

T.C.  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**TİTANYUM ABUTMENT VE METAL DESTEKLİ  
RESTORASYONLARA ALTERNATİF PEEK  
MATERYALLERİNİN KULLANIMI SONRASI PERİ-İMLANT  
KEMİKTE, İMLANTTA, KRONDA, ABUTMENTTA VE  
VİDADA OLUŞAN STRESLERİN SONLU ELEMANLAR STRES  
ANALİZİ İLE KARŞILAŞTIRMASI**

**DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ**

**DT. SAMET TEKİN**

**DANIŞMAN**

**YRD. DOÇ. DR. YALÇIN DEĞER**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**DİYARBAKIR**

**2017**

T.C.  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**TİTANYUM ABUTMENT VE METAL DESTEKLİ  
RESTORASYONLARA ALTERNATİF PEEK  
MATERYALLERİNİN KULLANIMI SONRASI PERİ-İMLANT  
KEMİKTE, İMLANTTA, KRONDA, ABUTMENTTA VE  
VİDADA OLUŞAN STRESLERİN SONLU ELEMANLAR STRES  
ANALİZİ İLE KARŞILAŞTIRMASI**

**DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ**

**DT. SAMET TEKİN**

**DANIŞMAN**

**YRD. DOÇ. DR. YALÇIN DEĞER**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**DİYARBAKIR**

**2017**

**Bu çalışma Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından  
DiŞ.17.013 proje numarası ile desteklenmiştir.**

## TEZ ONAY SAYFASI



T.C  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
DEKANLIK

**'TİTANYUM ABUTMENT VE METAL DESTEKLİ  
RESTORASYONLARA ALTERNATİF PEEK MATERYALLERİNİN  
KULLANIMI İLE YÜKLEME SONRASI PERİ-İMLANT KEMİKTE,  
İMLANTTA, KRONDA, ABUTMENTTA VE VİDADA OLUŞAN  
STRESLERİN SONLU ELEMENLAR STRES ANALİZİ İLE  
KARŞILAŞTIRMASI'**

Yukarıda Belirtilen Uzmanlık Tezi 14.09.2017 Tarihinde Değerlendirilerek  
Başarılı Bulunmuştur.

**Tez Danışmanı** : Yrd. Doç. Dr. Yalçın DEĞER  
**Tezi Teslim Eden** : Dt. Samet TEKİN

### JURİ ÜYESİNİN

**Ünvanı**      **Adı Soyadı**

Doç. Dr. Ali BALIK  
Prof. Dr. Remzi NİGİZ  
Prof. Dr. Emrah AYNA  
Doç. Dr. İbrahim Halil TACİR  
Yrd. Doç. Dr. Yalçın DEĞER

**İmza**

*(Handwritten signatures of the jury members)*

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

14 / 9 / 2017

**Prof. Dr. Remzi NİGİZ**  
Dicle Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı



**BEYAN**

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



SAMET TEKİN

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve birikimleri ile bana büyük yardımda bulunan, tezimin hazırlanmasında yol gösteren, çok sevdiğim değerli danışman hocam **YRD. DOÇ. DR. YALÇIN DEĞER'** e

İhtiyaç duyduğumda her zaman eğitimime katkıda bulunan tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine ve birbirinden değerli çalışma arkadaşlarıma

Bütün hayatım boyunca yanımda olan, zorlukların üstesinden gelmemi sağlayan, dünyaya geldiğim andan beri sonsuz sevgileri ile maddi, manevi her türlü desteklerini esirgemeyen canım aileme ve sevgili eşime

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

**İÇİNDEKİLER**

	<b>Sayfa No</b>
BEYAN:.....	III
TEŞEKKÜR:.....	IV
İÇİNDEKİLER:.....	V
RESİMLER DİZİNİ:.....	XIII
TABLOLAR DİZİNİ:.....	XIV
ŞEKİLLER DİZİNİ:.....	XIV
SEMBOLLER / KISALTMALAR DİZİNİ:.....	XXI
<b>ÖZET SAYFALARI</b>	
ÖZET:.....	XXIII
ABSTRACT:.....	XXVI
<b>TEZ METNİ</b>	
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ</b> .....	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
2.1. İmplantın Tanımı ve Tarihi:.....	3
2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması:.....	4
2.2.1. Kemikle Olan İlişkilerine Göre İmplantlar:.....	4
2.2.2. İmplant Üretiminde Yararlanılan Materyallerin Sınıflandırılması:.....	4
2.3. İmplant Endikasyon ve Kontrendikasyonları:.....	5
2.3.1 İmplant Endikasyonları:.....	5
2.3.2. İmplant Kontrendikasyonları:.....	6
2.3.2.1. Mutlak Kontrendikasyonlar:.....	6
2.3.2.2. Göreceli Kontrendikasyonlar:.....	6
2.3.2.3. İntraoral Kontrendikasyonlar:.....	6

2.4. İmplant Doku Etkileşimi ve Osseointegrasyon:.....	6
2.5. Sabit İmplant Üstü Protezlerin Komponentleri:.....	8
2.5.1. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Abutment Seçimi:.....	9
2.6. Diş Destekli ve İmplant Üstü Protezlerde Kullanılan Restoratif Materyaller:..	12
2.6.1. Dental Seramikler:.....	12
2.6.1.1.Dental Seramiklerin Sınıflandırılması:.....	13
2.6.1.2.Metal Destekli Seramikler: .....	15
2.6.1.2.1. Metal Destekli Seramiklerin Sınıflandırılması: .....	15
2.6.1.2.1.1. Soy Metal Alaşımlar:.....	16
2.6.1.2.1.2. Soy Olmayan Metal Alaşımlar:.....	16
2.6.1.2.2. Metal Seramik Restorasyonu Oluşturan Yapılar:.....	18
2.7. PEEK ve Protetik Diş Hekimliğinde PEEK Materyalinin Yeri:.....	19
2.8. Kemik:.....	22
2.8.1. Kemik Sınıflandırmaları:.....	23
2.8.1.1. Lekholm ve Zarb sınıflandırması:.....	23
2.8.1.2. Misch sınıflandırması: .....	24
2.9. Biyomekanik:.....	25
2.9.1. Kuvvetin Tanımı ve Çiğneme Kuvvetleri:.....	25
2.9.2. İmplant Biyomekaniği ve Biyomekanik Kavramlar:.....	26
2.9.3. Kuvvet Analiz Yöntemleri:.....	30
2.9.3.1. Gerilimölçer (strain gauge) Analiz Yöntemi:.....	31
2.9.3.2. Fotoelastik Analiz Yöntemi:.....	31
2.9.3.3. Holografik İnterferometre Analiz Yöntemi:.....	32
2.9.3.4. Kırılğan Vernikle Kaplama Yöntemi: .....	32
2.9.3.5. Termografik Kuvvet Analizi:.....	32
2.9.3.6. Radyoteleometri:.....	32

2.9.3.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi (FEM):.....	33
<b>3. MATERYAL METOD.....</b>	<b>36</b>
3.1. Cisimlerin Taranması:.....	36
3.2. Üç Boyutlu Katı Modellerin Oluşturulması:.....	37
3.3. Modellerde Kontak Yüzeylerin Belirlenmesi:.....	38
3.4. Fiziksel Özelliklerin Tanımlanması:.....	38
3.5. Ağ Yapısının Oluşturulması:.....	40
3.6. Sınır Koşullarının Belirlenmesi:.....	41
3.7. Yükleme Koşullarının Girilmesi:.....	41
3.8. Analizlerin Gerçekleştirilmesi:.....	42
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>43</b>
4.1. Oblik Kuvvet Uygulaması Sonucu Elde Edilen Bulgular:.....	43
4.1.1. Grup TM İçin Elde Edilen Bulgular:.....	43
4.1.1.1. Grup TM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:.....	43
4.1.1.2. Grup TM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri:.....	44
4.1.1.3. Grup TM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri:.....	44
4.1.1.4. Grup TM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:.....	45
4.1.1.5. Grup TM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri:.....	45
4.1.1.6. Grup TM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri:.....	46
4.1.1.7. Grup TM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:.....	46
4.1.1.8. Grup TM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri:.....	47



4.1.1.9. Grup TM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri:.....	47
4.1.1.10. Grup TM İçin Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:.....	48
4.1.1.11. Grup TM İçin Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri:.....	48
4.1.1.12. Grup TM İçin Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri:.....	49
4.1.1.13. Grup TM İçin Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:.....	49
4.1.1.14. Grup TM İçin Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri:.....	50
4.1.1.15. Grup TM İçin Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri:.....	50
4.1.2. Grup TP İçin Elde Edilen Bulgular:.....	51
4.1.2.1. Grup TP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:.....	51
4.1.2.2. Grup TP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri:.....	51
4.1.2.3. Grup TP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri:.....	52
4.1.2.4. Grup TP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:.....	53
4.1.2.5. Grup TP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri:.....	53
4.1.2.6. Grup TP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri:.....	54
4.1.2.7. Grup TP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:.....	54
4.1.2.8. Grup TP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri:.....	55
4.1.2.9. Grup TP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri:.....	55

4.1.2.10. Grup TP İçin Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:.....	56
4.1.2.11. Grup TP İçin Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri: .....	56
4.1.2.12. Grup TP İçin Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri:.. .....	57
4.1.2.13. Grup TP İçin Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:.....	57
4.1.2.14. Grup TP İçin Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri:.....	58
4.1.2.15. Grup TP İçin Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri:.....	58
4.1.3. Grup PM İçin Elde Edilen Bulgular:.....	59
4.1.3.1. Grup PM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:.....	59
4.1.3.2. Grup PM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri:.....	59
4.1.3.3. Grup PM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri:.....	60
4.1.3.4. Grup PM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:..	61
4.1.3.5. Grup PM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri:.....	61
4.1.3.6. Grup PM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri:.....	62
4.1.3.7. Grup PM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerler:.....	62
4.1.3.8. Grup PM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri:.....	63
4.1.3.9. Grup PM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri:.....	63
4.1.3.10. Grup PM İçin Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:.....	64

4.1.3.11. Grup PM İçin Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri:.....	64
4.1.3.12. Grup PM İçin Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri:.....	65
4.1.3.13. Grup PM İçin Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:.....	65
4.1.3.14. Grup PM İçin Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri:.....	66
4.1.3.15. Grup PM İçin Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri:.....	66
4.1.4. Grup PP İçin Elde Edilen Bulgular:.....	67
4.1.4.1. Grup PP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:.....	67
4.1.4.2. Grup PP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri:.....	67
4.1.4.3. Grup PP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri:.....	68
4.1.4.4. Grup PP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:.....	69
4.1.4.5. Grup PP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri:.....	69
4.1.4.6. Grup PP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri:.....	70
4.1.4.7. Grup PP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:.....	70
4.1.4.8. Grup PP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri:.....	71
4.1.4.9. Grup PP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri:.....	71
4.1.4.10. Grup PP İçin Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:.....	72
4.1.4.11. Grup PP İçin Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri:.....	72

4.1.4.12. Grup PP İçin Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri:.....	73
4.1.4.13. Grup PP İçin Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri:.....	73
4.1.4.14. Grup PP İçin Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri:.....	74
4.1.4.15. Grup PP İçin Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri:.....	74
4.2. Oblik Kuvvet Uygulaması Sonucu Elde Edilen Bulguların Karşılaştırılması:.....	75
4.2.1. İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması:.....	75
4.2.2. İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması:.....	76
4.2.3. İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması:.....	77
4.2.4. Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması:.....	78
4.2.5. Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Pricipal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması:.....	79
4.2.6. Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Pricipal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması:.....	80
4.2.7. Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması:.....	81
4.2.8. Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması:.....	82
4.2.9. Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması:.....	83
4.2.10. Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması:.....	84
4.2.11. Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması:.....	85
4.2.12. Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması:.....	86

4.2.13. Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması:.....	87
4.2.14. Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması:.....	88
4.2.15. Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması:.....	89
4.3. Tüm Grupların Stres Değerleri Grafikleri.....	90
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>93</b>
<b>6. SONUÇLAR .....</b>	<b>108</b>
<b>7. KAYNAKLAR .....</b>	<b>110</b>
<b>8. ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>134</b>

**RESİM DİZİNİ**

**Resim 3.1.** : 3D Lazer Tarayıcı İle Taranmış Maksilla Modeli

**Resim 3.2.** : 3D Lazer Tarayıcı İle Taranmış Tüm Modeller

**Resim 3.3.** : NextEngine 3D Tarama Cihazı

**Resim 3.4.** : 3D Katı Modellemesi Tamamlanmış Analiz Grupları. Soldan Sağa;  
Grup TM, Grup TP, Grup PM, Grup PP

**Resim 3.5.** : Mesh İşlemi Yapılmış ve Yüklemeye Hazır Hale Getirilmiş Tüm  
Çalışma Modelleri

**Resim 3.6.** : 3 Boyutlu Katı Modellere Kuvvet Uygulanması



**TABLO DİZİNİ**

**Tablo 2.1.** : Metal Seramik Restorasyonlarda Kullanılan Soy Olmayan Metal Alaşımların Mekanik Özellikleri

**Tablo 3.1.** : Çalışmada Kullanılan Materyallerin Elastik Modülü ve Poisson Oranları

**Tablo 3.2.** : Analiz Grupları

**Tablo 4.1.** : Tüm Grupların Von Mises Stres Değerleri Tablosu

**Tablo 4.2.** : Tüm Grupların Maksimum Principal Stres Değerleri Tablosu

**Tablo 4.3.** : Tüm Grupların Minimum Principal Stres Değerleri Tablosu



## ŞEKİL DİZİNİ

**Şekil 2.1.** : İmplant Kademe Sistemi

**Şekil 2.2.** : Lekholm ve Zarb'a Göre Kemik Sınıflandırılması

**Şekil 2.3.** : Mish'e Göre Kemik Sınıflandırılması

**Şekil 4.1.** : Grup TM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

**Şekil 4.2.** : Grup TM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.3.** : Grup TM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.4.** : Grup TM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

**Şekil 4.5.** : Grup TM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.6.** : Grup TM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.7.** : Grup TM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

**Şekil 4.8.** : Grup TM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.9.** : Grup TM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.10.** : Grup TM İçin Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

**Şekil 4.11.** : Grup TM İçin Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.12.** : Grup TM İçin Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.13.** : Grup TM İçin Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

**Şekil 4.14.** : Grup TM İçin Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.15.** : Grup TM İçin Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.16.** : Grup TP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



- Şekil 4.17.** : Grup TP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri
- Şekil 4.18.** : Grup TP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri
- Şekil 4.19.** : Grup TP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri
- Şekil 4.20.** : Grup TP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri
- Şekil 4.21.** : Grup TP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri
- Şekil 4.22.** : Grup TP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerler
- Şekil 4.23.** : Grup TP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri
- Şekil 4.24.** : Grup TP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri
- Şekil 4.25.** : Grup TP İçin Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri
- Şekil 4.26.** : Grup TP İçin Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri
- Şekil 4.27.** : Grup TP İçin Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri
- Şekil 4.28.** : Grup TP İçin Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri
- Şekil 4.29.** : Grup TP İçin Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri
- Şekil 4.30.** : Grup TP İçin Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri
- Şekil 4.31.** : Grup PM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri
- Şekil 4.32.** : Grup PM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri
- Şekil 4.33.** : Grup PM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri
- Şekil 4.34.** : Grup PM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri
- Şekil 4.35.** : Grup PM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri
- Şekil 4.36.** : Grup PM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.37.** : Grup PM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerler

**Şekil 4.38.** : Grup PM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.39.** : Grup PM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.40.** : Grup PM İçin Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

**Şekil 4.41.** : Grup PM İçin Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.42.** : Grup PM İçin Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.43.** : Grup PM İçin Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

**Şekil 4.44.** : Grup PM İçin Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.45.** : Grup PM İçin Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.46.** : Grup PP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

**Şekil 4.47.** : Grup PP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.48.** : Grup PP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.49.** : Grup PP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

**Şekil 4.50.** : Grup PP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.51.** : Grup PP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.52.** : Grup PP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerler

**Şekil 4.53.** : Grup PP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.54.** : Grup PP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

**Şekil 4.55.** : Grup PP İçin Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

- Şekil 4.56.** : Grup PP İçin Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri
- Şekil 4.57.** : Grup PP İçin Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri
- Şekil 4.58.** : Grup PP İçin Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri
- Şekil 4.59.** : Grup PP İçin Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri
- Şekil 4.60.** : Grup PP İçin Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri
- Şekil 4.61.** : İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM– TP
- Şekil 4.62.** : İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP
- Şekil 4.63.** : İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP
- Şekil 4.64.** : İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP
- Şekil 4.65.** : İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP
- Şekil 4.66.** : İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP
- Şekil 4.67.** : Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP
- Şekil 4.68.** : Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP
- Şekil 4.69.** : Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Pricipal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP
- Şekil 4.70.** : Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Pricipal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP
- Şekil 4.71.** : Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Pricipal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP
- Şekil 4.72.** : Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Pricipal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP
- Şekil 4.73.** : Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP

**Şekil 4.74.** : Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP

**Şekil 4.75.** : Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP

**Şekil 4.76.** : Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP

**Şekil 4.77.** : Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP

**Şekil 4.78.** : Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP

**Şekil 4.79.** : Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP

**Şekil 4.80.** : Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP

**Şekil 4.81.** : Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP

**Şekil 4.82.** : Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP

**Şekil 4.83.** : Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP

**Şekil 4.84.** : Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP

**Şekil 4.85.** : Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP

**Şekil 4.86.** : Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP

**Şekil 4.87.** : Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP

**Şekil 4.88.** : Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP

**Şekil 4.89.** : Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP

**Şekil 4.90.** : Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP

**Şekil 4.91. :** Tüm Grupların Von Mises Stres Değerleri Grafiği

**Şekil 4.92. :** Tüm Grupların Maksimum Principal Stres Değerleri Grafiği

**Şekil 4.93. :** Tüm Grupların Minimum Principal Stres Değerleri Grafiği



**SEMBOLLER / KISALTMALAR DİZİNİ**

PEEK	Poli eter eter keton
N	Newton
°	Derece
mm	Milimetre
FEM	Finite Element Method
M.Ö	Milattan Önce
Cr-Co-Mo	Krom-Kobalt-Molibden
CAD-CAM	Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Yardımı ile Tasarım-Bilgisayar Yardımı ile Üretim)
kg/mm <sup>2</sup>	Sertlik Derecesi
g/cm <sup>2</sup>	Yoğunluk
Si <sup>+4</sup>	Silisyum İyonu
O <sup>-</sup>	Oksijen İyonu
°C	Santigrat
%	Yüzde
GPa	Gigapaskal
MPa	Megapaskal
PMMA	Polimetilmetakrilat
Ni-Cr	Nikel-Krom
Co-Cr	Kobalt-Krom
Ti	Titanyum
C <sub>13</sub> H <sub>8</sub> OF <sub>2</sub>	Diflorbenzofenon
cm <sup>3</sup>	Santimetre küp
gr	Gram

$\mu\text{m}$	Mikrometre
ark.	Arkadaşları
$\sigma$	Principal Stres
3D	Üç Boyutlu
2D	İki Boyutlu
MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme



## ÖZET

### **Titanyum Abutment ve Metal Destekli Restorasyonlara Alternatif PEEK Materyallerinin Kullanımı Sonrası Peri-İmplant Kemikte, İmplantta, Kronunda, Abutmentta Ve Vidada Oluşan Streslerin Sonlu Elemanlar Stres Analizi İle Karşılaştırılması**

Günümüzde teknolojinin ve insan sağlığına verilen önemin artmasıyla implant tedavileri artmıştır. İmplant tedavileri gerçekleştirildikçe bu tedavilerin başarısını arttırmak için yapılan çalışmalar da artmaktadır. İmplant tedavisinde titanyum, dayanak olarak yüksek başarı oranlarıyla kullanılmaktadır. Benzer şekilde metal alaşım destekli porselenler rutin olarak kullanılan materyallerdir.

İmplantların ağızda sağlıklı ve uzun süreli kalması için ise en uygun biyomekanik koşullar sağlanmalıdır. Kortikal ve trabeküler kemikte oluşan ve kemik rezorpsiyonuna neden olan stresler, implant materyallerinden, implant tasarımından, üst yapı materyallerinden, üst yapı materyallerinin tasarımından ve yükleme koşullarından etkilenmektedir. İmplant tedavisinin başarısını daha üst seviyelere çekmek için birçok çalışma yapılmaktadır.

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi gerek maddi açıdan gerekse hassas olmasına karşın kolay uygulanabilirliği sayesinde birçok mühendislik alanı ile son zamanlarda tıp ve diş hekimliğinde de kullanımı oldukça yaygındır ve in vivo çalışmalarla tespit edilmesi mümkün olmayan birçok stres analizinin bilgisayar ortamında rahatlıkla uygulanmasını sağlamaktadır.

PEEK (poli-eter-eter-keton) biyouyumluluğu, beyaz rengi ve kemiğe yakın mekanik özellikleri sayesinde kron köprü restorasyonları, implant tedavisi ve hareketli protetik restorasyonlarda alt yapı ve üst yapı materyali olarak kullanılabilir. PEEK (poli-eter-eter-keton) biyouyumluluğu, beyaz rengi ve kemiğe yakın mekanik özellikleri sayesinde kron köprü restorasyonları, implant tedavisi ve hareketli protetik restorasyonlarda alt yapı ve üst yapı materyali olarak kullanılabilir.

Çalışmamızın amacı titanyum abutment ve metal destekli restorasyonlara alternatif PEEK materyallerini kullanarak yükleme sonrası peri-implant kemikte, implantta, üst yapıda, abutmentta ve vidada oluşan stresleri sonlu elemanlar stres



analizi sayesinde karşılaştırmak ve neticesinde boyun rezorpsiyonlarını daha düşük seviyelere çekmeye çalışmaktır.

## **GEREÇ VE YÖNTEM**

Çalışmamızda 3,8 mm çaplı 10,5 mm boyunda 4 adet titanyum implant üzerine; 2 adet titanyum, 2 adet PEEK abutment, üst yapı olarak da 2 adet metal destekli porselen ve 2 adet monolitik üretilen PEEK üst santral restorasyonun 3 boyutlu modellemesi yapıldı ve 4 ayrı grup elde edildi. Kortikal ve spongioz kemiğin ve kullanılan materyallerin meshing işlemi sonrası poisson oranı ve young modülü değerleri programa yüklendi. Üst santral dişin palatinal yüzeyine insizal kenarın 2 mm altından uzun eksene 45°'lik 178N oblik kuvvet uygulandı ve analiz gerçekleştirildi. Peri-implant kemikte, implantta, üst yapıda, abutmentta ve vidada oluşan en yüksek çekme, basma ve Von Mises stres değerleri dağılımları incelendi ve birbirleriyle karşılaştırıldı.

## **BULGULAR VE SONUÇLAR**

Peri-implant kemikte meydana gelen stresler tüm gruplar incelendiğinde; birbirine oldukça yakın seviyelerdedir. Fakat kemikte meydana gelen stresler kron materyalinin değişimi sonucu, abutment materyalinin değişimine göre daha fazla etkilenmiştir. Kemikte meydana gelen stresler; kron materyali olarak metal destekli seramik kron, abutment materyali olarak ise PEEK abutment kullanımı sonucu kemikte daha az stres oluşumu gözlenmiştir.

İmplantta meydana gelen stresler tüm gruplar incelendiğinde; kron materyalinin değişiminden belirgin bir şekilde etkilenmemiştir. Abutment materyalinin değişimi sonucu ise, elastik modülü daha fazla olan titanyum abutmentların kullanımı ile implantta meydana gelen streslerin, PEEK abutmentların kullanımı sonrası meydana gelen streslere göre daha az olduğu gözlenmiştir.

Abutmentta meydana gelen stresler tüm gruplar incelendiğinde; abutment materyalinin değişimi sonucu kron materyalinin değişimine göre daha fazla etkilenmiştir ve elastik modülü az olan PEEK abutmentların kullanımı ile PEEK, kendi üzerindeki stresleri implanta ve vidaya iletmesi sonucu abutmentta daha az

stres oluşumu sağlamıştır. Kron materyali olarak ise PEEK kron kullanımı, yine abutmentta meydana gelen streslerde azalma sağlamıştır.

Kronda meydana gelen stresler tüm gruplar incelendiğinde; abutment materyali açısından titanyum abutment kullanılan gruplarda, PEEK abutment kullanılan gruplara göre daha az stres oluşumu gözlenmiştir. Kron materyali açısından ise PEEK kron kullanılan gruplarda PEEK, kendisi üzerinde meydana gelen streslerin, metal destekli seramik kron kullanılan gruplara göre daha az olmasını sağlamıştır.

Vidada meydana gelen stresler tüm gruplar incelendiğinde; abutment materyali açısından titanyum abutmentların kullanımı ile çok daha az stres oluşumu gözlenmiştir. Kron materyali açısından ise PEEK kron kullanımı, titanyum abutment üzerinde kullanıldığı gruplarda vidada meydana gelen stresleri azaltmış, PEEK abutment üzerinde kullanıldığında ise PEEK kron kullanımı vidada meydana gelen stresleri arttırmıştır.

PEEK materyali, gelen kuvvetler sonucu kendisinin üzerinde oluşan stresleri tüm testlerde azalttığı gözlenmiştir.

Çalışmamızın sonunda protetik materyallerin değiştirilmesiyle implant sisteminde streslerin azaltılabileceği görülmektedir.

Çalışmamızın sonuçları in vitro ve in vivo olarak uzun süreli araştırmalar ile desteklenmesi gerekmektedir. Modifikasyonlar ve materyal özelliklerinin iyileştirilmesi ile PEEK materyalinin klinik diş hekimliği uygulamalarının arttırılabileceği görüşündeyiz.

**ANAHTAR KELİME:** PEEK, Sonlu elemanlar analizi, Dental implant

## ABSTRACT

### **Comparison The Stresses Occurring In The Peri-Implant Bone, Implant, Superstructure, Abutment And Screw After Using PEEK Materials, Which Are Alternative To Titanium Abutments And Metal-Supported Restorations, By Finite Element Stress Analysis**

Today, implant treatments have increased with the increase of technology and the importance of human health. As implant treatments are performed, studies are being done to increase the success of these treatments. In dental implant treatment, titanium is used as the abutment with high success rates. Similarly, metal alloy supported porcelains are routinely used materials.

Optimal biomechanical conditions should be provided for the healthy and long-term maintenance of implants in the mouth. Stresses that occur in the cortical and trabecular bones and cause bone resorption are affected by implant materials, implant design, superstructure materials, design of superstructure materials and loading conditions. Many studies are done to attract higher levels of success of implant treatment.

Three-dimensional finite element stress analysis for use in the recently medicine and dentistry with many engineering fields thanks to easy application, although sensitive both in terms of material should stress analysis is quite common and is detected by in vivo studies to ensure its smooth implementation in computer environment that can not be a lot of stress analysis.

PEEK (poly-ether-ether-ketone) can be used as substructure and superstructure material in crown and bridge restorations, implants treatment and removable dentures due to biocompatibility, white color and close to its mechanical properties to bone

The aim of our study is to compare the stresses occurring in the peri-implant bone, implant, superstructure, abutment, and screw after loading using PEEK materials, which are alternative to titanium abutments and metal-supported

restorations, by finite element stress analysis and to try to draw bone resorption to lower rates.

## **MATERIAL AND METHODS**

In our study, 4 titanium implants with a diameter of 3,8 mm and a length of 10,5 mm; 2 pieces of titanium, 2 pieces of PEEK abutment, 2 pieces of metal supported porcelain as superstructure and 2 pieces of monolithic PEEK upper central restoration were made as 3 dimensional model and 4 different groups were obtained. After meshing of cortical and spongiosal bone and used materials, poisson ratio and young module values were loaded. Oblique force of 45° 178N was applied to the palatal surface of the upper central incisor 2 mm below the incisal edge and analysis was performed. The highest tensile, compressive and Von Mises stress distributions in the peri-implant bone, implant, superstructure, abutment and screw were examined and compared with each other.

## **RESULTS AND CONCLUSIONS**

The stresses that occur on the peri-implant bone are closely related to each other when all groups are examined. But the stresses on the bone were more affected by the change of the crown material than by the change of the abutment material. Stresses that occur in the bone were metal-supported ceramic crowns as the crown material and PEEK abutment as the abutment material showed less stress on the bone.

The stresses on the implant were not significantly affected by the change of the crown material when all groups were examined. It has been observed that the use of titanium abutments with a higher elastic modulus after replacement of the abutment material results less stress on the implant than on the stresses after use of the PEEK abutments.

When all the groups of stresses on the abutment are examined; the change of abutment material was more affected than the change of crown material and with the use of PEEK abutments with low modulus of elasticity, PEEK provides less stress on

its own stresses which transmits to the implant and screw. The use of PEEK crowns as a crown material has reduced the stresses that occur on the abutment.

When all groups of stresses on the crown are examined, less stress was observed in groups of titanium abutment in terms of abutment material than in groups using PEEK abutment. In the case of the PEEK crown in terms of the crown material, PEEK has provided less stresses on its own than in the metal-supported ceramic crowns.

When all the groups of stresses on the screw are examined, much less stress was observed with the use of titanium abutments for abutment material. The use of PEEK crown in terms of crown material has reduced the stress on the screw in the groups used on the titanium abutment, when used on PEEK abutments, the use of PEEK crown increased stress on the screw.

The use of PEEK material showed that the stresses on the resultant force were reduced in all tests on itself.

At the end of our study, it can be seen that the stresses in the implant system can be reduced by changing the prosthetic materials.

The results of our study should be supported by long-term investigations in vitro and in vivo. By improving the modifications and material properties, clinical dentistry applications of PEEK material can be increased.

**KEYWORDS:** PEEK, Finite element analysis, Dental implant

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Tarih boyunca dişler; gençliğin, saygınlığın, sağlığın ve güzelliğin göstergesi olmuştur. Dolayısıyla meydana gelen diş kayıpları ve bozukluklar toplum içinde sadece fonksiyonel ve fonetik değil psikolojik ve sosyal açıdan da bir takım problemlere neden olmuştur ve bu problemler dental gelişmelerin önünü açmıştır (1).

İmplantasyon bir dokunun ya da materyalin cerrahi olarak diğer bir dokuya yerleştirilmesi anlamı taşımaktadır. Diş hekimliğinde ise implantasyon; kaybedilmiş dişin veya dişlerin yerine yapılacak protezlere destek olacak doku ile uyumlu materyallerin, çenelere cerrahi yöntemlerle yerleştirilmesi olarak tanımlanır. Bu işlemler esnasında kullanılan materyallere de implant denir (2).

Doğal dişleri muhafaza etmek amacıyla yürütülen bilimsel uğraşlar ve özellikle son zamanlarda teknik anlamda elde edilen gelişmelere karşın dişlerin kaybı sürmektedir. Günümüzde klasik protez uygulamaları kadar dental implantlara da kısmen veya tamamen diş kaybına uğramış hastaların çiğneme sistemlerini düzenlemek amacıyla gerek duyulmaktadır (3).

İmplant sayesinde, özellikle tek diş eksikliğinde komşu dişlerin preparasyonuna gerek olmadan dişlerin telafisi gerçekleştirilebilmektedir. Bütün bunlar dişhekimliğinin son zamanlarda elde ettiği genişlemiş tedavi seçeneği ve problemlerin çözüm alternatifini göstermektedir (3, 4).

İmplant etrafında periodontal ligament olmadığından implantlar üzerine gelen kuvvetler çene kemiğine doğrudan iletilmektedir (5). Okluzal kuvvetler sırayla proteze, implanta ve implant çevresindeki kemiğe iletilmektedir. Bu nedenle, yükün doğrultusu, miktarı, protetik materyal, protezin tasarımı, implant materyali, implantın tasarımı, implant sayısı, kemik implant arayüzünün mekaniği, kemik tipi ve kemiğin özellikleri kemiğe iletilen yükleri etkileyen faktörler olarak sıralanabilir (6, 7, 8). Protez tasarımı ve materyal seçimi protetik yapılarda, implantlarda ve kemikte oluşan stres dağılımını etkilemektedir. Bu stresler implant çevresindeki kemikte rezorpsiyona ve implant kaybına yol açabilir (7).

İmplant tedavisinde başarı sağlanması ve bunun sürdürülebilmesi için en uygun biyomekanik koşullar sağlanmalıdır (9, 10).

İmplantın kemik ile temas alanında kuvvet uygulanmasına bağlı değişiklikleri incelemek amacıyla 1976'dan itibaren 'Sonlu Eleman Stres Analizi' İngilizce ifadesinin kısaltması ile FEM olarak (Finite Element Analysis) oral implantolojide kullanılmaya başlanılmıştır (10, 11). FEM, biyomekanik olarak araştırılmak istenen komplike geometrideki bir cismin, belli sayılarda elemanlara ayrılarak analizlerin gerçekleştirilmesi işlemidir (10, 12, 13, 14).

FEM işlemi ile kemik, implant ve implant-üstü yapılar klinik koşullara yakın olarak modellenenir. Bu sayede, uygulanan kuvvetler altında, implantlar ve çevresindeki kemikte oluşan stres, şekil değişikliği ve yer değiştirmenin miktarının ve lokalizasyonlarının tam olarak izlenebilmesini olanaklı hale gelmektedir (15, 16, 17, 18, 19).

Çalışmamızın amacı titanyum bazlı abutment ve metal destekli restorasyonlara alternatif PEEK materyallerini kullanarak yükleme sonrası peri-implant kemikte, implantta, üst yapıda, abutmentta ve vidada oluşan stresleri sonlu elemanlar stres analizi sayesinde karşılaştırmak ve neticesinde boyun rezorpsiyonlarını daha düşük seviyelere çekmeye çalışmaktır.

## 2.GENEL BİLGİLER

### 2.1. İmplantın Tanımı ve Tarihi

Dental implant, sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen kemik içinden ya da üzerinden proteze destek olan ve retansiyon sağlamak amacıyla kullanılan protetik, alloplastik materyallerdir (20)

Dental implantların uygulanmaları yeni bir buluş değildir. Bu konu kapsamında ilk uğraşların M.Ö 6000’li senelerde Orta Amerika’da Mayalar tarafından gerçekleştirildiği bilinmektedir. Arkeolojik kazılar sonucunda üst çene ve alt çeneye deniz kabukları, taşlar, tahta parçaları ve metallerin yerleştirildiği kafa kemiklerine rastlanılmıştır. İkinci yüzyıldan beri de hayvanların veya insanların dişlerinin nakli gerçekleştirilmiştir. 1800’lerin başında Magglio çekimleri yeni yapılmış soketlere altından hazırlanan diş kökleri yerleştirmiştir. 1930’larda vitalyumdan (Cr-Co-Mo alaşımı) implantlar hazırlanmıştır. Hazırlanan bu implantlar uzun dönemde başarı gösteren ilk implantlar olarak kayda geçmiştir (21).

Modern anlamda dental implantların geçmişine baktığımızda, geçen yüzyılın sonları ve bu yüzyılın başlarına kadar olan gelişmelerin genelde transplantasyon ve reimplantasyon şeklinde gerçekleştirildiği anlaşılmaktadır. Fakat bu işlemlerin başarısız olması, implantasyon kavramının gelişimini sağlamıştır. Strock, ilk defa 1938 senesinde içi dolu vida şeklinde olan implantı ve 1940 senesinde ise endodontik implantları geliştirmiştir (22). Yine 1938 senesinde Dahl, implantları kemiğin içine değil, kemiğin üzerine yerleştirmesi ile ilk subperiosteal implant uygulamasını gerçekleştirmiştir (22). 1947’ de, içi boş vida şeklinde implantlar, 1953’ te ise kemik içi implantın dikey yönde boyunun uzatılması ve vida vasıtasıyla stabilitesinin artırılması fikriyle transosseoz dental implantlar üretilmiştir (22, 23). 1961 senesinde Tramonte’nin geliştirdiği içi dolu vida şeklinde implantlar bugünün implantlarının temelini oluşturmuştur. 1968 senesinde ise, Linkow tarafından geliştirilen blade dental implantların kullanımına başlanmıştır (22, 23).

Branemark ve ark. osseoentegrasyonun tanımını yaparak, osseoentegre olan implantların üzerinde, uzun dönemde gerçekleştirilen ilk klinik araştırmayı 1970’ li



yılların sonuna doğru sunmuştur (24). Osseoentegrasyon kavramıyla beraber, titanyum(Ti) implantların, birinci kuşak olan makineyle işlenmiş düz yüzeye sahip implantlar, devamında ise ikinci kuşak olan implantlar geliştirilmiş ve yüzey özellikleri üzerine çeşitli araştırmalara başlanmıştır (25, 26). Günümüze kadar sürekli gelişim gösteren titanyum esaslı dental implantlardan, implant destekli protetik restorasyonlarda sıkça faydalanılmaktadır (26).

## **2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması:**

### **2.2.1. Kemikle Olan İlişkilerine Göre İmplantlar (27):**

- Endoosseoz (kemik içi) implantlar,
- Subperiostal implantlar,
- Endodontal implantlar.
- İntramukosal implantlar,
- Transmandibuler (transossöz) implantlardır.

### **2.2.2. İmplant Üretiminde Yararlanılan Materyallerin Sınıflandırılması**

Sykaras ve ark. dental implant üretiminde yararlanılan materyalleri iki farklı şekilde sınıflandırmaktadır (28):

#### **1. Kimyasal yapısına göre:**

- Metaller
- Seramikler
- Polimerler

#### **2. İmplant edildiğinde dokuyla olan uzun dönemdeki ilişkisine göre:**

- Biyotolere: Canlı dokulara implante edildiğinde kapsül şeklinde fibröz bir tabaka tarafından kaplanan materyallerdir.
- Biyoinert: Yüzeylerinde yakın kemik apozisyonuna izin verip temas osteogenezi sağlayan materyallerdir.

- Biyoaktif: Yüzeyinde yeni kemiğin oluşumuna izin veren, ayrıca temasındaki dokuyla iyon alışverişinde bulunan materyallerdir. Kimyasal bir yapışma sağlanır ve yapışma osteogenezi meydana getirirler (28).

### **2.3. İmplant Endikasyon ve Kontrendikasyonları**

#### **2.3.1 İmplant Endikasyonları**

1. Geleneksel protezler ile retansiyonu yeterince sağlanamayan tam dişsiz hastalar,
2. Uzun boşluğa sahip sabit protez vakaları,
3. Hareketli bölümlü protez kullanımında güçlük çeken kısmi dişsiz hastalar,
4. Kusma refleksi olan ve hareketli bölümlü protezi tolere edemeyen hastalar,
5. Protetik tedaviye bağlı mukoza irritasyonu ve kret rezorpsiyonunun kontrol edilemediği hastalar,
6. Protezin stabilizasyonunu etkileyen parafonksiyonel ağız alışkanlıkları olan hastalar,
7. Tam protezlerin yerleştiği veya bir dişsiz sahadaki yumuşak dokularda oluşan ciddi değişiklik durumlarında,
8. Kas koordinasyonunun zayıf olduğu durumlarda,
9. Doku toleransının düşük olduğu durumlarda,
10. Endodontik olarak tedavi edilemeyen ve cerrahi olarak tedavi edilemeyen dişlerde çekimi takiben implantın yerleştirilmesi,
11. Tek taraflı dişsiz sonlanan vakalarda,
12. Tek diş kaybının olduğu vakalarda,
13. Doğal dişlerin konumu ve sayısı açısından sabit proteze ayak olarak yeterli görülmediği vakalarda,

14. Ortodontik tedavide 16 yaşından küçük çocuklarda ankraj alınacak vakalarda uygulanabilir (4, 29, 30).

### **2.3.2. İmplant Kontrendikasyonları:**

#### **2.3.2.1. Mutlak Kontrendikasyonlar:**

1. Majör psikolojik bozukluklar
2. Risk taşıyan kalp patolojileri
3. Kontrol edilemeyen sistemik rahatsızlıklar
4. Alkol ve ilaç bağımlılığı
5. Hasta yaşı (büyüme çağındaki hastalar) (31).

#### **2.3.2.2. Göreceli Kontrendikasyonlar:**

1. Kötü kemik kalitesine sahip veya kemik hacminin yetersiz olduğu hastalar
2. Yeterli olmayan interoklüzal (çeneler arası) aralık
3. Risk taşıyan hastalar (radyasyon almış hastalar, bruksizm, kontrol edilemeyen periodontitis, sigara, vb.) (31).

#### **2.3.2.3. İntraoral Kontrendikasyonlar:**

1. Uygun olmayan interoklüzal ilişki,
2. Problemlilikli oklüzal ve fonksiyonel ilişkiler,
3. Alveoler kemikte bulunan patolojiler,
4. İlgili çene kemiğinin radyasyona maruz kalması,
5. Oral mukozadaki patolojiler,
6. Kserostomi,
7. Makroglossi,
8. Ağız hijyeni kötü olan hastalar (31).

### **2.4. İmplant Doku Etkileşimi ve Osseointegrasyon**

Osseointegrasyon terimi ilk olarak Branemark tarafından tanımlanmıştır. Branemark; 1960'ların sonlarında osseointegrasyonu canlı kemik dokusu ile yük altındaki implantın yüzeyi arasında direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantısı olarak

adlandırmıştır (24, 32). Zarb ise osseointegrasyonu “Alloplastik materyallerin klinik olarak asemptomatik ve rijit bir sabitlenmeyle, fonksiyonel yüklem sırasında kemik içinde devamlılığını koruması” olarak tarif etmiştir (33,34). Fibröz doku oluşumu ise implant kemik arasında başarısız birlikteliği ifade eder (35).

Albrektsson osteointegrasyonun sağlanabilmesi için 6 faktörü (36):

1. İmplant materyali
2. İmplant tasarımı
3. Yüzey kalitesi
4. Kemik durumu
5. Cerrahi teknik ve
6. İmplant yüklem prosedürü olarak sıralamıştır (36).

Osseoentegrasyon kavramıyla birlikte, gelişimini sürekli olarak sürdüren titanyum implantlar, implant destekli protezlerde sıklıkla tercih edilmektedir (8, 37). Albrektsson, Branemark ve Zarb yeni implant başarı kriterlerini tanımlamışlardır. Daha önceki başarı kriterlerine ilave olarak mobilite, radyolusensi, vertikal kemik kaybında düşük değerler, semptom varlığı gibi durumların değerlendirilmeye katılması gerektiğini bildirmişlerdir (38, 39). Bu kriterler şunlardır:

- Klinik olarak kontrol edildiğinde implantın mobil olması
- Ağrı, yabancı cisim hissi, hissizlik
- Peri implant bölgede süpürasyonla birlikte enfeksiyon görülmesi
- Peri implant bölgede devamlı radyolusent radyografik görüntü
- 5 mm'den daha fazla sondlama derinliğine sahip dişeti cebi
- Sondlama sırasında kanama varlığı
- İlk yılı takiben yıllık 0,2 mm'den daha fazla kemikte kayıp olması implant başarısızlığını göstermektedir (40-47).

Cerrahi olarak en önemli konuların başında, travmatik çalışma ve kemiği aşırı ısıtmaktan kaçınmak gelir. Tedavi planlaması yapılırken, kemik yoğunluğu ve hacmi dikkatle incelenmeli, kortikal ve trabeküler kemik miktarına uygun tedavi planlanmalıdır (48).

İmplantın dizaynı ile ilgili yapılan araştırmalar, implantın geometrisi ve yiv dizaynı üzerine yoğunlaşmaktadır (48, 49).

Osseointegrasyonu artırmak için günümüze kadar implant yüzey özellikleri ile ilgili pek çok çalışma yapılmıştır ve hidroksiapatit kaplama, plazma sprey kaplama, kumlama ve asitleme gibi birçok yöntem kullanılmıştır (48, 50).

Son dönemlerde nanoteknolojideki ilerlemeler sonucu ışık altında hidroksiapatit nano parçacıklarının kullanımı gündeme gelmiş ve bu durumun osseointegrasyonu oldukça yüksek oranda arttırdığı bildirilmiştir (48, 51, 52, 53).

Bilimsel çalışmalarda halen geçerli olan Albrektsson ve arkadaşlarının 1986'da yayınladığı bu kriterler, günümüzde dental implantoloji alanında yapılan çalışmalar doğrultusunda hızla olumlu yönde değişim göstermektedir (54).

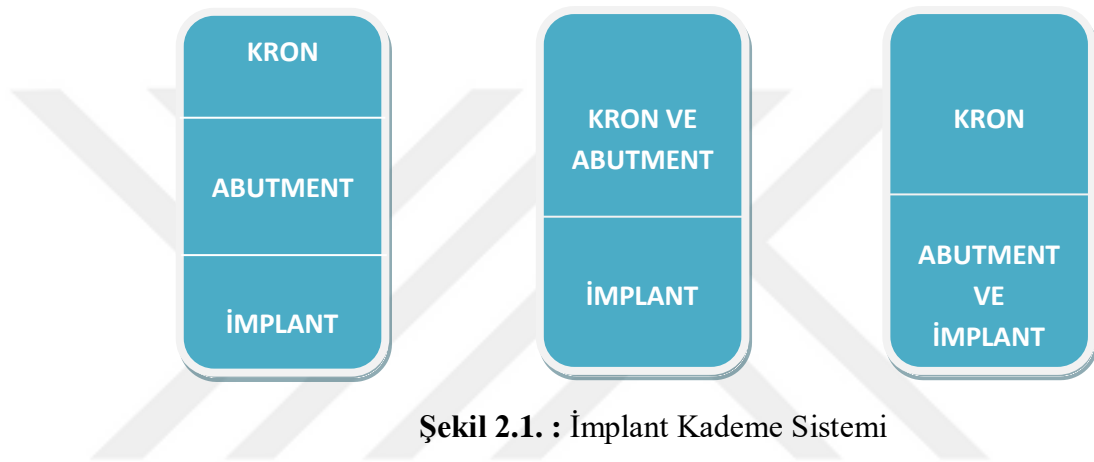
## **2.5. Sabit İmplant Üstü Protezlerin Komponentleri**

İmplantolojide, sabit protetik restorasyonlar en sık yararlanılan tedavilerdir. Diş hekimliğinde genel uğraş diş eksikliği vakalarının sabit restorasyonlarla telafi edilmeye çalışılmasıdır. Sabit protezlerin doğal dişe yakın bir his vermeleri ve psikolojik açıdan hastaların ilk tercihleri olması en önemli avantajlarıdır. Genellikle implant destekli hareketli protezlerle karşılaştırıldığında daha uzun ömürlü oldukları söylenebilir (55).

Sabit implant üstü protezler genelde 3 komponentden oluşur (56):

- a) İmplant
- b) Abutment (dayanak)
- c) Kron

Çoğu abutment, implant platformuna bir vida vasıtası ile tutunur ve kron direkt abutment üzerine vida tutuculu sistem ile bağlanabilirken, simante edilerek de bağlanabilir (3'lü Kademe Sistemi). (Şekil 2.1) Bunun yanında abutment ve kron tek parça halinde de implant platformuna vidalanabilir (2'li Kademe Sistemi). Alternatif olarak, implant ve abutmentin tek parça olduğu durumlarda kron direkt olarak bu yapı üzerine de vidalanabilir (2'li Kademe Sistemi). Bunun yanında günümüzde abutmentin, implantın içine kilitlenerek ya da sürtünmesel şekilde oturmasına izin veren yeni implant sistemleri de geliştirilmiştir (56).



Şekil 2.1. : İmplant Kademe Sistemi

### 2.5.1. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Abutment Seçimi

İmplantların protezlere destek olan ve protezlerin retansiyonuna yardımcı bulunan komponentine abutment denmektedir (20, 57). İmplant destekli protetik restorasyonlarda yararlanılan abutment çeşitleri tedavi planlamasına ve uygulanacak protez tipine göre değişim gösterirler. Üretici firmalarca sunulmuş farklı amaçlara hizmet eden çok sayıda abutment çeşidi mevcuttur (58, 59).

Abutment materyalinin aranan mekanik direnci ve estetik özelliklerine ek olarak, implantın çevresindeki kemik stabilitesini ve yumuşak dokuların sağlığını etkileyen biyolojik özellikleri de oldukça önemlidir (60, 61). Abutment materyalinin tipi mokuza ve abutment arasındaki ataşmanı etkileyen bir faktördür. Materyalin özelliklerine bağlı oluşan plak birikimi ve bakteri tutulumu neticesinde görülebilen periodontal dokulardaki inflamasyon ve sonucunda meydana gelen kemik kaybı implantın çevresindeki dokuların sağlığını tehlikeye sokan etkenlerdir (62).

1992 yılında yayınlanan bir makalede 16 farklı implant tasarımı, 64'ten fazla abutment çeşidi olduğu bildirilmiştir (63). 2000 yılında yayınlanan bir makalede ise farklı materyallerden hazırlanmış farklı boyut, yüzey özelliği ve bağlantıya sahip 1300 çeşit implant ve 1500 çeşit abutment olduğu bildirilmiştir (64).

İmplant destekli protetik restorasyonlarda kullanılması düşünülen abutmentler planlamaya ve uygulanacak protezin çeşidine göre değişmektedir. İmplant abutmentleri üç ana grup altında toplanır (59, 65, 66).

1. Siman bağlantılı
2. Vida tutuculu
3. Ataşman tutuculu abutmentler

Abutment materyali olarak değişik materyaller kullanılmaktadır. İmplantolojide, piyasada sunulan birçok abutment çeşidi mevcuttur (67).

### **Titanyum Abutmentler**

İmplant destekli protezlerde titanyum abutmentler genelde yeterli mekanik özelliklere sahiptirler. Biyouyumlu olmaları sayesinde standart tedavilerde titanyumlar ilk seçenektir (68).

Titanyum ve titanyum alaşımı abutmentler, uzun yıllardır biyouyumlulukları ve yüksek başarı oranlarıyla implant destekli protezlerde sıklıkla kullanılmaktadır. Fakat gri renkleri peri-implant dokusunda renk değişikliğine sebep olabilmekte veya peri-implant dokusunun çekilmesine bağlı olarak abutmentler görünür hale gelebilmektedir. Abutmentin görünür hale gelmesi, özellikle estetiğin ön planda olduğu vakalarda sorun yaratabilmektedir (67, 69). Estetiğin geliştirilmesi amacıyla, titanyum abutmentlerde birçok değişiklik yapılmasına rağmen, metalik abutmentlerle ilgili estetik problemler devam etmektedir (69).

### **Zirkonya abutmentler**

CAD-CAM sisteminde gelişmeler ile alümina abutmentler gibi estetik ancak dayanıklılığı fazla olan zirkonya, abutment amacıyla kullanılmaya başlanmıştır.

Zirkonyanın bükülme ve kırılma dayanımı alümina ile kıyaslandığında iki kat daha yüksektir (67, 69).

Tamamen zirkonya abutmentlar ve implant-abutment arayüzünde metal yapı içeren zirkonya abutmentlar olarak ikiye ayrılabilir (67). Değişik çapta, uzunlukta ve açıda, standart olarak veya CAD-CAM tekniğiyle kişiye özel üretilebilmektedirler (67, 69).

Zirkonya abutmentların, ağız içindeki aşındırmaları zaman alıcıdır ve mekanik dayanımları bu işlemlerden etkilenmektedir. Ayrıca aşındırma, materyal iç yapısında değişimlere sebebiyet verebilir (67).

Zirkonya suda ve sulu çözeltilerde, “düşük ısıda bozunma” olarak bilinen zamana bağlı yaşlanma geçirirler. Bu durum tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş ile karakterizedir. Düşük ısıda bozunma, porselen ile veneerlenmemiş zirkonya alt yapılarda ve ağız ortamına açılan zirkonya implant abutmentlarında görülebilmektedir (70).

Yttriyum oksit ile stabilize edilen zirkonya, sertleştirme mekanizmasına bağlı olarak yüksek bükülme mukavemeti ve kırılma direnci sergilemektedir (70).

### **Cam Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Abutmentlar**

Diş rengine yakın translusent bir materyaldir. Kompozitlerin cam fiber ile güçlendirilmesi kırılmaya ve gerilmeye karşı dirençlerini yükseltmektedir. Behr ve ark. 2000 senesinde gerçekleştirdikleri bir pilot araştırmada cam fiberle güçlendirilmiş kompozit abutmentların ağız içerisinde yeteri kadar dayanıklılığa sahip olduklarını ve daha da geliştirilerek kullanımlarının arttırılabileceğini vurgulamışlardır (71).

### **PEEK Abutmentlar**

PEEK materyalinin elastik modülü kemiğe oldukça yakın olduğundan dolayı, gelen kuvvetleri emerek kemik üzerinde oluşan stresleri aza indirgediği savunulmuştur (72). Bununla birlikte PEEK'in kemiğin remodelling sürecini teşvik



edebileceği, bu nedenle PEEK materyalini abutment yapımında titanyuma uygun bir alternatif olabileceği belirtilmiştir (73).

## **2.6. Diş Destekli ve İmplant Üstü Protezlerde Kullanılan Restoratif Materyaller:**

### **2.6.1. Dental Seramikler**

Seramik kelimesi anlam itibariyle Yunanca'da ve 'yanmış' anlamı taşıyan 'keramos' sözcüğünden gelmektedir. Fakat bu yanma durumu standart bir yanma anlamdan farklı olarak pişirme anlamı taşımaktadır (74).

Seramikler inert materyallerdir. Renk stabiliteleri, gösterdikleri yüksek aşınmaya karşı direnç ve ısıyı az iletmeleri gibi özelliklere ek olarak biyouyumluluk ve yüksek estetik görünümünden ötürü diş hekimliğinde oldukça ilgi çeken materyallerdir (75).

Sabit protetik restorasyonlarda estetik amaçlı yararlanılan tüm materyaller içerisinde, doğal dişler ile renk uyumlarının en iyi gerçekleştirildiği materyaller seramiklerdir. Sıvı emiliminin olmaması ve ağızdaki dokular tarafından tolere edilebilmesi seramiklerin önemli avantajlarından (76).

Seramikler basma şeklindeki kuvvetlere karşı yüksek direnç (300-350 MPa) gösterirler. Fakat gerilim tipi kuvvetler karşısındaki dirençleri (20-60 MPa) ise düşüktür (77).

Dental seramikler metal ihtiva etmeyen inorganik yapılı materyallerdir. Merkezdeki silisyum ( $Si^{+4}$ ) atomunu çevreleyen 4 oksijen iyonu ( $O^-$ ) ile çevrili tetrahedral yapıda silika bazlı kristal ve cam fazlardan oluşmaktadır. Çoğunlukla camsı yapıda olup düşük oranda kristalin özelliğe sahiplerdir. Kimyasal olarak ise hem kovalent bağ hem de iyonik bağ içerirler. İlave olarak sodyum, potasyum, kalsiyum, magnezyum, alüminyum, silikon, fosfor, zirkonyum veya titanyum içerebilirler (78).

Seramikler çoğunlukla aynı yapıdan meydana gelmektedir. Temelde feldspar, kuartz ve kaolinden oluşurlar (79).

Feldspar; Potasyum alümina silikat ve albit karışımıdır. Feldspar doğada saf halde bulunmamaktadır. Porselenin %70-85'ini oluşturur. Eritici, bağlayıcı etki gösterirler. Porselene hem akıcılık hem de şeffaflık kazandırır. Feldspar partikülü 1150°C civarlarında erime göstererek serbest kristalin fazda cam faza dönüşüp kuartz ve kaoline yapısal anlamda destek sağlamaktadırlar (79, 80).

Kuartz; Saf kristalin yapıda bir silikadır. Ergime derecesi (yaklaşık 1713°C) diğer maddelere karşılaştırıldığında yüksektir. Eriyen feldsparın meydana getirdiği camsı fazda bağımsız parçacık yapısında bulunurlar. Matriks içerisinde doldurucu görevi yapar. Fırınlanmanın sonrasında görülen büzülmeyle düşürmeye çalışır. Porselen yapısında %10-22 oranında bulunur ve yapının dayanıklılığının artmasını ve şeffaf bir görünüm kazanmasını sağlamaktadırlar (79, 80).

Kaolin; Doğada saf halde bulunan kaolin kristal yapıda bir maddedir. Ergime derecesi 1770°C civarındadır ve bir hidrate olmuş alüminyum silikattir. Yapışkan özelliğe sahiptir ve karışımındaki maddelerin bir arada tutulmasına yardım eder. Opak görüntüsünden dolayı oranı %1-5 arasında olmalıdır. Isıya dayanımı oldukça yüksek bir maddedir (79, 80).

#### **2.6.1.1. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması**

Diş hekimliğinde seramiklerin sınıflandırılması klinik kullanımı ve uygulama tekniği açısından önemlidir. Restorasyonun arkın hangi bölgesinde uygulanacağı ya da hangi tip protetik restorasyonlarda uygulanabileceği (bölümlü veya tam kron, kısa veya uzun restorasyonlar) ve ne şekilde uygulanacağı (adeziv sistemler veya geleneksel yapıştırma simanları) hakkında yol göstermektedir. Her sınıflandırma sistemi belli başlı konulara odaklanarak yapılmıştır (81, 82).

Günümüzde dental seramikler çeşitli yazarlar tarafından farklı kriterler ele alınarak sınıflandırılmaktadır (78, 83, 84).

##### **1- Mikro Yapılarına Göre:**

- a. Kategori 1; Cam bazlı sistemler (ağırlıklı olarak silika)
- b. Kategori 2; Doldurucu (kristalin yapıda lösit) içerikli cam bazlı sistemler (ağırlıklı olarak silika)

- Düşük ve orta derecede lösit içeren feldspatik cam
  - Yüksek oranda lösit (%50 civarında) içeren cam ve cam seramikler (IPS Empres gibi)
  - Lityum disilikat cam seramikler (IPS E-Max preslenebilir ve işlenebilir seramikler)
- c. Kategori 3; Cam dolduruculu (ağırlıklı olarak alümina) kristalin bazlı sistemler
- d. Kategori 4; Polikristalin sistemler (zirkonya ve alümina)

## 2- Üretim Tekniklerine Göre;

- a. Toz-likit cam bazlı sistemler
- b. Preslenebilir cam bazlı blokların kullanıldığı sistemler
- c. CAD-CAM sistemler

## 3- Kompozisyonlarına Göre;

- a. Silikatlar; Ağırlığı silika olan amorf yapılu cam faz ile karakterize seramikler
- b. Oksit seramikler; Non-oksit yapıda seramiklerin işlenebilirliğinin zorluğu sebebiyle günümüzde oksit seramikler kullanılmaktadır. Oksit seramikler alümina gibi kristalin bir faz içerirler.
- c. Cam seramikler; Cam matriks faz veya en azından bir kristalin faz içeren sistemlerdir.

## 4- Tiplerine Göre;

- a. Feldspatik porselen lösit destekli porselen, alüminöz porselen
- b. Cam infiltre alümina, cam infiltre zirkonya
- c. Cam seramikler

## 5- Fırınlanma Derecelerine Göre;

- a. Ultra düşük ısılı <850°C derece
- b. Düşük ısılı 850-1100°C derece
- c. Orta derece ısılı 1101-1300°C derece

d. Yüksek ısı  $>1300^{\circ}\text{C}$  derece

6- Altyapıdaki Metala Göre;

- a. Dökülebilir metallar, dövülebilir metaller, cam seramikler ile birlikte kullanılan seramikler.
- b. Sinterli kor seramikler, CAD-CAM porselenler.
- c. Altın gibi değerli metal alaşımlarla beraber kullanılabilen porselenler, demir ve inidyum gibi baz metallerle beraber kullanılabilen porselenler.
- d. Ticari saf titanyum, platinyum, altın ve palladyum gibi değerli saf metal alaşımları ihtiva eden altyapılar ile beraber oluşturulan sistemler. Nikel krom gibi saf baz metal alaşım altyapısına sahip porselenler.

7- Bağlantı Tekniğine Göre;

- a. Seramik kor sistemler
- b. Rezin bağlı seramikler
- c. Metal destekli seramikler (78).

### 2.6.1.2. Metal Destekli Dental Seramikler

1950'li yıllardan günümüze kadar, diş kayıplarının tedavisinde metal altyapılı seramik protezlerden sürekli olarak yararlanılmaktadır. Seramikler düşük gerilme direncine sahip olduklarından ötürü kırılma özelliğinde materyaller olarak kabul edilmektedir. Özellikle çekme tipi streslere karşı çatlak ve kırılmalar görülebilmektedir. Bu dezavantajların üstesinden gelebilmek amacıyla bir metal altyapı ile desteklenmektedir (85).

#### 2.6.1.2.1. Metal Destekli Seramiklerin Sınıflandırılması

Metal altyapılar birden fazla metalin bir arada kullanıldığı alaşımlar halinde üretilmektedir. İçeriğindeki metallerin tipine göre şu şekilde sınıflandırılabilirler (86):

### 1- Soy Metal Alaşımları

- Yüksek oranlı altın içerenler  
Altın-Platin-Palladyum  
Altın-Platin-Titanyum
- Düşük oranlı altın içeren alaşımlar  
Altın-Palladyum-Gümüş
- Altın içermeyen alaşımlar  
Palladyum-Gümüş

### 2- Soy Olmayan Metal Alaşımları

- Nikel-Krom (Ni-Cr)
- Kobalt-Krom (Co-Cr)
- Titanyum (Ti) alaşımları

#### **2.6.1.2.1.1. Soy Metal Alaşımlar:**

Soy metal alaşımları, yüksek korozyon direncine sahiptirler. Mükemmel mekanik özellikleri, yüksek oranda dökülebilirlikleri ve kolay işlenmesi diğer önemli özelliklerindedir. Buna rağmen özellikle gümüş içeriğe sahip olanlar seramiklerde renklenmeye sebep olabilmektedir. Yüksek maliyetlerinden dolayı soy metal alaşımların yerine günümüzde daha çok soy olmayan metal alaşımlar kullanılmaktadır (87).

#### **2.6.1.2.1.2. Soy Olmayan Metal Alaşımları:**

- **Nikel-krom alaşımlar**

Metal altyapılı seramik sistemlerinde en yaygın yararlanılan alaşım çeşididir. İçeriğindeki krom, alaşıma korozyona ve kararmaya karşı direnç sağlar. Molibden eklenmesi ile termal genleşme katsayısının düşürülmesi, berilyum ile alaşımın erime derecesinin azaltılarak dökülebilirliğinin ve sertliğinin artırılması amaçlanır. Ayrıca berilyum yüksek sıcaklıklarda yüzeydeki oksidasyon neticesinde toksisite sorunlarına sebebiyet vermektedir (87).

Nikel-krom alaşımlar soy metal alaşımlarına göre daha yüksek dayanıklılığa sahiptir. Fakat esnemeye karşı olan dirençleri daha azdır. Yoğunlukları da düşük olduğundan dolayı dökülme dereceleri daha yüksektir. Sertleşme sırasındaki bzlmelerine bağlı restorasyonun uyumu ile ilgili problemler olabilmektedir (87).

- **Kobalt-krom alaşımlar**

İçerisindeki krom, alaşımının korozyon direncinin artmasını sağlar. Molibden genleşme katsayısını azaltmaya yardım eder. Rutenyum ise dökülebilirliği sağlamaktadır. Kobalt krom alaşımlar, değerli metal alaşımlardan ve nikel krom alaşımlardan daha dayanıklıdır. Benzer yoğunluğa ve ergime ısısına sahiptirler. Tesfiye ve dökümü değerli metal alaşımlarla karşılaştırıldığında zordur. Bunun sonucunda uyum problemleri görülebilmektedir (87).

- **Titanyum**

Saf titanyum ve titanyumun alüminyum ve vanadyumla gerçekleşen alaşımlarından, günümüzde ortodonti ve implantolojide sıkça yararlanılmaktadır. Diğer metal alaşımlarla karşılaştırıldığında daha yüksek biyoyumluluk sergilerler. Fakat döküm ısılarının yüksek olması, işlenebilirliklerinin zorluğu, düşük yoğunlukları ve oksidasyona kolayca maruz kalabilmeleri üretimindeki aşamaları zorlaştırmaktadır (87).

**Tablo 2.1. :** Metal seramik restorasyonlarda kullanılan soy olmayan metal alaşımların mekanik özellikleri (87)

	Maks. germe dayanımı (MPa)	0.2% Akma dayanımı (MPa)	Elastiklik modülü (GPa)	Uzama oranı (%)	Vickers sertlik derecesi (kg/mm <sup>2</sup> )	Yoğunluk (g/cm <sup>3</sup> )	Ergime sıcaklığı (°C)
Ni-Cr	400-1000	255-730	150-210	8-20	210-380	7,5-7,7	1300-1450
Co-Cr	520-820	460-640	145-220	6-15	330-465	7,5-7,6	1350-1450
Ti	240-890	170-830	103-114	10-20	125-350	4,4-4,5	1760-1860

#### 2.6.1.2.2. Metal Seramik Restorasyonu Oluşturan Yapılar

- Metal altyapı

Protezin dayanıklılığını sağlayan temel yapı olup bahsettiğimiz gibi farklı metallerin kombinasyonundan üretilmektedir. Metalin çeşidine göre farklılık göstermekle beraber çoğunlukla minimum kalınlığının en az 0,5 mm olması restorasyona yeterli dayanıklılığı vereceği ifade edilmiştir (88).

- Oksit tabakası

Alaşımın ısı işleme sokulmasıyla meydana gelen oksit tabakası ve metal yüzeyinin pürüzlü olması metal seramik arayüzünün bağlanma dayanıklılığı üzerinde etkili olmaktadır (89).

- Opak seramik tabakası

Seramiğin translüsent yapısı metal altyapının koyu görüntüsünün tamamen örtülmesine izin vermemektedir (90). Bu durumu maskeleyme amacı ile ideal olarak 0,2 mm kalınlığında opak seramik kullanılmaktadır (88).

- Dentin seramik tabakası

Restorasyonun rengini belirleyen esas yapıdır. Uygun optik özellikler ve mekanik dayanıklılığın sağlanabilmesi için kalınlıklarının yeterli düzeyde olması önemlidir. Kaynaklarda en az 0,5-1 mm, en çok 1,5-1,6 mm dentin ve mine kalınlığının olması gerektiği belirtilmektedir. Işık geçirgenlikleri %18-38 arasında değişiklik gösterir (88).

- Mine seramik tabakası

Mine seramiği, doğal dişin minesinin optik özelliklerinin taklit edilebilmesi amacı ile geliştirilmiştir. Işık geçirme özellikleri dentin seramiğine göre fazladır. Restorasyonun tüm dış yüzeylerine uygulanabilmektedir (88).

- Glazür tabakası

Glazürleme işlemi üretici firmanın tavsiyesi doğrultusunda farklı sıcaklık derecelerinde uygulanabilirler. Bu sayede seramiğin yüzeyindeki mikro boşluklar erimiş seramik ile dolar ve daha pürüzsüz parlak bir yüzey elde edilmiş olur (88). Üretici firma doğrultusunda farklı sıcaklıklarda uygulanabilen metal destekli seramik restorasyonların son aşamasıdır (89).

## 2.7. PEEK ve Protetik Diş Hekimliğinde PEEK Materyalinin Yeri

Poli eter eter keton (PEEK) yarı kristalin lineer polisiklik aromatik bir termoplastik olup, ilk olarak 1978'de İngiliz bilim adamları grubu tarafından geliştirilmiştir (91). 1980'lerde PEEK, uçak ve türbin bıçakları gibi endüstriyel uygulamalar için ticarete tabi tutulmuştur (92). 1990'ların sonuna gelindiğinde, PEEK özellikle ortopedik ve travmatik olgularda kullanılmıştır (93). PEEK, aromatik bir moleküler omurgaya sahiptir ve aril halkaları arasında keton ve eter fonksiyonel grupların kombinasyonu ile oluşur (94).



PEEK'in ve bileşenlerinin sitotoksosite, mutajenlik, kanserojenlik ve toksik formdaki immünojenisitesi hakkında hiçbir kanıt bulunmadığını belirtmişlerdir (95).

Bununla birlikte, PEEK, biyolojik olarak inerttir ve bu da potansiyel uygulamalarını sınırlamıştır. Bu nedenle, PEEK'in biyolojik yapısının geliştirilmesi, potansiyel faydalarının tam olarak gerçekleştirilmesi için çözülmesi gereken önemli bir sorundur (96).

Eter eter keton monomerinin polimerize olması sonucu oluşan poli eter eter keton oluşum reaksiyonu, bir bis-fenolat alkilasyon reaksiyonudur. Poli eter eter sentezi ise 300°C'de 4,4 diflorbenzofenon ( $C_{13}H_8OF_2$ ) ile polar çözücü içindeki (difenil sülfon) disodyum tuzu reaksiyonu sonucu oluşmaktadır (73, 97).

PEEK yüksek sıcaklık dayanımı, iyi mekanik ve elektriksel özellikleri ile hidrolize direnç göstermesi gibi özelliklere sahiptir. Bu özellikleri sebebiyle yaklaşık otuz yıldır PEEK materyalinden otomotiv, kimya ve elektronik endüstrilerinde yaygın bir şekilde yararlanılmaktadır (98). Yine kimyasal aşınmalara karşı gösterdiği yüksek direnç, radyasyon geçirgenliğinin az olması, çeşitli materyaller ile birlikte modifiye edilebilir olması (cam ve karbon fiberler) gibi sebepler sayesinde birçok endüstriyel alanda metal alaşımlara alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır (94).

PEEK materyalinin biyoyumlu ve implante edilebilir bir biyomateryal olarak geliştirilmesi için araştırmalara 1980'lerde başlanmıştır. Geçirdiği yüzey modifikasyon çalışmaları sayesinde PEEK materyalinin yüzey özellikleri hücre sel cevabı artıracak şekilde ilerletilmiştir. Böylece biyoyumluluğu kanıtlanmış, aşınmaya karşı direnci ve kimyasal dayanıklılığı çok güçlü olan bir biyomateryal elde edilmiştir. PEEK materyalinin suda çözünürlüğü çok az olduğu için özellikle allerjisi olan bazı hastalarda materyale karşı tepki diğer birçok materyale kıyasla daha düşüktür (72).

PEEK materyali hem CAD-CAM sistemlerle hem de mum atım yöntemi ile 1s1 ve basınç altında döküm yapılarak üretilebilmektedir (99).

Düşük elastik modülü sayesinde aynı zamanda hem dayanak dişlerde hem de siman arayüzünde oluşan stresleri azalttığı iddaa edilmektedir (100).

Frezleme cihazının maliyetleri hesaba katıldığında titanyumdan ve seramikten daha ucuzdur. Laboratuvarında hazırlama aşamasının yine daha kolay olması PEEK materyalinin diğer bir olumlu özelliğidir (72).

Tıp alanında ortopedide kullanımı oldukça yaygınlaşan PEEK, titanyum materyaline alternatif olacak şekilde mükemmel sonuçlar göstermiştir (101). PEEK materyalinin en büyük özelliği yaklaşık 4 GPa büyüklüğünde elastik modüle sahip olmasıdır. Bu değer kemiğin elastik modülüne oldukça yakındır. Ayrıca kolaylıkla modifiye edilebilen PEEK, karbon fiberlerin de ilave edilmesiyle elastik modülü 18 GPa'a kadar yükseltilebilmektedir (102).

Karbon takviyeli PEEK materyali, dentin ve kortikal kemik ile benzer modüllere sahiptir. Tüm bunlardan dolayı PEEK materyali dental implant restorasyonlarında daha az stres oluşturacağı için titanyum implantlar ile kıyaslanabileceği iddaa edilmektedir (103).

PEEK gösterdiği yüksek biyouyumluluğu sayesinde diş hekimliğinde implant, geçici abutment, iyileşme başlığı, implant destekli hibrit protez gibi alanlarda kullanılmıştır (104, 105). Materyaldeki dentine yakın gerilme oranı sebebiyle de sabit protetik restorasyonlarda kullanılması düşünülmüştür (106).

Tüm bunlara ek olarak PEEK materyalinden ortodontik tedavide estetik açıdan ortodontik tel olarak da yararlanılmaktadır (107).

Çeşitli sterilizasyon işlemleri esnasında bozulmaya karşı da dirençlidirler (108). Erime derecesi 280°C'nin üzerindedir. Bu sayede sıcak sterilizasyon metodları kullanılarak işleme tabi tutulabilirler. Materyalin sahip olduğu elastikiyetinden dolayı materyalin kırılması zorlaşır. Bu sayede metal desteksiz hareketli protez olarak kullanılabilir (72).

PEEK'in rengi ve üstün mekanik özellikleri, metal alaşım ve zirkonyumdioksit alternatif olarak alt yapı materyali yerine kullanımına uygun bir endikasyon alanı sağlamıştır (109, 110). Ancak yeteri kadar saydamlığa sahip olmadıklarından ötürü veneer ile kaplanması gerektiğini savunan çalışmalar da mevcuttur (106). Protetik diş hekimliğinde en büyük dezavantajlarından biri ise

yüzey enerjisinin düşük olmasıdır. Bu sebeple rezin simanlara karşı düşük bağlanma gösterirler (106).

Günümüzde bu sorunu ekarte etmek için PEEK yüzeyinin enerjisi geleneksel kumlama, asitle pürüzlendirme, plazma sprey ve lazer pürüzlendirme yöntemleri denenmiştir (111). Schmidlin ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada PEEK restorasyonlarında resin sistemlerinin başarılı oldukları belirtilmiştir. Ancak çalışmada asitlenmiş yüzey dışında herhangi bir bağlantı görülmediği kaydedilmiştir (109). Bununla birlikte bazı çalışmalar yüzey enerjisi arttırılmayan PEEK materyali ile resin simanlar arasında hiç bağlantı gerçekleşmediğini ya da çok az bir bağlantı bulunduğunu göstermiştir (104, 109).

PEEK çiğneme sırasında oluşan kuvvetleri elastik olması nedeni ile hafifleterek implanta ilettiği ve düşük ağırlığıyla strese dayalı problemleri çözebileceği savunulmuştur (112).

MRI (manyetik rezonans görüntüleme) uygunluk, çok yönlü seri üretim yapılabilmesi, dental frezlerle kolayca şekillendirilebilir olması PEEK materyalinin diğer olumlu özelliklerindedir (113).

## **2.8. Kemik:**

Kemik, ileri seviyede özelleşmiş mineralize bir bağ dokusudur (114). İnsanın iskeletine destek sağlayan kemik, hücre ve dokunun bileşkesinden oluşan hücre dışı matriks yapısına sahiptir. Kemiğin %23'ü organik matriks, %77'si hidroksiapatitten oluşmaktadır. Dentin gibi organik matriksin %86'sı tip 1 kollajen içerir. Bu, kemiğe elastik ve viskoelastik özelliği kazandırır. Dentine kıyasla hidroksiapatit kristalleri sayıca daha az ve küçüktür. Vücudun büyük bir kalsiyum ve fosfat deposudur (115).

Kemik, üç tip hücrenin karmaşık aktivitesi neticesinde oluşur. Bu üç hücre osteoblast, osteoklast ve osteositlerdir (116).

Hücre dışı matriks (osteoid) osteoblastlar tarafınca yapılır. Bu yapı periost ve endosteumun en içteki tabakasını oluşturmaktadır. Ayrıca osteoblastlar hücre dışı matriksin mineralizasyonunu sağlar. Kemik yapımı devam ettikçe osteoblastlar hücre

dışı matrikste gömülüp osteosit adını alırlar. Bu hücreler lakunanın içinde yer alır ve diğer lakunlardaki hücrelerle kanallar yardımı ile iletişim kurup, kemiğin canlılığını devam ettirirler. Damarlarla beslenme zarara uğrarsa ya da 45<sup>0</sup>C'nin üzerindeki sıcaklığa birkaç dakikadan daha uzun süre maruz kalırsa bu hücreler ölür. Osteoklast, hücre dışı matriksi dekalsifiye eder ve kemikteki organik bölümü rezorbe eder. Osteoblastik ve osteoklastik aktivasyon kemiğin yenilenmesini yönlendirmeleri hayat boyu devam eden bir süreçtir (21). Kemik iki katmandan oluşur. Dış kabuğu kortikal (kompakt) kemik olarak tanımlanır ve mekanik olarak destek sağlar. Merkezde yer alan spongioz (trabeküler) kemik metabolik fonksiyonları kontrol etmektedir. Kompakt kemikte fibriler yapı sıkı iken, spongioz kemik matriksi daha gevşek bir yapıya sahiptir. Spongioz kemik makroskopik olarak hematopoetik elemanların yerleştiği bir bal peteği görünümündedir (114, 116).

Kemik, formunu ve yoğunluğunu saklayabilmesi için uyarılma ihtiyacı duymaktadır. Roberts, iskelet sistemindeki %4'lük gerilimin kemiğin devamlılığını sağlayıp yapım ve yıkımın dengelediğini söylemiştir (117).

### **2.8.1. Kemik Sınıflandırmaları:**

Günümüzde en çok kabul gören 2 kemik sınıflandırması vardır. Bunlardan ilki Lekholm ve Zarb sınıflandırması diğeri ise Misch sınıflandırmasıdır (118).

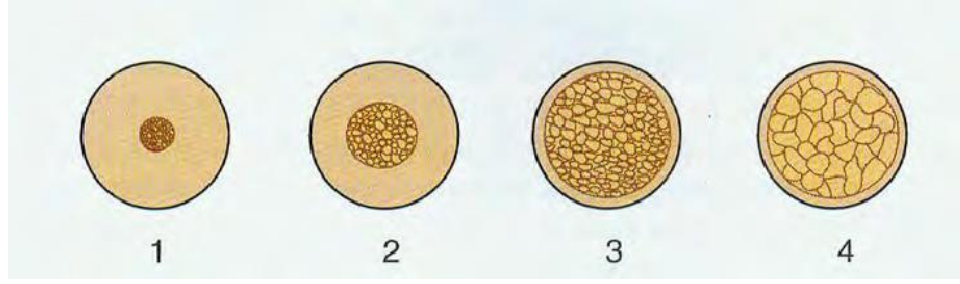
#### **2.8.1.1. Lekholm ve Zarb sınıflandırması (34):**

Tip 1 (Q 1) kemik kalitesi: Homojen kortikal kemiği,

Tip 2 (Q 2) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemiği,

Tip 3 (Q 3) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği,

Tip 4 (Q 4) kemik kalitesi: Düşük yoğunlukta trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği ifade eder.



**Şekil 2.2. :** Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırılması

### 2.8.1.2. Misch sınıflandırması (118):

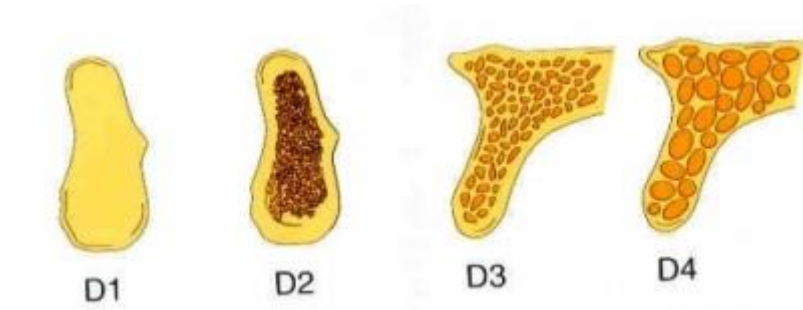
D1 kemik: Yoğun mineralize kortikal kemikten oluşan kemiktir. Aşırı rezorbe dışsız anterior mandibulada bulunur.

D2 kemik: Dışta ince, yoğun kortikal kemik, içte ise kalın spongios kemikten oluşur. Anterior-posterior mandibula, anterior maksillada ve bazen posterior maksillada bulunur.

D3 kemik: Dışta daha ince gözenekli kortikal kemik ve içte ince spongios kemik bulunur. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.

D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemiğe sahip olmayan kemiklerdir. Kemiğin tamamı ince spongios kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada bulunmaktadır.

D5 kemik: Mineralizasyonu tam olarak tamamlanmamış, matüre olmamış kemiklerdir. Oldukça yumuşaktır.



**Şekil 2.3. :** Misch'e göre kemik sınıflandırılması

## 2.9. Biyomekanik

Biyomekanik; mekanik prensipler içerisinde, biyolojik dokuların uygulanan kuvvetlere karşı verdikleri yanıtlarla ilgilenen multidisipliner yaklaşımdır. Biyoloji, fizyoloji, tıp ve mekanik konularını ihtiva eder (119).

Canlı sistemlerdeki yapı ve fonksiyon ilişkisini araştırmak için mühendislik biliminin materyal ve yöntemlerinin kullanılması olarak da adlandırılabilir (8, 120).

### 2.9.1. Kuvvetin Tanımı ve Çiğneme Kuvvetleri

Cisimlerin hareket durumlarında ve/veya şekillerinde değişikliğe sebep olabilen, doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özelliklere sahip etkiye kuvvet denmektedir. Birimi 'Newton' (N) olarak ifade edilir (121).

İmplantlardan çevre kemik dokuya kuvvet iletimi

- Yüklemenin tipi ve şiddeti
- İmplant ve protezin materyalinin özellikleri
- İmplant ve protezin tasarımı
- İmplantın yüzey özellikleri
- İmplant-kemik ara yüzeyi
- Çevreleyen kemiğin tipi, özellikleri ve
- İmplant sayısına bağlıdır (8, 9, 122).

İmplantın başarısızlığına sebep olarak uygun olmayan yükleme koşullarından söz edilmiştir. Kemiğe etki eden kuvvetler belirli limitler dahilinde olduğunda kemiğin rezorpsiyon ve apozisyonu denge halindedir. Kemiğin seviyesi bu sayede korunmuş olur (123). Yani kuvvetlerin yoğunluğuna göre kemikte apozisyon veya rezorpsiyon görülmektedir. Fiziksel stresler belirli bir seviyenin üzerinde olduğunda kemik - implant ara yüzeyinde başarısızlık söz konusu olur (124). İmplant üzerine binen aşırı yükler kemiğin rezorbe olmasına yol açar. Bunun yanında implantın kırılması da söz konusu olabilir. Yeterince yükün gelmemesinden dolayı ise kullanılmama atrofisi sonucu kemik kayıpları görülebilmektedir (125, 126).

Araştırmalar doğal dişlere sahip kişilerde ölçülen maksimum oklüzal kuvvetlerin 3500N'a kadar çıkabildiği belirtilmektedir. İmplant destekli protezlerin bulunduğu kişilerde ise oklüzal kuvvetlerin 40N ile 1250N aralığında değişebildiği bildirilmiştir (127).

Araştırmalar, ısırma kuvvetlerinin, molarlar bölgesinden kesici diş bölgesine doğru gittikçe azaldığını göstermiştir (128).

Yapılan çalışmalara dayanarak ısırma kuvvetlerinin 1. ve 2. molarlarda 390-800 N aralığında (ortalama 565 N), premolarlarda 288 N, kaninlerde 208 N, kesicilerde ise 155 N olduğu bulunmuştur (21). Diğer bir çalışmada ise; bu değerler molarlarda 665 N, premolarlarda 453 N, kesicilerde ise 222 N olduğu ölçülmüştür. Doğal dentisyon için verilen bu ısırma kuvvetleri, bireyin yaş ve ağızındaki mevcut restorasyonlarından büyük oranda etkilenmektedir (128). Ferrario ve ark. yaptıkları çalışmalarında doğal dentisyonadaki ısırma kuvvetlerini, kesicilerde 94-146 N, birinci premolarlarda 179-254 N ve birinci molarlarda 234-306 N olarak bulmuşlardır (129).

Kemiğe rijit olarak bağlandıkları için implantlar yapılarına gelen fonksiyonel kuvvetleri doğrudan kemiğe iletirler. Bu nedenle çiğneme kuvvetlerinin derecesi kemik-implant bütünlüğünün korunmasında büyük öneme sahiptir (130).

### **2.9.2. İmplant Biyomekaniği ve Biyomekanik Kavramlar**

Dental biyomekanik, oral yapıların biyolojik davranışları ile dental restorasyonun fiziksel etkisinin arasındaki ilişkiyi ifade etmektedir (8).

İmplantların doğal dişlere göre biyomekanik anlamda davranışlarında farklılıklar bulunmaktadır (131). Bundan ötürü bazı klinik sorunlar olabilmektedir. Doğal dişlerdeki periodontal ligament varlığı, şok emici olarak görev yapar ve streslerin dağılımı açısından kayda değer bir görev görür. İmplant çevresinde ise periodontal ligament bulunmamaktadır. Bu nedenden dolayı kuvvetler doğrudan implant çevresindeki kemiğe iletilmektedir (8, 9) Doğal dişler yük altında 100 µm civarında hareket edebilirken, dental implantlar ise yaklaşık 10 µm hareket olabilmektedir. Bundan dolayı implant üstü protezlerden kaynaklanan kuvvetler çene kemiğine daha fazla iletilmektedir (5, 8). İmplantlarda görülen geç dönemdeki

başarısızlıklar genellikle biyomekanik komplikasyonlardan kaynaklanmaktadır (6-10).

- **Stres (Gerilim)**

Bir cisme kuvvet uygulandığında, karşı bir direnç geliştirmektedir. Bu kuvvete içeriden bir tepki olarak oluşan stres, dışardan gelen kuvvetle eşit şiddette ancak ona zıt yönde oluşur. Hem uygulanan kuvvet, hem de içeriden gelen direnç cismin tüm yüzeyine dağılır. Bu durumda bir yapının içerisindeki stres; birim alana uygulanan kuvvet olarak tanımlanır (132-135).

$$\text{Stres} = \text{Kuvvet/Alan}$$

- **Strain (Gerinim)**

Strain, stres uygulandığında, cismin her biriminde oluşan birim uzunluktaki değişiklik şeklinde tanımlanmaktadır. Bir yapıda stres oluşturduğunda, bu yük aynı zamanda gerinimi de oluşturmaktadır. Stres ve Strain atomlarla ilişkilidir. Atomlar arasındaki yer değişikliğine karşı koyan kuvvetler stres iken, atomların yer değiştirme miktarı da gerinim olarak adlandırılır. Strain'in ölçü birimi yoktur. Stres, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; strain ise bir kuvvet değil, yalnızca büyüklüğü/oranı ifade etmektedir (132-135).

$$\text{Strain} = \text{Şekil değişikliği} / \text{Cismin orijinal uzunluğu}$$

- **Stres Tipleri**

Bir cisme herhangi bir açı ya da yönden bir kuvvet gelebilir ve çoğu zaman bunlar bir araya gelerek yapının içerisinde karmaşık stresleri oluşturabilirler. Stresler; çekme (tensile), basma (compression) ve makaslama (shear) olarak ayrılabilirler (133).

**1. Çekme stresi;** Molekülleri birbirinden uzaklaşması için zorlayan aynı düzlemde, ters yönde iki kuvvetin uygulanmasıyla oluşan gerilmedir (8, 136).



**2. Basma stresi;** Molekülleri birbirine yaklaşması için zorlayan aynı düzlemde ve yine ters yönde iki kuvvetin uygulanması ile oluşan gerilmedir (8, 136).

**3. Makaslama stresi;** bir yapının bir kısmı diğer kısmına paralel olarak kaydırılarak döndürüldüğü, büküldüğü ya da deforme edildiğinde meydana gelen stres olarak tanımlanır. Makaslama stresi, mutlaka makaslama gerinimi ile beraber oluşmaktadır (133-135).

Uygulanan kuvvetler sonucu oluşan stresler iki ana grupta toplanır. Bunlar normal stresler (çekme ve basma stresleri) ve makaslama stresleridir. Herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu, tamamen üç normal ve üç makaslama stresi bileşeni ile tanımlanmaktadır (137).

Kemik üzerindeki en fazla zarara yol açan kuvvet tipi makaslama kuvvetleridir. Diğer kuvvet tipleri ile kıyaslandığında %65 daha zararlıdır. Kemik en dirençli olduğu kuvvet tipi, sıkıştırma kuvvetidir, kemik çekme dayanımı basma dayanımından %30 daha düşüktür (117).

**Kompleks Stresler:** Bir cisme tek tipte gerilim uygulamak oldukça güçtür. Yapıda bir gerilim var ise bu baskın olmasına rağmen, diğer bir gerilim de mutlaka görülür. Bunlara kompleks gerilimler adı verilir (138, 139).

- **Elastisite Modülü**

Stres'in strain'e oranıdır. Birimi GPa'dır (8, 136).

Elastisite modülü = Stres / Strain

Elastisite modülü, young modülü olarak da bilinmektedir ve elastisite modülünde artma oldukça cismin rijiditesi de artmaktadır (133, 134).

- **Poisson Oranı**

Çekme ya da basmadaki yükleme esnasında, yükleme yönünde ve buna dik yönlerde gerinim eş zamanlı olarak oluşur. Elastik sınır içinde yüklemeye dik

yöndeki stresin yükleme yönündeki strese oranıdır. Başka bir tanımla uygulanan gerilme yönündeki deformasyonun, gerilmeye dik eksenindeki deformasyona oranıdır. Poisson oranı teorik olarak -1 ile 0,5 arasında sınırlıdır (21, 132).

- **İzotropi, Homojenite ve Lineer Kavramları**

Üç ekseninde ( $x,y,z$ ) farklı elastikiyete sahip maddelere anizotropik, benzer elastikiyete sahip maddelere ise izotropik cisim denmektedir. Üç asal ekseninde farklı elastikiyete sahip olanlara ortotropik cisim, üç ekseninden birinde farklı elastikiyete sahip olanlara da transvers izotropik cisim denmektedir. İzotrop cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetlere karşı oluşan çekme, sıkışma ve makaslama streslerinde aynı sabit young modülüne sahip olmaktadır. Anizotrop cisimler ise farklı doğrultularda farklı young modülüne sahip olmaktadır (13).

Çalışmamızda kullanılan tüm malzemeler homojen, izotropik ve lineer olduğu kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda birbirine benzediğini göstermektedir. Lineer elastisite; yapının deformasyonun veya geriniminin etki eden kuvvetler altında orantısız şekilde değişime uğramasını tarif etmektedir (140).

- **Sınır Koşulları**

Modelin programda sabitleştirildiği bölgeyi ve kuvvetin model üzerinde uygulanan alanını gösterir (10, 136, 141).

- **Asal Stres (Principal stres)**

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres değeri, bütün makaslama stres bileşenleri sıfır olduğunda oluşmaktadır. Bir eleman bu konumda olduğu zaman, normal streslere Asal stres (Principle Stres) denir. Asal stres; maksimum asal stres, aradaki asal stres (intermediate principle stres), minimum asal stres olmak üzere üçe ayrılır. Bu değerleri sıralarsak;  $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$  şeklinde sıraya konabilir (137).

$\sigma_1$  = Maksimum asal stresi simgeler, en büyük artı değerdir ve en yüksek çekme stresini belirtmektedir.

$\sigma_2$  = Minimum asal stresi simgeler, en küçük negatif değerdir ve en yüksek basma stresini belirtmektedir (137).

Analiz sonuçlarındaki artı değerler "çekme", eksi değerler ise "basma" streslerini belirtir. Elemanın hangi stres tipi altında olduğu stres tiplerinden mutlak değeri büyük olana bakılmasıyla anlaşılır (35).

Dentin elastik bir materyaldir. Dişe kuvvet uygulandığı zaman, basma ve çekme sıfırlanır. Kökün ya da kök kanalının orta kısmı böyle bir yük altında nötral alanı oluşturmaktadır (142).

- **Von Mises Stres**

Von Mises stresi, çekilebilir materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcıdır. Üç asal stres değerinden yararlanılarak hesaplanır. Von Mises stresi, materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılan terimdir (137).

Von Mises gerilmesi, üç asal gerilme değeri kullanılarak aşağıdaki formülle hesaplanmaktadır (8).

$$\sigma = [ ( (\sigma_1 \sigma_2)^2 + (\sigma_2 \sigma_3)^2 + (\sigma_3 \sigma_1)^2 ) / 2 ]^{1/2}$$

### 2.9.3. Kuvvet Analiz Yöntemleri:

Cismin üzerine gelen kuvvetlerin yoğunlaştığı alanları izlemek ve uygulamalar esnasında o cismin daha dayanıklı ve güçlü olabilmesi için olması gerektiği şekli önceden saptayabilen bir takım analiz yöntemleri vardır (143, 144).

Diş hekimliğinde kullanılan stres dağılımı saptama yöntemleri:

1. Gerilimölçer (strain gauge) analiz yöntemi,
2. Fotoelastik analiz yöntemi,
3. Holografik interferometre analiz yöntemi,
4. Kırılğan vernikle kaplama yöntemi,

5. Termografik Kuvvet Analizi;
6. Radyoteleometri,
7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemidir (144, 145).

### **2.9.3.1. Gerilimölçer (strain gauge) analiz yöntemi:**

Gerilimölçer, yüke maruz kalan cisimlerin bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişimlerinin tespitinde yararlanılan bir cihazdır. Bunların mekanik, mekanik-optik, optik, elektrik, akustik ve elektronik bünyeye sahip çok farklı çeşitleri ve bu farklı çeşitlerin de çok değişik uygulamaları vardır. Yük uygulandığında cihaz o bölgeye ait basınç değerini göstermektedir (144, 145).

### **2.9.3.2. Fotoelastik analiz yöntemi:**

Bu yöntemde, karmaşık yapılarda meydana gelen mekanik iç baskı ve stresler gözle görülebilen ışık taslaklarına dönüşmektedir. Yani fotoelastik yöntem, saydam cisimlerin içinden geçen polarize ışığın çift kırılması prensibine dayanan optik bir olaydır. Polarize ışık hüzmesi, kuvvet altındaki bir maddeden geçtiğinde kendisini değişik hızlarda kateden dikey titreşimlere çevrilmektedir. Polariskop aletleri ile bu faz farkları izlenmektedir (144, 145). Fotoelastik kaplama teknikleri şunlardır:

#### **1. Fotoelastik kaplama tekniği:**

Kuvvet uygulamadan önce analizi yapılacak cisme model üzerine yumuşak, kırılma özelliğine sahip plastik levhalar yapıştırılır. Polariskop ile oluşan çizgiler incelenir (144).

#### **2. İki boyutlu fotoelastik analiz tekniği:**

Cisim iki boyutlu ise ya da düzlemsel 3-5 mm'lik kalınlığı bulunuyorsa fotoelastik maddelerin oluşturduğu levhalardan cismin bir modeli oluşturulur. Cisim polariskop üzerindeyken kuvvet uygulanıp incelemeye alınır (144, 145).

#### **3. Üç boyutlu fotoelastik analiz tekniği:**

Üç boyutlu fotoelastik analiz tekniğinde ise ilk olarak yapının fotoelastik özelliğe sahip maddeden üç boyutlu olarak bir modeli edilir. Modele yüklemeye yapıldıktan sonra meydana gelen gerinimler dondurulur. Daha sonra kesitler alınır. Sonrasında ise polariskop cihazında incelemesi yapılarak bir takım fotoğraflar çekilerek incelenir (144, 145).

### **2.9.3.3. Holografik interferometre analiz yöntemi:**

Hologram, yapıların üç boyutlu olarak görünümünün elde edilmesine yarar. Bunun için kullanılan ve bir koharent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşturduğu mikroskobik girişim saçaklarının kayda girilmesi sağlanır. Kaydetme sırasında koharent ışık kaynağı için lazerden yararlanılır (144, 145).

### **2.9.3.4. Kırılma vernikle kaplama yöntemi:**

Kırılma vernikle kaplama yönteminde özel bir vernik cisim üzerine sürülür. Sonrasında fırınlanır ve kuvvet uygulanır. Kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerdeki çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu göstermektedir (144, 145).

### **2.9.3.5. Termografik Kuvvet Analizi:**

Bu teknikte kuvvet karşısında cismin içerisinde oluşan moleküler seviyedeki ısı değişimlerinin ölçümü sağlanır. Bu şekilde homojen materyallere uygulanan kuvvetler sonucu elde edilen gerilmelerin toplamı ile orantılı şekilde meydana gelen ısı değişimleri, materyalin üzerinde yoğunlaştığı görülen belirli alanlarda gözlemlenebilir (21).

### **2.9.3.6. Radyotelemetri:**

Radyotelemetri tekniği, bilgisayar donanımları vasıtasıyla herhangi bir materyalle bağlantısı olmadan verilerin iletilmesi prensibiyle çalışan bir kuvvet analiz tekniğidir. Yöntemde bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, materyal üzerine yapışan gerilimölçerler, gerilimölçer ampliferi, anten ve bir veri kaydedici kullanılır. Gerilimölçer üstünde meydana gelen dirençlerdeki farklar voltaj düşmelerine neler olur. Bu da radyoelementlerin frekansını ayarlayıp etkilemektedir. (21).

### 2.9.3.7. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (FEM):

Sonlu elemanlar analizi temelde, sürekli yapının daha ufak parçalara bölünerek analitik şekilde modele edilmesine ve sonuçta meydana gelen parçaların ya da elemanların ifade edilmesine dayanmaktadır (21).

1976 yılında Weinstein ve ark. implantoloji alanında sonlu elemanlar analizini ilk kullanan araştırmacılar olmuştur (11).

Bu teknik kompleks mekanik sorunların basit alt problemlere bölerek her birinin kendi içerisinde hesaplanması ile çözmeye çalışır. Bu sayede in vivo ve in vitro olarak değerlendirilmeye koyulamayacak kemik, implantlar ve protetik parçaların ara yüzlerindeki davranışların taklidine ve değerlendirilmesine şans tanınmış olunur (5).

FEM, düğüm (nod) adı verilen noktaların bir araya getirildiği bir işlemdir. Düğümlerin oluşturduğu ızgaraya benzer yapıya ağ (mesh) denmektedir. Bu ağ, cismin uygulanması planlanan kuvvetlere ne şekilde cevap vereceğini belirleyen yapıdır. Düğüm noktaları yapının çalışma koşulları altında meydana gelen gerilme derecelerini vermektedir. Düğüm noktalarının yoğunlukları gerilme dereceleri ve bu derecelerin değişiminin fazla olduğu alanlarda gerilmenin olmadığı ya da daha az miktarda olan alanlara kıyasla daha fazladır (21).

Modelleme işlemi sonrası birbirlerine bu düğüm noktalarında birleşen daha basit geometriye sahip şekillere, yani elemanlara ayrılır. Kuvvet dağılımları, her eleman için ayrı ayrı değerlendirileceğinden dolayı, daha hassas bir analiz gerçekleştirebilmek için elemanların sayısının artırılmasında fayda vardır (10, 21). Elemanların küçük ve çok miktarda olması, özellikle sonuçların bir bölgeden diğerine hızlı bir değişim gösterebileceği modellerde avantaj sağlar (137).

Sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan eleman çeşitleri (146);

- Çizgisel Elemanlar (Line elements): Düğüm noktalarının birbirlerine eklenmesiyle oluşturulan çizgisel şekilde elemanlardır (146).

- 2 Boyutlu Katı Elemanlar (2D Solid Elements): Kalınlığı sabit yassı yüzeyli geometrisi olan ve genel olarak üçgen veya eşkenar yamuk biçiminde, 3 veya 4 düğüm noktasına sahip elemanlardır (146).

- 3 Boyutlu Katı Elemanlar (3D Solid Elements): Dört veya altı yüzeyli olan üç boyutlu elemanlardır (146).

Elde edilen modeldeki stres ve yer değişiminin matematiksel anlamda elde edilebilmesi amacıyla bir takım veriler gerekmektedir (147):

1. Cismin geometrik koordinatları
2. Cismin geometrisine ve boyutu ile uygun elemanın tipleri
3. Elemanların poisson oranları ve elastisite modülleri
4. Elde edilen geometrik modele uygulanan kuvvet veya kuvvetler
5. Geometrinin sınır koşulları
6. Uygulanacak analiz tipidir.

İki boyutlu sonlu elemanlar stres analizinden uygulamasının daha rahat olması sebebiyle diş hekimliğinde birçok araştırmada yararlanılmaktadır (148, 149). İki boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin yetersiz kaldığı durumlar da bulunmaktadır. Dişler düz veya simetrik bir yapıya sahip değildir. Tam tersi oldukça düzensiz bir yapısı vardır. Bununla birlikte diş yapısındaki farklı materyallerin dağılımının da herhangi bir simetrisi yoktur. Bu sebeple daha güvenilir bir analiz gerçekleştirmek maksadıyla cismin gerçek boyutlarına daha yakın geometriyi gösteren üç boyutlu bir modelleme yapılması daha doğrudur (148, 149).

Sonlu elemanlar analiz sayesinde hangi sayıda malzeme kullanmak isteniyorsa, yapay bir model materyali veya malzeme kullanılmaksızın bu mümkün olmaktadır. Sonlu elemanlar analizi ile stresler, gerinimler ve yer değiştirmeler oldukça duyarlı bir şekilde elde edilebilir (150).

Olumlu birçok yönüne rağmen sonlu elemanlar analiz yönteminin bir takım dezavantajları bulunmaktadır (150):

1. Cisimlerin malzeme özellikleri, varsaydığımız izotropik, homojenik ve doğrusal elastisite gibi özellikler yapıyı tam olarak temsil etmemektedir (150).

2. Modellenen cisimler gerçekte çok daha fazla dinamik kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Analizler sonlu elemanlar analizi yöntemi ile de dinamik açıdan alınabilirler. Fakat bu işlemleri daha uzun ve daha kompleks yapmaktadır (150).

3. Yöntem, araştırmanın doğruluğu için programa girilen tüm veriler, modellemeler tamamen araştırmacının sorumluluğunda olduğundan dolayı çok ayrıntılı bilgi transferini ve işlem hassasiyetini gerektirmektedir (150).

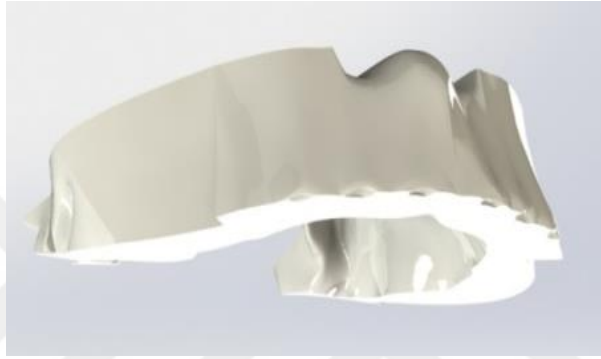
Bu tez çalışmasının amacı; titanyum abutment ve metal destekli restorasyonlara alternatif PEEK materyallerini kullanarak yükleme sonrası peri-implant kemikte, implantta, üst yapıda, abutmentta ve vidada oluşan stresleri 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi sayesinde karşılaştırmak ve neticesinde boyun rezorpsiyonlarını daha düşük seviyelere çekmeye çalışmaktır.



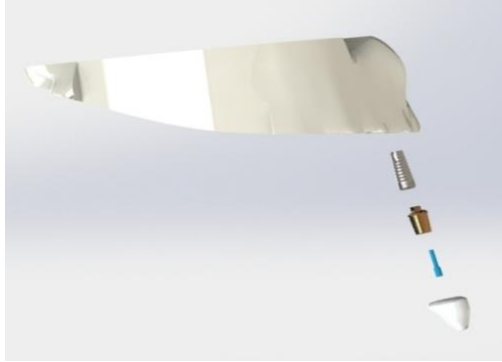
### 3. MATERYAL VE METOD

#### 3.1. Cisimlerin Taranması

Çalışmamızda; önceden CT ile elde edilmiş ve bilgisayar ortamına 3D görüntüsü aktarılmış gerçek bir maksilla modeli kullanılmıştır. İmplant sistemi olarak ise Biohorizons (Biohorizons® Implant Systems Ins., Birmingham, AL, USA) firmasına ait, aynı boyutlarda (3,8 x 10,5 mm) 4 adet dental implant, abutment ve vida kullanılmıştır.



**Resim 3.1. :** 3D Lazer Tarayıcı İle Taranmış Maksilla Modeli



**Resim 3.2. :** 3D Lazer Tarayıcı İle Taranmış Tüm Modeller

Eşit boyutlardaki implant, abutment ve vida NextEngine 3D (NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Floor Santa Monica, California 90401) lazer tarayıcı cihaz ile makro modda 3 boyutlu olarak taranmıştır.



**Resim 3.3. :** NextEngine 3D Tarama Cihazı

Cihazla birlikte sunulan ScanStudio programı ile temizleme, hizalama ve birleştirme gibi işlemler yapılabilmekte ve elde edilen 3 boyutlu datanın stl, obj, vrml, ucd formatlarında çıktısı alınabilmektedir. Tarama sonrası elde edilen veriler 'stl' formatında kaydedilmiştir. Bu formattaki dosyalar Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) yazılımına aktarılmıştır.

### **3.2. Üç Boyutlu Katı Modellerin Oluşturulması**

Rhinoceros 4.0 yazılım programıyla 3 boyutlu katı modelleme işlemleri gerçekleştirilmektedir. Rhinoceros 4.0 yazılımı genellikle endüstriyel tasarım, mimari, tekne tasarımı, mücevher tasarımı, otomotiv tasarımı, CAD-CAM, hızlı prototip üretimi, tersine mühendislik ve multimedya tasarımında kullanılmaktadır. Bu yazılım magnetik rezonans ve bilgisayar tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır.

Rhinoceros 4.0 yazılım ile kemik modelde 1 mm kortikal kemik ile çevrili olacak şekilde Tip 3 özelliğe sahip spongioz kemik modellenmiştir (151, 152). Sonrasında shell işlemi ile kortikal kemik spongioz kemikten ayrılmıştır. Sonuç olarak kemik - implant sisteminin modellenmesi ve birleştirilmesi işlemleri tamamlanmıştır.

Metal kalınlığı en az 0,5 mm olacak şekilde oluşturulmuştur ve porselen kalınlığın maksimum 2 mm olacak şekilde metal kalınlığı bireyselleştirilmiştir (153). Wheeler Diş Anatomisi Atlası'ndan alınan 21 no'lu dişin boyutları ve görüntüleri Rhinoceros 4.0 yazılımına aktarılarak kron modeli elde edilmiştir ve altındaki abutment ile montajı gerçekleştirilmiştir (154). Elde edilen restorasyonun abutment

ile olan uyumu Rhinoceros 4.0 yazılımı kullanılarak yapılmıştır. Kron ve abutment dayanak arasındaki siman tabakası, tabakanın inceliğinden ve malzeme değerlerinin düşüklüğünden ötürü, analize minimum etki yapacağı düşünülerek göz ardı edilmiştir.

### **3.3. Modellerde Kontak Yüzeylerin Belirlenmesi**

Elde edilen bütün modellerde abutment ve implant açısı  $0^\circ$  olarak belirlenmiştir. Analiz öncesi, modelde implant - abutment - vida birleşim bölgelerindeki kontakt fiksasyonu tanımlandı. Kortikal kemik ile trabeküler kemiğin, dental implantlar ile çene kemiğinin, implantlar ile dayanakların ve dayanaklar ile implant üstü protezlerin kesintisiz olarak kontakta oldukları kabul edildi. Bu bölgelerdeki sürtünme katsayısı 0,5 olarak belirlendi. Bütün yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik yapılar olarak kabul edildi. İmplantlar kemiğe % 100 osseoentegre kabul edilmiştir.

### **3.4. Fiziksel Özelliklerin Tanımlanması**

Çalışmamızda kullanılacak tüm materyallerin ( kortikal kemik, spongioz kemik, titanyum implant, krom-kobalt alaşımı, feldspatik porselen, PEEK ) elastik modülleri ve poisson oranları bilgisayar sistemine girilerek istenilen analiz sonuçlarının elde edilmesi planlanmıştır. Bu sayede modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal değerleri verilmiştir.

Tablo 3.1. ilgili materyallerin elastik modülleri ve poisson oranlarını göstermektedir.

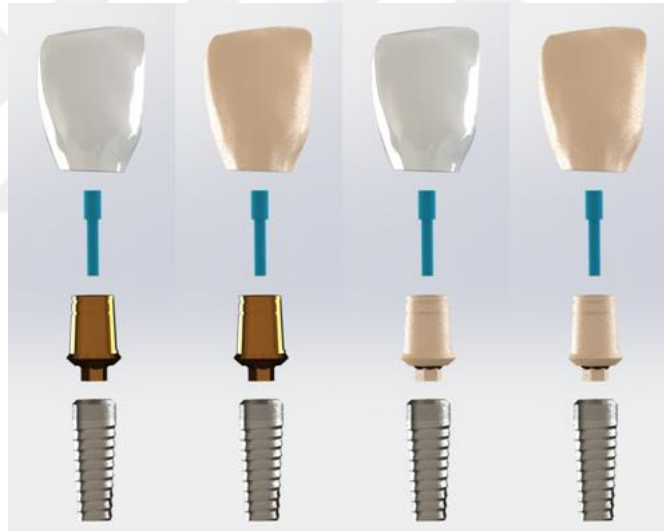
**Tablo 3.1. :** Çalışmada Kullanılan Materyallerin Elastik Modülü ve Poisson Oranları

	<b>ELASTİK MODÜLÜ</b>	<b>POISSON ORANI</b>	<b>KAYNAK</b>
<b>Kortikal Kemik</b>	13,7 GPa	0,30	(155, 156, 157, 158, 159)
<b>Spongioz Kemik (Tip 3)</b>	1,37 GPa	0,30	(55, 157, 159, 160)
<b>Titanyum İmplant ve Abutment</b>	110 GPa	0,35	(154, 155, 156, 157, 161)
<b>Krom-Kobalt Alaşımı</b>	218 GPa	0,33	(155, 157, 160, 162)
<b>Feldspatik Porselen</b>	82,8 GPa	0,35	(162, 163, 164)
<b>PEEK</b>	4,10 GPa	0,4	(165, Evonik Industries, 45128 Essen, Germany)

Çalışmamızda sonuç olarak 4 adet çalışma grubu elde edilmiştir. Tablo 3.2.'de ise 'Analiz Grupları' gösterilmiştir.

**Tablo 3.2. : Analiz Grupları**

	İMLANT	ABUTMENT	KRON
Grup TM	Titanyum	Titanyum	Metal Destekli (Cr-Co) Porselen
Grup TP	Titanyum	Titanyum	PEEK
Grup PM	Titanyum	PEEK	Metal Destekli (Cr-Co) Porselen
Grup PP	Titanyum	PEEK	PEEK

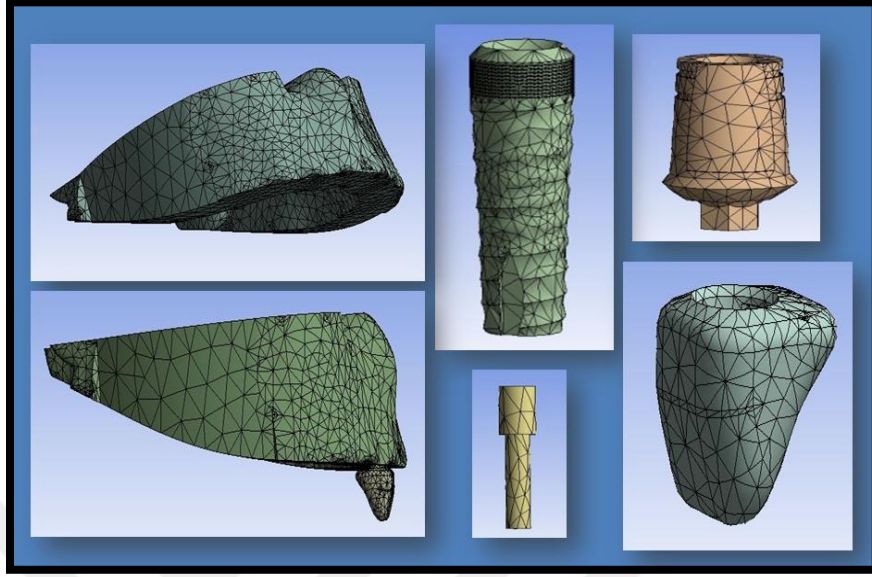


**Resim 3.4. : 3D Katı Modellemesi Tamamlanmış Analiz Grupları. Soldan Sağa;  
Grup TM, Grup TP, Grup PM, Grup PP**

### 3.5. Ağ Yapısının Oluşturulması

Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanları ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına

(meshing) çalışılmıştır. Çalışmamızda her bir model için toplam 48900 adet düğüm sayısı ve toplam 224145 adet eleman sayısı kullanılmıştır.



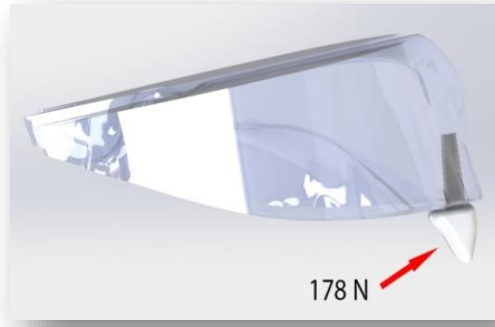
**Resim 3.5. :** Mesh İşlemi Yapılmış ve Yüklemeye Hazır Hale Getirilmiş Tüm Çalışma Modelleri

### 3.6. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Elde ettiğimiz modeller, kortikal ve spongioz kemiğin alt ve yan bölgesinden her DOF (Degree of freedom)'da '0' harekete sahip olacak şekilde sabitlendi.

### 3.7. Yükleme Koşullarının Girilmesi

Son aşama olarak hazırladığımız 3 boyutlu katı modellere kron insizallerinin 2 mm altından palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanarak analiz gerçekleştirildi.



**Resim 3.6. :** 3 Boyutlu Katı Modellere Kuvvet Uygulanması

### 3.8. Analizlerin Gerçekleştirilmesi

Rhinoceros 4.0'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak 'igs' formatında ANSYS yazılımına aktarılmıştır.

Analiz sonrası peri-implant kemikte, implantta, abutmentta, vidada ve kromda oluşan Von Mises eşdeğer gerilmeleriyle birlikte maksimum ve minimum asal gerilme (principal stres) değerleri sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılarak incelenmiştir. Ayrıca 4 modelde oluşan analiz sonuçları ile elde edilen Von Mises stres değerleri maksimum ve minimum principal stres değerleri grafik haline dönüştürülerek bulguların yorumlanmasına katkı sağlanmıştır.

Kullanılan matematik modellerle elde edilen sayısal değerlerin sabit olması ve varyansının olmaması nedeniyle, bulguların değerlendirilmesinde istatistiksel analiz yapılmamıştır.

## 4. BULGULAR

Bu çalışmada oblik yükleme sonucu kemikte, İmplantta, abutmentta, vidada ve krona meydana gelen stres değerleri incelenmiştir. Ortalama stres değerlerini veren Von Mises gerilme değerleriyle birlikte malzemeler üzerinde oluşan çekme ve basma gerilmelerini tespit etmeye yarayan maksimum ve minimum principal stres değerleri incelenmiştir.

### 4.1. Oblik Kuvvet Uygulaması Sonucu Elde Edilen Bulgular

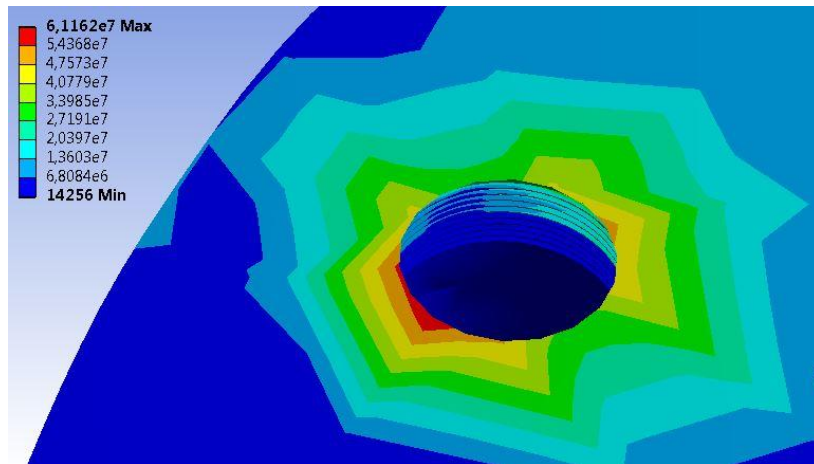
Yüklemeye kuvveti olarak kronların insizallerinin 2mm altından palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanmıştır.

#### 4.1.1. Grup TM İçin Elde Edilen Bulgular

Grup TM, maksilla etrafında 1 mm kortikal kemik olacak şekilde Tip 3 özelliğe sahip spongiöz kemik, sol ön kesici diş bölgesine yerleştirilmiş 10,5 mm boyunda 3,8 mm çapında titanyum İmplant, titanyum abutment, titanyum vida ile krom-kobalt altyapı ve feldspatik porselenden oluşmaktadır.

##### 4.1.1.1. Grup TM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum Von Mises gerilme değerleri kemiğin vestibül boyun bölgesinde ve 61,1620 MPa olarak ölçülmüştür.

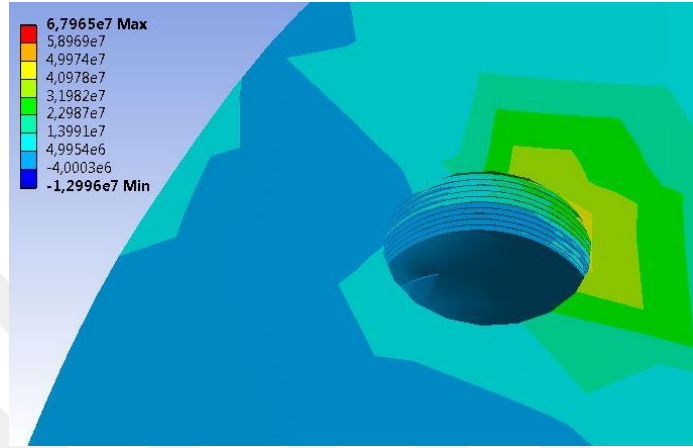


Şekil 4.1. : Grup TM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri



#### 4.1.1.2. Grup TM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

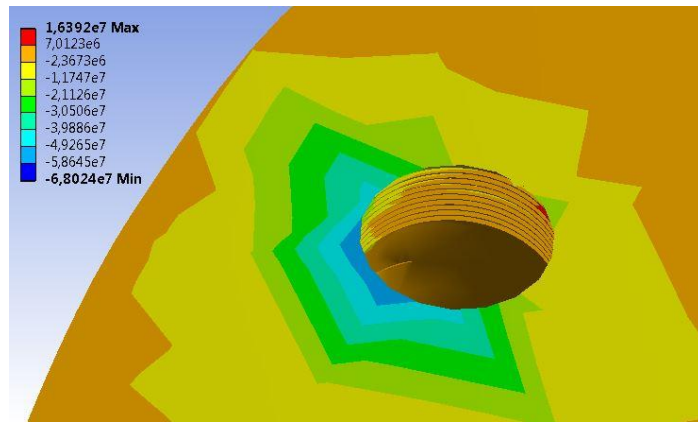
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum principal gerilme değerleri kemiğin palatinal boyun bölgesinde ve 67,9650 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.2. : Grup TM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.1.3. Grup TM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

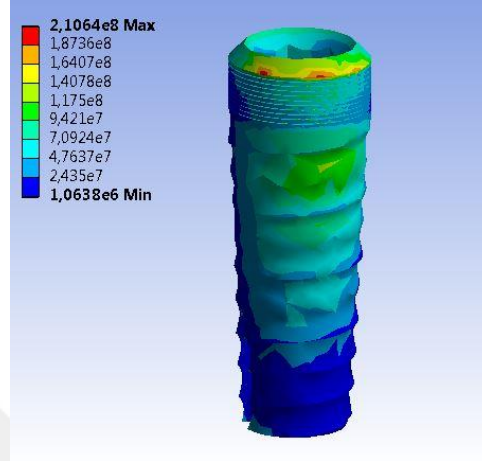
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda minimum principal gerilme değerleri kemiğin vestibül boyun bölgesinde ve -68,0240 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.3. : Grup TM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.1.4. Grup TM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

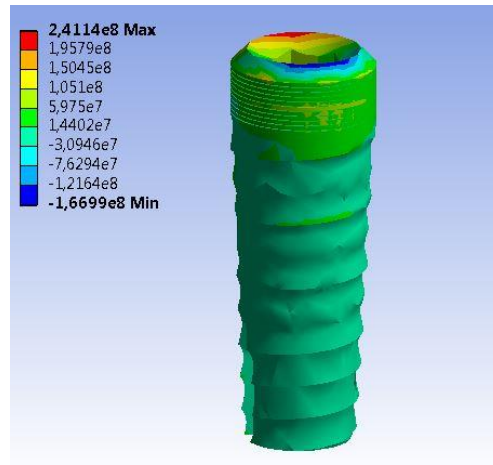
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum Von Mises gerilme değerleri İmplantın boyun bölgesinde ve 210,640 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.4. : Grup TM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

#### 4.1.1.5. Grup TM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

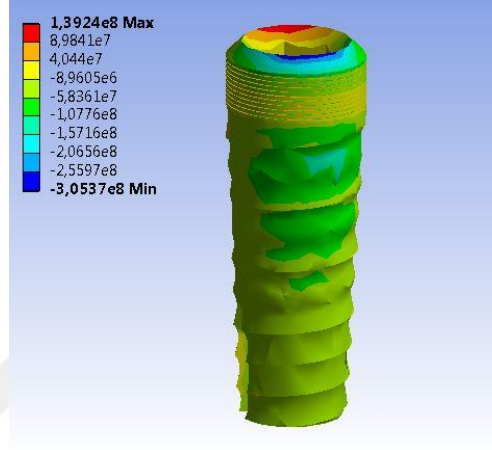
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum principal gerilme değerleri İmplantın boyun bölgesinde ve 241,140 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.5. : Grup TM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.1.6. Grup TM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

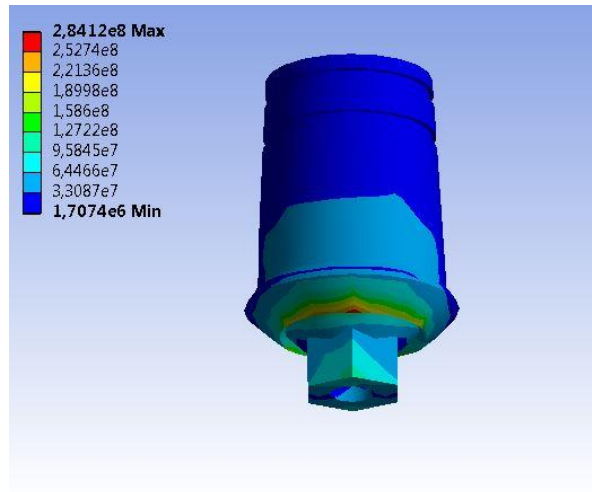
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda minimum principal gerilme değerleri İmplantın boyun bölgesinde ve -305,570 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.6. : Grup TM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.1.7. Grup TM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerler

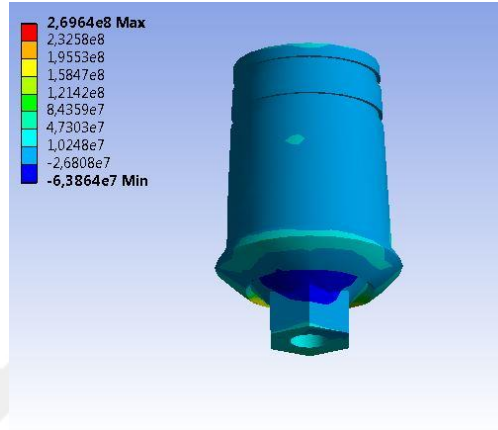
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum Von Mises gerilme değerleri şekildeki gibi 284,120 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.7. : Grup TM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerler

#### 4.1.1.8. Grup TM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

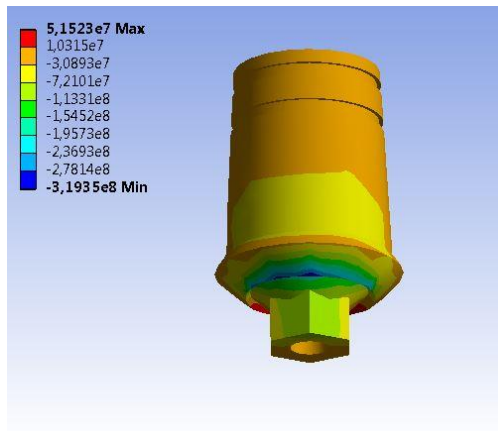
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum principal gerilme değerleri şekildeki gibi 269,640 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.8. : Grup TM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.1.9. Grup TM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

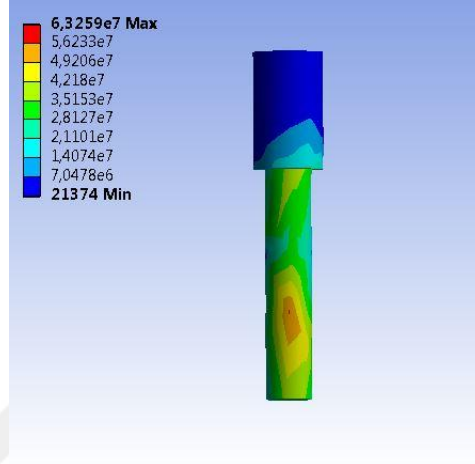
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda minimum principal gerilme değerleri şekildeki gibi -319,350 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.9. : Grup TM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.1.10. Grup TM İçin Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

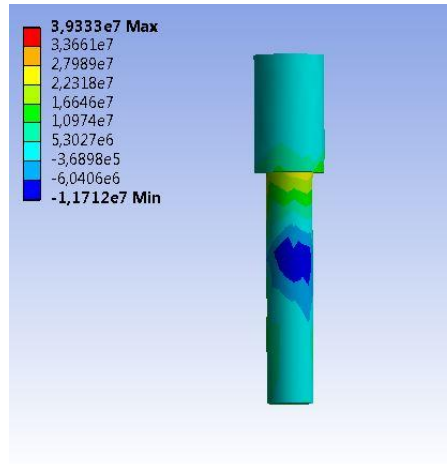
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum Von Mises gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi 63,2590 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.10. : Grup TM İçin Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

#### 4.1.1.11. Grup TM İçin Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

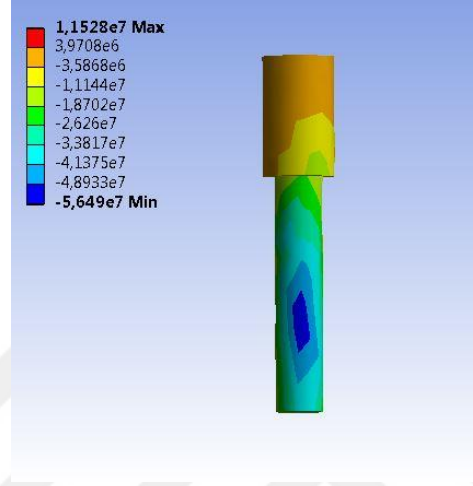
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum principal gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi 39,3330 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.11. : Grup TM İçin Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.1.12. Grup TM İçin Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

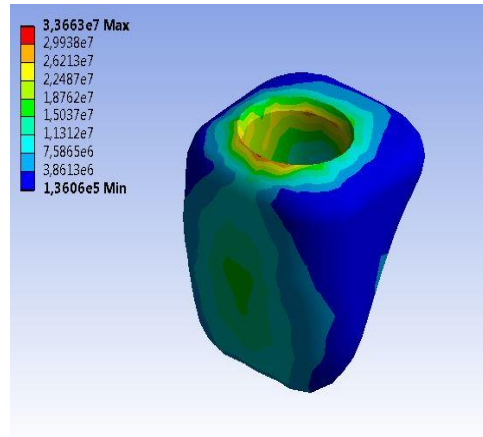
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda minimum principal gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi -56,4900 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.12. : Grup TM İçin Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.1.13. Grup TM İçin Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

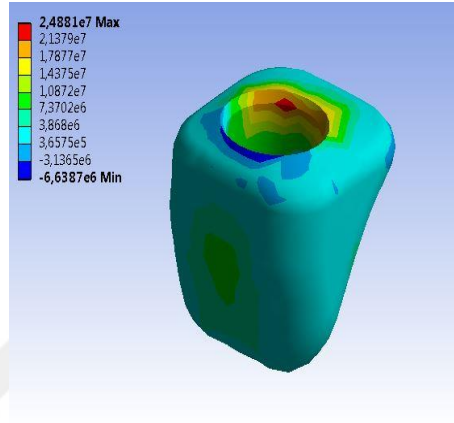
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum Von Mises gerilme değerleri kronun boyun bölgesinde ve 33,6630 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.13. : Grup TM İçin Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

#### 4.1.1.14. Grup TM İçin Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

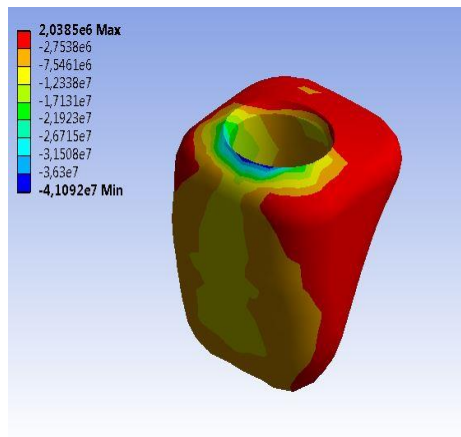
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum principal gerilme değerleri kronun boyun bölgesinde ve 24,8810 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.14. : Grup TM İçin Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.1.15. Grup TM İçin Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda minimum principal gerilme değerleri kronun boyun bölgesinde ve -41,0920 MPa olarak ölçülmüştür.



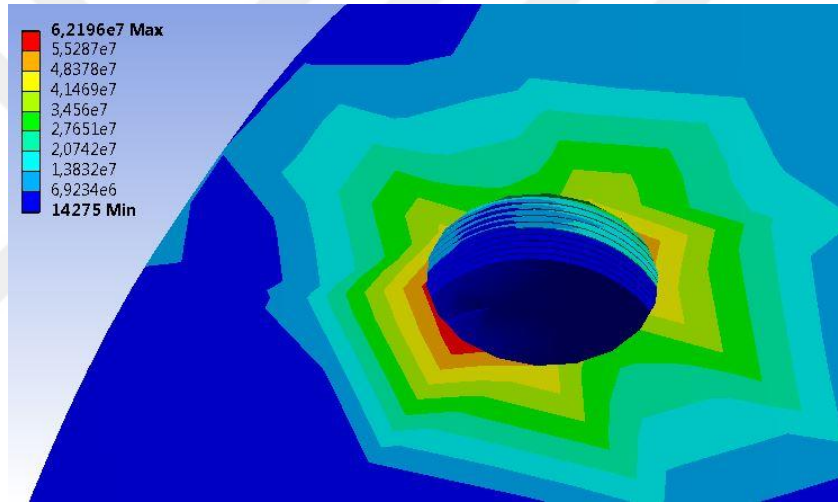
Şekil 4.15. : Grup TM İçin Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.2 Grup TP İçin Elde Edilen Bulgular

Grup TP, maksilla etrafında 1 mm kortikal kemik olacak şekilde Tip 3 özelliğe sahip spongiöz kemik, sol ön kesici diş bölgesine yerleştirilmiş 10,5 mm boyunda 3,8 mm çapında titanyum İmplant, titanyum abutment, titanyum vida ile PEEK krondan oluşmaktadır

##### 4.1.2.1. Grup TP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum Von Mises gerilme değerleri kemiğin vestibül boyun bölgesinde ve 62,1960 MPa olarak ölçülmüştür.

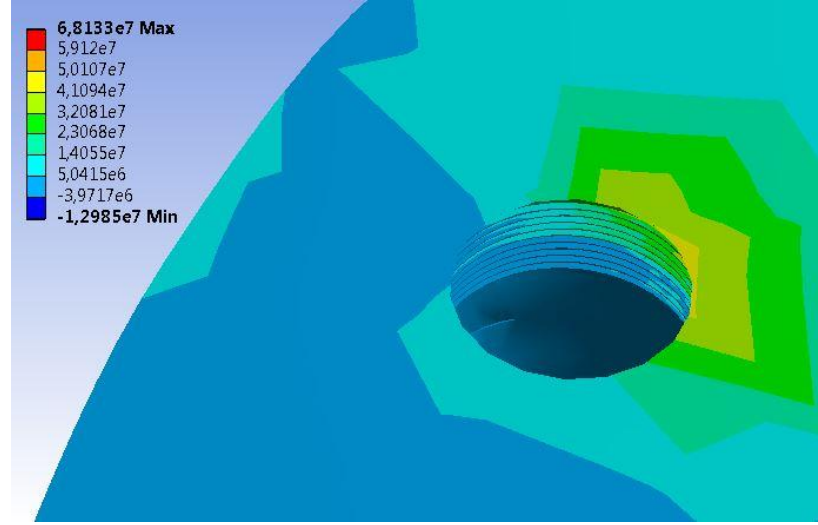


Şekil 4.16. : Grup TP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

##### 4.1.2.2. Grup TP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum principal gerilme değerleri kemiğin palatinal boyun bölgesinde ve 68,1330 MPa olarak ölçülmüştür.

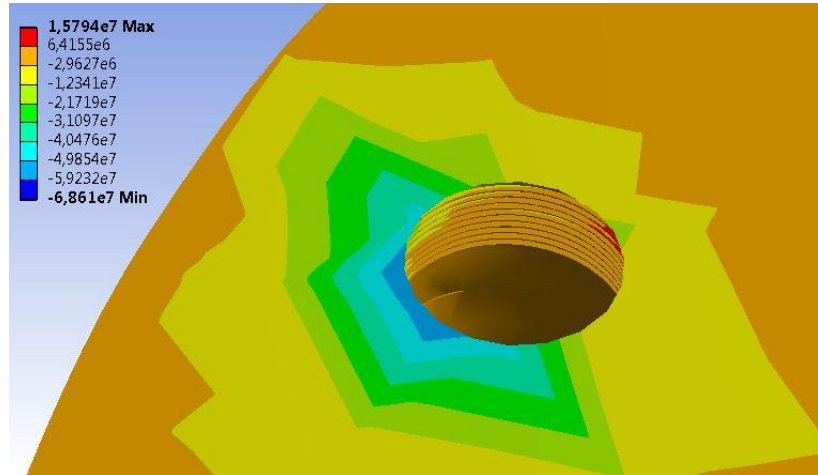




**Şekil 4.17. :** Grup TP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.2.3. Grup TP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

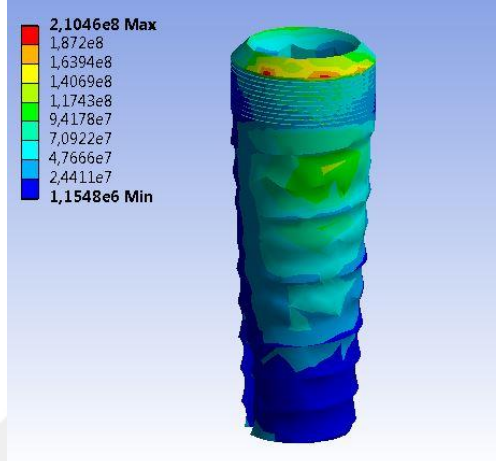
Palatinal yüzeye  $45^\circ$  oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda minimum principal gerilme değerleri kemiğin vestibül boyun bölgesinde ve  $-68,6100$  MPa olarak ölçülmüştür.



**Şekil 4.18. :** Grup TP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.2.4. Grup TP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

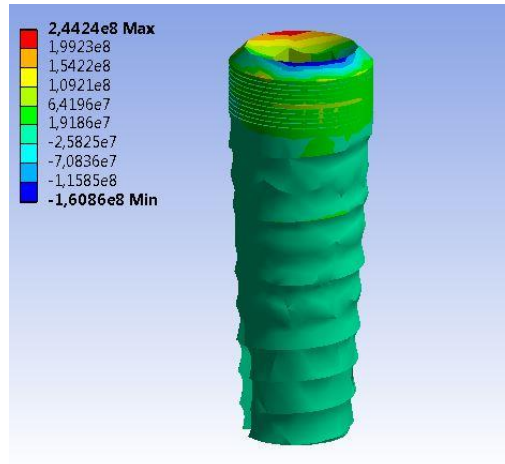
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum Von Mises gerilme değerleri İmplantın boyun bölgesinde ve 210,460 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.19. : Grup TP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

#### 4.1.2.5. Grup TP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

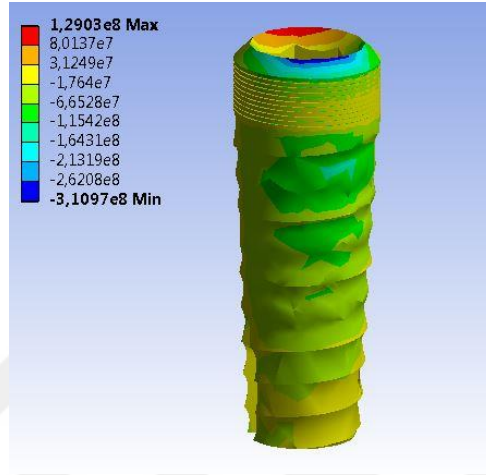
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum principal gerilme değerleri implantın boyun bölgesinde ve 244,240 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.20. : Grup TP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.2.6. Grup TP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

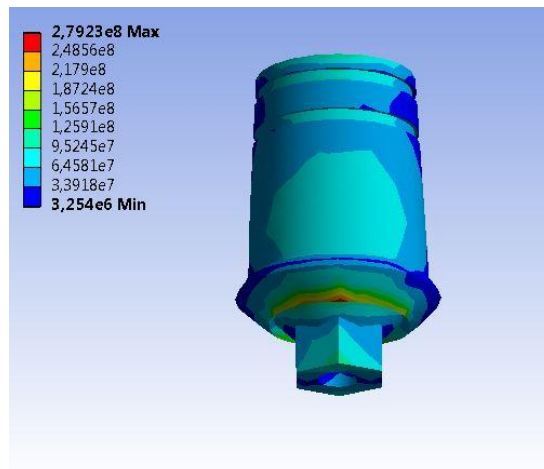
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda minimum principal gerilme değerleri implantın boyun bölgesinde ve -310,970 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.21. : Grup TP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.2.7. Grup TP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerler

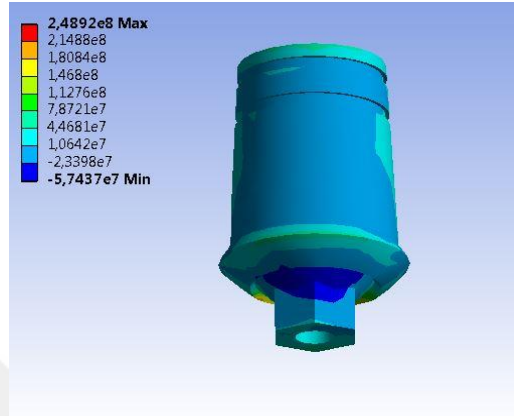
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum Von Mises gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi 279,230 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.22. : Grup TP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerler

#### 4.1.2.8. Grup TP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

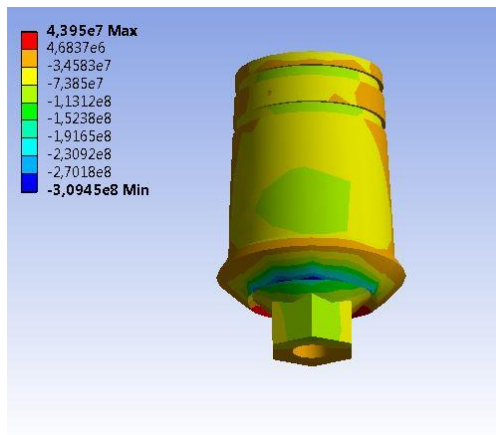
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum principal gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi 248,920 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.23. : Grup TP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.2.9. Grup TP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

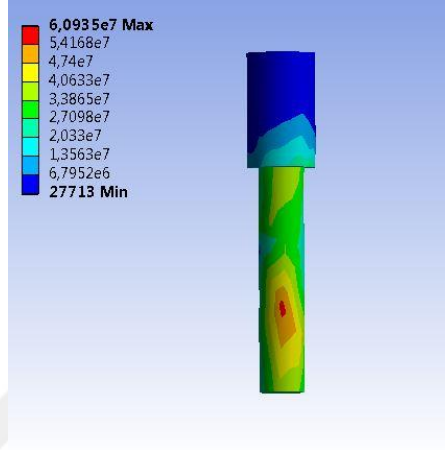
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda minimum principal gerilme değerleri şekildeki görüldüğü gibi -309,450 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.24. : Grup TP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.2.10. Grup TP İçin Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

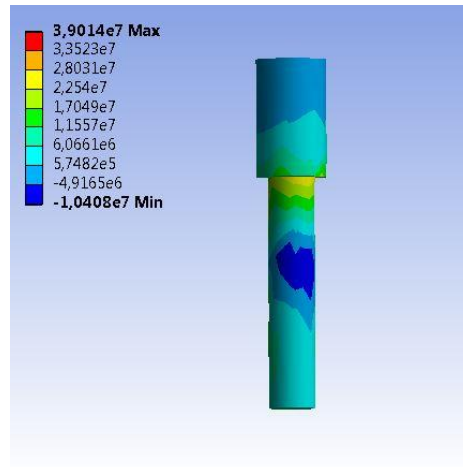
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum Von Mises gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi 60,9350 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.25. : Grup TP İçin Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

#### 4.1.2.11. Grup TP İçin Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

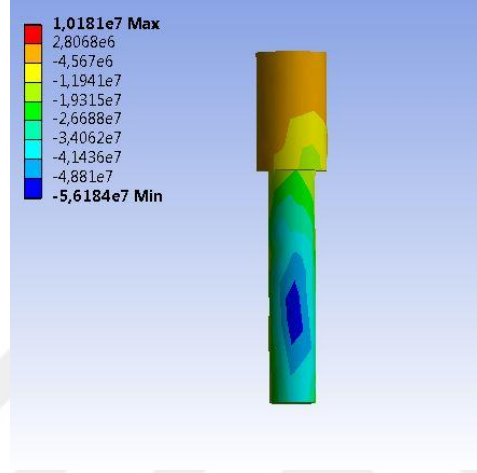
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum principal gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi 39,0140 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.26. : Grup TP İçin Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.2.12. Grup TP İçin Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

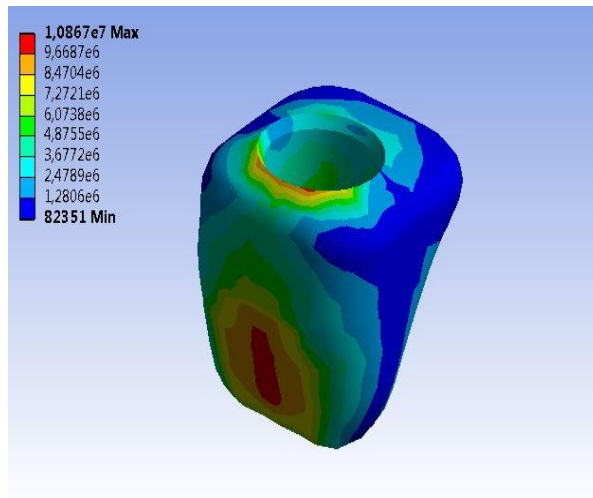
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda minimum principal gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi -56,1840 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.27. : Grup TP İçin Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.2.13. Grup TP İçin Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

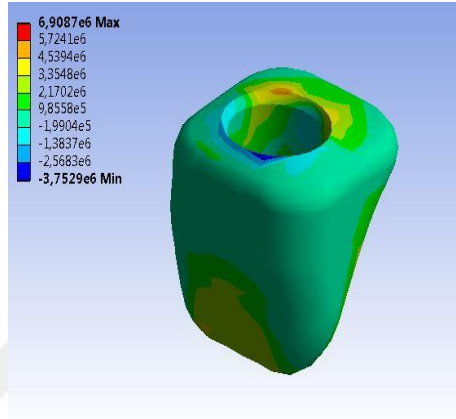
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum Von Mises gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi 10,8670 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.28. : Grup TP İçin Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

#### 4.1.2.14. Grup TP İçin Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

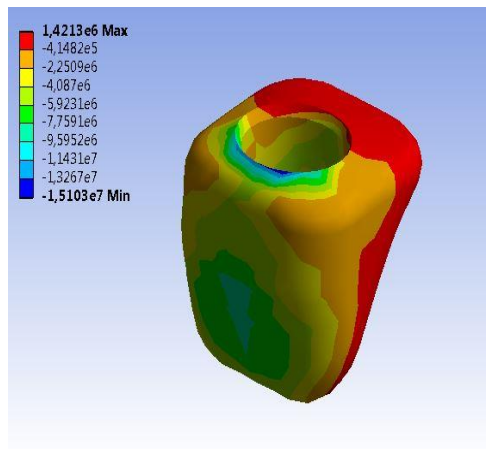
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum principal gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi 69,0870 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.29. : Grup TP İçin Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.2.15. Grup TP İçin Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda minimum principal gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi -15,1030 MPa olarak ölçülmüştür.



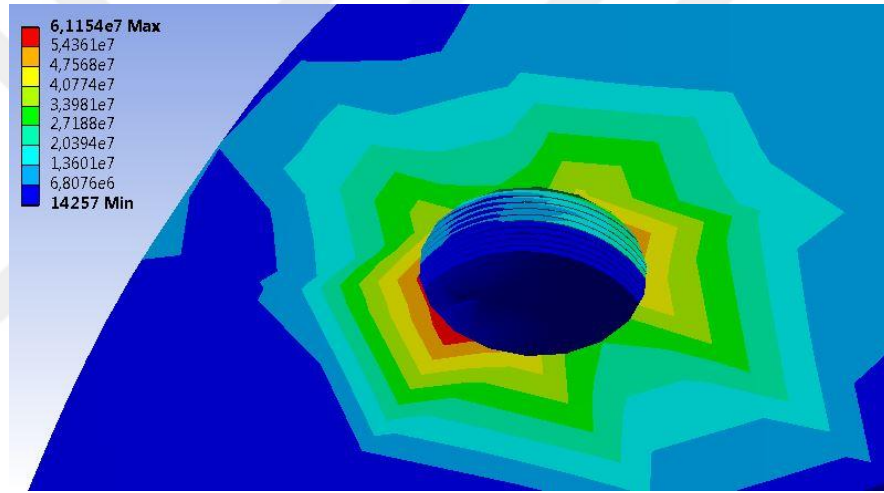
Şekil 4.30. : Grup TP İçin Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

### 4.1.3. Grup PM İçin Elde Edilen Bulgular

Grup PM, maksilla etrafında 1 mm kortikal kemik olacak şekilde Tip 3 özelliğe sahip spongiöz kemik, sol ön kesici diş bölgesine yerleştirilmiş 10,5 mm boyunda 3,8 mm çapında titanyum İmplant, PEEK abutment, titanyum vida ile krom-kobalt altyapı ve feldspatik porselenden oluşmaktadır.

#### 4.1.3.1. Grup PM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum Von Mises gerilme değerleri kemiğin boyun bölgesinde ve 61,1540 MPa olarak ölçülmüştür.

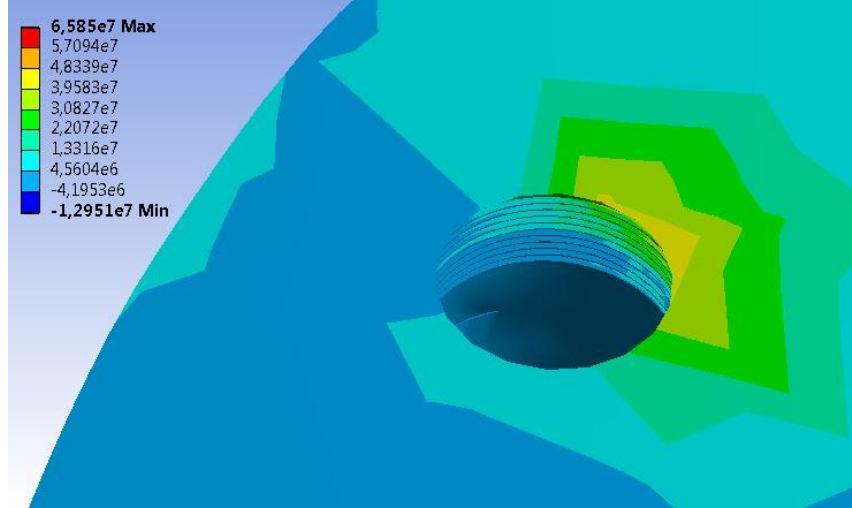


Şekil 4.31. : Grup PM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

#### 4.1.3.2. Grup PM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum principal gerilme değerleri kemiğin boyun bölgesinde ve 65,8500 MPa olarak ölçülmüştür.

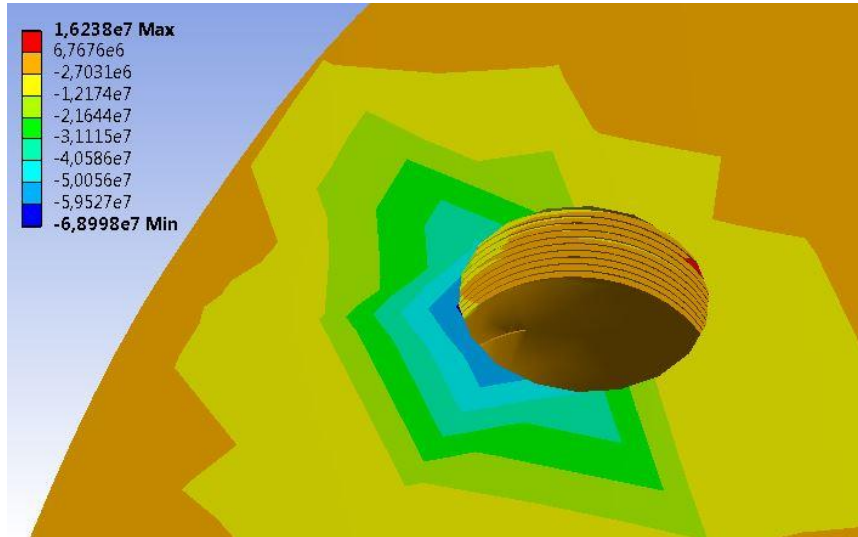




**Şekil 4.32. :** Grup PM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.3.3. Grup PM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

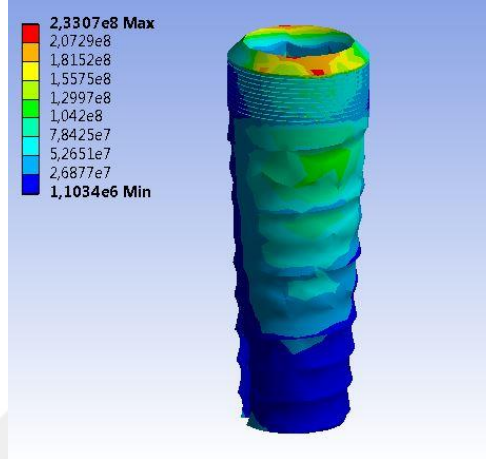
Palatinal yüzeye  $45^\circ$  oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda minimum principal gerilme değerleri kemiğin boyun bölgesinde ve  $-68,9980$  MPa olarak ölçülmüştür.



**Şekil 4.33. :** Grup PM İçin Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.3.4. Grup PM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

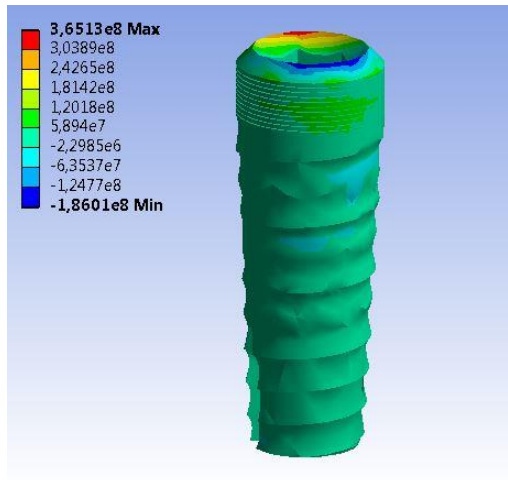
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum Von Mises gerilme değerleri implantın boyun bölgesinde ve 233,070 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.34. : Grup PM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

#### 4.1.3.5. Grup PM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

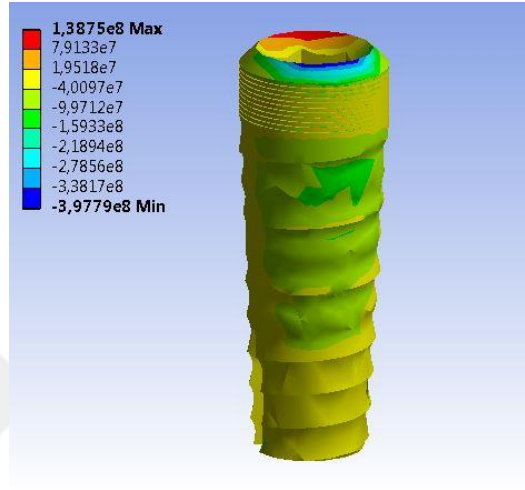
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum principal gerilme değerleri implantın boyun bölgesinde ve 365,130 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.35. : Grup PM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.3.6. Grup PM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

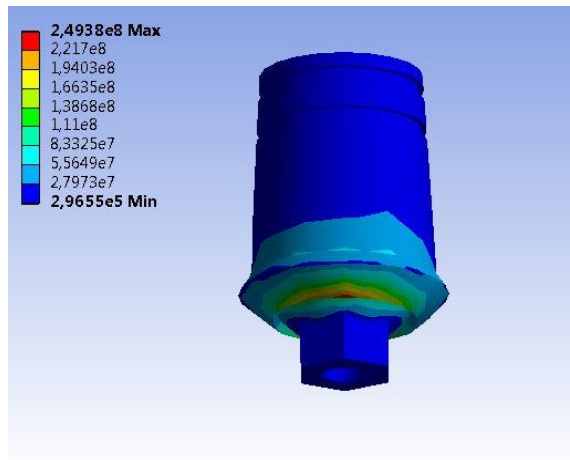
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda minimum principal gerilme değerleri implantın boyun bölgesinde ve -397,790 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.36. : Grup PM İçin İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.3.7. Grup PM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerler

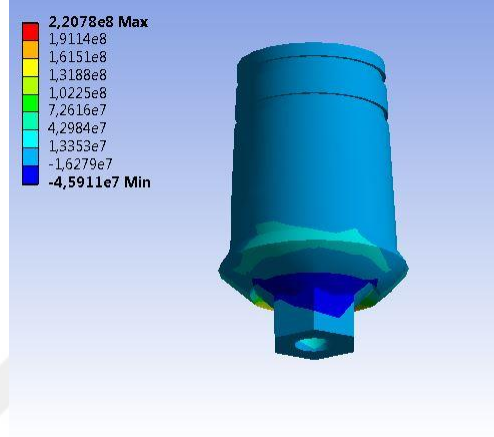
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum Von Mises gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi ve 249,380 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.37. : Grup PM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerler

#### 4.1.3.8. Grup PM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

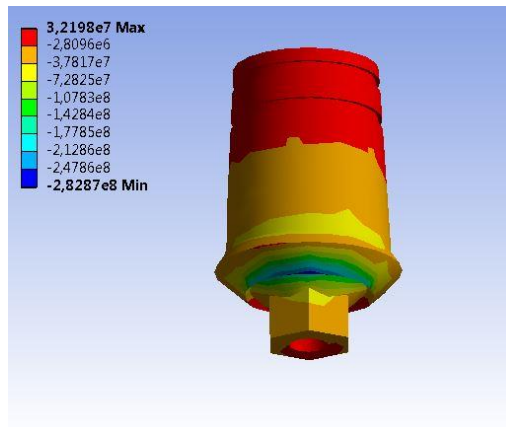
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum principal gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi ve 220,780 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.38. : Grup PM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.3.9. Grup PM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

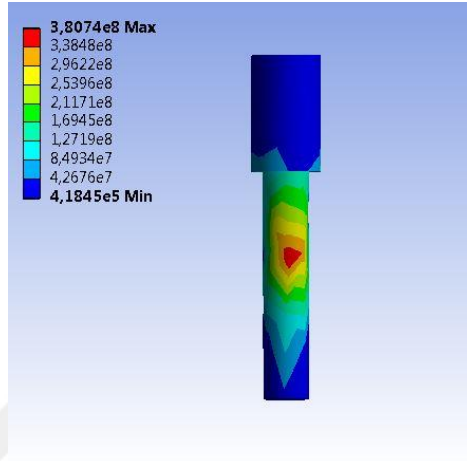
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda minimum principal gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi ve -282,870 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.39. : Grup PM İçin Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.3.10. Grup PM İçin Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

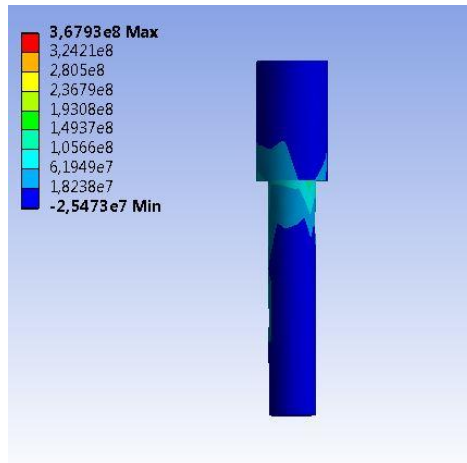
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum Von Mises gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi ve 380,740 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.40. : Grup PM İçin Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

#### 4.1.3.11. Grup PM İçin Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

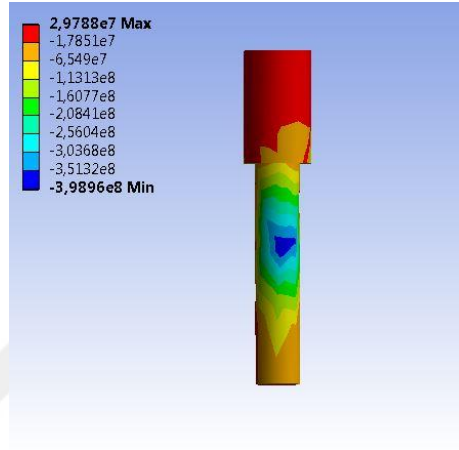
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum principal gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi ve 367,930 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.41. : Grup PM İçin Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.3.12. Grup PM İçin Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

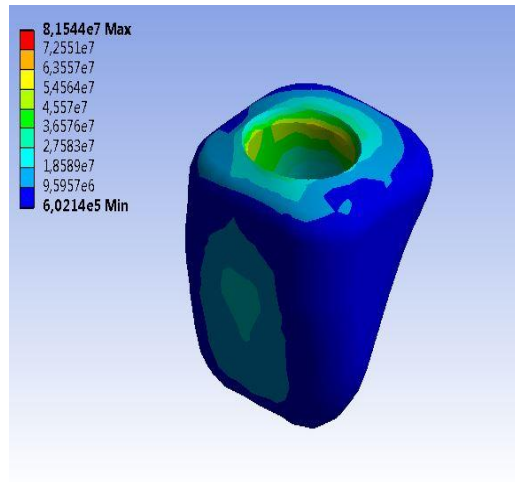
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda minimum principal gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi ve -398,960 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.42. : Grup PM İçin Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.3.13. Grup PM İçin Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

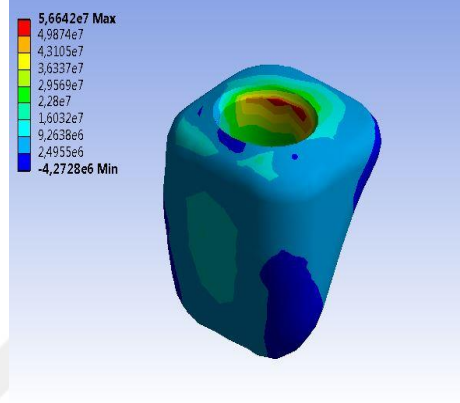
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum Von Mises gerilme değerleri kron boyun bölgesinde ve 81,5440 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.43. : Grup PM İçin Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

#### 4.1.3.14. Grup PM İçin Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

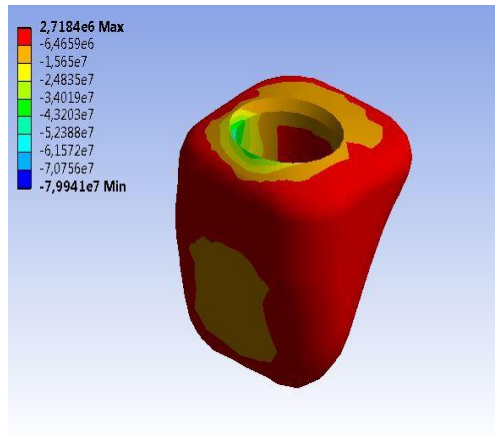
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum principal gerilme değerleri kron boyun bölgesinde ve 56,6420 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.44. : Grup PM İçin Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.3.15. Grup PM İçin Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda minimum principal gerilme değerleri kron boyun bölgesinde ve -79,9410 MPa olarak ölçülmüştür.



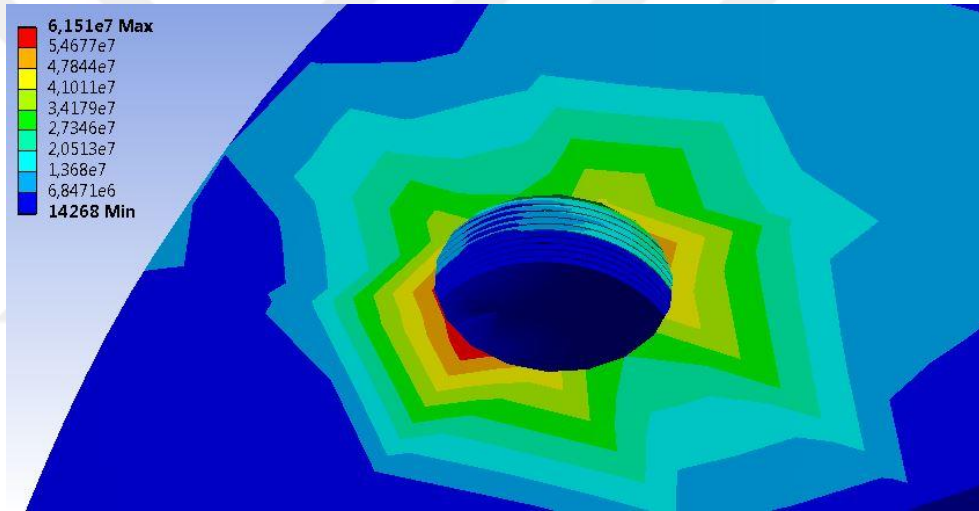
Şekil 4.45. : Grup PM İçin Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.4. Grup PP İçin Elde Edilen Bulgular

Grup TM, maksilla etrafında 1 mm kortikal kemik olacak şekilde Tip 3 özelliğe sahip spongiöz kemik, sol ön kesici diş bölgesine yerleştirilmiş 10,5 mm boyunda 3,8 mm çapında titanyum implant, PEEK abutment, titanyum vida ile PEEK kromdan oluşmaktadır.

##### 4.1.4.1. Grup PP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum Von Mises gerilme değerleri kemiğin boyun bölgesinde ve 61,5100 MPa olarak ölçülmüştür.

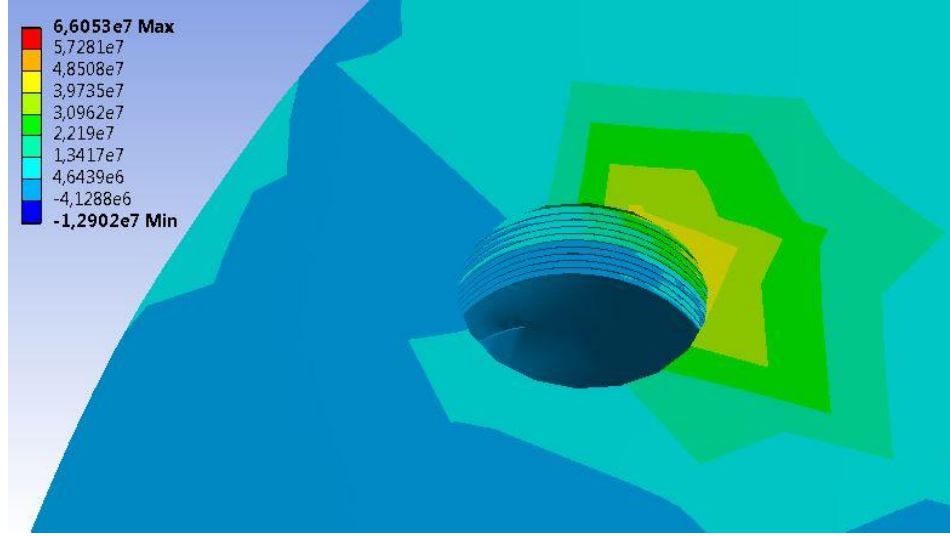


Şekil 4.46. : Grup PP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

##### 4.1.4.2. Grup PP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum principal gerilme değerleri kemiğin boyun bölgesinde ve 66,0530 MPa olarak ölçülmüştür.

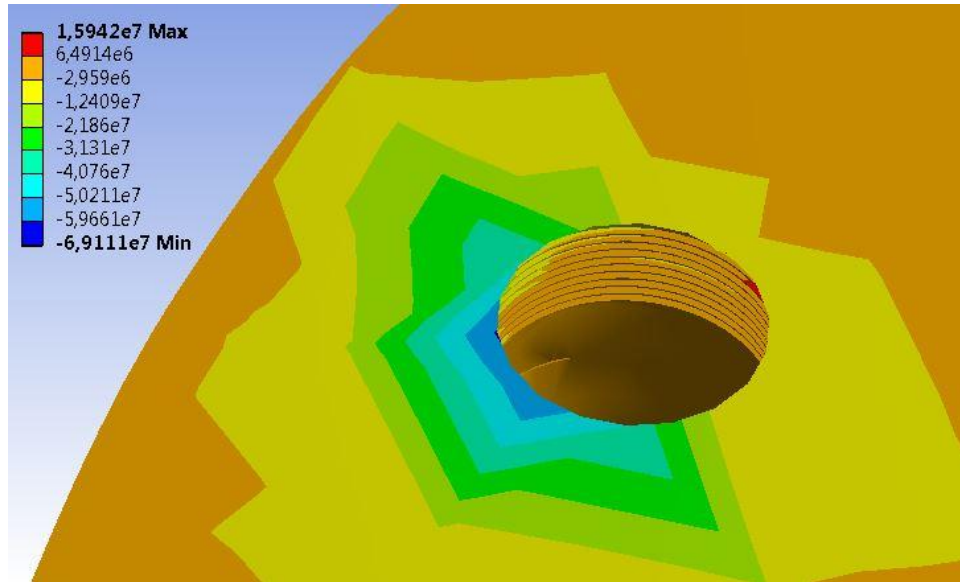




Şekil 4.47. : Grup PP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.4.3. Grup PP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

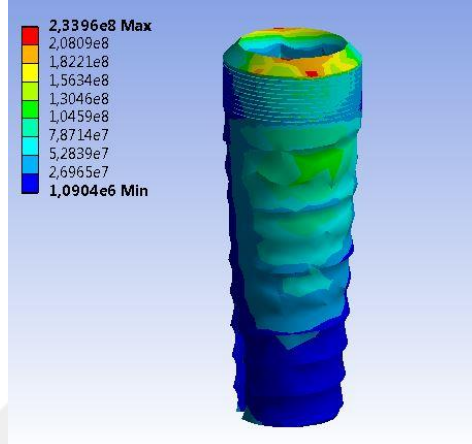
Palatinal yüzeye  $45^\circ$  oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda minimum principal gerilme değerleri kemiğin boyun bölgesinde ve  $-69,1110$  MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.48. : Grup PP İçin Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.4.4. Grup PP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

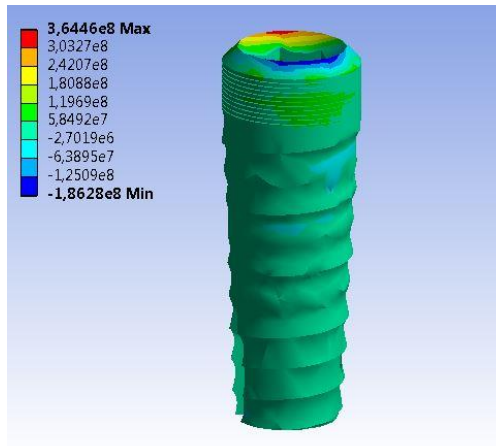
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum Von Mises gerilme değerleri implantın boyun bölgesinde ve 233,960 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.49. : Grup PP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

#### 4.1.4.5. Grup PP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

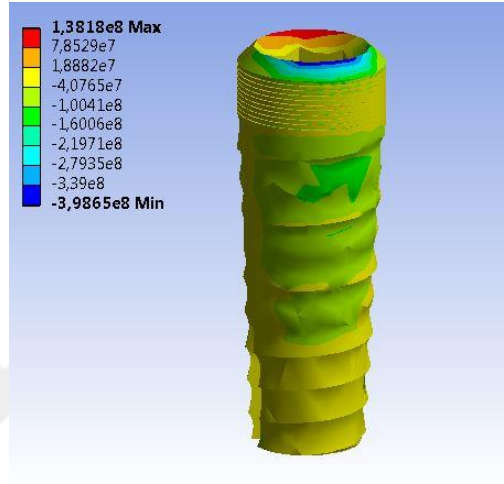
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum principal gerilme değerleri implantın boyun bölgesinde ve 364,460 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.50. : Grup PP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.4.6. Grup PP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

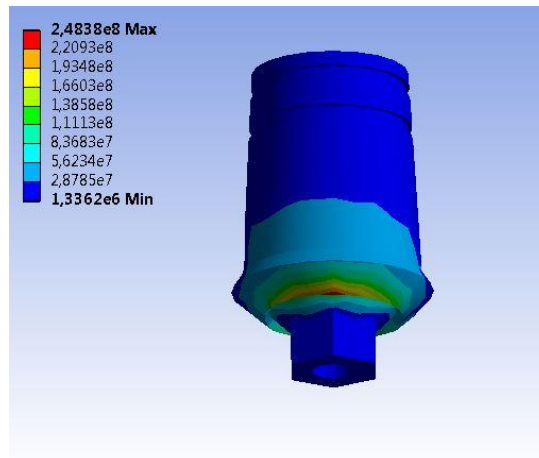
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda minimum principal gerilme değerleri implantın boyun bölgesinde ve -398,650 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.51. : Grup PP İçin İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.4.7. Grup PP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

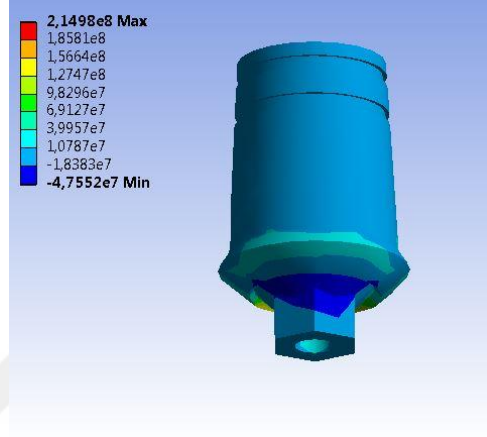
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum Von Mises gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi ve 248,380 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.52. : Grup PP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

#### 4.1.4.8. Grup PP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

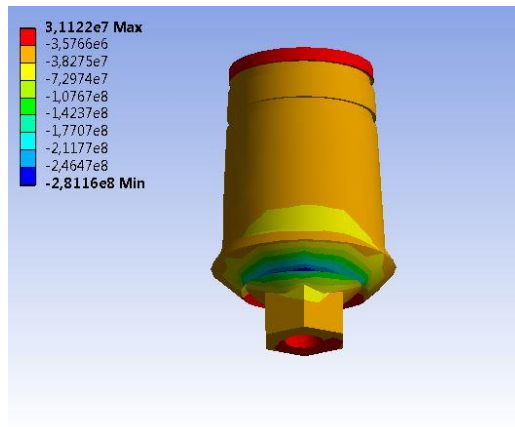
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum principal gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi 214,980 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.53. : Grup PP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.4.9. Grup PP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

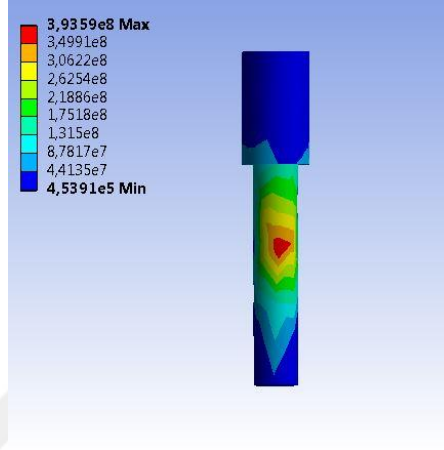
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda minimum principal gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi -281,160 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.54. : Grup PP İçin Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.4.10. Grup PP İçin Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

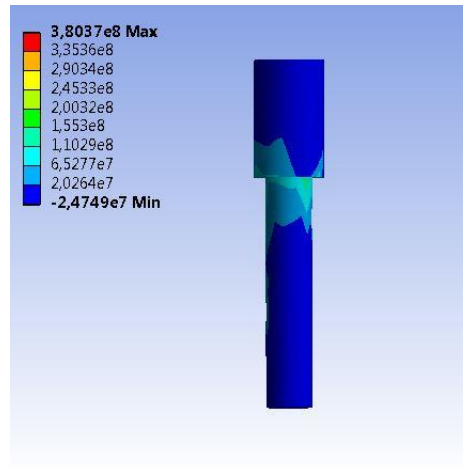
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum Von Mises gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi ve 393,590 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.55. : Grup PP İçin Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

#### 4.1.4.11. Grup PP İçin Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

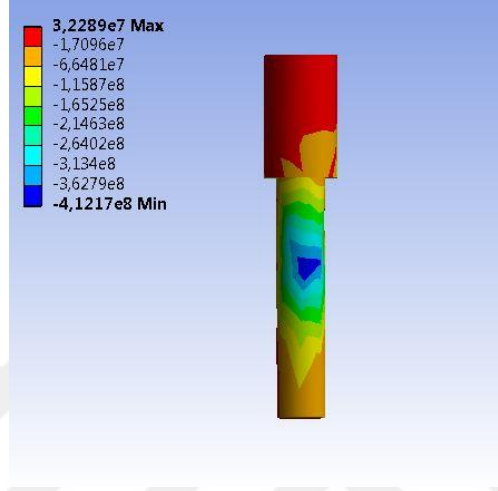
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum principal gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi ve 380,370 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.56. : Grup PP İçin Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.4.12. Grup PP İçin Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

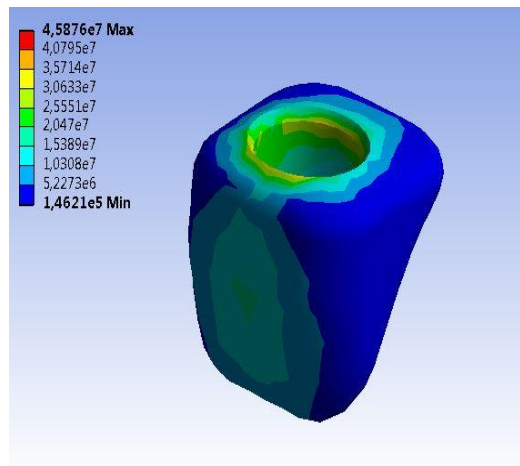
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda minimum principal gerilme değerleri şekilde görüldüğü gibi -412,170 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.57. : Grup PP İçin Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.4.13. Grup PP İçin Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

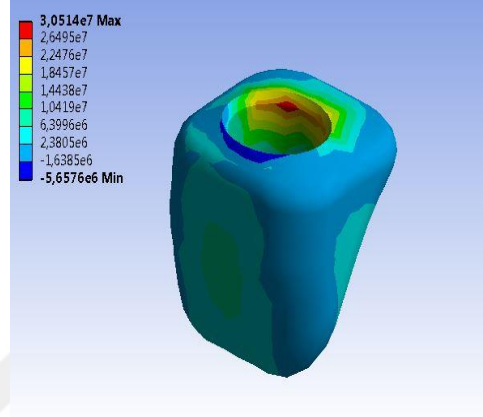
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum Von Mises gerilme değerleri kronun boyun bölgesinde ve 45,8760 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.58. : Grup PP İçin Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

#### 4.1.4.14. Grup PP İçin Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

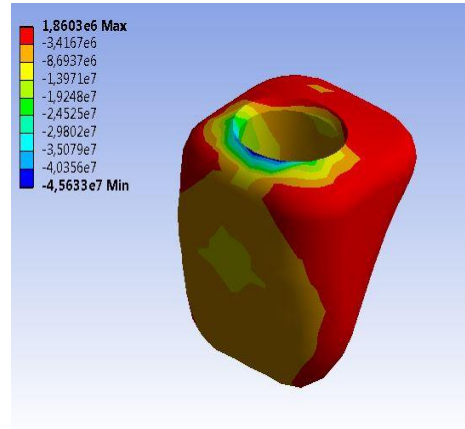
Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda maksimum principal gerilme değerleri kronun boyun bölgesinde ve 30,5140 MPa olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.59. : Grup PP İçin Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri

#### 4.1.4.15. Grup PP İçin Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

Palatinal yüzeye 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanması sonucunda minimum principal gerilme değerleri kronun boyun bölgesinde ve -45,6330 MPa olarak ölçülmüştür.

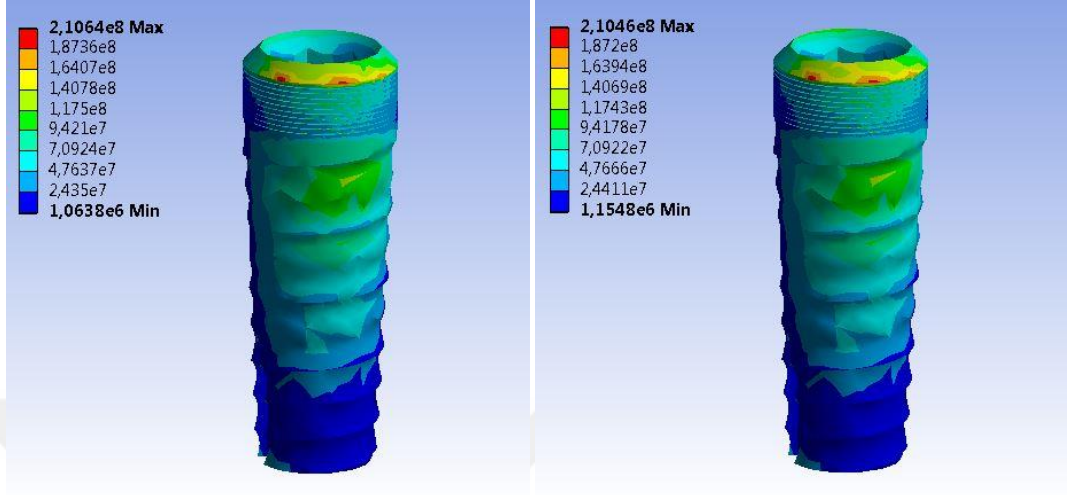


Şekil 4.60. : Grup PP İçin Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerleri

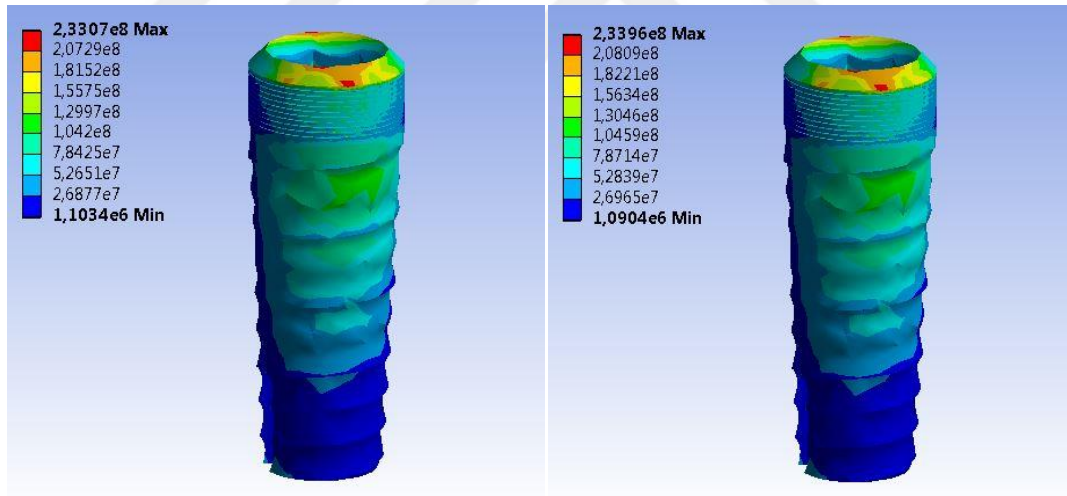


## 4.2. Oblik Kuvvet Uygulaması Sonucu Elde Edilen Bulguların Karşılaştırılması

### 4.2.1. İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması



Şekil 4.61. : İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM-TP



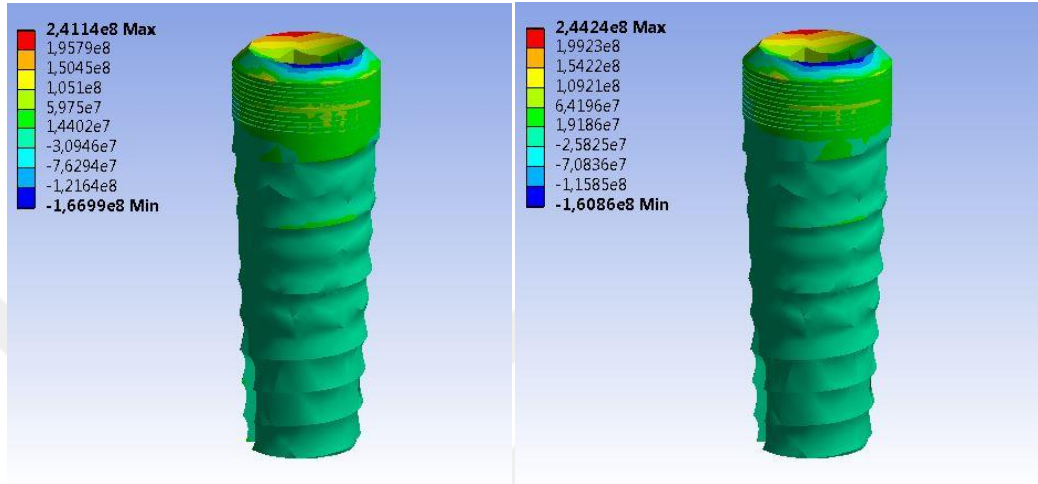
Şekil 4.62. : İmplant Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM-PP

Her 4 grup için implantlar üzerindeki Von Mises gerilmelerinin implantların boyun bölgelerinde meydana geldiği gözlenmiştir. PEEK abutment kullanılan implantlar üzerinde meydana gelen gerilmelerin titanyum abutment kullanılan implantlar üzerinde meydana gelen gerilmelere göre daha yüksek olduğu belirlenmiştir. İmplant üzerindeki stres değerleri açısından, üst yapı olarak metal

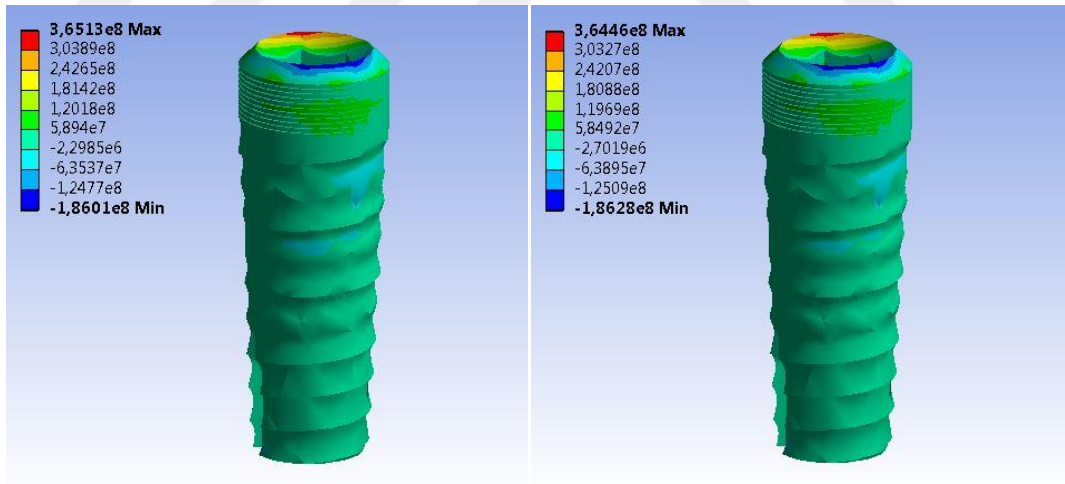


destekli porselen ve PEEK materyallerinin kullanıldığı gruplar arasında belirgin bir fark bulunamamıştır.

#### 4.2.2. İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması



Şekil 4.63. : İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM-TP

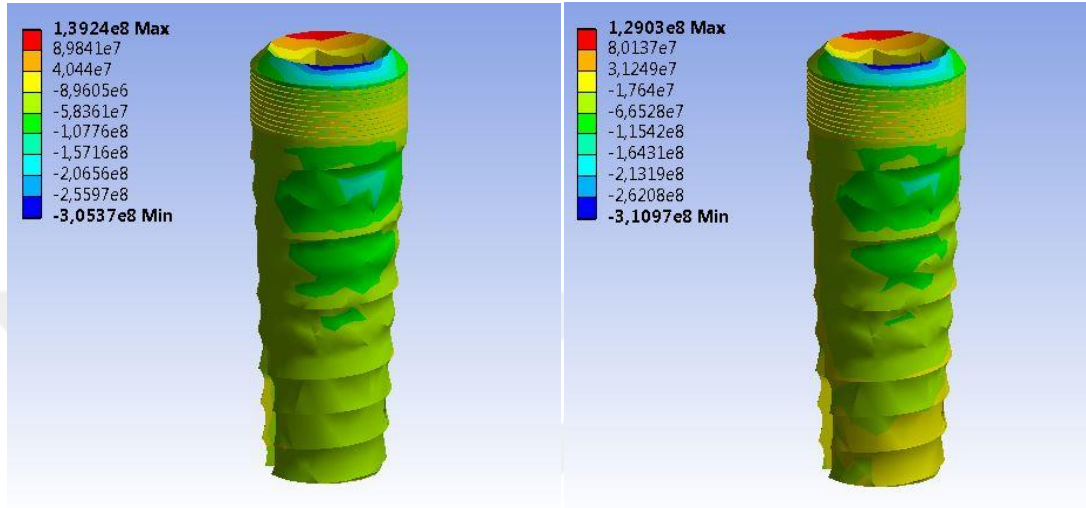


Şekil 4.64. : İmplant Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM-PP

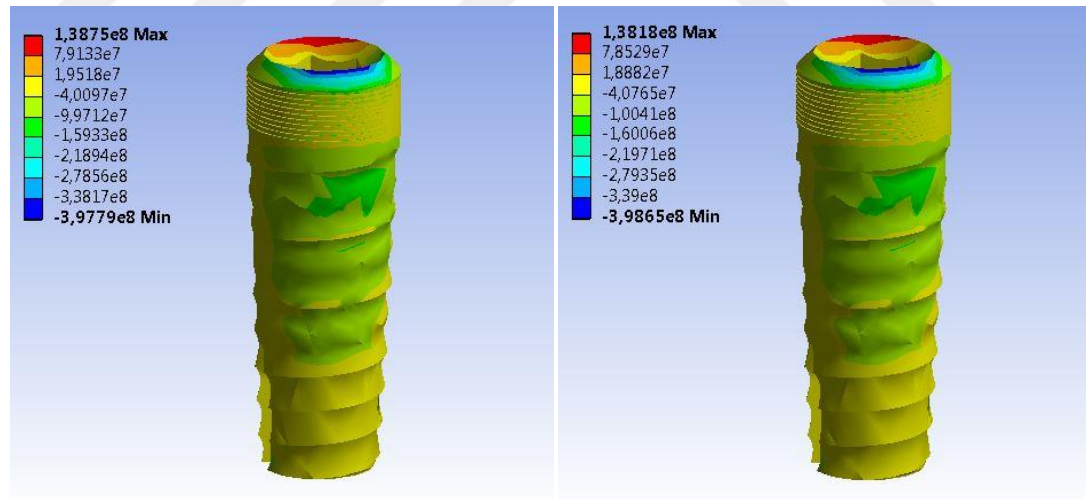
Her 4 grup için implantlar üzerindeki maksimum principal gerilmelerinin implantların boyun bölgelerinde meydana geldiği gözlenmiştir. PEEK abutment kullanılan implantlar üzerinde meydana gelen gerilmelerin titanyum abutment kullanılan implantlar üzerinde meydana gelen gerilmelere göre daha yüksek olduğu belirlenmiştir. İmplant üzerindeki maksimum principal stres değerleri açısından, üst

yapı olarak metal destekli porselen ve PEEK materyallerinin kullanıldığı gruplar arasında belirgin bir fark bulunamamıştır.

#### 4.2.3. İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması



Şekil 4.65. : İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM-TP

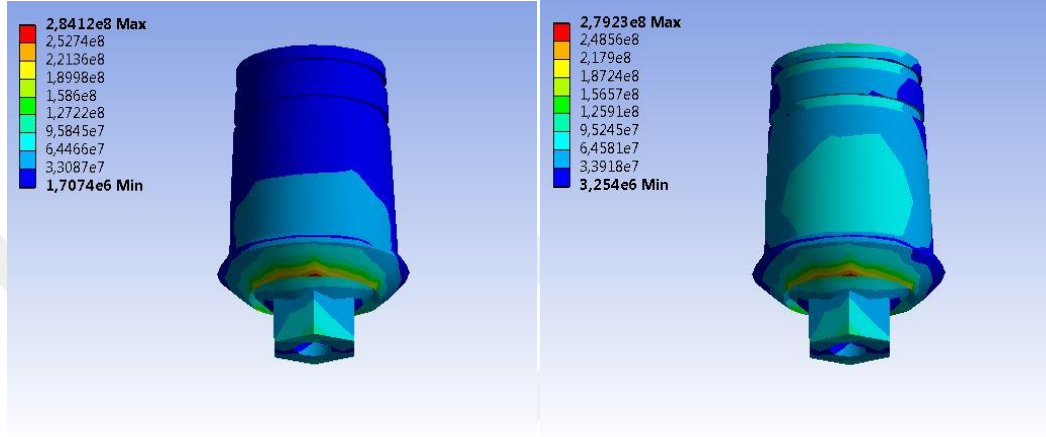


Şekil 4.66. : İmplant Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM-PP

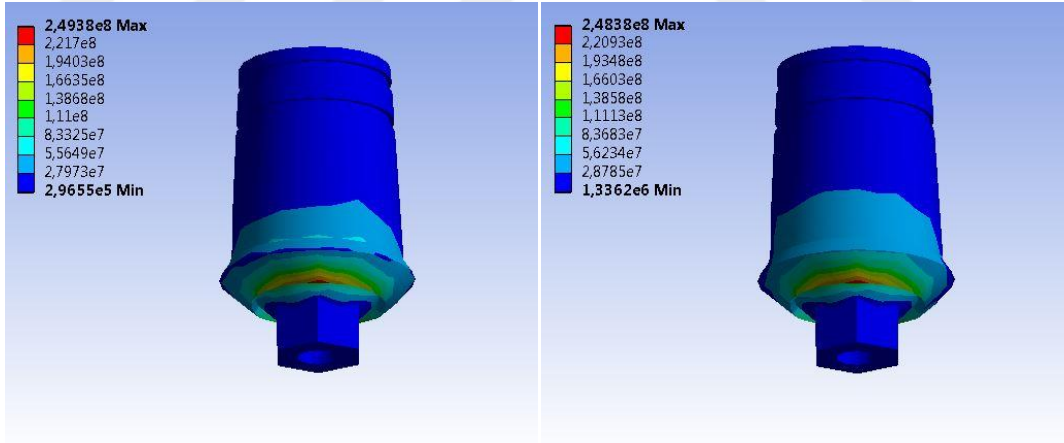
Her 4 grup için implantlar üzerindeki minimum principal gerilmelerinin implantların boyun bölgelerinde meydana geldiği gözlenmiştir. PEEK abutment kullanılan implantlar üzerinde meydana gelen gerilmelerin titanyum abutment kullanılan implantlar üzerinde meydana gelen gerilmelere göre daha yüksek olduğu

belirlenmiştir. İmplant üzerindeki stres değerleri açısından, üst yapı olarak metal destekli porselen kullanılan gruplardaki minimum principal stres değerleri PEEK materyallerinin kullanıldığı gruplardan daha düşük bulunmuştur.

#### 4.2.4. Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması



Şekil 4.67. : Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP

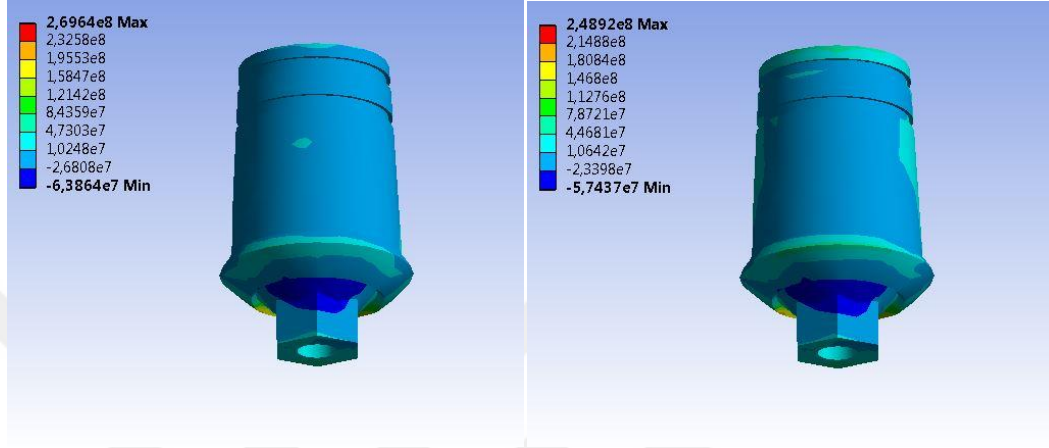


Şekil 4.68. : Abutment Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP

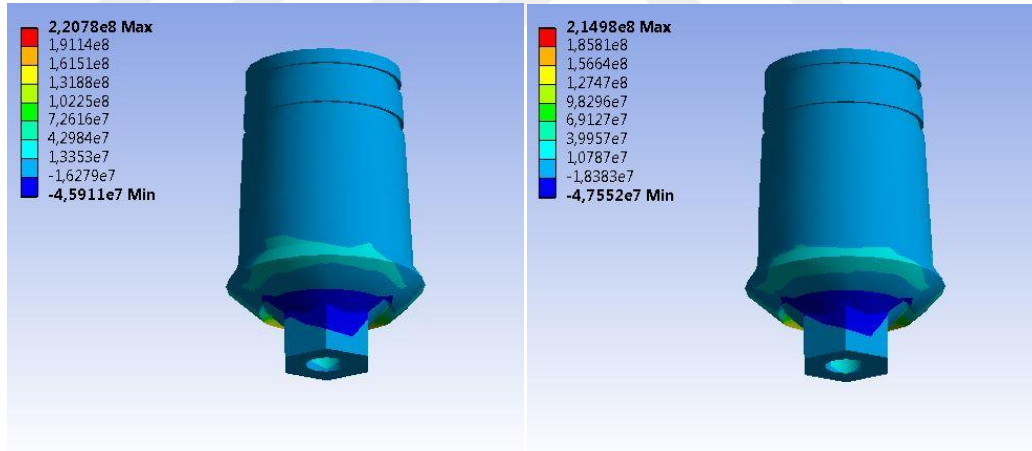
Her 4 grup için abutmentlar üzerindeki Von Mises gerilmelerinin abutmentların implant birleşim bölgelerinde meydana geldiği gözlenmiştir. Titanyum abutmentlar üzerinde meydana gelen gerilmelerin PEEK abutmentlar üzerinde meydana gelen gerilmelere göre daha yüksek olduğu, ayrıca titanyum abutmentlar

arasında da Grup TM'nin daha yüksek gerilmelere sahip olduğu belirlenmiştir. PEEK abutmentlar arasında ise belirgin bir fark bulunamamıştır.

#### 4.2.5. Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması



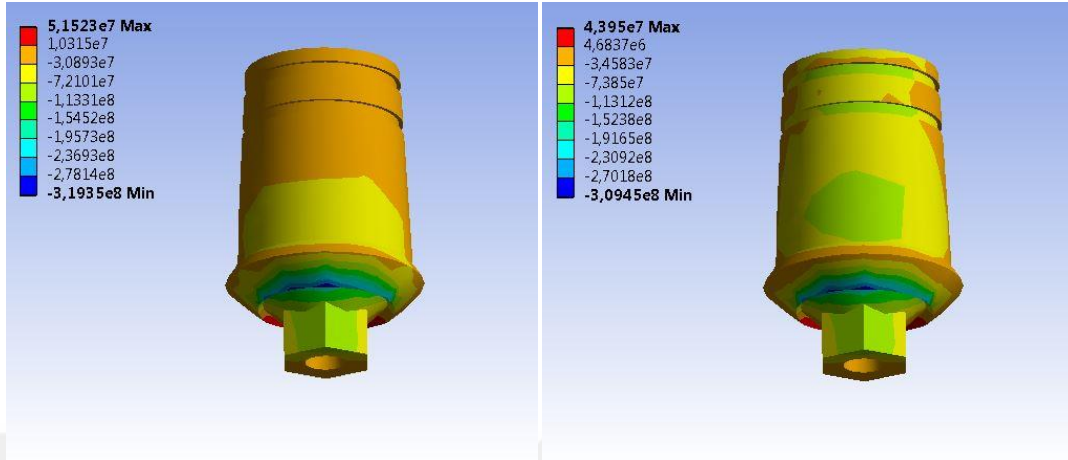
Şekil 4.69. : Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Pricipal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP



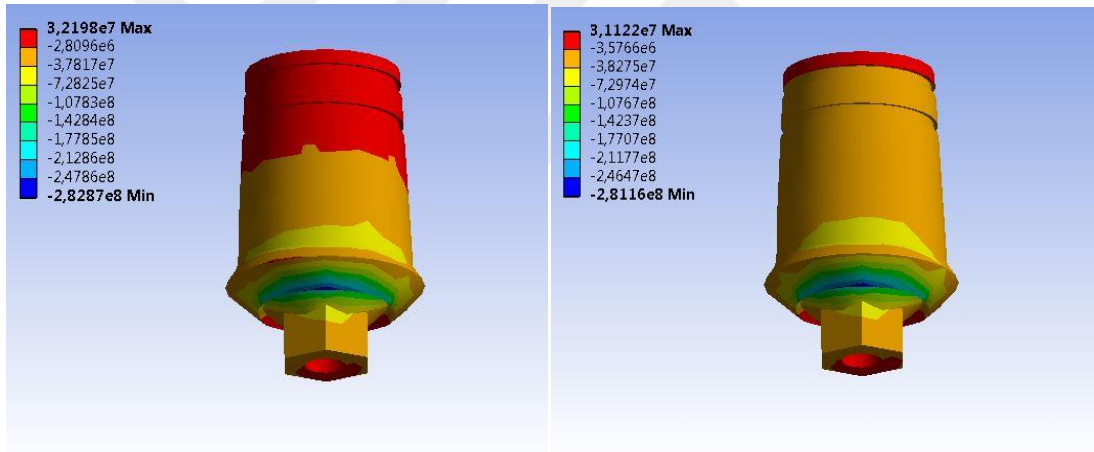
Şekil 4.70. : Abutment Üzerinde Oluşan Maksimum Pricipal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP

Her 4 grup için abutmentlar üzerindeki maksimum principal gerilmelerin abutmentların boyun bölgelerinde meydana geldiği gözlenmiştir. PEEK abutmentların üzerinde meydana gelen gerilmelerin titanyum abutmentlar üzerinde meydana gelen gerilmelere göre daha düşük olduğu belirlenmiştir. En yüksek gerilme Grup TM'de, en düşük gerilme ise Grup PP'de görülmüştür.

#### 4.2.6. Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması



Şekil 4.71. : Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Pricipal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP

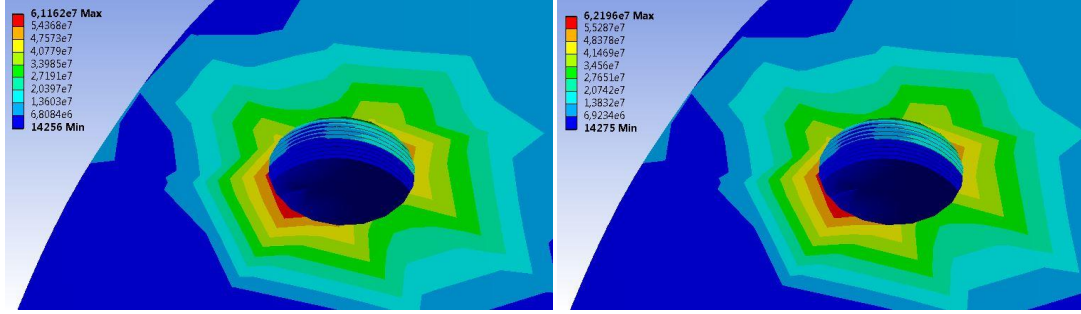


Şekil 4.72. : Abutment Üzerinde Oluşan Minimum Pricipal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP

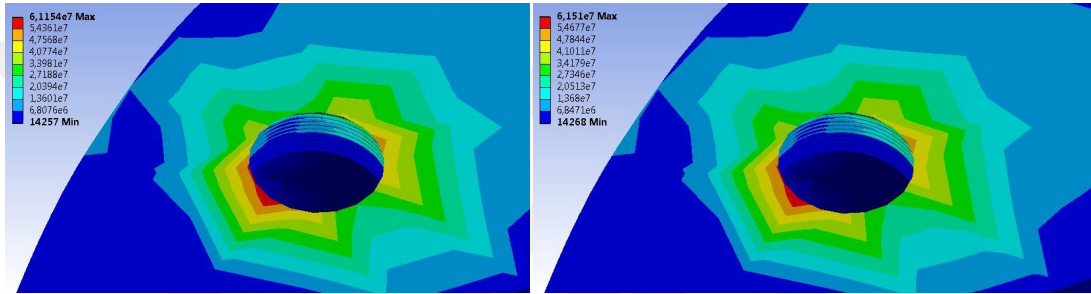
Her 4 grup için abutmentler üzerindeki minimum principal gerilmelerin abutmentlerin boyun bölgelerinde meydana geldiği gözlenmiştir. PEEK abutmentlerin üzerinde meydana gelen gerilmelerin titanyum abutmentler üzerinde meydana gelen gerilmelere göre daha düşük olduğu belirlenmiştir. En yüksek gerilme Grup TM’de, en düşük gerilme ise Grup PP’de görülmüştür.



#### 4.2.7. Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması



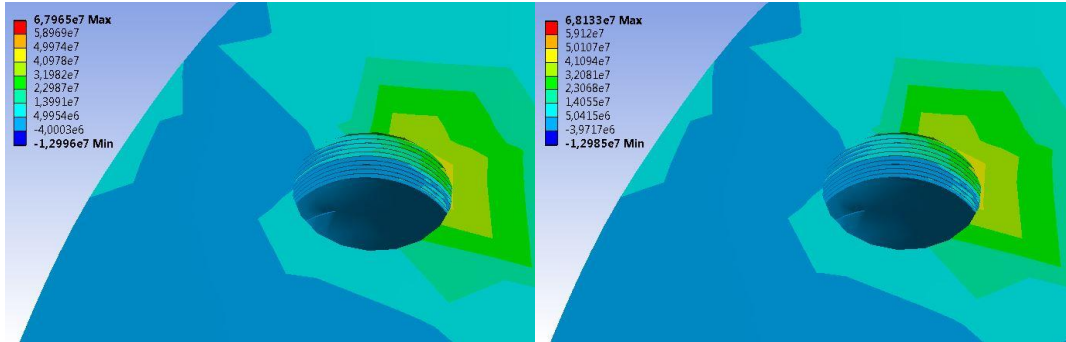
Şekil 4.73. : Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP



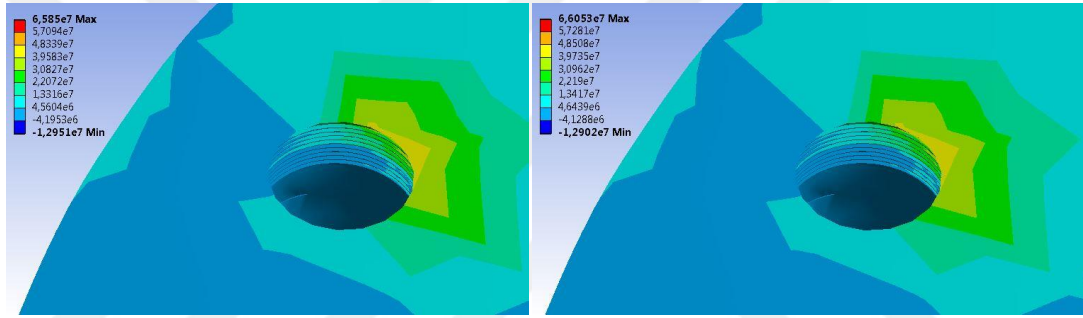
Şekil 4.74. : Kemik Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP

Her 4 grup için kemik üzerindeki Von Mises gerilmelerinin kortikal kemikte meydana geldiği gözlenmiştir. Her 4 grup için meydana gelen Von Mises gerilmelerinin birbirine çok yakın olduğu görülmüştür. Kemik üzerindeki stres değerleri açısından, üst yapı olarak metal destekli porselen kullanılan gruplardaki Von Mises stres değerleri, PEEK materyallerinin kullanıldığı gruplardan daha düşük bulunmuştur.

#### 4.2.8. Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması



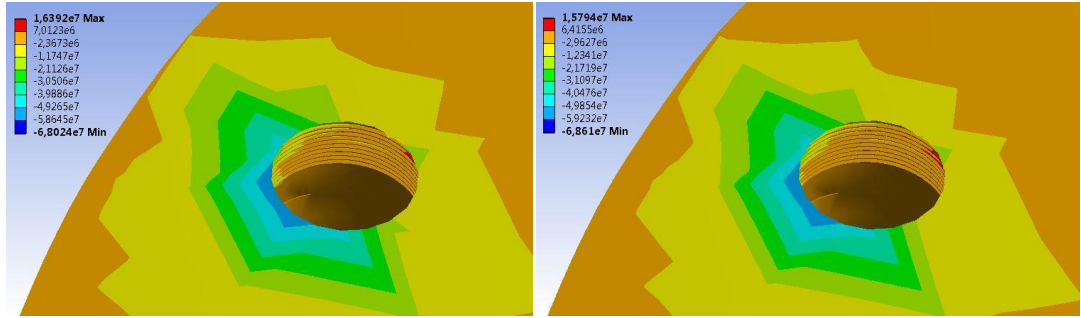
Şekil 4.75. : Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP



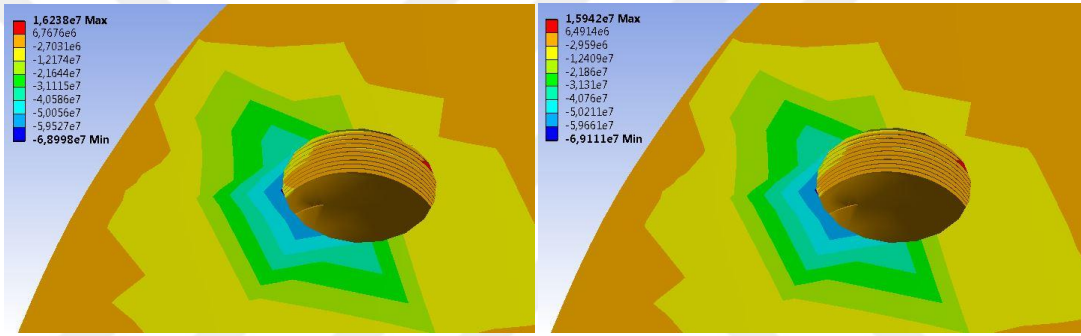
Şekil 4.76. : Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP

Her 4 grup için kemik üzerindeki maksimum principal gerilmelerinin kortikal kemikte meydana geldiği gözlenmiştir. Her 4 grup için meydana gelen maksimum principal gerilmelerinin birbirine yakın olduğu, fakat PEEK abutment kullanılan modellerdeki maksimum principal gerilmelerin titanyum abutment kullanılan gruplara göre daha düşük olduğu görülmüştür. Kemik üzerindeki stres değerleri açısından, üst yapı olarak metal destekli porselen kullanılan gruplardaki maksimum principal stres değerleri PEEK materyallerinin kullanıldığı gruplardan daha düşük bulunmuştur.

#### 4.2.9. Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması



Şekil 4.77. : Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM-TP

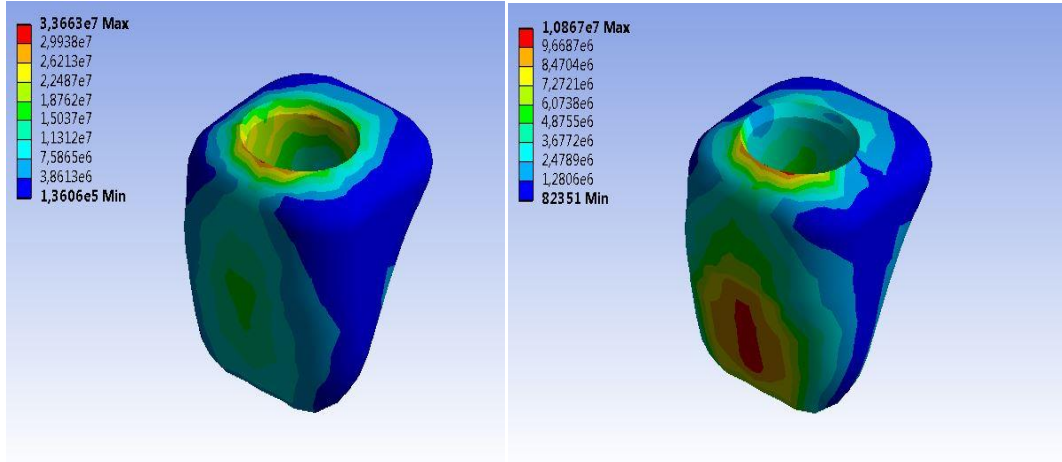


Şekil 4.78. : Kemik Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM-PP

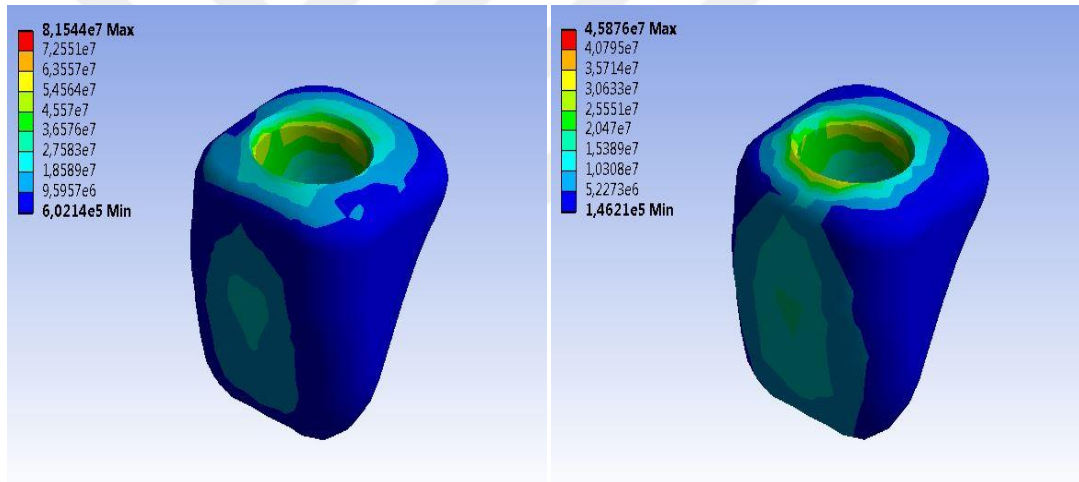
Her 4 grup için kemik üzerindeki minimum principal gerilmelerinin kortikal kemikte meydana geldiği gözlenmiştir. Her 4 grup için meydana gelen minimum principal gerilmelerinin birbirine yakın olduğu, fakat titanyum abutment kullanılan modellerdeki maksimum principal gerilmelerin PEEK abutment kullanılan gruplara göre daha düşük olduğu görülmüştür. Kemik üzerindeki stres değerleri açısından, üst yapı olarak metal destekli porselen kullanılan gruplardaki minimum principal stres değerleri PEEK materyallerinin kullanıldığı gruplardan daha düşük bulunmuştur.



#### 4.2.10. Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması



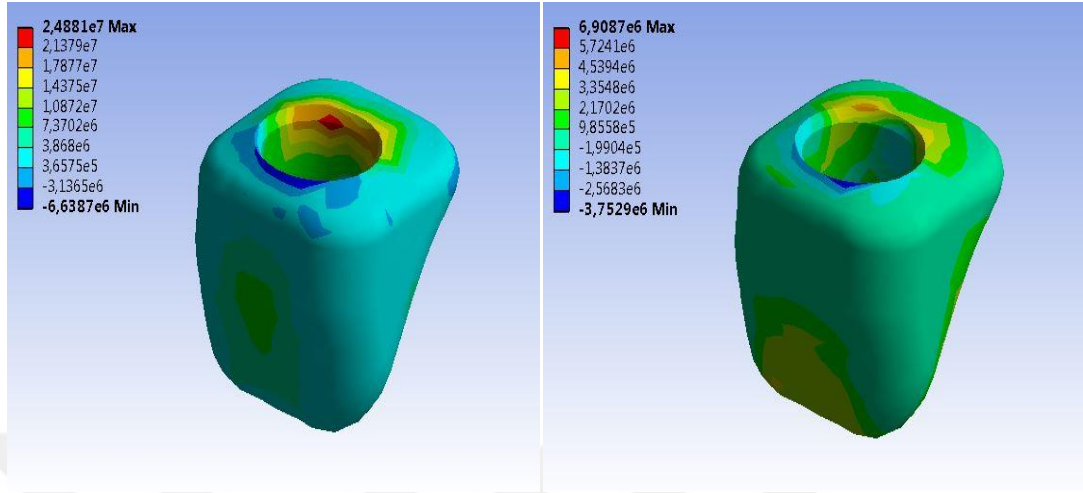
Şekil 4.79. : Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP



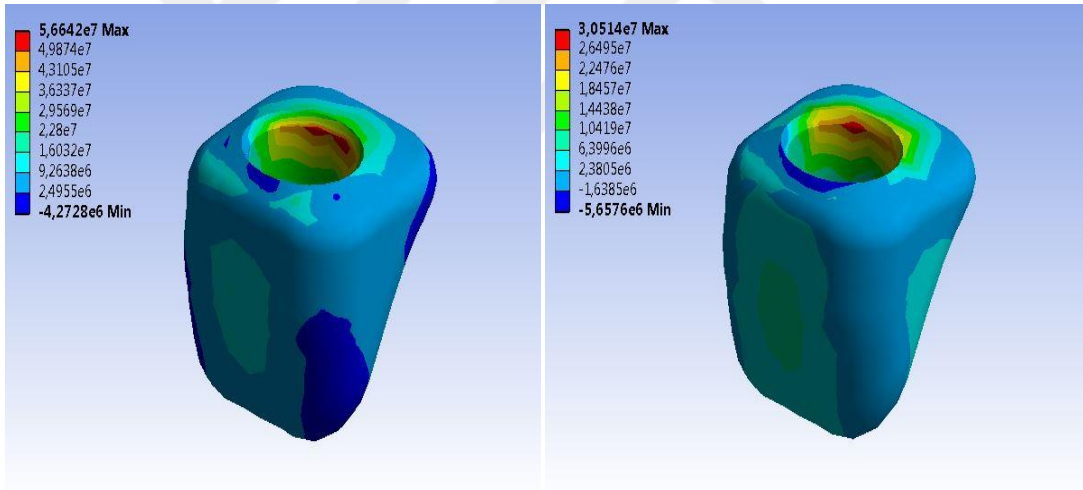
Şekil 4.80. : Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP

Titanyum abutment kullanılan kronlarda meydana gelen Von Mises gerilmelerin PEEK abutment kullanılan kronlarda meydana gelen gerilmelere göre daha düşük olduğu gözlenmiştir. Üst yapı olarak PEEK materyali kullanılan gruplardaki Von Mises gerilmeleri metal destekli porselenin kullanıldığı gruplardan daha düşük bulunmuştur. Böylece en düşük Von Mises gerilmeleri Grup TP’de en yüksek Von Mises gerilmeleri ise Grup PM’de görülmüştür.

#### 4.2.11. Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması



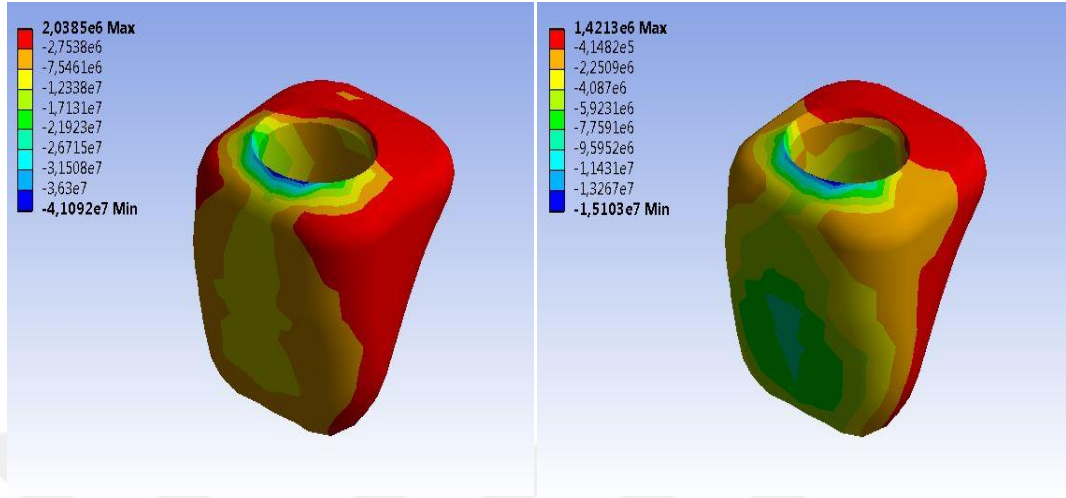
Şekil 4.81. : Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP



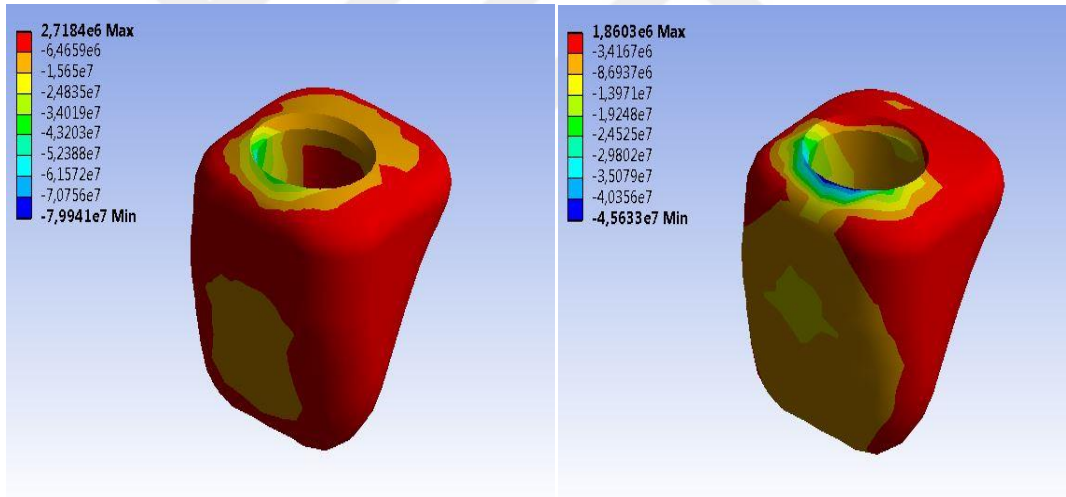
Şekil 4.82. : Kron Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP

Titanyum abutment kullanılan kronlarda meydana gelen maksimum principal stres değerlerinin PEEK abutment kullanılan kronlarda meydana gelen gerilmelere göre daha düşük olduğu gözlenmiştir. Üst yapı olarak PEEK materyali kullanılan gruplardaki maksimum principal stres değerlerinin metal destekli porselenin kullanıldığı gruplardan daha düşük bulunmuştur. Böylece en düşük maksimum principal stres değerleri Grup TP’de en yüksek maksimum principal stres değerleri ise Grup PM’de görülmüştür.

#### 4.2.12. Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması



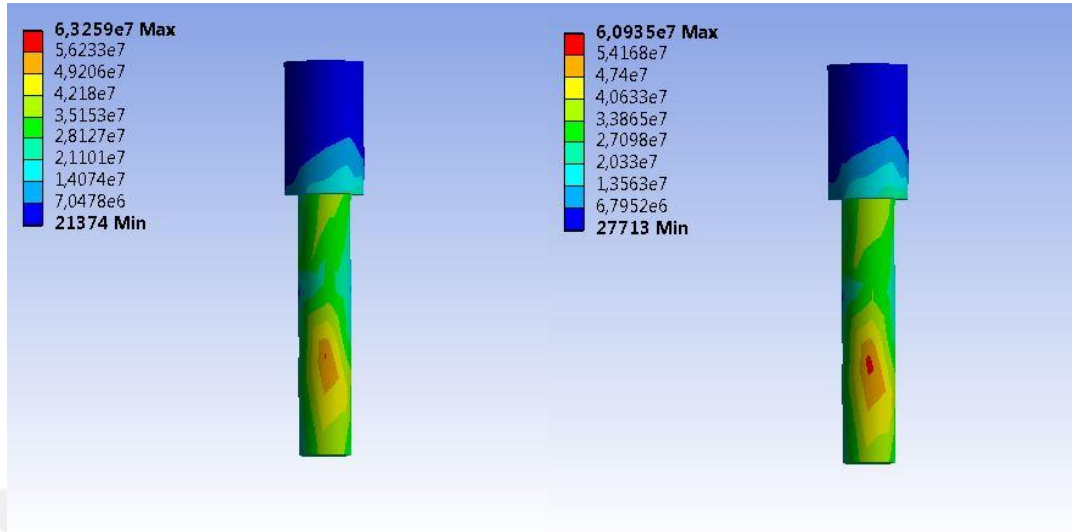
Şekil 4.83. : Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM-TP



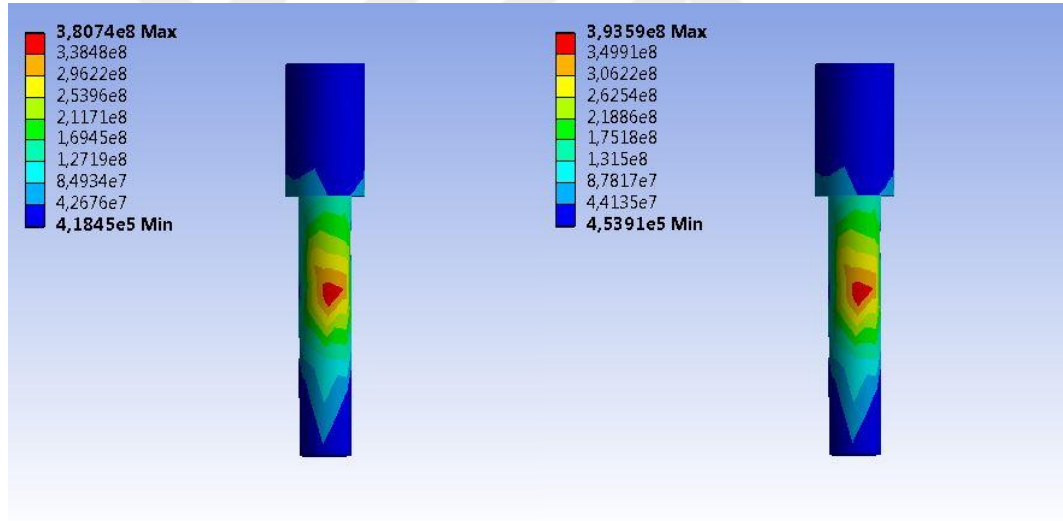
Şekil 4.84. : Kron Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM-PP

Titanyum abutment kullanılan kronlarda meydana gelen minimum principal stres değerlerinin PEEK abutment kullanılan kronlarda meydana gelen gerilmelere göre daha düşük olduğu gözlenmiştir. Üst yapı olarak PEEK materyali kullanılan gruplardaki minimum principal stres değerlerinin metal destekli porselenin kullanıldığı gruplardan daha düşük bulunmuştur. Böylece en düşük minimum principal stres değerleri Grup TP'de en yüksek minimum principal stres değerleri ise Grup PM'de görülmüştür.

#### 4.2.13. Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması



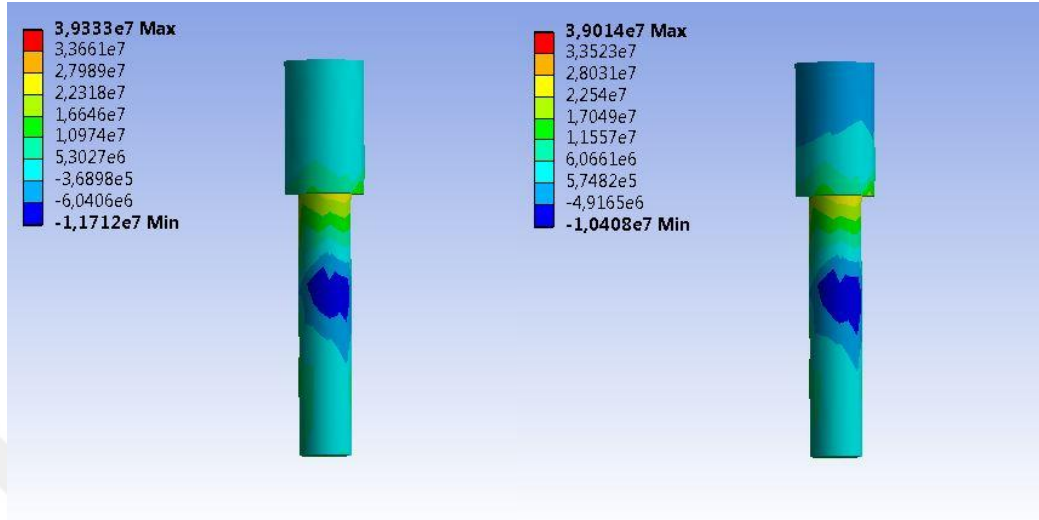
Şekil 4.85. : Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP



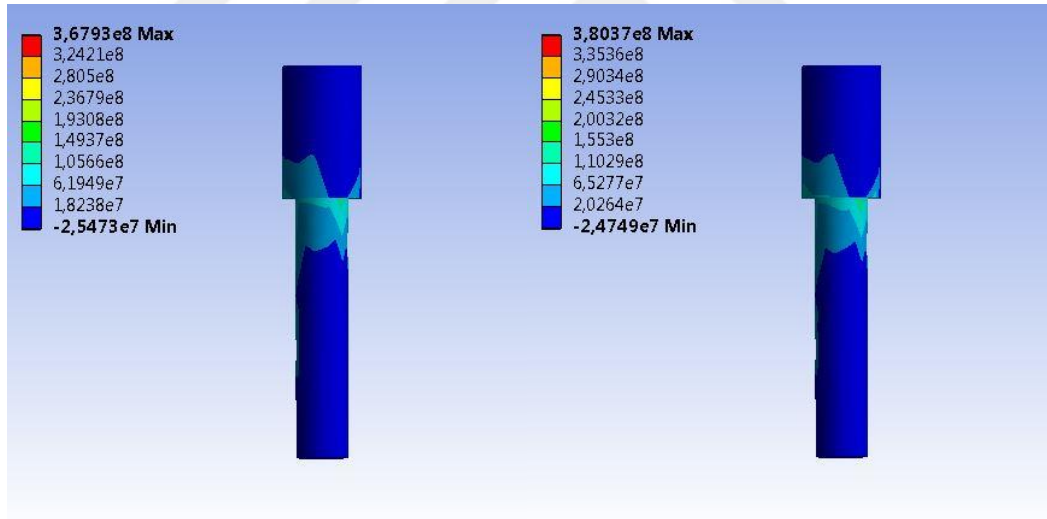
Şekil 4.86. : Vida Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP

Titanyum abutment kullanılan vidalarda meydana gelen Von Mises gerilmelerinin PEEK abutment kullanılan vidalarda meydana gelen Von Mises gerilmelerine göre çok daha düşük olduğu gözlenmiştir. Titanyum abutment kullanılan gruplarda PEEK krandan yapılan model, PEEK abutment kullanılan grupta ise metal destekli porcelende üretilmiş modelde, vidalarda meydana gelen Von Mises stres değerleri daha düşük görülmüştür.

#### 4.2.14. Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması



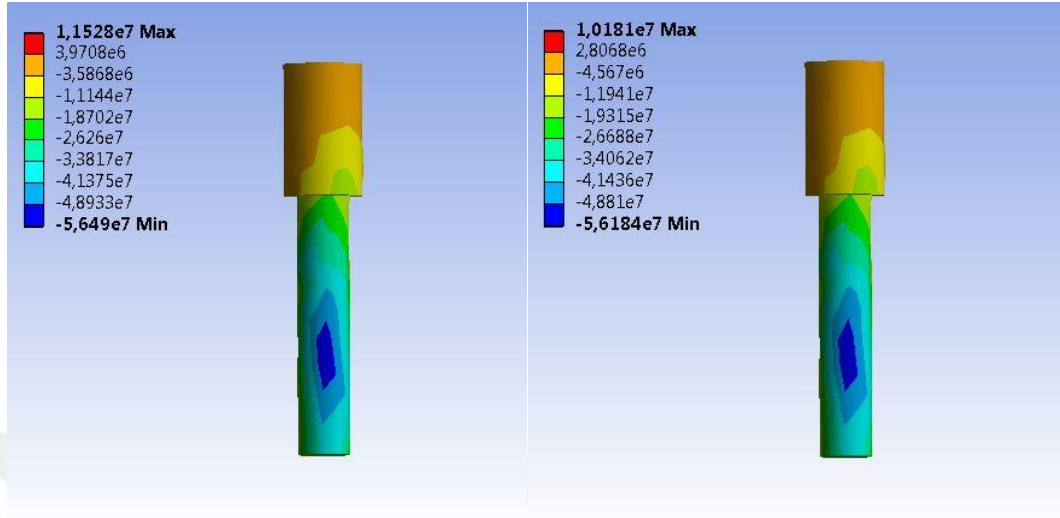
Şekil 4.87. : Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM-TP



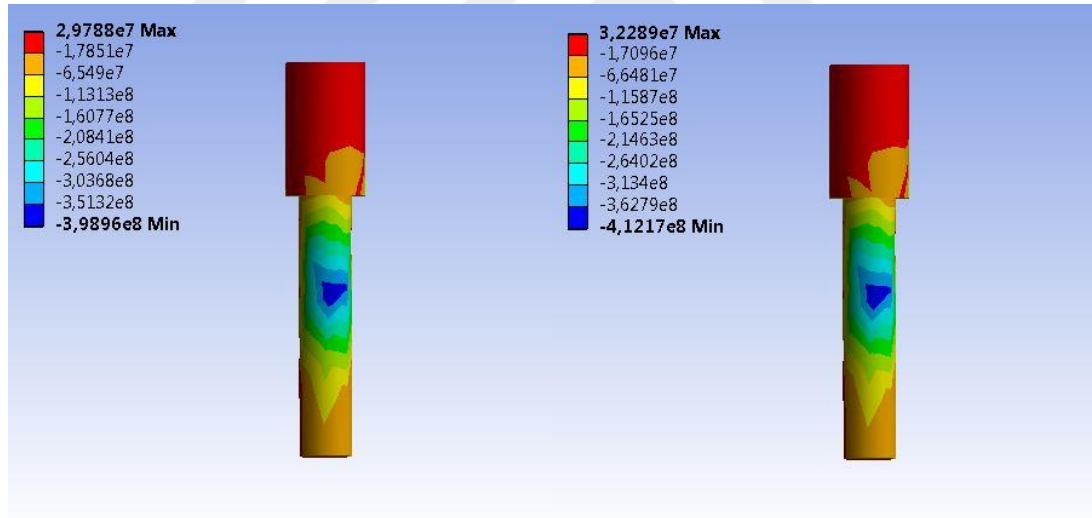
Şekil 4.88. : Vida Üzerinde Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM-PP

Titanyum abutment kullanılan vidalarda meydana gelen maksimum principal stres değerlerinin peek abutment kullanılan vidalarda meydana gelen maksimum principal stres değerlerine göre daha düşük olduğu gözlenmiştir. Titanyum abutment kullanılan gruplarda PEEK krandan yapılan model, PEEK abutment kullanılan grupta ise metal destekli porselende üretilmiş modelde vidalarda meydana gelen maksimum principal stres değerleri daha düşük görülmüştür.

#### 4.2.15. Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması



Şekil 4.89. : Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup TM–TP



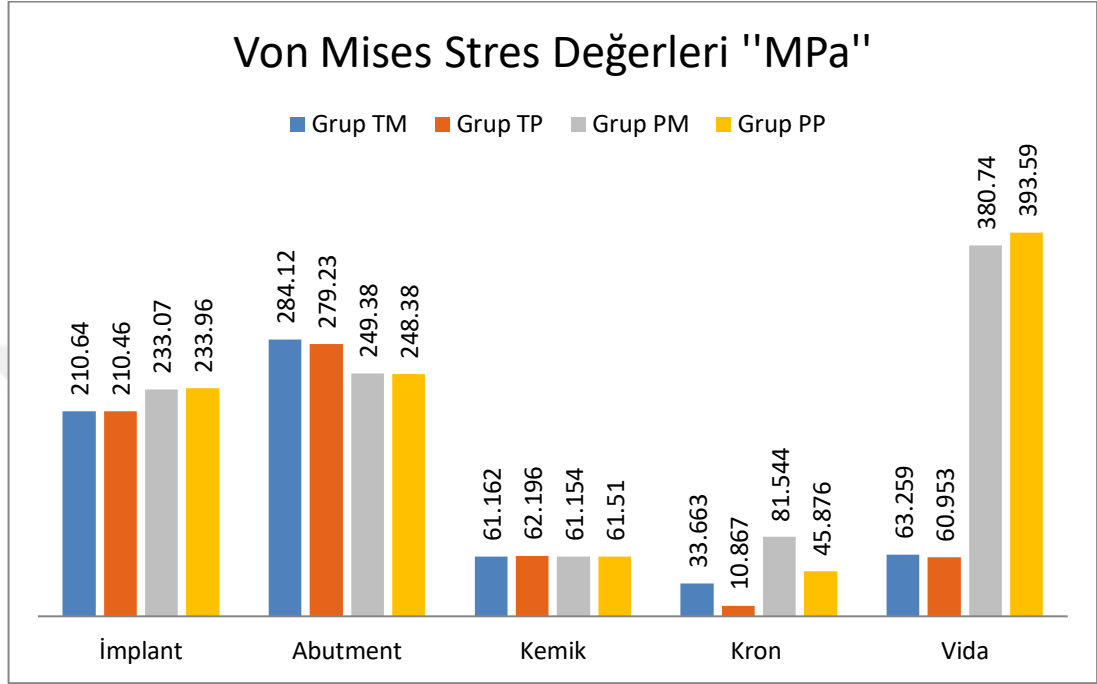
Şekil 4.90. : Vida Üzerinde Oluşan Minimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması Grup PM–PP

Titanyum abutment kullanılan vidalarda meydana gelen minimum principal stres değerlerinin peek abutment kullanılan vidalarda meydana gelen minimum principal stres değerlerine göre daha düşük olduğu gözlenmiştir. Titanyum abutment kullanılan gruplarda PEEK kromdan yapılan model, PEEK abutment kullanılan



grupta ise metal destekli porselende üretilmiş modelde vidalarda meydana gelen minimum principal stres değerleri daha düşük görülmüştür.

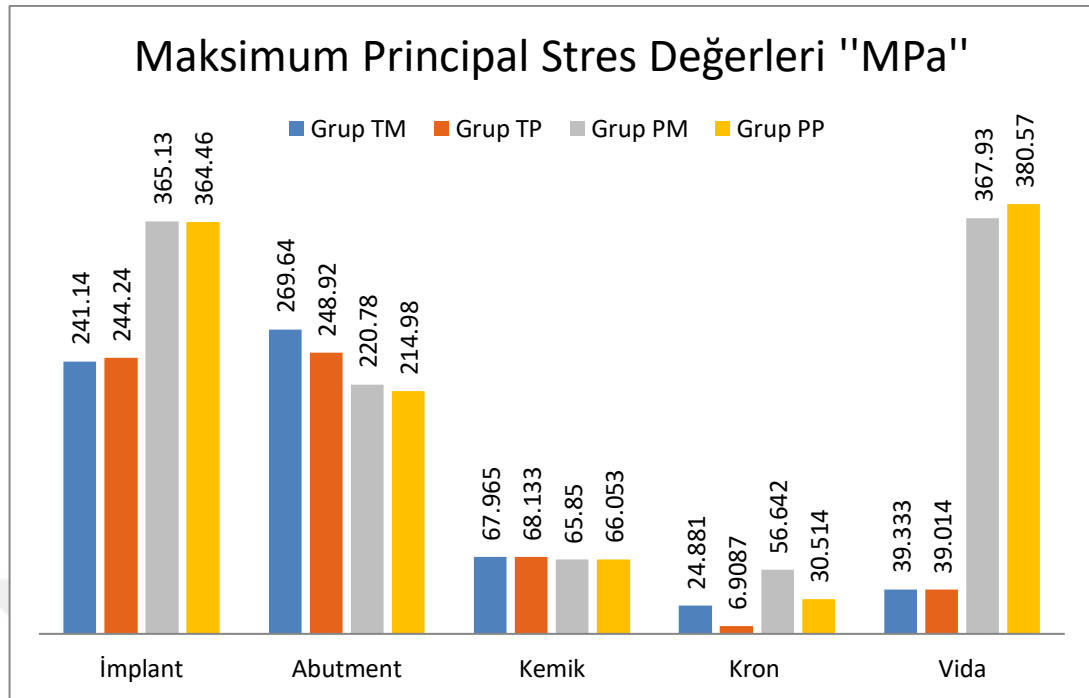
#### 4.3. Tüm Grupların Stres Değerleri Grafikleri ve Tabloları



**Şekil 4.91. : Tüm Grupların Von Mises Stres Değerleri Grafiği**

	İmplant	Abutment	Kemik	Kron	Vida
Grup TM	210,64	284,12	61,162	33,663	63,259
Grup TP	210,46	279,23	62,196	10,867	60,953
Grup PM	233,07	249,38	61,154	81,544	380,74
Grup PP	233,96	248,38	61,51	45,876	393,59

**Tablo 4.1. : Tüm Grupların Von Mises Stres Değerleri Tablosu**

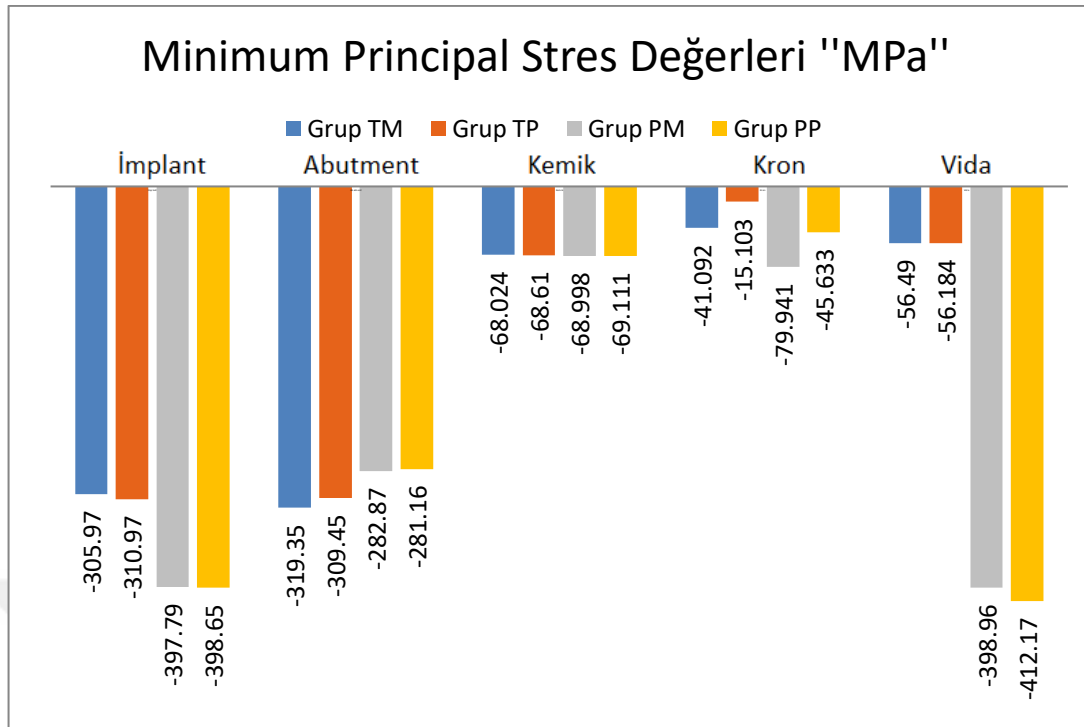


**Şekil 4.92. :** Tüm Grupların Maksimum Principal Stres Değerleri Grafiği

	İmplant	Abutment	Kemik	Kron	Vida
Grup TM	241,14	269,64	67,965	24,881	39,333
Grup TP	244,24	248,92	68,133	6,9087	39,014
Grup PM	365,13	220,78	65,85	56,642	367,93
Grup PP	364,46	214,98	66,053	30,514	380,57

**Tablo 4.2. :** Tüm Grupların Maksimum Principal Stres Değerleri Tablosu





**Şekil 4.93.** : Tüm Grupların Minimum Principal Stres Değerleri Grafiği

	İmplant	Abutment	Kemik	Kron	Vida
Grup TM	-305,97	-319,35	-68,024	-41,092	-56,49
Grup TP	-310,97	-309,45	-68,61	-15,103	-56,184
Grup PM	-397,79	-282,87	-68,998	-79,941	-398,96
Grup PP	-398,65	-281,16	-69,111	-45,633	-412,17

**Tablo 4.3.** : Tüm Grupların Minimum Principal Stres Değerleri Tablosu

## 5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde eksik dişlerin implant destekli protezlerle tedavi edilmesi gittikçe daha önemli bir seçenek olmaktadır. Komşu dişlerin madde kaybına uğratılmaması, alveol kemiğin devamlılığının sağlanması implantın önemli avantajlarından (166).

Dental implantların uzun ve kısa dönem başarılarında biyomekaniğin önemli paya sahip olduğuna dair birçok araştırma mevcuttur (119, 167, 168). Kemikteki stres dağılımını etkileyen etmenlerden; implant yapıldığı materyal, protetik materyaller implantın tasarımı, implantın krona olan oranı, implant-kemik ara yüzünün mekanizması ile ilgili çok sayıda araştırma gerçekleştirilmiştir (15, 130, 169, 170, 171). Başarısız olan implantların genellikle implant boyun bölgesi çevresinde kemik yıkımının olduğu belirtilmiştir. Bu yıkımları açıklamak amacıyla birçok deneysel ve klinik araştırma gerçekleştirilmiştir (167, 172, 173).

Dental implantlarda, implantların osseointegre olması sebebi ile implantın protetik bileşimine gelen yükler kemiğe iletilmektedir (174). Doğal dişler periodontal ligamanlardaki reseptörleri yoluyla üzerine gelen yükleri algılayabilirken, dental implantların bu tip bir mekanizması bulunmamaktadır (175). Bu sebeple implant planlamasında kuvvet iletimini etkileyebilecek faktörlerin göz önünde bulundurulması gerekir. İmplant kemik beraberliğinin uzun süre korunması için streslerin kemiğe homojen dağılımının sağlanması gereklidir. Bu istekleri karşılayabilecek uygun dental implantlar ve protetik komponentler seçilmeye çalışılmalıdır (35).

Diş hekimliğinde kullanılabilen birçok stres analiz yöntemi mevcuttur. (143, 144) Bu yöntemlerin ise bir takım dezavantajları bulunmaktadır. Kırılgan vernik metodu yapılan stres analizinde sayısal sonuçlar elde edilememektedir. Fotoelastik gerilme analizinde incelenen modellerin yapıldığı materyalin özellikleri gerçeğe uygun olmamaktadır. Gerinim ölçer yönteminde sadece ölçüm yapacak olan uçların yapıştırıldığı bölgelerde ölçüm yapılabilmektedir. Ayrıca lazer ışını ve radyoteleometri metotlarının uygulamasındaki zorluklar da sonlu elemanlar stres

analizi metodunu diğer metotlara daha üstün hale getirmektedir (16, 18, 156, 176, 177, 178, 179, 180)

Kemik, diş, periodonsiyum gibi canlı dokuların stres analizlerini, in vivo ve in vitro metodlar kullanarak gerçekleştirmek güçtür, hatta bazen olası değildir. Bundan dolayı, canlıya ait dokuların bilgisayar yardımıyla bazı programlardan faydalanarak modele edilmesi ve bu şekilde stres analizinin gerçekleştirilmesi yoluna gidilmektedir. Bunun yanında, kompleks geometrideki yapıların stres analizleri için de sonlu elemanlar stres analizi oldukça uygun bir metoddur. Tüm bunlara ilaveten, tekniğin doğruluğu, simule edilecek modellerin gerçeğe çok yakın geometriye sahip şekilde hazırlanmasına bağlıdır. Modelin geometrisinin karmaşıklığı arttıkça, incelenmek istenen yapının bilgisayar ortamına olduğu gibi transfer edip doğru bir test gerçekleştirmek oldukça zor olmaktadır. Sonlu elemanlar stres analizinde bütün, belirli parçalara ayrılıp, elde edilen bu küçük parçalar üzerinde uygulanan matematiksel hesaplamalara dayanılarak bir takım denklem çözümleri elde edilmektedir. Tasarım, elde edilen bulgulara göre geliştirilerek en uygun hale getirilir (10). Bütüne ait çözümlerin elde edilmesi amacıyla her bir sonlu elemana ait çözümler alınıp sonuçlar diğerleri ile birleştirilmektedir (10, 13, 14, 18, 181, 182).

Sonlu elemanlar stres analizi sayesinde oldukça hassas sonuçlar elde edilir. Ancak analizde gerçek cismin ya da fenomenin matematiksel modelleri kullanıldığından ötürü doğal davranışın bütün ayrıntıları tam olarak belirlenemez. Matematiksel model bilgisayar destekli elde edildiğinden araştırmacı, test koşullarında dilediği biçimde değişiklik yaparak, parametre ve eldeki geometriyi düzenleyebilir; testi istediği kadar tekrar tekrar uygulayabilir. Matematiksel modellerle yapılan testlerle sağlanabilen bu avantajların, in vivo testler ile gerçekleştirilmesi mümkün olmamaktadır. Bu sebeple matematiksel modellerin kullanıldığı bu metod, materyalin veya tasarımın analiz edilmesinde kullanışlı olan bir tekniktir (183).

Dental implant-kemik sisteminin detaylı değerlendirilmesi için sonlu elemanlar stres analizi en ideal teknik olarak görülmektedir (10, 13, 184). Ayrıca implant ve çevre kemikteki stresin değerlendirilmesinde en yaygın teknik sonlu elemanlar stres analizidir (155).

İmplantolojide stres dağılımlarının incelenmesi amacıyla birçok sonlu elemanlar stres analizi metodu uygulanmıştır (162, 185, 186). Son zamanlarda özellikle implant üstü protetik restorasyonların, kemiklerdeki stres dağılımını nasıl etkilediğinin araştırabilmek maksadıyla hem iki boyutlu (2D) hem de üç boyutlu (3D) sonlu elemanlar stres analizi metodundan yararlanılmıştır (162, 187). Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin uzaydaki stres dağılımlarını daha gerçekçi ve ayrıntılı şekilde simule ettiği vurgulanmıştır (13, 188, 189). Bu nedenle gelişen teknoloji ve onun getirdiği kolaylıklar sayesinde çalışma modellerimiz üç boyutlu, gerçek anatomiye en uygun şekilde detaylı ve titiz bir biçimde hazırlanmıştır.

Meijer ve ark. (190) ve Clelland ve ark. (191) 3d sonlu elemanlar stres analizi yönteminin başarısının hazırlanan sayısal modellerdeki eleman sayısı ve düğüm sayısı ile doğru orantılı olduğunu söylemişlerdir. Eleman ve düğüm sayısının fazla olması asıl modele daha yakın bir geometri oluşturulması bakımından önemlidir. Eleman ve düğüm sayıları azaldıkça daha genel bilgiler elde edilmiş olunur. Fakat artan eleman ve düğüm sayısı sebebiyle çalışmanın süresi de artmaktadır (192).

Çalışmamızda her bir model için toplam 48900 adet düğüm sayısı ve toplam 224145 adet eleman sayısı kullanılmıştır. Sonlu elemanlar analizinde sonuçların güvenilir olması için, eleman ve düğüm sayısının en az 30.000-200.000 arasında olması tavsiye edilmektedir. 300 µm' den daha büyük eleman boyutu, aldatıcı sonuçların elde edilmesine neden olabilmektedir (193-195).

Bu çalışmada kullanılan tüm modeller; homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edilmiştir. Doğada aslında % 100 homojen ve izotropik malzeme bulunmamaktadır. Organik maddelerin canlı organizmada homojen ve izotrop olması beklenen bir şey değildir. Bir dokunun içyapısı ve izotropisi belli limitler içinde sayılamayacak kadar çok faktörden etkilenebilmektedir. Bu durumda malzemenin homojen ve izotrop olduğu varsayıp, ortalama değerlerin kullanması in vitro test sonuçlarının aslına yakın olmasına engel teşkil etmemektedir (196, 197). Bu sebeple analizimizde elde edilmiş modeller homojen ve izotropik olarak değerlendirilmeye sokulmuştur (197).

İmplantların kemikle bağlantısının %100 olduğu varsayılmıştır. Kemikle implant arasında hiçbir zaman %100 bağlantının oluşmadığını bilinmektedir (10). Ayrıca Saint-Venant prensibine göre siman kalınlığı stres dağılımlarını etkilemediği için çalışmamızda değerlendirmeye alınmamıştır (198).

Sonlu elemanlar analiz yöntemi ile gerçekçi sonuçlar elde etmek mümkündür. Fakat yöntemin temelinde matematiksel denklem çözümleri bulunduğundan, yararlanılan bilgisayar programı ve analizi gerçekleştiren bireye bağlı faktörler nedeniyle; elde edilen verilere dayalı bulguların ‘yaklaşık sonuçlar’ olduğu akıldan çıkarılmamalıdır (199). Bundan dolayı matematiksel modelin gerçeğine yakın ve doğru biçimde oluşturulması, uygulanacak analizin doğruluğu bakımından oldukça önemlidir (200).

Sonlu elemanlar stres analizi tekniğinde özellikle modelin geometrisi ve kemiğin yoğunluğu hakkında varsayımların daha güvenilir olabilmesi amacıyla ileri dijital görüntüleme yöntemleri kullanılabilir. Bu sayede homojen olmayan kemik modellemeleri elde edilebilmektedir (10). Buna ilaveten eldeki bilgisayarlı tomografi verileri sayesinde kişiye özel hazırlanan modeller ile beraber kemiğin yoğunluk değerleri de bilgisayar programına geçirilerek gerçeğe daha yakın modellemeler yapılabilmektedir (201). Dijital görüntüleme yöntemlerinden bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve lazer tarama yöntemleri kullanılabilir. Tekniklerin kıyaslandığı bir araştırmada bilgisayarlı tomografi görüntülerinin en ayrıntılı üç boyutlu görüntüyü verdiği belirtilmiştir (202). Çalışmamızda bilgisayarlı tomografi ile elde edilmiş maksilla modeli kullanılmıştır.

Çene kemiklerinden farklı boyutlarda kesitlerin alınması mümkündür. Analizler gerçekleştirilirken farklı boyutlarda elde edilmiş birçok kemik modeli kullanılmıştır (15, 157, 158, 203, 204). Tüm çene kemiğinin değil de yalnızca implantların ve çevre kemik dokusunun modellenmesinin yapılması bu çalışmalarda ortak noktadır. Bu sayede ihmal edilebilecek seviyede kuvvet iletiminin olduğu alanlar modellenmemiş olur. Asıl ilgilenilen kısımda ise ayrıntılı şekilde modellemenin yapılıp eleman ve düğüm sayıları daha da artırılmış şekilde analize hazırlanmış olur. Yapılan bir çalışmada, modellemede implanttan 4,2

mm'den uzaktaki kemik modellemelerinin analizinin sonuçlarında kayda değer bir değişiklik yapmadığı belirtilmiştir (194).

Maksilla ön bölgede çoğunlukla tip 3 kemiğe rastlanmaktadır (205). Çalışmamızda Lekholm ve Zarb'ın (206) kemik kalite sınıflaması dikkate alınarak, bu sınıflamada tarif edilen Tip 3 kemik özelliğine uygun trabeküler kemik ve bu kemiği çepeçevre saran 1 mm kortikal kemik modellenmiştir (151,152).

Çalışmamızda kemikteki en yüksek stres değerleri, implantın kortikal kemiğe ilk temas ettiği kısımlarda (boyun bölgesinde) tespit edilmiştir. Kortikal kemik mevcudiyetinde, implant tarafından kemiğe transfer edilen yüklerin çoğunu kortikal kemiğin kendisi karşılayarak, trabeküler kemiğe çok daha düşük miktarlarda stres iletilmesine neden olmuştur.

Doğal dişlerden farklı olarak implantlar kemikle direk temasta olduklarından üzerlerine gelen kuvvetleri doğrudan kemiğe iletirler. Bu nedenle kemik implant bütünlüğünün dolayısı ile osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetlerinin de belirgin önemi vardır (130).

Isırma kuvvetlerinin miktarlarının araştırıldığı çalışmalarda farklı değerlerin bulunduğu göze çarpmaktadır. Doğal dentisyonlu hastalarda meydana gelen okluzal kuvvet miktarı keser-premolar bölgesinde 176 N ile 229 N arasında, molarlar bölgesinde ise 383 N ile 880 N arasında olacak şekilde değişmektedir (192, 207). Yapılan diğer çalışmalara baktığımızda ısırma kuvvetlerinin 1. ve 2. molarlarda 390-800 N aralığında (ortalama 565 N), premolarlarda 288 N, kaninlerde 208 N, kesicilerde ise 155 N olduğu bulunmuştur (21). Diğer bir çalışmada ise; bu değerler molarlarda 665 N, premolarlarda 453 N, kesicilerde ise 222 N olduğu ölçülmüştür. Doğal dentisyon için verilen bu ısırma kuvvetleri, bireyin yaş ve ağzındaki mevcut restorasyonlarından büyük oranda etkilenmektedir (128). Ferrario ve ark. yaptıkları çalışmalarında doğal dentisyondaki ısırma kuvvetlerini, kesicilerde 94-146 N, birinci premolarlarda 179-254 N ve birinci molarlarda 234-306 N olarak bulmuşlardır (129).

Literatürde üst santral dişe farklı değerlerde kuvvetler uygulanmıştır (208). Uygulanan oblik kuvvet miktarı, Koolstra ve ark. tarafından yayınlanan oranlara uygunluk gösterecek biçimde 178N olarak seçilmiştir (209). Aynı kuvvet miktarları benzer çalışmalarda da kullanılmıştır (210-212).

İmplant destekli sabit protezleri olan hastaların çiğneme fonksiyonları, doğal dişleri bulunan hastalarla benzerlik göstermektedir (127). Sonlu elemanlar stres analizini dental implantlara uygularken, implantların yalnız yatay ve dikey yüklerle maruz kalmadığı ayrıca bu yüklerin birleşimi olan oblik kuvvetlere de maruz kaldığı göz önünde bulundurulması gereken konudur (10). Oblik kuvvetlerin daha fazla stres yarattığı görülmüştür. (213). Oblik yüklerin vertikal ve horizontal yüklerle göre klinik durumu daha iyi yansıttığı belirtilmektedir (214). Bu çalışmada modellere, ağızdaki fonksiyonel yükleri taklit etmesi amacıyla oblik yükler uygulanmıştır.

Literatürde üst santral dişe farklı açılarda kuvvetler uygulanmıştır (152, 208). Çalışmamızda literatürde kullanılan açılar aralığında 45<sup>0</sup>'lik açı tercih edilmiştir (215). Kuvvet palatinalden insizal kenarın 2 mm altından uygulanmıştır (151).

İmplant destekli sabit protezlerde, 3'lü kademeye sahip implant sisteminde üst yapıyı kron ve abutment oluşturmaktadır (54).

Protetik üst yapı kron materyali olarak metal destekli porselenler sıkça kullanılmaktadır. Seramik restorasyonlar ise metal destekli seramik restorasyonlarla karşılaştırıldıklarında biyolojik uyumunun daha iyi olması ve üstün estetik özellikleri nedeniyle günümüzde daha tercih edilir hale gelmiştir. Buna rağmen kullanım mekanik limitleri yüzünden sınırlıdır (216). Günümüzde teknolojik ilerlemelerle birlikte okluzal kuvvetlere karşı yeterli direnci gösteren zirkonyalar ortaya çıkmıştır. Zirkonyalar yeterli estetik ve mekanik özelliklere sahiptir. Fakat üzerinde uygulanan yüzey işlemlerinin materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etki yaratması, tetragonal fazın stabilize edilmesine rağmen sürekli olarak tekrar monoklinik faza dönüşmesi ve karşı dişlerde aşınmaya sebep olmasından dolayı hem estetik hem de biyoyoumlu materyal ihtiyacını tam olarak karşılayamamıştır (217).

Geliştirilmiş materyal ve tekniklere rağmen klinisyenin bütün problemlerinin cevabı olabilen mükemmel bir materyalden henüz söz edilememiştir. Bundan dolayı en uygun materyal ve bu materyalin elde edilme tekniği hakkında arayışlar hala sürmektedir (218).

Biyouyumlu materyal ihtiyacını karşılamak ve estetik beklentileri gidermek amacıyla gerçekleştirilen araştırmalar neticesinde geliştirilen hibrit seramikler ve son zamanlarda dental tedavilerde kendine yer bulan polietereketonun (PEEK) mekanik ve estetik özelliklerinden faydalanılmıştır (101).

PEEK'in ve bileşenlerinin sitotoksosite, mutajenlik, kanserojenlik ve toksik formdaki immünojenisitesi hakkında hiçbir kanıt bulunmamıştır (95).

Çok yönlü seri üretim yapılabilmesi, dental frezlerle kolayca şekillendirilebilir olması PEEK materyalinin olumlu özelliklerindedir (113).

PEEK, ayrıca peri implant kemik oluşumunu izlemek için manyetik rezonans görüntüleme (MRI) imkanı sağlamaktadır (219).

şu an için elimizde bu materyale ait uzun dönem takip çalışmalarını yoktur. Ayrıca PEEK materyalinin stres analizlerine ait çok az sayıda çalışma bulunmaktadır.

PEEK'in strese dayalı problemleri çözebileceği iddaa edilmiştir (112). PEEK iddaa edilen yüksek mekanik özelliklerinden ötürü hem abutment hem de protetik materyal olarak kullanılabilceği savunulmuştur (220).

Bu veri ile yola çıkarak çalışmamızda; implant dayanağı olarak titanyuma, kron materyali olarak ise metal destekli seramiklere alternatif olabileceği düşünülerek üretilen PEEK materyalinin sonlu elemanlar stres analizi vasıtasıyla kıyaslaması yapılmıştır.

Metal seramik sistemler diş hekimliğinde restoratif alanda uzun yıllardır kullanılmakta olup ortaya koyduğu sonuçlar açısından başarılı kabul edilmekle birlikte bazı dezavantajları bulunmaktadır. Metal alaşımlar korozyona uğrayabilirler ve alerji yapabilme potansiyelleri mevcuttur. Metal ve seramik arasındaki termal genişleme oranındaki farklılıktan dolayı ve fırınlama sonrası oluşan oksit tabakası neticesinde bağlantı problemleri görülebilmektedir. Alaşımların içeriğinde gümüş seramiğin renklenmesine sebep olabilmektedir. Ayrıca metallerin ışık geçirgenliğinin olmaması estetiği olumsuz etkilemektedir (216).



Diş hekimliğinde kullanılan metal alt yapılı seramiklere göre PEEK daha biyouyumludur. Bununla beraber yeterli saydamlığa sahip olamadığından dolayı veener ile kaplanması gerektiğini savunan araştırmalar da mevcuttur (106). PEEK, daha hafif olduğundan dolayı krom-kobalt destekli seramiklere uygun bir alternatif olabilir. Ayrıca ağızda diğer metallerle temas ettiğinde galvanik unsurlara (korozyona) neden olmazlar (221).

PEEK, çiğneme sırasında oluşan kuvvetleri elastik olması nedeni ile hafifleterek implanta ilettiği öne sürülmüştür (112).

Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara göre tüm gruplar incelendiğinde; metal destekli seramikler yerine PEEK kron kullanımının kemikte ve implantta meydana gelen stresler açısından belirgin bir farklılık oluşturmadığı, fakat öne sürülen görüşe zıt olarak, PEEK kron kullanılan gruplarda kemikte az da olsa daha fazla stres oluşumunun gerçekleştiği görülmüştür. PEEK kron kullanımı; abutmentlarda ve kendi üzerinde oluşan stresleri azaltmıştır. PEEK kron kullanımı vidada ise titanyum abutment üzerinde kullanıldığında stresleri azaltmış, PEEK abutment üzerinde kullanıldığında arttırmıştır.

PEEK materyalinden implant abutment bağlantısını sağlayan vidaların da üretilmesi mümkündür. Metal vidalara göre, vidanın kırılması durumunda PEEK materyalinden yapılmış vida daha kolay uzaklaştırılabildiği savunulmuştur (222).

Titanyum, zirkonyum veya seramik ile karşılaştırıldığında, PEEK ile uygulanan tedaviler, hem dikey hem de lateral hareket için maksimum çiğneme kuvvetlerini önemli ölçüde azalttığı ve bu özellik hasta için olumlu bir etki yarattığı ve restorasyonun dayanıklılığını arttırdığı savunulmuştur (223). Bu çalışmanın sonuçları bizim elde ettiğimiz sonuçlar ile paralellik göstermektedir. Çalışmamızda PEEK materyalinin kullanımı gelen kuvvetler sonucu kendisinin üzerinde oluşan stresleri tüm testlerde azalttığı görülmüştür.

Suda çözünmemesi ve diğer maddelerle düşük reaktiviteye sahip olması nedeniyle PEEK, yine metal alerjisi olan veya metalik tada duyarlı hastalar için uygun olabilir (99).

PEEK'in çok düşük elastik modülü ve sertliğine rağmen, aşınma direnci de metalik alaşımlarla rekabet edebilecek kadar iyidir (224). Ayrıca PEEK kronlar tarafından dişlerde olabilecek aşınmayı, alaşımlar ve seramik gibi diğer malzemeler tarafından oluşan aşınma ile karşılaştırmaya yönelik hiçbir klinik çalışma yapılmamıştır (73).

PEEK materyali titanyuma alternatif olan zirkonyumdioksitle ise kıyaslandığında daha ucuz bir materyaldir ve ağırlık olarak daha hafiftirler. Seramik materyallerle kıyaslandığında tamirleri daha rahattır, prepare edilebilirler ve materyal özelliklerinde işlem süresince bir bozulma görülmemektedir (72).

İmplant tedavilerinde üst yapıyı oluşturan 3'lü kademe sisteminin bir diğer elemanı abutmentlerdir (54).

İmplant destekli tedaviler, implantın iyi osseointegre olmasının yanında kullanılan abutment materyalinin mekanik, biyolojik ve estetik bakımdan klinisyenin ve hastanın beklentisine karşılık vermesi durumunda başarılı sayılmaktadır (225, 226).

Peri-implant yumuşak dokunun sağlığı ve abutment materyallerinin mekanik dayanımları önemlidir. Materyal özelliğine bağlı plak birikimi ve bakteri tutulumu sonucu periimplant dokularda meydana gelen inflamasyon ve sonrasında muhtemel kemik rezorpsiyonları, implant çevresi dokuların sağlığını tehlikeye sokan önemli etkidir (61, 227).

İmplant abutmentlerinin üretiminde birçok materyal kullanılmıştır. Titanyum, altın, zirkonya malzemelerden yapılan abutmentler bu materyallerdendir (220). Titanyum, korozyona uğrayabilmesi ve ona karşı gelişen aşırı duyarlılıklar halen tartışmalı olmasına rağmen implantolojide ilk tercih edilen materyaldir ve altın standarttır (228). Estetiğin ön planda olduğu vakalarda istenilen sonuçlar alınamamaktadır (67, 69). Özellikle ince biyotip karakterindeki dişeti varlığında estetik sorunlar yaratmaktadır (229). Altın, kullanımı oldukça maliyetli bir materyaldir (220). Zirkonya abutmentler ise, ağız içindeki aşındırmaları zaman alıcıdır ve mekanik dayanımları bu işlemlerden etkilenmektedir. Zirkonya

abutmentlar üzerinde yapılan aşındırmalar, materyalin içyapısında değişimlere sebebiyet verebilir. Zirkonya suda ve sulu çözeltilerde, “düşük ısıda bozunma” olarak bilinen zamana bağlı yaşlanma geçirirler. Bu durum tetragonal fazdan monoklinik faza geçiş ile karakterizedir (8).

PEEK materyalinin kemiğin remodelling sürecini teşvik edebileceği öne sürülmüş ve bu nedenle PEEK materyalini abutment yapımında titanyuma uygun bir alternatif olabileceği belirtilmiştir (73). Titanyumun yüksek elastik modülüne sahip olduklarından dolayı çiğneme yükleri esnasında şok absorbe etme özellikleri yoktur (230). PEEK materyalinin elastik modülü kemiğe oldukça yakın olduğundan dolayı, gelen kuvvetleri emerek kemik üzerinde oluşan stresleri aza indirdiği öne sürülmüştür. Rijit bir yapı implantın maruz kaldığı yükleri kemiğe de ilettiğinden kemik rezorpsiyonlarına sebebiyet vermektedir. PEEK materyalinin bu noktada streslerin bir kısmını absorbe etmesi sonucu kemik yapısını korumaya çalışması gibi bir avantajının olduğu belirtilmiştir (231).

Çalışmamızda kemiğe gelen stresler tüm gruplar incelendiğinde; birbirine oldukça yakın seviyelerdedir. Fakat PEEK abutment kullanımı sonucu daha az stres oluşumu gözlenmiştir. Elde ettiğimiz sonuç, öne sürülen bu görüş ile paralellik göstermektedir. Ayrıca PEEK abutment kullanımı; gelen kuvvetleri implant, kron ve vidaya yayarak kendisinin üzerinde oluşan streslerin azalmasına sebep olmuş implant, kron ve vida üzerinde oluşan stresleri titanyum abutmentlarla karşılaştırıldığında arttırmıştır. Stresler özellikle PEEK abutment kullanımı ile tüm kron ve vidalarda çok yüksek seviyelere ulaşmıştır.

Schwitalla ve ark. yaptıkları çalışmada, çalışmamıza benzer şekilde titanyum implantlar üzerine titanyum ve PEEK'ten üretilmiş abutment, onun da üzerine PEEK kronun modellemesini yapıp sonlu elemanlar stres analizi ile kemik çevresindeki oluşan stres değerlerini karşılaştırmıştır. Sonuç olarak kemik çevresinde meydana gelen stres değeri PEEK abutment üzerine PEEK kron yapılan modelde daha fazla çıkmıştır (165). Bu sonuç bizim çalışmamızın sonuçları ile çelişmektedir. Elde ettiğimiz sonuca göre PEEK abutment üzerine PEEK kron yapılan modelde kemik üzerinde meydana gelen stres değeri, titanyum abutment üzerine PEEK kron yapılan modelde izlenen stres değerine göre daha az çıkmıştır.

Koutouzis ve ark. tarafından yürütülen randomize kontrollü bir klinik çalışma PEEK ve titanyum abutment çevresinde kemik rezorpsiyonu ve yumuşak doku inflamasyonu bakımından anlamlı bir fark olmadığı savunulmuştur (105).

Hendrik ve ark. yaptıkları bir çalışmada PEEK geçici abutmentlar ile titanyum geçici abutmentlar üzerine kompozit resin kronlar yapılmış ve daha sonra bunların kırılma dayanımlarını karşılaştırılmıştır. PEEK abutmentlar üzerine yapılan kompozit resin kronlar titanyum üzerine yapılanlardan daha düşük kırılma direnci göstermişlerdir (232).

Santing ve ark. yaptıkları bir çalışmada, santral diş üzerine PEEK abutmentlara yapılan geçici kronların, titanyum abutmentlara bağlanmış kronlara göre daha düşük kırılma dayanımı gösterdikleri sonucuna varmıştır (233).

Titanyum ve zirkonya ile karşılaştırıldığında PEEK implant abutmentleri ile daha az bakteri biyofilmi bulunmuştur (220).

PEEK materyalinin düşük maliyeti ve ağız içinde kolaylıkla modifiye edilebilmesi kullanımını desteklemektedir (234).

Yapılan bir çalışmada titanyum, PEEK ve metakrilattan abutmentlar üretilmiş, titanyum abutmentlar en iyi ortalama basma dayanımına ulaşırken, PEEK ve metakrilat abutment grupları, titanyum abutment gruplarına göre daha az kırılma direnci göstermişler. Çalışma sonucunda, geçici sabit protezin ağızda bir ila üç ay kalması durumunda, PEEK veya metakrilat abutmentların kullanılması tavsiye edilmektedir. Orta süreli (üç ila altı ay arası) kullanımlar için ise titanyum abutmentlar önerilmiştir (233).

PEEK abutmentlar titanyum bazlı da üretilirler. Bir çalışmada titanyum bazlı PEEK abutmentın yüksek orandaki biyouyumluluğu göz önüne alındığında konvansiyonel abutmentlara etkili bir alternatif oluşturduğu ve kemik sağlamlığı ve yumuşak doku stabilitesinin korunmasını geliştirebileceği görülmüştür (235).

PEEK materyali oldukça esnektir. Bir araştırmada ön bölgede kullanılabilen PEEK abutmentlar zirkonya abutmentlar ile kıyaslanmış, araştırma sonucunda

zirkonya abutmentlarda kırılmaya rastlanırken, PEEK abutmentlarda deformasyon olduğu ama kırılma olmadığı görülmüştür. Zirkonya abutmentların kırılma dayanımının, PEEK abutmentların kırılma dayanımından istatistiksel olarak anlamlı seviyede fazla ( $p < 0,001$ ) olduğu ve ön bölgede yük taşıma kapasitesileri bakımından yeterli oldukları belirlenmiştir. Metal ve zirkonya dayanaklarda kırılma, dayanağın kendisinden daha çok tutucu vidalarında gözlenirken seramik dayanaklarda ise dayanağın kendisinde kırılma gözlenmektedir. PEEK'in ise yarı kristalin yapısı kırılma dayanımını azaltmaktadır, kırılmadan ziyade deformasyonları görülmektedir. Bu sayede üst yapılarda oluşan problemler karşısında PEEK abutmentlar kolayca değiştirilebilmekte, kırılmış vidanın çıkartılmasının güç olması sebebiyle oluşabilecek problemlerden kaçabilmektedir. Ayrıca aynı çalışmada PEEK abutment üzerine yapılan üst yapıların %40'ında herhangi bir kırığa rastlanmamış yalnızca abutmentlarda deformasyon meydana gelmiş, bu esnada üst yapıların korunduğu görülmüştür. Bunun sonucunda ise yalnız abutmentın değişimi ile aynı restorasyonun tekrar kullanılabileceği belirtilmiştir (72).

PEEK monolitik üretildiği gibi veneer materyalleri ile de kaplanabilir ve bu işlem estetiği arttırmaktadır. Kaplama işlemi öncesinde alümina tozları basınç altında materyalin dış yüzeyine uygulanmaktadır. PEEK'in düşük elastik modülü veneer materyal olarak indirekt ışıkla polimerize edilen kompozit rezin kullanılmasıyla, oklüzal kuvvetlerin azaltılması ve ayrılma oranlarının düşürülmesinde metal destekli seramiklere göre avantaj sağladığı bildirilmiştir (99). İster monolitik ister veneer materyali ile kaplanmış olsun, PEEK materyali nihai restorasyonlar için kullanılabilir (72).

PEEK hafif bir malzemedir ve büyük defektlerin rekonstrüksiyonu gereken durumlarda kullanılabilir (220). PEEK obturatörlerin etkinliğini değerlendirmek için geleneksel akrilik protezler ile karşılaştırıldığı daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır (73).

Klasik ısıyla polimerize olabilen akrilik protezlerin sayısız dezavantajları bilinmektedir: deformasyona ve yıpranmaya karşı zayıf direnç, zayıf uzun süreli performans ve stabilite, zayıf tolerans, alerjiye neden olan rezidüel monomer varlığı, poröziteler, mikroorganizmaların ve birikintilerin gelişimi akrilik protezlerin

dezavantajlarındandır (236). PEEK, kompozit ve PMMA'ya kıyasla daha düşük aşınma hızına sahiptir (237). Titanyum alaşımına kıyasla ise daha az aşınma direnci gösterirler (238).

CAD-CAM ile üretilmiş PEEK sabit protezlerin kırılma direnci, lityum disilikat cam-seramik (950 N), alümina (851 N) (239) ve zirkonyaya (981-1331 N) kıyasla daha yüksek olduğu bildirilmiştir (240).

Yapılan bir araştırmada saf PEEK ve titanyum dioksit, baryum sülfat, karbon fiber ve bunların değişik oranları PEEK ile modifiye edilmiş, test edilen tüm numunelerin plastik malzemeler için geçerli olan asgari mukavemete göre daha yüksek değerler gösterdiği tespit edilmiştir. Bu, PEEK'in diş hekimliği alanındaki uygulanabilirliğinin altını çizer ve özellikle bruksizm varlığında hastalara metalsiz restorasyonlar sunma olanağı vermektedir (241). Yine benzer bir çalışmada test edilen tüm PEEK bileşiklerin, özellikle fiberlerle takviye edildiğinde çapın 4 mm'lik daha düşük boyutlarda dahi, çiğneme işleminin neden olduğu aksel basınca dayanabildiği belirtilmiştir (242).

PEEK materyali karbon ve cam fiber ile takviye edilerek daha da geliştirilmiş aşınma direnci, yüksek mukavemet ve sertliğe sahip bir materyal olabilmektedir (243, 244, 245). Ayrıca özellikle travmalarda baryum sülfat eklenmesiyle radyoopasitesi artırılıp görüntü üzerinde izlenmesi kolaylaştırılabilir (247). Normalde tan renginde olan PEEK, karbon ilavesiyle siyah renk almaktadır (91, 93, 248).

PEEK materyalinin radyolusent oluşu CT görüntülerinde osseointegrasyonun ve periimplant dokuların değerlendirilmesinde avantaj sağlamaktadır (247). Radyolusensitesi, peri-implant çevresinde siman artıklarının daha kolay tespit edilmesini sağlayacaktır. Bunun yanında PEEK maddesinin radyolusensitesi, vida retansiyonlu bir PEEK protezin oturmasını radyografiler üzerinde değerlendirmek için olan kabiliyeti sınırlandırabilir (220).

Branemark ve ark. (24) osteointegrasyon kavramını tanımlaması ile birlikte diş hekimliğinde kullanılmaya başlanan titanyum implantlar, yüksek başarı oranları ile halen kullanılmaktadır (43, 249, 250).

Çalışmamızda tüm gruplarda titanyum implantlar kullanılmıştır. İmplantolojide metalik implant materyalleri ve özellikle titanyum ve alaşımları, biyouyumluluk, korozyon direnci ve mekanik özelliklerinden dolayı tercih edilirler. Bu materyaller avantajlarına rağmen, kemik rezorpsiyonu, ardından implant başarısızlığı, radyasyon ışınında saçılma, nadir de olsa aşırı duyarlılık, alerji ve periimplantit ile ilişkili yüzey bozulması gibi bazı konularda dezavantajlara sahiptir. PEEK gibi metalik olmayan bir malzemenin implant yapımında da kullanımının, titanyum implantların bu dezavantajlarının önüne geçebileceği öngörülmektedir (247).

Schwitalla ve ark.'nın yayınladığı bir derlemenin sonuçlarına göre PEEK implantların periimplanter kemiğe daha homojen bir stres dağılımı sağlamak için biyomekanik davranışı geliştirmek amacıyla araştırmaların yetersiz olduğu, ve yük uygulanmış PEEK implantların in vitro ve in vivo olarak uzun süreli araştırmalarının yapılması gerektiğini belirtmişlerdir (251). Sarot ve ark. yaptıkları bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında, PEEK ve titanyum implantları arasındaki stres dağılımı arasında bir fark olmadığını gözlemlemişlerdir (252).

PEEK'in sterilize edilebilmesi ve radyasyon ışını altında saçılmaya sebep olmaması, materyalin implantolojide metal implantlara potansiyel bir alternatif sunmuştur (91).

Bununla birlikte, PEEK implantlar klinik olarak yaygın şekilde kullanılmamaktadır ve insan deneklerinde uzun süreli etkinliklerini tayin edecek yeterli veri yoktur (73).

Uygun biyouyumluluk göz önüne alındığında PEEK materyalinden yapılan iyileşme başlıkları da kullanılabilir (105, 253). Prospektif bir klinik araştırmada, PEEK iyileşme abutmentlerinin, titanyum iyileştirme abutmentlerine kıyasla, benzer yumuşak ve sert doku yanıtlarıyla ilişkili olduğu bulunmuştur (105).

PEEK'in üstün mekanik ve biyolojik özelliklerinden dolayı, polimerden yapılan protezler yakın gelecekte rutin bir şekilde uygulanırsa şaşırtıcı olmayacaktır ve sabit protezlerde tatmin edici bir sağkalım oranına sahip olması beklenmektedir (73).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin uygulanması klinik tabloyu tam olarak yansıtmayabilir fakat kıyaslama bakımından fikir vermektedir. Bu sebeple sonuçlarının kesin sonuçlar olarak düşünülmemesi ve sonlu elemanlar stres analizi yönteminin sınırlamaları akılda bulundurulması gerekmektedir.





## 6. SONUÇLAR

1. Peri-implant kemikte meydana gelen stresler tüm gruplar incelendiğinde; birbirine oldukça yakın seviyelerdedir. Fakat kemiğe gelen stresler kron materyalinin değişimi sonucu, abutment materyalinin değişimine göre daha fazla etkilenmiştir. Kemiğe gelen stresler kron materyali olarak metal destekli seramik kron, abutment materyali olarak ise PEEK abutment kullanımı sonucu kemikte daha az stres oluşumu gözlenmiştir.
2. Kemikteki en yüksek stres değerleri implantın kortikal kemiğe ilk temas ettiği kısımlarda (boyun bölgesinde) tespit edilmiştir. Kortikal kemik mevcudiyetinde, implant tarafından kemiğe transfer edilen yüklerin çoğunu kortikal kemiğin kendisi karşılayarak, trabeküler kemiğe çok daha düşük miktarlarda stres iletilmesine neden olmuştur.
3. İmplantta meydana gelen stresler tüm gruplar incelendiğinde; kron materyalinin değişiminden belirgin bir şekilde etkilenmemiştir. Abutment materyalinin değişimi sonucu ise, elastik modülü daha fazla olan titanyum abutmentlerin kullanımı ile implantta meydana gelen streslerin, PEEK abutmentlerin kullanımı sonrası meydana gelen streslere göre daha az olduğu gözlenmiştir.
4. Abutmentta meydana gelen stresler tüm gruplar incelendiğinde; abutment materyalinin değişimi sonucu kron materyalinin değişimine göre daha fazla etkilenmiştir ve elastik modülü az olan PEEK abutmentlerin kullanımı ile PEEK, kendi üzerindeki stresleri implanta ve vidaya iletmesi sonucu abutmentta daha az stres oluşumu sağlamıştır. Kron materyali olarak ise PEEK kron kullanımı, yine abutmentta meydana gelen streslerde azalma sağlamıştır.
5. Kronunda meydana gelen stresler tüm gruplar incelendiğinde; abutment materyali açısından titanyum abutment kullanılan gruplarda, PEEK abutment kullanılan gruplara göre daha az stres oluşumu gözlenmiştir. Kron materyali açısından ise PEEK kron kullanılan gruplarda PEEK, kendisi üzerinde meydana gelen streslerin, metal destekli seramik kron kullanılan gruplara göre daha az olmasını sağlamıştır.

6. Vidada meydana gelen stresler tüm gruplar incelendiğinde; abutment materyali açısından titanyum abutmentların kullanımı ile çok daha az stres oluşumu gözlenmiştir. Kron materyali açısından ise PEEK kron kullanımı, titanyum abutment üzerinde kullanıldığı gruplarda vidada meydana gelen stresleri azaltmış, PEEK abutment üzerinde kullanıldığında ise PEEK kron kullanımı vidada meydana gelen stresleri arttırmıştır.
7. PEEK materyali, gelen kuvvetler sonucu kendisinin üzerinde oluşan stresleri tüm testlerde azalttığı gözlenmiştir.
8. Çalışmamızın sonunda protetik materyallerin değiştirilmesiyle implant sisteminde streslerin azaltılabileceği görülmektedir.
9. Çalışmamızın sonuçları in vitro ve in vivo olarak uzun süreli araştırmalar ile desteklenmesi gerekmektedir. Modifikasyonlar ve materyal özelliklerinin iyileştirilmesi ile PEEK materyalinin klinik diş hekimliği uygulamalarının arttırılabileceği görüşündeyiz.

## 7. KAYNAKLAR

1. Magitot E. The history of the mutilation of teeth. *Dent Items Int* 1982; 15;356
2. Fagan MJ, Misch C. *Implant Prosthodontics: Surgical and Prosthetic Techniques for Dental Implants*. Chicago: Quintessence Pub Co Inc; 1990.
3. Sandallı P, Grafelmann H., Özdemir T., İmplant Üstü Protezler 1999; 141-162.
4. Uysal H, Akova T. Farklı İmplant Üstü Restoratif Materyallerin İmplant Kemik Ara Yüzeyine Dinamik Kuvvetler Altında İlettiği Streslerin İncelenmesi, Doktora Tezi Çukurova Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Adana, 2002.
5. Pesqueira, A. A., Goiato, M. C., Filho, H. G., Monteiro, D. R., Santos, D. M. D., Haddad, M. F., & Pellizzer, E. P. (2014). Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *Journal of Oral Implantology*, 40(2), 217-228.
6. Magne, P, Versluis, A., and Douglas, W. H. Rationalization of incisor shape: experimental-numerical analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1999; 81(3), 345–355.
7. Çiftçi Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 2001; 14(5), 406–411.
8. Bankoğlu Güngör, M. Maksiller Anterior Bölgeye Uygulanan Değişik Zirkonyum İmplant Destekli Protezlerde Abutment, İmplant Ve İmplant Çevre Dokuda Oluşan Stres Dağılımlarının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi İle Değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, 2014.
9. Şahin S, Çehreli M. C, Yalçın, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - A review. *Journal of Dentistry*, 2002; 30(7-8), 271-282.
10. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001; 85(6), 585–598.
11. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res* 1976; 55(5): 772–777.

12. Eraslan O, İnan O, Seçilmiş A. The Effect of Framework Design on Stress Distribution in Implant-Supported FPDs: A 3-D FEM Study. *European Journal of Dentistry*, 2010; 4(4), 374–382.
13. DeTolla, D. H., Andreana, S., Patra, A., Buhite, R., & Comella, B. (2000). The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology*, 26(2), 77-81.
14. Bathe KJ. Finite element procedures, Prentice-Hall, Engelwood Cliff, 1995.
15. Bozkaya D, Müftü S, Müftü A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 92(6):523–530.
16. Balathoğlu A. Akrilik Kaideli Ve Yumuşak Astarlı Tam Protezlerde Ve Destek Dokularında Gerilme Dağılımlarının Üç Boyutlu Sonlu Eleman Gerilme Analizi İle İncelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Total Protez ABD. 2000.
17. Ulm C, Kneissel M, Schedle A, Solar P, Matejka M, Schneider B, Donath K. Characteristic Features Of Trabecular Bone İn Edentulous Maxillae. *Clin Oral Implant Res* 1999; 10(6): 459-467.
18. Tosun T. Serbest Sonlanan Alt Çenelerde Pitt-Easy Bio-Oss İmplantları Üzerine Yapılan İmplant- İmplant Destekli Köprü Protezlerinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Biyomekanik Açıdan İncelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji ABD. 1997.
19. Clelland NL, Gilat A. The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. *J Prosthodont* 1992; 1(1):24-28.
20. The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 10-92.
21. Graig RG, & Powers JM. Restorative dental materials. St Louis, Missouri: Mosby Co. 2002
22. Derome J. A bit of history and dental histology today. *Promot Dent* 1973; 20: 12-8.
23. Güzel KG, Meşe A, DüNDAR B. Tür, form ve materyal açısından günümüz dental implantlarının tarihçesi. *Türkiye Klinikleri J Med Ethics* 2006; 14: 41-6.

24. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977; 16: 1-132.
25. Albrektsson T, Sennerby L, Wennerberg A. State of the art of oral implants. *Periodontol 2000* 2008; 47: 15-26.
26. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. *Int Dent J* 2003; 53: 409-43.
27. Özdemir T. Oral İmplantoloji In; Tam Protezler, Çalikkocaoğlu, S. Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayınları, 3. Baskı İstanbul. 1998
28. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant Materials, designs and surface topographies: their effect on Osseointegration. A literature review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2000; 15: 675-90.
29. Soydan N. Gelişim ve Büyüme, İstanbul-1993; 83-97.
30. Çalikkocaoğlu S. Tam Protezler, İstanbul 1998; cilt 2: 766-794.
31. Spiekermann H. Color Atlas of Dental Medicine, Implantology. New York: Thieme Medical Pub. Inc. 1995; s: 238- 266.
32. Geng, J., Yan, W., & Xu, W. (Eds.). (2008). Application of the finite element method in implant dentistry. Springer Science & Business Media.
33. Mesquida J, Lozada JL, Al-Ardah, A, Sun C-X, White SN, and Sabeti MA. History of Single Implants. Principles and Practice of Single Implant and Restorations Elsevier, 2014; 1-11.
34. Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. Osseointegration in Clinical Dentistry, 1985; 109–209.
35. Güneş N., Değişik Çap, Boy, Açıda Yerleştirilmiş Endosteal İmplantların, Farklı Kuvvet Yönleri Altında, Maksilla Ve Mandibulada Oluşturduğu Değişikliklerin Üç Boyutlu Modelleme Ve Sonlu Elemanlar Stres Analizi İle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Dicle Üni. Ağız, Diş, Çene Hastalıkları Ve Cerrahisi Anabilim Dalı. 2013
36. Ellingsen, J. E., Thomsen, P., & Lyngstadaas, S. P. (2006). Advances in dental implant materials and tissue regeneration. *Periodontology* 2000, 41(1), 136-156.

37. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert, I, and Wennerberg, A. Quality of dental implants. *International Dental Journal*, 53(6 Suppl 2), 2003; 409–443.
38. Mesquida J, Lozada JL, Al-Ardah, A, Sun, C.-X, White, SN, Sabeti MA. *History of Single Implants. Principles and Practice of Single Implant and Restorations Elsevier*, 2014; 1-11.
39. Arınç H. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Alt Yapıda Kullanılan Farklı Materyaller Ve Konnektör Tasarımlarının Stres Dağılımına Etkisinin 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2015.
40. Misch C. E., Perel, M. L., Wang, H. L., Sammartino, G., Galindo-Moreno, P., Trisi, P., ... & Schwartz-Arad, D. (2008). Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant dentistry*, 17(1), 5-15.
41. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., and Eriksson, A. R. (1986). The longterm efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1(1), 11–25.
42. Buser, D., Mericske-Stern, R., Bernard, J. P., Behneke, A., Behneke, N., Hirt, H. P., and Lang, N. P. (1997). Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clinical oral implants research*, 8(3), 161–172.
43. Karoussis, I. K., Brägger, U., Salvi, G. E., Bürgin, W., and Lang, N. P. (2004). Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: A 10-year prospective cohort study of the ITI® Dental Implant System. *Clinical Oral Implants Research*, 15(1), 8–17.
44. Martin, W., Lewis, E., and Nicol, A. (2009). Local risk factors for implant therapy. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24 Suppl, 28–38.
45. Akça, K., Çehreli, M. C., and Iplikçioglu, H. (2002). A comparison of threedimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge

- measurements on dental implants. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 115–21.
46. Iacono, V. J., Committee on Research the American Academy of Periodontology, S. and T. (2000). Dental implants in periodontal therapy. *Journal of periodontology*, 71(12), 1934-1942.
  47. Esposito, M., Hirsch, J. M., Lekholm, U., and 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.
  48. Göre E. Bruksizmi Olan Hastalarda İmplant Üstü Sabit Protezler İçin Farklı Oklüzyon Tiplerinin İmplant Başarısına Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. İstanbul. 2010.
  49. Gümüş HÖ. Üç Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının Ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Degisik Yogunluktaki Kemik Üzerinde Olusturdukları Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Karsılastırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Protez Programı. Doktora Tezi. Ankara. 2007.
  50. Balık A. Farklı implant abutment bağlantılarının oluşturduğu stresin fem analiz yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi AD. Doktora Tezi. İstanbul. 2007.
  51. Nishimura I, Huang Y, Butz F, Ogawa T, Lin A, Wang CJ. Discrete deposition of hydroxyapatite nanoparticles on a titanium implant with predisposing substrate microtopography accelerated osseointegration. *Nanotechnology* 2007; 18: 5101-9.
  52. Saruwatari L, Aita H, Butz F, Nakamura HK, Ouyang J, Yang Y, Chiou WA, Ogawa T. Osteoblasts generate harder, stiffer, and more delaminationresistant mineralized tissue on titanium than on polystyrene, associated with distinct tissue micro- and ultrastructure. *J Bone Miner Res* 2005; 20: 2002-16.
  53. Takeuchi K, Saruwatari L, Nakamura HK, Yang JM, Ogawa T. Enhanced intrinsic biomechanical properties of osteoblastic mineralized tissue on roughened titanium surface. *J Biomed Mater Res A* 2005; 72: 296-305.

54. Öztürk B. Farklı İmplant-Abutment Bağlantı Tasarımlarında Oluşan Streslerin Ve Hareket Serbestliğinin; 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2015
55. Misch, C.E. Dental İmplant Protezler. Nobel, 2009. p. 252.
56. Karunagaran, S., Paprocki, G. J., Wicks, R., & Markose, S. (2013). A review of implant abutments-abutment classification to aid prosthetic selection. The Journal of the Tennessee Dental Association, 93(2), 18-23.
57. Glossary of Implant Dentistry III. International Congress Of Dental İmplantologist (ICOI). 2017: p.8
58. Abrahamsson, I., Berglundh, T., Glantz, P. O., & Lindhe, J. (1998). The mucosal attachment at different abutments. Journal of clinical periodontology, 25(9), 721-727.
59. Misch, C.E. ve Misch, C.M. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. J Prosthet Dent 1992. 68: p. 809-812.
60. Lekholm, U., et al., Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants, 1999. 14(5): p. 639-45.
61. Pjetursson, BE. et al. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns(SCs). Clin Oral Implant Res 2007. 18 Suppl 3:p. 97-113.
62. Abrahamsson, I., et al., The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. J Clin Periodontol, 1998. 25(9): p. 721-7.
63. English CE. Externally hexed implants, abutments and transfer devices: a comprehensive overview. Implant Dent, 1: 273-282, 1992.
64. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. Int J Oral Maxillofac Implants, 15: 76-94, 2000.
65. Davarpanah M, Martinez H. Clinical Manual of Implant Dentistry. Quintessence, London, pp 123-158, 2004.



66. Mert S. Farklı Marka İmplant Abutmentlarının Preparasyonu Sırasında Oluşan Sıcaklığın Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2014
67. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010; 23: 299-309.
68. Christensen, G.J., Selecting the best abutment for a single implant. *J Am Dent Assoc*, 2008. 139(4): p. 484-7.
69. Kohal RJ, Att W, Bächle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontol 2000* 2008; 47: 224-43.
70. Guess, P. C., Att, W., & Strub, J. R. (2012). Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clinical implant dentistry and related research*, 14(5), 633-645.
71. Behr, M., et al., Glass fiber-reinforced abutments for dental implants. A pilot study. *Clin Oral Implants Res*, 2001. 12(2): p. 174-8.
72. Balcı B. Farklı Estetik Abutmentların Döngüsel Yorulma Yükleme Sonrasında Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi. Yüksek Lisans Tezi. Bezmialem Vakıf Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2015
73. Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z., & Siddiqui, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of prosthodontic research*, 60(1), 12-19.
74. Rama Krishna Alla, *Dental Materials Science*, Jaypee Brothers Medical Publishers Pvt Limited, New Delhi, India, 2013, 1st Edition, 333-354.
75. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DCZirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil*. 2005;32(3):180-7.
76. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. All ceramic restorations. In: Bateman LA, ed. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3rded. London: Quintessence Publishing Co. Inc; 1997. p.433-55.
77. Qualtrough A, Pidcock V. Ceramics update. *J Dent* 1997;25:91-5.

78. R. Narasimha Raghavan (2012). *Ceramics in Dentistry, Sintering of Ceramics - New Emerging Techniques*, Dr. Arunachalam Lakshmanan (Ed.)
79. Martin S. Spiller. *Dental Ceramics Updated 2012*. The Academy of Dental Learning & OSHA Training (800) 522-1207
80. Tartuk B.K. *Digital Ve Geleneksel Ölçü Yöntemleri İle Hazırlanan 3 Farklı Full Molar Kronun İnternal Uyumları Ve Basma Dayanımlarının Karşılaştırılması*. Uzmanlık Tezi. Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi. 2016
81. Helvey GA. *Classifying dental ceramics: Numerous materials and formulations available for indirect restorations*. *Compend Contin Educ Dent* 2014;35:38-43
82. Sorrentino R, Triulzio C, Tricarico MG, Bonadeo G, Gherlone EF, Ferrari M. *In vitro analysis of the fracture resistance of CAD-CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness*. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Apr 14;61:328-333.
83. Denry I, Holloway J A. *Ceramics for Dental Applications: A Review*. *Materials* 2010, 3, 351-368
84. Zandparsa R. *Digital İmaging and Fabrication*. *Dent Clin N Am* 58 (2014) 135–158
85. Dupont, R. (1968). *Large ceramo-metallic restorations*. *International dental journal*, 18(2), 288-308.
86. McLean JW. *The science and art of dental ceramics volume 1*. Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc. 1979.
87. *Craig's Restorative Dental Materials*. Twelfth Edition, Mosby Elsevier. Elsevier Inc. St. Louis, 2006
88. Akıllı YE, *Farklı Materyallerden İmplant Ve Üst Yapılarının Kuvvet Dağılımının Sonlu Elemanlar Gerilim Analizi İle İncelenmesi*. İstanbul Üni. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Oral İmplantoloji ABD. Yüksek Lisans/Doktora Tezi. İstanbul
89. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative dental materials*. Twelfth Edition, Mosby Elsevier. ElsevierInc. St. Louis 2006

90. Rosenstiel SM, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. Mosby, St. Louis. Second edition (1995)
91. Eschbach, L. (2000). Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury*, 31, D22-D27.
92. Rigby, R.B., 1985. Engineering Thermoplastics Properties and Applications. MarcelDekker, New York, NY, USA, pp. 15.
93. Kurtz, S.M., Devine, J.N., 2007. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinalimplants. *Biomaterials* 28, 4845–4869.
94. R. May, Polyetheretherketones, in: H.F. Mark, N.M. Bikales, C.G. Overberger, G. Menges, J.I. Kroschwitz (Eds.), *Encyclopedia of Polymer Science and Engineering*, John Wiley and Sons, New York, 1988, pp. 313-320.
95. Wenz LM, Merritt K, Brown SA, et al. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J Biomed Mater Res.* 1990;24: 207–215.
96. Briem, D., Strametz, S., Schröder, K., Meenen, N.M., Lehmann, W., Linhart, W., Ohl,A., Rueger, J.M., 2005. Response of primary fibroblasts and osteoblasts to plasmatreated polyetheretherketone (PEEK) surfaces. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* 16,671–677.
97. Staniland P, Wilde C, Bottino F, Di Pasquale G, Pollicino A, Recca A. Synthesis, characterization and study of the thermal properties of new polyarylene ethers. *Polymer* 1992; 33: 1976–81.
98. Diaz-Arnold, A.M., Vargas, M.A., Haselton, D.R., Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 81: 135-141, 1999.
99. Zoidis, P., & Papathanasiou, I. (2016). Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(5), 637-641.
100. Rzanny A, Gobel F, Fachet M. BioHPP summary of results for material tests. Research Report. Jena, Germany: University of Jena, Department of Materials andTechnology,2013.Availableat:[http://www.bredent.co.uk/downloads/technical/BioHPP\\_clinical\\_research\\_data.pdf](http://www.bredent.co.uk/downloads/technical/BioHPP_clinical_research_data.pdf). Last accessed: June 24, 2016.

101. Green, S., & Schlegel, J. (2001). A polyaryletherketone biomaterial for use in medical implant applications. *Polym for the Med Ind Proc, Brussels*, 14-15.
102. Rodriguez, F., Cohen, C., Ober, C. K., & Archer, L. (2003). *Principles of Polymer Systems 5th Edition*. Taylor & Francis US.
103. Martin R, Ishida J. The relative effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bone strength. *J Biomech* 1989;22:419–26.
104. Stawarczyk, B., Beuer, F., Wimmer, T., Jahn, D., Sener, B., Roos, M., & Schmidlin, P. R. (2013). Polyetheretherketone—a suitable material for fixed dental prostheses?. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 101(7), 1209-1216.
105. Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *J Oral Implantol* 2011; 37: 174–82
106. Cavalli V, Giannini M, Carvalho RM. Effect of carbamide peroxide bleaching agents on tensile strength of human enamel. *Dental Mater* 2004; 20: 733–9.
107. Maekawa M, Kanno Z, Wada T, Hongo T, Doi H, Hanawa T, et al. Mechanical properties of orthodontic wires made of super engineering plastic. *Dent Mater J* 2015; 34: 114–9.
108. Kurz, SM., Devine J.N., Peek Biomaterials in Trauma, Orthopedic and Spinal Implants. *Biomaterials*, 2007. 28(2): p. 4845-4869.
109. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hammerle CH, Fischer J. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dental Mater* 2010; 26: 553–559.
110. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barbera` M, Cabratosa-Termes J. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2014;112:680–2.
111. Strub JR, Beschnidt SM. Fracture strength of 5 different all ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 1998; 11(6): 602-609.

112. Siewert, B. , Parra, M., A new group of material in dentistry. PEEK as a framework material for 12-piece implant-supported bridges. *Zahnartzl Implantol*, 2013, 29: p.148-159
113. Sagomyants, K.B., et al. The invitro response of human osteoblasts in polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. *Biomaterials*, 2008. 29(11): p. 1563-1572.
114. Babbush CA. *Dental Implants: The Art and Science*. Philadelphia, W. B. Saunders Co. 19-33, 2001.
115. Bahat O. (1993). Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 8(2), 151-61.
116. Natali AN. *Dental Biomechanics*. London, Taylor & Francis, 2003.
117. Misch C. (2005). *Dental Implant Prosthetics* St. Louis. Elsevier Mosby.
118. Misch C.E, (1999). *Contemporary Implant Dentistry* St. Louis. Mosby 2. baskı.
119. SC, Cowin. (1991). *Bone mechanics* Florida. CRC Pres.
120. Guess, P. C., Att, W., and Strub, J. R. (2012). Zirconia in Fixed Implant Prosthodontics. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(5), 633–645.
121. Kuhlberg, A., & Nanda, R. (2005). *Principles of biomechanics. Nanda R. Biomechanics and esthetic strategies in clinical orthodontics. 2nd ed. St. Louis: Elsevier Co*, 11.
122. Cochran, D.L. (2000). The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clinical Oral Implants Research*, 11 Suppl 1, 33-58.
123. Frost, H.M. (2004). A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthodontistsontists*. 74(1), 3-15.
124. Del Valle V, Faulkner G, Wolfaardt J. Craniofacial osseointegrated implantinduced strain distribution: a numerical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997 Mar- Apr;12(2):200-10.

125. Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N (1991). Dental implant design effect on bone remodeling. *Journal of Biomedical Materials Research*, 25(4), 467-83.
126. Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D (1996). Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(3), 351-9.
127. Mustafaoğlu R., (2016). Farklı Altyapı ve Abutment Materyalleri kullanılan implant destekli sabit parsiyel protezlerde oluşan stres dağılımının üç boyutlu sonlu eleman analizi kullanılarak incelenmesi. Uzmanlık Tezi. Dicle Üni. Diş Hek. Fak.
128. Craig RG, Ward ML. *Restorative Dental Materials*. 10th ed. St Louis, Mo: Mosby; 1996.
129. Ferrario, V. F., Sforza, C., Serrao, G., Dellavia, C., & Tartaglia, G. M. (2004). Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of oral rehabilitation*, 31(1), 18-22.
130. Ishigaki, S., Nakano, T., Yamada, S., Nakamura, T., & Takashima, F. (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical oral implants research*, 14(1), 97-102.
131. Çağlar, D. A., & Aydın, C. (2001). İmplantolojide Biyomekanik. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2001(1).
132. Zaimoğlu A, Aksu E, Can G, Ersoy E (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi, Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Sayı:17.
133. O'Brien W J (1997). *Dental materials and their selection*, Quintessence Pub Co Inc 2nd Edition.
134. McCabe JF, Walls AWG (1984) *Applied Dental Materials*, 8th Ed., Blackwell Science Ltd. Oxford.
135. Van Noort (1994) *Dental Materials*, Mosby Company, Spain.

136. Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu Elemanlar Analizi. Dicle Dişhekimliği Dergisi, 11, 18–23.
137. Shigley JE (1986) Mechanical Engineering design, First metric ed., McGraw-Hill Book Company, Singapur.
138. Anusavice, K. J., Dental ceramics. In 'Philips' Science of dental materials. Saunders, Missouri, USA, 2003. p. 655-719.
139. Zaimoğlu, A., & Can, G. (2004). Sabit Protezler. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 24.
140. Shigley JE, Mischke CR. (1989). Mechanical Engineering Design. “5th Ed.”, Singapore: McGraw-Hill Book Co. Inc.
141. Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. J Mech Behav Biomed Mater 2009; 2: 410-32.
142. Assif D, Aviv I, Himmel R (1989) A Rapid Dowel Core Construction Technique, J.Prosthet Dent, 61,16-17.
143. Bilgin M Selim. Post kor sistemlerinin fraktür analizi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, Konya-2008.
144. Çalikoğlu S (1992) Bölümlü Protezler, 2. Baskı, İstanbul Ü Basımevi, İstanbul.
145. Ulusoy M, Aydın K (1998) Bölümlü protezler, Ankara Ü Diş Hek Yayınları.
146. Özer A. Asetal Rezın Kaplı Bireysel İmplant Abutmentların Sabit Protezlerdeki Kuvvet Dağılımına Etkisi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. 2014
147. Raut, A., Rao, P. L., & Ravindranath, T. (2011). Zirconium for esthetic rehabilitation: an overview. Indian Journal of Dental Research, 22(1), 140.
148. Rubin C, Krishnamurthy N, Capicouto E, Y H (1983) Stres Analysis of the Human Teeth Using a Three-Dimensional Finite Element Model, J Dent Res,62,82-86.
149. Darendeliler S, Darendeliler H, Kınoğlu T (1992) Analıysis of a Central Maxillary Incisor by Using a Three-Dimensional Finite Method, J Oral Rehab,19,371-383.

150. Sağesen, H. L. E. M. İçi boş silindir (hollow cylinder) İmplant Destekli overdenturelarda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara. 2000
151. Hsu, M. L., Chen, F. C., Kao, H. C., & Cheng, C. K. (2007). Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(2).
152. Verri, F. R., Santiago Júnior, J. F., Almeida, D. A. D. F., Verri, A. C. G., de Souza Batista, V. E., Lemos, C. A. A., ... & Pellizzer, E. P. (2015). Three-dimensional finite element analysis of anterior single implant-supported prostheses with different bone anchorages. *The Scientific World Journal*, 2015.
153. Zarone, F., Russo, S., & Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental materials*, 27(1), 83-96
154. Ash, M.M., Nelson, S. (1984). *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology And Occlusion*, London: WB Saunders.
155. Sevimay M, Turhan F, Kılıçarslan MA, Eskitaşçıoğlu G. (2005). Three dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implantsupported crown. *J. Prosthet. Dent.* 93: 227-234.
156. İplikçioğlu, H., Akça, K. (2002). Comparative Evaluation of the Effect of Diameter, Length and Number of Implants Supporting Three-Unit Fixed Partial Prostheses on Stress Distribution in the Bone. *Journal of Dentistry*, 30:41-46.
157. Eskitaşçıoğlu, G., Üşümez, A., Sevimay, M., Soykan, E. and Ünsal, E. (2004). The Influence of Occlusal Loading Location on Stresses Transferred to Implant-Supported Prostheses and Supporting Bone: A Three Dimensional Finite Element Study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91:144-50.
158. Himmlova, L., Dostalova, T., Kacovsky, A. and Konickova, S. (2004). Influence of Implant Length and Diameter on Stress Distribution: A Finite Element Analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91:20-25.
159. Barbier, L., Vander Sloten, J., Krzesinski, G., Schepers, E. and Van Der Pere, G. (1998). Finite Element Analysis of Non-Axial Versus Axial Loading of Oral



- Implants in the Mandible of the Dog. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25: 847-58.
160. Sertgöz, A. (1997). Finite Element Analysis Study of the Effect of Superstructure Material on Stress Distribution in an Implant-Supported Fixed Prosthesis. *International Journal of Prosthodontics*, 10: 19-27.
161. Holmgren, E.P., Seckinger, R.J., Kilgren, L.M. and Mante, F. (1998). Evaluating Parameters of Osseointegrated Dental Implants Using Finite Element Analysis-A Two- Dimensional Comparative Study Examining the Effects of Implant Diameter, Implant Shape, and Load Direction. *Journal of Oral Implantology*, 24: 80-8.
162. Koca, Ö.L., Eskitaşçıoğlu, G. And Üşümez, A. (2005). Three-Dimensional Finite Element Analysis of Functional Stresses in Different Bone Locations Produced by Implants Placed in the Maxillary Posterior Region of the Sinus Flor. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93: 38-44.
163. Lee, H.E., Wang, C.H., Cheng, C.H. and Chang, C.H. (2002). Stresses at the Cervical Lesion of Maxillary Premolar-A Finite Element Investigation. *Journal of Dentistry*, 30: 283-290.
164. Kent, J.N., Quinn, J.H., Zide, M.F., Guerra, L.R. and Boyne, P.J. (1983). Alveolar Ridge Augmentation Using Nonresorbable Hydroxyl Apatite with or without Autogenous Cancellous Bone. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, 41: 629-642.
165. Schwitalla, AD, Abou-Emara, M, Lackmann, J, Spintig, T, Müller, W-D. (2015). The Application of PEEK in Dental Implant Suprastructures: A Finite Element Analysis The Application of PEEK in Dental Implant Suprastructures: A Finite Element Analysis. 2nd International PEEK Meeting, Washington, D.C. April 23-24
166. Newman M.G., Takai, H.H. and Carranza F.A., Carranza's Clinical Periodontology. 9 th Ed. 2002 Philadelphia: WB Saunders : p. 894
167. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. (1992). Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clinical Oral Implants Research*, 3(3), 104-11.

168. Holmes DC, Loftus JT (1997). Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *Journal of Oral Implantology*, 23(3), 104-11.
169. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*. 18: 357-368.
170. Hansson S, Werke M (2003). The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *Journal of Biomechanics*, 36(9), 1247-58.
171. Hedia, H. S.(2007) Effect of coating thickness and its material on the stress distribution for dental implants *Journal of Medical Engineering Technology*. 31(4), 280-7.
172. Block MS, Gardiner D, Kent JN, Misiek DJ, Finger IM, Guerra L (1996). Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 11(5) 626-33.
173. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 10(6), 387- 416.
174. 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. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(1), 82-90.
175. Akpınar I, Anil N, Parnas L (2000). A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27(6), 538-45.
176. Çankaya Ö. Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapıların kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stress analizi yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji Anabilim Dalı. Doktora Tezi. 2005.
177. Sağat G. Üst çene total dişsizlik vakaları için implant destekli sabit protez uygulamalarında farklı alveol ark formları ve implant pozisyonlarının

implantlar çevresindeki stres dağılımına olan etkisinin FEM analiz yöntemiyle araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji Anabilim Dalı. Doktora Tezi. İstanbul. 2002.

178. Hancı M, Bozdağ E, Arpacı A. Biyomekanik. İstanbul: Logos Yayıncılık, 2000; 10–55.
179. DeVree JH, Peters MC, Plasschaert AJ. A comparison of photoelastic and finite stress analysis in restored tooth structure. *J Oral Rehabil* 1983; 10(6): 505–517.
180. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech* 1973; 6(5): 511–520.
181. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006; 9(4) 257-270.
182. Türkoğlu P. Alt çeneye uygulanan implantların lineer ve doğrusal olmayan yerleşimlerinin sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Tedavi Anabilim Dalı. 2006.
183. Yoshida N, Koga Y, Kobayashi K, Yamada Y, Yoneda T. (2000). A new method for qualitative and quantitative evaluation of tooth displacement under the application of orthodontic forces using magnetic sensors. *Medical Engineering and Physics* 22, 293-300.
184. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int* 21: 563-570,1990.
185. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. 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.* 2002 Dec;13(6):657-65.
186. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J*

187. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. CoMParison of two-dimensional and three dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implantol.* 1987;4(2):25-31.
188. Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM. The influence of implant geometry on the stres distribution around dental implants. *J Biomed Mater Res.* 1982 Jul;16(4):369-79.
189. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional, finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol.* 1993 Jun;38(6):491-6.
190. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A Comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil.* 1993 Mar;20(2):147-57.
191. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stres analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991 Winter;6(4):391-8.
192. Yüzbaşıoğlu H.E. İmplantüstü sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi, Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. 2006
193. Sato, Y., Teixeira, E. R., Tsuga, K., and Shindoi, N. (1999). The Effectiveness of A New Algorith on A Three-Dimensional Finite Element Model Construction of Bone Trabeculae inImplant Biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26, 640–643.
194. Teixeira, E. R., Sato, Y., Akagawa, Y., and Shindoi, N. (1998). A Comparative Evaluation of Mandibular Finite Element Models with Different Lengths and Elements for Implant Biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25, 299–303.
195. Sato, Y., Wadamoto, M., Tsuga, K., and Teixeira, E. R. (1999). The Effectiveness of Element Downsizing on A Three-Dimensional Finite Element Model of Bone Trabeculae in Implant Biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26, 288–291.
196. Samir EB. *Textbook of orthodontics* (2001).

197. Eskitasçioğlu G. Doğal Ve Protetik Restorasyonlu Dişlerde Farklı Sentrik Ve Kontak Tiplerinde Oluşan Fonksiyonel Gerilimlerin “Structural Analysis Program” İle İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.1991
198. Matsushita, Y., Kitah, M., Misuta, K., Ikeda, H. and Suetsugu, T. (1990). Two Dimensional Fem Analysis of Hydroxyapatite Implants: Diameter, Effects on Stres Distribution. *Journal of Oral Implantology*, 16-1, 6-11.
199. Maezawa N, Shiota M, Kasugai S, Wakabayashi N. Three-dimensional stress analysis of tooth/Implant-retained long-span fixed dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 710-718.
200. Gülay G. Farklı destek ve konnektör tasarımlarının üç üyeli posterior zirkonya köprüler üzerindeki stres etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2010.
201. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD (1990). Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *Journal of Biomechanical Engineering*, 12(5), 389-97.
202. Coward TJ, Scott BJ, Watson RM, Richards R (2005). A comparison between computerized tomography, magnetic resonance imaging, and laser scanning for capturing 3- dimensional data from an object of standard form. *International Journal of Prosthodontics*, 18(5), 405-13.
203. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR (2004). Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant *Journal of Oral Rehabilitation*. 31(3) 233-39.
204. Geramy A, Morgano SM (2004). Finite element analysis of three designs of an implantsupported molar crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(5), 434-40.
205. Wakimoto, M., Matsumura, T., Ueno, T., Mizukawa, N., Yanagi, Y., & Iida, S. (2012). Bone quality and quantity of the anterior maxillary trabecular bone in dental implant sites. *Clinical oral implants research*, 23(11), 1314-1319.
206. Branemark, P.I., Zarb, G.A. and Albrektsson, T. (1985). *Tissue-Integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence.

207. Helkimo, E., Carlsson, GE., Helkimo, M. (1977). Bite force and state of dentition. *Acta Odontologica Scandinavia*, 35, 297–303.
208. Wu, D., Tian, K., Chen, J., Jin, H., Huang, W., & Liu, Y. (2015). A further finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *Computational and mathematical methods in medicine*, 2015.
209. Koolstra JH, van Eijden TM, Weijs WA, Naeije M. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomech* 1988; 21: 563-76.
210. Çağlar A, Bal BT, Karakoca S, Aydın C, Yılmaz H, Sarısoy S. Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26: 961-9.
211. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J Prosthet Dent* 2007; 97: 85-92.
212. Bal BT, Çağlar A, Aydın C, Yılmaz H, Bankoğlu M, Eser A. Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28: e27-38.
213. Carneiro, B. A., de Brito, R. B., and França, F. M. G. (2014). Finite element analysis of provisional structures of implant-supported complete prostheses. *The Journal of Oral Implantology*, 40(2), 161–8.
214. Özen, J., Çağlar, A., Beydemir, B., Aydın, C., and Dalkız, M. (2007). Three dimensional finite element stress analysis of different core materials in maxillary implant-supported fixed partial dentures. *Quintessence International* (Berlin, Germany: 1985), 38(6), e355–e363.
215. Kong, L., Hu, K., Li, D., Song, Y., Yang, J., Wu, Z., & Liu, B. (2008). Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 23(1).

216. Gökçe, HS., & Beydemir, B. (2002). Yüksek dirençli seramik sistemlerin dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Dergisi*, 44(4), 457-463.
217. Vigolo P, Givani A. (2000). Clinical evaluation of single-tooth mini implant restorations: a five-year retrospective study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(1), 50–4.
218. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dental Materials*, 2003, 19: 603-611.
219. Korn P, Elschner C, Schulz MC, et al: MRI and dental implantology: two which do not exclude each other. *Biomaterials* 2015; 53: 634-645
220. AL-Rabab'ah, M., Hamadneh, W., Alsalem, I., Khraisat, A., & Abu Karaky, A. (2017). Use of High Performance Polymers as Dental Implant Abutments and Frameworks: A Case Series Report. *Journal of Prosthodontics*.
221. Bechir, E. S., Bechir, A., Gioga, C., Manu, R., Burcea, A., & Dascalu, I. T. (2016). The Advantages of BioHPP Polymer as Superstructure Material in Oral Implantology. *MATERIALE PLASTICE*, 53(3), 394-398.
222. Schwitalla, A. D., Abou-Emara, M., Zimmermann, T., Spintig, T., Beuer, F., Lackmann, J., & Müller, W. D. (2016). The applicability of PEEK-based abutment screws. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 63, 244-251.
223. [www.bredent.com/en/bredent/download/26737/](http://www.bredent.com/en/bredent/download/26737/)
224. Zok F, Miserez A. Property maps for abrasion resistance of materials. *Acta Mater* 2007; 55: 6365–71.
225. Blatz, M.B., et al., Zirconia abutments for single-tooth implants--rationale and clinical guidelines. *J Oral Maxillofac Surg*, 2009. 67(11 Suppl): p. 74-81.
226. Gomes, A.L. and J. Montero, Zirconia implant abutments: a review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2011. 16(1): p. e50-5.
227. Yılmaz H.G., Kurtuluş-Yılmaz S., Farklı Abutment Materyallerinin İmplant Çevresi Dokuların Sağlığına Etkileri, *Ege Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2011; 32(1), 69-75.
228. Patil, R. (2015). Zirconia versus titanium dental implants: A systematic review. *Journal of Dental Implants*, 5(1), 39.

229. Linkevicius, T., & Vaitelis, J. (2015). The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clinical oral implants research*, 26(S11), 139-147.
230. Bassi, M. A., Bedini, R., Pecci, R., Ioppolo, P., Laritano, D., & Carinci, F. (2016). Mechanical Properties of Abutments: Resin-Bonded Glass Fiber-Reinforced Versus Titanium. *The International journal of prosthodontics*, 29(1), 77-79.
231. Stephan, A., et al., A wealth of possible applications for high-performance polymers. *Quintessenz Zahntech* 2013.(3):p.2-10
232. Hendrik jacob , Santing, et al., Fracture strength and Failure Mode of Maxillary implant -supported Provisional Single Crowns: A comparison of composite Resin Crowns Fabricated Directly Over PEEK Abutments and solid Titanium Abutments DOI 10. 1111/j.1708-8208.2010.00322x. Wiley Periodicals, Inc, 2010
233. Agustín-Panadero, R., Serra-Pastor, B., Roig-Vanaclocha, A., Román-Rodríguez, J. L., & Fons-Font, A. (2015). Mechanical behavior of provisional implant prosthetic abutments. *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal*, 20(1), e94.
234. Tetelman, E. D., & Babbush, C. A. (2008). A new transitional abutment for immediate aesthetics and function. *Implant dentistry*, 17(1), 51-58.
235. Mate´ Sánchez deVal,J.E.,Go´mez-Moreno,G.,Mart´nez, C.P., Fern´ndez, M.P.,Mari´n, J.M.,Gehrke,S.A.,Calvo-Guirado,J.L., 2016. Peri-implant tissue behavior around non-titanium material: experimental study in dogs. *Ann.Anat.* <http://dxdoi.org/10.1016/j.aanat.2016.03.005>[Epubaheadofprint].
236. Ardelean, L, Bortun, C, Podariu, AC, Rusu, LC, Some Alternatives for Clasic Thermopolymerisable Acrylic Dentures, *Mat. Plast.*, 49, no. 1, 2012, p. 30
237. Wimmer T, Huffmann AM, Eichberger M, et al: Two-body wear rate of PEEK, CAD/CAM resin composite and PMMA: effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. *Dent Mater* 2016;32:e127-136



238. Sampaio M, Buciumeanu M, Henriques B, et al: Comparison between PEEK and Ti6Al4V concerning micro-scale abrasion wear on dental applications. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016; 60: 212-219
239. Beuer F, Steff B, Naumann M, Sorensen JA. Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/computer-aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials. *Eur J Oral Sci* 2008;116:381–6.
240. Kolbeck C, Behr M, Rosentritt M, Handel G. Fracture force of tooth–tooth-and implant–tooth-supported all-ceramic fixed partial dentures using titanium vs. customised zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 1049–53.
241. Schwitalla, A. D., Spintig, T., Kallage, I., & Müller, W. D. (2015). Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dental Materials*, 31(11), 1377-1384.
242. Schwitalla, A. D., Zimmermann, T., Spintig, T., Kallage, I., & Müller, W. D. (2017). Fatigue limits of different PEEK materials for dental implants. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 69, 163-168.
243. Lee WT, Koak JY, Lim YJ, et al. Stress shielding and fatigue limits of polyether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2012;100:1044–1052.
244. Devine DM, Hahn J, Richards RG, et al. Coating of carbon fiber reinforced polyetheretherketone implants with titanium to improve bone apposition. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2013; 101: 591–598.
245. Grupp TM, Giurea A, Miehle RK, et al. Biotribology of a new bearing material combination in a rotating hinge knee articulation. *Acta Biomater*. 2013; 9: 7054–7063.
246. Nakahara I, Takao M, Bandoh S, et al. In vivo implant fixation of carbon fiber-reinforced PEEK hip prostheses in an ovine model. *J Orthop Res*. 2013;31: 485–492.
247. Wiesli, M. G., & Özcan, M. (2015). High-performance polymers and their potential application as medical and oral implant materials: a review. *Implant dentistry*, 24(4), 448-457.

248. Kurtz SM. PEEK Biomaterials Handbook. Waltham, MA: Elsevier Science; 2012: 30–31.
249. Matarasso S, Rasperini G, Iorio Siciliano V, Salvi GE, Lang NP, Aglietta M. A 10-year retrospective analysis of radiographic bone-level changes of implants supporting single-unit crowns in periodontally compromised vs. periodontally healthy patients. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21: 898-903.
250. Leonhardt A, Gröndahl K, Bergström C, Lekholm U. Long-term follow-up of osseointegrated titanium implants using clinical, radiographic and microbiological parameters. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13: 127-32.
251. Schwitalla, A., & Müller, W. D. (2013). PEEK dental implants: a review of the literature. *Journal of Oral Implantology*, 39(6), 743-749.
252. Sarot JR, Contar CMM, da Cruz ACC, de Souza Magini R. Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *J Mater Sci Mater Med* 2010;21: 2079–85.
253. Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res* 2014 [Epub ahead of print].

## 8. ÖZGEÇMİŞ

1991 yılında Elazığ'da doğdum. 2009 yılında Elazığ Mehmet Koloğlu Anadolu Lisesi'nden mezun oldum. Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne 2009 yılında girdim ve 2014 yılında aynı fakülteden mezun oldum. 2014 Sonbahar DUS ( Diş Hekimliğinde Uzmanlık Sınavı ) ile Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimime başladım.

