

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**YÜKSEK PERFORMANS POLİMERLERİNİN DAYANAK
MATERYALİ OLARAK KULLANIMININ SONLU ELEMAN
ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

HAZIRLAYAN

NİLSU EREL

ANKARA – 2022

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**YÜKSEK PERFORMANS POLİMERLERİNİN DAYANAK
MATERYALİ OLARAK KULLANIMININ SONLU ELEMAN
ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

HAZIRLAYAN

NİLSU EREL

TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. BULEM YÜZÜGÜLLÜ TÜTÜNCÜLER

ANKARA - 2022

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

..... Anabilim Dalı Tezli Yüksek
Lisans/Doktora Programı çerçevesinde tarafından
hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: / /

Tez

Adı:

.....

Tez Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı - Soyadı, Kurumu)

İmza

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

ONAY

Enstitü Müdürü

Tarih: ... / ... /

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU

Tarih: ... / ... /

Öğrencinin Adı, Soyadı:

Öğrencinin Numarası:

Anabilim Dalı:

Programı:

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı:

Tez Başlığı:

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans/Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam ... sayfalık kısmına ilişkin,/....../2022 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından Turnitin adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı %'dir. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:.....

ONAY

Tarih: ... / ... /

Öğrenci Danışmanı Unvan, Ad, Soyad, İmza:

.....

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgi, deneyim ve desteğini esirgemeyen mükemmel bir kalbe sahip değerli hocam, ablam Dr. Öğr. Üyesi Özge ÇELİK'e,

Doktora eğitimim boyunca desteğini ve bilgilerini benimle paylaşan danışman hocam Prof. Dr. Bulem YÜZÜGÜLLÜ TÜTÜNCÜLER'e,

Yardım ve desteğini esirgemeyen, bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren saygıdeğer hocam Prof. Dr. Selim ERKUT'a,

Aynı yolda yürüyüp benzer süreçlerden geçerken birbirimize destek olduğumuz, doktora eğitimimin her anını keyifli kılan asistan arkadaşlarıma,

Her koşulda yanımda olan, beni destekleyen, hayatımın vazgeçilmezleri annem Kezban EREL'e, babam Eray EREL'e ve ablam Cansu EREL AKAR'a

Hayat enerjim ve motivasyon kaynaklarım, ATEŞ ve KAREL'e

En içten teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Nilsu Erel, Yüksek Performans Polimerlerinin Dayanak Materyali Olarak Kullanımının Sonlu Eleman Analizi İle Değerlendirilmesi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı, 2022.

Bu çalışmada, şu anda üzerinde çokça araştırmalar yapılan Yüksek Performans Polimerleri olarak adlandırılan, Polietereterketon (PEEK) ve Polieterketonketon'un (PEKK) dayanak materyali olarak ve %5 mol İtiryum içeren Parsiyel Stabilize Zirkonya'nın (5Y-PSZ) monolitik üst yapı materyali olarak kullanımının implant çevresindeki kemikte, implantta ve dayanak vidasında oluşturduğu stres dağılımının incelenmesi amaçlanmıştır. Çeşitli nedenlerle kaybedilen dişlerin yerini, hem fonksiyonel, hem de estetik açıdan restore etmek amacıyla uzun süredir dental implantlar kullanılmaktadır. Kaybedilen dişin restorasyonu için kullanılan dayanak ve üst yapı materyali, hem estetik hem de fonksiyon açısından büyük önem taşımaktadır. Yıllardır sıkça kullanılan ve altın standart olan titanyum dayanaklar yerine, metal içermeyen, korozyon ihtimali olmayan, daha estetik sonuçlar vadeden ve şok absorpsiyon özelliği olan PEEK ve PEKK dayanaklar alternatif bir seçenek olmuştur. Ayrıca zirkonyaya göre de diş dokularına daha yakın elastik modülüse sahip olmaları, iletilen stres yönünden daha avantajlı materyal alternatifleri olacağını düşündürmektedir. Bu nedenle, çalışmada PEEK ve PEKK materyallerini dayanak materyali olarak kullanıp, implantta, peri-implant kemikte ve dayanak vidasında oluşan stres değişimleri incelenmiştir. Bu çalışmada, maksiller sağ üst kesici dişin olmadığı bir üst çene modeli planlanmıştır. Titanyum implant üzerine, titanyum, zirkonya, PEEK ve PEKK olmak üzere toplam 4 farklı dayanak materyali ve üst yapı olarak ise, monolitik zirkonyadan üretilen tek kron tasarlanmıştır. Toplamda 4 farklı çalışma grubu planlanmıştır. Normal çiğneme kuvvetini taklit edecek şekilde, implantın uzun aksıyla 45 derece açı yapacak şekilde, palatinalde insizal kenarın 2mm altından olacak şekilde 178N kuvvet uygulanmıştır. Sonlu Eleman Analizi (SEA) yöntemi, kompleks yapıları küçük elemanlara ayırarak, matematiksel olarak modelleyen ve çözümleyen sayısal bir yöntemdir. SEA sayesinde in vivo veya in vitro olarak değerlendirilmesi çok zor olan kemik yüzeyleri ve implantlar yüzeyleri gibi bölgelerin değerlendirilmesi mümkün olmuştur. Bu çalışmada da peri-implant kemikte, implantta ve dayanak vidasında oluşacak

olan stresin değerlendirilmesinde üç boyutlu SEA yöntemi kullanılmıştır. Çalışmada üstyapıda oluşan stres değerleri tüm modellerde benzer ve klinik olarak kabul edilebilir değerlerdir. Ayrıca, implant, dayanak ve vidada görülen en düşük von Mises değerleri zirkonya dayanak kullanılan modeldedir. PEEK ve PEKK'den üretilen dayanaklar, implant, vida, üstyapı, kortikal ve trabeküler kemikte benzer stres değerlerine neden olmuştur. Ayrıca PEEK dayanağa sahip modelde, kortikal kemikte en yüksek gerilme değeri bulunmuştur. Dayanak materyal seçiminde PEEK ve PEKK materyalinin kullanılmasıyla, peri-implant kemikte, implantta ve dayanak vidasında oluşacak olan stresin ve dolayısıyla implant tedavisinin başarısının etkileneceği düşünölmektedir. Bu nedenle çalışmanın sonuçlarıyla birlikte hangi dayanak ve üst yapı materyalinin seçilmesi konusunda klinik uygulamalara ışık tutması beklenmektedir.

Anahtar Kelimeler: PEEK, PEKK, sonlu eleman analizi, dental implant, dayanak materyali

ABSTRACT

Nilsu Erel, Evaluation of the Use of High Performance Polymers as Abutment Material by Finite Element Analysis, Baskent University, Institute of Medical Sciences, Faculty of Dentistry, Department of Prosthodontics, 2022

The aim of this study is to examine the stress distribution created by the Polyetheretherketone (PEEK) and Polyetherketoneketone (PEKK) as abutment material in the peripheral bone, in the implant and in the abutment screw. In addition, it is aimed to examine the stress changes that will occur in the peripheral bone around the implant, the implant and the abutment screw by using 5 mol.% yttria partially stabilized zirconia (5Y-PSZ) as the monolithic superstructure material. Dental implants have been in use for a long time in order to restore teeth lost for various reasons, both functionally and aesthetically. The abutment and superstructure material used for the restoration of the lost tooth are of great importance in terms of both aesthetics and function. Instead of the gold standard titanium abutments, which have been used frequently for years, PEEK and PEKK abutments have been an alternative option, which does not contain metal, does not have the risk of corrosion, promises more aesthetic results and have shock absorption feature. In addition, the fact that they have an elastic modulus closer to dental tissues compared to zirconia suggests that they will be more advantageous material alternatives in terms of transmitted stress. Therefore, in this study, stress changes in the implant, peri-implant bone and abutment screw were investigated by using PEEK and PEKK materials as abutment materials. In this study, a maxillary model without maxillary right upper incisor was planned. A total of 4 different abutment materials, titanium, zirconia, PEEK and PEKK, and a single crown made of monolithic zirconia were designed on the titanium implant. In total, 4 different study groups were planned. 178N force was applied from palatal region and 2mm below the incisal edge at an angle of 45 degrees with the long axis of the implant, simulating normal chewing force. Finite Element Analysis (FEA) method is a numerical method that mathematically models and analyzes complex structures by breaking them into small elements. By using FEA, it has been possible to evaluate areas such as bone surfaces and implants surfaces that are very difficult to evaluate in vivo or in vitro. In this study, the three-dimensional FEA method was used to evaluate the stress that will occur in the peri-implant bone, implant and abutment screw. The stress values

occurring in the monolithic zirconia crown in the study are similar and clinically acceptable values in all models. In addition, the lowest von Mises values observed in implant, abutment and screw are in the model with zirconia abutment. Abutments produced from PEEK and PEKK caused similar stress values in implant, screw, superstructure, cortical and cancellous bone. In addition, the highest stress value was found in the cortical bone in the model with PEEK abutment. It is thought that the use of PEEK and PEKK material in the selection of abutment material will affect the stress that will occur in the peri-implant bone, implant and abutment screw, and thus the success of the implant treatment. For this reason, it is expected to shed light on clinical applications in choosing which abutment and superstructure material to use according to the results of the study.

Keywords: PEEK, PEKK, finite element analysis, dental implant, abutment material

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	xv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Dental İmplantlar	4
2.1.1. Dental implant tanımı ve osseointegrasyon	4
2.1.2. Alveol kemiğin tipi ve özellikleri	5
2.1.3. Dental implant tasarımları.....	5
2.1.4. Dental implant materyalleri.....	6
2.1.5. Dental implant materyalleri özellikleri.....	7
2.1.6. Dental implant başarı kriterleri	7
2.1.7. İmplant Komplikasyonları.....	9
2.2. Dental Dayanaklar	10
2.2.1. Dental dayanak tanımı ve özellikleri.....	10
2.2.2. Dental dayanakların sahip olması gereken özellikler.....	10
2.2.3. Dental dayanak materyalleri	11
2.2.4. Dental dayanak çeşitleri	12
2.2.4.1. Retansiyon tipine göre dental dayanaklar	12
2.2.4.2. Üretim yöntemine göre dental dayanaklar	13

2.2.4.3. Kullanım amacına göre dental dayanaklar.....	14
2.2.5. Protetik parçalar ile dental implantlar arasındaki bağlantı tipleri.....	14
2.2.6. Dental dayanak-implant bağlantı tipleri ve mikroboşluk.....	15
2.2.6.1. Eksternal bağlantı	15
2.2.6.2. İnternal bağlantı	16
2.2.6.3. Platform-switching	16
2.3. Siman ve Vida Retansiyonlu İmplant Destekli Protezler	17
2.4. Titanyum	19
2.4.1. Titanyumun keşfi ve özellikleri	19
2.4.1.1. Biyouyumluluk.....	19
2.4.1.2. Korozyon	19
2.4.1.3. Korozyon direnci	20
2.4.2. Titanyum ve alaşımları.....	20
2.4.3. İmplant materyali olarak titanyum.....	21
2.5. Zirkonya	21
2.5.1. Zirkonya yapısı ve içeriği	21
2.5.2. Zirkonyanın dönüşüm tokluğu	22
2.5.3. Zirkonyanın yaşlanması	23
2.5.4. Diş hekimliğinde zirkonya.....	23
2.5.4.1. Diş hekimliğinde kullanılan farklı zirkonya yapıları.....	23
2.5.4.2. Diş hekimliğinde zirkonya blokların üretimi.....	23
2.5.4.3. Diş hekimliğinde zirkonya blokların adezyonu	25
2.5.4.4. Diş hekimliğinde zirkonya blokların dayanımını etkileyen faktörler	25
2.5.5. Monolitik zirkonya	26
2.5.5.1. Monolitik zirkonya tanımı ve özellikleri	26
2.5.5.2. Monolitik zirkonyanın renklendirilmesi	27

2.6. Poliarileterketon (PAEK)	27
2.6.1. Polietereterketon (PEEK)	28
2.6.1.1. PEEK'in yapısı ve özellikleri.....	28
2.6.1.2. Modifiye PEEK materyalleri.....	29
2.6.1.3. PEEK ve titanyum.....	31
2.6.2. Polieterketonketon (PEKK)	31
2.6.2.1. PEKK'un yapısı ve özellikleri	31
2.6.2.2. PEKK'un protetik restorasyonlarda kullanımı.....	32
2.7. Sonlu Eleman Stres Analizi	33
2.7.1. Sonlu eleman analizi ile ilgili kavramlar	34
2.7.1.1. Kuvvet.....	34
2.7.1.2. Gerilme (Stres).....	35
2.7.1.3. Gerinim.....	35
2.7.1.4. Hooke's kanunu	35
2.7.1.5. Elastisite modülü	36
2.7.1.6. Poisson oranı	36
2.7.2. Sonlu eleman analizinin uygulanması.....	36
2.7.3. Sonlu eleman analizinin avantajları.....	37
2.7.4. Sonlu eleman analizinin dezavantajları.....	38
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	38
3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması	39
3.1.1. İmplant, dayanak ve üst yapının modellenmesi	40
3.1.2. Kemiklerin modellenmesi.....	42
3.2. Ağ Yapının Oluşturulması.....	43
3.3. Eleman ve Düğüm Noktalarının Belirlenmesi	44
3.4. Materyal Özelliklerinin Belirlenmesi	45
3.5. Sınır Koşullarının Belirlenmesi.....	46

3.6. Yükleme Koşullarının Belirlenmesi.....	46
4. BULGULAR.....	47
4.1. Titanyum Dayanak Kullanılan Modelde Elde Edilen Bulgular.....	47
4.1.1. İmplantta oluşan von Mises stres bulguları	47
4.1.2. Dayanak vidasında oluşan von Mises Stres Bulguları.....	47
4.1.3. Titanyum dayanakta oluşan von Mises stres bulguları.....	48
4.1.4. Protetik üst yapıda oluşan von Mises stres bulguları.....	48
4.1.5. Kortikal kemikte oluşan asal gerilme bulguları.....	49
4.1.6. Trabeküler kemikte oluşan asal gerilme bulguları.....	50
4.2. Zirkonya Dayanak Kullanılan Modelde Elde Edilen Bulgular	52
4.2.1. İmplantta oluşan von Mises stres bulguları	52
4.2.2. Dayanak vidasında oluşan von Mises stres bulguları.....	52
4.2.3. Zirkonya dayanakta oluşan von Mises stres bulguları.....	53
4.2.4. Protetik üst yapıda oluşan von Mises stres bulguları.....	53
4.2.5. Kortikal kemikte oluşan asal gerilme bulguları.....	54
4.2.6 Trabeküler kemikte oluşan asal gerilme bulguları.....	55
4.3. PEEK Dayanak Kullanılan Modelde Elde Edilen Bulgular.....	56
4.3.1. İmplantta oluşan von Mises stres bulguları	56
4.3.2. Dayanak vidasında oluşan von Mises stres bulguları.....	56
4.3.3. PEEK dayanakta oluşan von Mises stres bulguları.....	57
4.3.4. Protetik üst yapıda oluşan von Mises stres bulguları.....	57
4.3.5. Kortikal kemikte oluşan asal gerilme bulguları.....	58
4.3.6. Trabeküler kemikte oluşan asal gerilme bulguları.....	59
4.4. PEKK Dayanak Kullanılan Modelde Elde Edilen Bulgular	60
4.4.1. İmplantta oluşan von Mises stres bulguları	60
4.4.2. Dayanak vidasında oluşan von Mises stres bulguları.....	61
4.4.3. PEKK dayanakta oluşan von Mises stres bulguları	61

4.4.4. Protetik üst yapıda oluşan von Mises stres bulguları.....	62
4.4.5. Kortikal kemikte oluşan asal gerilme bulguları.....	63
4.4.6. Trabeküler kemikte oluşan asal gerilme bulguları.....	64
4.5. Tüm Modellerde İmplantlarda Oluşan Maksimum von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması	65
4.6. Tüm Modellerde Dayanak Vidalarında Oluşan Maksimum von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması.....	65
4.7. Tüm Modellerde Dayanaklarda Oluşan Maksimum von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması	66
4.8. Tüm Modellerde Protetik Üst Yapılarda Oluşan Maksimum von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması.....	67
4.9. Tüm Modellerde Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulgularının Karşılaştırılması.....	68
4.10. Tüm Modellerde Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulgularının Karşılaştırılması.....	69
5. TARTIŞMA	70
6. SONUÇLAR	77
KAYNAKLAR	79

TABLÖLAR LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 3.1. Analiz Modelleri	39
Tablo 3.2. Oluşturulan modellerin eleman ve düğüm sayısı	45
Tablo 3.3. Kullanılan materyallerin elastisite modülü ve poisson oranı	45
Tablo 4.1. İmplantlarda oluşan maksimum stres değerlerinin karşılaştırılması	65
Tablo 4.2. Dayanak vidalarında oluşan maksimum stres değerlerinin karşılaştırılması	65
Tablo 4.3. Dayanaklarda oluşan maksimum stres değerlerinin karşılaştırılması	66
Tablo 4.4. Protetik üst yapılarda oluşan maksimum stres değerlerinin karşılaştırılması	67
Tablo 4.5. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerlerinin karşılaştırılması.....	68
Tablo 4.6. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerlerinin karşılaştırılması .	68
Tablo 4.7. Trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerlerinin karşılaştırılması	69
Tablo 4.8. Trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerlerinin karşılaştırılması.....	69

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 3.1. Titanyum implant modeli	41
Şekil 3.2. Titanyum dayanak vidası modeli	41
Şekil 3.3. Titanyum dayanak modeli	41
Şekil 3.4. Zirkonya dayanak modeli	41
Şekil 3.5. PEEK dayanak modeli	42
Şekil 3.6. PEKK dayanak modeli	42
Şekil 3.7. Monolitik zirkonya kron modeli.....	42
Şekil 3.8. Kemik modeli	43
Şekil 3.9. Ağ yapı oluşturulurken kullanılan elemanlar	44
Şekil 3.10. Modelin sabitlendiği düzlemler	46
Şekil 3.11. Çiğneme kuvvetinin simüle edildiği yükleme bölgesi ve yönü	46
Şekil 4.1. Titanyum dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu implantta oluşan maksimum von Mises stres dağılımı	47
Şekil 4. 2. Titanyum dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu vidada oluşan maksimum von Mises stres dağılımı	48
Şekil 4.3. Titanyum dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu dayanakta oluşan maksimum von Mises stres dağılımı	48
Şekil 4.4. Titanyum dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı	49
Şekil 4.5. Titanyum dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	49
Şekil 4.6. Titanyum dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	50
Şekil 4.7. Titanyum dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	51
Şekil 4.8. Titanyum dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı.....	51

Şekil 4.9. Zirkonya dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu implantta oluşan maksimum von Mises stres dağılımı.....	52
Şekil 4.10. Zirkonya dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu dayanak vidasında oluşan maksimum von Mises stres dağılımı.....	52
Şekil 4.11. Zirkonya dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu dayanakta oluşan maksimum von Mises stres dağılımı	53
Şekil 4. 12. Zirkonya dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu protetik üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı.....	53
Şekil 4.13. Zirkonya dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	54
Şekil 4.14. Zirkonya dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı.....	55
Şekil 4.15. Zirkonya dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	55
Şekil 4.16. Zirkonya dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı.....	56
Şekil 4.17. PEEK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu implantta oluşan maksimum von Mises stres dağılımı	56
Şekil 4.18. PEEK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu dayanak vidasında oluşan maksimum von Mises stres dağılımı.....	57
Şekil 4.19. PEEK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu dayanakta oluşan maksimum von Mises stres dağılımı	57
Şekil 4.20. PEEK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu protetik üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı.....	58
Şekil 4.21. PEEK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	58
Şekil 4.22. PEEK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı.....	59
Şekil 4.23. PEEK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	60
Şekil 4.24. PEEK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı.....	60
Şekil 4.25. PEKK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu implantta oluşan maksimum von Mises stres dağılımı	61

Şekil 4.26. PEKK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu dayanak vidasında oluşan maksimum von Mises stres dağılımı	61
Şekil 4.27. PEKK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu dayanakta oluşan maksimum von Mises stres dağılımı	62
Şekil 4.28. PEKK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu protetik üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı	62
Şekil 4.29. PEKK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	63
Şekil 4.30. PEKK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı	63
Şekil 4.31. PEKK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı	64
Şekil 4.32. PEKK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı	65

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

PEEK	Polietereterketon
PEKK	Polieterketonketon
HA-PEEK	Hidroksioapatit ile güçlendirilmiş PEEK
PAEK	Poliarileterketon
Y-TZP	İttriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali
5Y-PSZ	%5 mol İttriyum içeren parsiyel stabilize zirkonya
4Y-PSZ	%4 mol İttriyum içeren parsiyel stabilize zirkonya
3Y-TZP	%3 mol İttriyum içeren tetragonal zirkonya polikristali
MDP	10-metakriloloksidesil dihidrojen fosfat
SEA	Sonlu Eleman Analizi
AAID	Amerikan İmplant Diş Hekimliği Akademisi
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli üretim
Cp-Ti	ticari saf titanyum
V	Vanadyum
Mo	Molibden
Nb	Niobiyum
Al	Aluminyum
Sn	Kalay
Ga	Galyum
Zr	Zirkonyum
Ta	Tantal
Cr	Krom
Fe	Demir
Cu	Bakır
Ni	Nikel

Si	Silisyum
B	Bor
Bi	Bizmut
Mg	Magnezyum
Ca	Kalsiyum
Ti	Titanyum
ASTM	Uluslararası Amerikan Test ve Materyaller Topluluğu
Ti-6Al-4V	Titanyum-6Aluminyum-4Vanadyum
Ti-6Al-7Nb	Titanyum-6Aluminyum-7Niobiyum
YPP	Yüksek Performans Polimerleri
TiO ₂	Titanyum oksit
HAF	Hidroksiapatit fiber
β-TCP	Beta-trikalsiyum fosfat
CS	Kalsiyum silikat
Hap	Hidroksiapatit partikülleri
CS-PEEK	Kalsiyum silikat ile güçlendirilmiş PEEK
MRI	manyetik rezonans görüntüleme
Nano-HA	Nano hidroksiapatit
BioHPP	seramik doldurucular ile modifiye edilmiş PEEK kompoziti
g/cm ³	gram/santimetreküp
mm	milimetre
nm	nanometre
µm	mikron/mikrometre
N	newton
N/mm ²	newton/milimetrekare
MPa	megapaskal
GPa	gigapaskal
°C	santigrat derece
GB	gigabyte

mm²

milimetre kare



1. GİRİŞ

Diş hekimliğinin esas amaçlarından biri kaybedilen diş dokusunun yerine konulmasıdır. Günümüzde, gelişen teknoloji ve farklı teknikler sayesinde çok geniş defektler dahi restore edilebilmektedir. Özellikle ön bölgede doğal diş yapısının taklidi ve aynı zamanda fonksiyon açısından en uygun restorasyonun uygulanması bir çok parametreden etkilenebilen komplike bir tedavidir. Dahası, diş ve/veya doku kaybı ne kadar fazlaysa, tedavide başarıya ulaşmak bir o kadar zor hale gelmektedir. (1,2) Geleneksel sabit protezlerin, destek dişlerde preperasyon gerektirmesi ve yetersiz ya da yanlış preperasyona bağlı olarak dişlerde oluşabilecek endodontik ve periodontal problemlere neden olması önemli dezavantajlardandır. (3) Bu sorunları çözümleyebilmek amacıyla dental implantlar ortaya atılmıştır.

Dental implantlar, ağız mukozasına, periostun altına veya çene kemiklerinin içerisine yerleştirilerek tam protezler, sabit protezler veya bölümlü protezlere destek sağlayan alloplastik maddelerden üretilen apareylerdir. (4,5) Modern dental implantoloji 1939 yılından itibaren hızla gelişmiş ve günümüze kadar olan sürede uygulama alanları, yeni materyaller, tasarım ve teknikler sayesinde yüksek ivme kazanmıştır. (6)

İmplant destekli protezlerin fonksiyon ve idamesi açısından, dental implant yüzeyinin kemik ile ilişkisi hayati rol oynar. Aslında, dental implantların klinik iyileşme sürecindeki en önemli biyolojik aşama, implant ve konak dokuların ara yüzeyinde gerçekleşen hücre adezyonudur. İmplant ve kemik arasında meydana gelen bu yapısal ve fonksiyonel birleşme, implantın yüzey özelliklerinden etkilenir. (7) Branemark'ın osseointegrasyonu tanımlamasından sonra günümüze kadar olan süreç boyunca, implant destekli tasarımlar parsiyel ve tam dişsizliğe sahip hastaların rehabilitasyonunda hayati öneme sahip olmuştur. (2)

Dental implant üretiminde tercih edilebilecek materyaller, çevre dokular ile uyuma sahip, korozyona karşı dirençli, toksik ve/veya alerjik olmayan, mekanik, fonksiyonel ve termal gerilimlere karşı dirençli olan, gerektiğinde şekillendirilebilen, yüzeyi modifiye edilebilen, uygulanması ve vücut dokularıyla uyumu kolay ve yeterli olan materyaller olmaları gerekir. (8,9,10) Ayrıca, bu materyalin kemiğin iyileşme mekanizmasını

bozmayacak bir yüzeye sahip olması ve aynı zamanda kemik kalite ve kantitesine ve uygulanan bölgeye bakılmaksızın iyileşme mekanizmasını iyi yönde etkileyecek özelliklere sahip olması gerektiği bir çok araştırmacı tarafından rapor edilmiştir. (11) Günümüzde implantlarda titanyum ve titanyum alaşımları en sık tercih edilen materyallerdir. (12)

Dental dayanaklar genel olarak bir veya iki materyalden üretilmektedir. Günümüzde, iki materyal içeren dayanaklar, prefabrike titanyum platforma rezin siman ile bağlanan özel dayanak parçalarına sahiptir. En çok tercih edilen dayanak materyalleri arasında ilk sırada titanyum yer alırken, döküm altın (Ör: UCLA dayanaklar) veya zirkonyum oksit dayanaklar da tercih edilmektedir. Yakın zamanlarda iki parçalı dayanak sistemi olarak, lityum disilikat dayanaklar da kullanılmaya başlanmıştır. (13) Ayrıca son zamanlarda popüler hale gelen Polietereterketon (PEEK) ve Polieterketonketon (PEKK) dayanaklar da kullanıma ve üzerinde farklı çalışmalar yapılmaya başlanmıştır. (14,15) Prefabrike titanyum dayanaklar, mükemmel biyolojik ve mekanik avantajları ile implant destekli sabit ve parsiyel protezlerin için altın standart olarak benimsenmiştir. Ancak, prefabrike titanyum dayanakların silindirik şekli ve standart marjin yapısı, doğal çıkış profilinin oluşmasını engellemekte ve gingival dokunun normal yapısını taklit etmekte sorun yaratmaktadır. Bu sorunlara çözüm olarak kişisel olarak üretilen dayanaklar veya prefabrike seramik dayanaklar geliştirilmiştir. Seramik dayanaklar yüksek dirence sahip alüminyum oksit veya itriyum ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit polikristal materyallerinden elde edilmektedir. Seramik dayanaklar, biyouyumluluk, doğal görünüm, düşük korozyon potansiyeli ve düşük termal iletkenlik gibi birçok mükemmel özelliğe sahiptirler. (16)

Sonlu elemanlar analizi, kompleks ve mekanik problemleri küçük ve yalın parçalara ayırarak, bilgisayar ortamında üretilen tasarım modellerinde stres ve gerilmeleri değerlendiren bir analiz tekniğidir. SEA sayesinde, yapıların yer değişimi, eğilme, gerilme, titreşim, bükülme, kırılma, materyallerin elastik deformasyonları ve bağlanma dayanıklılığı sayısal olarak değerlendirilebilmektedir. Kompleks ve mekanik problemleri çözerek, oral rehabilitasyon öncesinde yararlı olabilecek biyomekanik bulgular sunmaktadır. İmplantoloji alanında önemli bir analiz tekniğidir. (17) Bu çalışmada titanyum, zirkonya, PEEK ve PEKK dayanak materyallerin implant, dayanak, dayanak vidası ve üstyapıda

oluşturduğu stres değişimlerinin incelenmesi amacıyla sonlu eleman analizinden yararlanılmıştır.

Bu çalışmanın amacı; titanyum ve zirkonya gibi alıřıl原因eľmiř dental materyaller dışında, günümüz diş hekimliğinde avantajları sayesinde popüler hale gelmeye başlayan Yüksek Performans Polimerleri olarak adlandırılan, PEEK ve PEKK'in dayanak materyali olarak kullanımının implant çevresindeki kemikte, implantta ve dayanak vidasında oluşturduğu stres dağılımını incelemektir. Ayrıca st yapı materyali olarak %5 mol İttriyum içeren Parsiyel Stabilize Zirkonya (5Y-PSZ) kullanılarak, implant çevresindeki kemikte, implantta ve dayanak vidasında oluşturacakları stres değişimlerinin incelenmesi de amaçlanmaktadır. Çalışmanın sonuçlarıyla birlikte hangi dayanak ve st yapı materyalinin seçilmesi konusunda klinik uygulamalara ışık tutması beklenmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

2.1.1. Dental implant tanımı ve osseointegrasyon

Dental implantlar, ağız mukozasına, periostun altına veya çene kemiklerinin içerisine yerleştirilerek tam protezler, sabit protezler veya bölümlü protezlere destek sağlayan alloplastik maddelerden üretilen apareylerdir. (4,5) Modern dental implantoloji 1939 yılından itibaren hızla gelişmiş ve günümüze kadar olan sürede yeni uygulama alanları, yeni materyaller, tasarım ve yeni teknikler sayesinde yüksek ivme kazanmıştır. (6)

İmplant destekli protezlerin fonksiyon ve idamesi açısından, dental implant yüzeyinin kemik ile ilişkisi hayati rol oynamaktadır. Aslında, dental implantların klinik iyileşme sürecindeki en önemli biyolojik aşama, implant ve konak dokuların ara yüzeyinde gerçekleşen hücre adezyonudur. İmplant ve kemik arasında meydana gelen bu yapısal ve fonksiyonel birleşme, implantın yüzey özelliklerinden oldukça etkilenmektedir. (7)

Osseointegrasyon tanımı; Latince “os”: kemik ve “integrate”: birleşmek kelimelerinin birleşmesiyle oluşmuştur. İlk olarak 1977 yılında Branemark tarafından tanımlanmıştır. (18) Albrektsson’ın tanımlamasına göre, osseointegrasyon canlı kemik ve implant arasında ışık mikroskobu seviyesinde oluşan direkt bağlantıdır. 1986 yılında Amerikan İmplant Diş Hekimliği Akademisi (AAID) osseointegrasyonu, ‘implant ve kemik arasında kemik dışı bir doku olmaksızın yüklerin ideal bir şekilde implanttan kemiğe aktarıldığı bağlantı’ olarak tanımlamıştır. (19,20)

Albrektsson osteointegrasyonun gerçekleşebilmesi için 6 faktör tanımlamış ve bu faktörleri implant tasarımı, implant materyali, yüzey kalitesi, cerrahi teknik, implant yükleme prosedürü ve kemik durumu olarak bildirmiştir. (18)

2.1.2. Alveol kemiğin tipi ve özellikleri

Alveol kemik kalitesi maksilla ve mandibulada çok fazla çeşitlilik gösterebilmektedir. Uzun dönem başarı için, implant cerrahisi öncesinde planlamanın önemi hekimler tarafından bilinmektedir. İmplant cerrahisinde kemik değerlendirmesi için Bilgisayarlı Tomografi (BT) altın standart olarak yer almaktadır.

Leckholm ve Zarb'ın sınıflaması (21) düşük maliyetli ve kolay uygulanabilir olduğundan hala en sık kullanılan kemik değerlendirme metodudur. Kemik dokunun hacim ve yapı olarak değerlendirilmesi, panoramik/periapikal radyografilerle ve cerrahin implant yerleşimi için yuva oluşturduğu sırada algıladığı kemik sertliğine ve yoğunluğuna göre gerçekleştirilmektedir. Bu sınıflamada alveol kemik, trabeküler ve kortikal kemik yoğunluğuna göre 1'den 4'e kadar değerlere sahip skalayla sınıflandırılmaktadır.

Kemik hacmine göre ise A,B,C,D ve E olarak belirlenen skalada sınıflama yapılmaktadır. Bu skalada ise, A, tüm kemiğin korunduğu alveol kemiği ifade ederken, E, aşırı rezorbe ve sadece bazal kemik bulunan alveol kemiği ifade etmektedir.

Bu sınıflandırmanın dokusal değerlendirme ile doğru sonuçlara ulaştığı rapor edilmiştir fakat yine de değerlendirmenin cerrahin tecrübesine bağlı olması soru işaretine neden olmaktadır. (22)

2.1.3. Dental implant tasarımları

Dental implant tasarımları çeşitlilik göstermektedir. Dental implantlar kök dizaynlarına göre; içi boş silindir (hollow), vida veya silindir gibi isimlerle sınıflandırılırlar. Günümüzde en sık tercih edilenler vida tipi olanlardır. (19) Silindir ve vida implantlar düz ve daralan, konik yapıdadırlar. Pek çok farklı tasarıma sahip olan implantlar yüzey alanını arttırmak, primer stabiliteyi ve yük dağılımını sağlamak gibi amaçlara sahiptirler. Konik tasarıma sahip implantların, silindir implantlara kıyasla marjinal kemik seviyesi idamesinde daha başarılı olduğu rapor edilmiştir. (23)

2.1.4. Dental implant materyalleri

Literatürdeki ilk implant materyali Maya uygarlığı döneminde deniz canlılarının kabuğunda yüksek oranda bulunan hidroksilapatittir. Modern implantolojide bugüne kadar olaan süreçte kullanılmış ve kullanılmaya devam eden materyaller, seramik, karbon, vitröz karbon, pirolitik karbon gibi materyallerdir. Yine de, günümüzde ideale en yakın alloplastik materyalin metal orijinli olduğu konusunda araştırmacılar hemfikirdir. (24)

Sykaras ve arkadaşları (25) dental implant yapımında tercih edilen materyalleri iki şekilde sınıflamaktadırlar;

1. Kimyasal yapılarına göre: Metaller, seramikler ve polimerler
2. İmplant edildiği dokuyla uzun dönem ilişkisine göre: Biyoinert, biyotolere ve biyoaktif materyaller

Biyotolere materyaller, canlı dokuyla temas halinde kapsül tarzında fibröz bir tabakayla yüzeylerini kaplayan materyallerdir. Yüzeylerinde yakın kemik apozisyonuna izin vererek, temas osteogenezi sağlayan materyaller ise biyoinert materyaller olarak adlandırılmaktadırlar. Biyoaktif materyaller ise, yüzeyinde yeni kemik oluşumuna izin vererek, birleştiği dokuyla kimyasal yapışma sağlayıp, yapışma osteogenezi oluşturan materyallere denmektedir. (25)

Metal alaşımları içinde ilk olarak krom-kobalt alaşımları ve paslanmaz çelik implant üretiminde tercih edilmişlerdir. Fakat tüm kullanılan alaşımlar arasında çatlak ve korozyonun en sık karşılaşıldığı alaşımlar olmuşlardır. (26) İmplant materyali olarak tercih edilen metaller arasında altın, paladyum, platin, tantalyum ve alaşımları da yer almaktadır. Fakat, bu materyaller inert olmadıkları ve ayrıca çok pahalı oldukları için günümüzde tercih edilmemektedirler. (27)

Titanyum implantların gri renge sahip olması, özellikle dişeti çekildiği durumlarda estetik problemler oluşturması, galvanik etkisinin kanıtlanmış olması ve alerjik reaksiyonların az da olsa mevcut olması dental implant materyallerinde alternatif materyal ihtiyacına neden olmuştur. (28) Zirkonya, rengi, biyouyumluluğu ve mekanik özellikleriyle

dental implant materyali olarak ön plana çıkmıştır. Günümüzde sıkça kullanılmakta olan zirkonya implant sistemleri mevcuttur.(29,30) Akagawa ve arkadaşlarının gerçekleştirdiği çalışmada, zirkonyum oksit kaplı implantların implant ile kemik arayüz bağlantısının çok iyi olduğu, dayanak preperasyonu gerektiği durumlarda da zirkonyanın kolayca şekillendirilebileceği belirtilmiştir. (31)

PEEK implantlar, biyouyumluluk, düşük plak afinitesi, dişe yakın rengi ve mekanik özellikleriyle, son zamanlarda araştırmalarda popüler olan ve kullanıma başlanan implantlardır. Kimyasal olarak dirençleri yüksektir ve konsantre sülfürik asit dışında hiçbir maddeden etkilenmediği rapor edilmiştir. Dahası, PEEK'in biyolojik olarak inert olması ve bu özelliğin de canlı dokularla bağlantı sağlanmasında önem arz etmesi, PEEK'i popüler implant materyali alternatiflerinden biri yapmaktadır. (32)

PEKK'in izoelastik özelliğe sahip yüksek performansı, oral implantolojide potansiyel materyal olmasını sağlamıştır. Ayrıca yapılan çalışmalarda, termoplastik rezinlerden üretilen dental implantların kabul edilebilir kemik bağlantısı göstermesi, PEKK'u umut vadeden implant materyallerinden biri haline getirmiştir. (33)

2.1.5. Dental implant materyalleri özellikleri

Dental implant üretiminde tercih edilebilecek materyaller, çevre dokularla uyum içinde, korozyona dirençli, alerjik veya toksik olmayan, termal, mekanik ve fonksiyonel gerilimlere karşı dirençli olan, gerektiğinde şekillendirilebilen, yüzeyi modifiye edilebilen, uygulanması pratik ve vücut dokularıyla uyumu yeterli olan materyaller olmaları gerekmektedir. (8,9,10) Ayrıca, bu materyalin kemiğin iyileşme mekanizmasını bozmayacak bir yüzeye sahip olması ve aynı zamanda kemik kalite ve kantitesine ve uygulanan bölgeye bakılmaksızın iyileşme mekanizmasını iyi yönde etkileyecek özelliklere sahip olması gerektiği bir çok araştırmacı tarafından rapor edilmiştir. (11)

2.1.6. Dental implant başarı kriterleri

Başarılı bir tedavi sonucu için, peri-implant kemiğin korunması en önemli faktörlerden biridir. İmplantı çevreleyen kemiğin kalitesi ve kantitesi, implantın

osseointegrasyonunun yanısıra, çevredeki yumuşak dokunun şeklini ve kontürünü de etkiler. (34)

İmplant tedavilerinin başarısını değerlendirmek adına 1986 yılında Albrektsson ve arkadaşları (35) tarafından önerilen kriterler, en çok kabul gören ve günümüzde en sık kullanılan başarı kriterleridir. Bu kriterler, özellikle peri-implant kemik rezorpsiyonları ve implant mobilitesi ile ilgilidir. Kriterler şu şekilde sıralanabilir:

1. Klinik olarak implantta mobilite tespit edilmemelidir.
2. Radyografide implant bölgesinde herhangi radyolüsent alan mevcut olmamalıdır.
3. Marjinal kemik kaybı yükleme yapılan ilk yıl 1,5mm'den az olmalıdır. Protetik olarak yüklemenin ilk yılı sonunda implant çevresindeki vertikal kemik kaybı ortalama 0,2 mm'den az olmalıdır.
4. Azalmayan ağrı, parestezi, nöropati, enfeksiyon veya mandibular kanal perforasyonu gibi semptomlar olmamalıdır.
5. Uygulanan implantın güvenilir olabilmesi için tüm bu kriterler 5 yıllık gözlem sonucunda %85 ve 10 yıllık gözlem sonucunda %80 oranında sağlanmalıdır.

Başarılı olarak değerlendirilen kemik kaybı miktarı açısından hala farklı görüşler mevcuttur. Bu tartışmayı, implant çevresi kemik kaybı değerlendirmesinin iyileşme başlığı yerleştirildikten sonra veya daimi restorasyon sonrası gerçekleştirilmesi, yani standardizasyonun olmaması arttırmaktadır.

Farklı implant-dayanak bağlantıları ve bunun sonucu olarak da kemik yüzeyiyle oluşan farklı arayüzler ortaya çıkar ve bu faktörler de kemik kaybını etkiler. Ayrıca dayanak-implant bağlantısının eksternal veya internal olması, bağlantının vida veya sürtünme yolu ile sağlanması da değişikliğe neden olabilecek parametreler arasındadır.

2.1.7. İmplant Komplikasyonları

İmplant uygulamaları sırasında komplikasyonların oluşması muhtemeldir. (36) McDermott ve arkadaşlarının

retrospektif çalışmasına (37) göre, genel komplikasyon oranı %13.9 olarak rapor edilmiştir. Cerrahi komplikasyonlar %1, enflamatuvar komplikasyonlar %10.2 ve protetik komplikasyonlar %2.7 olarak rapor edilmiştir. Misch ve arkadaşları, komplikasyonları 4 kategoride sınıflandırmışlardır; Tedavi ve planlama kaynaklı, anatomi kaynaklı, uygulama kaynaklı ve diğerleri.

Tedavi ve planlama kaynaklı komplikasyonları, yanlış açılanma, yanlış implant yerleşimi ve hasta ile iletişim eksikliği başlıkları altında değerlendirmiştir. Anatomi kaynaklı komplikasyonlar ise, sinir hasarı, kanama, kortikal tabaka perforasyonu, sinüs perforasyonu ve komşu dişin devitalizasyonu olarak sınıflandırılmıştır. Uygulama kaynaklı komplikasyonlar ise, primer stabilite eksikliği, mekanik komplikasyonlar, mandibular kırık ve aspirasyon olarak sınıflandırılmıştır. Diğer komplikasyonlar olarak iatrojenik nedenler bildirilmiştir. (36)

Yapılan retrospektif ve prospektif çalışmalarda (38), implant destekli protezlerdeki başarısızlıkların büyük kısmının implant-dayanak birleşim bölgesinden kaynaklandığı ve bu bölgedeki problemlerin vida gevşemesi, dayanak, vida veya implantta kırık oluşması gibi önemli problemlere neden olabileceği rapor edilmiştir.

İmplant tedavisinin başarısını etkileyen ve birçok farklı etkenden kaynaklanabilen peri-implant kemik kaybının nedeni çok iyi anlaşılmalıdır. Çünkü bu kaybın sonucu peri-implantitise bağlanabilmektedir. (39)

Peri-implant mukositis, yumuşak dokuda kızarıklık, şişkinlik, ve sondlamada kanamayla karakterize geri dönüşümlü enflamatuvar bir oluşumdur. Peri-implantitis ise, peri-implant kemik kaybıyla ve sondlamada süpürasyonla karakterize enflamatuvar bir reaksiyondur. (40,41)

Günümüzde kemik kaybının takibi ve değerlendirilmesi adına, implant uygulanacak olan bölgenin radyografisinin implant yerleşimi sonrası değil, herhangi müdahale öncesi alınması konusunda fikir birliği mevcuttur. (42) Klinge ve ark. çalışmalarında (43), protetik yükleme itibarıyla, 2mm üzeri kemik kaybıyla birlikte sondlamada kanama görülmesinin klinisyen açısından takip edilmesi ve müdahale açısından değerlendirilmesi gerektiğini rapor etmişlerdir.

2.2. Dental Dayanaklar

2.2.1. Dental dayanak tanımı ve özellikleri

Dental dayanak, implant ve protez arasındaki ara parçaya denir ve proteze retansiyon ve destek sağlar. Ayrıca konumlandırma ve anti-rotasyonel özellik için de önemli bir role sahiptir. Dental dayanaklar biyolojik ve fonksiyonel gereksinimlerin yanı sıra, ayrıca estetik olarak gereksinimleri de karşılayabilmelidir. (44) Maksiller anterior bölgede tercih edilecek implant dayanaklarında olması gereken özellikler, implant ile periferik kemiğe kuvvet iletebilecek yapıda ve güçte olmalı, anatomik açıdan ideal konturlara sahip olmalı, bu sayede çevredeki yumuşak dokuya destek sağlayabilmeli, doğal dişlerin sahip olduğu optik özellikleri taklit etmeli, plak birikimine neden olmamalı, biyouyumlu olmalı, antirotasyonel olmalı, temizlenebilir alanlar yaratmalı, mekanik değişimlere uyumlanabilir olmalı ve gerektiğinde yerinden kolaylıkla çıkartılabilmeli olarak sıralanabilmektedir. (44,45,46,47) Restorasyonun başarısı açısından kullanılacak dayanak seçimi için cerrahi aşamadan önce, diş hekimi tarafından uygun planlama yapılmalıdır. (48,49)

2.2.2. Dental dayanakların sahip olması gereken özellikler

Dental dayanaklar farklı materyallerden ve farklı tasarımlarda üretilebilmektedirler. Ancak hepsinin sahip olması gereken ortak özellikler mevcuttur. İmplant destekli protezlerin stabilitesi ve retansiyonuyla birlikte, yumuşak ve sert doku oluşumunu da desteklemeli, implant-dayanak bağlantı bölgesinde aşınmaya neden olmamalı, dayanak yüzeyinde düşük plak adezyonuna neden olmalı, alerjik reaksiyonları tetiklememeli, biyouyumlu olmalı ve gingival dokularda renklenmeye neden olmamalıdır. (13)

2.2.3. Dental dayanak materyalleri

Peri-implant yumuşak ve sert dokunun sağlığını ve kontürünü etkileyen dayanaklar, seramik ve metal gibi birçok farklı materyalden üretilmektedirler. (50,51) Metalden üretilen dayanaklar, yüksek dayanıklılığa sahiptirler fakat mukozada renklenmeye neden olabilmektedirler. Estetik gereksinimi yüksek olan bir çok vakada geleneksel titanyum dayanaklar yetersiz kalırlar. (52)

Uygun dayanak seçimi, implant destekli tek kron restorasyonların prognoz ve estetik sonuçları için çok önemli bir adımdır. (53,54) Maksiller anterior bölgede implant-dayanak birleşim bölgesi genellikle subgingival bölgede tercih edilerek estetiğin sağlanması amaçlanmaktadır. Ancak böyle vakalarda titanyum dayanaklar tercih edildiğinde yumuşak dokularda arzu edilmeyen mat ve grimsi yansımalar oluşabilmektedir. (55) Bu sorunu ortadan kaldırmak amacıyla, seramik ve fiber ile güçlendirilmiş dayanaklar üretilmiştir. (56)

Seramikten üretilen diş rengine sahip dayanaklar, estetik bölgelerde kullanılmak üzere 1993'ten beri tek veya daha fazla üye içeren restorasyonlarda kullanılmaktadır. İlk tam seramik dayanaklar yüksek oranda alüminyum oksit içermektedirler. (44) Yüksek eğilme dayanıklılık değerlerine sahip olan oksit seramiklerle benzer değerlere sahip olan zirkonyum oksit seramikler, yeni nesil seramik implant ve dayanak materyali olarak ortaya atılmıştır.(31) Fakat metal dayanaklara kıyasla daha düşük dayanıklılık göstermektedirler. (57)

Son zamanlarda zirkonya dayanaklarda rastlanan vida kırığı ve çatlak şeklinde başarısızlığın nedeni olarak, titanyum ve zirkonya materyalleri arasındaki sertlik farkı gösterilmiştir. Bu mekanik komplikasyonu gidermek amacıyla üretici firmalar dayanak-implant bağlantısının yine titanyum ile desteklendiği zirkonya dayanaklar geliştirilerek hibrit dayanaklar adı ile hizmete sunulmuştur. (58,59,60) Hibrit dayanaklar, titanyum altyapıya simante edilen kişiselleştirilmiş seramik dayanak olarak tanımlanmaktadır. İmplant-dayanak bağlantı kısmının titanyumdan yapılmış olması köşeli vida kenarlarının komplikasyon riskini engellemektedir ve ayrıca estetik olarak da ideal yapıdadır. (61)

Hibrit yapı implant-dayanak bağlantı bölgesinde metal-metal bağlantısının mekanik avantajıyla seramik restorasyonun estetik avantajını bir araya getirmektedir. (62)

Son zamanlarda PEEK, Hidroksiapatit ile güçlendirilmiş PEEK (HA-PEEK), PEKK ve fiber infiltre seramikler gibi farklı materyallerden dayanaklar üretilmeye başlanmıştır. (63)

PEEK ve PEKK, Poliarileterketon (PAEK) ailesinin en popüler ve en üstün polimerlerindendir. PEEK ve PEKK'ten üretilen dayanaklar son zamanlarda kullanılmaya başlayan ve üzerine pek çok araştırmalar yapılan yeni dayanak materyalleridir. PEEK, 4GPa gibi düşük elastik modülüs değerine sahiptir ve bu sayede çiğneme sırasında oluşan kuvvetleri absorbe etmektedir. Bunun sonucu olarak da, peri-implant dokulara daha az kuvvet iletilip, daha az krestal kemik kaybı oluşmasını sağlamaktadır. Yapısına %20 oranında seramik doldurucular eklenerek, yüksek polisajlanabilme özelliğine sahip olması amaçlanmıştır. Ayrıca, yapılan çalışmalarda PEEK dayanaklar üzerinde oluşan oral mikrobiyal flora ataşmanlarının, titanyum ve zirkonyaya yakın değerlerde olduğu rapor edilmiştir. PEEK, iyileşme başlığı, implant, dayanak, üstyapı veya altyapı materyali olarak tercih edilebilmektedir.

PEKK, yapısındaki ekstra keton grubu sayesinde PEEK'e kıyasla, daha yüksek erime sıcaklığına ve şok absorpsiyon özelliğine sahiptir. Sıkışma direnci (246MPa) dentinin sıkışma direncine (297MPa) yakın bir değerdedir. Yüksek biyouyumluğu sayesinde, titanyum implantlara alternatif olarak gösterilmektedir. Amorf olarak veya kristalize olarak üretilabiliyor olması, PEKK'in farklı alanlarda ve farklı sertlikte üretilmesine olanak sağlamaktadır. (64)

2.2.4. Dental dayanak çeşitleri

2.2.4.1. Retansiyon tipine göre dental dayanaklar

Retansiyon tipine göre dayanaklar vidalı veya siman tutuculu olarak ikiye ayrılmaktadır. Vida tutuculu sistemlerde, isminden de anlaşılacağı gibi, üst yapı dayanağa vida ile sabitlenmektedir. Siman artığı riskini kaldırdığı için son zamanlarda sıkça tercih edilen vida tutuculu dayanaklar, çok düşük vertikal mesafe varlığında kullanılabilme

avantajına da sahiptir. Bu sistemlerde vida direkt oklüzalden dayanakla bağlantı sağlayabilirken, transversal olarak da dayanağa ulaşabilmektedir. Vida tutuculu sistemlerin uygulama adımlarında, siman tutuculu sistemlere kıyasla çok daha fazla teknik hassasiyet gerekmektedir. Oklüzal yüzeyden dayanakla bağlantı sağlanan sistemde vida deliğinin oklüzal ilişkiyi bozmaması gerekmektedir. Transversal olan sistemde ise laboratuvar işlemleri çok daha fazla teknik hassasiyet gerektirmektedir. (65,66)

Siman tutuculu dayanaklar, üstyapı ile dayanak arasındaki bağlantının siman ile sağlandığı sistemlerdir Simantasyon tekniği ve dayanağın preperasyonu doğal diş destekli protezlerle benzerlik göstermektedir. Siman tutuculu dayanakların laboratuvar işlemleri daha kolaydır. Ayrıca üst yapıda vida deliği olmadığından, estetik beklentileri karşılamak daha kolaydır. Üst yapıda oklüzal uyum daha pratik şekilde sağlanıp, simantasyon aşamasında pasif uyum daha kolay sağlanmaktadır. Siman artığı riski ve herhangi problem sonucu üstyapının çıkarılması gerektiğinde bu problemin kolaylıkla çözülememesi ve üstyapının kesilerek çıkarılmak zorunda kalınması, önemli dezavantajlarındadır. (67,68)

2.2.4.2. Üretim yöntemine göre dental dayanaklar

Daimi dayanak olarak, standart stok dayanak, kişiye özel üretilen dayanak tercih edebilmektedir. Bu seçim, vakaya, klinisyenin tecrübe ve tercihinine göre değişebilir. (69)

Standart stok dayanaklar, üretici firmalar tarafından titanyum veya zirkonyadan üretilmektedirler. Firmalar tarafından açısız ya da implant yerleşiminden kaynaklanan açısal problemleri giderebilmek amacıyla farklı açılarda üretilmektedirler. Stok dayanakların düşük maliyetleri, hasta başında modifiye edilebilmeleri ve ölçü aşamalarının daha kolay olması daha sık tercih edilmelerine neden olmaktadır. Ancak stok dayanaklardan ideal sonucu elde edebilmek için ideal konumlandırılmış implantlar gerekmektedir. (70)

Kişiye özel dayanak üretimi gerektiren durumlar, yetersiz interoklüzal mesafe, olağanüstü açılanma problemi, implant firmasının en yüksek boyun yüksekliğine sahip dayanağından daha yüksek boyun yüksekliğine sahip dayanak gerektiren vakalar, ideal profili oluşturmak adına, orjinal diş ve yumuşak doku kontürünün taklit edilmesi gereken

durumlar, 3 veya daha fazla implantın splintlenmesini gerektiren vakalar, interproksimal aralığın hijyen açısından yetersiz kaldığı vakalar olarak sayılabilir. Kişiyeye özel dayanaklar, pasif uyum ve ideal kontürleri elde etmek adına hassas bir modelaja ihtiyaç duyar. Masraflı ve hassas bir laboratuvar işlemi gerektirmektedir. (69,71)

Son zamanlarda hızla gelişmekte olan Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojisi sayesinde, taranabilir dayanaklar ve taranabilir prepare edilmiş dayanaklar da klinik rutine dahil olmaya başlamıştır. (69) Estetik dayanak seçeneği olarak implant seviyesinde restorasyon yapımına uygun olan “silindirik dayanaklar” sayılabilir. (72) UCLA olarak bilinen bu dayanaklar Lewis ve arkadaşları tarafından geliştirilmişlerdir. İlk olarak implant gövdesine bağlanabilen plastik “burn-out” paterni olarak tasarlanmıştır. Günümüzde ise altın alaşımından üretilmiş modelleri de kullanılmaktadır. (73)

2.2.4.3. Kullanım amacına göre dental dayanaklar

İyileşme dayanakları, implant cerrahisi ardından implant platformunun üzerini kapatmak, implantın içerisine kemik veya yumuşak doku büyümesini engelleyip, dişeti epitelizasyonunu sağlamak amacıyla kullanılırlar. Ölçü dayanakları, açık ve kapalı kaşık ölçü tekniği için kullanılanlar olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Geçici dayanaklar genellikle fabrikasyon olarak üretilmektedir. Bu dayanakların birçoğu özellikle estetik bölgede yumuşak doku profilini modifiye etmek üzere üretilmişlerdir. Bu dayanaklar, daimi restorasyon sonucunda elde edilmek istenen estetik, fonetik sınırlar ve restorasyon pozisyonu ve oklüzyonu adına diş hekimlerine yardımcı olmaktadır. Daimi dayanaklar, final restorasyonu için kullanılıp herhangi komplikasyon olmadığı sürece sabit olarak yerlerinde kalırlar ve çıkartılmazlar. (74)

2.2.5. Protetik parçalar ile dental implantlar arasındaki bağlantı tipleri

İmplant üstü sabit restorasyonlar üç komponentten oluşmaktadır; implant, dayanak ve üstyapı. Bu parçaların birbiriyle bağlantısı farklı şekillerde olabilmektedir. Dayanak, implant platformuna vida ile bağlanırken, üstyapı vida veya siman yardımıyla dayanak ile bağlanır. Bir diğer sistemde ise, dayanak ve kron tek parça olarak implant üzerine vida ile sabitlenir. Üçüncü bir seçenek olarak ise, implant ve dayanağın tek parça olduğu ve

üstyapının üzerine vidalandığı sistem kullanılır. Ayrıca, dayanakların implant içerisine sürtünme yardımıyla veya kilitlenerek sabitlendiği implant sistemleri de mevcuttur. (69)

2.2.6. Dental dayanak-implant bağlantı tipleri ve mikroboşluk

Transmukozal protetik dayanak ile dental implant arasında bağlantı oluşturulunca, kaçınılmaz olarak parçalar arasında mikro boşluk oluşmaktadır. (75,76) İmplant ve dayanak arasındaki bu mikro boşlukta, mikroorganizmalar zamanla kolonize olup bakteriyel rezervuar oluşturabilmektedir ve bunun sonucunda da implant-dayanak bağlantı bölgesinde inflame yumuşak doku oluşmaktadır. (77) Bu mikro boşlukta oluşan mikrobiyal sızıntısının peri-implant enflamasyon ve kemik kaybı başlangıcının ana nedenlerinden olması, bu boşluğun önlenmesinin ve korunmasının önemini ortaya koymaktadır. (34)

Geleneksel olarak, implant-dayanak bağlantı tipleri implantın koronal yüzeyindeki geometrik yapılara göre sınıflandırılmıştır. İnternal dayanak bağlantıları ise kendi içinde, implantın iç yüzeyindeki geometrik yapılara ve dayanaklara göre sınıflandırılır. Konik bağlantı, başa-baş bağlantı (clearence fit, butt joint) ve kombine bağlantı internal bağlantı çeşitlerindendir. Platform switching konseptine göre ise, dayanağın çapı, implant-dayanak bağlantı bölgesinde implant çapından daha dar olarak tasarlanmaktadır. (78)

2.2.6.1. Eksternal bağlantı

Eksternal bağlantı sisteminde dayanağın implantla bağlantı sağlayan parçası implant gövdesini dışından çevrelemektedir.

Rotasyonel kuvvetlerin engellenmesi amacıyla implant ile dayanak bağlantı kısmı hegzagonal ya da oktagonel şeklinde olabilmektedir. Dayanak içerisindeki antagonist yapı da aynı şekilde hegzagonal ya da oktagonel olup bu parça üzerine yerleşmektedir. (79)

Eksternal bağlantı sistemlerinde zayıf halka dayanak vidasıdır. Yani aşırı yüklenmede ilk zarar gören parça vida olur. Bu sayede, kemikte veya protetik restorasyonda meydana gelebilecek hasarın yerine, değiştirilme işlemi daha kolay olan vidada hasar oluşması sağlanır. (80)

2.2.6.2. İnternal bağlantı

Tek diş implant vakalarının artmaya başlanması ile eksternal bağlantı sistemine sahip implantlarda vida gevşemesi, vida kırılması gibi komplikasyonlar artmış ve üretici firmalar internal hegzagon, internal octagon, gibi dayanağın implant ile marjinal kemik seviyesinin altında birleştiği bağlantı tipini geliştirmişlerdir. Bu sistemde dayanak implantın içerisinde yuvaya çok yakın temasla yerleşmektedir. Bu yakın temas sayesinde mikro hareket ve vibrasyonun önüne geçilmesi amaçlanmaktadır. İnternal bağlantılı sistemlere sahip implantlarla desteklenen protezlerde, proteze gelen lateral yükler bağlantının ara yüzeylerinden dağıtılır, böylece kuvvetlerin direkt olarak vidaya iletilmesi engellenir. Böylelikle bu sistemde korumaya alınan vidanın başarısızlığa uğrama ihtimali azalmaktadır. (81)

2.2.6.3. Platform-switching

Son yıllarda implantoloji alanının popüler terimlerinden biri haline gelen ‘Platform Switching’ (Platform Değişimi) konsepti 2006 yılında implantoloji dünyasına Lazzaro ve Porter tarafından tanıtılmıştır. (78) Bu konseptte implant çevresi kemik rezorpsiyonunu engellemek adına implantın platform çapından daha dar çapa sahip olan protetik parça kullanılmaktadır. Amaç, implant-dayanak bağlantı bölgesini marjinal krestal kemikten uzaklaştırarak rezorpsiyonu engellemektir. (82) Bu konseptte sahip implant sistemlerinde dayanağın konik uzantısı implantın içinde konik olarak tasarlanmış yuvasına yerleşir. Bu bağlantı tipinin implant üzerine gelen yükleri implantın apikaline doğru dağıttığı ve biyomekanik anlamda daha avantajlı olduğu belirtilmiştir. (83) Maeda’nın platform değişimi sistemine sahip implantların yük dağılım paternini geleneksel bağlantıya sahip implantlarla karşılaştırdığı SEA çalışmasında, platform değişimi sistemine sahip implantların gelen yükleri kemik implant ara yüzeyinden uzaklaştırdığını rapor etmiştir. Gelen yüklerin dayanak ve dayanak vidasının olduğu bölgede yoğunlaştığını bildirmiştir.

(84) Platform switching konsepti, implant destekli restorasyonların çevresinde krestal kemikte daha iyi stres dağılımı göstermiştir. (85)

2.3. Siman ve Vida Retansiyonlu İmplant Destekli Protezler

Vida retansiyonlu veya siman retansiyonlu restorasyonlar implant destekli protezlerde tercih edilmektedir. (86,87) Bu restorasyonlar arasında hangisinin tercih edileceğine yönelik klinisyenler ve uzmanlar arasında da kesin fikir birliği mevcut değildir. Vida retansiyonlu restorasyonların laboratuvar vidası ve daimi vida gibi ayrı ekstra parçalarının olması, maliyeti arttırmaktadır. (88) Bunun yanında, siman retansiyonlu restorasyonların daha az teknik hassasiyet gerektirmesi, daha az maliyetli olması ve iyi estetik sonuçlar vermesi sık tercih edilmesine neden olmuştur. (89,90) Fakat, simantasyon yöntemlerinin hassasiyet ile uygulanmaması sonucu peri-implant yumuşak dokularda siman artığı eliminasyonu sağlanamamaktadır. (91) Amerikan Periodontoloji Akademisi tarafından fazla siman artığı, multifaktöriyel peri-implant hastalıklar için risk faktörü olarak belirlenmiştir. (92) Artık siman, peri-implant dokuda enfeksiyona ve kemik kaybına ayrıca mekanik irritasyona neden olabilmektedir ve bakteriler için de rezervuar görevi görmektedir. (93,94,95)

Estetik sağlama kolaylığı açısından, siman retansiyonlu restorasyon daha avantajlı iken, kısıtlı ağız açıklığına sahip hastada ağız içinde uygulama kolaylığı ve herhangi komplikasyonda müdahale anlamında vida retansiyonlu restorasyonlar yüksek avantajlarıyla öne çıkmaktadır. Vida retansiyonlu restorasyonlarda oklüzal kontaktların sağlanması daha fazla teknik hassasiyet gerektirmektedir çünkü vida deliği oklüzal yüzeyin %50'lik bir kısmını kaplamaktadır ve bu vida deliği kapatmak için uygulanan restoratif materyalin zamanla aşınma gibi bir dezavantajı mevcuttur. Bu nedenle, vida retansiyonlu restorasyonlarda oklüzal kontaktların belli aralıklarla kontrol edilmesi ve kuvvetlerin implantın uzun aksı doğrultusunda iletildiğinden emin olunmalıdır.

Retansiyon, implant destekli protezlerin uzun dönem başarısını etkileyen en önemli faktörlerdendir. Siman retansiyonlu restorasyonların retansiyonunu etkileyen

faktörler olarak, dayanağın eğimi, uzunluğu, yüzey özellikleri ve siman tipi sayılabilmektedir. 4 mm ve daha kısa interoklüzal mesafe varlığında siman retansiyonlu restorasyonlar tercih edilmemeli ve siman tercihi olarak geçici siman tercih edilmesi, ileride karşılaşılabilecek komplikasyonlar anlamında avantajlı olunmasını sağlayacaktır.

Vida retansiyonlu restorasyonlarda retansiyon sorunu, aşırı implant eğimleri, protez uyumsuzluğu, protezde aşırı kantilever miktarı gibi problemler sonucu vida gevşemesi olarak kendini göstermektedir. Yapılan bir çalışmada tek üye vida retansiyonlu restorasyonlarda %65 oranında vida gevşemesi görülüyorken, diğer çalışmalarda siman retansiyonlu restorasyonlarda görülen retansiyon kaybı sorunu %5'den az olarak rapor edilmiştir.

Vida retansiyonlu restorasyonların en büyük avantajı kolaylıkla yenilenebilir olmalarıdır. Herhangi komplikasyon varlığında vida deliğine rahat ulaşılabilmesi ve çözümün kolaylıkla sağlanabiliyor olması vida retansiyonlu restorasyonların kompleks vakalarda sıkça tercih edilme nedenidir. Siman retansiyonlu restorasyonla ise bu sorunun üstesinden gelme amacıyla, restorasyonla vida deliği oluşturulması ve geçici siman kullanılması önerilmektedir. Gingival sağlık açısından, simanın dahil olmadığı vida retansiyonlu restorasyonlar tercih edilmekte fakat, herhangi vida gevşemesi durumunda, dayanak ve protez arasına veya implant ve dayanak arasına granülasyon dokuları ilerleyebilmekte ve bu fistül oluşumu, plak akümüasyonu veya vida kırığı ile sonuçlanabilmektedir. (88)

Yayınlanan bir sistematik derlemede iki farklı restorasyon çeşidi arasında sağ kalım veya başarısızlık olarak bir fark bulunmamıştır. (87) Tüm bu avantaj ve dezavantajlarla birlikte, restorasyon tipinin seçimi klinisyenin sorumluluğundadır ve bu seçim bir çok parametre göz önünde bulundurularak yapılmalıdır.

2.4. Titanyum

2.4.1. Titanyumun keşfi ve özellikleri

Titanyum, 1790 yılında Reverend William Gregor tarafından keşfedilmiştir. (96) Titanyum reaktif bir metal olduğundan saf olarak elde edilmesi çok zordur. Dr. Wilhelm Kroll tarafından açıklanan “Kroll processı” yöntemiyle saf titanyum elde edilebilmektedir. Titanyum, ilk olarak 1950 yıllarında havacılık alanında kullanıma başlanmış, daha sonra ise medikal ve dental alanda geniş kullanım alanına sahip olmuştur.

Titanyum ve alaşımlarının mükemmel yakın biyolojik uyumları, düşük elastiklik değerleri, korozyon dirençleri ve nispeten düşük maliyetleri gibi özellikleri mevcuttur. (97) Ayrıca, düşük yoğunluğa, yüksek dayanıma, yüksek kırılma tokluğuna, yorulma dayanımına ve çatlak yayılımına karşı dirence sahiptir. Tüm bu özelliklerini 500 derece gibi sıcaklıklarda bile koruması, Titanyumu öne çıkarmaktadır. (98)

Titanyum mükemmel biyoyumlu metal olarak, alerjik reaksiyonlara neden olmamaktadır. (99) Yüksek korozyon direncini, yüzeyinde oluşan ve kendisini asit ataklarına, kimyasal ve ısı işlemlere karşı koruyan pasif oksit tabakasına borçludur. (100)

2.4.1.1. Biyoyumluluk

Biyoyumluluk, inorganik bir materyalin herhangi bir uygulamada ideal konak yanıtı yeteneği, yani biyolojik çevre ile uyum kapasitesidir. (24)

2.4.1.2. Korozyon

Korozyon, elementi oluşturan bileşiklerin çevre dokulardan uzaklaşmasına, başka bir ifade ile metal veya alaşımların, çevre etkisiyle kimyasal veya elektrokimyasal reaksiyonlar sonucunda lokal ya da tüm yapı olarak yıkıma uğramalarına veya yapılarında istenmeyen değişikliklerin oluşmasına denir. (5)

2.4.1.3. Korozyon direnci

Korozyon direnci, metalik biyomateryallerin en önemli özelliklerinden biridir. Korozyon sonucunda, hem protezlerin yapısının bozulması hem de protezlerden toksik ve/veya alerjik parçaların salınması gibi ciddi sorun teşkil eden problemler oluşmaktadır. (100) Yüksek korozyon direnci ve biyouyumluluğu gibi tüm bu olumlu özellikleri, titanyumu vazgeçilmez hale getirmiştir. (97)

2.4.2. Titanyum ve alaşımları

Ticari Saf Titanyuma (cp-Ti) ilave edilen az miktardaki elementler alaşımın direncini oldukça arttırmaktadır. (101) Vanadyum(V), Molibden(Mo), ve Niobiyum(Nb) gibi elementler titanyuma eklenerek titanyum alaşımları elde edilmektedir. Titanyuma ilave edilen elementler α ve β dengeleyicileri olarak iki gruba ayrılmaktadırlar. α dengeleyicileri olan Alüminyum (Al), Kalay (Sn), Galyum (Ga) ve Zirkonyum (Zr) gibi elementler yüksek sıcaklıklarda iyi performans sergilemektedirler. β dengeleyicilerinden olan V, Mo, Nb, Tantal (Ta) ve Krom (Cr) gibi elementler ise faz dönüşüm sıcaklığını azaltmaktadırlar. Bunların yanında, mekanik ve kimyasal özelliklerin iyileştirilmesi ve işlenebilirliğin iyileştirilmesi amacıyla Demir (Fe), Bakır (Cu), Nikel (Ni), Silisyum (Si) ve Bor (B) elementleri de titanyuma eklenmektedir. (98)

Titanyum, Uluslararası Amerikan Test ve Materyaller Topluluğu (ASTM) tarafından Sınıf 1'den 5'e kadar sınıflandırılmıştır. Sınıf 1, 2, 3 ve 4 ticari saf titanyum iken, Sınıf 5, %6 oranında alüminyum ve %4 oranında vanadyum içermektedir. Sınıf 1 ticari saf titanyum, alaşım içermeyen titanyum sınıflarına kıyasla, en saf, oda sıcaklığında en iyi eğilebilirlik özelliğine sahip olan ve aynı zamanda en düşük dirence sahip olan titanyumdur. Sınıf 2 cp Ti, dental implant uygulamalarında en sık tercih edilen ticari saf titanyum grubudur. Sınıf 4 ticari saf titanyumlar arasında en yüksek dirence sahip olan sınıftır. (102) Sınıf 5 titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V) pratikte kullanılan ilk titanyum

alaşımıdır. Bu alaşım tüm titanyum alaşımları içerisinde en sık tercih edilen alaşımdır. Bu önceliğin nedeni olarak, sahip olduğu ısı direnci, esneklik, işlenebilirlik, dayanım ve biyouyumluluk özellikleri sayılabilmektedir. Ancak son zamanlarda yapılan çalışmalarda vanadyum'un sitotoksik etkilerinin açığa çıkmasıyla, vanadyum yerine nobiyum eklenerek Ti-6Al-7Nb alaşımı popüler hale gelmiştir. (98)

2.4.3. İmplant materyali olarak titanyum

Titanyum implantlar biyouyumluluk ve mekanik avantajlarının yanı sıra, yüzeyinde çok hızlı şekilde oluşan pasif film tabakası sayesinde yüksek korozyon direnci özelliğine sahip olduğu rapor edilmiştir. (100) Titanyum implantlar termodinamik açıdan stabil olsalar da, çok az miktarlarda iyon salınımı göstermektedirler fakat, salınan bu iyonların, gıda ile vücuda alınan titanyum iyon değerlerine kıyasla, çok altında kaldığı bilinmektedir. (103)

Pek çok avantajının yanı sıra, titanyum 110 GPa elastik modülüs değerine sahiptir ve bu da kompakt kemiğin 15 GPa olan elastik modül değerinin çok üstündedir. (104,105) İmplant ve alveol kemik arasındaki elastik modül farkı, yükleme sırasında implant kemik arayüzünde stres oluşumuna ve peri-implant kemik kaybına neden olabilmektedir. (105) Ayrıca, titanyum materyallerinden kaynaklanan metal hipersensitivite ve alerjisi, yüzey bozunması ile peri-implantitise neden olan kontaminasyon ve radyasyon saçılması gibi klinik sorunlar ortaya çıkabilmektedir. (106)

Yüksek estetik restorasyon beklentileri karşısında, Titanyum implantların metalik görüntüsü de sınırlamalara neden olmaktadır. İnce biyotipe sahip olan ve implant çevresinde mukoza çekilmesi oluşan kişilerde, peri-implant yumuşak dokuda koyu gölgelenme oluşabilmektedir. (107)

2.5. Zirkonya

2.5.1. Zirkonya yapısı ve içeriği

Zirkonya yani zirkonyum oksitin temel bileşeni zirkonyumdur. Zirkonyum, sembolü 'Zr', atom numarası 40 ve atom kütlesi 91,22 olan kimyasal bir elementtir. Zirkonyum

doğada serbest metal olarak tek başına bulunmamaktadır ve gümüş-beyaz renktedir. Isıya, aşınmaya ve korozyona karşı yüksek dirence sahiptir. Doğada en sık olarak zirkonyum silikat ve zirkonyum oksit olarak bulunmaktadır. Zirkonyum dioksit ‘zirkonya’ veya ‘baddeleyit’ olarak da isimlendirilmektedir. Baddeleyit, 1892 yılında zirkonyayı keşfeden Joseph Baddeley’in isminden gelmektedir.

Zirkonyanın elastik modülüsü 200 Mpa civarındadır. Eğme dayanımı ise yaklaşık 9000-1200 MPa’dır. (108,109,110) Zirkonya in-vivo ve in-vitro çalışma sonuçlarına göre kimyasal olarak stabil ve non-alerjenik olarak rapor edilmiştir. (111,112) Metal benzeri bir radyoopaklığa sahiptir. (113)

Kristalin yapıda 3 farklı faza sahiptir; 1170 °C’ye kadar monoklinik, 1170-2370°C arasında tetragonal ve 2370°C üzerinde ise kübik faza dönüşmektedir. (114,115) Oda sıcaklığında monoklinik fazdadır ve fırınlanma sırasında ise tetragonal faza dönüşmektedir. (108) Fırınlama sonrası soğuma sırasında gerçekleşen tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm, %3-5 civarında hacim artışına neden olur ve bu artış mekanik dayanıma katkı sağlamaktadır. (116) Bu hacim artışını kontrol altına almak ve herhangi kırık oluşumunu önlemek adına zirkonyanın yapısına metal oksitler eklenmektedir. Bu metal oksitler kalsiyum, magnezyum, seryum, alüminyum veya itriyumdur. (108,114) Zirkonyayı oda ısısında tetragonal fazda stabilize etmek için itriyum eklenerek yarı stabilize zirkonya materyali elde edilir. (114,117)

2.5.2. Zirkonyanın dönüşüm tokluğu

Zirkonya esaslı seramikler, yüksek kırılma dayanımlarını ‘dönüşüm tokluğu’ adı verilen özelliklerine borçludurlar (118) Tokluk, çatlak ilerlemesi sırasında absorbe edilen enerjidir. (119) Dönüşüm tokluğu ise, tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü esnasında kristallerin yaklaşık %3-5 oranında hacim artışı sonucu yapı içerisinde varolan çatlakların uçlarında baskı gerilimleri oluşması ve oluşan bu gerilimlerinin, materyal içerisinde çatlakların ilerlemesini engellmesi, böylece materyalin dayanımının artması olarak tanımlanmaktadır. (114,118,120,121)

2.5.3. Zirkonyanın yaşlanması

Zirkonyanın tetragonal fazının devamlı olarak monoklinik faza dönüşmesi nedeniyle mekanik özellikleri zarar görür ve ‘zirkonyanın yaşlanması’ olarak tanımlanan fenomen ortaya çıkar. Bu olay tüm zirkonyalarda farklı oranda gerçekleşmektedir ve su buharı varlığında ve 200°C üzerinde ortaya çıkmaktadır. (114) Materyalin yüzeyinde başlayan tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü, materyalin iç kısımlarına doğru ilerler. Tanecik büyüklüğünün artması ve/veya stabilize edici oksit konsantrasyonunun azalması dönüşüm oranını arttırmaktadır. Yaşlanma sonucunda zirkonya dayanımı ve yoğunluğu azalır, monoklinik faz içeriği artmaktadır. (122) Ayrıca yaşlanmayla birlikte yüzeyde pürüz ve mikroçatlak oluşumu gözlemlenmektedir. (28)

2.5.4. Diş hekimliğinde zirkonya

2.5.4.1. Diş hekimliğinde kullanılan farklı zirkonya yapıları

Geleneksel dental zirkonya %3 mol itriyum gibi küçük miktarda stabilizatör içeren tetragonal zirkonya kristallerinden üretilmektedir. Çok yüksek dirence sahip olan bu zirkonya, düşük translüsensi göstermektedir. (123) Bu dezavantajının üstesinden gelmek amacıyla, daha yüksek itriyum konsantrasyonuna sahip %4 veya %5 mol itriyum içeren yarı stabilize zirkonyalar üretilmiştir. İtriyum mol konsantrasyonu zirkonyanın mekanik ve fiziksel özelliklerini etkilemektedir. 5Y-PSZ zirkonyalar en yüksek translüsensiye sahip olan zirkonya formudur fakat, tüm yapı kübik fazdan oluştuğundan bu zirkonyalar dönüşüm tokluğu özelliğine sahip olmamaktadır bunun sonucu olarak, daha düşük direnc ve dayanıma sahiptirler. Bu nedenle, anterior bölgede tek üye veya kısa köprülerde tercih edilebilmektedir. Posterior bölge gibi yüksek stres alanlarında yüksek translüsent 5Y-PSZ zirkonyalar kullanılamayacağından, 3Y-TZP zirkonyalar tercih edilebilmektedir. 3Y-TZP zirkonyalar en yüksek kırılma ve eğilme direncine sahiptir, fakat yine de bu zirkonyaların translüsensi değeri lityum disilikat restorasyonların %70i kadardır. (124,125)

2.5.4.2. Diş hekimliğinde zirkonya blokların üretimi

Diş hekimliğinde zirkonya, kron ve köprülerde, ortodontide, post ve kor sistemlerinde, dayanak materyali olarak ve implantlarda kullanılmaktadır. (126,127,128)

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya restorasyonlar, CAD/CAM sistemi için hazırlanmış blokların aşındırılması ile elde edilir. Bu bloklar aynı kimyasal birleşime sahip olmalarına rağmen farklı şekillerde üretilebilirler ve burada tercih edilecek yöntem, elde edilecek materyalin tanecik boyutunu, mikro çatlak dağılımını ve porozite miktarını etkileyerek mekanik özelliklerini değiştirebilmektedir.

Üretim şekline göre itriyum içeren zirkonya bloklar üç grupta incelenirler:

1. Ham zirkonya bloklar
2. Yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar
3. Tam sinterlenmiş zirkonya bloklar

Ham zirkonya bloklar, Y-TZP tozunun basınçsız bir şekilde preslenmesiyle elde edilirler. Üretim aşamasında materyal, herhangi bir sinterleme işlemi uygulamadan ve sadece basınçla sıkıştırılarak hazırlanmaktadır. Bloklar oldukça yumuşak olduğundan, aşındırma işlemleri oldukça hızlı yapılabilir. Bazı CAD/CAM sistemlerinde ham faz (green body) denilen ve soğuk izostatik basınç ile hazırlanan bloklar frezeleme işlemine tabi tutulup, daha sonra tekrar sert ve dayanıklı yapı oluşması için ısı ve basınç altında sinterlenmektedirler. (28,129)

Yarı sinterlenmiş zirkonya bloklar, frezeleme yöntemine sahip pek çok CAD/CAM sisteminde kullanılmaktadır. Frezeleme işleminin ardından restorasyonun dayanıklılığının artırılması adına, sinterizasyonun tamamlanmasına yönelik ısı işleme tabi tutulmaktadırlar. Bu işlem sonucunda restorasyon yapısında %25-30 oranında bir büzülme gerçekleşmektedir.(130)

Tam sinterlenmiş zirkonya bloklar, üretim aşamasında sinterleme nedeni ile ortaya çıkacak büzülmenin neden olabileceği uyum sorunlarının tamamen ortadan kaldırılabilmesi için, sıcak izostatik basınç altında hazırlanmaktadırlar. Bu sistemde restorasyon çok daha iyi uyuma sahip olmaktadır, ancak frezeleme işleminin diğer yöntemlere kıyasla daha uzun sürede tamamlanması ve freze uçlarının daha kısa sürede aşınması gibi dezavantajları vardır. Ayrıca sert yapının aşındırılması esnasında oluşabilecek mikro çatlakların,

restorasyonun uzun dönem mekanik dayanıklılığını olumsuz yönde etkileyebileceği rapor edilmiştir. (131,132)

2.5.4.3. Diş hekimliğinde zirkonya blokların adezyonu

Silika bazlı seramiklerde asitle pürüzlendirme sağlanmasının ardından silan uygulaması ile kuvvetli ve yeterli bağlantı sağlanılırken, silika içermeyen stabil Y-TZP esaslı restorasyonlarda bu yöntem kimyasal içeriği ve yapısı sebebiyle başarı sağlamamaktadır. (133) Zirkonya yüzeyi ile rezin simanın bağlantısını arttırmak amacıyla tribokimyasal silika kaplama denilen yöntem ile zirkonya yüzeyine ince, camsı bir silika tabaka ile kaplama yapılmaktadır. Ardından silan uygulaması yapıldığında, tek başına kumlama ile oluşan bağlantı değerlerinden daha yüksek değerler elde edildiği rapor edilmiştir. Zirkonya restorasyonların adezyonunda en başarılı yöntemin; tribokimyasal silika kaplama, silan uygulama ve de ardından MDP (10-metakriloloksidesil dihidrojen fosfat) içeren rezin siman ile yapıştırma şeklindeki kombine uygulama olduğu belirtilmektedir. Bu şekilde restorasyonun dayanımının en üst seviyeye çıktığı rapor edilmiştir. (111,133)

2.5.4.4. Diş hekimliğinde zirkonya blokların dayanımını etkileyen faktörler

Zirkonyanın dayanımını etkileyen faktörler, grenlerin boyutu ve şekli, stabilizatör oksitin miktarı, yüzey uygulamaları, sıcaklık, zaman ve nem olarak sayılabilir. (28,114,129,134) Kumlama işleminin alt yapı-üst yapı bağlantısından ziyade zirkonya yüzeyindeki faz geçişine, dolayısıyla dayanımına etkisinin olmasının görülmesi sebebiyle yapılan çalışmalar zamanla bu yöne kaymıştır. (135,136) Tek başına kumlama uygulaması, daha fazla monoklinik faz yaratarak direnci arttırırken, aşındırma ve ısıl işlemler daha az monoklinik faz yaratarak daha düşük dirence neden olmaktadır. (136) Isıl işlemin, ters faz değişimine ve baskı streslerinin serbestlenmesine neden olarak ortalama dayanımı düşürdüğü bildirilmektedir. (135,136)

2.5.5. Monolitik zirkonya

2.5.5.1. Monolitik zirkonya tanımı ve özellikleri

Monolitik terimi Yunanca mono (tek) ve lithos (taş) kelimelerinden köken almaktadır. (137) Üzerinde herhangi bir kaplama olmayan tek bir materyali ifade etmektedir.

Y-TZP'nin parlak beyaz renginden dolayı, yakın zamana kadar protetik diş hekimliğinde kullanımı implant dayanakları veya protez alt yapılarından ibaretti. Transludent diş rengindeki zirkonyanın gelişimi ile veneer materyali olmaksızın monolitik zirkonya restorasyonların üretimi sağlanmıştır. (138) Monolitik zirkonya restorasyon, üst yapı seramiği içermeyen tamamen zirkonyadan ibaret bir restorasyondur. (137)

Monolitik zirkonya seramik restorasyonlar, özellikle çiğneme kuvvetlerinin fazlaca olduğu posterior bölgede kullanılmak üzere ortaya atılmıştır. Böylece zirkonya alt yapıli çift tabakalı restorasyonlarda sıklıkla oluşan ve porselen atması “chipping” olarak isimlendirilen klinik başarısızlığın engellenmesi amaçlanmıştır. Yapılan araştırmalarda, monolitik zirkonya restorasyonların yetersiz oklüzal mesafe v parafonksiyonel alışkanlıklara sahip bireylerde posterior bölgede planlanan restorasyonlarının yapımında kullanılabileceği bildirilmiştir. (139) Ayrıca bu restorasyonların 0,5 mm gibi kısa oklüzal mesafe varlığında dahi yeterli dayanımı gösterdiği rapor edilmiştir. (139,140) Monolitik zirkonya kronların diğer bir avantajı, çok homojen bir materyalden CAD/CAM tekniği ile üretildiği için defekt miktarının çok azaltılabımesidir. Minimal oklüzal uyumlama ve yüksek uyum diğer avantajlarındandır. (141,142)

Monolitik zirkonya yüzeyinin karşıt doğal diş yüzeyinde neden olduğu aşınma miktarının diğer restorasyon materyallerinden daha az miktarda olduğu bildirilmiştir. (143) Ayrıca, monolitik zirkonyanın, çift tabakalı zirkonya, monolitik lityum disilikat, çift tabakalı lityum disilikat, monolitik feldspatik seramik ve metal-seramiklere oranla daha yüksek kırılma ve eğilme dayanımına sahip olduğu çeşitli araştırmacılar tarafından rapor edilmiştir. (144,145)

2.5.5.2. Monolitik zirkonyanın renklendirilmesi

Monolitik zirkonyanın renklendirilmesinde, seramik malzemelerin renklendirilmesinde kullanılan pigmentler yerine, iyonlar içeren renklendirici solüsyonlar kullanılmaktadır. Solüsyonların yapısındaki renklendirici iyonlar; Fe, Al, Bi (Bizmut), Cr, Mg (Magnezyum) ve Ca (Kalsiyum) olarak sayılabilir. (146) Sinterleme öncesinde zirkonya daha poröz bir yapıya sahiptir. Bu aşamada renklendirici solüsyonu daha kolay absorbe edeceğinden, kolaylıkla renklendirilebilir. Bu işlemin ardından, sinterleme işlemi ile birlikte renk sabitlenmesi gerçekleştirilmiş olur. Monolitik zirkonyayı renklendirmek için kullanılan diğer bir yöntem ise blokların üretimi aşamasında yapıya çeşitli metal oksitlerin ilavesi ve ardından sinterlenmesidir. Günümüzde bu şekilde üretilen pek çok firmaya ait renkli bloklar bulunmaktadır.

2.6. Poliarileterketon (PAEK)

İmplantolojide altın standart olarak kabul edilen Titanyum materyali, kemik ve peri-implant dokularla elastisite modülü farkı ve estetik kaygı gibi dezavantajlara sahiptir. Bu dezavantajlar sonucunda, alternatif materyal arayışında günümüzde kemiğe yakın mekanik özellikleri içeren, estetik beklentileri karşılayabilecek ve ideal biyouyumluluk koşullarını yerine getirebilecek materyaller üzerinde çok sayıda araştırmalar yapılmaktadır. (147) Bu bağlamda, Yüksek Performans Polimerleri (YPP) dental uygulamalarda metal içermeyen materyaller olarak öne çıkmaktadır. Ayrıca biyouyumlulukları, ısıya ve çözünmeye karşı dirençli olmaları, yüksek aşınma ve yorgunluk dirençleri sayesinde popüler hale gelmişlerdir. (148) YPP, hareketli bölümlü protez altyapısından, implant destekli sabit protezlerde, üç üyeli sabit protezlerde, endokronlarda veya rezin bağlantılı köprüler gibi çeşitli alanlarda tercih edilmektedirler. Üretici firmalar, Yüksek performanslı polimer ailesi olan PAEK ailesinin immedat yükleme veya uzun dönem restorasyonlarda kullanılabileceğini belirtmişlerdir. (149) Ayrıca doğal radyolüsent özellikleri sayesinde, YPP ile üretilen protezler tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve x-ray cihazlarında çok daha düşük artifakta neden olacaktır. Bu üstün özellikleri ile seramik ve metallere alternatif olmaktadır. Fakat düşük translüsensi ve opak beyaz grimsi renkleri nedeniyle monolitik estetik restorasyon olarak kullanılamamaktadırlar.

Kimyasal olarak inert olmaları, düşük yüzey enerjileri ve yüzey modifikasyonlarına dirençli olmaları nedeniyle, YPP'nin adezyon yetenekleri çok düşüktür ve bu alanda araştırma ve geliştirmeler devam etmektedir. (148)

PEEK ve PEKK, ikisi de yüksek performanslı termoplastik polimer ailesi olan PAEK ailesinin üyesidirler. Yüksek mekanik performansa sahip semi-kristalin yapıda polimerler bu özellikleri sayesinde araştırmacıların dikkatini çekmiştir ve dental protezler, implantlar gibi alanlarda kullanımı için araştırmalar yoğunlaşmıştır. (150)

PAEK ailesinin en sık kullanılan üyeleri şunlardır: Doldurucu içermeyen, saf 100% PEEK (JUVORA, Invibio/JUVORA Ltd, Wyre, Lancashire, Birleşik Krallık) 20% nanoseraamik doldurucu ve %80 PEEK (BreCAM.BioHPP, Bredent GmbH, Senden, Almanya), 20% titanyum oksit doldurucu ve %80 PEEK (Dentokeep disc, NT Trading GmbH & Co. KG., Karlsruhe, Almanya), Yüksek performanslı rezin-seramik ile güçlendirilmiş PEEK (Tecno Med Mineral, Zirkohnzahn S.r.l, Gais, İtalya), 20% titanyum oksit doldurucu ve %80 PEKK (Pekkton Ivory, Cendres and Mettaux, SA, Biel/Bienne, İsviçre) . (149)

2.6.1. Polietereterketon (PEEK)

2.6.1.1. PEEK'in yapısı ve özellikleri

PEEK, PAEK(Poli-aril-eter-keton) ailesinin dominant polimerlerindendir. Yüksek sıcaklıklarda sahip olduğu stabilite ve yüksek mekanik ve kimyasal direnç, materyali öne çıkarmıştır. (151,152) Yüksek stabilite, düşük yoğunluk (1.32 gr/cm³) , düşük çözünürlük ve düşük elastik modülüne (3-4 GPa) sahiptir. (107,153) PEEK biyolojik olarak inert bir materyaldir ve hiçbir çalışmada materyalin sitotoksitesisi, mutajenitesi, karsinogenitesi ile ilgili bulguya rastlanmamıştır. (154,155) Hidrolize karşı dirençli olup, iyi mekanik ve kimyasal özelliklere sahiptir. Ayrıca kimyasal aşınmaya karşı yüksek dirence ve sterilizasyon prosedürleri sırasında yüksek bozunma direncine sahip bir materyaldir. (156) PEEK çok düşük ağırlığa sahip olduğundan, bu materyalden üretilen protezlerin ağırlığı da çok düşük olmaktadır ve hasta rahatlığı açısından memnun edici sonuçlar elde edilmektedir. Ayrıca, hijyenik yapısı oral hijyenin korunmasına yardımcı olmaktadır. (157)

Beuer ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise, PEEK'in kırılma direnci zirkonya ve diğer seramiklerden yüksek bulunmuştur. (158) PEEK mevcut materyaller karşısında daha iyi özelliklere sahip olduğu ileri sürülen, umut vadeden materyallerdendir.

2.6.1.2. Modifiye PEEK materyalleri

Son yıllarda, PEEK'in biyoaktivite ve osseokondüktif özelliklerini geliştirmek amacıyla PEEK yüzeyinin modifikasyonu veya Titanyum oksit partikülleri (TiO_2), Hidroksiapatit fiberler (HAF), Beta-trikalsiyum fosfat (β -TCP), kalsiyum silikat(CS), karbon fiber ve Hidroksiapatit partikülleri (HAp) gibi nanopartiküller PEEK yapısına eklenerek, nano düzeyde doldurucular ile geliştirilmesi üzerine çalışmalar yapılmıştır. (159,160)

PEEK matriks kompozitleri içerdikleri güçlendiricilerin boyutuna, dizilim şekline ve içeriğine göre farklı özellikler sergileyebilmektedirler. (161)

Farklı oranlarda β -TCP ile modifiye edilmiş PEEK kompozitlerinin incelendiği çalışmada, %40 oranında β -TCP içeren PEEK kompozitinin yüksek elastisite modülü değeri gösterdiği fakat çekme direncinin azalıp, herhangi osteojenik hücre proliferasyon aktivitesine de olumlu yönde etki etmediği rapor edilmiştir.

%30 oranında Titanyum partikülleri içeren PEEK kompozitinin incelendiği çalışmada ise elastisite modülünün ve çekme direncinin arttığı rapor edilmiştir. (160)

Kim ve arkadaşlarının çalışmasında ise, %20 oranında CS eklenen PEEK kompozitleri değerlendirilmiş ve eğilme direnci ve dayanımının arttığı belirtilmiştir. Ayrıca vücut sıvılarıyla temas sırasında, yüzeyinde hidroksiapatit oluşumu görülmesi üzerine de, CS-PEEK (Kalsiyum silikat ile güçlendirilmiş PEEK) kompozitinin doğal kemikle bağlantı sağlayabileceğine dair umut vadettiği rapor edilmiştir. (162)

3.6 GPa civarı elastik modülüne sahip olan PEEK, karbon fiberler ile güçlendirilince 18 GPa'a ulaşan elastik modülüne sahip olmaktadır ve bu değer de, 15GPa olan kompakt kemik değeriyle uyumlu hale gelmektedir. (163,164,165) Karbon fiber ile modifiye edilmiş PEEK, MRI (Manyetik Rezonans Görüntüleme) artefaktlarını en aza indiren radyolüsent

özelliğine sahiptir ve 140-170MPa olan eğilme direnci değeriyle oldukça rijit bir materyaldir. (163,165,166) Ayrıca karşıt dişte aşınmaya neden olmaması, biyouyumluluğu ve US FDA Drug&Device Master files tarafından desteklenen biyostabiliteye sahip olması önemli avantajlarındandır. (56)

Karbon fiberler ile güçlendirilmiş PEEK kompozitlerinin yapısındaki karbon fiberlerin dizilimi de materyalin yapısını etkilemektedir. (160) Yapılan bir çalışmaya göre çapraz dizilime sahip karbon fiberler içeren PEEK'in, kısa düz karbon fiberler içeren PEEK'e kıyasla daha sert ve yüksek dayanıma sahip olduğu rapor edilmiştir. (167)

Deng ve arkadaşlarının geliştirdiği %25 nano-HA (nano hidroksiapatit) ve %20 karbon fiber içeren üçlü kompozitler (ternary composites) , saf PEEK'e kıyasla, elastisite modülünde çok yüksek bir artış ve çekme direncinde de %50 civarında artış göstermiştir. Birçok çalışmada, bu kompozit materyalin saf PEEK'e göre, artmış hücre ataçmanı ve osteojenik aktivitesi rapor edilmiştir. (160)

Seramik doldurucular ile modifiye edilmiş PEEK kompoziti (Bio HPP - Bredent,İngiltere), anti-alerjen, metalik olmayan yapısı, çok iyi polisajlanma özellikleri, düşük plak tutulumu ve iyi aşınma direnciyle öne çıkmaktadır. BioHPP'nin yorulma direnci 1200N civarındadır ve bu yüksek değerle birlikte implant üstü protetik materyal olarak tercih edilebilmektedir. Ayrıca, hareketli protezlerde kroşe veya geçici dayanak materyali olarak kullanıldığı çalışmalar mevcuttur. (168)

Nano zirkonya ile modifiye edilmiş PEEK ise, saf PEEK'e kıyasla, düşük aşınma özelliğine ve düşük sürtünme direncine sahiptir. (169,170)

Sonuç olarak, PEEK'in mekanik direncini ve biyoaktivitesini geliştirmek amacıyla pek çok çalışmalar yapılmıştır ve yapılmaya devam etmektedir. İdeal özelliklere sahip PEEK kompozitini elde etmek için, doldurucuların mikroyapısı, hacmi, PEEK ile bağlantısı ve kimyasal yapısı gibi pek çok parametrenin çözümlenmesi gerekmektedir. (160)

2.6.1.3. PEEK ve titanyum

PEEK, Titanyuma göre bazı üstün özelliklere sahiptir. İlk olarak titanyuma kıyasla, çok daha düşük hipersensitivite ve alerjik reaksiyon riski vardır. (171) Ayrıca, radyolüsent olması sayesinde, MRI’da çok düşük artifakta neden olmaktadır. (172,173)

PEEK daha düşük osteokondüktif özelliğe sahiptir. (174) Metalik bir renge sahip değildir, grimsi bej bir rengi vardır ve bu özelliğiyle titanyuma kıyasla daha estetik bir seçenektir. Ayrıca, belirlenen endikasyonlar dahilinde, hacmi ve yüzey özellikleri kolayca değiştirilebilen pratik bir altyapı materyalidir. Titanyuma kıyasla dental implant materyali olarak kemiğe daha az stres iletimi sağlayacağından, daha uygun bir materyal olabileceği düşünülmektedir. (172)

2.6.2. Polieterketonketon (PEKK)

2.6.2.1. PEKK’un yapısı ve özellikleri

PEKK yapısında metakrilat bulunmayan termoplastik yüksek performanslı polimer materyalidir. İlk olarak 1962 yılında tanıtılmıştır ve o günden itibaren askeri ve endüstriyel anlamda bir çok farklı alanda kullanılmaya başlanmıştır. Son zamanlarda medikal ve diş hekimliği alanında da sıkça kullanılan PEKK, restoratif, protetik ve implantoloji alanında yaygınlaşmaya başlamıştır. (33) PEKK, PAEK ailesinin en üstün üyesidir ve PEEK’den %80 oranında daha yüksek sıkışma direnciyle öne çıkmaktadır. (150)

PEKK’te bir esnek eter halkası yerine, ikinci keton grubu bulunur. Bu farklılık, PEEK’e kıyasla daha yüksek cam değişim ısısına sahip olmasını sağlamaktadır. Ayrıca, daha çok yüzey modifikasyonuna izin vermesi, daha yüksek rijiditeye sahip olması, daha kolay eklemeli üretim yapılabilmesi ve şok absorpsiyonu, makaslama sıkışması gibi mekanik özelliklerin de artmasını sağlamaktadır.(33,150)

PEKK inert ve non-alerjenik yapıda, biyouyumlu ve kemikle dentine yakın elastik modülüse sahip polimer biyomateryaldir. PEKK’te, sıklıkla tercih edilen seramik ve metal alaşımlara kıyasla daha düşük biyofilm adezyonu olduğu rapor edilmiştir. PEKK de semi-kristalin yapıda olmasına rağmen, PEEK’e göre daha düşük kristalizasyon oranına

sahiptir. Bu nedenle de amorf polimer gibi işlenebilmektedir. Bu, PEKK'in üretim sırasında düşük sıcaklıklarda soğutulma işleminden daha az etkilendiğini göstermektedir. Bu özelliği sayesinde, PEKK son zamanlarda popüler olan 3 boyutlu yazıcı sistemlerinde 200°C altındaki sıcaklıklarda rahatça üretilmektedir. Ayrıca PEKK daha iyi adezyon tabakasına sahiptir ve daha az büzülme göstermektedir. (150)

Ayrıca PEKK hem amorf hem de kristalin yapıda elde edilebilmektedir ve farklı tasarımların üretimi gerçekleştirilebilmektedir. (33)

2.6.2.2. PEKK'un protetik restorasyonlarda kullanımı

PEKK, ideal kırılma direnci, şok absorpsiyon özelliği ve iyi stres dağılımı, metal içermeyen biyouyumlu yapısı gibi özellikleri sayesinde son zamanlarda protetik ve implant biyometaryali olarak kullanılmaya başlanmıştır. Protetik restorasyonların PEKK'dan üretiminde CAD/CAM teknolojisinden yararlanılmaktadır ve monolitik veya indirekt kompozit veneer ile birlikte çift katmanlı üretim yapılabilmektedir. (33)

PEKK'un adezyon özelliğini geliştirmek adına pek çok çalışmalar yapılmış ve yapılmaya devam etmektedir. Lee ve arkadaşlarının gerçekleştirdiği çalışmada (175) PEKK'un adeziv özelliğini geliştirmek amacıyla farklı işlemler değerlendirilmiş ve mekanik yüzey işlemlerin daha iyi sonuç verdiği belirtilmiştir. Protetik restorasyonların önemli parametrelerinden biri olan marjinal uyumun değerlendirildiği bir çalışmada (176) ise, PEKK kronlar, kabul edilebilir restorasyon uyumsuzluk değeri olan 24-110 µm değerleri içerisinde sonuçlar ortaya koymuş, ayrıca zirkonya kronlardan da daha iyi marjinal uyum değeri göstermiştir. Farklı materyallerin aşınma ve antagonist dişte neden olduğu aşınmanın değerlendirildiği bir çalışmada ise, PEKK deforme olup, aşınma gösterirken, karşıt dişte minimum aşınmaya neden olmuştur. Ayrıca hareketli bölümlü protezlerde PEKK kroşe ve tırnakların kullanılabileceği fakat uzun dönemde retantif kuvvetlerin azaldığı bildirilmiştir.

PEKK implantoloji alanında da düşük ağırlığı, elastik modülüsü ve yüksek direnci ile potansiyel materyal olarak öne çıkmaktadır. Dayanak materyali, altyapı materyali ve implant materyali olarak tercih edilebilmektedir. Rijit materyallerin daha iyi stres

dağılımına neden olduklarından dolayı, metallere kıyasla esnek bir materyal olan PEKK'in implant destekli protezlerde altyapı materyali olarak kullanımının hassasiyetle planlanması gerektiği belirtilmiştir. Pek çok avantajının yanısıra dezavantajlara da sahip olan PEKK'in protetik diş tedavisi alanında daha geniş alana sahip olması ve sık kullanılabilmesi adına modifikasyonlar ve geliştirmeler açısından çalışmalara ihtiyaç vardır. (33)

2.7. Sonlu Eleman Stres Analizi

Herhangi materyalin veya yapının, kullanım öncesinde mekanik özellik ve kuvvetler karşısındaki stres ve gerilmelerinin bilinmesi gerekmektedir. Organlar ve dokular için, bu senaryoların gerçekleştirilmesi ve gelen kuvvetler sonucu oluşacak olan stres ve gerilmelerin tespiti oldukça zor ve maliyetlidir. Bu sorunun çözümü adına, doku ve organların modellenip, oluşturulan modeller üzerinde kuvvet sonucu oluşan stres ve gerilmelerin değerlendirilmesi fikri ortaya çıkmıştır. (177)

Bu streslerin incelenmesi amacıyla çeşitli stres analiz yöntemleri bulunmaktadır (17,177);

- Gerilim Ölçer Stres Analiz Yöntemi
- Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi
- Holografik İnterferometre ile Kuvvet Analiz Yöntemi
- Kırılgan Vernikle Kaplama ile Stres Analiz Yöntemi
- Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi
- Radyoteleometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi
- Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Stres analiz yöntemlerinin en popülerlerinden olan SEA, ilk olarak 1956'da havacılıkta kullanılmaya başlanmış olup, günümüzde havacılık ve uzay mühendisliği, otomotiv sektörü, elektromanyetik, hidrolik, jeoteknik, nükleer enerji mühendisliği ve biyomedikal alanlarında kullanılmaktadır. Çözülmesi uzun sürecek karmaşık problemlerin kısa zamanda ve basit şekilde çözülmesi için bu problemlere eş değer, ancak daha kolay çözümlenebilir hale getirilmiş problemlerin çözümüne gidilmesi SEA yönteminin temelindeki fikirdir. (178)

SEA, biyomekanik problemleri küçük parçalara bölüp, bilgisayar ortamında üretilen tasarım modellerinde stres ve gerilmeleri hesaplayan bir tekniktir. SEA ile değerlendirilen yapının yer değişimi, eğilme, bükülme, titreşim, kırılma, gerilme, materyallerin elastik deformasyonları ve bağlanma dayanıklılığı sayısal olarak incelenebilir. (179)

Sonlu elemanlar analizi, dişler, implantlar ve restoratif anlamda kullanılan materyallerin mekanik davranışlarını değerlendirmek amacıyla tercih edilen, oral rehabilitasyondan önce faydalı biyomekanik bulgular sunan ve son yıllarda oldukça popüler hale gelen bir analiz tekniğidir. (17) Diş hekimliğinde SEA ile ilgili yapılan ilk çalışma 1968'de Ledley ve Huang'ın yaptığı araştırmadır. (178) Ardından 1970'li yıllarda Farah ve arkadaşlarının çalışması ile sonlu eleman analizi yöntemi diş hekimliğindeki yerini almaya başlamıştır. (177)

SEA için bir çok farklı program kullanılmaktadır. Diş hekimliği alanında en yaygın kullanılanlar Ansys, Comsol, Fempro, Femtools, I-Deas ve Solidworks olarak sayılabilir. (17) Matematiksel hesaplamalar ile analiz sonucunda oluşan stres değerleri elde edilmektedir ve bu değerlerin varyansı bulunmamaktadır. Bu nedenle de bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır. Analiz sonuçları dikkatlice incelenerek yorumlanmalıdır. SEA yönteminde stresin sayısal değeri doğru olmayabilir ama hangi bölgede ne kadar yoğunlaştığı sorusu cevaplanabilmektedir. (179)

2.7.1. Sonlu eleman analizi ile ilgili kavramlar

2.7.1.1. Kuvvet

Bir cismi durduran veya hareket ettiren, cisimlerin yön veya şekillerini değiştiren etkiye denmektedir. Birimi ise SI sisteminde Newton (N) olarak belirtilmektedir. (180) Bir cisme etki eden kuvvet, sıkışma (basma), gerilme (çekme) ve makaslama (kayma) olmak üzere üç tipte olabilmektedir. Basma kuvvetleri, uygulanan cismin partiküllerini bir araya getirmeye zorlamaktadır. Çekme kuvveti, cismin partiküllerini birbirinden uzaklaştırırken, makaslama kuvvetleri ise partiküllerin birbiri üzerinde kaymalarına sebep olmaktadır. (181)

2.7.1.2. Gerilme (Stres)

Stres, birim alandaki kuvvetin miktarı olarak tanımlanmaktadır. (182) Stresin büyüklüğü, uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve dağıldığı alana bağlı olarak değişmektedir. (68) Bir cisme kuvvet uygulandığı an, cismin içinde kuvvetle aynı miktarda, ancak ters yönde olacak şekilde bir tepki gerilmesi oluşmaktadır. Stres, kuvvet sonucu oluşan bu tepkiye denmektedir. Hem uygulanan kuvvet, hem de oluşan gerilme direnci, cismin tüm yüzeyine yayılır (183)

İç gerilmeler, sıkışma, gerilme ve makaslama gerilimi olarak üç tipte oluşmaktadır. (182)

2.7.1.3. Gerinim

Gerinim, stres karşısında cisimde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde, cismin elastik veya plastik deformasyonu olarak tanımlanmaktadır. Cismin uzunluğundaki değişimin, ilk uzunluğa oranıdır (182)

2.7.1.4. Hooke's kanunu

Belirli sınırlar içerisinde, herhangi bir cisimde oluşan uzamanın, çekme kuvvetiyle orantılı olduğunu belirten kanundur. Kuvvet ile oluşan uzama arasındaki basit lineer bağlantı, İngiliz matematikçi Hooke tarafından şu şekilde formüle edilmiştir;

$$\gamma = \frac{P \cdot l}{A \cdot E}$$

γ : cismin toplam uzaması

P: cismi uzatan kuvvet

l: cismin uzunluğu

A: cismin kesit alanı

E: cismin elastisite modülü

Formülde belirtildiği üzere, cisimde meydana gelen uzama, çekme kuvveti ve cismin kesit alanı ve elastisite modülü ile ters orantılı iken uzunluğu ile doğru orantılıdır. (184)

2.7.1.5. Elastisite modülü

Elastisite modülü, gerilmenin gerinime oranıdır. Materyalin sertliğini belirlemektedir ve birimi Gigapaskal (GPa)'dır. Cismin elastisite modülü arttıkça, sertliği de artar. Aynı kuvvetlerin uygulandığı iki cisimden, yüksek elastisite modülüne sahip olan cisim, düşük elastisite modülüne sahip cisme kıyasla, daha az deformasyona uğramaktadır. (182)

2.7.1.6. Poisson oranı

Adını Fransız matematikçi Siméon Denis Poisson'dan almış ve gerilme tipi yükleme sırasında, lateral gerinimin aksiyel gerinime oranı olarak tanımlanmıştır. Elastik sınırlar içerisinde, kuvvete dik yönde oluşan gerinimin, yükleme yönündeki gerinime oranıdır. Her cisme ait farklı bir Poisson oranı mevcuttur ve bütün maddeler için 0 ile 0.5 değerleri arasında değişkenlik gösterir. Poisson oranı 'v' ile sembolize edilir ve formülasyonu şu şekildedir (182,185) ;

$$v = - \epsilon_2 / \epsilon_1$$

ϵ_2 : enine birim deformasyon

ϵ_1 : boyuna birim deformasyon

2.7.2. Sonlu eleman analizinin uygulanması

Sonlu Eleman Analizi'nin uygulama adımları şu şekildedir (17,178) ;

1. İlk olarak analizi yapılacak olan yapının mevcut BT veya MRI görüntüsünden yararlanılarak bilgisayar ortamında iki veya üç boyutlu modeli elde edilir.

2. Hazırlanan model 'eleman' adı verilen küçük parçalara ayrılır ve elemanların her bir birleşim noktasına 'düğüm noktası' adı verilir. Daha sonra yapıdaki yer değişimi, eğilme ve sıkışma gibi değişimleri değerlendirmek adına modele uygulanacak kuvvetler bu düğüm noktalarından uygulanacaktır.

3. Modelin elastisite modülü ve poisson oranı belirlenir. Aynı zamanda linear, izotropik veya ortotropik gibi materyal özellikleri belirlenerek sisteme işlenir.

4. Modelin sınır koşulları belirlenir. Bu sayede cisim sabitlenir ve yükleme koşulları belirlenir.

6. Modelin ağ yapısı (mesh) elde edilmiş olur ve ardından tüm model tek tek eleman bazında değerlendirilir.

7. Her elemandan elde edilen veriler toplanarak, yapıya hakim olan stres tipi veya yer değiştirme değeri gibi veriler hesaplanır.

8. Analiz sonuçları değerlendirilir. Bu değerlendirme yapılırken, kemik gibi kırılğan materyaller için asal gerilim değerleri, sünek materyaller için ise von Mises değerleri kullanılır.

9. Modellenen yapıdaki tüm değişkenler ve stres değerleri hesaplandıktan sonra, kontür diyagramları oluşturulur ve bu sayede modelde oluşan değişimler daha kolay izlenip yorumlanır.

SEA sonucunda elde edilen veri değerleri, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığından, istatistiksel analizler yapılamaz. Önemli olan, kesit görüntülerindeki stres miktarlarının ve dağılımlarının hassasiyet ile değerlendirilmesi ve yorumlandırılmasıdır.

2.7.3. Sonlu eleman analizinin avantajları

Sonlu eleman analizi sayesinde karmaşık yapılar çok gerçekçi şekilde modellenebilmekte ve istenilen malzeme özelliklerine sahip farklı modeller oluşturabilmektedir. Oluşturulan modelin geometrisi, malzeme özellikleri ve uygulanan kuvvet kolayca değiştirilebilirken, deneysel yöntemlerde oluşan herhangi maliyet veya işçilik kaybı oluşmamaktadır. Ayrıca, gerçek boyuttaki cisimler üzerinde stres dağılımı ve lokasyon tespiti çok zor olmasına rağmen, bilgisayar ortamında çok kolay, hızlı ve hassas şekilde bu sonuçlar elde edilebilmektedir. (17,178,186)

2.7.4. Sonlu eleman analizinin dezavantajları

Sonlu eleman analizi hatalı sonuçlara oldukça açıktır. Çünkü tüm analiz, araştırmacı ve yazılım personeline bağlıdır. Araştırmacı tarafından belirlenen yanlış veriler veya yazılımı kullanan personelin analizi gerçekleştirilecek olan yapıyı hatalı modellemesi, yanlış sonuçlar elde edilmesine yol açacaktır. Ayrıca, sonuçları yorumlamak da güçtür ve bilgi gerektirmektedir.

Doğru ve güvenli bir sonlu eleman analizi için gerçeğe en yakın modelleme gerçekleştirilmeli ve güçlü donanımlı bilgisayarlar gerekmektedir. Bu şartların yerine getirilmesi için de bilgili ve tecrübeli personele ihtiyaç vardır. (17)

Bu tez çalışmasının amacı; titanyum ve zirkonya gibi alışlagelmiş dental materyaller dışında, günümüz diş hekimliğinde avantajları sayesinde popüler hale gelmeye başlayan Yüksek Performans Polimerleri olarak adlandırılan, PEEK ve PEKK'in dayanak materyallerinin kullanımlarının implant çevresindeki kemikte, implantta ve dayanak vidasında oluşturduğu stres dağılımını incelemektir. Ayrıca üst yapı materyali olarak %5 mol İtiryum içeren Parsiyel Stabilize Zirkonya (5Y-PSZ) kullanılarak, implant çevresindeki kemikte, implantta ve dayanak vidasında oluşturacakları stres değişimlerinin değerlendirilmesidir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-DA 21/02) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonu'na desteklenmiştir. Bu çalışma, Başkent Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti. işbirliği ile gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada, titanyum implant üzerine, titanyum, zirkonya, PEEK ve PEKK olmak üzere toplam 4 farklı dayanak materyali ve üst yapı olarak ise, %5 mol İtiryum içeren Parsiyel Stabilize Zirkonya'dan (5Y-PSZ) üretilen monolitik tek kron tasarlanmış ve bu yapıların implantta, vidada, dayanakta, üst yapıda ve peri-implant kemikte oluşturduğu stres incelenmiştir. Bu amaçla, maksiller sağ üst kesici dişin olmadığı bir üst çene modeli

oluşturulmuştur. Nobel Biocare titanyum implant üzerine, belirlenen materyallerden üretilen standart dayanaklar vida ile sabitlenmiş ve ardından monolitik zirkonya tek kronlar tasarlanmıştır. Toplamda 4 farklı çalışma grubu modeli oluşturulmuştur. Modellere statik yük uygulanarak stres analizi yapılmıştır. Stres analizi, sonlu elemanlar stres analizi ile gerçekleştirilmiştir.

Üç boyutlu ağ yapının düzenlenmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve SEA için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500GB Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemine sahip bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile üç boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) üç boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

Modeller, VRMesh yazılımı yardımıyla geometrik olarak tasarlandıktan sonra analize hazır olarak düzenlenmeleri ve analizlerinin yapılabilmesi için, stl formatında Algor Fempro yazılımına aktarılmıştır. Üç boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşıyan stl formatı sayesinde düğümlerin koordinat bilgileri de saklandığından, programlar arası aktarım ihtiyacı durumunda bilgi kaybı riski ortadan kalkmaktadır. Modeller yazılım ile uyumlu forma getirildikten sonra elde edilen modelin maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığı yazılıma aktarılmıştır. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal değerleri (elastisite modülü ve poisson oranı) tanımlanmıştır.

3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Çalışmada Nobel Biocare titanyum implant ve titanyum, zirkonya, PEEK ve PEKK materyalinden üretilen standart dayanaklar ile desteklenen monolitik zirkonya tek kronların kullanıldığı toplamda 4 farklı model oluşturulmuştur.

Tablo 3.1. Analiz Modelleri

	İmplant	Dayanak	Üst yapı
Model 1	Titanyum	Titanyum	Monolitik Zirkonya
Model 2	Titanyum	Zirkonya	Monolitik Zirkonya
Model 3	Titanyum	PEEK	Monolitik Zirkonya
Model 4	Titanyum	PEKK	Monolitik Zirkonya

3.1.1. İmplant, dayanak ve üst yapının modellenmesi

Çalışmada kullanılacak implantların yerleşimi maksiller sağ üst kesici diş bölgesi olacak şekilde modellenmiştir. Çalışmada 3.75 mm çapta ve 11.5 mm uzunlukta Nobel Biocare titanyum implant, dayanak olarak ise çıkış profili 3 mm olan standart dayanak kullanılmıştır. Kron modelinin oluşturulmasında Wheeler Dental Anatomy, Fizyoloji ve Oklüzyon kitabından (187) ilgili diş için elde edilen görüntüler kullanılarak kron modeli dijital ortamda oluşturulmuştur.

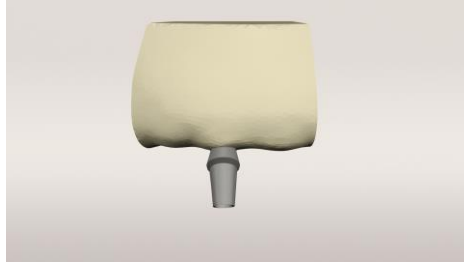
Çalışma için tedarik edilen implant ve protetik parçalar SmartOptics üç boyutlu tarayıcı ile taranmıştır. Stl formatında elde edilmiş olan modeller, Rhinoceros 4.0 yazılımına gönderilmiştir. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protetik parçalar, implant, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapılmış ve kuvvet aktarımı sağlanmıştır. (Şekil 1, Şekil 2, Şekil 3, Şekil 4, Şekil 5, Şekil 6 ve Şekil 7)



Şekil 3.1. Titanyum implant modeli



Şekil 3.2. Titanyum dayanak vidası modeli



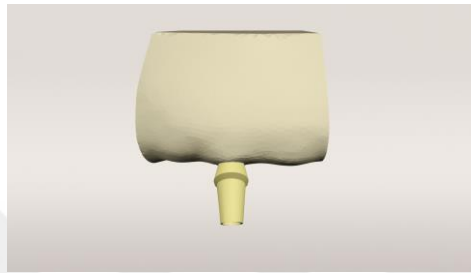
Şekil 3.3. Titanyum dayanak modeli



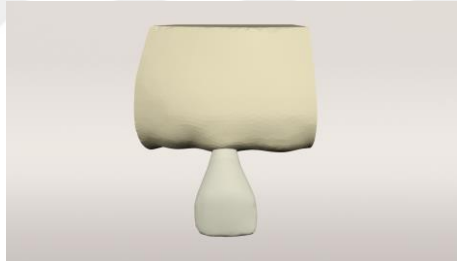
Şekil 3.4. Zirkonya dayanak modeli



Şekil 3.5. PEEK dayanak modeli



Şekil 3.6. PEKK dayanak modeli



Şekil 3.7. Monolitik zirkonya kron modeli

3.1.2. Kemiklerin modellenmesi

Kemik dokularının modellenmesi amacıyla, öncelikle tam dişli bir hastanın tomografisi alınmıştır. Tomografi çekiminde 3M Iluma CBCT cihazı kullanılmıştır. Çekimler 120KvP 3.8mA değerlerinde 40 saniyelik çekim modunda yapılmıştır. Ardından filmler, 3d-doctor yazılımına atılmış ve burada ‘Interactive Segmentation’ yöntemi ile kemik dokusu ayrıştırılmıştır. Ardından, ‘3d Complex Render’ yöntemi ile üç boyutlu model elde edilmiş ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiştir. Kemik dokusundan ofset

yöntemi ile trabeküler kemik elde edilmiş ve tüm uyumlamaların tamamlanmasının ardından kuvvet aktarımı sağlanmıştır.

Bu yöntem sayesinde maksilla, kortikal kemik, trabeküler kemik, protetik parçalar ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak şekilde modele taşınmıştır. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında üç boyutlu uzayda, doğru koordinatlara yerleştirilmiş ve modelleme işlemi tamamlanmıştır. Rhino'da yapılan modellemeler, üç boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılmıştır.



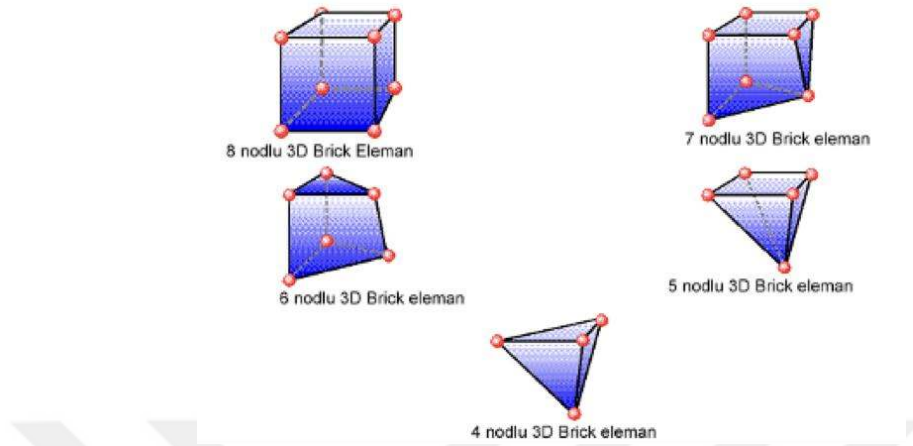
Şekil 3.8. Kemik modeli

3.2. Ağ Yapının Oluşturulması

VR Mesh yazılımında hazırlanan modeller, Algor yazılımına stl formatında yüzey verisi olarak atılmıştır. Analizlerinin Algor yazılımında yapılabilmesi için, ağ yapının içi dolu şekilde oluşturulması gerekmektedir.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı elemanlardan elde edilmiştir. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde, gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için 7,6,5 veya 4 düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde, mümkün olan en fazla düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kaliteye sahip ağ yapısı oluşturulması ve hesaplamaların kolaylaştırılması amaçlanmıştır. Modellerde

dik ve dar bölgeler analiz işlemini zorlaştırdığından, modeller çizgisel elemanlardan arındırılıp düzenli hale getirilmiştir.



Şekil 3.9. Ağ yapı oluşturulurken kullanılan elemanlar

3.3. Eleman ve Düğüm Noktalarının Belirlenmesi

Oluşturulan modellerin eleman ve düğüm sayısı tablo 2’de gösterilmiştir.

Tablo 3.2. Oluşturulan modellerin eleman ve düğüm sayısı

	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Model 1	473735	116336
Model 2	473735	116336
Model 3	473735	116336
Model 4	473735	116336

3.4. Materyal Özelliklerinin Belirlenmesi

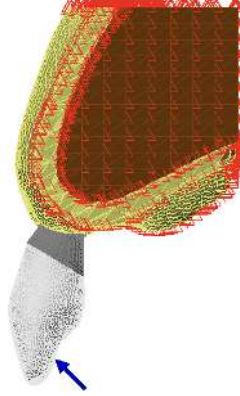
Bu çalışmadaki tüm elemanlar linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir. Tablo 3’de, çalışmada kullanılan tüm malzemeler ve üç boyutlu stres analizlerinin yapılabilmesi için gerekli olan elastisite modülleri ve poisson oranları gösterilmektedir.

Tablo 3.3. Kullanılan materyallerin elastisite modülü ve poisson oranı

Materyal	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı	Referans
Kortikal Kemik	13700	0,3	(14)
Trabeküler Kemik	1370	0,3	(14)
PEEK	4100	0,4	(188)
PEKK	5100	0,4	(189)
Titanyum	110000	0,35	(14)
Zirkonya	210000	0,31	(190)

3.5. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Modeller çene kemiğinin alt ve arka kısmından sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir. (Şekil 10)

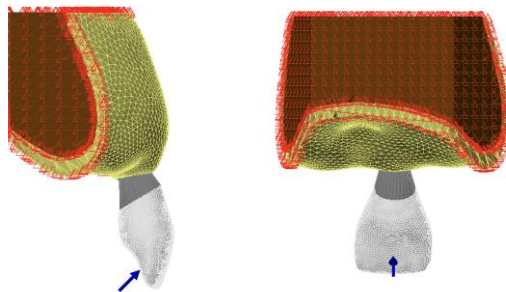


Şekil 3.10. Modelin sabitlendiği düzlemler

3.6. Yükleme Koşullarının Belirlenmesi

Farklı dayanak materyaline sahip, aynı tasarımda 4 model oluşturulmuş ve her modele doğal çiğneme kuvvetini taklit edecek şekilde implantın uzun aksıyla 45 derece açı yapan oblik kuvvet uygulanmıştır.

Kuvvet, monolitik zirkonya kronun palatinalinden ve insizal kenarın 2 mm altından olacak şekilde 178 Newton olarak uygulanmıştır. (188,191,192) Toplam 4 farklı modelde 4 analiz gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.11. Çiğneme kuvvetinin simüle edildiği yükleme bölgesi ve yönü

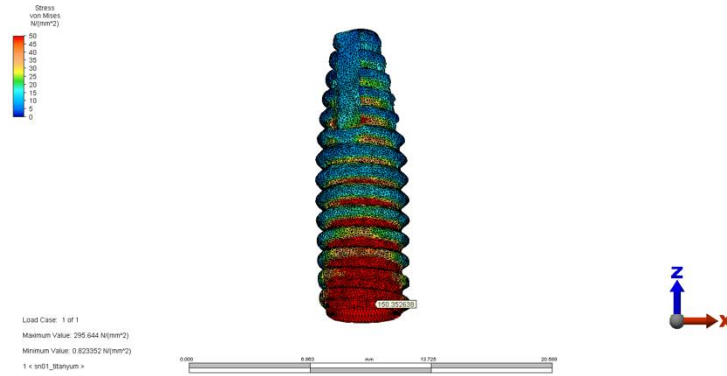
4. BULGULAR

Bu çalışmada maksiller üst sağ kesici diş bölgesine titanyum implant yerleştirilmiş olup, titanyum, zirkonya, PEEK VE PEKK materyallerinden üretilen 4 farklı dayanak kullanılmış ve üst yapı olarak monolitik zirkonya kronlar modellenmiştir. Toplamda 4 model mevcuttur. Modellerin üst yapısına oblik kuvvetler uygulanmış ve implantlarda, vidalarda, dayanaklarda, üstyapılarda, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stres değerlerine bakılmıştır. Çalışmamızda kemikte oluşan basma ve çekme tipi streslerinin ölçülmesi amacıyla maksimum ve minimum asal stres değerlerine, implant, dayanak, dayanak vidası ve protetik üst yapıda ise ortalama stres değerlerini veren maksimum von Mises değerlerine bakılmıştır.

4.1. Titanyum Dayanak Kullanılan Modelde Elde Edilen Bulgular

4.1.1. İmplantta oluşan von Mises stres bulguları

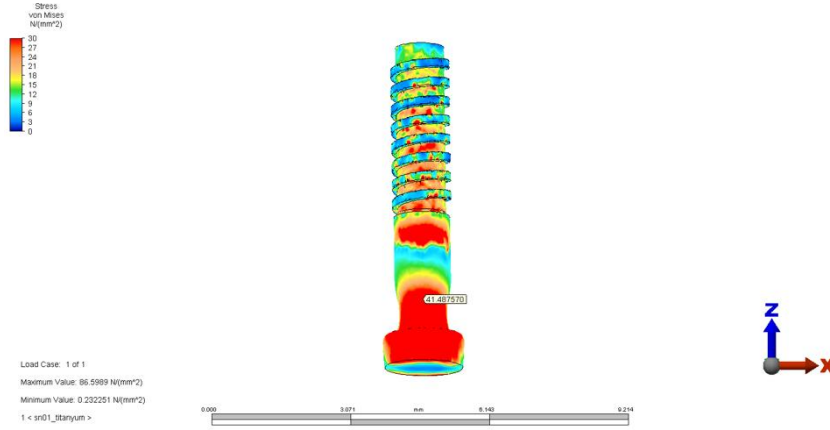
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda implantta meydana gelen maksimum von Mises değeri implantın boyun bölgesinde 295.644 N/mm^2 olarak belirlenmiştir. (Şekil 12)



Şekil 4.1. Titanyum dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu implantta oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.2. Dayanak vidasında oluşan von Mises Stres Bulguları

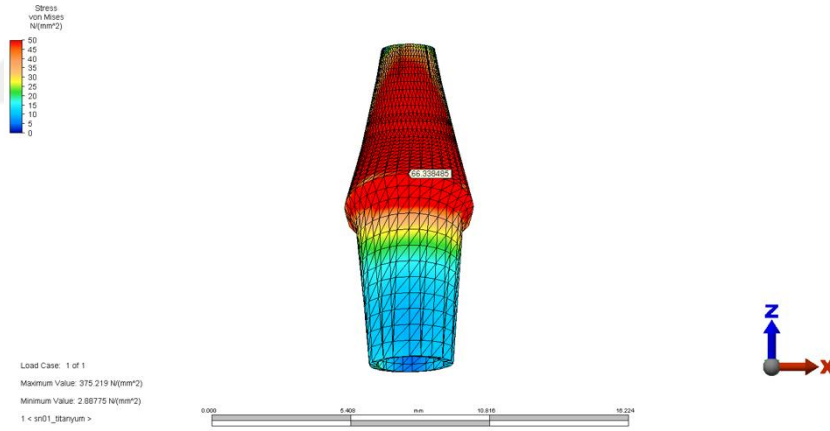
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda dayanak vidasında oluşan maksimum von Mises değeri 86.5889 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 13)



Şekil 4. 2. Titanyum dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu vidada oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.3. Titanyum dayanakta oluşan von Mises stres bulguları

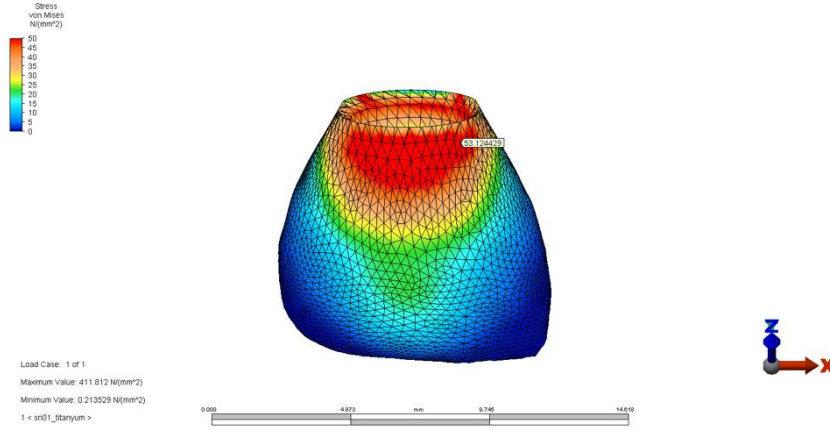
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda dayanakta oluşan maksimum von Mises değeri 375.219 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 14)



Şekil 4.3. Titanyum dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu dayanakta oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.4. Protetik üst yapıda oluşan von Mises stres bulguları

Uygulanan oblik kuvvet sonucunda üst yapıda oluşan maksimum von Mises değeri kronun boyun bölgesinde 411.812 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 15)

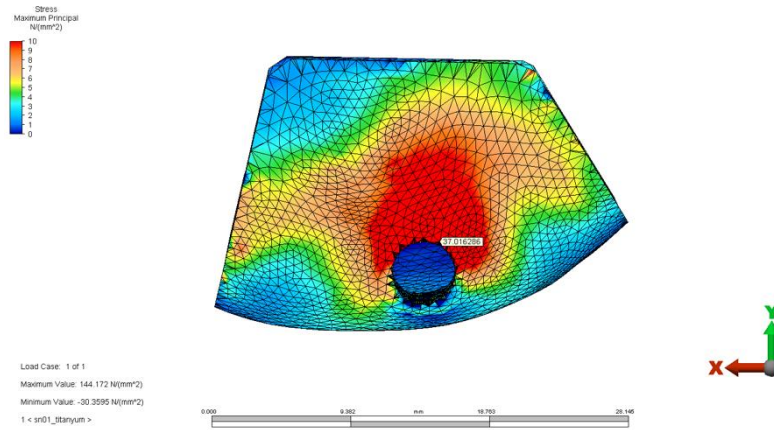


Şekil 4.4. Titanyum dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.1.5. Kortikal kemikte oluşan asal gerilme bulguları

• Maksimum asal gerilme bulguları

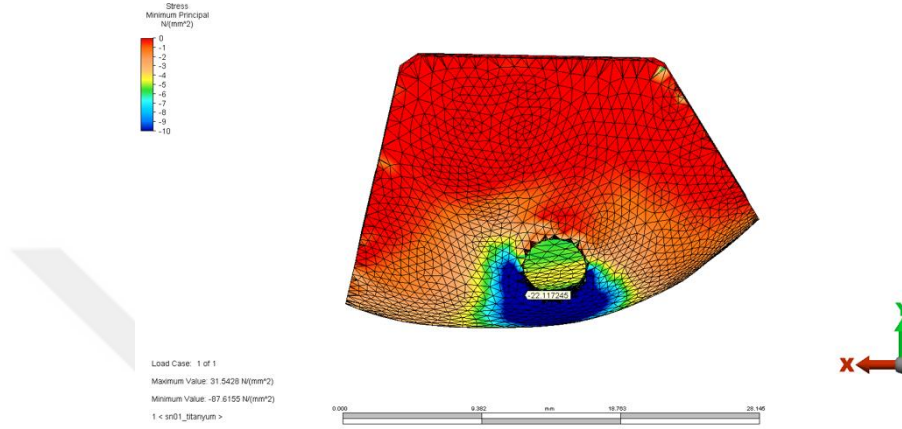
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantın boyun bölgesine denk gelen kısmında 37.016 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 16)



Şekil 4.5. Titanyum dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

• Minimum asal gerilme bulguları

Uygulanan oblik kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri implantın boyun bölgesine denk gelen kısımda -22.117 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 17)

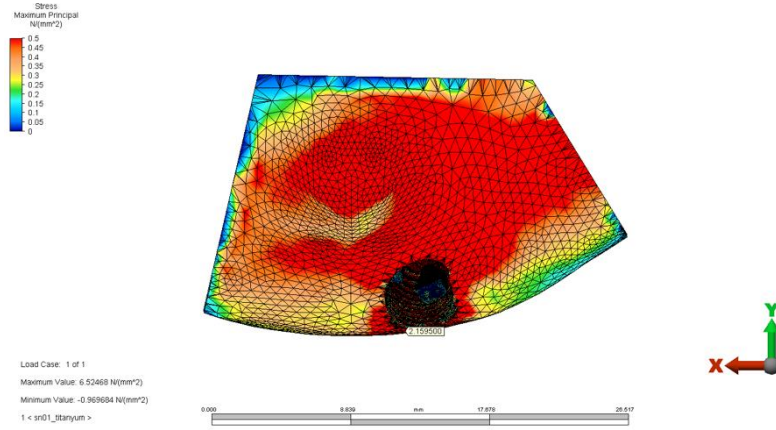


Şekil 4.6. Titanyum dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.1.6. Trabeküler kemikte oluşan asal gerilme bulguları

• Maksimum asal gerilme bulguları

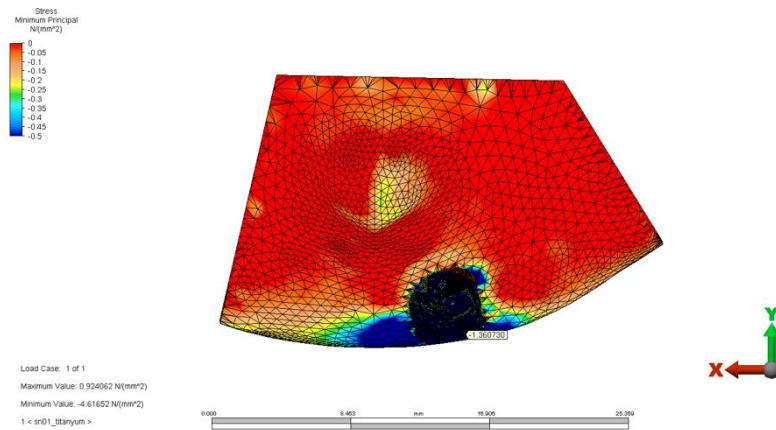
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantın boyun bölgesine denk gelen kısımda 2.1595 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 18)



Şekil 4.7. Titanyum dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

• Minimum asal gerilme bulguları

Uygulanan oblik kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri implantın boyun bölgesine denk gelen kısmında -1.36 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 19)

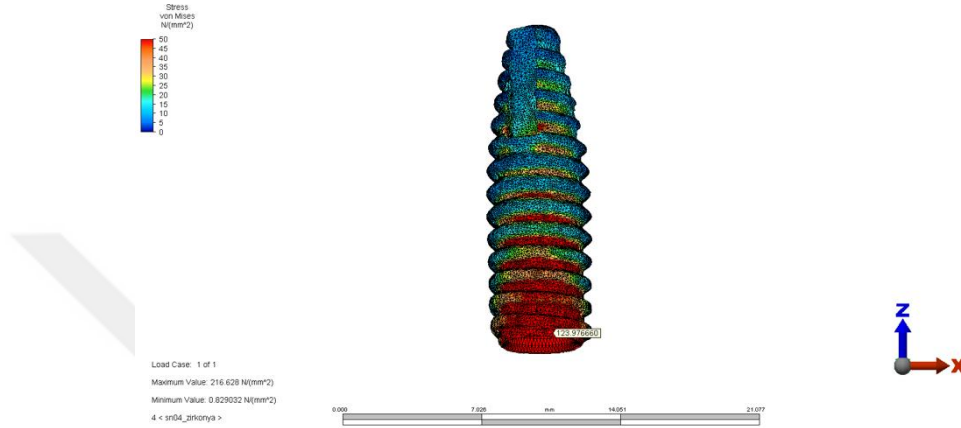


Şekil 4.8. Titanyum dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.2. Zirkonya Dayanak Kullanılan Modelde Elde Edilen Bulgular

4.2.1. İmplantta oluşan von Mises stres bulguları

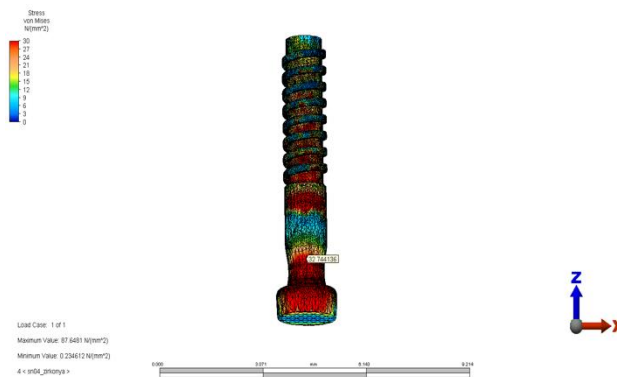
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda implantta oluşan maksimum von Mises değeri implantın boyun bölgesinde 216.628 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 20)



Şekil 4.9. Zirkonya dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu implantta oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.2. Dayanak vidasında oluşan von Mises stres bulguları

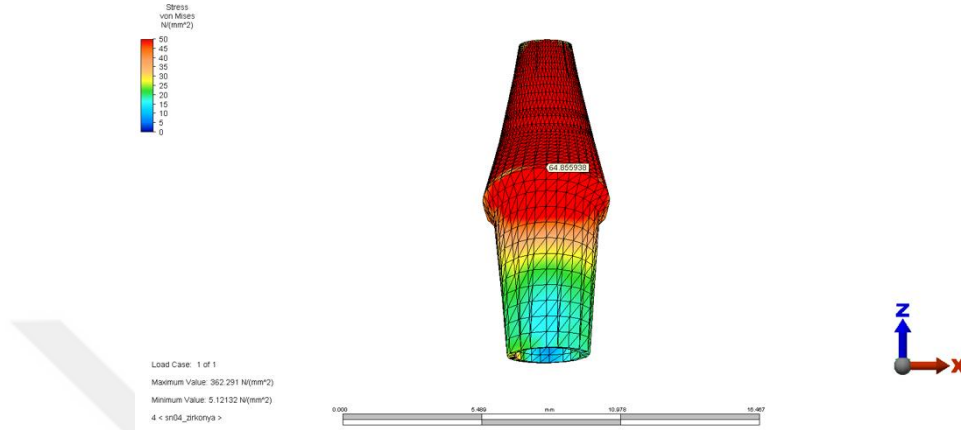
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda dayanak vidasında oluşan maksimum von Mises değeri 87.6481 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 21)



Şekil 4.10. Zirkonya dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu dayanak vidasında oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.3. Zirkonya dayanakta oluşan von Mises stres bulguları

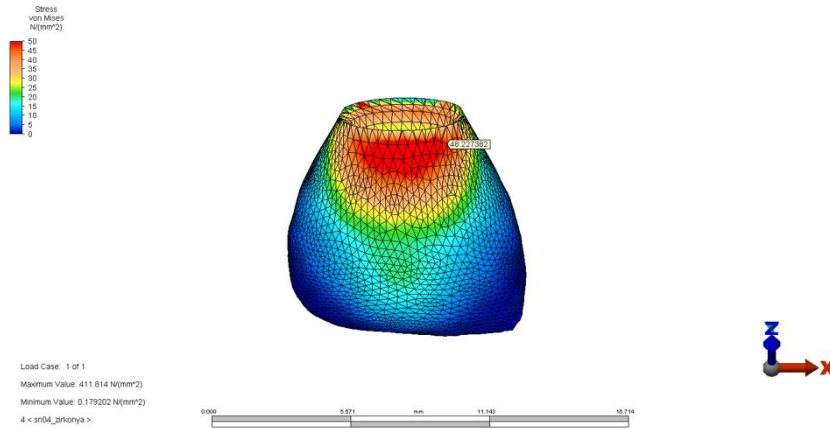
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda dayanakta oluşan maksimum von Mises değeri dayanağın boyun bölgesinde 362.291 N/mm^2 olarak ölçölmüştür. (şekil 22)



şekil 4.11. Zirkonya dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu dayanakta oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.4. Protetik üst yapıda oluşan von Mises stres bulguları

Uygulanan oblik kuvvet sonucunda protetik üst yapıda oluşan maksimum von Mises değeri 411.814 N/mm^2 olarak ölçölmüştür. (şekil 23)

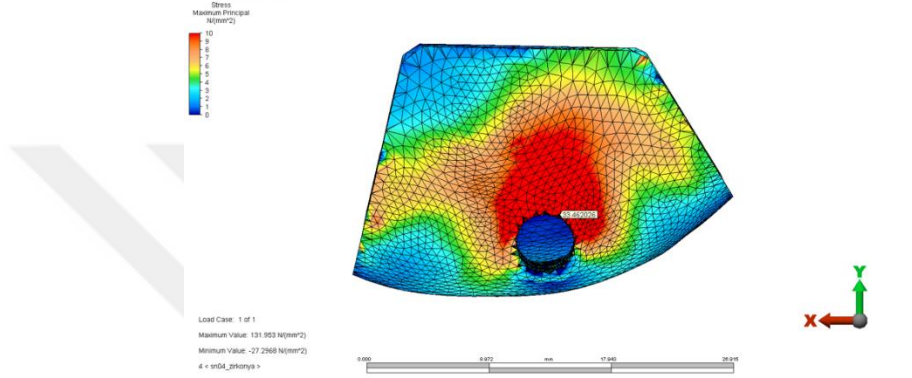


şekil 4. 12. Zirkonya dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu protetik üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.2.5. Kortikal kemikte oluşan asal gerilme bulguları

- Maksimum asal gerilme bulguları

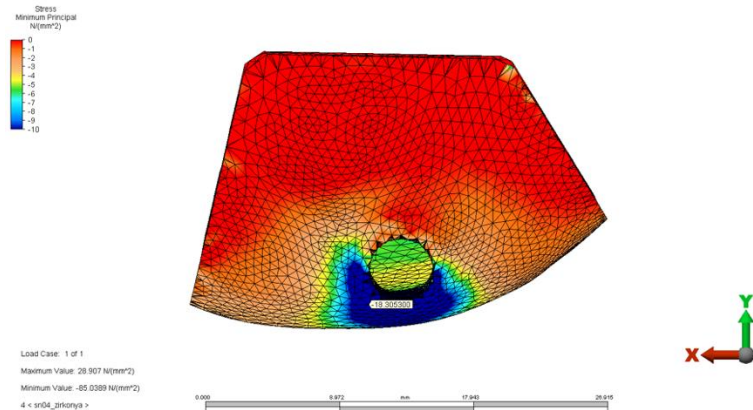
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantın boyun bۆlgesine denk gelen kısmında 33.46 N/mm^2 olarak ۆlçۆlmüřtür. (şekil 24)



şekil 4.13. Zirkonya dayanak kullanılan modelde yۆkleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- Minimum asal gerilme bulguları

Uygulanan oblik kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri implantın boyun bۆlgesine denk gelen kısmında -18.305 N/mm^2 olarak ۆlçۆlmüřtür. (şekil 25)

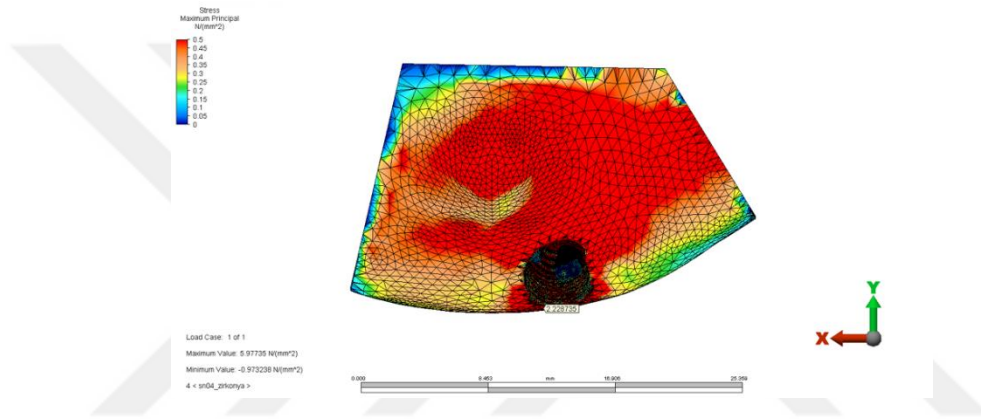


Şekil 4.14. Zirkonya dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.2.6 Trabeküler kemikte oluşan asal gerilme bulguları

• Maksimum asal gerilme bulguları

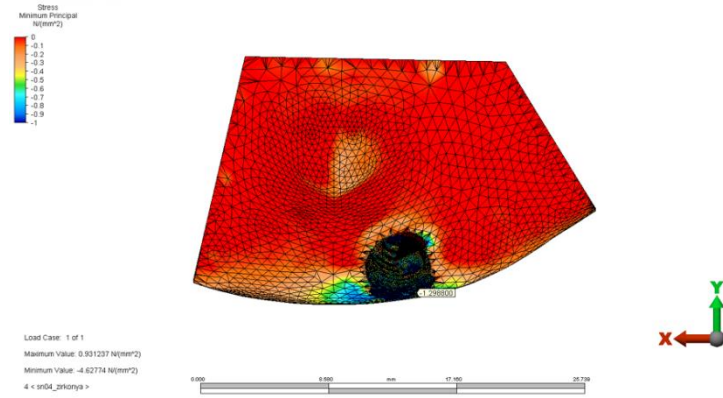
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantın boyun bölgesine denk gelen kısmında 2.22 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 26)



Şekil 4.15. Zirkonya dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

• Minimum asal gerilme bulguları

Uygulanan oblik kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri implantın boyun bölgesine denk gelen kısmında -1.29 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 27)

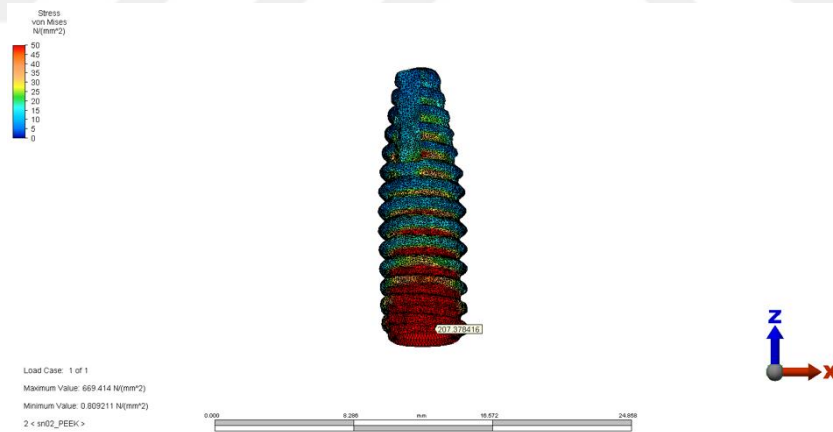


Şekil 4.16. Zirkonya dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.3. PEEK Dayanak Kullanılan Modelde Elde Edilen Bulgular

4.3.1. İmplantta oluşan von Mises stres bulguları

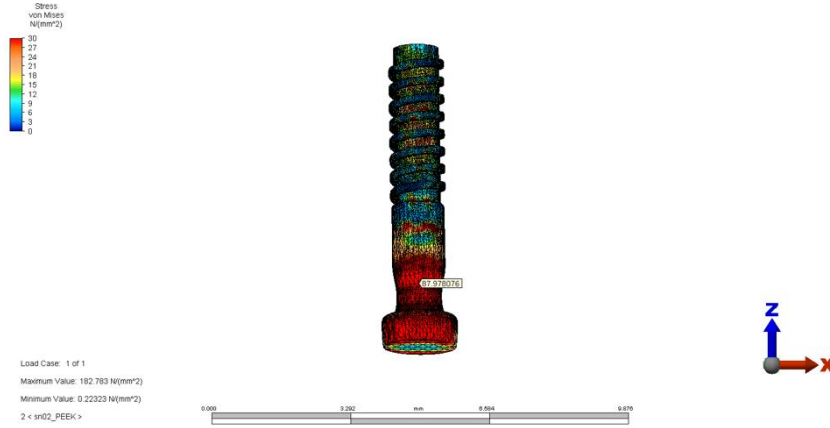
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda implantta oluşan maksimum von Mises değeri implantın boyun bölgesinde 669.414 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 28)



Şekil 4.17. PEEK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu implantta oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.3.2. Dayanak vidasında oluşan von Mises stres bulguları

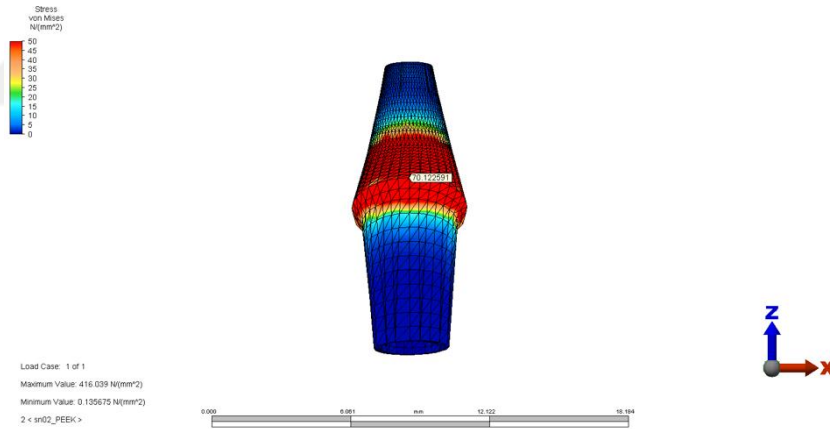
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda dayanak vidasında oluşan maksimum von Mises değeri 182.783 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 29)



Şekil 4.18. PEEK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu dayanak vidasında oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.3.3. PEEK dayanakta oluşan von Mises stres bulguları

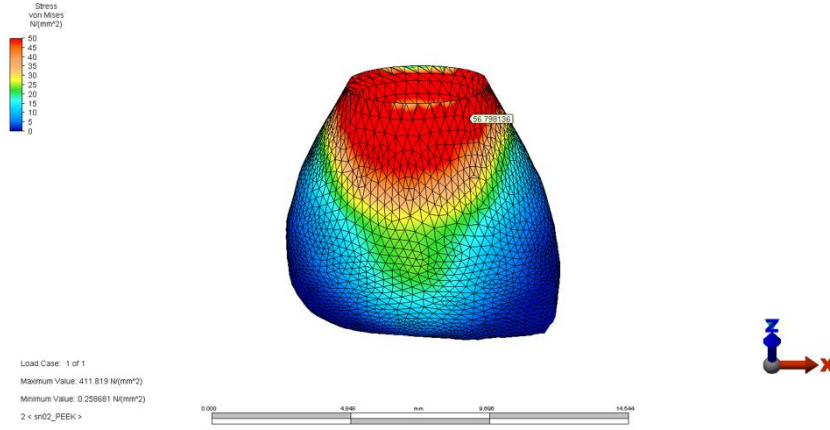
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda dayanakta oluşan maksimum von Mises değeri dayanağın boyun bölgesinde 416.039 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 30)



Şekil 4.19. PEEK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu dayanakta oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.3.4. Protetik üst yapıda oluşan von Mises stres bulguları

Uygulanan oblik kuvvet sonucunda protetik üst yapıda oluşan maksimum von Mises değeri 411.819 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 31)

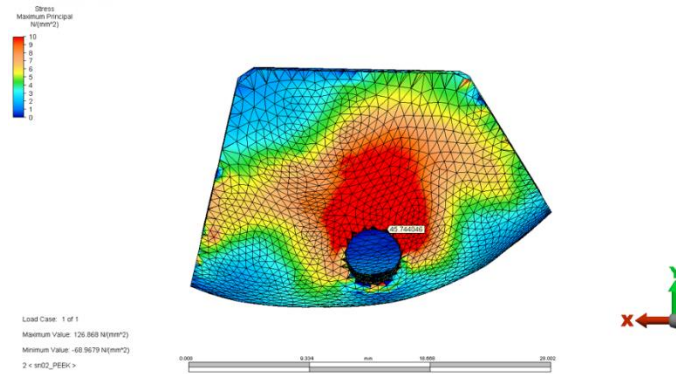


Şekil 4.20. PEEK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu protetik üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.3.5. Kortikal kemikte oluşan asal gerilme bulguları

• Maksimum asal gerilme bulguları

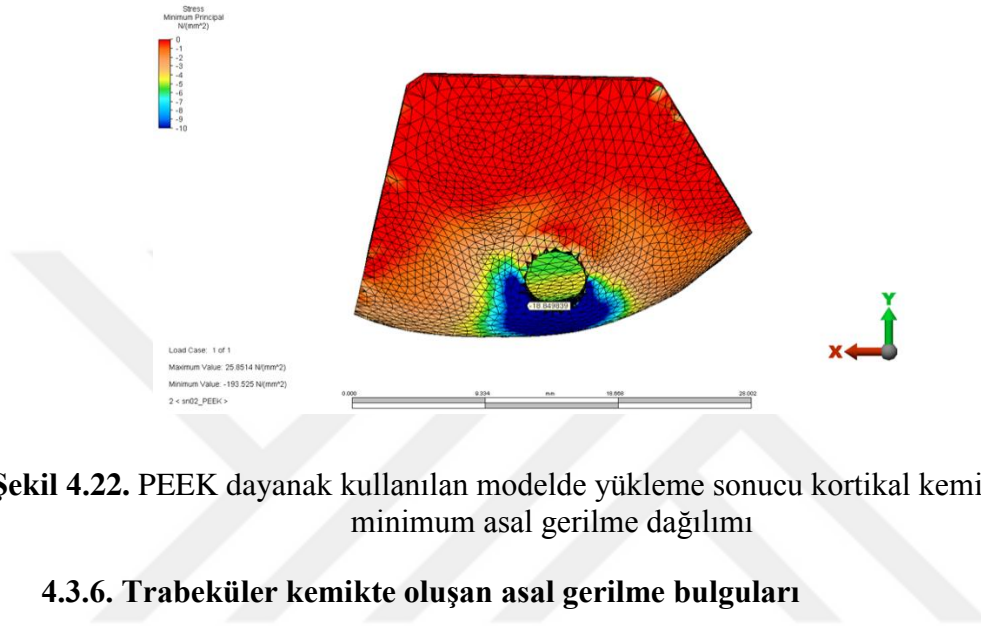
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantın boyun bölgesine denk gelen kısmında 45.74 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 32)



Şekil 4.21. PEEK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

• Minimum asal gerilme bulguları

Uygulanan oblik kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri implantın boyun bölgesine denk gelen kısmında -18.84 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 33)

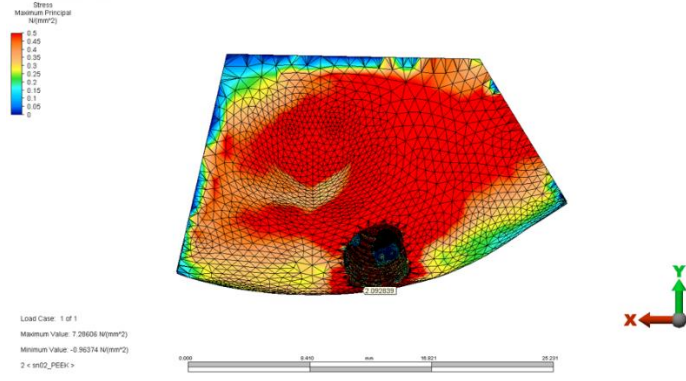


Şekil 4.22. PEEK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.3.6. Trabeküler kemikte oluşan asal gerilme bulguları

• Maksimum asal gerilme bulguları

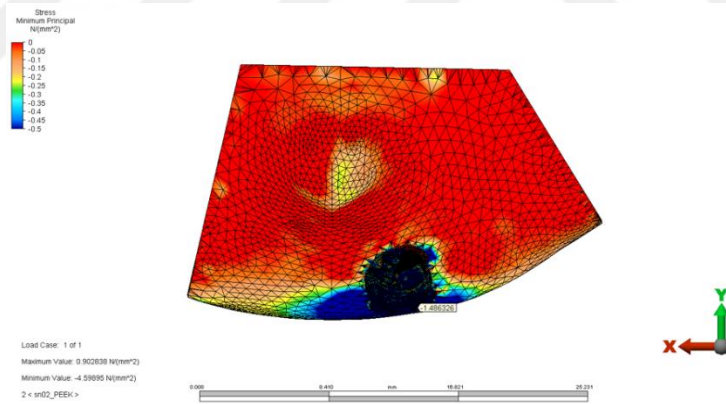
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantın boyun bölgesine denk gelen kısmında 2.09 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 34)



Şekil 4.23. PEEK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

• Minimum asal gerilme bulguları

Uygulanan oblik kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri implantın boyun bölgesine denk gelen kısmında -1.48 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 35)

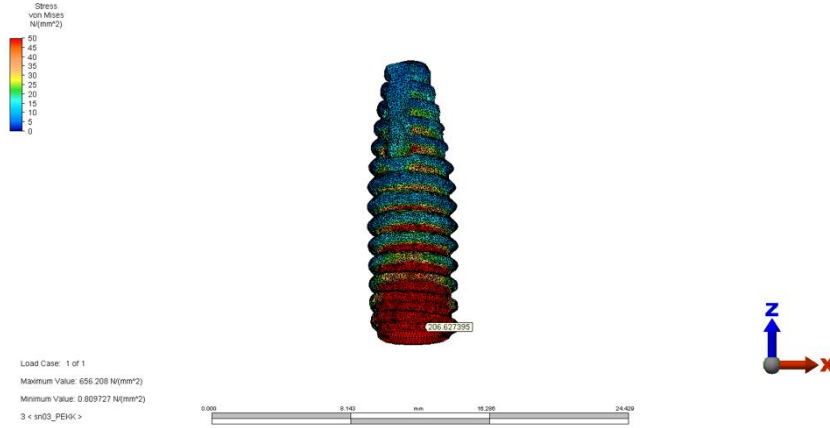


Şekil 4.24. PEEK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.4. PEKK Dayanak Kullanılan Modelde Elde Edilen Bulgular

4.4.1. İmplantta oluşan von Mises stres bulguları

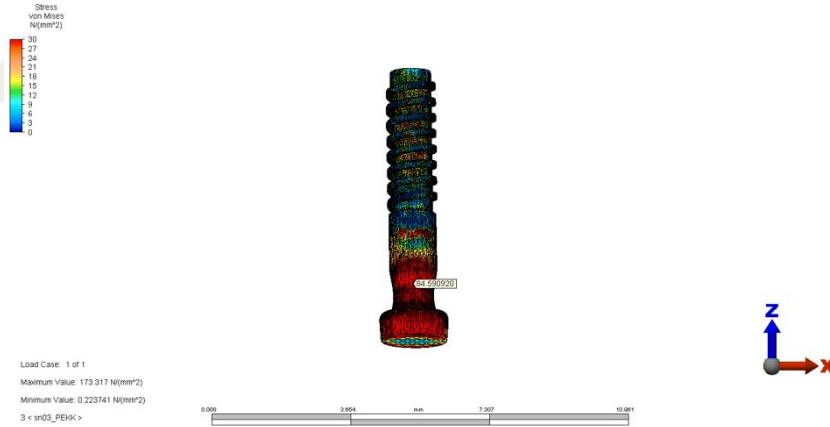
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda implantta oluşan maksimum von Mises değeri implantın boyun bölgesinde 656.208 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 36)



Şekil 4.25. PEKK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu implantta oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.4.2. Dayanak vidasında oluşan von Mises stres bulguları

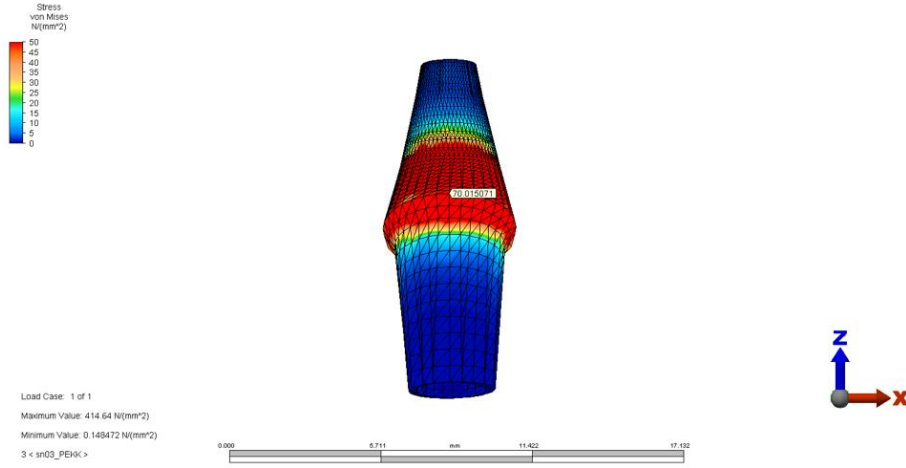
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda dayanak vidasında oluşan maksimum von Mises değeri 173.317 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 37)



Şekil 4.26. PEKK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu dayanak vidasında oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.4.3. PEKK dayanakta oluşan von Mises stres bulguları

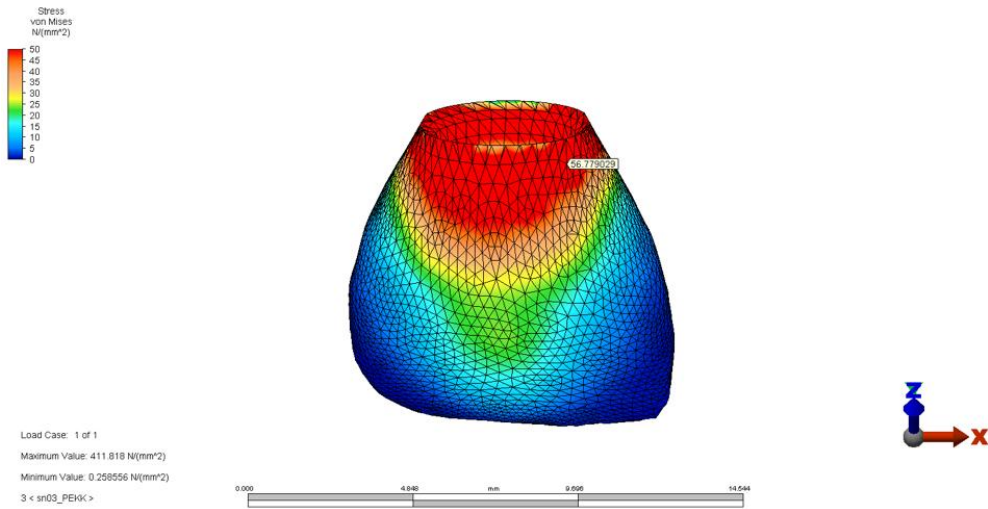
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda dayanakta oluşan maksimum von Mises değeri dayanağın boyun bölgesinde 414.64 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 38)



Şekil 4.27. PEKK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu dayanakta oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.4.4. Protetik üst yapıda oluşan von Mises stres bulguları

Uygulanan oblik kuvvet sonucunda protetik üst yapıda oluşan maksimum von Mises değeri 411.818 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 39)

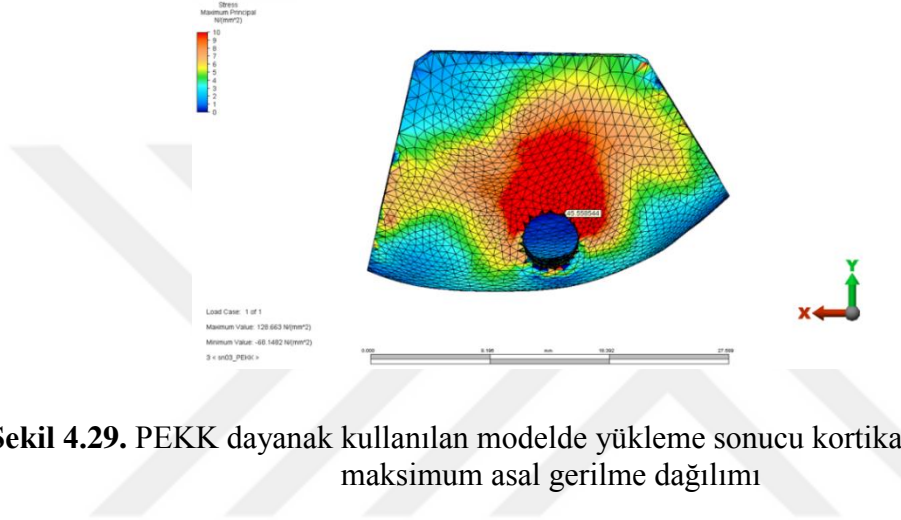


Şekil 4.28. PEKK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu protetik üst yapıda oluşan maksimum von Mises stres dağılımı

4.4.5. Kortikal kemikte oluşan asal gerilme bulguları

• Maksimum asal gerilme bulguları

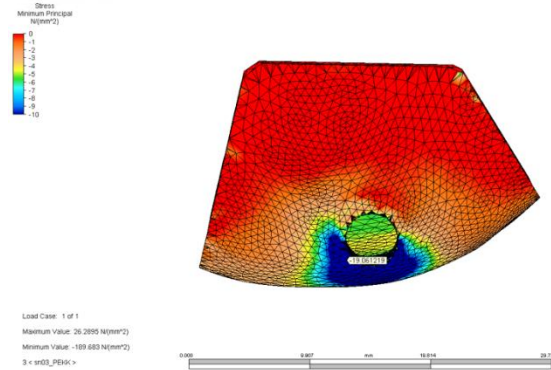
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantın boyun bۆlgesine denk gelen kısmında 45.55 N/mm^2 olarak ۆlçۆlmüştür. (şekil 40)



şekil 4.29. PEKK dayanak kullanılan modelde yۆkleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

• Minimum asal gerilme bulguları

Uygulanan oblik kuvvet sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri implantın boyun bۆlgesine denk gelen kısmında -19.06 N/mm^2 olarak ۆlçۆlmüştür. (şekil 41)

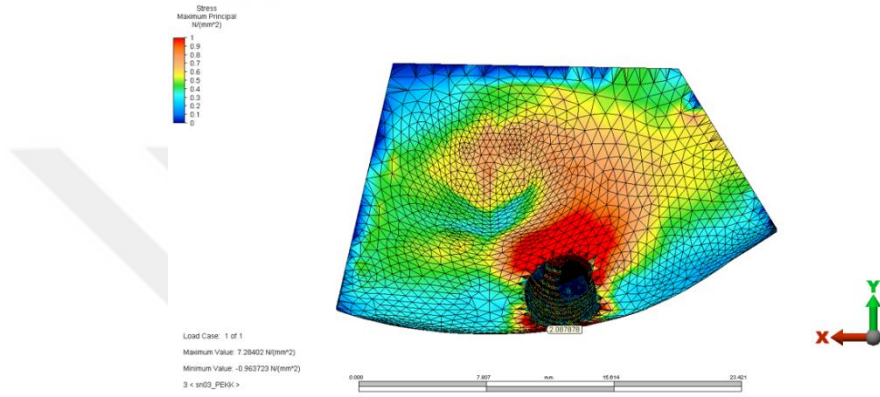


şekil 4.30. PEKK dayanak kullanılan modelde yۆkleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

4.4.6. Trabeküler kemikte oluşan asal gerilme bulguları

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

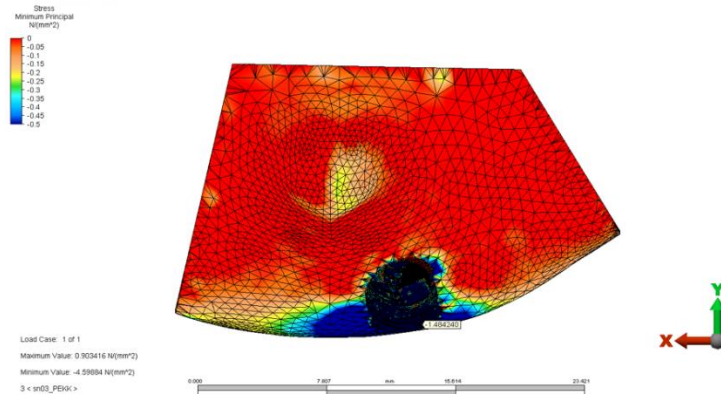
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantın boyun bölgesine denk gelen bölgede 2.08 N/mm^2 olarak belirlenmiştir. (Şekil 42)



Şekil 4.31. PEKK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

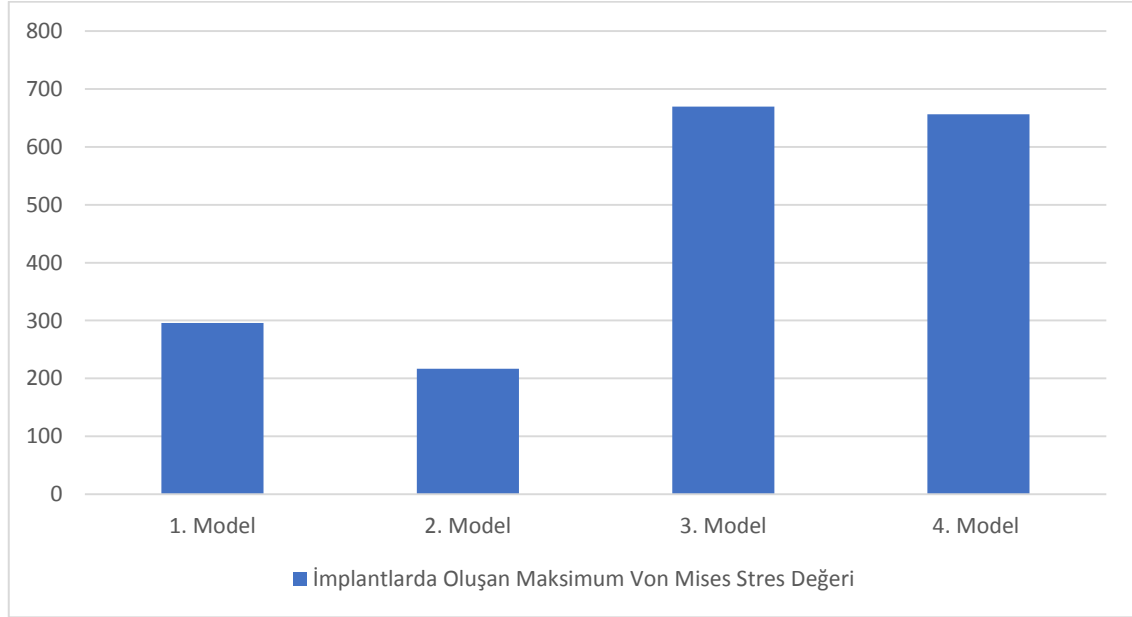
Uygulanan oblik kuvvet sonucunda trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri implantın boyun bölgesine denk gelen kısmında -1.48 N/mm^2 olarak ölçülmüştür. (Şekil 43)



Şekil 4.32. PEKK dayanak kullanılan modelde yükleme sonucu trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

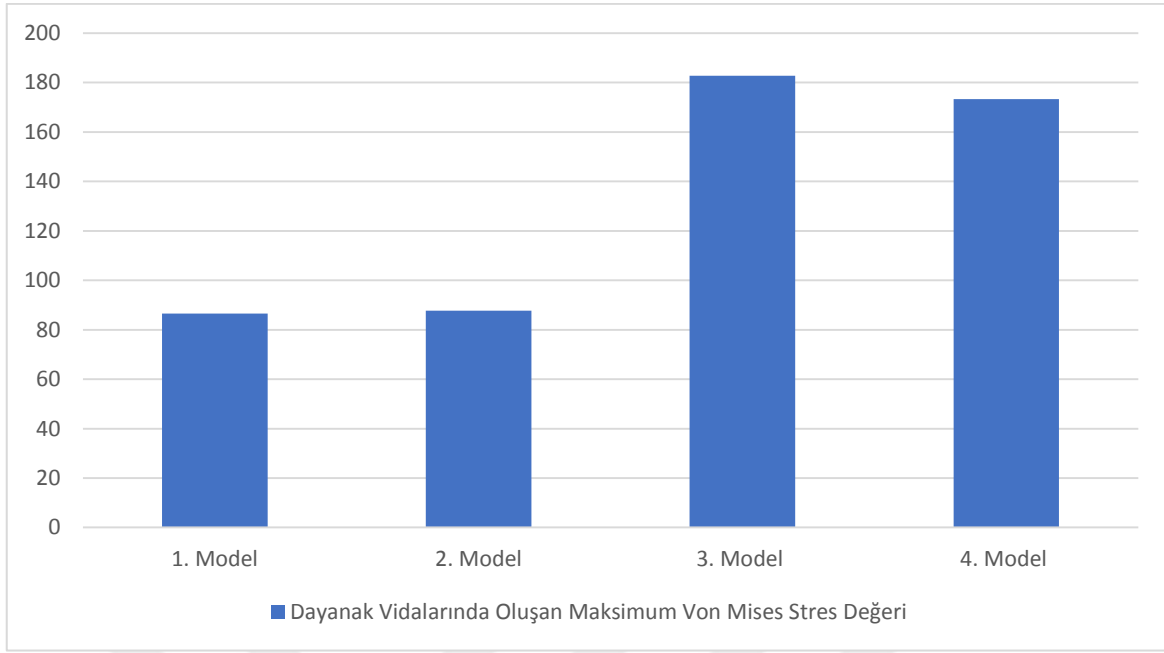
4.5. Tüm Modellerde İmplantlarda Oluşan Maksimum von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması

Tablo 4.1. İmplantlarda oluşan maksimum stres değerlerinin karşılaştırılması



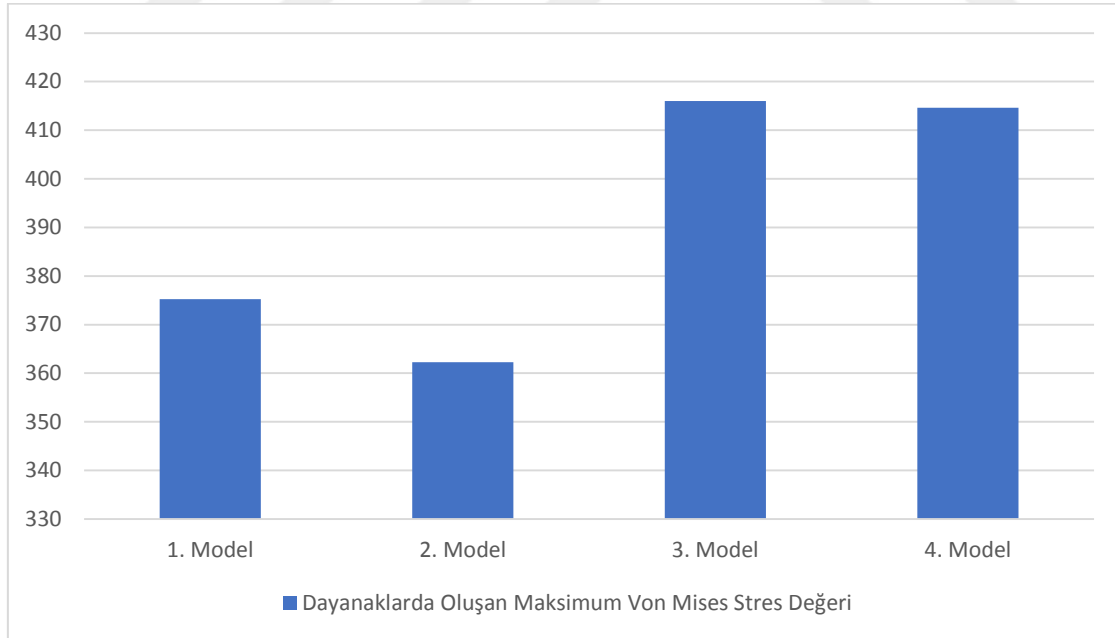
4.6. Tüm Modellerde Dayanak Vidalarında Oluşan Maksimum von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması

Tablo 4.2. Dayanak vidalarında oluşan maksimum stres değerlerinin karşılaştırılması



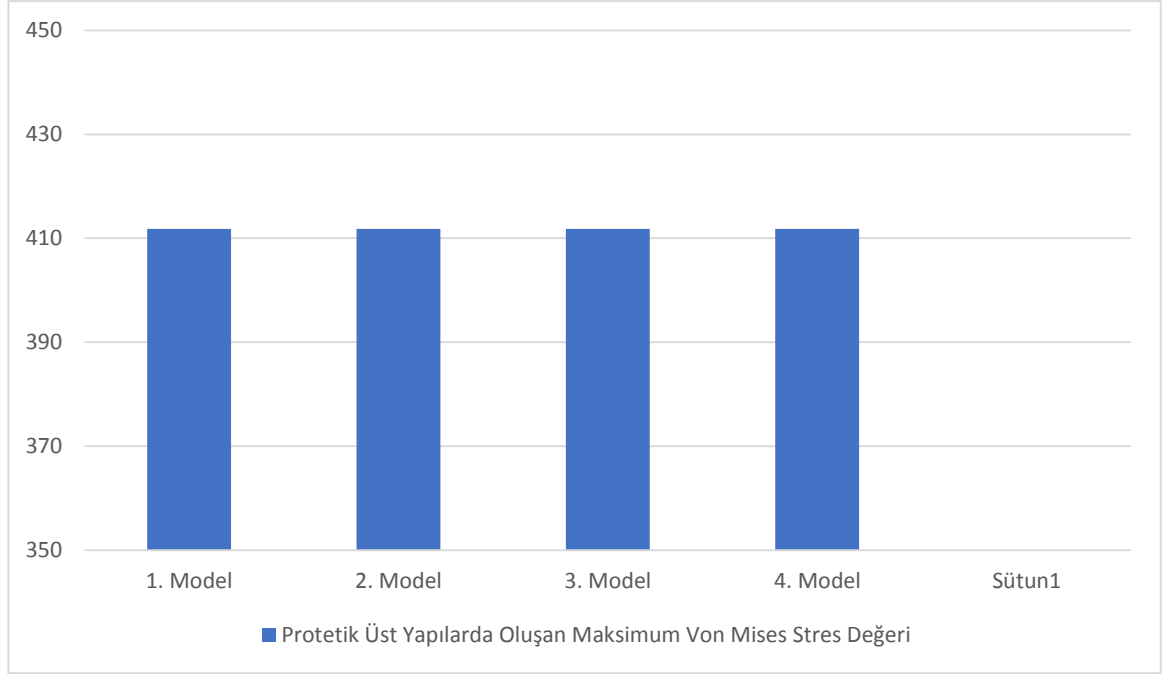
4.7. Tüm Modellerde Dayanaklarda Oluşan Maksimum von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması

Tablo 4.3. Dayanaklarda oluşan maksimum stres değerlerinin karşılaştırılması



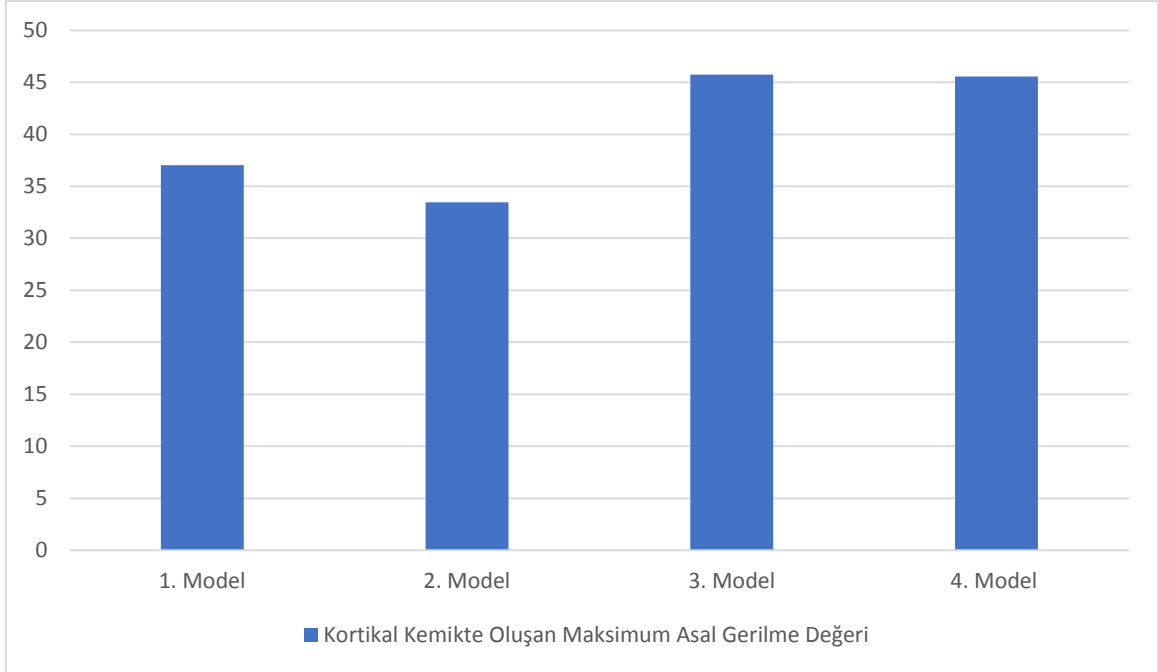
4.8. Tüm Modellerde Protetik Üst Yapılarda Oluşan Maksimum von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması

Tablo 4.4. Protetik üst yapılarda oluşan maksimum stres değerlerinin karşılaştırılması

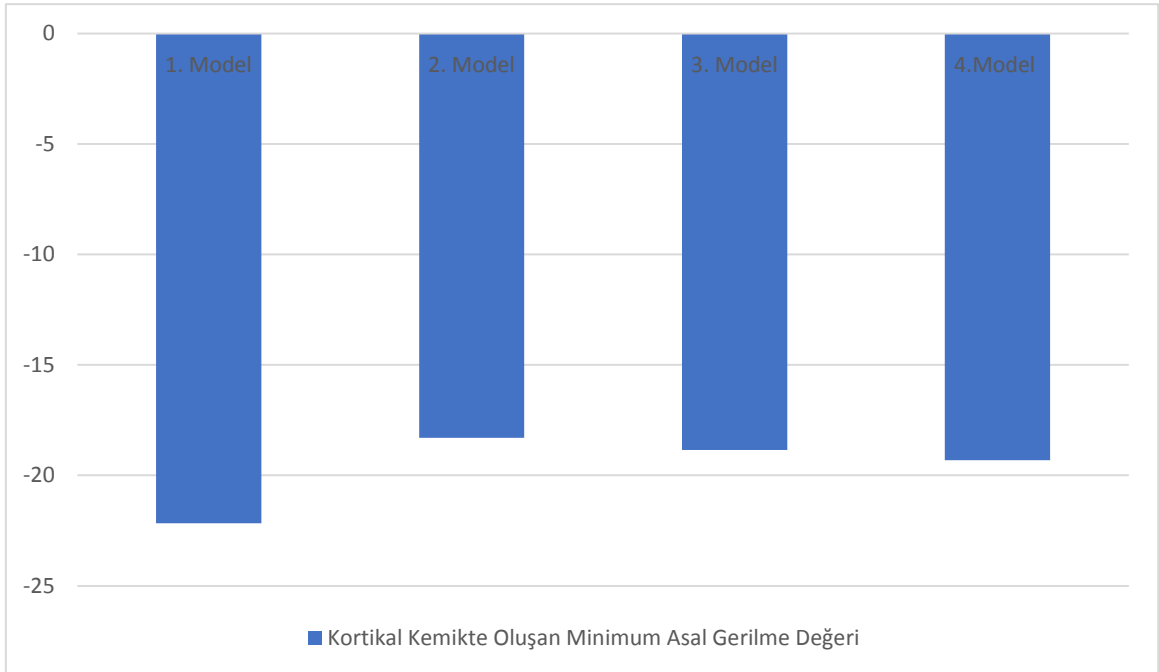


4.9. Tüm Modellerde Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulgularının Karşılaştırılması

Tablo 4.5. Kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerlerinin karşılaştırılması

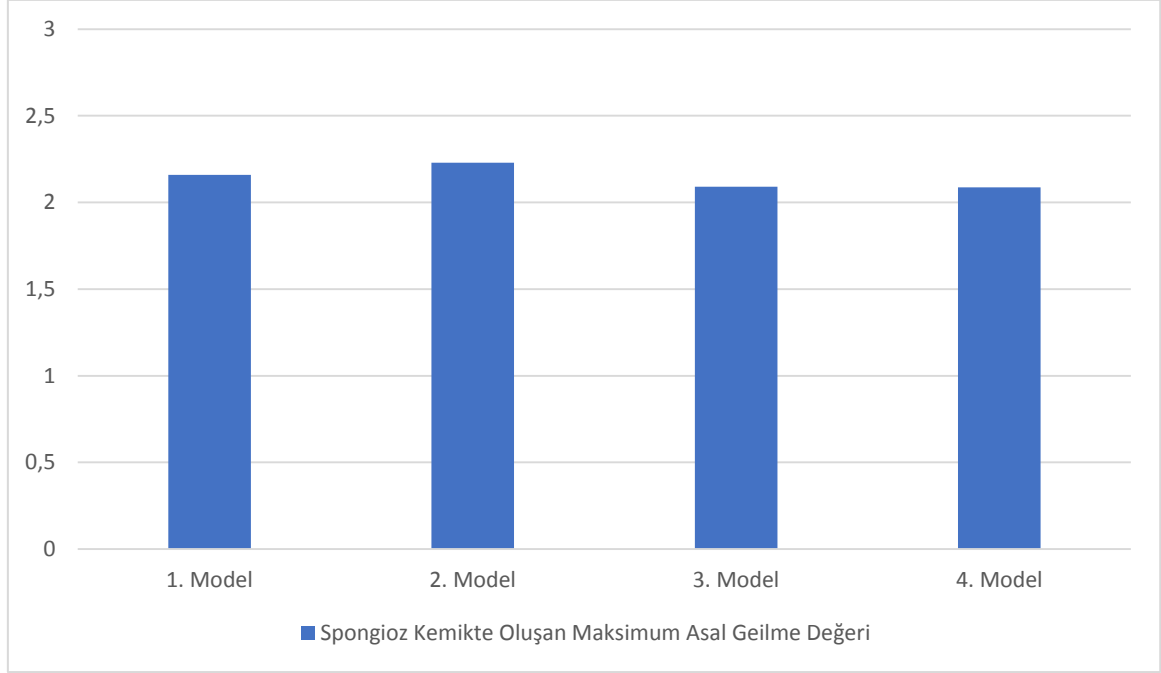


Tablo 4.6. Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değerlerinin karşılaştırılması

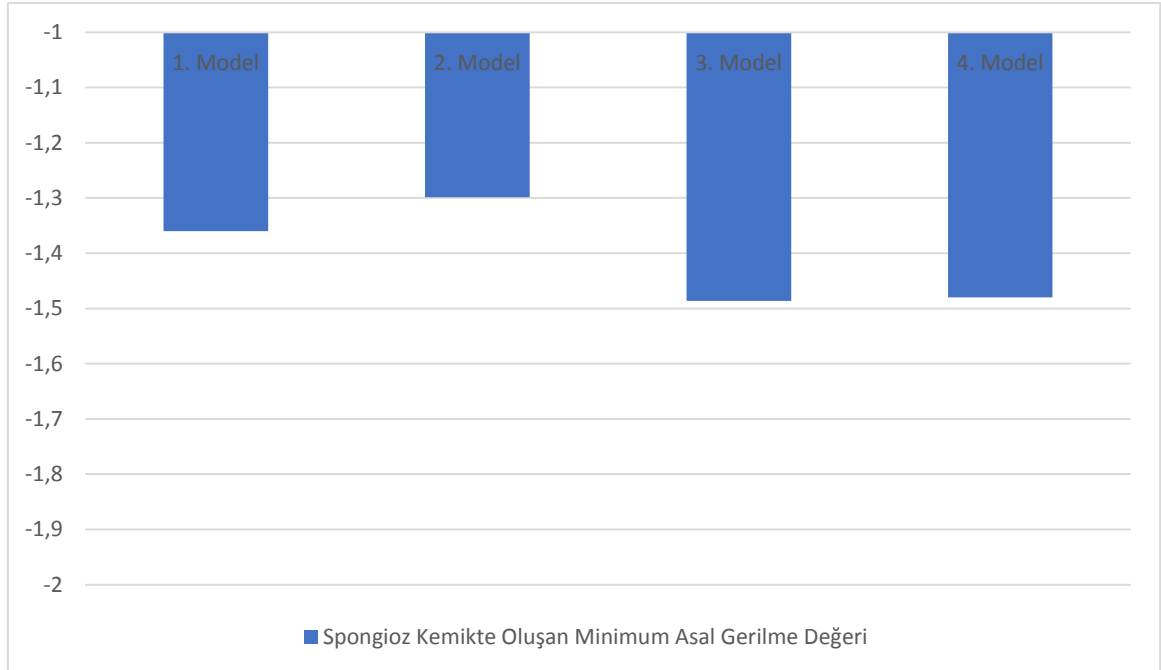


4.10. Tüm Modellerde Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulgularının Karşılaştırılması

Tablo 4.7. Trabeküler kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerlerinin karşılaştırılması



Tablo 4.8. Trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme değerlerinin karşılaştırılması



5. TARTIŞMA

Bu çalışmada titanyum ve zirkonya gibi geleneksel protetik materyallerin yanısıra, yüksek performans materyalleri olarak adlandırılan PEEK ve PEKK materyalleri dayanak materyali olarak tercih edilmiş ve dental implantlarda, vidalarda, kemikte oluşan stres değişimlerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla, maksiller sağ üst kesici dişin olmadığı bir üst çene modeli oluşturulmuş, Nobel Biocare titanyum implant üzerine, titanyum, zirkonya, PEEK ve PEKK materyalinden üretilen standart dayanaklar vida ile sabitlenmiş ve üst yapı olarak ise 5Y-PSZ'dan üretilen monolitik tek kronlar tasarlanmıştır. Toplamda 4 farklı çalışma modeli oluşturulmuştur. Modellere statik yük uygulanarak sonlu elemanlar stres analizi yapılmıştır.

Dental implantlar üzerinde oral fonksiyonlar sırasında oluşan kesintili kuvvetler, kemikte aşırı yüklenmeye neden olarak kemik rezorpsiyonuna yol açmaktadırlar. Kemikte oluşan gerinimin, strain gauge iğneleri ile hastadan doğrudan ölçülmesi pratik olmadığından, sonlu elemanlar stres analizi gibi dolaylı matematiksel yaklaşımlar gerinim, deformasyon ve gerilim gibi değerlerin hesaplanmasında sıklıkla tercih edilmektedir. (193) İlk olarak 1976 yılında Weinstein ve arkadaşları (194) SEA'ni dental implantolojide kullanmıştır. Günümüzde SEA, peri-implant kemikte ve implantlarda oluşan stres oluşumunu incelemek amacıyla çok sık kullanılır hale gelmiştir. Sinüs lifting işlemi, kısa implantlar, fibula greftine yerleştirilen implantlar ve kişiye özel implant tasarımı gibi birçok farklı ve yeni bakış açısı oluşturabilecek SEA çalışmaları yapılmaktadır. (193)

SEA'nin dental implantoloji açısından güvenilirliğini değerlendirmek amacıyla birçok çalışma yapılmıştır. (193) Baiamonte ve arkadaşlarının çalışmasında (195) , maymun mandibulasına yerleştirilen osseointegre titanyum implantlar sonucu oluşan gerinim değerleri hem in vitro hem SEA çalışmalarıyla değerlendirilmiş ve sonuçların yüksek oranda benzer olduğu rapor edilmiştir. Akça ve arkadaşlarının bir çalışmasında (196) ise, dental implant üzerinde oluşan streslerin değerlendirilmesinde SEA ile gerinim ölçer analiz yöntemi kıyaslanmış ve iki yöntemde de benzer sonuçlar elde edilmiştir. Dahası, SEA, modelleme açısından daha hassas ve ayrıntılı model tasarımına izin verdiği için daha avantajlı bulunmuştur. Çalışmamızda da, güvenilir ve gerçeğe yakın sonuçlar

elde etmek amacıyla hassas ve ayrıntılı modelleme yapılabilen SEA yöntemi tercih edilmiştir.

Doğal dişlerden farklı olarak, implant uygulanan bölgelerde periodontal aralık bulunmaz ve bu sebeple de gelen kuvvetler doğrudan kemiğe iletilir. Çiğneme kuvvetleri kemik implant bağlantısının korunmasında büyük önem taşımaktadır. (197) Çiğneme kuvvetleri ile ilgili yapılan birçok çalışmada farklı sonuçlar elde edilmiştir. Doğal dentisyona sahip bireylerde kesici-premolar bölgesinde 176N-229 N arası oklüzal kuvvet miktarı rapor edilmiştir. Molar bölgesinde ise bu değerler 383N-880N arasında değişmektedir. (198,199) Doğal dentisyona sahip bireylerde oluşan oklüzal kuvvet miktarı yaşa ve mevcut restorasyonlara göre de ayrıca farklılık göstermektedir. İmplant uygulanan bölgelerde implant destekli sabit protezler de doğal dentisyona sahip bireylerde oluşan benzer kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. (200). Sonlu elemanlar stres analizi çalışmamızda uygulanan kuvvetler de, literatürde belirtilen aralıklarda kalacak şekilde, doğal oklüzal kuvvetleri simüle etmek amacıyla 178 N olarak belirlenmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmalarda oklüzal kuvvetleri taklit ederken sadece vertikal veya sadece horizontal kuvvetleri göz önünde tutmak yeterli değildir. Bu nedenden dolayı oklüzal kuvvetlerin daha kombine olan oblik yönde uygulanması sonuçların daha gerçekçi olmasını sağlar. Bununla birlikte oblik kuvvetlerin destek yapılarında daha fazla stres oluşturduğu ve daha yıkıcı olduğu birçok çalışmada belirtilmiştir. (201-203) Çiğneme kuvvetlerinin yön, süre ve büyüklük açısından değerlendirilmesi analizin doğruluğunu etkileyen önemli faktörlerdendir. (204) Çalışmamızda oblik kuvvet için literatürde kullanılan açılış aralığından 45 derecelik açı tercih edilmiştir (188).

Yüksek sağkalım ve başarı oranıyla, dental implant tedavisi günümüzün en sık tercih edilen tedavi yöntemlerinden biri haline gelmiştir. (205) Anterior bölgede mevcut parsiyel dişsizlik vakalarında ideal estetik ve fonksiyon gereksinimlerini aynı anda yerine getirmek için, implantların uygulanma yöntemleri, yüzey özellikleri ve kullanılan materyal çeşitleri gibi birçok parametreyi göz önünde bulundurmak gerekmektedir. (206,207)

Estetik bölgede gerçekleştirilecek tedaviler için doğal diş ile uyumun sağlanmasında, kullanılan dayanak rengi ve materyal büyük önem arz etmektedir. Titanyum dayanaklar yapılan çalışmalarla birlikte bir çok biyolojik ve mekanik avantajlara sahip olsalar da, zamanla oluşan gri yansımalar ve ideal çıkış profilini takip etmeyen prefabrike marjin tasarımları, estetik dayanakların daha sık tercih edilmesine neden olmuştur. (16)

Tek parça zirkonya dayanaklar ilk olarak Wohlwend (60) tarafından tanıtılmıştır. Ancak yapılan bazı çalışmalarda zirkonyanın titanyumdan çok daha rijit bir materyal olması nedeniyle, implant yüzeyinde aşınmalar olduğu rapor edilmiştir. Bu olumsuzluğu gidermek amacıyla üretilen ti-base dayanaklar sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Yakın zamanda yapılan bir çalışmada ise, ti-base dayanakların implant üzerinde daha fazla stres birikimine neden olduğu rapor edilmiştir. (208) Bir diğer çalışma, Burak Yılmaz ve arkadaşlarının The Ohio State Üniversitesi'nde 2019da yaptığı çalışmada (149) ise, içlerinde PEEK ve PEKK'in de bulunduğu farklı yüksek performans polimerleri ve Zirkonya kullanarak, Ti-base ile ve Ti-base olmadan üretilen dayanakların yükleme-başarısızlık analizi yapılmıştır. Sonuç olarak hem zirkonya hem de yüksek performans polimerlerinden ti-base kullanılmadan üretilen dayanaklar, daha yüksek yükleme-başarısızlık değeri göstermiştir. Bu sonuçtan yola çıkarak, çalışmamızda kullanılan tüm dayanaklar da, tek parça standart dayanak olarak tasarlanmıştır.

Rekow ve arkadaşlarının (209), sonlu elemanlar stres analizi ile yaptıkları çalışmada siman aralığının stresler üzerinde etkili olduğunu belirtmişlerdir. Zang ve arkadaşlarının (210), yaptığı çalışmada ise farklı siman aralıkları kullanmış ve monolitik zirkonyanın kırılma direnci üzerine etkisine bakılmıştır. Siman aralığı arttıkça servikal bölgelerde oluşan streslerin de arttığı bildirilmiştir. Fakat sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmaların büyük bir kısmında siman aralıkları ihmal edilmiştir. (211-213) Bu veriler ışığında Saint-Venant prensibine göre siman kalınlığı stres dağılımlarını etkilemediği için çalışmamızda değerlendirmeye alınmamıştır. (214)

Estetik dayanak seçeneklerinden olan zirkonya dayanaklar, marjinal kemik idamesi açısından titanyum dayanaklara göre daha iyi sonuçlar göstermiştir. (215) Yüzeyler üzerinde oral bakterilerin çoğalma ve adezyonunun inhibisyonunun incelendiği bir çalışmada, zirkonya ve titanyum arasında fark görüldüğü ve zirkonya dayanakların, titanyum dayanaklara kıyasla daha az plak tutulumuna neden olduğu rapor edilmiştir. Bunun yanı sıra, yumuşak doku adezyonu açısından benzer oldukları rapor edilmiştir. (216) 23 çalışma sonucunun incelendiği bir meta-analizde ise, zirkonya dayanaklar ile titanyum dayanakların benzer sağkalım oranı gösterdiği rapor edilmiştir. (215) Zirkonya ve titanyum dayanakların kırılma direncinin değerlendirildiği bir başka çalışmada ise, her iki

dayanak için de klinik olarak kabul edilebilir sonuçlar elde edilse de, titanyum dayanakların daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu rapor edilmiştir. (217) Yapılan bir in vitro çalışmada, kırılma direnci olarak titanyum dayanak için 1454 N, zirkonya dayanak için 443.6 N rapor edilmiştir. (215)

Titanyum, zirkonya ve güçlendirilmiş PEEK dayanağın termal yaşlandırma sonrası kırılma dirençlerinin ölçüldüğü bir tez çalışmasında, titanyum dayanaklar için 787.80 N kırılma dayanımı değeri belirlenirken, zirkonya dayanaklar için 623.93 N, güçlendirilmiş PEEK dayanaklar için ise 602.93 N kırılma dayanımı değeri belirlenmiştir. (218) Zirkonya, PEKK ve güçlendirilmiş PEEK dayanağın, termomekanik yaşlandırma sonrası kırılma dayanımının değerlendirildiği çalışmada, zirkonya dayanaklar 780 N ile en yüksek dayanıma sahip iken, güçlendirilmiş PEEK dayanaklar 741 N ve PEKK dayanaklar ise 541 N olarak rapor edilmiştir. Ayrıca kırılma tipi olarak, zirkonyanın daha katastrofik kırıklar oluşturduğu belirtilmiştir. (64) Bu sonucun, zirkonyanın yüksek rijiditesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Dahası, PEEK ve PEKK'in düşük elastik modülü değeri ve benzer çalışmalarda (219) PEEK ve PEKK'ten üretilen kron ve dayanaklarda kırık yerine deformasyon oluşması, bu sonucu destekler niteliktedir.

PEKK, güçlendirilmiş PEEK ve zirkonya dayanakların olduğu çalışma gruplarına, 5 yıllık mekanik yaşlandırma ardından statik yükleme uygulanan tez çalışmasında, en düşük kırılma dayanımı PEKK grubunda 492.9 N olarak rapor edilmiştir. Bu değer anterior bölgedeki maksimum çiğneme kuvvetlerinden oldukça yüksek olduğu ve bu nedenle PEKK ve güçlendirilmiş PEEK dayanakların anterior bölgede rahatlıkla kullanılabileceği belirtilmiştir. Dahası, güçlendirilmiş PEEK ve PEKK'in düşük maliyetli ve kolay tamir edilebilen kırılma tipi göstermeleri nedeniyle alternatif dayanak materyali olabileceği bildirilmiştir. (219) Rosentritt ve arkadaşlarının çalışmasında ise, anterior bölgedeki maksimum çiğneme kuvvetleri düşünüldüğünde, titanyum alt yapı PEEK dayanakların anterior bölgede kullanımının uygun olduğu rapor edilmiştir (220) Tüm bunlar göz önüne alınarak titanyum ve zirkonyanın yanı sıra, PEEK ve PEKK'ten üretilen dayanak materyalleri çalışmamıza dahil edilmiştir. Çalışmamızda uygulanan kuvvetler doğrultusunda tüm modellerde oluşan Von Mises stres değerleri sonucunda, dayanaklarda biyomekanik açıdan herhangi başarısızlık beklenmemiştir.

PEEK ve zirkonya dayanakların değerlendirildiği bir çalışmada, modellere 200 N vertikal kuvvet ve 30 derece açıyla 100 N oblik kuvvet uygulanmış ve sonuç olarak PEEK dayanakların üst yapıda daha yüksek stres oluşturduğu, ancak periferik kemik ve implantta benzer değerler elde edildiği rapor edilmiştir. (14) Çalışmamızda ise, PEEK ve zirkonya dayanaklara sahip modellerde, periferik kemikte ve üst yapıda benzer sonuçlar elde edilirken, PEEK dayanağına sahip modelde, zirkonya dayanağına sahip modele kıyasla, implantta daha yüksek stres değerleri elde edilmiştir. Çalışmamız sonuçlarına kıyasla ortaya çıkan bu farklılığın nedeni, uygulanan kuvvetlerin ve üst yapı materyallerinin farklı olması olabilir. Hibrit PEEK ve PEKK dayanaklar ile titanyum dayanağın değerlendirildiği bir çalışmada, tek implant üzerine immedat ve geç yükleme olarak kuvvet uygulanmış, ardından üstyapı, implant ve periferik kemikte oluşan stresler değerlendirilmiştir. Sonuçta, yükleme zamanlamasından bağımsız olarak, periferik kemikte benzer sonuçlar elde edilirken, PEEK ve PEKK dayanağına sahip modellerde üst yapıda ve implantta daha yüksek stres sonuçları elde edilmiştir. Dayanak vidasında ise benzer sonuçlar elde edilmiştir. (221) Çalışmamızda ise, monolitik PEEK ve PEKK dayanağına sahip modellerde, titanyum dayanağına sahip modele kıyasla, implant ve dayanak vidasında daha yüksek stres değerleri oluşurken, üst yapıda ve periferik kemikte benzer değerler elde edilmiştir. Bu farklılığın nedeni, bizim çalışmamızda monolitik dayanak tercih edilmesi ve uygulanan kuvvet farklılığı olarak düşünülmektedir.

Literatürdeki çalışmalarda, dayanak materyalinin elastik modülü değeri implantta iletilen stres değeri etkilediği ve rijit materyallerin stresi absorbe ettiği rapor edilmiştir. (221) Çalışmamızın sonuçları da bunu destekler niteliktedir. İmplantlarda oluşan en düşük stres değeri zirkonya dayanağına sahip modelde oluşurken, en yüksek stres değeri ise PEEK dayanağına sahip modelde oluşmuştur. Ayrıca, literatüre göre, 550 MPa üzerindeki von Mises stres değerleri titanyum implantta plastik deformasyon oluşturabilecek değerler olduğundan, implantta başarısızlığa neden olabilmektedir. (221) PEEK ve PEKK dayanağına sahip modellerde, implant üzerinde oluşan değerler ise, 550 Mpa'nın üzerindedir. Bu da, PEEK ve PEKK dayanağın daimi dayanak olarak tercih edilmesinde şüphe oluşturmaktadır.

Dayanak vidasında kırık oluşması, vidaanın ideal şekilde sıkılmaması, vida gevşemesi, vida materyalinin yorgunluğu, vida üretimindeki hatalar, uygun olmayan

oklüzyon konsepti, prematür kontaklar, parafonksiyonel alışkanlıklar, üst yapının uyumsuzluğu gibi bir çok sebepten kaynaklanabilmektedir. Kırık sonucu vidanın değişimi yapılabilirken, bazı durumlarda implantla birlikte tüm sistemin çıkarılması veya değişmesi gerekebilmektedir. Titanyum, PEEK ve karbon fiber ile güçlendirilmiş PEEK dayanak vidalarının kırılma dayanımının değerlendirildiği çalışmada, titanyum vidalar 512.9 N ile en yüksek kırılma dayanımını gösterirken, PEEK vidalar 149.5 N ve karbon fiber ile güçlendirilmiş PEEK vidalar 145.2 N kırılma dayanımı göstermiştir. (222) Saf titanyum ve altın-titanyum vidaların değerlendirildiği başka bir çalışmada ise, saf titanyumun 500 N ile en yüksek dayanıma sahip olduğu rapor edilmiştir. (223) Çalışmamızda tüm modellerdeki dayanak vidalarında oluşan değerler sonucunda, kırılma tipi başarısızlık beklenmemekle birlikte, dayanak vidalarında oluşan en yüksek stres değeri PEEK dayanağa sahip modelde oluşmuştur.

Monolitik zirkonyanın tanıtılmasıyla birlikte, soyulma ve chipping olarak adlandırılan porselenin yüzeyden ayrılması problemi ciddi ölçüde azalmıştır.(224) Monolitik zirkonyanın, çift tabakalı zirkonya, monolitik lityum disilikat, çift tabakalı lityum disilikat, monolitik feldspatik seramik ve metal-seramiklere oranla daha yüksek kırılma ve eğilme dayanımına sahip olduğu çeşitli araştırmacılar tarafından rapor edilmiştir. (144,145) Ayrıca, monolitik zirkonya kronların 5 yıllık takibinin yapıldığı bir prospektif çalışmada, 5 yılın sonunda kronlarda herhangi kırık veya çatlak tespit edilmemiştir. (225) 5Y-PSZ zirkonyanın yüksek kübik faza sahip olması, konvansiyonel 3Y-TZP zirkonyaya kıyasla düşük eğilme direnci ve kırılma direncine sahip olmasına neden olmuştur. (224) Fakat yapılan çalışmalarda, 5Y-PSZ zirkonyanın çiğneme kuvvetleri karşısında yeterli dirence sahip olduğu rapor edilmiştir. (226) Yüksek translüsent monolitik zirkonya kron ile zirkonya alt yapılı porselen kronun kırılma direncinin değerlendirildiği bir çalışmada, her iki örnek de posterior bölgede oluşan çiğneme kuvvetlerinin (446-1221 N) üzerinde kırılma direnci göstermiştir. Dahası, yüksek translüsent monolitik zirkonya kron daha yüksek kırılma direnci göstermiştir. (227) Çalışmamızdaki tüm modellerde, monolitik zirkonya üst yapıda oluşan stres değeri benzerdir. Yani dayanak materyalinin farklılığı üst yapıda oluşan stresi etkilememiştir.

Dental implantların maksillada uzun dönem stabil arayüz oluşturabilmesi, o bölgedeki kemiğin ideal destek ve bağlantıyı sağlayabilmesine bağlıdır. (228) Kortikal

kemik için en yüksek basma dayanımı 167-205 MPa değerleri arasında iken, en yüksek çekme dayanım değeri ise 121-135 Mpa arasındadır. Trabeküler kemik için en yüksek dayanım değeri ise 1-20 Mpa arasındadır. (221,229) Çalışmamız sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stres değerleri, bu değerleri aşmadığından, stres nedeniyle oluşabilecek kemik kaybı ihtimali ortadan kalkmış ve ideal kemik desteği sağlanmış olacaktır.

Benzer çalışmalarda, kuvvvet altındaki kemik, implant ve dayanakta oluşan stres değerleri incelendiğinde, alveolar kemikte oluşan değerlerin, implant ve dayanakta oluşan değerlerden çok daha düşük olduğu görülmüştür. (230,231) Çalışmamızdaki tüm modellerde oluşan değerler de bu sonucu destekler niteliktedir.

6. SONUÇLAR

Titanyum, zirkonya, PEEK ve PEKK'in dayanak materyali olarak ve %5 mol İtriyum içeren Parsiyel Stabilize Zirkonya'nın (5Y-PSZ) monolitik üst yapı materyali olarak kullanımının implant çevresindeki kemikte, implantta, ve dayanak vidasında oluşturduğu stres dağılımının incelendiği çalışmanın sınırları dahilinde elde edilen sonuçlar:

1. Uygulanan kuvvet altında, implantta ve dayanak vidasında görülen en yüksek von Mises stres değeri, PEEK dayanağa sahip modelde bulunmuştur.
2. Uygulanan kuvvet altında, PEEK ve PEKK dayanağa sahip modellerde implantta oluşan von Mises stres değerleri değerlendirildiğinde, başarısızlık riskinin olduğu söylenebilir. Bu da PEEK ve PEKK materyalinden üretilen dayanakların daimi dayanak olarak tercih edilmesinde şüphe oluşturmaktadır.
3. Uygulanan kuvvet altında, tüm modellere kıyasla, görülen en düşük von Mises değeri, zirkonya dayanak kullanılan modelde bulunmuştur.
4. Uygulanan kuvvet altında, 5Y-PSZ monolitik zirkonya kronda görülen von Mises değerleri benzer bulunmuştur.
5. Tüm modellerde kemikte oluşan gerilme ve sıkışma tipi stresler kıyaslandığında, kortikal kemikte trabeküler kemikten daha yüksek değerler tespit edilmiştir.
6. Tüm modellerde kortikal ve trabeküler kemik gerilme kuvvetlerinin etkisi altındadır.
7. Tüm modellerde en düşük von Mises stres değerleri, uygulanan kuvvetler sonucunda, implant vidalarında görülmüştür.
8. Titanyum ve zirkonya dayanaklara sahip modellerde, en yüksek von Mises değerleri kronda bulunmuştur. PEEK ve PEKK dayanağa sahip modellerde ise, implantta oluşmuştur.

Yapılan çalışmanın sınırları dahilinde PEEK ve PEKK materyalinden üretilen monolitik dayanakların implantta yüksek strese neden olabileceği ve monolitik daimi dayanak olarak tercih edildiği durumlarda başarısızlık riskinin olduğu düşünülmektedir. Ancak uzun süreli kullanım sonucunda implantta, dayanakta, dayanak vidasında, üst yapıda ve periferik kemikte oluşabilecek komplikasyon ve başarısızlıkların değerlendirilebilmesi amacıyla ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Çalışmamızın gerçekleştirilecek in vivo ve in vitro çalışmalara ışık tutması beklenmektedir.



KAYNAKLAR

1. Ke KY. Principles of occlusion in implant dentistry. Interview. Dent Implantol Update 2006;17(5):33-38.
2. Minichetti JC. Analysis of HA-coated subperiosteal implants. J Oral Implantol. 2003;29(3):111-116.
3. Salinas TJ, Block MS, Sadan A. Fixed partial denture or single-tooth implant restorations? Statistical considerations for sequencing and treatment. J Oral Maxillofac Surg. 2004;62(2):2-16.
4. Yavuzylmaz H, Ulusoy M, Kedici P, et al. Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara Şubesi Yayınları 2003.
5. The glossary of prosthodontic terms. J Prosthet Dent 2005;94:10-92.
6. Ataoğlu, H. Kemik içi dental implantların klinik radyolojik ve mikrobiyolojik olarak incelenmesi. Doktora tezi. Konya: Selçuk Üniversitesi, 1995.
7. Grassi S, Piattelli A, de Figueiredo LC, et al. Histologic evaluation of early human bone response to different implant surfaces. J Periodontol 2006;77(10):1736–43.
8. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. J Prosthodontics 1998;11(5):391-401.
9. Edgerton M, Levine MJ. Biocompatibility: It's future in prosthodontic research. J Prosthet Dent 1993;69(4):406-415.
10. O'Neal RB, Sauk JJ, Someman MJ. Biological requirements for material integration. J Oral Implantol. 1992;18(3):243-255.
11. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15(1):15-46.
12. Bişkin T. Osseointegre protezler. Oral Der.1986;3:20- 23.

13. Mehl C, Gassling V, Schultz-Langerhans S et al. Influence of four different abutment materials and the adhesive joint of two-piece abutments on cervical implant bone and soft tissue. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016;31(6):1264-1272
14. Kaleli N, Sarac D, Külünk S, et al. Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: a three-dimensional finite element analysis study. *J Prosthet Dent*. 2018;119(3):437-445.
15. Zhang F, Zur Heide CM, Chevalier J, et al. Reliability of an injection-moulded two-piece zirconia implant with PEKK abutment after long-term thermo-mechanical loading. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020;110:103967.
16. Dede DÖ, Armağanci A, Ceylan G, et al. Influence of implant abutment material on the color of different ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 2016;116(5):764-769.
17. Gümrükçü Z, Kurt S. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Dergisi* 2019;29(3):534-541.
18. Ellingsen JE, Thomsen P, Lyngstadaas SP. Advances in dental implant materials and tissue regeneration. *Periodontol* 2000. 2006;41(1):136-156.
19. Jokstada A, Braeggerb U, Brunskic JB, et al. Quality of dental implants. *Int J Prosthodont* 2004;17(6):607-641.
20. Le Guehennec L, Soueidan A, Layrolle P, et al. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater* 2007;23(7):844–854.
21. Lekholm U. Patient selection and preparation. *Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry*. 1985;199-209.
22. Oliveira MR, Gonçalves A, Gabrielli MAC, et al. Evaluation of alveolar bone quality: correlation between histomorphometric analysis and lekholm and zarb classification. *J Craniofac Surg*. 2021;32(6):2114-2118.
23. Abrahamsson I, Berglundh T. Effects of different implant surfaces and designs on marginal bone-level alterations: a review. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(4):207-215

24. Tunalı B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantolojiye giriş. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları 1996;67-133.
25. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, et al. Implant materials, designs and surface topographies: their effect on osseointegration. a literature review. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15(5):675-690.
26. Rolant M, Langer B, Fritz ME. Dental implants: a review. J Periodontol. 1992;63(11):859-870.
27. Neville BW, Damm DD, Allen CM, et al. Color Atlas of Oral and Maxillofacial Disease-E-book. 2018:299-347
28. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli F. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. J Dent. 2007;35(11):819-826.
29. Misch CE. Günümüz Diş Hekimliğinde İmplantoloji. Atlas Kitapçılık. Üçüncü Baskı. Ankara 2011:26- 37.
30. Ozkurt Z, Kazzoglu E. Zirconia dental implants: A literature review. J Oral Implantol. 2011;37(3):367–376.
31. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, et al. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. J Prosthet Dent. 1993;69(6):599- 604.
32. Martin A, Azhagarasan NS, Ravichandran M, et al. Evaluation of the bioactivity of surface modified polyetheretherketone (PEEK) as an implant material: an in vitro study. Contemp Clin Dent. 2020;11(4):356-366.
33. Alqurashi H, Khurshid Z, Syed AUY, et al. Polyetherketoneketone (PEKK): an emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. J Adv Res. 2020;28(18):87-95.
34. Koutouzis T. Implant- abutment connection as contributing factor to peri- implant diseases. Periodontol 2000. 2019;81(1):152-166.

35. Demirekin ZB, Erken M, Türkaslan SS, et al. İmplant destekli sabit bölümlü protezlerde hasta memnuniyetinin değerlendirilmesi. Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi, 2020;11(4):383-388.
36. Misch K, Wang HL. Implant surgery complications: etiology and treatment. *Implant Dent.* 2008;17(2):159-168.
37. McDermott N, Chuang S, Dodson T, et al. Complications of dental implants: identification, frequency, and associated risk factors. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:848-855.
38. Laney WR, Jemt T, Harris D, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(1):49-54.
39. Sasada Y, Cochran DL. Implant-abutment connections: a review of biologic consequences and peri-implantitis implications. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32(6):1296-1307.
40. Mombelli A, Muller N, Cionca N. The epidemiology of peri-implantitis. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(6):67-76.
41. Lindhe J, Meyle J. Group D of European Workshop on Periodontology. Peri-implant diseases: consensus report of the sixth European workshop on periodontology. *J Clin Periodontol.* 2008;35(8):282–285
42. Doornewaard R, Jacquet W, Cosyn J, et al. How do peri- implant biologic parameters correspond with implant survival and peri- implantitis? A critical review. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(18):100-123.
43. Klinge B, Meyle J, Working Group 2. Peri- implant tissue destruction. The third EAO consensus conference 2012. *Clin Oral Implants Res,* 2012;23(6):108-110.
44. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog MF. Evolution and use of aluminium oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *Int J Prosthodont.* 2002;15(5):488-493.

45. Tripodakis AP, Strub JR, Kappert HF, et al. Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *Int J Prosthodont*. 1995;8(3):265-272.
46. Jagers A, Simons AM, Badr SE. Abutment selection for anterior single tooth replacement. A clinical report. *J Prosthet Dent*. 1993;69(2):133-135.
47. Marchcack CB. A custom titanium abutment for the anterior single-tooth implant. *J Prosthet Dent*. 1996;76(3):288-291.
48. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*. Mosby Co. 2. Baskin. St Louis, Missouri 1999
49. Giglio GD. Abutment selection in implant-supported fixed prosthodontics. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1999;19(3):233-241.
50. Molina A, Sanz-Sánchez I, Martín C, et al. The effect of one-time abutment placement on interproximal bone levels and peri-implant soft tissues: a prospective randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(4):443–452.
51. Lops D, Stellini E, Sbricoli L, et al. Influence of abutment material on peri-implant soft tissues in anterior areas with thin gingival biotype: a multicentric prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(10):1263–1268.
52. Tan PLB, Dunne JT. An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2004;91(3):215–218.
53. Linkevicius T, Vaitelis J. The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implant Res*. 2015;26(11):139–147.
54. Linkevicius T, Apse P. Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(3):449–456.
55. Cody RP. Esthetics in implant dentistry: a case report using the Astra Tech Zir abutment in a maxillary anterior single tooth reconstruction. *US Dentistry* 2006:27-28.

56. Behr M, Rosentritt M, Lang R, et al. Glass fiber- reinforced abutments for dental implants. A pilot study. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(2):174–178.
57. Martin WC, Pollini A, Morton D. The influence of restorative procedures on esthetic outcomes in implant dentistry: a systematic review, *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(1):142–154.
58. Gehrke P, Johansson D, Fischer C, et al. In vitro fatigue and fracture resistance of one- and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(3):546-54.
59. Yilmaz B, Salaita LG, Seidt JD, et al. Load to failure of different zirconia abutments for an internal hexagon implant. *J Prosthet Dent.* 2015;114(3),373-377.
60. Wohlwend A. The zirconium oxide abutment: an all-ceramic abutment for the esthetic improvement of implant superstructures. *Quintessence Dent Technol.* 1997;1:63-74.
61. Canullo L, Coelho PG, Bonfante EA. Mechanical testing of thin-walled zirconia abutments. *J Appl Oral Sci.* 2013;21(1):20-24.
62. Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, et al. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(1):20-27.
63. Rozeik AS, Chaar MS, Sindt S, et al. Cellular properties of human gingival fibroblasts on novel and conventional implant-abutment materials. *Dent Mater.* 2022;38(3):540-548.
64. Türksayar AAD, Atsü SS. Fracture resistance of zirconia, polyetheretherketone, and polyetherketoneketone implant abutments after aging. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2021;36(2):332-340.
65. Aykent F, Özdoğan MS, Soğancı G. İmplant üstü protezlerde oklüzyon. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics.* 2017;3(1):13-21.
66. Lee A, Okayasu K, Wang HL. Screw versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant Dent.* 2010;19(1):8-15.

67. Modi R, Mittal R, Kohli S, et al. Screw versus cement retained prosthesis: a review. *Int J Adv Health Sci* 2014;1(6):26-32.
68. Misch CE. Dental implant prosthetics, Firsth Ed, St Louis: Elsevier Mosby, 2005.
69. Karunagara S, Paprocki GJ, Wicks R, et al. A review of implant abutments-abutment classification to aid prosthetic selection. *J Tenn Dent Assoc.* 2013;93(2):18-24.
70. Grossmann Y, Madjar D. Prosthetic treatment for severely misaligned implants: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2002;88(3):259-262.
71. Karunagaran S, Markose S, Paprocki G, et al. A systematic approach to definitive planning and designing single and multiple unit implant abutments. *J Prosthodont.* 2014; 23(8):639-648.
72. Yüzügüllü B, Avcı M. Maksiller anterior bölgede estetik implant dayanak seçimi. *ADO J Klinik Bilimler.* 2008;2(2):116-122.
73. Lewis S. Anterior single-tooth implant restorations. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1995;15(1):31-41.
74. Terzioğlu H, Öztürk B. İmplant-abutment özelliklerinin tedavinin başarısındaki etkisi. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics.* 2015;1(2):23-29.
75. Callan DP, Cobb CM, Williams KB. DNA probe identification of bacteria colonizing internal surfaces of the implant- abutment interface: a preliminary study. *J Periodontol.* 2005;76(1):115- 120.
76. Quirynen M, Van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res.* 1993;4(3):158- 161.
77. Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, et al. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of un- loaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 1997;68(11):1117- 1130.

78. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006;26(1):9-17.
79. Şen N, Us YÖ. İmplant destekli sabit protetik restorasyonlar için dayanak seçimi. *J Türkiye Klinikleri Dishekimligi Bilimleri*. 2019;25(1):104-112.
80. Khraisat A, Stegaroiu, R, Nomura S, et al. Fatigue resistance of two implant-abutment joint designs. *J Prosthet Dent*. 2002;88(6):604-610.
81. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, et al. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors. A comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13(5):542-549.
82. Misch CE. Stress factors: influence on treatment planning. *Dental Implant Prosthetics*, 1st ed, Mosby, St.Louis Missouri, 2005:71- 87.
83. Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14(3):286-293.
84. Maeda Y, Miura J, Taki I, et al. Biomechanical analysis on platform switching: Is there any biomechanical rationale? *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(5):581-584.
85. Salama AA, Katamesh HA, El Mahallawi O, et al. The effect of platform-switching implants and different abutment materials on the stress distribution of implant-supported restorations. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2020;40(2):285-291.
86. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, et al. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant- supported single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(2):119–130.
87. Wittneben JG, Millen C, Bragger U. Clinical performance of screw-versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(1):84–98.

88. Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw and cement-retained implant prostheses. A literature review. *J Oral Implantol*. 2012;38(3):298-307.
89. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent*. 1997;77(1):28–35.
90. Woelber JP, Ratka-Krueger P, Vach K, et al. Decementation rates and the peri-implant tissue status of implant-supported fixed restorations retained via zinc oxide cement: A retrospective 10–23-year study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016;18(5):917–925.
91. Chee WWL, Duncan J, Afshar M, et al. Evaluation of the amount of excess cement around the margins of cement-retained dental implant restorations: The effect of the cement application method. *J Prosthet Dent*. 2013;109(4):216–221.
92. Rosen P, Clem D, Cochran D. Peri-implant mucositis and peri-implantitis: A current understanding of their diagnoses and clinical implications. *J Periodontol*. 2013;84(4):436–443.
93. Wilson TG Jr, Valderrama P, Burbano M, et al. Foreign bodies associated with peri-implantitis human biopsies. *J Periodontol*. 2015;86(1):9–15.
94. Albrektsson T, Canullo L, Cochran D, et al. Peri-implantitis: a complication of a foreign body or a man-made disease. Facts and fiction. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2016;18(4):840–849.
95. Wilson TG Jr. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: A prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol*. 2009;80(9):1388–1392.
96. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. Missouri: Mosby 2002.
97. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int*. 1996;27(6):401-8.
98. Subaşı M, Karataş Ç. Titanyum ve titanyum alaşımlarından yapılan implantlar üzerine inceleme. *Politeknik Dergisi*. 2012;15(2):87-103.

99. Kedici SP, Aksut AA, Kilicarslan MA, et al. Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media. *J Oral Rehabil.* 1998;25(10):800-808
100. Contreras EFR, Henriques GEP, Giolo SR, et al. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent.* 2002;88(5):467-472.
101. Akça K. Mandibuler Kennedy I ve II vakalarında uygulanan implant destekli sabit protezlerde kemigin farklı bukkio-lingual açılanmasından kaynaklanan streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile araştırılması. Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 1988.
102. Elias CN, Lima JHC, Valiev R, et al. Biomedical applications of titanium and its alloys. *Jom* 2008;60(3):46-49.
103. Brune D, Evje D, Melsom S. Corrosion of gold alloys and titanium in artificial saliva. *Scand J Dent Res.* 1982;90(2):168-171.
104. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant supported prosthesis-a review. *J Dent.* 2002;30(7-8):271–282.
105. Sarot JR, Contar CMM, Cruz ACC, et al. Evaluation of stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three dimensional finite element method. *J Mater Sci Mater Med.* 2010; 21(7):2079–2085.
106. Schalock PC, Menné T, Johansen JD, et al. Hypersensitivity reactions to metallic implants-diagnostic algorithm and suggested patch test series for clinical use. *Contact Dermatitis.* 2012;66(1):4-19.
107. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(4):32–47.
108. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):513-530.

109. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, et al. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20(5):449-456.
110. Christel P, Meunier A, Heller M, et al. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium oxide partially stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res*. 1989;23(1):45-61.
111. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, et al. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*. 2013;57(4):236-261.
112. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, et al. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent*. 1992;68(2):322-326.
113. Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, et al. Comparison between freestanding and tooth- connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *J Prosthet Dent*. 1998;80(5):551-558.
114. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.
115. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater*. 2008;24(3):289-298
116. Turp V, Sen D, Tuncelli B, et al. Evaluation of air-particle abrasion of Y-TZP with different particles using microstructural analysis. *Aust Dent J*. 2013;58(2):183-91.
117. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina-advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1999;7(4):113-119.
118. Tinschert J, Zvez D, Marx R, et al. Structural reliability of alumina, feldspar, leucite, mica and zirconia-based ceramics. *J Dent*. 2000;28(7):529-535.
119. Goff JP, Hayes W, Hull S, et al. Defect structure of yttria-stabilized zirconia and its influence on the ionic conductivity at elevated temperatures. *Phys Rev B*. 1999;59(22):142-152.

120. Gupta TK, Lange FF, Bechtold JH. Effects of stress-induced phase transformation on properties of polycrystalline zirconia containing metastable tetragonal phase. *J Mater Sci.* 1978;13(7):1464-1470.
121. McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1999;11(8):985-994.
122. Swab JJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci.* 1991;26(24):6706-6714.
123. Zhang Y, Lawn BR. Novel zirconia materials in dentistry. *J Dent Res.* 2018;97(2):140–147.
124. Mizrahi B. The anterior all-ceramic crown: a rationale for the choice of ceramic and cement. *Br Dent J.* 2008;205(5):251–255.
125. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, et al. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent.* 2010;104(1):6–12.
126. Meyenberg KH, Luthy H, Schärer P. Zirconia posts: A new all- ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Res Dent.* 1995;7(2):73-80.
127. Wohlwend A, Studer S, Schärer P. The zirconium oxide abutment. A new all-ceramic concept for esthetically improving suprastructures in implantology. *Quintessence Zahntech.* 1996;22:364-81.
128. Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater.* 1998;14(1):64-71.
129. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24(3):299-307.
130. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' Science of Dental Materials. 12th ed. Missouri: WB Saunders; 2013. p. 418-73.

131. Gautam C, Joyner J, Gautam A, et al. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. Dalton Trans. 2016;45(48):19194-19215.
132. Besimo CE, Spielmann HP, Rohner HP. Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. Int J Comput Dent. 2001;4(4):243-262.
133. Uludamar A, Akalın B, Özkan YK. Zirkonyum esaslı tam seramik restorasyonlarda simantasyon öncesi yüzey hazırlıkları. Cumhuriyet Dent J. 2011;14(2):140-153.
134. Lucas TJ, Lawson NC, Janowski GM, et al. Effect of grain size on the monoclinic transformation, hardness, roughness, and modulus of aged partially stabilized zirconia. Dent Mater. 2015;31(12):1487-1492.
135. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, et al. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. J Biomed Mater Res. 2000;53(4):304-313.
136. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, et al. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dent Mater. 1999;15(6):426-433.
137. Christensen GJ. The all-ceramic restoration dilemma: where are we? J Am Dent Assoc. 2011;142(6):668-671.
138. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, et al. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. Dent Mater 2012;28(4):449-456.
139. Griffin JD. Tooth in a bag: Same-day monolithic zirconia crown. Dent Today. 2013;32(1):124-131.
140. Preis V, Weiser F, Handel G, et al. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. Quintessence Int. 2013;44(5):393-405.
141. Kanat B, Çömlekoğlu EM, Dündar Çömlekoğlu M, et al. Effect of various veneering techniques on mechanical strength of computer-controlled zirconia framework designs. J Prosthodont. 2014;23(6):445-455.

142. Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clin Implant Dent Rel Res.* 2012;14(5):633-645.
143. Stober T, Bermejo JL, Rammelsberg P, et al. Enamel wear caused by monolithic zirconia crowns after 6 months of clinical use. *J Oral Rehabil.* 2014;41(4):314-322.
144. Zhang Y, Lee JJ, Srikanth R, et al. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater.* 2013;29(12):1201-1208.
145. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontol Scand.* 2015;73(8):602-608.
146. Hjerppe J, Narhi T, Fröberg K, et al. Effects of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontol Scand.* 2008;66(5):262-267.
147. Wiesli MG, Özcan M. High performance polymers and their potential application as medical and oral implant materials: a review. *Implant Dent.* 2015;24(4):448-457.
148. Gama LT, Duque TM, Özcan M, et al. Adhesion to high performance polymers applied in dentistry: a systematic review. *Dent Mater.* 2020;36(4):93-108.
149. Yilmaz B, Batak B, Seghi RR. Failure analysis of high performance polymers and new generation cubic zirconia used for implant- supported fixed, cantilevered prostheses. *Clin Implant Dent Rel Res.* 2019;21(6):1132-1139.
150. Villefort RF, Diamantino PJS, Von Zeidler SLV, et al. Mechanical response of PEKK and PEEK as frameworks for implant-supported full-arch fixed dental prosthesis: 3D finite element analysis. *Eur J Dent.* 2022;16(1):115-121.
151. Fujihara K, Huang ZM, Ramakrishna S, et al. Performance study of braided carbon/PEEK composite compression bone plates. *Biomaterials.* 2003;24(15):2661–2667.
152. Kurtz SM. *PEEK Biomaterials Handbook*; Elsevier Science: Waltham, MA, USA, 2012; p. 30–31.

153. Skinner HB. Composite technology for total hip arthroplasty. *Clin Orthop*. 1988;235:224–236.
154. Briem D, Strametz S, Schröder K, et al. Response of primary fibroblasts and osteoblasts to plasmatreated polyetheretherketone (PEEK) surfaces. *J Mater Sci Mater Med*. 2005;16(7):671-677.
155. Najeeb S, Khurshid Z, Matinlinna JP, et al. Nanomodified peek dental implants: Bioactive composites and surface modification- A review. *Int J Dent*. 2015;2015:381759.
156. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*. 2007;28(32):4845-4869
157. Neugebauer J, Adler S, Kistler F. The use of plastics in fixed prosthetic implant restoration. *ZWR-German Dent J*. 2013;122:242–245.
158. Beuer F, Steff B, Naumann M, et al. 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(4):381–386.
159. Nazeeb S, Kurshid Z, Zohaib S, et al. Bioactivity and osseointegration of PEEK are inferior to those of titanium. a systemic review. *J Oral Implantol*. 2016;42(6):512–516.
160. Monich PR, Henriques B, de Oliveira APN, et al. Mechanical and biological behavior of biomedical PEEK matrix composites: A focused review. *Mater let*. 2016;185:593-597.
161. Souza JC, Pinho SS, Braz MP, et al. Carbon fiber-reinforced peek in implant dentistry: a scoping review on the finite element method. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2021;24(12):1355-1367.
162. Kim IY, Sugino A, Kikuta K, et al. Bioactive composites consisting of PEEK and calcium silicate powders. *J Biomater Appl*. 2009;24(2):105–118.

163. Schwitalla A, Muller WD. PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implant.* 2013;39(6):743–749.
164. Moon SM, Ingallhalikar A, Highsmith JM, et al. Biomechanical rigidity of an all-polyetheretherketone anterior thoracolumbar spinal reconstruction construct: an in vitro corpectomy model. *Spine J.* 2009;9(4):330–335.
165. Xin H, Shepherd DET, Dearn KD. Strength of poly-etherether-ketone: effects of sterilization and thermal ageing. *Polymer Testing.* 2013;32(6):1001–1005.
166. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, et al. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res.* 2016;60(1):12–19.
167. Chou S, Chen HC, Wu CC, et al. BMI resin composites reinforced with 3D carbon-fibre fabrics. *Compos Sci Technol.* 1992;43(2):117–128.
168. Adler S, Kistler S, Kistler F. Compression-moulding rather than milling: a wealth of possible applications for high performance polymers. *Quintessenz Zahntech.* 2013;39(3):2-10.
169. Wang L, He S, Wu X, et al. Polyetheretherketone/nano-fluorohydroxyapatite composite with antimicrobial activity and osseointegration properties. *Biomaterials.* 2014;35(25):6758–6775.
170. Heimer S, Schmidlin PR, Roos M, et al. Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chair side polishing protocols. *J Prosthet Dent.* 2017;117(3):419–425.
171. Goutam M, Giriya pura C, Mishra SM, et al. Titanium allergy: a literature review. *Indian J Dermatol.* 2014;59(6):630.
172. Lee WT, Koak JY, Lim YJ, et al. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2012;100(4):1044–1052.

173. Wang H, Xu M, Zhang W, et al. Mechanical and biological characteristics of diamond-like carbon coated poly aryl-ether-ether-ketone. *Biomaterials*. 2010;31(32):8181–8187.
174. Rabiei A, Sandukas S. Processing and evaluation of bioactive coatings on polymeric implants. *J Biomed Mater Res A*. 2013;101(9):2621–2629.
175. Lee K, Shin M, Lee J, et al. Shear bond strength of composite resin to high performance polymer PEKK according to surface treatments and bonding materials. *J Adv Prosthodont*. 2017;9(5):350–357.
176. Bae S, Park J, Jeong I, et al. Three-dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with polyetherketoneketone (PEKK) and zirconia. *J Prosthodont Res*. 2017;61(2):106–112.
177. Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2014;24(3).
178. Güler M, Şen S. Sonlu elemanlar yöntemi hakkında genel bilgiler. *Ordu Üni Bil Teknol Der*. 2015;5(1):56-66.
179. Taşkınsel E, Gümüş H. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Der*. 2014;24(8):131-135.
180. Nanda RS, Tosun Y. *Biomechanics in Orthodontics: Principles and Practice*. “1st ed.”, Chicago: Quintessence Publishing, Co. Inc., Chapter 1. 2010
181. Carter DR, Orr TE, Fyhrie DP, et al. Influences of mechanical stress on prenatal and postnatal skeletal development. *Clin Orthop Relat Res*. 1987;219:237-250.
182. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhek Der*. 2010;11(1):18-23.
183. Craig RG, O’Brien WJ, Powers JM. (1996). *Dental Materials*. 6th ed. St. Louis, Missouri: Mosby, p.: 10-26.

184. Beer FP, Johnston Jr ER. Mechanics of Materials, 1981. McGraw-Hill, New York; 1974
185. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, et al. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara. 1993:515.
186. Deste G, Durkan R. Tam kontür zirkonya restorasyonların farklı all on four mandibular implant modellerinde biyomekanik davranışları: 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışması. J Atatürk Üni Diş Hek Fak. 2020;30(3):424-433.
187. Nelson, Stanley J. 2014. Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion-e-Book. Elsevier Health Sciences.
188. Tekin S, Değer Y, Demirci F. Evaluation of the use of PEEK material in implant-supported fixed restorations by finite element analysis. Niger J Clin Pract. 2019;22(9):1252-1258.
189. Lee KS, Shin SW, Lee SP, et al. Comparative evaluation of a four implant-supported polyetherketoneketone framework prosthesis: a three-dimensional finite element analysis based on cone beam computed tomography and computer-aided Design. Int J Prosthodont. 2017;30(6):581-585.
190. Oyar P, Durkan R, Deste G. The effect of the design of a mandibular implant-supported zirconia prosthesis on stress distribution. J Prosthet Dent. 2021;125(3):502.e1-502.e11.
191. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, et al. 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(2):85-92.
192. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. Acta Odontol Scand. 1977;35(6):297-303.
193. Küçükkurt S. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji alanında yapılan araştırmalar. J Atatürk Üni Diş Hek Fak. 2019;29(4):701-710.

194. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, et al. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res.* 1976;55(5):772-777.
195. Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, et al. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantol.* 1996;22(2):104-110.
196. Akça K, Cehreli MC, İplikçioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):115-121.
197. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, et al. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(1):97-102.
198. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, et al. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(4):391-398.
199. Wakimoto M, Matsumura T, Ueno T, et al. Bone quality and quantity of the anterior maxillary trabecular bone in dental implant sites. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(11):1314-1319.
200. Mustafaoğlu R. Farklı altyapı ve abutment materyalleri kullanılan implant destekli sabit parsiyel protezlerde oluşan stres dağılımının üç boyutlu sonlu eleman analizi kullanılarak incelenmesi. Uzmanlık Tezi. Diyarbakır: Dicle Üniversitesi, 2016.
201. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, et al. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol.* 2000;26(2):77-81.
202. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, et al. A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *Int J Prosthodont.* 1994;7(3):271-279.
203. Geng JP, Tan KB, Liu GR, et al. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-598.

204. Kantaci Y. Bruksizmi olan hastalarda implant üstü sabit protezler için farklı implant çapı, sayısı ve üst yapı kalınlıkları varyasyonlarının implant ve çevre dokularında oluşturduğu stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmesi. Doktora tezi, Diyarbakır: Dicle Üniversitesi, 2017.
205. Ruiz Henao PA, Caneiro Queija L, Mareque S, et al. Titanium vs ceramic single dental implants in the anterior maxilla: a 12- month randomized clinical trial. Clin Oral Implants Res. 2021;32(8):951-961.
206. Parize HN, Lima Bohner LO, Tavares Gama L, et al. Narrow-diameter implants in the anterior region: a meta-analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2019;34(6):1347-1358.
207. Duymuş ZY, Güngör H. Dental implant materyalleri. J Atatürk Üni Diş Hek Fak. 2013;23(1):145-152.
208. Kaleli N, Ural Ç. Hibrid abutment kron restorasyonlarda implant-abutment bağlantısının implant, abutment ve bazal vidadaki stres dağılımı üzerindeki etkisinin incelenmesi. Türkiye Klinikleri J Dishek Bilimleri. 2020;26(1):43-50.
209. Rekow ED, Harsono M, Janal M, et al. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. Dent Mater. 2006;22(2):125-132.
210. Zhang Y, Mai Z, Barani A, et al. Fracture-resistant monolithic dental crowns. Dent Mater. 2016;32(3):442-449.
211. Yeğin Z. Anterior maksillaya yerleştirilen implantlarda kullanılan farklı açılardaki abutmentlerde oklüzal yüklemeler sonucu oluşan kuvvet dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. Ankara: Ankara Üniversitesi, 2016.
212. Lan TH, Liu PH, Chou MM, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. J Prosthet Dent. 2016;115(1):76-83.

213. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, et al. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent.* 1996;76(6):633-640.
214. Gülay G. Farklı destek ve konnektör tasarımlarının üç üyeli posterior zirkonya köprüler üzerindeki stres etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi. Ankara: Hacettepe Üniversitesi, 2010.
215. Hu M, Chen J, Pei X, et al. Network meta-analysis of survival rate and complications in implant-supported single crowns with different abutment materials. *J Dent.* 2019;88:103115.
216. Hanawa T. Zirconia versus titanium in dentistry: a review. *Dent Mater J.* 2020;39(1):24-36.
217. Kim S, Kim HI , Brewer JD, et al. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments *J Prosthet Dent.* 2009;101(4):226–230.
218. Aksan ME. Estetik biohpp, zirkonya ve titanyum implant dayanakları ile desteklenen CAD/CAM monolitik lityum disilikat kronların çiğneme simülasyonu ve termal döngü ile yaşlandırılması sonrası kırılma dayanımlarının karşılaştırılması. Uzmanlık Tezi. Kırıkkale: Kırıkkale Üniversitesi, 2017.
219. Türksayar AAD. Estetik zirkonyum, polietereeterketon ve polietereketonketon implant dayanakları üzerine yapılan lityum disilikatla güçlendirilmiş CAD/CAM monolitik cam seramik kronların yaşlandırma işlemi sonrası kırılma dayanımlarının ve kırılma tiplerinin in vitro değerlendirilmesi. Uzmanlık Tezi. Kırıkkale: Kırıkkale Üniversitesi, 2019.
220. Rosentritt M, Rembs A, Behr M, et al. In vitro performance of implant-supported monolithic zirconia crowns: influence of patient-specific tooth-coloured abutments with titanium adhesive bases. *J Dent.* 2015;43(7):839-45.

221. Turksayar AAD, Donmez MB. Stress behavior of an anterior single implant restored with high performance polymer abutments under immediate and delayed loading: A 3D FEA study. *J Prosthodont*. 2022
222. Neumann EAF, Villar CC, França FMG. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Braz Oral Res*. 2014;28(1):1-5.
223. Erneklint C, Odman P, Ortengren U, et al. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 abutment designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(5):733-737.
224. Matsuzaki F, Sekine H, Honma S, et al. Translucency and flexural strength of monolithic translucent zirconia and porcelain-layered zirconia. *Dent Mater J*. 2015;34(6):910–917.
225. Sola-Ruiz MF, Baixauli-López M, Roig-Vanaclocha A, et al. Prospective study of monolithic zirconia crowns: clinical behavior and survival rate at a 5-year follow-up. *J Prosthodont Res*. 2021;65(3):284-290.
226. Schriwer C, Gjerdet NR, Arola D, et al. The effect of preparation taper on the resistance to fracture of monolithic zirconia crowns. *Dent Mater*. 2021;37(8):427-434.
227. Ezzat Y, Sharka R, Rayyan M, et al. Fracture resistance of monolithic high-translucency crowns versus porcelain-veneered zirconia crowns after artificial aging: an in vitro study. *Cureus*. 2021;13(12):e20640.
228. Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *J Prosthet Dent*. 1999;81(5):553-561.
229. Güngör MB, Yılmaz H. Evaluation of stress distributions occurring on zirconia and titanium implant-supported prostheses: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2016;116(3):346-355.

230. Çağlar A, Turhan Bal B, Aydın C, et al. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25(1):95-103.
231. Bankoğlu Güngör M. Maksiller anterior bölgeye uygulanan değişik zirkonyum implant destekli protezlerde abutment, implant ve implant  evre dokuda oluşan stres dağılımlarının    boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Ankara: Gazi  niversitesi, 2014.

