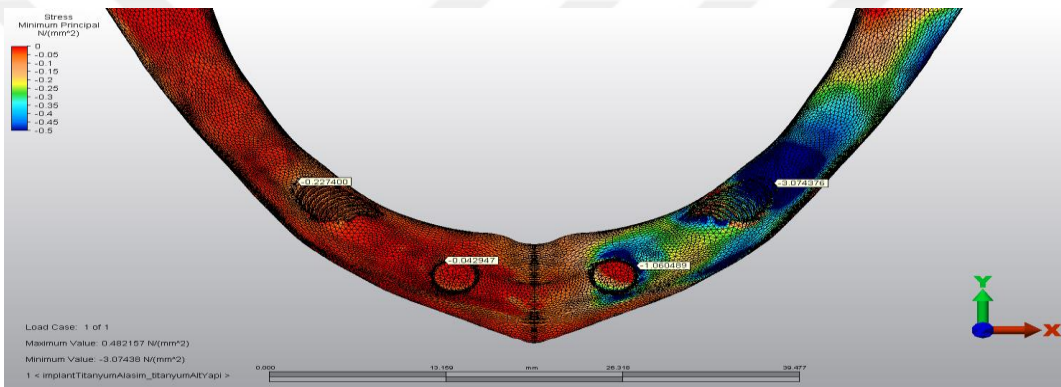
Şekil 4.2.2.19: Model 19 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )



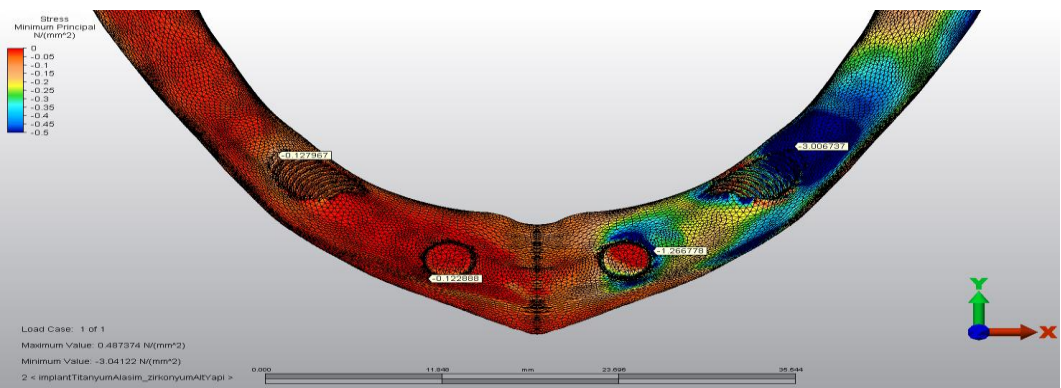
Şekil 4.2.2.20: Model 20 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )



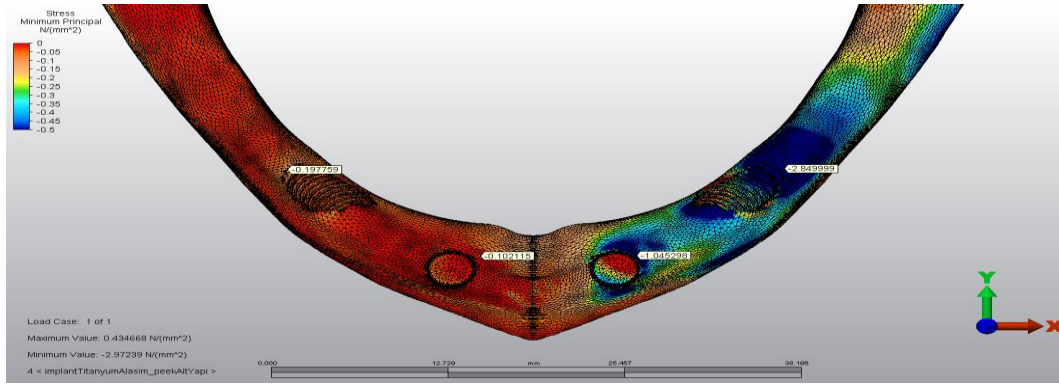
Şekil 4.2.2.21: Model 21 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )



Şekil 4.2.2.22: Model 22 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )



Şekil 4.2.2.23: Model 23 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )



Şekil 4.2.2.24: Model 24 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ( $\sigma_{\min}$ )



Tablo 4.4: Trabeküler Kemikte Oluşan Sıkışma Stres Değerleri (N/mm<sup>2</sup>)

		Alt yapı materyali	grade4			alaşım	
			posterior	anterior		posterior	anterior
Grup 1	Model 1	cr-co	-3,272662	-1,649525	Model 5	-3,369054	-1,658603
	Model 2	titanyum	-2,640122	-1,578064	Model 6	-3,382990	-2,195580
	Model 3	zirkonya	-3,357545	-2,207201	Model 7	-3,371856	-2,140910
	Model 4	peek	-3,236223	-1,522459	Model 8	-3,303838	-2,344734
Grup 2	Model 9	cr-co	-3,463704	-0,940618	Model 13	-2,594542	-1,223057
	Model 10	titanyum	-3,482941	-1,246241	Model 14	-2,291273	-1,010281
	Model 11	zirkonya	-3,466942	-1,213178	Model 15	-2,599197	-1,227743
	Model 12	peek	-2,674277	-1,360899	Model 16	-3,462834	-1,083755
Grup 3	Model 17	cr-co	-2,956865	-1,245663	Model 21	-2,965261	-1,015283
	Model 18	titanyum	-3,052790	-1,293354	Model 22	-3,074376	-1,060489
	Model 19	zirkonya	-2,959390	-1,249043	Model 23	-3,006737	-1,266778
	Model 20	peek	-2,832675	-1,434706	Model 24	-2,849999	-1,045298

Trabeküler kemikte en yüksek değerler en dar çaplı grubun posteriorunda olmak üzere tüm gruplar arasında benzer sıkışma stres dağılımı izlendi. (Tablo 4.4)

### 4.3 İMPLANTLAR ÜZERİNDE GÖRÜLEN VON MİSES BULGULARI

**Model 1 (1. Grup; Grade 4; Cr-Co):** En yüksek von mises değeri posterior implantın boyun bölgesinde 12,192638 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde 7,355982 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.1).



**Model 2 (1. Grup; Grade 4; Titanyum):** En yüksek von misses değeri posterior implantın boyun bölgesinde 13,421126 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde 8,282250 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.2).

**Model 3 (1. Grup; Grade 4; Zirkonya):** En yüksek von misses değeri posterior implantın boyun bölgesinde 12,253820 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde 7,378103 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.3).

**Model 4 (1. Grup; Grade 4; PEEK):** En yüksek von misses değeri posterior implantın boyun bölgesinde 15,071609 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde 12,206952 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.4).

**Model 5 (1. Grup; Alaşım; Cr-Co):** En yüksek von misses değeri posterior implantın boyun bölgesinde 11,597290 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde 7,054712 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.5).

**Model 6 (1. Grup; Alaşım; Titanyum):** En yüksek von misses değeri posterior implantın boyun bölgesinde 12,683097 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde 7,956552 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.6).

**Model 7 (1. Grup; Alaşım; Zirkonya):** En yüksek von misses değeri posterior implantın boyun bölgesinde 11,651393 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde 7,075781 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.7).

**Model 8 (1. Grup; Alaşım; PEEK):** En yüksek von misses değeri posterior implantın boyun bölgesinde 14,453516 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde 11,780072 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.8).

**Model 9 (2. Grup; Grade 4; Cr-Co):** En yüksek von misses değeri posterior implantın boyun bölgesinde 12,639030 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur. Anterior implantta boyun bölgesinde 3,474826 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.9).

**Model 10 (2. Grup; Grade 4; Titanyum):** En yüksek von misses değeri posterior implantın boyun bölgesinde 4,383355 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde 14,018287 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.10).

**Model 11 (2. Grup; Grade 4; Zirkonya):** En yüksek von mises değeri posterior implantın boyun bölgesinde 12,722814 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde 3,521730 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.11).

**Model 12 (2. Grup; Grade 4; PEEK):** En yüksek von mises değeri posterior implantın boyun bölgesinde 15,089546 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde 5,528052 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.12).

**Model 13 (2. Grup; Alaşım; Cr-Co):** En yüksek von mises değeri posterior implantın boyun bölgesinde 12,008317 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde 3,450294 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.13).

**Model 14 (2. Grup; Alaşım; Titanyum):** En yüksek von mises değeri posterior implantın boyun bölgesinde 13,350106 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde 4,309314 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.14).

**Model 15 (2. Grup; Alaşım; Zirkonya):** En yüksek von mises değeri posterior implantın boyun bölgesinde 12,089303 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde 3,492042 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.15).

**Model 16 (2. Grup; Alaşım; PEEK):** En yüksek von mises değeri posterior implantın boyun bölgesinde 14,558987 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde 6,383059 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.16).

**Model 17 (3. Grup; Grade 4; Cr-Co):** En yüksek von mises değeri posterior implantın boyun bölgesinde 9,913106 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde 3,022582 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.17).

**Model 18 (3. Grup; Grade 4; Titanyum):** En yüksek von mises değeri posterior implantın boyun bölgesinde 11,012268 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde 3,754915 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.18).

**Model 19 (3. Grup; Grade 4; Zirkonya):** En yüksek von mises değeri posterior implantın boyun bölgesinde 9,965126 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde 3,057703 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.19).

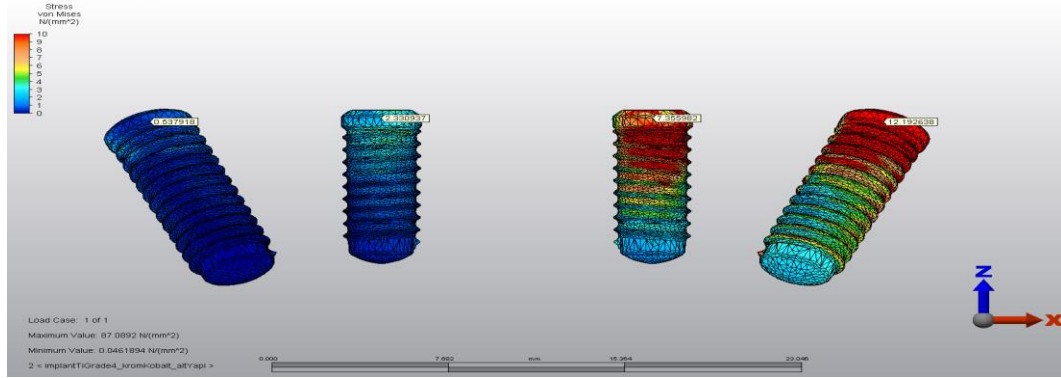
**Model 20 (3. Grup; Grade 4; PEEK):** En yüksek von mises değeri posterior implantın boyun bölgesinde  $5,726803 \text{ N/mm}^2$  değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde  $11,464138 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.20).

**Model 21 (3. Grup; Alaşım; Cr-Co):** En yüksek von mises değeri posterior implantın boyun bölgesinde  $9,428416 \text{ N/mm}^2$  değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde  $3,028085 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.21).

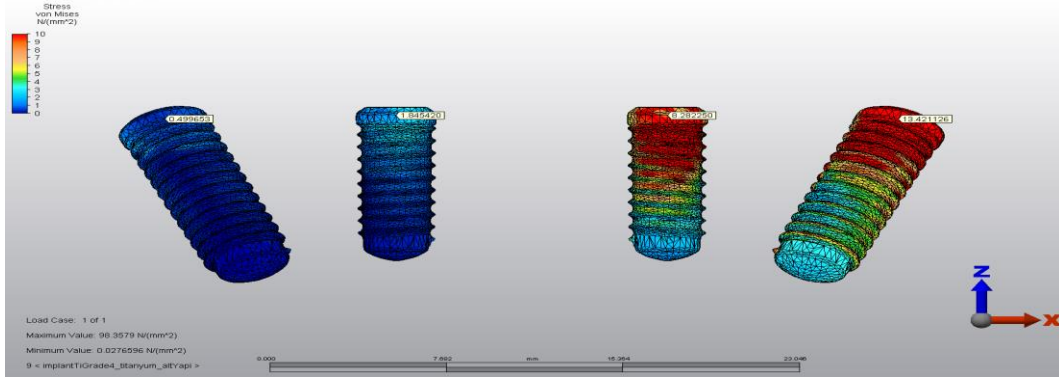
**Model 22 (3. Grup; Alaşım; Titanyum):** En yüksek von mises değeri posterior implantın boyun bölgesinde  $10,502838 \text{ N/mm}^2$  değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde  $3,711894 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.22).

**Model 23 (3. Grup; Alaşım; Zirkonya):** En yüksek von mises değeri posterior implantın boyun bölgesinde  $9,478516 \text{ N/mm}^2$  değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde  $3,059125 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.23).

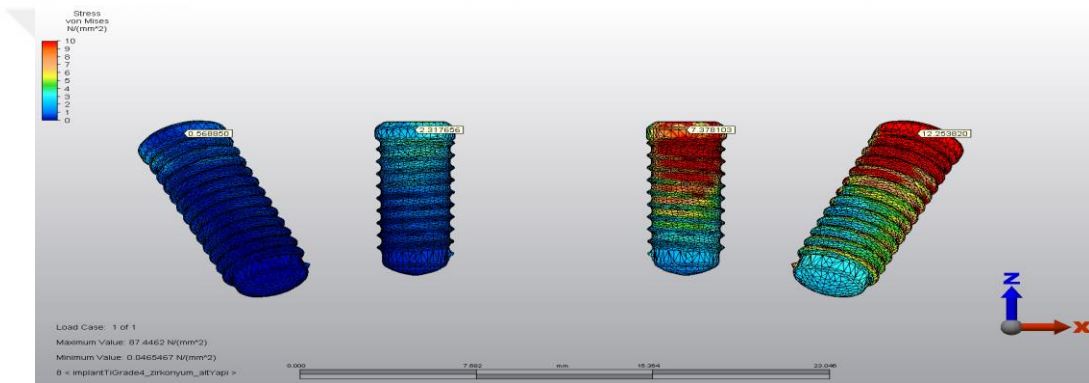
**Model 24 (3. Grup; Alaşım; PEEK):** En yüksek von mises değeri posterior implantın boyun bölgesinde  $11,085886 \text{ N/mm}^2$  değerinde bulunmuştur. Anterior implantta ise boyun bölgesinde  $5,604052 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.3.24).



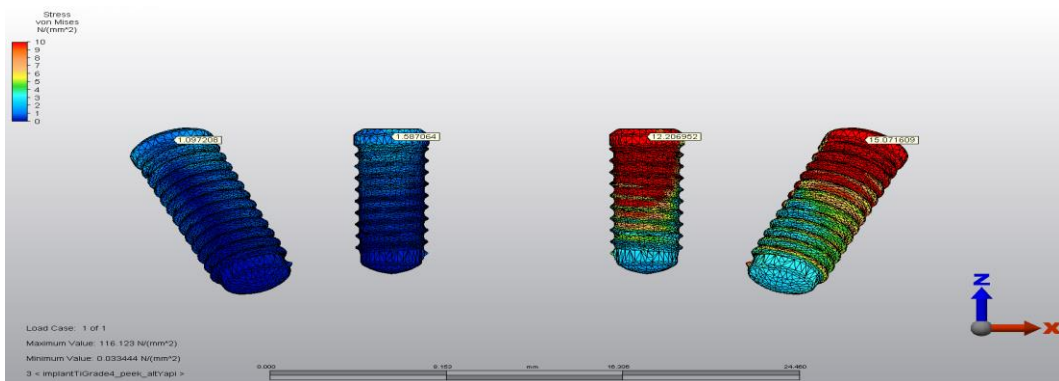
Şekil 4.3.1: Model 1 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



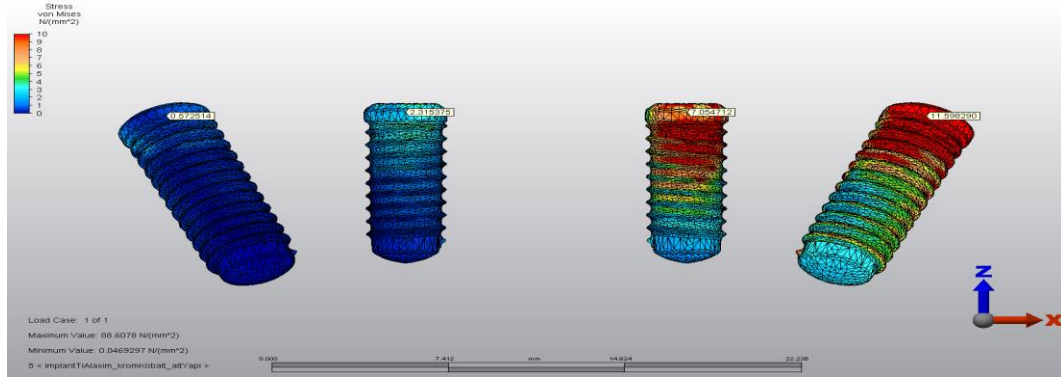
Şekil 4.3.2: Model 2 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



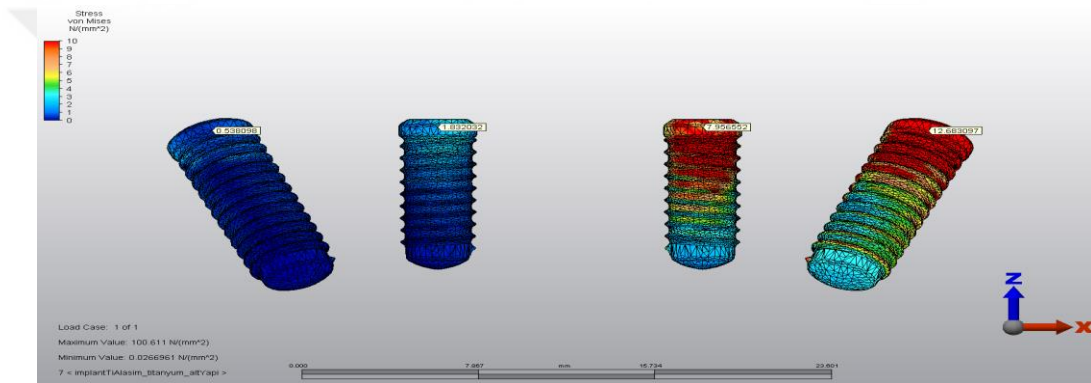
Şekil 4.3.3: Model 3 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



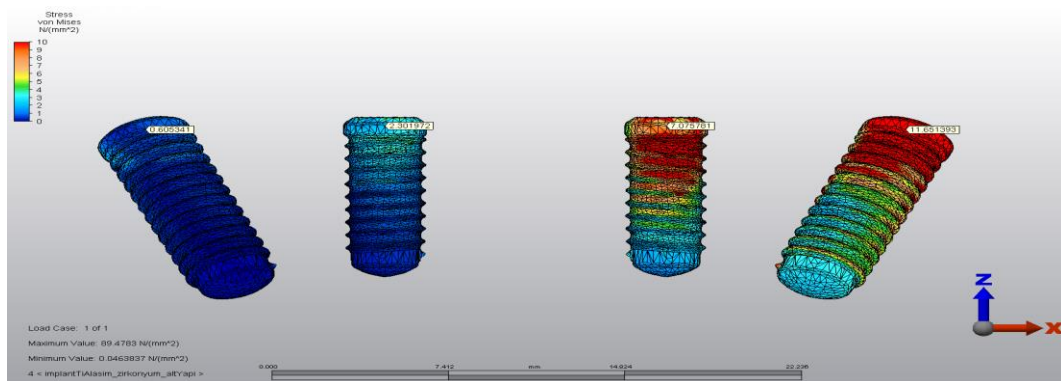
Şekil 4.3.4: Model 4 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



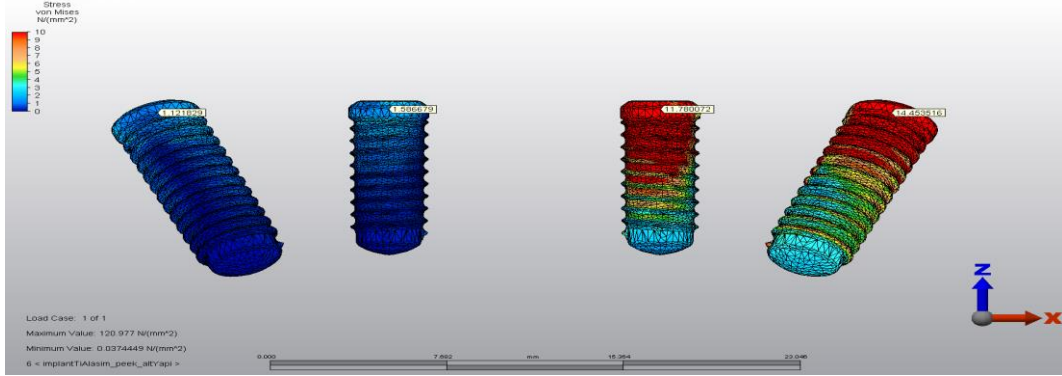
Şekil 4.3.5: Model 5 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



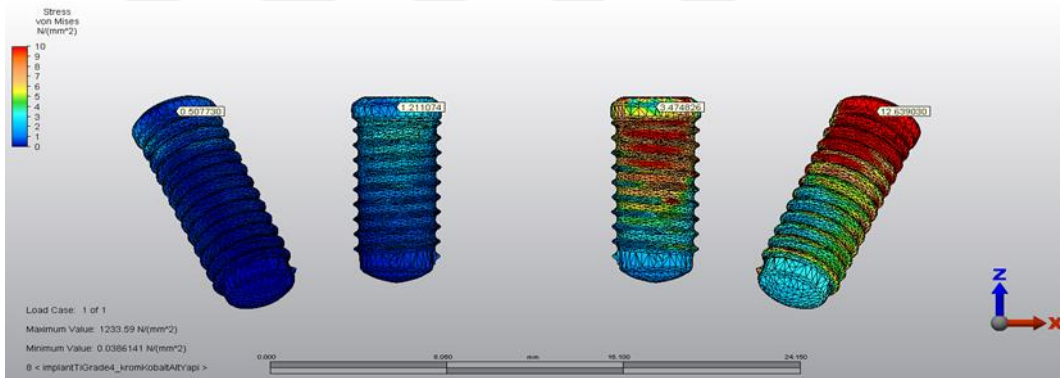
Şekil 4.3.6: Model 6 da implantlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



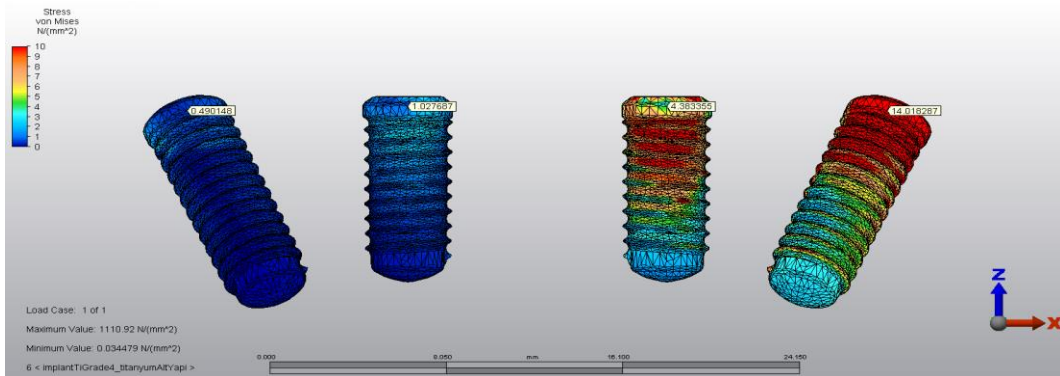
Şekil 4.3.7: Model 7 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



Şekil 4.3.8: Model 8 de implanterde oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )

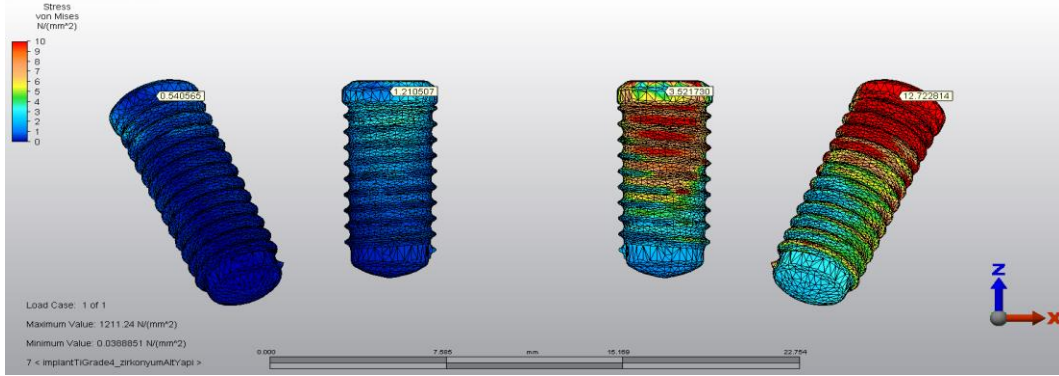


Şekil 4.3.9: Model 9 de implanterde oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )

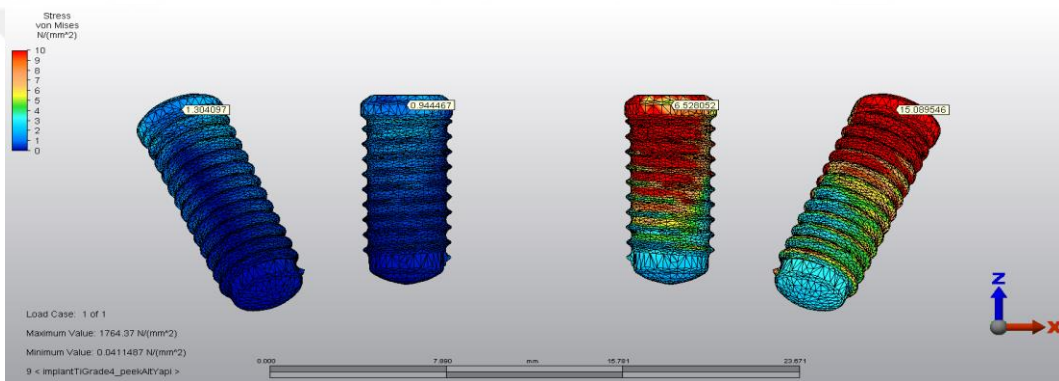


Şekil 4.3.10: Model 10 de implanterde oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )

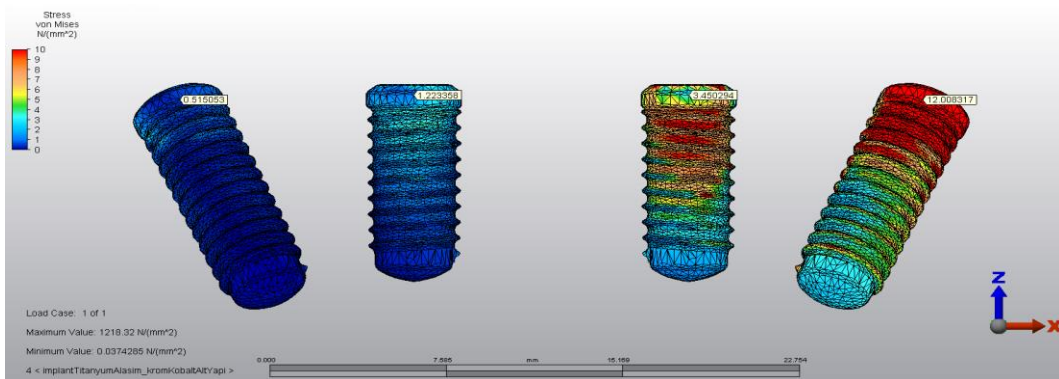




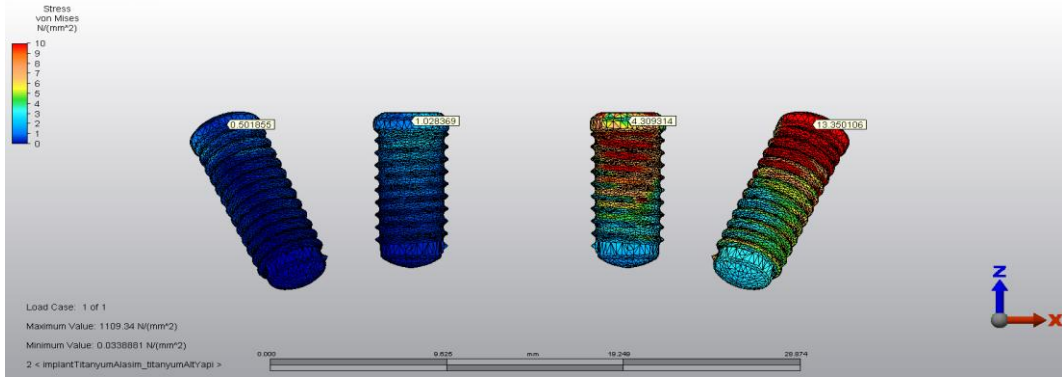
Şekil 4.3.11: Model 11 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



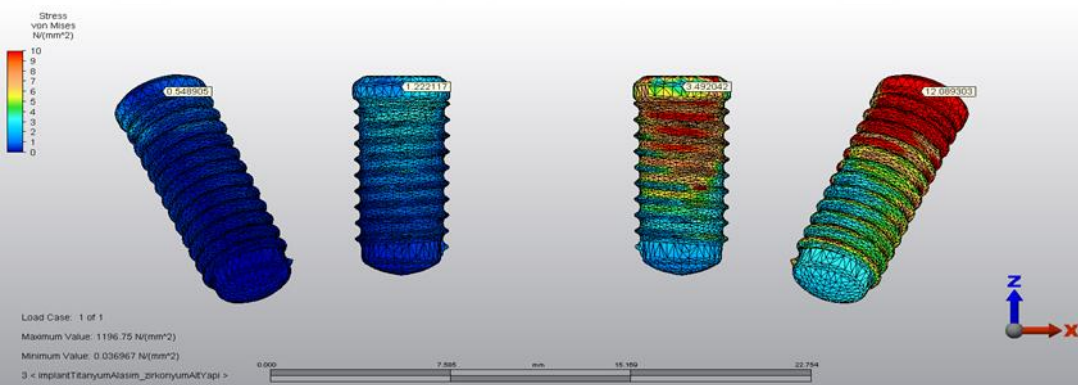
Şekil 4.3.12: Model 12 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



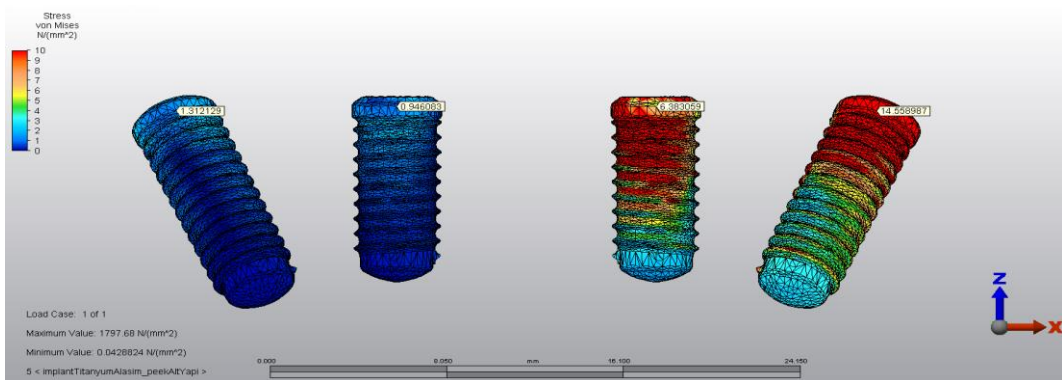
Şekil 4.3.13: Model 13 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



Şekil 4.3.14: Model 14 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )

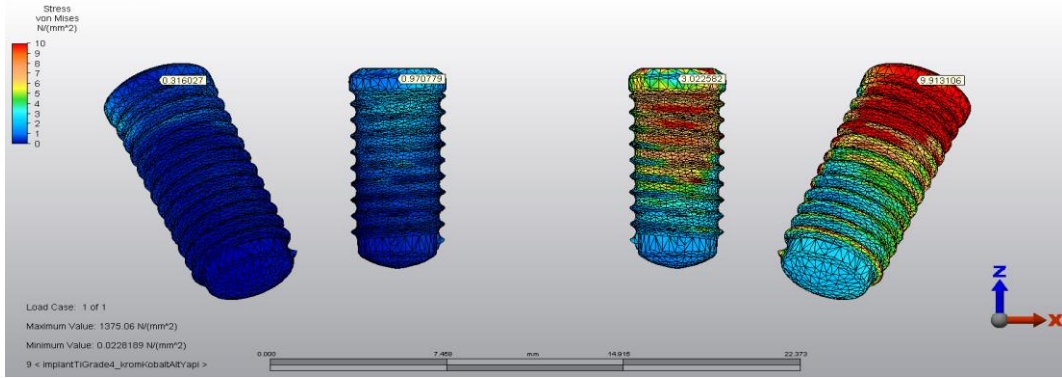


Şekil 4.3.15: Model 15 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )

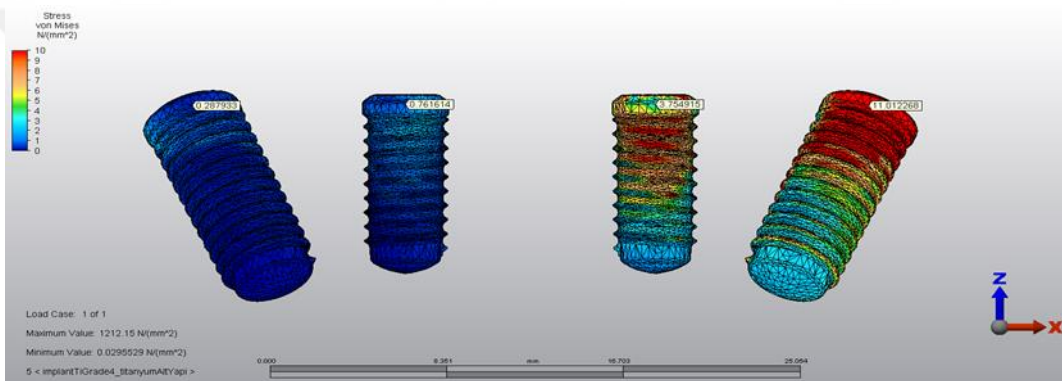


Şekil 4. 3. 16: Model 16 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )

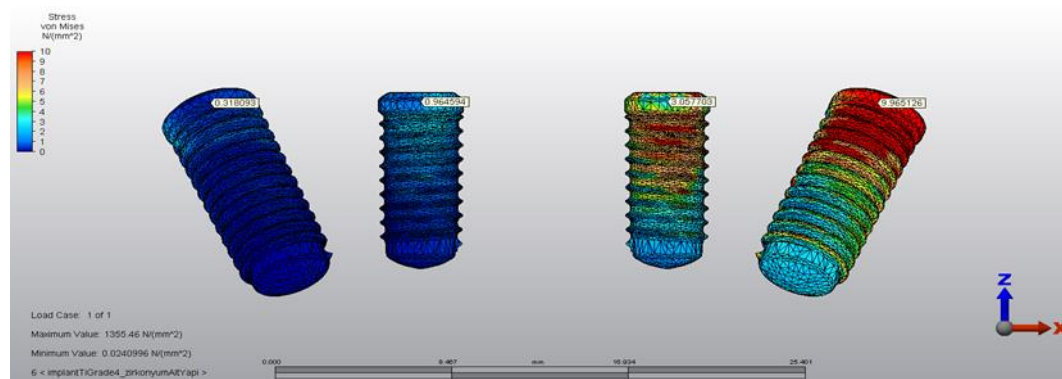




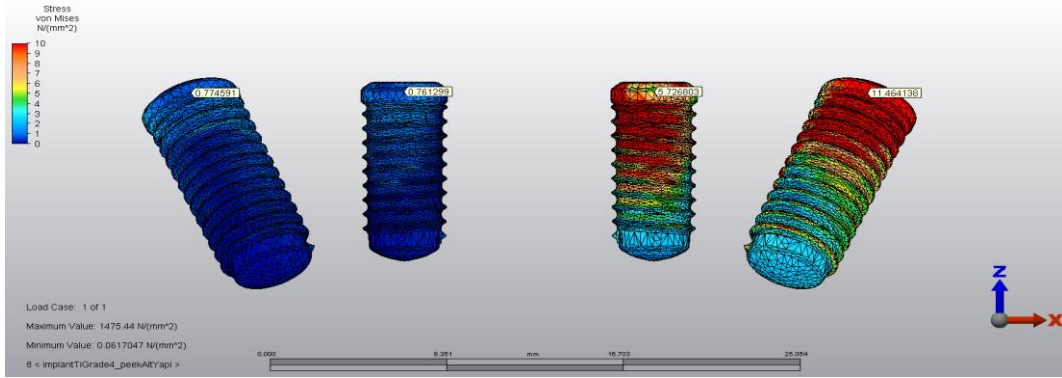
Şekil 4.3.17: Model 17 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



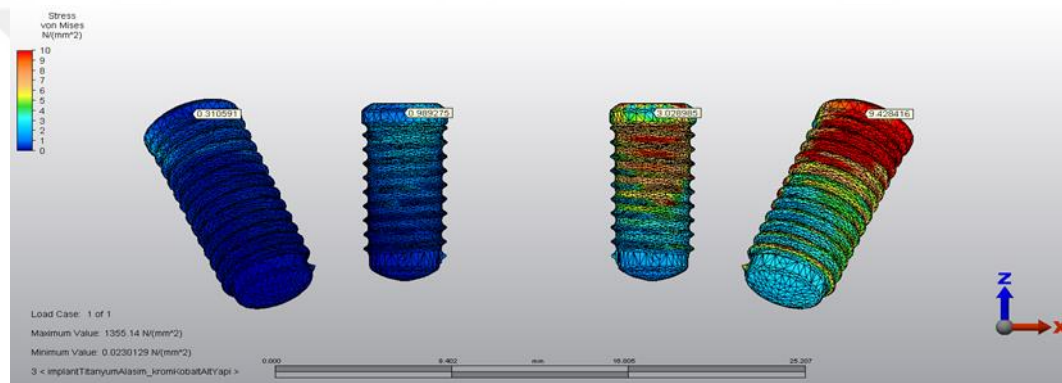
Şekil 4.3.18: Model 18 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



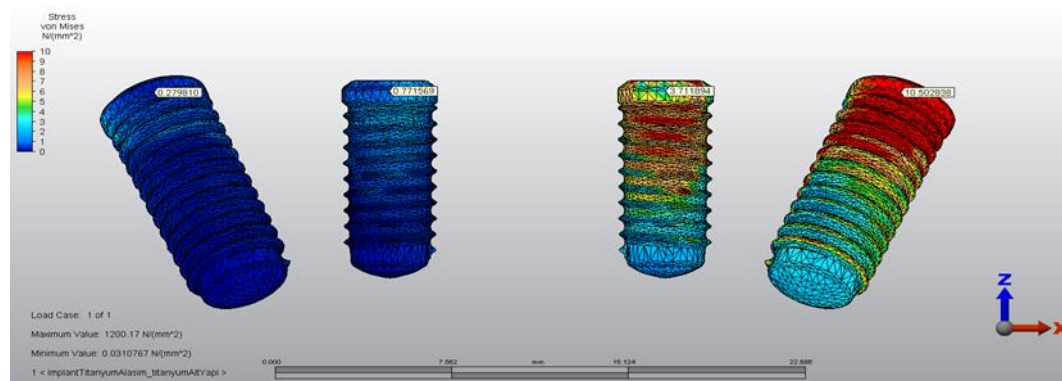
Şekil 4.3.19: Model 19 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



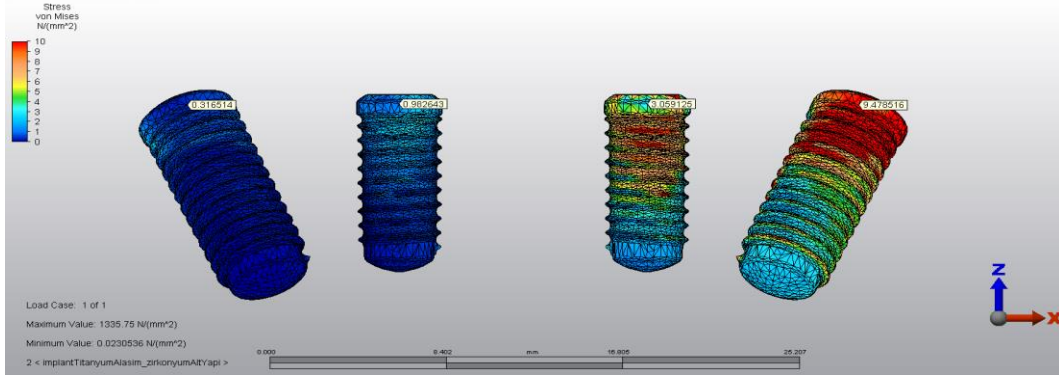
Şekil 4.3.20: Model 20 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



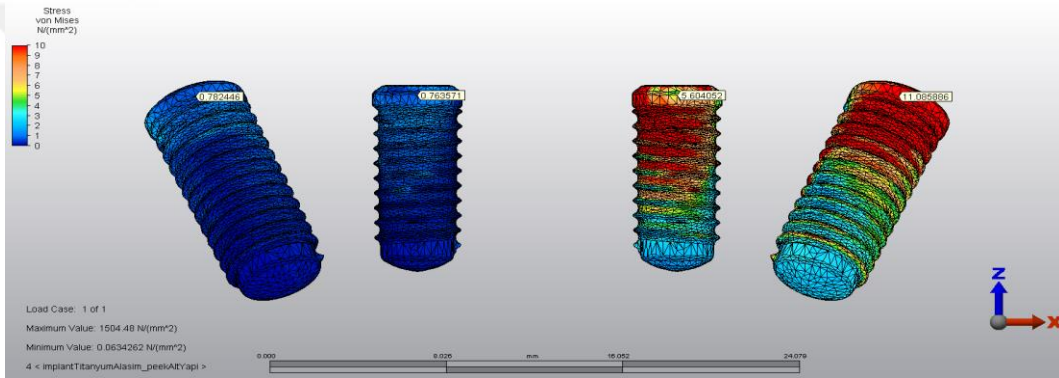
Şekil 4.3.21: Model 21 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



Şekil 4.3.22: Model 22 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



Şekil 4.3.23: Model 23 de implantlarda Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



Şekil 4.3.24: Model 24 de implantlarda Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )

Tablo 4.5: İmplantlar üzerinde oluşan Von Mises değerleri ( N/mm<sup>2</sup>)

		Alt yapı materyali	grade4			alaşım	
			posterior	anterior		posterior	anterior
Grup 1	Model 1	cr-co	12,192638	7,355982	Model 5	11,597290	7,054712
	Model 2	titanyum	13,421126	8,282250	Model 6	12,683097	7,956552
	Model 3	zir-konya	12,253820	7,378103	Model 7	11,651393	7,075781
	Model 4	peek	15,071609	12,206952	Model 8	14,453516	11,780072
Grup 2	Model 9	cr-co	12,639030	3,474826	Model 13	12,008317	3,450294
	Model 10	titanyum	14,018287	4,383355	Model 14	13,350106	4,309314
	Model 11	zir-konya	12,722814	3,521730	Model 15	12,089303	3,492042
	Model 12	peek	15,089546	5,528052	Model 16	14,558987	6,383059
Grup 3	Model 17	cr-co	9,913106	3,022582	Model 21	9,428416	3,028085
	Model 18	titanyum	11,012268	3,754915	Model 22	10,502838	3,711894
	Model 19	zir-konya	9,965126	3,057703	Model 23	9,478516	3,059125
	Model 20	peek	11,464138	5,726803	Model 24	11,085886	5,604052

İmplant çapı ve implant materyalindeki değişimden bağımsız olarak alt yapılar kendi aralarında değerlendirildiğinde en yüksek Von Mises stresleri sırasıyla PEEK, titanyum, zir-konya=krom-kobalt şeklinde izlenmiştir. (Tablo 4.5)

İmplant çaplarındaki değişim değerlendirildiğinde anterior implant çapları 3,3 mm'den 4,1 mm' ye çıktığında anterior implant Von Mises değerlerinin yarıya düştüğü gözleniyor. Posterior implantlardaki Von Mises değerleri Grup 1 ve Grup 2'de hemen hemen aynı iken Grup 3'deki Von Mises strelerinde azalma izlenmiştir. (Tablo 4.5)

Von Mises değerleri bütün gruplarda alaşım implantlarda grade 4 implantlara benzer ama genel olarak grade 4 implantlarda daha yüksek izlenmiştir. (Tablo 4.4)

#### 4. 4. ABUTMENTLAR ÜZERİNDE GÖRÜLEN VON MİSES BULGULARI

Tablo 4.6: Abutmentlarda oluşan Von Mises değerleri ( N/mm<sup>2</sup> )

		Alt yapı materyali	grade4			alaşım	
			posterior	anterior		posterior	anterior
Grup 1	Model 1	cr-co	27,774554	32,140037	Model 5	27,008092	32,721726
	Model 2	titanyum	28,073515	33,964468	Model 6	26,354016	34,740676
	Model 3	zirkonya	27,362093	31,858554	Model 7	26,537327	32,444298
	<b>Model 4</b>	peek	36,423746	47,863981	Model 8	35,944428	48,832964
Grup 2	Model 9	cr-co	26,832194	25,961033	Model 13	26,220903	25,878879
	Model 10	titanyum	29,386351	27,416346	Model 14	28,436392	27,348567
	Model 11	zirkonya	25,730654	26,792641	Model 15	26,154059	25,650856
	Model 12	peek	33,042483	36,816825	Model 16	36,824267	32,741944
Grup 3	Model 17	cr-co	25,883777	22,933246	<b>Model 21</b>	25,185130	22,917211
	Model 18	titanyum	28,561739	23,514487	Model 22	27,665278	23,510170
	Model 19	zirkonya	25,886368	22,656687	Model 23	25,161014	22,642314
	Model 20	peek	30,519747	31,694949	Model 24	30,202592	31,704499

Abutmentlardaki Von Mises değerleri incelendiğinde alt yapı materyalleri ve çap değişimlerinden bağımsız olarak grade 4 implant ve alaşım implant karşılaştırıldığında birbirine çok yakın değerlerin izlendiği görülmüştür (Tablo 4.6).

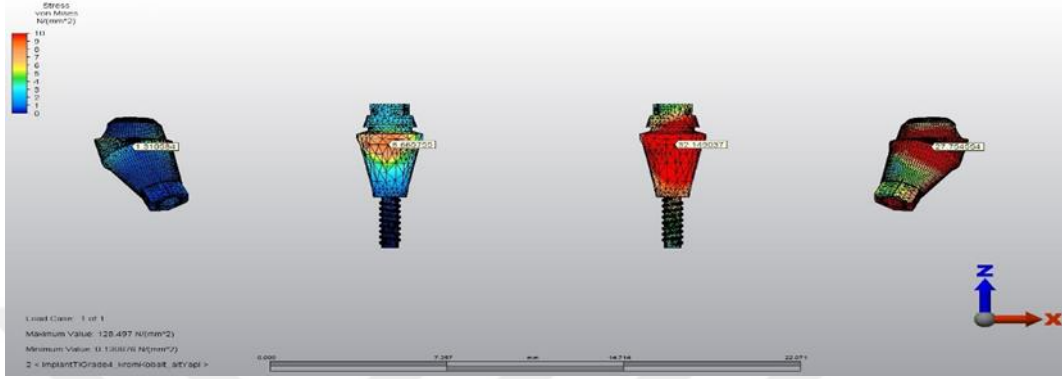
Abutmentlar üzerindeki seçili düğüm noktalarındaki Von Mises değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değerler model 4'de en düşük değerler ise model 21'de izlenmiştir (Tablo 4.6).

Grup 1'den Grup 3'e doğru ( implant çapları arttıkça ) abutmentlar üzerindeki seçili düğüm noktalarındaki Von Mises değerlerinde azalma gözlenmiştir. Bu azalma anterior implantlarda daha belirgindir (Tablo 4.6).

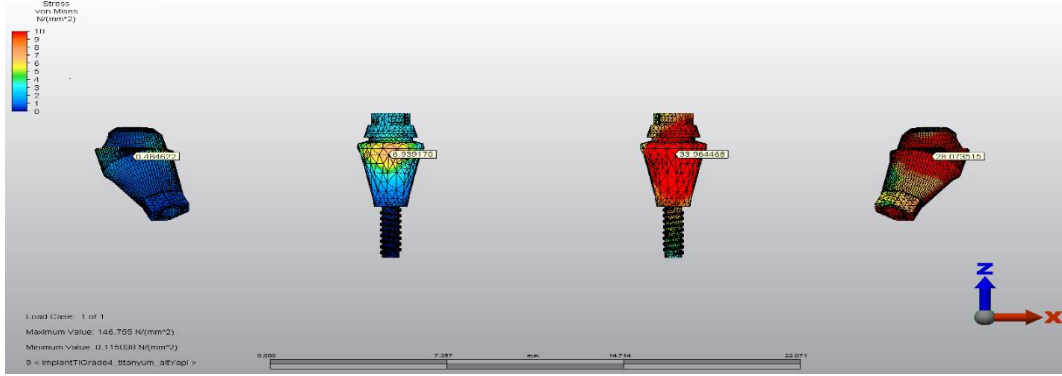
Alt yapı olarak peek kullanılan gruptaki abutmentlara gelen Von Mises stresleri diğer değişkenlerden bağımsız olarak en yüksek PEEK'de daha sonra titanyumda

görülmüştür. Krom-kobalt ve zirkonyada ise birbirine çok yakın Von Mises değerleri göstermiştir (Tablo 4.6).

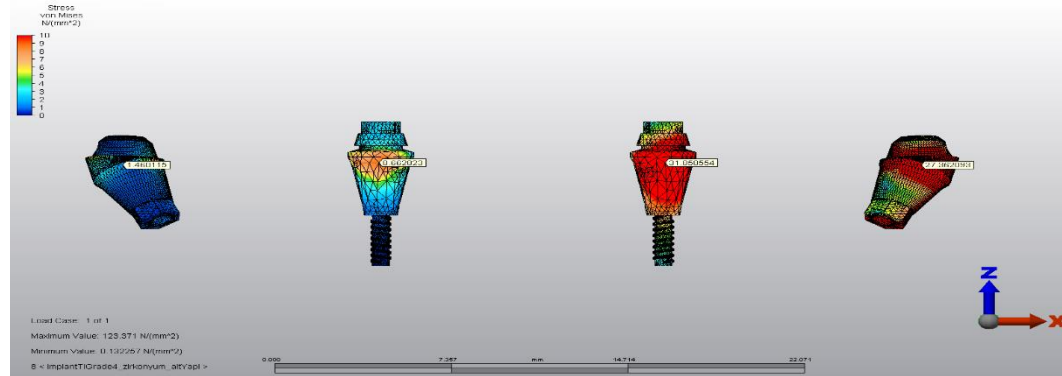
Abutmentlarda görülen Von Mises değer bulguları implantlarda görülen değerlerle paralellik göstermektedir.



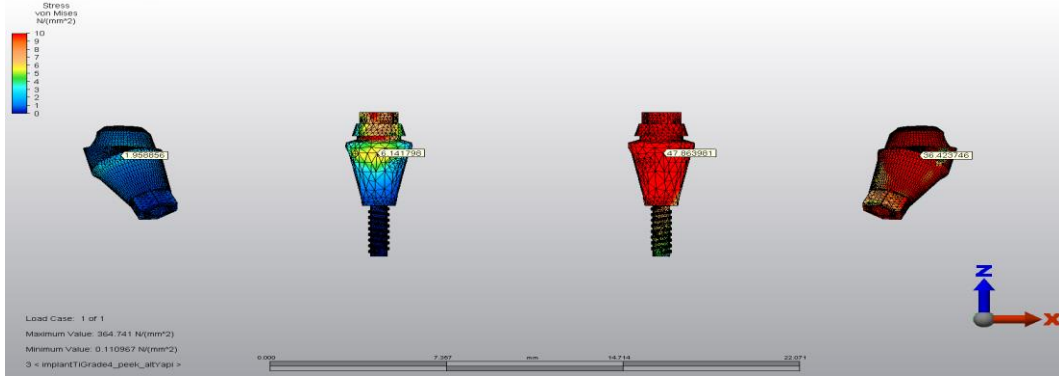
Şekil 4.4.1: Model 1 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



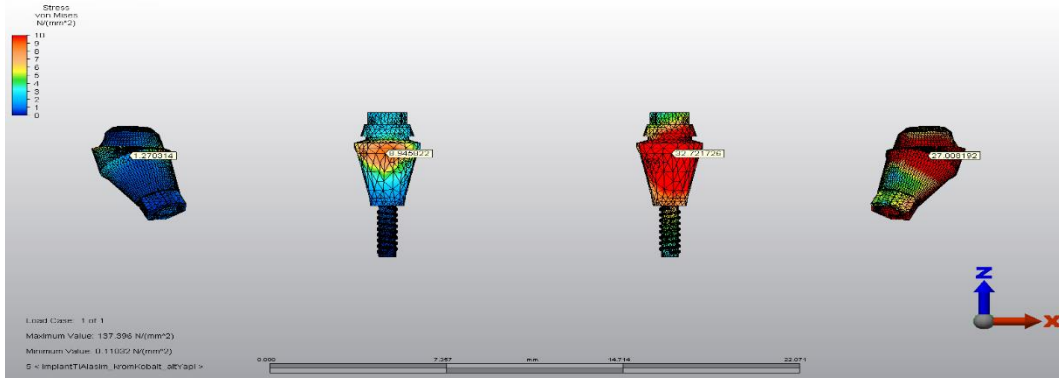
Şekil 4.4.2: Model 2 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



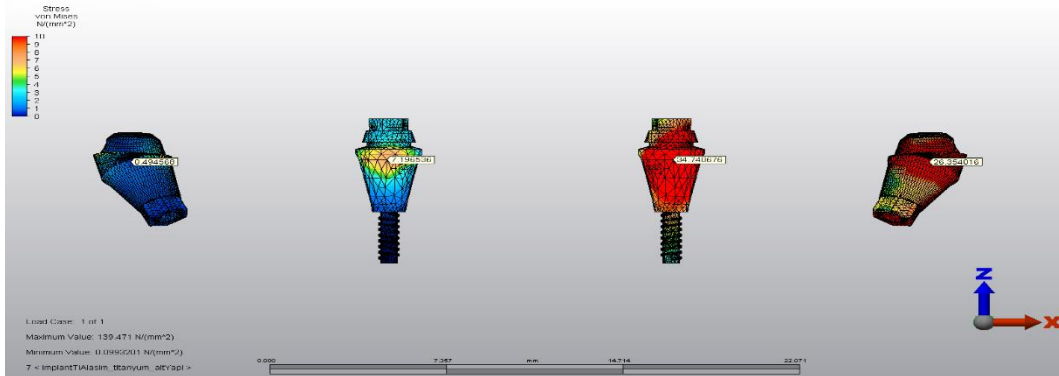
Şekil 4.4.3: Model 3 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



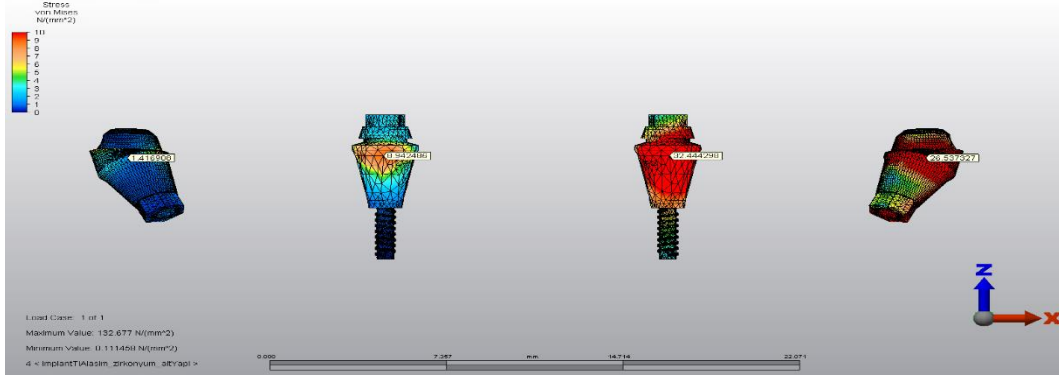
Şekil 4.4.4: Model 4 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



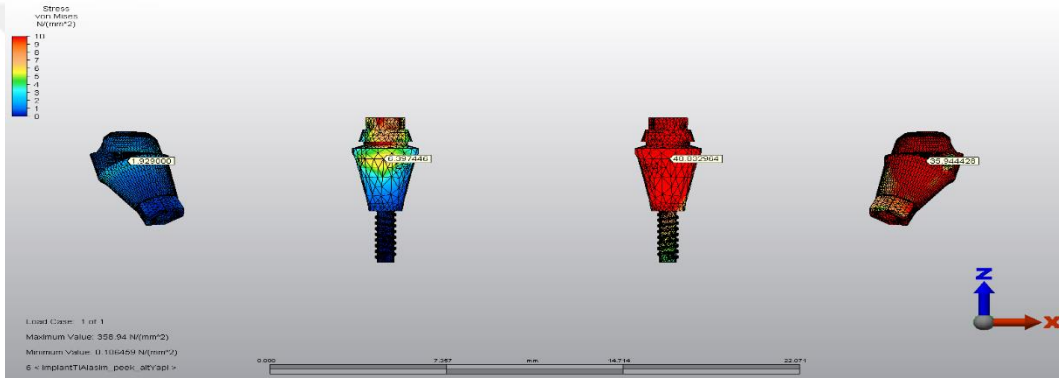
Şekil 4.4.5: Model 5 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



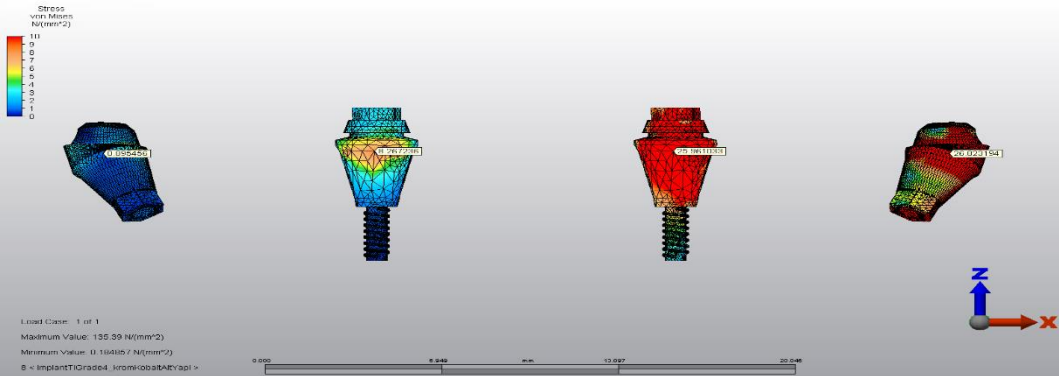
Şekil 4.4.6: Model 6 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



Şekil 4.4.7: Model 7 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )

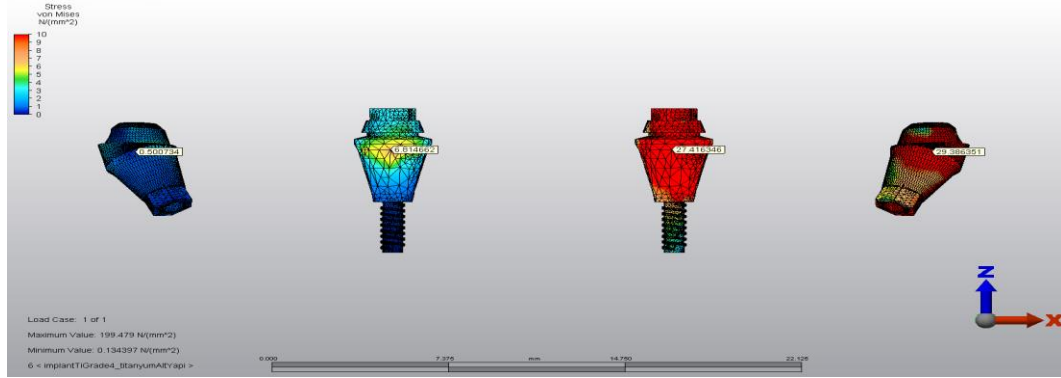


Şekil 4.4.8: Model 8 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )

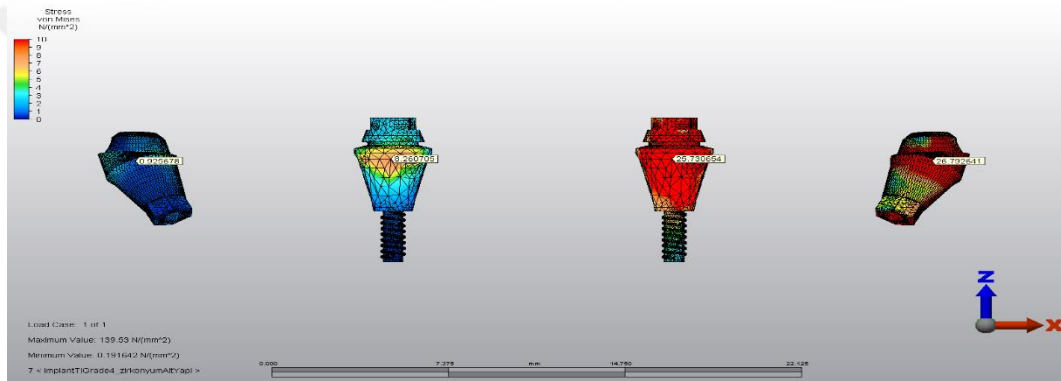


Şekil 4.4.9: Model 9 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )

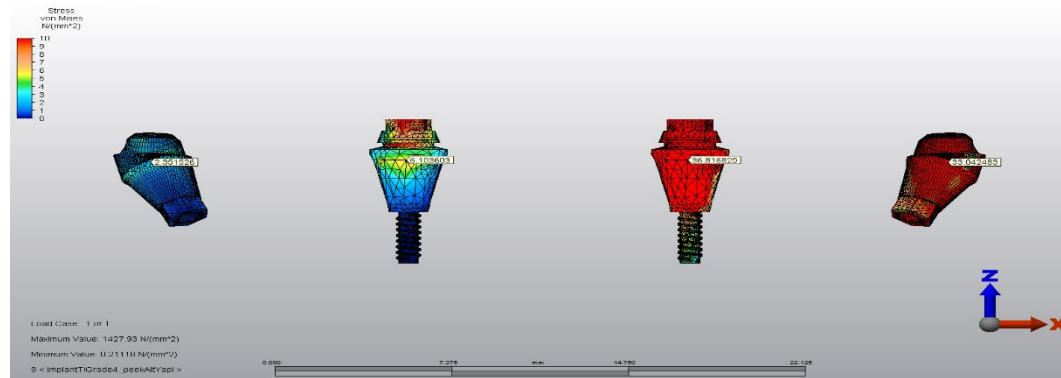




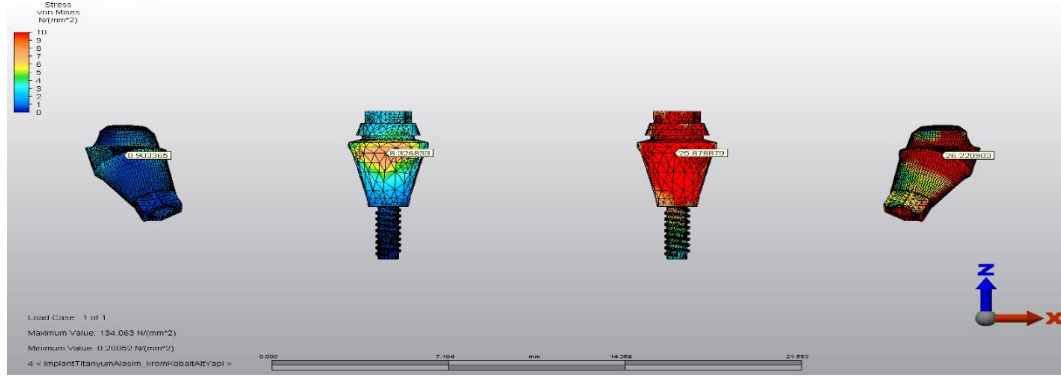
Şekil 4.4.10: Model 10 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



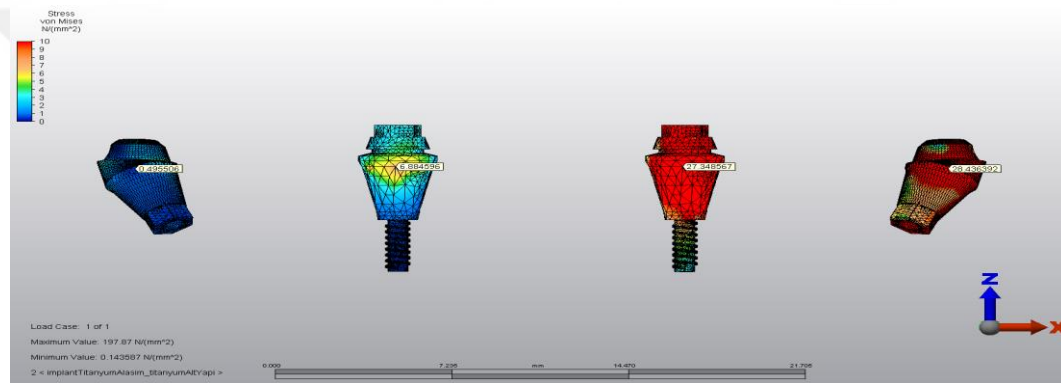
Şekil 4.4.11: Model 11 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



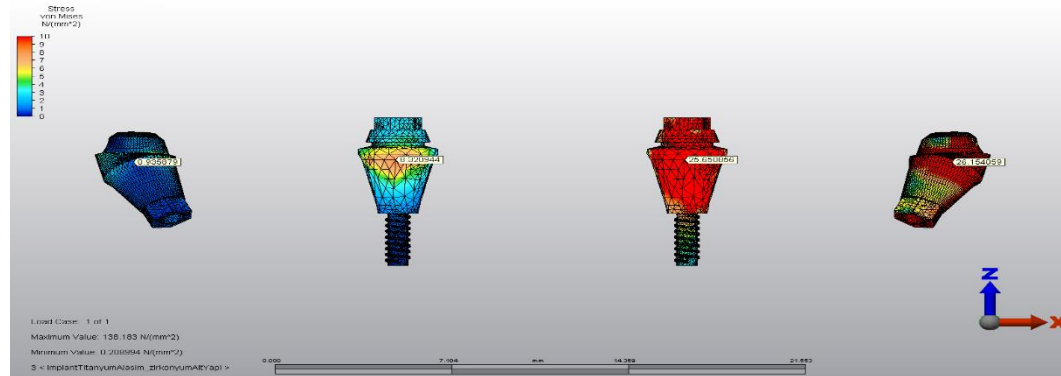
Şekil 4.4.12: Model 12 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



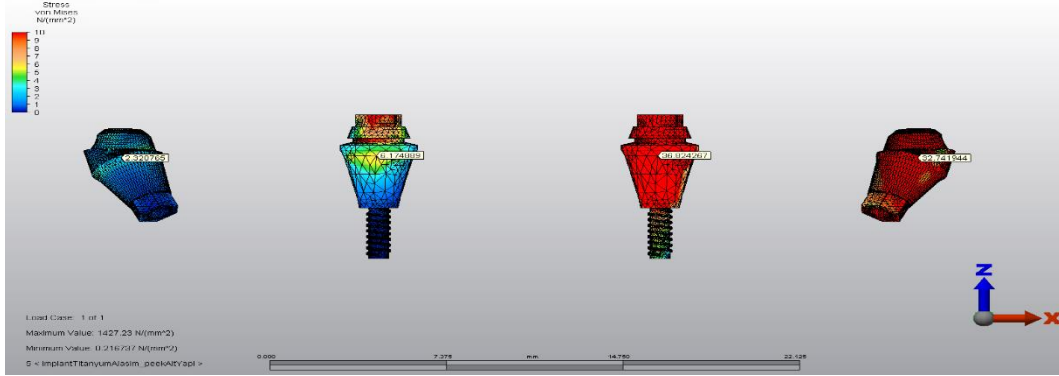
Şekil 4.4.13: Model 13 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



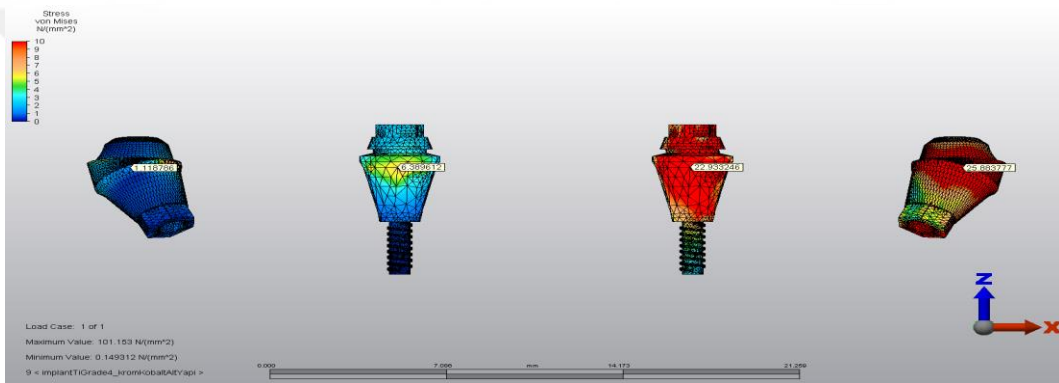
Şekil 4.4.14: Model 14 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



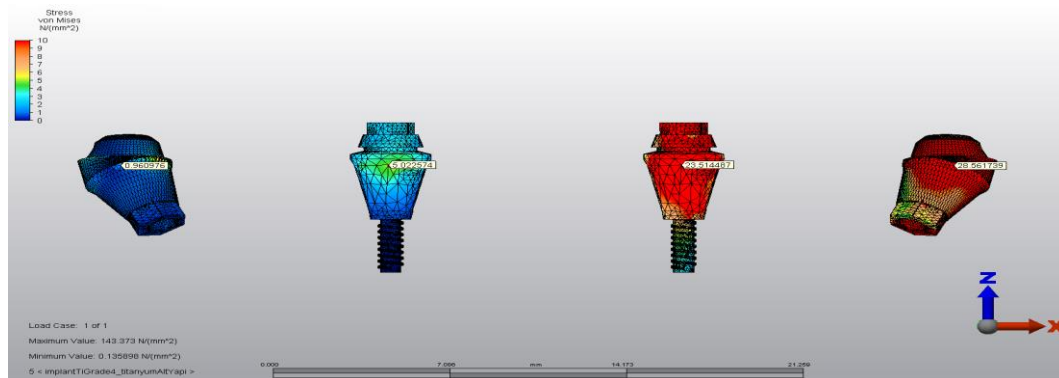
Şekil 4.4.15: Model 15 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



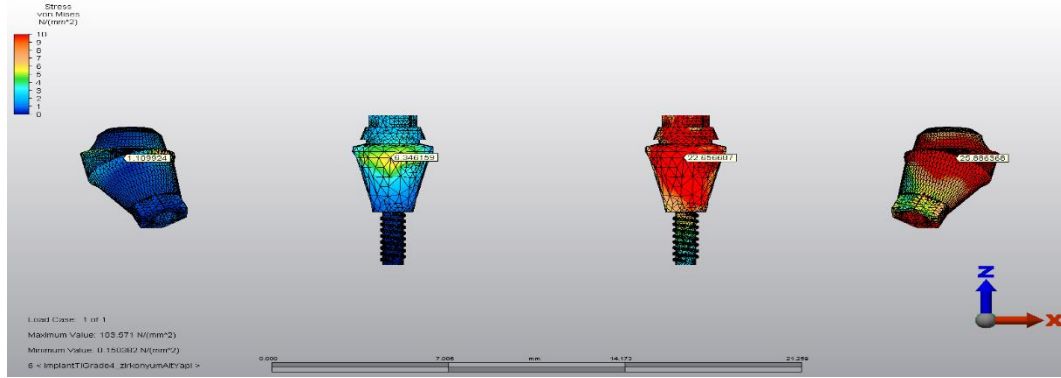
Şekil 4.4.16: Model 16 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



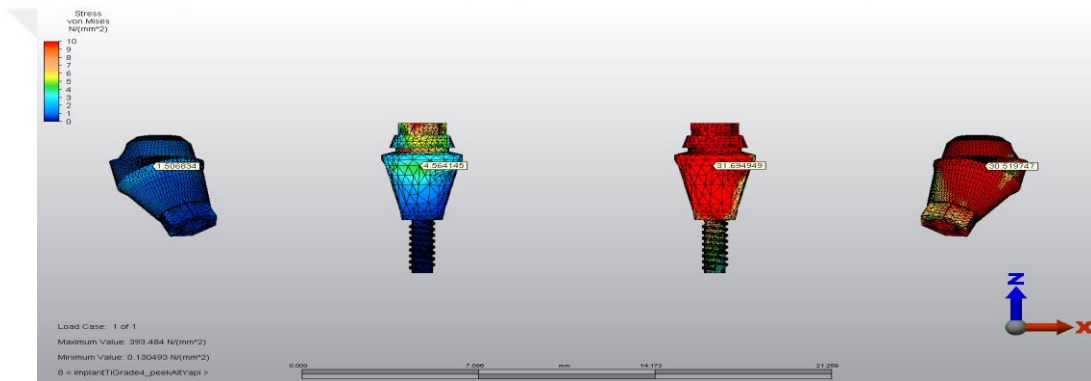
Şekil 4.4.17: Model 17 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



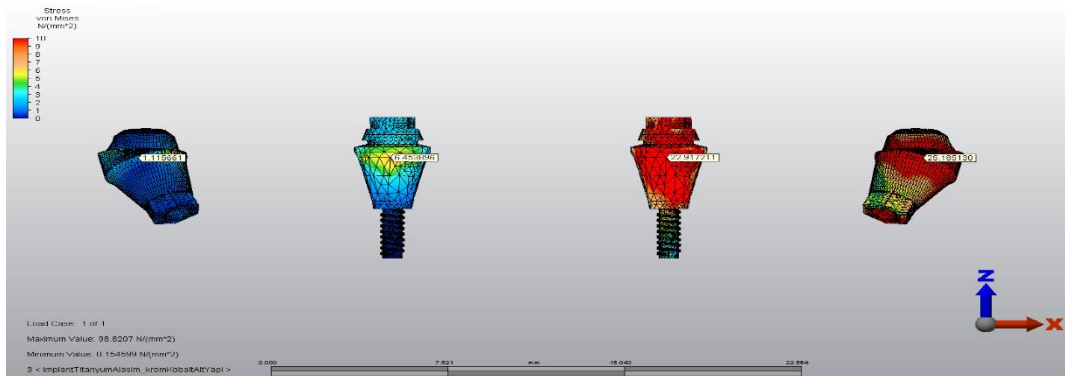
Şekil 4.4.18: Model 18 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



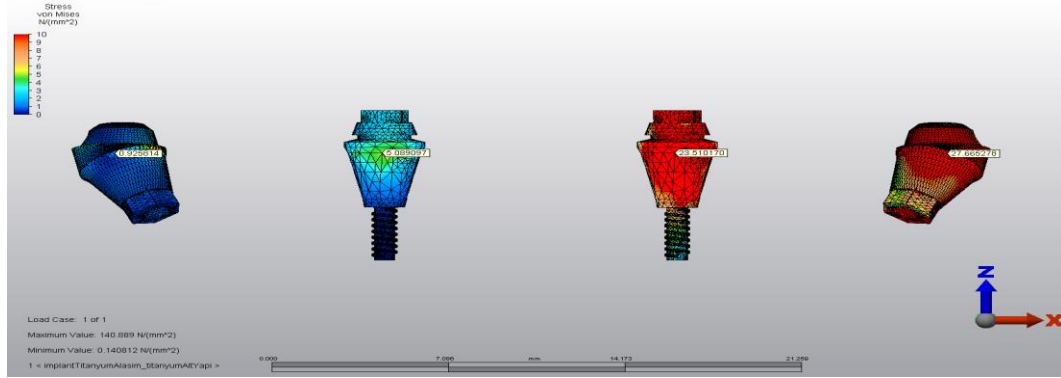
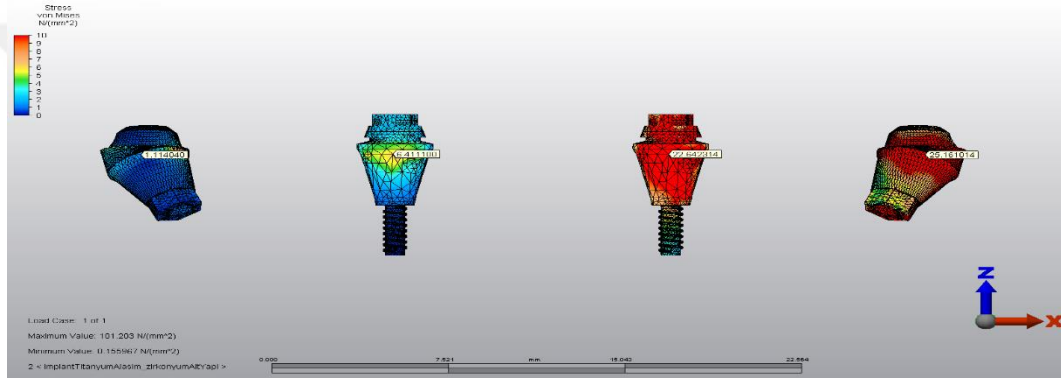
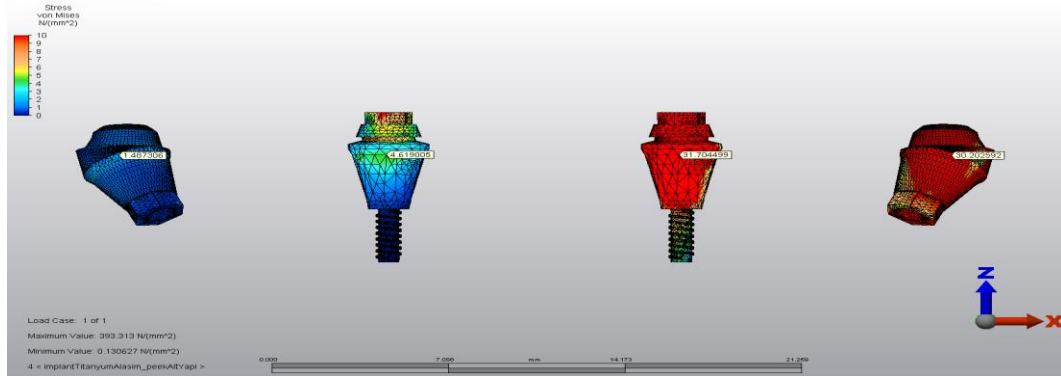
Şekil 4.4.19: Model 19 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



Şekil 4.4.20: Model 20 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



Şekil 4.4.21: Model 21 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )

4.4.22: Model 22 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )4.4.23: Model 23 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )Şekil 4.4.24: Model 24 de abutmentlarda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )

#### 4.5 ALT YAPI ÜZERİNDE GÖRÜLEN VON MİSES BULGULARI (ΣVM)

**Model 1 (1. Grup; Grade 4; Cr-Co):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında  $24,030567 \text{ N/mm}^2$  5 ile 6 nolu işler arasında ise  $27,205794 \text{ N/mm}^2$  değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.1).

**Model 2 (1. Grup; Grade 4; Titanyum):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında  $18,509138 \text{ N/mm}^2$  5 ile 6 nolu işler arasında ise  $25,509015 \text{ N/mm}^2$  değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.2).

**Model 3 (1. Grup; Grade 4; Zirkonya):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında  $16,774860 \text{ N/mm}^2$  5 ile 6 nolu işler arasında ise  $27,669468 \text{ N/mm}^2$  değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.3).

**Model 4 (1. Grup; Grade 4; PEEK):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında  $2,770470 \text{ N/mm}^2$  5 ile 6 nolu işler arasında ise  $5,658102 \text{ N/mm}^2$  değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.4).

**Model 5 (1. Grup; Alaşım; Cr-Co):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında  $23,724548 \text{ N/mm}^2$  5 ile 6 nolu işler arasında ise  $26,896430 \text{ N/mm}^2$  değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.5).

**Model 6 (1. Grup; Alaşım; Titanyum):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında  $21,303125 \text{ N/mm}^2$  5 ile 6 nolu işler arasında ise  $25,333440 \text{ N/mm}^2$  değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.6).

**Model 7 (1. Grup; Alaşım; Zirkonya):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında  $26,608413 \text{ N/mm}^2$  5 ile 6 nolu işler arasında ise  $27,280686 \text{ N/mm}^2$  değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.7).

**Model 8 (1. Grup; Alaşım; PEEK):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında 1,832502 N/mm<sup>2</sup> 5 ile 6 nolu işler arasında ise 5,011227 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.8).

**Model 9 (2. Grup; Grade 4; Cr-Co):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında 24,030567 N/mm<sup>2</sup> 5 ile 6 nolu işler arasında ise 27,205794 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.9).

**Model 10 (2. Grup; Grade 4; Titanyum):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında 20,469676 N/mm<sup>2</sup> 5 ile 6 nolu işler arasında ise 27,972496 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.10).

**Model 11 (2. Grup; Grade 4; Zirkonya):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında 21,164014 N/mm<sup>2</sup> 5 ile 6 nolu işler arasında ise 23,799302 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.11).

**Model 12 (2. Grup; Grade 4; PEEK):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında 3,646706 N/mm<sup>2</sup> 5 ile 6 nolu işler arasında ise 5,022648 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.12).

**Model 13 (2. Grup; Alaşım; Cr-Co):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında 24,127964 N/mm<sup>2</sup> 5 ile 6 nolu işler arasında ise 25,071059 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.13).

**Model 14 (2. Grup; Alaşım; Titanyum):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında 18,880810 N/mm<sup>2</sup> 5 ile 6 nolu işler arasında ise 26,078492 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.14).

**Model 15 (2. Grup; Alaşım; Zirkonya):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında

23,126483 N/mm<sup>2</sup> 5 ile 6 nolu işler arasında ise 30,250073 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.15).

**Model 16 (2. Grup; Alaşım; PEEK):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında 3,776610 N/mm<sup>2</sup> 5 ile 6 nolu işler arasında ise 5,173615 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.16).

**Model 17 (3. Grup; Grade 4; Cr-Co):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında 22,808936 N/mm<sup>2</sup> 5 ile 6 nolu işler arasında ise 25,928868 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.17).

**Model 18 (3. Grup; Grade 4; Titanyum):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında 17,753017 N/mm<sup>2</sup> 5 ile 6 nolu işler arasında ise 25,784796 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.18).

**Model 19 (3. Grup; Grade 4; Zirkonya):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında 20,420431 N/mm<sup>2</sup> 5 ile 6 nolu işler arasında ise 26,695898 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.19).

**Model 20 (3. Grup; Grade 4; PEEK):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında 3,346664 N/mm<sup>2</sup> 5 ile 6 nolu işler arasında ise 4,890025 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.20).

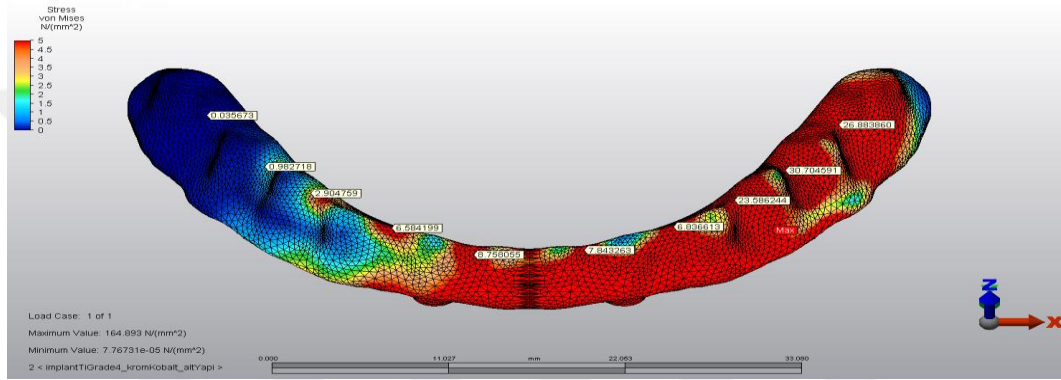
**Model 21 (3. Grup; Alaşım; Cr-Co):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında 21,784384 N/mm<sup>2</sup> 5 ile 6 nolu işler arasında ise 26,667496 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.21).

**Model 22 (3. Grup; Alaşım; Titanyum):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında 17,160762 N/mm<sup>2</sup> 5 ile 6 nolu işler arasında ise 25,956565 N/mm<sup>2</sup> değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.22).

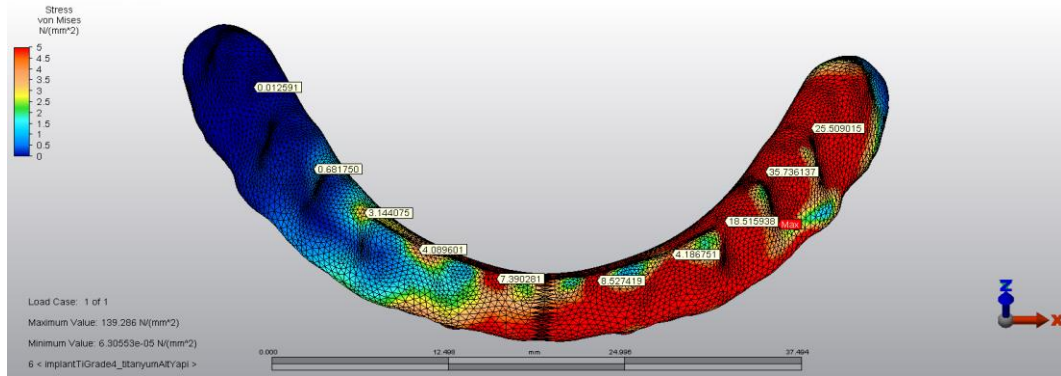


**Model 23 (3. Grup; Alaşım; Zirkonya):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarındaki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında  $21,852073 \text{ N/mm}^2$  5 ile 6 nolu işler arasında ise  $27,843891 \text{ N/mm}^2$  değerinde bulunmuştur (Şekil 4.4.23).

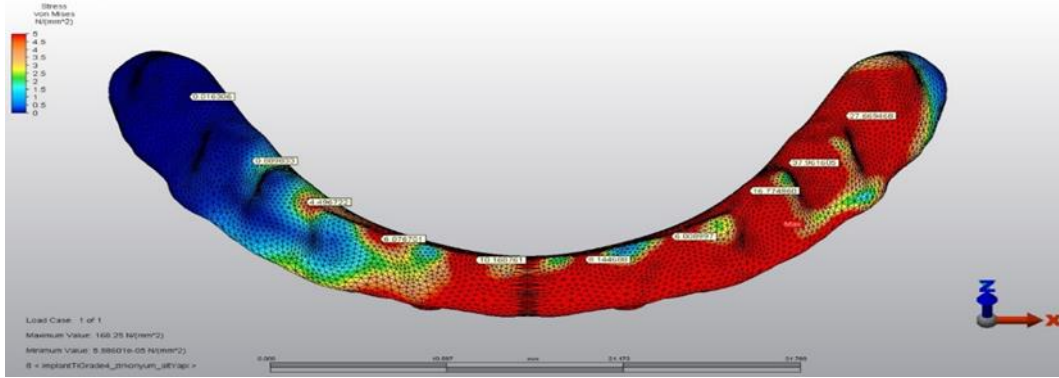
**Model 24 (3. Grup; Alaşım; PEEK):** Alt yapıda konnektör bölgelerindeki en yüksek Von Mises stresi 3 ile 4 numaralı dişler arasında  $2,811803 \text{ N/mm}^2$  değerinde bulunmuştur. İmplant abutment birleşim bölgelerinde en yüksek Von Mises değeri  $5,065159 \text{ N/mm}^2$  olarak bulunmuştur (Şekil 4.4.24).



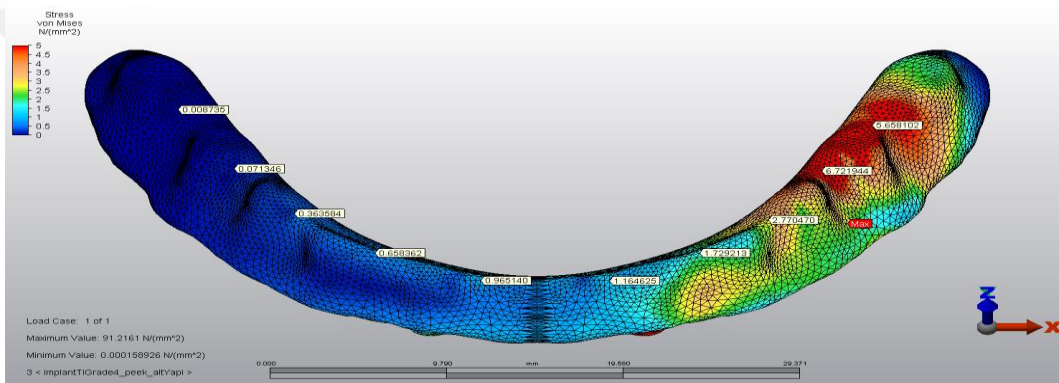
Şekil 4.5.1: Model 1 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



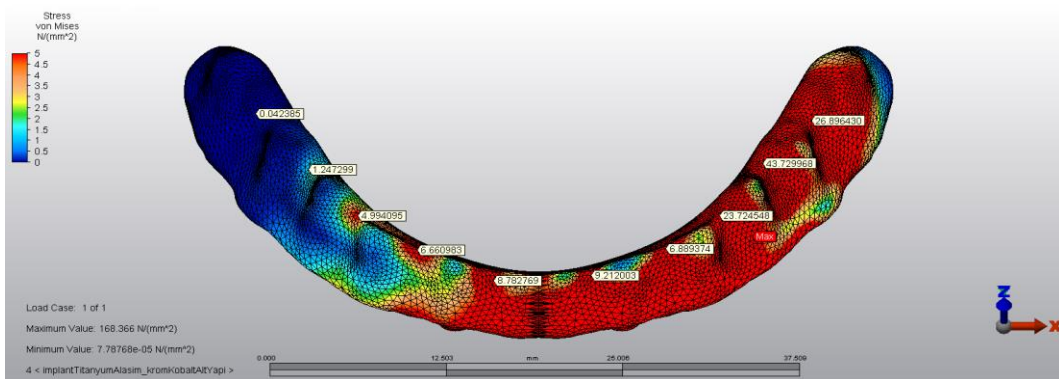
Şekil 4.5.2: Model 2 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



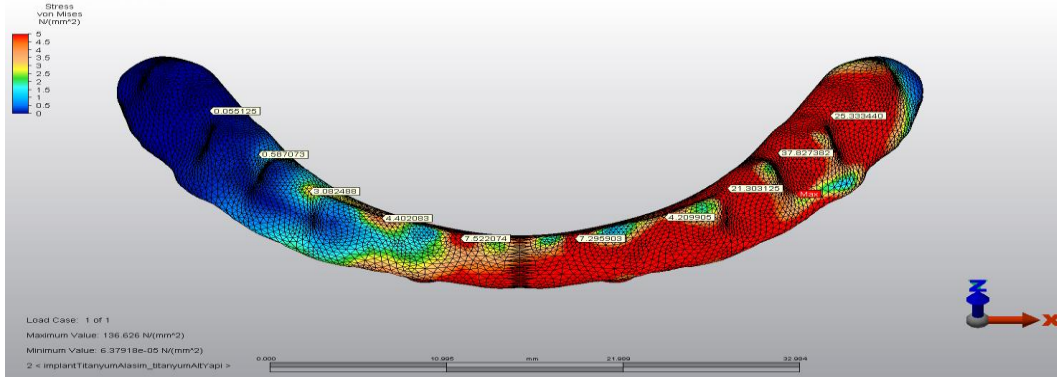
Şekil 4.5.3: Model 3 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



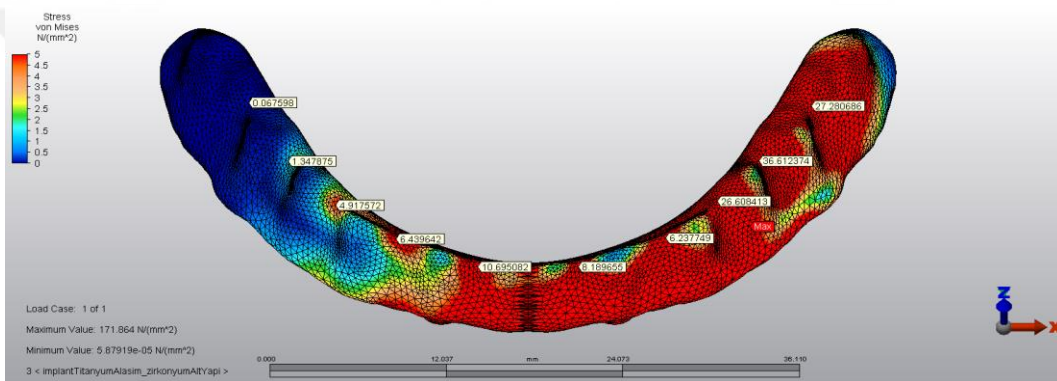
Şekil 4.5.4: Model 4 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



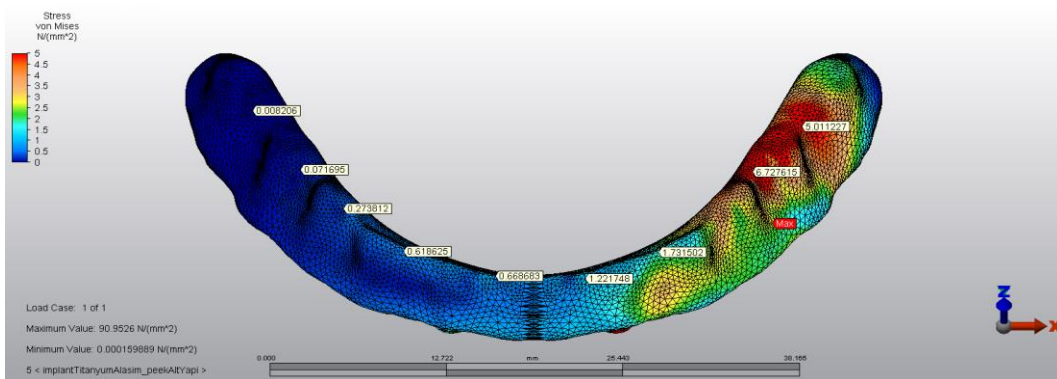
Şekil 4.5.5: Model 5 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



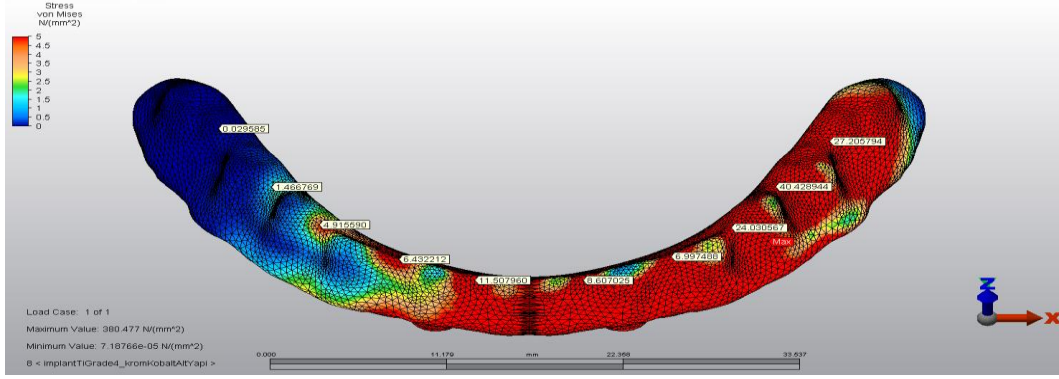
Şekil 4.5.6: Model 6 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



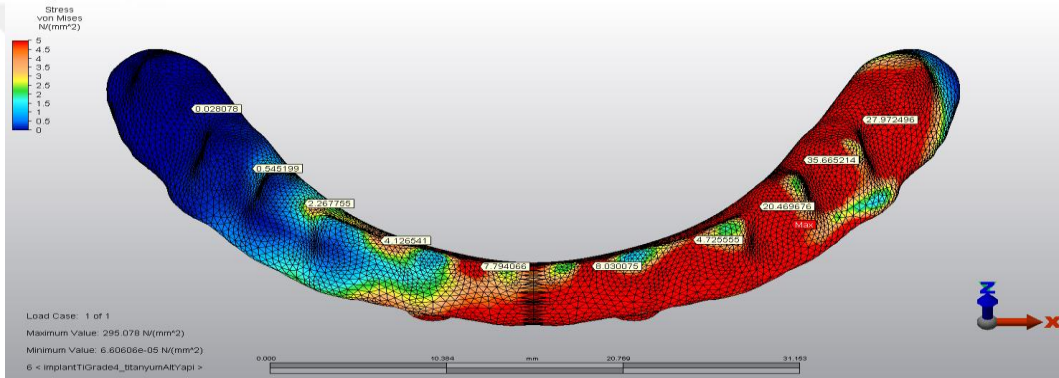
Şekil 4.5.7: Model 7 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



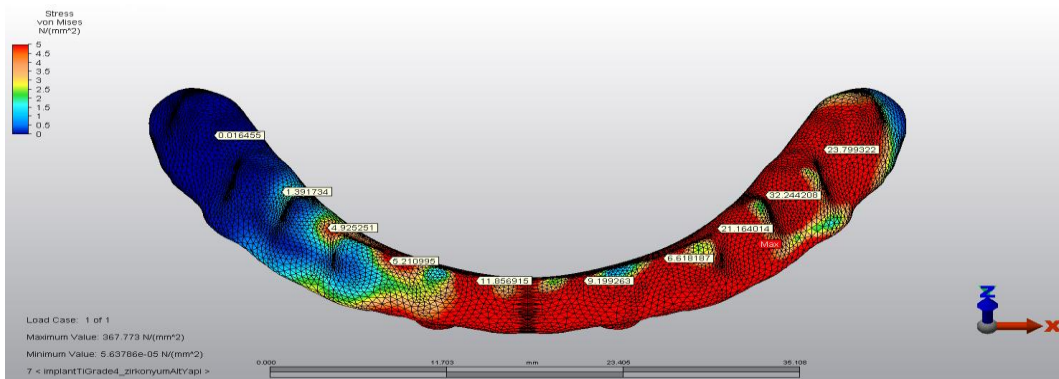
Şekil 4.5.8: Model 8 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )



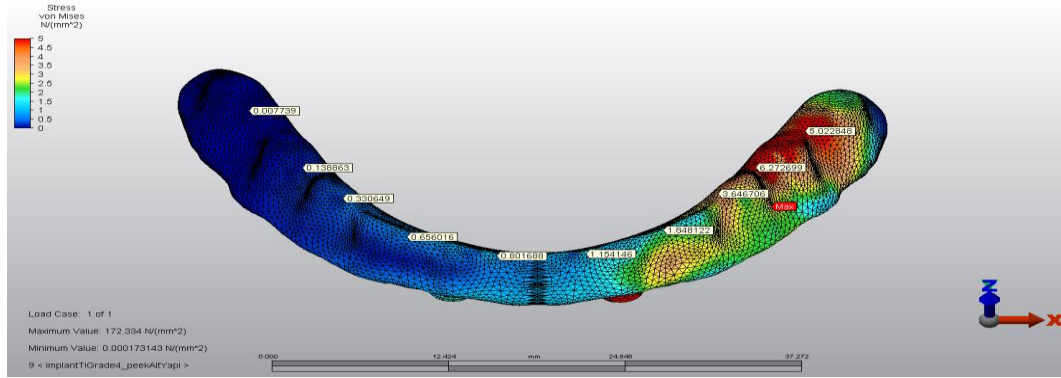
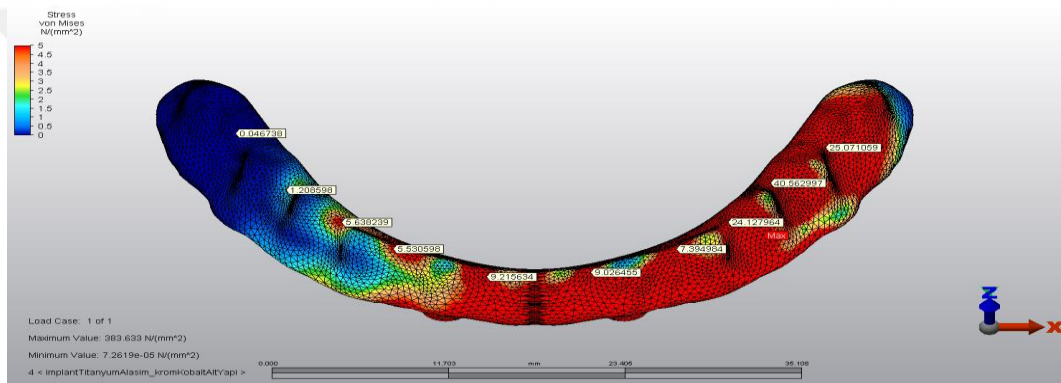
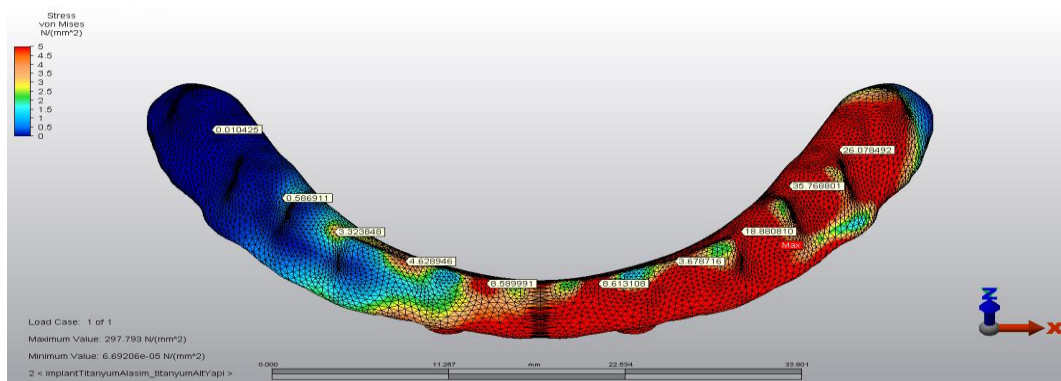
Şekil 4.5.9: Model 9 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_vM$ )



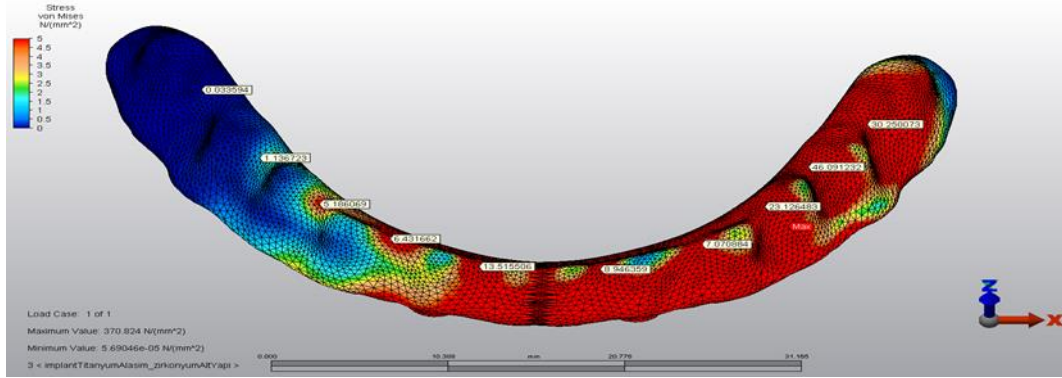
Şekil 4.5.10: Model 10 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_vM$ )



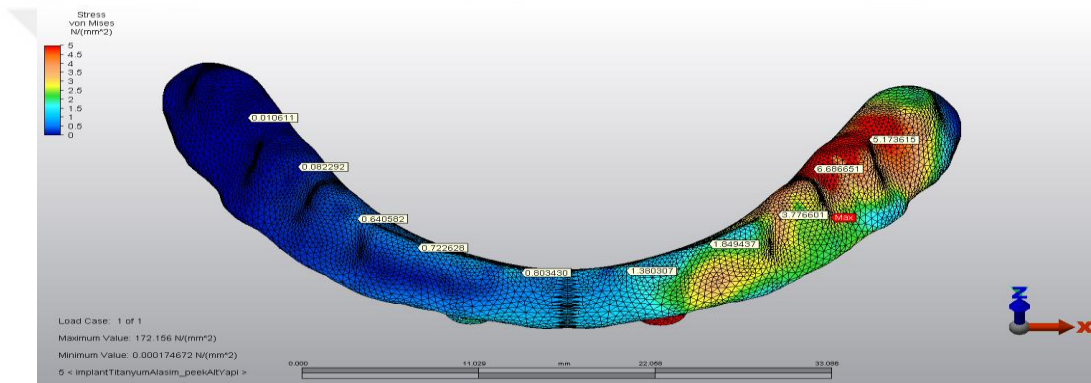
Şekil 4.5.11: Model 11 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_vM$ )

Şekil 4.5.12: Model 12 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )Şekil 4.5.13: Model 13 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )Şekil 4.5.14: Model 14 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )

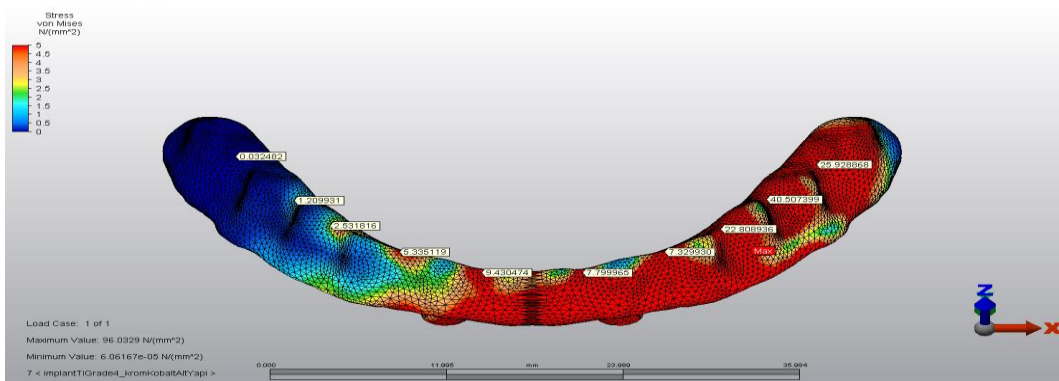




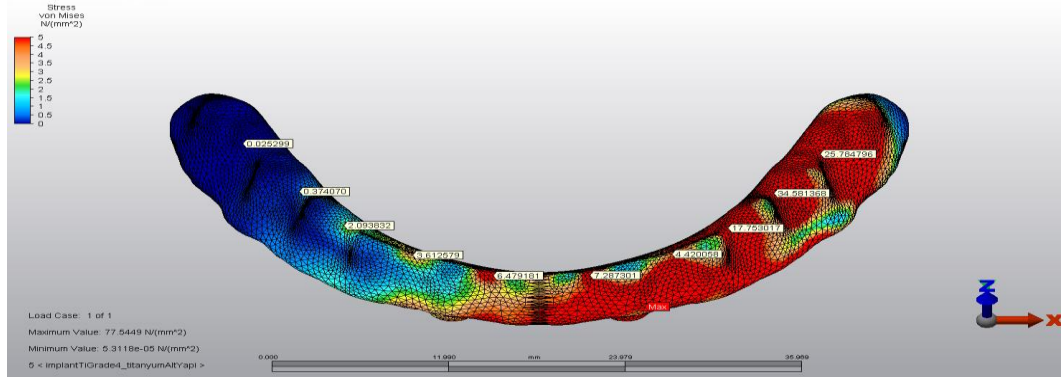
Şekil 4.5.15: Model 15 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_vM$ )



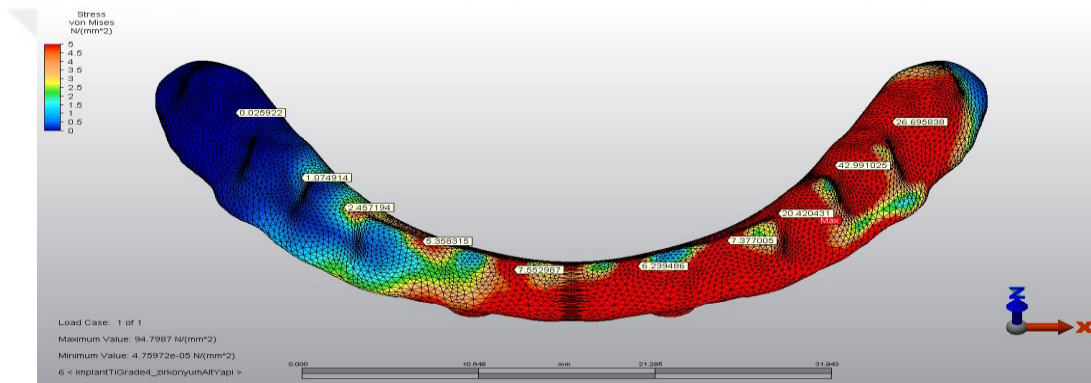
Şekil 4.5.16: Model 16 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_vM$ )



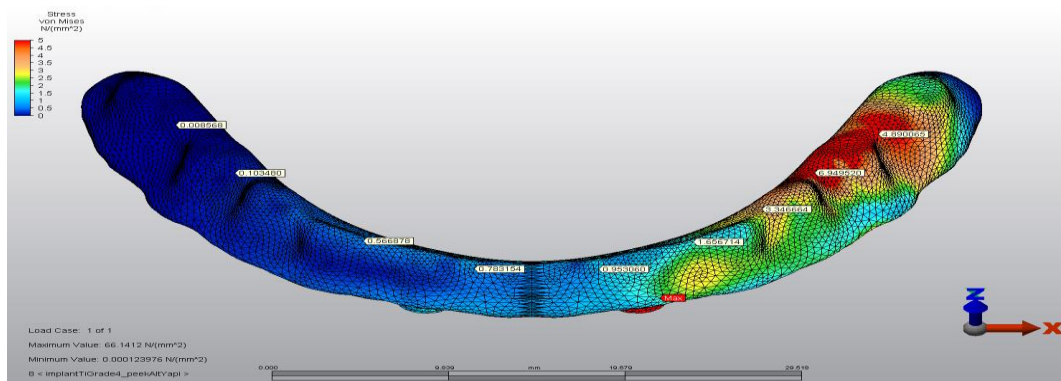
Şekil 4.5.17: Model 17 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_vM$ )



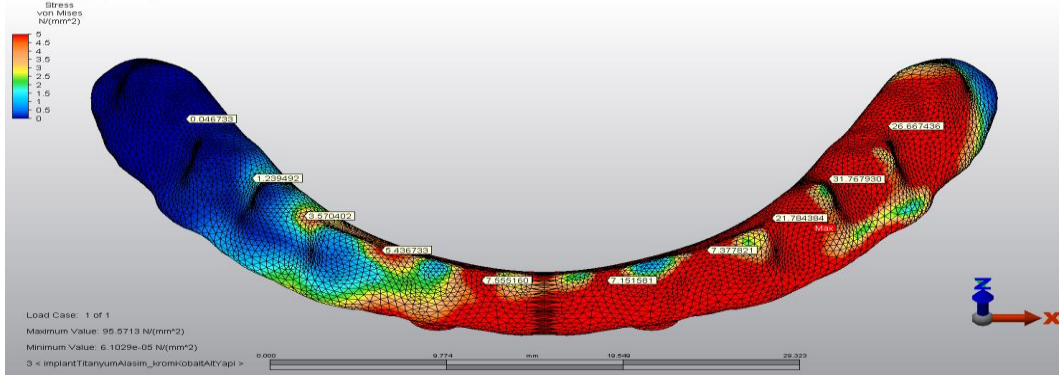
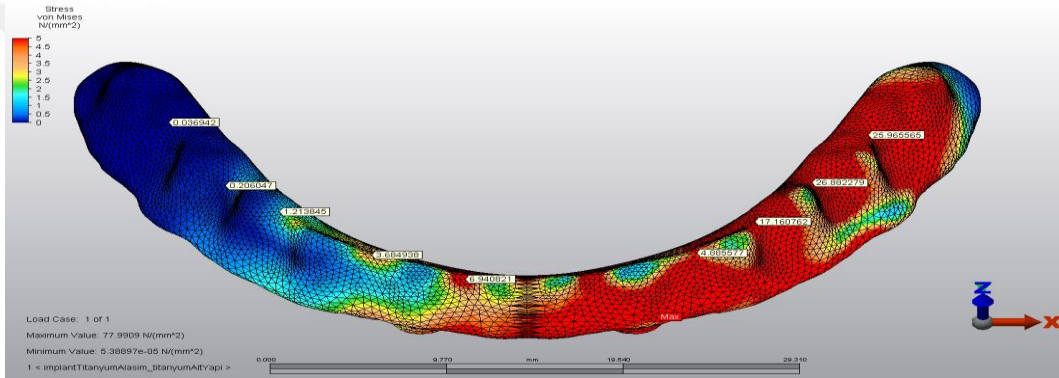
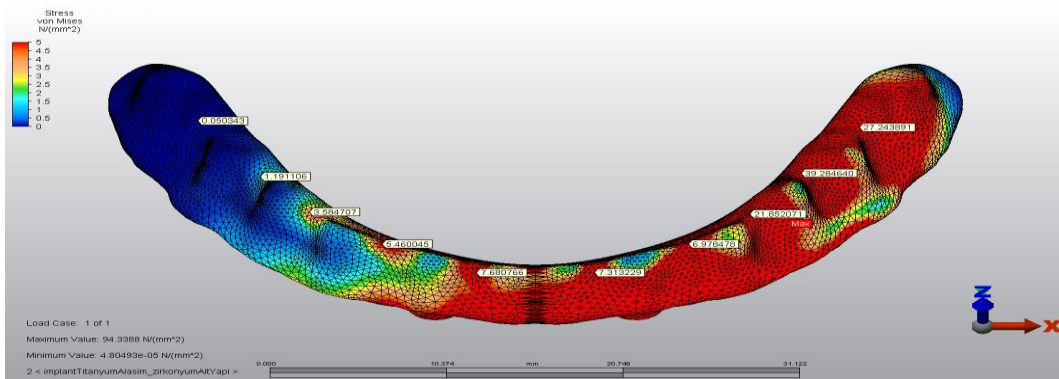
Şekil 4.5.18: Model 18 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_vM$ )



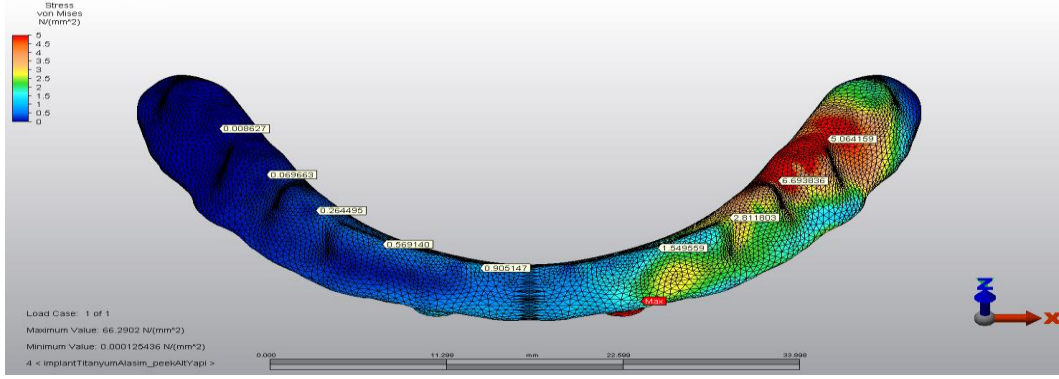
Şekil 4.5.19: Model 19 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_vM$ )



Şekil 4.5.20: Model 20 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_vM$ )

Şekil 4.5.21: Model 21 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )Şekil 4.5.22: Model 22 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )Şekil 4.5.23: Model 23 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )





Şekil 4.5.24: Model 24 de alt yapıda oluşan Von Mises stresleri ( $\sigma_M$ )

Alt yapılarda konnektör bölgelerindeki seçili düğüm noktalarında en yüksek Von Mises değeri model 5 de posterior konnektör bölgesinde en düşük ise model 8 de anterior konnektör bölgesinde izlenmiştir. (Tablo 4.7)

İmplant materyallerinden bağımsız olarak alt yapılar ve çaplar karşılaştırıldıklarında en büyük değerlere sahip Grup 3'deki elastik modüdü daha düşük titanyum ve PEEK alt yapılarında maksimum Von Mises değerleri daha anteriorda 2 ile 3 nolu dişlerin konnektör bölgesinde saptanmıştır. Fakat krom-kobalt ve zirkonya alt yapılarının bütün gurupları, titanyum ve PEEK'in Grup 1 ve Grup 2'sindeki maksimum Von Mises değerleri 4 ile 5 nolu dişlerin konnektör bölgesinde izlenmiştir. (Tablo 4.7)

Alt yapılar kendi aralarında değerlendirildiğinde en yüksek Von Mises değerleri krom kobalt ve zirkonyada en düşük ise PEEK' de izlenmiştir (Tablo 4.7).

Diğer değişkenlerden bağımsız olarak çaplar değerlendirildiğinde Grup 1, Grup 2 ve Grup 3 arasında anlamlı farklar gözlenmemiştir (Tablo 4.)

Tablo 4.7 Alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan Von Mises stres değerleri (N/mm<sup>2</sup>)

		Alt yapı materyali	grade4			alaşım	
			Konnektör bölg.(ant.)	Konnektör bölg.(post.)		Konnektör bölg.(ant.)	Konnektör bölg.(post.)
Grup 1	Model 1	cr-co	23,586244	26,883860	Model 5	23,724548	26,896430
	Model 2	titanyum	18,509138	25,509015	Model 6	21,303125	25,333440
	Model 3	zirkonya	16,774860	27,669468	Model 7	26,608413	27,280686
	Model 4	peek	2,770470	5,658102	Model 8	1,832502	5,011227
Grup 2	Model 9	cr-co	24,030567	27,205794	Model 13	24,127964	25,071059
	Model 10	titanyum	20,469676	27,972496	Model 14	18,880810	26,078492
	Model 11	zirkonya	21,164014	29,799302	Model 15	23,126483	30,250073
	Model 12	peek	3,646706	5,022648	Model 16	3,776610	5,173615
Grup 3	Model 17	cr-co	22,808936	25,928868	Model 21	21,784384	26,667496
	Model 18	titanyum	17,753017	25,784796	Model 22	17,160762	25,956565
	Model 19	zirkonya	20,420431	26,695898	Model 23	21,852071	27,843891
	Model 20	peek	3,346664	4,890025	Model 24	2,811803	5,065159

## 5. TARTIŞMA

Dental implantlar aracılığıyla total ve parsiyel dişsiz arkların sabit restorasyonlar ile rehabilitasyonu günümüzde bilimsel olarak kabul edilmiş başarılı bir tedavi yöntemidir (Misch & Kutay, 2009). Dişsiz arklara implantlar aracılığıyla sabit protezlerin kazandırılması tam protezlerle karşılaştırıldığında ısırma kuvvetinin artmasıyla birlikte çiğneme fonksiyonunu artırmaktadır (Bellini at al, 2009). Uzun süreli dişsizlik nedeniyle posterior bölgede yeterli kemiğin olmadığı ve/veya sinüs augmentasyonunun gerçekleştirilemediği durumlarda bu bölgelere implant yerleştirilmesi sınırlanmaktadır. Ayrıca atrofik dişsiz maksilla ve mandibulanın implant üstü protetik rehabilitasyonunda mandibuler sinir, mental sinir ve maksiller sinüsler gibi önemli anatomik yapılara zarar vermemek için genellikle aşamalı cerrahi işlemlerin uygulanması gerekmektedir (Babbush ve ark., 2011). Bu gibi nedenlerden dolayı özellikle mandibular dişsiz arkların implant destekli sabit protezlerle rehabilite edilmesi karmaşık bir hale gelebilmektedir.

All-on-four tedavi konsepti ile, premaxilla ve anterior mandibulaya 2 tane dikey ve posterior bölgede ise mandibulada mental foramenin hemen önüne, maksillada ise maksiller sinüsün önüne 2 tane 30-45° açılı implant yerleştirilerek ekstra invaziv cerrahi işlemlere gerek kalmadan sabit tam ark bir protez yapılarak bu anatomik kısıtlamaların üstesinden gelinmektedir (Chan & Holmes, 2015; Chan & Holmes, 2015; De Rossi, Santos, Miglioranza, & Regalo, 2014; Soto-Penaloza ve ark., 2017). Klinik çalışmalar (Malo, Nobre, Lopes, Moss, & Molina, 2011), (Patzelt, Bahat, Reynolds, & Strub, 2014), (Maló, Rangert, & Nobre, 2005) all-on-four konseptinin öngörülebilir bir tedavi olduğunu ve % 99'a yakın kümülatif sağ kalım oranına sahip olduğunu göstermiştir. Bununla birlikte, protez sağkalım oranı diğer implant üstü sabit protezlere göre biraz daha düşüktür (10 yıl sonra% 95'e kadar).

Osseointegre bir implantın başarısı için kemiğe iletilen stresin önemi büyüktür. Stresin fazla olması durumunda kemik rezorbsiyonunun artacağı düşünülmektedir (Çiftçi ve Canay, 2001). Yoğunlaşan stress miktarına bağlı olarak kemiğin ileri derece de rezorbe olması neticesinde implantın kaybedilmesi ve başarısızlık kaçınılmaz olacaktır (Holmes & Loftus, 1997). Bu nedenle all-on-four tedavi konseptinde de tüm implant destekli

protezlerde olduğu gibi proteze gelen stresin implant ve çevre dokulara sağlıklı bir şekilde iletilmesi gerekmektedir. Fonksiyon sırasında ortaya çıkan yüklerin implanta ve ardından kemiğe iletilme şekli implant başarısı için en önemli faktördür (Cehreli, Iplikçioğlu, & Bilir, 2002).

Çiğneme esnasında oluşan stresin implant ve kemiğe başarılı bir şekilde iletilerek protezlerin sağ kalımını artırmak için all-on-four konseptinde kullanılan implant çaplarının, implant materyallerinin ve alt yapı materyallerinin biyomekanik davranışlarının ve stres dağılımının daha fazla araştırılması gerekmektedir. Bu çalışmada farklı implant çapları, farklı implant materyalleri ve farklı alt yapı materyalleri kullanılarak implant, implant çevresi kemik, alt yapı ve abutmentlarda oluşturan streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanılarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda all-on-four tekniğine göre mandibulaya yerleştirilen saf titanyum ve titanyum-zirkonyum alaşımından oluşan iki farklı implant materyali için implantların çapları değiştirilerek üç farklı konfigürasyon oluşturulmuştur. Her bir konfigürasyon için krom-kobalt, titanyum, zirkonya ve PEEK'ten üretilmiş protez alt yapı materyalleri kullanılmıştır.

Yaptığımız çalışmanın sonuçlarına göre farklı implant çaplarının ve farklı protetik alt yapı materyallerinin kullanılmasının implant çevresindeki kemikte oluşan gerilme ve sıkışma streslerinde (maksimum principal, minimum principal) ve aynı değişkenlerin implant, abutment ve alt yapıda oluşan Von Mises streslerinde farklılık oluşturacağı yönündeki hipotezimiz kabul edilmiştir. Fakat farklı implant materyallerinin, kemikte oluşturacağı gerilme ve sıkışma streslerinde (maksimum principal, minimum principal) farklılık oluşturacağı hipotezimiz ise reddedilmiştir.

Dental implantların uzun vadeli başarısı biyomekanik faktörlere bağlıdır. Fonksiyonlarla beraber oluşan gerilmelere bağlı stres değerleri kemiğin taşıma kapasitesini aştığında, kemikte rezorbsiyon gerçekleşir ve implantlarda kayıplar görülür (Turker, Buyukkaplan, Sadowsky, & Ozarslan, 2019). Biyomekanik faktörlerin implant destekli protezlerin başarısındaki rolünün sadece in vivo çalışmalarla belirlenmesi imkansızdır. Bunun yanında in vitro ve in vivo çalışmalarda standardizasyonun sağlanması oldukça zordur. Sonlu elemanlar stres analizleri ile standardizasyon sağlanabilmekte ve stres dağılımları dijital olarak belirlenebilmektedir (Gianpaolo

Sannino, Pozzi, Schiavetti, & Barlattani, 2012). Aynı zamanda sonlu elemanlar analizi sadece amaçlanan faktörleri değiştirerek ve tüm diğer faktörleri sabit tutarak analizlerin gerçekleştirilmesine imkan sağlamaktadır (De Rossi ve ark., 2014). Bu avantajlar nedeniyle çalışmamız sonlu elemanlar stres analizi ile gerçekleştirilmiştir.

Ancak sonlu elemanlar analizinde, dental implantın ve implant çevresindeki kemik dokusunun ve davranışının taklit edilebilmesi kolay değildir. Bu sebeple modelleme yapılırken, analizin yapılabilmesi için belirli varsayımlar yapılması gerekmektedir (Akça ve ark., 2002). Bu varsayımları sıralayacak olursak; kullanılan materyal özellikleri, kemiğin ve modellenecek implantın detaylı geometrisi, kemik-implant arasındaki ilişki ve sınır koşullarıdır (Geng ve ark., 2001; Koriath & Versluis, 1997).

Sonlu elemanlar analizinde, trabeküler ve kortikal kemik, kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve Poisson oranları için evrensel olarak kabul edilen bir değer mevcut değildir (Bölükbaşı ve ark., 2012). Kemik gerçekte homojen olmayan, anizotropik, viskoelastik bir yapı olmasına karşın (Natali, 2003) yapılan çalışmalarda modeli basitleştirerek analizi tamamlayabilmek amacıyla trabeküler ve kortikal kemiğin homojen, izotropik ve doğrusal elastik oldukları varsayılmaktadır. Bu nedenle bu çalışmada da diğer çalışmalarda (Bhering ve ark., 2016; Cinel ve ark., 2018; Ozan & Kurtulmus-Yilmaz, 2018) olduğu gibi trabeküler ve kortikal kemik homojen, izotropik ve doğrusal elastik olarak varsayılmıştır.

Çalışmamızda kullandığımız elastik modülü ve poisson oranı için ise literatürdeki en çok kullanılan değerlerden yararlanılmıştır (Aritza Brizuela-Velasco ve ark., 2017; Marcian ve ark., 2014; Ozan & Kurtulmus-Yilmaz, 2018).

Sonlu eleman analizi ile yukarıda bahsettiğimiz kemiğin modellenmesinin zor olduğu gibi osseointegrasyonun da tam olarak modellenmesi imkansızdır. Çünkü histomorfometrik çalışmalar hiçbir zaman kemik implantı ara yüzeyinin % 100 osseointegre olmadığını göstermiştir (Bhering ve ark., 2016). Fakat sonlu elemanlar analizlerinde modellenmesi zor olduğu için osseointegrasyon %100 olarak düşünülmektedir (Erkmen, Meric, Kurt, Tunc, & Eser, 2011). Çalışmamızda da, dental implantların alveol kemiğine osseointegrasyonun %100 olduğu varsayılmıştır.

2D veya 3D sonlu eleman modelinin yapılıp yapılmayacağına karar vermek sonlu elemanlar analizi kullanımında önemli bir konudur. 2D modellemenin yapılması daha kolaydır ve model oluşturmak için çok gelişmiş bilgisayar programlarına gerek kalmamaktadır (Erkmen ve ark., 2011). Fakat yapılan çalışmalarda, dental restorasyonların gerilme analizlerini ölçmek için 2D modellemenin yetersiz kaldığı sonucuna varılmıştır (Erkmen ve ark., 2011). Bu nedenle, çalışmamızda 3D modelleme yapılmıştır.

All-on-four tedavi konseptinde mental foreminin önüne yerleştirilen posterior implantlar 30-45° aralığında yerleştirilebilmektedir. Bununla birlikte all-on-four tedavisinde farklı implant eğim ve kantilever uzunluğunun biyomekanik karşılaştırılmasının yapıldığı bir çalışmada 30 ve 45° eğimli posterior implantların, düz ve 17° eğimli gruplara göre daha iyi stres dağılımları gösterdiği rapor edilmiştir (Liu, Mu, Yu, Wang, & Huang, 2019; Ozan & Kurtulmus-Yilmaz, 2018; Saleh Saber, Ghasemi, Koodaryan, Babaloo, & Abolfazli, 2015). Bu sebeple yapılan bu çalışmada da posterior implantlar mental foreminin önüne 30° eğimlendirilerek modellenmiştir.

Posterior bölgeye daha uzun implantlar yerleştirilerek ve bu implantlar eğimlendirilerek ankraj artırılmaktadır (Naini, Nokar, Borghei, & Alikhasi, 2011). Bu şekilde kantilever miktarı da azaltılmaktadır (Ozan & Kurtulmus-Yilmaz, 2018). Minimum implant sayısı ve maksimum kantilever uzunluğunu belirlemek için yapılan bir çalışmada ideal stres dağılımı için kantilever uzunluğunu 10 mm olduğu rapor edilmiştir (Stegarioiu et al., 1998). Bu çalışma göz önüne alınarak çalışmamızda protez tasarlanırken kantilever uzunluğunun modellenmesi 10 mm olarak yapılmıştır.

İmplant destekli sabit protezlerde gümüş-palladyum, krom-kobalt, zirkonya, altın ve alaşımları, PEEK, fiberle güçlendirilmiş rezin, krom-nikel ve titanyum gibi malzemeler alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır (Bhering ve ark., 2016; Hasan, Bourauel, Keilig, Stark, & Luckerath, 2015; Küçükeşmen & Önel; Rojas-Vizcaya, 2011; Tribst, de Moraes, Alonso, Dal Piva, & Borges, 2017). Bu çalışmada protez modellemelerinde alt yapı materyali olarak krom-kobalt, titanyum, zirkonya ve PEEK alt yapı olarak kullanılmıştır. Çalışmamızda hazırlanan protez anteriorda düz multiünit abutmentler, posteriorde 30° açılı abutmentlere vidalı olacak şekilde dört farklı alt yapı

materyali, akrilik kaide ve 12 akrilik diş kullanılarak 10 mm kantilever uzunluğunda tasarlanmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizleriyle yapılan çalışmalarda, daha başarılı sonuçlara ulaşmak için anatomik yapının ideal olarak modellenmesi gerektiği belirtilmiştir. Bu nedenle, eleman ve düğüm sayısının 30.000-200.000 arasında olması gerekmektedir (Aydın, Özen, Yılmaz, & Korkmaz, 2006; Teixeira ve ark., 1998). Çalışma modellerinde kullandığımız ortalama düğüm sayısı 183,514 eleman sayısı ise 915,539'dur. Bu çalışmadaki düğüm ve eleman sayısı ile başarılı sonuçlara ulaşılabileceği düşünülmektedir.

Tip 1 ve Tip 2 kemik daha kompakt ve daha sıkı kemik içermektedir ve implant destekli full ark sabit protezler için en uygun kemik tipidir. (Faverani ve ark., 2014). Çalışmada, diğer çalışmalara benzer olarak mandibulada kortikal kemik kalınlığı tip 2 kemik ve 2 mm olarak belirlendi (Bonnet ve ark., 2009; Hussein ve Rabie, 2015; Hong ve ark., 2012; Takahashi ve ark., 2010).

İmplant başarısına etki eden iki kritik dönem vardır. Bunlardan birincisi ilk implantın yerleştirildiği dönem olan iyileşme safhası, ikinci dönem ise implanta okluzal kuvvetlerin geldiği fonksiyon dönemidir (Himmlova, Dostálová, Kácovský, & Konvickova, 2004). İmplantın yerleştirilmesinin ardından meydana gelen başarısızlık inflamasyonla ilişkilendirilmektedir (Correa, Ivancik, Isaza, & Naranjo, 2012). Sabit implant destekli protezlerde implantın fonksiyonda olduğu ve biyomekanik faktörlerin etkili olduğu dönemdeki başarıyı artırmak için protezin implant-kemik arayüzü, implant-abutment bağlantısı, abutment alt yapı bağlantısı ve alt yapı olmak üzere dört bölgesinin stres seviyelerine dikkat edilmesi gerekmektedir (Ragnar Adell, Lekholm, Rockler, & Brånemark, 1981; Albrektsson, 1988; Bölükbaşı ve ark., 2012; Carlsson & Omar, 2010; Soganci & Yazicioglu, 2016). Dört bölgeden herhangi birinde aşırı stres olması, sık sık protezin tamir edilmesine, hatta protezin başarısız olmasına neden olmaktadır (Bölükbaşı ve ark., 2012; Ozan & Kurtulmus-Yılmaz, 2018). Bugüne kadar, araştırmaların çoğu implant-kemik arayüzüne odaklanmıştır. Bu bölgedeki aşırı stres implant çevresindeki kemiğin rezorpsiyonuna ve implant kaybına neden olmaktadır. İmplant bağlantısı üzerindeki aşırı stres, abutment vidasının gevşemesine veya kırılmasına neden olabilmektedir (Ozan & Kurtulmus-Yılmaz, 2018). Abutment ile alt yapı arasındaki

bağlantıda stres yoğunlaşırsa, protez ya desimante olmakta ya da simante protez değilse abutment ile alt yapıyı birbirine bağlayan vida gevşeyebilmekte veya kırılabilir. Alt yapı üzerindeki aşırı stres ise alt yapının kırılmasına sebep olabilmektedir (Borchers & Reichart, 1983). Çalışmamızda ikinci safha olan implantların yüklenmesinden sonraki dönemde implant kemik arayüzüne, implanta, abutmenta ve alt yapıya gelen stresler ve etkileri değerlendirilmiştir.

Çiğneme kuvveti; diş eksikliklerine, parafonksiyonel alışkanlıklara, cinsiyete, kas kuvvetine göre kişiden kişiye ve ağızda bölgeden bölgeye değişiklik göstermektedir. Bir bireyin ısırma kuvveti yetişkin erkeklerde ortalama 100–150 N'dur. Bu değerler kadınlarda ise daha düşüktür (Bölükbaşı, 2008). Bu değerler göz önüne alınarak çalışmamızda okluzal yük 100 N olarak uygulandı. Çiğneme sırasında, dikey, yatay ve oblik kuvvetler aynı anda protezlere aktarılmaktadır (Ozan & Ramoğlu, 2015). Bu nedenle, bu çalışmada, doğal çevreyi simüle etmek için çok vektörel kuvvetlerin oluşturulması için küresel bir katı malzeme tercih edilmiştir.

Alveolar kemiğin rezorpsiyonu diş çekiminden sonra kaçınılmaz bir durumdur. Kemik rezorpsiyonunun ilk periyodu temel olarak horizontal yönde ve takip eden dönemde vertikal yönde ilerler. Özellikle posterior bölgede horizontal atrofiye sahip dişsiz bir kret, standart çaptaki implantların (3,7-5,0 mm implantlar) yerleştirilebilmesini zorlaştırır (Grandi, Svezia, & Grandi, 2017). Dar çaplı implantların yerleştirilmesi ile standart çaptaki implantların yerleştirilemediği atrofik kretlerde öngörülebilir ve güvenli bir tedavi protokolü sağlanmış olur (Romanos ve ark., 2019). Dar çaplı implantların tanımı ile ilgili fikir birliği yoktur ve bu durum dar implantların çaplarına göre sınıflandırılmasını zorlaştırır. 3,3 ve 3,7 mm çapında implant bazı yazarlar tarafından normal veya standart implantlar olarak kabul edilmiştir (Al-Johany, Al-Amri, Alsaed, & Alalola, 2017). Dar çaplı implantların çap aralığı hala tartışmalı olsa da Klein'in 2014'de dar çaplı dental implantların başarısı üzerine sistematik derlemede bizim de bu çalışmada kullandığımız 4,1 mm ve 4,8 mm çaplı implantlar normal çaplı implantlar, 3,3 mm çaplı implantlar dar çaplı implantlar sınıfına sokulmuştur (Klein, 2004).

Çalışmamızda all-on-four tedavi protokolünde dar çaplı implantların normal çaplı implantlara göre stres dağılımına etkisi değerlendirilmiştir. Çalışmamızda alt yapı ve implant materyalinden bağımsız olarak çaplar kendi aralarında değerlendirildiğinde



kemikteki en yüksek gerilme ve sıkışma stresleri ve implantlardaki Von Mises stresleri Grup 1 de görülmüştür. Daha sonra bunu sırasıyla Grup 2 ve Grup 3 takip etmiştir. Bu sonuçlar doğrultusunda implant çaplarının artmasıyla birlikte implantlardaki Von Mises streslerinde ve kortikal kemiğe gelen sıkıştırma ve gerilme streslerinin azaldığı izlenmiştir.

All-on-four tedavi konseptinde implant çaplarının stres dağılımına etkisinin değerlendirildiği bir çalışma yazarların bildiği kadarıyla mevcut değildir. Bu nedenle çalışmamızın implant çaplarının stres dağılımına etkisi eğimli olmayan vertikal olarak yerleştirilmiş implant çalışmalarıyla karşılaştırılmıştır.

Jafarian ve arkadaşlarının 2019'da implant çaplarını ve implant boylarını karşılaştırdıkları çalışmalarında dar çaplı ve uzun boylu implantlarla geniş çaplı ve kısa boylu implantların stres dağılımına olan etkileri incelenmiştir. Çalışmada  $3,25 \times 13$  mm  $4 \times 11$  mm implantlar,  $3,3 \times 12$  mm  $4,1 \times 10$  mm implantlar mandibuler molar bölgede modellenmiş ve stres dağılımına etkileri sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda geniş çaplı implantlarda daha düşük stres değerleri izlenmiştir ve geniş çaplı kısa implantların yerleştirilmesinin daha iyi olduğu bulunmuştur (Jafarian, Mirhashemi, & Emadi, 2019). Bu çalışmanın sonucu bizim çalışmamızla paralellik göstermektedir.

Petrie ve Williams'ın yaptıkları bir çalışmada düşük yoğunluklu ve yüksek yoğunluklu kansellöz kemik olmak üzere iki farklı kemik yapısı için implant şekil ve boyutlarındaki üç tasarım parametresinin (implant çapı, uzunluk ve konik) krestal kemik gerinimlerine katkısının derecesi sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir (Petrie & Williams, 2005). Bu çalışmada dişsiz bir mandibulanın premolar bölgesine yerleştirilmiş bir implant modellenmiştir. Çalışmanın sonucunda krestal alveolar kemiğinde peri-implant gerinimleri en aza inmiş, geniş ve nispeten uzun, tapersiz bir implant en uygun seçenek olarak görülmüştür. Özellikle düşük yoğunluklu kemikte, krestal bölgede konik olan dar, kısa implantlardan kaçınılması gerektiği sonucuna ulaşılmıştır. Çalışmamızda kemik tiplerini karşılaştırmamış olsak da bu çalışmada olduğu gibi bizim çalışmamızda implant çapı arttıkça peri implant bölgesinde stres değerleri azalmıştır.

Dimililer ve arkadaşları maksiller overdenture protezlerde implant çap ve sayısının stres dağılımına etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında 11 mm

uzunluğunda 3 mm, 3,4 mm ve 3,8 mm çaplarındaki implantları karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda, implant sayısı arttıkça, peri-implant kemikte, implantta ve maksiller overdenture protezde stres değerlerinde azalma olduğu gözlenmiştir. Bununla birlikte, implant çapındaki değişikliklerin stres üzerinde önemli bir etkisi olmadığı saptanmıştır (Dimililer, Kucukkurt, & Cetiner, 2018). Bu çalışmanın sonuçlarının bizim çalışmamızdan farklı olmasının nedenini araştırılan implant çap değerleri arasındaki farklılıkların bizim çalışmamıza göre daha az olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Chou ve arkadaşlarının implant uzunluğu ve çapının oklüzal yük altında kemik çevresindeki stres dağılımına etkisinin araştırıldığı çalışmada 5 mm çapında 6 mm uzunluğunda ve 3,5 mm çapında 11 mm uzunluğundaki implantlar karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucuna göre geniş ve kısa implantların dar ve uzun implantlara göre stres dağılımının daha düzenli olduğu gösterilmiştir (Chou, Muftu, & Bozkaya, 2010). Farklı implant çaplarının stres dağılımına etkisini analiz etmek için yapılan başka bir çalışmada ise 13 mm uzunluğunda ve 3,5 mm, 4,3 mm ve 5,0 mm çapında modeller geliştirilmiştir. İmplant çapı arttıkça Von Mises stresinde anlamlı bir azalma olduğu gösterilmiştir (Eazhil, Swaminathan, Gunaseelan, Kannan, & Alagesan, 2016). Bu çalışmalarla Akça ve arkadaşları, Okumura ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmalarda da bizim çalışmamızda olduğu gibi implant çapının artmasının kemikte oluşan stres değerlerini azalttığı gösterilmiştir (Akça ve ark., 2002; Okumura, Stegaroiu, Kitamura, Kurokawa, & Nomura, 2010).

İmplant mukavemetinde ve kırılma direncinde artış, implant çapının artırılmasıyla gerçekleştirilebilmektedir (Lee ve ark., 2005). İmplant çapı arttığında, implant ile kemik arasındaki temas yüzeyi artar ve bu durum implantın stabilitesini arttırmaktadır (Mijiritsky, Mazor, Lorean, & Levin, 2013). İmplantların etrafındaki krestel kemik kaybının, oklüzal yükten kaynaklandığı ve daha geniş çaplı implantların kemiğin etrafındaki stresi ve potansiyel kemik kaybını azalttığı düşünülmektedir (Lee ve ark., 2005).

ISO standartlarına göre grade 4 implantların dayanabileceği maksimum Von Mises stres değeri 680 MPa, titanyum zirkonyum alaşımı implantların dayanabileceği maksimum Von Mises stres değeri ise 930 MPa'dır (Grandin ve ark., 2012). Bizim

çalışmamızda en yüksek Von Mises değeri en dar çaplı olan 3,3 mm titanyum zirkonyum alaşım implantta 14 MPa olarak saptanmıştır. Bunu yine 3,3 mm grade 4 implant 15 MPa ile takip etmiştir. Bu iki değer de implantların dayanabilceği maksimum stres değerlerinin altında seyretmektedir. Ayrıca yapılan araştırmalar neticesinde kortikal kemikteki en yüksek kuvvet dayanımı, çekme stresleri (maximum principal) için 100-130 MPa sıkışma stresleri (minimum principal) için mutlak değer içinde 170-190 MPa olarak bildirilmiştir. Trabeküler kemik için bu değerler birbirine çok yakın ve 2-5 MPa'dır (Natali, 2003). Bizim çalışmamızdaki stres değerleri; kortikal kemikteki çekme stresi (maximum principal) 12 MPa, kortikal kemikteki sıkışma stresi (minimum principal) 38 MPa, trabeküler kemikte sıkışma stresi (minimum principal) 4 MPa, trabeküler kemikteki çekme stresi (maximum principal) 2 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler ve kortikal kemiğe ait çekme ve sıkışma stresleri maksimum kuvvet dayanımı değerlerinin altındadır. Bu nedenden dolayı daha geniş çaplı implant yerleştirmek için optimum implant çapının hastanın mevcut kret genişliğine göre belirlenmesi gerektiği sonucuna varılmıştır. Bu sonuçlara göre uygulanan okluzal kuvvete bağlı olarak çalışmamızda kullanılan Ti ve Ti-Zr implant çaplarında komplikasyon görülme olasılığının çok düşük olacağı düşünülmektedir. Her ne kadar geniş çaplı implantlar Von Mises stres değerini azalttığı gösterilse de çalışmamızın sonuçlarına göre 3,3 mm çaplı implantlarda all-on-four tedavi konseptinde atrofik kemik varlığında güvenle kullanılabilceğini düşünmekteyiz.

Saf titanyum (cpTi), uygun biyouyumluluk ve korozyona karşı dirençli oluşu nedeniyle oral implantlar için yaygın olarak kullanılmaktadır (Niinomi, 2008). Başlangıçta, diş implantları grade 1 titanyumdan üretilmekteydi. Ancak, düşük akma dayanımına nedeniyle, günümüzde kullanılan oral implantların çoğu, grade 4 titanyumdan oluşmaktadır (Anchieta ve ark., 2014). Bununla birlikte, ticari olarak saf olan Ti'nin (cpTi) mekanik kuvveti sınırlıdır (Cordeiro ve ark., 2018). CpTi dar çaplı implantların kullanılmasının implant kırılma riskini artırabileceği ileri sürülmektedir (Tolentino ve ark., 2016; Wen ve ark., 2014). Bu nedenle, günümüzde, bazı implant üreticileri implant biyomateryalleri olarak titanyum alaşımlarını kullanmayı önermektedir. Bu alaşımlardan zirkonyum içerenler saf titanyumdan daha iyi gerilme ve yorulma dayanımı göstermektedir (Anchieta ve ark., 2014; Muller ve ark., 2015). Dolayısıyla Ti-Zr implantlar, implant çapının azalması sebebiyle meydana gelebilecek kırık riskine karşı oldukça başarılı bulunmaktadır (Medvedev ve ark., 2016). Titanyum

zirkonyum alaşımı implantların stres dağılımını değerlendiren mekanik testlerin sayısı sınırlıdır (Lopez ve ark., 2018).

Çalışmamızda grade 4 titanyum ve titanyum zirkonyum alaşım implantların kemikteki principal stresleri benzer, sadece implant ve abutmentlardaki grade 4 implantlardaki Von Mises değerlerinin daha yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu durum TiZr alaşımlı implantların (100 GPa) young modülünün grade 4 titanyum implanttan (110 GPa) biraz daha düşük olmasıyla açıklanabilir (Akca, Eser, Cavusoglu, Sagirkaya, & Cehreli, 2015). Bahadırılı ve arkadaşları (2018) çalışmalarında zirkonya ( $ZrO_2$ ), grade 4 titanyum (cpTi), titanyum zirkonyum (TiZr) implant materyallerinin stres dağılımına etkisini sonlu elemanlar analizi ile kaşılaştırmışlardır. Çalışmalarında ikinci premolar bölgesine 3,3 mm ve 41 mm çapında 12 mm uzunluğundaki implantların üzerine ve lityum disilikat cam seramik ve zirkonya seramik olmak üzere iki farklı alt yapı ile simante kronlar modellenmiştir. Çalışmanın sonucunda kortikal kemikte zirkonya implant modelleri, grade 4 titanyum ve titanyum zirkonyum alaşımı implant modellerinden daha düşük principal stres değerleri gözlenmiştir (Bahadırılı, Yılmaz, Jones, & Sen, 2018). Trabeküler kemikte ise tüm modeller benzer principal stres değerleri göstermiştir. CpTi ve TiZr implantlarındaki Von Mises stres değerleri de benzer bulunmuştur; ancak,  $ZrO_2$  implantlarında gözlenen değerlerin daha yüksek rapor edilmiştir. Bu çalışmanın principal stres sonuçları bizim çalışmamızla paralellik göstererek çalışmamızı doğrulamaktadır ancak Von Mises değerleri bizim çalışmamızda grade 4 implantlarda daha yüksek gözlenmiştir.

Brizuela ve arkadaşları titanyum vanadyum alaşımı (grade 5) implantlarla titanyum zirkonyum alaşımı implantların biyomekanik davranışlarını sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmışlardır. Her iki implantta da kortikal kemikteki gerilme ve sıkışma stresleri birbirine çok yakın olduğu bulunmuştur. Sadece elastik modülü daha yüksek (110 GPa) olan grade 5 implantın Von Mises değerleri titanyum zirkonyum alaşımı (103,7 GPa) implantlarındakinden daha yüksek olduğu rapor edilmiştir (Brizuela-Velasco ve ark., 2017). Başka bir çalışmada Perez Pevida ve arkadaşları dental implant üretim materyallerinin elastik özelliklerinin implant çevresi kemiğe yük transferini nasıl etkilediğini sonlu elemanlar analizi yöntemini kullanarak değerlendirmışlerdir. Çalışmada grade 5 alaşımı, Y-TZP, ve Ti-Nb-Zr alaşımı karşılaştırılmıştır. Yüksek young modüllü materyallerin daha iyi biyomekanik davranış sergilediği izlenmiştir. Üç implant

üretim malzemesi arasında, çevredeki kemiğin veya implantın kendisindeki stresin dağılımı açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bu sonuçlar bizim çalışmamızın sonuçları ile paralellik göstermektedir (Perez-Pevida ve ark., 2016). Çünkü bizim çalışmamızda da elastik modülü daha yüksek olan grade 4 (110 GPa) implantlardaki Von Mises stresleri daha yüksek çıkmış ve kemikteki gerilme ve sıkışma stresleri birbirine yakın olduğu görülmüştür.

Medvedev ve arkadaşları çalışmalarında grade 4 titanyum implantlarla zirkonyum titanyum alaşım implantların mikro yapılarını ve mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Çalışmada mekanik özelliklerin testi tensile stresleri ölçmek için tasarlanmış Zwick Roell (Zwick RetroLine UPM 200 kN) ile yapılmıştır. İki materyal kırılma tokluğu açısından karşılaştırıldıklarında titanyum zirkonyum alaşım implantlarda biraz daha yüksek olduğu izlenmiştir. Alaşım implantın çekme ve akma dayanımının da daha yüksek olduğu görülmüştür. Sonuçta çalışmada alaşım implantların daha üstün mekanik özelliklerinin olduğu sonucuna varılmıştır (Medvedev ve ark., 2016).

Cinel ve arkadaşları sonlu elemanlar analizi ile maksilla ve mandibulada ikinci premolar bölgedeki dar çaplı (3,3 mm), grade 4 titanyum ve titanyum-zirkonyum alaşımı implantları statik ve dinamik kuvvetlerin uygulanmasından sonra implant ve implant kemik arayüzünde meydana gelen stres değerlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda Ti-Zr implantlar ile ti implantların implant çevresi kemikte oluşturduğu stres dağılımının benzer olduğu gösterilmiştir (Cinel ve ark., 2018) . Akça ve arkadaşları grade 4 titanyum ve titanyum-zirkonyum alaşımlı dental implantların biyomekanik davranışlarını sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırdıkları çalışmada da Cinel ve arkadaşlarının (Cinel ve ark., 2018) çalışmalarındaki gibi Ti ve Ti-Zr implantların benzer biyomekanik sonuçlara yol açtığını göstermişlerdir (Akca ve ark., 2015). Bizim çalışmamızdaki kortikal ve trabeküler kemikte Ti ve Ti-Zr implantların benzer sıkışma ve gerilme stres değerleri göstermesi bu çalışmaların bulguları ile uyumludur.

Alt yapı üretimi için kullanılan malzemeler fonksiyon sırasında kemiğe, implanta, protez yapılarına ve destek bileşenlerine iletilen stres dağılımını etkilemektedir ve bu nedenle alt yapı seçimi klinik başarı elde etmek için oldukça önemlidir (Bacchi ve ark., 2013). Fakat implant destekli sabit protezlerde kullanılan alt yapıların üretimi için en uygun materyalin seçimi ile ilgili çok az çalışma mevcuttur ve bu çalışmaların sonuçları

birbirleri ile çelişmektedir (Luigi Baggi, Pastore, Di Girolamo, & Vairo, 2013; Bellini ve ark., 2009; Bonnet, Postaire, & Lipinski, 2009; Hussein & Rabie, 2015; Sannino, 2015). Çalışmamızda literatürdeki bu eksiklik göz önüne alınarak en uygun alt yapı materyali seçimine karar vermeyi kolaylaştırmaya yönelik alt yapı materyellerinin biyomekanik davranışları incelenmiştir. Bu amaçla da; altyapı materyali olarak elastik modülüsleri birbirinden farklı krom-kobalt, titanyum, zirkonya ve PEEK olmak üzere dört materyal çalışmamıza dahil edilmiştir.

Yüksek elastik modülüsü ve akma direncine sahip krom kobalt eğilmeye ve bükülmeye dirençli, soy metallere göre daha ince hazırlanabilen ucuz bir alt yapı materyalidir (Anusavice, Shen, & Rawls, 2012). Fakat krom-kobalt ile döküm yapmak oldukça hassasiyet gerektirir ve çok sert olduğu için tesviyesi de zordur. Bunun yanında krom kobalt translüsens değildir ve estetik sağlanamadığı için popülaritesi azalmıştır (Anusavice ve ark., 2012; Zarone, Russo, & Sorrentino, 2011). İmplant uygulamalarının yaygınlaşmasıyla birlikte gözlenen titanyumun mükemmel biyoyumluluğu, yüksek mekanik ve fiziksel özellikleri nedeniyle titanyum protetik restorasyonlarda alt yapı olarak da kullanılmaya başlanmıştır (Simamoto Junior ve ark., 2015; Tribst ve ark., 2017). Metal alt yapılardaki estetik problemleri çözmek için alt yapı olarak da kullanılmaya başlanan zirkonyumun implant ile çok iyi marjinal adaptasyon ve yeterli dayanıklılığı sağladığı bildirilmiştir. Bunun yanı sıra metal kullanılmadığı için, iyon salınımından kaynaklanan toksik ve alerjik reaksiyonların ortaya çıkması gibi dezavantajları da bulunmamaktadır (Jaafar Abduo & Lyons, 2012; Tribst ve ark., 2017; Yildirim, Edelhoff, Hanisch, & Spiekermann, 2000).

PEEK uzun yıllardır ortopedide biyomateryal olarak kullanılan yüksek erime sıcaklığına sahip termoplastik, yarı kristalli bir materyaldir (Bathala, Majeti, Rachuri, Singh, & Gedela, 2019; Najeeb ve ark., 2016). Radyoaktif bir materyal olan PEEK, manyetik rezonans görüntüleme artefaktlarını düşürmüştür ve çok iyi mekanik ve fiziksel özelliklere sahiptir. Alt yapı olarak PEEK, akrilik dişler ve protez kaidesi ile beraber metal alaşımlarına alternatif olarak kullanılabilir (Bathala ve ark., 2019).

Çalışmamızda diğer değişkenlerden bağımsız olarak sadece alt yapılardaki stres dağılımını değerlendirildiğinde kortikal kemikteki sıkışma ve gerilme stresleri sırasıyla PEEK>titanyum>krom-kobalt=zirkonya olarak izlenmiştir. Trabeküler kemikteki stres

değerlerinin ise birbirine çok yakın olduğu görülmüştür. İmplantlarda ve abutmenlardaki Von Mises stres değerleri sırasıyla PEEK>titanyum>zirkonya=krom-kobalt olarak saptanmıştır. Alt yapılarıdaki Von Mises stres değerleri ise krom kobalt=zirkonya>titanyum>PEEK olarak izlenmiştir.

Bacchi ve arkadaşları (Bacchi ve ark., 2013) implant üstü sabit protezlerde alt yapı materyalinin ve uyumsuzluğun (misfit) stres dağılımına etkisini sonlu elemanlar analizi ile inceledikleri çalışmalarında 4 mm çapında 10 mm uzunluğundaki eksternal ve hegzogonal bağlantılı implantları sağ ikinci premolar ve ikinci molar bölgelerine yerleştirilmiş olarak modellemişlerdir. Modeller, protez alt yapı materyallerine göre tip IV altın alaşımı (Au), gümüş-paladyum alaşımı (Ag-Pd), ticari olarak saf titanyum (Ti), kobalt-krom alaşımı (Co-Cr), zirkonyaya ve protez implant ara yüzündeki uyumsuzluklara göre on beş gruba ayrılmıştır. Çalışmanın sonucunda elastik modülüsü yüksek daha sert materyallerde (kobalt-krom alaşımı, zirkonya) kemikteki sıkışma, gerilme stresleri ve implantlardaki Von Mises değerlerinin daha düşük olduğu izlenmiştir. Bununla birlikte daha düşük elastik modülüse sahip materyallerin (Au), (Ag-Pd), (Ti) kendi aralarında bir farklılık izlenmediği rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda da, Bacchi ve arkadaşlarının çalışmasıyla uyumlu olarak kullanılan alt yapı materyalleri arasında elastik modülüsü daha yüksek olan krom-kobaltın ve zirkonyanın implant çevresi kemikte oluşturduğu sıkışma ve gerilme streslerinin ve implantlarda oluşan Von Mises stres değerlerinin daha düşük olduğu gözlenmiştir.

Lee ve arkadaşları (Lee ve ark., 2017) sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları bir çalışmada implant destekli protezler için alt yapı materyali olarak PEEK materyalini titanyum ve zirkonya ile karşılaştırmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda elastik modülüsü düşük alt yapının stresi absorbe edici etkilerinin bazı bölgelerde sınırlı olduğunu ve daha sert alt yapı materyalinin protezin bileşenlerinde olumlu bir stres dağılımı gösterdiğini bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda alt yapıların kortikal kemikte oluşturduğu gerilme ve sıkışma stresleri ile implantlardaki Von Mises stresleri büyükten küçüğe sırasıyla PEEK, titanyum ve zirkonyada görülmüştür ve bu sonuçlar Lee ve arkadaşlarının çalışması ile uyumludur.

Atrofik maksillada farklı alt yapı materyallerinin (titanyum, zirkonya ve krom-kobalt) stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi kullanılarak karşılaştırıldığı

başka bir çalışmada (Bhering ve ark., 2016) biyomekanik açıdan implant çevresinde oluşan stresler değerlendirildiğinde rijit materyallerin kullanılmasının daha uygun olacağı rapor edilmiştir. Bu çalışmada implant destekli sabit protezlerde alt yapı materyali olarak krom-kobalt ve gümüş palladyum kullanılarak farklı alt yapı materyallerinin kullanılmasının stres dağılımına etkisi sonlu elemanlar yöntemi ile analiz edilmiştir (Rubo & Capello Souza, 2010). Çalışmanın sonucunda alt yapı materyali ne kadar sert olursa, abutmentlar / implantlar arasındaki stres dağılımının o kadar iyi olduğu ve bu bölgede daha az stres görüldüğü rapor edilmiştir (Rubo & Capello Souza, 2010). Bu iki çalışma da bizim çalışmamızdaki elastik modülüsü daha yüksek olan rijit materyallerin kemikte ve implantta daha düşük stres değerleri göstermesi bizim çalışmamızın sonucunu doğrulamaktadır.

En yüksek gerilme ve sıkışma stres değerleri, diğer birçok çalışmada (Ozdemir Dogan, Polat, Polat, Seker, & Gul, 2014; Papavasiliou, Kamposiora, Bayne, & Felton, 1996; Stegaroiu, Sato, Kusakari, & Miyakawa, 1998; Tepper, Haas, Zechner, Krach, & Watzek, 2002) olduğu gibi, bizim çalışmamızda da kortikal kemik tabakasında izlendi. Bir malzemenin stresi absorbe kapasitesi, o malzemenin sertliği ile doğrudan orantılıdır (Stegaroiu ve ark., 1998). Çalışmamızda da diğer birçok çalışmada olduğu gibi tüm modellerde kortikal kemikteki gerilme ve sıkışma stresleri trabeküler kemikteki değerlerden yüksek çıkmıştır (Dogan ve ark., 2014; Papavasiliou ve ark., 1996; Stegaroiu ve ark., 1998; Tepper ve ark., 2002). Bu yüksek stres değerlerinin nedenlerinin kortikal kemiğin elastik modülünün yüksek olmasından, oklüzal yükleme alanına daha yakın olmasından ve implantın en zayıf yeri olan boynunu çevreleyen destekleyici doku olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz (Stegaroiu ve ark., 1998).

Bu çalışmanın sonucunda en yüksek stres değerleri kortikal kemikte ve eğimli implantlarda görüldü. İmplant çapları arttıkça kemikteki sıkışma ve gerilme streslerinde ve implantlardaki Von Misses streslerinde azalma izlendi. Grade 4 implantlarla alaşım implantlar kemikte benzer asal stresler gösterdi. Ancak implantlardaki Von Misses stresleri grade 4'lerde daha yüksekti. Alt yapı materyallerindeki değişim de stres dağılımına etki etmiştir. Alt yapı materyallerindeki değişim kemikte farklı stres değerlerinin görülmesine neden olmuştur. PEEK alt yapının kullanıldığı modellerde kemikte en büyük sıkışma ve gerilme stresleri implantta ise Von Misses stresleri değerleri izlenmiştir. Titanyum PEEK'i izlemiş en küçük değerler krom-kobalt ve zirkonya da



izlenmiştir. Alt yapılarda görülen Von Misese değerleri karşılaştırıldığında ise sıralama şu şekildedir: Krom-kobalt=zirkonya>titanyum>PEEK

İmplantların tekrarlayan kuvvetlere maruz kaldıkça kırılma riski artabilmektedir. Bir malzemenin uzun süreli dayanıklılığı ve kırılma direnci, malzemede deformasyona neden olmayan tekrarlayan kuvvet seviyeleri ile belirlenir. Bu seviyeyi belirlemek için yorulma testleri kullanılmaktadır. Yorulma testleri, tekrarlanan mekanik, kimyasal ve termal döngülerin etkilerini gösteren in vivo deneylerdir (Cinel ve ark., 2018). Biz çalışmamızda sadece statik yüklere baktığımız için karşılaştırılan materyallerin dinamik yükleme sonucu davranışlarının da araştırılması gerekmektedir.

Dokuların mekanik özellikleri ve kullanılan protez malzemeleri çalışmamızda tanımlandığı şekilde belirlenmiş ve sınırlandırılmıştır. Ancak, anatomik varyasyonlar ve kullanılan malzemelerin çeşitliliği bu çalışmanın şeklini ve bulgularını değiştirebilir. İmplantların ve implant tasarımlarının makroyapısındaki ve mikroyapısındaki farklılıklar sonuçlar üzerinde belirleyici bir rol oynayacağı için çalışmanın bulguları farklı implant sistemleriyle farklılıklar gösterecektir. Bu nedenle, farklı implant sistemleriyle benzer çalışmalar yapılmalı ve diğer implant sistemlerinin biyomekanik özelliklerini araştırılmalıdır.

## 6. SONUÇLAR

- En yüksek gerilme ve sıkışma değerleri kortikal kemikte izlenmiştir.
- En yüksek Von Mises stresleri implantın boyun bölgesinde görülmüştür.
- İmplant çapı arttıkça implant/ abutmentta görülen Von Mises stresleri implant çevresi kemikte görülen gerilme ve sıkışma stresleri azalmıştır.
- Dar çaplı implantlarda görülen Von Mises stres değerleri implantın ve kemiğin dayanabileceği maksimum Von Mises ve gerilme/sıkışma stres seviyelerinin altında olduğu saptanmıştır.
- Grade 4 titanyum ve titanyum zirkonyum alaşımından üretilen implantlar, implant çevresi kemikte benzer stres dağılımları göstermişlerdir. Ancak titanyum zirkonyum alaşım implantlarının Von Mises stres değerleri Ti implantlara oranla bir miktar daha düşük bulunmuştur.
- Krom-kobalt ve zirkonya gibi elastik modülü yüksek alt yapılar abutment, implant ve implant çevresi kemikte daha düşük stres değerleri oluşturmuştur. En yüksek stres değerleri PEEK'de izlenmiştir. Bunu titanyum takip etmiştir.
- Alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri değerlendirildiğinde elastik modülü en düşük olan PEEK'de görülen streslerin en düşük olduğu görülmüştür. PEEK'i titanyum>krom-kobalt=zirkonya takip etmiştir.

## 7. KAYNAKLAR

- Abdulmajeed, A. A., Lim, K. G., Naerhi, T. O., & Cooper, L. F. (2016). Complete-arch implant-supported monolithic zirconia fixed dental prostheses: A systematic review. *J Prosthet Dent*, 115(6), 672-677.
- Abduo, J. (2014). Fit of CAD/CAM implant frameworks: a comprehensive review. *J Oral Implantol*, 40(6), 758-766.
- Abduo, J., & Lyons, K. (2012). Clinical considerations for increasing occlusal vertical dimension: a review. *Aust Dent J*, 57(1), 2-10.
- Abuhussein, H., Pagni, G., Rebaudi, A., & Wang, H. L. (2010). The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clinical oral implants research*, 21(2), 129-136.
- 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.
- Adigüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Diş Hek Derg*, 11, 18-23.
- Akca, K., Eser, A., Cavusoglu, Y., Sagirkaya, E., & Cehreli, M. C. (2015). Numerical assessment of bone remodeling around conventionally and early loaded titanium and titanium-zirconium alloy dental implants. *Med Biol Eng Comput*, 53(5), 453-462.
- Akça, K., Çehreli, M. C., & İplikçioğlu, H. (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont*, 15(2), 115-121.

- Akın, H., Tugut, F., Güney, Ü., Akar, T., & Özdemir, A. K. (2011). Yaş, cinsiyet, eğitim durumu ve gelir düzeyinin, diş kaybı ve protetik tedaviler üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesi. *CDJ*, 14(3), 204-210.
- Al-Johany, S. S., Al Amri, M. D., Alsaeed, S., & Alalola, B. (2017). Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. *J Prosthodont*, 26(3), 252-260.
- Al Jabbari, Y. S. (2014). Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. *J Adv Prosthodont*, 6(2), 138-145.
- Albrektsson, T. (1988). A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*, 60(1), 75-84.
- Allen, P. F., McMillan, A. S., & Walshaw, D. (2001). A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. *J Prosthet Dent*, 85(2), 141-147.
- Altuna, P., Lucas-Taule, E., Gargallo-Albiol, J., Figueras-Alvarez, O., Hernandez-Alfaro, F., & Nart, J. (2016). Clinical evidence on titanium-zirconium dental implants: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 45(7), 842-850.
- Ananth, H., Kundapur, V., Mohammed, H., Anand, M., Amarnath, G., & Mankar, S. (2015). A review on biomaterials in dental implantology. *Int J of Biomed Sci*, 11(3), 113-120
- Anchieta, R. B., Baldassarri, M., Guastaldi, F., Tovar, N., Janal, M. N., Gottlow, J., . . . Coelho, P. G. (2014). Mechanical property assessment of bone healing around a titanium-zirconium alloy dental implant. *Clin Implant Dent Relat Res*, 16(6), 913-919.

- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). Indirect Restorative Materials. In K. J. Anusavice, *Phillips' science of dental materials* (pp. 367-396). St. Louis, USA: Elsevier Health Sciences.
- Aydin, C., Yaluğ, S., Yilmaz, C., & Demirel, E. (1995). Metal Destekli Ve Desteksiz Porselen Köprülerde Fotoelastik Yöntem İle Kuvvet Dağılıminin İncelenmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 5(2), 62-64.
- Babbush, C. A., Kutsko, G. T., & Brokloff, J. (2011). The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *J Oral Implant*, 37(4), 431-445.
- 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.
- Badran, Z., Struillou, X., Strube, N., Bourdin, D., Dard, M., Soueidan, A., & Hoornaert, A. (2017). Clinical Performance of Narrow-Diameter Titanium-Zirconium Implants: A Systematic Review. *Implant Dent*, 26(2), 316-323.
- 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.
- Baggi, L., Pastore, S., Di Girolamo, M., & Vairo, G. (2013). Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent*, 109(1), 9-21.

- Bahadirli, G., Yilmaz, S., Jones, T., & Sen, D. (2018). Influences of Implant and Framework Materials on Stress Distribution: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Study. *International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(5), 117-126.
- Bal, B. T., Meralf, K., & Kahraman, S.(2016). İleri Seviyede Rezorbe Kretlere Sahip Tam Dişsiz Hastanın Bar Tutuculu Overdenture Protezle Rehabilitasyonu-Olgusu. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg*, 26(3), 482-486.
- Bathala, L., Majeti, V., Rachuri, N., Singh, N., & Gedela, S. (2019). The Role of Polyether Ether Ketone (Peek) in Dentistry–A Review. *J med life*, 12(1), 5.
- Bayraktar, G., & Turfaner, M. (2012). Krom-Kobalt Alaşımının Dökülebilirliğine Eritme Ve Döküm Yöntemlerinin Etkisi-Effect Of The Melting And Casting Methods On Castability Of Chrome-Cobalt Alloys. *J Istanbul Univ Fac Dent*, 31(2), 123-129.
- Bellini, C. M., Romeo, D., Galbusera, F., Taschieri, S., Raimondi, M. T., Zampelis, A., & Francetti, L. (2009). Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral & Maxillofacial Implants*, 24(3) 511-517.
- Bhardwaj, S., Srivastava, R., Palekar, U., & Choukse, V (2014): The “All-On-4” Immediate Function Concept: A Review 2(1),78-81.
- Bhering, C. L., Mesquita, M. F., Kemmoku, D. T., Noritomi, P. Y., Consani, R. L., & Barao, 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.

- Block, M. S. (2018). Dental Implants: The Last 100 Years. *J Oral Maxillofac Surg*, 76(1), 11-26.
- Bonnet, A., Postaire, M., & Lipinski, P. (2009). Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Medical engineering & physics*, 31(7), 806-815.
- Borchers, L., & Reichart, P. (1983). Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res*, 62(2), 155-159.
- Borie, E., Orsi, I. A., & de Araujo, C. P. (2015). The influence of the connection, length and diameter of an implant on bone biomechanics. *Acta Odontol Scand*, 73(5), 321-329.
- Bosshardt, D. D., Chappuis, V., & Buser, D. (2017). Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontol 2000*, 73(1), 22-40.
- Bölükbaşı, N. (2008). Anterior maksillada farklı lokalizasyonlarda uygulanan dental implantların çene kemiğindeki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral implantoloj, (169-196).
- Bölükbaşı, N., Koçak, A., & Özdemir, T. (2012). İmplant Konumlarının Anterior Maksillada Oluşturacakları Etkilerin Biyomekanik Olarak Araştırılması. *J Istanbul Univ Fac Dent*, 46(3), 15-28.
- Brizuela-Velasco, A., Perez-Pevida, E., Jimenez-Garrudo, A., Gil-Mur, F. J., Manero, J. M., Punset-Fuste, M., . . . Monticelli, F. (2017). Mechanical Characterisation and

Biomechanical and Biological Behaviours of Ti-Zr Binary-Alloy Dental Implants.  
Biomed Res Int, 2017, ID 2785863.

Brunski, J. B. (1988). Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral & Maxillofacial Implants*, 3(2), 85-97.

Büyükkaplan, U. Ş., Güldağ, M. Ü., Tuna, S. H., & Turna, A. G. D. Ç. Tam Dişsiz Kadın Ve Erkek Bireylerde Alt Çene Alveolar Residüel Kret Rezorbsiyonlarının Karşılaştırılması. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Der*, 2012(1), 46-51.

Çalikkocaoğlu, S. (2004). Bölüm 1, Çalikkocaoğlu, S. Tam protezler, (pp.3-5), Ankara Türkiye.

Carlsson, G., & Omar, R. (2010). The future of complete dentures in oral rehabilitation. A critical review. *J Oral Rehabil*, 37(2), 143-156.

Chan, M. H., & Holmes, C. (2015). Contemporary "All-on-4" concept. *Dent Clin North Am*, 59(2), 421-470.

Chang, S.-H., Lin, C.-L., Hsue, S.-S., Lin, Y.-S., & Huang, S.-R. (2012). Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Medical engineering & physics*, 34(2), 153-160.

Chou, H. Y., Muftu, S., & Bozkaya, D. (2010). Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthet Dent*, 104(5), 293-300.

Christensen, R. W. (1969). The transosteal mandibular dental implant. *J Prosthet Dent*, 22(5), 578-587.



- Cinel, S., Celik, E., Sagirkaya, E., & Sahin, O. (2018). Experimental evaluation of stress distribution with narrow diameter implants: A finite element analysis. *J Prosthet Dent, 119*(3), 417-425.
- Cionca, N., Hashim, D., & Mombelli, A. (2017). Zirconia Dental Implants: Where Are We Now, And Where Are We Heading? *Periodontol 2000, 73*(1), 241-258.
- Cordeiro, J. M., & Barao, V. A. R. (2017). Is There Scientific Evidence Favoring The Substitution Of Commercially Pure Titanium With Titanium Alloys For The Manufacture Of Dental Implants? *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl, 71*, 1201-1215.
- Cordeiro, J. M., Faverani, L. P., Grandini, C. R., Rangel, E. C., Da Cruz, N. C., Nociti Junior, F. H., . . . Assuncao, W. G. (2018). Characterization Of Chemically Treated Ti-Zr System Alloys For Dental Implant Application. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl, 92*, 849-861.
- Correa, S., Ivancik, J., Isaza, J. F., & Naranjo, M. (2012). Evaluation Of The Structural Behavior Of Three And Four Implant-Supported Fixed Prosthetic Restorations By Finite Element Analysis. *J Prosthodont Res, 56*(2), 110-119.
- Craig, R. G., & Powers, J. (2002). *Restorative Dental Materials* St. Louis: CV Mosby, 480, 552-553.
- Çaglar, I., Ates, S. M., Duymus, Z. Y., & Sisci, T. (2017). İki Farkli Bağlayıcı Ajan Ve Termal Siklus Uygulamasinin Kobalt-Krom Alasimi-Akrilik Rezin Makaslama Bağlantı Dayanimina Etkisinin İncelenmesi/The Effect Of Two Different Bonding Agents And Thermal Cycling On The Shear Bond Strength Of Autopolymerizing Acrylic Resin To Cobalt-Chromium Alloy. *Turkiye Klinikleri J Dental, 23*(1), 17-23.

- Çetiner, S., & Zor, F. (2007). Dental Implantolojide Başarıyı Etkileyen Faktörler. GÜ Diş Hek Fak Derg, 24(1), 51-56.
- Dağlık, D. (2012). Alt Çene Tam ve Kısmi Dişsizlik Vakalarında Diş, Implant ve Diş-Implant Destekli Hareketli Protez Uygulamalarında Protetik Yapılar ve Çevre Dokulardaki Stres, Gerinim ve Yer Değiştirmenin 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle Değerlendirilmesi, Doktora Tezi 8-10
- De Boever AL, Quirynen M, Coucke W, Theuniers G, De Boever JA. Clinical and radiographic study of implant treatment outcome in periodontally susceptible and nonsusceptible patients: a prospective long term study. Clin Oral Implants Res. 2009;20:1341-50.
- De Rossi, M., Santos, C. M., Miglioranca, R., & Regalo, S. C. (2014). All On Four(R) Fixed Implant Support Rehabilitation: A Masticatory Function Study. Clin Implant Dent Relat Res, 16(4), 594-600.
- Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State Of The Art Of Zirconia For Dental Applications. Dental Materials, 24(3), 299-307.
- Dilber, E., Aral, C. A., Yavuz, M. S., & Işık, E. N. (2016): Cad/Cam İle Üretilen Titanyum Altyapılı Hibrit Protez Uygulaması: Olgu Sunumu. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg, 16, 36-41.
- Dimililer, G., Kucukkurt, S., & Cetiner, S. (2018). Biomechanical effects of implant number and diameter on stress distributions in maxillary implant-supported overdentures. J Prosthet Dent, 119(2), 244-249..
- Drago, C., & Howell, K. (2012). Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. J Prosthodont, 21(5), 413-424.

- Durkan, R., Deste, G., & Perihan, O. (2019) Tam-Ark İmplant-Destekli Monolitik Zirkonya Sabit Dental Protezler: Literatür Derlemesi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg, 29(1), 160-167.
- Duymuş, Z. Y., & Güngör, H. (2013). Dental İmplant Materyalleri. Atatürk Üniv Diş Hek Faki Derg, (1), 145-152.
- 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.
- Egilmez, F., Bicer, A. Y., & Ergun, G. (2010). Zirkonyumla güçlendirilmiş seramikler ve dental implantolojide kullanımı. Cumhuriyet Dental Journal, 13(2), 72-80.
- Egilmez, F., Ergun, G., Cekic-Nagas, I., & Bozkaya, S. (2015). Implant-supported hybrid prosthesis: Conventional treatment method for borderline cases. Eur J Dent, 9(3), 442-448.
- Eltas, A., DüNDAR, D. S., Uzun, İ. H., & Malkoç, M. A. (2013). Dental İmplant Başarısının Ve Hasta Profilinin Değerlendirilmesi: Retrospektif Bir Çalışma. Atatürk Üniv Diş Hek Faki Derg, 23(1), 1-8.
- Erkmen, E., Meric, G., Kurt, A., Tunc, Y., & Eser, A. (2011). Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study. J Mech Behav Biomed Mater, 4(1), 107-116.
- Eskitaşçıoğlu, G., & Elemanlar, Y. B. D. H. S. (1995). Stres Analiz Yöntemi. AÜ Diş Hek Fak Derg, 22, 201-205.

- Esposito, M., Hirsch, J. M., Lekholm, U., & Thomsen, P. (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants,(I). Success criteria and epidemiology. *European journal of oral sciences*, 106 (1), 527-551.
- Geng, J. P., Tan, K. B., & Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 85(6), 585-598.
- Gezer, T. (2018). All-on-six tekniğine göre yerleştirilen implantlarda farklı altyapı materyalleri kullanımının stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi. Uzmanlık tezi (4-5)
- Gosavi, S., Gosavi, S., & Alla, R. (2013). Titanium: A Miracle Metal in Dentistry. *Trends in Biomaterials & Artificial Organs*, 27(1) 42-46.
- Goto, T. (2014). [Osseointegration and dental implants]. *Clin Calcium*, 24(2), 265-271.
- Gönültaş, F., Öztürk, C., Atalay, P., & Öztaş, D. D. (2018): İmplant Destekli Bar Tutucuların İdeal Pozisyonlarının Belirlenmesi Ve Teknik Komplikasyonların Çözümü: Vaka Raporu. *A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg.* 45 (Derleme-Vaka Özel Sayı) 43-48.
- Görgül, G. (1988): Endodontik İmplantlar. *G Ü Diş Hek Fak Derg*, 5(2), 197-210.
- Grandin, H. M., Berner, S., & Dard, M. (2012). A review of titanium zirconium (TiZr) alloys for use in endosseous dental implants. *Materials*, 5(8), 1348-1360.
- Grandi, T., Svezia, L., & Grandi, G. (2017). Narrow implants (2.75 and 3.25 mm diameter) supporting a fixed splinted prostheses in posterior regions of mandible: one-year results from a prospective cohort study. *Int J implant dent*, 3(1), 43-49.

- Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M., & Swain, M. V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J dent*, 33(1), 9-18.
- Güzel, K. G., Meşe, A., & Dündar, D. B. (2006). Tür, Form Ve Materyal Açısından Günümüz Dental İmplantlarının Tarihçesi. *Turkiye Klinikleri J Med Ethics*, 14(1), 41-46.
- Harb, I. E., Abdel-Khalek, E. A., & Hegazy, S. A. (2019). CAD/CAM Constructed Poly (etheretherketone)(PEEK) Framework of Kennedy Class I Removable Partial Denture: A Clinical Report. *J Prosthet dent*, 28(2), 595-598.
- Hasan, I., Bourauel, C., Keilig, L., Stark, H., & Luckerath, W. (2015). The effect of implant splinting on the load distribution in bone bed around implant-supported fixed prosthesis with different framework materials: A finite element study. *Ann Anat*, 199, 43-51.
- Herrmann, J., Hentschel, A., Glauche, I., Vollmer, A., Schlegel, K. A., & Lutz, R. (2016). Implant survival and patient satisfaction of reduced diameter implants made from a titanium-zirconium alloy: A retrospective cohort study with 550 implants in 311 patients. *J Craniomaxillofac Surg*, 44(12), 1940-1944.
- Himmlova, L., Dostálová, T. j., Kácovský, A., & Konvickova, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 91(1), 20-25.
- Hjalmarsson, L. (2009). *Materials For Implant-Supported Protheses*. L. Hjalmarsson ,On cobalt-chrome frameworks in implant dentistry: Institute of Odontology. Department of Prosthetic Dentistry/Dental Material, (pp.8-119, Göteborg, Sweden.

- Hjalmarsson, L., Smedberg, J. I., & Wennerberg, A. (2011). Material degradation in implant-retained cobalt-chrome and titanium frameworks. *J Oral Rehabil*, 38(1), 61-71.
- Hopp, M., de Araujo Nobre, M., & Malo, P. (2017). Comparison of marginal bone loss and implant success between axial and tilted implants in maxillary All-on-4 treatment concept rehabilitations after 5 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res*, 19(5), 849-859.
- Horita, S., Sugiura, T., Yamamoto, K., Murakami, K., Imai, Y., & Kirita, T. (2017). Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the "All-on-Four" concept. *J Prosthodont Res*, 61(2), 123-132.
- Hussein, M. O., & Rabie, M. E. (2015). Three-Dimensional Nonlinear Contact Finite Element Analysis of Mandibular All-on-4 Design. *J Oral Implantol*, 41(2), 12-18.
- Iegami, C. M., Uehara, P. N., Sesma, N., Pannuti, C. M., Tortamano Neto, P., & Mukai, M. K. (2017). Survival rate of titanium-zirconium narrow diameter dental implants versus commercially pure titanium narrow diameter dental implants: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*, 19(6), 1015-1022.
- İlgün, A., Korkmaz, H. H., Malkoç, S., & Başçiftçi, F. A. (2004). İnsan Mandibulasında Sonlu Elemanlar Metodu Kullanılarak Gerilme Analizi Yapılması. *S.Ü. Müh.-Mim. Fak. Derg.* 19(1), 29-38.
- Jafarian, M., Mirhashemi, F. S., & Emadi, N. (2019). Finite element analysis of stress distribution around a dental implant with different amounts of bone loss: An in vitro study. *Dent Med Probl*, 56(1), 27-32.

- 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.
- Karabudak, F., Zamanlou, H., Yeşildal, R., Bayındır, F., & Şen, S. (2014). Düz Ve Açılı Abutmentlere Sahip Titanyum Ve Zirkonyum Dental İmplantların Gerilme Analizlerinin Karşılaştırılması. *Engineer & the Machinery Magazine*, 55(659), 34-42.
- Karakoca, S., Boynueğri, D., & Yalim, M. (2010). Dişsiz Alt Çenede İmplant Destekli Hareketli Protez Uygulamaları. *Türkiye Klinikleri J Dent Sciences*, 16(3), 274-281.
- Klein, C. A. (2004). When patients refuse treatment. *Nurse Pract*, 29(3), 43.
- 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.
- Koh, R. U., Rudek, I., & Wang, H.-L. (2010). Immediate implant placement: positives and negatives. *Implant Dent*, 19(2), 98-108.
- Korioth, T., & Versluis, A. (1997). Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Critical reviews in oral biology & medicine*, 8(1), 90-104.
- Küçükeşmen, H. C., & Önel, A. Farklı Tiplerdeki Titanyum Altyapı Materyali ile Kompozit Rezin Tabakalama Materyalinin Bağlantı Dayanıklılığının İncelenmesi Investigation of Bond Strength of Different Type of Titanium Infrastructure Material to Composite Resin Veneering Material. *SdÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, Cilt 9(2) 79-84.

- 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.
- Lee, K.-S., Shin, S.-W., Lee, S.-P., Kim, J.-E., Kim, J.-H., Lee, J.-Y., . . . Kim, J.-E. (2017). Comparative Evaluation of a Four-Implant-Supported Polyetherketoneketone Framework Prosthesis: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on Cone Beam Computed Tomography and Computer-Aided Design. *International Journal of Prosthodontics*, 30(6), 581-585.
- Liang, R., Guo, W., Qiao, X., Wen, H., Yu, M., Tang, W., . . . Tian, W. (2015). Biomechanical analysis and comparison of 12 dental implant systems using 3D finite element study. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 18(12), 1340-1348.
- Linkow, L. (1987). The endosseous bladevent—twenty years of clinical applications. *Alpha Omegan*, 80, 36-44.
- Linkow, L. I. (1966). Clinical evaluation of the various designed endosseous implants. *The Journal of oral implant and transplant surgery*, 12, 35-46.
- Liu, T., Mu, Z., Yu, T., Wang, C., & Huang, Y. (2019). Biomechanical comparison of implant inclinations and load times with the all-on-4 treatment concept: a three-dimensional finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 22(6), 585-594.
- Lopez, C. A. V., Vasco, M. A. A., Ruales, E., Bedoya, K. A., Benfatti, C. M., Bezzon, O. L., & Deliberador, T. M. (2018). Three-Dimensional Finite Element Analysis of Stress Distribution in Zirconia and Titanium Dental Implants. *J Oral Implantol*, 44(6), 409-415.



- Malhotra, A. O., Padmanabhan, T. V., Mohamed, K., Natarajan, S., & Elavia, U. (2012). Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. *Aust Dent J*, 57(4), 440-445.
- Malkondu, Ö., Tinastepe, N., Akan, E., & Kazazoğlu, E. (2016). An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, 30(4), 644-652.
- Malo, P., de Araujo Nobre, M., & Lopes, A. (2007). The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. *J Prosthet Dent*, 97(6 Suppl), 26-34.
- Malo, P., de Araújo Nobre, M., Lopes, A., Moss, S. M., & Molina, G. J. (2011). A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *The Journal of the American Dental Association*, 142(3), 310-320.
- Malo, P., Rangert, B., & Nobre, M. (2003). "All-on-Four" immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 5 Suppl 1, 2-9.
- Maló, P., Rangert, B., & Nobre, M. (2005). All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 7, 88-94.
- Manz, M. C. (2000). Factors associated with radiographic vertical bone loss around implants placed in a clinical study. *Ann Periodontol*, 5(1), 137-151.
- Marcian, P., Borak, L., Valasek, J., Kaiser, J., Florian, Z., & Wolff, J. (2014). Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic

- cancellous and cortical mandibular bone - a feasibility study. *J Biomech*, 47(16), 3830-3836.
- Medvedev, A. E., Molotnikov, A., Lapovok, R., Zeller, R., Berner, S., Habersetzer, P., & Dalla Torre, F. (2016). Microstructure and mechanical properties of Ti-15Zr alloy used as dental implant material. *J Mech Behav Biomed Mater*, 62, 384-398.
- Menini, M., Signori, A., Tealdo, T., Bevilacqua, M., Pera, F., Ravera, G., & Pera, P. (2012). Tilted implants in the immediate loading rehabilitation of the maxilla: a systematic review. *J Dent Res*, 91(9), 821-827.
- Mijiritsky, E., Mazor, Z., Lorean, A., & Levin, L. (2013). Implant diameter and length influence on survival: interim results during the first 2 years of function of implants by a single manufacturer. *Implant Dent*, 22(4), 394-398.
- Misch, C. E., & Kutay, Ö. (2009). *Dental İmplantlar Neden Uygulanmalı; İmplant Dış Hekimliğinde Protetik Seçenekler; Stres Faktörleri, Dental implant protezler (1-71)*, İstanbul, Türkiye, Nobel Tıp Kitabevleri.
- Moratal, D. (2010). Finite element analysis on strain of viscoelastic human skull and duramater, Moratal, D. , *Finite element analysis: BoD–Books on Demand.*( p5-7), Rijeka, Croatia: In Tech.
- Muller, F., Al-Nawas, B., Storelli, S., Quirynen, M., Hicklin, S., Castro-Laza, J., . . . Schimmel, M. (2015). Small-diameter titanium grade IV and titanium-zirconium implants in edentulous mandibles: five-year results from a double-blind, randomized controlled trial. *BMC Oral Health*, 15(1), 123.
- Mumcu, E., Geçkili, O., & Bilhan, H. (2011). Tam Dışsiz Hastalarda Yaş, Cinsiyet Ve Protez Tecrübesinin Yaşam Kalitesi Ve Hasta Memnuniyeti Üzerine Etkisinin İncelenmesi. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 45(2), 57.

- Naini, R. B., Nokar, S., Borghei, H., & Alikhasi, M. (2011). Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 26(4), 776-781.
- Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z., & Siddiqui, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res*, 60(1), 12-19.
- Natali, A. (2003). *Mechanics of Bone Tissue*, Natali, A., *Dental Biomechanics*. (p2-17) London, UK and New York: USA: Taylor and Francis Group,.
- Niinomi, M. (2008). Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *J Mech Behav Biomed Mater*, 1(1), 30-42.
- Nisand, D., & Renouard, F. (2014). Short implant in limited bone volume. *Periodontol* 2000, 66(1), 72-96.
- Okumura, N., Stegaroiu, R., Kitamura, E., Kurokawa, K., & Nomura, S. (2010). Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont Res*, 54(3), 133-142.
- Osman, R. B., & Swain, M. V. (2015). A Critical Review of Dental Implant Materials with an Emphasis on Titanium versus Zirconia. *Materials (Basel)*, 8(3), 932-958.
- Ozan, O., & Kurtulmus-Yilmaz, S. (2018). Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 33(1), 64-71.

- Ozan, O., & Ramoglu, S. (2015). Effect of Implant Height Differences on Different Attachment Types and Peri-Implant Bone in Mandibular Two-Implant Overdentures: 3D Finite Element Study. *J Oral Implantol*, 41(3), 50-59.
- Ozdemir Dogan, D., Polat, N. T., Polat, S., Seker, E., & Gul, E. B. (2014). Evaluation of "all-on-four" concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clin Implant Dent Relat Res*, 16(4), 501-510.
- Örtorp, A., & Jemt, T. (2009). Early laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 15-year comparative follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 11(4), 311-322.
- Özdoğan, A., & İncesu, A. (2016) mplant Destekli Hibrit Protezler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 26(2), 366-369.
- Özel, G. S. (2014). Total dişsiz çenelerde implant destekli overdenture protezler ile implant destekli hareketli bölümlü protezlerin kuvvet iletimi yönünden karşılaştırılması. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora tezi(s3-7)
- Panayotov, I. V., Orti, V., Cuisinier, F., & Yachouh, J. (2016). Polyetheretherketone (PEEK) for medical applications. *J Mater Sci Mater Med*, 27(7), 118.
- Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S. C., & Felton, D. A. (1996). Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent*, 76 (6), 633-640.
- Patzelt, S. B., Bahat, O., Reynolds, M. A., & Strub, J. R. (2014). The all-on-four treatment concept: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*, 16 (6), 836-855.

- Penarrocha-Diago, M., Penarrocha-Diago, M., Zaragoza-Alonso, R., Soto-Penaloza, D., & On Behalf Of The Ticare Consensus, M. (2017). Consensus statements and clinical recommendations on treatment indications, surgical procedures, prosthetic protocols and complications following All-On-4 standard treatment. 9th Mozo-Grau Ticare Conference in Quintanilla, Spain. *J Clin Exp Dent*, 9 (5), 712-715.
- Perez-Pevida, E., Brizuela-Velasco, A., Chavarri-Prado, D., Jimenez-Garrudo, A., Sanchez-Lasheras, F., Solaberrieta-Mendez, E., . . . Monticelli, F. (2016). Biomechanical Consequences of the Elastic Properties of Dental Implant Alloys on the Supporting Bone: Finite Element Analysis. *Biomed Res Int*, 2016, 1850401, 9.
- Petrie, C. S., & Williams, J. L. (2005). Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest: A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res.*, 16(4), 486-494.
- Piccioni, M. A. R., Campos, E. A., Saad, J. R. C., de Andrade, M. F., Galvão, M. R., & Rached, A. A. (2013). Application of the finite element method in Dentistry. *RSBO Revista Sul-Brasileira de Odontologia*, 10(4), 369-377.
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.
- Quante, K., Ludwig, K., & Kern, M. (2008). Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater*, 24(10), 1311-1315.
- Ramoğlu, S., & Ozan, O. (2014). Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniv Diş Hek Derg*, 24(3) 175-180.

- Rojas-Vizcaya, F. (2011). Full zirconia fixed detachable implant-retained restorations manufactured from monolithic zirconia: clinical report after two years in service. *Journal of Prosthodontics: J Prosthodont*, 20(7), 570-576.
- Romanos, G. E., Bastardi, D. J., Moore, R., Kakar, A., Herin, Y., & Delgado-Ruiz, R. A. (2019). In Vitro Effect of Drilling Speed on the Primary Stability of Narrow Diameter Implants with Varying Thread Designs Placed in Different Qualities of Simulated Bone. *Materials*, 12(8), 1350.
- Rubo, J. H., & Capello Souza, E. A. (2010). Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res*, 12(2), 105-113.
- Rungsiyakull, C., Rungsiyakull, P., Li, Q., Li, W., & Swain, M. (2011). Effects of occlusal inclination and loading on mandibular bone remodeling: a finite element study. *Int J Oral & Maxillofac Imp*, 26(3), 527-537.
- Sadowsky, S. J. (1997). The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *J Prosthet Dent*, 78(1), 28-33.
- Saleh Saber, F., Ghasemi, S., Koodaryan, R., Babaloo, A., & Abolfazli, N. (2015). The Comparison of Stress Distribution with Different Implant Numbers and Inclination Angles In All-on-four and Conventional Methods in Maxilla: A Finite Element Analysis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*, 9(4), 246-253.
- Sannino, G. (2015). All-on-4 concept: a 3-dimensional finite element analysis. *J Oral Implantol*, 41(2), 163-171.
- Sannino, G., Pozzi, A., Schiavetti, R., & Barlattani, A. (2012). Stress distribution on a three-unit implant-supported zirconia framework. A 3D finite element analysis and fatigue test. *Oral Implantol*, 5(1), 11-20.

- Schwitalla, A., & Muller, W. D. (2013). PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol*, 39(6), 743-749.
- Schwitalla, A. D., Zimmermann, T., Spintig, T., Kallage, I., & Muller, W. D. (2017). Fatigue limits of different PEEK materials for dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater*, 69, 163-168.
- Scortecchi, G. (1988). Dental implant for the securement of fixed dental prostheses: Google Patents.
- Sebok, B., Kiss, G., Szabo, P. J., Rigler, D., Molnar, L. M., Dobos, G., . . . Szabo, G. (2012). [Carbon/carbon implants in oral and maxillofacial surgery--Part 2]. *Orv Hetil*, 153(19), 744-750.
- Shemtov-Yona, K., & Rittel, D. (2015). An Overview of the Mechanical Integrity of Dental Implants. *Biomed Res Int*, 2015, 547-384.
- Simamoto Junior, P. C., Resende Novais, V., Rodrigues Machado, A., Soares, C. J., & Araujo 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.
- Skirbutis, G., Dzingute, A., Masiliunaite, V., Sulcaite, G., & Zilinskas, J. (2017). A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. *Stomatologija*, 19(1), 19-23.
- Small, P. N., & Tarnow, D. P. (2000). Gingival recession around implants: a 1-year longitudinal prospective study. *Int J Oral & Maxillofac Implant*, 15(4), 527-532
- Soganci, G., & Yazicioglu, H. (2016). Evaluation of Stress Distribution of Mini Dental Implant-Supported Overdentures in Complete Cleft Palate Models: A Three-

- Dimensional Finite Element Analysis Study. *Cleft Palate Craniofac J*, 53(1), 73-83.
- Soto-Penaloza, D., Zaragoza-Alonso, R., Penarrocha-Diago, M., & Penarrocha-Diago, M. (2017). The all-on-four treatment concept: Systematic review. *J Clin Exp Dent*, 9(3), 474-488.
- Soykan, E., Eskitaşcioğlu, G., Ünsal, E., & Bağış, N. (2013). Dental implantların biyomekaniği ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulamaları. *A. Ü. Diş Hek. Fak. Derg* 39(2) 87-95
- 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. *International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(1),82-90.
- Strock, A. E. (1939). Experimental work on a method for the replacement of missing teeth by direct implantation of a metal support into the alveolus: Preliminary report. *Am J Orthod Oral Surg.*, 25(5), 467-472.
- Sullivan, R. M. (2001). Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *J Calif Dent Assoc*, 29(11), 737-745.
- Taşkinsel, E., & Gümüş, H. Ö. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Ve Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı. (2013). *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 8, 131-135
- Tepper, G., Haas, R., Zechner, W., Krach, W., & Watzek, G. (2002). Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res*, 13(6), 657-665.



- Tiossi, R., Gomes, E. A., Faria, A. C. L., Rodrigues, R. C. S., & Ribeiro, R. F. (2017). Biomechanical behavior of titanium and zirconia frameworks for implant-supported full-arch fixed dental prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res*, 19(5), 860-866.
- Tolentino, L., Sukekava, F., Garcez-Filho, J., Tormena, M., Lima, L. A., & Araujo, M. G. (2016). One-year follow-up of titanium/zirconium alloy X commercially pure titanium narrow-diameter implants placed in the molar region of the mandible: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res*, 27(4), 393-398.
- Tribst, J. P. M., de Morais, D. C., Alonso, A. A., Dal Piva, A. M. d. O., & 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.
- Turker, N., Buyukkaplan, U. S., Sadowsky, S. J., & Ozarlan, M. M. (2019). Finite Element Stress Analysis of Applied Forces to Implants and Supporting Tissues Using the "All-on-Four" Concept with Different Occlusal Schemes. *J Prosthodont*, 28(2), 185-194.
- Ueda, N., Takayama, Y., & Yokoyama, A. (2017). Minimization of dental implant diameter and length according to bone quality determined by finite element analysis and optimized calculation. *J Prosthodont Res*, 61(3), 324-332.
- Ulusoy, M., & AK, A. (2003). Bölümlü Protezlerin Planlaması, Ulusoy, M., & AK, A. , *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*, (pp.94-120), Ankara, Türkiye, Ankara Üniv Diş Hek Fak Yayınları.
- Uzun, İ. H., & Bayindir, F. (2010). Dental uygulamalarda titanyum ve özellikleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, (3), 213-220.

- Ünver, S., Güngör, M. B., & Nemli, S. K. (2012). Dental implantlarda protetik komplikasyonlar. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 6(1), 1109-1118.
- Viennot, S., Dalard, F., Lissac, M., & Grosgeat, B. (2005). Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restorations. *Eur J Oral Sci.*, 113(1), 90-95.
- Vigolo, P., & Givani, A. (2000). Clinical evaluation of single-tooth mini-implant restorations: a five-year retrospective study. *J Prosthet Dent*, 84(1), 50-54.
- Wataha, J. (1996). Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil*, 23(2), 79-90.
- Wataha, J. C. (2002). Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent*, 87(4), 351-363.
- Wataha, J. C., & Messer, R. L. (2004). Casting alloys. *Dent Clin North Am*, 48(2), vii-viii, 499-512.
- Wen, B., Zhu, F., Li, Z., Zhang, P., Lin, X., & Dard, M. (2014). The osseointegration behavior of titanium-zirconium implants in ovariectomized rabbits. *Clin Oral Implants Res.*, 25(7), 819-825.
- Wiesli, M. G., & Ozcan, M. (2015). High-Performance Polymers and Their Potential Application as Medical and Oral Implant Materials: A Review. *Implant Dent*, 24(4), 448-457.
- Yildirim, M., Edelhoff, D., Hanisch, O., & Spiekermann, H. (2000). Ceramic abutments - a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent.*, 20(2), 80-91.

Zarb, G. A., & Albrektsson, T. (1985). Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry: Quintessence Pub Co. Int, 16(1), 39-42.

Zarone, F., Russo, S., & Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. Dental Materials, 27(1), 83-96.

