



**İMPLANT DESTEKLİ MANDİBULAR OVERDENTURE’LARDA
FİBERLE ÜRETİLMİŞ ALTYAPILARIN STRES ANALİZİ**

Şenay ÇETİNTAŞ

**DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

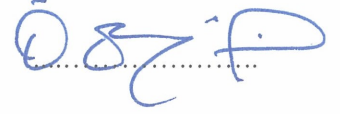
NİSAN 2019

Şenay ÇETİNTAŞ tarafından hazırlanan “İMLANT DESTEKLİ MANDİBULAR OVERDENTURE’LARDA FİBERLE ÜRETİLMİŞ ALTYAPILARIN STRES ANALİZİ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Özgöl KARACAER

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

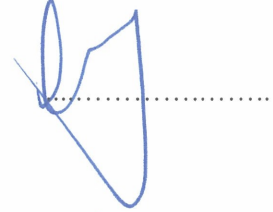
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Başkan : Prof. Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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



Üye : Prof. Dr. Yasemin KESKİN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

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



Üye : Prof. Dr. Lale KARAAĞAÇLIOĞLU

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

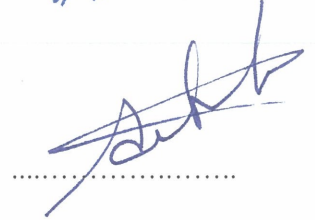
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye : Prof. Dr. Dilek NALBANT

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

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



Tez Savunma Tarihi: 25/04/2019

Jüri üyeleri tarafından DOKTORA tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

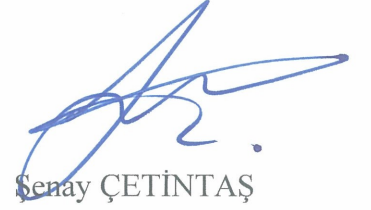
Prof. Dr. Mustafa ASLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü 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.



Senay ÇETİNTAŞ

25/04/2019

İMLANT DESTEKLİ MANDİBULAR OVERDENTURE’LARDA FİBERLE ÜRETİLMİŞ ALTYAPILARIN STRES ANALİZİ

(Doktora Tezi)

Şenay ÇETİNTAŞ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Nisan 2019

ÖZET

Çalışmamızda, mandibular modele farklı sayı ve lokasyonda yerleştirilmiş implantlar üzerine, farklı tutucu sistemleri ve farklı altyapı materyalleri ile oluşturulan overdenture tasarımların; implant ve protez üzerinde oluşturdukları Von Mises stres değerlerinin, kortikal ve trabeküler kemikte oluşturdukları Principal stres değerlerinin incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlandı. Çalışmamızda, 2 implantın 33 ve 43 numaralı kanin diş bölgesine, 4 implantın 33, 43 numaralı kanin diş ve 35, 45 numaralı 2. premolar diş bölgesine yerleştirildiği mandibular modeller oluşturuldu. İmplant – protez bağlantısı novaloc ve locator tutucu sistemi ile sağlandı ve yedi farklı altyapı güçlendirme materyali (lazer sinterize krom kobalt metal alaşım, karbon, polietilen, cam, aramid, flax ve jüt fiber) ile overdenture protezler oluşturuldu. Mandibular birinci molar diş bölgesinden food stuff yöntemi ile 200 N kuvvet uygulandı. Elde edilen sonuçlar üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirildi. Çalışma sonucunda; implant sayısının fazla olduğu ve novaloc sistemin kullanıldığı modelde; implant, protez, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stresin daha yoğun olduğu, elastik modülü düşük fiber materyalinin, gelen yükü bünyesinde abzorbe ederek, alttaki yapıda daha az stres oluşmasına neden olduğu tespit edildi.

Bilim Kodu : 1050

Anahtar Kelimeler : İmplant destekli overdenture, İmplant sayısı, Hassas tutucu sistemleri, Dental fiberler, Sonlu elemanlar stres analizi

Sayfa Adedi : 145

Danışman : Prof. Dr. Özgül KARACAER

STRESS ANALYSIS OF FIBER – REINFORCED SUBSTRUCTURES IN IMPLANT
SUPPORTED MANDIBULAR OVERDENTURES

(Ph. D. Thesis)

Şenay ÇETİNTAŞ

GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

April 2019

ABSTRACT

In our study it was aimed to examine and compare the Von Misses stress values of implant and overdenture designs and the Principal stress values of cortical and trabecular bone; formed with different anchor systems and different reinforcing materials used on different numbers and locations of implants placed at the mandibular model. Mandibular models were created in which 2 implants were placed in the 33, 43 canine tooth region, and 4 implants were placed in 33, 43 canine tooth and 35, 45 second premolar tooth region. The implant - prosthesis connection was provided by the novaloc and locator anchor systems, and overdenture prostheses were created with using seven different reinforcing materials (laser sintered chrome - cobalt metal alloy, carbon, polyethylene, glass, aramid, flax and jute fiber). 200 N force was applied from the mandibular first molar tooth region by food stuff method. The results were evaluated by three dimensional finite element stress analysis. As the results show; in the model where the number of implants is more and the novaloc system is used; the stress on implant, prosthesis, cortical and trabecular bone was more intense. It was found that the fiber material which has low elastic modulus, absorbed the stress and caused less stress on the underlying structure.

Science Code : 1050

Key Words : Implant supported overdentures, Number of implants, Precision attachment systems, Dental fibers, Finite element analysis

Page Number : 145

Advisor : Prof. Dr. Özgül KARACAER

TEŞEKKÜR

Doktora eğitim sürecim boyunca her zaman güzel sevgisini ve desteğini hissettiren, akademik hayatı bana öğreten ve sevdiren, bana bir anne gibi yaklaşan, duruşunu örnek aldığım, birlikte çalışmaktan her zaman onur ve mutluluk duyduğum tez danışmanım ve değerli hocam Prof. Dr. Özgül KARACAER'e,

Gösterdiği anlayış ve yardımlarından dolayı Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Cemal AYDIN'a,

Doktora eğitim süresince tüm bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, birlikte çalışmaktan keyif aldığım, tanımaktan onur duyduğum değerli hocalarım Prof. Dr. Arife DOĞAN'a, Prof. Dr. Dilek NALBANT'a, Prof. Dr. Handan YILMAZ'a, Prof. Dr. Işıl Çekiç NAGAŞ'a ve Prof. Dr. Ferhan Eğilmez'e,

Bilgi ve deneyimlerini her zaman güler yüzüyle benimle paylaşan, tez çalışmamda katkısını hiçbir zaman esirgemeyen Sayın Dr. Öğr. Üyesi Emre TOKAR'a,

Bölümün bana kattığı, hayatım boyunca yanımda olacağına inandığım sevgili dostum Dr. Dt. İrem TÜRKCAN'a, acı tatlı bir sürü anı biriktirdiğim can dostlarım Dt. Ayça KIRMAN, Dt. Ceyda İNAL, Dt. Büşra SERÇE, Dt. İrem KARADAĞ, Dt. Aylin DOĞAN ve tüm bölüm arkadaşlarıma,

Çalışma sürecim boyunca gelişimime katkısı olan, yüreğime kocaman sevgi doldurdıkları ve benim de onların yüreklerine dokunmama izin verdikleri için sevgili öğrencilerime,

Hayatım boyunca aldığım tüm kararları destekleyen, her daim sevgisini hissettiren, maddi manevi hep arkamda olan, yolumu ışıkla dolduran başta annem Şengör, babam Erkan, kardeşim Erdoğan ÇETİNTAŞ ve anneannem Şenay ÖZDEMİR olmak üzere tüm güzel aileme,

Beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan, sabırla beni bekleyen, sevgisini yüreğimde hissettiğim canımdan çok sevdiğim müstakbel hayat arkadaşım Hüseyin ÇUVALCIOĞLU'na,

Sonsuz sevgi ve saygılarımla teşekkürü bir borç bilirim...

Şenay ÇETİNTAŞ

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
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. Kemik.....	3
2.2. Mandibula	5
2.3. Dental İmplantoloji	6
2.3.1. Dental implant tipleri	6
2.3.2. Osseointegrasyon	7
2.4. Dişsizlik.....	9
2.4.1. Kısmi ve tam dişsizlik vakalarında protetik tedavi seçenekleri	11
2.4.2. İmplant destekli hareketli protezler (overdenture).....	12
2.4.3. İmplant destekli overdenture uygulamaları için tedavi planlamalarının karşılaştırılması.....	16
2.5. Hassas Tutucular	17
2.5.1. Hassas tutucuların avantajları	18
2.5.2. Hassas tutucuların dezavantajları.....	18
2.5.3. İmplant destekli overdenture’larda kullanılan hassas tutucular	19
2.6. Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Fiber Materyalleri	25

	Sayfa
2.7. Fiber Tipleri	26
2.7.1. Sentetik fiberler.....	26
2.7.2. Doğal fiberler	29
2.8. Fiberlerin Mekanik Özellikleri.....	32
2.8.1. Fiber dağılım yönü	32
2.8.2. Fiberlerin matriks polimerin özellikleri matrikse adezyonu	33
2.8.3. Fiber miktarı ve hacmi	33
2.8.4. Fiberin rezin ile doyurulması	33
2.8.5. Fiberin restorasyon içerisindeki pozisyonu.....	34
2.9. Fiberle Güçlendirilmiş Overdenture'lar	34
2.10. Lazer Sinterize Metal Altyapı ile Güçlendirilmiş Overdenture'lar.....	35
2.11. Çiğneme Sırasında Oluşan Oklüzal Kuvvetler.....	36
2.12. Stres Analiz Yöntemleri	37
2.13. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (SESA).....	38
3. GEREÇ VE YÖNTEM	43
3.1. Çalışma Gruplarının Belirlenmesi.....	43
3.2. Modellerin Oluşturulması	46
3.2.1. Geometrik modellerin oluşturulması	46
3.2.2. Mandibular modellerinin oluşturulması.....	47
3.2.3. İmplant modelleri ve hassas tutucu tiplerinin oluşturulması	49
3.2.4. Kemik implant bağlantı durumu	50
3.2.5. Overdenture modellerinin oluşturulması	50
3.2.6. Overdenture protez güçlendirme malzemelerinin oluşturulması	51
3.3. Yükleme Koşullarının Oluşturulması	52
3.4. Sınır Koşullarının Tanımlanması	53
3.5. Sonlu Eleman Değerlerinin Hesaplanması ve Sonuçların Değerlendirilmesi.....	54

Sayfa

4. BULGULAR	57
4.1. Model 1’de İmplantlar ve Protez Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	58
4.2. Model 1’de Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri	62
4.3. Model 1’de Trabeküler Kemik Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri	65
4.4. Model 2’de İmplantlar ve Protez Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	68
4.5. Model 2’de Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri	72
4.6. Model 2’de Trabeküler Kemik Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri	75
4.7. Model 3’te İmplantlar ve Protezler Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	78
4.8. Model 3’te Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri	82
4.9. Model 3’te Trabeküler Kemik Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri	85
4.10. Model 4’te İmplantlar ve Protezler Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	88
4.11. Model 4’te Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri	91
4.12. Model 4’te Trabeküler Kemik Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri	95
5. TARTIŞMA	99
6. SONUÇ	117
KAYNAKLAR	119
ÖZGEÇMİŞ	143

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Stres analiz yöntemleri	37
Çizelge 3.1. Hazırlanan modellerin implant sayısı, lokasyonu ve kullanılan tutucu tipleri.....	44
Çizelge 3.2. Kullanılan materyallerin elastik modülleri ve poisson oranları.....	47
Çizelge 3.3. Eleman ve düğüm sayıları	54

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 4.1. Stres değerlerini temsil eden renk skalası.....	57
Şekil 4.2. Model 1’de implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri	58
Şekil 4.3. Model 1’de protezler üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri	60
Şekil 4.4. Model 1’de kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri	62
Şekil 4.5. Model 1’de trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme ve basma stres değerleri	65
Şekil 4.6. Model 2’de implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri	68
Şekil 4.7. Model 2’de protezler üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri	70
Şekil 4.8. Model 2’de kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri	72
Şekil 4.9. Model 2’de trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri	75
Şekil 4.10. Model 3’te implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri	78
Şekil 4.11. Model 3’te protezler üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri	80
Şekil 4.12. Model 3’te kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri	82
Şekil 4.13. Model 3’te trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri	85
Şekil 4.14. Model 4’te implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri	88
Şekil 4.15. Model 4’te protezler üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri	90
Şekil 4.16. Model 4’te kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri	92
Şekil 4.17. Model 4’te trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri	95

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 4.1. Model 1’de 33 ve 43 numaralı diş bölgelerine yerleştirilen implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımları.....	59
Resim 4.2. Model 1’de protezlerde oluşan Von Mises stres dağılımları	61
Resim 4.3. Model 1’de kortikal kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları.....	63
Resim 4.4. Model 1’de kortikal kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları.....	64
Resim 4.5. Model 1’de trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları	66
Resim 4.6. Model 1’de trabeküler kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları	67
Resim 4.7. Model 2’de 45 , 43, 33 ve 35 numaralı diş bölgelerine yerleştirilen implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımları	69
Resim 4.8. Model 2’de protezlerde oluşan Von Mises stres dağılımları	71
Resim 4.9. Model 2’de kortikal kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları.....	73
Resim 4.10. Model 2’de kortikal kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları.....	74
Resim 4.11. Model 2’de trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları	76
Resim 4.12. Model 2’de trabeküler kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları	77
Resim 4.13. Model 3’te 33 ve 43 numaralı diş bölgelerine yerleştirilen implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımları.....	79
Resim 4.14. Model 3’te protezlerde oluşan Von Mises stres dağılımları	81
Resim 4.15. Model 3’te kortikal kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları.....	83
Resim 4.16. Model 3’te kortikal kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları.....	84
Resim 4.17. Model 3’te trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları.....	86
Resim 4.18. Model 3’te trabeküler kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları	87
Resim 4.19. Model 4’te 43, 33, 35 ve 45 numaralı diş bölgelerine yerleştirilen implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımları	89
Resim 4.20. Model 4’te protezlerde oluşan Von Mises stres dağılımları	91
Resim 4.21. Kortikal kemikte oluşan çekme stres dağılımları	93
Resim 4.22. Model 4’te kortikal kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları.....	94

Resim	Sayfa
Resim 4.23. Model 4’te trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları	96
Resim 4.24. Model 4’te trabeküler kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları	97

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
-	Eksi
°C	Derece santigrat
µm	Mikrometre
mm	Milimetre
0	Derece
mm ²	Milimetre kare
g	Gram
cm	Santimetre
Pa	Paskal
MPa	Megapaskal
GPa	Gigapaskal
Cr	Krom
Co	Kobalt
Ni	Nikel
lm	Lümen
W	Watt
N	Newton
GHz	Gigahertz
Gb	Gigabyte
kVp	Kilovolts Peak
mA	MiliAmper
~	Yaklaşık

Kısaltmalar**Açıklamalar****3D**

3 Dimention

(Üç Boyutlu)

ASTM

Amerikan Standart Test Metodu

Bis-GMA

Bisfenol-A diglisidil Metakrilat

CaCO₃

Kalsiyum Karbonat

CAD

Computer Aided Design

(Bilgisayar Destekli Tasarım)

CAM

Computer Aided Manufacturing

(Bilgisayar Destekli Üretim)

CT

Computed Tomography

(Bilgisayarlı Tomografi)

DMLS

Direkt Metal Lazer Sinterleme

DOF

Degree of Freedom

(Serbestlik Derecesi)

FGK

Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozitler

MR

Magnetik Rezonans

PMMA

Polimetil Metakrilat

RAM

Random Access Memory

(Rastgele Erişimli Hafıza)

SESA

Sonlu Elemanlar Stres Analizi

SiO₂

Silisyum Oksit

STL

STereoLithography

TEGDMA

Trietilenglikol Dimetakrilat

UDMA

Üretan Dimetakrilat

UHMWPE

Ultra High Molecular Weight Polyethylene

(Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen)

yy

Yüzyıl

1. GİRİŞ

Ağız sağlığının, çiğneme etkinliğinin, fonetiğin ve estetiğin yeniden oluşturulmasının amaçlandığı hareketli protezlerde, hasta memnuniyetini sağlamak total diş kayıplarında zordur. Özellikle tam dişsiz mandibulada implant üstü sabit yapıların uygulanamadığı durumlarda daha iyi retansiyon ve stabilite sağlayabilecek overdenture protezler öncelikli ve standart tedavi haline gelmiştir.

İmplant başarısında biyomekanik etkilerin önemi büyüktür. Kemik yapıda aşırı gerilmeye neden olan yükler kemik rezorpsiyonuna ve implant kaybına neden olur. İmplant ve kemik yapıya gelen yükün miktarı materyal tipine, planlamaya ve yükleme koşullarına bağlı olarak değişir. İmplant ve kemik yapıda oluşan ve in – vivo çalışmalar ile tespit edilemeyen gerilim ve stres değerlerinin analizi üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi ile yapılmaktadır.

Çalışmamızın amacı implant, protez ve kemik yapıda oluşan stres değerlerine; implant sayı ve lokasyonunun, kullanılan hassas bağlantının ve güçlendirici materyal tipinin etkisini değerlendirmektir.

İmplant sayı ve lokasyonunun, implant – protez bağlantısını sağlayan tutucu sistemlerin ve güçlendiricilerin oluşan stres miktarında etkili olacağı düşünülmektedir. Bu sebeple çalışmamızdaki hipotezimiz, implant sayısının fazla olduğu, elastik modülü yüksek tutucu sistemlerin ve güçlendiricilerin kullanıldığı tasarımlarda yoğun streslerin oluşacağı yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

Protez, sözlük anlamı olarak; travma, hastalık veya konjenital koşullar yoluyla kaybedilebilen eksik bir vücut parçasının yerini alan yapay bir araçtır. Diş hekimliğinde dişlerin ve çevre dokuların çeşitli nedenlerle madde kaybına uğradığı ya da tamamen kaybedildiği durumlarda, onları onarmak ya da yerine koymak için kullanılan materyallere protez adı verilir. Protezde, hastanın kaybolan fonksiyonları tekrar kazandırılmaya çalışılırken, aynı zamanda bozulan konuşmasının da düzeltilmesi ve estetik görünümün de daha iyi olması amaçlanmaktadır [1, 2].

2.1. Kemik

Kemik, inorganik tuzların hücreler arası madde üzerinde çökeldiği, mineralize organik matriks ile karakterize, histolojik açıdan yüksek damarlanma gösteren, özelleşmiş bir bağ dokusu olup [3, 4] diğer dokulara desteklik ve hareket etme yeteneği kazandırmaktadır [5, 6].

Bileşimi; yaş, beslenme alışkanlıkları, hastalıklar gibi değişik etkenlere göre değişim gösterse de yaklaşık olarak % 67'sini inorganik yapı (kalsiyum, fosfat ve karbonat gibi mineraller) geri kalan kısmını ise organik matriks oluşturmaktadır [3]. Kemik dokunun organik matriksinin temelini proteinler meydana getirir[6]. Kemiğin dış tabakası, fibröz yapıdaki periost ile örtülüdür. Periost, iç ve dış fibröz tabaka olmak üzere 2 ayrı kısma ayrılır [7].

Kemik miktarı, yoğunluğu ve kalitesi ile ilgili sınıflandırmalar

İmplantın fonksiyonel kuvvetlere karşı koyabilmesi için gerekli primer fiksasyonunda kemiğin kalite ve kantitesinin değerlendirilmesi gerekmektedir. Morfolojik sınıflamaya göre olgun kemik doku, kompakt ve trabeküler olmak üzere 2 ayrı bölümde incelenir. İçerisinde oldukça az miktarda boşluk bulunduran ve kemik dokunun dışını oluşturan yoğun kemiğe kompakt (kortikal kemik), içerisinde çok daha fazla boşluk bulunan kemiğe ise trabeküler (spongiyöz ya da kansellöz) kemik adı verilir [8]. Yumuşak, düzensiz ve daha elastik bir yapı gösteren trabeküler kemik, kortikal kemik tarafından sarılmaktadır [5]. Kemiğin kortikal ya da trabeküler yapıda olduğunu lamellerin dizilimi belirler [6].

Kemik yıkım ve yapım olayı hayat boyunca kesintiye uğramadan devam eder [7]. Özellikle mekanik yükler altında kemik dokuda şekillenme/yeniden şekillenme (modeling / remodeling) işlemleri meydana gelir. Kortikal ve trabeküler kemik dokuda meydana gelen bu değişimler implantın başarısını etkiler [9–11]. Kemik içerisindeki stres miktarını etkileyen en önemli faktör kortikal kemik içeriğidir. Kortikal kemik miktarındaki artış, gelecek olan streslerin azalmasına neden olur [9].

İmplant stabilitesini ve osseointegrasyonu etkileyen diğer bir faktör de kemiğin yoğunluğudur. Araştırmacılar, kemik dokuyu yoğunluğuna göre farklı şekillerde sınıflandırmışlardır [12–14]. Linkow ve Chercheve [15], kemik dokuyu yoğunluk açısından 3 farklı şekilde kategorize etmişlerdir:

Sınıf 1 kemik yapısı: Bu ideal kemik yapısı sık ve eşit aralıklı trabeküler yapıdan oluşmaktadır.

Sınıf 2 kemik yapısı: Bu kemik yapısında boşlukların miktarı fazla ve daha az düzenli yapı söz konusudur.

Sınıf 3 kemik yapısı: Kemik trabekülleri arasında geniş boşluklar vardır.

Lekholm ve Zarb [16], 1985 yılında kemik dokuyu kalitesi açısından 4 farklı şekilde kategorize etmişlerdir:

Tip 1: Homojen kortikal kemik.

Tip 2: Yoğun trabeküler kemiği kaplayan kalın kortikal kemik.

Tip 3: Yoğun trabeküler kemiği kaplayan ince kortikal kemik.

Tip 4: Yoğunluğu az trabeküler kemiği kaplayan ince kortikal kemik [17–19].

Lekholm ve Zarb [16], maksilla ve mandibula istenen düzeyde kemik kalitesine sahip olduğu zaman implantlar için iyi bir stabilizasyon sağlanabileceğini, kortikal kemiğin ince, trabeküler kemiğin düşük yoğunluğa sahip olduğu durumda implantların stabilizasyonunun azalacağını belirtmişlerdir. Tip 1 ve 2 kemik mandibulada, tip 3 ve 4 kemik ise ağırlıklı olarak maksillada gözlenmektedir.

Kemiğin yoğunluğu Hounsfield ünitesi ile de değerlendirilebilmektedir. Bu değer hava için -1000, yoğun trabeküler kemik için 400 (150-850) ve kortikal kemik için 1500 (850-2000)'dür. Misch [20], kemiğin makroskobik kortikal veya trabeküler özelliklerine göre bir sınıflama yapmıştır. Ayrıca, Hounsfield birimleri ile kemik yoğunluğu arasındaki ilişkiyi de sınıflandırmasına eklemiştir. Buna göre;

D1: Yoğun kortikal kemik, 1250 Hounsfield ünitesinin üstünde yoğunlukta kemik,

D2: İç kısmında yoğun trabeküler kemik bulunan kalın kortikal kemik, 850 – 1250 Hounsfield değerleri arasında yoğunlukta kemik,

D3: İç kısmında ince trabeküler kemik bulunan ince poröz kortikal kemik, 350 – 850 Hounsfield değerleri arasında yoğunlukta kemik,

D4: İnce trabeküler kemik, 150 – 350 Hounsfield değerleri arasında yoğunlukta kemik,

D5: Mineralize olmayan kemik, 150 Hounsfield ünitesinin altında yoğunlukta kemik, olmak üzere beş tip kemik bulunmaktadır [20].

2.2. Mandibula

Yüz iskeletinin alt kısmını oluşturan mandibula aynı zamanda kafa iskeletindeki en büyük, en kuvvetli ve tek hareketli kemiktir. Kafatasına bağlantısı yoktur, ancak kafa kaidesine kas, ligament ve yumuşak dokularla tutunur [21, 22].

Mandibulanın 2 parçası vardır. Dişlerin bulunduğu ve horizontal olarak uzanan bölümüne corpus mandibula, corpus ve ramusun yaklaşık dik açı oluşturacak şekilde birleştikleri yere de angulus mandibula denir [21–23].

Corpus mandibula, açıklığı arkaya bakan “U” harfi şeklinde, alt yarısı basis mandibula, üst yarısı ise arcus alveolaris adını alan kemik yapıdır. Dış yüzün tam ön – orta kısmında 2 tarafın korpusunun birleşme yerine simfiz mandibula denir [21, 23, 24].

Ramus, yukarıya arkaya doğru uzanır. Üst kenarında büyük bir çentik ve 2 çıkıntı bulunur. Bunlardan, öndekine processus coronoideus, arkadakine processus condillaris denir. İki çıkıntı arasındaki çentik incisura mandibula adını alır. Ramusun dış yüzünün alt bölümünde tuberositas masseterica, iç yüzünün alt bölümünde pürüklü olan kısma tuberositas pterygoidea adı verilir. İç yüzeyinde görülen deliğe foramen mandibula denir ve kanalis mandibulanın girişini oluşturur. Mandibular korpusun alt kısmı oldukça kalın ve kompakt yapıdadır, bu kompakt yapının merkezinde trabeküler yapı gözlenmektedir. Alveolar kenar yakınındaki kompakt kortikal kemik farklı kalınlıklarda olabilmektedir [23, 24].

2.3. Dental İmplantoloji

Dental implantlar sabit veya hareketli proteze destek ve tutuculuk sağlamak amacıyla mukozaya, periost tabakasının altına veya çene kemiğinin içine yerleştirilen materyallerdir [25]. Metal, metal alaşımlarından veya seramik materyallerinden üretilmektedirler [26].

Kemik içi implantlarla ilgili çalışmalar 19. yüzyılın başlarında başlamıştır [26]. 1960'lı yıllardan itibaren kemik içi implantasyondan söz edilmeye başlanmış ve birçok araştırmacı değişik materyallerden yapılan vida tipi implantları geliştirmiştir. 1960'lı yıllarda Branemark yaptığı çalışmalarda, titanyumun dişetinde herhangi bir reaksiyon oluşturmadığını, kemik dokusu ile tamamen uyumlu olduğunu ve dişsizliğin tedavisinde kullanılabileceğini belirtmiştir [27].

1960'lı yılların sonlarında tamamen dişsiz ağızların tedavisi için implantların önerilmesiyle birlikte, implant uygulamalarının kullanılması yaygınlaşmaya başlamıştır [28, 29]. 1969 yılında uzun dönem başarısı kanıtlanan titanyum dental implantlar, günümüze dek sürekli olarak geliştirilerek implant destekli protezlerde sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır [30]. Mandibular implant destekli overdenture'lar ise uzun dönemli çalışmalarla 1987 yılından itibaren araştırılmaktadır [31].

2.3.1. Dental implant tipleri

Dental implantlar kemik ile olan ilişkilerine göre üç kategoriye ayrılır [32];

1. Subperiosteal implantlar (Kemik üstü); alveol kret yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen implantlardır. Kemik içi implantların popülerliği arttıkça bu tip implantlar kullanılmamaya başlamıştır.

2. Transosseöz implantlar (Kemik boyunca); metal bir plaka ve transosseal pinlerden oluşurlar. Mandibular kemiğin iç kenarına tutucu pinler, vidalar veya metal plakalarla tutturulur. Başarısızlık durumunda çıkarılması oldukça güçtür.

3. Endosteal implantlar (Kemik içi); mandibular veya maksiller kemiğin içine yerleştirilen implantlardır. Kemik içinde kalan ana parça ve kemik üzerinde kalan parça (abutment) olmak üzere 2 bölümden oluşur.

2.3.2. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon latince os (kemik) ve integrate (birleşim) kelimelerinden oluşmaktadır. Branemark [33] osseointegrasyonu, “kemik ve implant yüzeyinde herhangi bir fibröz doku büyümesi olmaksızın, implantın etrafında kemik oluşumu ile meydana gelen direkt ve yapısal fonksiyonel ilişki” olarak belirtmiştir. Zarb [34] ise “alloplastik materyallerin fonksiyonel kuvvetler sırasında kemik ile asemptomatik rijit fiksasyonunun elde edilmesi işlemi” olarak tanımlamıştır.

Osseointegrasyon sayesinde implanttan kemiğe etkin kuvvet iletimi sağlanmaktadır [35]. Başarılı bir osseointegrasyon için implant materyalinin biyolojik uyumu, implantın şekli ve yüzey özellikleri, kemiğin durumu, primer stabilite ve yükleme koşulları oldukça önemlidir [36].

Osseointegre ara yüzün oluşumunda sistemik ve lokal (bölgesel) faktörler etkilidir. Sistemik faktörün az etkili olduğu düşünülmektedir. Lokal faktörler ise daha ön planda yer almaktadır. Hobkirk ve diğerleri [37] bu faktörleri şöyle sıralamıştır:

1- Materyal: Osseointegrasyonun yüksek oranda titanyum içeren alaşıma özgü bir durum olduğu bilinmektedir. Ayrıca zirkonyum gibi bazı seramikler ve hidroksiapatit de titanyum kadar olmasa da kemikle sıkı ilişki içinde olabilir.

2- Yüzey yapısı ve bileşeni (kompozisyonu): Ticari olarak saf titanyumda, inert (tepkimeye girmeyen) oksit tabakası gibi kemik yapımına yardımcı bir yüzey bulunmaktadır. Bu yüzey, kemik oluşumuna yardımcıdır ve “osseointegrative” olarak bilinir. Diğer yüzey kaplayıcı maddeler de kemikle implant arasındaki tutunmayı artırır ve kemik yapımını hızlandırır. Bu özelliğe de, “osseointegrative ” özellik denir. Yüzey yapısı ise hücresel davranışı etkiler. İmplantın mikro yapısı implant yüzeyinde hücrelerin dağılımına etki ederek başlangıçta kemikteki tutulumun sıkı olmasını sağlar. Bu faktörlerin uzun dönemde osseointegrasyon üzerine etkileri kesin olarak bilinmemektedir.

3- Isı: Cerrahi işlem sonrasında 47°C 'nin üzerindeki ısı artışı hücrelerin ölümüne neden olur. Osseointegrasyon oluşmaz. İmplant çevresi fibröz bir kapsülle çevrelenir ve implant kemik ara yüzünde makaslama kuvvetlerine karşı direnç kaybı olur.

4- Kontaminasyon: İmplant bölgesinin organik ve inorganik debrisle kontaminasyonu osseointegrasyonu olumsuz yönde etkiler.

5- Primer stabilite: İyileşmenin erken safhalarında implant stabilitesi osseointegrasyonun önemli bir göstergesi olarak düşünülmektedir. Ara yüzdeki $100\ \mu\text{m}$ 'den fazla mikro hareket osseointegrasyon için yıkıcı kabul edilir ve kemik yapımından çok yumuşak doku oluşumu artar [38, 39]. İmplantın kemiğe sıkı bir şekilde temas ederek yerleşmesi osseointegrasyonun oluşumunu kolaylaştırır. Bu primer stabilite olarak bilinir ve implantta primer stabilite sağlandıysa başlangıçta meydana gelebilecek başarısızlıklar oldukça düşük olur. Primer stabilitenin sağlanması için geniş boşluklu, ince kortikal kemikli alanların olması istenmez.

6- Kemik kalitesi: Kemik kalitesini kemiğin yoğunluğu, anatomisi ve hacmi belirler. Kortikal ve trabeküler kemik ne kadar kalın ise kemik rezorpsiyonu da o oranda olur. Kemik hacminin kendisi osseointegrasyonu etkilemez ama implant yerleşimini belirleyici faktörlerindendir. Kemik kütlesinin yetersiz olduğu bölgelerde aşırı yük ve implant kaybına karşı küçük implantlar kullanılmalıdır.

7- Epitelyal uzama: İmplant gövdesinin oral mukoza epiteliyle kaplanması osseointegrasyonu olumsuz yönde etkiler. Osseointegrat olmuş yüzey ise epitelyal büyümeye karşı dirençlidir.

8- Erken yükleme: İmplant yerleştirildikten sonra hemen yapılan erken yüklemeler osseointegrasyondan çok fibröz kapsül oluşumuna neden olmaktadır.

9- Geç yükleme: Kemik gerilime (strain) duyarlıdır. Belirli sınırlar dahilinde oluşan gerilimler terapötik oranlarda kemik formasyonunu sağlar. Aşırı yükler ise osseointegrasyonu olumsuz etkileyerek implant kaybına neden olur.

Titanyum implantların kemikle başarılı bir şekilde birleşmesinde; kullanılan materyalin karakteri (titanyum oksit tabakası), steril operasyon bölgesi [40], yapının tasarımı (yivli olması; yivler hem yüzey alanını artırmakta hem de kemik içinde kuvvet dağılımını dengelemektedir), kemiğin fazla ısınmasının önlenmesi, iyileşme sırasında oklüzal yüklerden kaçınılması, oral hijyenin sağlanması gibi faktörler etkilidir [36, 40].

Tüm implant sistemlerinde, osseointegrasyon için bugüne kadar ileri sürülen çeşitli başarı kriterlerinden çıkarılan ve günümüzde kabul gören başarı kriterleri şöyledir [36, 41, 42]:

1. İmplant klinik değerlendirmede hareketlilik göstermemelidir.
2. Radyografik değerlendirmede implant çevresinde radyolüseni olmamalıdır.
3. İmplanttan kaynaklandığı düşünülen kalıcı ağrı, nöropati, parestezi veya mandibular kanalı ihlal etme gibi belirti, rahatsızlık veya enfeksiyon olmamalıdır.
4. İmplant tasarımı, hastayı ve diş hekimini tatmin eden görünüme sahip kron veya protez yapımına imkan vermelidir.
5. İmplantın yerleştirilmesinden itibaren 1 yıl sonraki vertikal kemik rezorpsiyonu 0,2 mm'den düşük olmalıdır.
6. İmplantın yerleştirilmesinden sonra, ilk 5 yıllık izleme süreci sonunda ağızda kalma oranı % 85, ilk 10 yılın sonunda % 80'in üzerinde olmalıdır.

2.4. Dişsizlik

İnsanın tüm doğal dişlerini kaybederek tam protez kullanmaya başlaması, stomatognatik sistemde büyük değişiklikler yaratır. Tam protez yapılarak periodontal ligament desteğinin tekrar kazanılması mümkün değildir [43]. Diş hekimlerinin büyük bir çoğunluğu tam ve kısmi dişsiz hastalar için hala geleneksel tam ve hareketli bölümlü protezleri tercih etmektedir. Ancak alt tam protez kullanan hastaların çoğunluğu alt protezlerin hareketli

olmasından şikayetçidir. Tam protezlerin doku destekli olmaları nedeniyle çiğneme kuvvetleri protezden tümüyle rezidüel krete aktarılır ve alveolar kret hızlı rezorpsiyon eğilimi gösterir. Alt tam protezlerin retansiyon ve stabilitesinin yetersiz olmasından şikayet eden bir çok hasta için implant destekli hareketli tam protezler, hastanın konforunu, memnuniyetini ve çiğneme etkinliğini arttıran iyi bir tedavi alternatifi oluşturmaktadır [25, 44–51].

Dişsizliğin anatomik sonuçları

Yoğunluğunu ve biçimini koruyabilmek için kemik, stimülasyona gerek duyar. İskelet sistemine uygulanan % 4'lük gerinim kemiğin rezorpsiyon ve oluşum süreçlerinin dengesini korur. Dişler, basma (compressive) ve çekme (tensile) streslerini kemiğe iletirler. Bir diş kaybedildiğinde, kalan kemikte oluşan stimülasyon eksikliği bu bölgedeki trabeküllerde ve kemik yoğunluğunda, bunu takiben kemiğin genişliğinde ve yüksekliğinde azalmaya neden olur. Kemik rezorpsiyonu, diş çekimini takiben görülmeye başlar [52–54]. Diş kaybını izleyen ilk yıl sonunda kemik genişliğinde % 25 azalma oluşur ve çekimler sonrası bir immediat protez uygulandığında ilk yıl sonunda kemik yüksekliğinde yaklaşık 4 mm kayıp oluşur. Ancak, dişe gelen stimülasyon ile kemiğin hacmi ve yoğunluğu korunabilir. Hareketli bir protez, kemiği stimüle etmez, korumaz, hatta kemik kaybını hızlandırır. Çiğneme kuvvetleri tüm kemiğe değil, sadece kemik yüzeyine iletilir. Sonuç olarak, kemik yüzeyi boyunca kemik kaybı oluşur [20].

Tam ve kısmi dişsizlikte sefolometrik ve panoramik filmler alınarak çenelerde oluşan kemik rezorpsiyon miktarını değerlendiren çalışmalar bulunmaktadır [53, 55, 56]. Tallgren [55], sefolometrik filmlerle alveolar kemik rezorpsiyonunu değerlendirdiği çalışmada, 15 ve 25 yıllık takip süreçleri boyunca rezidüel kemik rezorpsiyonunun devam ettiğini ve mandibular anterior bölgede oluşan kemik rezorpsiyonunun maksillaya göre 4 kat daha fazla olduğunu belirtmiştir. Üçtaşlı ve diğerleri [56], serbest sonlu hareketli bölümlü protezlerde posterior mandibular kemik rezorpsiyonunu değerlendirdikleri 5 yıllık takip çalışmalarında, posterior mandibuladaki kemik rezorpsiyon miktarının 1,15 mm olduğu sonucuna varmışlardır. Ayrıca yapılan çalışmalar, dişlerin varlığında, dişlerin kullanılıp hareketli protez yapılmasıyla diş çekimi sonrasında görülecek olan kemik kaybının engellenebileceğini ileri sürmüşlerdir [57].

2.4.1. Kısmi ve tam dişsizlik vakalarında protetik tedavi seçenekleri

Tam dişsiz vakalarda protetik tedavi seçenekleri;

1. Geleneksel tam protezler
2. İmplant destekli sabit protezler
3. İmplant destekli hareketli protezler

Kısmi dişsiz vakalarda protetik tedavi seçenekleri;

1. Diş destekli sabit köprüler
2. İmplant destekli sabit köprüler
3. Diş destekli bölümlü hareketli protezler
4. Diş destekli hareketli protezler
5. Diş ve implant destekli hareketli protezler

Kısmi ve tam dişsizlik vakalarında implant üstü protetik tedavi seçenekleri

Misch [58], implant üstü protezleri önce sabit protezler ve hareketli protezler olarak ikiye ayırmış ve beş farklı protetik tedavi seçeneği sunmuştur;

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

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

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

HP4: Tamamen implantlar, dişler ya da her ikisi tarafından desteklenen hareketli protezler.

HP5: İmplant ve yumuşak doku desteğiyle kombine hareketli protezler.

2.4.2. İmplant destekli hareketli protezler (overdenture)

Modern diş hekimliğinin amacı; kaybedilen fonksiyonu, konuşmayı, estetiği ve ağız sağlığını yeniden sağlamaktır. Ancak kaybedilen diş sayısı fazla olduğu zaman, başarıya ulaşmak zorlaşmaktadır. Sürdürülen çalışmalar neticesinde, tanı aletleri, tedavi planlaması, implant tasarımı, materyali ve üretim teknikleri sayesinde yüksek oranda tedavisi zor vakanın rehabilitasyonu başarı ile gerçekleşmektedir [58].

Dişsizliğin geleneksel tedavisi tam protez uygulamalarıdır, ancak hastaların tam protez kullanmaya alışması somatik ve psikolojik açıdan oldukça güçtür. Protezlere destek olması planlanan dokulardaki yetersizlikler, tükürük miktarının azalması, dokuların yaralanma olasılığının artması ve ileri derecede kret rezorpsiyonu tam protez kullanımını zorlaştırmaktadır [59]. Alt tam protezlerin üst tam protezlere oranla daha az alan kaplaması ve dil hareketleri, alt tam protezlerin başarısını olumsuz etkileyerek hasta memnuniyetini düşürmektedir [60]. Doundoulakis ve diğerleri [61], tam protezlerin dezavantajlarının; stabilite ve retansiyon eksikliği (özellikle alt protezde), sürekli devam eden kemik yıkımı, çiğneme fonksiyonunda bozukluk ve çeşitli sosyal problemler olduğunu ifade etmişlerdir.

Tam dişsizlikte hazırlanan implant üstü hareketli protezler “overdenture” olarak ifade edilir. İmplant veya diş üstü protezler, bir ya da daha fazla doğal diş, kök veya implantı örten ve destek alan hareketli protezlerdir[1]. Tam dişsiz mandibula için implant destekli overdenture uygulamalarının, implant destekli sabit protezler kadar başarılı bir protetik tedavi seçeneği olduğu kanıtlanmıştır [31]. İmplant destekli overdenture’lar; retansiyon, stabilite ve fonksiyon özellikleri göz önünde bulundurulduğunda konvansiyonel protez uygulamalarına göre daha üstün özelliklere sahiptir [62].

Mandibulada implant destekli hareketli protezler, özellikle ileri yaşlarda dişlerini kaybetmiş, tam protez kullanmaya alışmamış veya uzun yıllar tam protez kullanmış ancak motor yeteneklerinin azalması ile protezini kullanamayan hastalarda büyük yarar sağlamaktadır. Tam protezden implant destekli hareketli protez kullanımına geçilmesi sonucunda çiğneme hareketlerinde özellikle çiğneme hızı ve yeteneğinde belirgin artış olduğu bildirilmiştir [60, 63].

Mandibular implant destekli overdenture'lardaki çiğneme yük iletimi, aslında tam çene sabit protezlerden farklıdır [64]. Sabit protezlerde gelen tüm kuvvetleri implantlar karşılar, hareketli protezlerde yumuşak doku ve altındaki kemik de kuvvet iletimine katkıda bulunmaktadır. İmplantla beraber yumuşak doku ve mukoperiostun devreye girmesiyle hareketli protezlerde kuvvet iletimi sabit protezlere göre daha karmaşıktır. Tutucu parçalar oklüzal kuvvetleri protezden implantlara iletirler ve bu tip protezlerin çoğunda posterior dişsiz kretten destek alınır. Destek mukozanın reziliensi nedeniyle oluşan protez rotasyonu sonucunda implantlar baskı ve tork kuvvetlerine maruz kalır [62]. İmplantlar üzerine genellikle aksiyel kuvvetler geldiği düşünülür, ancak çiğneme işlemi sırasında, implantların lokalizasyonları ve sayılarına bağlı olarak horizontal kuvvetler ve moment kuvvetleri de meydana gelmektedir. Hazırlanan protezin tutucu tipine bağlı olarak fulkrum gibi fonksiyon görmesi, destek kemiğe implantlar aracılığıyla bükülme momentinin de etki edebileceği belirtilmiştir [65]. Yapılan bir çalışma sonucunda implant destekli hareketli protezlerde implant aracılığıyla destek kemiğe iletilen basma/çekme kuvvetlerinin distal dişsiz kretlerdeki mukoza reziliensine bağlı olarak, implant destekli sabit protezlere oranla daha az olduğu belirtilmiştir [66]. İmplant destekli hareketli protezlerde çiğneme kuvvetleri, doğal dişler ve implant destekli sabit protezlerdekine göre daha azdır [67, 68]. Osseointegre implantlar çevresindeki yük dağılımı, kemik kalitesinin iyi olmasıyla ve dişsiz yaşlı hastaların azalmış ısırma kuvvetlerine bağlı olarak, fizyolojik sınırlarda kalmaktadır [69].

Klinik yüklemde oklüzal kuvvetler ilk olarak proteze gelir ve daha sonra tutucu parçalar aracılığı ile implantlara, implantlar aracılığı ile de kemik implant arayüzüne ulaşır. Bu adımlara etki eden biyomekanik faktörler:

- Kuvvetlerin yönü
- Kuvvetlerin büyüklüğü
- Protez tipi
- Protez materyali
- İmplant şekli
- İmplantların sayısı ve dağılımı
- Kemik yoğunluğu ve kemik-implant ara yüzünün mekanik özellikleridir [70].

İmplant destekli proteze kuvvet uygulandığında yük taşıyıcı sistemin bütününde gerilmeye neden olur. Destek kemikte de teorik olarak aynı büyüklükte ancak ters yönde gerilme kuvveti oluşur. Klinik yüklemeler sırasında kuvvetler neredeyse hiçbir zaman implantın uzun eksenine paralel gelmemektedir. Aksine kuvvetin yüklendiği yer ve sıklığına bağlı olarak kemikte gerilme kuvvetleri ve bükülme momenti oluşturabilecek kaldıraç kolu meydana gelebilmektedir. Kuvvet ve etki alanı arasındaki mesafe arttıkça bükülme momenti de artar [71].

Overdenture uygulama amaçları; konvansiyonel protezlere kıyasla, daha balanslı protez oluşturulması, alveolar kemiğin ve periodontal bağlar aracılığıyla gerçekleşen sinirsel iletimin korunması, diş hareketliliğinin azaltılması ve daha iyi çiğneme fonksiyonu elde edilmesi şeklinde özetlenebilir [72].

İmplant destekli tam protezlerin avantajları

Misch'e göre [58], implant destekli tam protezlerin avantajları;

- Minimum anterior kemik kaybı, kemik kaybının önlenmesi
- Daha iyi stabilite
- Yumuşak doku yaralanmalarında azalma
- Daha iyi oklüzyon
- Oklüzal etkinlikte artış
- Çiğneme performansı ve kuvvetinde belirgin artış
- Daha iyi destek
- Daha iyi retansiyon
- Daha düzgün fonetik
- Protez hacminde azalma
- Daha iyi estetik.

İmplant destekli tam protezlerin dezavantajları

Misch'e göre [58], implant destekli tam protezlerin dezavantajları;

- Uzun dönem takip ve hekim kontrolü gerekliliği

- İntraalveolar mesafenin yetersiz olduğu durumlar
- Posterior bölgede kemik rezorpsiyonunun devam etmesi
- Psikolojik (takıp çıkarılan bir protezin istenmemesi)
- Protezin hareket etmesidir.
- Protez altına gıda kaçışı

İmplant destekli hareketli protezlerin sabit protezlere göre avantajları

İmplant destekli hareketli protezlerin implant destekli sabit protezlere olan üstünlükleri aşağıda belirtildiği gibidir [58, 73]:

- İmplant sayısında azalma
- Daha iyi estetik
- Yumuşak dokulardaki üstünlük
- İmplantlara gelen yüklerde azalma
- Hem cerrahi hem de protetik ve laboratuvar aşamalarının daha ucuz olması.

Jemt ve diğerleri [66], distal dişsiz kretlerdeki mukoza reziliensine bağlı olarak implant destekli hareketli protezlerde implant aracılığıyla destek kemiğe iletilen basma streslerinin, implant destekli sabit protezlerdeki streslere göre daha az oluştuğunu belirtmişlerdir. Overdenture protezlerin yapımında üzerinde durulması gereken hassas nokta, yerleştirilecek implantların sayısı ve yeridir. Her iki tarafa da gelecek yük dağılımının eşit olmasını sağlamak üzere, implantların orta hattan eşit uzaklıkta olması gerekir. Protetik planlamaya göre her iki tarafa bir, 2 veya daha fazla implant yerleştirilebilir; fakat orta hat üzerine implant yerleştirilmemesi gerekir. Destek için minimum 2 implanta ihtiyaç vardır. En az 2 implantla desteklenen alt tam protezlerde retansiyon ve stabilitenin önemli ölçüde arttığı belirtilmektedir. 2002 yılında Kanada'nın Montreal kentinde yapılan bilimsel toplantıda; "McGill Consensus" olarak bilinen, 2 adet kemik içi implantla desteklenmiş alt tam protezin, tam dişsiz hastalara önerilmesi gereken ilk tedavi seçeneği olduğu konusunda görüş birliğine varılmıştır [74].

Mandibulada ideal olarak her iki tarafa mental foramenlerin önüne implantlar yerleştirilerek karşıt ark stabilizasyonu sağlanır. Overdenture'lar, sadece implanttan destek aldıklarında, implant üzerindeki üstyapılara tutunurlar [42].

Yapılan bir çalışmada, dişsiz hastaların konvansiyonel total protezler yerine implant destekli overdenture'ları tercih etmelerinin esas nedeni, stabilite ve retansiyon ihtiyacının artması olarak açıklanmıştır [75]. Çalışmalarda, implant destekli overdenture protezlerin uzun süreli başarısının yüksek olduğu belirtilmiştir [75, 76]. Bu çalışmalarda, overdenture'ları destekleyen implantların sayıları değişmektedir. Genellikle aynı çenede üç veya daha fazla implant kullanılmıştır. Son dönemdeki çalışmalar, 2 implant destekli overdenture'ların da yüksek başarı oranı ve hasta memnuniyeti sağladığını ortaya koymuşlar [76–79]. Batenburg ve diğerleri [59], mandibuladaki yapısal gerilmenin 2 yerine 4 implant kullanıldığında azalmadığını belirtmişlerdir. Visser ve diğerleri [80], 2 ve 4 implant destekli overdenture'larla tedavi edilen hastaların, klinik ve radyografik değerlendirmelerinde bir fark olmadığı sonucuna varmışlardır.

2.4.3. 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: 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 rezidüel kret tarafından karşılanabilir. Bu nedenle bu tip protezlerde yükleme implant dayanaklardan çok doku desteklidir [81].

b. Doku-implant destekli overdenture: Doku-implant destekli overdenture, doku desteklilere oranla implanttan daha fazla destek alır. Bu tip protezleri hazırlamak için 2 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 [81].

c. İmplant destekli overdenture: Bu tip protezler, genellikle 4 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 [82]. İmplant destekli overdenture uygulamalarında 4 hareket gözlenmektedir. Bunlar [83, 84]:

- **Vertikal Hareket:** Protezin bütün olarak dokuya doğru yaptığı harekettir. Bu hareket dişsiz kretin destek dokusunda son bulur; yani protezin hareketi yumuşak dokunun esnekliğini aştığında 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, tutucu sistemleri ve alveol kretin arka tarafı ile karşılanır.
- **Rotasyon Hareketi:** Ön-arka yönde uzanan eksen etrafında oluşan dönme hareketidir. Çiğneme hareketi tek taraflı olduğu zaman, protezin diğer taraftaki kretten yukarı doğru olan hareketidir.
- **Translasyon Hareketi:** Protezin bukkal-lingual veya ön-arka doğrultuda rotasyona eğilim olmaksızın oluşan hareketidir.

2.5. Hassas Tutucular

Hassas tutucu bir metal yuva ve buna uyan bir parçadan oluşan tutucudur. 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 ve diğer parçası ise hareketli protezin stabilizasyonunu ve retansiyonunu sağlamak için ona yerleştirilmiş bir kilitleme aygıtıdır[1]. Modern diş hekimliğinde hassas tutucular kron ve köprü restorasyonlarında, bölümlü protezlerde, overdenture'larda ve implant restorasyonlarında uygulanmaktadır [85].

2.5.1. Hassas tutucuların avantajları

Hassas tutucuların avantajları;

- Konvansiyonel hareketli bölümlü protezlerde kullanılan labial ya da bukkal kroşe kollarına ihtiyaç olmadığı için estetikdir [86–89].
- Hassas tutucular konvansiyonel kroşeye oranla destek dişe daha az stres iletir. Fonksiyon sırasında stresleri dişe vertikal olarak aktarır ve destek dişleri lateral streslere karşı stabilize eder [86, 88, 90, 91].

Overdenture protezlerde kullanılan hassas tutucuların avantajları ise aşağıdaki gibidir:

- Standart değiştirilebilir parçalarının olması,
- Ayarlanabilir olması [90, 91],
- Tamir kolaylığı [90–92],
- Aşınmanın kontrol edilebilmesi [89, 90],
- Ağırlığının daha az olması [87, 88],
- Çok sayıda dişin splintlenmesi, periodontal hastalık sebebiyle dişlerde mobilite oluşmuşsa bu dişlerin ömrünün uzatılması için başarılı sonuçlar ortaya koyması [89],
- Gıda sıkışması, plak ve çürüklerin daha az olması [90],
- Klinik kron boyu kısa olan dişlerde uygulanabilen türlerinin bulunması [89].

2.5.2. Hassas tutucuların dezavantajları

Hassas tutucuların dezavantajları;

- Laboratuvar işlemleri ve klinik çalışmaları komplikedir ve yapımları uzun sürer [87, 90, 91],
- Dikkatli ve hassas çalışma gerektirirler. Laboratuvar ve klinik çalışmaları sırasında yapılacak en küçük hata dişler üzerine istenmeyen kuvvetlerin gelmesine sebep olur. Bu da destek diş kaybına yol açabilir [88],
- Ekonomik değildir [88, 90],
- Periyodik kontroller gerektirir ve protezin belirli dönemlerde astarlanması söz konusu olur [89, 92].

2.5.3. İmplant destekli overdenture’larda kullanılan hassas tutucular

İmplant destekli overdenture uygulamalarında çok sayıda hassas tutucu çeşidi kullanılmaktadır. Kullanılan hassas tutucu tipine göre implantların çevresindeki kemiğe değişik oranlarda stres iletilmektedir. Hastanın beklentileri ve istekleri, uzun dönemde ortaya çıkması beklenen biyolojik ve fonksiyonel sonuçlar iyi bir şekilde değerlendirilmelidir [93, 94]. İmplant destekli overdenture’lar çiğneme kuvvetlerine maruz kaldığında kuvvet, protez kaidesine destek olan mukoza ve implantlar arasında dağılır [95]. Kullanılan hassas tutucu tipine ve mukozanın yer değiştirme miktarına bağlı olarak bu dağılım gerçekleşir [96].

Literatürde implant destekli overdenture’larda kullanılan hassas tutucularla ilgili çeşitli sınıflamalar mevcuttur. Preiskel [97], implant destekli overdenture protezlerde hassas tutucuları stud, mıknaş ve bar olarak sınıflandırmıştır. Sadowsky [98], Fanuscu ve Caputo [99] ise overdenture hassas tutucuları; splinte olan ve splinte olmayan şeklinde gruplandırmışlardır. Trakas ve diğerleri [94], implantlar için hassas tutucu türlerini bar ve ball tutucular olmak üzere 2 ana kategoride incelemişlerdir. Hassas tutucular; nitelik, şekil ve fonksiyon özelliklerine göre de sınıflandırılmıştır [100]. Heckmann ve diğerleri [96]’nin implant destekli overdenture protezlerde kullanılan hassas tutucular ile ilgili sınıflaması ise şöyledir:

- Bar tutucular,
- Stud tutucular,
- Mıknaş tutucular,
- Teleskopik tutucular.

İmplantlar arası mesafe, retansiyon ihtiyacının miktarı, biyomekanik etkenler, hastanın ağız bakımı, anatomik yapılar (interoklüzal mesafe, karşıt ark dentisyonu, alt-üst çene farkı), hastanın psikolojik durumu ve beklentileri, hastanın sosyal statüsü ve maddi koşullar, hassas tutucu seçimini etkileyen faktörlerdir. Ayrıca, destek sayısı ve kretteki dağılımı, implantların çapı ve uzunluğu, kret kalınlığı, alveolar kretin formu ve rezorpsiyon miktarı da hassas tutucu seçiminde göz önünde bulundurulması gereken hususlardır [85].

Bar tutucular

Bar tutucular, 2 ya da daha fazla implantı birbirine bağlayan tutucu ünitelerdir [101]. Konvansiyonel tam protezlerde karşılaşılan tutuculuk ve stabilite sorunları implant destekli bar tutucularla ortadan kaldırılabilir [59, 102, 103]. Ayrıca stud tutuculara göre daha iyi tutuculuk ve stabilite de sağlarlar [101].

Bar tutucuların avantajları:

- Tutuculuk ve stabilitesinin iyi olması,
- Dik yönde gelen oklüzal kuvvetlerin, bar ve geniş protez kaidesi aracılığıyla çene kemiğine daha iyi dağıtılması ve dayanakların korunması,
- Mandibulada 3-4 implant üzerinde bar tutucular kullanılarak hemen yükleme yapılmasına olanak tanınması,
- Hasta başında harcanan sürenin azalmasıdır.

Bar tutucuların dezavantajları:

- Yapım maliyetlerinin yüksek olması,
- Yapım aşamalarının karmaşık olması, teknik beceri ve klinik tecrübe gerektirmesi,
- Mekanik bir problem çıkarma ihtimalinin yüksek olması ve böyle bir problemde üstesinden gelmenin zorluğu,
- Ağız hijyeni yeterli olmayan hastalarda plak birikimine neden olması,
- Mukozit ve gingival büyüme eğiliminin bulunmasıdır [46, 101, 104].

İmplantların birbirine çok yakın yerleştirildiği durumlarda, bar çok kısa olmaktadır. Böyle durumlarda, hareketli protez için yeterli tutuculuk ve rehberlik sağlanması mümkün olmaz. Eğer implantlar birbirinden çok uzakta yerleştirilirse, bar düz bir hatta seyredeceğinden dil boşluğunu daraltabilir, bu da yapısal ve fonksiyonel problemlere neden olabilir [105].

Stud tutucular

Stud tutucuların 2 çeşidi vardır:

- 1- Ekstraradiküler; ana parça implanttan uzanır.

2- İntraradiküler; ana parça protez kaidesinin bir parçasıdır ve implant içinde hazırlanmış girintiye tutunur.

Bu tip tutucular, ilave desteklik, stabilite ve retansiyon sağlarlar [97]. Stud tutucular, dikey ve yatay yönde belirli derecede rezilientlik sağlarlar. Ball, o-ring, locator, novaloc, ERA ve ZAAG gibi tutucular stud tutucu örnekleridir. Stud tutucular yumuşak ve sert doku cevabı bakımından bar tutuculara benzerlik gösterirler [100]. Daha kolay yerleştirilirler, retansiyon dereceleri ayarlanabilir ve kontrol edilebilir. Hijyen sağlamak daha kolaydır ve daha az komplikasyona neden olabilirler. Daha az arklar arası mesafe ihtiyacı vardır ve fonksiyonel yükleri daha iyi dağıtabilirler. Teknik hassasiyetleri daha azdır ve ekonomiktirler. Vertikal mesafenin bar yapımına olanak tanımadığı ve implantlar arası mesafenin fazla olduğu durumlarda tercih edilirler. Bar uygulamasının dilin alanını kısıtlayacağı vakalarda da rahatlıkla uygulanabilirler [85].

Ball tutucular

İmplant destekli hareketli protezlerde yaygın olarak kullanılmakta olan bir tutucu sistemidir[84]. Doku destekli tam dişsizlik olgularının rehabilitasyonunda tercih edilirler. İmplantların çizgisel olarak yerleştirildiği durumlarda bar tutucular yerine kullanılabilecek bir tutucu türüdür [100, 106]. Ayrıca, retansiyonu arttırmak için bar tutucularla birlikte de kullanılabilmektedir [107].

Birbirinden bağımsız destekler kaide içindeki metal bir kep ya da halka şeklinde bir lastik içine bağlanırlar. Bu naylon yapı 360° rotasyona izin verir, destek ile kaide arasındaki düşük miktardaki dikey sıkıştırıcı hareketlere olanak tanır, yani esnek bir düzenektir. İmplantların birbirine paralel olarak yerleştirilmesi şart değildir, implantlar arasındaki 28° açılanmaya izin verir [85]. Kullanıma bağlı olarak zamanla tutuculukta azalma oluşabilir. Lastiklerin değiştirilmesi veya klipslerin özel anahtarlarıyla aktifleştirilmesi ile tutuculuk artırılabilir [48, 64, 108].

Bar tutucu sistemlerle karşılaştırıldığında; daha kolay uygulanırlar ve teknik hassasiyet ile ilave laboratuvar işlemleri gerektirmezler. Daha az yer kaplarlar ve daha hijyeniktir [100].

O-Ring tutucular

Yuvarlak şekilli, ortası delik, sentetik polimerden dişi parçası sayesinde devirici kuvvetlere dirençli rezilient tipte bir stud tutucudur. Retansiyon derecesinin ayarlanabilmesi, kullanımının kolay olması, tasarımın basitliği, düşük maliyeti ve bar tutucuların yerine rahatlıkla kullanılabilmesi sahip olduğu avantajlardır. Mıknatıs tutucularla karşılaştırıldığında retansiyon ve stabiliteleri daha iyidir [100, 108–110].

İmplantların doğrusal olarak yerleştirildiği durumlarda bar tutucular haricinde kullanılabilecek rezilient tipte bir tutucudur [106]. O-ring tutucular zamanla retansiyonlarını kaybederler ve periyodik olarak tutucular değiştirilmelidir [100]. O-ring tutucular implantlar arasındaki 10^0 'ye kadar paralellikten sapmaya imkan tanır. Yeni nesil O-ring tutucular 30^0 'ye kadar açılanmaya olanak sağlar. Tutucularda boyun kırıklarını önlemek ve takıp çıkarmanın kolay olmasını sağlamak için birbirlerine paralel olmalarında fayda vardır. Overdenture protez içersinde 5 mm ya da daha fazla yüksekliğe ihtiyaç duyulur. Arklar arası mesafenin yetersiz olduğu durumlarda O-ring tutucuların kullanımı tercih edilmez [100].

ERA tutucular

ERA tutucu, ağız içinde sabitlenen metal dişi parça ve protez kaidesine bir metal yuva içersinde yerleştirilen değiştirilebilir naylon erkek parça olmak üzere 2 bileşenden oluşur [85]. Giriş rehberi implant desteğinden ve alveolar kretten daha yüksek seviyede olduğu için ekstraradiküler olarak nitelendirilmektedir. Bu özellik kuvvetlere karşı dayanıklılığı azaltmaktadır [100].

Açılı yerleştirilmiş implantların paralelliklerini sağlamak için 5^0 , 11^0 ve 17^0 açılı abutment seçenekleri mevcuttur. Yani 34^0 'ye kadar olan implantlar arası açılanmayı tolere edebilmektedir [85].

ZAAG tutucular

ZAAG tutucularda anahtar yolu bileşeni implant abutment'inin daha apikaline ve alveolar krete daha yakın konumlandırılmıştır. Bu özellikleri sayesinde intraradiküler karakter taşır ve gelen kuvvetlere karşı daha dayanıklıdır. İmplant destekli overdenture'larda eksternal yükler sonucunda açığa çıkan dikey ve devirici kuvvetlere karşı en dirençli tutucu tasarımı

olduğu iddia edilmiştir. Rijit bir bağlantıya imkan vermez [100]. 15⁰ ve 25⁰ açılı abutment seçeneği ile 10⁰'ye kadar açılanmayı tolere eden naylon erkek parçaları sayesinde, implantların birbirine paralelliğinin sağlanamadığı vakalarda uygulanabilir [85].

Locator tutucular

Locator rezilient tip hassas tutucu türüdür. Tutucu boylarının kısa olması sebebi ile arklar arası mesafenin yetersiz olduğu vakalarda rahatlıkla uygulanabilir [100, 111].

Sabit protez veya bar üstyapı ile birlikte kullanıldığı zaman açılanma problemleri sorun olmaz. Düzgün bir giriş yolu için locator tutucular bar üstyapı ile paralel olacak şekilde hazırlanır [85].

Hassas tutucuları düzgün bir giriş yolu sağlayacak şekilde ağıza yerleştirmek ve implantlar arasındaki açılanmayı düzeltmek zordur [112]. Locator tutucu sisteminde 10⁰ ve 20⁰ açılı abutment seçenekleri bulunmaktadır. İmplantlar arası 20⁰ ve 40⁰ açılanmayı tolere edebilen plastik erkek parçaları mevcuttur [113].

Arklar arası mesafenin az olduğu durumlarda, aşırı konturlu protezlerde, dikey boyutun artışı yapıldığı vakalarda, hassas tutucuya komşu dişlerde çatlak ve kırıkların mevcudiyetinde, tutucu sistemlerin protezlerden sıklıkla ayrıldığı durumlarda, düşük profilli olması sebebiyle locator tutuculu protezler tercih edilmektedir [114].

Novaloc tutucular

Novaloc tutucu sistemi, novaloc ve locator abutmentleriyle kullanılabilen, implant–overdenture bağlantısını sağlayan güncel stud tipi tutucu sistemlerdir. Konvansiyonel tutucu sistemlerine alternatif olarak, daha az bakım ihtiyacı olan novaloc, aşınmaya karşı daha dirençli, silindirik patriks (titanyum veya polietereeterketon) üzerindeki polietereeterketon (PEEK) matriksle mekanik tutunmayı sağlayan yeni bir bağlantı türüdür. Tutucuların yüzey kaplaması, pürüzlülüğü en aza indiren ve tutucu parçaların direncini arttıran elmas benzeri amorf karbon ile yapılmıştır. Matriksler farklı renk kodlu retansiyon değerleri olan ve farklı ağırlıklara sahip, değiştirilebilir 4 farklı plastik retansiyon parçasından oluşur [115].

Novaloc tutucu sistemi, implantlar arasında 60°'lik açıya kadar kullanılabilir. Patriks ve matriks arasında bırakılan küçük boşluk, retansiyon ekinin herhangi bir gerilim olmadan genişlemesine izin verir, böylece kullanım ömrü önemli ölçüde uzar [116].

Mıknatıs tutucular

Mıknatıs tutucular; protezin içinde yer alan kısmı mıknatıs özelliğine sahip parça ve abutment veya implantın üzerinde bulunan mıknatıs etkisi yaratan metalden oluşan parça olmak üzere 2 bileşenden ibarettir [117].

İmplant destekli overdenture uygulamalarında manyetik tutucu sistemler protez için uygun retansiyonu sağlarlar ve destekleri korurlar. Kemik rezorpsiyonunun az olduğu vakalarda ideal bir çözüm olabilir [100, 108]. Manyetik sistemlerde neodimyum demir-boron veya samaryum-kobalt alaşımından mıknatıslar kullanılır. Bu iki alaşım da ağız sıvılarında çok çabuk korozyona uğrar. Kontaminasyonun önüne geçmek ve mıknatıs özelliğinin devamlılığını sağlamak için koruyucu kaplamaya ihtiyaç duyulur [118].

Spesifik bir giriş yoluna ihtiyaç duyulmaması, abutmentlerin birbirlerine paralelliğine gerek olmaması, yumuşak doku andırkatları varlığında uygulanabilmesi, potansiyel patolojik lateral veya rotasyon kuvvetlerinin kolaylıkla elimine edilerek maksimum abutment koruması sağlaması mıknatıs tutucuların avantajlarıdır [85].

Sistemin, yuva içerisindeki mıknatısların serbest rotasyonuna izin vermesi sayesinde, 24°'ye kadar açılanmalar kabul edilebilir. Desteklere iletilen kuvvetler düşük seviyededir. Hastalar kolay adaptasyon sağlarlar, rahatlıkla takıp çıkartabilirler. Ball tutucularla birlikte maliyeti en düşük tutucular arasında sayılabilirler. Bu avantajlarına karşın, ball tutuculara göre daha fazla plak tutulumuna sebep olma ve çiğneme etkinliğinin iyi olmamasına bağlı olarak hasta konforu ve memnuniyetinde azalma gibi dezavantajlara sahiptir. Korozyona uğrama probleminin çift kuşatma (enkapsülasyon), nonkoroziv tabaka ve parçalar kullanımıyla önlenildiği ifade edilmiştir [108, 119–121].

Teleskop tutucular

Teleskop tutucular çift kron tasarımından oluşmaktadır. Altyapı desteğe simante edilirken, buna uyumlu üstyapı ise hareketli proteze rijit bir şekilde bağlanmaktadır. Teleskop

tutucuların altyapısı destek dişi çürük ve termal irritasyonlardan korur. Tutuculuk ve stabilite esas olarak üstü yapısı ile sağlanır [122, 123].

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 sahiptir. Birincil ve ikincil kron arasında oklüzal kısımda yaklaşık 0,3 mm'lik aralık bulunur. Bu aralık ile yumuşak doku reziliensi tolere edilir. Buna ilaveten matriks ile patriks arasındaki bu boşluk çiğneme sırasında implantta ortaya çıkacak moment kuvvetini azaltır [124].

Teleskop tutucuların sayısı, aradaki dağılımı ve eğimleri protezin tutuculuğuna ve stabilitesine etki eder [122, 123]. 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 [100, 123–125]. Parkinson gibi hastanın becerilerini olumsuz etkileyen sistemik rahatsızlığa sahip geriatric hastalar için etkili bir tedavi alternatifi olmakla birlikte, ball ve mknatis tutucular kadar ekonomik değildir [124].

2.6. Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Fiber Materyalleri

Diş hekimliğinde kullanılan fiberle güçlendirilmiş kompozitler (FGK) esas olarak rezin kompozitlere benzer yapıya sahip, 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)'tan oluşur. İnorganik doldurucu faz; organik matriks yapıya ilave edilen çeşitli yapı, boy, çap ve yönde yerleştirilen fiberlerden oluşur. Kompozit matriks içindeki fiber, rezine adeziv bir ara yüzey ile bağlanır. Matriks ve fiber arasındaki arayüz, kompozitten yükün fiberlere transfer edilmesinde önemli rol oynar. Güçlendirici olarak kullanılan fiberler, dayanıklılık ve sertlik sağlarken, fiberleri saran rezin matriks geometrik yapıyı sabitler, nemin etkisinden korur ve optimal gücü sağlamak için fiberleri önceden tespit edilen pozisyonda tutar, destek ve uygulanabilirlik sağlar [126, 127].

Fiberle güçlendirilmiş materyaller rezin matriksle bir arada tutulan fiber materyallerinden oluşmaktadır. Kendi çapına göre 100 kat uzun olan, silindirik, ince ve esnek yapıda olan fiberler; çaplarının, uzunluklarından çok daha küçük olması ile karakterizedir. Amerikan Standart Test Metoduna (ASTM) göre fiber uzunluğunun çapına oranı en az 10/1 ve kesiti de $<0.005 \text{ mm}^2$ 'den küçük olmalıdır [128].

Fiberle güçlendirilmiş materyaller, sürekli veya süreksiz olan liflerle takviye edilmiş bir polimer matriksi ile oluşturulur [129]. Polimerik matriks, liflerle birlikte yapıyı bir arada tutmak için bağlayıcı olarak işlev görür [130]. Matriksin diğer fonksiyonları, lifler arasındaki gerilimi aktarmak, lifleri mekanik aşınmadan korumak ve çevre olumsuzluklarına karşı bir bariyer oluşturmaktır [131]. Liflerin amacı ise yükü polimer matriksi ile birlikte taşımaktır [132]. Fiberlerin fiziksel, mekanik, biyolojik ve kimyasal özellikleri ilave edildikleri materyallerin özelliklerini büyük oranda etkilemektedir.

2.7. Fiber Tipleri

Fiberler sentetik ve doğal fiberler olmak üzere ikiye ayrılır. Sentetik fiberler kimyasal yollarla elde edilirken, doğal fiberler bitki saplarından üretilmektedir. Sentetik fiberlerin elde edilmesi doğal fiberlere göre daha pahalı ve uzun işlemler gerekmektedir. Günümüzde doğa dostu olan ve çevreye zarar vermeyen doğal fiberlerin güçlendirici olarak kullanımına yönelik yapılan çalışmalar artmıştır [133].

2.7.1. Sentetik fiberler

FGK'ler ilk kez 1960'larda test edilmiş, 30 yıl önce dental kullanıma sunulmuş ve implant üretimi için daha kapsamlı bir şekilde geliştirilmiş materyal grubudur. FGK'lerin geliştirilmesi kuvvet altındaki metal alaşımlarda ve porselen sistemlerinde yaşanan mekanik problemler sonrasında hız kazanmıştır. Zamanla hareketli protezlerde, kaide materyallerinde, kompozitlerde güçlendirici olarak kullanılmaya başlanmış ve hızla diş hekimliğinin tüm alanlarına yayılmıştır [134].

Karbon fiberler

Üretimlerine 1960'ların sonlarında başlanan karbon fiberlerin yapısında ağırlıkça en az %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 [135, 136].

Karbon fiberler düşük yoğunluğa ($1,8 \text{ g/cm}^3$) sahiptirler ve 3000°C 'ye kadar dayanıklıdırlar. Çelikten daha yüksek çekme dayanımına sahip olmasına rağmen hafif bir materyaldir. En önemli eksikliği dik yöndeki darbelere dayanıksız olmasıdır. Üretim esnasında matriks içerisine çapraz ve birbirine dik biçimlerde yerleştirilerek bu eksiklik giderilmeye çalışılmıştır. Karbon fiberler birçok kimyasal maddeye ve neme karşı dayanıklı, fiber aksı boyunca iyi ısı ve elektrik iletimi sağlayan ve rezin içerisine uygulandığında bükülme ve çarpma dayanıklılığını artıran, yorulmaya bağlı kırılmaları önleyen fiberlerdir [135, 136].

Karbon fiberlerin dezavantajları; kullanım ve yerleştirme zorlukları, fiberle güçlendirilmiş rezinlerin cilalanmasına yönelik zorluklar, koyu rengin estetik problem yaratması, karbonun potansiyel toksisitesi olarak sıralanabilir[136, 137]. Karbon fiberlerin dezavantajlarından dolayı PMMA'ı güçlendirme materyali olarak kullanımına ait 1980'lerden sonra yayınlanan az sayıda çalışma bulunmaktadır.

Aramid fiberler

Aramid, polipara-fenil terafelamid ticari adı "Kevlar" olan organik bir bileşiktir. Poliaramid fiberin ıslanabilirliği yüksek olduğu için bağlayıcı bir ajanla işlem görmesine gerek yoktur. Toksik özellik göstermez [138]. Aramid fiberler; çekme direnci 104 MPa, elastik modül değeri 50-130 GPa ve yoğunluğu $1,4 \text{ gr/cm}^3$ olan fiberlerdir [139]. Sarı renginden dolayı estetik bölgelerdeki kullanımı sınırlıdır. Fiberlerin yüzeye çıktığı durumlarda, pürüzlü ve parlatılması zor bir yüzey oluşur. Yapılan çalışmalarda, aramid fiberlerin toksik olmadığı ve PMMA'nın dayanıklılığını arttırdığı belirtilmiştir [137, 140].

Polietilen fiberler

Polietilen; doğal polimer yapısında etilen polimerlerinin tümüne verilen isimdir. Yüksek molekül ağırlığına sahiptir. Dayanıklı, biyouyumlu, yarı saydam, kırılkan olmayan materyallerdir. Yoğunluğu 0.99 g/cm^3 olup oldukça hafiftir [141]. Polietilen doğal rengi,

düşük yoğunluğu, biyouyumluluğu ve hidrofobik özellikleri nedeniyle akrilik rezinlerde güçlendirici olarak tercih edilebilmektedir [142].

Polietilenin molekül ağırlığı 1×10^6 'dan fazla olduğunda, ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) olarak adlandırılırlar. Protez kaidelerinin güçlendirilmesinde kullanılan polietilenin, karbon fiberlere kıyasla çarpma dayanımının daha yüksek, elastik modülü ve bükülme dayanıklılığının daha düşük olduğu, akrilik protez kaidesine polietilen fiber eklenmesinin PMMA'nın transvers dayanıklılığını artırdığı bildirilmiştir [142, 143]. Cam fibere göre daha düşük yüzey enerjisine sahiptir [144]. Polietilen fiberle güçlendirilmiş materyallerin en önemli dezavantajı diğer fiber tiplerine göre daha pürüzlü bir yüzeye sahip olması, bu nedenle plak birikiminin fazla olmasıdır [145].

Cam fiberler

Camın içeriğinde silika kumu (%50 den fazla SiO_2 içeren kum), kireç taşı (CaCO_3), alüminyum hidroksit, borik asit, sodyum sülfat ve susuz boraks bulunmaktadır. Cam fiber üretiminin ilk aşamasında sözü edilen maddelerle birlikte 1500- 1700⁰ C ye kadar ısıtılarak eritilir. Cam telleri soğutularak çapları 5-24 μm arasında değişen fiberler elde edilir. İçeriğinde yer alan maddelerin bileşimi değiştirilerek, farklı özelliklere sahip E, C, R, S, T camlar hazırlanabilmektedir. Cam fiberlerin aleve ve ısıya dayanımları iyidir. Mikroorganizmalardan etkilenmezler, ancak esnek değildirler ve kırılırlar. Yoğunlukları yüksektir (2,5 g/cm³). Nemden etkilenmedikleri için yaş ve kuru ortamlarda mekanik özellikleri değişmez [137, 146, 147]. Diş hekimliğinde kullanılan E tipi cam fiberdir. E tipi cam fiber yalıtım özelliğine sahiptir, sitotoksik değildir, su ve alkalilerde aşınmaz ve estetikdir [147].

Rezinlerin fiberle güçlendirilebilmesi için polimer matriks ve fiber arasında iyi bir adezyon sağlanması gerekir. Fiziksel veya kimyasal bağlayıcı ajan içermeyen fiber, rezin içerisinde yabancı madde gibi davranır ve rezini zayıflatır. Silansız cam fiberler homojen matriks yapısını bozabilir.

Naylon fiberler

Naylon fiberler poliamid fiberlerdir. Poliamidler yüksek moleköl ağırlıklı termoplastik polimerlerdir [148]. Kristal içeriğindeki farklılıklar poliamidlerin direncini artırırken, saydamlığını azaltmaktadır [149]. Poliamidler, yüksek dayanım, elastikiyet, sertlik ve aşınmaya sahiptirler. Yüksek sıcaklıklarda iyi mekanik özelliklerini devam ettirirler. Düşük sıcaklıklarda kırılma dayanımları ve eğilme dirençleri yüksektir, çözücülere karşı dirençlidirler [150].

Endüstride çok sık kullanılan poliamid fiberlerin estetik ve mekanik özelliklerinin iyi olması nedeniyle protez kaide materyallerinin özelliklerinin iyileştirilmesi için akrilik kaide içerisine ilave edilmesi önerilmiştir [151]. Poliamid esaslı protez kaide materyali, PMMA rezine alerjisi olan hastalarda veya esnekliğin istendiği yerlerde kullanılabilir. Poliamid esaslı protez kaide materyalinin en önemli avantajı, tekrarlayan stresler için şok absorpsiyon direnci ve reziliensinin bulunmasıdır [150].

2.7.2. Doğal fiberler

Doğal organik lifler, canlı yaşamın başlangıcından itibaren kullanılmaktadır. Arkeolojik eserler insanın bu malzemeleri binlerce yıl önce kumaşlarda kullandığını ileri sürmektedir. Ekolojik kaygılar doğal malzemelere olan ilginin artmasına neden olmuş ve geri dönüştürülebilirlik, çevre güvenliği gibi konular yeni malzemelerin ve ürünlerin tanıtımı için giderek daha önemli hale gelmiştir. Yapısal polimer kompozitlere takviye olarak sentetik fiberler (cam veya karbon fiberler gibi) eklenmiştir, ancak çevre ve doğa problemleri nedeniyle doğal fiberlere ilgi artmıştır [152]. Selüloz esaslı fiberlerin güçlendirici materyali olarak kullanımına yönelik çalışmalara başlanmıştır [153].

19. yy'a kadar donanma gemilerinin, asma köprülerin yapımında kullanılan doğal fiberlerin günümüzde pek çok türü tekstilde, halat, branda ve kağıt yapımında kullanılmaktadır.

100 yıl önce ilk doğal fiber bileşimleri kullanılmıştır. 1896'da uçak koltukları ve yakıt depoları, küçük bir polimer bağlayıcı madde içeriğine sahip doğal fiberlerden yapılmıştır. 1900'lerin başlarında, ilk kompozit malzemeler, büyük miktarlarda levha ve boruların elektronik olarak üretilmesi için kullanılmıştır [154].

Genellikle bitkisel fiberler olarak adlandırılan doğal fiberler, bitkilerden elde edilir. Meyve lifleri bitkinin meyvelerinden elde edilir, hafif ve tüylüdür. Bitkinin dirençli olmasını sağlayan köklerdeki bast lifleridir. Genellikle, sapın tüm uzunluğu boyunca yerleştikleri için çok uzundurlar.

Yapraklardan çıkarılan lifler kalın ve sağlamdır ve bitkinin taşıma sisteminin bir parçasını oluşturur, yaprak lifleri olarak adlandırılır. Sıcaklık, nem, toprağın bileşimi ve hava; bitkinin yüksekliğini, liflerinin dayanıklılığını ve yoğunluğunu etkiler. Ayrıca, bitkilerin hasat ve işleme şekilleri de fiberlerin çeşitlenmesini sağlar.

Doğal fiberler homojen olmayan uzunluk ve yön dağılımına sahip kısa fiber kompozitlerdir [152].

Doğal fiberlerin avantajları;

- Üretimler yenilenebilir ve sürdürülebilir
- Çevre dostudur
- Düşük yoğunluğa sahiptir
- Doğal karbondioksit emilim yeteneğine sahiptir
- Eklendikleri materyali aşındırmazlar
- Solar enerjiyle doğal ortamda yetiştirilebilirler

Doğal fiberlerin dezavantajları;

- Özellikleri yetiştirme ve işleme koşullarına bağlıdır
- Tüm parametreleri geniş dağılıma sahiptir
- Özellikleri bozulmaya yatkındır (ısı, nem vs.)
- Liflerin boyu kısa olduğunda düşük performans sergilerler
- Yapıları genellikle homojen değildir
- Gerilme – gerinim durumlarında fiberlerin tepkisi doğrusal değildir [155].

Doğal fiberler yüksek dayanım ve gerilme kuvvetine sahiptirler [156, 157]. Fakat darbe dayanımları çok iyi değildir, ancak adezyon iyileştirildiğinde darbe dayanımı da artmaktadır [156, 158]. Doğal fiberlerin eğilme kuvveti cam fiberlere göre daha düşüktür [152]. Doğal fiberlerin bir avantajı, cam fiberlere kıyasla daha düşük bir yoğunluğa ve ağırlığa sahip

olmalarıdır. Böylelikle güçlendirici olarak kullanıldıkları malzemenin ağırlığını fazla artırmamış olurlar [159]. Doğal fiberlerin son zamanlarda biyolojik uygulamalarda kullanımları artmıştır [160, 161].

Flax fiberler

Tekstil endüstrisinde kullanılmak üzere yaklaşık 1 metre uzunluğundaki keten bitkisinden izole edilir. Bu fiberler, genellikle 2-5 cm arasında uzunluklara sahip olan ve 10-25 m arasındaki çaplara sahip olan temel liflerden oluşur. Temel lifler bir pektin ara yüzü ile birbirine yapıştırılır. Temel liflerin teknik liflerden çok daha yüksek dirence sahip olduğunu belirtmek önemlidir. Güçlendirici olarak kullanılan fiberler, keten bitkisinin tortusunda bulunur. Flax fiberlerin mekanik özellikleri, elde edilmesi sırasındaki doğal değişkenlerden etkilenir. Young modülüsü 50 GPa, yoğunluğu $1,4\text{g/cm}^3$ olup ortalama ağırlığa sahiptirler [152]. Flax fiberlerin adezyonu ısı artırıldıkça artar [162].

Jüt fiberler

Jüt fiberler Amazon bölgesinde yetişen *Corchorus Capsularis* bitkisinden elde edilirler. Bitkiler orak biçimli bir bıçakla zemine yakın yerden kesilir. Jüt fiber % 100 doğada bozulabilen, geri dönüştürülebilen ve çevre dostu olarak bilinen fiberlerdir. Altın ve ipeksi bir parlaklığa sahip doğal bir fiberdir ve bu nedenle “Altın fiber” de denir. Bitkinin gövdesinden ya da yüzeyinden elde edilen en ucuz bitkisel fiberlerdir. Yüksek çekme dayanımına, düşük eğilme dayanımına sahiptirler[163]. Jüt fiberler içerdiği yüksek selülozik yapı (%61-71,5) ve 8⁰'lik küçük mikrofibril açılanması sayesinde yüksek gerinim değerlerine (353MPa), yüksek elastik modülüse (20 GPa) ve düşük deformasyon riskine (%3,05) sahiptirler [155]. Fiberlerin merkezinde geniş bir lümen bulunmakta ve hafif olmalarını sağlamaktadır. Jüt fiberler ucuz, kolay erişilebilir, yüksek mekanik özelliklere sahip ve hafif materyaller oldukları için güçlendirici olarak kullanılan doğal fiberlerin başında gelir [164].

Yapılan bir çalışmada tam protezlerin eğilme dayanımını artırmak için jüt fiberler kullanılmış fakat belirgin bir fark olmadığı belirtilmiştir. Jüt fiberlerin yüzey özellikleri ve güçlendirici olarak kullanılacak fiberlerin en boy oranları hakkında daha fazla araştırma yapılması önerilmiştir [165].

2.8. Fiberlerin Mekanik Özellikleri

Dental alaşımlar, seramikler ve kompozit rezinler; üniform, homojen ve izotropik oldukları için, her yönde aynı fiziksel ve mekanik özellikleri gösterirler. Fiber ile güçlendirilmiş kompozitler ise heterojen ve anizotropik yapıda oldukları için mekanik ve fiziksel özellikleri fiberlerin yerleşim yerine göre değişiklik göstermektedir [166]. Protetik uygulamalarda FGK'ler dayanıklı ve rijit yapılardır. Yu ve diğerleri [167], farklı fiber tiplerini, farklı konsantrasyon ve kombinasyonlarda uygulayarak akrilik rezini güçlendirmiş, ve aramid, polietilen ve cam fiberlerin akrilik rezinin dayanıklılığını arttırdığını bildirmişlerdir. Başaran ve diğerleri [168], CAD/CAM sistemi ile fiberle güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş kompozit rezin bloklardan sabit köprü protezler üretmişler, fiberle güçlendirilmiş bloklar ile üretilen örneklerin yük taşıma kapasitesinin daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Artmış yorulma direnci fiberlerin diğer bir önemli avantajıdır. Vallittu [169], tek yönlü ve sürekli cam fiber içeren bir barı, yuvarlak çelik tel ve yarım yuvarlak çelik tel içeren barlarla karşılaştırmış, güçlendirme yapılmayan ve metal tellerle güçlendirilen barların 13.000 ile 39.000 döngü aralığı sonunda kırıldığını, cam fiberle güçlendirilen barların ise 100.000 döngü sonunda bile kırılmadığını bildirmiştir.

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.

2.8.1. 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/kırpılmış fiberler, dokuma/örgü ve ince öğütülmüş partikül olarak da sınıflandırılabilir [126]. Fiberlerin şekil ve dağılımlarına göre klinik kullanım alanları değişmektedir. Kompozit yapıyı tek yönde güçlendirerek kompozit yapıya anizotropik mekanik özellikler kazandıran tek yönlü fiberler, gerilimin yüksek olduğu durumlarda kullanılmalıdır. Kompozite her yönden desteklik sağlanması istenen durumlarda, gelen kuvvetin yönünün tahmin

edilemediği kron uygulamalarında ya da hareketli protezlerin tamirinde ise örgü fiberler kullanılmalıdır [170]. Tek yönlü fiberler, dokuma ya da örgü şeklindeki fiberlerden daha yüksek esneme özelliği gösterirler [171]. Bir çalışmada, cam fiber uzunluğunun arttırılmasının, materyalin transvers dayanımını ve kırılma direncini arttırdığı bildirilmiştir. Bu özellik restorasyonun ömrünü etkilemektedir [172].

2.8.2. Fiberlerin matriks polimerin özellikleri matrikse adezyonu

Fiber ile polimer matriks arasında kovalent kimyasal bağlar vardır. Bu bağlantının yeterli olmadığı durumlarda kompozitlerde su emilimi artar ve mekanik özellikler zayıflar [166]. Fiberin matrikse bağlanmasını güçlendirmek için fiber yüzeyinin; silan, plazma, epoksi rezin vb. farklı yöntemlerle kaplanıp daha sonra monomer ya da polimer - monomer karışımında bekletilmesi önerilmektedir [173]. Fiberle matriks arasındaki bağlantının iyi olması, gelen kuvvetlerin dağıtılmasında etkilidir [130]. Fiberle matriks adezyonunda herhangi bir problem olduğu zaman, ilk kırıklar zayıf bölgede meydana gelir ve materyal kırılır [174]. Dental uygulamalar için, poliüretan, polikarbonat ve Bis-GMA ve PMMA gibi akrilik esaslı polimerler cam fiberlerle takviye edilmekte ve lifler ile polimer matriksi arasındaki kimyasal yapışmayı arttırmak için silanize edilmektedir [175]. Fiber konsantrasyonunun doğru bir şekilde artırılması zordur. Akril hamuru preslenirken fiber laterale saçılabilir, fiber akrilik likidi ile yeterince ıslanmayabilir ve polimerizasyon büzülmesi fiber yüzeyindeki akrilik rezin tabakasını yıkar, böylece fiber polimer matrikse yeterince bağlanamaz [166].

2.8.3. Fiber miktarı ve hacmi

Akrilik rezin polimer matriksinde fiber miktarındaki artış, transvers ve çarpma dayanıklılığının artmasını sağlar [167]. Yoğunluğu düşük fiber içeriği daha düşük mekanik direnç sergiler [176]. Cam fiberlerin özgül ağırlığı karbon, aramid ve UHMWPE'den yüksek olduğu için eşit hacimde kullanıldıklarında, cam fiberler daha yüksek güçlendirme sağlamaktadır [177].

2.8.4. Fiberin rezin ile doyurulması

Hareketli protezlerde fiber kullanımındaki zorluk, fiberlerin uygulanması esnasında protez kaide materyalinin polimer ile yeterince doyurulamamasıdır. Bu durumda artmış su emilimi

ile birlikte fiberle güçlendirilmiş materyallerin mekanik özelliklerinde zayıflama görülmektedir. 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 [178]. Fiber yapıya monomer infiltrasyon işlemi iki şekilde uygulanmaktadır. Birincisi manuel olarak fiber bağları içine az viskoziteli rezin uygulanması işlemidir [126, 179]. Manuel olarak rezinlerin doyurulma işlemi zordur. Bundan dolayı fiberlerin üretim aşamasında farklı teknikler kullanılarak ön doyurma (preinfiltrasyon/ preimpregnated) işlemi uygulanır [179]. Fiberlerin poröz PMMA ile kaplanması ön doyurma işlemidir. Fiberler belirli pozisyonlarda üst üste yerleştirilerek, farklı kalınlıklarda fiber demetleri oluşturulur ve bu demetler basınçla polimerize edilir. Böylelikle polimer matris içine önemli ölçüde fiber yerleştirilmesi sağlanır [180].

2.8.5. Fiberin restorasyon içerisindeki pozisyonu

Fiberler gerilimin en yoğun olduğu bölgeye yerleştirilmelidir. Fiberler gerilimin en çok olduğu bölgelere yerleştirildiğinde, restorasyonun başlangıç ve final kırıkları önlenabilmektedir [181].

2.9. Fiberle Güçlendirilmiş Overdenture'lar

Tam protezlerin yapımında PMMA esaslı akrilik rezinler kullanılmaktadır. Protez kaide materyali olarak kullanılan akrilik rezinler; estetik, yüzey düzgünlüğü, düşük su emilimi ve uygun fiyat gibi pek çok avantajına karşın, mekanik özelliklerinin düşük olması gibi önemli bir dezavantaja sahiptir. Kaide rezinlerinin mekanik özelliklerinin yetersizliği, düşük kırılma ve yorgunluk direnci hareketli protez kullanan hastalarda sıklıkla protez kırılması şikayetine neden olabilir [139, 182]. Klinik çalışmalar, tek yönlü FGK'lerin implant üstyapılarında kullanılabileceğini göstermiştir [183, 184]. İmplant üstü protez materyallerinin, doku ile biyouyumlu olması, implant sistemi ile hassas bir şekilde birleşmesi, yeterli mekanik dirence sahip olması, estetik ve uygun maliyetli olması gerekmektedir. İmplant destekli overdenture protezlerde metal alaşımdan iskelet hazırlandığında laboratuvarda geçirilen zaman artar, iskelet için opak materyal kullanılması gerekir, metalin korozyon riski ve Cr-Co ve Ni-Cr alaşımların potansiyel toksisitesi ortaya çıkar. Fiber kullanımı ile bu koşullar

ortadan kaldırılmış olur. Fiberle güçlendirilmiş kompozit materyalleri diş renginde olup ışığı geçirmektedir. Aynı zamanda fiberle güçlendirilmiş kompozit, iskelet rezinine kimyasal ve mekanik olarak bağlanır ve protez rezinin esneme dayanımını artırır [185].

2.10. Lazer Sinterize Metal Altyapı ile Güçlendirilmiş Overdenture'lar

Son yıllarda lazer sinterleme teknolojisi, “ilave üretim” adı altında parça ekleme veya yığma prensibine dayanan, aşındırmalı üretim sistemine alternatif olarak dental uygulamalarda yerini alan başarılı bir yöntemdir. En önemli avantajı, üretim aşamasında herhangi bir materyal kaybının oluşmaması ve buna bağlı olarak laboratuvar maliyetlerinin düşük olmasıdır. Kısa sürede karışık yapıdaki parçaların üretimini gerçekleştirebilen bu teknolojiler protetik diş tedavisi uygulamalarında kullanılmaya başlanmıştır [186].

Lazer sinterleme tekniği ilk olarak Deckard ve Beaman tarafından tanıtıldı [187]. Lazer sinterleme ayrıca "3 boyutlu baskı" olarak da adlandırılır çünkü bir dizi arka arkaya ince katmanlar halinde (0,02-0,06 mm) bir çerçeve oluşturur [188]. Yüksek güçte bir lazer ışını, bir toz metal yatağına odaklanır ve bu alanlar ince bir katı tabakaya geçer. Daha sonra bir başka toz tabakası serilir ve çerçeve işinin bir sonraki dilimi üretilir ve birinciyle birleştirilir. Tüm katmanlar oluşturulduğunda, katı kopyalar ve altyapı iskeletleri makineden alınır, kumlanır, parlatılır, denetlenir ve ultrasonik olarak temizlenir. Kalan kullanılmayan toz filtrelenir ve bir sonraki partide kullanılır.

Lazer sinterleme, metal imalatında yeni bir teknolojidir. DMLS, herhangi bir işlem gerekmeden 3D CAD verilerinden doğrudan karmaşık 3D bileşenleri üretmek için bir üretim prosesidir [187]. DMLS üç girdi gerektirir: malzeme, enerji ve CAD modeli. Kullanılan malzeme toz bazlı çalışma malzemesidir. MLS kronları, bir krom kobalt alaşımının bileşimine sahiptir. Molibden, tungsten, silikon, seryum, demir, mangan ve karbon kullanılan diğer maddelerdir. Bunlar nikel ve berilyumsuzdur. Malzeme 3–14 μ m boyutundaki parçacıkların bir karışımıdır. Kullanılan enerji, yüksek güçlü bir lazer ışınıdır (200 W Ytterbium fiber optik lazer). Bu enerji alaşım tozunu eritmek için kullanılır. CAD modeli: Makine, bir CAD çiziminden gelen verileri okur ve art arda gelen alaşım toz tabakalarını bırakır ve bu şekilde modeli bir dizi kesitten oluşturur. Bu katmanlar, CAD modelinden sanal enine kesite karşılık gelir ve son şekli oluşturmak için birleştirilir. CAD yazılımı ve makine arasındaki standart veri ara yüzü, STL dosya formatıdır. Bir STL

dosyası, üçgen yönlerini kullanarak bir parçanın şeklini tahmin eder. Daha küçük yüzler daha yüksek kaliteli yüzey üretir [187]. Lazer sinterleme teknolojisi ile üretilen materyallerin akma ve gerinim direnci lazer gücünün artmasıyla artarken, tarama hızının artmasıyla azalmaktadır [189].

Protetik diş tedavisinde ilave CAD/CAM sistemi olarak adlandırılan lazer sinterleme teknolojisi; iskelet altyapıları, hassas tutuculu protezler, kron-köprü metal seramik restorasyon altyapılarının üretimi, implant destekli overdenture protezlerde dental barların yapımı, bireysel abutment ve implant üretimi gibi pek çok protetik uygulamada yerini almaktadır [186].

Konvansiyonel yöntemlerle iskelet altyapı üretiminde; revetman, döküm, tesviye ve polisaj işlemleri zaman alıcıdır. Lazer sinterleme teknolojisi ile tesviye ve polisaj aşamalarına kadar olan ara işlemler ortadan kalkmakta, üretim süresi kısalmaktadır [190–192]. Döküm hatalarının önüne geçilerek yüksek dayanıklılığa sahip dizaynı zor iskelet altyapılar kolaylıkla üretilebilmektedir [193].

2.11. Çiğneme Sırasında Oluşan Oklüzal Kuvvetler

Çiğneme sırasında oluşan oklüzal kuvvetler en çok molarlar bölgesinde oluşur. Bunu premolar ve anterior bölgeler takip eder. Çiğnemenin kuvveti ile molar bölgesinde oluşan oklüzal kuvvetin miktarı da artar, premolar ve anterior bölgelerde değerler azalır [194, 195]. Molar dişleri eksik olan hastalarda maksimum çiğneme gücünün azaldığı görülmüştür. Yapılan çalışmalarda çiğneme kuvvetinin 100 - 1240 N gibi geniş bir aralıkta değiştiği gösterilmiştir [194, 196].

Birinci molar diş bölgesinde oluşan ortalama çiğneme kuvvetinin, bayan hastalarda 234,46 N, erkek hastalarda 306,07 N olduğu bildirilmiştir [197]. Yapılan bir çalışmada molar bölgesinde etkili olan ortalama çiğneme kuvvetinin 577 N olduğu belirtilmiştir [198]. 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 [199]. Bir çalışmada, doğal dentisyonda ortalama maksimum çiğneme kuvveti molar dişlerde 390-880 N, premolar dişlerde 453 N olduğu tespit edilmiş ve yaş ortalaması 34 olan tam protez hastalarında,

ısıрма kuvvetini belirlemek için yapılan bir araştırmada sabit protez kullanan hastalarda çiğneme sırasında kesici 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 dişe uygulanan maksimum kuvvetin 115 N olduğu belirtilmiştir [200]. Başka bir çalışmaya göre çiğneme kuvvetleri molar ve premolar bölgesinde sırasıyla 400-890 N, 222-445 N'dur [201].

2.12. Stres Analiz Yöntemleri

Ağız içerisinde oluşan kuvvetlerin, analizinin yapılması, kuvvetlerin fizyolojik sınırlar içerisinde dağılımının sağlanması, restorasyonların oral rehabilitasyon koşullarına uygun hale getirilmesi gerekir [202]. Restorasyon başarısında; materyallerin mekanik özelliklerinin ve karşılaşılabilecek kuvvetler karşısında oluşacak stres ve gerilme değerlerinin bilinmesi gerekmektedir. Doku ve organların, gelecek olan kuvvetler karşısında göstereceği davranışların tespit edilmesi; oldukça zor, maliyetli ve riskli olduğu gibi, bazı durumlarda da imkansızdır [203]. Canlı dokuların modellerinin üretilmesi ve modeller üzerinde kuvvetin yoğunlaştığı bölgelerin tespit edilmesi gerekliliği ortaya çıkmıştır [35, 204]. Oluşan streslerin tespit edilmesi için kullanılan çeşitli kuvvet analiz yöntemleri vardır (Çizelge 2.1).

Çizelge 2.1. Stres analiz yöntemleri

1. Fotoelastik stres analiz yöntemi
2. Gerilim ölçer stres analiz yöntemi
3. Holografik interferometri (Lazer Işını) ile kuvvet analizi
4. Kırılgan vernik kaplama yöntemi ile stres 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 [204–206].

2.13. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi (SESA)

Sonlu elemanlar analiz yöntemi; biyomekanik sisteme ait verilerin matematiksel verilere dönüştürülerek, bilgisayar üzerinde taklidinin yapılması böylelikle modelin çözümlenmesi esasına dayanır [207].

İlk kez 1960'ların başlarında havacılık ve uzay endüstrisinde yapısal problemlerin çözümü için geliştirilen sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, günümüzde statik analizlerin yapılmasında, akışkanlar mekaniğinde, ısı transferinin incelenmesinde, elektromanyetik analizlerin yapılması gibi birçok alanda kullanılmaktadır [35, 207].

SESA uçak, inşaat, otomotiv gibi mühendislik alanında sık kullanılır. Pahalı araç ve yöntem gerektiren malzemelerin üretiminden önce, bilgisayar ortamında oluşturulan taklidinin kolayca incelenmesini sağlayarak, en uygun dizaynın oluşturulmasına yardımcı olur [207].

Dental materyaller gibi oldukça kompleks geometriye sahip materyallerin analizleri sonlu elemanlar analiz yöntemi ile kolaylıkla yapılabilmektedir. 1960'ların sonunda Ledney ve Huang'ın bir diş modelini matematiksel olarak oluşturması ile sonlu elemanlar stres analiz yöntemi diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır [207]. Bu yöntem ile analizler tek, iki ve üç boyutta yapılabilmektedir. Sonlu elemanlar analiz yöntemi karmaşık bir mekanik sorunun çözümünde rahatlıkla kullanılan bir tekniktir. İncelenecek olan bölgeyi küçük ve basit alanlara (elemanlara) ayırarak incelemenin kolaylaşmasını sağlayan, çözümü bu küçük parçalar içerisinde bulmaya yardımcı olan matematiksel bir analizdir [35, 203, 204]. Kısacası sonlu elemanlar analizi “parçadan bütüne gitme” prensibine dayanır [207, 208].

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde sistemin tümü çok daha küçük ve basit parçalara ayrılarak problemler çözülmeye çalışılmaktadır.

deney parçanın üç boyutlu katı modelinin oluşturulmasında çeşitli yöntemler kullanılmaktadır [35]. En sık kullanılan yöntemler [208]:

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 tasarımlar elde edilmelidir.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile karmaşık geometriye sahip katı cisimler modellenabilir, gerçeğe yakın tasarımlar oluşturulabilir. İstenilen sayıda değişik malzeme ile farklı modeller elde edilebilir. Gerilme dağılımı ve lokalizasyonları hassas bir şekilde tasarlanabilir. Malzeme özellikleri, geometrileri kolaylıkla değiştirilebilir ve analiz tekrarlanabilir ve kısa sürede bitirilebilir.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin (SESA) çeşitleri;

- Termal analiz
- Nonlinear analiz
- Burkulma (Buckling) analizi
- Dinamik analiz
- Model analizi şeklindedir [209]

Sonlu elemanlar yönteminin uygulanabilmesi için bazı temel kavramların bilinmesi gereklidir:

Eleman (Element)

Sonlu elemanlar yönteminde modeller, “eleman” olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür [210].

Sınır koşullarını da içerecek şekilde, elemanların birleştirilmesi sonucu linear veya linear olmayan cebirsel denklem seti elde edilir ve bu denklemlerin çözümü, sistemin gerçeğe yakın davranışlarını verir. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse daha gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir. Sonlu elemanlar yönteminde elemanlar, geometrilerine göre; üçgen,

paralel kenar, dörtgen elemanlar, izoparametrik elemanlar olarak, düğüm sayısına ve düğüm sayısındaki bilinmeyenlere ve sürekli ortam probleminin özelliklerine göre ise plak, levha, kabuk problemleri olarak sınıflandırılmaktadır [35].

Düğüm (node)

Modellerde elemanların bağlandığı noktalar düğüm adını alır. Elemanlardaki yer değiştirme, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirme ile, düğüm noktalarındaki yer değiştirme ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir. Sonlu elemanlar yöntemi, bu düğümlerdeki yer değiştirmeleri çözmeye ve hesaplamaya çalışır. Bu düğüm noktalarının belirli noktalardan hareketsiz bir şekilde sabitlenmesi gereklidir [35].

Ağ yapısı (Mesh)

Düğüm noktalarının ve elemanlarının koordinatları, ağ oluşturma işlemi ile oluşturulur. Ağ üretimi programlar tarafından otomatik olarak yapılabildiği gibi kullanıcıya da ağ üretme imkanı tanımaktadır. Kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiyi temsil eden değer elemanların ve düğüm noktalarının sıralanmasını sağlar. Modelin en iyi şekilde elde edilmesi küçük parçalara bölünmesiyle olmaktadır [210].

Ağ üretme konusunda mesh üretilcek alanda, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla ya da az olacağına karar verilebilir. Önemli olan modelin en iyi bir şekilde nasıl daha iyi küçük parçalara bölüneceği ve mesh edileceğidir [35].

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin aşamaları;

Adım 1: Analiz edilecek cismin gerçek boyutu ve özellikleriyle orantılı iki veya üç boyutlu modeli hazırlanır. Cismin geometrisi, modeldeki yapıların materyal özellikleri, değerleri (elastik modülü ve poisson oranları), sınır koşulları (temel sınır [boundary] koşulları) ve uygulanacak kuvvet miktarı belirlenir.

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

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

Adım 4: Sonuçlar analiz edilir, yorumlanır [209, 211].

Sonlu elemanlar analiziyle ilgili çalışmada kullanılan terimler;

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

Gerilme (Stres): Uygulanan kuvvete karşı, cisimde kuvvetin tersi yönünde tepki oluşur. Meydana gelen gerilme, birim alan başına düşen kuvvetin miktarı olarak tanımlanmaktadır. Birimi Paskal (Pa)'dır.

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

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

Gerinim: Boyutta meydana gelen değişimin orijinal boya oranıdır.

Elastik modül: Gerilimin gerinime oranıdır. Birimi GPa'dır .

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

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

İzotropik cisim: Her doğrultuda aynı elastik özellikler gösteren cismi 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. En yüksek asal gerilme değeri (maximum principal) en yüksek çekme streslerini, en düşük asal gerilme değeri (minimum principal) ise en düşük basma stresini temsil eder.

Von Mises Stresi: Çekilebilir malzemelerde şekil değiştirmenin başlangıcını tanımlamaktadır. Bir cismin belli bir bölümündeki iç enerji, Yield noktasını aştığında, cisim şekil değiştirir [35, 200].

Çalışmamızın amacı mandibular overdenture protezlerde implantların farklı lokasyonlarda ve sayılarda yerleştirilmesinin, farklı tutucu tiplerinin ve overdenture güçlendirmesinde kullanılan farklı altyapı malzemelerinin implant, protez, kortikal ve trabeküler kemikte oluşturduğu stres miktarına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmesi ve karşılaştırılmasıdır.

İmplant sayı ve lokasyonunun, implant – protez bağlantısını sağlayan tutucu sistemlerin ve güçlendiricilerin stres miktarı üzerinde etkili olacağı düşünülmektedir. Bu sebeple çalışmamızdaki hipotezimiz; a) implant sayısının fazla ve implantların kuvvet uygulama noktasına yakın olduğu, b) tutucu sistemlerin elastik modülünün yüksek olduğu ve c) güçlendiricilerin elastik modülünün yüksek olduğu tasarımlarda streslerin yoğun oluşacağı yönündedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada; tam dişsiz mandibulada farklı lokasyonda yerleştirilen 2 ve 4 adet implant üzerinde, 2 farklı tutucu tipi ve 7 farklı altyapı materyali ile oluşturulan overdenture protezlerin implant, protez ile kortikal ve trabeküler kemikte neden oldukları stres dağılımlarının incelenmesi amaçlandı.

Amacımız doğrultusunda mandibular krete 2 implantlı modellerde; implantlar 33 ve 43 numaralı kanin diş bölgesine, 4 implantlı modellerde anterior implantlar 33 ve 43 numaralı kanin diş bölgesine, posterior implantlar ise 35 ve 45 numaralı 2. premolar diş bölgesine yerleştirildi. İmplant – protez bağlantısı novaloc ve locator tutucu sistemleriyle sağlandı. İmplantlar üzerine lazer sinterize krom – kobalt metal alaşım, karbon, polietilen, cam, aramid, flax ve jüt fiberler ile desteklenmiş overdenture protezler tasarlandı. Food stuff yöntemi ile birinci molar diş bölgesinde 200 N’luk kuvvet uygulandı. İmplantlar ve protezler üzerinde oluşan Von Mises değerleri ve stres dağılımları ile kortikal ve trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri ve dağılımları üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile statik linear analiz yapılarak incelendi.

Araştırma, Gazi Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.’de gerçekleştirildi.

3.1. Çalışma Gruplarının Belirlenmesi

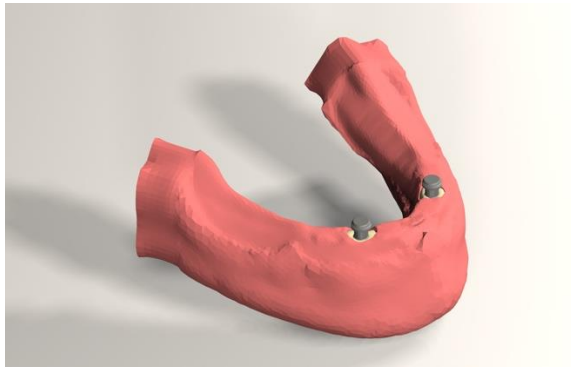
Çalışmamızda farklı sayıda ve lokasyonda yerleştirilen implantların farklı hassas tutucu sistemleri ile overdenture bağlantısı sağlanarak 4 ana model oluşturuldu (Çizelge 3.1.) Her bir model güçlendirici olarak lazer sinterize Cr-Co metal alaşım ve 6 çeşit fiber (karbon, polietilen, cam, aramid, flax ve jüt fiber) olmak üzere 7 farklı alt gruptan oluşturuldu.

Çizelge 3.1. Hazırlanan modellerin implant sayısı, lokasyonu ve kullanılan tutucu tipleri

Model 1	2 implantın 33 ve 43 numaralı dişler bölgesinde yerleştirildiği ve novaloc sistem hassas bağlantının kullanıldığı model
Model 2	Anterior implantların 33 ve 43 numaralı dişler bölgesinde, posterior implantların 35 ve 45 numaralı dişler bölgesinde yerleştirildiği novaloc sistem hassas bağlantının kullanıldığı model
Model 3	2 implantın 33 ve 43 numaralı dişler bölgesinde yerleştirildiği locator sistem hassas bağlantının kullanıldığı model
Model 4	Anterior implantların 33 ve 43 numaralı dişler bölgesinde, posterior implantların 35 ve 45 numaralı dişler bölgesinde yerleştirildiği locator sistem hassas bağlantının kullanıldığı model

Model 1

Tam dişsiz mandibular modelde orta hatta eşit mesafede birbirine paralel konumlandırılan 2 implant 33 ve 43 numaralı kanin diş bölgesine (orta hattan 9 mm uzaklıkta) yerleştirildi. İmplant – overdenture protez bağlantısını sağlamak amacıyla novaloc tutucu sistemi kullanıldı (Resim 3.1).

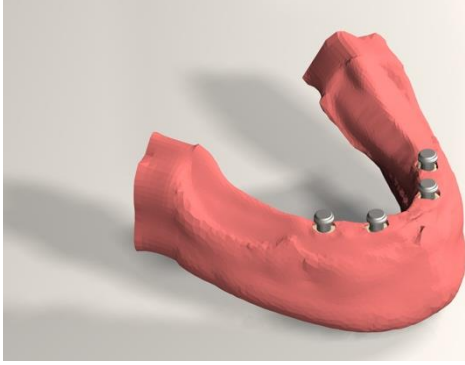


Resim 3.1. İki implant yerleştirilen ve novaloc tutucu sistemle desteklenen dişsiz mandibular model

Model 2

Tam dişsiz mandibular modelde orta hatta eşit mesafede birbirine paralel konumlandırılan 4 implant 33, 43 numaralı kanin diş bölgesine (orta hattan 7 mm uzaklıkta) ve 35, 45 numaralı

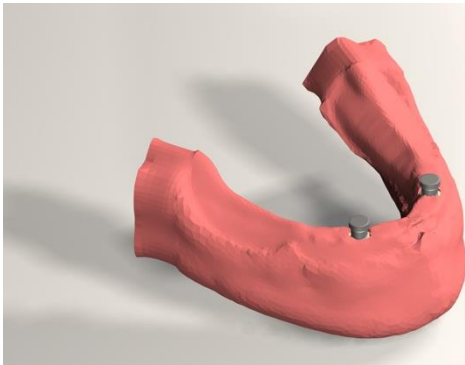
2. premolar diş bölgesine (orta hattın 20 mm uzaklıkta) yerleştirildi. İmplant – overdenture protez bağlantısını sağlamak amacıyla novaloc tutucu sistemi kullanıldı (Resim 3.2).



Resim 3.2. Dört implant yerleştirilen ve novaloc tutucu sistemi ile desteklenen dişsiz mandibular model

Model 3

Tam dişsiz mandibular modelde orta hatta eşit mesafede birbirine paralel konumlandırılan 2 implant 33, 43 numaralı kanin diş bölgesine (orta hattın 9 mm uzaklıkta) yerleştirildi. İmplant – overdenture protez bağlantısını sağlamak amacıyla locator tutucu sistemi kullanıldı (Resim 3.3).

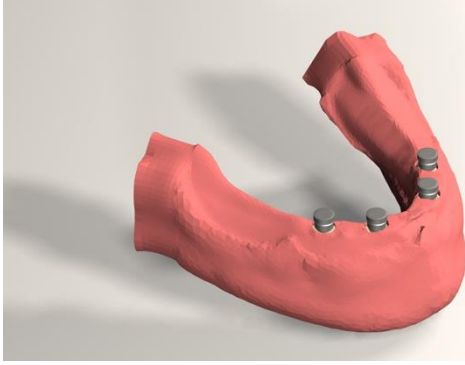


Resim 3.3. İki implant yerleştirilen ve locator tutucu sistemi ile desteklenen dişsiz mandibular model

Model 4

Tam dişsiz mandibular modelde orta hatta eşit mesafede birbirine paralel konumlandırılan 4 implant 33, 43 numaralı kanin diş bölgesine (orta hattın 7 mm uzaklıkta) ve 35, 45 numaralı

2. premolar diş bölgesine (orta hattın 20 mm uzaklıkta) yerleştirildi. İmplant – overdenture protez bağlantısını sağlamak amacıyla locator tutucu sistemi kullanıldı (Resim 3.4).



Resim 3.4. Dört implant yerleştirilen ve locator ataçmanlarla desteklenen dişsiz mandibular model

3.2. Modellerin Oluşturulması

3.2.1. Geometrik modellerin oluşturulması

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi 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, 500 Gb Hard disk, 14 Gb RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı.

VRMesh yazılımı kullanılarak modeller geometrik olarak oluşturuldu. Stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımında analize hazır hale getirildi. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin saklanması nedeni ile programlar arası aktarımda bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığı yazılıma tanıtıldı. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verildi (Çizelge 3.2.). Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir.

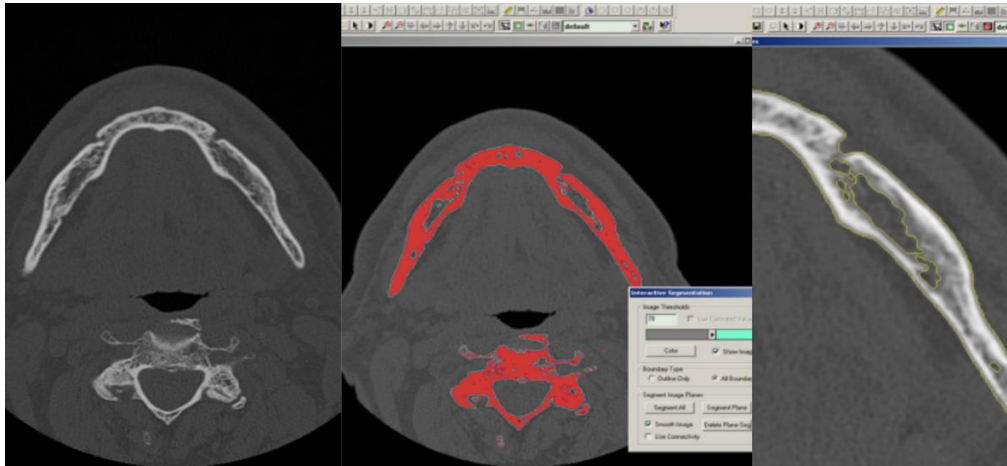
Çizelge 3.2. Kullanılan materyallerin elastik modülleri ve poisson oranları

Materyal	Elastik Modül (MPa)	Poisson Oranı	Kaynaklar
Titanyum implant	110.000	0,35	[212]
Kortikal kemik	13.700	0,3	[213, 214]
Trabeküler kemik (D2)	1.370	0,3	[213, 214]
Lazer sinterize krom-kobalt	230.000	0,3	[215]
Karbon Fiber	265.000	0,26	[216]
Polietilen fiber	210.000	0,46	[217]
Cam fiber	70.000	0,22	[159]
Aramid fiber	50.000	0,24	[218, 219]
Flax Fiber	50.000	0,3	[164]
Jüt Fiber	20.000	0,38	[164]
Mukoza	10	0,4	[66]
Locator housing (Titanyum)	110.000	0,35	[212]
Locator matriks	5	0,49	[66]
Novaloc housing (Titanyum)	110.000	0,35	[212]
Novaloc matriks(PEEK)	4.000	0,37	[220]
Polimetil metakrilat	4.500	0,35	[221]

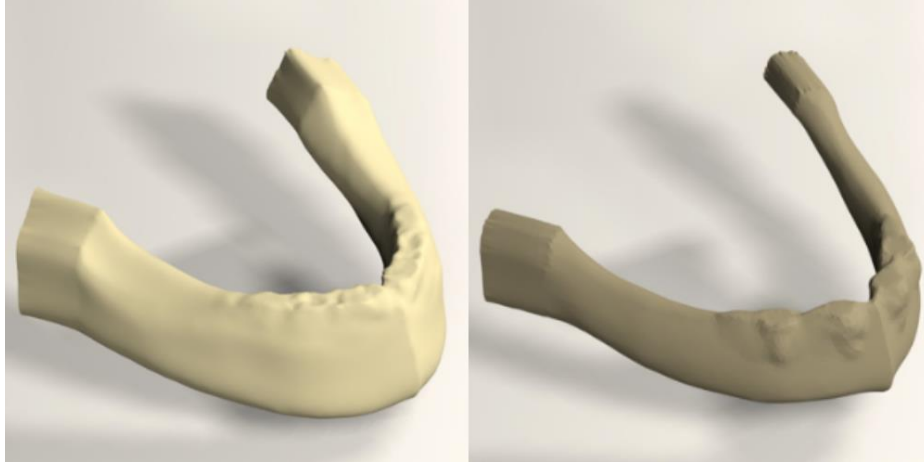
3.2.2. Mandibular modellerinin oluşturulması

Mandibulaya ait geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz erişkin bir hastanın tomografisi çekildi. Çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA'da 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 atıldı. 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.

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 mandibular kemiğin 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 3.5) Kemik dokusundan offset yöntemi ile trabeküler kemik elde edildi (Resim 3.6). Bu şekilde mandibula kortikal kemik, trabeküler kemik protez alt parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlandı.



Resim 3.5. Mandibulanın konik huzme ışınli tomografide taranmasıyla elde edilmiş kesiti ve 3D-Doctor yazılımı



Resim 3.6. Kortikal ve trabeküler kemik modeli

Mandibulada sıklıkla D2 kemik kalitesi görüldüğü için buna uygun olarak dens trabeküler kemiği kaplayan 2 mm kortikal kemik ve bunun üzerinde 2 mm kalınlığında mukoza olacak şekilde model oluşturuldu.

3.2.3. İmplant modelleri ve hassas tutucu tiplerinin oluşturulması

Çalışmamızda, dişsiz mandibula modellerinin tümünde günümüzde en çok tercih edilen vida tip, düz yüzeyle implantlar standardizasyonu sağlamak için aynı uzunlukta (12 mm) ve aynı çapta (4,1 mm) seçildi. ITI Straumann (Institute Straumann AG, Basel, Switzerland) marka bone level tasarımında implantlar ve bunlara uygun shoulder tipte açısız abutmentler tercih edildi. (Resim 3.7) İmplant - overdenture protez bağlantısı için locator ve novaloc tutucu sistemler kullanıldı. Standardizasyonu sağlamak için Novaloc abutment (ITI Straumann) açısız, 3 mm yüksekliğinde kullanıldı. Novaloc housing parça titanyum, matriks parçası ise PEEK materyali olarak seçildi. Matriks yeşil, aşınmaya dirençli, 1650 g ağırlığında seçildi. Locator abutment (ITI Straumann) açısız, 3 mm yüksekliğinde kullanıldı. Housing parça titanyum, matriks parça ise plastik pembe, aşınmaya dirençli, 1360 g ağırlığında seçildi.

İmplantlar dişsiz modelde birbirine paralel olacak şekilde konumlandırıldı. Modellerin tümünde standardizasyon amacıyla implant çevresinde 2 mm kortikal kemik dokusu olmasına dikkat edildi.

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.



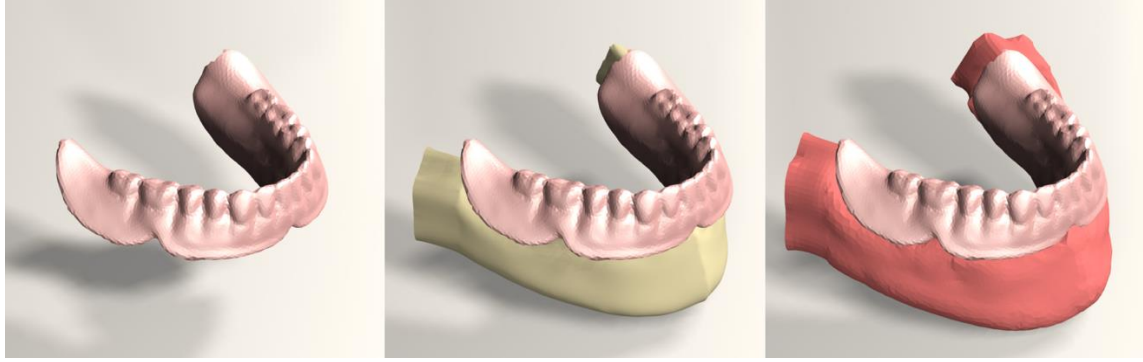
Resim 3.7. Çalışmada kullanılan implant, variobase, housing, matriks, novaloc modeli

3.2.4. Kemik implant bağlantı durumu

İmplantların kemiğe % 100 osseointegre olduğu varsayıldığı için, kemik ve implantlar arasında tüm ara yüz boyunca sıkı bir bağlantı olduğu kabul edildi [12, 222, 223]. Uygulanan kuvvetler altında kemik ile implant arasında hareket oluşmasına izin verilmedi.

3.2.5. Overdenture modellerinin oluşturulması

Mandibular kortikal kemik, trabeküler kemik, mukoza, protez alt ve üst parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilerek modelleme işlemi tamamlandı (Resim 3.8) ve gerekli uyumlamalar sonrası kuvvet uygulandı.

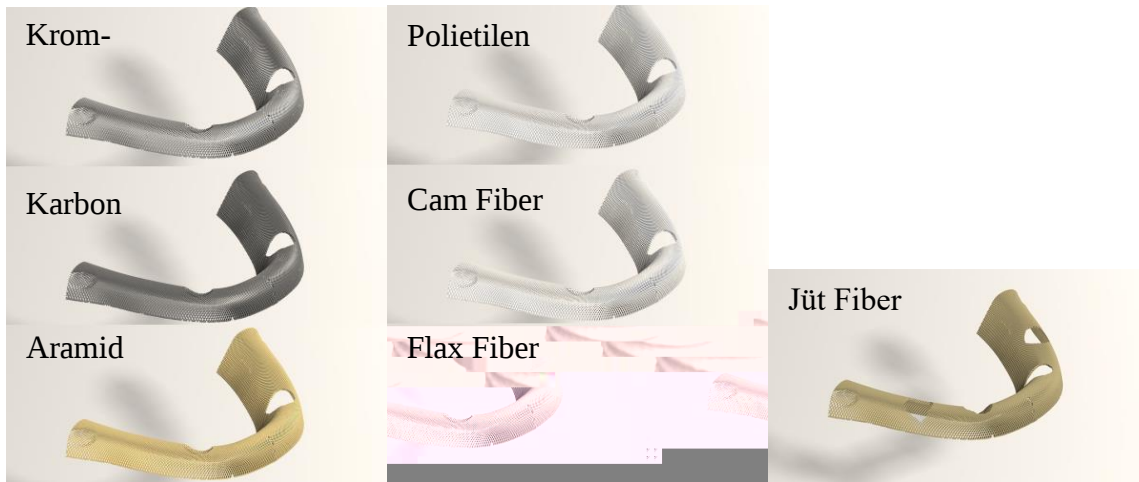


Resim 3.8. Mandibulada implantlar üzerine yerleştirilen overdenture protez modeli

Veriler değerlendirilirken karşılaştırma yapılacağı için modellenecek overdenture protezin kalınlığı ve yüksekliği sabit tutuldu. Modellenen overdenture protezde, akrilik dişlerden faydalanıldı.

3.2.6. Overdenture protez güçlendirme malzemelerinin oluşturulması

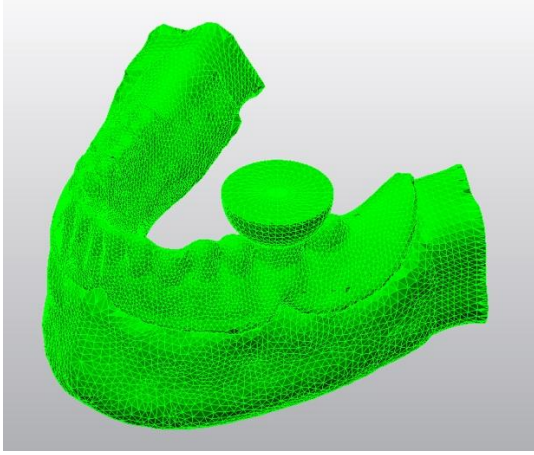
Her planlama üzerine yedi farklı materyal ile (lazer sinterize krom kobalt metal alaşım, karbon fiber, polietilen fiber, cam fiber, aramid fiber, jüt fiber ve flax fiber) güçlendirilmiş overdenture modelleri elde edildi (Resim 3.9). Güçlendirme malzemeleri farklı parametreler oluşturmamak için aynı kalınlıkta (1,5 mm) ve formda (örgü) seçildi.



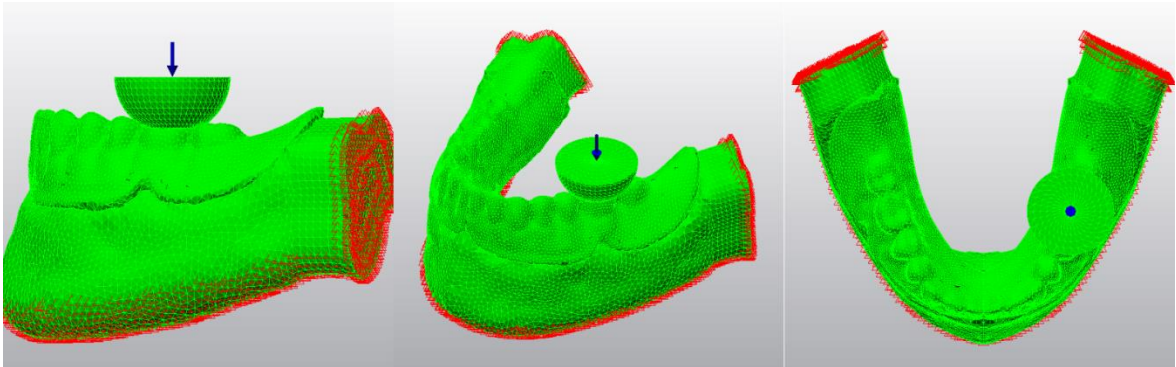
Resim 3.9. Overdenture protezi güçlendirmek için kullanılan malzemeler

3.3. Yükleme Koşullarının Oluşturulması

İmplant destekli overdenture kullanan hastalardaki maksimum ısırma kuvvetini taklit etmek amacıyla tüm çalışma modellerimize overdenture üzerinden birinci molar diş bölgesine [64, 224] food stuff yöntemi ile 200 N'luk [225] kuvvet dik açı ile uygulandı (Resim 3.10, 3.11). Food stuff yöntemi ile, kuvvet uygulaması sırasında alt birinci molar diş bölgesine bir yarım küre yerleştirilir (rijit, gıda parçası) ve kuvvet bu yarım küre aracılığı ile protez üzerine iletilir ve proteze gelen açılı kuvvetlerin de analizi yapılmış olur [224, 226, 227]. Çalışmamızda da alt sol 1. molar diş bölgesine bu şekilde kuvvet uygulaması yapılarak çiğneme sırasında meydana gelen yükleri taklit edecek şekilde hem dik hem de açılı kuvvetlerin analizi yapıldı.



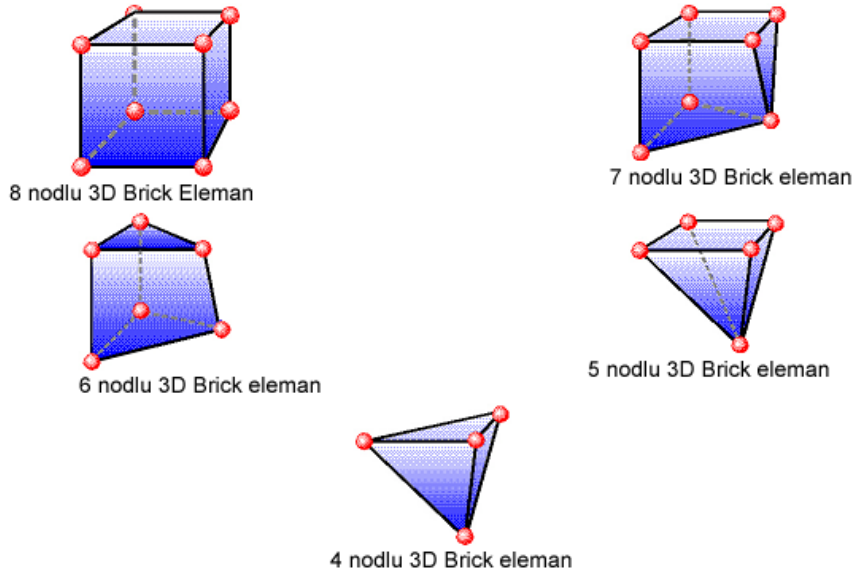
Resim 3.10. Yüklemeye hazır hale getirilmiş model



Resim 3.11. Food stuff kuvvet uygulaması

3.4. Sınır Koşullarının Tanımlanması

Modellerimizin sınır koşulları çene kemiğinin altından her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlendi. Yani, mandibula kesildiği bölgelerden, tüm serbestlikler yok edilecek şekilde, her doğrultudaki dönme ve yer değiştirmeler engellenerek sabitlendi, düğümler her eksen 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 3.12)



Resim 3.12. Sonlu elemanlar analizinde uygulanan nod elemanları

Tüm modeller linear, 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 Resim 3.13'te gösterildi.

Çizelge 3.3. Eleman ve düğüm sayıları

Model 1	Model 2
Nod sayısı = 313314 Eleman sayısı = 1732818	Nod sayısı = 581325 Eleman sayısı = 2117815
Model 3	Model 4
Nod sayısı = 246154 Eleman sayısı = 1363461	Nod sayısı = 388249 Eleman sayısı = 1412143

3.5. Sonlu Eleman Değerlerinin Hesaplanması ve Sonuçların Değerlendirilmesi

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığı için istatistiksel analiz 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 (gerilme ve sıkışma stresi σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ 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 Principal Stres denir. Principal Stres; maksimum principal stres, intermediate principal stres ve minimum principal stres olarak 3'e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1 : Maksimum principal stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ_2 : Intermediate principal stress, ara bir değerdir.

σ_3 : Minimum principal stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma 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 principal stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principal stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

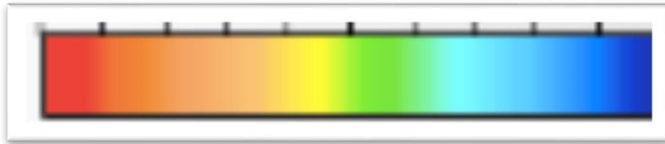
Von Mises Stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principal stres değerinden hesaplanır;

$$\sigma' = \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}$$

4. BULGULAR

Araştırmada, tam dişsiz mandibulada 33 ve 43 numaralı diş bölgelerine yerleştirilen 2 implant ve 35, 33, 43 ve 45 numaralı diş bölgelerine yerleştirilen 4 implantlı modeller üzerinde, 2 farklı tutucu sistemle (novaloc ve locator tutucu sistemleri) ve 7 farklı güçlendirici materyalle oluşturulan overdenture protezlere food stuff yükleme yapıldı. İmplantlar ve protezler üzerinde oluşan Von Mises stresleri, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan basma ve çekme stresleri değerlendirildi. Yükleme rijit bir yapıya sahip gıda parçası modellemesi ile alt sol birinci molar diş bölgesinden maksimum çiğneme kuvvetini taklit edecek şekilde 200 N olarak uygulandı. Elde edilen bulgular; ilgili alandaki stresleri gösteren şekiller ve streslerin yoğun olduğu bölgede belirlenen noktasal değerler grafikler ile verildi.

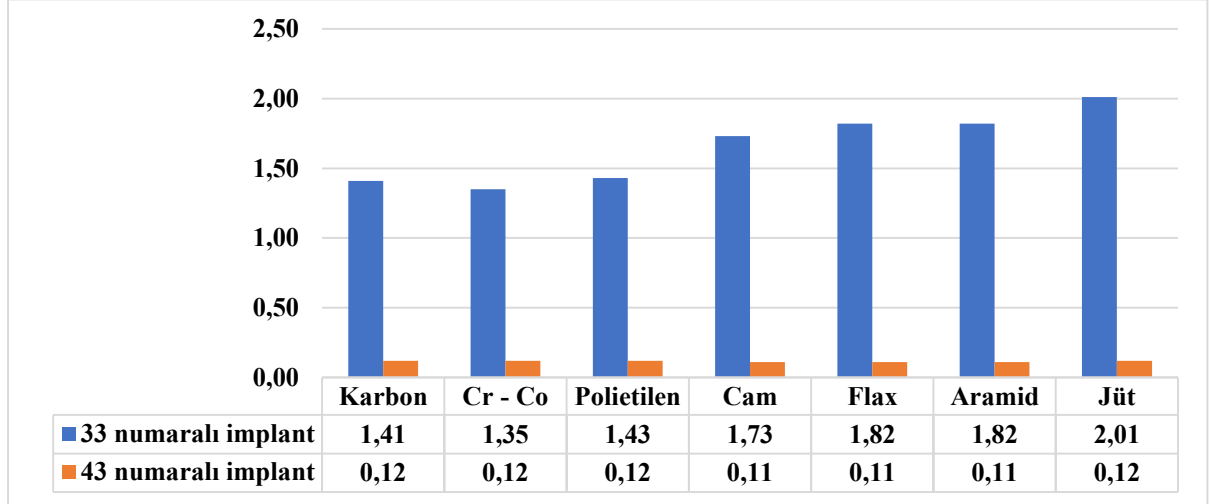
Bulgularda yer alan negatif değerler basma streslerini, pozitif değerler Von Mises ve çekme streslerini ifade etmektedir. Maksimum stres dağılımını gösteren kesit görüntülerinin sol üst tarafındaki skaladan, renklere göre sayısal olarak stres değerleri görülebilmektedir. Skalanın sol alt tarafında ise, o stres tipinin en yüksek ve en düşük değerleri görülmektedir. Değerlendirme yapılırken kortikal ve trabeküler kemik üzerinde, implantların çevresinde belirlenen referans noktalarındaki stres değerleri incelendi. Seçilen referans noktalarında stresin en yoğun izlendiği noktalar değerlendirmeye alındı. Şekillerde her renk bir stres aralığını temsil etmektedir. Şekil 4.1 kırmızı ve mavi renk arasında oluşan stres miktarlarını temsil eden renkleri göstermektedir. Çekme stresleri ve Von Mises gerilmelerine ait görsellerde yer alan en kırmızı bölgeler streslerin en yüksek olduğu bölgeleri gösterir ve mavi renge doğru stres miktarı düşer. Basma stresinin gösterildiği görsellerde ise en mavi bölgeler streslerin en yüksek olduğu bölgeleri gösterir ve kırmızı renge doğru stresler düşer.



Şekil 4.1. Stres değerlerini temsil eden renk skalası

4.1. Model 1’de İmplantlar ve Protez Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Çalışmamızda 1 numaralı modelde implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 4.2’de gösterildi.

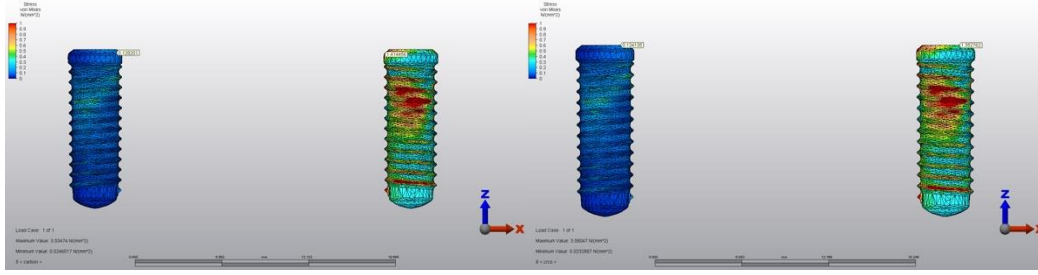


Şekil 4.2. Model 1’de implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

Çalışmamızda modellere 36 numaralı diş bölgesinden kuvvet uygulandı. Model 1’de farklı materyaller ile desteklenmiş protezlerin tümünde en yüksek Von Mises stres değerleri 33 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantlar üzerinde görüldü. Kuvvet uygulanan noktadan uzaklaştıkça implant üzerine gelen stresler azaldı.

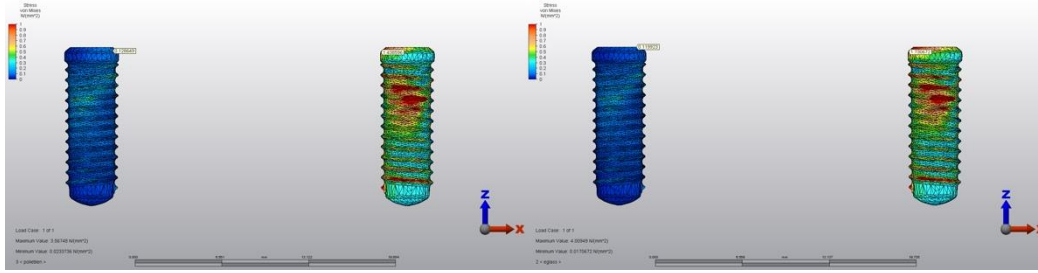
33 numaralı diş bölgesinde yer alan implantlar üzerindeki en yüksek Von Mises stres değerlerini jüt fiber ($2,01 \text{ N/mm}^2$) ile desteklenmiş overdenture protezler gösterdi. Bunu sırası ile aramid ve flax fiberler ($1,82 \text{ N/mm}^2$), cam fiber ($1,73 \text{ N/mm}^2$), polietilen fiber ($1,43 \text{ N/mm}^2$), karbon fiber ($1,41 \text{ N/mm}^2$) ve krom-kobalt metal alaşım ($1,35 \text{ N/mm}^2$) ile desteklenen overdenture protezler izledi. (Şekil 4.2)

33 numaralı implant üzerinde oluşan Von Mises stres değerinin jüt fiberli grupta yoğun olduğu saptandı (2.01 N/mm^2). (Resim 4.1)



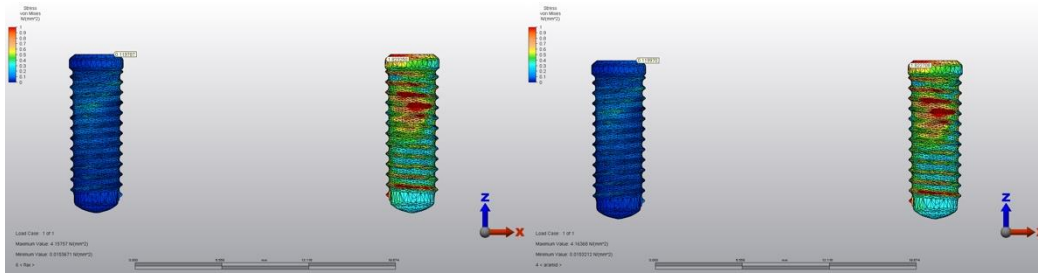
KARBON FİBER

KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



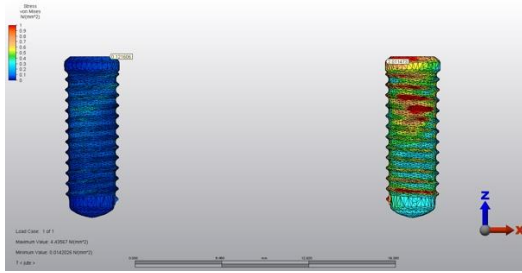
POLİETİLEN FİBER

CAM FİBER



FLAX FİBER

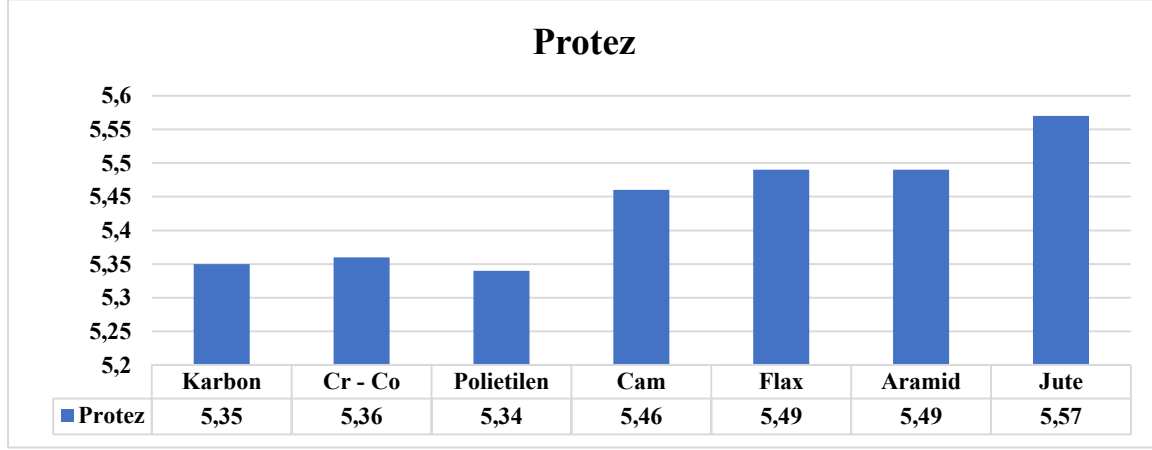
ARAMİD FİBER



JÜT FİBER

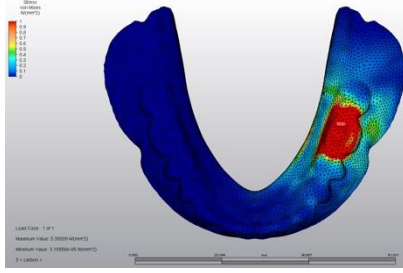
Resim 4.1. Model 1’de 33 ve 43 numaralı diş bölgelerine yerleştirilen implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımları

Çalışmamızda 1 numaralı modelde protezler üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 4.3'te gösterildi.

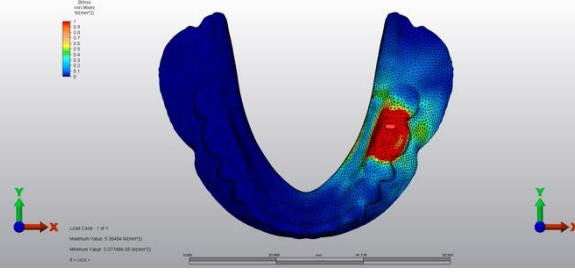


Şekil 4.3. Model 1’de protezler üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

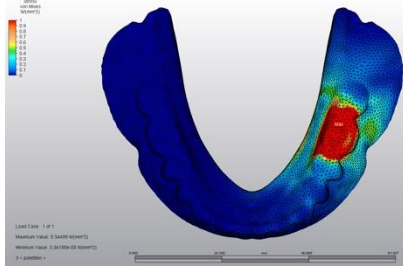
Model 1’de protezler üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değerleri; jüt fiber destekli protezlerde ($5,57 \text{ N/mm}^2$) gözlendi. Bunu sırasıyla aramid ve flax fiberler ($5,49 \text{ N/mm}^2$), cam fiber ($5,46 \text{ N/mm}^2$) ile desteklenen protezler izledi. Polietilen, karbon fiber ve krom-kobalt metal alaşım ile güçlendirilmiş protezler ise benzer sonuçlar ($5,35 \pm 1 \text{ N/mm}^2$) verdi. (Resim 4.2) (Şekil 4.3)



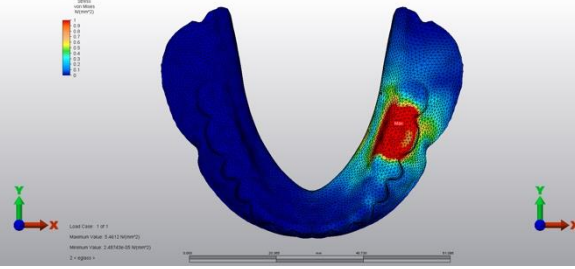
KARBON FİBER



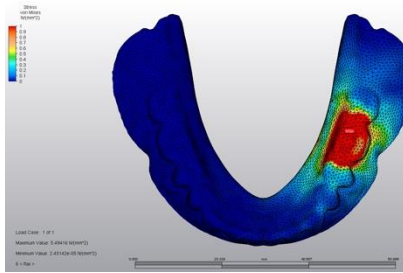
KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



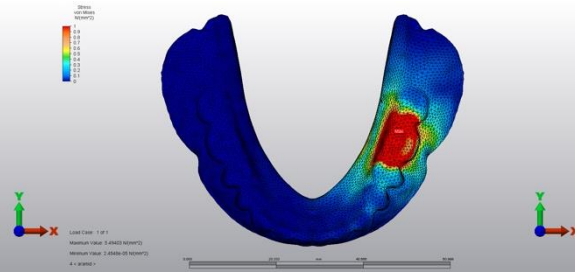
POLİETİLEN FİBER



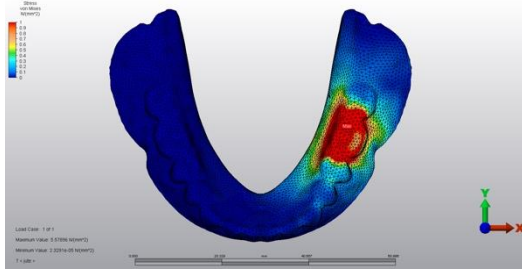
CAM FİBER



FLAX FİBER



ARAMİD FİBER

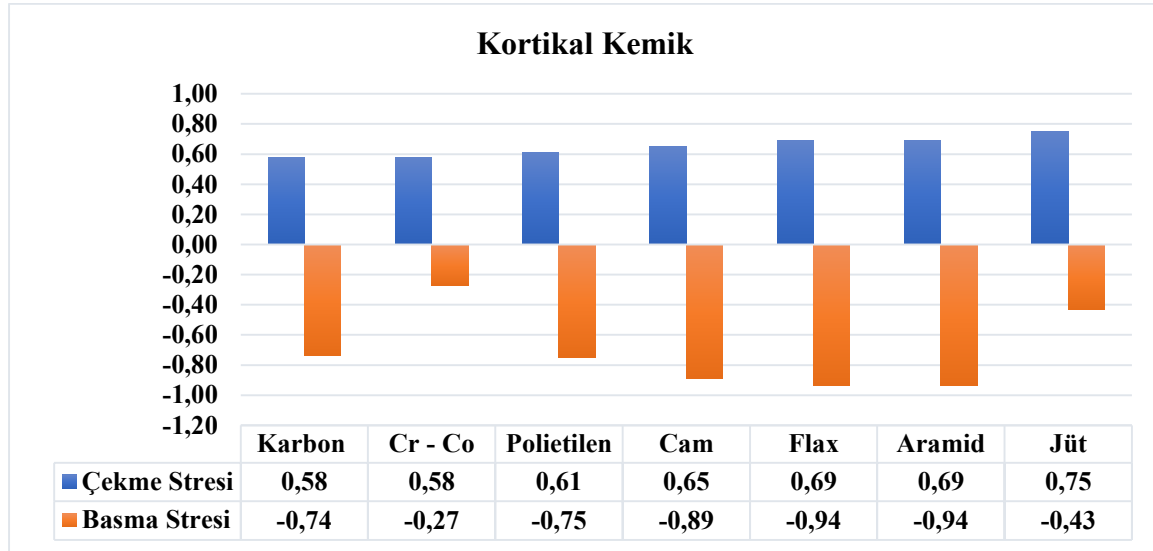


JÜT FİBER

Resim 4.2. Model 1’de protezlerde oluşan Von Mises stres dağılımları

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

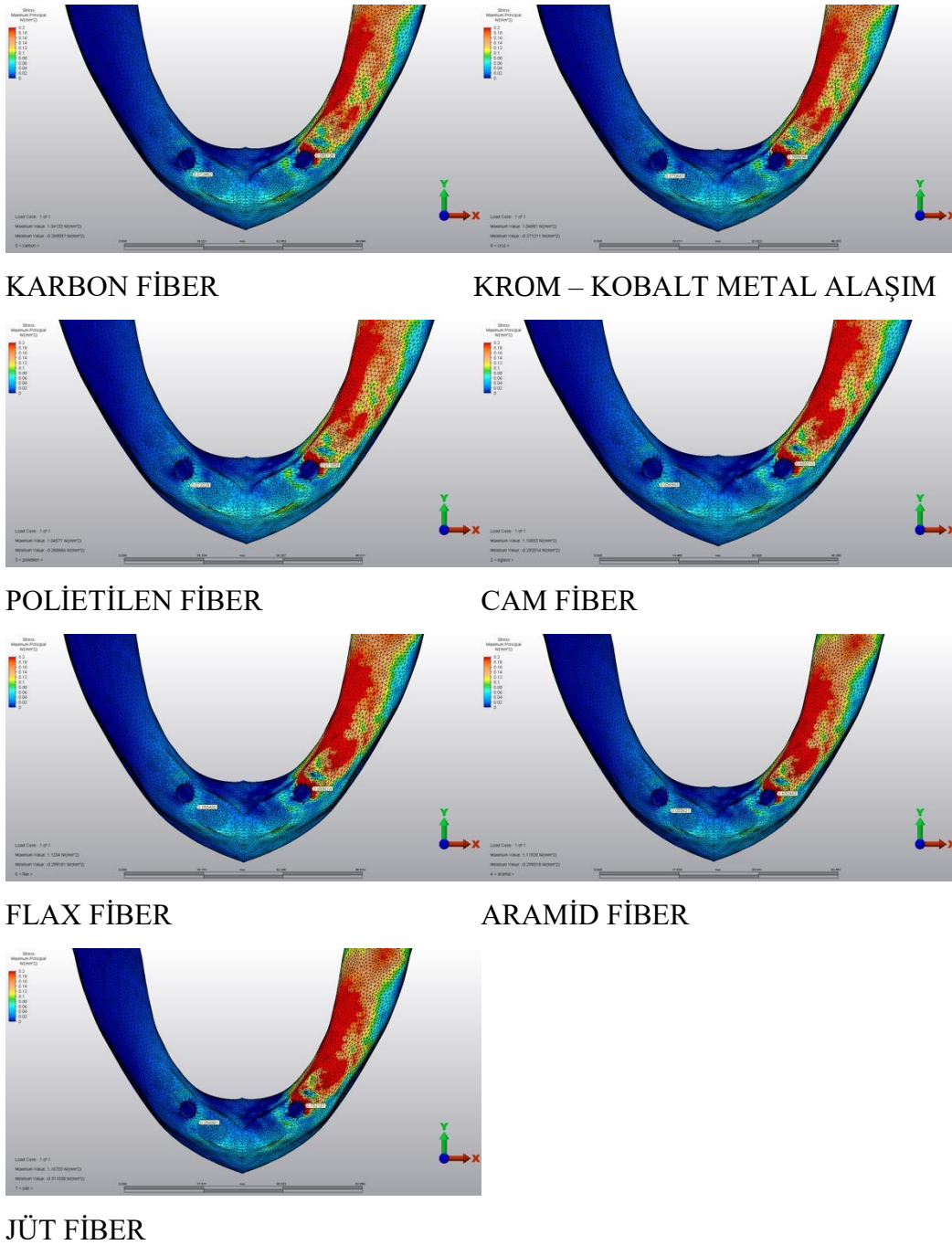
Çalışmamızda 1 numaralı modelde kortikal kemik üzerinde oluşan çekme ve basma stres değerleri Şekil 4.4’te gösterildi.



Şekil 4.4. Model 1’de kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

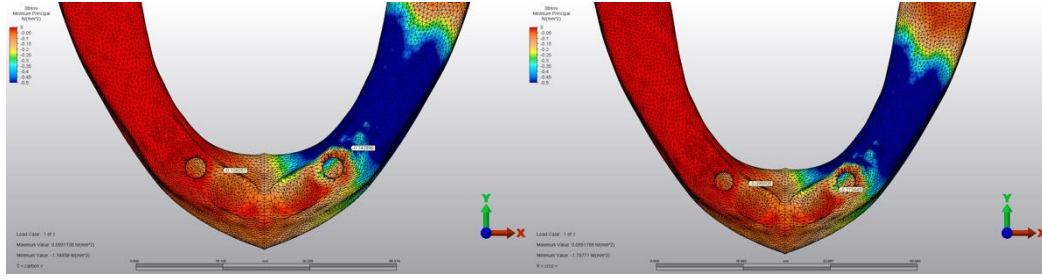
Model 1’ de kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stres değeri overdenture protezin jüt fiber ($0,75 \text{ N/mm}^2$) ile desteklendiği durumda görüldü. Bunu sırasıyla aramid ve flax fiberler ($0,69 \text{ N/mm}^2$), cam fiber ($0,65 \text{ N/mm}^2$), polietilen fiber ($0,61 \text{ N/mm}^2$), karbon fiber ve krom-kobalt metal alaşım ($0,58 \text{ N/mm}^2$) takip etti. (Şekil 4.4)

Kortikal kemikte oluşan çekme stres dağılımının jüt fiber ile desteklenen protezlerde yoğun olduğu, diğer güçlendiricilerle desteklenen protezlerde ise düşük ve bu değerlerin birbirine benzer olduğu gözlemlendi. (Resim 4.3)



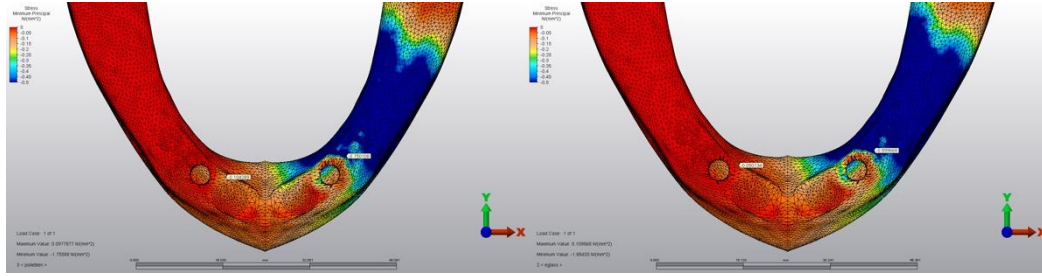
Resim 4.3. Model 1’de kortikal kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları

Model 1’de kortikal kemik üzerinde oluşan en düşük basma stresi değeri destekleme amacı ile krom-kobalt metal alaşımın ($-0,27 \text{ N/mm}^2$) kullanıldığı durumda gerçekleşti. Bunu sırasıyla jüt fiber ($-0,43 \text{ N/mm}^2$), karbon fiber ($-0,74 \text{ N/mm}^2$), polietilen fiber ($-0,75 \text{ N/mm}^2$), cam fiber ($-0,89 \text{ N/mm}^2$), aramid ve flax fiberler ($-0,94 \text{ N/mm}^2$) izledi. (Şekil 4.4) Kortikal kemikte oluşan basma stres dağılımının aramid ve flax fiberli modellerde yoğun olduğu, krom–kobalt metal alaşımlı modelde ise düşük olduğu saptandı. (Resim 4.4)



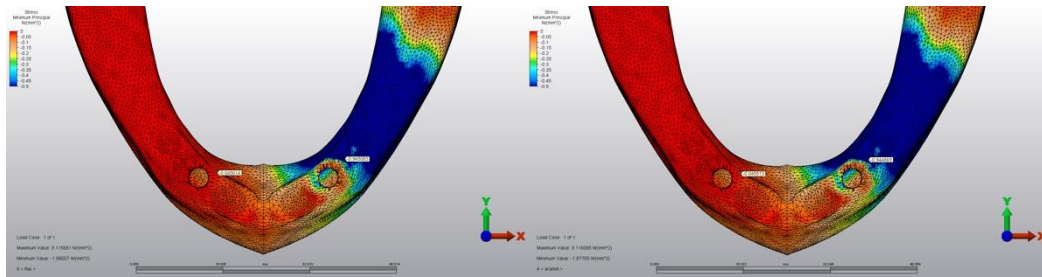
KARBON FİBER

KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



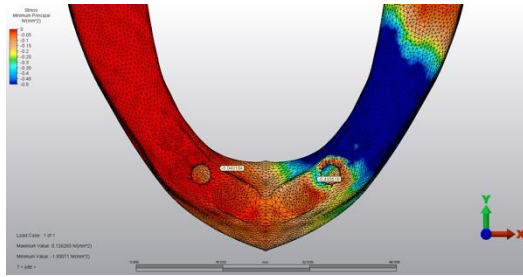
POLİETİLEN FİBER

CAM FİBER



FLAX FİBER

ARAMİD FİBER

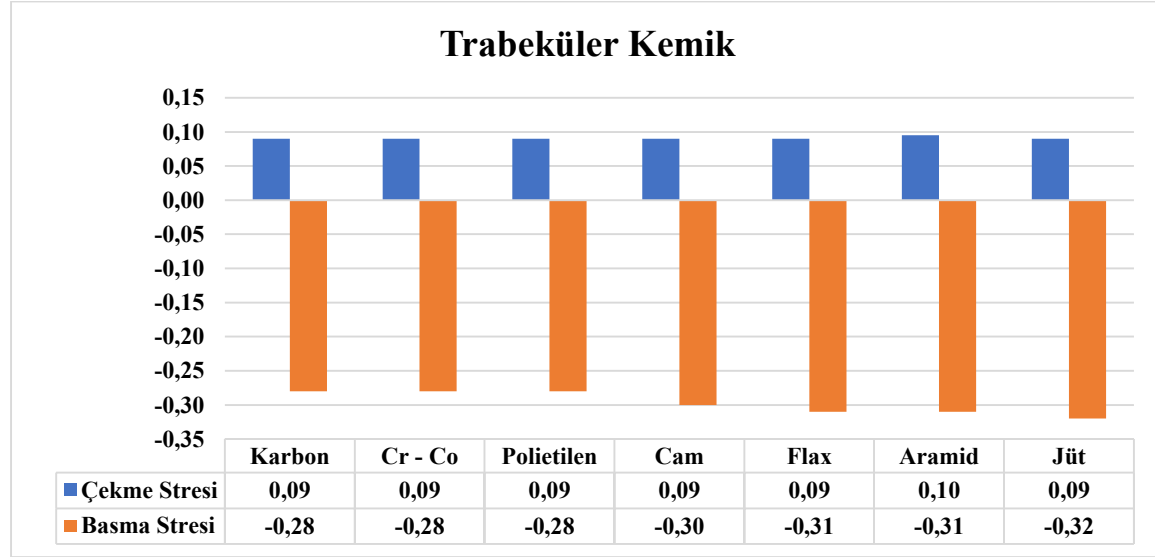


JÜT FİBER

Resim 4.4. Model 1’de kortikal kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları

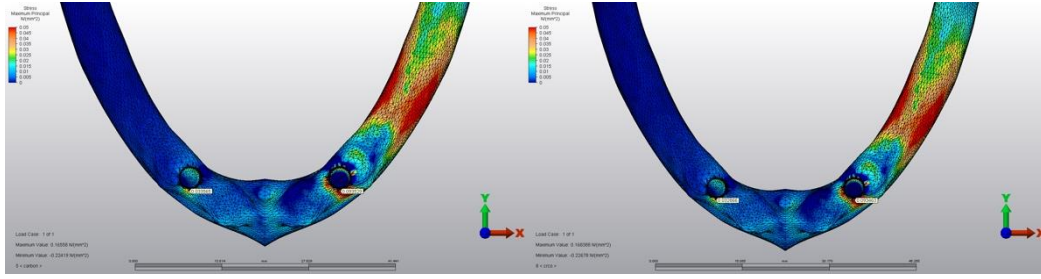
4.3. Model 1’de Trabeküler Kemik Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri

Çalışmamızda 1 numaralı modelde trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme ve basma stres değerleri Şekil 4.5’ te gösterildi.



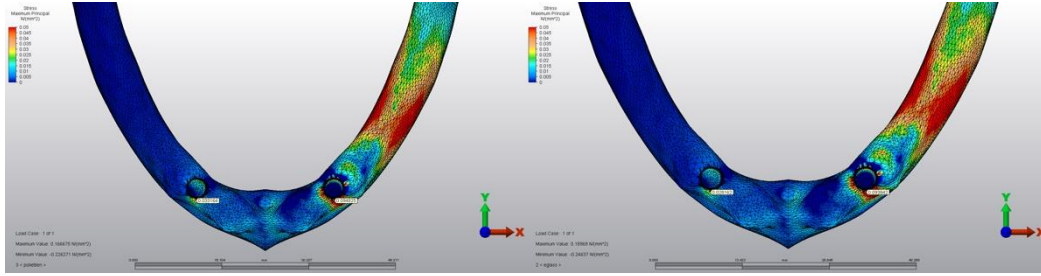
Şekil 4.5. Model 1’de trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme ve basma stres değerleri

Model 1’de trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerlerinin, tüm altyapı materyallerinde benzer olduğu gözlemlendi. (Şekil 4.5) (Resim 4.5)



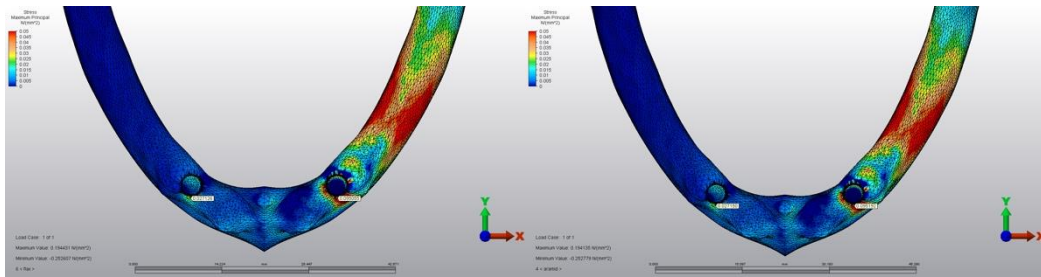
KARBON FİBER

KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



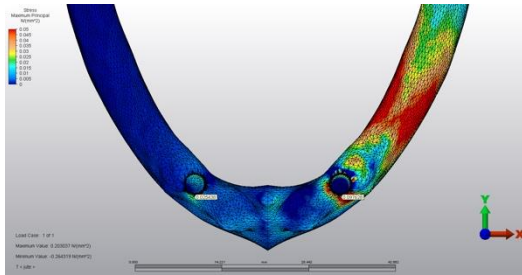
POLİETİLEN FİBER

CAM FİBER



FLAX FİBER

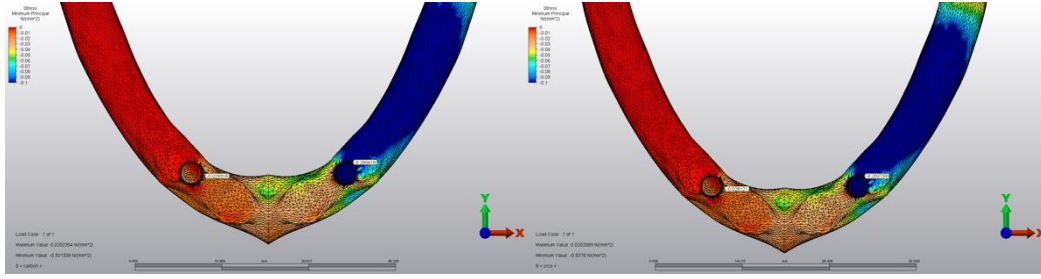
ARAMİD FİBER



JÜT FİBER

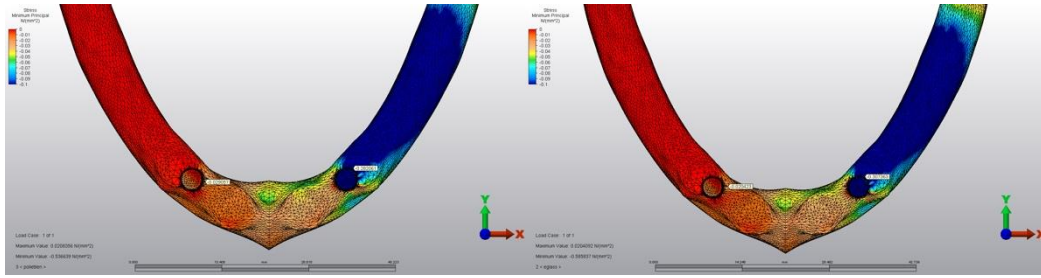
Resim 4.5. Model 1’de trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları

Model 1’de trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma kuvvetleri overdenture protezin jüt fiber ($-0,32 \text{ N/mm}^2$) ile desteklendiği durumda görüldü. Bunu aynı değere sahip ($-0,31 \text{ N/mm}^2$) flax ve aramid fiberli modeller takip etti. Sırasıyla cam fiber ($-0,3 \text{ N/mm}^2$), polietilen, karbon fiber ve krom-kobalt metal alaşım ($-0,28 \text{ N/mm}^2$) modelleri izledi. (Şekil 4.5) (Resim 4.6)



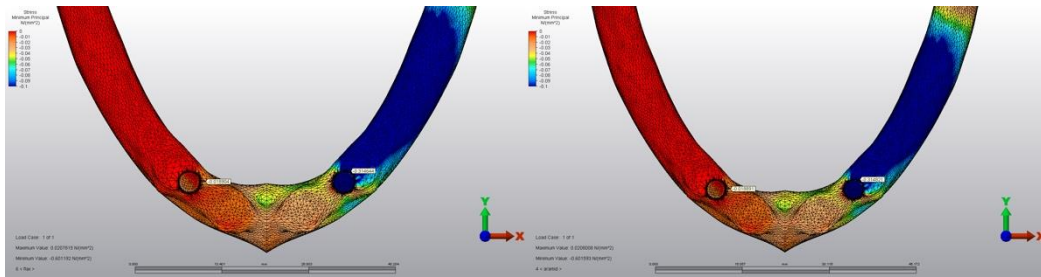
KARBON FİBER

KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



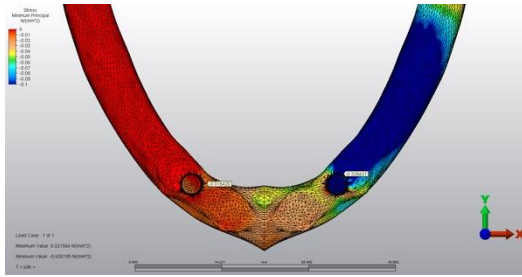
POLİETİLEN FİBER

CAM FİBER



FLAX FİBER

ARAMİD FİBER

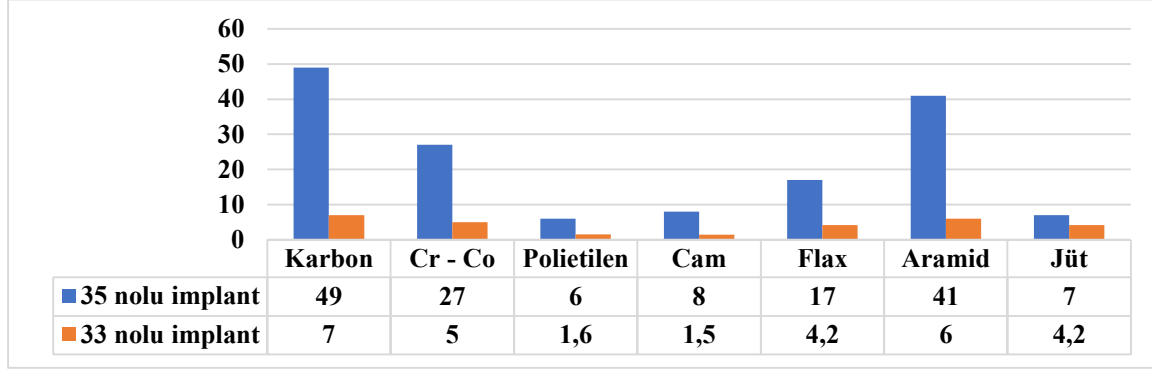


JÜT FİBER

Resim 4.6. Model 1’de trabeküler kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları

4.4. Model 2’de İmplantlar ve Protez Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Çalışmamızda 2 numaralı modelde implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 4.6’da gösterildi.

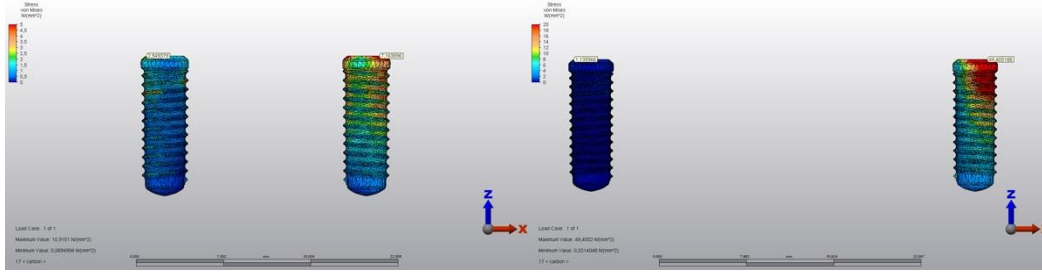


Şekil 4.6. Model 2’de implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

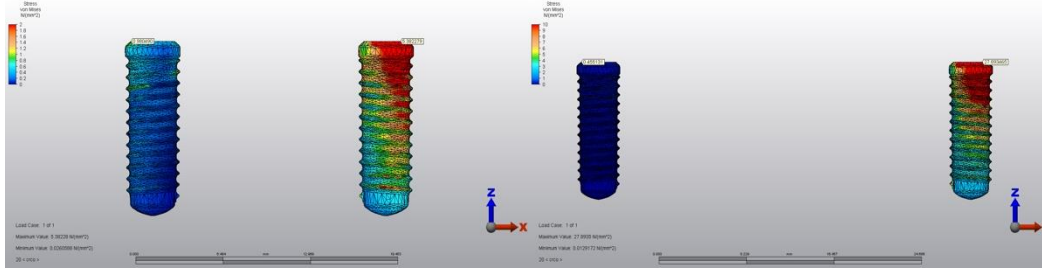
Farklı materyallerle desteklenen protezlerin tümünde en yüksek Von Mises stres değerleri 35 numaralı dişler bölgesine yerleştirilen implantlar üzerinde görüldü. Kuvvet uygulanan noktadan uzaklaştıkça implant üzerine gelen stresler azaldı.

35 numaralı dişler bölgesinde yer alan implantlar üzerindeki en yüksek Von Mises stres değerlerini karbon fiber (49 N/mm^2) ile desteklenmiş overdenture protezler verdi. Bunu sırası ile aramid fiber (41 N/mm^2), krom-kobalt metal alaşım (27 N/mm^2), flax fiber (17 N/mm^2), cam fiber (8 N/mm^2), jüt fiber (7 N/mm^2) ve polietilen fiber (6 N/mm^2) ile desteklenen modeller izledi. (Şekil 4.6)

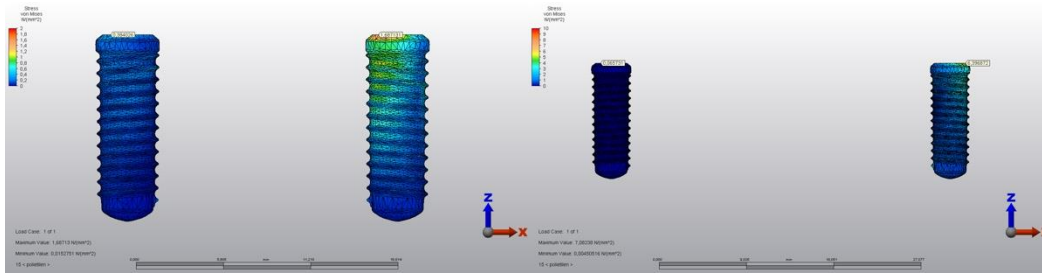
İmplantlar üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımlarının karbon fiberli modelde yoğun olduğu, polietilen fiberli modelde ise düşük olduğu saptandı. (Resim 4.7)



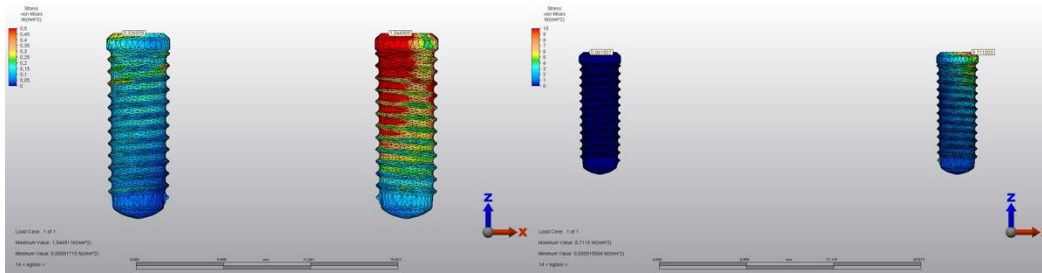
KARBON FİBER



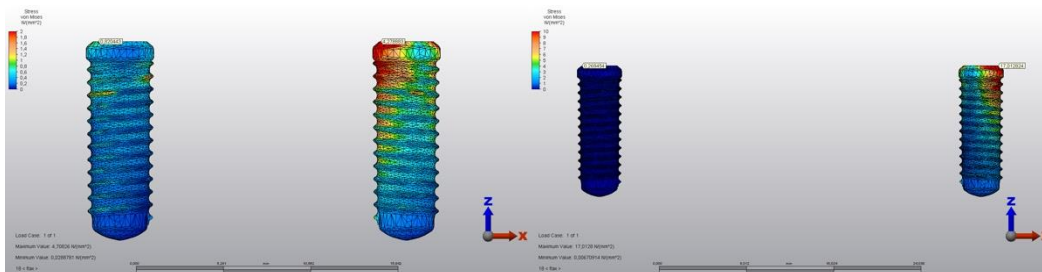
KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



POLİETİLEN FİBER

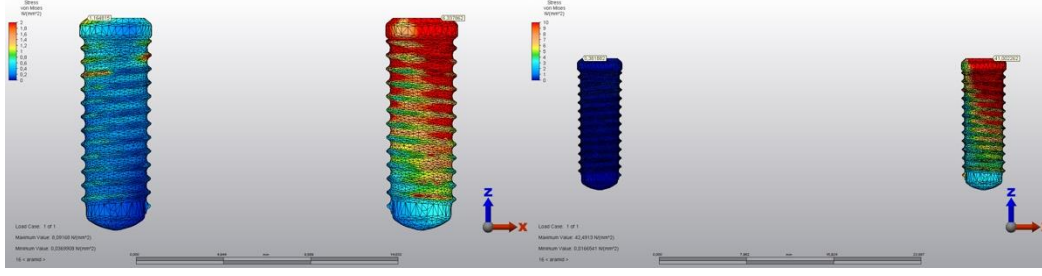


CAM FİBER

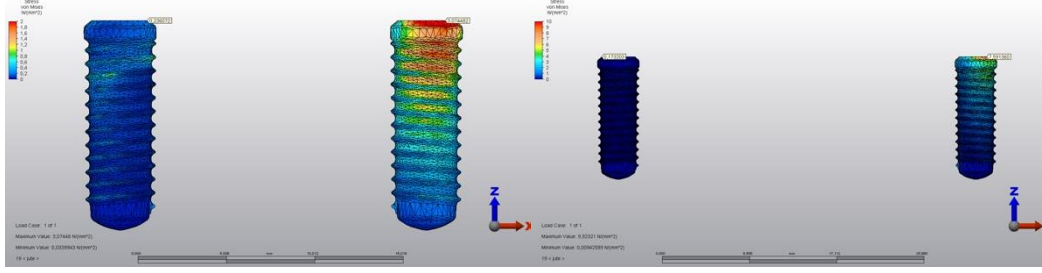


FLAX FİBER

Resim 4.7. Model 2’de 45 , 43, 33 ve 35 numaralı dış bölgelerine yerleştirilen implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımları



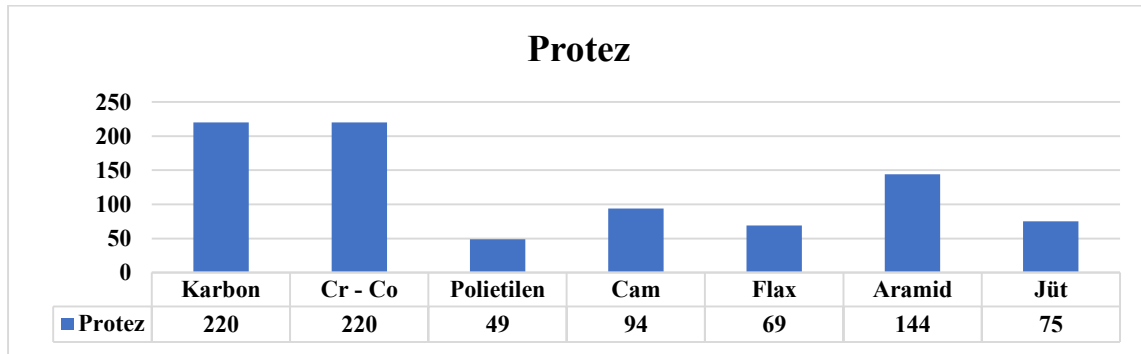
ARAMİD FİBER



JÜT FİBER

Resim 4.7. (devam) Model 2’de 45 , 43, 33 ve 35 numaralı diş bölgelerine yerleştirilen implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımları

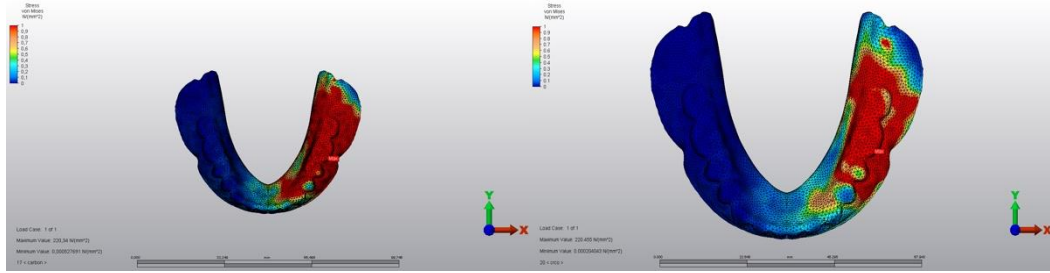
Çalışmamızda 2 numaralı modelde protezler üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 4.7’de gösterildi.



Şekil 4.7. Model 2’de protezler üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

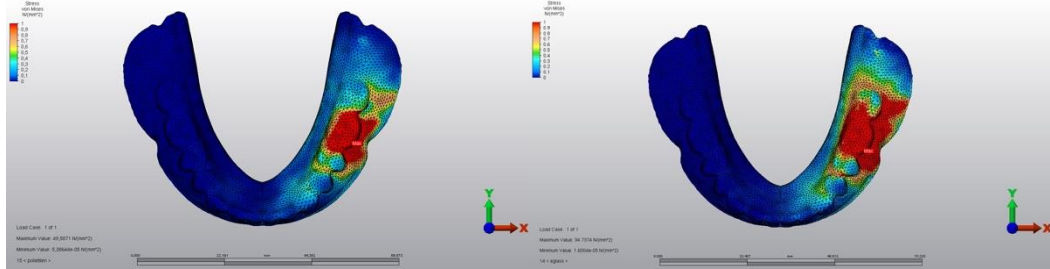
Model 2’de protezler üzerinde oluşan en yüksek stres değeri overdenture protezin karbon fiber ve krom-kobalt metal alaşım (22 N/mm^2) ile desteklendiği durumlarda görüldü. Bunu sırası ile aramid fiber (144 N/mm^2), cam fiber (94 N/mm^2), jüt fiber (75 N/mm^2), flax fiber (69 N/mm^2) ve polietilen fiber (49 N/mm^2) ile desteklenen protezler izledi. (Şekil 4.7)

Overdenture protezler üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının karbon fiber ve krom-kobalt metal alaşımlı modelde yoğun olduğu, polietilen fiberli modelde düşük olduğu saptandı. (Resim 4.8)



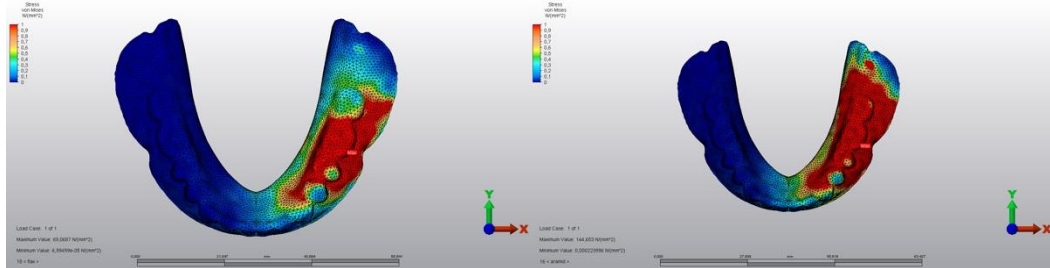
KARBON FİBER

KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



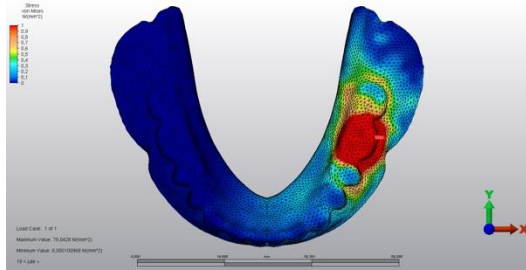
POLİETİLEN FİBER

CAM FİBER



FLAX FİBER

ARAMİD FİBER

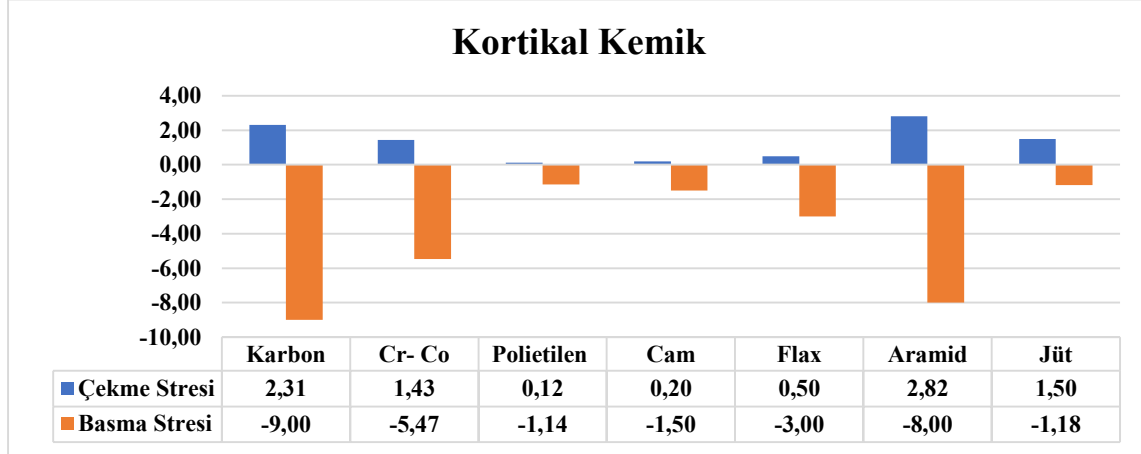


JÜT FİBER

Resim 4.8. Model 2’de protezlerde oluşan Von Mises stres dağılımları

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

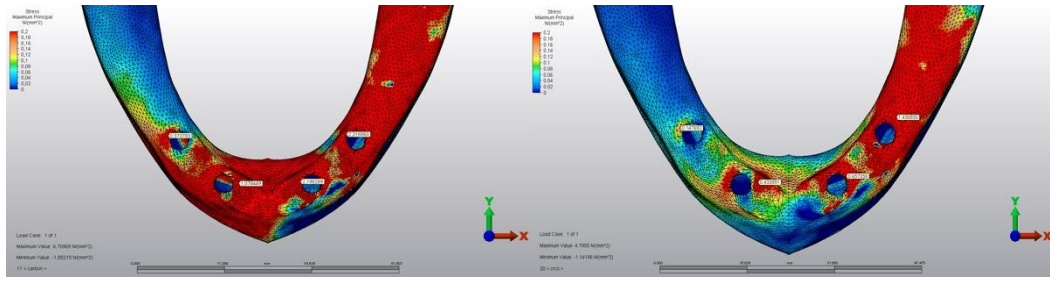
Çalışmamızda 2 numaralı modelde kortikal kemik üzerinde oluşan çekme ve basma stres değerleri Şekil 4.8’de gösterildi.



Şekil 4.8. Model 2’de kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

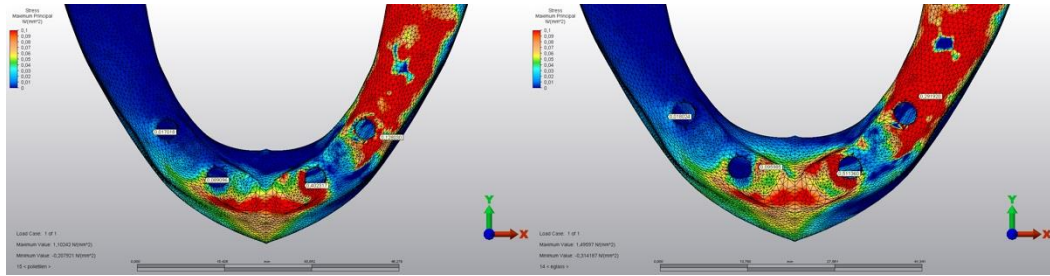
Model 2’de kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stres değeri overdenture protezin aramid fiber ($2,82 \text{ N/mm}^2$) ile desteklendiği durumlarda görüldü. Bunu sırası ile karbon fiber ($2,31 \text{ N/mm}^2$), jüt fiber ($1,5 \text{ N/mm}^2$), krom-kobalt metal alaşım ($1,43 \text{ N/mm}^2$), flax fiber ($0,5 \text{ N/mm}^2$), cam fiber ($0,2 \text{ N/mm}^2$) ve polietilen fiber ($0,12 \text{ N/mm}^2$) ile desteklenen modeller izledi. (Şekil 4.8)

Kortikal kemikte oluşan çekme stres dağılımının aramid fiber ile desteklenen protezlerde yoğun olduğu, polietilen fiber ile desteklenen overdenture protezlerde düşük olduğu gözlemlendi. (Resim 4.9)



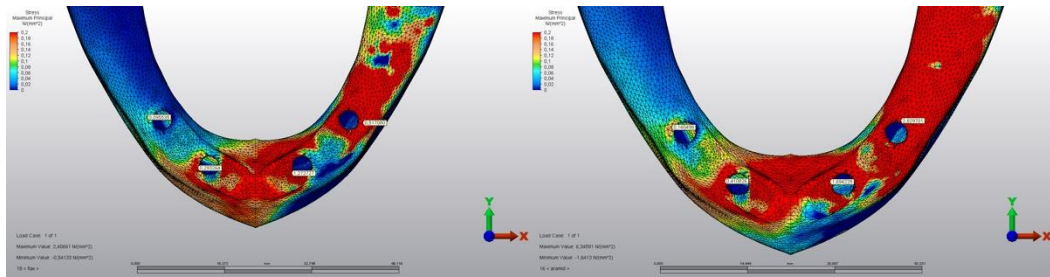
KARBON FİBER

KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



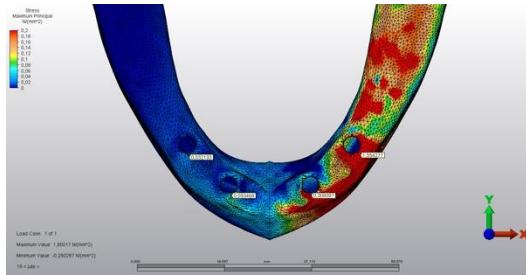
POLİETİLEN FİBER

CAM FİBER



FLAX FİBER

ARAMİD FİBER

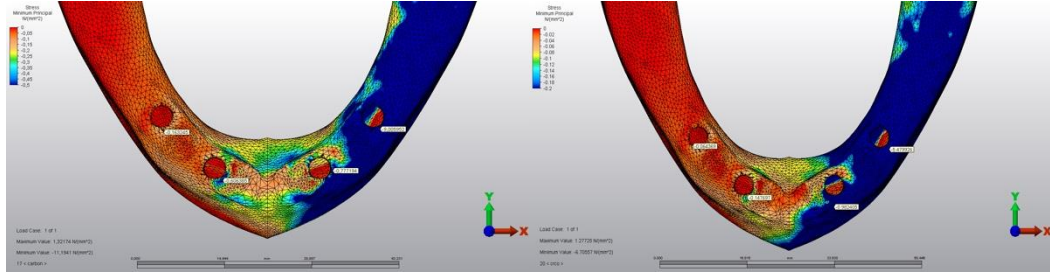


JÜT FİBER

Resim 4.9. Model 2’de kortikal kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları

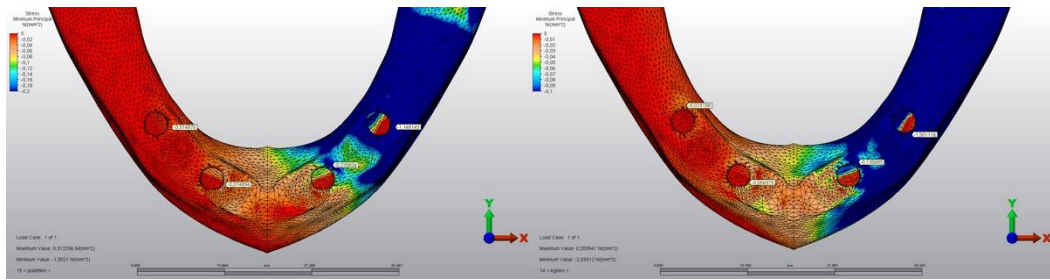
Model 2’de kortikal kemikteki en yüksek basma stres değer overdenture protezin karbon fiber (-9 N/mm^2) ile desteklendiği durumda görüldü. Bunu sırasıyla aramid fiber (-8 N/mm^2), krom-kobalt metal alaşım ($-5,47 \text{ N/mm}^2$), flax fiber (-3 N/mm^2), cam fiber ($-1,5 \text{ N/mm}^2$), jüt fiber ($-1,18 \text{ N/mm}^2$) ve polietilen fiber ($-1,14 \text{ N/mm}^2$) ile desteklenen modeller izledi. (Şekil 4.8)

Kortikal kemikte oluşan en düşük stres dağılımı polietilen fiber ile desteklenen overdenture protezde gözlemlendi. (Resim 4.10)



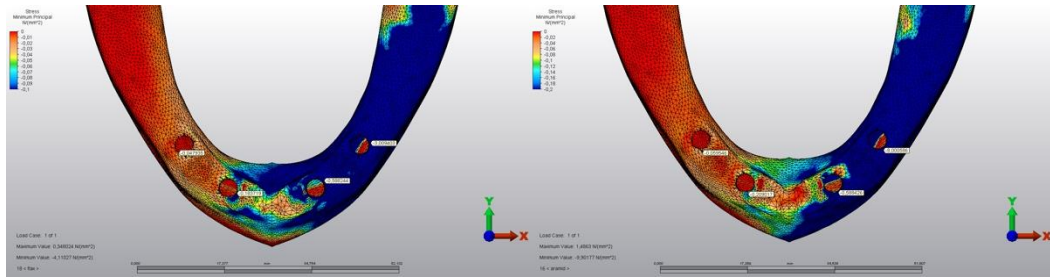
KARBON FİBER

KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



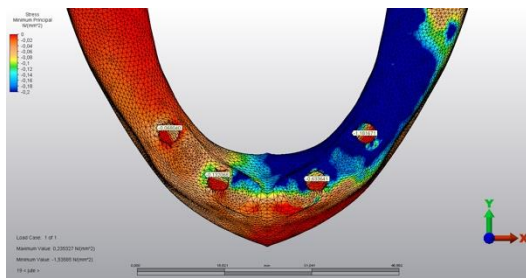
POLİETİLEN FİBER

CAM FİBER



FLAX FİBER

ARAMİD FİBER

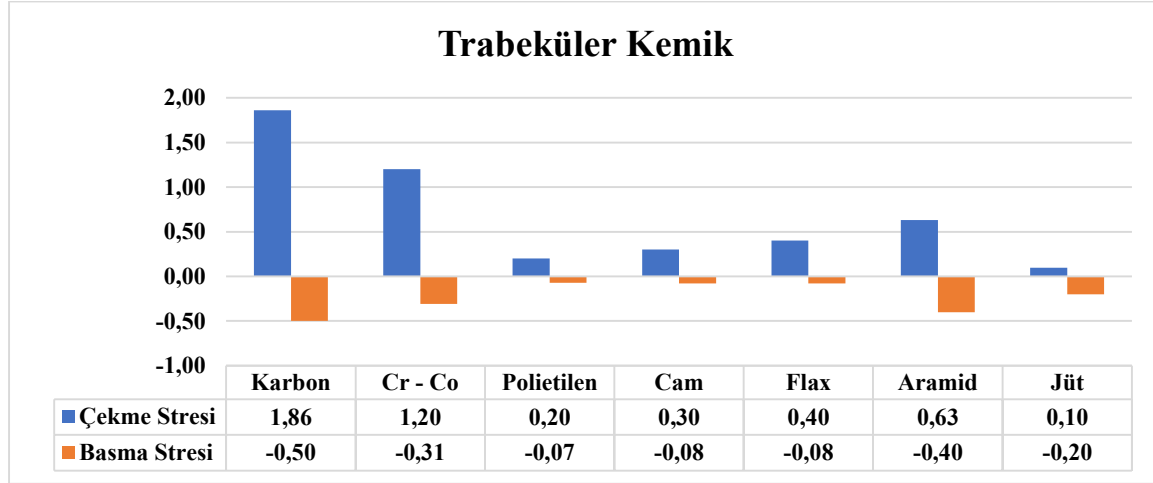


JÜT FİBER

Resim 4.10. Model 2’de kortikal kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları

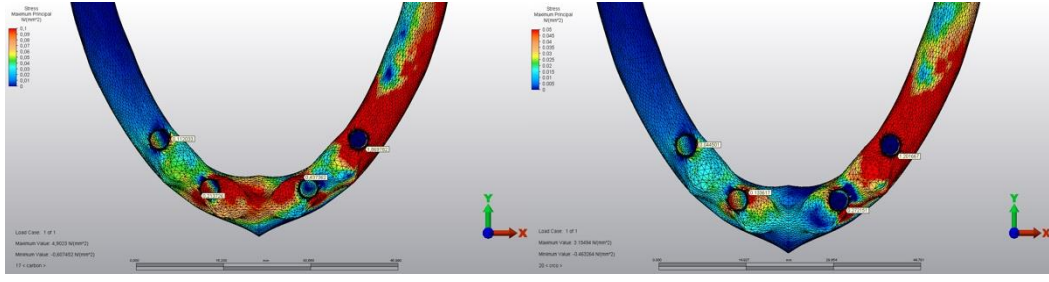
4.6. Model 2’de Trabeküler Kemik Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri

Çalışmamızda 2 numaralı modelde trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme ve basma stres değerleri Şekil 4.9’da gösterildi.



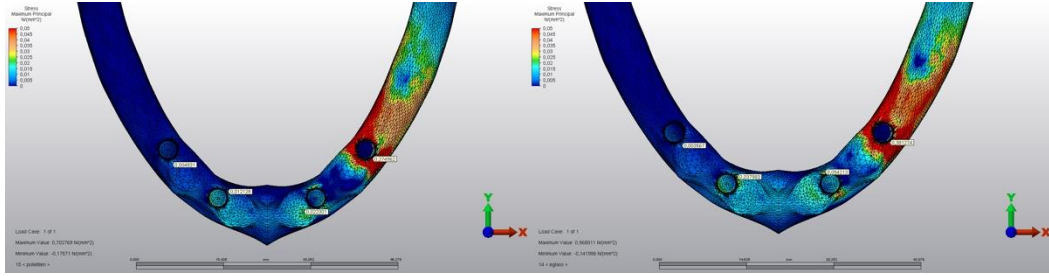
Şekil 4.9. Model 2’de trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

Model 2 için trabeküler kemikteki en yüksek çekme stres değeri overdenture protezin karbon fiber ($1,86 \text{ N/mm}^2$) ile desteklendiği durumda görüldü. Bunu overdenture protezin aramid fiber ($1,63 \text{ N/mm}^2$), krom-kobalt metal alaşım ($1,2 \text{ N/mm}^2$), flax fiber ($0,4 \text{ N/mm}^2$), cam fiber ($0,3 \text{ N/mm}^2$), polietilen fiber ($0,2 \text{ N/mm}^2$) ve jüt fiber ($0,1 \text{ N/mm}^2$) ile desteklendiği durumlar takip etti. (Şekil 4.9) (Resim 4.11)



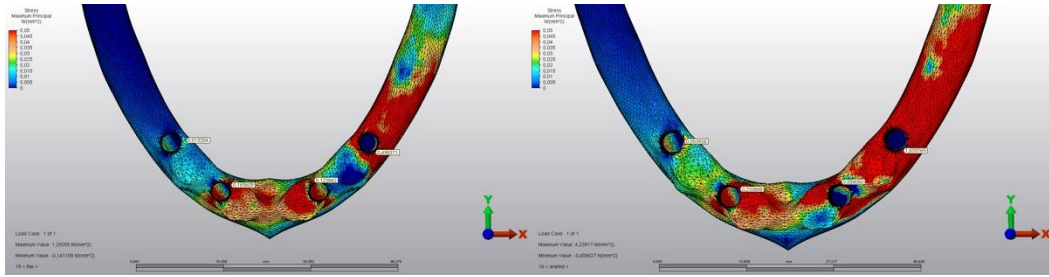
KARBON FİBER

KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



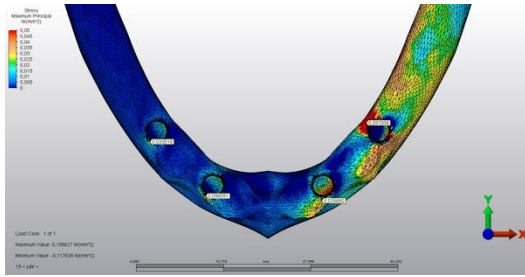
POLİETİLEN FİBER

CAM FİBER



FLAX FİBER

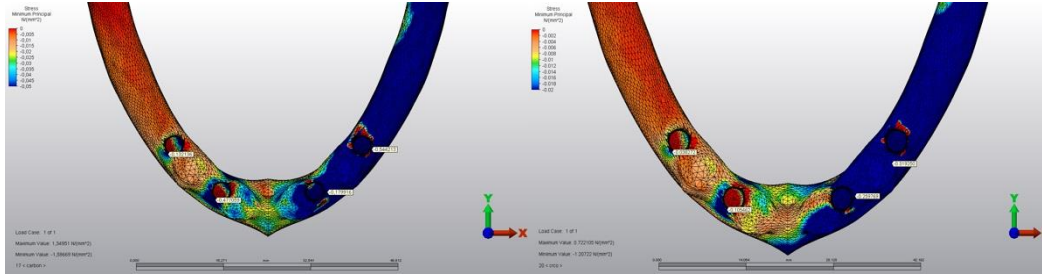
ARAMİD FİBER



JÜT FİBER

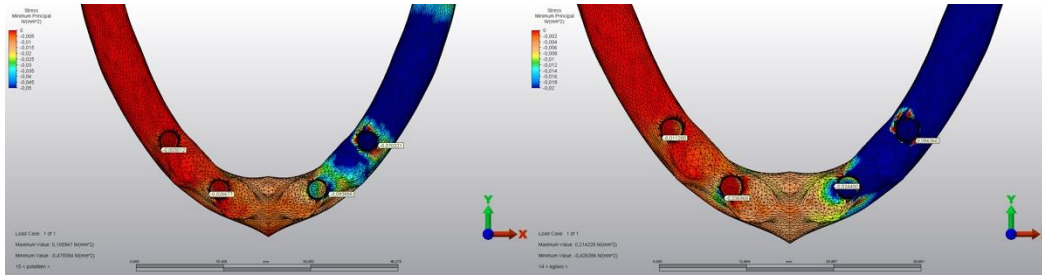
Resim 4.11. Model 2’de trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları

Model 2 için trabeküler kemikteki en yüksek basma stres değeri overdenture protezin karbon fiber ($-0,5 \text{ N/mm}^2$) ile desteklendiği durumda gözlemlendi. Bunu sırası ile aramid fiber ($-0,4 \text{ N/mm}^2$), krom-kobalt metal alaşım ($-0,31 \text{ N/mm}^2$), jüt fiber ($-0,2 \text{ N/mm}^2$), cam ve flax fiberler ($-0,08 \text{ N/mm}^2$), polietilen fiber ($-0,07 \text{ N/mm}^2$) ile desteklenen overdenture protez modelleri izledi. (Şekil 4.9) (Resim 4.12)



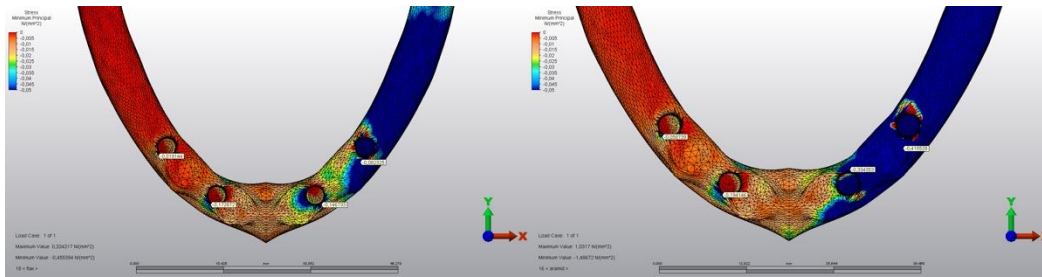
KARBON FİBER

KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



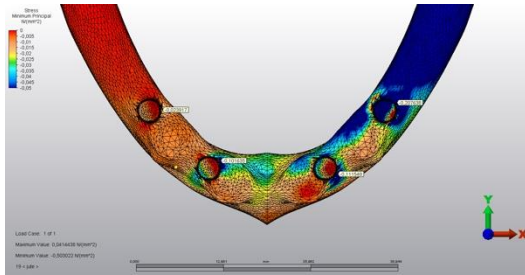
POLİETİLEN FİBER

CAM FİBER



FLAX FİBER

ARAMİD FİBER

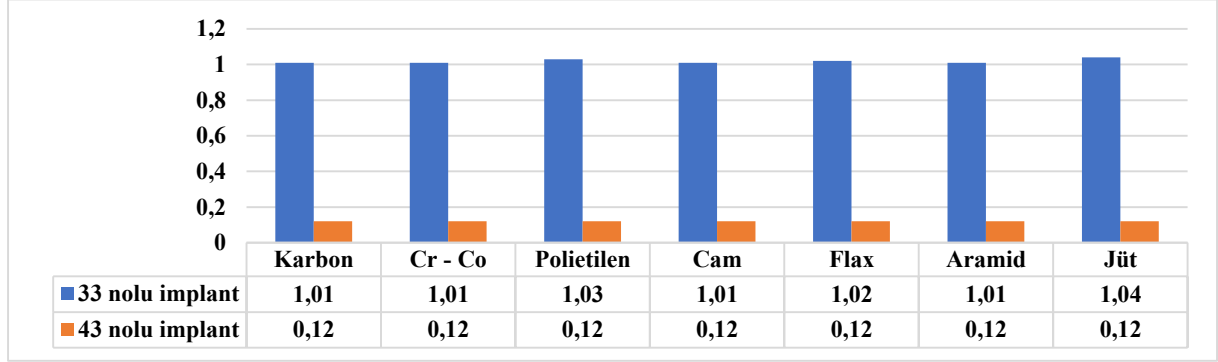


JÜT FİBER

Resim 4.12. Model 2’de trabeküler kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları

4.7. Model 3'te İmplantlar ve Protezler Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

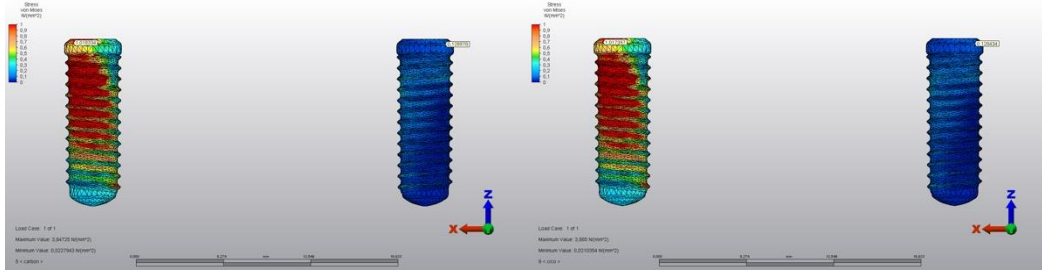
Çalışmamızda 3 numaralı modelde implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 4.10'da gösterildi.



Şekil 4.10. Model 3'te implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

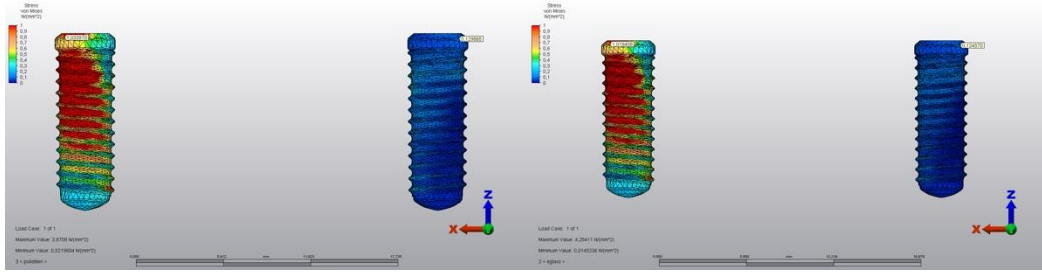
Farklı materyallerle desteklenen protezlerin tümünde en yüksek Von Mises stres değerleri 33 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantlar üzerinde görüldü. Kuvvet uygulanan bölgeden uzaklaştıkça implantlar üzerine gelen streslerin azaldığı tespit edildi.

33 numaralı diş bölgesinde yer alan implantlar üzerindeki en yüksek Von Mises stresleri jüt fiber ($1,04 \text{ N/mm}^2$) ile desteklenen protez modelinde saptandı. Diğer güçlendiricilerin bulunduğu modellerde ($1,02 \pm 1 \text{ N/mm}^2$) stres değerleri birbirlerine oldukça yakın bulundu. (Şekil 4.10) (Resim 4.13)



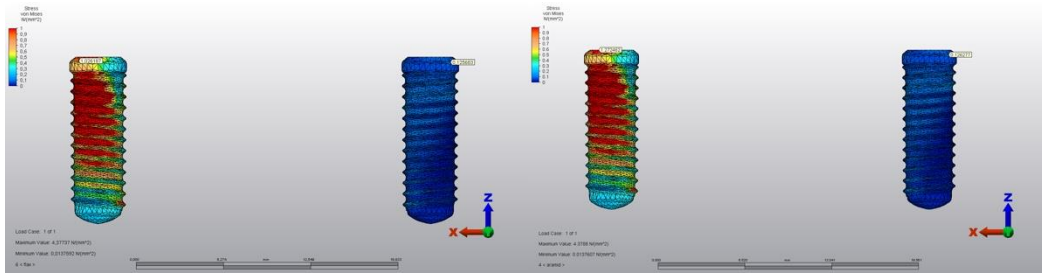
KARBON FİBER

KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



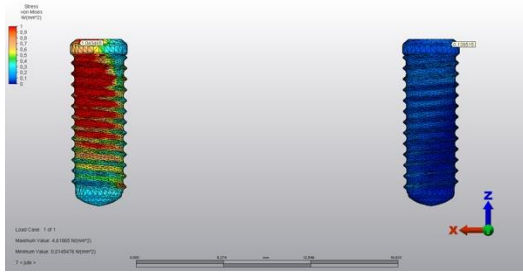
POLİETİLEN FİBER

CAM FİBER



FLAX FİBER

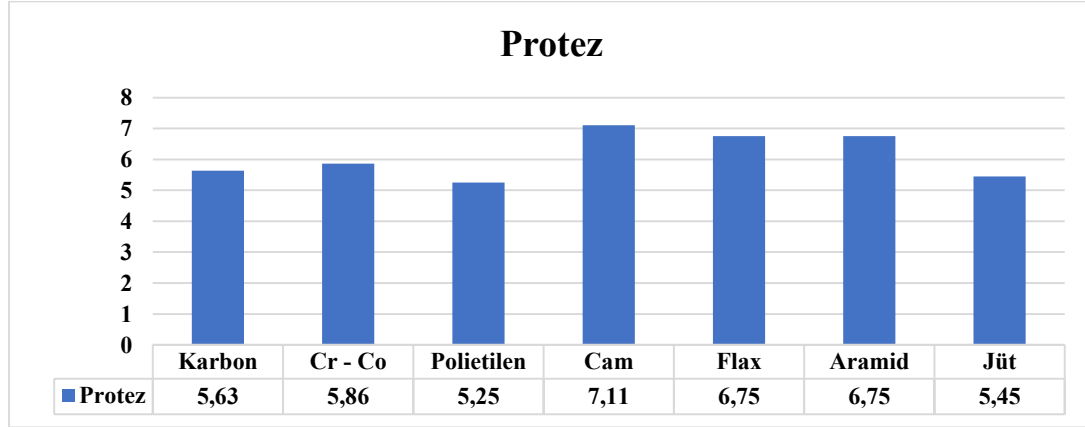
ARAMİD FİBER



JÜT FİBER

Resim 4.13. Model 3'te 33 ve 43 numaralı diş bölgelerine yerleştirilen implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımları

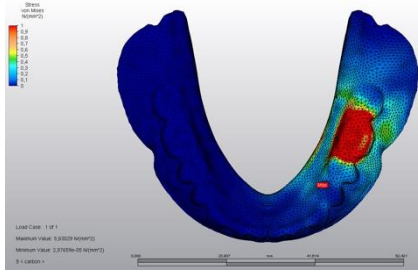
Çalışmamızda 3 numaralı modelde protezler üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 4.11’de gösterildi.



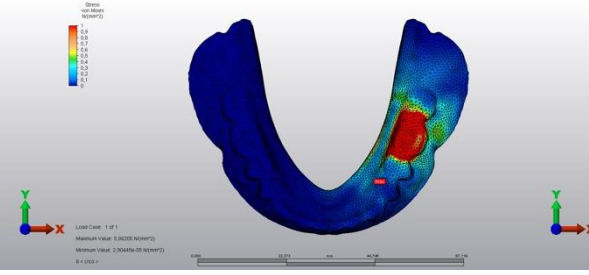
Şekil 4.11. Model 3’te protezler üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

Model 3’te protezler üzerinde oluşan en yüksek Von Mises stres değeri overdenture protezin cam fiber ($7,11 \text{ N/mm}^2$) ile desteklendiği modelde görüldü. Bunu sırasıyla aramid ve flax fiberler ($6,75 \text{ N/mm}^2$), krom-kobalt metal alaşım ($5,86 \text{ N/mm}^2$), karbon fiber ($5,63 \text{ N/mm}^2$), jüt fiber ($5,45 \text{ N/mm}^2$) ve polietilen fiber ($5,25 \text{ N/mm}^2$) ile desteklenen protezler izledi. (Şekil 4.11)

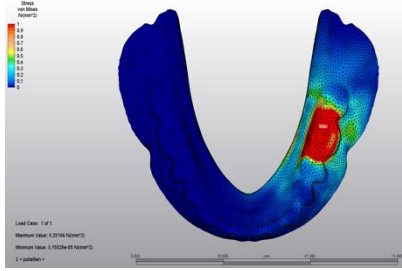
Overdenture protezler üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının cam fiberli modelde yoğun olduğu, polietilen fiberli modelde düşük yoğunlukta olduğu saptandı. (Resim 4.14)



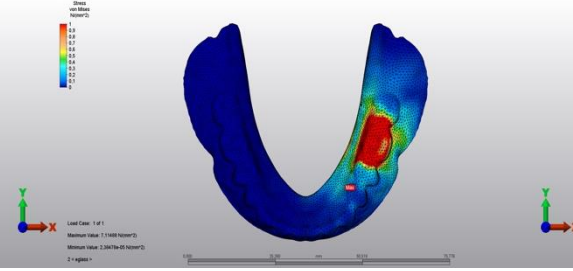
KARBON FİBER



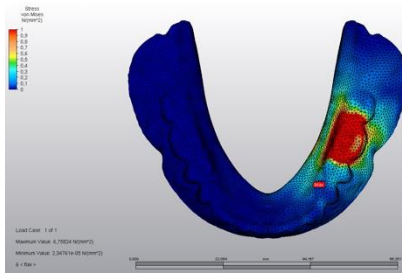
KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



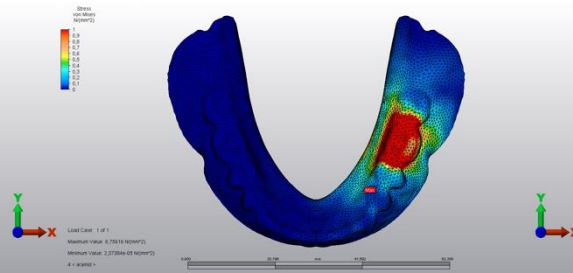
POLİETİLEN FİBER



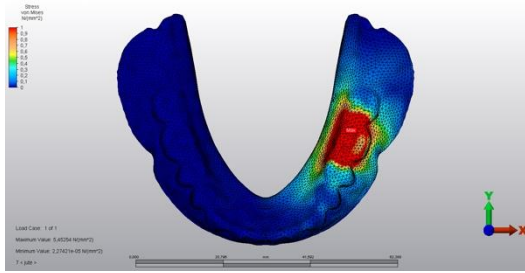
CAM FİBER



FLAX FİBER



ARAMİD FİBER

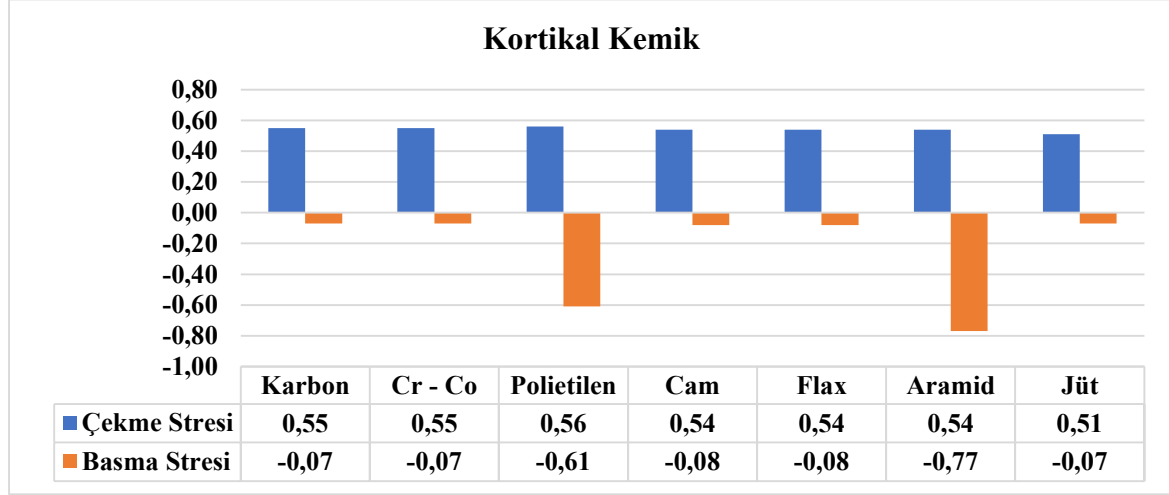


JÜT FİBER

Resim 4.14. Model 3'te protezlerde oluşan Von Mises stres dağılımları

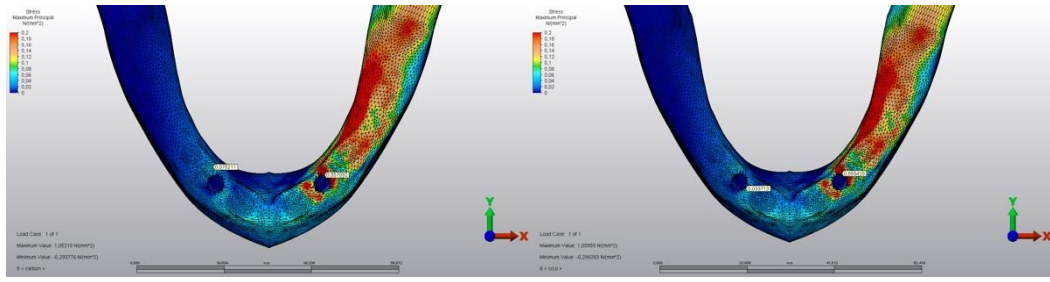
4.8. Model 3'te Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri

Çalışmamızda 3 numaralı modelde kortikal kemik üzerinde oluşan çekme ve basma stres değerleri Şekil 4.12'de gösterildi.



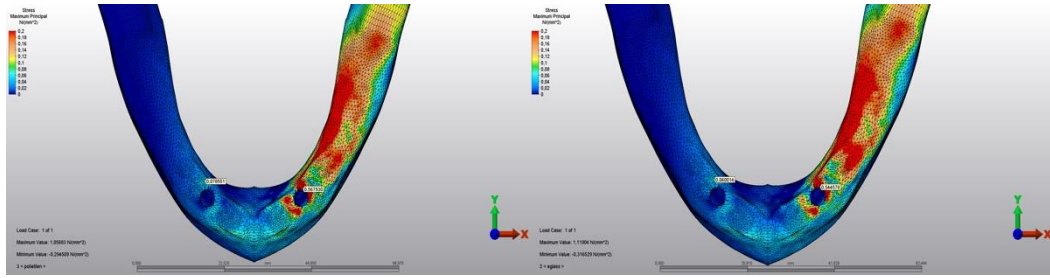
Şekil 4.12. Model 3'te kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

Model 3'te farklı altyapıya sahip overdenture protezlerin tümünde kortikal kemikte oluşan çekme stres değerlerinin birbirine yakın olduğu saptandı. (Şekil 4.12) (Resim 4.15)



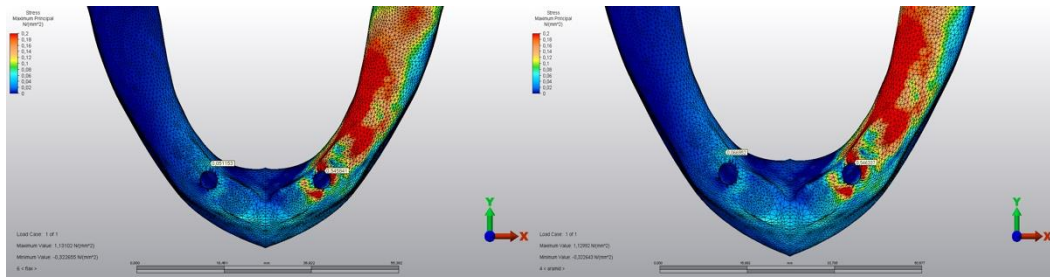
KARBON FİBER

KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



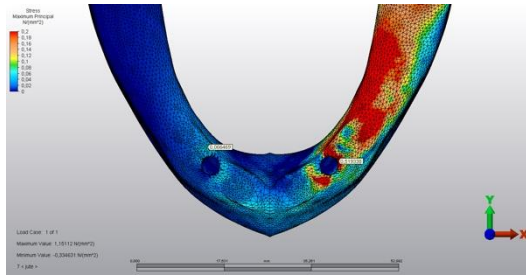
POLİETİLEN FİBER

CAM FİBER



FLAX FİBER

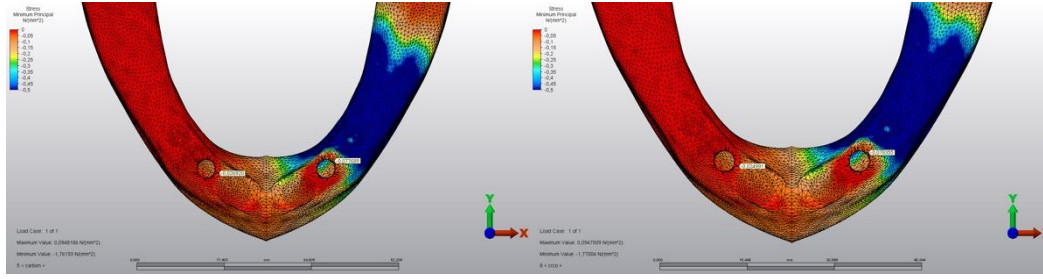
ARAMİD FİBER



JÜT FİBER

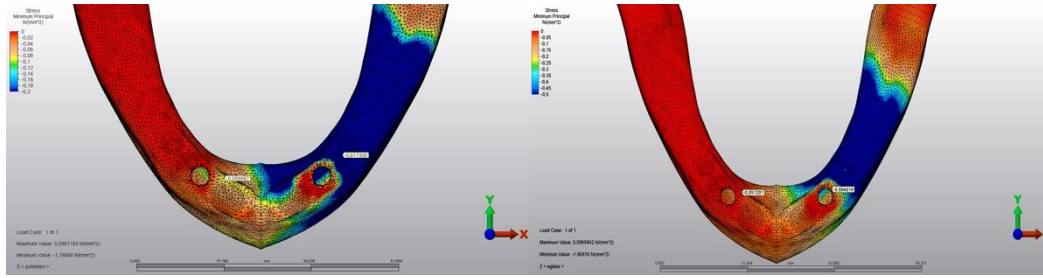
Resim 4.15. Model 3'te kortikal kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları

Model 3'te kortikal kemikteki en yüksek basma stres değeri overdenture protezin aramid fiber ($-0,77 \text{ N/mm}^2$) ile desteklendiği durumda görüldü. Bunu polietilen fiber ile ($-0,61 \text{ N/mm}^2$) güçlendirilmiş model takip etti. Diğer tüm güçlendiricilerle hazırlanan modellerde ($\sim 0,08 \text{ N/mm}^2$) birbirine yakın değerler tespit edildi. (Şekil 4.12) (Resim 4.16)



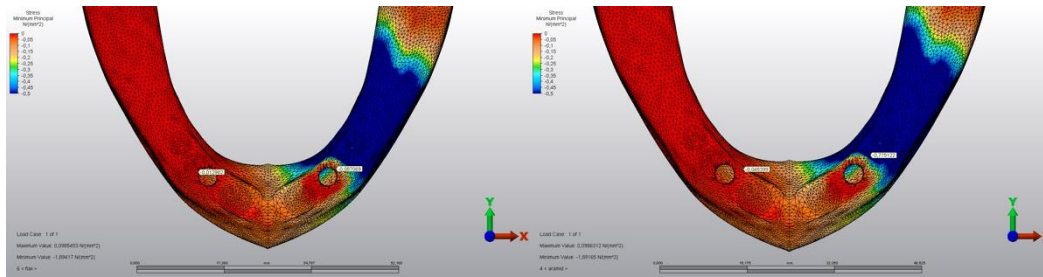
KARBON FİBER

KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



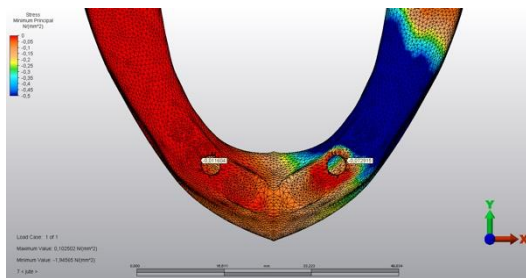
POLİETİLEN FİBER

CAM FİBER



FLAX FİBER

ARAMİD FİBER

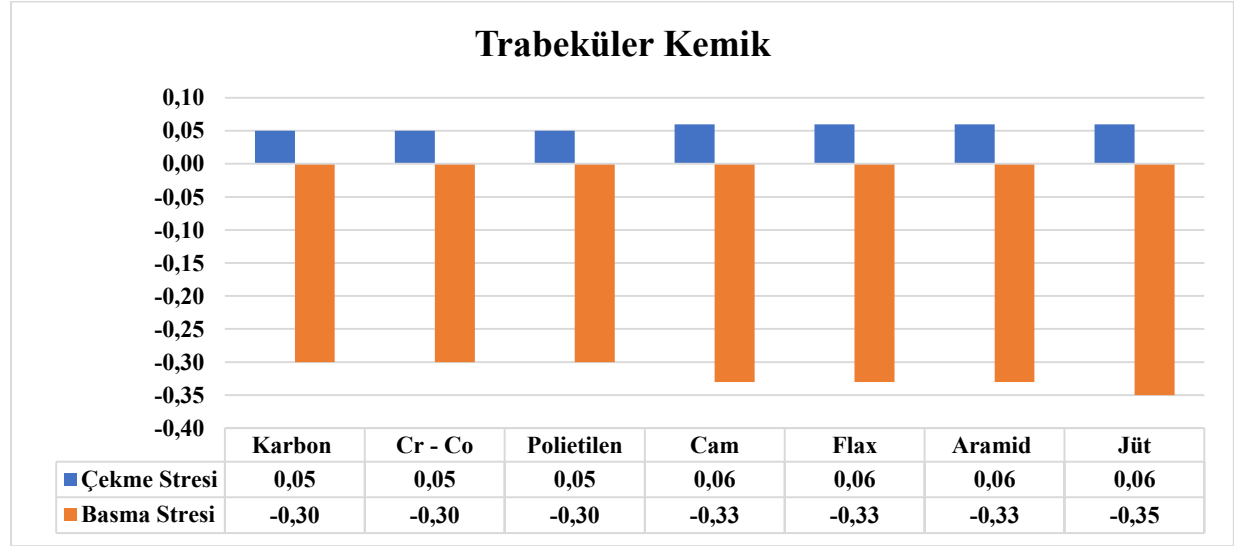


JÜT FİBER

Resim 4.16. Model 3'te kortikal kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları

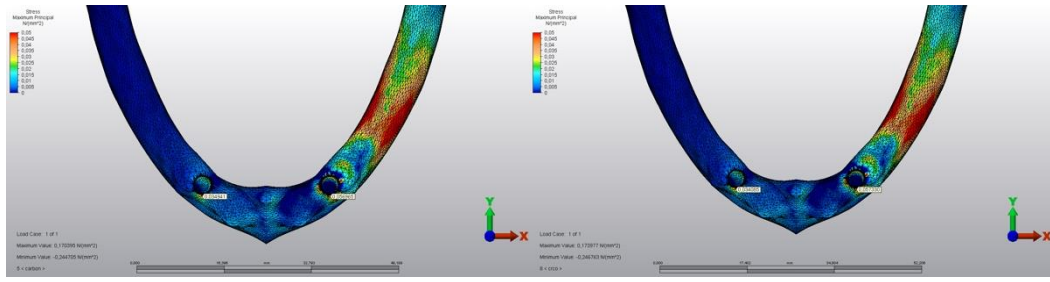
4.9. Model 3'te Trabeküler Kemik Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri

Çalışmamızda 3 numaralı modelde trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme ve basma stres değerleri Şekil 4.13'te gösterildi.



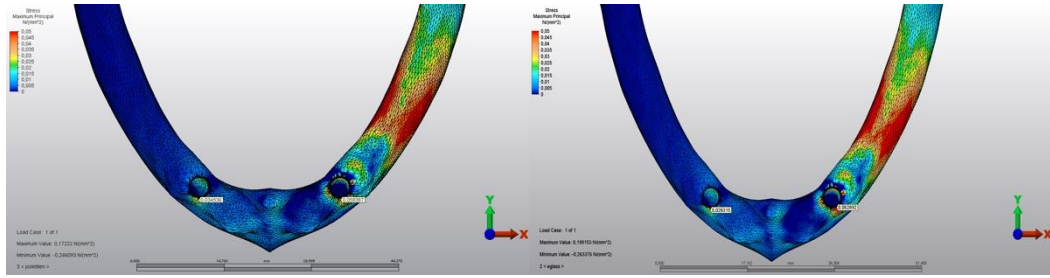
Şekil 4.13. Model 3'te trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

Model 3'te trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerlerinin farklı altyapıya sahip overdenture protezlerin tümünde birbirine yakın olduğu saptandı. (Şekil 4.13) (Resim 4.17)



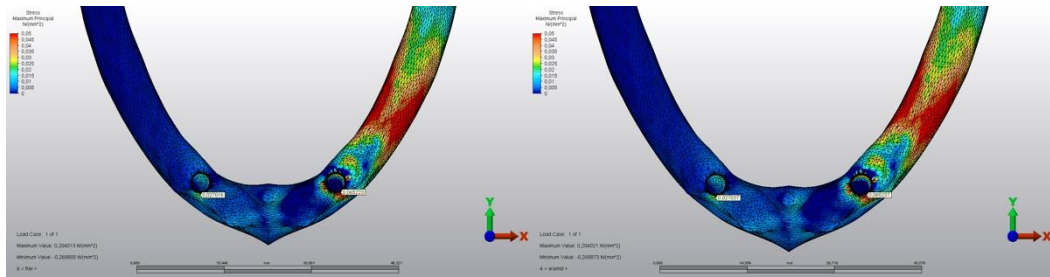
KARBON FİBER

KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



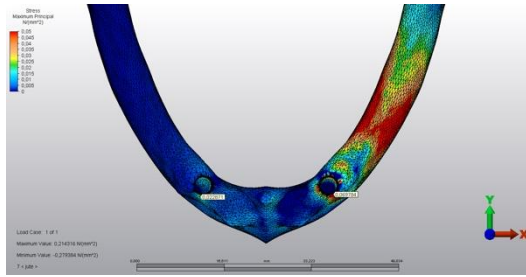
POLİETİLEN FİBER

CAM FİBER



FLAX FİBER

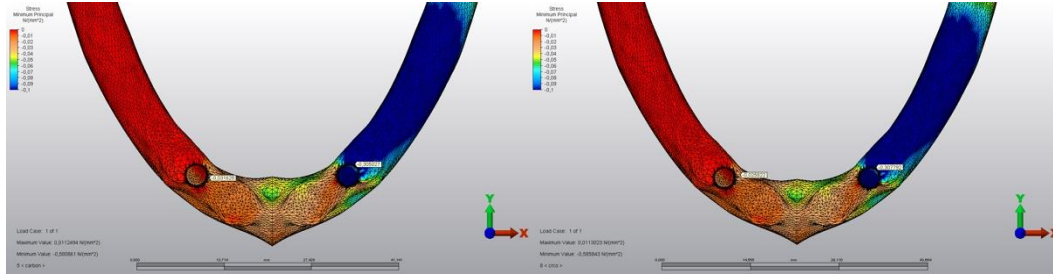
ARAMİD FİBER



JÜT FİBER

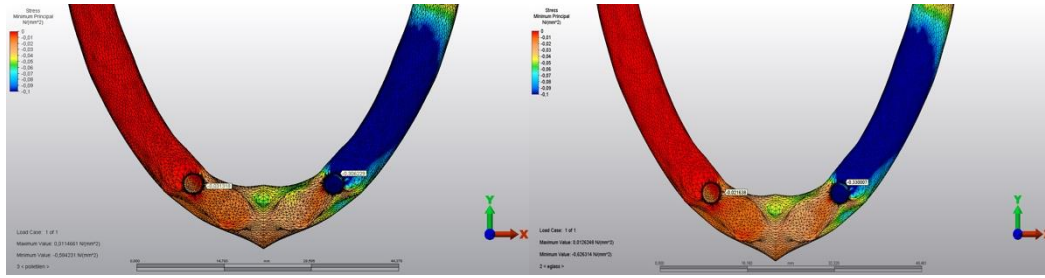
Resim 4.17. Model 3'te trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları

Model 3'te trabeküler kemikte oluşan basma stres değerlerinin farklı altyapıya sahip overdenture protezlerin tümünde birbirine yakın olduğu ($-0,3 \text{ N/mm}^2$) saptandı. (Şekil 4.13) (Resim 4.18)



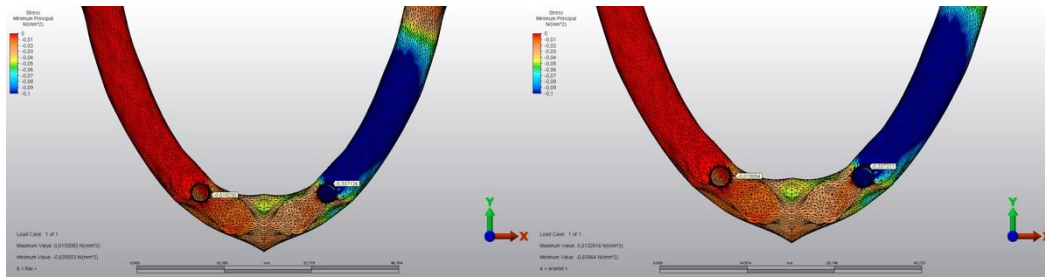
KARBON FİBER

KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



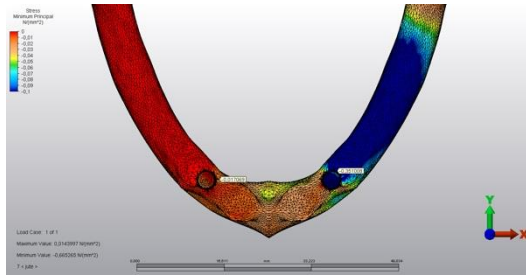
POLİETİLEN FİBER

CAM FİBER



FLAX FİBER

ARAMİD FİBER

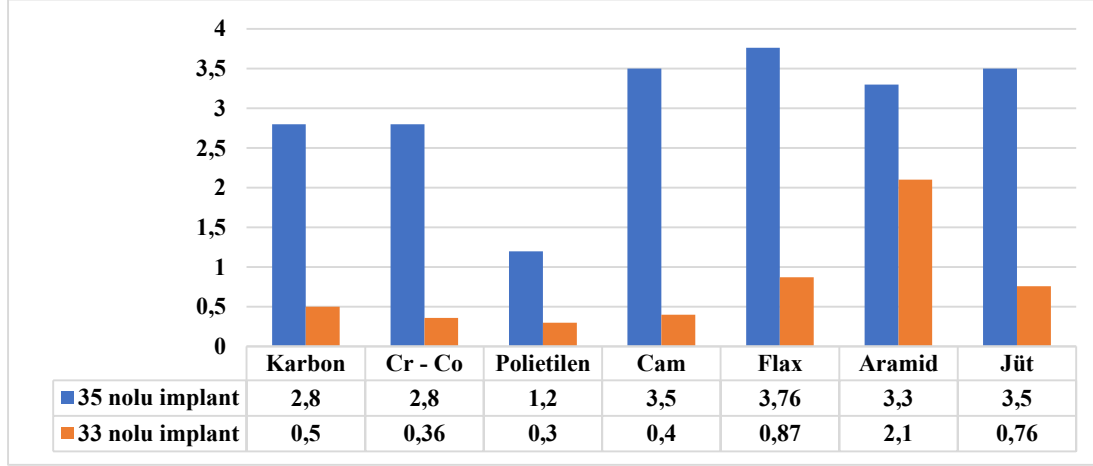


JÜT FİBER

Resim 4.18. Model 3'te trabeküler kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları

4.10. Model 4'te İmplantlar ve Protezler Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Çalışmamızda 4 numaralı modelde implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 4.14'te gösterildi.

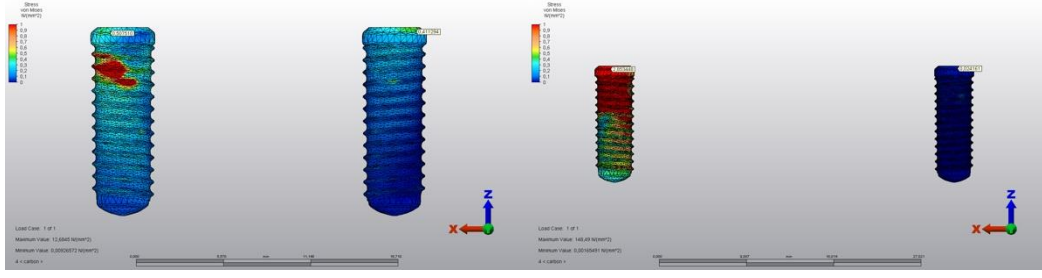


Şekil 4.14. Model 4'te implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

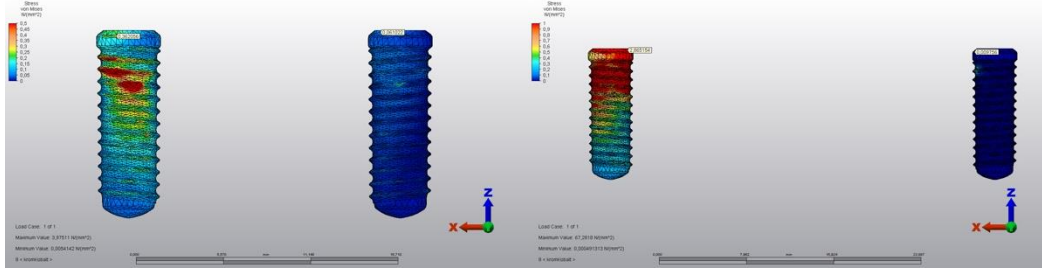
Farklı materyallerle desteklenen protezlerin tümünde en yüksek Von Mises değerleri 35 numaralı diş bölgesine yerleştirilen implantlar üzerinde görüldü. Kuvvet uygulanan bölgeden uzaklaştıkça implantlar üzerinde oluşan streslerde azalma gözlemlendi.

35 numaralı diş bölgesinde yer alan implantlar üzerindeki en yüksek Von Mises stres değerleri flax fiber ($3,76 \text{ N/mm}^2$) ile desteklenen overdenture protezlerde gözlemlendi. Bunu sırası ile cam ve jüt fiber ($3,5 \text{ N/mm}^2$), aramid fiber ($3,3 \text{ N/mm}^2$), karbon fiber ve krom-kobalt metal alaşım ($2,8 \text{ N/mm}^2$), polietilen fiber ($1,2 \text{ N/mm}^2$) ile desteklenen overdenture protezler izledi. (Şekil 4.14)

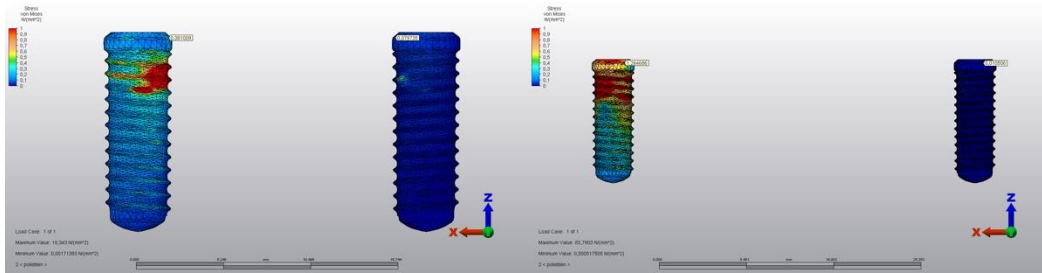
İmplantlar üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımının flax fiberli modelde yoğun olduğu, polietilen fiberli modelde düşük olduğu saptandı. (Resim 4.19)



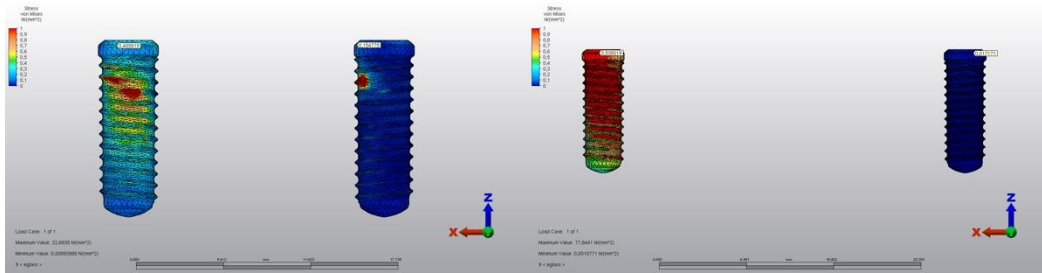
KARBON FİBER



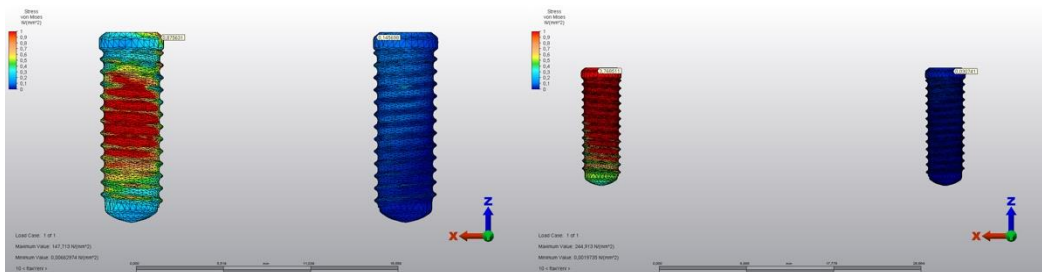
KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



POLİETİLEN FİBER

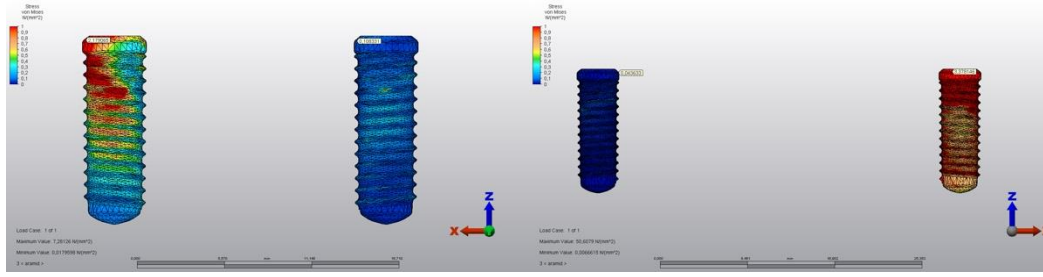


CAM FİBER

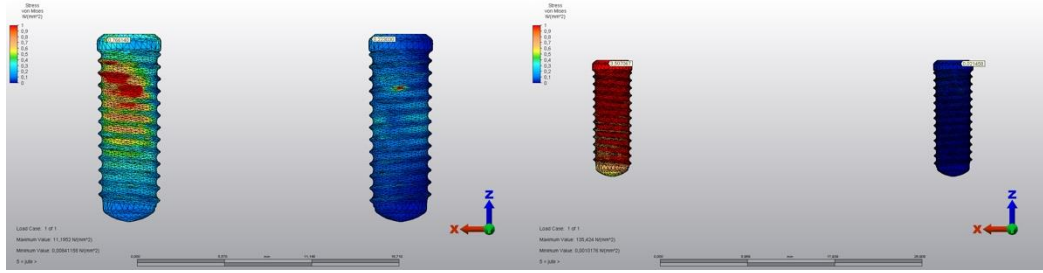


FLAX FİBER

Resim 4.19. Model 4'te 43, 33, 35 ve 45 numaralı dış bölgelerine yerleştirilen implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımları



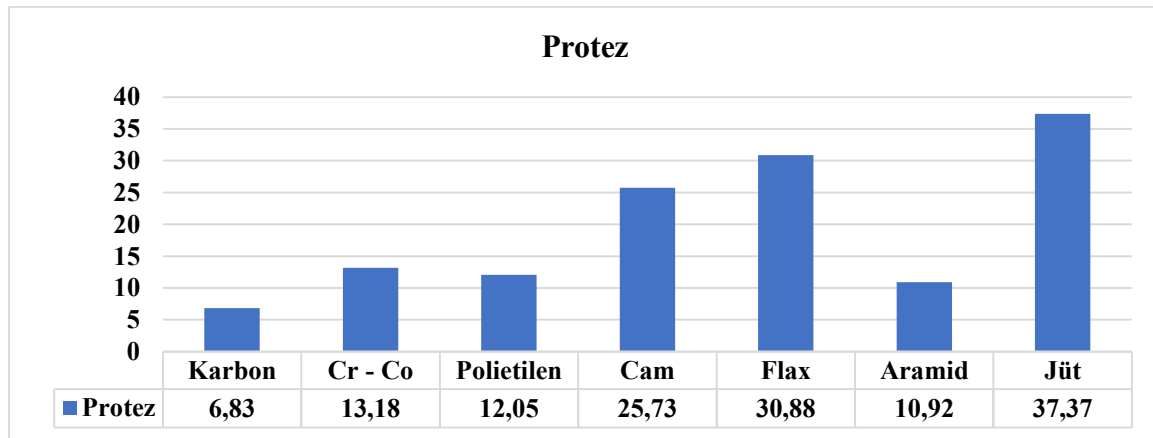
ARAMİD FİBER



JÜT FİBER

Resim 4.19. (devam) Model 4'te 43, 33, 35 ve 45 numaralı diş bölgelerine yerleştirilen implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres dağılımları

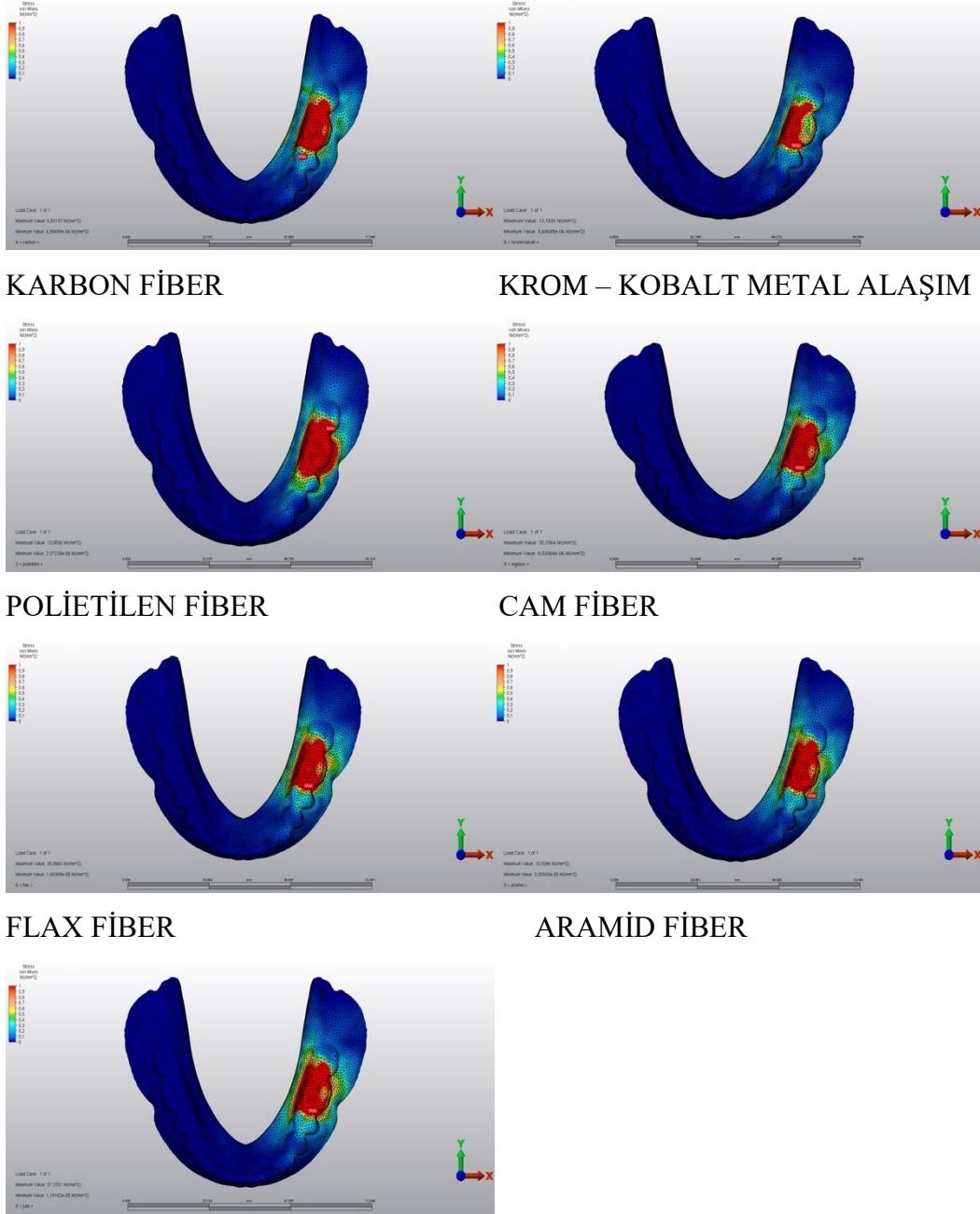
Çalışmamızda 4 numaralı modelde protezler üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri Şekil 4.15'te gösterildi.



Şekil 4.15. Model 4'te protezler üzerinde oluşan Von Mises stres değerleri

Model 4'te protezler üzerinde oluşan en yüksek stres değeri protezin jüt fiber ($37,37 \text{ N/mm}^2$) ile desteklendiği durumda görüldü. Bunu sırasıyla flax fiber ($30,88 \text{ N/mm}^2$), cam fiber ($25,73 \text{ N/mm}^2$), krom-kobalt metal alaşım ($13,18 \text{ N/mm}^2$), aramid fiber ($10,92 \text{ N/mm}^2$) ve karbon fiber ($6,83 \text{ N/mm}^2$) ile desteklenen protezler izledi. (Şekil 4.15)

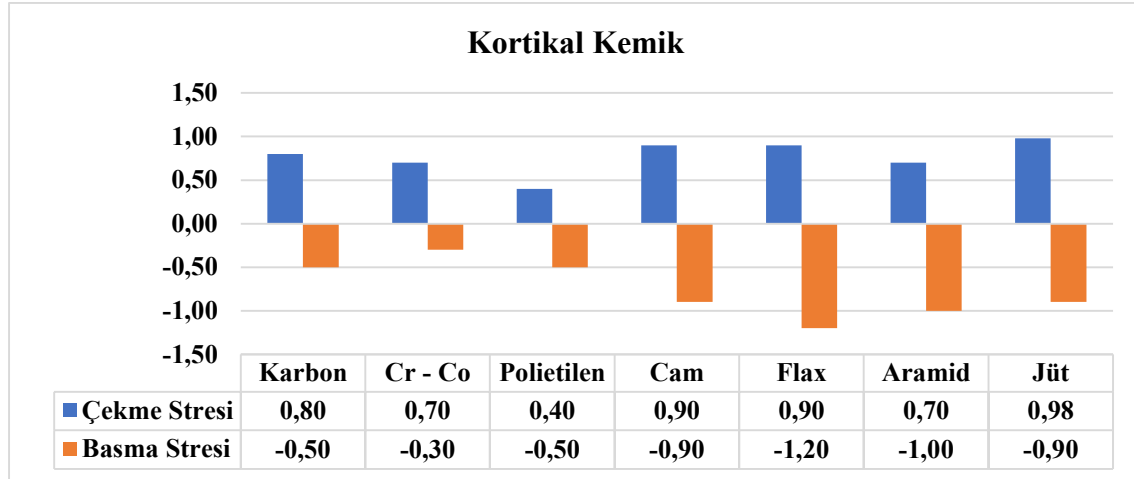
Overdenture protezlerin üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinin jüt fiberli modelde yoğun olduğu, karbon fiberli modelde düşük olduğu saptandı. (Resim 4.20)



Resim 4.20. Model 4'te protezlerde oluşan Von Mises stres dağılımları

4.11. Model 4'te Kortikal Kemik Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri

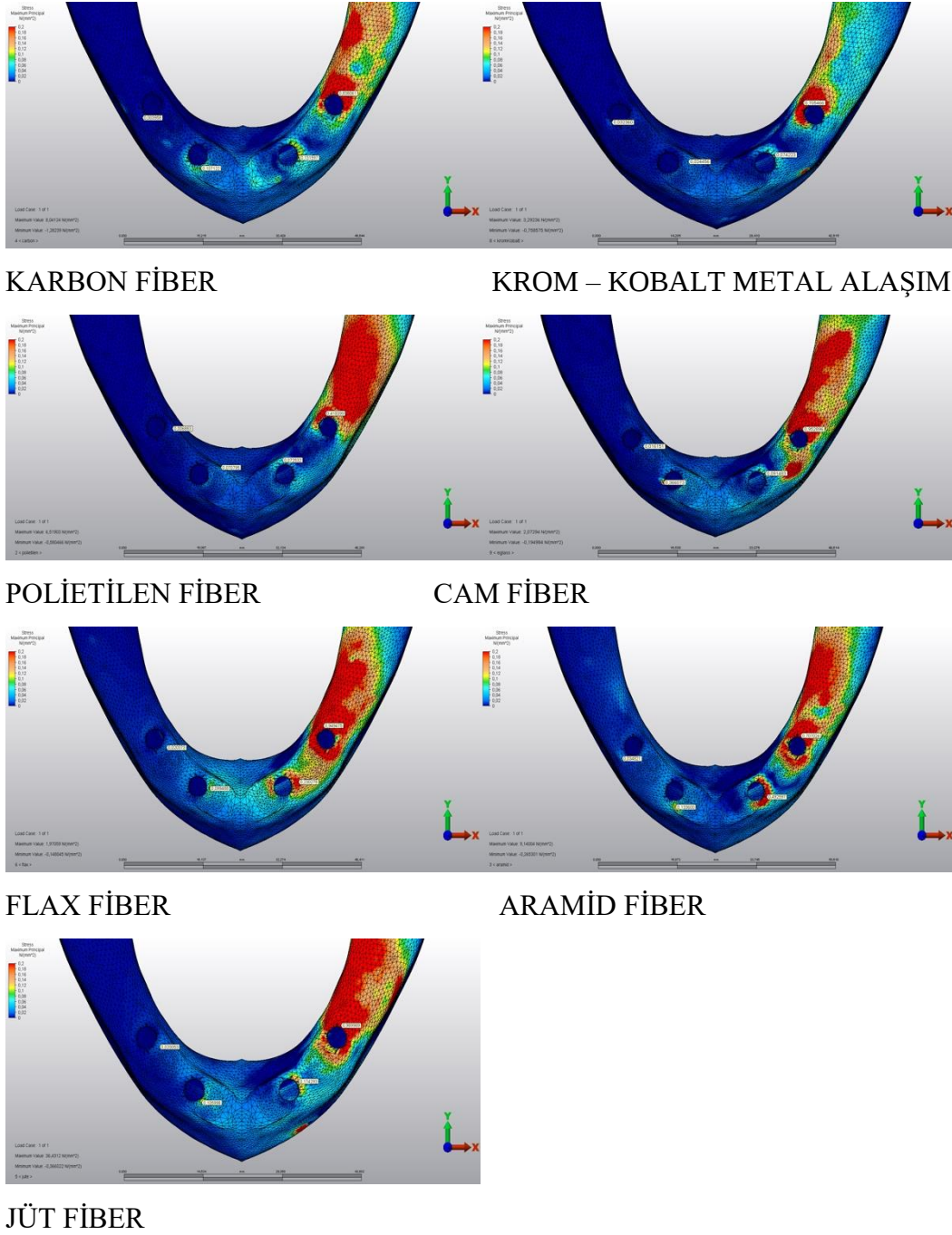
Çalışmamızda 4 numaralı modelde kortikal kemik üzerinde oluşan çekme ve basma stres değerleri Şekil 4.16'da gösterildi.



Şekil 4.16. Model 4'te kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

Model 4'te kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değerleri overdenture protezin jüt fiberle ($0,98 \text{ N/mm}^2$) desteklendiği durumlarda görüldü. Bunu sırası ile flax ve cam fiberler ($0,9 \text{ N/mm}^2$), karbon fiber ($0,8 \text{ N/mm}^2$), krom-kobalt metal alaşım ve aramid fiber ($0,7 \text{ N/mm}^2$), polietilen fiber ($0,4 \text{ N/mm}^2$) ile desteklenen protezler izledi. (Şekil 4.16)

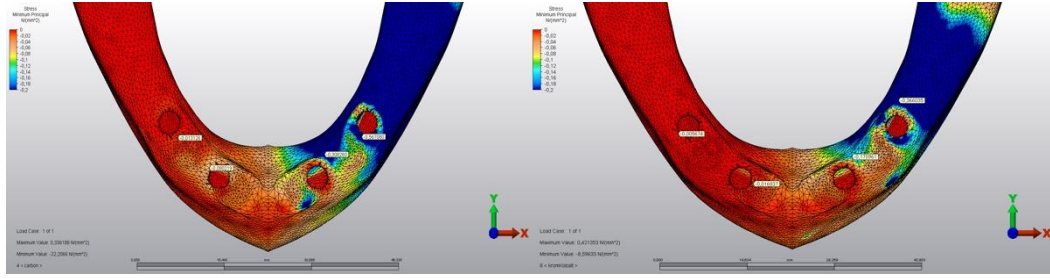
Kortikal kemikte oluşan çekme stres dağılımının jüt fiber ile desteklenen protezlerde yoğun olduğu, polietilen fiber ile desteklenen overdenture protezlerde düşük olduğu gözlemlendi. (Resim 4.21)



Resim 4.21. Kortikal kemikte oluşan çekme stres dağılımları

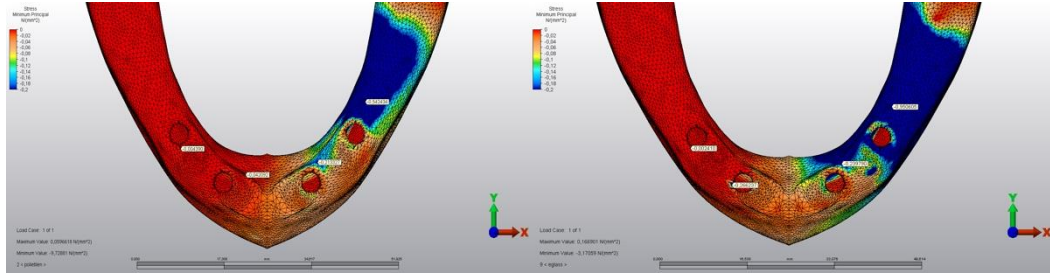
Model 4'te kortikal kemik üzerinde oluşan en yüksek basma stres değeri overdenture protezin flax fiber ($-1,2 \text{ N/mm}^2$) ile desteklendiği durumda görüldü. Bunu aramid fiber (-1 N/mm^2), jüt ve cam fiberler ($-0,9 \text{ N/mm}^2$), karbon ve polietilen fiberler ($-0,5 \text{ N/mm}^2$), krom-kobalt metal alaşım ($-0,3 \text{ N/mm}^2$) ile desteklenen protezler takip etti. (Şekil 4.16)

Kortikal kemikte oluşan en düşük basma stresi krom-kobalt ile desteklenen overdenture protezlerde gözlemlendi. (Resim 4.22)



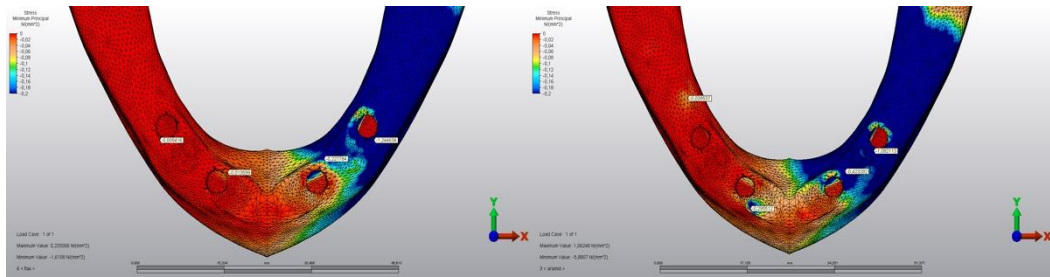
KARBON FİBER

KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



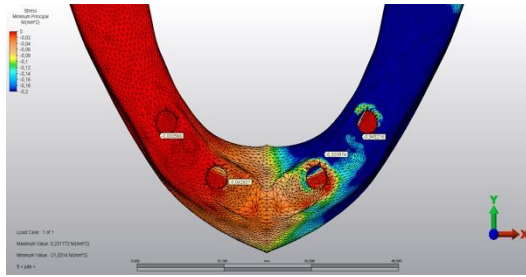
POLİETİLEN FİBER

CAM FİBER



FLAX FİBER

ARAMİD FİBER

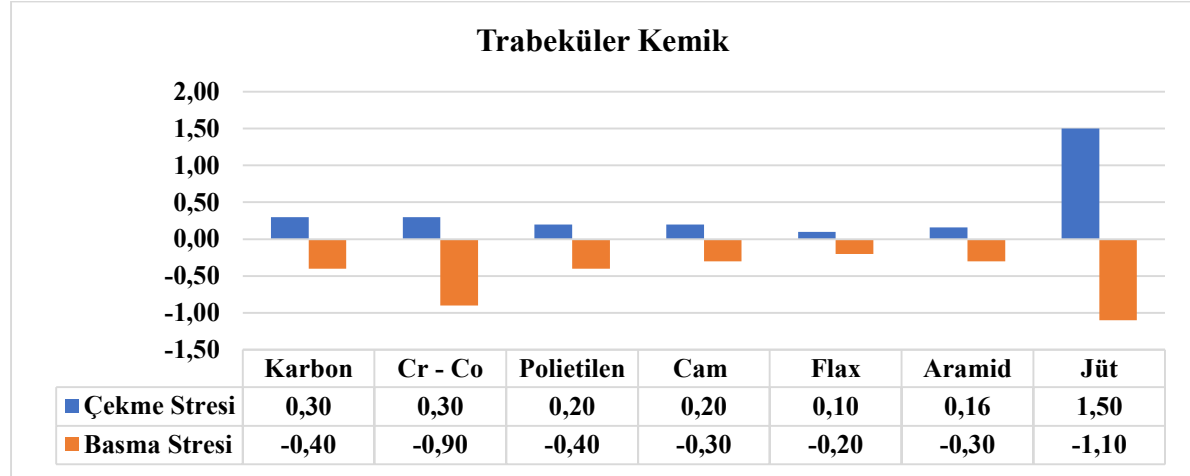


JÜT FİBER

Resim 4.22. Model 4'te kortikal kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları

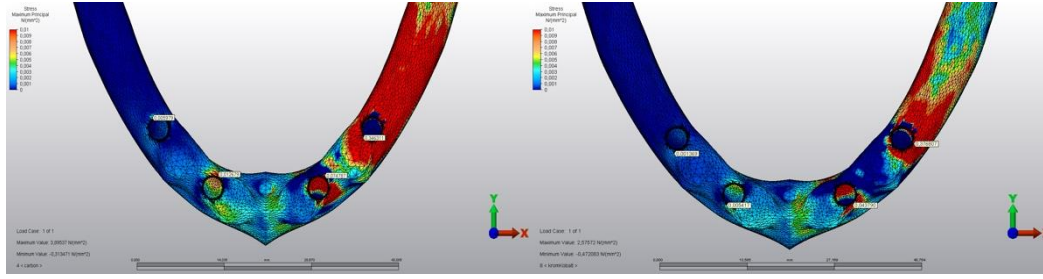
4.12. Model 4'te Trabeküler Kemik Üzerinde Oluşan Çekme ve Basma Stres Değerleri

Çalışmamızda 4 numaralı modelde trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme ve basma stres değerleri Şekil 4.17'de gösterildi.



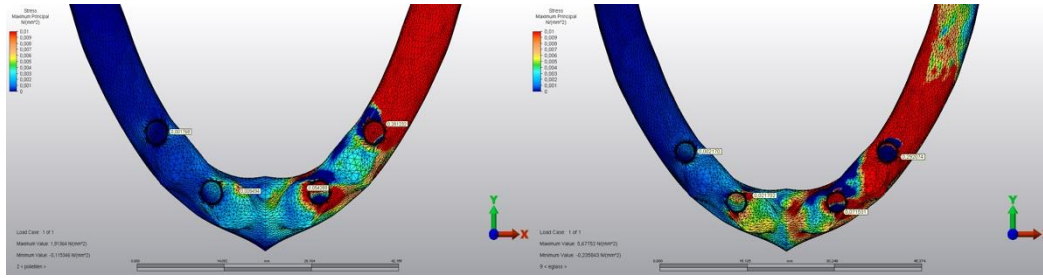
Şekil 4.17. Model 4'te trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

Model 4'te trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresi overdenture protezin jüt fiber ($1,5 \text{ N/mm}^2$) ile desteklendiği durumda görüldü. Diğer malzemeler ile güçlendirilen protezler için değerler $0,1 - 0,3 \text{ N/mm}^2$ arasında değişmektedir. (Şekil 4.17) (Resim 4.23)



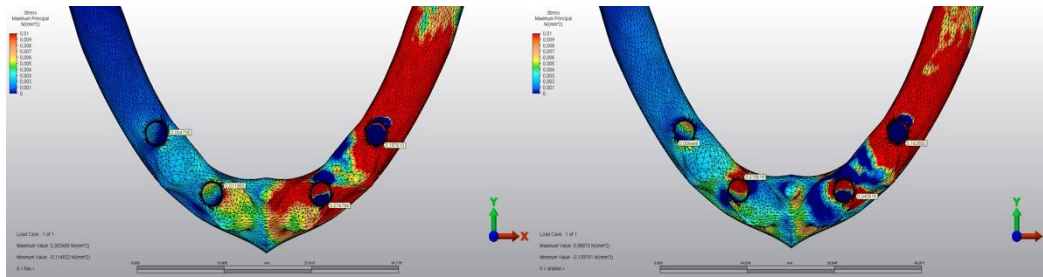
KARBON FİBER

KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



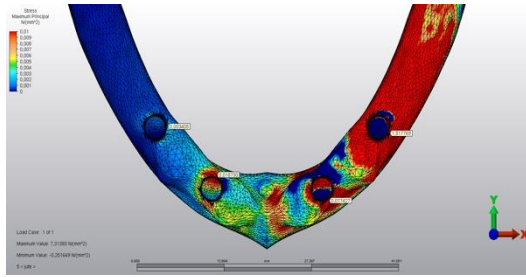
POLİETİLEN FİBER

CAM FİBER



FLAX FİBER

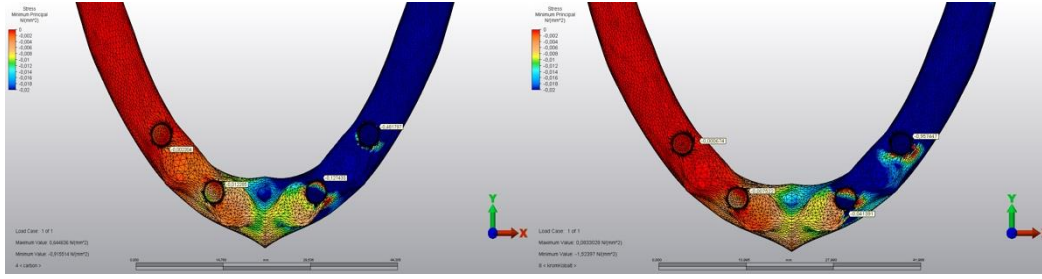
ARAMİD FİBER



JÜT FİBER

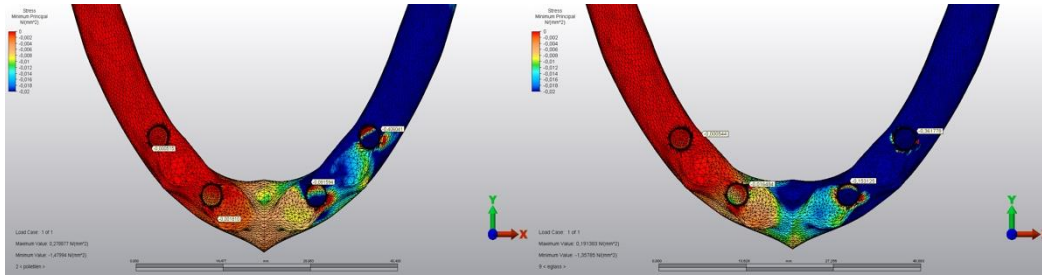
Resim 4.23. Model 4'te trabeküler kemik üzerinde oluşan çekme stres dağılımları

Model 4'te trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi overdenture protezin jüt fiber ($-1,1 \text{ N/mm}^2$) ile desteklendiği durumda görüldü. Bunu sırası ile krom-kobalt metal alaşım ($-0,9 \text{ N/mm}^2$), polietilen ve karbon fiberler ($-0,4 \text{ N/mm}^2$), aramid ve cam fiberler ($-0,3 \text{ N/mm}^2$) ve flax fiber ($-0,2 \text{ N/mm}^2$) ile desteklenen protezlerin izlediği saptandı. (Şekil 4.17) (Resim 4.24)



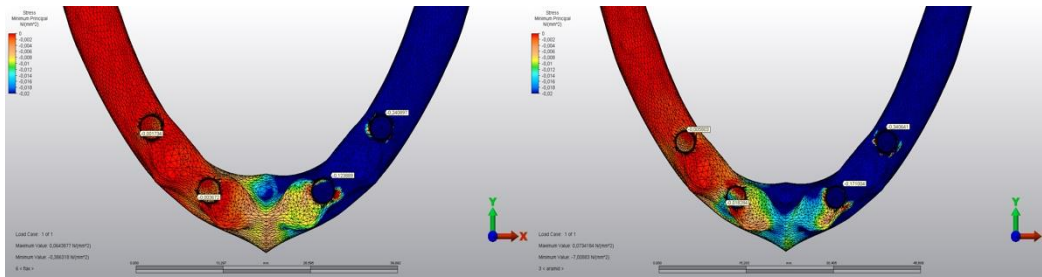
KARBON FİBER

KROM – KOBALT METAL ALAŞIM



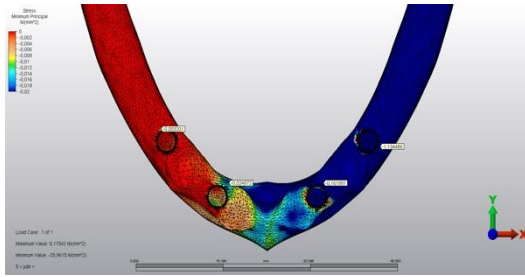
POLİETİLEN FİBER

CAM FİBER



FLAX FİBER

ARAMİD FİBER



JÜT FİBER

Resim 4.24. Model 4'te trabeküler kemik üzerinde oluşan basma stres dağılımları

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda; mandibular tam dişsizlik vakalarında farklı sayıda ve farklı lokasyonda yerleştirilen implantlar üzerinde, farklı hassas tutucu tipi ve farklı güçlendirici materyaller ile oluşturulan overdenture protez tasarımında; implantlarda, protezlerde, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stres, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmiştir. Hipotezimizin bir kısmı doğrulanmış, bir kısmı ise doğrulanmamıştır. Hipotezimize ait verilerden:

- a) İmplant sayısının arttığı ve yük uygulama noktasına yakın implantların bulunduğu tasarımlarda yoğun stres oluşumu tespit edilerek hipotezimiz doğrulanmıştır.
- b) Elastik modülü yüksek tutucu sistemin kullanıldığı tasarımlarda yoğun stres oluşumu tespit edilerek hipotezimiz doğrulanmıştır.
- c) Elastik modülü yüksek güçlendiriciler sadece dört implantlı novaloc tutucu sistemin kullanıldığı tasarımlarda yoğun strese neden olurken, diğer tasarımlarda böyle bir sonuç elde edilmediği için hipotezimiz doğrulanmamıştır. Güçlendiricinin elastik modülü, Poisson oranı gibi materyal özelliklerinin implant sayı ve lokasyonundan, tutucu sistemin elastik modülünden ne şekilde etkilendiği tespit edilememiştir.

Dental implantlar, günümüz diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır. Branemark'ın osseointegrasyon kavramını açıklanmasından sonra implant kullanımı ile ilgili yapılan çalışmalarda başarılı sonuçlar elde edilmiştir [38].

İmplant üstü overdenture protezler, dişsizliğin giderilmesinde popüler olarak kullanılan tedavi seçeneği olmuştur. 2002 yılında McGill Üniversitesi'nde alınan kararda mandibulada tam dişsizlik vakalarında overdenture planlaması yapılırken en az 2 implanttan destek alınması gerektiği belirtilmiştir [74].

İmplantların uzun vadedeki başarısı, streslerin destek dokulara uygun şekilde aktarılmasına bağlıdır. İmplantlardan destek dokulara yük transferi; gelen kuvvetin büyüklüğüne ve yönüne, kemik – implant ara yüzeyine, implantların sayı, uzunluk, çap ve yüzey özelliğine, yapılan protez tipine, kemiğin kalitesine bağlıdır. Bu etkenlerin fonksiyonel kuvvet altındaki biyomekanik davranışlarını incelemek için diş hekimliğinde birçok in-vitro stres analiz yönteminden yararlanılmakta, en çok sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, fotoelastik stres

analiz yöntemi ve strain - gauge stres analiz yöntemi kullanılmaktadır [35, 204, 228]. Fotoelastik analiz; gerilme dağılımı ve yerleri ile ilgili görsel olarak bilgi sağlarken gerilmenin miktarı ile ilgili sınırlı bilgi vermektedir. Strain – gauge yönteminde ise basınca duyarlı kısmın büyüklüğüne bağlı olarak sadece o bölgedeki gerilim değerleri belirlenebilmektedir [229]. Bu üç yöntem arasından sonlu elemanlar stres analizinin, daha iyi sonuçlar vermesi ve sonuçlarının in-vitro çalışmalarda elde edilen sonuçlara daha yakın neticelenmesi kullanımını arttırmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında amaç; üzerlerine yük uygulanan cisimlerin yapısal bütünlüklerinin bozulacağı durumlar karşısında, materyaldeki zayıf noktaların hangilerinin olduğunun araştırılmasıdır [230]. Sonlu elemanlar gerilme analizi metodunu üstyapı, implantlar ve destek kemiğin her bölgesinde stres lokalizasyonları ve sayısal değerleri hesaplaması, ayrıca malzeme özelliklerinin doğru verilmesi ile kemik, implantlar ve protezin mümkün olduğunca gerçeğe yakın simülasyonunun sağlanabilmesi gibi avantajları nedeniyle çalışmamızda analiz yöntemi olarak tercih edildi.

Sonlu elemanlar analizinde materyalin young modülüsü ve poisson oranı kullanılır. Çene kemiği homojen, linear elastik ve izotropik olarak standardize edilmektedir. Periodontal ligamentin materyal özelliği non-linear hiperplastik ve izotropik olarak tanımlanmıştır. Ancak doğal dokularda bu durum değişiklik göstermektedir. Kemik, mikroyapı ve yoğunluk olarak farklı bölgelerde değişik özellikler göstermektedir [35, 60].

İmplant ile kemik arasında % 100 osseointegrasyon olduğu kabul edilse de klinik olarak bu oranda bir osseointegrasyon gerçekleşmemektedir. Barbier ve Schepers [231], histolojik çalışmalarında implant yüzeyinin % 50–60 oranında kemikle birleşim gösterdiğini bildirmişlerdir. Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında; implantların, implant parçalarının, bağlantı parçalarının, protezin, kortikal ve trabeküler kemiğin, akrilin, mukozanın elastik modülleri ve poisson oranları için standardize edilmiş evrensel bir tablo bulunmamaktadır [232, 233]. Bu yüzden çalışmamızda en çok kullanılan değerler yer almıştır.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile araştırılmak istenen yapıların analizi; iki ve üç boyutlu olarak yapılabilen, stresler nicel olarak net bir şekilde belirlenebilmekte ve istenilen herhangi bir noktanın ne kadar stres aldığı tespit edilebilmektedir. Sonlu elemanlar stres analizinde bilgisayarda bir model oluşturularak gerilim, gerilme ve yer değiştirme

ölçülebilmektedir. Klinik olarak ölçülebilmesi mümkün olmayan gerilmeler de implant çevresindeki kemikte ölçülebilmektedir [230].

Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmalarda, modellerin ayrıntılı olarak modellenmesi son derece önemlidir. Modeli oluşturan eleman ve düğüm sayısı ne kadar fazla olursa analiz sonunda gerçekte elde edilen sonuçlara daha yakın değerler elde edilir [234]. Bu yüzden çalışmamızda modellerimiz ortalama 246154 – 581325 arası düğümden ve 1363461 – 2117815 elemandan oluşmaktadır. Overdenture protezi güçlendirmek amacıyla kullanılan fiber altyapıların ağ yapısının oldukça detaylı olması nedeniyle çalışmamızda kullanılan düğüm ve eleman sayısı diğer çalışmalarda kullanılanlara göre oldukça fazladır.

Çalışmamızda mandibulada sıklıkla D2 kemik kalitesi görüldüğü için buna uygun olarak yoğun trabeküler kemiği kaplayan 2 mm kortikal kemik [235] ve üzerini saran 2 mm kalınlığında mukoza [236] olacak şekilde modeller oluşturulmuştur.

Kortikal ve trabeküler kemik gibi kırılğan materyallerin stres değerlerini incelerken daha doğru sonuçlar veren Principal stres değerlerinden, çekilebilir ve dövülebilir materyallerde daha güvenli sonuçlar veren Von Mises stres değerlerinden yararlanılmıştır [222]. Von Mises stres değerleri kırılğan materyallerde sadece streslerin yapı içerisindeki dağılımı konusunda fikir verirken bu değerlerin ne tip bir stres oluşturduğu konusunda yanıltıcı olabilmektedir.

Çalışmamızda, stres dağılımlarını inceleyen diğer çalışmalara benzer şekilde kemik ile implant arasında uygulanan kuvvetler altında kortikal kemikte oluşan en yüksek asal gerilme (çekme stresi) ve en düşük asal gerilmeler (basma stresi) değerlendirildi. Pozitif değerler çekme stres değerlerini, negatif değerler ise basma stres değerlerini göstermektedir.

Oklüzal kuvvetlerin büyüklüğü ve konumu; kemik-implant bağlantı yerlerinde meydana gelen streslerin kalite ve kantitesinde önemli rol oynamaktadır [70]. Doğal dişli bireylerde molarlarda 390-800 N arasında (ortalama 565 N) premolarlarda 288 N maksimum ısırma kuvveti tespit edilmiştir [237]. Total protez hastalarında bu değerler molar dişler için 106,5 N, premolarlarda ortalama 97,5 N 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 42-412 N (ortalama 143 N) olarak ölçülmüştür [33].

Overdenture protezlerin stres dağılımının sonlu elemanlar yöntemi ile incelendiği çalışmalarda birinci molar diş çiğnemenin merkezi olarak kabul edilmiş ve kuvvet birinci molar dişin merkezinden uygulanmıştır [64, 229]. Oklüzal kuvvet değerinin belirlenmesine yönelik çalışmalarda maksimum kuvvet değeri 240 N olarak verilmiştir [210]. Silva ve diğerleri [238], sonlu elemanlar stres analizi yaparak çiğneme sırasında oluşan streslerin implantlar üzerindeki etkilerini araştırdıkları çalışmada birinci molar diş bölgesine uygulanan kuvveti 200 N olarak belirlemişlerdir. Bu çalışmalar doğrultusunda çalışmamızda kuvvetlerin daha yıkıcı olduğu düşünülerek distal bölge olan 1.molar diş bölgesinden 200 N'luk kuvvet uygulandı.

Sonlu elemanlar stres analizi yapılırken, sadece aksiyel ve horizontal kuvvetleri dikkate almak yeterli değildir. Kombine kuvvetler de göz önünde bulundurulmalıdır. Kombine yükler oklüzal kuvvetleri daha gerçekçi temsil eder ve kortikal kemikte yüksek streslere neden olurlar [230]. Daha önceki çalışmalarda kuvvetler oblik ya da vertikal olmasına rağmen tek bir tüberkül tepesinden uygulanmıştır [239–241]. Çalışmamızda sonlu elemanlar analizi esnasında uygulanan kuvvetlerin implant ve çevre dokulara iletilmesi için yarım yuvarlak sert gıda materyali ile çiğneme ve ısırma kuvvetleri daha önceki çalışmalarda olduğu gibi simüle edilmiştir. Yaptığımız çalışmada 2 farklı pozisyonda yerleştirilen 2 ve 4 adet implant üzerinde çeşitli güçlendiriciler ile oluşturulan protezlere 200 N'luk kuvvet, sert gıda materyalini taklit eden food stuff yöntemi ile uygulandı. İmplant, kemik ve protez üzerinde oluşan stres değerleri ölçüldü.

Sonlu elemanlar çalışmaları yapılırken karşılaştırılmak istenen parametreler dışındaki her farklı durum standardize edilmektedir. Çalışmamızda dizayn farklılıklarından kaynaklanan stres farklılıklarının önüne geçmek için implantların aynı çap ve uzunlukta olmasına dikkat edildi. Konu ile ilgili çalışmaların önerileri doğrultusunda çalışmamızda 4,1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda implantlar tercih edildi [204, 229].

Overdenture uygulamalarında implantların yeterli sayıda ve doğru lokasyonda konumlanmaları başarıyı etkileyen önemli faktörlerdir. Krennmair ve diğerleri [242], overdenture planlamasında en ideal implant lokasyonunun anterior mandibula olduğunu

belirtmişlerdir. İmplantın başarı kriteri kemik yoğunluğuyla doğrudan etkilidir. İmplant etrafında % 70 kemik yoğunluğu olduğu zaman kemik fonksiyonel kuvvetlere karşı koyabilecek dirençte olmaktadır [70]. Hong ve diğerleri [243], uygun implant lokasyonunun lateral kesici, kanin ve birinci premolar bölgeleri olduğunu, özellikle kanin bölgesinin kemik kalınlığı ve yüksekliği düşünüldüğünde en ideal bölge olduğunu vurgulamışlardır.

Tam dişsiz mandibulada overdenture yapımında mandibular foramenler arasında yer alacak implant sayısı 2 - 5 arasında değişebilmektedir. İki ve üç implant üzerinde yer alan implant - doku destekli protezler ekonomik açıdan daha uygundur, daha fazla implant desteğinde ise implant - kemik bağlantısının arttığı ve kortikal kemikte daha az stres olduğu belirtilmiştir[241]. İmplant destekli hareketli protezlere destek olacak implantların sayısı üzerinde görüş ayrılığı olmakla birlikte, genelde 2 veya 4 implantın tercih edildiği, 2 implantın minimum olduğu ve artan implant sayısının destek görevini mukozadan implantlara kaydıracağı belirtilmiştir [244].

Çelebioğlu ve diğerleri [77], alt ve üst tam dişsiz hastalarda interforaminal bölgeye yerleştirilen 2 implant üstü mandibular overdenture uygulamalarının, beş yıllık klinik ve radyografik değerlendirmeleri sonucunda, uygun tedavi şekli olduğu sonucuna varmışlardır. 30 hasta üzerinde yapılan değerlendirme sonucunda implantlarda beş yıllık fonksiyon döneminde kemik kaybı gözlenmediği belirtilmiştir. Federick ve Caputo [245], 2 implant üstü overdenture uygulamalarında oklüzal yüklemenin posteriora kaymasıyla implantlarda oluşan stresin azaldığını, posterior kemik üzerinde stresin arttığını belirtmişlerdir.

Ebadian ve diğerleri [240], 3 implant kullanılan ve üçüncü implantın orta hat üzerine yerleştirildiği çalışmalarında, gelen kuvvetlerin karşılanmasında, ortadaki implantın indirekt tutucu görevi gördüğünü, 3 implantlı overdenture protezlerde hasta memnuniyetinin arttığını, fakat implantların bar yardımı ile splintlenmesi gerektiğinden maliyetin de önemli ölçüde arttığını ve posterior kuvvet yüklemesi altında anterior implantlarda oluşan stres miktarının arttığını belirtmişlerdir.

İmplantların orta hattan eşit uzaklıkta konumlandırılmaları oldukça önemlidir. İmplantlardan biri daha distale yerleştirildiğinde, distaldeki implant fulkrum eksenine veya primer rotasyon noktası gibi hareket edip orta hatta yakın olan implantın tutucu parçasının aşınmasına ve distaldeki implanta aşırı yük binmesine neden olmaktadır [78].

Meijer ve diğerleri [246], 2 ve 4 implant üzerine tasarlanan overdenture protezlerin 10 yıllık klinik ve radyografik değerlendirilmesinde iki tasarım arasında istatistiksel bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Mericske-Sterne [79], 62 hastada 2, 3 ve 4 implantlı overdenture protez tasarımlarını kıyaslamış, 2 implant üzerine hazırlanan overdenture protezin daha rahat kullanıldığını belirtmiştir. Buna karşın bir başka çalışmada alt çene mandibular foramenler arasına yerleştirilen 2 implantlı overdenture'larda aynı hat üzerindeki implantlar çevresinde, protezin rotasyonel hareketlere maruz kaldığı ve hastanın çiğneme esnasında bundan rahatsızlık duyduğu belirtilmiştir [230].

İmplant sayısı ve lokasyonuna yönelik öneriler doğrultusunda çalışmamızda 2 implantlı modellerde; implantlar orta hattın 9 mm uzağına kanin bölgesine, 4 implantlı modellerde; anterior implantlar orta hattın 7 mm uzağında kanin bölgesine, posterior implantlar ise orta hattın 20 mm uzağına 2. premolar bölgesine yerleştirildi.

Von Mises gerilme değerleri stres dağılımlarını gösteren görüntülerle birlikte incelenir. Ayrıca bu yöntemle çekilebilir materyallerin gerilme dayanıklılığı belirlenebilir. İmplantlar çekilebilir materyallerdir ve bu değer 550 MPa'dır. Von Mises stres değerleri bu değeri aştığında başarısızlık görülür [235]. Çalışmamızda elde ettiğimiz en yüksek stres değeri implant için 49 MPa, protezler için 220 MPa'dır ki bu değerler 550 MPa altındadır. Principal stres değerleri kırılman materyaller için kullanılmaktadır. Kortikal kemiğin çekme ve basma dayanımı sırasıyla 100 ve 173 MPa [235], trabeküler kemiğin 120 ve 133 MPa'dır. Elde ettiğimiz sonuçlara göre, kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme değeri 2,82 MPa ve basma değeri 9 MPa, trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme değeri 1,86 MPa ve basma değeri 1,10 MPa'dır ki elde edilen bu değerler belirtilen Principal stres değerlerinin oldukça altındadır [247, 248].

Liu ve diğerleri [239], 1, 2, 3 ve 4 implant üzeri overdenture protezlerde oluşan stres değerlerini stres analizi yöntemi ile karşılaştırmıştır. İmplant sayısındaki artış doğrultusunda mukoza destekli overdenture protezlerin, implant destekli protezler haline geldiğini, dolayısıyla implant, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stresin yoğun olduğunu belirtmişlerdir. Buna karşın Şahin ve diğerlerinin [70] çalışmasında implant sayısının, çapının ve uzunluğunun artmasıyla implantlar üzerine gelen streslerin azaldığı, implantların biyomekanik davranışlarının güçlendiği, özellikle overdenture'lara gelen eğilme kuvvetlerine karşı direncin arttığı bildirilmiştir.

İmplant sayısının ve lokasyonunun oluşan stres miktarında etkili olduğuna dair hipotezimizde; 2 implantlı tasarımın, 4 implantlı tasarıma göre daha az strese neden olduğu tespit edildi. En yüksek stres değerinin 4 implantlı modellerde izlenmesinin nedeni posterior implantların kuvvet uygulama noktasına yakın olması ve sisteme daha rijit özellik kazandırması olabilir. Bulgumuz implant sayısı ve lokasyonuna ait hipotezimizi doğrulamaktadır. Çalışma bulgumuz Liu ve diğerlerinin [239] bulgusuyla örtüşmekte, Şahin ve diğerlerinin [70] çalışma sonuçlarıyla ise uyuşmamaktadır. Farklılığın, implant başarısını etkileyen hassas bağlantı, implant lokasyonu gibi parametrelerin aynı olmamasından kaynaklandığı düşüncesindeyiz.

İmplant üstü overdenture protezlerde implant ile protez arasındaki bağlantı, hassas bağlantı yapısındaki tutucu sistem aracılığıyla sağlanmaktadır. Tutucu sistemlerin yapısı, şekli, retansiyon kapasitesi ve esneklik miktarı değişiklik göstermektedir [249]. İmplant üstü overdenture protezlerde kullanılan tutucu tipinin seçiminde gerekli tutuculuk miktarı, esneklik mekanizması, ağız hijyeni, hastanın protetik tedaviden beklentileri, hastanın sosyal statüsü, implantlar arası mesafe, implant açıları, mevcut kemik miktarı, dişsiz arkın şekli, interoklüzal mesafe ve hastanın ekonomik durumu dikkate alınmalıdır [108]. Ball ataçmanlar, menteşe ve rotasyon esnekliği sunarken; locator ataçmanlar dikey ve menteşe esnekliği göstermektedir. Locator ataçmanlar interark mesafenin az olduğu durumlarda rahatlıkla kullanılabilir. Ataçmanın parçaları arasında 0,4 mm'lik bir boşluk olduğu için yapıya rezilient özellik kazandırır [250].

Overdenture protezlerde ataçman seçimi yapılırken locator tutucuların ball tutuculara üstünlüğü bir çok mekanik çalışmada belirtilmiştir [249, 251–253]. Chang ve diğerleri [254], 20 yıllık klinik çalışmalarında farklı ataçman sistemlerinin kullanıldığı implant üstü overdenture protezleri karşılaştırmışlar, en düşük implant kaybı oranının locator tutucu sisteminde yaşandığını bildirmişlerdir. Abdelhamid ve diğerleri [214], locator ve ball tutucu sistemleri karşılaştırmışlar ve locator tutucu sistemin stresi daha iyi dağıttığını, her 2 modelde de implantları çevreleyen kortikal kemikte yoğun stres tespit edildiğini ve parametrelerin standardizasyonu yapılmadığı zaman tek bir sonuç elde etmenin mümkün olmadığını belirtmişlerdir. Scherer ve diğerleri [113], 2 implant üzeri overdenture protezlerde ball, ERA, O-Ring ve locator tutucu sistemlerinin ve implant pozisyonlarının retansiyon ve stabilite açısından farklılıklarını değerlendirmişler ve modellerde her 2 parametrenin de istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar yarattığını belirtmişlerdir. Ramoğlu

ve diğerleri [78], locator ve ball ataçmanların çevresindeki stres değerlerini, implantların pozisyonlarından bağımsız olarak değerlendirdiklerinde, locator ataçmanlarda daha düşük stres değerlerinin oluştuğunu tespit etmişlerdir. Ataçmanlar arasındaki stres farkının rezilientlik derecelerinden kaynaklanmış olabileceği, rezilient ataçmanların proteze gelen kuvvetler karşısında rotasyon hareketi yaparak bu yükleri mukoza ve protezin diğer komponentlerine dağıttığı, bir miktar da absorbe ettiği belirtilmiştir. Buna karşın Broilo ve diğerleri [221], tam dişsiz mandibulada hazırlanan implant üstü overdenture protezlerde stres analizi yöntemi kullanarak farklı tutucu tiplerinin stres dağılımına etkisini değerlendirmişler ve ball tutucu sistem kullanılan modellerin locator tutucu sisteme göre daha az stres oluşturdıklarını belirtmişlerdir.

İmplant üstü overdenture kullanımlarındaki en büyük dezavantaj kullanım süresine bağlı olarak tutucu sistemdeki matriksin gevşeyip retansiyonunu kaybetmesidir [255]. Bu özelliği iyileştirmek için elastik modülü yüksek materyal kullanmak ve dolayısıyla matriksi aşınmaya karşı dirençli hale getirmek amaçlanmıştır. Bu nedenle novaloc tutucu sistemi geliştirilirken elastik modülü yüksek PEEK materyalinden yararlanılmıştır. Matriks tasarımı yapılırken, içerisinde kısa bir kesit şeklinde boşluk bırakılarak, gelen yükler altında matriksin genişlemesi ve deformasyon olmadan daha uzun süre kullanılması sağlanmıştır [256]. Novaloc sistem içerisinde yer alan PEEK matriks (rezin esaslı) familyasından olan PEKK (polieterketonketon) malzemesi ile ilgili yapılan çalışmalarda, PEKK materyalinin aşınma, gerinim, yorulma ve eğilme gibi mekanik özelliklerinin iyi olduğu belirtilmiştir [256, 257].

Daha önce ball tutucu sistem kullanan ancak lastiklerin aşınmasından şikayetçi olan hastalara, ball tutucularla değiştirilebilir seçenek sunması locator tutucu sistemin en önemli avantajıdır [258]. Souza ve diğerleri [115], yaşlı bireylerde tek implant üstü overdenture protezlerde novaloc tutucu sistemle locator tutucu sistemi kullanarak hastaları uzun süreli takip altına almışlar, hastalara 3 ay boyunca novaloc tutucu sistemi kullanmaları, sonrasında değişim yaparak 3 ay boyunca locator tutucu sistemi kullanmaları söylenmiş, kontrol seanslarında hasta memnuniyeti ve matrikslerin deformasyon derecesinin değerlendirilmesini amaçlamışlardır. Çalışmacılar çalışmanın devam ettiğini henüz sonuca ulaşamadıklarını belirtmişlerdir.

Novaloc ve locator tutucu sistemlerin kullanıldığı bir çalışmada, 0^0 , 7^0 ve 12^0 'lik açılarla yerleştirilen implantlar üzerine PMMA blokları yüklenmiş, 0,5, 1 ve 2 yılı taklit eden yükleme siklusu sonucunda novaloc tutucu sistemindeki PEEK matriksinde retansiyon kaybı tüm modellerde locator tutucu sisteminden daha düşük bulunmuştur [259].

Hassas bağlantı olarak locator sistemin kullanıldığı çalışmalar yoğundur, buna karşın üretimi yeni olan novaloc sistemle ilgili çalışmalar kısıtlıdır. Bu 2 hassas bağlantı tipini kullandığımız çalışmada, hassas bağlantı tipinin stres miktarı üzerinde etkili olduğunu, elastik modülü yüksek olan novaloc tutucu sistemlerin implant ve kemik üzerinde oluşturduğu stres değerlerinin yüksek olduğunu gözlemledik. Hassas bağlantı içerikli stres analiz çalışmalarında, elastik modülü düşük olan tutucunun daha düşük strese neden olduğu bildirilmiştir. Çalışma bulgumuz çalışmaları destekler nitelikte olup tutucu sistemlere dair hipotezimizi doğrulamaktadır [78, 214, 254].

Passia ve diğerleri [256], rezin matriks olarak kullanılan PEEK materyalinin, elastik modülünün yüksek olması nedeni ile stresi bünyesinde abzorbe etmediğini, bu nedenle tutucu sistemde çok fazla aşınma gözlenmediğini belirtmişlerdir. Novaloc tutucu sistemin kullanıldığı modellerimizde, stresin tutucu parçalarda abzorbe edilmediği, alttaki yapıya iletiildiği, elastik modülü yüksek olan tutucu parçaların overdenture protezlerin rijiditesini artırdığı saptandı. Özellikle dört implantlı modellerde kortikal ve trabeküler kemikte yüksek çekme ve basma stres değerleri gözlemlendi. Bunun nedeninin posteriorda yer alan implantların kuvvet uygulama noktasına yakın olmasından ve içerdiği matriksin elastik modülünün yüksek olmasından kaynaklandığı düşüncesindeyiz. Locator ve novaloc tutucu sistemler karşılaştırıldığında; locator tutucu sistemlerin stres dağılımı açısından daha başarılı olduğu gözlenmekle birlikte uzun süreli kullanımda novaloc sistemin matriks aşınmasının ve matriks değişim ihtiyacının daha az olacağı düşüncesindeyiz. Araştırmamız klinisyenlere ışık tutacak veriler içermesine rağmen, yeni çalışmalarla desteklenmesi önerilmektedir.

Polimetil metakrilat esaslı akrilik rezinler yaklaşık seksen yıldır tam protez yapımında ve implant destekli hareketli protez yapımında kullanılmaktadır [260]. Protez kaide materyali olarak kullanılan akrilik rezinlerin çok abzorbe edici özelliği, yüzey düzgünlüğü, düşük su emilimi, estetik ve ekonomik olması gibi pek çok avantajına karşın mekanik özellikleri zayıftır [261].

Akrilik rezinlerin mekanik özelliklerini geliştirmek ve kırılmalarını önlemek için, mevcut malzemelerin kimyasal modifikasyonunun değiştirilmesi, güçlendirilmesi gibi yöntemler önerilmektedir. Konvansiyonel yöntemde güçlendirici materyal olarak genellikle Cr-Co metal alaşımları önerilir [262]. Cr-Co metal alaşımları mekanik özelliklerinin iyi, korozyon dayanıklılığının yüksek olması ile karakterizedir, biyouyumlu ve ucuz bir materyaldir. Cr-Co metal alaşım overdenture'larda altyapı materyali olarak kullanıldığında implantta daha az stres olduğu rapor edilmiştir [263, 264].

Gelişen teknoloji ile birlikte lazer sinter teknolojisi ile katman katman metal tozları eklenerek üretilen iskeletler daha dayanıklı, daha ucuz ve daha hızlı elde edilebilmektedir [265]. Alageel ve diğerleri [215], lazer sinter tekniğiyle üretilen Cr-Co alaşımların döküm yöntemiyle üretilenlere göre daha kusursuz olduklarını, elastik modülünün ve yorulma dayanımının yüksek olduğunu ve en önemlisi yapım aşamasında herhangi bir problem meydana gelirse müdahale edilme imkanının bulunduğunu belirtmişlerdir. Abou Tara ve diğerleri [266], in-vivo çalışmalarında lazer sinterleme ile üretilen 60 adet posterior metal destekli seramik kronun 47 aylık takibi sonucu %98,3 klinik başarı oranına ulaştıklarını bildirmişlerdir. Oyagüe ve diğerleri [267], lazer sinterleme ile üretilen Co-Cr implant üstü 3 üyeli metal altyapılarla döküm yoluyla elde edilen Co-Cr, Ni-Cr-Ti ve Pd- Au implant üstü 3 üyeli metal altyapıların marjinal uyumlarını karşılaştırmışlar, farklı siman çeşitlerini kullandıkları çalışmalarında tüm gruplarda lazer sinterleme ile üretilen metal altyapılarda daha düşük marjinal açıklık değerleri gözlediklerini ifade etmişlerdir. İşeri ve diğerleri [268], lazer sinterleme, döküm ve milling ile üretilen titanyum metal altyapıların iki farklı porselen materyali ile olan bağlantısını karşılaştırmışlar, makaslama testleri sonucu en yüksek porselen bağlantı değerlerini lazer sinterleme ile üretilen titanyum altyapılarda tespit etmişlerdir. Alsheghri ve diğerleri [269], döküm yoluyla elde edilen iskelet altyapılarıdaki halka kroşelerin deformasyon ve metal yorgunluğunu önleyebilmek için yaptıkları çalışmada lazer sinterleme ile üretilen halka kroşeleri sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirmiş, özellikle molar dişlerde metal alaşımların dayanım gücünün ve kırılma tokluğunun arttığını vurgulamışlardır.

Lazer sinter yöntemiyle elde edilen metal alaşımların daha iyi olduğunu iddia eden çalışmalar doğrultusunda overdenture protezi güçlendirmek amacı ile altyapı materyali olarak döküm yoluyla elde edilen Cr-Co metal alaşım yerine yüksek performansa sahip lazer sinterize metal alaşımı kullanmayı tercih ettik.

Metal kullanımındaki en önemli problemlerden biri, kimyasal bağlantı sağlanamamasından dolayı metal ve akrilik yapılar arasındaki zayıf adezyondur. Adezyonu artırmak amacıyla birçok yöntem kullanılmakla beraber yapılan çalışmalarda, metal ilavesinin transvers dayanıklılık, çarpma dayanıklılığı ve yorulma direnci gibi mekanik özellikleri istenilen ölçüde artırmadığı, metallerin korozyon eğilimleri ve estetik problemleri nedeniyle kullanılmalarının sınırlı olduğu rapor edilmiştir [262].

Akrilik rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla metal alaşımlarına alternatif olarak sunulan fiberlerin manipülasyonu kolaydır, daha iyi mekanik ve estetik özelliklere sahiptir, biyolojik olarak uyumludur ayrıca diş yapısına adeziv sistemlerle kimyasal olarak bağlanabilirler [270]. Vaka seçimi, dizayn özellikleri ve üretici firma önerileri doğrultusunda uygun şekilde kullanımları başarılarında önem taşımaktadır. Bununla birlikte, fiber uygulamaları, hassas ve zaman alıcı olup, iyi presleme ve prova kapanışları yapılmadığı, talimatlara uyulmadığı durumlarda protez yüzeylerine çıkarak mukoza irritasyonlarına ve plak birikimlerine neden olmaktadır [185].

Fiberle güçlendirilmiş materyallerin direnci, fiberin matriks içindeki hacmine bağlıdır. Yapılan çalışmalarda akrilik rezin polimer matriksin, transvers ve darbe dayanımının fiber miktarı ile doğru orantılı olduğu ifade edilmiştir [141, 271, 272]. Araştırmalarda polimer matriksindeki fiber miktarı ile fiberle güçlendirilmiş materyalin mekanik özellikleri (bükülme, darbe ve transvers) arasındaki ilişki belirlenmeye çalışılmış [273, 274], fiber miktarı arttırıldığında, eğilme direnci ve elastikiyet modülünün de arttığı belirtilmiştir [275]. Kaplan ve diğerleri [276], ağırlıkça % 20 oranında aramid fiberin dayanıklılığı % 200 oranında artırdığını belirtmişlerdir.

Hareketli protezlerde fiber kullanımındaki en büyük zorluk, fiberlerin uygulanması esnasında protez kaide materyalinin polimer ile yeterince doyurulamamasıdır. Yetersiz doyurulma sonucunda, artmış su emilimi ile birlikte fiberle güçlendirilmiş materyallerin mekanik özelliklerinde zayıflama görülebilmektedir. Önceden doyurulmuş parçalı fiberlerin hareketli protezlerin akrilik kısmını güçlendirmede daha üstün olduğunu gösteren çalışmada aynı zamanda fiberlerin kuvvetin geldiği yerlerde doğru pozisyonlandırılması gerektiği de vurgulanmıştır [277]. Freilich ve diğerleri [278], önceden doyurulmuş fiber liflerinin doyurulmamış fiberlere göre % 90 daha yüksek başarı sağladığını belirtmişlerdir.

Fiber ile güçlendirilen materyalde kullanılan fiberin formu ve yönü elde edilen materyalin mekanik özelliklerini etkiler [279]. Tek yönlü fiberler dokuma ya da örgü şeklindeki fiberlerden daha fazla esneme özelliği gösterirler ve materyalin esneme direncini örgü fiberlere göre iki kattan daha fazla artırır [280].

Fiber uzunluğunun artmasıyla güçlendirici etki azalır, çünkü toplam fiber uzunluğunun büyük kısmı tamamen yük taşımaz. Fiberin sonlandığı yerde çekme kuvvetini tam olarak taşıyamayan bir bölge vardır. Fiberin çapı ve modelin boyu küçüldükçe, fiberden matrikse ara yüzeyden transfer edilen kayma gerilimi artar [281].

Fiberle matriks arasındaki bağlantının iyi olması gelen kuvvetlerin dağıtılmasında oldukça etkilidir [130]. Fiber matriks bağlantısında rolü olan silan uygulamanın etkisinin incelendiği çalışmada ağırlıkça % 7,39 cam, % 2,08 karbon ve % 2,3 aramid fiber akrilik rezin içerisine sürekli paralel formda katılmış silanize cam fiberlerin akrilin direncini önemli düzeyde artırdığı belirtilmiştir [282]. Silan ile işlem görmüş kesintisiz cam fiberler ağırlıkça % 58 oranında akrilik rezinlere ilave edildiği zaman transvers dayanıklılığın % 145 oranında arttığı, yüzey modifikasyonu yapılmayan ve % 1 oranında ilave edildiğinde ise dayanıklılığın % 25 oranında arttığını belirtmişlerdir [147, 283].

Fiberlerin gerilimin en çok olduğu yere yerleştirilmeleri, restorasyonun başlangıç ve final kırıklarının önlenmesini sağlamaktadır [181]. Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmalarda 3 üyeli köprülerde stresin en çok destek dişin dışsız boşluğa bakan gövde ile bağlantı kısımlarında ve gövdenin dokuya bakan gingival yüzünde olduğu görülmüştür [284]. Bir diğer çalışmada, inley köprülerde en fazla stres birikiminin prepare edilen destek dişin inley kavitelerinin servikal marjinlerinde ve konnektör sahalarında olduğu görülmüştür [285]. Fiberlerin posterior bölgede kullanıldığı durumlarda yeterli esneme direncine sahip oldukları ve bükülme dirençlerinin 500 ile 1200 MPa arasında olduğu, marjinal adaptasyonlarının ve mekanik özelliklerinin başarılı olduğu ifade edilmiştir [145, 286, 287].

Protez kaidelerinin güçlendirilmesinde kullanılan polietilenin çarpma dayanımı daha yüksek, elastik modülü ve bükülme dayanıklılığı daha düşük olan PMMA'lara eklenmesinin rezinin transvers dayanıklılığını artırdığı bildirilmiştir [142, 143]. İn vitro bir çalışmada, cam fiberle güçlendirilen kaide materyallerinin güçlendirme yapılmamış kaide materyallerine göre transvers dirençlerinin daha yüksek olduğu belirtilmiştir [288]. Karbon

ve poliaramid fiberler kırılmaya karşı daha yüksek direnç göstermekle beraber, oluşturdıkları estetik problemlerden dolayı kullanımları sınırlıdır. Kırılma tokluğunu artırmaları nedeni ile cam fiber ile güçlendirme, üst palatal bölgedeki kırıkların engellenmesinde avantaj sağlayabilir [289]. Karacaer ve diğerleri [136], polietilen ve karbon fiber ile güçlendirilmiş PMMA örneklerinin mekanik performansını üç nokta testi ile ölçmüşler ve polietilen fiber ağırlığındaki artışın kırılmaya karşı direnci artırdığını, karbon fiberlerin ise daha az artışa neden olduğunu bildirmişlerdir. Kesintisiz paralel aramid fiberin akrilik rezinin yorulma direnci ile dayanıklılığını artırdığı bildirilmektedir [140].

Akrilik rezin güçlendirilmesi amacıyla ilave edilen cam fiberin, akrilik rezinin transvers dayanımını, esneme modülünü, yorulma ve darbe direncini artırdığı bildirilmiştir [290]. Venkat ve diğerleri [291], protez tamiri ile ilgili yaptıkları çalışmada PMMA rezinin polietilen fiberle güçlendirilmesi ile en yüksek mekanik özelliklere ulaşıldığını belirtmişlerdir.

Karacaer ve diğerleri [292], orta hat kırığından şikayetçi olan hastaların protezlerini çok yüksek modüllü örgü tarzındaki polietilen fiber ile güçlendirmişler ve 18 ay sonrasında bile herhangi bir çatlak ya da kırılma gözlenmediğini ifade etmişlerdir. Bir diğer estetik fiber sistemi olan cam fiberlerin de rezinin transvers dayanıklılığını, esneme modülünü ve çarpma dayanıklılığını artırdığı belirtilmiştir [184, 185]. Gupt ve diğerleri [293], ucu düz paslanmaz çelik, ucu kilitli paslanmaz çelik, tek yönlü cam fiber ve rastgele yerleştirilen cam fiberlerle güçlendirdikleri rezinleri, güçlendirilmemiş (kontrol grubu) grupla karşılaştırmışlar, en yüksek kırılma dayanımını tek yönlü cam fiberlerin gösterdiğini, yüksek gerinim gücü gerektiren ve estetik olması gereken bölgelerde rahatça kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Kostoulas ve diğerleri [294], akrilik rezinlerin güçlendirilmesindeki en etkili yöntemin tek yönlü cam fiber eklemek ve otopolimerize rezinle güçlendirmek olduğunu ifade etmiştir. Güçlendirme yapılmamış gruba göre kırılma dayanımı, kırılma anındaki esneme ve kırılma tokluğu güçlendirme yapılmış gruba göre belirgin bir şekilde düşük çıkmıştır. Bir başka çalışmada, paslanmaz çelik, cam fiber ve polietilen fiberin kırılma dayanımları karşılaştırılmış ve polietilen fiberin daha yüksek dayanım sergilediği belirtilmiştir [295].

İmplant destekli overdenture protezlerde metal alaşımdan iskelet hazırlandığında laboratuvarda geçirilen zaman artar, iskelet için opak materyal kullanılması gerekir, metalin

korozyon riski ve Cr-Co alaşımların potansiyel toksisitesi ortaya çıkar. Fiber kullanımı ile bu olumsuzluklar ortadan kaldırılmış olur. Fiberle güçlendirilmiş kompozit materyalleri diş renginde olup ışığı geçirmektedir. Aynı zamanda fiberle güçlendirilmiş kompozit, iskelet protez rezinine kimyasal ve mekanik olarak bağlanır ve protez rezinin esneme dayanımını artırır [185]. Yapılan in vitro çalışmada, paslanmaz çelik, cam fiber, polietilen fiber ve poliaramid fiberle güçlendirilmiş ışıkla polimerize implant üstü protez rezinlerin eğilme dayanımları değerlendirilmiş ve değişik fiberlerle güçlendirilmiş protezlerin, paslanmaz çelikle güçlendirilene göre daha yüksek eğilme dayanımına sahip oldukları belirtilmiştir [270].

Menini ve diğerleri [296] yaptıkları çalışmada, karbon fiberle güçlendirilmiş implant destekli overdenture iskeletlerinin metal alt yapılara kıyasla çok yüksek mekanik özellikler gösterdiğini ve karbon fiberin biyouyumluluğunun oldukça iyi olduğunu belirtmişlerdir. Bergendal ve diğerleri [297], hibrit tip protezlerin restorasyonunda karbon fiber destekli PMMA iskeletin ortalama 44 aylık klinik takibi sonucunda % 70 başarı gösterdiği tespit etmişlerdir. Yapılan bir diğer çalışmada, ince tabaka akrilik rezin kullanılan implant destekli overdenture'larda, akrilik rezine eklenen cam fiberin kırılma dayanımını arttırdığı belirtilmiştir [264]. Rached ve diğerleri [270], implant üstü overdenture'ları polietilen, aramid ve cam fiberlerle güçlendirmiş ve overdenture'ların yorulma direncini ve eğilme dayanımını önemli ölçüde artırdıklarını belirtmişlerdir. Aynı çalışmada aramid fiberle güçlendirilen overdenture'lar cam fiberle güçlendirilenlere göre daha dayanıklı bulunmuş fakat materyalin sarı renginden dolayı estetik olmadığı belirtilmiştir. Aktaş ve diğerleri [298], bir yıllık gözlem çalışmasında, kırılmış implant üstü akrilik rezinin, çift yönlü cam fiberle güçlendirilmesi ile kırılma dayanımının belirgin bir şekilde arttığını belirtmiştir. Fajardo ve diğerleri [264], implant üstü overdenture protezleri cam fiberle güçlendirmişler, rezinin kırılma dayanımının % 20 oranında arttığını belirtmişlerdir. Çalışmada; karbon, aramid, naylon, polietilen ve cam fiberlerin overdenture protezlerde akrilik rezinlerin güçlendirilmesinde metal alaşımlara alternatif olduğu belirtilmiştir.

Sentetik fiberlerin kimyasal materyaller içermeleri, doğa dostu ve ekonomik olmamaları nedeni ile, doğal fiberlere olan eğilim hızla artmaktadır.

Flax fiberin, eklendiği materyalde morfolojik değişiklik yapmadığı, biyolojik açıdan uyumlu olduğu, aşındırıcı olmadığı, antibakteriyel özelliğe sahip olduğu, materyallerin eğilme

dayanımını artırdığı ve stresin dağılmasını sağlayıp eklendiği materyalde kırığın ilerlemesini engellediği belirtilmiştir [152, 164, 299].

Abou Neel ve diğerleri [299], flax fiberle güçlendirilmiş cam iyonomer simanın sıkışma dayanımının (148 - 250 MPa) ve bükülme direncinin (20 - 42 MPa) arttığını belirtmişlerdir. Flax fiberlerle güçlendirilmiş cam iyonomer simanların stresin yoğun olduğu bölgelerde güvenle kullanılabileceğini açıklamışlardır. Eklendiği materyale adezyonunu sağlamak için silanla yüzey modifikasyonu yapılan flax fiberlerin düşük miktarda bile materyalin sıkışma dayanımını anlamlı bir şekilde artırdığı belirtilmiştir.

Westman ve diğerleri [300], materyalin mekanik özelliğini artırmak için cam ve doğal fiberleri kullanmış, doğal fiberlerin mekanik özellikleri daha çok artırdığını ve hafif olmaları nedeni ile daha avantajlı olduklarını belirtmişlerdir. Doğal fiberlerin en büyük problemi yüksek su emilimine sahip olması ve organik matrikse sahip olan inorganik fiberlerin ıslatılabilirliğinin az olmasıdır. Fakat bu problemler gerekli modifikasyonlar yapılarak aşılmış, materyallerin ıslanabilirlik ve hidrofilik özellikleri artırılmıştır [301].

Rahman [164], yaptığı çalışmada flax- epoxy birleşimine jüt fiberin eklenmesiyle materyalin basma ve çekme testlerinde kırılma ve gerilme dayanımını artırdığını belirtmiştir. Aynı çalışmada flax fiber, jüt-epoxy içeriğine güçlendirici olarak katılmış ve mekanik testler sonucu materyalin dayanım gücünü artırdığı, hafif olmasından dolayı eklendiği materyalin ağırlığında artışa sebebiyet vermediği belirtilmiştir [164].

Flax ve cam fiberle güçlendirilen kompozitlerin darbe dayanımının ve kırılma tokluğunun karşılaştırıldığı çalışmada, flax fiberlerle güçlendirilen kompozitlerin kırılma dayanımında, cam fiberle güçlendirilen kompozitlerin darbe dayanımında belirgin bir artış olduğu tespit edilmiştir [152].

Jüt fiberlerin hibrit kompozitlere güçlendirici olarak ilave edildiği bir çalışmada, çekme ve eğilme dayanımının fiber konsantrasyonun artmasıyla arttığı ve hafif bir materyal olduğu için eklendiği materyalin ağırlığını değiştirmedeği belirtilmiştir [302]. Plateau [303], jüt ve cam fiberleri karşılaştırdığı çalışmada, jüt fiberlerin düşük ağırlıkta daha yüksek dayanıma sahip olduğunu ve kırılğan materyallere eklendiğinde materyalin eğilme dayanımını cam fiberlere oranla daha fazla artırdığını belirtmiştir.

Literatür taramasında, protetik diş hekimliğinde, sentetik fiberlerin mekanik, fiziksel ve biyolojik özelliklerine yönelik çalışmaların yoğunluğuna karşın, doğal fiberlere yönelik çalışmaların ağırlıklı olarak mühendislik alanına ait olduğu görüldü. Sentetik fiberlerin overdenture uygulamalarında güçlendirici olarak kullanıldığı ve stres analiz yöntemi ile değerlendirildiği çalışmaların yetersiz olduğu, doğal fiberler ile ilgili çalışmanın ise hiç olmaması nedeniyle çalışmamızda doğal ve sentetik fiber türlerini kullanarak implant, overdenture protez, kortikal ve trabeküler kemik üzerinde oluşan stres miktarına etkilerini karşılaştırmayı hedefledik.

Güçlendiricinin elastik modülünün yüksek olması; implant, protez ve kemik üzerinde yoğun strese neden olur yönündeki hipotezimiz ne yazık ki doğrulanmamıştır. Güçlendiricinin elastik modülünün 2 implantlı locator sistemin kullanıldığı tasarımda etkili olmadığı, elastik modülü düşük olan güçlendiricinin 2 implantlı novaloc sistemin kullanıldığı tasarımda daha yüksek stres değerleri sergilediği, 4 implantlı novaloc sistemin kullanıldığı tasarımda ise daha düşük stres değerleri verdiği gözlemlendi. Bunun nedeninin implant sayısına, lokasyonuna ve güçlendiricilerin elastik modülüne bağlı olduğunu düşünüyoruz. İmplant sayısı arttığında protezler doku desteğinden uzaklaşıp, implant destekli rijit protezler haline gelmektedir. Kuvvet uygulanan bölgeye yaklaşıldıkça protez üzerinde daha yüksek oranda stres oluşmaktadır. Elastik modülü düşük olan güçlendiriciler yüksek esneklikleri sayesinde, stresi kendi bünyesinde absorbe ederek alttaki yapılarda daha az stres oluşumuna neden olurlar. Bu nedenle elastik modülü en düşük olan jüt fiber, stresi bünyesinde absorbe ederek daha düşük strese neden olan güçlendirici olarak belirlendi.

Yoğun stres oluşumunun beklendiği 4 implantlı tasarımlarda, elastik modülü yüksek polietilen fiberle güçlendirilen modellerde düşük stres değerleri gözlemlendi. Bunun nedeni, materyalin Poisson oranının diğer güçlendiricilere göre oldukça yüksek olmasıdır diye açıklanabilir. Materyalin Poisson oranı yüksek olduğunda yatay yönde uzaması artmaktadır. Bu da materyale daha da esneyebilme özelliği kazandırarak stresi bünyesinde absorbe etmesine neden olmaktadır.

Dört implantlı tasarımlarda, elastik modülü yüksek PEEK materyali içeren novaloc tutucu sistem, elastik modülü düşük plastik materyal içeren locator sisteme kıyasla daha rijittir. Güçlendiricilerin esneme ve rijidite özelliği bu tasarımlarda stres iletimi açısından oldukça önemlidir.

Dört implantlı novaloc tutucu tasarımıda implant, kortikal ve trabeküler kemik üzerinde en yüksek stres değeri, güçlendirici olarak karbon fiber ve Cr-Co metal alaşımın kullanıldığı modellerde belirlendi. Altta ki yapılarda daha yüksek stres oluşma nedeni tutucu ve güçlendirici tipinin elastik modülünün yüksek olmasıdır. Aramid diğer gruplarda düşük stres değerleri sergilerken, bu grupta yüksek stres değeri verdi. Aramid fiberin elastik modülünün düşük olmasına rağmen altta ki dokularda yoğun strese neden olması yukardaki bilgi ile çelişkili gözükmeyle birlikte aramid fiberin Poisson oranının düşük olmasının materyalin rijiditesinin artmasına, dolayısıyla altta ki dokularda stresin yoğun olmasına neden olduğu kanısındayız.

Jüt fiber sadece 2 implantlı novaloc sistemin kullanıldığı tasarımıda, kortikal kemikte – basma kuvvetinde düşük strese neden oldu. İki implantlı novaloc sistemde; jüt fiberin elastik modülünün kortikal kemiğin elastik modülüne yakın olması ve Poisson oranının yüksek olması, basma kuvvetleri karşısında stresin az olmasına neden olduğu düşüncesindeyiz.

Bulgularımız dahilinde, doğal fiberlerin elastik modüllerinin düşük olmasıyla materyalin esneme özelliğini artırdıkları ve yüksek stres absorpsiyonu yaptıkları tespit edildi. Sentetik fiberlerin overdenture altyapı materyali olarak kullanıldığı ve sonlu elemanlar yöntemiyle değerlendirildiği ve doğal fiberlerin güçlendirici olarak kullanıldığı çalışmanın olmaması nedeni ile bulgularımızı tartışma imkanı bulamadık.

Biyolojik çalışmalarda mandibular kortikal ve trabeküler kemik kalınlığı, implant sayısı ve implantların yük uygulama noktasına yakınlığı, kullanılan materyallerin elastik modülü gibi faktörler standardize edilememektedir. Stres analiz çalışmalarıyla bu faktörlerin standardize edilebilmesi mümkündür. Stres analiz değerlendirmelerinde elastik modülü ve Poisson oranı önemli parametrelerdir. Çalışmamızda implant sayısı arttığında, implantlar yük uygulama noktasına yakın olduğunda, elastik modülü yüksek tutucu sistem kullanılması durumunda altta ki yapılarda stresin yoğun olacağı yönündeki görüşümüz doğrulandı. Buna karşın güçlendiricilerin elastik modülünün yüksek olduğu durumlarda altta ki yapılarda stresin yoğun olacağı yönündeki hipotezimizde beklenen sonuca ulaşılmadı. Elde ettiğimiz veriler doğrultusunda stres analiz çalışmalarında sadece elastik modülünün değerlendirilmesinin yeterli olmadığını, Poisson oranının da hesaba katılması gerektiğini düşünüyoruz. Güçlendiricilere yönelik hipotezimizin doğrulanamaması ve bunun nedeninin

açıklanamaması nedeniyle sentetik ve doğal fiberlerin stres analizi ile değeriendirileceği yeni çalışmalara ihtiyaç olduğu kanısındaız.

6. SONUÇ

Bu çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

1. İmplant sayısının, lokasyonunun, hassas bağlantı tipinin ve protez güçlendirici materyallerinin stres miktarı üzerinde etkili olduğu saptandı.
2. İmplant, protez, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan en yüksek stres değerleri 4 implantlı modellerde tespit edildi.
3. İmplantların anteriorda yer aldığı tasarımda daha düşük stres değerleri saptandı.
4. Yük uygulanan bölgeye yakın implantta daha fazla stres olduğu gözlemlendi.
5. İmplantta, protezde, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan yüksek stresler, novaloc tutucu sistemde saptandı.
6. Elastik modülü düşük olan güçlendiricilerin, 2 implantlı novaloc sistem tasarımında daha yüksek stres değerleri sergilediği, 4 implantlı novaloc sistem tasarımında ise daha düşük stres değerleri verdiği gözlemlendi.
7. Elastik modülü düşük olan güçlendiriciler stresi kendi bünyesinde abzorbe ettiği için alttaki yapılara daha az stres iletimine neden olduğu saptandı.
8. Kortikal kemikte oluşan streslerin, trabeküler kemikte oluşan streslerden daha yüksek olduğu tespit edildi. Bu streslerin, kortikal ve trabeküler kemiğin dayanım kapasitesini aşmadığı gözlemlendi.
9. Trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme ve basma stres değerleri; 4 implantlı novaloc sistemin kullanıldığı tasarımda, karbon fiber ile desteklenen overdenture protezlerde tespit edildi.
10. Sonlu elemanlar analiz yönteminde kullanılan Poisson oranının, materyalin stres iletiminde önemli rol oynadığı, Poisson oranı yüksek güçlendiricilerin materyalin esneme özelliğini artırarak düşük strese neden olduğu belirlendi.

KAYNAKLAR

1. The Glossary of Prosthodontic Terms. (2017). *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(5), 1-105.
2. McCord, F., Smales, R. (2012). Oral diagnosis and treatment planning: Part 7. Treatment planning for missing teeth. *British Dental Journal*, 213(7), 341–351.
3. Garg, A. (2004). *Bone biology, harvesting, grafting for dental Implants*. USA: Quintessence Publishing Co, Inc, 98-104.
4. Ovalle, W., Nahirney, P. (2008). *Netter's Essential Histology*. London: Elsevier, 140-156.
5. Datta, H. K., Ng, W. F., Walker, J. A., Tuck, S. P., Varanasi, S. S. (2008). The cell biology of bone metabolism. *Journal of Clinical Pathology*, 61(5), 577–587.
6. Fernández-Tresguerres-Hernández-Gil, I., Alobera-Gracia, M. A., del-Canto-Pingarrón, M., Blanco-Jerez, L. (2006). Physiological bases of bone regeneration I. Histology and physiology of bone tissue. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 11(1), 47–51.
7. Lamster, I. B. (2009). *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*, Fourth Edition. England: Oxford, 82.
8. Ibrahim, N., Parsa, A., Hassan, B., Van der Stelt, P., Wismeijer, D. (2013). Diagnostic imaging of trabecular bone microstructure for oral implants: a literature review. *Dentomaxillofacial Radiology*, 42(3), 20120075.
9. Bidez, M. W., Misch, C. E. (1992). Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dentistry*, 1(4), 289–294.
10. Doblare, M., García, J. (2003). On the modelling bone tissue fracture and healing of the bone tissue. *Acta Científica Venezolana*, 54(1), 58–75.
11. Ito, M., Nishida, A., Koga, A., Ikeda, S., Shiraishi, A., Uetani, M., Nakamura, T. (2002). Contribution of trabecular and cortical components to the mechanical properties of bone and their regulating parameters. *Bone*, 31(3), 351–358.
12. Çoğalan, K. (2011). *Alt çene tam dişsizlik olgularında anterior bölgeye yerleştirilen implantlar üzerine uygulanan farklı protez tasarımlarının in vitro olarak kuvvet dağılımı yönünden incelenmesi*. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara, 2-5.
13. Şeker, E. (2011). *Greftlenmiş ve Greftlenmemiş Posterior Maksillada Uygulanan İmplant Destekli Farklı Tasarımlı Sabit Protezlerin Destek Dokularındaki Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile İncelenmesi*. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yayımlanmamış Doktora Tezi, Lefkoşa.
14. Misch, C. (2005). *Dental Implant Prosthetics* (Ninth edition). St. Louis: Elsevier Mosby, 180-750.

15. Linkow, L., Chercheve, R. (1970). *Theories and Techniques of Oral Implantology*. St. Louis: Mosby, 82-101.
16. Lekholm, U., Zarb, G. (1985). *Patient selection and preparation*. In: Brånemark P.-I., Zarb G.A., Albrektsson T., editors. *Tissue-integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 199-209.
17. Desjardins, R. P. (1996). Implants for the edentulous patient. *Dental Clinics of North America*, 40(1), 195–215.
18. Truhlar, R. S., Orenstein, I. H., Morris, H. F., Ochi, S. (1997). Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 55(12), 38–45.
19. Holmes, D. C., Loftus, J. T. (1997). Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *The Journal of Oral Implantology*, 23(3), 104–111.
20. Misch, C. (2011). *Dental Implant Prosthetics*, Misch CE. St. Louis: Mosby Inc, 290-310.
21. Beumer, T., Curtis, T., Firtell, D. (1979). *Maxillofacial Rehabilitation Prosthodontic and Surgical Consideration*. St. Louis: Mosby Company, 310-350.
22. Taylor, T. (2000). *Clinical Maxillofacial Prosthesis*. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc, 96-113.
23. Turgut, H., Hatipoğlu, E., Doğruyol, Ş. (1998). *Hareket Sistemi Anatomisi*. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri, 35-96.
24. Türker, M., Yücetaş, Ş. (2004). *Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi* (Üçüncü Baskı). Ankara: Özyurt Matbaacılık, 79-81.
25. Stellingsma, K., Slagter, A. P., Stegenga, B., Raghoobar, G. M., Meijer, H. J. A. (2005). Masticatory function in patients with an extremely resorbed mandible restored with mandibular implant-retained overdentures: comparison of three types of treatment protocols. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(6), 403–410.
26. Spiekermann, H. (1995). *Implantology*. New York: Thieme, 120-138.
27. Brånemark, P. I., Adell, R., Breine, U., Hansson, B. O., Lindström, J., Ohlsson, A. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive surgery*, 3(2), 81–100.
28. Eskitascioglu, G., Usumez, A., Sevimay, M., Soykan, E., Unsal, E. (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(2), 144–150.

29. Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M. A., Eskitascioglu, G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(3), 227–234.
30. Jokstad, A., Braegger, U., Brunski, J. B., Carr, A. B., Naert, I., Wennerberg, A. (2003). Quality of dental Implants. *International Dental Journal*, 53(6), 409–443.
31. Sadowsky, S. J. (2001). Mandibular implant-retained overdentures: A literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 468–473.
32. Stellingsma, C., Vissink, A., Meijer, H. J. A., Kuiper, C., Raghoobar, G. M. (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical reviews in Oral Biology and Medicine : an official publication of the American Association of Oral Biologists*, 15(4), 240–248.
33. Branemark, P., Zarb, G., Albrektsson, T. (1985). *Tissue-integrated Prostheses*. Chicago: Quintessence Publishing Co,Inc, 40-58.
34. Zarb, G., Albrektsson, T. (1991). Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 11(1), 88–91.
35. Geng, J.-P., Tan, K. B. C., Liu, G.-R. (2001). Application of finite element analysis in implant Dentistry: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585–598.
36. Hobo, S., Ichida, E., Garcia, L. (1989). *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*. USA: Quintessence Publishing Co,Inc, 12-41.
37. Hobkirk, J., Watson, R., LJ, S. (2003). *Introducing Dental Implants* (First edition). London: Churchill Livinstone, 9-48.
38. Branemark, P., Zarb, G., Albrektsson, T. (1988). *Tissue Integrated Prostheses Osseointegration in Clinical Dentistry* (Second edition). Chicago: Quintessence Publishing Co,Inc, 158-261.
39. Seong, W.-J., Kim, U.-K., Swift, J. Q., Hodges, J. S., Ko, C.-C. (2009). Correlations between physical properties of jawbone and dental implant initial stability. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(5), 306–318.
40. Asar, N. V., Albayrak, H., Korkmaz, T., Turkyilmaz, I. (2013). Influence of various metal oxides on mechanical and physical properties of heat-cured polymethyl methacrylate denture base resins. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(3), 241–247.
41. Albrektsson, T. (1988). A multicenter report on osseointegrated oral implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 60(1), 75–84.
42. Tunalı, B. (2000). *Multidisipliner bir yaklaşımla oral implantoloji* (İkinci Baskı.). İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri, 56-63.

43. Çalikkocaoğlu, S. (2010). *Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi Klasik Tam Protezler* (Beşinci Baskı.). İstanbul: Quintessence Yayıncılık, 48-96.
44. Parel, S. M. (1986). Implants and overdentures: the osseointegrated approach with conventional and compromised applications. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 1(2), 93–99.
45. Haraldson, T., Jemt, T., Ståhlblad, P. A., Lekholm, U. (1988). Oral function in subjects with overdentures supported by osseointegrated implants. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 96(3), 235–242.
46. Naert, I., Gizani, S., Vuylsteke, M., Van Steenberghe, D. (1999). A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: Prosthetic aspects and patient satisfaction. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(3), 195–202.
47. Van Kampen, F. M. C., Van der Bilt, A., Cune, M. S., Bosman, F. (2002). The influence of various attachment types in mandibular implant-retained overdentures on maximum bite force and EMG. *Journal of Dental Research*, 81(3), 170–173.
48. Naert, I., Alsaadi, G., Quirynen, M. (2004). Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *The International Journal of Prosthodontics*, 17(4), 401–410.
49. Van Kampen, F. M. C., Van der Bilt, A., Cune, M. S., Fontijn-Tekamp, F. A., Bosman, F. (2004). Masticatory Function with Implant-supported Overdentures. *Journal of Dental Research*, 83(9), 708–711.
50. Van der Bilt, A., Van Kampen, F. M. C., Cune, M. S. (2006). Masticatory function with mandibular implant-supported overdentures fitted with different attachment types. *European Journal of Oral Sciences*, 114(3), 191–196.
51. Van Der Bilt, A., Burgers, M., Van Kampen, F. M. C., Cune, M. S. (2010). Mandibular implant-supported overdentures and oral function. *Clinical Oral Implants Research*, 21(11), 1209–1213.
52. Wyatt, C. C. (1998). The effect of prosthodontic treatment on alveolar bone loss: a review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(3), 362–366.
53. Atwood, D. A. (2001). Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(2), 119–125.
54. Blum, I. R., McCord, J. F. (2004). A clinical investigation of the morphological changes in the posterior mandible when implant-retained overdentures are used. *Clinical Oral Implants Research*, 15(6), 700–708.
55. Tallgren, A. (2003). The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(5), 427–435.

56. Uçtaşı, S., Hasanreisoglu, U., İşeri, H. (1997). Cephalometric evaluation of maxillary complete, mandibular fixed-removable partial prosthesis: a 5-year longitudinal study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 24(2), 164–169.
57. Fenton, A. H. (1998). The decade of overdentures: 1970-1980. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(1), 31–36.
58. Misch, C. (2014). *Dental Implant Prosthetics-E-Book*. Elsevier Health Sciences, 70-76.
59. Batenburg, R. H., Meijer, H. J., Raghoobar, G. M., Vissink, A. (1998). Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 13(4), 539–45.
60. Mericske-Stern, R. (1998). Treatment outcomes with implant-supported overdentures: clinical considerations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(1), 66–73.
61. Doundoulakis, J., Eckert, S., Lindquist, C., Jeffcoat, M. (2003). The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *Journal of the American Dental Association*, 134(11), 1455–1458.
62. el-Sheikh, A. M., Hobkirk, J. A., Kelleway, J. P. (1998). Effects of superstructure type and design on force transmission via implant-stabilised mandibular prostheses. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 7(2), 45–50.
63. Zarb, G. A., Schmitt, A. (1994). Osseointegration for elderly patients: the Toronto study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 72(5), 559–568.
64. Menicucci, G., Lorenzetti, M., Pera, P., Preti, G. (1998). Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 13(3), 369–376.
65. Tokuhisa, M., Matsushita, Y., Koyano, K. (2003). In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *The International Journal of Prosthodontics*, 16(2), 128–134.
66. Jemt, T., Carlsson, L., Boss, A., Jörneus, L. (1991). In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 6(4), 413–417.
67. Mericske-Stern, R., Geering, A. H., Burgin, W. B., Graf, H. (1992). Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 7(2), 185–194.
68. Rangert, B., Jemt, T., Jörneus, L. (1989). Forces and moments on Branemark Implants. *The International Journal of Oral and Maxillofacial implants*, 4(3), 241–247.

69. Akça, K., Akkocaoglu, M., Cömert, A., Tekdemir, I., Cehreli, M. C. (2007). Bone strains around immediately loaded implants supporting mandibular overdentures in human cadavers. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 22(1), 101–109.
70. Sahin, S., Cehreli, M. C., Yalcin, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses a review. *Journal of Dentistry*, 30(7–8), 271–282.
71. Richter, E. J. (1998). In vivo horizontal bending moments on implants. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 13(2), 232–244.
72. Bolender, C., Smith, D., Toolson, L. (1984). *Overdentures: their effectiveness and clinical considerations in treating the partially dentate mouth*. Chicago: Chicago Quintessence Publication Co, 78-106.
73. Mericske-Stern, R. D., Taylor, T. D., Belser, U. (2000). Management of the edentulous patient. *Clinical Oral Implants Research*, 11, 108–125.
74. Feine, J. S., Carlsson, G. E., Awad, M. A., Chehade, A., Duncan, W. J., Gizani, S., Head, T. (2002). The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Gerodontology*, 19(1), 3–4.
75. Naert, I., Quirynen, M., Theuniers, G., Van Steenberghe, D. (1991). Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 65(5), 671–680.
76. Shifman, A., Marshak, B. (1994). Implant-retained mandibular overdentures: a simplified, cost-effective treatment approach. *Quintessence International*, 25(12), 825–828.
77. Çelebioğlu, B., Türkoğlu, K., Üçtaşlı, S. (2011). *İki implant destekli mandibuler overdenture uygulamalarının 5 yıllık klinik ve radyografik değerlendirilmeleri*. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(3), 151-157.
78. Ramoglu, S., Ozan, O., Kurtulmuş Yılmaz, S. (2014). Mandibular 2 implant destekli overdenture protezlerde ataşmanlar üzerine gelen streslerin değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dental Journal*, 17(3), 279.
79. Mericske-Stern, R. (1990). Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 5(4), 375–383.
80. Visser, A., Raghoobar, G. M., Meijer, H. J. A., Batenburg, R. H. K., Vissink, A. (2004). Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants. *Clinical Oral Implants Research*, 16(1), 19–25.
81. Jivraj, S., Chee, W., Corrado, P. (2006). Treatment planning of the edentulous maxilla. *British Dental Journal*, 201(5), 261–279.

82. Galindo, D. F. (2001). The implant-supported milled-bar mandibular overdenture. *Journal of Prosthodontics: official Journal of the American College of Prosthodontists*, 10(1), 46–51.
83. Vasant, R., Vasant, M. (2013). Retention systems for implant-retained overdentures. *Dental Update*, 40(1), 28–31.
84. Geçkili, O., Bural, C., Bilmenoğlu, Ç. (2010). Attachment systems for implant supported complete dentures. *Journal of Ege University School of Dentistry*, 31(1), 9–18.
85. Tokar, E., Uludag, B., Karacaer, O. (2017). Load Transfer Characteristics of Three-Implant–Retained Overdentures with Different Interimplant Distances. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 32(2), 363–371.
86. Uludag, B., Tokar, E., Polat, S. (2011). Kombine protezlerde hassas tutucuların sınıflandırılması. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics*, 2(1), 69–74.
87. Phoenix, R., Cagna, D., Charles, F. (2003). *Stewart's clinical removable partial Prosthodontics*. (Third Edition). Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc, 38-106.
88. Ulusoy, M., Aydın, K. (2010). Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. *Ankara Üniversitesi Yayınları*, 94–120.
89. Wichmann, M. G., Kuntze, W. (1999). Wear behavior of precision attachments. *The International Journal of Prosthodontics*, 12(5), 409–414.
90. Winkler, S., Monasky, G. E., Abbott, F. B. (1985). A review of extracoronar and intracoronar retainer systems. *Dental Clinics of North America*, 29(1), 57–66.
91. Grasso, J., Miller, E. (1991). *Removable Partial Prosthodontics*. (Third Edition). St. Louis: Mosby Year-Book Inc, 3-75.
92. Zahler, J. (1980). Intracoronar precision attachments. *Dental Clinics of North America*, 24(1), 131–141.
93. Mericske-Stern, R. (2003). *Prosthodontic management of maxillary and mandibular overdentures*. In: *Feine JS, Carlsson GE, editors. Implant overdentures: the standard of care for edentulous patients*. (First edition). Chicago: Quintessence Pub, 75-108.
94. Trakas, T., Michalakis, K., Kang, K., Hirayama, H. (2006). Attachment Systems for Implant Retained Overdentures: A Literature Review. *Implant Dentistry*, 15(1), 24–34.
95. Sadowsky, S., Caputo, A. (2000). Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(3), 327–334.

96. Heckmann, S. M., Winter, W., Meyer, M., Weber, H. P., Wichmann, M. G. (2001). Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1: In vivo verification of stereolithographic model. *Clinical Oral Implants Research*, 12(6), 617–623.
97. Preiskel, H. (1996). *Overdentures made easy: a guide to implant and root supported prostheses*. (First edition). London: Quintessence Publishing Co, Inc, 55-89.
98. Sadowsky, S. J. (1997). The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(1), 28–33.
99. Fanuscu, M., Caputo, A. (2004). Influence of Attachment Systems on Load Transfer of an Implant-Assisted Maxillary Overdenture. *Journal of Prosthodontics*, 13(4), 214–220.
100. Uludag, B. (2012). *Hassas tutucular implant vakalarında sorunlar ve çözümler implant destekli overdenture uygulamaları ve tutucu sistemler* (First edition). İstanbul: Ada Ofset Matbaacılık, 5-93.
101. Ichikawa, T., Horiuchi, M., Wigianto, R., Matsumoto, N. (1996). In vitro study of mandibular implant-retained overdentures: the influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue. *The International Journal of Prosthodontics*, 9(4), 394–399.
102. Petropoulos, V. C., Smith, W., Kousvelari, E. (1997). Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 12(2), 176–185.
103. Jemt, T., Book, K., Karlsson, S. (1993). Occlusal force and mandibular movements in patients with removable overdentures and fixed prostheses supported by implants in the maxilla. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 8(3), 301–308.
104. Davodi, A., Nishimura, R., Beumer, 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(2), 212–217.
105. Spiekermann, H., Donath, K., Hassell, T. J., Ovanovic, S., Richter, J. (1995). *Color atlas of dental medicine, implantology*. (First edition). New York: Thieme Medical Pub. Inc, 60-69.
106. Ben-Ur, Z., Gorfil, C., Shifman, A. (1996). Anterior implant-supported overdentures. *Quintessence International*, 27(9), 603-606.
107. Celik, G., Uludag, B. (2007). Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(4), 229-235.
108. Uludag, B., Polat, S. (2010). İmplant destekli overdenture uygulamalarında kullanılan tutucular. *Türkiye Klinikleri Dış Hekimliği Bilimleri Özel Dergisi*, 1(1), 80-86.

109. Naert, I., Quirynen, M., Hooghe, M., van Steenberghe, D. (1994). A comparative prospective study of splinted and unsplinted Brånemark implants in mandibular overdenture therapy: a preliminary report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 71(5), 486-492.
110. Burns, D. R., Unger, J. W., Elswick, R. K., Beck, D. A. (1995). Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I Retention, stability, and tissue response. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(4), 354-363.
111. Pasciuta, M., Grossmann, Y., Finger, I. (2005). A Prosthetic solution to restoring the edentulous mandible with limited interarch space using an implant-tissue-supported overdenture: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(2), 116-120.
112. Schneider, A. L. (2000). The use of a self-aligning, low-maintenance overdenture attachment. *Dentistry Today*, 19(4), 24–26.
113. Scherer, M., McGlumphy, E., Seghi, R., Campagni, W. (2014). Comparison of retention and stability of two implant-retained overdentures based on implant location. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 515–521.
114. Lee, C., Agar, J. (2006). Surgical and Prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(2), 102–105.
115. de Souza, R. F., Bedos, C., Esfandiari, S., Makhoul, N. M., Dagdeviren, D., Nader, S. A., Feine, J. S. (2018). Single-implant overdentures retained by the Novaloc attachment system: study protocol for a mixed-methods randomized cross-over trial. *Trials*, 19(1), 243.
116. İnternet: Solutions for edentulous patients. (2018, Jan). Straumann. URL: <http://www.webcitation.org/query?url=https%3A%2F%2Fwww.straumann.com%2Fen%2Fshared%2Fnews%2Fsolutions-for-edentulous-patients%2Fstraumann-novaloc-retentive-system-hybrid-dentures-reliability-endurance-low-maintenance-and-high-patient-comfort.html&date=2019-04-10>, Son Erişim Tarihi: 10.04.2019.
117. Mizutani, H., Rutkunas, V. (2004). *Preparations of abutments for magnetically retained overdentures. New magnetic applications in clinical dentistry*. (First edition). London: Quintessence Publishing Co, Inc, 35-106.
118. Stevens, P., Fredrickson, E., Gres, M. (2000). *Implant Prosthodontics, Clinical and laboratory procedures*. (Second edition). St. Louis: Mosby-Year Book Inc, 56-95.
119. Davis, D. M., Packer, M. E. (1999). Mandibular overdentures stabilized by Astra Tech implants with either ball attachments or magnets: 5-year results. *The International Journal of Prosthodontics*, 12(3), 222–229.
120. Riley, M. A., Williams, A. J., Speight, J. D., Walmsley, A. D., Harris, I. R. (1999). Investigations into the failure of dental magnets. *The International Journal of Prosthodontics*, 12(3), 249–254.

121. Naert, I., Gizani, S., van Steenberghe, D. (1998). Rigidly splinted implants in the resorbed maxilla to retain a hinging overdenture: a series of clinical reports for up to 4 years. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(2), 156–164.
122. Langer, A. (1980). Telescope retainers and their clinical application. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 44(5), 516–522.
123. Langer, Y., Langer, A. (2000). Tooth-supported telescopic prostheses in compromised dentitions: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(2), 129–132.
124. Heckmann, S., Schrott, A., Graef, F., Wichmann, M., Weber, H. (2004). Mandibular two-implant telescopic overdentures. 10-year clinical and radiographical results. *Clinical Oral Implants Research*, 15(5), 560–569.
125. Heckmann, S. M., Heckmann, J. G., 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.
126. Freilich, M. A., Meiers, J. C., Duncan, J. P., Goldberg, A. J. (2000). Fiber-reinforced composites in clinical dentistry. *Quintessence Chicago*, 8(14), 30–54.
127. Freilich, M. A., Karmarker, A. C., Burstone, C. J., Goldberg, A. J. (1998). Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(3), 311–318.
128. Nielsen, L. E. (1974). *Mechanical properties of polymer and composites* (Second edition). New York: Marcel Dekker Inc, 42–58.
129. Schwartz, M. M. (2012). Fibers and matrices. *Composite Materials Vol 1 Properties, Nondestructive Testing and Repair*, 4, 73–78.
130. Zhang, M., Matinlinna, J. P. (2012). E-Glass Fiber Reinforced Composites in Dental Applications. *Silicon*, 4(1), 73–78.
131. Mallick, P. K. (1997). *Fiber Reinforced Composites. Materials, Manufacturing and Design*. New York: Marcel Dekker Inc, 112–150.
132. Kolbeck, C., Rosentritt, M., Behr, M., Lang, R., Handel, G. (2002). In vitro examination of the fracture strength of 3 different fiber-reinforced composite and 1 all-ceramic posterior inlay fixed partial denture systems. *Journal of Prosthodontics*, 11(4), 248–253.
133. Namvar, F., Jawaid, M., Tanir, P., Mohamad, R., Azizi, S., Khodavandi, A., Nayeri, M. (2014). Potential Use of Plant Fibres and their Composites for Biomedical Applications. *BioResources*, 9(3), 5688–5706.
134. Vallittu, P. (2018). An overview of development and status of fiber-reinforced composites as dental and medical biomaterials. *ACTA Biomaterialia Odontologica Scandinavica*, 4(1), 14–55.

135. Dixon, D. L., Breeding, L. C. (1992). The transvers strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibres. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 67, 417–419.
136. Karacaer, Ö., Doğan, A., Gürbüz, R. (1995). Polietilen ve karbon fiber ile desteklenmiş akrilik rezinlerin kırılmaya karşı dirençleri. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.*, 12(1), 69–74.
137. Jagger, D. C., Harrison, A. (1999). The effect of chopped poly (methylmetacrylate) fibers on some properties of acrylic resin denture base material. *International Journal of Prosthodontics*, 12, 542–546.
138. Jagger, D. C., Harrison, A., Jandt, K. D. (1999). The reinforcement of dentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26, 185–194.
139. Kaplan, R., Özçelik, B., Gürbüz, A. (2006). Tam protezlerin yapımında kullanılan akrilik rezinleri güçlendirme yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 70–76.
140. Galan, D., Lynch, E. (1990). The effect of reinforcing fibres in denture acrylics. *Journal of Irish Dental Association*, 30, 109–113.
141. Ladizesky, N. H., Pang, M. K. M., Chow, T. W., Waid, I. M. (1993). Acrylic resin reinforced with woven highly drawn linear polyethylene fibers 3 mechanical properties and further aspect of denture contraction. *Australian Dental Journal*, 38(1), 28–38.
142. Braden, M., Davy, K. W. M., Parker, S., Ladizesky, N. H., Ward, I. M. (1988). Denture base poly(methylmetacrylate) reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibers. *British Dental Journal*, 164, 109–113.
143. Vallitu, P. K. (1997). Ultra-high modulus polyethylene ribbon as reinforcement for denture polymethylmetacrylate: A short communication. *Dental Materials Journal*, 13, 381–382.
144. Tanner, J., Robinson, C., Söderling, E., Vallittu, P. (2005). Early plaque formation on fibre-reinforced composites in vivo. *Clinical Oral Investigations*, 9(3), 154–160.
145. Garoushi, S., Vallittu, P. (2006). Fiber-reinforced composites in fixed partial dentures. *The Libyan Journal of Medicine*, 1(1), 73–82.
146. Saçak, M. (2005). *Polimer Teknolojisi*. Ankara: Baran Basımevi, 286-301.
147. Vallitu, P. K. (1993). Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibers and acrylic denture base material. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20, 533–539.
148. Saçak, M. (2002). *Polimer Kimyası* (2. baskı.). Ankara: Fersa Matbaacılık, 90-146.
149. Savaşçı, Ö. T., Uyanık, N., Akovalı, G. (2002). *Ana Hatları ile Plastikler ve Plastik Teknolojisi*. İstanbul: Pagev Yayınları, 65-96.

150. Billmeyer, F. W. (1971). *Textbook of polymer science* (Second Edition). New York: Jon Wiley and Sons, 53-65.
151. Doğan, O. M., Bolayir, G., Keskin, S., Doğan, A., Bek, B., Boztuğ, A. (2006). The effect of esthetic fibers on impact resistance of a conventional heat-cured denture base resin. *Dental Materials Journal*, 26(2), 232–239.
152. Sparnins, E. (2006). *Mechanical properties of flax fibers and their composites*. Lulea University, 38-56.
153. Seki, Y., Selli, F., Şen, K., Erdoğan, Ü. H. (2017). Kompozit Malzeme Üretiminde Kullanılacak Bitkisel Liflerin Alkali Modifikasyonu Sonrası Morfolojik ve Kimyasal Yapılarındaki Değişimin İncelenmesi. *Tekstil ve Mühendis*, 24(108), 222–232.
154. Bledzki, A., Gassan, J. (1999). Composites reinforced with cellulose based fibres. *Progress in Polymer Science*, 24(2), 221–274.
155. Alves Fidelis, M. E., Pereira, T. V. C., Gomes, O. da F. M., de Andrade Silva, F., Toledo Filho, R. D. (2013). The effect of fiber morphology on the tensile strength of natural fibers. *Journal of Materials Research and Technology*, 2(2), 149–157.
156. Williams, G., Wool, R. (2000). Composites from natural fibers and soy oil resins. *Applied Composite Materials*, 7(5), 421–432.
157. Lauke, B., Fu, S.-Y. (1999). Strength anisotropy of misaligned short-fibre-reinforced polymers. *Composites Science and Technology*, 59(5), 699–708.
158. Oksman, K., Skrifvars, M., Selin, J.-F. (2003). Natural fibres as reinforcement in polylactic acid (PLA) composites. *Composites Science and Technology*, 63(9), 1317–1324.
159. Jawaid, M., Abdul Khalil, H. P. S. (2011). Cellulosic/synthetic fibre reinforced polymer hybrid composites: A review. *Carbohydrate Polymers*, 86(1), 1–18.
160. Hu, C., Yuan, Y., Kitts, D. (2007). Antioxidant activities of the flaxseed lignan secoisolariciresinol diglucoside, its aglycone secoisolariciresinol and the mammalian lignans enterodiol and enterolactone in vitro. *Food and Chemical Toxicology*, 45(11), 2219–2227.
161. Czemplik, M., Kulma, A., Bazela, K., Szopa, J. (2012). The biomedical potential of genetically modified flax seeds overexpressing the glucosyltransferase gene. *BMC Complementary and Alternative Medicine*, 12, 251.
162. Shehata, M., Mona, H., El-Hariri, D. (1997). Compressive strength, solubility and micro-leakage of flax fibers reinforced zinc oxide eugenol dental cement material. In *Flax and Other Bast Plants Symposium*. Oral Presentation. Poznan, Poland.
163. Plateau, T. (2017). Evaluation of Tensile Strength of Jute Fiber Reinforced Polypropylene Composite. *Advances in Materials*, 6(6), 149–153.

164. Rahman, M. (2017). *Mechanical Performance of Natural / Natural Fiber Reinforced Hybrid Composite Materials Using Finite Element Method Based Micromechanics and Experiments*. Unpublished. Utah State University.
165. Krishna Alla, R., Sajjan, S., Ramaraju Alluri, V., Ginpalli, K., Upadhy, N. (2013). Influence of Fiber Reinforcement on the Properties of Denture Base Resins. *Journal of Biomaterials and Nanobiotechnology*, 4, 91–97.
166. Cetintas, S., Karacaer, O., Tokar, E. (2017). Fiber Materials Used in Prosthetic Dentistry. *The Journal of Dentists*, 5, 36–46.
167. Yu, S., Lee, Y., Oh, S., Cho, H., Oda, Y., Bae, J. (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.
168. Başaran, E., Ayna, E., Vallittu, P., Lassila, L. (2013). Load bearing capacity of fiber-reinforced and unreinforced composite resin CAD/CAM-fabricated fixed dental prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(2), 88–94.
169. Vallittu, P. K. (1996). 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: official Journal of the American College of Prosthodontists*, 5(2), 115–121.
170. Butterworth, C. J., Ellakwa, A. E., Shortall, A. (2003). Fibre-Reinforced Composites in Restorative Dentistry. *Dental Update*, 30, 300–306.
171. Rosentiel, S., Land, M., Fujimoto, J. (2016). *Contemporary Fixed Prosthodontics* (Fifth edition). St. Louis: Elsevier, 90-206.
172. Xu, H. H. K., Echmiller, F. C., Giuseppetti, A. . (2000). Reinforcement of a self-setting calcium phosphate cement with different fibers. *Journal of Biomedical Materials Research*, 52(1), 107–114.
173. Mosharraf, R., 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), 12–16.
174. Thwe, M. M., Liao, K. (2002). Effects of environmental aging on the mechanical properties of bamboo–glass fiber reinforced polymer matrix hybrid composites. *Composite Materials*, 33–43.
175. Uctasli, S., Tezvergil, A., Lassila, L. V, Vallitu, P. K. (2005). The degree of conversion of fiber- reinforced composites polymerized using different light- curing sources. *Dental Material Journal*, 21(5), 469–475.
176. Vallittu, P. K. (1996). A review of fiber-reinforced denture base resins. *Journal of Prosthodontics*, 5(4), 270–276.
177. Chen, Y., Li, H., Fok, A. (2011). In vitro validation of a shape-optimized fiber-reinforced dental bridge. *Dental Materials*, 27(12), 1229–1237.

178. Vallittu, P. K., Lassila, V. P. (1992). Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. *Journal of Oral Rehabilitation*, 19(3), 225–230.
179. Gürbulak, A., Çölgeçen, Ö., Kesim, B. (2009). Fiberle güçlendirilmiş adeziv köprüler. *Dicle Diş Hekimliği Dergisi*, 10, 55–62.
180. Vallittu, P. K. (1998). The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(2), 125–130.
181. Dyer, S. R., Lassila, L. V. J., Jokinen, M., Vallittu, P. K. (2004). Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dental Materials*, 20(10), 947–955.
182. Narva, K. K., Vallittu, P. K., Helenius, H., Yli-Urpo, A. Clinical survey of acrylic resin removable denture repairs with glass-fiber reinforcement. *International Journal of Prosthodontics*, 14(3), 219–224.
183. Behr, M., Rosentritt, M., Lang, R., Handel, G. (2001). Glass fiber-reinforced abutments for dental implants. A pilot study. *Clinical Oral Implants Research*, 12(2), 174–178.
184. Freilich, M. A., Duncan, J. P., Alarcon, E. K., Eckrote, K. A., Goldberg, A. J. (2002). The design and fabrication of fiber-reinforced implant prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(4), 449–454.
185. Duncan, J. P., Freilich, M. A., Latvis, C. J. (2000). Fiber-reinforced composite framework for implant-supported overdentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(2), 200–204.
186. Kaleli, N., Saraç, D. (2014). Protetik Diş Tedavisinde Lazer Sinterleme Sistemleri. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 15(3), 27–33.
187. Venkatesh, K., Nandini, V. (2013). Direct metal laser sintering: a digitised metal casting technology. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13(4), 389–392.
188. Traini, T., Mangano, C., Sammons, R. L., Mangano, F., Macchi, A., Piattelli, A. (2008). Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dental Materials*, 24(11), 1525–1533.
189. Wang, J.-H., Ren, J., Liu, W., Wu, X.-Y., Gao, M.-X., Bai, P.-K. (2018). Effect of Selective Laser Melting Process Parameters on Microstructure and Properties of Co-Cr Alloy. *Materials*, 11(9), 1546.
190. Bibb, R., Eggbeer, D., Williams, R. (2006). Rapid manufacture of removable partial denture frameworks. *Rapid Prototyping Journal*, 12(2), 95–99.
191. Williams, R., Bibb, R., Eggbeer, D., Collis, J. (2006). Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(2), 96–99.

192. Wu, J., Wang, X., Zhao, X., Zhang, C., Gao, B. (2012). A study on the fabrication method of removable partial denture framework by computer-aided design and rapid prototyping. *Rapid Prototyping Journal*, 18(4), 318–323.
193. Mazzoli, A. (2013). Selective laser sintering in biomedical engineering. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 51(3), 245–256.
194. Tortopidis, D., Lyons, M. F., Baxendale, R. H., Gilmour, W. H. (1998). The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(9), 681–686.
195. Kumagai, H., Suzuki, T., Hamada, T., Sondang, P., Fujitani, M., Nikawa, H. (1999). Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(12), 932–935.
196. Gibbs, C. H., Anusavice, K. J., Young, H. M., Jones, J. S., Esquivel-Upshaw, J. F. (2002). Maximum clenching force of patients with moderate loss of posterior tooth support: A pilot study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(5), 498–502.
197. Ferrario, V. F., Sforza, C., Serrao, G., Dellavia, C., Tartaglia, G. M. (2004). Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(1), 18–22.
198. Awadalla, H. A., Azarbal, M., Ismail, Y. H., El-Ibiari, W. (1992). Three-dimensional finite element stress analysis of a cantilever fixed partial denture. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(2), 243–248.
199. Shillingburg, H., Hobo, S., Whitsett, L., Bracket, S. (1997). Fundamentals of Fixed Prosthodontics, 1997. *Learning* 10, 40.
200. Sakaguchi, RL., Powers, JM. (2002). Biocompatibility and tissue reaction to biomaterials. In *Craig's Restorative Dental Materials*. (Thirteenth Edition). Philadelphia: Elsevier, 109-133.
201. Anusavice, K., Shen, C., Rawls, H. (2013). *Phillips' science of dental materials*. (Twelfth Edition). St. Louis: Elsevier Mosby, 236-290.
202. Tokar, N., Tokar, E., Mavis, B., 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.
203. Ramoğlu, S., Ozan, O. (2014). Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 9(9), 175–180.
204. Akça, K., Cehreli, M. C., Iplikçioglu, 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.
205. Baiamonte, T., Abbate, M., Pizzarello, F., Lozado, J. (1996). The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *Journal of Oral Implantology*, 22(2), 104–110.

206. Meijer, H., Starmans, F., Bosman, F., 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.
207. Ebrahimi, F. (2012). *Finite element analysis-new trends and developments*. Croatia: InTech, 1-55.
208. Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., Igarashi, Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *Journal of Dentistry*, 36(7), 463–471.
209. Kurowski, P. (2004). *Finite element analysis for design engineers*. Warrendale, PA: Society of Automotive Engineers, 5-8.
210. Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme Bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Diş Hekimliği Dergisi*, 11, 18–23.
211. Assunção, W. G., Ricardo Barão, V. A., Tabata, L. F., Gomes, É. A., Delben, J. A., dos Santos, P. H. (2009). Biomechanics Studies in Dentistry. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20(4), 1173–1177.
212. Nagakura, M., Tanimoto, Y., Nishiyama, N. (2017). Fabrication and physical properties of glass-fiber-reinforced thermoplastics for non-metal-clasp dentures. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 105(8), 2254–2260.
213. Barbier, L., Vander Sloten, J., Krzesinski, G., Schepers, E., Van der Perre, G. (1998). Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(11), 847–858.
214. Abdelhamid, A. M., Assaad, N. K., Neena, A. F. (2015). Three Dimensional Finite Element Analysis to Evaluate Stress Distribution around Implant Retained Mandibular Overdenture Using Two Different Attachment Systems. *Journal of Dental Health, Oral Disorders and Therapy*, 2(5), 1–11.
215. Alageel, O., Abdallah, M., Alsheghri, A., Song, J., Caron, E., Tamimi, F. (2018). Removable partial denture alloys processed by laser-sintering technique. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 106(3), 1174–1185.
216. Lee, J. M. (2004). *Alternative Carbon Fiber Reinforced Polymer (CFRP) Composites for Cryogenic Applications*. Unpublished. Mississippi State University.
217. Cheng, Y. Y., Li, J. Y., Fok, S. L., Cheung, W. L., Chow, T. W. (2010). 3D FEA of high-performance polyethylene fiber reinforced maxillary dentures. *Dental Materials*, 26(9), 211–219.
218. Cheng, M., Chen, W., Weerasooriya, T. (2005). Mechanical Properties of Kevlar® KM2 Single Fiber. *Journal of Engineering Materials and Technology*, 127(2), 197–203.

219. Ku, H., Wang, H., Pattarachaiyakoo, N., Trada, M. (2011). A review on the tensile properties of natural fiber reinforced polymer composites. *Composites Part B: Engineering*, 42(4), 856–873.
220. Zoidis, P. (2018). The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 516–521.
221. Broilo, J. R., Sartori, E. A., Mariano, L. O. H., Corso, L., Shinkai, R. S. A., Shinkai, R. S. A. (2018). Three-dimensional finite element analysis of mandibular overdentures with different implant positions and attachment types. *Revista Odonto Ciência*, 32(4), 185–192.
222. Akça, K., İplikçioğlu, H. (2001). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 16(5), 722–730.
223. Gültepe, M. (2011). *Alt çene tam dişsiz vakalarda farklı implant üstü protetik tasarımların implant altyapılara kuvvet iletimi açısından sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi*. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara. 97-100.
224. Daas, M., Dubois, G., Bonnet, A. S., Lipinski, P., Rignon-Bret, C. (2008). A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Medical Engineering and Physics*, 30(2), 218–225.
225. Kayumi, S., Takayama, Y., Yokoyama, A., Ueda, N. (2015). Effect of bite force in occlusal adjustment of dental implants on the distribution of occlusal pressure: comparison among three bite forces in occlusal adjustment. *International Journal of Implant Dentistry*, 1(1), 14.
226. Bonnet, A. S., Postaire, M., Lipinski, P. (2009). Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge. *Medical Engineering Physics*, 31(7), 806–815.
227. Ozan, O., Ramoglu, S. (2015). Effect of Implant Height Differences on Different Attachment Types and Peri-Implant Bone in Mandibular Two-Implant Overdentures: 3D Finite Element Study. *Journal of Oral Implantology*, 41(3), 50–59.
228. Van Staden, R. C., Guan, H., Loo, Y. C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 9(4), 257–270.
229. Tanino, F., Hayakawa, I., Hirano, S., Minakuchi, S. (2007). Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *International Journal of Prosthodontics*, 20(2), 193–198.
230. Sancakli, E., Mumcu, E., Geçkili, O., Nekora Azak, A. (2011). Alt çene üç implant destekli protezlerde, kantilever varlığının implantlar üzerine gelen stres dağılımına etkisi. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 45(2), 9–17.

231. Barbier, L., Schepers, E. (1997). Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 12(2), 215–223.
232. Borchers, L., 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.
233. Zhou, X., Zhao, Z., Zhao, M., Fan, Y. (1999). The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method. *West China Journal of Stomatology*, 17(1), 29–32.
234. Sato, Y., Teixeira, E. R., Tsuga, K., 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.
235. Tuzlalı, M., Öztürk, C., Zortuk, M. (2018). Comparison the Stress Distribution of Screw Retained and Cemented Implant Supported Fixed Restorations: Finite Element Analysis Study. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 24(2), 106–113.
236. Yu, S.-H., Oh, S., Cho, H.-W., Bae, J.-M., Yoshinari, M., Kawada, E., Bae, J. M. (2017). Reinforcing effect of glass-fiber mesh on complete dentures in a test model with a simulated oral mucosa. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 23(0), 108–113.
237. Craig, R. G. (2000). *Dental materials*. Columbia: Wiley Online Library, 12-78.
238. Silva, G. C., Mendonça, J. A., Lopes, L. R., Landre, J. (2010). Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: a three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 25(2), 239–246.
239. Liu, J., Pan, S., Dong, J., Mo, Z., Fan, Y., Feng, H. (2013). Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Dentistry*, 41(3), 241–249.
240. Ebadian, B., Mosharraf, R., Khodaeian, N. (2016). Effect of cantilever length on stress distribution around implants in mandibular overdentures supported by two and three implants. *European Journal of Dentistry*, 10(3), 333–40.
241. Ebadian, B., Mosharraf, R., Khodaeian, N. (2015). Finite Element Analysis of the Influence of Implant Inclination on Stress Distribution in Mandibular Overdentures. *Journal of Oral Implantology*, 41(3), 252–257.
242. Krennmair, G., Seemann, R., Fazekas, A., Ewers, R., Piehslinger, E. (2012). Patient preference and satisfaction with implant-supported mandibular overdentures retained with ball or locator attachments: a crossover clinical trial. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 27(6), 1560–1568.

243. Hong, H. R., Pae, A., Kim, Y., Paek, J., Kim, H.-S., 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. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 27(5), 69–76.
244. Burns, D. R. (2004). The mandibular complete overdenture. *Dental Clinics of North America*, 48(3), 603–623.
245. Federick, D. R., Caputo, A. A. (1996). Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(6), 624–632.
246. Meijer, H. J. A., Raghoobar, G. M., Batenburg, R. H. K., Visser, A., Vissink, A. (2009). Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants: a 10-year clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*, 20(7), 722–728.
247. Gürgül, S., Uzun, C., Erdal, N. (2016). Kemik Biyomekaniği. *Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, 8(1), 18–34.
248. Misch, C. E., Qu, Z., Bidez, M. W. (1999). Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 57(6), 700–708.
249. Prasad, Dk., Prasad, Da., Buch, M. (2014). Selection of attachment systems in fabricating an implant supported overdenture. *Journal of Dental Implants*, 4(2), 176–181.
250. Karbach, J., Hartmann, S., Jahn-Eimermacher, A., Wagner, W. (2015). Oral Health-Related Quality of Life in Edentulous Patients with Two- vs Four-Locator-Retained Mandibular Overdentures: A Prospective, Randomized, Crossover Study. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 30(5), 1143–1148.
251. Cordaro, L., di Torresanto, V. M., Petricevic, N., Jornet, P. R., Torsello, F. (2013). Single unit attachments improve peri-implant soft tissue conditions in mandibular overdentures supported by four implants. *Clinical Oral Implants Research*, 24(5), 536–542.
252. Mahajan, N., Thakkur, R. K. (2013). Overdenture locator attachments for atrophic mandible. *Contemporary Clinical Dentistry*, 4(4), 509–511.
253. Cicciù, M., Cervino, G., Bramanti, E., Lauritano, F., Lo Gudice, G., Scappaticci, L., Risitano, G. (2015). FEM Analysis of Mandibular Prosthetic Overdenture Supported by Dental Implants: Evaluation of Different Retention Methods. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2015, 1–16.
254. Chang, H. S., Hsieh, Y. D., Hsu, M. L. (2015). Long-term survival rate of implant-supported overdentures with various attachment systems: A 20-year retrospective study. *Journal of Dental Sciences*, 10(1), 55–60.

255. Chung, K.-H., Whiting, D., Kronstrom, M., Chan, D., Wataha, J. (2011). Retentive characteristics of overdenture attachments during repeated dislodging and cyclic loading. *International Journal of Prosthodontics*, 24(2), 127–129.
256. Passia, N., Ghazal, M., Kern, M. (2016). Long-term retention behaviour of resin matrix attachment systems for overdentures. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 57, 88–94.
257. Choi, J., Yun, B., Jeong, C., Huh, J. (2018). Retentive Properties of Two Stud Attachments with Polyetherketoneketone or Nylon Insert in Mandibular Implant Overdentures. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 33(5), 1079–1088.
258. Eltaftazani, I., Moubarak, A., El-Anwar, M. (2010). Locator Attachment Versus Ball Attachment: 3-Dimensional Finite Element Study. Oral Presentation In *IADR General Session*.
259. İnternet: Study report Novaloc matrix system. (2018,Feb). Valoc. URL: http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.valoc.ch%2Fdocs%2Fde%2FStudy_report_Novaloc_matrix_system_03_2014.pdf%3Fm%3D1404823215%26html&date=2019-04-10, Son Erişim Tarihi: 10.04.2019.
260. Soykan, E., Eskitaşçıoğlu, G., Ünsal, E., Bai, N., (2013). Dental İmplantların Biyomekaniği ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulamaları. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 39(2), 87–95.
261. Fahmi, M. K., Ebrahim, M. I. (2017). Effect of Polypropylene Fiber Addition on the Flexural Strength, Fracture Toughness, and Hardness of Heat-Polymerized Acrylic Resin. *ECronion Dental Science*, 83, 101–109.
262. Gonda, T., Ikebe, K., Dong, J., Nokubi, T. (2007). Effect of Reinforcement on Overdenture Strain. *Journal of Dental Research*, 86(7), 667–671.
263. Amaral, C. F., Gomes, R. S., Rodrigues Garcia, R. C. M., Del Bel Cury, A. A. (2018). Stress distribution of single-implant-retained overdenture reinforced with a framework: A finite element analysis study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(5), 791–796.
264. Fajardo, R. S., Pruitt, L. A., Finzen, F. C., Marshall, G. W., Singh, S., Curtis, D. A. (2011). The effect of E-glass fibers and acrylic resin thickness on fracture load in a simulated implant-supported overdenture prosthesis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 106(6), 373–377.
265. Muratomi, R., Kamada, K., Taira, Y., Higuchi, S., Watanabe, I., Sawase, T. (2013). Comparative study between laser sintering and casting for retention of resin composite veneers to cobalt-chromium alloy. *Dental Materials Journal*, 32(6), 939–45.
266. Abou Tara, M., Eschbach, S., Bohlsen, F., Kern, M. (2011). Clinical outcome of metal-ceramic crowns fabricated with laser-sintering technology. *International Journal of Prosthodontics*, 24(1), 46–48.

267. Oyagüe, R. C., Sánchez-Turrión, A., López-Lozano, J. F., Montero, J., Albaladejo, A., Suárez-García, M. J. (2012). Evaluation of fit of cement-retained implant-supported 3-unit structures fabricated with direct metal laser sintering and vacuum casting techniques. *Odontology*, 100(2), 249–253.
268. Iseri, U., Ozkurt, Z., Kazazoglu, E. (2011). Shear bond strengths of veneering porcelain to cast, machined and laser-sintered titanium. *Dental Materials Journal*, 30(3), 274–280.
269. Alsheghri, A. A., Alageel, O., Caron, E., Ciobanu, O., Tamimi, F., Song, J. (2018). An analytical model to design circumferential clasps for laser-sintered removable partial dentures. *Dental Materials*, 34(10), 1474–1482.
270. Rached, R. N., de Souza, E. M., Dyer, S. R., Ferracane, J. L. (2011). Dynamic and static strength of an implant-supported overdenture model reinforced with metal and nonmetal strengtheners. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 106(5), 297–304.
271. Vallittu, P. K., Vojtkova, H., Lassila, V. P. (1995). Impact strength of denture polymethyl methacrylate reinforced with continuous glass fibers or metal wire. *Acta Odontologica Scandinavica*, 53(6), 392–396.
272. Zortuk, M., Kılıc, K., Uzun, G., Ozturk, A., Kesim, B. (2008). The effect of different fiber concentrations on the surface roughness of provisional crown and fixed partial denture resin. *European Journal of Dentistry*, 2(3), 185–190.
273. Vallitu, P. K., Narva, K. K. (1997). Impact strength of a modified continuous glass fiber–poly(methyl methacrylate). *International Journal of Prosthodontics*, 10(2), 142–148.
274. Behr, M., Rosentritt, M., Lang, R., Handel, G. (2000). Flexural properties of ber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. *Journal of Dentistry*, 28(7), 509–514.
275. Furtos, G., Silaghi-Dumitrescu, L., Moldovan, M. (2012). Influence of filler/reinforcing agent and post-curing on the flexural properties of woven and unidirectional glass fiber-reinforced composites. *Journal of Material Sciences*, 47, 3305–3314.
276. Kaplan, R., Özçelik, TB. (2006). Tam Protezlerin Yapımında Kullanılan Akrilik Rezinlerin Güçlendirme Yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 70–76.
277. Narva, K. K., Vallitu, P. K., Helenius, H., Yli-Urpo, A. (2001). Clinical survey of acrylic resin removable denture repairs with glass-fiber reinforcement. *International Journal of Prosthodontics*, 14(3), 219–224.
278. Freilich, M. A., Meiers, J. C., Duncan, J. P., Eckrote, K. A., Goldberg, A. J. (2002). Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. *Journal of the American Dental Association*, 133(11), 1524–1534.

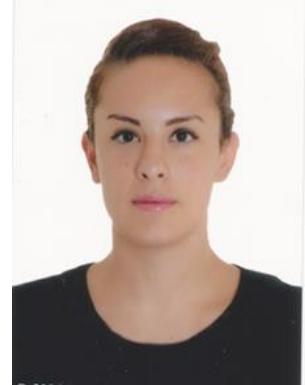
279. Kumar, A., Tekriwal, S., Rajkumar, B., Vishesh, G., Rastogi, R. (2016). A Review on Fibre Reinforced Composite Resins. *Annals of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 2(1), 11–16.
280. Rosentiel, S. F., Land, M. F., Fujimoto, J. (2001). *Contemporary Fixed Prosthodontics*, (Third Edition). St. Louis: CV Mosby, 79-106.
281. Gür, M., Turan, K. (2004). Fiber-matriks arayüzeyinde gerilme analizi. *Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları*, 3(1), 25-32.
282. Vallittu, P. K. (1993). Effect of some properties of metal strengtheners on the fracture resistance of acrylic denture base material construction. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20(3), 241–8.
283. Doğan, A., Karacaer, Ö., Doğan, O. M., Bolayır, G., Bek, B. (2007). Değişik polimerizasyon yöntemlerinin farklı konsantrasyonlarda cam fiberle güçlendirilen poli(metil metakrilat) protez kaide rezininin transvers dayanıma etkisi. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 10(1), 20–25.
284. Yang, H., Lang, L., Felton, D. (1999). Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(6), 721–728.
285. Rappelli, G., Scalise, L., Procaccini, M., Tomasini, E. (2005). Stress distrubition in fiber-reinforced composite inlay fixed partial dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(5), 425–432.
286. Ellekwa, A. E., Shortall, A. C., Marquis, P. M. (2004). Influence of different techniques of laboratory construction on the fracture resistance of fiber-reinforced composite (FRC) bridges. *Journal of Contemporary Dental Practices*, 5, 1–13.
287. Göhring, T. N., Peters, O. A., Lutz, F. (2001). Marginal adaptation of bonded slot-inlays anchoring four-unit fixed partial dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86, 81–92.
288. Farina, A. P., Cecchin, D., Soares, R. G., Botelho, A. L., Takahashi, J. M. F. K., Mazzetto, M. O., Mesquita, M. F. (2012). Evaluation of Vickers hardness of different types of acrylic denture base resins with and without glass fibre reinforcement. *Gerodontology*, 29(2), 155–160.
289. İmirzalıoğlu, P., Gürbüz, R., Atasav, E. (2006). The Effect of Fiber Reinforcement on the Fracture Toughness of Denture Base Acrylic Resin. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 30(3), 3–14.
290. Vallitu, P. K. (1998). Some aspect of the tensile strength of unidirectional glass fibre-polymethyl metacrylate composite used in denture. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25, 100–105.
291. Venkat, R., Gopichander, N., Vasantakumar, M. (2013). Comprehensive analysis of repair/reinforcement materials for polymethyl methacrylate denture bases: mechanical and dimensional stability characteristics. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13(4), 439–449.

292. Karacaer, Ö., Doğan, O., Doğan, A. (2001). Reinforcement of maxillary dentures with silane-treated ultra high modulus polyethylene fibers. *Journal of Oral Sciences*, 43, 103–107.
293. Gupta, P., Nagpal, A., Samra, R., Verma, R., Kaur, J., Abrol, S. (2017). A comparative study to check fracture strength of provisional fixed partial dentures made of autopolymerizing polymethylmethacrylate resin reinforced with different materials: An in vitro study. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 17(3), 301–309.
294. Kostoulas, I., Kavoura, V. T., Frangou, M. J., Polyzois, G. L. (2008). Fracture force, deflection, and toughness of acrylic denture repairs involving glass fiber reinforcement. *Journal of Prosthodontics*, 17(4), 257–261.
295. Murthy, H., Shaik, S., Sachdeva, H., Khare, S., Haralur, S., Roopa, K. (2015). Effect of reinforcement using stainless steelmesh, glass fibers, and polyethylene on the impact strength of heat cure denture base resin - an in vitro study. *Journal of International Oral Health*, 7, 71–79.
296. Menini, M., Pesce, P., Pera, F., Barberis, F., Lagazzo, A., Bertola, L., Pera, P. (2017). Biological and mechanical characterization of carbon fiber frameworks for dental implant applications. *Materials Science and Engineering: C*, 70(1), 646–655.
297. Bergendal, T., Ekstrand, K., Karlsson, U. (1995). Evaluation of implant-supported carbon/graphite reinforced polymethyl methacrylate prostheses. A longitudinal multicenter study. *Clinical Oral Implants Research*, 6, 246–253.
298. Aktas, G., Karasan, D., Muhtarogullari, M., Canay, Ş. (2014). An Alternative Reinforcement Method for Mandibular Implant Retained Overdentures with E-Glass Fibers : a Case Report. *Clinical Dentistry and Research*, 38(2), 31–35.
299. Abou Neel, E., M Young, A. (2017). Setting kinetics and mechanical properties of flax fibre reinforced glass ionomer restorative materials. *Journal of Biomedical Research*, 31(3), 264–272.
300. Westman, M. P., Laddha, S. G., Fifiield, L. S., Kafentzis, T. A., Simmons, K. L. (2010). *Natural Fiber Composites: A Review*. United States: Pacific Northwest, 2-5.
301. Ihueze, C. C., Okafor, C. E., Okoye, C. I. (2015). Natural fiber composite design and characterization for limit stress prediction in multiaxial stress state. *Journal of King Saud University - Engineering Sciences*, 27(2), 193–206.
302. Elbadry, E. A., Aly-Hassan, M. S., Hamada, H. (2012). Mechanical Properties of Natural Jute Fabric/Jute Mat Fiber Reinforced Polymer Matrix Hybrid Composites. *Advances in Mechanical Engineering*, 4, 354547.
303. Plateau, T. P. (2017). Evaluation of Tensile Strength of Jute Fiber Reinforced Polypropylene Composite. *Advances in Materials*, 6(6), 149–153.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ÇETİNTAŞ, Şenay
 Uyruğu : K.K.T.C.
 Doğum yeri ve tarihi : Lefkoşa/ KKTC/ 12.07.1991
 Medeni hali : Bekar
 Telefon : 0 539 252 52 78
 Faks : 0 312 223 92 26
 e-mail : senaycetintas@windowlive.com



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi / Sağlık Bilimleri Enstitüsü / Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam ediyor
Lisans	Hacettepe Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2014
Lise	Türk Maarif Koleji Kuzey Kıbrıs Türk Cumhuriyeti	2009

Yabancı Dil

İngilizce

Fransızca

Kongreler ve Kurslar

- Hacettepe Üniversitesi Sertifikası: Röntgen Cihazı Kullanım Kursu 2014
- Hacettepe Üniversitesi Sertifikası: Lazer Uygulamaları Kursu 2014
- AEEDC International Dental Conference Arab Dental Exhibition 2015
- TPİD 22. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi 2015
- DENTSPLY İmplants Tüm sistemlerde abutment seçimi kursu 2015

- İZDO 23. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi 2016
- 22nd BaSS Congress Contemporary Challenges in Dentistry 2017
- Dentsem Porselen Laminate Veneer Eğitimi Kursu 2017
- TDB 24. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi 2018

Poster ve Sözlü Sunumlar

- **Çetintaş Ş**, Bayrak A, Karacaer Ö, Akaltan F. Gün Işığı ve Tungsten Işık Kaynağı Altında Görme Kusuru Olan ve Olmayan Diş Hekimleri ve Fakülte Öğrencileri Arasındaki Renk Eşleştirme Performanslarının Karşılaştırılması. TPİD 22. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi, Antalya 2015. (Sözlü Sunum)
- Türkcan İ, **Çetintaş Ş**, Karacaer Ö, Nalbant D. Üst Anterior Bölgede Zirkonya Altyapılı Seramik Kronlar İle Tek Diş Restorasyonları: 3 Olgu Bildirimi. İZDO 23. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi, İzmir 2016. (Poster)
- **Çetintaş Ş**, Karacaer Ö, Nagaş İÇ. Aşınmış Dentisyona Sahip Hastanın Protetik Rehabilitasyonu: Vaka Raporu. İZDO 23. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi, İzmir 2016. (Poster)
- **Cetintas S**, Karacaer O. Two Cases of Large Diastema Closure Using Different Materials Without Root Canal Treatment. 22nd BaSS Congress Contemporary Challenges in Dentistry, Greece 2017. (Poster)
- **Çetintaş Ş**, Tokar E, Güzelce E, Karacaer Ö. Prosthetic Rehabilitation After Complicated Surgical Procedures in the Anterior Region: Case Report. TDB 24. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, Ankara 2018. (Poster)
- Guzelce E, Tokar E, **Çetintaş Ş**, Karacaer Ö. CAD/CAM teknolojisi kullanılarak kişisel abutment hazırlanması: Vaka raporu. TDB 24. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, Ankara 2018. (Poster)

Yayınlar

- **Cetintas S**, Karacaer O, Tokar E. Fiber Materials Used in Prosthetic Dentistry. The Journal of Dentists. 2017; 5: 36 – 46.
- **Cetintas S**, Tokar E, Guzelce E, Karacaer O. Prosthetic rehabilitation after complicated surgical procedures in the anterior region. Journal of Dental Research and Reports. 2018; 1(1): 1 – 5.
- **Cetintas S**, Tokar E, Karacaer O. Wide Diastema Closure Using Different Materials without Root Canal Treatment: Case Reports. Scientific Archives of Dental Sciences. 2019; 2(1): 9 – 14.



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR...