



**T.C.  
GAZI ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**UZMANLIK  
TEZİ**

**ÜST ÇENE FİBER DESTEKLİ OVERDENTURE  
PROTEZLERDE İMPLANT KONUMLARININ  
ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**ELİFNUR GÜZELCE**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**KASIM 2018**



**ÜST ÇENE FİBER DESTEKLİ OVERDENTURE PROTEZLERDE  
İMLANT KONUMLARININ ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR  
YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Elifnur GÜZELCE**

**UZMANLIK TEZİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**KASIM 2018**

Elifnur Güzelce tarafından hazırlanan 'ÜST ÇENE FİBER DESTEKLİ OVERDENTURE PROTEZLERDE İMPLANT KONUMLARININ ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRLİMESİ' adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

**Danışman:** Prof. Dr. Özgül KARACAER

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

**Başkan :** Prof. Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

**Üye :** Prof. Dr.Sadullah ÜÇTAŞLI

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

Tez Savunma

Tarihi:

20/11/2018

Jüri üyeleri tarafından UZMANLIK tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Nurdan ÖZMERİÇ KURTULUŞ

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

## ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi DIŞ HEKİMLİĞİ Fakültesi tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.



Elifnur GÜZELCE

20/11/2018



ÜST ÇENE FİBER DESTEKLİ OVERDENTURE PROTEZLERDE İMPLANT  
KONUMLARININ ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE

DEĞERLENDİRİLMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Elifnur GÜZELCE

GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Kasım 2018

ÖZET

Çalışmamızda, maksillar modele farklı lokasyonlarda (lateral-1.premolar, kanin-2.premolar, 1.premolar-1. molar) yerleştirilmiş implantlar üzerine, farklı alt yapı materyalleri (krom kobalt metal, aramid, cam, karbon ve polietilen fiber) ile oluşturulan overdenture protezlerin implantlar ve implant çevresindeki trabeküler ve kortikal kemik üzerinde oluşturdukları stress değerlerinin ve dağılımlarının üç boyutlu incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlandı. Çalışmamızda, 4 adet implantın bilateral olarak 3 farklı lokasyonlarda yerleştirildiği maksillar modeller oluşturuldu, üzerine 5 farklı materyalden overdenture protezler tasarlandı. Maksillar 1. molar diş bölgesinden food stuff yöntemi ile 200N kuvvet uygulandı. Elde edilen sonuçlar üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirildi. Çalışma sonucunda implantların anterior konuma yerleştirildiği moldelde protez, implant, implant parçaları, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stres değerlerinin daha düşük olduğu gözlemlendi. Overdenture protezin elastik modülü düşük olan fiberler ile desteklendiği durumda, oluşan streslerin daha yüksek olduğu görüldü.

Bilim Kodu : 1050  
Anahtar Kelimeler : İmplant destekli overdenture, implant lokalizasyonu, dental fiberler, sonlu elemanlar stress analizi  
Sayfa Adedi : 118  
Danışman : Prof. Dr. Özgül KARACAER

EVALUATION OF IMPLANT POSITIONS ON MAXILLAR FIBER SUPPORTED  
OVERDENTURE PROSTHESIS WITH FINITE ELEMENT METHOD

(Speciality Thesis)

Elifnur GÜZELCE

GAZI UNIVERSITY  
FACULTY OF DENTISTRY

November 2018

ABSTRACT

In our study, it was aimed to examine and compare stress values of implants; highest tensile and compressive values, and their distribution in cortical and trabecular bone next to the implant region by using different materials (aramid fiber, glass fiber, polyethylene fiber, carbon fiber and crom cobalt metal) on 4 implants placed in three different locations (lateral-1.premolar, kanin-2.premolar, 1.premolar- 1.molar) on the maxillary crest with finite element analysis method. Three different maxillar models were created in which the implants were placed in different locations. Food stuff was applied to maxillary 1. molar tooth region with 200 N force and three dimensional finite element stress analysis was performed. At the end of the study, in the model where the implants were placed in the anterior; prosthesis, implant, implant parts, cortical and trabecular bone stress values were lower than the models where the implants were placed in the posterior position. In the comparison between the fibers, it was seen that the stress values were higher when the overdenture prosthesis was supported by fibers with low elastic modulus.

Science Code : 1050

Key Words : Implant supported overdentures, implant localization, dental fibers, finite element analysis

Page Number : 118

Advisor : Prof. Dr. Özgül KARACAER

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, bilgi birikimlerini ve tecrübelerini benimle paylaşarak mesleki, akademik ve yaşama dair çok şey öğrendiğim değerli hocam Sayın Prof.Dr.Özgül Karacaer'e

Eğitim sürecim boyunca daima bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, her zaman güler yüz ve hoşgörü ile yaklaşan başta sayın Sayın Dr.Öğr.Üyesi Emre TOKAR olmak üzere Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi değerli hocalarıma,

Tez jürimde olarak beni onurlandıran Sayın Prof.Dr.Sadullah ÜÇTAŞLI'ya

Her zaman olduğu gibi tez çalışmam sürecinde de beni yalnız bırakmayan ve varlıklarından güç aldığım dostlarım Şenay ÇETİNTAŞ ve Meryem HÜRBAĞ'a

Hayatımın her aşamasında aldığım tüm kararları destekleyen, daima beni şanslı hissettiren, her daim yanımda olan annem Asuman GÜZELCE, sevgili babam Süleyman GÜZELCE'ye içtenlikle ve bütün kalbimle teşekkür ederim.

Tez çalışmamız **Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından 03/2018-03** kodu ile desteklenmiştir.

**İÇİNDEKİLER**

	<b>Sayfa</b>
ÖZET .....	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER .....	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ .....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ .....	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. Dental İmplantların Tanımı, Tarihçesi ve Osteointegrasyon .....	3
2.2. İmplant Üstü Protezler ve İmplant Üstü Protez Sınıflaması .....	4
2.2.1. İmplant destekli sabit protezler .....	4
2.2.2. Hibrit protezler .....	5
2.2.3. İmplant destekli hareketli protezler.....	5
2.2.4. İmplant destekli overdenture uygulamalarında kullanılan hassas tutucular .....	10
2.3. Oral İmplantolojide Biyomekanik.....	17
2.4. Çiğneme Sırasında Oluşan Okluzal Kuvvetler.....	19
2.5. Protetik Uygulamalarda Kullanılan Fiber Materyalleri .....	19
2.6. Fiber Tipleri .....	20
2.6.1. Karbon fiberler .....	20
2.6.2. Aramid fiberler.....	21
2.6.3. Polietilen fiberler.....	21
2.6.4. Cam fiber.....	22

	<b>Sayfa</b>
2.6.5. Naylon fiberler .....	22
2.6.6. Polipropilen fiberler .....	23
2.7. Fiberlerin Mekanik Özellikleri.....	23
2.7.1. Fiber dağılım yönü .....	24
2.7.2. Fiberlerin matris polimerin özellikleri matrisle adezyonu .....	25
2.7.3. Fiber miktarı ve hacmi .....	26
2.7.4. Fiberin rezin ile doyurulması (impregnasyon).....	26
2.7.5. Fiberin restorasyon içerisindeki pozisyonu.....	27
2.8. Protetik Diş Tedavisinde Fiber Kullanım Alanları .....	27
2.8.1. Hareketli protezlerin güçlendirilmesi.....	28
2.8.2. İmplant üstü yapılarında ve implant materyali olarak kullanımı .....	29
2.9. Kuvvet Analiz Yöntemleri .....	30
2.10. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (SEA) .....	30
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM .....</b>	<b>37</b>
3.1. Modellerin Oluşturulması .....	38
3.1.1. Geometrik modellerin oluşturulması .....	38
3.1.2. İmplant modellerinin oluşturulması .....	39
3.1.3. Maksillanın modellenmesi .....	40
3.1.4. Overdenture protez modellemesi .....	41
3.2. Sınır Koşulları .....	42
3.3. Yükleme Koşulları .....	44
3.4. Sonlu Eleman Değerlerinin Hesaplanması ve Sonuçların Değerlendirilmesi.....	44
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>47</b>
4.1. Çalışma Modellerinde İmplant, İmplant Parçaları (Variobase, Housing, Matris) ve Protez Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri, Kortikal ve Trabeküler Kemik Üzerinde Oluşan Basma ve Çekme Stres Değerleri .....	47

4.2. Model 1’de İmplantlar, İmplant Parçaları ve Protez Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri.....	49
4.3. Model 1’de Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri .....	55
4.4. Model 1’de Trabeküler Kemikte Oluşan Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri .....	58
4.5. Model 2’de İmplantlar, İmplant Parçaları ve Protez Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri.....	61
4.6. Model 2’de Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri .....	67
4.7. Model 2’de Trabeküler Kemikte Oluşan Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri .....	70
4.8. Model 3’te İmplantlar, İmplant Parçaları ve Protezler Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri.....	73
4.9. Model 3’te Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri .....	79
4.10. Model 3’te Trabeküler Kemikte Oluşan Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri .....	82
5. TARTIŞMA .....	85
6. SONUÇLAR.....	99
KAYNAKLAR .....	101
ÖZGEÇMİŞ .....	117

## ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Kullanılan materyallerin elastik modülleri ve poisson oranları .....	39
Çizelge 3.2. Eleman ve düğüm sayıları .....	43
Çizelge 4.1. İmplant, implant parçaları ve protez üzerinde oluşan von mises stres değerleri, kortikal kemik ve trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma değerleri .....	47



## ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 4.1. Model 1’de implantlar, implant parçaları ve protez üzerinde oluşan von mises stres değerleri .....	49
Şekil 4.2. Model 1 de kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri .....	55
Şekil 4.3. Model 1’de trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme ve basma stres değerleri.....	58
Şekil 4.4. Model 2’de implantlar, implant parçaları ve protez üzerinde oluşan von mises stres değerleri .....	61
Şekil 4.5. Model 2’de kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri .....	67
Şekil 4.6. Model 2’de trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri .....	70
Şekil 4.7. Model 3’te implantları, implant parçaları ve protez üzerinde oluşan von mises stres değerleri .....	73
Şekil 4.8. Model 3’te kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri.....	79
Şekil 4.9. Model 3’te trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri .....	82

## RESİMLERİN LİSTESİ

<b>Resim</b>	<b>Sayfa</b>
Resim 3.1. Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı.....	38
Resim 3.2. Çalışmada kullanılan implant, variobase, housing, matris modeli .....	40
Resim 3.3. Maksilla'nın konik hüzme ışınli tomografide taranmasıyla elde edilmiş kesiti ve 3D-Doctor yazılımı .....	40
Resim 3.4. Kortikal ve trabeküler kemik modeli .....	41
Resim 3.5. Maksillada implantlar üzerine yerleştirilen overdenture protez modeli .....	42
Resim 3.6. Sonlu elemanlar analizinde uygulanan nod elemanları .....	43
Resim 3.7. Yüklemeye hazır hale getirilmiş model.....	43
Resim 3.8. Food stuff kuvvet uygulaması .....	44
Resim 4.1. Model 1'de 14 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantlar üzerinde oluşan von mises stres dağılımları.....	50
Resim 4.2. Model 1'de 14 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantların variobase parçaları üzerinde oluşan von mises stres dağılımları.....	51
Resim 4.3. Model 1'de 14 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantların housing parçaları üzerinde oluşan von mises stres dağılımları .....	52
Resim 4.4. Model 1'de 14 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantların matris parçaları üzerinde oluşan von mises stres dağılımları .....	53
Resim 4.5. Model 1'de protezlerde oluşan von mises stres dağılımları .....	54
Resim 4.6. Model 1'de kortikal kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları.....	56
Resim 4.7. Model 1'de kortikal kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları .....	57
Resim 4.8. Model 1'de trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları .....	59
Resim 4.9. Model 1'de trabeküler kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları .....	60
Resim 4.10. Model 2'de 15 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantlar üzerinde oluşan von mises stres dağılımları.....	62
Resim 4.11. Model 2'de 15 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantların variobase parçası üzerinde oluşan von mises stres dağılımları .....	63
Resim 4.12. Model 2'de 15 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantların housing parçaları üzerinde oluşan von mises stres dağılımları .....	64

<b>Resim</b>	<b>Sayfa</b>
Resim 4.13. Model 2’de 15 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantların matris parçaları üzerinde oluşan von mises stres dağılımları .....	65
Resim 4.14. Model 2’de protezlerde oluşan von mises stres dağılımları .....	66
Resim 4.15. Model 2’de kortikal kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları .....	68
Resim 4.16. Model 2’de kortikal kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları .....	69
Resim 4.17. Model 2’de trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları .....	71
Resim 4.18. Model 2’de trabeküler kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları .....	72
Resim 4.19. Model 3’te 16 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantlar üzerinde oluşan von mises stres dağılımları .....	74
Resim 4.20. Model 3’te 16 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantların variobase parçaları üzerinde oluşan von mises stres dağılımları .....	75
Resim 4.21. Model 2’de 16 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantların housing parçaları üzerinde oluşan von mises stres dağılımları .....	76
Resim 4.22. Model 3’te 16 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantların matris parçaları üzerinde oluşan von mises stres dağılımları .....	77
Resim 4.23. Model 3’te protezlerde oluşan von mises stres dağılımları .....	78
Resim 4.24. Model 3’te kortikal kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları .....	80
Resim 4.25. Model 3’te kortikal kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları .....	81
Resim 4.26. Model 3’te trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları .....	83
Resim 4.27. Model 3’te trabeküler kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları .....	84

## SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

### Simgeler

%

Co

Cr

GPa

mm

1 µm

N

o

oC

Pa

### Açıklamalar

Yüzde

Kobalt

Krom

Gigapaskal

Milimetre

Mikrometre

Newton

Derece

Santigrat derece

Paskal

### Kısaltmalar

SEA

FGK

PMMA

Bis-GMA

UDMA

TEGDMA

### Açıklamalar

Sonlu Elemanlar Analizi

Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozitler

Polimetil metakrilat

Bisfenol A diglisidil metakrilat

Üretan dimetakrilat

Trietilenglikol dimetakrilat

## 1. GİRİŞ

Yaşlanan nüfusun büyük bir yüzdesi dişsizdir. Son yıllarda yapılan çalışmalar, dişsiz insanların kötü beslenmeleri neticesinde hastalıklara karşı daha savunmasız olduklarını göstermiştir. İyi bir protetik tedavi bu mevcut riskleri azaltmaktadır [1-4]. Overdenture'lar; prepare edilmiş dişler, doğal dişler, doğal diş kökleri ve implantlar üzerine hazırlanan protezlerdir [5]. İmplant destekli overdenture tam dişsiz hastada öncelikli tedavi seçeneğidir ve standart tedavi planıdır [6]. Overdenture protezlerin en önemli avantajı çiğneme yeteneğindeki artış ile birlikte yaşam kalitesinde artış dolayısıyla hastada oluşturduğu pozitif psikolojik etkidir [7]. İmplant destekli sabit protezlerle kıyaslandığında overdenture protezler daha ucuzdur, uygulanması daha kolaydır ve implant başarısız olursa protez üzerinde değişiklik yapılma imkanı sağlar. Kemik dokusunun kötü, riskli ve problemlili olduğu hastalarda da kolaylıkla uygulanabilir [8].

Son yıllarda hızla ilerleyen teknoloji ile yeni ve daha güçlü kompozit materyallerle yapışabilen fiber destekli protezlerin kullanımı mümkün olmaktadır. Fiberle güçlendirilmiş kompozitler (FGK) metal içermezler, biyouyumludurlar, renksizdirler, translusenstirler, aşınmaya karşı dayanıklıdır ve düşük sürtünme katsayısına sahiptirler. Şerit şeklinde ve çeşitli genişliklerde üretilirler. Periodontal splintleme, ortodontik retansiyon, geçici köprü yapımı, güçlendirilmiş sabit köprü yapımı, protez tamiri ve endodontik tedavilerde kullanılmaktadır [9, 10]. Fiberlerin inorganik doldurucu fazını; organik matrikse ilave edilen çeşitli boy, çap, yapı ve yönde yerleştirilen fiberler oluşturur. Fiberleri saran rezin matriks, geometrik yapıyı sabitlediği gibi, nemin etkisinden korur ve optimal gücü sağlamak için onları önceden tespit edilen pozisyonda tutar [11].

Günümüzde, FGK tipi restorasyonlar, mekanik ve estetik özelliklerinin daha iyi olması nedeniyle popüler hale gelmiştir. FGK restorasyonlar klinik olarak dirençli, estetik ve ekonomik özelliklere sahiptir. Bu özelliklerden dolayı FGK restorasyonlar geleneksel metal destekli porselen restorasyonlara alternatif olarak sunulmaktadır [12]. Özellikle üst çenede fiber destekli overdenture protezler doğal ve estetik görünümleri ve metal içermemeleri nedeniyle tercih edilebilir

Litaratür taramasında alt yapının fiber ile desteklendiği overdenture protez çalışmalarına rastlamadık bu nedenle çalışmamızda farklı lokasyonlarda (lateral-1.premolar, kanin-

2.premolar, 1.premolar-1.molar) yerleştirilen implantlar üzerinde farklı materyalle ( krom kobalt metal, aramid fiber , cam fiber, polietilen fiber, karbon fiber ) oluşturulan overdenture protezlerde; implant lokasyonlarının ve alt yapı materyal farklılığının implant ve implant çevresindeki kortikal ve trabeküler kemikte oluşan streslere etkisinin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlandı.



## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental İmplantların Tanımı, Tarihçesi ve Osteointegrasyon

Dental implant; sabit veya hareketli protezlere destek olmak veya retansiyon sağlamak amacıyla, ağız mukozası veya periosteal tabakanın altına ya da çene kemikleri içine yerleştirilen değişik yapı veya şekillerdeki materyallerdir. Dental implantların tarihçesi antik Mısır dönemine kadar dayanır. Amerika, orta Asya ve Akdeniz bölgelerinde eski uygarlıklar ile başlayan 2000 yıllık bir geçmişe sahiptir. Arkeolojik kazılarda, bu medeniyetlerin, kayıp dişlerin yerini oyma taşlar, deniz kabukları, kemikler ve altın gibi materyallerle doldurduğu görülmüştür [13].

1930'larda Honduras'taki arkeolojik kazılarda Maya Uygarlığına ait MS 600 yılından kalma implantlı çene parçası bulunmuştur. Bu en eski dental implant örneği kabul edilmektedir. Orta çağda allogreftler ve ksenogreftler kullanılarak diş implantasyonunun gerçekleştirildiği bilinmektedir. Norman Goldberg, 2. Dünya Savaşı sırasında vücut kemikleri için kullanılan metallerin diş restorasyonunda da kullanılabileceğini düşünmüştür. 1948'de Dr. Aaron Gershkoff ile birlikte ilk başarılı subperiosteal implantı üretmişlerdir. Bu başarı modern dental implant gelişiminin temelini oluşturmuştur. Dental implantolojideki en önemli gelişme 1957 yılında Per Branemark isimli İsveçli ortopedi cerrahının kemik iyileşmesi ve yenilenmesi üzerine yaptığı araştırma sonucunda kemiğin titanyum (Ti) yakınında büyüyüp titanyumu reddetmeksizin metale yapışabileceğini keşfetmesiyle oluşmuştur. Branemark, bu fenomeni 'osteointegrasyon' olarak adlandırmıştır [13, 14].

1982 yılında Branemark 15 yıllık hayvan ve insan deneylerinin sonuçlarını Klinik Diş Hekimliğinde Osteointegrasyon Toronto Konferansı'nda sunmuştur. 1980'lerin ortalarından sonra dental implantolojideki diğer gelişmeler estetik restorasyonlar üzerine odaklanmıştır. Geçtiğimiz yüzyıldaki son gelişmeler implantlardaki kalite ve ankrajı geliştirmeye yönelik materyal ve teknikler üzerinedir. 1992 yılından itibaren implant şirketleri osteointegrasyonu arttırmak için implantlara seramik yüzey uygulamalarını ve seramik benzeri elementleri dahil etmişlerdir. Bugün diş hekimliğinde her yıl yaklaşık 450.000 osteointegre dental implant %95 başarı oranı ile uygulanmaktadır [14, 15].

## 2.2. İmplant Üstü Protezler ve İmplant Üstü Protez Sınıflaması

Misch implant üstü protezler için 5 farklı protetik tedavi seçeneği sunmuştur [16].

Bu seçenekler;

**SP1:** Sadece kyonu restore eden doğal diş gibi görünen sabit protezler.

**SP2:** Kyonu ve kökün bir kısmını restore eden, kyonun konturlarının oklüzal yarıda normal olduğu ancak gingival yarıda uzatılmış ya da aşırı konturlanmış olduğu sabit protezler.

**SP3:** Eksik kyonu, dişeti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eden sabit protezler (hibrit protezler).

**SP4:** Sadece implant destekli implant üstü hareketli protezler.

**SP5:** İmplant ve yumuşak doku destekli hareketli protezlerdir.

Tam dişsizlikte implantların kullanıldığı farklı tedavi seçenekleri[16]:

- İmplant destekli sabit protezler
- Hibrit protezler
- İmplant destekli hareketli protezler

### 2.2.1. İmplant destekli sabit protezler

Beumer [17] dişsiz bir çenede sabit protez yapabilmek için minimum altı adet implant kullanılması gerektiğini bildirmiştir. İmplant destekli sabit protezler doğal dişlere benzer rahatlık ve fonksiyonları nedeniyle birçok hastanın tercihi olabilir. Ancak maliyetinin yüksek olması, implant kaybı durumunda planlamaya bağlı olarak protezin tamamının etkilenmesi ve porselen yapının kırılması halinde tamirinin güç olması gibi dezavantajları vardır [16].

### 2.2.2. Hibrit protezler

Orta ve ileri çene kemik rezorpsiyonunda, genellikle dört ya da beş implant kullanılarak yapay dişlerin, metal alt yapının akrilik rezin ile bağlanmasıyla oluşturulan bir protez çeşitidir [5, 18].

### 2.2.3. İmplant destekli hareketli protezler

Total dişsiz hastalara uygulanan implant üstü hareketli protezlere overdenture denilmektedir. İmplant/diş üstü protezler, birden fazla doğal diş, kök ve/veya implantı örten ve destek alan hareketli protezlerdir. İmplant destekli overdenture sahip olduğu avantajlar nedeniyle tam dişsiz mandibula için konvansiyonel protezlere nazaran tercih edilen tedavi seçeneğidir. Bu protezler doğal diş, kök, implantlar tarafından kısmen desteklenir ve bu destekleri örter [5].

#### Geleneksel protezlere karşı implant destekli overdenture

Dişsiz hastaların geleneksel protezlerinden memnun olmamalarının başlıca nedenleri; alt protezlerden kaynaklanan uyum sorunu, retansiyon ve stabilite zayıflığı, ağrı ve acı hissidir. Araştırmalar implant destekli overdenture protezlerin geleneksel protezlerden çok daha iyi sonuç sağladığını ortaya koymaktadır. Bunlar; çiğneme yeteneği artışı gibi fonksiyonel faydalar, ağız sağlığıyla ilişkili gelişen yaşam kalitesi ve psikolojik etkileri içerir [5, 7].

#### İmplant destekli sabit protezlere karşı implant destekli overdenture

Estetik fasiyal görüntü elde etmek ve kaybedilen sert ve yumuşak dokuları telafi etmek implant destekli overdenture protezlerle çok daha kolay olmaktadır [18]. İki parçalı, hassas uyumu olan implant destekli overdenture uygulaması implant konum ve sayısı sabit bir protez için elverişsiz olduğunda iyi bir çözümdür. Pek çok hasta, sabit protezlerle kıyaslandığında daha ucuz olduğu için implant destekli overdenture uygulamasını tercih etmektedir [19].

Overdenture tedavisi, tıbbi olarak riskli yaşlı hastalarda daha güvenilirdir. Ayrıca mevcut kemik dokusunun riskli olduğu hastalarda da uygulanabilir. [8].

İmplant üstü hareketli protezlerin dezavantajları ise şu şekilde özetlenebilir [8, 19, 20]:

- Hastanın takıp çıkarılan bir protez kullanmak istememesi,
- Çeneler arası belirli bir mesafe gerektirmesi,
- Uzun dönem bakım gerektirmesi,
- Kemik yıkımının posterior bölgede devam etmesi,
- Protezin altına gıda artıklarının kaçması,
- Protezin hareket etmesi,
- Hassas tutucuların plastik parçaları veya klipslerinin hasar, yıpranma ve kırık nedeniyle belli aralıklarla yenilenmesinin gerekmesi.

#### İmplant destekli overdenture uygulamaları için tedavi planlamalarının karşılaştırılması

İmplant destekli overdenture protezler, implant ile protez kaidesine sabitlenmiş tutucu yapılarından destek sağlar. Çiğneme kuvvet dağılımı göz önüne alındığında üç temel tipte implant overdenture uygulaması bulunmaktadır:

a. Dokudan destek alan implant overdenture uygulamaları: İki adet birbirinden bağımsız prefabrike tutucu kullanılarak hazırlanan overdenture uygulamaları doku desteklidir. Tutucular retansiyon sağlarken protez kaidesi geleneksel tam proteze benzer maksimum doku örtücülüğü sağlayabilir. Çiğneme sırasında kuvvetlerin büyük çoğunluğu residual kret tarafından karşılanabilir. Bu nedenle bu tip protezlerde yükleme implant dayanaklardan çok doku desteklidir [21].

b. Doku-implant destekli overdenture: Doku-implant destekli overdenture, doku desteklilere oranla implanttan daha fazla destek alır. Bu tip protezleri hazırlamak için iki implant ve bunlara bağlı esnek bir bar tutucu kullanılabilir. Protez kaidesi burada da geniş bir doku yüzeyi örtücülüğüne sahip olmalıdır. Çiğneme sırasında oluşan kuvvetlerin çoğunluğunu destek implantlar karşılarken bir kısmını da destek dokular karşılar[21].

c. İmplant destekli overdenture: Bu tip protezler, genellikle dört veya daha fazla implant içeren tutucular tarafından desteklenir. Çiğneme sırasında tutucu grubu, oluşan kuvvetlerin tamamını destek implantlara taşır. Protezler tamamıyla implantlardan destek aldığından minimum doku örtücülüğü gerektirir. Hasta eğer keskin sivri bir alveolar krete sahipse

veya oval bir kret formuna sahipse, iki mandibular foramen arasına üç ayak tarzında (tripod) üç implant yerleştirilebilir. Bu durumda da tutucu grubu esnek olamayacak ve protez tümüyle implantlardan destek alacaktır [22, 23]. İmplant destekli overdenture uygulamalarında dört hareket gözlenmektedir. Bunlar, vertikal; menteşe; rotasyon ve translasyondur [11, 24].

- Vertikal Hareket: Protezin bütün olarak dokuya doğru yaptığı harekettir. Bu hareket dişsiz kretin destek dokusunda son bulur; yani protezin hareketi yumuşak dokunun esnekliğini aştığı zaman vertikal hareket ile sonlanır.
- Menteşe Hareketi: Arkın her iki tarafında bulunan en arkadaki tutuculardan geçen eksen etrafında protezde meydana gelen dönme hareketidir. Çiğneme kuvvetleri bu hareket esnasında, tutucular ve alveol kretin arka tarafı ve retromolar kabartılar gibi bölgeler tarafından paylaşılır.
- Rotasyon Hareketi: Ön-arka yönde uzanan eksen etrafında oluşan dönme hareketidir. Çiğneme hareketi tek taraflı olduğunda protezin diğer taraftaki kretten yukarı doğru olan hareketidir.
- Translasyon Hareketi: Protezin bukkal-lingual veya ön-arka doğrultuda rotasyona eğilim olmaksızın oluşan hareketidir.

### Hassas tutucular

Protez terimleri sözlüğünde hassas tutucunun tanımı iki şekilde yapılmaktadır [20]:

- Bir metal yuva (matriks-dişi) ve buna uyan bir parçadan (patriks-erkek) oluşan tutuculardır. Matriks genellikle destek diş/dental implant abutmentinin normal veya genişletilmiş konturlarında yer alır; patriks ise gövde veya hareketli protezin iskeletine bağlanır.
- Bir parçası destek veya desteklere sabitlenmiş diğer parçası ise hareketli protezin stabilizasyonunu ve retansiyonunu sağlamak için ona yerleştirilmiş bir kilitleme aygıtıdır.

Bağlantı esnekliklerine göre tutucu çeşitleri [25]

a. Esnek olmayan rijit bağlantılar

İmplant ve destek arasında hareketsizdir. Esnek olmayan bu tip rijit tutucu gruplarından yararlanıldığında, çiğneme kuvvetlerinin tümünü destekler. Bu tip tutucular, yeterli sayıda implant varlığında önerilebilir. Vida ile tutturulan hibrit overdenture uygulamaları, esnek olmayan rijit bağlantılara örnektir.

b. Dikey yönde sınırlı esnekliğe izin veren tutucular

Bu tip tutucular destek implantlar için yüklenmede %5-10 oranında azalma sağlarlar ve protezlerin yukarı aşağı olacak şekilde dikey yönde hareketine olanak sağlayabilir. Ancak bu tutucular lateral salınma ve dönme hareketlerine direnç gösterirler.

c. Esnek menteşe tutucular

Bu çeşit tutucular herhangi bir lateral salınma, dönme ve kayma hareketine dirençlidirler. Esnek menteşe tutucular, genellikle implanta gelen kuvveti %35 oranında azaltılırlar. Menteşe esnekliği sağlayan bir tutucudan yararlanıldığında, çiğneme kuvvetlerinin dikey vektörü tutucu ile alveolar kretin bukkal cep ve retromolar çıkıntıyı içeren arka kısmı arasında dağıtılmış olur. Hader bar veya herhangi bir çeşit küresel bar menteşe esnekliğini sağlar.

d. Kombine esnek tutucular

Bu tip tutucular, kısıtlı dikey ve menteşe hareketlerine izin verir. Dikey yöndeki çiğneme kuvvetlerini residual alveolar krete dengeli şekilde iletir. Bu tip tutucularda, çiğneme işlemi sırasında protezlerin dokudan aldıkları destek artar. Overdenture uygulamalarına çiğneme yükleri uygulandığında alveolar kret, kuvvetlerin dikey bileşenini karşıladığında herhangi bir sorun yaşanmaz. Bu tutucular, destek implant üzerinde %45-55 oranında rahatlatma gösterirler. Dolder bar (yumurta şekilli) bağlantılar, bir çeşit kombine esnek tutuculardır.

#### e. Esnek döner tutucular

Bu tutucular hem vertikal menteşe, hem de dönme hareketlerini sağlar. Bu tutuculardan, protezin dikey şekilde, menteşe biçiminde ve sagittal düzlem etrafında dönme hareketi yaparak oynayabilmesinden yararlanılabilmektedir. Esnek döner tutucular, çiğneme kuvvetlerinin hem dikey, hem de yatay bileşenlerini alveolar krete aktarırlar. Protezin hareketlerini, protezin üzerine gelen kuvvetlerin uygulama yeri, yönü ve büyüklüğü belirler. Bu tip tutucular %85 oranında destek implantlar için yük rahatlatması sağlayabilir. Stud tutucuların bir kısmı (şahsi hazırlanmış tutucular) bu dönme esnekliğine sahiptir.

#### f. Universal esnek tutucular

Bu tutucular protezlerde dikey, menteşe, kayma ve dönme hareketlerinin tümüne olanak sağlar. Temel olarak tutucu, protezin sadece dokudan ayrılma hareketine direnç gösterirken, geri kalan tüm hareketlerine izin verir. Bu tutucular destek implantlar üzerinde %95 oranında rahatlama sağlayabilir. Mıknatıs tutucular, universal esnek tutucular için verilebilecek en güzel örnektir.

Ataçman seçim kriterleri [26]:

- İmplant sayısı
- İmplant pozisyonu
- Oral hijyen
- Hastanın çeneler arası ilişkisi
- Hastaların protetik beklentileri
- Hastanın tedavi maliyetini üstlenebileceği ekonomik yeterliliği
- Hekimin kişisel tercihi ve klinik deneyimi
- Diş teknisyeninin teknik, bilgi ve deneyimi

Alveolar kretinde ileri düzeyde rezorbsiyonu olan hastalar; bar veya teleskopik tutucu gruplarının kullanımı için uygun adaylardır. Bu tutucular dikkat çekici ölçüde yatay stabilizasyon sunarlar. Alveolar kret rezorbsiyonu az olan hastaların bazıları stud veya magnetik tutucu grupları için doğru adaylardır. Mıknatıs, diğer tutucularla kıyaslandığında en az seviyede tutuculuk sağlar ve başlangıçtaki tutuculuk özelliklerini çok çabuk

kaybederler. Stud tutucular ise, kullanılacak barın dilin kapladığı alana taşma olasılığı sonucuyla, dar krete sahip hastalar için son derece ideal tutucu alternatifleridir [27].

#### **2.2.4. İmplant destekli overdenture uygulamalarında kullanılan hassas tutucular**

İmplant destekli overdenture uygulamalarında çok sayıda hassas tutucu kullanılabilir. Kullanılan hassas tutucu tipine göre implant çevresindeki kemiğe değişik oranlarda basınç iletilmektedir. Hastanın beklentileri ve istekleri, uzun dönemde ortaya çıkması beklenen biyolojik ve fonksiyonel sonuçlar çok dikkatli şekilde değerlendirilmelidir [28]. İmplant destekli overdenture uygulamaları çiğneme kuvvetlerine maruz kaldığında kuvvet, protez kaidesine destek olan mukoza ve implantlar arasında dağılır. Bu kuvvet dağılımı, kullanılan hassas tutucu tipine ve mukozanın yer değiştirme miktarına bağlı olarak değişir. Literatürde implant destekli overdenture uygulamalarında kullanılan hassas tutucularla ilgili farklı sınıflamalar mevcuttur. Hassas tutucular, nitelik, şekil ve fonksiyon özelliklerine göre sınıflandırılmıştır [22, 29-31]. Heckmann ve ark.'nın [32] implant destekli overdenture uygulamalarında kullanılan hassas tutucular ile ilgili sınıflaması:

- 1) Bar tutucular
- 2) Stud tutucular
- 3) Mıknatıs tutucular
- 4) Teleskopik tutucular

Hastanın ağız hijyeni, anatomik şartlar (alt-üst çene farkı, karşıt ark dentisyonu, interokluzal mesafe), implantlar arası mesafe, retansiyon ihtiyacının miktarı, biyomekanik etkenler, hastanın psikolojik durumu ve beklentileri, hastanın sosyal statüsü ve ekonomik şartlar, hassas tutucu seçimini etkileyen faktörlerdir. Ayrıca, destek sayısı ve kretteki dağılımı, implantların çapı ve uzunluğu, kret kalınlığı, alveoler kretin formu ve rezorpsiyon miktarı da göz önünde bulundurulması gereken diğer hususlardır [33, 34].

1. Bar Tutucular: Bar tutucular, iki ya da daha fazla implantı birbirine bağlayan birimlerdir. Konvansiyonel tam protezlerde karşılaşılan tutuculuk ve stabilite sorunları implant destekli bar tutucularla yok edilebilir. Ayrıca stud tutuculara nazaran daha iyi tutuculuk ve stabilite sağlanabilir [34].

## Bar Tutucuların Kesit Biçimine Göre Sınıflaması

Spiekermann ve ark. [35] bar tutucuları kesit şekillerine göre, “U” (okluzal yüz yuvarlatılmış paralel kenarlı bar), yuvarlak (round bar) ve oval (dolder bar) olmak üzere, üç sınıfa ayırmışlardır.

### a) U şeklinde kesitli bar

- Her zaman rijittir.
- Dört dayanak varlığında kullanımı uygundur.
- İmplantları düz bir hatta birleştirir.
- Kennedy sınıf 3 kısmi dişsizlik vakalarında uygulanabilir.

### b) Yuvarlak kesitli bar

- Esnek ya da rijit tipleri mevcuttur. İki implant arasındaki doğru boyunca uzanan yuvarlak kesitli bar, esnek karakterdedir. İki implant arasında, kretin eğimini takip eden veya üç ya da daha fazla implantı birleştiren yuvarlak kesitli bar rijit özelliktedir.
- Dayanıklara iletilen yatay ve çapraz kuvvetlerin miktarını azaltır.
- Protez kaidesinin vertikal yönde hareketine daha çok imkan tanır ve U şeklinde kesitli barlara kıyasla implantlar üzerinde daha az tork oluşturur.

### c) Oval kesitli bar

- Stres kırıcıdır ve indirekt tutuculuk özelliğine sahiptir.
- Esnek veya rijit tipleri mevcuttur.

Bu bar tiplerinin dışında, yarı esnek karakterde Hader bar sık kullanılan bar türüdür. Üst kısmı yuvarlaktır ve dokuya doğru uzanır, etek olarak da ifade edilen kısmıyla kesiti anahtar deliğine benzer. Hader barın doku uzantısı barın dayanıklılığını artırırken esnekliğini azaltır. Ayrıca millenmiş bar, paralel kenarlı bar, simante edilen bar ve galvano (elektroforez) ile tutuculuğun sağlandığı bar tipleri de klinik uygulamada yer bulmaktadır [20]. Prefabrik barların yanı sıra kişiye özel şahsi barlar da kullanılmaktadır. Daha ucuz ve dayanıklı olan prefabrik barlar, millenmiş ya da şahsi barlar yerine sıklıkla tercih

edilmektedir. Şahsi barlarda kret şekline ve dil boşluğuna göre uyumlama yapılabilir [30]. Ayrıca şahsi barların ball, locator, o-ring ve ERA gibi stud tutucularla kombine tasarımlarda da kullanılması mümkündür. Bar tutucu klipslerinin uygun şekilde yerleştirilmesine olanak tanımayan yetersiz bir mesafe varlığında millenmiş barların kullanımı tavsiye edilmektedir [19].

Barlar, overdenture proteze klips adı verilen küçük bağlantı parçalarıyla bağlanırlar. Bu klipsler metal veya plastikten olabilir. Plastik klipslerle karşılaştırıldığında, metal olanlar daha fazla aşınma direncine sahiptirler. Metal klips kullanımı sayesinde, barın boyutları daha da küçültülebilir. Ancak metal klipsi değiştirmek için protezden bir frez yardımıyla aşındırılması gerekir. Plastik olanlar daha kolay çıkartılabilir [36].

#### Bar düzenlemesinin esasları

Genel bir kural olarak, eğer tek parça bar kullanılacaksa, iki adet klips veya oturan kısa kaç (eyer) parçaların yerleştirilebilmesi için barın ideal uzunluğunun 20-22 mm olması gerekmektedir. Bu da standart 4 mm çapında implantların kullanılması durumunda, implantların merkezleri arasındaki mesafenin 24-26mm arasında olması gerektirir [20]. Eğer destek olarak kullanılacak implantlar birbirine çok yakın ise, araya yerleştirilecek kısa bar, overdenture protez için yeterli düzeyde retansiyon ve stabilizasyon sağlamayacaktır. Bu mesafe, mandibular arkın uzunluğu ve kavsi ile tutucu grubunun tipine bağlı olarak belirlenebilir [20]. Eğer implantlar distale doğru birbirinden aşırı uzakta konumlanacak olursa, düz bir hat şeklinde yerleştirilecek bar, dilin yerleştiği alanı işgal ederek protezin hazırlanması sırasında problemlere yol açacak ve barın eğilmesine neden olabilecektir [20].

Eğer bar yapı diagonal (çaprazlama) olarak konumlandırılmışsa, protezin sürtünmesiz bir şekilde anterior yöndeki menteşe hareketine olanak sağlamaz. Bu durumda destek olarak kullanılan implantlar üzerinde aşırı devirme yüklerine neden olacaktır. Diğer bir kuralda bar, sağ ve sol posterior mandibular ark segmentleri arasındaki açığı ikiye bölen hatta (açıortaya) dik olmalıdır [20].

### Barın alveolar kret ile vertikal yöndeki ilişkisi

Barın alt kenarı ile yumuşak doku arasında en az 2 mm mesafe olmalıdır. Bu mesafe temizlikte uygulanan fırçalar için uygun olduğu kadar, tükürük ve gıda artıklarının da kolay bir şekilde barın altından geçişini sağlayabilir. Mesafenin daha az olduğu durumda plak ve diş taşı birikebilir. Bu da mukozada hiperemiye neden olur. Bu durumda barın değiştirilmesi veya modifiye edilmesi gerekmektedir [37].

### Barın alveolar kret ile sagittal yöndeki ilişkisi

Barın alveolar kret tepesinin üzerine denk gelecek şekilde konumlandırılması, barın kolayca kullanılmasını ve barın üzerinde protezin rahat bir şekilde hazırlanmasını sağlar. Bar; kret tepesinin lingualinde konumlanırsa dil alanı daralacağı için dil fonksiyonlarını yerine getiremez. Barın daha labialde konumlanması ise, dudak alanının azalmasına neden olur; her iki durumda da problem kaçınılmaz olur [20].

### Ön arka (anterior-posterior) mesafe kuralı

Arkın her iki tarafında yer alan distaldeki implantların merkezinden ve anteriordaki implantların labiallerinden geçecek şekilde bir hat çizilir. Bu iki hat arasındaki mesafe A-P uzunluğunu verir. Distal kanat uzantısı A-P mesafesinin yarısından daha uzun olmamalıdır. Eğer hastanın ön çenesi dört implant yerleşimi için uygun değilse, implantlar mental sinirin izin verdiği ölçüde uzağa yerleştirilir ve arka implantlar A-P mesafeyi artırabilir. Böyle durumlarda kanat uzunluğu genellikle 8-12 mm arasında olmalıdır. Eğer hasta kare şeklinde bir çene arkına sahipse, implantlar mandibulanın ön bölümünde düz bir hat üzerinde yer alacaktır. Bu durumda A-P mesafesi belirgin bir şekilde azalacağı için herhangi bir kanat tasarımından kaçınmak gerekir. Oval şeklindeki ark formu bir miktar distal kanat uzantısına izin verir. Üçgen şeklinde ark formuna sahip olan hastada A-P mesafesi daha büyüktür ve bu sebeple daha uzun kanat tasarımı uygulanabilir. Bar tutuculu implant destekli overdenture için implant basamağından insizal kenara olan mesafe yaklaşık 12-14 mm olmalıdır. 2- 3 mm'lik yumuşak doku kalınlığında bar ile mukoza arasında temizlenebilirlik için 2 mm'lik mesafe; bar yüksekliği için 4.5 mm; akrilik rezin ve klips yuvası için 2 mm; dişin kaideden yüksekliği için 3 mm olmalıdır [20].

2. Stud tutucular: Stud türü tutucuların iki ana tipi bulunur. Bunlardan biri; ana parçanın implanttan uzandığı ekstra radiküler tip, diğeri ana parçanın protez kaidesi içinde yer aldığı intraradiküler tiptir. Stud tutucular horizontal ve vertikal yönde belirli derecede esneklik sağlarlar [25].

Stud tutucular bar tutucularla benzer yumuşak ve sert doku cevabı gösterebilirler. Bu tutucuların uygulamaları daha kolay, komplikasyonları daha azdır. Hijyen sağlamak daha kolaydır. Teknik hassasiyet gerekliliği daha azdır ve daha ekonomiktir. Daha az interark mesafesi gerektirir. Vertikal mesafenin bar yapımına olanak tanımadığı veya implant açığı ve konumlarının bar yapımına elverişsiz olduğu durumlarda uygulanır [25].

3. Ball tutucular: Ball tutucu sistemleri splintsiz esnek bağlantı sistemleridir. Doku destekli tam dişsizlik olgularında tercih edilebilirler. İmplantların çizgisel olarak yerleştirildiği durumlarda bar tutucular yerine kullanılacak bir tutucu çeşididir ve retansiyonu arttırmak için bar tutucularla birlikte de kullanılabilirler [38].

Destek ile kaide arasında dikey yöndeki hareketlere olanak tanır. İmplantların birbirine paralel olarak yerleştirilmesi şart değildir; implantlar arasındaki 28 derece açılanmaya kadar uyumlama kolaylığına olanak verir. İmplant açılarının uygun olmadığı durumlarda görülen giriş yolu problemi, matrikslerinin hızlı aşınması ve topuz tutucuların deforme olması gibi durumlara neden olmaktadır. Ceka Revax sistemi bu tip tutucular içinde çok farklı bir konuma sahiptir. Bu tip tutucularda erkek parça protezin içinde bulunmaktadır. Tutucu bünyesinde yaylı bir pin sistemi bulundurmaktadır. Bu sistem konik bir diş parçaya yerleştirilmektedir. Yay komponentinin M3 ve M2 olmak üzere iki farklı tipi bulunmaktadır. Bu ataçman tipi diş üstü ve implant üstü hareketli protez uygulamalarında kullanılabilir. Sistemin diş parçası metal veya akrilik bazlı materyaller içerisine yerleştirilebilir. Ayrıca tutuculuk seviyesi pin parçasının boyutunun değiştirilmesiyle ayarlanabilir. Bar tutucu sistemlerle karşılaştırıldığında, daha kolay uygulanırlar ve teknik hassasiyet ile ilave laboratuvar işlemleri gerektirmezler. Daha az yer kaplarlar , hijyeniktir, maliyetleri düşüktür ve farklı retansiyon derecelerine sahip lastikleri mevcuttur [26].

4. O-ring Tutucular: Şekli yuvarlak, ortası delik, sentetik polimerden matriks parçası sayesinde devirici kuvvetlere dirençli, rezilien tipte olan stud tutucudur. Avantajları;

retansiyon derecesinin ayarlanabilmesi, kullanımının kolay olması, tasarımın basitliği, düşük maliyeti ve bar tutucuların yerine rahatlıkla kullanılabilmesidir. O-ring tutucular zamanla retansiyonlarını kaybederler ve periyodik olarak değiştirilmelidir. O-ring tutucular implantlar arasındaki 10 dereceye kadar paralellikten sapmaya imkan tanıyabilirler. Daha kalıcı retantif kapasite sağlamak için bir matrikste 3 zirkonya topu ve titanyum alaşım yay kullanılarak EZ Lock sistemi geliştirilmiştir [39]. Bu sistem ile 40 dereceye kadar paralellikten sapmasına imkan tanınır [40]. Overdenture protez içerisinde 5 mm ya da daha fazla yüksekliğe ihtiyaç duyulur. Arklar arası mesafenin yetersiz olduğu durumlarda O-ring tutucuların kullanımını uygun değildir [39].

5. ERA Tutucular: ERA ve ZAAG, benzer materyal kompozisyonları ile menteşe tip rezilien tutucular olarak sınıflandırılırlar. ERA tutucular 1986 yılında piyasaya sunulmuştur. Standart rezilien tutucuların aksine farklı tutuculuk özelliklerine sahip 6 farklı renkle kodlanmıştır. Bu tutucuların değiştirilmesi oldukça kolaydır. ERA ekstraradiküler olarak nitelendirilebilir. Giriş rehberi implant desteğinden ve alvolar kretinden daha yüksek seviyededir. ERA tutucuların farklı tutuculuk özelliklerine sahip ve ayarlanabilen plastik dişi parçaları vardır. Tutuculuk miktarının renklere göre değişme mekanizması, plastik parçaların, titanium nitrit kaplı paslanmaz çelik erkek parçaya göre boyutlarının daha büyük olması ile ilgilidir. Bu durum daha sıkı uyum, daha fazla yüzey alanı dolayısıyla tutuculuk sağlamaktadır. Açılı yerleştirilmiş implantların paralelliklerini sağlamak için 50,100 ve 170 derece açılara sahip açılı materyaller ve ayrıca düz abutmanlar içermektedir [41].

6. ZAAG Tutucular: Zest Anchor Advanced Genaration (ZAAG) tutucular, orjinal Zest tutucunun benzeri olan bir tutucu türüdür. ZAAG tutucular bileşenin implant abutman içinin daha apikaline ve alveoler krete daha yakınına pozisyonlandırılmış olmasından dolayı intraradiküler olarak nitelendirilir ve dayanıklıdır. 15 ve 25 derece açılı abutment seçeneği ile 10 dereceye kadar açılanmayı tolere eden naylon erkek parçaları ile, implantların birbirine paralelliğinin sağlanamadığı vakalarda uygulanabilir [41].

7. Locator Tutucular: Bu tutucu sistemi implanta yerleşmiş locator abutman ve protez içerisine yerleştirilmiş patriks ile bağlanmayı sağlar. Klinik uygulamasının ve laboratuvar işlemlerinin kolay olması nedeniyle popüler bir sistemdir. Mevcut proteze uygulanabilme olanağı sunar. İmplant çevresindeki yumuşak dokuya uyum sağlayabilmesi için değişik

yüksekliklere 1-6 mm sahip tipleri bulunmaktadır. İmplant platformundan itibaren diş etinin ölçümü yapılarak uygun yükseklikte abutman seçimi yapılabilir [26]. Locator tutucunun uygulanması için “Locator Core Tool” adı verilen 3 parçalı özel bir uygulama aparatı bulunmaktadır. Bu aletle hem dişi parçaların yerleştirilmesi hem de erkek plastik parçaların yerleştirilip çıkartılması mümkündür. Hassas tutucuları düzgün bir giriş yolu sağlayacak şekilde ağıza yerleştirmek ve implantlar arasındaki açılanmayı düzeltmek zordur. Locator tutucu sisteminde 10° ve 20° derece açılı abutmant seçenekleri bulunmaktadır. İmplantlar arası 20 ve 40 açılanmayı tolere edebilen plastik erkek parçaları mevcuttur. Farklı retansiyon derecelerine sahip ayırımın kolay olması için birbirinden farklı renktedirler. Mavi lastik 0.68 kg; pembe lastik 1.36 kg; şeffaf lastik 2.26 kg retansiyon kuvveti sağlar. 40 dereceye kadar açılanmayı tolere eden erkek parçalardan gri lastik 0 kg; kırmızı lastik 0.45 kg; turuncu lastik 0.9 kg; yeşil lastik 1.81 kg retansiyon kuvvetindedir. Ayrıca, sistemde laboratuvar işlemlerinin kolay yapılabilmesi için siyah renkli erkek lastik parçaları bulunmaktadır.

Arklar arası mesafenin çok az olduğu durumlarda, aşırı konturlu protezlerde, dikey boyutun arttırıldığı vakalarda, hassas tutucuya komşu dişlerde çatlak ve kırıkların mevcudiyetinde, tutucuların protezlerden sıklıkla ayrıldığı durumlarda locator tutuculu protezler tercih edilmektedir [42]. Bu sistemde oral hijyen daha kolay sağlanabildiğinden implant etrafındaki yumuşak doku daha sağlıklıdır. Lastik değişimi kolay ve hızlıdır En yaygın problemi; naylon erkek parçanın bozulması ve retansiyonun azalmasıdır [43].

8. Mıknatıs Tutucular: Diş hekimliğinde kullanılan mıknatıs tutucular, neodimyum-demir-boron veya samaryum-kobalt alaşımından olan mıknatıs ve abutmana vidalanacak şekilde yapılan ferromagnetik ‘keeper’ içerirler. Protez ağıza yerleştirildiğinde, protezdeki mıknatısla teması sonucu keeper, indüklenmiş mıknatıs oluşturabilir. Protez çıkartıldığında, keeper manyetize olmamış haline döner ve keeper çevresindeki manyetik alan yok olur. Bu alaşımlar ağızda korozyona uğradıkları için koruyucu kaplama uygulamak gerekir. Mıknatıs tutucular, giriş yoluna bakılmaksızın uygulanabilir. Yada farklı tutucularla da beraber kullanılabilir. Yaşlı ve engelli hastalar için protezin takıp çıkartılması kolaydır. Ayrıca lateral kuvvetler nedeniyle protezde kayma ya da mıknatıs tutucunun dislokasyonu olduğundan lateral kuvvetlerin destekler üzerindeki olumsuz etkisi önemli derece azalır [29].

Spesifik bir giriş yoluna gerek duyulmaması abutmentların birbirlerine paralellğine gerek olmaması, yumuşak doku andırkatları varlığında uygulanabilmesi, potansiyel patolojik lateral veya rotasyon kuvvetlerinin kolaylıkla elimine edilerek maksimum abutman koruması sağlaması, ball tutucularla birlikte maliyeti en düşük tutucular arasında yer alması gibi avantajlara sahiptir. Buna karşın miknatis tutucuların başlangıçtaki retansiyon derecesi zaman içerisinde azalır. Ayrıca, sadece tutuculuk sağlarlar protez stabilitesine katkıda bulunmazlar. Stud tutuculara göre daha fazla plak tutulumuna sebep olurlar ve çiğneme etkinliğinin iyi olmaması nedeniyle hasta konforu ve memnuniyeti iyi değildir. [44].

9. Teleskop tutucular: Teleskop tutucular çift kron tasarımından oluşmaktadır. Alt yapı desteğe simante edilirken, buna uyumlu üst yapı hareketli proteze rijit bir şekilde bağlanmaktadır. Teleskop tutucuların alt yapısı destek dişi çürük ve termal iritasyonlardan korur. Tutuculuk ve stabilite esas olarak üst yapı ile sağlanır. Teleskop tutucular yapılarına göre rijit ve esnek olmak üzere ikiye ayrılırlar. Rijit olanlar yapılarından dolayı silindirik olarak da adlandırılabilir. Esnek teleskopik tutucular paralel duvarlı bir yapıya sahiptirler. Birincil ve ikincil kron arasında okluzal kısımda yaklaşık 0,3mm'lik aralık bulunur. Bu aralık ile yumuşak doku reziliensi tolere edilebilir. Buna ek olarak; matriks ile patriks arasındaki bu boşluk çiğneme sırasında implantta ortaya çıkacak moment kuvvetini azaltılabilir [45]. Teleskop tutucuların sayısı, aradaki dağılımı ve eğimleri protezin tutuculuğuna ve sabitlenmesine neden olur. Splintleme etkisinin sabit protezdekine benzemesi, desteklerden biri kaybedildiğinde protezin yeniden düzenlenebilmesine olanak tanınması, destekler arası açılanmaları tolere edebilmesi, kolaylıkla takılıp çıkartılabilmesi, tek ya da çok sayıda kullanılabilmesi ve oral hijyenin kolaylıkla sağlanabilmesi teleskop tutucuların avantajlarıdır. Parkinson gibi hastanın becerilerini olumsuz etkileyen sistemik rahatsızlığa sahip geriatric hastalar için etkili bir tedavi alternatifidir. Ancak ball ve magnet tutucular kadar ekonomik değildir [46].

### **2.3. Oral İmplantolojide Biyomekanik**

Mekanik; cisimlere etkiyen kuvvetleri, oluşan hareketleri ya da cisimlerin arasında oluşan denge ile ilgilidir. Biyomekanik; uygulanan kuvvetlere biyolojik dokuların yanıtını inceler. İmplantların devamlılığı için biyomekanik faktörler son derece önemlidir. İmplant

başarısızlıklarında hastadaki oral hijyenin ve implant üst yapılarındaki biyomekanik faktörlerin etkisi göz ardı edilemez [47].

İmplant ve doğal diş arasında, gerek çevresel yapı ve gerekse iletilen kuvvetlere karşı davranış yönünden büyük farklılıklar vardır. Doğal dişlenmede dişe gelen kuvvet periodontal membrana iletilir, sonra lamina durada çekme kuvvetine dönüşür. implantlarda ise; implanta uygulanan kuvvet, çevreleyen kemiğe doğru iletilir ve çevre kemikte gerilmeye neden olur. Doğal dişte periodontal ligamentler bütün okluzal kuvvetleri destekleyici kortikal kemiğe kadar ileterek bir dağıtıcı görevi görür ve dişe uygulanan kuvvetlere bağlı olmaksızın destek sistemin tümü yükü paylaşır. İmplant tedavisi sonrasında periodontal ligament olmadığından kortikal kemikte dengesiz kuvvetler oluşur. Ligamentler, bütün sıkışma ve kesme kuvvetlerini gerilme kuvvetlerine çevirerek kuvveti absorbe eder. İmplant ile tedavi edilen vakalarda böyle bir avantaj yoktur [47, 48].

İmplantlar ile kemik arasında, sıkı bir bağlantı vardır. Bu bağlantı implantlarda şoku emen bir ara tabaka olmadığı için, kemik doğrudan kuvvetle karşılaşır ve ortaya çıkan şok kuvvet kemik içinde emilir. Bu emilme doğal diştekinden az, tam protezdekinden ise fazladır. İmplantlarda şok, yani ani kuvvetin (impact force) etki süresi kısadır. Ancak, mekanik açıdan etkisi normal okluzal kuvvetlerden daha büyüktür. Bu nedenle, osseointegre implantları olan bir hasta kuvvetlice ısırıldığında oluşan kuvvet değerleri normal okluzal kuvvetlerden çok daha fazla olacaktır. Maksiller ve mandibular dişler arasında eş zamanlı temaslar sağlanarak gerilme yüklerinin tüm implantlara eşit dağıtılması ile ideal şok emilimi oluşturulur. Osseointegre implantlar üzerine kurulan hatalı okluzyon ve protez, destek kemik dokusu üzerinde yıkıcı etkilere neden olabilir. Bu biyolojik yıkıma sebep olmadan kemik implant ilişkisini uzun süre koruyabilmek için, implantta ve kemik implant ara yüzünde oluşan gerilmelerin kemik dokusu üzerine uygun şekilde dağılımı sağlanmalıdır. Kemik implant ara yüzündeki yük transferi aşağıdaki faktörlere bağlıdır; protez üzerine uygulanan okluzal kuvvetlerin büyüklüğü, yönü ve yeri, protezin tipi, geometrisi ve rijiditesi, implant ve protez arasındaki bağlantıların doğası, implantların çapı, boyu, yeri, açılanması ve geometrisi, fonksiyonel çene veya kafatası deformasyonu, karşıt arktaki dentisyon, kemik implant ara yüzünün mekanik özellikleri, kemik kalitesi ve kantitesi [49-51].

## 2.4. Çiğneme Sırasında Oluşan Oklüzal Kuvvetler

Çiğneme sırasında oluşan oklüzal kuvvetler en çok molar bölgesinde oluşur. Bunu premolar ve ön dişler takip eder. Çiğnemenin kuvveti ile molar bölgesinde oluşan oklüzal kuvvetin miktarıda artar, premolar ve anterior bölgelerde değerler azalır [52, 53]. Molar dişleri eksik olan hastalarda maksimum çiğneme gücünün azaldığı görülmüştür. [54] Yapılan çalışmalarda çiğneme kuvvetinin 100-2440 N gibi geniş bir aralıkta değiştiği gösterilmiştir [52].

Birinci molar diş bölgesinde oluşan ortalama çiğneme kuvvetinin, bayan hastalarda 234,46 N, erkek hastalarda 306,07 N olduğu bildirilmiştir [55]. Yapılan bir çalışmada molar bölgesinde etkili olan ortalama çiğneme kuvvetinin 577 N olduğu bulunmuştur [56].

Sabit bölümlü protez ile restore edilen molar dişte çiğneme doğal dentisyondakinin %37 si kadardır. Karşıt okluzyon iletilecek kuvvet açısından önemlidir. Hareketli protez varlığında daha düşük doğal diş varlığında daha yüksek kuvvet iletilir [57].

Bir çalışmada, doğal dentisyonda ortalama maksimum çiğneme kuvveti molar dişlerde 390-880N, premolar dişlerde 453N olduğu tesbit edilmiş ve yaş ortalaması 34 olan tam protez hastalarında, ısırma kuvvetini belirlemek için yapılan bir araştırmada sabit protez kullanan hastalarda çiğneme sırasında anterior dişlerde oluşan kuvvet ortalama 39,9 N iken, premolar ve molarlarda oluşan kuvvet ortalama 97,5 N ve 106,5 N olarak ölçülmüştür. Benzer çalışmalarda tam veya bölümlü protezlerde tek diş uygulanan maksimum kuvvetin 115 N olduğu belirtilmiştir [58].

Başka bir çalışmaya göre çiğneme kuvvetleri molar ve premolar bölgesinde sırasıyla 400-890 N, 222-445N'dur [59].

## 2.5. Protetik Uygulamalarda Kullanılan Fiber Materyalleri

Diş hekimliğinde kullanılan fiberle güçlendirilmiş materyaller temel olarak rezin kompozitlere benzer yapıya sahiptir. Resin kompozitlerdeki gibi organik matriks ve inorganik doldurucu fazdan oluşur. Organik matriks; polimetil metakrilat (PMMA), epoksi veya Bisfenol A diglisidil metakrilat (Bis-GMA), üretan dimetakrilat (UDMA), trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) yapısındadırlar. İnorganik doldurucu fazını ise,

organik matriks yapıya ilave edilen çeşitli boy, çap, yapı ve yönde yerleştirilen fiberler oluşturur. Kompozit matriks içindeki fiber, adeziv ara yüzey ile rezine bağlanır. Matriks ve fiber arasındaki arayüz, yükün kompozitten fiberlere transfer edilmesinde çok önemli rol oynar. Güçlendirici komponent olan fiberler, dayanıklılık ve sertlik sağlarken, fiberleri saran rezin matriks onların geometrik yapısını sabitler, nemin etkisinden korur ve optimal gücü sağlamak için onları önceden tespit edilen pozisyonda tutar, destek ve uygulanabilirlik sağlayabilir. Fiberle güçlendirilmiş materyaller rezin matriksle bir arada tutulan fiber materyallerinden oluşmaktadır. Kendi çapına göre 100 kat daha fazla uzunlukta olan, silindirik, ince ve esnek yapıda olan fiberler uzunluklarının, çaplarından çok daha büyük olması ile karakterizedir [60].Fiberlerin fiziksel, mekanik, biyolojik ve kimyasal özellikleri ilave edildikleri materyallerin özelliklerini büyük oranda etkilemektedir.

## **2.6. Fiber Tipleri**

### **2.6.1. Karbon fiberler**

Üretimlerine 1960'ların sonlarında başlanan karbon fiberlerin yapısında %90 oranında karbon bulunur. Araştırmacılar akrilik rezine ilave edilen karbon fiberlerin kompozit yapının transvers dayanıklılığını, darbe dayanıklılığını, yorulma direncini artırdığını ve karbonun toksik ve kansorejen olmadığını bildirmişlerdir. Ancak bu fiberlerin siyah renkte olması, estetiğin ön planda olduğu alanlarda kullanımını kısıtlamaktadır [61, 62].

Karbon fiberler düşük yoğunluğa ( $1,8 \text{ g/cm}^3$ ) sahiptirler.  $3000^\circ \text{C}$ 'ye dayanıklıdır. Çekme dayanıklılığı çelikten daha fazla olmasına rağmen hafif bir materyaldir. En önemli eksikliği dik yöndeki darbelere dayanıksız olmasıdır. Bu eksiklik, üretim esnasında fiberin matris içerisine çapraz ve birbirine dik biçimlerde yerleştirilerek kapatılmaya çalışılmaktadır. Karbon fiberlerin avantajları; birçok kimyasal maddeye ve neme karşı dayanıklı olmaları, fiber aksı boyunca iyi ısı ve elektrik iletkenliği sağlamaları ve protez kaide rezinlerine uygulamalarında esnek yapıları sayesinde bükülme ve çarpma dayanıklılığını artırarak yorulmaya bağlı kırılmaları önlemeleri ve boyutsal stabilite sağlamalarıdır [61, 62]

Karbon fiberler PMMA'a sürekli formda, kırılmış formda, dokuma formunda veya dağınık iplikler formunda eklenebilirler. Kuru fiberlerin kullanılması zordur. Fiberlerin kullanılabilirliğini kolaylaştırabilmek için ıslatılabilirler. 1980'lerden sonra PMMA'ı güçlendirme metodu olarak karbon fiber kullanımına ait yayınlanan az sayıda çalışma bulunmaktadır. Sonraki dönemlerde karbon fiberlerin bir takım dezavantajlarından dolayı karbon fiberle güçlendirme çalışmaları yapılmamıştır. Karbon fiberlerin dezavantajları; kullanım ve yerleştirme zorlukları, fiber ilaveli protez kaide rezinlerinin cilalanmasına yönelik zorluklar, fiberlerin koyu renklerine yönelik istenmeyen estetik problemler olarak sıralanabilir [62, 63].

### **2.6.2. Aramid fiberler**

Aramid, polipara-tereftalamid sentetik aramid polimer fiber olarak adlandırılan bir organik bileşiktir. Poliamid fiberin, karbon fibere göre ıslanabilirliği fazladır. Herhangi bir ajanla muamele edilmesi gerekmemektedir. Sarı renginden dolayı estetik bölgelerdeki kullanımı sınırlıdır. Fiberlerin yüzeye çıktığı durumlarda, pürüzlü bir yüzey oluşturur, parlatılması zorlaşır ve hastayı rahatsız edebilir. Yapılan çalışmalarda, aramid fiberlerin toksik olmadığı ve PMMA'ın dayanıklılığını arttırdığı belirtilmiştir [63, 64].

### **2.6.3. Polietilen fiberler**

Polietilen; doğal polimer yapısında etilen polimerlerinin tümüne verilen isimdir. Yoğunluğu  $0.99 \text{ g/cm}^3$  olup oldukça hafiftir [65]. Polietilen doğal rengi, düşük yoğunluğu, biyouyumluluğu ve hidrofobik özelliklerinden dolayı akrilik rezinlerde güçlendirici olarak tercih edilir [66]. Cam fibere göre daha düşük yüzey enerjisine sahiptir [67]. Tek yönlü veya örgü şeklinde kullanılabilir. Kırılgan cam fiberler ile karşılaştırıldıklarında, daha yüksek gerilme dayanımına sahiptir ancak daha zor şekillendirilebilmektedir [68].

Polietilenin molekül ağırlığı  $1 \times 10^6$ 'dan fazla olduğunda, çok yüksek molekül ağırlığında polietilen (ultra high molecular weight polyethylene) olarak adlandırılırlar ve ayrıca yüksek kırılma direnci ve darbe dayanımına sahiptirler [10]. Akrilik protez kaidesine polietilen fiber eklenmesinin PMMA'nın transvers dayanıklılığını artırdığı [66] ancak polietilen fiberle güçlendirilmiş materyallerin, diğer fiber tiplerine göre daha pürüzlü bir yüzeye sahip olduğu için, plak birikiminin daha fazla olduğu ifade edilmiştir [62, 69].

#### 2.6.4. Cam fiber

Cam fiber; translusent, estetik ve dentine bağlanma kapasitesi yüksek fiber yapıdır. Cam fiber, biyomekanik olarak, dişe ve çene kemiğine benzerlik göstermektedir. Termal genişleme katsayısı, kompozit rezinlere daha yakındır [70]. Cam fiberler, PMMA esaslı protezler için 1960'ların başında üretilmiştir. PMMA içine yerleştirilen cam fiber konsantrasyonu yeterince yüksekse, PMMA'nın dayanıklılığını arttıırırlar [70, 71]. Isıtıldıklarında tamamen erimezlar ancak yumuşamaktadırlar. Yumuşama ısısı (viskozitenin  $10 \text{ dyne.sn/cm}^2$ 'nin altına düştüğü sıcaklık) 850 derecedir, dayanıklılık ve modülüsleri  $250^\circ\text{C}$ 'de azalmaya başlamaktadır [72]. Beş farklı tipte cam, fiber yapımında kullanılmaktadır ve isimlerini karakteristik özelliklerinden almaktadırlar. A-cam, %25 oranında soda ve kireç içeren yüksek alkali camdır, kimyasal maddelere karşı dirençlidir ve düşük elektriksel özellik göstermektedir. C-cam, yüksek kimyasal dirence sahiptir. E-cam, düşük alkali içeriğine sahiptir. İyi bir elektrik yalıtkanıdır ve neme karşı dirençlidir. Güçlendirmede kullanılan cam fiberlerin %50'si, E-cam fiberdir. S-cam (yüksek dayanıklı cam) da amorf yapıda olup, %65  $\text{SiO}_2$ , %25  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , %10  $\text{MgO}$  içermektedir. Gerilim dayanımı, E-cam fiberin yaklaşık olarak iki katıdır ve daha serttir. D-cam, üstün elektriksel özelliklere sahiptir. Ancak, mekanik özellikleri E-cam ve S-cam kadar yeterli değildir [72-75].

#### 2.6.5. Naylon fiberler

Naylon fiberler poliamidir. Poliamidler yüksek molekül ağırlıklı termoplastiklerdir. Kristal içeriğindeki farklılıklar poliamidlerin direncini artırır ve saydamlığını azaltırlar. Poliamidler, yüksek dayanıma, elastikiyete ve sertliğe sahiptirler, çözücülere karşı dirençlidirler ve aşınmaya dirençlidirler. Yüksek sıcaklıklarda mekanik özelliklerini devam ettirirler, düşük sıcaklıklarda kırılma dayanımları ve eğilme dirençleri yüksektir. Endüstride çok sık kullanılan poliamid fiberlerin estetik ve mekanik özelliklerinin iyi olması nedeniyle protez kaide materyallerinin özelliklerinin iyileştirilmesi için naylon fiberin akrilik kaide içerisine ilave edildiği araştırmalar bulunmaktadır [76]. Poliamid esaslı protez kaide materyali PMMA rezine alerjisi olan hastalarda veya fleksibilitenin istendiği yerlerde kullanılabilir. Poliamid esaslı protez kaide materyalinin en önemli avantajı, tekrarlayan stresler için çok absorpsiyon direnci ve reziliensinin bulunmasıdır [77].

### 2.6.6. Polipropilen fiberler

Polipropilen fiberler olefin fiber çeşididir. Yüksek dayanıklılık, düşük maliyet, mükemmel biyouyumluluğa sahiptir aynı zamanda yüzey parlatılmasına ve cilalanmasına izin vermektedir. PMMA'nın güçlendirilmesinde kullanılan fiberler homojen olarak yayılmadığı zaman rezin-fiber bağlantısında boşluklar oluşur bu nedenle yüzeyde pöröz alanlar kalır. Polipropilen fiberlere kimyasal ya da plazma işlemleri uygulanarak yüzey enerjileri artırılır. Böylece homojen rezin-fiber bağlantısı elde edilerek bu problem giderilmiş olur. Yapılan araştırmada yüzey işlemi yapılmayan polipropilen fiberlerle güçlendirilmiş rezinin, güçlendirme yapılmamış rezine göre çok yüksek darbe dayanımı ve yüzey sertliği gösterdiği belirtilmiştir ve plazma işlemi uygulanan polipropilen fiberle güçlendirilmiş rezinin kontrol grubuna göre istatistiksel olarak yüksek yüzey sertliği gösterdiği, ancak plazma işlemi nedeniyle polipropilen fiberlerin hidrofobik olan yüzeyinin hidrofilik yüzeye çevrilmesinden dolayı su emiliminin de arttığı belirtilmiştir [78].

### 2.7. Fiberlerin Mekanik Özellikleri

Dental alaşımlar, seramikler ve kompozit rezinler üniform, homojen ve izotropik oldukları için, test edildikleri yön önemsenmeden her yönde aynı fiziksel ve mekanik özellikleri gösterirler. Fiber ile güçlendirilmiş kompozitler (FGK) ise heterojen ve anizotropik yapıda oldukları için mekanik ve fiziksel özellikleri fiberlerin yerleşimine göre farklılık göstermektedir[79]. FGK'lerin en önemli mekanik özellikleri dayanıklı olmaları ve rijit yapılarıdır. Yu ve ark. [80] akrilik rezini güçlendirmek amacıyla, farklı fiber tiplerini farklı konsantrasyon ve kombinasyonlarda uygulamış, sertlik, elastik modülü ve gerilme direncini incelemiş ve sonuçta aramit, polietilen ve cam fiberlerin akrilik rezinin dayanıklılığını arttırdığını bildirmişlerdir. Başaran ve ark. [81] CAD/CAM sistemi ile fiberle güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş kompozit rezin bloklardan sabit köprü protezler üretmişler ve bunların yük taşıma kapasitelerini karşılaştırmışlar, sonuçta fiberle güçlendirilmiş bloklar ile üretilen örneklerin yük taşıma kapasitesinin diğerlerine göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Fiber yapılarının önemli diğer bir avantajıda, artmış yorulma dirençleridir. Vallittu [82] yaptığı bir çalışmada tek yönlü ve sürekli E cam fiber içeren bir barı, yuvarlak çelik tel ve yarım yuvarlak çelik tel içeren barlarla karşılaştırmış, çalışmanın sonucunda hiç güçlendirme yapılmayan ve metal tellerle güçlendirilen barların

13 000 ile 39 000 döngü aralığı sonucunda kırıldığını, cam fiberle güçlendirilen barların ise 100 000 döngü sonucunda kırılmadığını belirtmiştir.

Metal alt yapıli porselenlerde olduğu gibi FGK'lerde de üst yapının gerilme direnci alt yapıdan düşüktür. Dolayısıyla mekanik problemler kompozit içersinde veya kompozit-fiber ara yüzünde oluşmaktadır [83]. Yokoyama ve ark. [84] adeziv rezin simanların mekanik özelliklerinin, FGK rezin köprülerdeki stress dağılımına olan etkisini sonlu eleman stres analizi ile incelemişler restorasyonların sağlıklı ve uzun ömürlü olması için uygun mekanik özellikleri olan adeziv rezin simanların seçilmesini önermişlerdir.

FGK'lerin mekanik özelliklerini etkileyen faktörler:

- 1- Fiberlerin dağılım yönü,
- 2- Fiberlerin ve matriks polimerin özellikleri ve matrikse adezyonu,
- 3- Fiberlerin miktarı ve hacmi,
- 4- Fiberlerin rezin ile doyurulması.

### **2.7.1. Fiber dağılım yönü**

Kullanılan fiberin formu ve yönü materyalin mekanik özelliklerini çok yönlü etkiler. Fiber sistemleri fiziksel formlarına göre; sürekli tek yönlü iki yönlü fiberler, kısa/kırılmış fiberler, dokuma/örgü ve ince öğütülmüş partikül olarak da sınıflandırılabilir [85]. Fiberlerin konfigürasyonları ve oryantasyonlarına göre klinik kullanım alanları değişir. Tek yönlü fiberler; kompozit yapıyı tek yönde güçlendirerek kompozit yapıya anizotropik mekanik özellikler kazandırdıkları için gerilimin yüksek olduğu durumlarda kullanılırlar. Örgü fiberler ise kompozite her yönden desteklik sağlamaları nedeniyle, gelen kuvvetin yönünün tahmin edilemediği tam kuron uygulamalarında ya da hareketli protezlerin tamirinde kullanılırlar [86]. Tek yönlü fiberler dokuma ya da örgü şeklindeki fiberlerden daha fazla esneme özelliği gösterirler ve materyalin esneme direnci örgü fiberlere göre iki kattan daha fazla bir oranda artırılırlar [87]. Standart dental kompozitlerde kullanılan partiküller 1-5 mm çapında ya da submikron boyutunda ve milimetrik uzunluktadırlar [88]. Popüler olanları tek yönlü birbirine paralel seyreden paralel fiberlerdir. Bunları örgü ve dokuma fiberler takip eder. Bir çalışmada, cam fiber uzunluğunun arttırılmasının,

materyalin transvers dayanımını ve kırılma direncini arttırdığını bildirmiştir ve bu özellikler klinik öneme sahiptir ve restorasyonun ömrünü etkileyebilir [89].

### **2.7.2. Fiberlerin matriks polimerin özellikleri matrikse adezyonu**

Fiber ile polimer matriks arasındaki kimyasal bağ, kovalent bağlardır. Yapılan çalışmalarda, bu bağlantının yeterli olmadığı durumlarda kompozitlerde su emiliminin arttığı ve mekanik özelliklerin azaldığı belirtilmiştir [90]. Fiberin matrikse bağlanmasını güçlendirmek için fiber yüzeyinin silan, plazma, epoksi rezin vb. farklı yöntemlerle kaplanıp daha sonra monomer ya da polimer monomer karışımında bekletilmesi önerilir [90]. Fiberle matriks arasındaki bağlantının iyi olması gelen kuvvetlerin dağıtılmasında etkilidir. Kuvvet fiber bölgesine iletilir, böylelikle fiberin güçlendirici olarak kullanımı sağlanmış olur [91]. Fiberle matriks adezyonunda herhangi bir problem olduğu zaman, ilk kırıklar zayıf bölgede meydana gelir ve materyal kırılır [92]. Dental uygulamalar için, poliüretan, polikarbonat ve bisfenol-A glisidil metakrilat (bis-GMA) ve polimetilmetakrilat (PMMA) gibi akrilik esaslı polimerler cam fiberlerle takviye edilmekte ve lifler ile polimer matriksi arasındaki kimyasal yapışmayı arttırmak için silanize edilmektedir [93]. Fiber konsantrasyonunun doğru bir şekilde artırılması zordur. Akril hamuru preslenirken fiber laterale saçılabilir, fiber akril likidi ile yeterince ıslanmayabilir ve polimerizasyon büzülmesi fiber yüzeyindeki akrilik rezin tabakasını yıkar, böylece fiber polimer matrise yeterince bağlanamaz. Klinik ömür ile ilgili temel kaygılardan biri, esas olarak çift materyalli arayüz yakınlarında fazla stres birikimi ile sonuçlanan deformasyon davranışı ile diğer kompozitler arasındaki önemli farklılıklar nedeniyle FGK ile diğer polimer matriks arasındaki adezyonun kalitesidir. İki bileşeni bir arada tutan arayüz kuvvetleri, van der Waals kuvvetlerinden, kimyasal bağlanmadan, elektrostatik etkileşim veya mekanik kilitlenmeden kaynaklıdır. Adezyon bağlanma dayanımı, bağlanma tipi, adezivin viskozitesi ile kimyasal bileşimi ve yapıştırılan substratların mekanik özellikleri ile önemli ölçüde ilgilidir. Üstelik, herhangi bir adezyon dayanımının belirlenmesi kırılma stresinin ölçümünü içerdiği için, tüm adezyon birleşim yeri boyunca stres durumu önemli bir rol oynamaktadır [94].

### 2.7.3. Fiber miktarı ve hacmi

Akrilik rezin polimer matriksinde fiber miktarındaki artışın test örneklerinde transvers ve çarpma dayanıklılığını arttırdığı bildirilmiştir[80]. Yoğunluğu düşük olan fiberler içerik olarak daha düşük dayanım kuvveti göstermektedir. Yoğunluğu yüksek olan cam fiberin mekanik direnci yüksek olabilir [70]. Cam fiberlerin özgül ağırlığı karbon, aramid ve yüksek molekül ağırlıklı polirtilen fiberlerden yüksek olduğu için eşit hacim oranlarında kullanıldıklarında, cam fiberler daha fazla kuvvetlendirme sağlamaktadır [83].

### 2.7.4. Fiberin rezin ile doyurulması (impregnasyon)

Hareketli protezlerde fiber kullanımındaki zorluk, fiberlerin uygulanması esnasında protez kaide materyalinin polimer ile yeterince doyurulmamasıdır. Bu durumda artmış su emilimi ile birlikte fiberle güçlendirilmiş materyallerin mekanik özelliklerinde zayıflama görülebilmektedir. Bunun sonucu olarak, doyurulmanın yetersiz olduğu bölgelerde boşluklu yapı ve oral mikroorganizmaların penetrasyonu sonucu renklenme oluşabilmektedir. Bu da yetersiz polimerizasyona, artık monomer miktarının artmasına ve fiberle güçlendirilmiş materyallerin dayanıklılığının azalmasına neden olabilmektedir [95]. Yaşlandırılmış kompozit substrat üzerine yeni rezinin yapıştırılması monomerlerin substrata interdifüzyonuna dayanır. Monomerlerin inter-difüzyonuna dayanan bağlanma, substrat kısmen çapraz bağlı olmayan bir polimer ise ve yeni rezinin monomerleri yarı-nüfuz eden polimer ağı (yarı-IPN) gibi substratın doğrusal fazlarının çözüneme yeteneğine sahip ise elde edilebilir. Yarı-IPN polimerde doğrusal fazlar ve çapraz bağlı polimer ağı kimyasal olarak birbirine bağlı değildir. Monomer interdifüzyonuna dayanan güçlü bir bağlanma gereksinimi olduğunda, yarı-IPN polimerinin bu bağımsızlığı önemli bir özelliktir ve fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinin onarıma ihtiyacı olduğu zaman ya da laboratuvarında üretilmiş tam polimerize fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinin diş kompozit yapıştırıcı simanlar veya düşük viskoziteli ışıkla sertleşen adeziv rezinler ile yapıştırılması sırasında güçlü bir bağlanma gereksinimi olabilir. Yeni cam fiberle güçlendirmenin ön emdirme matriksi, yaşlandırılmış FGK altyapısının yeni kompozit rezine IPN bağlanma mekanizması aracılığıyla bağlanmasının geliştirilmesi için önerilen doğrusal polimer fazlarını içerir. Tek bir ağ gibi birbirlerine kimyasal olarak bağlı olmayan doğrusal polimer ve çapraz bağlı polimer içeren yarı-IPN diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Akrilik rezin polimer dişlerde, protez kaide polimerlerinde ve

çıkarılabilir dental uygulamalarda başarıyla kullanılmaktadır [94]. Fiber yapıya monomer infiltrasyon işlemi iki şekilde uygulanmaktadır. Birincisi manuel olarak fiber bağları içine az viskoziteli rezin uygulanması işlemidir [85, 96]. Manuel olarak rezinlerin doyurulma işlemi zordur. Bundan dolayı fiberlerin üretim aşamasında farklı teknikler kullanılarak ön doyurma (preinfiltrasyon/ preimpregnated) işlemi uygulanmıştır [96]. Ön doyurma işlemi; cam fiberlerin pöröz PMMA ile kaplanmasıdır [79]. Bu işlem sırasında fiberler belirli pozisyonlarda üst üste yerleştirilerek, çeşitli kalınlıklarda fiber demetleri oluşturulur ve bu demetler basınçla polimerize edilir, bu sayede maksimum miktarda fiber polimer matris içine yerleştirilir [79]. Mosharraf ve Torkan [90] yaptıkları bir çalışmada; preinfiltrasyon yapılmış ve yapılmamış fiberlerle alt yapısı hazırlanan FGK rezin köprülerin kırılma direncini incelemişlerdir. Her iki grup arasında önemli bir fark bulamamışlardır. Ancak hiç fiber alt yapı kullanılmayan grup ile fiber alt yapı guruplar arasında anlamlı fark olduğunu ve fiberlerin sabit parsiyel köprülerin kırılma direncini arttırdığını bildirmişlerdir.

### **2.7.5. Fiberin restorasyon içerisindeki pozisyonu**

Fiberler gerilimin en yoğun olduğu bölgeye yerleştirilmelidir. Fiberlerin gerilimin en çok olduğu yere yerleştirilmeleri, restorasyonun başlangıç ve final kırıklarının önlenmesini sağlamaktadır. Fiberle güçlendirilmiş restorasyonlar yapılırken hem uygun estetik için kompozite yeterli boşluk bırakılmalı hem de stresin yoğunlaştığı bölgeler fiberle desteklenmelidir [97].

### **2.8. Protetik Diş Tedavisinde Fiber Kullanım Alanları**

Diş eksikliklerinde yapılan protetik tedaviler (tek diş/birden çok diş eksikliği) hastabaşı diş eksikliği tedavisinde fiberle güçlendirilmiş materyal uygulaması büyük kolaylık sağlayan bir seçenektir. Daha önceki tedavi seçenekleri arasında çekilmiş dişlerin, kronların ya da akrilik rezin dişlerin lingual tel kullanılarak ya da kullanılmadan rezin kompozitle yapıştırılması şeklindedir. Mevcut dayanak dişler asit ile pürüzlendirilir, adeziv uygulanır sonrasında kompozitle sabitlenip kullanılan dayanak dişler genellikle prepare edilmeden yapılırdı. Bu yöntemle kısa süreli bir çözüm sağlanmaktaydı. Hasta başı fiberle güçlendirilmiş restorasyonların yapılması daha hızlı, minimal invaziv bir yaklaşım gerektiren ve fiberle güçlendirilmiş materyalin tüm estetik, fonksiyonel ve uzun süreli

kullanılabilme özelliğinden faydalanılan bir tedavi yaklaşımı haline gelmiştir. Doğal diş (periodontal nedenlerden dolayı çekilmiş) ya da takım dişler gövde olarak kullanılabilir. Kaybedilen dişin yerine yapılacak olan bu sistemin seçim kriterleri [88]:

1. Hastanın hızlı ve minimal yaklaşımla bir tedavi istemesi
2. Hastanın çekim sonrası estetik bölgede hemen bir restorasyon istemesi
3. Dayanak dişlerin uzun dönem prognozunun iyi olmadığı durumlar
4. Mandibular protrüzyon hareketleri sırasında anterior disartikülasyon durumları
5. Bruksizmi olmayan hasta
6. Fiyat endişesi olan hastalar

### **2.8.1. Hareketli protezlerin güçlendirilmesi**

Tam protezlerin yapımında yaklaşık olarak 80 yıldır polimetil metakrilat esaslı akrilik rezinler kullanılmaktadır. Protez kaide materyali olarak kullanılan akrilik rezinlerin estetik, yüzey düzgünlüğü, düşük su emilimi ve uygun fiyat gibi pek çok avantajlarına karşın mekanik özelliklerinin düşük olması önemli bir sorundur. Kaide rezinlerinin mekanik özelliklerinin yetersizliği, düşük kırılma ve yorgunluk direnci, hareketli protez kullanan hastalarda protez kırılması şikayetine neden olabilir [98]. Protez kırıkları genellikle uzun zamana yayılan ve sürekli tekrarlayan ve sonuç olarak kırılmaya neden olan ufak eğilme stresleri sonucu oluşur [99]. Kırılmış akrilik rezin protezlerin onarımında hem tek yönlü hem örgü ışıkla polimerize FGK stripleri etkilidir. FibreKor (Jeneric/Pentron) ve Vectris (Ivoclar/Williams) laboratuvarlarda kullanılabilen tek yönlü materyallerdir. Tek yönlü ve örgü formuna sahip Splint-it (Jeneric/pentron) hastabaşı kullanılan diğer bir materyaldir. Tüm bu materyaller güçlendirilmiş rezinlere göre tek yönlü FGK'lar örgü FGK'lara göre daha yüksek eğilme dayanımına sahiptirler.

Ribbond (polietilen) plazma uygulanmış çapraz bağlı kilit örgü (cross link lero-stitch) özel formu ile şeritler halinde 1-2-4-10 mm eninde üretilmektedir. Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen fiber yapısında olan Ribbond 4 ve 10 mm olan formlar protez kaidelerini güçlendirmek amacıyla üretilmiştir. Ayrıca dokuma formunda hazırlanıp yüzeyi soğuk gaz-plazma uygulamasıyla modifiye edilmiş Dyneema polietilen fiberler (Holland), Spectra sistem (USA) ve Connect (USA) gibi polietilen fiber sistemleri bulunmaktadır [78]. Kısa kesilmiş fiberler polimer matriks içerisine rastgele ilave edilirler. Bu tip fiber

ilavesinde en önemli dezavantaj fiberlerin polimer içinde homojen dağılmaması ve belli bölgelerde yığılmasıdır. Ayrıca tam protez yüzeyinde fiber uçlarının ortaya çıkması nedeniyle protezin tesviye ve polisajının zor olması doku irritasyonları ve alerjik reaksiyonlara neden olmasıdır. Önceden doyurulmuş parçalı fiberlerin hareketli protezlerin akrilik kısmını güçlendirmede daha üstün olduğunu gösteren araştırmada fiberlerin kuvvetin geldiği yerlerde doğru pozisyonlandırılması gerektiği de vurgulanmıştır [98, 100, 101].

Sürekli paralel aramid fiberin (Kevlar), akrilik rezinin yorulma direncini ve dayanıklılığını artırdığı bildirilmektedir. Ağırlıkça %20 oranında aramid fiberin akrilik rezine ilavesiyle dayanıklılığın %200 oranında arttığı ifade edilmiştir [64]. Ancak aramid fiberler de karbon fiberler gibi estetik değildir. Günümüzde tam protezlerin dayanıklılığının artırılmasında hemen hemen hiç kullanılmamaktadırlar.

### **2.8.2. İmplant üstü yapılarında ve implant materyali olarak kullanımı**

Klinik araştırmalar, tek yönlü FGK'ların implant üst yapılarında kullanılabileceğini göstermiştir. İmplant üstü protez materyallerinin, doku ile biyouyumlu olması, implant sistemi ile hassas bir şekilde birleşmesi, yeterli mekanik dirence sahip olması, estetik ve maliyetinin uygun olması gerekmektedir. İmplant destekli overdenture protezlerde metal alışımdan iskelet hazırlandığında laboratuvarında geçirilen zaman artar, iskelet için opak materyal kullanılması gerekir, metalin korozyon riski ortaya çıkar ve Cr-Co ve Ni-Cr alaşımların potansiyel toksisitesi ortaya çıkar. Fiber kullanımı ile bu olumsuzluklar ortadan kaldırılmış olur. Fiberle güçlendirilmiş kompozit, iskelet protez rezinine kimyasal ve mekanik olarak bağlanır ve protez rezinin esneme dayanımını artırır [102].

Titanyum (ITI) implant üst yapıların, Vectris FGK (Ivoclar Vivadent) üst yapı ile karşılaştırıldıkları bir başka araştırmada, FGK implant üst yapıların üzerine yerleştirilen tam seramik tek kronların kırılma dirençlerinin titanyum üst yapı üzerine yerleştirilen üst yapılara göre daha düşük olduğu, ancak bu değerlerin (1300 N) klinik uygulama için yeterli olduğu bildirilmiştir. Yapılan araştırmada, ince tabaka akrilik rezin kullanılan implant destekli overdenturelarda, akrilik rezine eklenen cam fiberin kırılma dayanımını artırdığı belirtilmiştir [103].

## 2.9. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Ağız içerisinde meydana gelen kuvvetleri iyi bir şekilde tanıyıp, analizmesi ve bu analizler neticesinde kuvvetleri fizyolojik sınırlar içerisinde dağıtarak restorasyonların oral rehabilitasyon kurallarına uygun şartlarda olması sağlanmalıdır [104]. Başarılı bir restorasyonun uygulanabilmesi için, kullanılacak olan materyallerin mekanik özelliklerinin ve bu materyallerin gelebilecek olan kuvvetler karşısındaki stres ve gerilmelerinin bilinmesi gerekmektedir. Doku ve organların, gelecek olan kuvvetler karşısında göstereceği davranışların tespit edilmesi; oldukça zor, maliyetli ve riskli olduğu gibi, bazı durumlarda da imkansızdır [105]. Söz konusu etkenler göz önüne alındığı zaman, canlı dokuların modellerinin yapılması ve bu modelleri üzerinde kuvvetin yoğunlaştığı bölgelerin tespit edilmesi gerekliliği ortaya çıkmıştır [49, 106]. Bu streslerin tespiti için çeşitli kuvvet analiz yöntemleri kullanılır [106].

Kuvvet analiz yöntemleri

1. Fotoelastik stres analiz yöntemi
2. Gerilim ölçer stres analiz yöntemi
3. Kırılgan vernik kaplama yöntemi ile stres analizi
4. Holografik interferometri (Lazer Işını) ile kuvvet analizi
5. Termografik kuvvet analiz yöntemi
6. Radyotelemetri ile kuvvet analiz yöntemi
7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

Kuvvet analiz yöntemlerinin kıyaslandığı çalışmalarda, sonlu elemanlar stres analiz yönteminin implantı ve implantı çevreleyen kemikte oluşan stres dağılımını tam olarak tanımladığı ve 3 boyutlu analizin gerçek bir değerlendirme olduğu ve hassas ve ayrıntılı sonuca izin verdiği görülmüş ve diğer yöntemlerden avantajlı olduğu bildirilmiştir [107-109].

## 2.10. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (SEA)

Biyomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modelini çıkartıp bilgisayar ile bu modelin çözülmesi esasına dayanan bu analiz yöntemi; bir nevi bilgisayar üzerinde tabiatın taklit edilmesidir. Sonlu elemanlar metodu, fiziksel modelleri tarif eden

matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindedir. Bu yöntemin uygulanması sırasında milyarlarca aritmetik işlem yapıldığından bilgisayar kullanımı şarttır [110].

İlk kez 1960'ların başlarında özellikle havacılık ve uzay endüstrisinde yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiş olup, günümüzde statik analizlerin yapılmasında, akışkanlar mekaniğinde, ısı transferinin incelenmesinde, elektromanyetik analizlerin yapılması gibi birçok alanda kullanılmaktadır [49, 111].

Özellikle otomotiv, uçak ve inşaat endüstrileri alanlarında yaygın olarak kullanılan sonlu elemanlar analiz yöntemi, çok pahalı deneysel araç ve yöntemler gerektiren birçok malzemenin kolayca incelenmesine olanak tanır [111]. Ayrıca bu alanlarda üretilmesi planlanan protiplerin üretilmeden önce bilgisayar ortamında yapılan analizlerle en uygun dizaynın oluşturulmasına yardımcı olan bir yöntemdir.

Dental materyaller gibi oldukça karmaşık geometriye sahip materyallerin analizlerini yapmak oldukça zordur. Sonlu elemanlar analiz yöntemi, karmaşık geometriye sahip materyallerin kolaylıkla analizinin yapılmasına olanak sağlayan bir yöntemdir. 1960'ların sonunda Ledney ve Huang'ın bir diş modelini matematiksel olarak oluşturması ile kullanılmaya başlanan sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, 1970'li yıllarda diş hekimliğindeki yerini almaya başlamıştır [111].

Bu yöntem ile analizler tek boyutta, iki boyutta ve üç boyutta yapılabilmektedir. Sonlu elemanlar analiz yöntemi karmaşık bir mekanik sorunun çözümünde rahatlıkla kullanılan bir teknik olup, incelenecek olan bölgeyi küçük ve basit alanlara (elemanlara) ayırarak incelemenin daha kolay olmasına olanak veren ve çözümü bu küçük parçalar içerisinde sağlayabilen matematiksel bir analizdir [49, 104, 106]. Kısacası sonlu elemanlar analizi "parçadan bütüne gitme" prensibine dayanır [111, 112].

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde mevcut problemlere çözüm oluşturabilmek için; mevcut olan tüm sistemin şekilsel fonksiyonları kullanılarak çok daha küçük ve basit parçalara, varyasyonel prensiplere dayanarak çözüm aranmaktadır [49].

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin uygulanacağı deney parçanın üç boyutlu katı modelinin oluşturulmasında farklı yöntemlerin kullanılması mümkündür [49]. En sık kullanılan yöntemleri şunlardır [113]:

1. MR ve CT görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılarak modelin oluşturulması
2. Koordinat belirleme cihazlarıyla elde edilen nokta ve yüzey verilerinden model oluşturulması.

Bu yöntemlerin kullanılmasında karşılaşılabilecek olan en basit problem MR ve CT görüntüleme sistemleri ile sonlu eleman stres analiz yönteminde kullanılacak olan katı modelin oluşturulmasında kullanılan CAD (computer aided design) programları arasında uyumsuzluk ve koordinat belirleme cihazlarıyla sayısallaştırılmış nokta veya yüzey datalarının üç boyutlu katı model haline getirilmesi için kullanılacak yazılımın yetersizliği olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu nedenle, bu analiz yönteminin kullanıldığı durumlarda, katı model üzerinde gerekli düzenlemeler yapılarak modeller elde edilmelidir.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin diğer yöntemlere göre avantajları; Karmaşık geometriye sahip katı cisimler modellenebilir. Gerçeğe çok yakın model, yazılımlar oluşturulabilir. İstenilen sayıda değişik malzeme ile farklı modeller oluşturulabilir. Gerilme dağılımı ve lokalizasyonları hassas bir şekilde elde edilebilir. Uygulanan kuvvetlerin malzeme özelliklerinin, geometrilerinin kolayca değiştirilebilmesi ve analizin kolayca tekrarlanabilmesi mümkündür. Analiz sonuçları çok kısa sürede elde edilebilir.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin (SESA) çeşitleri ise;

- Termal analiz
- Nonlineer analiz
- Model analizi
- Burkulma (Buckling) analizi
- Dinamik analiz şeklindedir [114]

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin aşamaları şöyledir;

Adım 1: Analiz edilecek cismin gerçek boyutu ve özellikleriyle orantılı 2 veya 3 boyutlu modeli hazırlanır. Cismin geometrisi belirlenir; sonlu elemanlar yönteminde modeller sınırlı sayıda eleman olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar belli noktalardan birbirlerine bağlıdır ve bu noktalara düğüm 'node' denir. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkili iken, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir. Modeldeki yapıların materyal özellikleri değerleri (elastik modülü ve poisson oranları) belirlenir. Sınırlandırmalar belirlenir (temel sınır [boundary] koşulları). Yapılacak olan yükleme belirlenir.

Adım 2: Sonlu eleman modeli yaratılır. Sonlu elemanlar ayrıştırılarak mesh'ler oluşturulur

Adım 3: Her bir eleman için ayrı ayrı yazılan denklemler genelleştirilir ve denklem dizisi haline getirilir. Bu denklemlerin çözümü ile düğüm noktası değerlerine ulaşılır.

Adım 4: Sonuçlar analiz edilir, yorumlanır [114, 115].

Sonlu elemanlar analizi yönteminin dezavantajları ise şöyledir; doğru bir analiz için matematik model sisteminin, mutlaka gerçeğe yakın olması sağlanmalıdır. İyi bir sonlu eleman modeli oluşturabilmek için mesleki bilgi, değerlendirme kabiliyeti ve tecrübe gerekir. Donanımlı bir bilgisayar ve güvenilir sonlu eleman analizi yazılımı esastır. Analiz sonuçlarını düzenlemek ve yorumlamak uğraştırıcı ve zordur [116].

Sonlu elemanlar analiziyle ilgili çalışmada kullanılan terimler;

**Kuvvet:** Uygulandığı cismin hareketini başlatan, değiştiren veya durduran etkidir. Birimi Newton (N)'dur.

**Gerilme (Stres):** Uygulanan kuvvet, cisimde uygulanan kuvvetin tersi yönünde bir tepki oluşmasına sebep olur. Meydana gelen gerilme, birim alan başına düşen kuvvetin miktarı olarak tanımlanmaktadır. Birimi Paskal(Pa)'dır.

Çekme stresi: Molekülleri birbirinden uzaklaşması için zorlayan aynı düzlemde, ters yönde iki kuvvetin uygulanmasıyla oluşan gerilmedir.

Basma stresi: Molekülleri birbirine yaklaşması için zorlayan aynı düzlemde, ters yönde iki kuvvetin uygulanmasıyla oluşan gerilmedir.

Gerinim: Boyutta meydana gelen değişimin orijinal boy oranıdır.

Elastiklik modülü: Gerilimin gerinime oranıdır. Birimi GPa'dır .

Poisson oranı: Elastik sınırlar içerisinde lateral gerilmenin aksiyel gerilmeye oranıdır.

Lineer elastik cisim: Orantı sınırına kadar orantılı gerilme ve gerinim özellik gösteren cisim ifade eder.

İzotropik cisim: Her doğrultuda aynı elastik özellikler gösteren cisim ifade etmektedir.

Homojen cisim: Cisim içinde elastik özelliklerin farklı yerlerde değişmediğini ifade etmektedir .

Asal gerilme (Principal Stres): Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres değerleri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur ve oluşan basma ve çekme streslerine "asal gerilme" denir. En yüksek asal gerilme değeri (maximum principal) en yüksek çekme streslerini, en düşük asal gerilme değeri (minimum principal) ise en düşük basma stresini temsil etmektedir.

Von mises gerilmesi (von mises Stresi): Çekilebilir malzemelerde şekil değiştirmenin başlangıcını tanımlamaktadır. Bir cismin belli bir bölümündeki iç enerji, Yield noktasını aştığında, cisim şekil değiştirir [49, 58].

Çalışmamızın amacı implant destekli üst çene overdenture protezlerde implantların farklı lokasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı overdenture altyapı materyallerinin implant, implant parçaları, protez, kortikal ve trabeküler kemikte oluşturduğu stres miktarına etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmesi ve karşılaştırılmasıdır.

Böylece üst çene implant üstü overdenture protez uygulamalarında uygun yük dağılımına olanak sağlayan implant planlamasını ve alt yapı malzemesini belirleyerek klinisyenlere planlama ve alt yapı malzemesi seçiminde yol göstermek hedeflenmiştir.





### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay tasarım Ltd.Şti.'de gerçekleştirildi. Bu çalışmada, 4 implant maksiller krete üç farklı konumda yerleştirildi. İmplantlar üzerine krom kobalt metal, karbon fiber, cam fiber, polietilen fiber, aramid fiber ile desteklenmiş overdenture protezler tasarlandı. Protezlere food stuff yöntemi ile 1. molar diş bölgesinde 200N'luk yük uygulandı. İmplant, implant parçaları (variobase, housing, matris), protez, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stres değerleri, dağılımları ve yoğunlaşma bölgeleri incelendi. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi.

Karşılaştırdığımız çalışma modelleri:

Çalışmamızda tam dişsiz maksillar kret üzerine 4 adet implant yerleştirildi. Her maksilla modelinde dört implant kullanıldı.

MODEL 1: İki implant lateral diş bölgesinde, iki implant birinci premolar diş bölgesinde konumlandırıldı.

MODEL 2: İki implant kanin diş bölgesinde, iki implant ikinci premolar diş bölgesinde konumlandırıldı.

MODEL 3: İki implant birinci premolar diş bölgesinde, iki implant birinci molar diş bölgesinde konumlandırıldı.

Çalışmada kullanılan protez destek malzemeleri:

Her planlama üzerine beş farklı güçlendirme malzemesi ile (lazer sinterize krom kobalt, cam fiber, aramid fiber, karbon fiber ve polietilen fiber) overdenture modellemeleri yapıldı. Böylece on beş farklı overdenture modeli elde edildi.

### 3.1. Modellerin Oluşturulması

#### 3.1.1. Geometrik modellerin oluşturulması

3 boyutlu ağ yapısının dzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon  R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayarlar kullanıldı. Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama yapıldı.(Resim 3.1) Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılından yararlanıldı, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programı kullanıldı.



Resim 3.1. Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturuldu analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, 3D modelleme programları için evrensel değer taşıyan stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarıldı. Stl formatında, dđđmlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modđlđ ve posison oranı) değerleri yđklendi. ( izelge 3.1 )

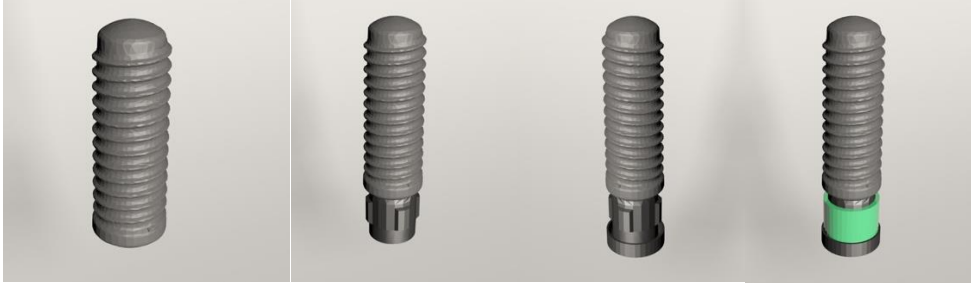
Çizelge 3.1. Kullanılan materyallerin elastik modülleri ve poisson oranları

Material	Young's Modulus (GPa)	Poisson oranı	Kaynaklar
Titanium implant ve abutment	110	0.35	[117]
Kortikal kemik	13.7	0.3	[117]
Trabeküler kemik (D3)	1.37	0.3	[117]
Karbon Fiber	235	0.26	[118]
Cam fiber	70	0.22	[118, 119]
Polietilen fiber	210	0.46	[120]
Aramid fiber	67	0.35	[119]
Lastik	5	0.49	[121]
Mukoza	10	0.4	[121]
Krom kobalt metal	218	0.3	[122]
Locator kep	3	0.28	[123]
Polimetil metakrilat	10	0.4	[121]

### 3.1.2. İmplant modellerinin oluşturulması

Dışsüz bölgede modellerin tümünde implant uzunlukları 12 mm, çapları 4.1 mm olarak seçildi. ITI Straumann (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) marka bone level tasarımında implantlar ve bunlara uygun shoulder tipte abutmentler tercih edildi. (Resim 3.2) İmplantın, overdenture proteze bağlantısı için locator ataçmanlar planlandı.

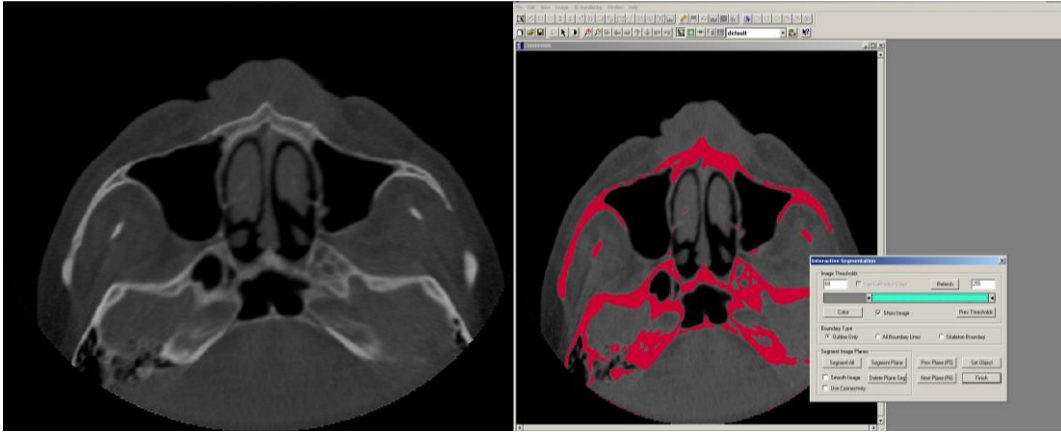
Çalışmamızda implant ve protez parçaları SmartOptics 3d tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak tarandı. Stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı.



Resim 3.2. Çalışmada kullanılan implant, variobase, housing, matris modeli

### 3.1.3. Maksillanın modellenmesi

Üst çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz erişkin bir hastanın tomografisi çekildi. Çene kemiği, Konik Hüzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile yapılandırıldı. Yapılandırma sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında edildi. Aktarılan kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., , MA, USA) yazılımına alındı. 3D-Doctor yazılımı, magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.

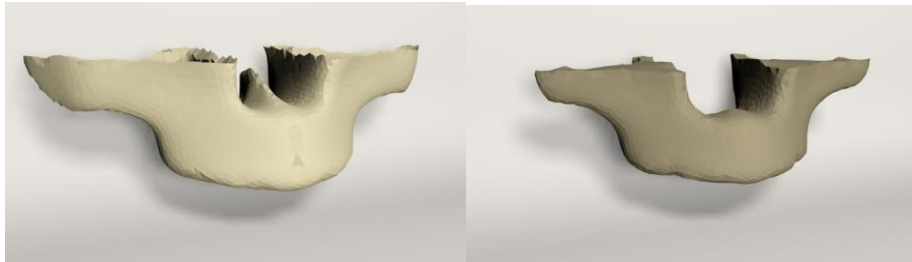


Resim 3.3. Maksilla'nın konik hüzme ışınlı tomografide taranmasıyla elde edilmiş kesiti ve 3D-Doctor yazılımı

3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler “Complex Render” yöntemiyle 3 boyutlu

model haline getirildi. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından stl formatında aktarıldı. VR Mesh yazılımında çene modeliyle ilgili boyutsal ve topografik düzenlemeler yapıldı. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi. (Resim 3.3) Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongiöz kemik elde edildi. Bu şekilde kemik dokusu modellendi.

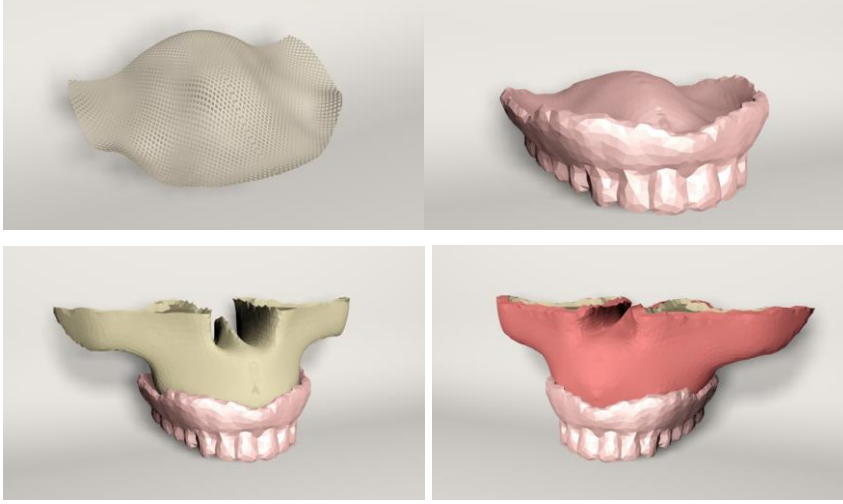
Maksiller posterior bölgede daha çok tip 3 ve tip 4 kemik görülmektedir. Ancak, tip 4 kemiğe yerleştirilmiş implantlarda başarısızlık oranının yüksek olduğu ifadesi üzerine [124], çalışmamızda tip 3 kemik modellendi. Çalışmada Lekholm ve Zarb'ın [125] kemik kalite sınıflaması dikkate alınarak, bu sınıflamada tarif edilen Tip 3 kemik özelliğine uygun olacak şekilde modeller hazırlandı. Kortikal kemik dokusundan ofset (ofset: yapının her yerden eşit olarak büyümesi/küçülmesi işlemidir) yöntemi ile spongiöz kemik elde edildi ve kuvvet aktarımı sağlandı. Ofset değeri 1 mm olarak alındı. Böylece Tip 3 kemik özelliklerine uygun olarak trabeküler kemik ve bu kemiği çepeçevre saran 1 mm kortikal kemik modellendi (Resim 3.4).



Resim 3.4. Kortikal ve trabeküler kemik modeli

### 3.1.4. Overdenture protez modellemesi

Maksillanın modellenmesinde anlatıldığı şekilde maksillar kortikal kemik, spongiöz kemik, mukoza, protez alt ve üst parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Alt yapı malzemeleri 0,5 mm kalınlıkta modellendi. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilerek modelleme işlemi tamamlandı (Resim 3.5)ve gerekli uyumlamalar sonrası kuvvet uygulandı.



Resim 3.5. Maksillada implantlar üzerine yerleştirilen overdenture protez modeli

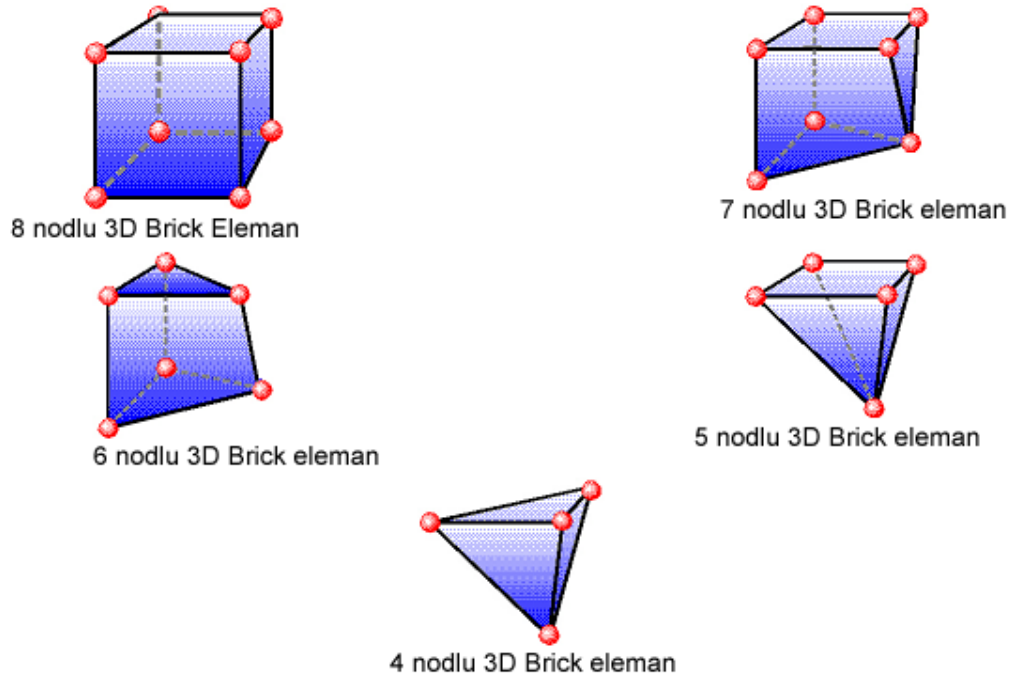
Kemik implant bağlantı durumu:

İmplantların kemiğe %100 osseointegre olduğu varsayıldığı için, kemik ve implantlar arasında tüm arayüz boyunca sıkı bir bağlantı olduğu kabul edildi.

### 3.2. Sınır Koşulları

Modellerimizin sınır koşulları çene kemiğinin altından her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlendi. Yani, maksilla kesildiği bölgelerden, tüm serbestlikler yok edilecek şekilde, her doğrultudaki dönme ve yer değiştirmeler engellenerek sabitlendi, düğümler her ekseninde ve açıda sabit kabul edildi.

Rhino programında bu şekilde sabitlenen tüm modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı. Modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar sistemine göre katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde olabildiğince 8 nodlu elemanlar kullanılmaya çalışıldı. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanıldı. (Resim 3.6)

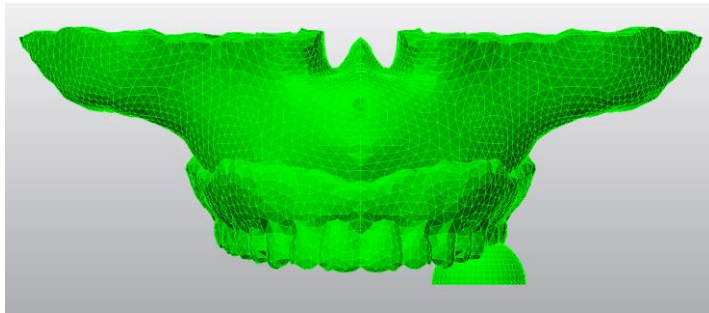


Resim 3.6. Sonlu elemanlar analizinde uygulanan nod elemanları

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlar. Linear elastisite; yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan eleman ve düğüm sayıları çizelge 3.2'de gösterildi.

Çizelge 3.2. Eleman ve düğüm sayıları

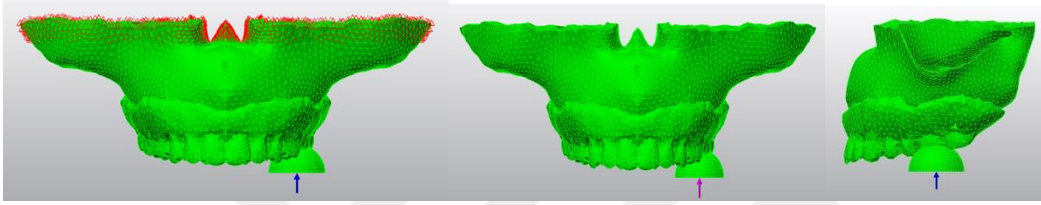
Model1	Model 2	Model 3
Nod sayısı: 144210	Nod sayısı :149498	Nod sayısı :151244
Element sayısı: 768934	Element sayısı: 795589	Element sayısı: 784645



Resim 3.7. Yüklemeye hazır hale getirilmiş model

### 3.3. Yükleme Koşulları

İmplant destekli overdenture kullanan hastalardaki maksimum ısırma kuvvetini taklit etme amacıyla tüm çalışma modellerimize overdenture üzerinden birinci molar diş bölgesine food stuff yöntemi ile 200N'luk kuvvet dik açı ile uygulandı.(Resim 3.7, 3.8) Food stuff yönteminde, kuvvet gelmesi istenilen bölgeye bir yarım küre yerleştirilir ve kuvvet bu yarımküre aracılığı ile protez üzerine iletilir ve proteze gelen açılı kuvvetlerinde analizi yapılmış olur [126, 127]. Çalışmamızda da bu şekilde kuvvet uygulaması yapılarak hem dik hem de açılı kuvvetlerin analizi yapılmış oldu.



Resim 3.8. Food stuff kuvvet uygulaması

### 3.4. Sonlu Eleman Değerlerinin Hesaplanması ve Sonuçların Değerlendirilmesi

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır. Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağına bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (basma ve çekme stresi  $\sigma$  ile sembolize edildi) ve kesme stresleri ( $\tau$  ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresleri:  $\tau_{xy} = \tau_{yx}$ ,  $\tau_{yz} = \tau_{zy}$ ,  $\tau_{xz} = \tau_{zx}$  şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanır. Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere principle stres denir. Principle stres; maksimum principle stres,

intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak 3'e ayrılır. Genelde  $\sigma_1$  en büyük pozitif değeri,  $\sigma_3$  en küçük negatif değeri ve  $\sigma_2$  ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa;  $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$  şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

$\sigma_1$ : Maksimum principle stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

$\sigma_2$ : İntermediate principal stress, ara bir değerdir.

$\sigma_3$ : Minimum principle stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler çekme streslerini, eksi değerler ise basma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir. Kırılgan materyaller için principal stres değeri önemlidir. Çünkü maksimum principle stres, en yüksek çekme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principle stresin mutlak değeri, en yüksek basma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Von mises stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stres değerinden hesaplanır;  $\sigma^1 = \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}$ .



## 4. BULGULAR

Çalışmada farklı lokasyonda yerleştirilen 4 adet implant üzerine farklı materyellerle tasarlanan overdenture protez altında yer alan implant ve implant parçaları üzerinde oluşan von mises stresleri, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan basma ve çekme stresleri değerlendirildi. Elde edilen bulgular; ilgili alandaki stresleri gösteren şekiller ve streslerin yoğun olduğu bölgede belirlenen noktasal değerler grafikler ile verildi.

Maksimum stres dağılımını gösteren kesit görüntülerinin sağ üst tarafındaki skaladan, renklere göre sayısal olarak stres değerleri görülebilmektedir. Skalanın sol alt tarafında ise, o stres tipinin en yüksek ve en düşük değerleri görülmektedir. Değerlendirme yapılırken çekme streslerinin en yüksek, basma streslerinin ise en düşük değerleri kullanıldı. Çekme stres değerleri maksimum principal stresleri gösterir. Basma stres değerleri minimum principal stresleri gösterdiği için negatif değerlerdir. Şekillerde her renk bir stres aralığını temsil etmektedir.

### 4.1. Çalışma Modellerinde İmplant, İmplant Parçaları (Variobase, Housing, Matris) ve Protez Üzerindeki Von Mises Stres Değerleri, Kortikal ve Trabeküler Kemik Üzerinde Oluşan Basma ve Çekme Stres Değerleri

Çalışma modellerinde implant, implant parçaları (variobase, housing, matris) ve protez üzerinde oluşan von mises stres değerleri, kortikal kemik ve trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma değerleri çizelge 4.1’de gösterildi.

Çizelge 4.1. İmplant, implant parçaları ve protez üzerinde oluşan von mises stres değerleri, kortikal kemik ve trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma değerleri

Model	alt yapı malzemeleri	İmplantların lokasyonları	İmplant	Variobase	Housing	Matris	Protez		Kortikal Kemik		Trabeküler Kemik	
									Çekme Stresi	Basma Stresi	Çekme Stresi	Basma Stresi
KROM KOBALT	14	9,1	3,21	3,03	0,95	3,22	1,81	-3,18	0,74	-0,64		
	12	1,43	0,29	0,23	0,05							
	22	0,33	0,18	0,18	0,04							
	24	0,31	0,16	0,17	0,03							
ARAMİD FİBER	14	9,2	3,42	3,19	0,98	3,23	1,99	-3,22	0,74	-0,65		
	12	1,37	0,3	0,18	0,04							
	22	0,24	0,13	0,13	0,03							
	24	0,21	0,11	0,12	0,02							

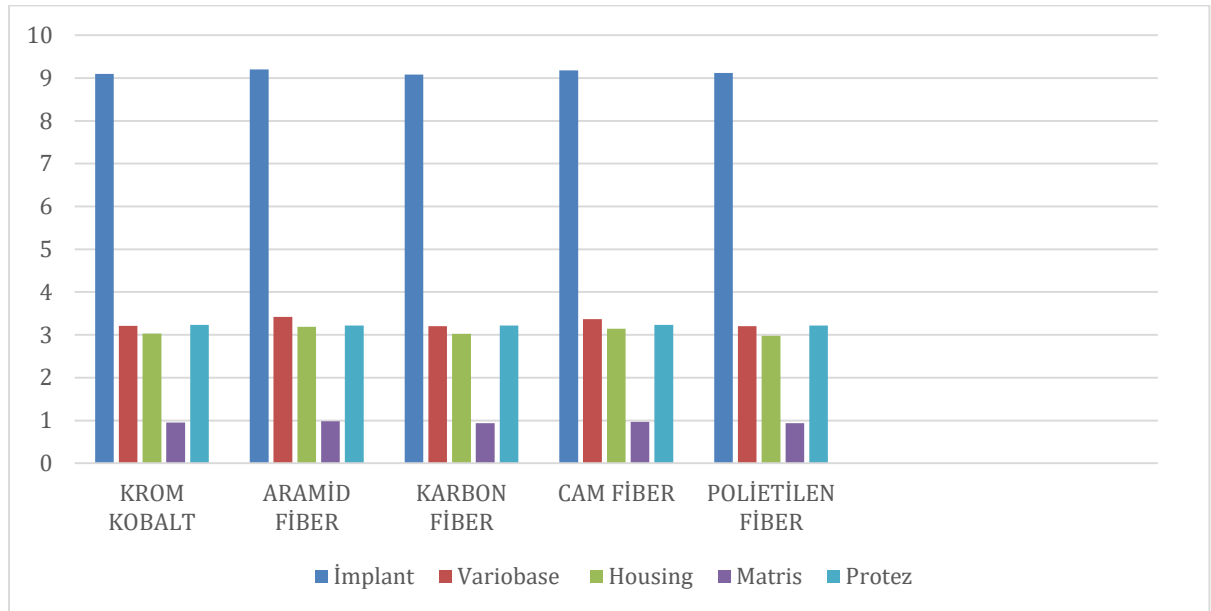
Çizelge 4.1. (devam) İmplant, implant parçaları ve protez üzerinde oluşan von mises stres değerleri, kortikal kemik ve trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma değerleri

<b>Model1</b>	<b>KARBON FİBER</b>	14	9,08	3,2	3,02	0,94	3,22	1,79	-3,17	0,74	-0,64
		12	1,45	0,29	0,24	0,05					
		22	0,35	0,19	0,19	0,04					
		24	0,33	0,17	0,18	0,03					
	<b>CAM FİBER</b>	14	9,18	3,37	3,14	0,97	3,23	1,95	-3,21	0,74	-0,65
		12	1,37	0,29	0,29	0,04					
		22	0,25	0,14	0,14	0,03					
		24	0,23	0,12	0,12	0,02					
	<b>POLİETİLEN FİBER</b>	14	9,12	3,2	2,98	0,94	3,22	1,82	-3,18	0,74	-0,64
		12	1,42	0,29	0,22	0,05					
		22	0,33	0,17	0,18	0,04					
		24	0,31	0,16	0,17	0,03					
<b>Model 2</b>	<b>KROM KOBALT</b>	15	8,7	10,05	14,37	3,43	4,85	2,89	-3,33	0,37	-0,63
		13	3,86	1,15	1,22	0,31					
		23	0,2	0,2	0,22	0,04					
		25	0,17	0,19	0,18	0,03					
	<b>ARAMİD FİBER</b>	15	9,12	10,44	14,5	3,57	5,13	2,95	-3,68	0,38	-0,63
		13	4,05	1,22	1,29	0,32					
		23	0,19	0,15	0,14	0,03					
		25	0,15	0,14	0,13	0,02					
	<b>KARBON FİBER</b>	15	8,16	9,96	14,37	3,41	4,82	2,88	-3,29	0,37	-0,63
		13	3,84	1,14	1,22	0,31					
		23	0,21	0,2	0,23	0,04					
		25	0,17	0,19	0,19	0,03					
	<b>CAM FİBER</b>	15	9,02	10,32	14,44	3,53	5,06	2,93	-3,59	0,38	-0,63
		13	4	1,2	1,27	0,31					
		23	0,18	0,16	0,16	0,03					
		25	0,15	0,15	0,14	0,03					
	<b>POLİETİLEN FİBER</b>	15	8,73	9,95	14,32	3,41	4,81	2,90	-3,33	0,37	-0,63
		13	3,91	1,15	1,23	0,31					
		23	0,2	0,2	0,21	0,04					
		25	0,17	0,19	0,18	0,03					
<b>Model3</b>	<b>KROM KOBALT</b>	16	11,07	26,16	6,29	12,75	3,65	9,16	-4,02	0,69	-2,86
		14	5,17	6,55	2,33	1,94					
		24	0,25	0,25	0,14	0,09					
		26	0,22	0,15	0,06	0,03					
	<b>ARAMİD FİBER</b>	16	11,13	27,93	6,38	13,14	3,75	9,26	-4,11	0,7	-2,88
		14	5,26	6,64	2,44	1,97					
		24	0,23	0,2	0,1	0,06					
		26	0,18	0,11	0,04	0,02					
	<b>KARBON FİBER</b>	16	11,06	25,98	6,17	12,71	3,64	9,13	-4,00	0,69	-2,87
		14	5,16	6,54	2,31	1,94					
		24	0,25	0,25	0,14	0,1					
		26	0,22	0,16	0,07	0,03					
	<b>CAM FİBER</b>	16	11,12	27,49	6,33	13,05	3,73	9,25	-4,10	0,69	-2,88
		14	5,29	6,69	2,41	1,96					
		24	0,24	0,21	0,1	0,07					
		26	0,18	0,12	0,05	0,02					
	<b>POLİETİLEN FİBER</b>	16	11,02	26,14	6,18	12,71	3,65	9,18	-4,07	0,69	-2,86
		14	5,19	6,53	2,33	1,92					
		24	0,25	0,25	0,13	0,09					
		26	0,22	0,15	0,06	0,03					

Çalışmamızda oluşturduğumuz 3 modelde de en yüksek stres değerini kuvvetin uygulandığı 16 numaralı diş bölgesine en yakın olan (model 1 için 14, model 2 için 15, model 3 için 16 numaralı) dişler bölgesine yerleştirilmiş implantlar göstermiştir.

#### 4.2. Model 1’de İmplantlar, İmplant Parçaları ve Protez Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Çalışmamızda 1 numaralı modelde implantlar, implant parçaları ve protez üzerinde oluşan von mises stres değerleri Şekil 4.1 de gösterildi.

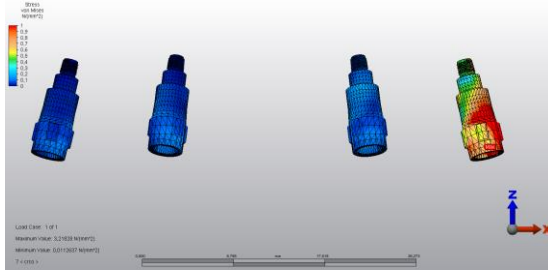
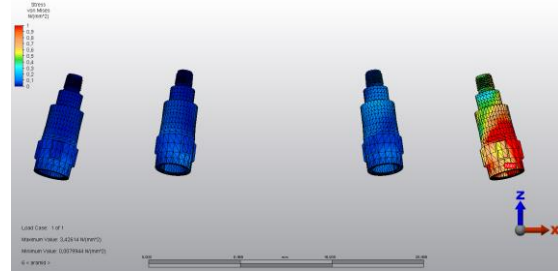
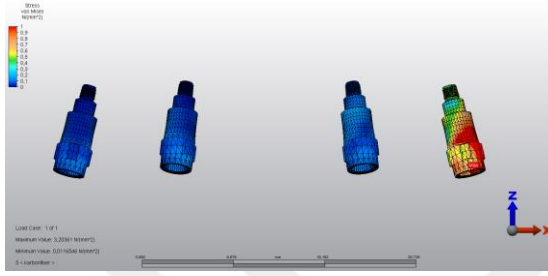
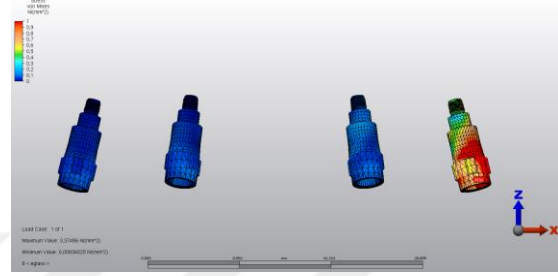
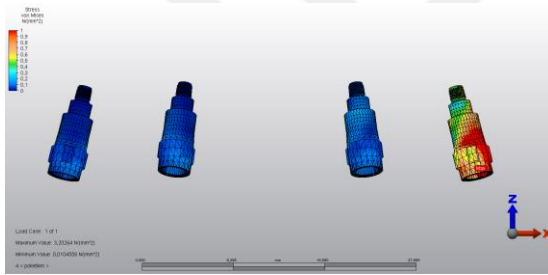


Şekil 4.1. Model 1’de implantlar, implant parçaları ve protez üzerinde oluşan von mises stres değerleri

Krom kobalt metal alaşım, karbon, aramid, cam ve polietilen fiber ile desteklenmiş protezlerin tümünde en yüksek von mises değerleri, 14 numaralı dişler bölgesine yerleştirilen implantlar üzerinde görülmüştür. Kuvvet uygulanan noktadan uzaklaştıkça implantlar üzerine gelen stresler azalmıştır.

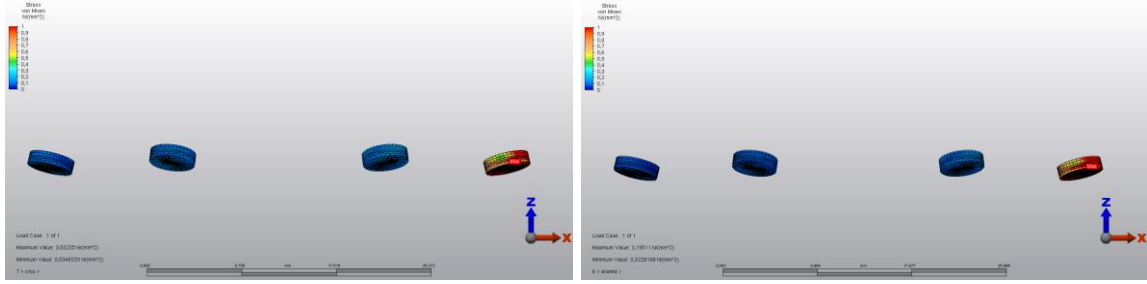
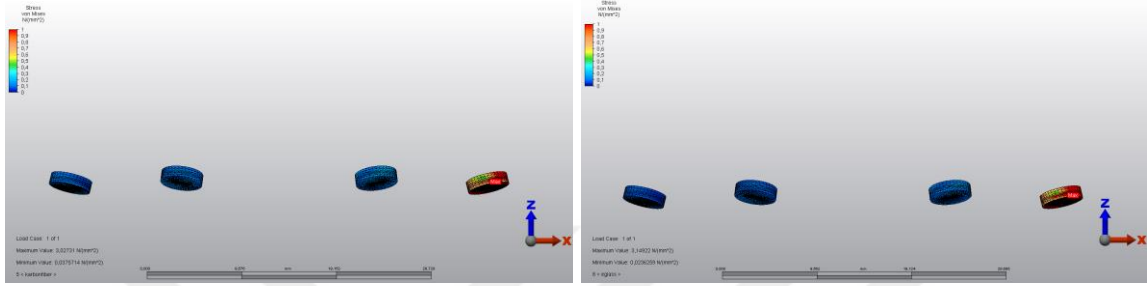
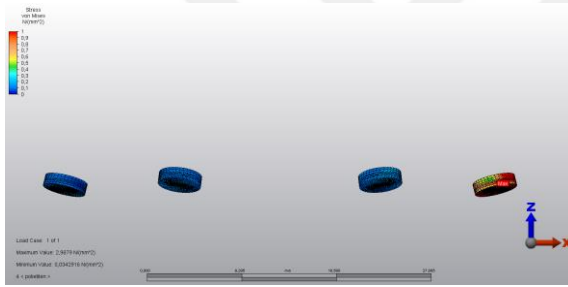
14 numaralı diş bölgesinde yer alan implantlar üzerindeki en yüksek von mises stresleri aramid fiber ( $9,2 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenmiş overdenture protezlerde gözlemlenmiştir. Bunu cam fiber ( $9,18 \text{ N/mm}^2$ ), polietilen fiber ( $9,12 \text{ N/mm}^2$ ), krom kobalt alaşım ( $9,1 \text{ N/mm}^2$ ) ve karbon fiber ( $9,08 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenen overdenture protez izlemiştir.(Şekil 4.1)



**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

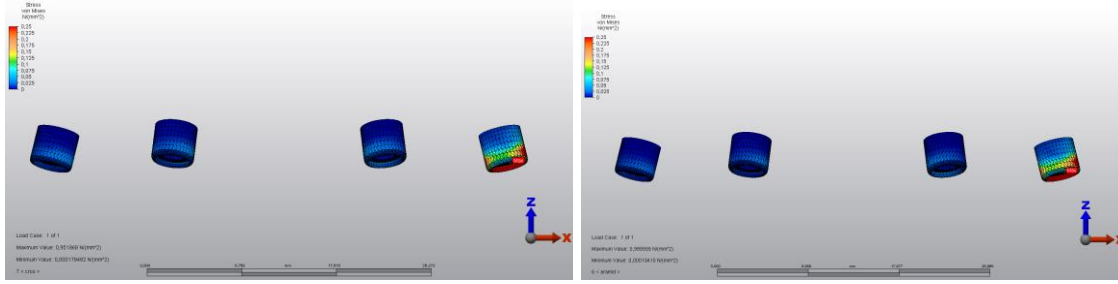
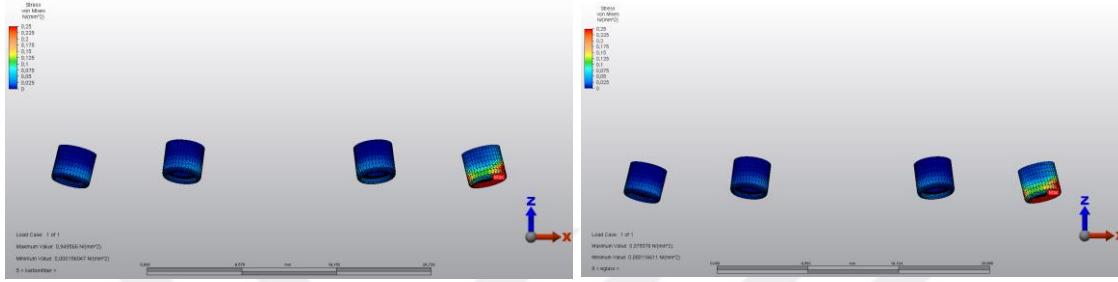
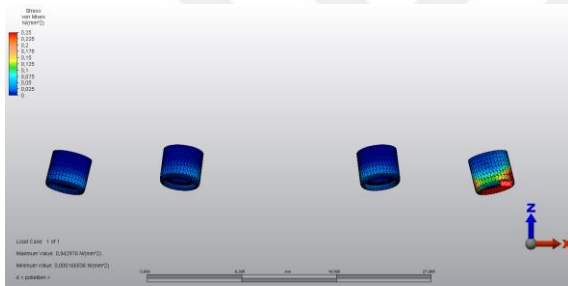
Resim 4.2. Model 1’de 14 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantların variobase parçaları üzerinde oluşan von mises stres dağılımları

14 numaralı diş bölgesinde yer alan implantın housing parçası üzerindeki en yüksek von mises stres değerini aramid fiber ( $3,19 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenmiş overdenture protezler vermiştir. Bunu sırası ile cam fiber ( $3,14 \text{ N/mm}^2$ ), krom kobalt alaşım ( $3,03 \text{ N/mm}^2$ ), karbon fiber ( $3,02 \text{ N/mm}^2$ ) ve polietilen fiber ( $2,98 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenen overdenture protezler izlemiştir. (Şekil 4.1) İmplantın, housing parçası üzerinde oluşan von mises stres dağılımının, aramid ve cam fiberli modellerde yoğun olduğu, polietilen fiberli modelde ise düşük olduğu saptandı. (Resim 4.3)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

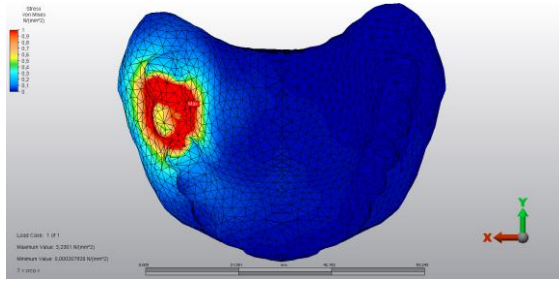
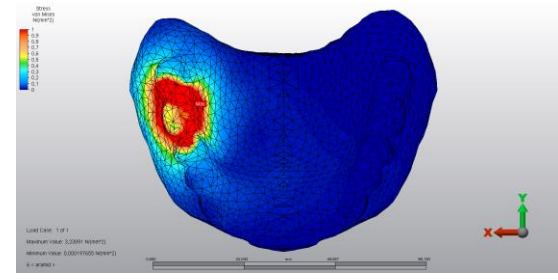
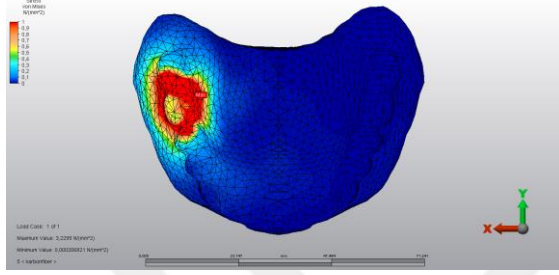
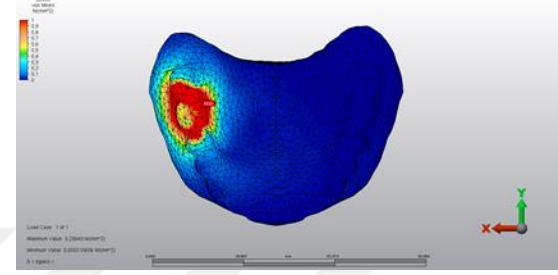
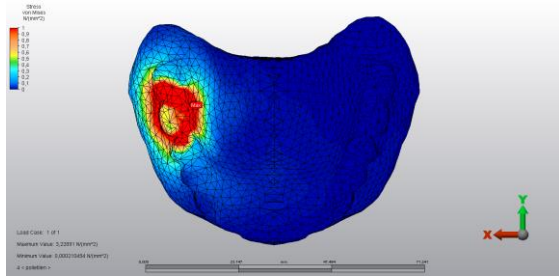
Resim 4.3. Model 1’de 14 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantların housing parçaları üzerinde oluşan von mises stres dağılımları

14 numaralı diş bölgesinde yer alan implantın matris parçası üzerindeki en yüksek von mises streslerini aramid fiber ( $0,98 \text{ N/ mm}^2$ ) ile desteklenmiş overdenture protezler vermiştir. Bunu sırası ile cam fiber ( $0,97 \text{ N/ mm}^2$ ), krom kobalt alaşım ( $0,95 \text{ N/ mm}^2$ ), karbon ( $0,94 \text{ N/mm}^2$ ) ve polietilen fiber ( $0,94 \text{ N/ mm}^2$ ) ile desteklenen protezler izlemiştir. (Şekil 4.1) İmplantın, matris parçası üzerinde oluşan von mises stres dağılımının, aramid ve cam fiberli modellerde yoğun olduğu, karbon ve polietilen fiberli modellerde benzer ve düşük olduğu saptandı. (Resim 4.4)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

Resim 4.4. Model 1’de 14 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantların matris parçaları üzerinde oluşan von mises stres dağılımları

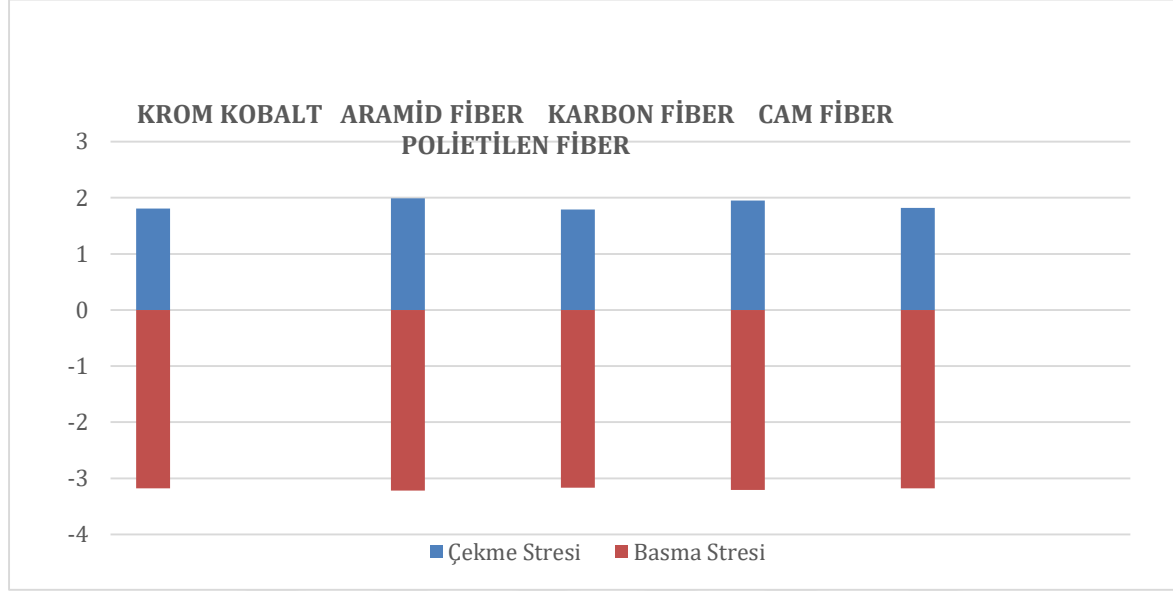
En yüksek von mises değerleri aramid ve cam fiber destekli protezlerde ( $3,23 \text{ N/mm}^2$ ) gözlemlenmiş, krom kobalt metal, karbon ve polietilen fiberle desteklenen protezlerde de benzer sonuçlar ( $3,22 \text{ N/mm}^2$ ) elde edilmiştir. (Şekil 4.1) Overdenture protezlerin tümünde von mises stres dağılımının birbirine yakın olduğu saptandı. (Resim 4.5)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

Resim 4.5. Model 1'de protezlerde oluşan von mises stres dağılımları

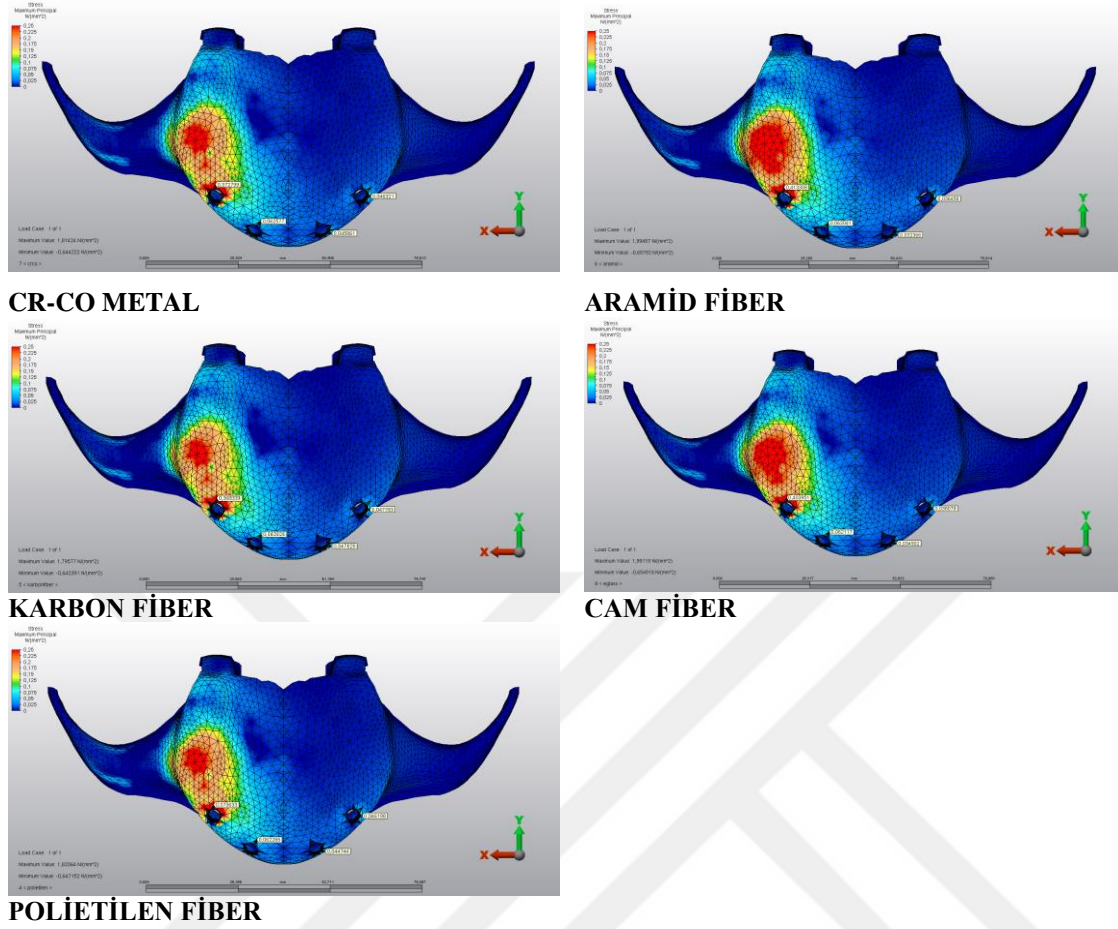
### 4.3. Model 1’de Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri

Çalışmamızda 1 numaralı modelde kortikal kemik üzerinde oluşan çekme ve basma stres değerleri Şekil 4.2’de gösterilmiştir.



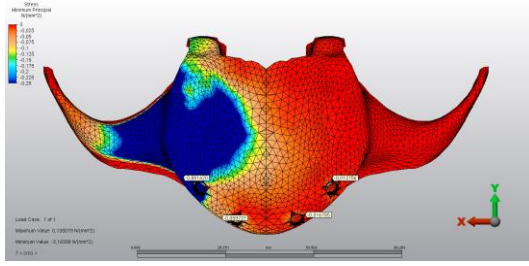
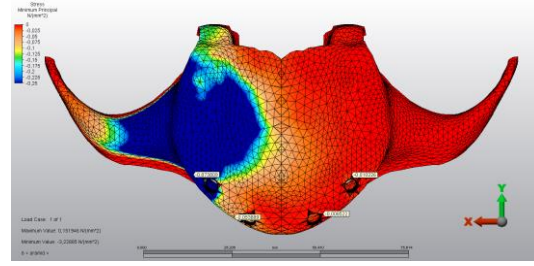
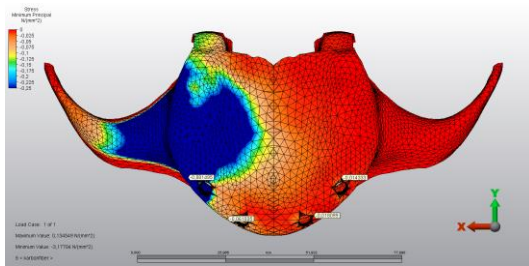
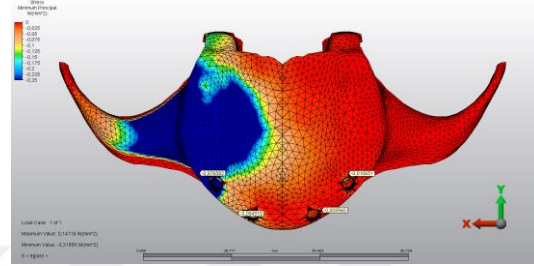
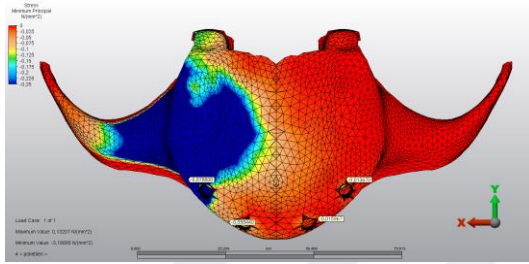
Şekil 4.2. Model 1 de kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

Model 1’ de kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri, overdenture protezin aramid fiber (1,99 N/mm<sup>2</sup>) ile desteklendiği durumda görülmüştür. Bunu sırasıyla cam fiber (1,95 N/mm<sup>2</sup>), polietilen fiber (1,82 N/mm<sup>2</sup>), krom kobalt alaşım (1,81 N/mm<sup>2</sup>) ve karbon fiber (1,79 N/mm<sup>2</sup>) ile desteklenen modeller takip etmiştir. (Şekil 4.2) Kortikal kemikte oluşan çekme stres dağılımının, aramid ve cam fiber ile desteklenen protezlerde yoğun olduğu, krom kobalt metal, polietilen ve karbon fiber ile desteklenen overdenture protezlerde benzer ve düşük olduğu gözlemlendi. (Resim 4.6)



Resim 4.6. Model 1’de kortikal kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları

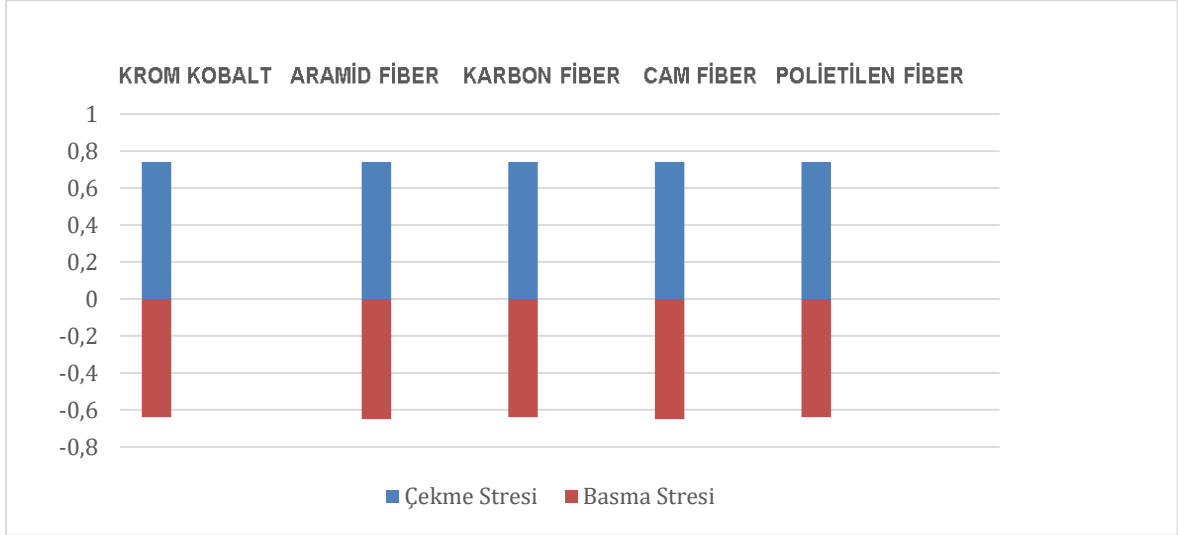
Model 1 planlamasında kortikal kemikte oluşan en düşük basma stresi değeri, destekleme amacı ile aramid fiberin ( $-3,22 \text{ N/mm}^2$ ) kullanıldığı durumda gerçekleşmiştir. Bunu sırasıyla cam fiber ( $-3,21 \text{ N/mm}^2$ ), polietilen fiber ( $-3,18 \text{ N/mm}^2$ ), krom kobalt alaşım ( $-3,18 \text{ N/mm}^2$ ) ve karbon fiber ( $-3,17 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenen modeller izlemiştir. (Şekil4.2) Kortikal kemikte oluşan basma stres dağılımının aramid ve cam fiberli modelde yoğun olduğu, karbon fiberli modelde ise düşük olduğu saptandı. (Resim 4.7)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

Resim 4.7. Model 1'de kortikal kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları

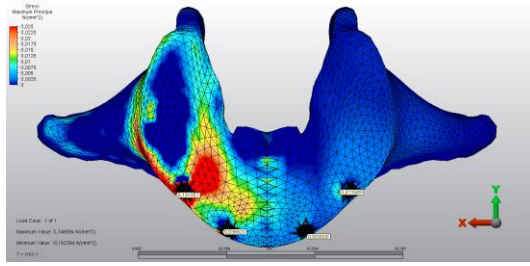
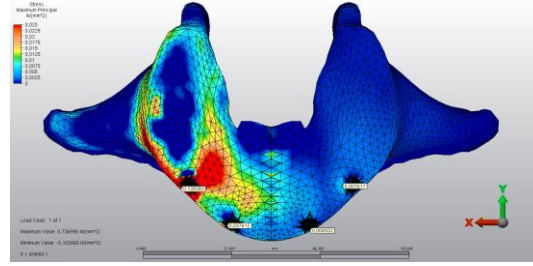
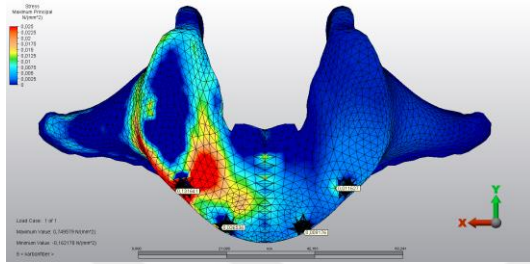
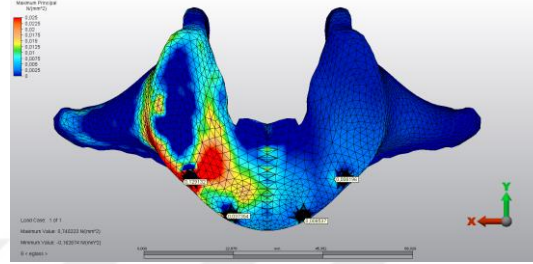
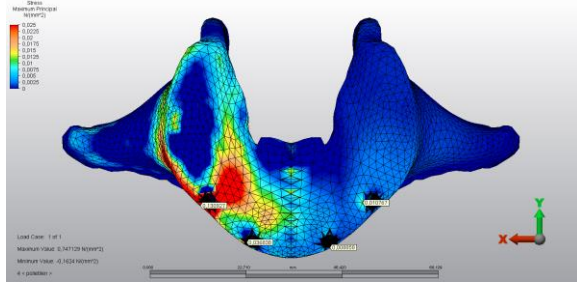
#### 4.4. Model 1'de Trabeküler Kemikte Oluşan Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri

Çalışmamızda 1 numaralı modelde trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme ve basma stres değerleri Şekil 4.3'te gösterilmiştir.



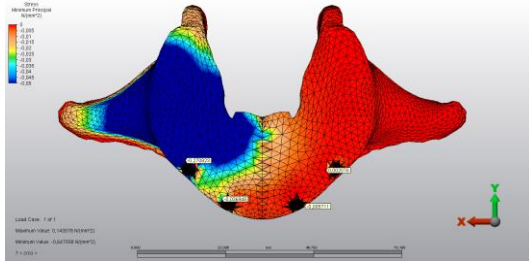
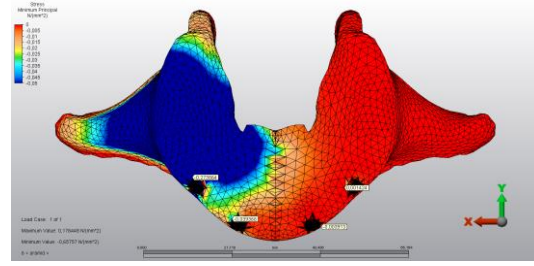
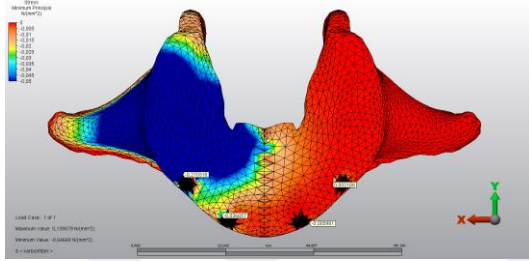
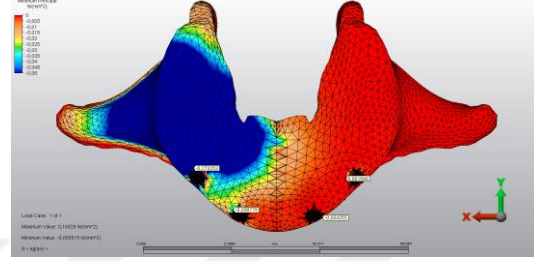
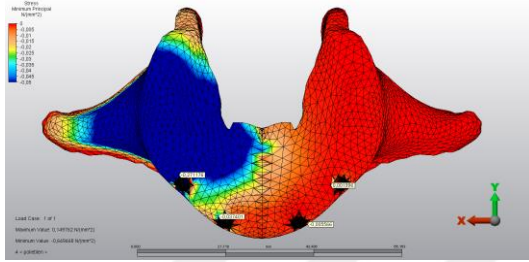
Şekil 4.3. Model 1'de trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme ve basma stres değerleri

Model 1'de trabeküler kemikte oluşan çekme kuvvetlerinin, tüm alt yapı materyallerinde aynı olduğu ( $0,74 \text{ N/mm}^2$ ) gözlemlendi. (Şekil 4.3) (Resim 4.8)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

Resim 4.8. Model 1’de trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları

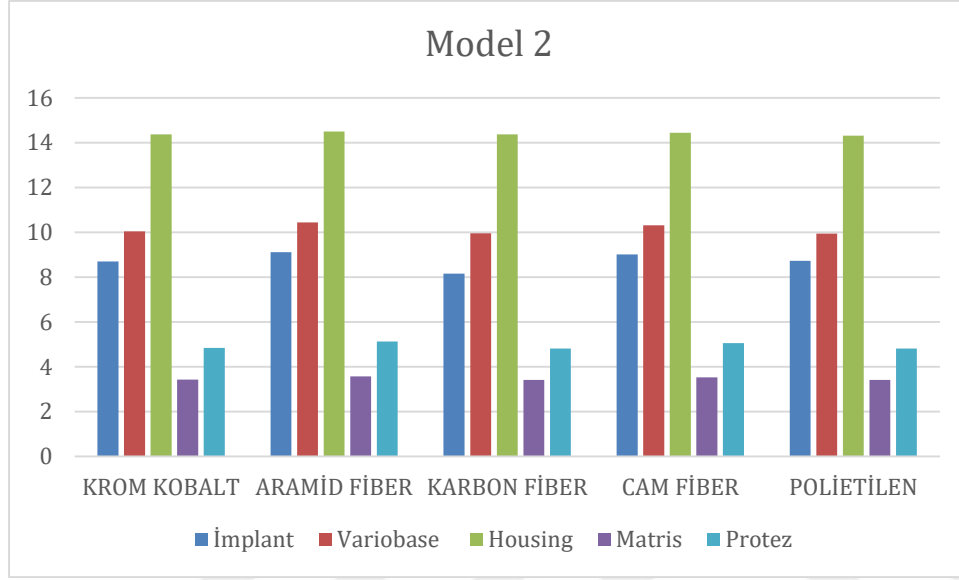
Model 1’de trabeküler kemikte oluşan en düşük basma kuvvetleri overdenture protezin aramid fiber ( $-0,65 \text{ N/mm}^2$ ) ve cam fiber ( $-0,65 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklendiği durumda görülmüştür. Bunu aynı değere ( $-0,64 \text{ N/mm}^2$ ) sahip krom kobalt alaşım, polietilen fiber, karbon fiberle desteklenen protez modelleri takip etmiştir. (Şekil 4.3) Trabeküler kemikte oluşan basma stres dağılımının aramid ve cam fiber ile desteklenen protezlerde ( $0,65 \text{ N/mm}^2$ ) ve krom kobalt metal, polietilen ve karbon fiber ile desteklenen overdenture protezlerde ( $0,64 \text{ N/mm}^2$ ) benzer olduğu gözlemlendi. (Resim 4.9)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

Resim 4.9. Model 1'de trabeküler kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları

#### 4.5. Model 2'de İmplantlar, İmplant Parçaları ve Protez Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

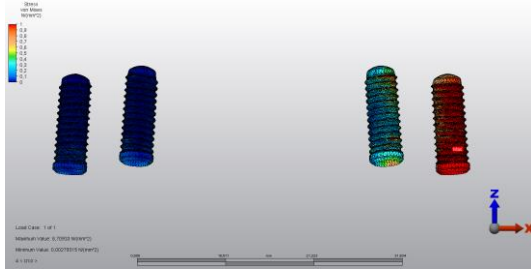
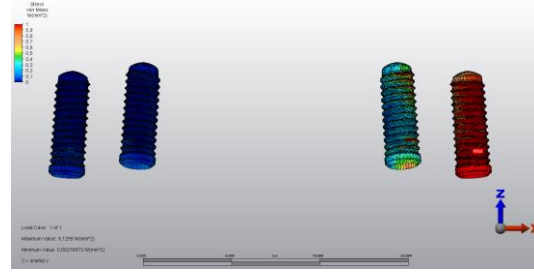
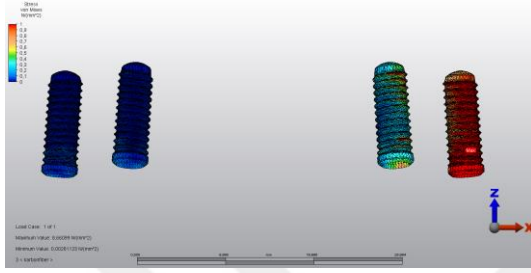
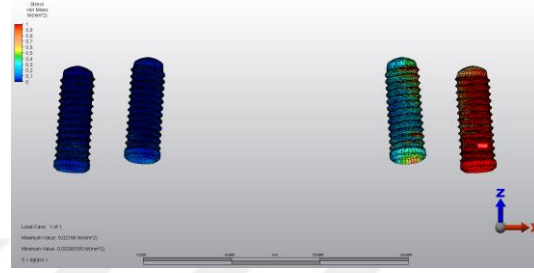
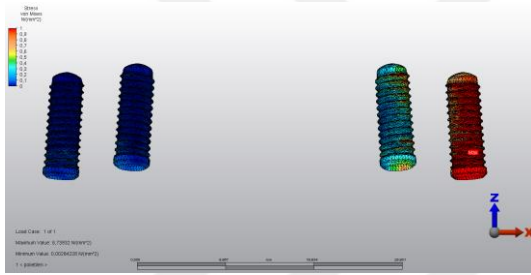
Çalışmamızda 2 numaralı modelde implantlar ve implant parçaları üzerinde oluşan von mises stres değerleri Şekil 4.4'te gösterilmiştir.



Şekil 4.4. Model 2'de implantlar, implant parçaları ve protez üzerinde oluşan von mises stres değerleri

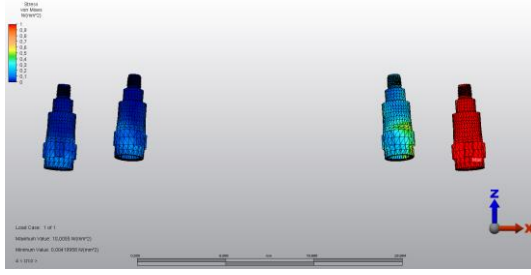
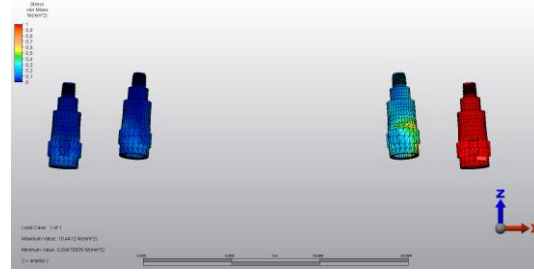
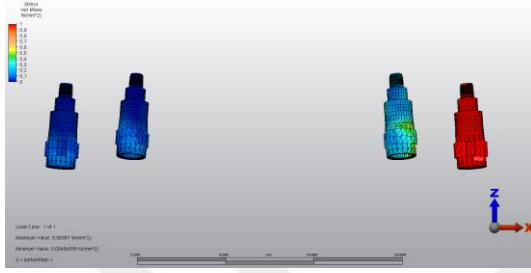
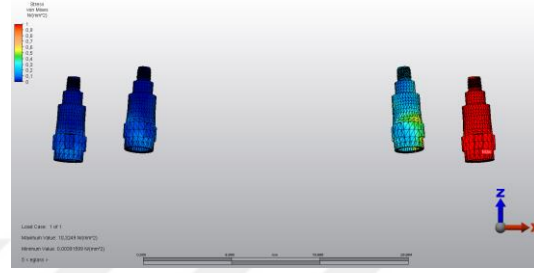
Krom kobalt metal, cam, karbon, polietilen ve aramid fiber alt yapılı protezlerin tümünde en yüksek von mises değerleri 15 numaralı dişler bölgesine yerleştirilen implantlar üzerinde görülmüştür. Kuvvet uygulanan noktadan uzaklaştıkça implantlar üzerine gelen stresler azalmıştır.

15 numaralı diş bölgesinde yer alan implantlar üzerindeki en yüksek von mises streslerini aramid fiber ( $9,12 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenmiş overdenture protezler vermiştir. Bunu sırası ile cam fiber  $9,02 \text{ N/mm}^2$ ), polietilen fiber ( $8,73 \text{ N/mm}^2$ ), krom kobalt alaşım ( $8,70 \text{ N/mm}^2$ ) ve karbon fiber ( $8,16 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenen modeller izlemiştir. (Şekil 4.4) İmplantlar üzerinde oluşan von mises stres dağılımlarının aramid fiberli modelde yoğun olduğu karbon fiberli modelde ise düşük olduğu saptandı. (Resim 4.10)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

Resim 4.10. Model 2’de 15 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantlar üzerinde oluşan von mises stres dağılımları

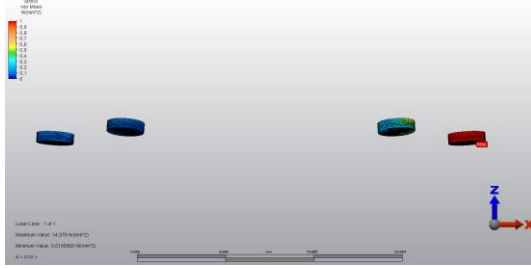
15 numaralı diş bölgesinde yer alan implantın variobase parçası üzerindeki en yüksek von mises streslerini aramid fiber ( $10,44 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenmiş overdenture protezler vermiştir. Bunu sırası ile cam fiber ( $10,32 \text{ N/mm}^2$ ), krom kobalt ( $10,05 \text{ N/mm}^2$ ), karbon fiber ( $9,96 \text{ N/mm}^2$ ) ve polietilen fiber ( $9,95 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenen modeller izlemiştir. (Şekil 4.4) İmplantın variobase parçası üzerinde oluşan von mises stres dağılımlarının aramid fiberli modelde yoğun olduğu karbon ve polietilen fiber ile desteklenmiş modelde ise düşük olduğu saptandı. (Resim 4.11)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

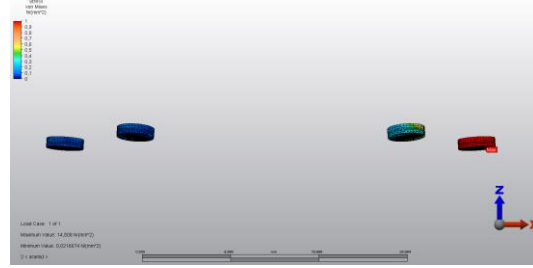
Resim 4.11. Model 2’de 15 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantların variobase parçası üzerinde oluşan von mises stres dağılımları

15 numaralı diş bölgesinde yer alan implantın housing parçası üzerindeki en yüksek von mises streslerini aramid fiber ( $14,50 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenmiş overdenture protezler vermiştir. Bunu sırası ile cam fiber ( $14,44 \text{ N/mm}^2$ ), karbon fiber ( $14,37 \text{ N/mm}^2$ ) ve krom kobalt alaşım ( $14,37 \text{ N/mm}^2$ ) ve polietilen fiber ( $14,32 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenen modeller izlemiştir. (Şekil 4.4) İmplantın housing parçası üzerinde oluşan von mises stres dağılımlarının aramid fiberli modelde yoğun olduğu, karbon fiber ve krom kobalt modellerde benzer olduğu saptandı. (Resim 4.12)

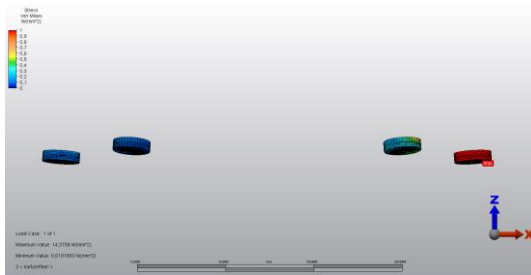
Model 2’de implantın housing parçası üzerinde oluşan von mises stres dağılımları Resim 4.12’de gösterilmiştir.



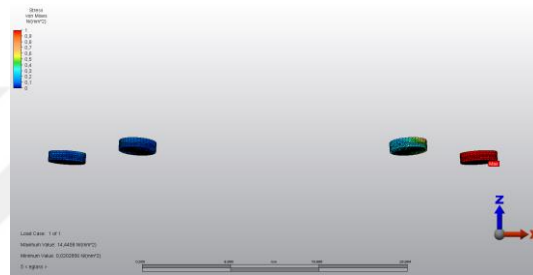
**CR-CO METAL**



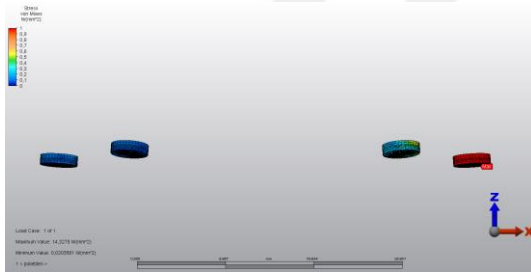
**ARAMİD FİBER**



**KARBON FİBER**



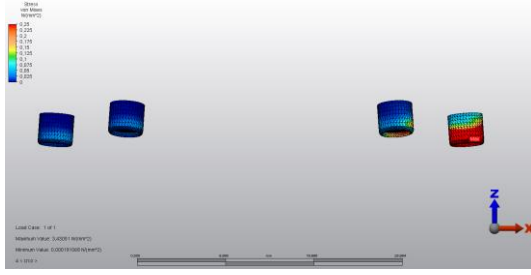
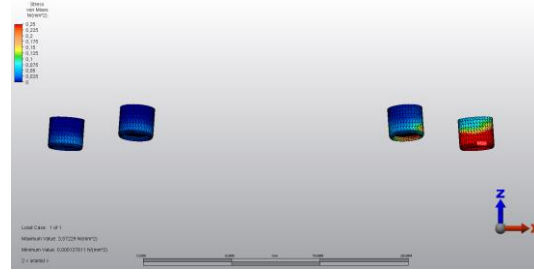
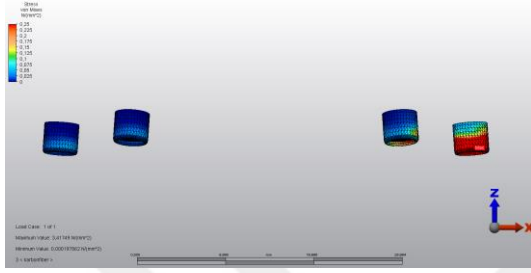
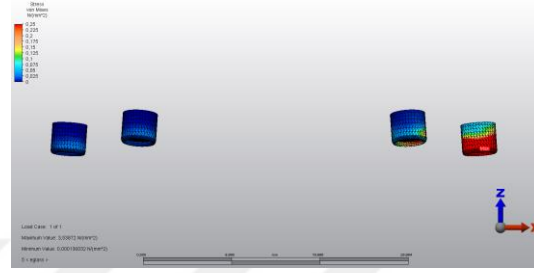
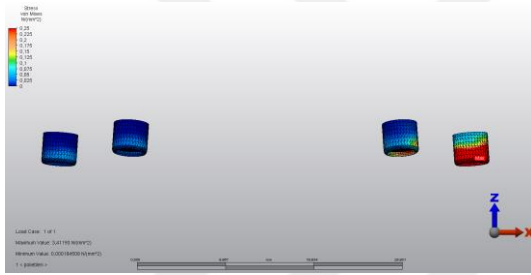
**CAM FİBER**



**POLİETİLEN FİBER**

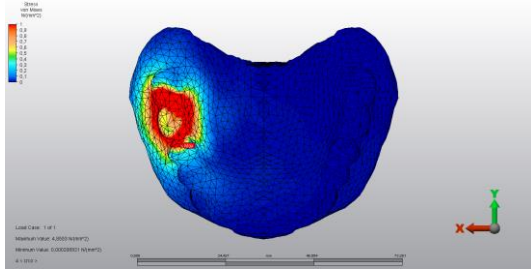
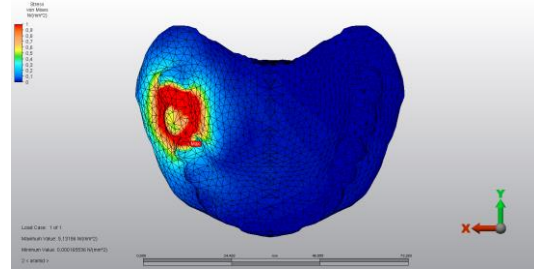
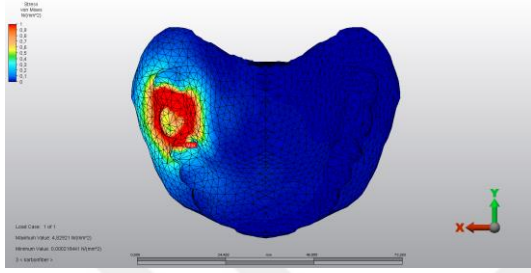
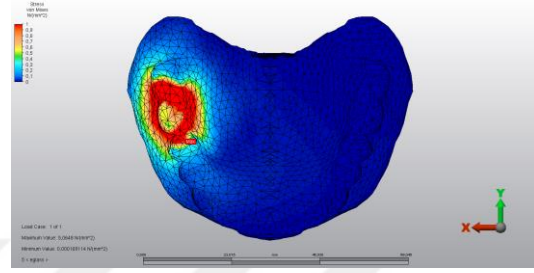
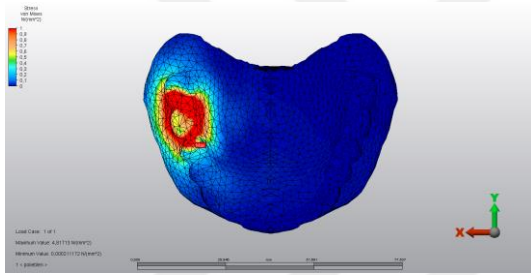
Resim 4.12. Model 2’de 15 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantların housing parçaları üzerinde oluşan von mises stres dağılımları

15 numaralı diş bölgesinde yer alan implantın matris parçası üzerindeki en yüksek von mises streslerini aramid fiber ( $3,57 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenmiş overdenture protezler vermiştir. Bunu sırası ile cam fiber ( $3,53 \text{ N/mm}^2$ ), krom kobalt alaşım ( $3,43 \text{ N/mm}^2$ ), karbon ( $3,41 \text{ N/mm}^2$ ) ve polietilen fiber ( $3,41 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenen protezler izlemiştir. (Şekil 4.4) İmplantın matris parçası üzerinde oluşan von mises stres dağılımının aramid fiberli modelde yoğun olduğu, krom kobalt metal ve karbon fiberli modellerde benzer olduğu saptandı. (Resim 4.13)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

Resim 4.13. Model 2’de 15 numaralı dış bölgesine yerleştirilen implantların matris parçaları üzerinde oluşan von mises stres dağılımları

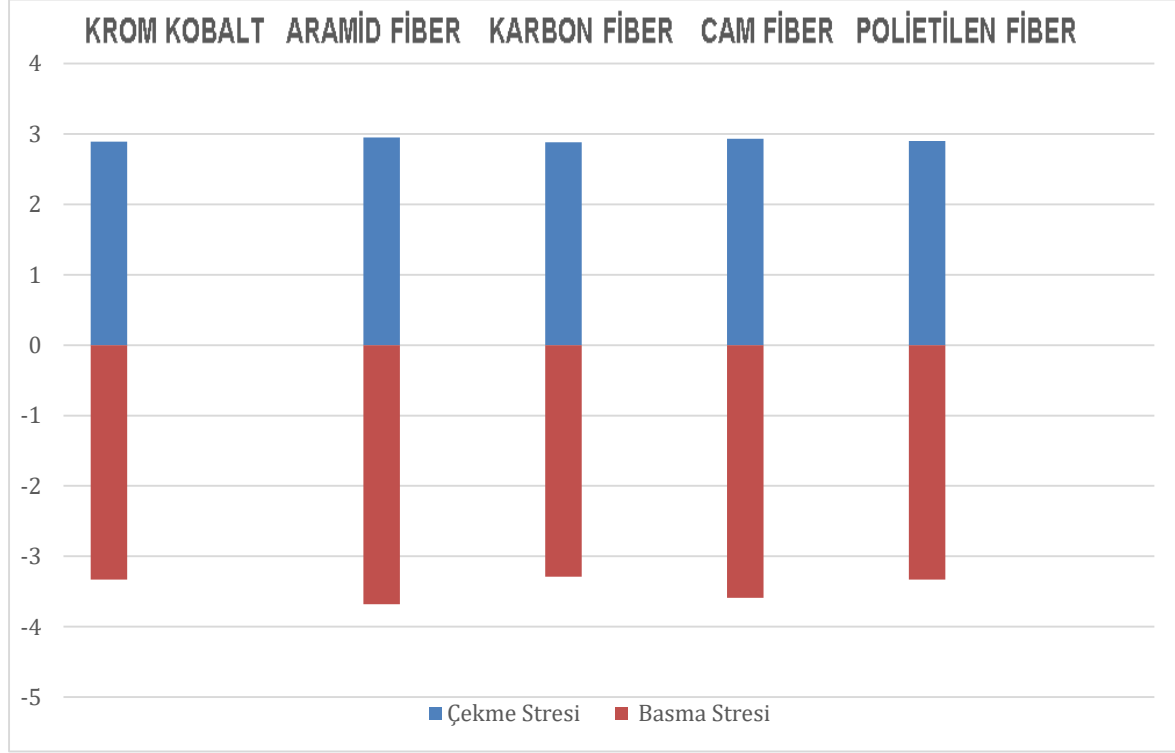
Model 2’de protezler üzerinde oluşan en yüksek stres değeri overdenture protezin aramid fiber ( $5,13 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklendiği durumda görülmüştür. Bunu sırası ile cam fiber ( $5,06 \text{ N/mm}^2$ ), krom kobalt metal alaşım ( $4,85 \text{ N/mm}^2$ ), karbon fiber ( $4,82 \text{ N/mm}^2$ ) ve polietilen fiber ( $4,81 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenen protezler izlemiştir. (Şekil 4.4) Overdenture protezler üzerinde oluşan von mises stres dağılımının aramid fiberli modelde yoğun olduğu, krom kobalt metal alaşım ve polietilen fiberli modellerde düşük olduğu saptandı. (Resim 4.14)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

Resim 4.14. Model 2’de protezlerde oluşan von mises stres dağılımları

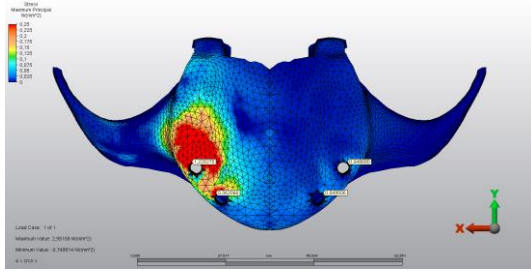
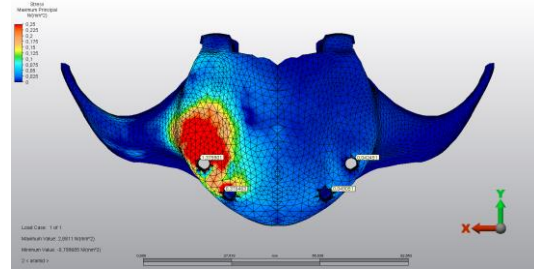
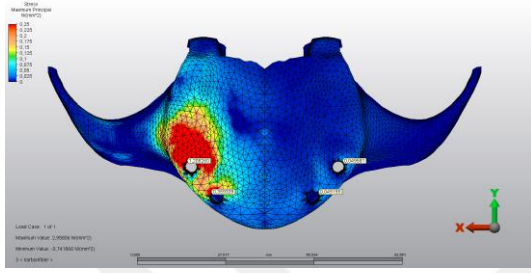
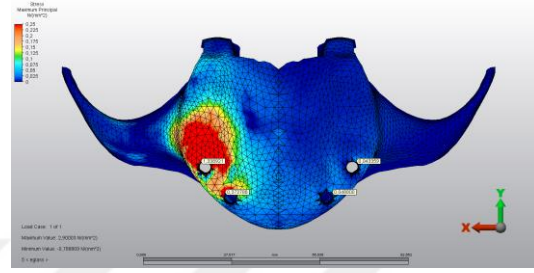
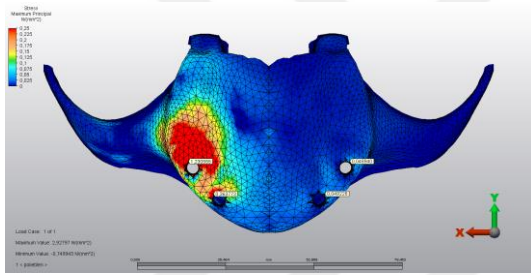
#### 4.6. Model 2’de Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri

Çalışmamızda 2 numaralı modelde kortikal kemik üzerinde oluşan çekme ve basma stres değerleri Şekil 4.5’te gösterilmiştir.



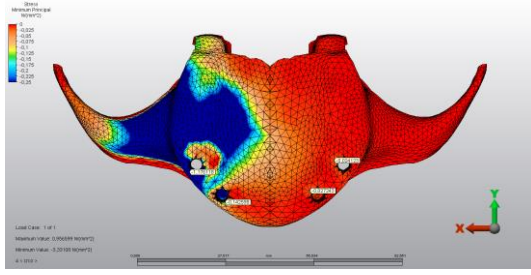
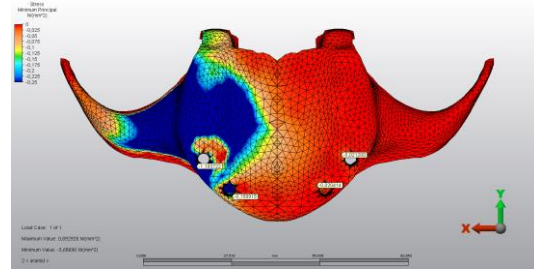
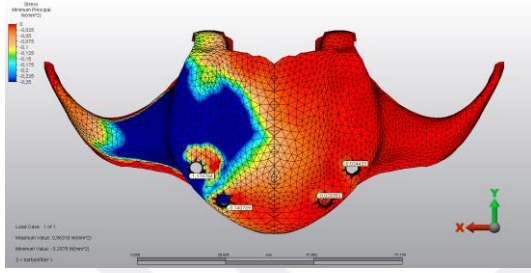
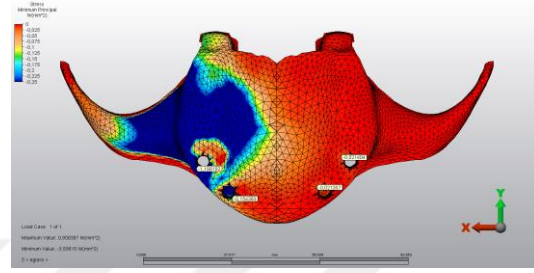
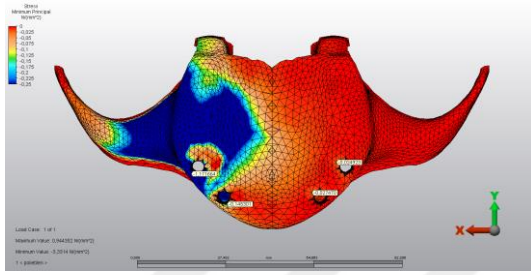
Şekil 4.5. Model 2’de kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

Model 2’de kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stres değeri overdenture protezin aramid fiber ( $2,95 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklendiği durumlarda görülmüştür. Bunu sırası ile cam fiber ( $2,93 \text{ N/mm}^2$ ), polietilen fiber ( $2,92 \text{ N/mm}^2$ ), krom kobalt alaşım ( $2,89 \text{ N/mm}^2$ ) ve karbon fiber ( $2,88 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenmiş modeller izlemiştir. (Şekil 4.5) Kortikal kemikte oluşan çekme stres dağılımının aramid fiber ile desteklenen protezlerde yoğun olduğu, karbon fiber ile desteklenen overdenture protezlerde düşük olduğu gözlemlendi. (Resim 4.15)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

Resim 4.15. Model 2’de kortikal kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları

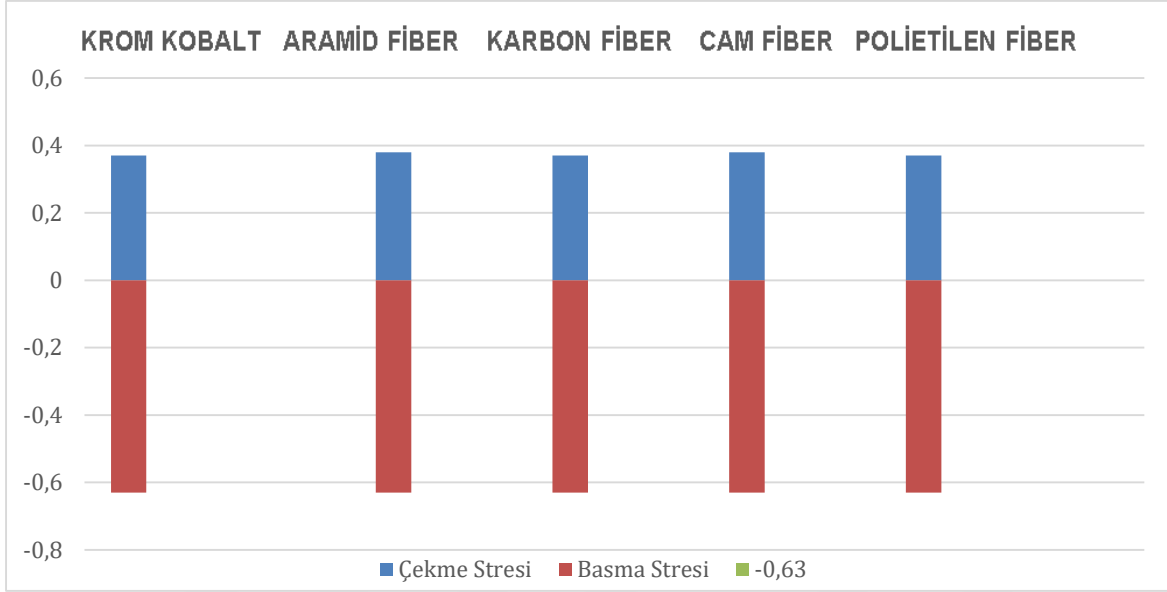
Model 2’de kortikal kemikteki en düşük basma stres değeri overdenture protezin aramid fiberle ( $-3,68 \text{ N/mm}^2$ ) desteklendiği durumda görülmüştür. Bunu sırasıyla cam fiber ( $-3,59 \text{ N/mm}^2$ ), krom kobalt ( $-3,33 \text{ N/mm}^2$ ), polietilen fiber ( $-3,33 \text{ N/mm}^2$ ), karbon fiber ( $-3,29 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenmiş modeller izlemiştir. (Şekil 4.5) Kortikal kemikte oluşan en düşük basma stres dağılımı aramid fiber ile desteklenen overdenture protezde gözlemlendi. (Resim 4.16)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

Resim 4.16. Model 2’de kortikal kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları

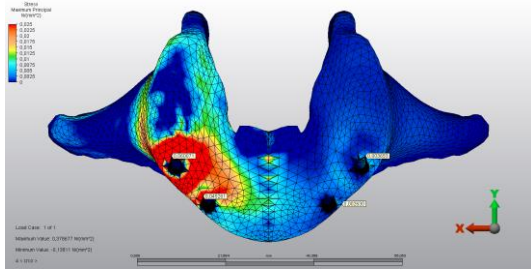
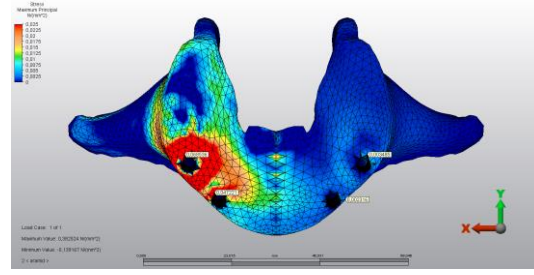
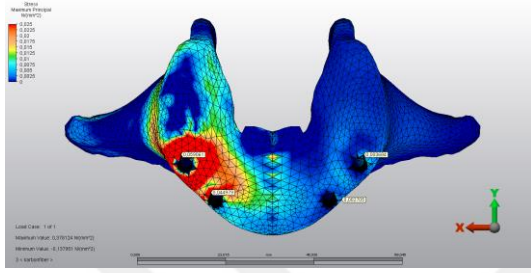
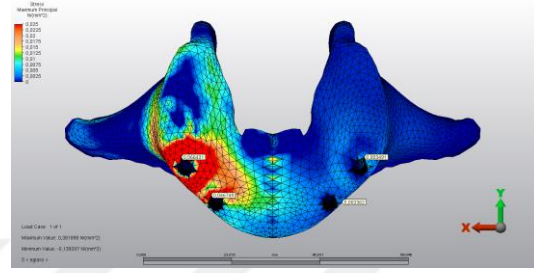
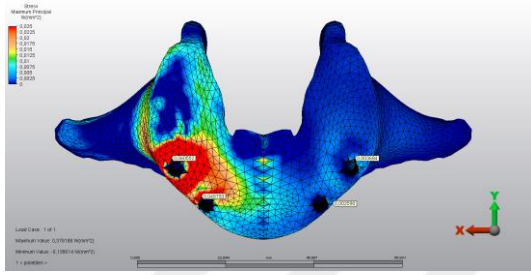
#### 4.7. Model 2’de Trabeküler Kemikte Oluşan Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri

Çalışmamızda 2 numaralı modelde trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme ve basma stres değerleri Şekil 4.6’da gösterilmiştir.



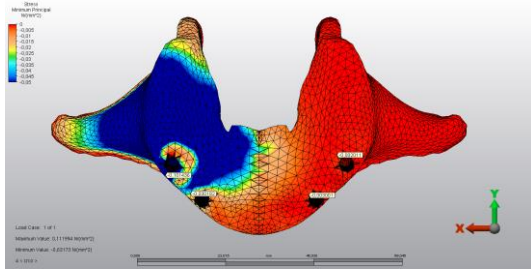
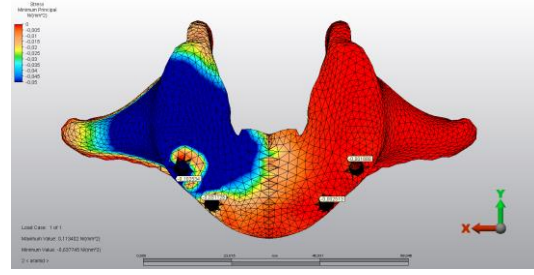
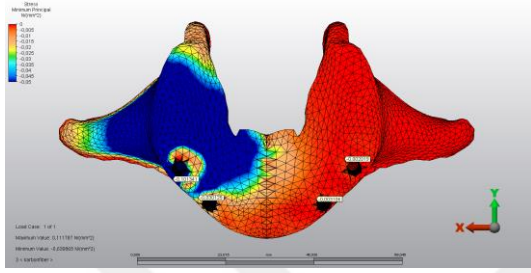
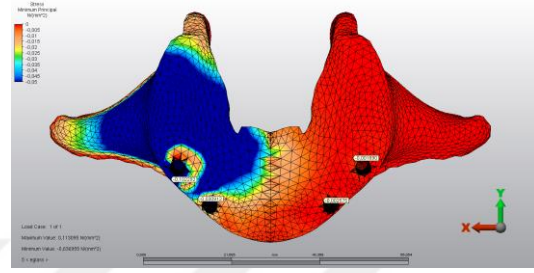
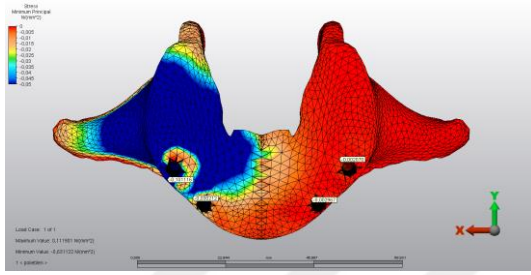
Şekil 4.6. Model 2’de trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

Model 2 için trabeküler kemikteki çekme stresi değeri overdenture protezin aramid (0,38 N/mm<sup>2</sup>) ve cam fiberle (0,38 N/mm<sup>2</sup>) desteklendiği durumlarda görülmüştür. Bunu overdenture protezin karbon fiber (0,37 N/mm<sup>2</sup>) , krom kobalt alaşım (0,37 N/mm<sup>2</sup>) ve polietilen fiber (0,37 N/mm<sup>2</sup>) ile desteklendiği durum takip etmiştir. (Şekil 4.6)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

Resim 4.17. Model 2’de trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları

Model 2 için trabeküler kemikte oluşan basma stres değerlerinin tüm alt yapı malzemeleri için aynı değerde ( $-0,63 \text{ N/mm}^2$ ) olduğu gözlenmiştir. (Şekil 4.6)

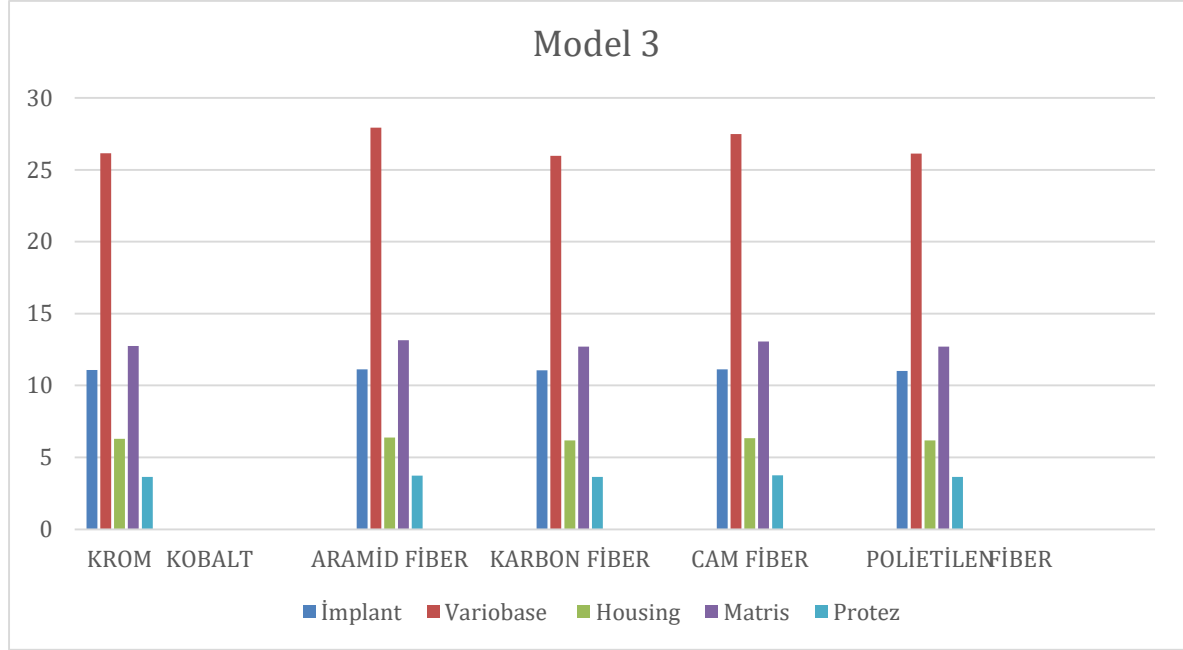
**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

Resim 4.18. Model 2’de trabeküler kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları

Trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres dağılımının farklı alt yapıya sahip olan overdenture protezlerin tümünde birbirine yakın olduğu saptandı.(Resim 4.17) (Resim 4.18)

#### 4.8. Model 3'te İmplantlar, İmplant Parçaları ve Protezler Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

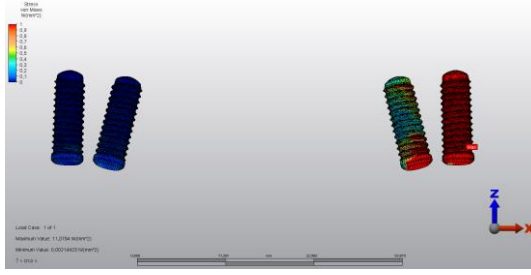
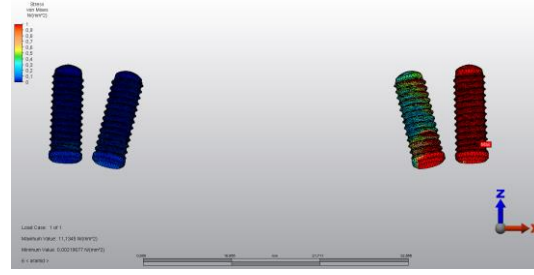
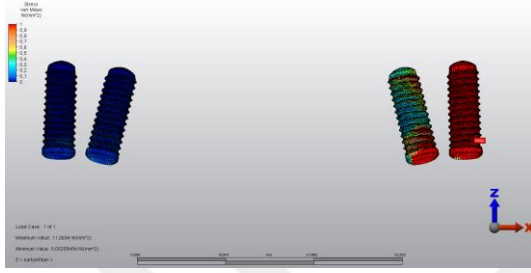
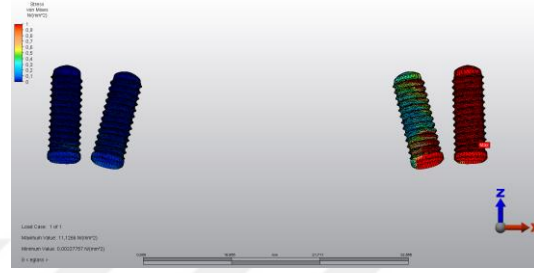
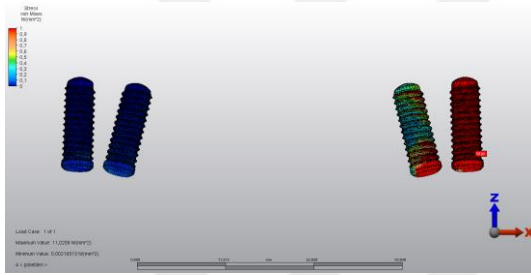
Çalışmamızda 3 numaralı modelde implantlar ve implant parçaları üzerinde oluşan von mises stres değerleri Şekil 4.7'de gösterilmiştir.



Şekil 4.7. Model 3'te implantları, implant parçaları ve protez üzerinde oluşan von mises stres değerleri

Krom kobalt metal, cam, karbon, polietilen ve aramid fiber alt yapılı protezlerin tümünde en yüksek von mises değerleri 16 numaralı dişler bölgesine yerleştirilen implantlar üzerinde görülmüştür. Kuvvet uygulanan noktadan uzaklaştıkça implantlar üzerine gelen stresler azalmıştır.

16 numaralı diş bölgesinde yer alan implantlar üzerindeki en yüksek von mises streslerini aramid fiber ( $11,13 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenmiş overdenture protezler vermiştir. Bunu sırası ile cam fiber ( $11,12 \text{ N/mm}^2$ ), krom kobalt alaşım ( $11,07 \text{ N/mm}^2$ ), karbon fiber ( $11,06 \text{ N/mm}^2$ ), polietilen fiber ( $11,02 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenen overdenture protezler izlemiştir. (Şekil 4.7) İmplantlar üzerinde oluşan von mises stres dağılımının aramid ve cam fiberli modelde yoğun olduğu, krom kobalt ve karbon fiberli modellerde benzer olduğu saptanmıştır. (Resim 4. 19)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

Resim 4.19. Model 3'te 16 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantlar üzerinde oluşan von mises stres dağılımları

16 numaralı diş bölgesinde yer alan implantın variobase parçası üzerindeki en yüksek von mises streslerini aramid fiber ( $27,93 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenmiş overdenture protezler vermiştir. Bunu sırasıyla cam fiber ( $27,49 \text{ N/mm}^2$ ), krom kobalt alaşım ( $26,16 \text{ N/mm}^2$ ), polietilen fiber ( $26,14 \text{ N/mm}^2$ ), karbon fiber ( $25,98 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenen protezler izlemiştir. (Şekil 4.7) İmplantların variobase parçaları üzerinde oluşan von mises stres dağılımının aramid fiberli modelde yoğun olduğu saptanmıştır. (Resim 4. 20)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

Resim 4.20. Model 3'te 16 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantların variobase parçaları üzerinde oluşan von mises stres dağılımları

16 numaralı diş bölgesinde yer alan implantın housing parçası üzerindeki en yüksek von mises streslerini aramid fiber ( $6,38 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenmiş overdenture protezler vermiştir. Bunu sırası ile cam fiber ( $6,33 \text{ N/mm}^2$ ), krom kobalt alaşım ( $6,29 \text{ N/mm}^2$ ), polietilen fiber ( $6,18 \text{ N/mm}^2$ ) ve karbon fiber ( $6,17 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenen protezler izlemiştir. (Şekil 4.7) İmplantların housing parçaları üzerinde oluşan von mises stres dağılımının aramid fiberli modelde yoğun olduğu, polietilen ve karbon fiberli modellerde birbirine yakın olduğu saptanmıştır. (Resim 4. 21)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

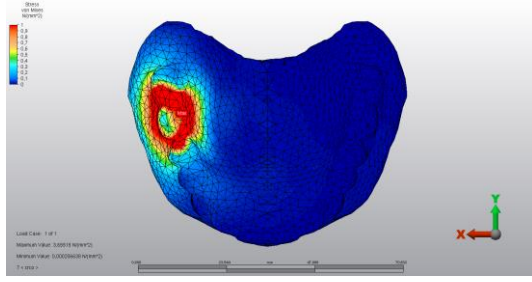
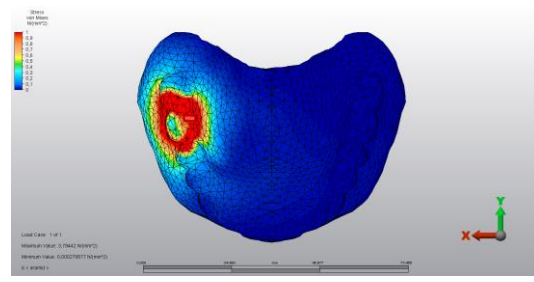
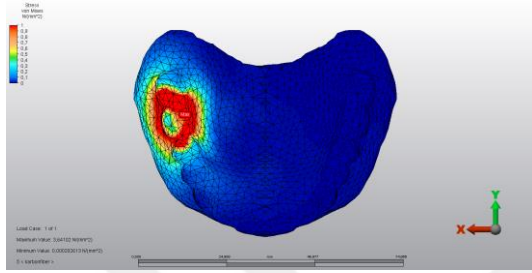
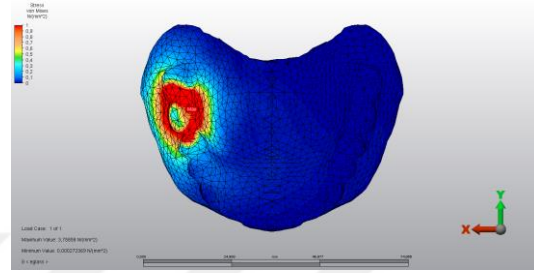
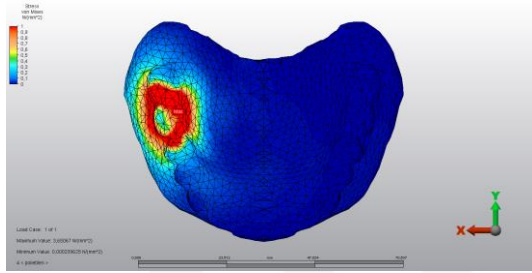
Resim 4.21. Model 2’de 16 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantların housing parçaları üzerinde oluşan von mises stres dağılımları

16 numaralı dişler bölgesinde yer alan implantın matris parçası üzerindeki en yüksek von mises streslerini aramid fiber ( $13,14 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenmiş overdenture protezler vermiştir. Bunu sırasıyla cam fiber ( $13,05 \text{ N/mm}^2$ ), krom kobalt alaşım ( $12,75 \text{ N/mm}^2$ ), karbon ( $12,71 \text{ N/mm}^2$ ) ve polietilen fiber ( $12,71 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenen protezler izlemiştir. (Şekil 4.7) İmplantın matris parçası üzerinde oluşan von mises stres dağılımının aramid modelde yoğun olduğu, karbon ve karbon fiberli modellerde benzer olduğu saptanmıştır. (Resim 4. 22)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

Resim 4.22. Model 3'te 16 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantların matris parçaları üzerinde oluşan von mises stres dağılımları

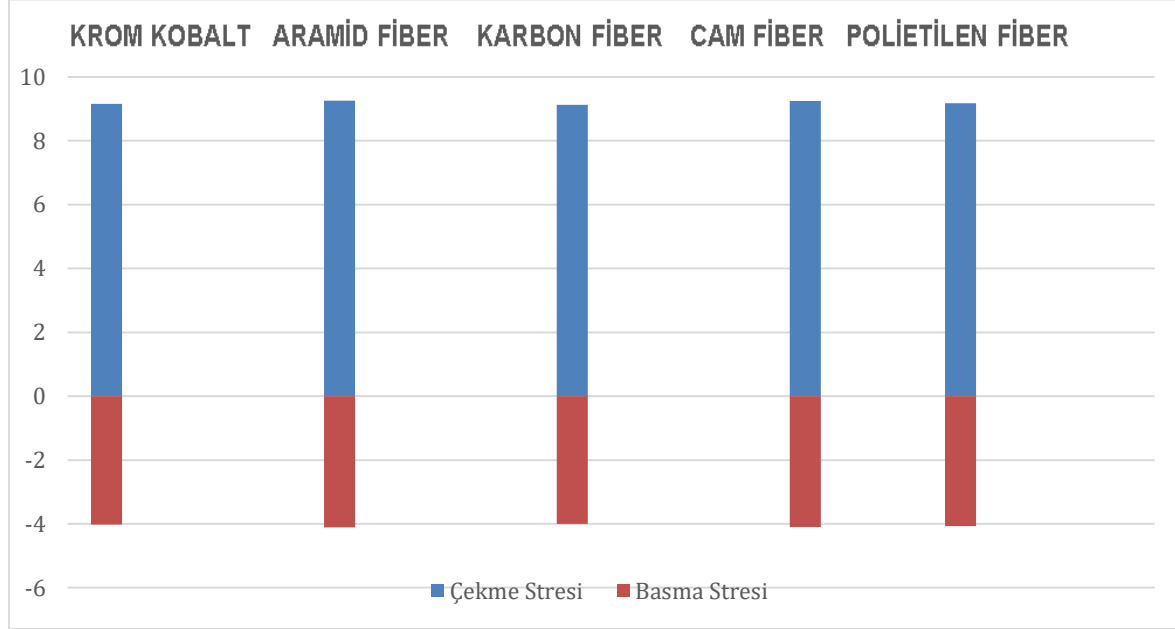
Model 3'te protezler üzerinde oluşan en yüksek stres değeri overdenture protezin aramid fiber ( $3,75 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklediği durumda görülmüştür. Bunu sırasıyla cam fiber ( $3,73 \text{ N/mm}^2$ ), krom kobalt alaşım ( $3,65 \text{ N/mm}^2$ ), polietilen fiber ( $3,65 \text{ N/mm}^2$ ) ve karbon fiber ( $3,64 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenen protezler izlemiştir. (Şekil 4.7) Overdenture protezlerin üzerinde oluşan von mises stres dağılımının aramid fiberli modelde yoğun olduğu, krom kobalt ve polietilen fiberli modellerde benzer olduğu saptanmıştır. (Resim 4. 23)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

Resim 4.23. Model 3'te protezlerde oluşan von mises stres dağılımları

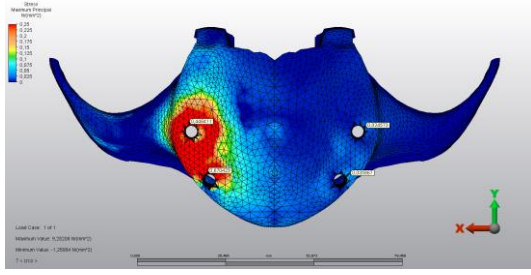
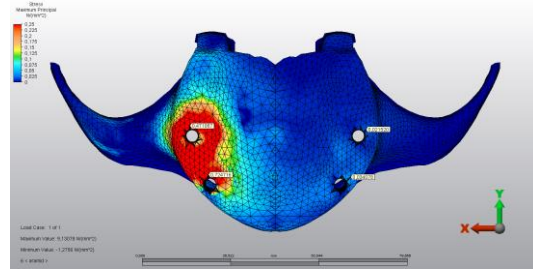
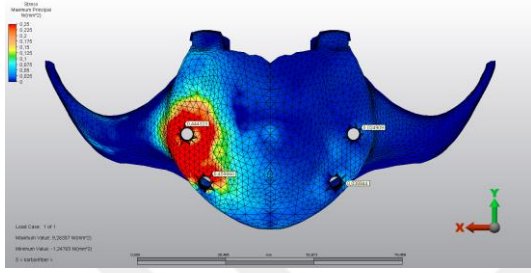
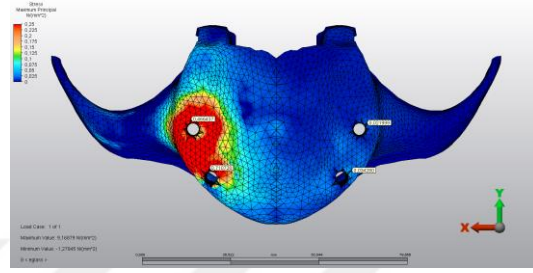
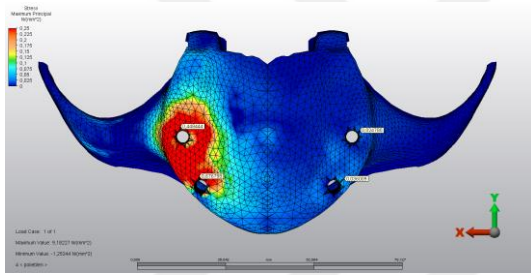
#### 4.9. Model 3'te Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri

Çalışmamızda 3 numaralı modelde kortikal kemik üzerinde oluşan çekme ve basma stres değerleri Şekil 4.8'de gösterilmiştir.



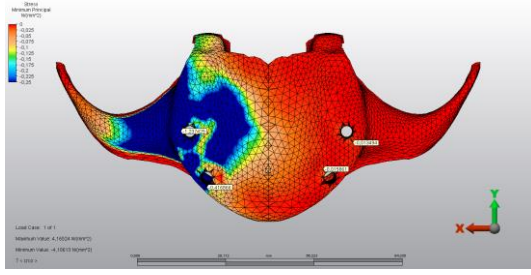
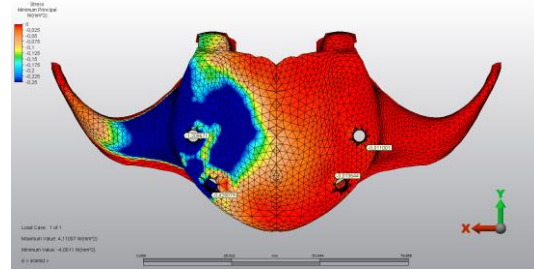
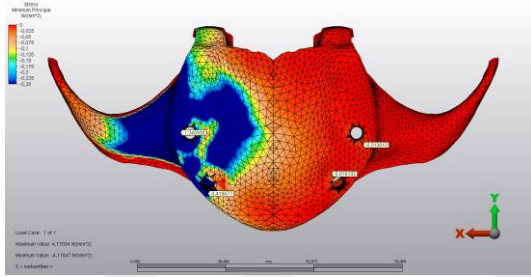
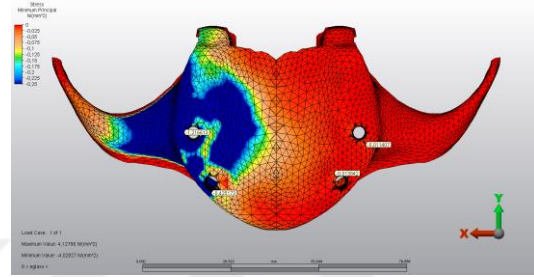
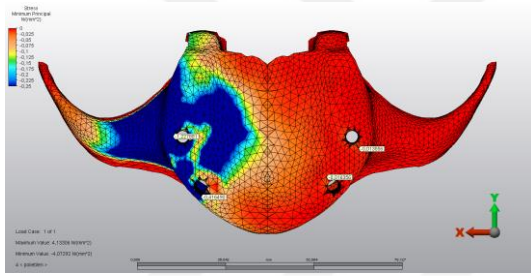
Şekil 4.8. Model 3'te kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

Model 3' de kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değerleri overdenture protezin aramid fiberle (9,26 N/mm<sup>2</sup>) desteklendiği durumlarda görülmüştür. Bunu sırası ile cam fiber (9,25 N/mm<sup>2</sup>), polietilen fiber (9,18 N/mm<sup>2</sup>), krom kobalt metal (9,16 N/mm<sup>2</sup>) ve karbon fiber (9,13 N/mm<sup>2</sup>) ile desteklenen protezler izlemiştir. (Şekil 4.8) Kortikal kemikte oluşan çekme stres dağılımının aramid ve cam fiber ile desteklenen protezlerde yoğun olduğu, karbon fiber ile desteklenen overdenture protezlerde düşük olduğu gözlemlendi. (Resim 4.24)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

Resim 4.24. Model 3'te kortikal kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları

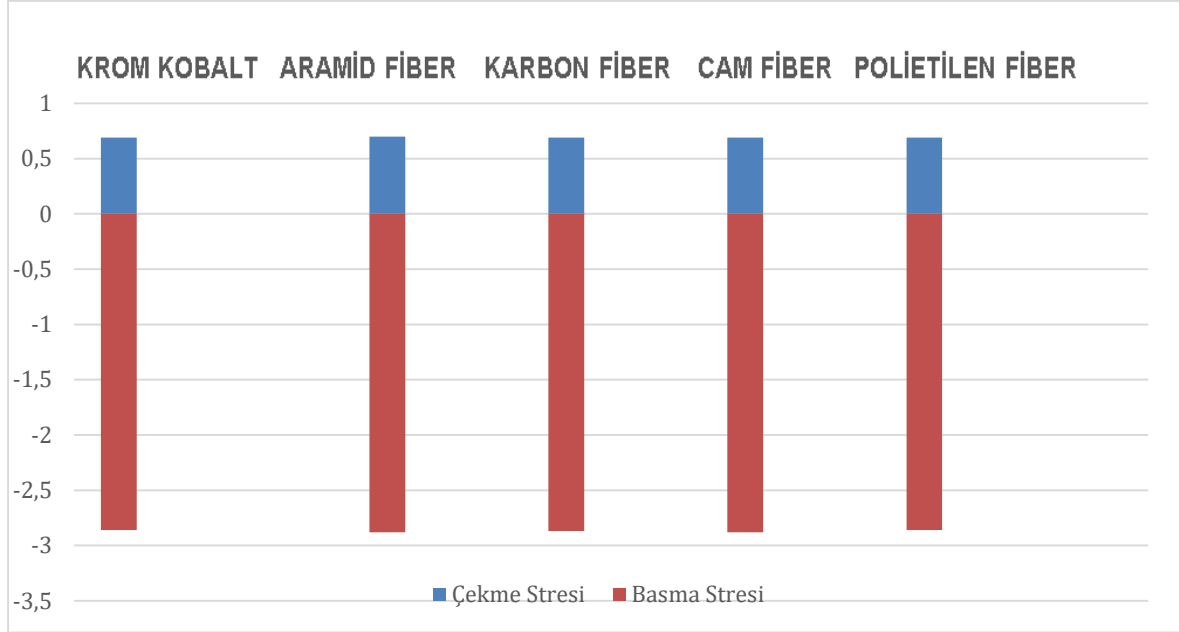
Model 3 planlamasında kortikal kemikteki en düşük basma stresi değeri overdenture protezin aramid fiber ( $-4,11 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklendiği durumda görülmüştür. Bunu cam fiber ( $-4,10 \text{ N/mm}^2$ ), polietilen fiber ( $-4,07 \text{ N/mm}^2$ ), karbon fiber ( $-4,02 \text{ N/mm}^2$ ) ve krom kobalt metal alaşım ( $-4,00 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenen protezler takip etmiştir. (Şekil 4.8) Kortikal kemikte oluşan en düşük basma stres dağılımı aramid ve cam fiber ile desteklenen overdenture protezlerde gözlendi.(Resim 4.25)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

Resim 4.25. Model 3'te kortikal kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları

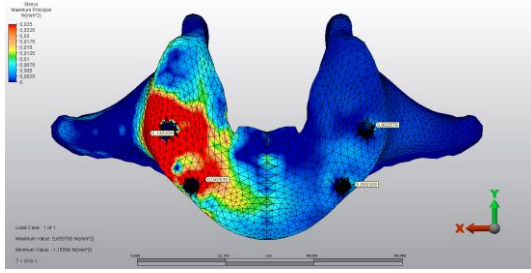
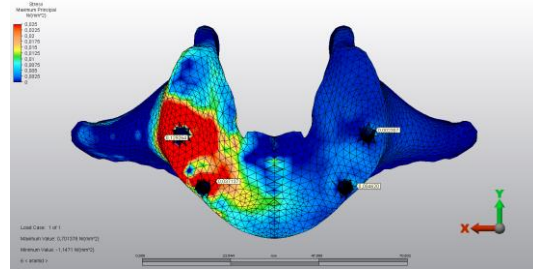
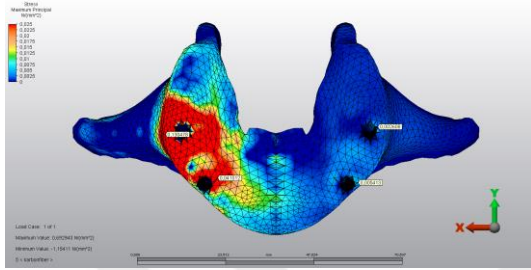
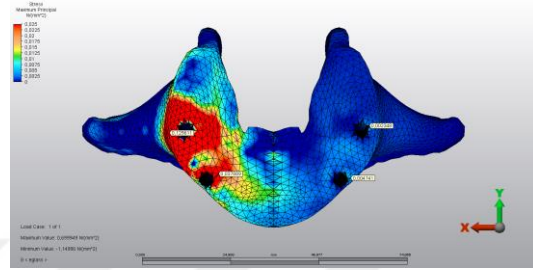
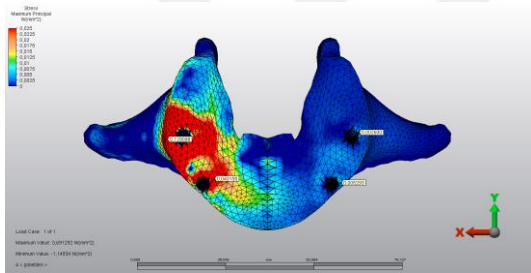
#### 4.10. Model 3'te Trabeküler Kemikte Oluşan Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri

Çalışmamızda 3 numaralı modelde trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme ve basma stres değerleri Şekil 4.9 'de gösterilmiştir



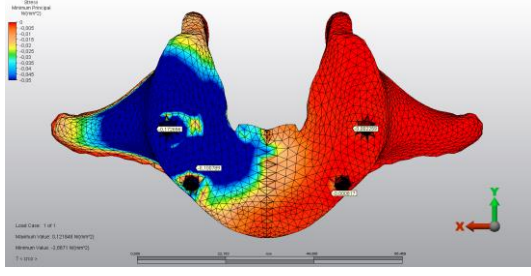
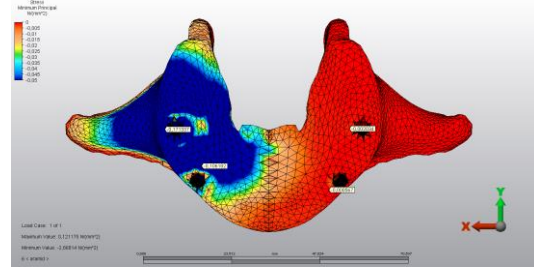
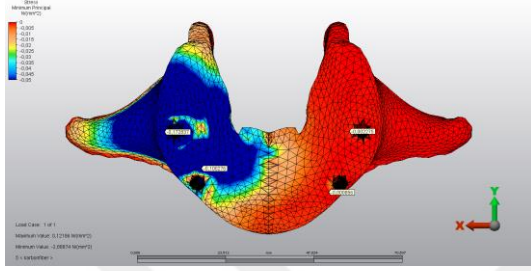
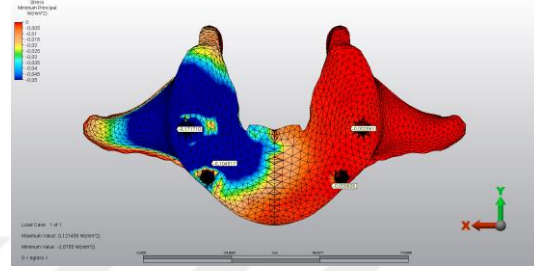
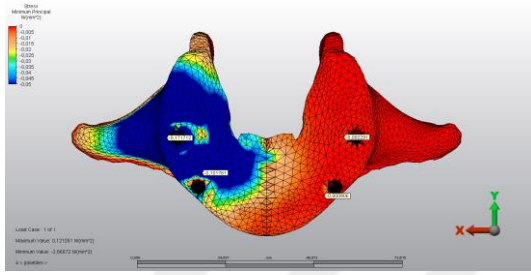
Şekil 4.9. Model 3'te trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

Model 3'te trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değeri overdenture protezin aramid fiberle (0,70 N/mm<sup>2</sup>) desteklendiği durumda görülmüştür. Diğer malzemeler ile desteklenen protezler için değerler aynıdır (0,69 N/mm<sup>2</sup>). (Şekil 4.9)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

Resim 4.26. Model 3'te trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları

Model 3 için basma stres değerleri aramid fiber ( $-2,88 \text{ N/mm}^2$ ) ve cam fiber ( $-2,88 \text{ N/mm}^2$ ) için aynı değerdedir. Bunu sırasıyla karbon fiber ( $-2,87 \text{ N/mm}^2$ ), polietilen fiber ( $-2,86 \text{ N/mm}^2$ ) ve krom kobalt metal ( $-2,86 \text{ N/mm}^2$ ) ile desteklenen protezler izlemiştir. (Şekil 4.9)

**CR-CO METAL****ARAMİD FİBER****KARBON FİBER****CAM FİBER****POLİETİLEN FİBER**

Resim 4.27. Model 3'te trabeküler kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları

Trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres dağılımının farklı alt yapıya sahip olan overdenture protezlerin tümünde birbirine yakın olduğu saptandı.(Resim 4.26) (Resim 4.27)

## 5. TARTIŞMA

Total diş kayıplarının tedavisinde hareketli protezler kullanılır. Ancak bu tedavi şekli retansiyon ve stabilite açısından her zaman hastayı memnun etmeyebilir. Geçmişte geleneksel tam protezler tam dişsiz hastalarda tercih edilen tedavi yöntemi iken günümüzde implant üstü overdenture protezler dişsizliğin giderilmesinde öncelikli tedavi seçeneği olmuştur. İmplantlar total ve parsiyel dişsizlik vakalarında, maksillofasial ve ortodontik tedavilerin ankrajında tedavi seçeneği olarak yerini almıştır. İmplant başarısı için teşhis ve planlama aşamalarında materyalin mekanik ve biyolojik özelliklerinin dikkate alınması gerekir [128].

İmplant destekli overdenture tedavisinin geleneksel tam protezlere üstünlüğü; daha iyi retansiyon, stabilizasyon sağlaması ve çiğneme etkinliğinin artmasına bağlı olarak protez konforunun ve hastanın yaşam kalitesinin artması olarak açıklanır [129, 130]. İmplant destekli protezlerde, gelen yüklerin implantlara ve destek dokulara iletimi önemli bir konudur. Aşırı yükler implant çevresinde kemik kaybı ile biyomekanik komplikasyonlara neden olur ve implantların uzun dönem başarısını olumsuz etkiler [131].

Yerleştirilecek olan implantın sayısı, boyu, çapı ile kemiğin kalitesi ve miktarı uygulanacak protezin planlanma aşamasında klinisyenin önceden değerlendirmesi gereken parametreler içerisinde yer almaktadır [124].

Çalışmamızda implant dizayn farklılıklarından kaynaklanan stres farklılıklarının önüne geçmek için implantların aynı çap ve uzunlukta olmasına özen gösterildi. Daha önceki çalışmalarda ağırlıklı olarak 4,1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda implantlar önerildiği için çalışmamızda 4,1mm çapında ve 12 mm uzunluğunda implantlar tercih edildi [107, 132, 133].

Maksiller posterior bölgede daha çok tip 3 ve tip 4 kemik görülmektedir. Ancak, tip 4 kemiğe yerleştirilmiş implantlarda başarısızlık oranının yüksek olduğu iddiası üzerine [124], çalışmamızda tip 3 kemik modellendi. Çalışmada Lekholm ve Zarb'ın [125] kemik kalite sınıflaması dikkate alınarak, bu sınıflamada tarif edilen Tip 3 kemik özelliğine uygun olacak şekilde modeller hazırlandı.

Tedavi planlamasında protezi destekleyecek implant sayısını ve lokasyonunu belirlemek en zor kararlardan biridir. İmplant destekli hareketli protezlerde destek olarak kullanılacak implant sayısı üzerine yapılan araştırmalarda fikir birliği olmaması hekimleri tereddütte bırakmaktadır [134-137].

Konu ile ilgili olarak iki implant üzerinde yer alan overdenture protezler ile geleneksel tam protezlerin karşılaştırıldığı çalışmalarda overdenture protez kullanan hastalarda çiğneme etkinliğinin daha iyi olduğu, hastaların estetik beklentisini karşıladığı, protez stabilitesi ve retansiyonu açısından daha tatmin edici sonuçlar verdiği rapor edilmiştir [130, 138]. Alt ene tam dişsizlik durumunda implant üstü overdenturelar için ekonomik durum ve hasta memnuniyeti dikkate alındığında en az iki implant yerleştirilmesi gerektiği ifade edilmiştir [136, 139].

Sadowsky [135], değişik sayılarda implantla desteklenen protezleri değerlendirdiği çalışmasında maksiller overdenturelar için idealde 6 implant, en az 4 implantın kullanılması gerektiğini belirtmiştir. İmplant sayısı arttığında kemiğe iletilen kuvvetlerin geniş alana yayıldığını vurgulamıştır.

Klemett [136], 1990-2007 yılları arasında, ikiden altıya kadar değişen sayılarda implantlar ile farklı tutuculara sahip overdenture protezleri değerlendiren 1779 çalışmayı incelemiş ve maksillada implant kaybına bağlı başarı oranları düşük olduğundan dolayı tutucu tipinden bağımsız en az dört implant kullanımının ideal olduğunu ancak iki implant ile yapılan overdenture protezlerin de rahatlıkla kullanılabileceğini bildirmiştir.

Takahaski ve ark. [140], maksillar tam dişsiz hastalarda 2 implant destekli ve 4 implant destekli implant planlamasında farklı ataçmanlar kullandıkları overdenture protezleri karşılaştırmışlar, iki implantlı planlamaların dört implantlı planlamalara göre implantlar üzerinde daha yüksek makaslama gerilimi oluşturma eğiliminde olduğunu belirtmişlerdir. Maksillada 2 implantlı farklı planlamalar arasında ataçman tipleri arasında anlamlı farklılıklar olduğunu ancak 4 implantlı planlamalarda ataçman tipleri arasında anlamlı bir fark gözlenmediğini ifade etmişlerdir. Bu nedenle ataçman tipine bakılmaksızın 4 implantlı ( 2 anterior ve 2 premolar yada molar implantlı) tasarımları önermişlerdir.

Maksillar overdenture protezlerde 4 implant ve 6 implantlı splintli olmayan ataçmanlı tasarımların karşılaştırıldığı bir çalışmada 6 implant ile desteklenmiş maksillar overdenture protezin zayıf ataçman kullanıldığında implantlar üzerinde yüksek stres oluşturduğu, bu yüzden klinik kullanımının uygun olmadığı maksillar overdenture protez tedavisinde 4 implantın uygun olduğu bildirilmiştir [137, 141].

Maksilla için ağırlıklı olarak 4 implantın önerildiği çalışmaların ışığı doğrultusunda çalışmamızda maksillar overdenture için 4 implantlı tasarımlar oluşturuldu.

İmplant destekli overdenture protezlerde başarıya etken olan faktörlerden biri de implantların doğru lokasyonda yerleştirilmeleridir [142, 143]. Yapılan çalışmalarda mandibular implantların anterior bölgeye yerleştirilmesi önerilmiştir [142, 144-146]. Anterior bölgede uygun olan bölgelerin lateral anterior, kanin ve premolar bölgeleri olduğu belirtilmiştir [113]. Kemik yüksekliği, kalınlığı açısından kanin bölgesinin en ideal bölge olduğu iddia edilmiştir. Ancak lateral bölgesinde kemik kalitesinin ve kalınlığının kanin bölgesiyle benzer olduğu durumlarda ve bu bölgenin mekanik avantajlarından dolayı lateral bölgesi de implant yerleşimi için iyi bir seçenektir. İki implant destekli mandibular overdenture protez üzerinde implant pozisyonu, açısı ve ataçman yüksekliğinin etkilerinin incelendiği bir çalışmada, en az stresin lateral bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde olduğu ifade edilmiştir [106, 113]. Ayrıca hastanın, ileride implant destekli sabit protetik tedavi talebi durumunda destek sağlayacak olan implantların yerleştirilebilmesine olanak sağlamak için planlama yaparken, implantların mümkün olduğu kadar kanin bölgesinin distaline yerleştirilmemesi önerilmektedir. Çalışmacılar en iyi stres dağılımının anterior bölgeye yerleştirilen implantların etrafında oluştuğunu, posterior bölgeden uygulanan kuvvetlerin oluşturduğu streslerin kanin ve premolar bölgesine yerleştirdikleri implantların distal bölgelerinde yoğunlaştığını ifade etmişlerdir [113].

Bir başka çalışmada çalışmacılar, implantların anterior bölgede konumlandırılması ile protezdeki posterior rotasyonun minimize olduğunu ve oluşabilecek olan anterior kuvvet kolu etkisinin azaldığını belirtmişlerdir. Anterior kuvvet kolunun yük koluna göre azalması neticesinde overdenture protez üzerine gelecek olan tipping hareketinin daha düşük olduğunu iddia etmişlerdir [147].

Tek parça zirkonyum ve titanyum implantların maksillar overdenture protezlerde implant ve periimplant bölgede oluşturduğu stres değerlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada maksillar overdenture 4 implant ile modellenmiş ve implantlar bilateral olarak kanin ve premolar dişler bölgesine yerleştirilmiştir. Sonuçta oblik yüklemde en yüksek stres değerlerinin en distaldeki implantın boyun bölgesinde gözlemlendiği, aksial yüklemde ise en yüksek stres değerlerinin implantların apeks bölgesinde yoğunlaştığı belirtilmiştir [148].

Osman ve ark.'larının [149], maksillar overdenture protezlerde farklı implant lokasyonlarının biyomekaniğini sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile karşılaştırdıkları çalışmada implantlar bir modelde bilateral olarak kanin ve premolar bölgelere yerleştirilmiş, diğer modelde ise 1 implant anterior krestal bölgeye, 2 implant premolar bölgelere, 1 implant midpalatal bölgeye yerleştirilmiştir. Araştırmacılar midpalatal ve krestal implant içeren tasarımın geleneksel tasarıma alternatif olabileceğini ifade etmişlerdir.

Tanino ve ark.'larının [132], yaptığı bir çalışmada stres kırıcı ataçmanların maksillar damaksız overdenture ve implant arasındaki bağlantıya etkisi sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmiş ve bu çalışmada iki implantlı (bilateral kanin lokasyonlu) ve 4 implantlı (bilateral kanin ve 2. premolar lokasyonu) modeller karşılaştırılmıştır. 6 numaralı diş bölgesine yükleme yapılmış, en yüksek stres değerinin kanin diş bölgesinde olduğu ve 4 implantlı tasarımların daha avantajlı olduğu ifade edilmiştir.

Akça ve ark.'ları [133], maksillar tam dişsiz çenede 4 implant destekli overdenture protezlerde implantların immedat yükleme ve geleneksel yükleme sonucunda üzerlerinde oluşan stres değerlerini sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile karşılaştırdıkları çalışmalarında implantları bilateral olarak lateral anterior ve 1. premolar bölgeye yerleştirmişler, anterior ve posterior implantlar üzerinde oluşan gerilme değerlerinin immedat yükleme ve konvansiyonel yüklemde benzer sonuçlar verdiğini ifade etmişlerdir.

İmplant lokasyonlarının önemini araştırıldığı bir çalışmada; Fanuscu ve Caputo geleneksel (3.75 – 13 mm) 4 implantı, maksillada kaninler ve 2. premolar bölgelerine yerleştirmiş ball ve bar ataçmanları karşılaştırmışlardır. 2. Premolar bölgeye yerleştirilen

implantlarda bar tipi ataçmanın kullanıldığı durumlarda stres değerlerinin yüksek olduğunu bildirmişlerdir [31].

Litaratür taramasında implant lokasyonuna yönelik çalışmaların kısıtlılığı nedeniyle çalışmamızda implantlar 3 farklı lokasyonda (1=lateral-1.premolar, 2=kanin- 2.premolar, 3=1.premolar-1.molar) yerleştirildi, implant konumlarının neden olduğu stres dağılımlarının incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlandı.

İmplant üstü overdenture ve protez arasındaki bağlantı, hassas bağlantı yapısındaki tutucu sistemler ile sağlanır. Bu sistemler bar, stud, magnet ve teleskop tutuculardır. Tutucu tipi seçimi protezin retansiyonu ve stabilizasyonu için önemli bir unsurdur [43]. Tutucu sistemlerinin yapısı, şekli, retansiyon kapasitesi ve esneklik miktarı farklılık göstermektedir. İmplant üstü overdenture’larda kullanılan tutucu tipinin seçiminde gerekli tutuculuk miktarı, esneklik mekanizması, hastanın ağız hijyeni, protetik tedaviden beklentileri, sosyal statüsü, implantlar arası mesafe, implant açıları, mevcut kemik miktarı, interokluzal mesafe ve hastanın ekonomik durumu dikkate alınmalıdır [25]. Ball tutucu sistemlerinden sonra üretilen locator tutucular, topuz tutucu sistemlerin yerleştirilmediği interokluzal mesafenin sınırlı olduğu alanlarda kullanılmaktadır [150-152].

Ball ataçmanlar, menteşe ve rotasyon esnekliği sunarken; locator ataçmanlar dikey ve menteşe esnekliği göstermektedir. Ucuz, etkili ve pratik olması nedeniyle ball ataçmanlar sıklıkla kullanılmaktadır [24]. Ball ataçman ile benzer boyut ve işleme sahip olan kendine özgü mekanik özelliği olan locator ataçmanlar interark mesafenin az olduğu durumlarda rahatlıkla kullanılabilirler [19]. Ayrıca locator ataçmanın yapısı gereği kullanılırken, parçaları arasında 0,4 mm’lik bir boşluk kalmaktadır ve bu boşluk yapıya resillient özellik kazandırmaktadır. Yapılan çalışmalarda ataçman tipinin, implant çevresindeki dokularda anlamlı bir etkisinin bulunmadığı belirtilmiş olsa da ataçmanların sahip oldukları farklı mekanik özellikler nedeniyle implant ve çevre dokular üzerine ilettikleri streslerin de farklı olacağı düşünülmektedir [24, 124]. Daas ve ark. [153], çalışmalarında resilliens özellik gösteren ataçmanların kemik üzerinde daha az stres göstermiş olduğunu bildirmişlerdir. İmplant destekli overdenture protezlerin başarısında ataçmanların tutuculuk kapasitesi de önemli bir yere sahiptir. Çiğneme fonksiyonu ve protezin yerinden çıkarılması sırasında, ataçmanın tutucu yüzeyleri arasında oluşan makro ve mikro hareketler zamanla ataçmanın

aşınmasına neden olur bu da tutuculuğunun ve stabilizasyonun azalmasına dolayısıyla hasta memnuniyetinin azalmasına yol açmaktadır.

İmplant destekli mandibular overdenture kullanan hastalarda bir yıllık idamenin değerlendirildiği klinik bir çalışmada protezlerde esnek ataçman kullanımının istenmeyen kuvvetleri destek dokulara ileterek protezde resorbsiyona yol açabileceğini ve besleme ihtiyacı duyulabileceğini bildirmişlerdir. Bar, ball ve locator ataçmanların değerlendirildiği bu çalışmada en çok besleme ihtiyacının ball ataçmanda görüldüğü locator ataçmanda ise bu ihtiyacın minimum olduğu bildirilmiştir. Bunun sebebi olarak da iki ataçman arasındaki esneklik farkı gösterilmiştir [154].

Bir çalışmada locator ataçmanların kullanıldığı tasarımlarda, implantlar üzerinde oluşan gerilimlerin, ball ataçman kullanılan tasarımlardaki gerilimlerden daha küçük olduğu ancak, aralarında önemli ölçüde fark olmadığı belirtilmiştir [133].

Ball, locator ve bar tipi tutuculardaki komplikasyonların karşılaştırıldığı bir çalışmada locator tutucu sisteminin klinik sonuçlarının bar ve topuz tutucu sistemine göre daha iyi klinik sonuçlar verdiği bildirilmiştir [155]. Teleskop, bar, locator tutuculu implant üstü overdenture protez kullanan 30 hastanın üç yıl boyunca değerlendirildiği prospektif klinik çalışmada üç tutucu sistem arasında implant sağ kalım ve başarı oranları açısından fark gözlemlenmemiştir. Ancak locator tutucu sisteminin bar ve teleskop grubuna oranla daha üstün klinik bulgular (peri- implant hijyen parametreleri, protetik kontrol sıklığı, maliyet, protez hazırlanması) verdiği ancak bu bulguların güvenilirliği için daha uzun süreli ve daha fazla sayıda hasta katılımlı prospektif klinik çalışmalara gerek olduğu belirtilmiştir [156].

İmplant destekli mandibular overdenture protezlerde çeşitli tutucu mekanizmaların fotoelastik stres analiz yöntemiyle karşılaştırıldığı bir çalışmada 4 model oluşturulmuş ve modellerde implant üstü tutucu sistemi olarak bar tutucu, ball tutucu, locator ve bar-ball tutucu kullanmışlardır. Sağ 1. molar dişin santral fossasına 100 N luk vertikal kuvvet uygulanmıştır. Kortikal kemikte en az stres değeri barla birlikte kullanılan ball tutuculu protezlerde bulunmuştur. Bunu sırasıyla ball tutucu, locator tutucu, bar tutucu ile yapılmış overdenture protezler izlemiştir [38]. Çalışmalarda ağırlıklı olarak locator tutucuların daha iyi sonuçlar verdiği bulgusu çalışmamızda locator tutucuları tercih etmemize neden oldu.

Protez kaide yapımında kullanılan PMMA'nın transvers dayanıklılığının, çarpma dayanıklılığının ve yorulma direncinin düşük olması birtakım başarısızlıklara neden olmaktadır [99].

Akrilik rezinlerin mekanik özelliklerini geliştirmek amacı ile rezinlere çeşitli ürünlerin ilave edilmesi ile ya da rezinlere metal, fiber ağ veya plakaların katılması gibi birçok farklı yöntem denenmiştir. Metal kullanımındaki en önemli problemlerden biri, kimyasal bağlantı sağlanamamasından dolayı metal ve akrilik yapılar arasındaki zayıf adezyondur. Korozyona uğramaları da diğer bir dezavantajdır. Adezyonu artırmak amacıyla birçok yöntem kullanılmakla beraber yapılan çalışmalar; metal ilavesinin transvers dayanıklılık, çarpma dayanıklılığı ve yorulma direnci gibi mekanik özellikleri istenilen ölçüde artırmadığını ve metal kullanımının estetik problemler nedeniyle sınırlı olduğu belirtilmektedir [157, 158].

Akrilik rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla kullanılan fiberler protetik uygulamaların yanısıra ortodontik ve periodontal uygulamalarda da kullanılmaktadır. Fiberlerin diş hekimliğinde kullanılmalarının en önemli sebebi, rezinlerin estetik avantajlarını metallerin mekanik özelliklerini birleştiren materyaller olmalarıdır. Metalle karşılaştırıldığında, fiberle güçlendirilmiş materyaller üstün mekanik özellikler gösterirler. Nonkoroziv olmaları, metal alerjisi olan hastalarda kullanılabilmesi, yarı şeffaf olmaları, iyi bağlantı sağlayabilme özellikleri ve tamir kolaylıkları nedeni ile fiberler metallerden daha avantajlıdır. Akrilik rezinlerin güçlendirilmesinde; karbon [159], aramid [160], polietilen [68, 100, 161] ve cam [159, 162] olmak üzere farklı türde fiberler kullanılır [70].

Vaka seçimi, dizayn özellikleri ve üretici firma önerileri doğrultusunda uygun şekilde kullanımları, başarılarında önem taşımaktadır. Bununla birlikte, fiber uygulamaları, hassas ve zaman alıcıdır, iyi presleme ve prova kapanışları yapılmadığı, talimatlara uyulmadığı durumlarda protez yüzeylerine çıkarak mukoza irritasyonlarına, plak birikimlerine dolayısıyla başarısızlığa neden olmaktadır [163, 164].

John ve ark.'larının [160] cam, naylon ve aramid fiber ile güçlendirilmiş PMMA rezinin bükülme mukavemetini karşılaştırdıkları çalışmada; bütünüyle güçlendirilmiş preparatlar geleneksel akrilik rezine göre daha iyi sonuçlar vermiştir ve cam fiberle güçlendirilmiş

preparatlar en yüksek bükülme dayanımını göstermiştir. Bunu aramid ve naylon fiberle güçlendirilmiş örnekler takip etmiştir.

Bir çalışmada değişik ağırlıklarda polietilen ve karbon fiber ile desteklenmiş PMMA'ların kırılmaya karşı dirençleri karşılaştırılmış polietilen fiber destekli örneklerde fiber miktarı arttığında kırılmaya karşı direncin arttığı, karbon fiber destekli örneklerde ise, fiber miktarındaki artışın kırılma direncinin artmasına neden olmadığı belirtilmiştir [62].

Kostoulas ve ark. [159], akrilik rezinlerin güçlendirilmesindeki en etkili yöntemin tek yönlü cam fiber eklemek ve otopolimerize rezinle güçlendirmek olduğunu ifade etmişlerdir. Güçlendirme yapılmamış gruba göre kırılma dayanımı, kırılma anındaki esneme ve kırılma tokluğu güçlendirme yapılmış gruba göre belirgin bir şekilde düşük çıkmıştır. Venkat ve ark. [161] protez tamiri ile ilgili yaptıkları çalışmada polimetilmetakrilat rezinin polietilen fiberle güçlendirilmesi ile yüksek mekanik özelliklere ulaşıldığını belirtmişlerdir.

Karacaer ve ark. [68], orta hat kırığından şikayetçi olan hastaların protezlerini çok yüksek modüllü örgü tarzındaki polietilen fiber ile güçlendirmişler ve 18 aylık klinik gözlem sonrasında herhangi bir çatlak ya da kırılma gözlenmediğini ifade etmişlerdir. Çalışmacılar bir başka çalışmalarında cam fiber takviyesinin enjeksiyon ve kompresyon yöntemi ile polimerize edilen akrilik rezinlerin elastiklik modülü, çapraz dayanımı ve darbe dayanımı üzerine etkisini incelemişler ve enjeksiyon yöntemi ile oluşturulmuş fiber destekli rezinlerin, kompresyon yöntemi ile elde edilmiş gruptan daha yüksek çapraz dayanım, elastik modülü ve baskı dayanımı gösterdiğini gözlemlemişlerdir [100].

Atiyah ve ark. [162], birbirinden farklı damak kubbesi şekillerinin örgü tip cam fiberle güçlendirilmiş akrilik rezin materyallerinin çizgisel boyut değişikliğini etkilediğini ifade ederken, Dalkız ve ark. [165], damak şeklinin ve fiber kullanımının boyut değişimini etkilemediğini belirtmişlerdir.

Overdenture uygulamalarında PMMA'lar içerisinde alt yapı olarak krom kobalt kullanılmaktadır. Litaratür taramasında alt yapı olarak krom kobalt metal alaşımli overdenture çalışmalarının yoğunluğuna karşın, overdenture protezlerin fiberler ile desteklendiği ve stres analizlerinin yapıldığı çalışmalara rastlamadık. Bu nedenle tez

çalışmamızda overdenture protezler; krom kobalt metal, aramid, karbon, polietilen, cam fiberlerle desteklendi. Overdenture alt yapısında yer alan materyal farklılığının implant, implant parçaları, kortikal ve trabeküler kemikte oluşturdukları stres değerlerinin incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlandı.

İmplantlardaki başarı ve başarısızlığın anahtarı okluzal kuvvetin destek dokulara aktarım biçimidir. İmplant destekli overdenture protezlerde, implanta gelen aşırı yükler kortikal kemik kaybına neden olmaktadır. Okluzal kuvvetler implant üst yapı aracılığıyla önce implanta sonra kemiğe iletilir. Kemiğe iletilen stres değerini ve kemik kaybının büyüklüğünü tutucu sistemin stresleri dağıtma, iletme mekanizması belirlemektedir [166, 167]. Araştırmacılar implant destekli protezlerde, implant kayıplarının %90'ının biyomekanik problemler sonucu, %10'unun ise peri-implantitis nedeniyle olduğunu ifade etmektedir [168].

İmplantlardan destek dokulara yük transferi: yüklemenin büyüklüğüne ve yönüne, kemik-implant ara yüzüne, implantların uzunluk ve çapına, implant yüzeyinin şekline ve karakteristiğine, uygulanan protezin tipine, çevreleyen kemik kalitesine ve miktarına bağlıdır. Bu farklılıkların implant elemanlarına protez ve destek dokulara yansımalarının incelenmesi için stres analizleri yapılmaktadır [49, 169]. Böylece stres yoğunlaşma alanları tespit edilerek hangi bölgelerde başarısızlık olabileceği ön görülmeye çalışılmaktadır.

Okluzal kuvvetleri taklit ederken sadece vertikal kuvvetleri veya sadece horizontal kuvvetleri değerlendirmek yeterli değildir. Kuvvetlerin hem oblik hem vertikal uygulanması daha gerçekçi sonuçlar elde edilmesini sağlar. İmplantlarla ilgili sonlu elemanlar stres analizleri yapılırken, sadece aksiyal ve horizontal kuvvetleri (momente sebep olan kuvvetler) göz önünde bulundurmamak yeterli değildir. Kombine kuvvetler (oblik, vertikal) de önem taşımaktadır. İmplantlara iletilen okluzal kuvvetlerin dikey ve yatay bileşenlere ayrılarak stres oluşturmaları nedeniyle proteze gelen kuvvetin hangi bölgeden ve ne şekilde geldiği önem arz etmektedir [49].

Yüklemenin yapıldığı noktanın implant, abutment, ataçman veya restorasyon üzerinden olması, oluşan streslerde önemli değişikliklere neden olacaktır. Yapılan yüklemenin restorasyonlar üzerinden yapılması ile, gelen streslerin modellenen bütün yapı üzerinde paylaştırılması nedeniyle daha gerçekçi sonuçlar elde edilebileceği ifade edilmiştir.

Çiğneme sırasında etkin olan kuvvetler daha çok oblik kuvvetler olduğundan çalışmamızda horizontal, vertikal ve oblik kuvvetlerin tümünü içeren food stuf kuvvet iletim metodu kullanıldı [126, 127].

Doğal dişli bireylerde molarlarda 390-800 N arasında (ortalama 565N) premolarlarda 288 N maksimum ısırma kuvveti tespit edilmiştir. Tam protez hastalarında bu değerler molar dişlerde 106,5 N, premolarlarda ortalama 97,5N olarak ölçülmüştür. İmplant üstü overdenture protez kullanan hastalarda ısırma kuvveti 18-240 N olarak ölçülmüştür. Yine implant üstü hareketli protez kullanan hastalarda vertikal ısırma kuvveti 42-412N (ortalama 143N) olarak ölçülmüştür [170].

Overdenture protezlerin stres dağılımının sonlu elemanlar yöntemi ile incelendiği bir çok çalışmada birinci molar diş çiğnemenin merkezi olarak kabul edilmiş ve kuvvet birinci molar dişin merkezinden uygulanmıştır [132, 148, 149]. Okluzal kuvvet değerinin belirlenmesine yönelik çalışmalarda maksimum kuvvet değeri 240N olarak verilmiştir [170]. Bu çalışmaların ışığı doğrultusunda çalışmamızda 1.molar diş bölgesinden 200 N'luk kuvvet uygulandı.

Protetik restorasyonların, destek yapıların ve çevre dokuların fonksiyonel kuvvetler esnasındaki biyomekanik davranışlarını incelemek için ağırlıklı olarak sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, fotoelastik stres analiz yöntemi ve strain-gauge stres analiz yöntemi kullanılır [106, 107, 113, 132, 171].

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile strain-gauge analiz yönteminin karşılaştırıldığı bir çalışmada çalışmacılar bu iki yöntemle elde edilen stres miktarının aynı olduğunu fakat modellerin oluşturulmasında sonlu elemanlar yönteminin daha hassas ve detaylı sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir [50, 106, 107]. Litaratürde implant biyomekaniği ile ilgili yapılan araştırmaların çoğunda 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanılmıştır. Bu yöntemin diğer stres analiz yöntemleri ile kıyaslanabilecek kadar başarılı olduğu ve elde edilen sonuçların diğer in-vitro çalışmaların sonuçlarıyla karşılaştırılabileceği ifade edilmiştir [50, 108, 133].

Sonlu elemanlar stres analiz çalışmaları iki boyutlu ve üç boyutlu olarak yapılabilmektedir [172]. Modellenen yapının anatomisinin düzensiz olduğu durumlarda ya da kuvvet

uygulanan düzlemin simetrik olmadığı durumları daha iyi analiz etmesi, modeldeki bütün streslerin ayrıntılı şekilde gösterilmesi, gerçeğe daha yakın modeller ve sonuçlar elde edebilmesi üç boyutlu sonlu elemanlar yönteminin öncelikli tercih nedenidir [173]. Yukarıdaki bilgilerin ışığı altında çalışmamızda üç boyutlu stres analiz yöntemini kullanmayı tercih ettik..

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde kullanılan eleman ve nod sayısı test sonuçlarını etkileyen önemli faktörlerdendir. Sonuçların güvenilir olması için kullanılan eleman ve düğüm sayıları en az 30.000-200.000 arasında olmalı ve eleman boyutları 150-300 nm olmalı bu değerden büyük eleman boyutları sonuçların aldatici olmasına neden olabilmektedir [174]. Bir araştırmada eleman boyutlarının azaltılmasının testlerin sonuçlarına etkisi değerlendirilmiş, 75,150,300 ve 600nm eleman boyutları karşılaştırmıştır. Sonuçta; eleman boyutunun azaltılması eleman sayısının artmasına, daha gerçekçi bir model elde edilmesine olanak sağlamıştır. Eleman sayısının artırılması çözümleme zamanını arttırmıştır [175]. Çalışmamızda kullanılan eleman ve düğüm sayıları sırası ile birinci model için 768934-144210; ikinci model için 795589-149498; üçüncü model için 784645-151244' dir.

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında çene kemiği elastisite modülü ve poission oranları ile değerlendirilmektedir. Bu nedenle çene kemiğinin maddesel davranışının izotropik, homojen ve linear elastik olduğu varsayılmaktadır [49, 176]. Çoğunluğu uzun kemiklerde yapılmış biyomekaniksel çalışmalar kemiğin fiziksel özelliklerinin anizotropik ve non homojen karakterde olduğunu göstermektedir. Gerçekte maxilla ve mandibula kısmen plastik ve canlı dokulardır, dinamikler ve mekaniksel ortama göre farklı şekillerde cevap verirler. İmplant materyalinin elastisite modülüsü kuvvetin kemiğe iletiminde önemli role sahiptir. Kullanılan materyallerin elastisite modülüsü implant kemik arayüzünü ve kemiğe gelen stres miktarını etkiler [177]. Materyal fizyolojik sınırlar içerisinde olan kuvvetleri kemiğe iletir. Bu nedenle çok düşük elastisite modülüsüne sahip implant materyalinden kaçınılmalıdır. İmplant materyalinin elastikiyet modülünün en az 110 GPa olması önerilir [49]. Bu öneri doğrultusunda çalışmamızda implant materyalinin elastikiyet modülüsü 110 GPa olarak verildi.

Sonlu elemanlar analiz çalışmalarında; implantların, dental yapıların, protezin, kortikal ve trabeküler kemiğin, akrilin, mukozanın, elastisite modülleri ve poisson oranları için kabul

edilmiş evrensel tek bir tablo yoktur [178, 179]. Bu nedenle çalışmamızda en çok kullanılan değerlerden faydalanıldı. Çalışmamızda alt yapı materyallerinin elastisite modülüsü, krom kobalt metal 218 GPa, aramid fiber 67 GPa, karbon fiber 235 GPa, polietilen fiber 210 GPa, cam fiber 70 GPa olarak verildi [118, 119, 121, 122].

Sonlu elemanlar stres analizinde genellikle üç tip gerilme von mises, maksimum ve minimum asal gerilme değerlendirilmektedir [107, 109, 180]. Bazı stres analizi çalışmalarında, kemik gibi gevrek materyaldeki gerilmelerin değerlendirilmesinde asal gerilmelerin kullanılmasının daha uygun olduğu [107, 109, 132], implant gibi çekilebilir materyallerdeki gerilmelerin değerlendirilmesinde ise asal gerilmelerden bir formül ile hesaplanan von mises gerilmelerinin kullanılmasının daha doğru olduğu ifade edilmiştir. Ancak bazı çalışmalarda kemikteki stres dağılımını değerlendirmek için von mises gerilmelerine bakılmıştır. Çalışmamızda kortikal kemikte oluşan gerilmeler maksimum ve minimum asal gerilmeler ile, implant, implant parçaları ve protez üzerinde oluşan gerilmeler ise von mises stres gerilmeleri ile değerlendirildi [109, 180, 181].

Geometri ve sınır koşullarındaki farklılıklar nedeniyle sonlu elemanlar stres analizinden elde edilen sonuçlar nicel açıdan diğer çalışmalarla karşılaştırılamaz. Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz [180]. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarından elde edilen sonuçlar nitel anlamda dağılım yerleri ve yoğunlukları açısından karşılaştırılabilirler. Bir çok çalışmada sonuçlar sadece yorumlanmıştır [109, 148, 149, 180]. Çalışmamızda istatistiksel analiz yapılmadı. Değerler ve dağılım görüntüleri kıyaslama yapılarak değerlendirildi. Gerek yöntem, gerekse veriler açısından çalışmamıza benzer çalışma sayısının az oluşu, sonuçların nitel anlamda karşılaştırmalarını zorlaştırmıştır. Çalışmamızda önceki çalışmacıların önerileri doğrultusunda modellemeler yapıldı ve sonuçlar modeller arasında değerlendirildi.

Çalışmamızda impant, implant parçaları, protez üzerinde oluşan en yüksek von mises stres değerleri, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme ve basma stres değerleri model 3'te gözlemlenmiş bunu sırasıyla model 2 ve model 1 izlemiştir. En yüksek stres değerlerinin model 3'de izlenmesinin nedeninin; implantların yük uygulama noktasına yakın olmasından kaynaklandığı düşüncesindeyiz. Önceki çalışmalarda da posterior da konumlandırılan implantların implant, implant parçaları ve kemikte daha yüksek stres

değerleri oluşturduğu bildirilmiştir [31, 107, 156]. Çalışma bulgumuz diğer çalışmalarını destekler niteliktedir.

Çalışmamızda implantlar ve implant parçaları üzerinde oluşan en yüksek von mises stres değerleri her üç modelde de aramid ve cam fiberli modelde gözlemlenmiştir. Yapılan çalışmalarda yüksek rijiditeye sahip protetik materyallerin, alttaki yapıda, elastiklik modülü küçük olan materyallerden daha düşük stres oluşturduğu bildirilmiştir [49, 177]. Çalışmamızda da elastiklik modülü düşük olan aramid ve cam fiberlerin tüm modellerde alttaki implant, implant parçaları, kortikal ve trabeküler kemikte daha yüksek stres oluşturduğu bulgusu çalışmacıları destekler niteliktedir.

Litaratür taramasında fiber alt yapılı implant destekli overdenture çalışmalarının olmaması nedeniyle fiber sonuçlarımızı karşılaştırma imkanı bulamadık.

Birçok çalışma sonucuna uyumlu olarak çalışmamızda da kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres miktarı trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerlerinden daha yüksektir [8, 132, 133, 149, 181]. Kortikal kemiğin elastiklik modülü trabeküler kemikten daha yüksektir ve kortikal kemik trabeküler kemiğe göre daha serttir, deformasyona karşı dirençlidir [182, 183]. Bu nedenle kortikal kemik trabeküler kemiğe göre klinik koşullarda daha yüksek yükleme koşullarına dayanıklıdır. Kortikal kemikte gözlenen stres değerlerinin trabeküler kemikte gözlenen stres değerlerinden yüksek olmasının nedeni gelen kuvvetlerin öncelikle kortikal kemik tarafından karşılanması absorbe edilerek trabeküler kemiğe aktarılması olarak açıklanmıştır. Kortikal kemikte daha yoğun stres gözlemlenen bulgumuz, çalışmaları destekler niteliktedir [184, 185].

Tüm modellerde implant ve implant çevresinde oluşan stres değerlerine uyumlu olarak kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme ve basma stres değerleri aramid ve cam fiberde görülmüştür. Aramid ve cam fiberli gruplarda çekme ve basma stres değerlerinin yüksek olmasının nedeni elastikiyet modüllerinin düşük olması olarak açıklanabilir. Aramid ve cam fiber alt yapılı çalışmaların olmaması nedeniyle fiberlerin kendi içerisinde kıyaslandığı bulgumuzu karşılaştırma imkanı bulamadık.

Yapılan pek çok sonlu elemanlar analizi çalışmasında kemik implant ara yüzünün yapışık olduğu ve tüm ara yüz boyunca sıkı bir temas olduğu kabul edilir [107, 133, 148, 149,

181]. Ancak klinik koşullarda hiçbir zaman hücresele düzeyde %100 kemik implant teması mümkün değildir. Bu nedenle sayısal değerlerin tek başına başarı veya başarısızlık olarak değerlendirilmesi yanılıcı olacaktır.

İmplantlardaki başarısızlık riskini minimuma indirmek için implant ve kemik dokunun biyomekanik özellikleri önem arz etmektedir. Bu çalışmada uygulanan sonlu elemanlar stres analizinde implantların kemikle bağlantısının %100 olduğu varsayıldı. Ancak kemikle implant arasındaki bağlantının hiçbir zaman %100 seviyede olmadığı bilinmektedir. Bu sebeple bu çalışmada elde edilen sonuçlar değerlendirilirken sonlu elemanlar stres analizinin limitleri göz önünde bulundurulmalıdır.

Çalışmamızda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme ve basma stres değerleri aramid ve cam fiber ile desteklenen overdenture protezlerde görülmüştür. Aramid ve cam fiberli modelde en yüksek stres değerlerinin gözlemlenmesinin nedeni bu materyallerin elastiklik modülüsünün diğer fiberlerden düşük olması ile açıklanabilir. Fiber alt yapılı çalışmaların olmaması nedeniyle bulgumuzu tartışma imkanı bulamadık.

## 6. SONUÇLAR

Bu çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlar çıkarılmıştır;

1. İmplant, implant parçaları ve protezler üzerinde oluşan en yüksek von mises streslerinin implantların maksillar krete bilateral 1.premolar ve 1. molar bölgelerine yerleştirildiği model 3'te olduğu gözlemlendi.
2. Kortikal ve trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme ve en düşük basma stres değerlerinin model 3'te olduğu gözlemlendi.
3. Modellerin tümünde kortikal kemikte oluşan stresler, trabeküler kemikte meydana gelen streslerden daha yüksektir ve kortikal ve trabeküler kemiğin dayanım kapasitesini aşmamıştır.
4. Posterior da yer alan implant yerleşiminde implant, implant parçaları, protez, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stres değerlerinin arttığı gözlemlendi.
5. Tüm modellerde implant, implant parçaları ve protezler üzerinde oluşan en yüksek von mises stresleri en düşük elastik modülüne sahip aramid fiber ile desteklenen overenture protezlerde gözlemlendi. Bunu genel olarak sırası ile cam fiber, polietilen fiber, krom kobalt alaşım ve karbon fiber ile desteklenen overdenture protezler izledi.
6. Kortikal ve trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme ve en düşük basma stres değerlerinin en yüksek aramid fiber ile desteklenen protezlerde olduğu gözlemlendi.
7. Tüm alt yapı materyallerinde implantların bilateral olarak lateral dişler ve 1. premolar diş bölgesine yerleştirildiği (model 1) tasarım stres dağılımları açısından avantajlı bulundu.
8. Elastisite modülüsü yüksek fiberlerin, overdenture protez kaidesini desteklemek amacıyla rutin olarak kullanılan, krom kobalt alaşıma alternatif olabileceği gözlemlendi.



## KAYNAKLAR

1. Hamdan, N., Gray-Donald, K., Awad, M., Johnson-Down, L., Wollin, S., and Feine, J. (2013). Do implant overdentures improve dietary intake? A randomized clinical trial. *Journal of Dental Research*, 92(12), 146-153.
2. Morais, J., Heydecke, G., Pawliuk, J., Lund, J., and Feine, J. (2003). The effects of mandibular two-implant overdentures on nutrition in elderly edentulous individuals. *Journal of Dental Research*, 82(1), 53-58.
3. MacEntee, M. I. (1985). The prevalence of edentulism and diseases related to dentures-a literature review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 12(3), 195-207.
4. Abnet, C. C., Qiao, Y.-L., Dawsey, S. M., Dong, Z.-W., Taylor, P. R., and Mark, S. D. (2005). Tooth loss is associated with increased risk of total death and death from upper gastrointestinal cancer, heart disease, and stroke in a Chinese population-based cohort. *International Journal of Epidemiology*, 34(2), 467-474.
5. Grossmann, Y., and Sadan, A. (2005). The prosthodontic concept of crown-to-root ratio: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(6), 559-562.
6. Sahyoun, N. R., Lin, C.-L., and Krall, E. (2003). Nutritional status of the older adult is associated with dentition status. *Journal of the American Dietetic Association*, 103(1), 61-66.
7. Geckili, O., Bilhan, H., Mumcu, E., Dayan, C., Yabul, A., and Tuncer, N. (2012). Comparison of patient satisfaction, quality of life, and bite force between elderly edentulous patients wearing mandibular two implant-supported overdentures and conventional complete dentures after 4 years. *Special Care in Dentistry*, 32(4), 136-141.
8. Yoo, J. S., Kwon, K.-R., Noh, K., Lee, H., and Paek, J. (2017). Stress analysis of mandibular implant overdenture with locator and bar/clip attachment: Comparative study with differences in the denture base length. *The journal of advanced Prosthodontics*, 9(3), 143-151.
9. Belli, S., and Ozer, F. (2000). A simple method for single anterior tooth replacement. *Journal of Adhesive Dentistry*, 2(1), 67-70.
10. Ellakwa, A. E., Shortall, A. C., and Marquis, P. M. (2002). Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(5), 485-490.
11. Vasant, R. and Vasant, M.K. (2013). *Retention systems for implant-retained overdentures*. *Dental Update*, 40(1), 28-31.
12. Demirel, M. G., and Tuncdemir, M. T. (2018). Urgent Solution for single tooth loss: fiber-reinforced composite bridges. *Emerg Med*, 17, 78-81.
13. Feine, J. S., Carlsson, G. E., Awad, M. A., Chehade, A., Duncan, W. J., Gizani, S., Head, T., Lund, J.P., MacEntee, M., Mericske-Stern, R., Mojon, P., Morais, J., Naert,

- I., Payne, A.G., Penrod, J., Stoker, G.T., Tawse-Smith, A., Taylor, T.D., Thomason, J.M., Thomson, W.M. and Wismeijer, D. (2002). The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 17(4), 601.
14. Tokar, E. (2014). *Tam Dişsiz alt çenede implant destekli overdenture uygulamalarında açilari ve mesafeleri farkli implantların vertikal yüklemeye oluşturdıkları streslerin fotoelastik yöntemle değerlendirilmesi*. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
  15. Gaviria, L., Salcido, J. P., Guda, T. and Ong, J. L. (2014). Current trends in dental implants. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 40(2), 50-60.
  16. Bueno-Samper, A., Hernandez-Aliaga, M., and Calvo-Guirado, J.-L. (2010). The implant-supported milled bar overdenture: a literature review. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 15(2), 375-378.
  17. Beumer III, J., Hamada, M. O., and Lewis, S. (1993). A prosthodontic overview. *International Journal of Prosthodontics*, 6(2), 126-130.
  18. Stevens, P. J., Fredrickson, E. J., and Gress, M. L. (2000). *Implant prosthodontics: clinical and laboratory procedures*. Mosby.
  19. Kim, H.-Y., Lee, J.-Y., Shin, S.-W., and Bryant, S. R. (2012). Attachment systems for mandibular implant overdentures: a systematic review. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 4(4), 197-203.
  20. Bidez, M., and Misch, C. (2005). *Clinical biomechanics in implant dentistry*. St. Louis: Elsevier.
  21. Jivraj, S., Chee, W., and Corrado, P. (2006). Treatment planning of the edentulous maxilla. *British Dental Journal*, 201(5), 261.
  22. Galindo, D. F. (2001). The implant-supported milled-bar mandibular overdenture. *Journal of Prosthodontics*, 10(1), 46-51.
  23. Miloro, M., Ghali, G., Larsen, P., Peterson, L. J., and Waite, P. (2004). *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery* (Vol. 1). USA: PMPH.
  24. Geçkili, O., Bural, C., and Bilmenoğlu, Ç. (2010). İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucu sistemler. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(1), 9-18.
  25. Shafie, H. (2007). *Principles of attachment selection, Clinical and Laboratory manual of implant overdentures*. Ames, Iowa: Blackwell.
  26. Laverty, D., Green, D., Marrison, D., Addy, L., and Thomas, M. (2017). Implant retention systems for implant-retained overdentures. *British Dental Journal*, 222(5), 347.

27. Assaf, A., Daas, M., Boittin, A., Eid, N., and Postaire, M. (2017). Prosthetic maintenance of different mandibular implant overdentures: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(2), 144-152.
28. Trakas, T., Michalakis, K., Kang, K., and Hirayama, H. (2006). Attachment systems for implant retained overdentures: A literature review. *Implant Dentistry*, 15(1), 24-34.
29. Preiskel, H. W., and Preiskel, A. (2009). Precision attachments for the 21st century. *Dental update*, 36(4), 221-227.
30. Sadowsky, S. J. (1997). The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(1), 28-33.
31. Fanuscu, M. I., and Caputo, A. A. (2004). Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 13(4), 214-220.
32. Heckmann, S. M., Wichmann, M. G., Winter, W., Meyer, M., and Weber, H. P. (2001). Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. *Clinical Oral Implants Research*, 12(6), 640-647.
33. Laurito, D., Lamazza, L., Spink, M. J., and De Biase, A. (2012). Tissue-supported dental implant prosthesis (overdenture): the search for the ideal protocol. A literature review. *Annali Di Stomatologia*, 3(1), 2.
34. Uludağ, B., ve Polat, S. (2010). İmplant destekli overdenture uygulamalarında kullanılan tutucular. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics*, 1(1), 80-86.
35. Spiekermann, H., Donath, K., Hassell, T., Jovanovic, S., and Richter, J. (1995). *Implantology: color atlas of dental medicine*. New York: Thieme Medical Publishers, Inc., 261-264.
36. El-Dayem, M. A. A., Assad, A. S., Sanad, M. E. E., and Mogahed, S. A. A.-h. M. (2009). Comparison of prefabricated and custom-made bars used for implant-retained mandibular complete overdentures. *Implant Dentistry*, 18(6), 501-511.
37. Davodi, A., Nishimura, R., and Beumer III, J. (1997). An implant-supported fixed-removable prosthesis with a milled tissue bar and Hader clip retention as a restorative option for the edentulous maxilla. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(2), 212-217.
38. Celik, G., and Uludag, B. (2007). Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(4), 229-235.
39. Choi, J.-W., Bae, J.-H., Jeong, C.-M., and Huh, J.-B. (2017). Retention and wear behaviors of two implant overdenture stud-type attachments at different implant angulations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(5), 628-635.

40. O Ortégón, S. M., Thompson, G. A., Agar, J. R., Taylor, T. D., and Perdikis, D. (2009). Retention forces of spherical attachments as a function of implant and matrix angulation in mandibular overdentures: an in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(4), 231-238.
41. Petropoulos, V. C., and Mante, F. K. (2011). Comparison of retention and strain energies of stud attachments for implant overdentures. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20(4), 286-293.
42. Schneider, A. L., and Kurtzman, G. M. (2002). Restoration of divergent free-standing implants in the maxilla. *Journal of Oral Implantology*, 28(3), 113-116.
43. Chung, K. H., Chung, C. Y., Cagna, D. R., and Cronin Jr, R. J. (2004). Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 13(4), 221-226.
44. Ceruti, P., Bryant, S. R., Lee, J.-H., and MacEntee, M. I. (2010). Magnet-retained implant-supported overdentures: review and 1-year clinical report. *Journal of the Canadian Dental Association*, 76(52), 1-6.
45. Heckmann, S. M., Schrott, A., Graef, F., Wichmann, M. G., and Weber, H. P. (2004). Mandibular two-implant telescopic overdentures: 10-year clinical and radiographical results. *Clinical Oral Implants Research*, 15(5), 560-569.
46. Heckmann, S. M., Heckmann, J. G., and Weber, H. P. (2000). Clinical outcomes of three Parkinson's disease patients treated with mandibular implant overdentures. *Clinical Oral Implants Research*, 11(6), 566-571.
47. Caputo, A. A., and Standlee, J. P. (1987). *Biomechanics in clinical dentistry*. Chicago, Ill: Quintessence Publishing Company.
48. Hobo, S., Ichida, E., and Garcia, L. T. (1989). *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. Chicago, Ill: Quintessence Pub Co.
49. Geng, J.-P., Tan, K. B., and Liu, G.-R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-598.
50. Stegaroiu, R., Kusakari, H., Nishiyama, S., and Miyakawa, O. (1998). Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 13(6), 781-790.
51. Mericske-Stern, R., Assal, P., Mericske, E., and Bürgin, W. (1995). Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(3), 119-135.
52. Tortopidis, D., Lyons, M., Baxendale, R., and Gilmour, W. (1998). The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(9), 681-686..

53. Kumagai, H., Suzuki, T., Hamada, T., Sondang, P., Fujitani, M., and Nikawa, H. (1999). Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(12), 932-935.
54. Gibbs, C. H., Anusavice, K. J., Young, H. M., Jones, J. S., and Esquivel-Upshaw, J. F. (2002). Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior tooth support: a pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(5), 498-502.
55. Ferrario, V., Sforza, C., Serrao, G., Dellavia, C., and Tartaglia, G. (2004). Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(1), 18-22..
56. Awadalla, H. A., Azarbal, M., Ismail, Y. H., and El-Ibiari, W. (1992). Three-dimensional finite element stress analysis of a cantilever fixed partial denture. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(2), 243-248.
57. Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., and Brackett, S. E. (1997). Fundamentals of fixed prosthodontics. *Learning*, 10, 40.
58. Craig, R. (2002). Biocompatibility of dental materials. *Restorative dental materials*. Mosby.
59. Anusavice, K. J., Shen, C., and Rawls, H. R. (2013). *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences.
60. Landel, R. F., and Nielsen, L. E. (1993). *Mechanical properties of polymers and composites*. CRC press.
61. Dixon, D. L., and Breeding, L. C. (1992). The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(3), 417-419.
62. Karacaer, Ö., Doğan, A., and Gürbüz, R. (1995). Polietilen ve karbon fiber ile desteklenmiş akrilik resinlerin kırılmaya karşı dirençleri. *Gazi Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 12(1), 69-74.
63. Jagger, D. C., and Harrison, A. (1999). The effect of chopped poly (methyl methacrylate) fibers on some properties of acrylic resin denture base material. *International Journal of Prosthodontics*, 12(6), 542-546.
64. Galan, D., and Lynch, E. (1989). The effect of reinforcing fibres in denture acrylics. *Journal of the Irish Dental Association*, 35(3), 109-113.
65. Ladizesky, N., Pang, M., Chow, T., and Ward, I. (1993). Acrylic resins reinforced with woven highly drawn linear polyethylene fibres. 3. Mechanical properties and further aspects of denture construction. *Australian Dental Journal*, 38(1), 28-38.
66. Braden, M. (1988). Denture base poly (methyl methacrylate) reinforced with ultra-thin modulus polyethylene fibers. *British Dental Journal*, 164, 109-113.

67. Tanner, J., Robinson, C., Söderling, E., and Vallittu, P. (2005). Early plaque formation on fibre-reinforced composites in vivo. *Clinical Oral Investigations*, 9(3), 154-160.
68. Karacaer, O., Dogan, O. M., Tinçer, T., and Dogan, A. (2001). Reinforcement of maxillary dentures with silane-treated ultra high modulus polyethylene fibers. *Journal of Oral Science*, 43(2), 103-107.
69. Garoushi, S., and Vallittu, P. (2006). Fiber-reinforced composites in fixed partial dentures. *Libyan Journal of Medicine*, 1(1), 73-82.
70. Vallittu, P. K. (1996c). A review of fiber-reinforced denture base resins. *Journal of Prosthodontics*, 5(4), 270-276.
71. Keyf, F., Uzun, G., and Mutlu, M. (2003). The effects of HEMA-monomer and air atmosphere treatment of glass fibre on the transverse strength of a provisional fixed partial denture resin. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(11), 1142-1148.
72. Volf, M. B. (1990). *Technical approach to glass*. Elsevier Science Limited.
73. Bateman, G., Ricketts, D., and Saunders, W. (2003). Fibre-based post systems: a review. *British Dental Journal*, 195(1), 43.
74. Güner, Ç. A., Karacaer, Ö., and Doğan, A. Cam fiber ve iki farklı polimerizasyon yönteminin polimetil metakrilatların artık monomeri üzerine etkisi. *Gazi Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(2), 81-86.
75. Karacaer, Ö., Doğan, A., Doğan, O. M., and Usanmaz, A. (2002). Dynamic mechanical properties of dental base material reinforced with glass fiber. *Journal of Applied Polymer Science*, 85(8), 1683-1697.
76. Dogan, O. M., Bolayir, G., Keskin, S., Dogan, A., BEK, B., and Boztug, A. (2007). The effect of esthetic fibers on impact resistance of a conventional heat-cured denture base resin. *Dental Materials Journal*, 26(2), 232-239.
77. Billmeyer, F. W. (1971). *Textbook of polymer science*. New York: John Wiley&Sons.
78. Mohammed, W. I., and Ismail, I. J. (2013). The effect of addition of untreated and oxygen plasma treated polypropylene fibers on some properties of heat cured acrylic resin. *Journal of Baghdad College of Dentistry*, 25(4), 33-38.
79. Vallittu, P., *The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture*. The Journal of prosthetic dentistry, 1998. 79(2): p. 125-130.
80. Yu, S.H., Lee, Y., Oh, S., Cho, H.W., Oda, Y., and Bae, J.M. (2012). Reinforcing effects of different fibers on denture base resin based on the fiber type, concentration, and combination. *Dental Materials Journal*, 31(6), 1039-1046.
81. Başaran, E. G., Ayna, E., Vallittu, P. K., and Lassila, L. V. (2013). Load bearing capacity of fiber-reinforced and unreinforced composite resin CAD/CAM-fabricated fixed dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(2), 88-94.

82. Vallittu, P. K. (1996a). Comparison of the in vitro fatigue resistance of an acrylic resin removable partial denture reinforced with continuous glass fibers or metal wires. *Journal of Prosthodontics*, 5(2), 115-121.
83. Chen, Y., Li, H., and Fok, A. (2011). In vitro validation of a shape-optimized fiber-reinforced dental bridge. *Dental Materials*, 27(12), 1229-1237.
84. Yokoyama, D., Shinya, A., Gomi, H., Vallittu, P. K., and Shinya, A. (2012). Effects of mechanical properties of adhesive resin cements on stress distribution in fiber-reinforced composite adhesive fixed partial dentures. *Dental Materials Journal*, 31(2), 189-196.
85. Freilich, M., Meiers, J., Duncan, J., and Goldberg, A. (2000). *Fiber-reinforced composites in clinical dentistry*. Quintessence Pub. Co.
86. Butterworth, C., Ellakwa, A. E., and Shortall, A. (2003). Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. *Dental Update*, 30(6), 300-306.
87. Rosenstiel, S. F., Land, M. F., and Fujimoto, J. (2015). *Contemporary Fixed Prosthodontics-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
88. Kumar, A., Tekriwal, S., Rajkumar, B., Gupta, V., and Rastogi, R. (2016). A review on fibre reinforced composite resins. *Annals of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 2(4), 11-16.
89. Xu, H. H., Eichmiller, F. C., and Giuseppetti, A. A. (2000). Reinforcement of a self-setting calcium phosphate cement with different fibers. *Journal of Biomedical Materials Research*, 52(1), 107-114.
90. Mosharraf, R., and Torkan, S. (2012). Fracture resistance of composite fixed partial dentures reinforced with pre-impregnated and non-impregnated fibers. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 6(1), 12.
91. Zhang, M., and Matinlinna, J. P. (2012). E-glass fiber reinforced composites in dental applications. *Silicon*, 4(1), 73-78.
92. Thwe, M. M., and Liao, K. (2002). Effects of environmental aging on the mechanical properties of bamboo-glass fiber reinforced polymer matrix hybrid composites. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 33(1), 43-52.
93. Uctasli, S., Tezvergil, A., Lassila, L., and Vallittu, P. (2005). The degree of conversion of fiber-reinforced composites polymerized using different light-curing sources. *Dental Materials*, 21(5), 469-475.
94. Khan, A. S., Azam, M. T., Khan, M., Mian, S. A., and Rehman, I. U. (2015). An update on glass fiber dental restorative composites: a systematic review. *Materials Science and Engineering: C*, 47, 26-39.
95. Vallittu, P. K., and Lassila, V. P. (1992). Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. *Journal of Oral Rehabilitation*, 19(3), 225-230..

96. Gürbulak, A., Çölgeçen, Ö., and Kesim, B. (2009). Fiberle güçlendirilmiş adeziv köprüler. *Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 10, 55-62.
97. Dyer, S. R., Lassila, L. V., Jokinen, M., and Vallittu, P. K. (2004). Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dental Materials*, 20(10), 947-955.
98. Narva, K. K., Vallittu, P. K., Helenius, H., and Yli-Urpo, A. (2001). Clinical survey of acrylic resin removable denture repairs with glass-fiber reinforcement. *International Journal of Prosthodontics*, 14(3), 219-224.
99. İmirzalıoğlu, P., Gürbüz, R., Atasav, E., Erkut, S., and Özmen, İ. (2006). Fiber ile Güçlendirmenin Akrilik Esaslı Profitez Kaide Materyalinin Kırılma Tokluğu Üzerine Etkisinin İncelenmesi. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 30(3), 3-14.
100. Karacaer, Ö., Polat, T. N., Tezvergil, A., Lassila, L. V., and Vallittu, P. K. (2003). The effect of length and concentration of glass fibers on the mechanical properties of an injection-and a compression-molded denture base polymer. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(4), 385-393.
101. Polat, T. N., Karacaer, Ö., Tezvergil, A., Lassila, L. V., and Vallittu, P. K. (2003). Water sorption, solubility and dimensional changes of denture base polymers reinforced with short glass fibers. *Journal of Biomaterials Applications*, 17(4), 321-335.
102. Duncan, J. P., Freilich, M. A., and Latvis, C. J. (2000). Fiber-reinforced composite framework for implant-supported overdentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(2), 200-204..
103. Ballo, A., Cekic-Nagas, I., Ergun, G., Lassila, L., Palmquist, A., Borchardt, P., . . . Närhi, T. (2014). Osseointegration of fiber-reinforced composite implants: histological and ultrastructural observations. *Dental Materials*, 30(12), 384-395.
104. Tokar, N., Tokar, E., Mavis, B., and Karacaer, O. (2018). Evaluation of Mechanical Properties of Various Nanofibre Reinforced Bis-GMA/TEGDMA Based Dental Composite Resins. *West Indian Medical Journal*, 67(1), 60-68.
105. Ramoğlu, S., and Ozan, O. (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(9), 175-180.
106. Ulusoy M. A. K. (2010). *Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler*: Ankara: Üniversitesi Yayınları.
107. Akça, K., Çehreli, M. C., and İplikçioğlu, H. (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 115-121.
108. Baiamonte, T., Abbate, M. F., Pizzarello, F., Lozada, J., and James, R. (1996). The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *The Journal of Oral Implantology*, 22(2), 104-110.

109. Meijer, H., Starmans, F., Bosman, F., and Steen, W. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20(2), 147-157.
110. Çalikkocaoğlu, S. (2010). *Dişsiz hastaların protetik tedavisi: klasik tam protezler*: İstanbul: Quintessence.
111. Ebrahimi, F. (2012). Finite element analysis new trends and developments. E-Book: IntechOpen.
112. Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., and Igarashi, Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of Dentistry*, 36(7), 463-471..
113. Hong, H. R., Pae, A., Kim, Y., Paek, J., Kim, H.-S., and Kwon, K.-R. (2012). Effect of implant position, angulation, and attachment height on peri-implant bone stress associated with mandibular two-implant overdentures: a finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(5), 69-76.
114. Kurowski, P. M. (2004). Finite element analysis for design engineers. *Warrendale, PA: Society of Automotive Engineers*, 2004, 212.
115. Assunção, W. G., Barão, V. A. R., Tabata, L. F., Gomes, É. A., Delben, J. A., and dos Santos, P. H. (2009). Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20(4), 1173-1177.
116. Hamdan, R. (2006). *Electric field study of Silicon Rubber insulator using finite element method (slim)*. Ph. d. Thesis, Universiti Teknologi Malaysia, Malaysia.
117. Zarb, G. A., and Schmitt, A. (1994). Osseointegration for elderly patients: the Toronto study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 72(5), 559-568.
118. Pickering, K. L., Efendy, M. A., and Le, T. M. (2016). A review of recent developments in natural fibre composites and their mechanical performance. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 83, 98-112.
119. Ku, H., Wang, H., Pattarachaiyakoop, N., and Trada, M. (2011). A review on the tensile properties of natural fiber reinforced polymer composites. *Composites Part B: Engineering*, 42(4), 856-873.
120. Cheng, Y., Li, J., Fok, S., Cheung, W., and Chow, T. (2010). 3D FEA of high-performance polyethylene fiber reinforced maxillary dentures. *Dental Materials*, 26(9), 211-219.
121. Jemt, T., Carlsson, L., Boss, A., and Jörnégus, L. (1991). In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 6(4), 123-130.
122. Koca, O. L., Eskitascioglu, G., and Usumez, A. (2005). Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(1), 38-44.

123. Kim, M.-J., and Hong, S.-O. (2016). Finite element analysis on stress distribution of maxillary implant-retained overdentures depending on the Bar attachment design and palatal coverage. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(2), 85-93.
124. Misch, C. E. (2004). *Dental Implant Prosthetics-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
125. Bra-nemark, P.-I., Zarb, G. A., Albrektsson, T., and Rosen, H. M. (1986). Tissue-integrated prostheses. *Osseointegration in Clinical Dentistry*, 77(3), 496-497.
126. Bonnet, A., Postaire, M., and Lipinski, P. (2009). Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Medical Engineering & Physics*, 31(7), 806-815.
127. Ozan, O., and Kurtulmus-Yilmaz, S. (2018). Biomechanical Comparison of different implant inclinations and cantilever lengths in all-on-4 treatment concept by three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(1), 64-71.
128. Turkyilmaz, I., Company, A. M., and McGlumphy, E. A. (2010). Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. *Gerodontology*, 27(1), 3-10.
129. Bakke, M., Holm, B., and Gotfredsen, K. (2002). Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *International Journal of Prosthodontics*, 15(6), 575-581.
130. Awad, M. A., Lund, J. P., Dufresne, E., and Feine, J. S. (2003). Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: satisfaction and functional assessment. *International Journal of Prosthodontics*, 16(2), 117-122.
131. Pesqueira, A. A., Goiato, M. C., Filho, H. G., Monteiro, D. R., Santos, D. M. d., Haddad, M. F., and Pellizzer, E. P. (2014). Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *Journal of Oral Implantology*, 40(2), 217-228.
132. Tanino, F., Hayakawa, I., Hirano, S., and Minakuchi, S. (2007). Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *International Journal of Prosthodontics*, 20(2), 193-198.
133. Akça, K., Çavuşoğlu, Y., Sağırkaya, E., and Cehreli, M. C. (2013). Early-loaded one-stage implants retaining mandibular overdentures by two different mechanisms: 5-year results. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(3), 824-830.
134. Sadowsky, S. J., and Zitzmann, N. U. (2016). Protocols for the Maxillary implant overdenture: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31, 182-191.
135. Sadowsky, S. J. (2007). Treatment considerations for maxillary implant overdentures: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(6), 340-348.

136. Klemetti, E. (2008). Is there a certain number of implants needed to retain an overdenture? *Journal of Oral Rehabilitation*, 35, 80-84.
137. Takahashi, T., Gonda, T., and Maeda, Y. (2016). Effects of reinforcement on denture strain in maxillary implant overdentures: An in vitro study under various implant configurations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(6), 162-167..
138. Thomason, J. M., Lund, J. P., Chehade, A., and Feine, J. S. (2003). Patient satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures 6 months after delivery. *International Journal of Prosthodontics*, 16(5), 467-473.
139. Gotfredsen, K., Wiskott, A., and Working Group 4 (2012). Consensus report-reconstructions on implants. The Third EAO Consensus Conference 2012. *Clinical Oral Implants Research*, 23(6), 238-241.
140. Takahashi, T., Gonda, T., Tomita, A., and Maeda, Y. (2018). Effect of attachment type on implant strain in maxillary implant overdentures: comparison of ball, locator, and magnet attachments. part 2: palateless dentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(2), 1308-1314.
141. Takahashi, T., Gonda, T., and Maeda, Y. (2015). Influence of reinforcement on strains within maxillary implant overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(6), 1327-1332.
142. Lee, C. K., and Agar, J. R. (2006). Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(2), 102-105.
143. Tabatabaian, F., Alaie, F., and Seyedan, K. (2010). Comparison of three attachments in implant-tissue supported overdentures: an in vitro study. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*, 7(3), 113.
144. Burns, D. R., Unger, J. W., Elswick, R. K., and Giglio, J. A. (1995). Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part II—Patient satisfaction and preference. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(4), 364-369.
145. Geertman, M., Boerrigter, E., Van Waas, M., and Van Oort, R. (1996). Clinical aspects of a multicenter clinical trial of implant-retained mandibular overdentures in patients with severely resorbed mandibles. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(2), 194-204.
146. Krennmair, G., Sütö, D., Seemann, R., and Piehslinger, E. (2012). Removable four implant-supported mandibular overdentures rigidly retained with telescopic crowns or milled bars: a 3-year prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, 23(4), 481-488.
147. Lee, J.-H., Frias, V., Lee, K.-W., and Wright, R. F. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 377-381.

148. Osman, R. B., Elkhadem, A. H., Ma, S., and Swain, M. V. (2013b). Titanium versus zirconia implants supporting maxillary overdentures: three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(5), 198-208.
149. Osman, R. B., Elkhadem, A. H., Ma, S., and Swain, M. V. (2013a). Finite element analysis of a novel implant distribution to support maxillary overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(1), 1-10.
150. Geckili, O., Bilhan, H., and Bilgin, T. (2007). Locator attachments as an alternative to ball attachments in 2-implant retained mandibular overdentures. *Journal of The Canadian Dental Association*, 73(8), 691-694.
151. Raghoobar, G. M., Meijer, H. J., Slot, W., Slater, J. J., and Vissink, A. (2014). A systematic review of implant-supported overdentures in the edentulous maxilla, compared to the mandible: how many implants. *Eur J Oral Implantol*, 7(Suppl 2), S191-S201.
152. Cristache, C. M., Muntianu, L. A. S., Burlibasa, M., and Didilescu, A. C. (2014). Five-year clinical trial using three attachment systems for implant overdentures. *Clinical Oral Implants Research*, 25(2), 171-178.
153. Daas, M., Dubois, G., Bonnet, A. S., Lipinski, P., and Rignon-Bret, C. (2008). A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Medical Engineering & Physics*, 30(2), 218-225.
154. Bilhan, H., Geckili, O., Mumcu, E., and Bilmenoglu, C. (2011). Maintenance requirements associated with mandibular implant overdentures: clinical results after first year of service. *Journal of Oral Implantology*, 37(6), 697-704.
155. Cakarer, S., Can, T., Yaltirik, M., and Keskin, C. (2011). Complications associated with the ball, bar and Locator attachments for implant-supported overdentures. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 16(7), 953-959.
156. Topkaya, T., and Solmaz, M. Y. (2015). The effect of implant number and position on the stress behavior of mandibular implant retained overdentures: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 48(10), 2102-2109.
157. Kanie, T., Fujii, K., Arikawa, H., and Inoue, K. (2000). Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. *Dental Materials*, 16(2), 150-158.
158. Kim, S. H., and Watts, D. C. (2004). The effect of reinforcement with woven E-glass fibers on the impact strength of complete dentures fabricated with high-impact acrylic resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(3), 274-280.
159. Kostoulas, I., Kavoura, V. T., Frangou, M. J., and Polyzois, G. L. (2008). Fracture force, deflection, and toughness of acrylic denture repairs involving glass fiber reinforcement. *Journal of Prosthodontics*, 17(4), 257-261.

160. John, J., Gangadhar, S. A., and Shah, I. (2001). Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 86(4), 424-427..
161. Venkat, R., Gopichander, N., and Vasantakumar, M. (2013). Comprehensive analysis of repair/reinforcement materials for polymethyl methacrylate denture bases: mechanical and dimensional stability characteristics. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13(4), 439-449..
162. Atiyah, S. M., and Hamad, T. I. (2014). Effect of different palatal vault shapes and woven glass fiber reinforcement on dimensional stability of high impact acrylic denture base [Part I]. *Journal of baghdad college of dentistry*, 26(4), 90-94..
163. Vallittu, P. K. (1996). Dimensional accuracy and stability of polymethyl methacrylate reinforced with metal wire or with continuous glass fiber. *The Journal of prosthetic Dentistry*, 75(6), 617-621.
164. Goldberg, A. (1998, August). *Materials design and clinical experience with fiber composites in dentistry*. in The First Symposium on Fibre Reinforced Plastics in Dentistry, Symposium Book of the European Prosthodontic Association 22nd Annual Conference in Turku, Finland.
165. Dalkiz, M., Arslan, D., Tuncdemir, A. R., Bilgin, M. S., and Aykul, H. (2012). Effect of different palatal vault shapes on the dimensional stability of glass fiber-reinforced heat-polymerized acrylic resin denture base material. *European Journal of Dentistry*, 6(1), 70.
166. Barão, V. A. R., Assunção, W. G., Tabata, L. F., Delben, J. A., Gomes, É. A., de Sousa, E. A. C., and Rocha, E. P. (2009). Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20(4), 1066-1071.
167. Misch, C. (1999). *Single tooth implants. Contemporary Implant Dentistry*. St. Louis: Mosby, 397-428.
168. D. Mericske-Stern, R., Taylor, T.D. and Belser, U. (2000). Management of the edentulous patient. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 7*, 11, 108-125.
169. Fontijn-Tekamp, F. A., Slagter, A. P., Van Der Bilt, A., Van'T Hof, M. A., Witter, D. J., Kalk, W., and Jansen, J. A. (2000). Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *Journal of Dental Research*, 79(7), 1519-1524..
170. Brånemark, P., Zarb, G. and Albrektesson, T. 1985, *Tissue-integrated prostheses*. Chicago: Quintessence Publishing Co., Inc.
171. Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11, 18-23.
172. Asar, V. and Burgaz, Y. İmplant destekli kanatlı köprülerin farklı kemik tiplerindeki stres dağılımına etkisinin değerlendirilmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(1), 47-58.

173. Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, H., and Miyakawa, O. (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(1), 82-90.
174. Prakash, V., D'Souza, M., and Adhikari, R. (2009). A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: a three dimensional finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*, 20(1), 31.
175. Sato, Y., Teixeira, E. R., Tsuga, K., and Shindoi, N. (1999). The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(8), 640-643.
176. Mericske-Stern, R. (1998). Treatment outcomes with implant-supported overdentures: clinical considerations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(1), 66-73.
177. Silva, N. R., Coelho, P. G., Fernandes, C. A., Navarro, J. M., Dias, R. A., and Thompson, V. P. (2009). Reliability of one-piece ceramic implant. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 88(2), 419-426.
178. Borchers, L., and Reichart, P. (1983). Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *Journal of Dental Research*, 62(2), 155-159.
179. Zhou, X., Zhao, Z., Zhao, M., and Fan, Y. (1999). The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China Journal of Stomatology*, 17(1), 29-32.
180. Meijer, H. J. A., Starman, F. J. M., Steen, W. H. A., and Bosman, F. (1993). A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Archives of Oral Biology*, 38(6), 491-496.
181. Bal, B. T., Çağlar, A., Aydın, C., Yılmaz, H., Bankoğlu, M., and Eser, A. (2013). Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(1), 27-38.
182. Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M. A., and Eskitascioglu, G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of prosthetic Dentistry*, 93(3), 227-234.
183. Yokoyama, S., Wakabayashi, N., Shiota, M., and Ohyama, T. (2004). The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(3), 234-240.

184. Saab, X. E., Griggs, J. A., Powers, J. M., and Engelmeier, R. L. (2007). Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(2), 85-92.
185. Bölükbaşı, N., Koçak, A., and Özdemir, T. (2012). İmplant konumlarının anterior maksillada oluşturacakları etkilerin biyomekanik olarak araştırılması-Evaluation of the Effect of Implant Localization on the Anterior Maxilla. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 46(3), 15-28.





## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : Güzelce Elifnur  
 Uyruğu : Türkiye  
 Doğum tarihi ve yeri : Merzifon/ 13.11.1991  
 Medeni hali : Bekar  
 Telefon : 5058104712  
 e-mail : eguzelce@hotmail.com



### Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Uzmanlık	Gazi Üni. Diş Hek. Fak. / Protetik Diş Ted.	Devam ediyor
Lisans	Ondokuz Mayıs Üni. / Diş Hek.Fakültesi	2014
Lise	Haydarpaşa Anadolu Lisesi	2009

### Yabancı Dil

İngilizce  
 Arapça

### Hobiler

Resim, Tenis

### Kongreler Kurslar

- Certificate from Ondokuz Mayıs University Department of Endodontics: How to use Rotary Systems 2014
- Certificate from Ondokuz Mayıs University Faculty of Dentistry- Took course about using X-ray machines 2014
- ITI Academy Meeting- Occlusion and Implanted Prosthesis 2015
- Nobel Biocare Turkey Symposium 2016
- DIF Dental Istanbul Dentistry and Discipline Fair 2016
- TDB ACADEMY 2017 'Current Practices in Full Ceramic Restorations'

### Poster & Sözlü Sunum

- International Congress of Aesthetic Dentistry-EDAD 2016 'Aesthetic Treatment Approach Of Anterior Discolored Tooth With E- Max Porcelain Crown: A Case Report'

- UAE International Dental Conference & Dental Exhibition – AEEDC Dubai 2017 ‘Prosthodontic Rehabilitation Of Partial Maxillar Resection Patient: A Case Report’
- International Congress of Aesthetic Dentistry-EDAD 2017 ‘Use Of Modern Analysis Methods In Prosthetic Treatment Of A Patient With Vertical Dimension Loss: Case Report’ Oral presentation
- Tdb 2017 Congress ‘Esthetic Rehabilitation With Cad-Cam And Fiber Applications In The Anterior Region Dental Failure: A Case Report’
- International Dental Education Congress Amsterdam 2018 ‘Prosthodontic Rehabilitation of Partial Maxillar Resection Patient: Case Report.’
- Tdb 2018 Congress ‘Cad/Cam Teknolojisi Kullanılarak Kişisel Abutment Hazırlanması: Vaka Raporu

### **Yayınlar**

- Esthetic Rehabilitation with Combined All-Ceramic Applications: A Case Report (Page 70-73)Elifnur Guzelce and Ozgul Karacaer; DOI: <https://doi.org/10.12974/2311-8695.2017.05.02.4>
- Restoring Congenitally Missing Mandibular Central Incisor Using Lithium Disilicate Based Resin Bonded Prostheses: A Case Report, Elifnur Guzelce, Francesco Bassi, Ozgul Karacer. <http://www.cmepub.com/journals/articleinpress-international-journal-of-oral-health-dental-management>



*GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..*

