



T.C.

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

**ALT ÇENE KENNEDY I VAKALARINDA METAL DESTEKLİ  
VE DESTEKSİZ FLEXIBLE BÖLÜMLÜ PROTEZLERİN SERT  
VE YUMUŞAK DOKULAR ÜZERİNDE OLUŞTURDUĞU  
STRESLERİN FEM ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

GAMZE SARICA

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. MEHMET MUZAFFER ATEŞ

İSTANBUL-2022

## TEZ ONAY FORMU

Kurum : İstanbul Medipol Üniversitesi  
Programın Seviyesi : Yüksek Lisans ( ) Doktora (X)  
Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi  
Tez Sahibi : Gamze SARICA  
Tez Başlığı : Alt Çene Kennedy I Vakalarında Metal Destekli ve Desteksiz  
Flexible Bölümlü Protezlerin Sert ve Yumuşak Dokular  
Üzerinde Oluşturduğu Stresslerin FEM Analiziyle İncelenmesi  
Sınav Yeri : İstanbul Medipol Üniversitesi Unkapanı Yerleşkesi  
Sınav Tarihi : 27.07.2022

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve nitelik yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

<u>Danışman</u>	<u>Kurumu</u>	<u>İmza</u>
Prof.Dr. Mehmet Muzaffer ATEŞ	İstanbul Medipol Üniversitesi	

### Sınav Jüri Üyeleri

Dr.Öğr.Üyesi Gülsüm CEYLAN	İstanbul Medipol Üniversitesi
Dr.Öğr.Üyesi Caner ATALAY	İstanbul Medipol Üniversitesi
Prof.Dr. Hanefi KURT	İstanbul Bilgi Üniversitesi
Dr.Öğr.Üyesi İŞİL TURP	Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi

Yukarıdaki jüri kararıyla kabul edilen bu Doktora Tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nun  
...../...../ ..... tarih ve ...../..... - ..... sayılı kararı ile şekil  
yönünden Tez Yazım Kılavuzuna uygun olduğu onaylanmıştır.

Prof.Dr. Neslin EMEKLİ

**Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdür Vekili**

## ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

Bu tez çalışmasının kendi çalışmama olduğunu, tezin planlama aşamasından yazımına kadar olan tüm safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, tezde bulunan bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içerisinde elde ettiğimi, bu tez çalışması aracılığı ile elde edemediğimi bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynak listesine aldığımı, bu tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışım olmadığını beyan ederim.

Gamze Sarıca

## TEŞEKKÜR

Uzun ve yorucu geçen doktora hayatım boyunca beni her zaman destekleyen, sorunlarıma anlayışla yaklaşan, bizlere karşı her daim yapıcı yaklaşan tez danışman hocam; Prof. Dr. Mehmet Muzaffer ATEŞ 'e ,

Mesleki olarak örnek aldığım, bir çok bilgi öğrendiğim ve çalışmalarından gurur duyduğum biricik hocam; Prof. Dr. Hanefi Kurt'a, akademik kariyeri dışında hayata karşı sahip olduğu saygılı duruşu ve bize karşı her an pozitif destek ile yaklaşan hocam; Prof. Dr. Umut Çakan'a , Medipol Üniversitesinde geçen akademik süre boyunca acısıyla tatlısıyla her zaman bir abi gibi destek olan ve klinik pratiklerimin gelişmesinde katkı sağlayan Prof. Dr. Haluk Barış Kara'ya , kalbimde ki yeri her zaman başka her sorumda beni asla geri çevirmeyen biricik hocam Yrd. Doç. Gülsüm Ceylan hocama, öğrenci kliniklerinde geçen zorlu süreçlerde tatlı dili ile halimden anlayan ve yapıcı yaklaşan Yrd. Doç. Dr. İpek İşcan'a, tez yazım sürecinde pozitif yaklaşımları ile destekleyen Yrd. Doç. Dr. Caner Atalay'a ve diğer bütün hocalarıma saygıyla teşekkür ederim.

Tüm zorlu şartlarda her daim beni destekleyen, yeterlilikten başlayan ve bugüne dek süren yolda yanımda yer alan, akademik hayat dışındada benim için çok değerli olan dostum ve meslektaşım Dr. Farbud Bonabian başta olmak üzere, Dr. Kübra Aycan'a ve tüm doktora arkadaşlarıma, bana karşı desteğini hiç esirgemeyen ve her zaman aileden biriymiş gibi davranan Nurcan Kulaç Akgöz başta olmak üzere bütün medipol çalışanlarına çok teşekkür ederim.

Beni bu günlerime getiren, hayatımın bütün zorluklarında yanımda yer alan, sevgi, saygı ve desteklerini hiç bir zaman esirgemeyen canım ailemden annem Uzm.Dr. Neşe Sarıca'ya , akademik kariyer olarak hep bizlere örnek olan, bize dünyanın kapılarını aralayan ve asla çalışmaktan vazgeçmeyen Prof. Dr. Kemal Sarıca ve hayatımın en güzel hediyesi olan biricik kardeşim Göksu Sarıca'ya ödenmeyecek hakları için sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

## İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY FORUMU .....	ii
ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI .....	iii
TEŞEKKÜR .....	iv
İÇİNDEKİLER .....	v
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	vii
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	x
1. ÖZET.....	1
2. ABSTRACT .....	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ .....	3
4. GENEL BİLGİLER.....	5
4.1. Hareketli Bölümlü Protezlerin Tanımı ve Tarihçesi .....	5
4.2. Hareketli Bölümlü Protez Yapım Amaçları .....	6
4.3. Kısmi Dişsiz Arkların Sınıflandırılması.....	6
4.4. Dişli ve Dişsiz Sonlanan Vakalar Arasındaki Farklar ve Bölümlü Protez Tipleri .....	8
4.5. Hareketli Bölümlü Protezlerin Yapısını Oluşturan Elemanlar .....	9
4.6. Hareketli Bölümlü Protez Planlamasında Temel İlkeler.....	10
4.7. Hareketli Bölümlü Protezlerde Tutuculuk .....	11
4.7.1. Mekanik tutuculuk ve kroşe fonksiyonları.....	12
4.8. Hareketli Bölümlü Protezlerde Estetik Yaklaşımlar .....	13
4.9. Protez Kaide Materyalleri .....	15
4.10. Protez Kaide Materyallerinde Aranılan Özellikler.....	16
4.10.1. Fiziksel özellikler .....	16
4.10.2 Mekanik özellikler .....	17
4.10.3 Biyolojik özellikler.....	17
4.11. Polimer ve Polimerizasyon .....	17
4.12. Protez Kaidesinde Kullanılan Rezin Materyallerin Sınıflandırılması.....	21
4.12.1. Isı ile polimerize olan rezinler .....	21
4.12.1.1. Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği.....	22
4.12.1.2. Enjeksiyon kalıplama tekniği .....	22
4.12.2. Kimyasal yöntem ile polimerize olan akrilik rezinler (Otopolimerizan Rezinler).....	23
4.12.3. Mikrodalga enerjisi yöntemi ile polimerize olan akrilik rezinler.....	24
4.12.4. Görünür ışık ile polimerizasyon yöntemi.....	25

4.13. Polimer Yapıların Sınıflandırılması .....	25
4.13.1. Termoplastik polimerler .....	25
4.13.2. Elastomerler .....	26
4.13.3. Termosetler .....	26
4.14. Termoplastik Akrilik Rezinler ve Üretim Yöntemleri .....	26
4.14.1. Poliamid (Naylon) .....	28
4.14.1.1. Poliamid yapıların diş hekimliğinde kullanım yerleri .....	29
4.14.1.2. Poliamidlerin kaide materyali olarak kullanımının avantaj ve dezavantajları .....	32
4.15. Çiğneme Fonksiyonu ile Oluşan Oklüzal Kuvvetler .....	33
4.16. Stres Analizinde Kullanılan Yöntemler .....	34
4.16.1. Strain-gauge (gerinim ölçer) stres analizi .....	35
4.16.2. Fotoelastik model üzerinde stres analizi .....	35
4.16.3. Lazer ışını ile stres analizi .....	36
4.16.4. Termografik Stres Analizi .....	36
4.16.5. Kırılma vernik kaplama ile analiz yöntemi .....	36
4.16.6. Radyotelemetri ile kuvvet analiz yöntemi .....	36
4.16.7. Sonlu elemanlar analiz yöntemi (FEA) (SEA) (FEM) .....	37
4.16.7.1 Sonlu elemanlar analizinde kullanılan temel biyomekanik kavramlar .....	39
<b>5. MATERYAL VE METOT .....</b>	<b>43</b>
5.1. Sert ve Yumuşak Dokuların Modellenmesi .....	46
5.2. Protezelere Ait Yapısal Elemanların Modellenmesi .....	46
5.3. Sınır Koşulları .....	47
5.4. Kuvvet Yükleme Koşulları .....	48
5.5 Çalışma Sonuçlarının Yorumlanması .....	48
<b>6. BULGULAR .....</b>	<b>50</b>
6.1. Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Stres Bulguları .....	50
6.2. Lateral Yükleme Sonucu Oluşan Stres Bulguları .....	79
<b>7. TARTIŞMA .....</b>	<b>94</b>
<b>8. SONUÇ VE ÖNERİLER .....</b>	<b>107</b>
<b>9. KAYNAKLAR .....</b>	<b>110</b>
<b>10. ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>119</b>

## SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

%	Yüzde
<	Büyüktür
>	Küçüktür
°C	Santigrat Derece, ısı birimi
<b>atm</b>	Atmosfer Basıncı
<b>β</b>	Beta
<b>CAD/CAM</b>	Bilgisayar Destekli Dijital Tasarım
<b>CH<sub>2</sub></b>	Karboksil
<b>Cl</b>	Klor
<b>CL I-II-III-IV</b>	Kennedy Sınıflandırması 1-2-3-4
<b>cm</b>	Uzunluk birimi santimetre
<b>cm<sup>2</sup></b>	Santimetrekaire, alan birimi
<b>cm<sup>3</sup></b>	Santimetreküp, hacim birimi
<b>Co</b>	Kobalt
<b>CO<sub>2</sub></b>	Karbon Di Oksit
<b>Cr</b>	Krom
<b>DICOM</b>	Digital Imaging and Communications in Medicine
<b>Dk</b>	Dakika, zaman birimi
<b>DOF</b>	Degree of Freedom
<b>FEA</b>	Finite Element Analıysis
<b>FEM</b>	Finite Element Method
<b>g</b>	Gram, ağırlık birimi
<b>GB</b>	Giga Byte
<b>GHz</b>	Giga Hertz
<b>GPa</b>	Gerilme birimi Giga Paskal
<b>H</b>	Hidrojen
<b>ISO</b>	Uluslararası Standartlar Enstitüsü
<b>HBP</b>	Hareketli Bölümlü Protez
<b>M1</b>	Lingual Bar ve Polimetilmetakrilat çalışma modeli 1
<b>M2</b>	Lingual Bar ve Nylon çalışma modeli 2

<b>M3</b>	Lingual Plak ve Nylon çalışma modeli 3
<b>M4</b>	Tamamen Nylon olan çalışma modeli 4
<b>MHz</b>	Mega Hertz
<b>mm</b>	Uzunluk birimi milimetre
<b>µm</b>	Mikrometre ( $10^{-6}$ m, uzunluk birimi)
<b>MMA</b>	Metil Metakrilat
<b>MPa</b>	Gerilme birimi mega paskal
<b>N</b>	Kuvvet birimi newton
<b>Ni</b>	Nikel
<b>nm</b>	Nanometre ( $10^{-9}$ m, uzunluk birimi)
<b>O</b>	Oksijen
<b>PA</b>	Poliamid
<b>PAR</b>	Poliakrilat
<b>PC</b>	Polikarbonat
<b>PDL</b>	Periodontal Ligament
<b>PE</b>	Polietilen
<b>Pmax</b>	Maksimum asal gerilme değeri
<b>Pmin</b>	Minimum asal gerilme değeri
<b>PMMA</b>	Poli metilmetakrilat
<b>PP</b>	Polipropilen
<b>PS</b>	Polistren
<b>PVC</b>	Polivinilklorür
<b>RAM</b>	Rastgele Erişim Belleği
<b>SESA</b>	Sonlu elemanlar stres analizi
<b>Stl</b>	Stereolithography; hızlı prototipleme formatı
<b>Ti</b>	Titanyum
<b>UV</b>	Ultraviyole
<b>VR</b>	Virtual Grid



## TABLÖLAR LİSTESİ

<b>Tablo 4.15.1.</b> Mandibula Kemigine Uygulanan Çiğneme Kuvvetleri.....	34
<b>Tablo 5.1.</b> Çalışmada Kullanılan Elastic Modulus ve Poisson Oranı .....	44
<b>Tablo 5.2.</b> Model 1 Eleman ve Düğüm Sayısı.....	45
<b>Tablo 5.3.</b> Model 2 Eleman ve Düğüm Sayısı.....	45
<b>Tablo 5.4.</b> Model 3 Eleman ve Düğüm Sayısı.....	45
<b>Tablo 5.5.</b> Model 4 Eleman ve Düğüm Sayısı.....	45



## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 4.3.1. Kennedy Sınıflaması.....	7
Şekil 4.8.1. Flexible Bölümlü Protez.....	13
Şekil 4.8.2. Metal Alt Yapı ve Poliamid Birleşimi Bölümlü Protez.....	14
Şekil 4.14.1. Termoplastik Rezin Marka Adları ve Üretici Firmalar .....	27
Şekil 4.14.1.1. Poliamid Kimyasal Yapı.....	29
Şekil 4.14.1.1. Flexible Bölümlü Protez.....	30
Şekil 4.16.7.1.1. Gerilme Tipleri .....	40
Şekil 6.1.1. Dikey Yükleme Sonucu Dişsiz Sonlanan Kortikal Kemikte Oluşan Stres Değerleri.....	51
Şekil 6.1.2. Dikey Yükleme Sonucu Destek Diş Bukkal Kortikal Kemik Üzerinde Maksimum Principle ve Lingual Kortikal Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri.....	52
Şekil 6.1.3. Dikey Yükleme Sonucu Destek Dişlerin Mesial Kortikal Kemik Üzerinde Maksimum Principle ve Distal Kortikal Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri. ....	53
Şekil 6.1.4. Model 1 Dikey Yükleme Destek Diş Soketi Kortikal Kemik Üzerinde Maximum Principle Stres Değerleri.....	53
Şekil 6.1.5. Model 1 Dikey Yükleme Destek Diş Soketi Kortikal Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri .....	54
Şekil 6.1.6. Model 1 Dikey Yükleme Dişsiz Sonlanan Kortikal Kemik Üzerinde Maximum Principle Stres Değerleri.....	54
Şekil 6.1.7. Model 1 Dikey Yükleme Dişsiz Sonlana Kortikal Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri .....	55
Şekil 6.1.8. Model 2 Dikey Yükleme Destek Diş Soketi Kortikal Kemik Üzerinde Maximum Principle Stres Değerleri.....	55
Şekil 6.1.9. Model 2 Dikey Yükleme Destek Diş Soketi Kortikal Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri .....	56
Şekil 6.1.10. Model 2 Dikey Yükleme Dişsiz Sonlana Kortikal Kemik Üzerinde Maximum Principle Stres Değerleri.....	56
Şekil 6.1.11. Model 2 Dikey Yükleme Dişsiz Sonlanan Kortikal Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri .....	57
Şekil 6.1.12. Model 3 Dikey Yükleme Destek Diş Soketi Kortikal Kemik Üzerinde Maximum Principle Stres Değerleri.....	57
Şekil 6.1.13. Model 3 Dikey Yükleme Destek Diş Soketi Kortikal Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri .....	58
Şekil 6.1.14. Model 3 Dikey Yükleme Serbest Sonlanan Kortikal Kemik Üzerinde Maximum Principle Stres Değerleri.....	58
Şekil 6.1.15. Model 3 Dikey Yükleme Serbest Sonlanan Kortikal Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri .....	59

<b>Şekil 6.1.16.</b> Model 4 Dikey Yükleme Destek Dış Çevresinde Kortikal Kemik Üzerinde Maximum Principle Stres Değerleri.....	59
<b>Şekil 6.1.17.</b> Model 4 Dikey Yükleme Destek Dış Çevresinde Kortikal Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri.....	60
<b>Şekil 6.1.18.</b> Model 4 Dikey Yükleme Dışsız Sonlanan Kortikal Kemik Üzerinde Maximum Principle Stres Değerleri.....	60
<b>Şekil 6.1.19.</b> Model 4 Dikey Yükleme Dışsız Sonlanan Kortikal Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri .....	61
<b>Şekil 6.1.20.</b> Model 1 Dikey Yükleme Dışsız Sonlanan Spongioz Kemik Üzerinde Maximum Principle Stres Değerleri.....	61
<b>Şekil 6.1.21.</b> Model 2 Dikey Yükleme Dışsız Sonlanan Spongioz Kemik Üzerinde Maximum Principle Stres Değerleri.....	62
<b>Şekil 6.1.22.</b> Model 3 Dikey Yükleme Dışsız Sonlanan Spongioz Kemik Üzerinde Maximum Principle Stres Değerleri.....	62
<b>Şekil 6.1.23.</b> Model 4 Dikey Yükleme Dışsız Sonlanan Spongioz Kemik Üzerinde Maximum Principle Stres Değerleri.....	63
<b>Şekil 6.1.24.</b> Model 1 Dikey Yükleme Dışsız Sonlanan Spongioz Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri .....	63
<b>Şekil 6.1.25.</b> Model 2 Dikey Yükleme Dışsız Sonlanan Spongioz Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri .....	64
<b>Şekil 6.1.26.</b> Model 3 Dikey Yükleme Dışsız Sonlanan Spongioz Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri .....	64
<b>Şekil 6.1.27.</b> Model 4 Dikey Yükleme Dışsız Sonlanan Spongioz Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri .....	65
<b>Şekil 6.1.28.</b> Dikey Yükleme Sonucu Dışsız Sonlanan Bukkal Spongioz Kemik Üzerinde Maximum ve Minimum Principle Stres Değerleri.....	65
<b>Şekil 6.1.30.</b> Model 1 Dikey Yükleme Destek Dış Çevresinde Spongioz Kemik Üzerinde Oluşan Maksimum Principle Stres Değerleri.....	66
<b>Şekil 6.1.31.</b> Model 1 Dikey Yükleme Destek Dış Çevresinde Spongioz Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri.....	67
<b>Şekil 6.1.32.</b> Model 2 Dikey Yükleme Destek Dış Çevresinde Spongioz Kemik Üzerinde Maksimum Principle Stres Değerleri .....	67
<b>Şekil 6.1.33.</b> Model 2 Dikey Yükleme Destek Dış Çevresinde Spongioz Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri.....	68
<b>Şekil 6.1.34.</b> Model 3 Dikey Yükleme Destek Dış Çevresinde Spongioz Kemik Üzerinde Maksimum Principle Stres Değerleri .....	68
<b>Şekil 6.1.35.</b> Model 3 Dikey Yükleme Destek Dış Çevresinde Spongioz Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri.....	69
<b>Şekil 6.1.36.</b> Model 4 Dikey Yükleme Destek Dış Çevresinde Spongioz Kemik Üzerinde Maximum Principle Stres Değerleri.....	70
<b>Şekil 6.1.37.</b> Model 4 Dikey Yükleme Destek Dış Çevresinde Spongioz Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri.....	70

<b>Şekil 6.1.38.</b> Model 1 Dikey Yükleme Bukkal Görünüm Destek Diş Üzerinde Von Mises Değerleri .....	71
<b>Şekil 6.1.39.</b> Model 1 Dikey Yükleme Lingual Görünüm Destek Diş Üzerinde Von Mises Değerleri .....	71
<b>Şekil 6.1.40.</b> Model 2 Dikey Yükleme Bukkal Görünüm Destek Diş Üzerinde Von Mises Değerleri .....	72
<b>Şekil 6.1.41.</b> Model 2 Dikey Yükleme Lingual Görünüm Destek Diş Üzerinde Von Mises Değerleri .....	72
<b>Şekil 6.1.42.</b> Model 3 Dikey Yükleme Bukkal Görünüm Destek Diş Üzerinde Von Mises Değerleri .....	73
<b>Şekil 6.1.43.</b> Model 3 Dikey Yükleme Lingual Görünüm Destek Diş Üzerinde Von Mises Değerleri .....	73
<b>Şekil 6.1.44.</b> Model 4 Dikey Yükleme Bukkal Görünüm Destek Diş Üzerinde Von Mises Değerleri .....	74
<b>Şekil 6.1.45.</b> Model 4 Dikey Yükleme Lingual Görünüm Destek Diş Üzerinde Von Mises Değerleri .....	74
<b>Şekil 6.1.46.</b> Dikey Yükleme Sonucu Destek Diş Üzerinde Meydana Gelen Maximum ve Minimum Von Mises Stres Değerleri.....	75
<b>Şekil 6.1.47.</b> Model 1 Dikey Yükleme Protetik Unsurlar Üzerinde Ölçülen Von Mises Stres Değerleri .....	75
<b>Şekil 6.1.48.</b> Model 1 Dikey Yükleme Metal Alt Yapı Üzerinde Ölçülen Von Mises Stres Değerleri.....	76
<b>Şekil 6.1.49.</b> Model 2 Dikey Yükleme Protetik Unsurlar Üzerinde Ölçülen Von Mises Stres Değerleri .....	76
<b>Şekil 6.1.50.</b> Model 2 Dikey Yükleme Metal Alt Yapı Üzerinde Ölçülen Von Mises Stres Değerleri.....	77
<b>Şekil 6.1.51.</b> Model 3 Dikey Yükleme Protetik Unsurlar Üzerinde Ölçülen Von Mises Stres Değerleri .....	77
<b>Şekil 6.1.52.</b> Model 3 Dikey Yükleme Metal Alt Yapı Üzerinde Ölçülen Von Mises Stres Değerleri.....	78
<b>Şekil 6.1.53.</b> Model 4 Dikey Yükleme Protetik Unsurlar Üzerinde Ölçülen Von Mises Stres Değerleri .....	78
<b>Şekil 6.1.54.</b> Dikey Yükleme Sonucu Protez Üzerinde Ölçüden Maksimum ve Minimum Von Mises Stres Değerleri .....	79
<b>Şekil 6.2.1.</b> Model 1 Açılı Yükleme Kortikal Kemik Üzerinde Maximum Principle Stres Değerleri.....	80
<b>Şekil 6.2.2.</b> Model 2 Açılı Yükleme Kortikal Kemik Üzerinde Maksimum Principle Stres Değerleri.....	81
<b>Şekil 6.2.3.</b> Model 3 Açılı Yükleme Kortikal Kemik Üzerinde Maksimum Principle Stres Değerleri.....	81
<b>Şekil 6.2.4.</b> Model 4 Açılı Yükleme Kortikal Kemik Üzerinde Maksimum Principle Stres Değerleri.....	82

<b>Şekil 6.2.5.</b> Model 1 Açılı Yükleme Kortikal Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri.....	82
<b>Şekil 6.2.6.</b> Model 2 Açılı Yükleme Kortikal Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri .....	83
<b>Şekil 6.2.7.</b> Model 3 Açılı Yükleme Kortikal Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri.....	83
<b>Şekil 6.2.8.</b> Model 4 Açılı Yükleme Kortikal Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri.....	84
<b>Şekil 6.2.9.</b> Açılı Yükleme Sonucu Dişsiz Kortikal Kemik Üzerinde Maximum ve Minimum Principle Stres Değerleri .....	84
<b>Şekil 6.2.10.</b> Model 1 Açılı Yükleme Destek Diş Soketi Kortikal Kemik Üzerinde Maksimum Principle Stres Değerleri .....	85
<b>Şekil 6.2.11.</b> Model 2 Açılı Yükleme Destek Diş Soketi Kortikal Kemik Üzerinde Maksimum Principle Stres Değerleri .....	85
<b>Şekil 6.2.12.</b> Model 3 Açılı Yükleme Destek Diş Soketi Kortikal Kemik Üzerinde Maksimum Principle Stres Değerleri .....	86
<b>Şekil 6.2.13.</b> Model 4 Açılı Yükleme Destek Diş Soketi Kortikal Kemik Üzerinde Maksimum Principle Stres Değerleri .....	86
<b>Şekil 6.2.14.</b> Model 1 Açılı Yükleme Destek Diş Soketi Kortikal Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değeri .....	87
<b>Şekil 6.2.15.</b> Model 2 Açılı Yükleme Destek Diş Soketi Kortikal Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değeri .....	87
<b>Şekil 6.2.16.</b> Model 3 Açılı Yükleme Destek Diş Soketi Kortikal Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değeri .....	88
<b>Şekil 6.2.17.</b> Model 4 Açılı Yükleme Destek Diş Soket Kortikal Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri .....	88
<b>Şekil 6.2.18.</b> Açılı Yükleme Sonucu Destek Diş Bukkal Kortikal Kemik Üzerinde Maksimum Principle ve Lingual Kortikal Kemik Üzerinde Minimum Principle Stres Değerleri.....	89
<b>Şekil 6.2.19.</b> Açılı Yükleme Sonucu Dişsiz Sonlanan Spongioz Kemik Üzerinde Ölçülen Maksimum ve Minimum Principle Stres Değerleri.....	87
<b>Şekil 6.2.20.</b> Açılı Yükleme Sonucu Destek Diş Çevrede Spongioz Kemik Üzerinde Bukkal Maksimum Principle ve Lingual Minimum Principle Stres Değerleri.....	88
<b>Şekil 6.2.21.</b> Açılı Yükleme Sonucu Destek Dişler Üzerinde Ölçülen Von Mises Stres Değerleri.....	89
<b>Şekil 6.2.22.</b> Açılı Yükleme Sonucu Protetik Unsular Üzerinde Ölçülen Von Mises Stres Değerleri.....	90

## 1. ÖZET

### ALT ÇENE KENNEDY I VAKADA FARKLI PLANLANAN BÖLÜMLÜ PROTEZLERİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Hareketli protezler kısmi/tam dişsiz hastalarda ağız ve çiğneme fonksiyonunu geri kazandırarak yaşam kalitesini iyileştirmektedir. Çalışmamızda klinik olarak sık gözlemlendiğimiz mandibular Kennedy I vakalarda planlanan ana bağlayıcı çeşitinin ve kullanılan farklı akrilik materyallerin ağız içerisindeki sert ve yumuşak dokular üzerinde oluşturduğu stres değerleri sonlu elemanlar analiz yöntemi (SEA) kullanılarak, klinik gözlemler eşliğinde yorumlanmıştır. Çalışma modelleri üç boyutlu tarama yönteminden yararlanılarak bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Çalışmanın gerçeğe yakın sonuçlar vermesi için programın imkan verdiği düzeyde, seçtiğimiz çene kemiği modelinin boyutlarını göz önünde bulundurularak oldukça fazla eleman sayısı kullanılmıştır. Tasarlanan protetik planlamalar dört farklı gruba ayrılmıştır. Model 1 metal dil barı ve polimetilmetakrilat (PMMA), Model 2 metal dil barı ve poliamid (Nylon, Lucitone FRS, Dentysply), Model 3 metal dil plağı ve poliamid, Model 4 ise metal alt yapı olmadan tamamen poliamid kullanılarak üretilen hareketli bölümlü protezlerdir (HBP) . Çalışma gruplarında hareketli protezler üzerinde 36 ve 46 nolu dişlerin santral fossalarına denk gelecek şekilde veritikal yönde 300 N kuvvet uygulanmıştır. Lateral doğrultuda ise 16 ve 26 nolu dişlerin mesiobukkal ve distobukkal tükerküllerin her ikisi üzerine 30 derecelik açı ile denk gelecek şekilde 150 N kuvvet uygulanmıştır. Sert doku, yumuşak doku ve protetik unsurlar üzerinde meydana gelen stres değerleri maksimum ve minimum principle stres skalası ve Von mises stres skalası kullanılarak birbirleri ile kıyaslanmıştır. Poliamid kullanılan ve metal alt yapı içermeyen grubumuzda rijit bir alt yapı olmadığından çiğneme kuvvetlerinin direkt kemiğe iletiildiği gözlemlendi. Poliamid içeren grup terminal dişlere daha az kuvvet iletmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Hareketli bölümlü protezler, nylon, poliamid, polimetilmetakrilat, sonlu elemanlar stress analizi.

## **2. ABSTRACT**

### **EVALUATION OF DIFFERENT PLANNED REMOVABLE PARTIAL PROSTHESIS IN MANDIBULA KENNEDY I CASE WITH THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS METHOD**

Removable dentures improve the quality of life by restoring mouth and chewing function in partially or total edentulous patients. In our study, using the finite element analysis method, the stress values created by the prosthetic elements consisting of different materials and plans on the hard and soft tissues in mandibular Kennedy I cases, which we frequently observe clinically, were applied and the analysis results were interpreted based on clinical observations. The study models were transferred to the computer environment by using the three-dimensional scanning method. In order for the study to yield realistic results, as much as possible, the number of elements was used, taking into account the dimensions of the jawbone model we selected, at the level allowed by the program. The designed prosthetic plans are divided into four different groups. Model 1 is lingual bar and polymethylmethacrylate (PMMA), Model 2 is lingual bar and polyamide (Nylon, Lucitone FRS, Dentysply), Model 3 is lingual plate and polyamide, Model 4 is removable partial dentures (HBP) made entirely of polyamide. In the study groups, 300 N force was applied in the vertical direction, corresponding to the central fossa of teeth 36 and 46 on removable prostheses. In the lateral direction, force was applied on the mesio-buccal and buccal spits of the 16 and 26 teeth at an angle of 30 degrees. The stress values on hard tissue, soft tissue and prosthetic elements were compared with each other using the maximum and minimum principle stress scale and Von misses stress scale. It is thought that chewing forces are transmitted directly to the bone, since there is no rigid infrastructure in our group, which does not contain polyamide and metal infrastructure. The forces that occur during angular loading on the terminal teeth are more effective than the forces that occur as a result of vertical loading. The polyamide containing group transmits less force to the terminal teeth.

**Keywords:** Finite element stress analysis, nylon, polyamid, removable partial denture.

### 3. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş eksiklikleri insan sağlığının en başta gelen problemlerinden birisidir. Ağız ortamında bulunan dişlerin tek bir tanesinin bile kaybedilmesi stomatognatik sistemin sahip olduğu dengeyi bozmaktadır. Bu sağlıklı dengenin bozulması ile konuşma ve çiğneme fonksiyonlarında etkinliğin azalması ile birlikte estetik problemler ortaya çıkar.

Literatürlere baktığımız zaman insan vücudundaki eksik olan veya herhangi bir nedenden dolayı kaybedilen organların yerini tamamlayan aygıtlara protez denilmektedir (1). Prostodonti bilim dalı ise ağız ortamında eksik olan veya farklı sebeplerden dolayı kaybedilmiş dişlerin yapay olarak üretilerek çiğneme sistemine kazandırılmasını amaçlar (2).

Protetik planlamalar esas olarak beş amaca sahiptir. Bunlar; fonksiyonel, estetik, biyolojik, fonetik ve psikolojik amaçlardır. Belirtilen bu beş amaç; hastanın beslenebilmesini, görsel estetiğini, kendini ifade edebilmesi için anlaşılabilir konuşmasını, dişsiz görünümünden kaynaklanan psikolojik faktörlerin ortadan kaldırılmasını sağlayarak, dokuların bütünlüğünü ve devamlılığını korumaya yöneliktir (3).

Tam ve kısmi dişsiz hastaların sabit restorasyonlar ile tedavi edilebilmeleri dental implantolojinin gelişmesi ile birlikte kolaylaşmıştır. Gelişen teknoloji ile birlikte hareketli bölümlü protezlerin kullanım sıklıkları kısmende olsa azalmıştır. Fakat ne yazık ki başta ekonomik faktörler olmak üzere farklı bir çok sebepten dolayı her hastaya sabit protetik rehabilitasyon uygulanması mümkün olmamaktadır. Bundan dolayı günümüzde hareketli protezler tedavi seçenekleri arasında hala önemli bir konuma sahiptir.

Güncel protetik tedaviler arasında kısmi diş eksikliklerine yönelik birçok farklı protez alternatifi mevcuttur. Eksik dişlere yönelik planlanan her protetik yaklaşımda sert ve yumuşak dokulardan destek alınarak tedavi yapmak gerekir. Hareketli bölümlü protezlerin tasarımının en önemli noktası protez üzerine gelen kuvvetlerin destek diş ve dişsiz alveol kret yüzeyine dağılımını sağlayarak destek olan dokuları yıkıcı kuvvetlerden korumaktır (4,5).



Metal alaşımları sahip oldukları mekanik dayanıklılık özellikleri nedeniyle uzun süredir protez üretiminde kullanılmaktadır fakat estetik ve biyouyumluluk gibi sorunlar nedeniyle diş hekimliği alanında farklı materyal arayışlarına gidilmiştir.

Günümüzde biyouyumluluk ve estetik açılarından üstün özelliklere sahip polimer yapıların diş hekimliği piyasasına sunulması ile birlikte klinik performanslarını değerlendirebilmek için farklı çalışmaların yapılması gerekmektedir.

Literatür taramamız sonucunda alt çene Kennedy I vakaları üzerinde yapılan benzer çalışmalar gözlenmemektedir. Planlanan çalışmamızda mandibular serbest sonlanan vakalar üzerinde tasarlanan hareketli bölümlü protezlerin metal alt yapı olan ve olmayan, poliamid ve polimetilmetakrilat kullanılarak tasarlanan farklı protetik planlamaların sert ve yumuşak dokular üzerinde meydana getirdiği stresleri sonlu elemanlar analiz yöntemi ile inceleyerek, klinik ve literatür bilgileri ışığında karşılaştırılması planlandı. Elde edilen bilgiler ışığında alt çene Kennedy I vakaların hareketli bölümlü protez planlaması öncesinde sert ve yumuşak dokuların mevcut durumlarına uygun tedavi seçeneğinin tercih edilmesi amaçlanmıştır.

## 4. GENEL BİLGİLER

### 4.1. Hareketli Bölümlü Protezlerin Tanımı ve Tarihçesi

Diş hekimliği alanında kaydedilen gelişmeler, uygulanan protetik tedavi seçeneklerinde artan alternatifler insanların sosyal hayatlarında ki estetik, fonksiyon ve oral hijyen konularında oluşan beklentilerinin çoğalması gözlenmektedir.

Fazla madde kaybı, travma, periodontal hastalık gibi durumlardan dolayı gözlemlenen diş kaybı, hastaların sosyal hayat kalitesini negatif yönde etkiler. Diş kaybına uğramış hastaların hayat kalitesini yükseltmek için bu gibi durumlarda protetik tedavi planlaması yapılarak dişsizlik sorunu giderilmelidir (6).

Hareketli bölümlü protezler ağızdaki tüm doğal dişlerin eksik olduğu tam dişsizlik durumlarda değil, bir veya birden çok dişin eksik olduğu vakalarda tercih edilen ve hastalar tarafından takıp çıkarılabilen bir apareydir. Üzerlerine gelen kuvvetlerin oluşturduğu çiğneme basınçlarını destek dişler ve mukoza yolu ile çene kemiğine aktarmayı sağlayan protezlerdir. Diş eksikliğinin sayısı sabit protetik tedaviler ile giderilemeyeceği durumlarda da planlamamızda hareketli bölümlü protezlerden yararlanırız (7).

Diş hekimliği tarihine bakıldığı zaman Mısır'da MÖ 3000 yıllarında dişlerin ligatürlerle sabitlendiği gözlemlenmiştir. Farklı nedenlerden dolayı kaybedilen dişleri protetik tedavi ile gidermek düşüncesi ligatürlerden de eski olmakla birlikte ilk üretilen protezler taş, balmumu veya kemik kullanılarak elde edildiğinden zamanımıza kadar varlıklarını sürdürememişlerdir. Günümüze kadar bulunan en eski yapılmış protezlerin MÖ 700-600 yıllarında varlıkları bilinen Etrüsklere ait olduğu tespit edilmiştir. Eni 3-5 mm genişliğinde olan altından bantlar içine oyulmuş dana dişlerinin tutturulması ile dişlerdeki eksikliklerin giderilmesi bilinen protezlerin ilk örnekleridir (8).

Modern diş hekimliğinde Pierre Fauchard ile başlayan bölümlü protezlerden ilk bahseden kişi Heister' dir. Günümüzde yapılan parsiyel protez anlayışı ile hemen hemen hiç ilişkisi olmayan bu protezler, dişsiz dokular üzerinde daimi kalacak şekilde fildişi veya kemikten yapılmıştır. Süphesiz o dönemlerden günümüze kadar uzanan süreçte parsiyel protezler konusunda çok sayıda gelişmeler olmuştur.

## 4.2. Hareketli Bölümlü Protez Yapım Amaçları

İmplant üstü protezlerle kıyaslama yaptığımız zaman, hareketli bölümlü protezlerin maliyeti daha düşük olması nedeni ile kısmi diş eksikliği olan hastalar tarafından halen yaygın olarak tercih edilmektedir.

Hareketli bölümlü protezler, sabit ve tam protezlerden farklı olarak çoğunlukla doğal dişler ve yumuşak dokular tarafından desteklenir. Doğal diş ile sonlanan boşluklarda diş destekli, serbest sonlanan boşluklarda ise hem dişler hem de yumuşak dokular tarafından desteklenmektedir (9).

Hareketli bölümlü protezlerin belli başlı yapım amaçları şunlardır:

- Hastanın çiğneme fonksiyonunu arttırmak
- Diş eksikliği kaynaklı görünüş sorunlarını estetik olarak gidermek
- Konuşma fonksiyonunda meydana gelen bozuklukları gidermek
- Geriye kalan dokuların ve dişlerin sağlıklı bir şekilde devamlılıklarını sağlamak
- Hastaların psikolojilerini düzelterek sosyal ortamlarında konforlarını arttırmak

Kısmi diş eksiklikleri protetik bir restorasyon ile tedavi edilmez ise geriye kalan dokuların ve dişlerin sağlıklı bir şekilde devamlılıkları tehlike altına girecektir. İlerleyen dönemlerde protez yapımına karar verilmesi ise hasta ağzının protetik tedavi açısından uygunluğunu kısıtlayacaktır. Hareketli bölümlü protez tedavisi ile; temporomandibular sorunlar, maksiller sinus migrasyonu, kalan dişlerin yer değiştirmesi, gıda birikimi sonucu oluşacak periodontal hastalıklar, fonksiyonsuzluk atrofisi ve dişsiz alveol kret boşluklarının çevre dokular tarafından işgal edilmesi önlenecektir (10).

## 4.3. Kısmi Dişsiz Arkların Sınıflandırılması

Bir vakayı herkesin aynı biçimde düşünebilmesini sağlamak için gruplar altında toplama işlemine sınıflandırma denir. Her vaka için farklı bir protetik planlama yerine, benzerlerini biraraya getirip ortak bir sınıf altında toplamak yapılan çalışmaların kolaylaşmasını sağlar. Bu şekilde karşılıklı konuşan kişilerin belirli bir vakayı düşünmeleri daha kolay mümkün olur (3).

Eksik dişlerin konumu ve sayısı itibariyle, kısmi dişsiz arklar çok sayıda çeşitlilik gösterir. Mc Craken'ın yaptığı araştırmalara göre sadece bir çenede var olan dişlerle dişsiz boşluklar kıyaslandığı zaman 65.000 üzerinde çeşitli durum ortaya çıkmaktadır. Yapılan diğer çalışmalara göre ise her iki diş kavsi için bu hesabın 131.072'ye ulaştığı sonucuna varılmıştır (11). Yapılan araştırmalar gösteriyor ki bu yazarlar arasında elde edilen sonuçların uyumu söz konusudur.

Kısmi dişsiz arkların sınıflandırılmasında belli başlı bazı şartlar mevcuttur. Bunları şöyle sıralayabiliriz:

- 1) Sınıf söylendiği zaman diş kavislerinin mevcut durumları kolaylıkla gözönüne getirilebilmelidir.
- 2) Sonları dişli biten (diş destekli) veya dişsiz sonlanan (diş-doku destekli) vakalar pratik bir şekilde ayırt edilebilmelidir.
- 3) Sınıflama planlanan protezin şekline ön rehber olmalıdır.
- 4) Evrensel açıdan kabul edilebilir özellikte olmalıdır.

Günümüzde en sık kullanılan sınıflama 1925 yılında Dr. Edward Kennedy tarafından önerilen Kennedy sınıflamadır. Bu sınıflama basittir ve kolayca akılda kalabilir. Bölümlü protez yapılması gereken bütün vakalar sınıflamaya girebilir, açıkta kalan olmaz.

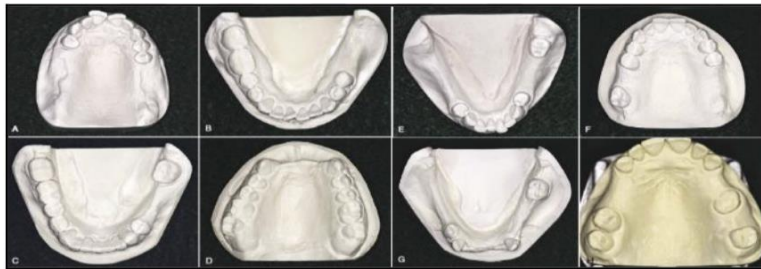
Dr. Edward Kennedy dişsiz çene boşluklarını 4 ana sınıfa ayırır. İlave dişsiz alanlar ise modifikasyon olarak tanımlanmıştır

Sınıf I : Mevcut doğal dişlerin arka tarafında bulunan iki taraflı dişsiz bölgeler

Sınıf II : Doğal dişlerin arkasında bulunan tek taraflı dişsiz bölge

Sınıf III: Boşluk bölgenin arkasında ve önünde doğal dişlerin olduğu tek taraflı dişsiz bölge

Sınıf IV: Doğal dişlerin ön tarafında tek, fakat orta hat çizgisine göre iki taraflı dişsiz bölgenin bulunduğu vakalar (3).



Şekil 4.3.1. Kennedy Sınıflaması

#### 4.4. Dişli ve Dişsiz Sonlanan Vakalar Arasındaki Farklar ve Bölümlü Protez

##### Tipleri

Kennedy sınıflamasında sınıf I ve sınıf II vakalar, sonları tek veya çift taraflı dişsiz biten vakalar “gerçek bölümlü protezler” olarak isimlendirilir. Bu vakalar geleneksel bölümlü protezler haricinde ancak implant yardımı ile tedavi edilebilirler.

Buna karşılık sınıf III ve modifikasyonları ve de sınıf IV vakalarında hem geleneksel bölümlü protezler hem de endiksyonu var ise sabit köprü protezleri ile de tedavi edilebilirler.

Serbest sonlanan ve dişli sonlanan vakalar arasındaki farklar şöyledir:

**Destek farkı:** Kennedy I ve Kennedy II protezlerde destek hem mevcut dişlerden hem de diş olmayan boşluklarda alveol kretini kaplayan yumuşak dokulardan sağlanır. Doğal diş eksikliğinin fazla olduğu durumlarda doku desteğinin önemi artar.

**Ölçü farkı:** Sonu dişli biten vakalarda statik bir ölçü alınarak protetik tedavi başarıyla tamamlanabilir. Fakat sonu dişsiz biten vakalarda doku ve diş desteğini dengelemek aynı zamanda destek dişleri olumsuz kuvvetlerden korumak gerekir. Bundan dolayı serbest sonlanan vakalarda “fonksiyonel ölçü” tercih edilmektedir.

**Kroşelerin farkı:** Çevresel kroşeler ve bar kroşeler.

**Protez kaide plağı maddesi farkı:** Dişsiz sonlanan protezler arka bölgelerde yumuşak dokularla desteklenmiş olduğundan, altında bulunan kemik dokusunun yıkımına bağlı olarak, protez kaide plağı ve dokular arasında aralık oluşur. Oluşan bu durum destek dişler üzerinde yıkıcı kuvvetlere neden olur. Dişli sonlanan vakalarda kaide plağı metal alt yapılı olarak da tercih edilebilir. Ancak günlük pratikte bu bölgeler de akrilik reçine ile kaplanır.

**Endirekt tutucu farkı:** Dişsiz sonlanan vakalarda destek dişler üzerinde rotasyon hareketi gözlemlenebilir. Protezin rotasyon hareketini önlemek için planlama yaparken özel bir komponentin varlığına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu komponentlere endirekt tutucu denir.

Hareketli bölümlü protezler yapılış amaçlarına göre çeşitlilik göstermektedirler. Bunlar akrilik kaideli bölümlü protez ve metal kaideli bölümlü protez olarak ikiye ayrılır. Akrilik kaideli bölümlü protezler günümüzde genellikle

geçici amaçla hastalara kullanılmaktadır. Kaide plağı, yapay dişler ve tutuculardan oluşmaktadır. Metal kaideli bölümlü protez tipleri genellikle metal döküm bir yapı üzerinde planlanır. Bu metal yapı bir iskelet görevi gördüğünden iskelet protez olarak da adlandırılmaktadır (11).

#### **4.5. Hareketli Bölümlü Protezlerin Yapısını Oluşturan Elemanlar**

Bölümlü protezler, protez kaidesi, bağlayıcılar, tırnaklar, tutucular ve suni dişlerden oluşan yapılardır. Bölümlü protezlerde yapısal unsurların birbirleri ile bağlantılarını sağlayan elemanlara **bağlayıcılar** adı verilmektedir. Bunlar **büyük bağlayıcılar (major bağlayıcılar)** ve **küçük bağlayıcılar (minor bağlayıcılar)** olarak iki gruba ayrılırlar (10).

Genel olarak **büyük bağlayıcıların** seçiminde etkili olan kriterler desteklik, fonasyon, ağzın anatomik özellikleri, indirekt tutuculuğun elde edilmesi, anterior restorasyonlar, periodontal tedaviler, kuvvet dağılımı ve stabilite, geleceğe yönelik protetik planlama, hastanın geçmiş protetik deneyimlerine bağlı özellikler olarak sıralanır.

Büyük bağlayıcılar, bölümlü protezin yeterli stabilizasyonu sağlayarak oklüzal kuvvetleri doğru bir şekilde destek dişler ve dokulara iletibilmeleri için dental arkın her iki tarafına da uzanması gerekir. Dikkatli şekilde tasarlanan bir ana bağlayıcı, bölümlü protezin hareketini kontrol ederken diğer alanlara gelebilecek kuvvetleri dengeli olarak dağıtmaktadır. Alt çene ana bağlayıcıları; Lingual bar, lingual plak, sublingual bar, singulum barı, singulum bar ile birlikte lingual bar, labial bar'dır (7).

Hareketli bölümlü protezlerin iskelet alt yapısında, ana bağlayıcı ve kaide elemanlarını kroşe düzeneği, indirekt tutucu, oklüzal tırnak, singulum tırnak gibi diğer parçalara bağlayan yapılar ise **küçük bağlayıcılar** denir. Protez üzerine gelen fonksiyonel stresleri destek dişler üzerine aktarır tutucu, tırnaklar ve stabilize eden parçaların etkilerini tüm dental arka dağıtmaktadırlar.

**Tırnaklar**, oklüzal kuvvetleri destek dişlerin uzun aklarına paralel gelmesini sağlayarak, dişin aksiyal olarak yüklenebileceği parçaları oluşturur. Tırnaklar diş üzerinde vertikal destek sağlayan elemanları oluştururken diş ya da restorasyon yüzeyinde hazırlanırken protez parçalarının konumlarını korumasını, oklüzal ilişkinin elde edilmesini ve yumuşak dokuların da korunmasını sağlarlar. HBP

tasarımına göre singulum, oklüzal, insizal ve onley/overlay şeklinde tırnak yuvaları oluşturulabilir (11).

**Tutucular**, protezin üzerine gelen çeşitli basınçlar karşısında alveol kreti üzerinde stabil olarak kalmasını sağlayan elemanlardır. Destek dişler üzerinde konumlanan ve bölümlü protezlerin destek diş ya da dokulardan uzaklaşma hareketine direnç sağlayan elemanlara **direkt tutucular** adı verilir. Direkt tutucular kron içi ya da kron dışı olarak hazırlanabilir. Kron dışı direkt tutucunun işlevi büyük miktarda diğer protez elemanlarının da sağladığı stabilite ve destek ile oluşabilmektedir (12).

Fulkrum eksenini etrafında meydana gelen rotasyonel kuvvetler karşısında hareketli protezlerin direnç göstermesini sağlayan elemanlar **indirekt tutucular** olarak adlandırılmıştır. Dişsiz sonlanan vakalarda indirect tutucular önemli bir role sahiptir. İndirekt tutucu elemanları distal kaide uzantısından mümkün olduğunca uzakta konumlanacak şekilde planlanmalıdır (13,14).

Alveol kreti üzerinde uyumlandırılan, üzerinde suni dişleri taşıyan metal ve/veya akrilikten üretilmiş protez bileşeni **protez kaidesi** olarak adlandırılır. Uygun şekilde planlanan kaide protezin stabilizasyonuna ve tutuculuğuna yardımcı olur. Kaide plağı **yapay dişleri** taşıması ile birlikte çiğneme kuvvetlerini karşılar ve alttaki destek dokulara iletimini sağlar. Diğer bir yandan kaidenin doğal görünümünü sağlarken estetik özelliği ve destek olan yumuşak doku ile alveol kretlerini stimüle etmesi kaide plağının önemli özelliklerindedir (15,16).

#### **4.6. Hareketli Bölümlü Protez Planlamasında Temel İlkeler**

Yapılacak olan bölümlü protez tedavisinin etkinliğini ve kalitesini arttırmak için tanı, ağız hazırlığı, protetik planlama, üretim, teslim ve devamlılığın kontrolü ile ilgili ana ilkelerin kavranması gerekmektedir. Önceki başlıklarda da bahsettiğimiz gibi Dr. Edward Kennedy 1925 senesinde çeşitli durumlardaki planlama prensiplerini belirtmek için maksiller ve mandibuller kısmi dişsiz arkları 4 farklı grup olarak sınıflandırmıştır. HBP'lerin tasarımları üç ana kurala dayanmaktadır: Destek, tutuculuk ve stabilite (7).

Bölümlü protezlerde desteği sağlayan temel unsurlar tırnaklardır ve protezin dikey yönde mukozaya gömülmesini engellemek dışında diğer düzlemler üzerinde

devrilme kuvvetlerine karşı da fonksiyon gösterebilirler. Bundan dolayı arka dişlerde hazırlanacak olan tırnaklar oklüzal kuvvetleri dişlerin uzun akslarına paralel iletecek şekilde yeterli kalınlıkta ve derinlikte (ort. 1.5mm), destek dişlerin oklüzal yüzeylerinin en az 1/3'ü genişliğinde ve 90° den küçük açıda hazırlanması gerekir (13,8).

Ağız içerisindeki **stabilite** kavramı protezlerin fonksiyonları sırasında maruz kaldığı kuvvetlere karşı pozisyonunu (konumunu) koruyabilmesi olarak tanımlanmıştır. Başka bir deyişle oklüzal kuvvetler karşısında ağız ortamındaki çevre dokularla bir bütünleşmesine davranabilmesidir. Hareketli bölümlü protezlerde stabiliteyi sağlayan yapıların etkinliği bağlayıcıların rijiditesi ile direkt olarak ilişkilidir (10).

Bölümlü hareketli protetik tedavilerde tutuculuk protezleri yerinden çıkaracak kuvvetlere karşı direnç göstermesidir ve tutuculuk çigneme kuvvetlerinin etkisini direkt olarak diş ileten elemanlarla sağlanmaktadır. Dişli sonlanan HBP'lerde fonksiyonel kuvvetlerin tümü tırnaklar arayıcılığı ile dişlere iletilir ve bundan dolayı rotasyon eksenini gözlenmez. Diş-doku destekli dişsiz sonlanan HBP'ler için ise tutucuların seçimlerinde andırkatların konumu ve ağız hijyeni durumları da mevcut koşullara eklenir. Kaide plağının ve kroşelerin diş yüzeylerindeki hareketlerini göz önünde bulundurarak kroşe seçimleri yapılmalıdır (6).

Kısmi dişsiz dental arkların protetik tedavilerinin statik ve dinamik açıdan değerlendirilmeleri tedavi planlaması üzerinde büyük önem taşır. Mevcut dişler ve alveol kemik üzerine gelen kuvvetlerin anlaşılması, dilin ve ağız sınırlayan kasların etkileri göz önünde bulundurulmalıdır. Hareketli protezlerin tedavi planlamaları üzerlerine gelen aktif kuvvet vektörlerini karşılayabilecek ya da minimum fizyolojik sınırlar içerisinde tutabilecek bir çözüm sağlamalıdır. Güncel bilgiler dahilinde hareketli protezlerin biyomekanik planlamalarının daha fazla önem kazanmıştır (10).

#### **4.7. Hareketli Bölümlü Protezlerde Tutuculuk**

Kısmi dişsiz vakalarda kullanılan hareketli bölümlü protezlerin tutuculuk etkinliği fonksiyon sırasında protezi yerinden çıkaracak kuvvetlere karşı gösterdikleri dirençtir. Bu direnç 3 şekilde sağlanabilir:

**Mekanik Tutuculuk:** Mekanik elemanların diş üzerindeki andırkatlara



yerleşimi ile sağlanır. Hassas tutucular ve indirekt tutucularda hareketli bölümlü protezlerde mekanik tutuculuk sağlayabilir.

**Fiziksel Tutuculuk:** Protez kaidesinin alveol mukozası sınırlarını kaplaması ile oluşan doğal fiziksel kuvvetler yardımı ile sağlanır. Kohezyon, adezyon, yüzey gerilimi ve viskozite, kapiller çekim kuvveti ve atmosferik basınç etkisiyle fiziksel tutuculuk elde edilir. Protezin kaslara temas eden cilalı yüzeylerinin de tutuculuğa katkısı vardır ve bu durum ölçü alınımı aşamasında hermetik kapamanın etkili bir şekilde oluşturulması ile sağlanır (17).

**Sürtünme Kuvveti Tutuculuğu:** Rehber plak ve rehber düzlem temaslarının uygun biçimde tasarlanması ile sağlanır. Sürtünme kuvveti ile tutuculuğun elde edilebilmesi için model üzerinde uygulanan block-out işleminde aşırıya kaçılmamalı, rehber plaklar birbirlerine paralel olacak şekilde hazırlanmalı (18).

Bölümlü protezlerde fazla miktarda tutuculuk istenilen bir durum değildir ve destek dişler üzerinde hasara ya da kroşelerin deformasyonuna neden olabilir. Tutuculuk konusunda istenilen ideal miktar, destek dişler ve kroşelerde aşırı strese neden olmadan, protezi dokulardan uzaklaştırıcı kuvvete karşı yerinde tutan direnç kadar olmalıdır. Yapılan çalışmalarda hareketli bölümlü protez için gerekli olan toplam tutuculuğun 20N olması bildirilmiştir (19).

#### **4.7.1. Mekanik tutuculuk ve kroşe fonksiyonları**

Kroşeler destek dişe temas edip sararak HPB'lerin yerinden çıkmasını engelleyen direkt tutucu işlevi görür. Tırnak, tutucu kol, resiprokal (karışlayıcı) kol, proksimal plak ve bağlayıcı parçalardan oluşur. Kroşeler için istenilen özellikler tutuculuk, stabilite, destek, resiprokasyon, çevreleme ve pasifliktir (13).

Hangi çeşit kroşe kullanılırsa kullanılsın diş yüzeyinde ki maksimum kontur üzerinde esnemesine izin veren kuvvet miktarı, protezi yerinden çıkarmaya yönelik olan kuvvet miktarından daha çok olduğu sürece protez tutucudur (17).

Tutuculuk kuvvetinin miktarı destek dişin özelliklerine (şekil, sürtünme, andırkat derinliği) ve kroşe kolunun sertliğine (şekli ve Young modulus'a göre) değişiklik gösterir (20).

Bölümlü protezlerde destek unsuru neredeyse tamamen tırnaklar tarafından sağlanırken, tutuculuk açısından kroşelerin etkinliği söz konusudur. Tutuculuk sürtünme kuvvetlerinin yanında kapillerite ve ıslanabilirlik esasına dayanarak

yumuşak doku sınırları içerisinde protez-tükürük-mukoza sisteminin yüzey gerilimi ile de fiziksel olarak sağlanır (21).

Literatürlere baktığımız zaman kroşe elemanlarının tasarımı distal boşluğa komşu olan destek dişin hareket büyüklüğünü etkilediğini ama hareket doğrultusu üzerinde etkisi olmadığı söylenmektedir. Hareketli protezin sahip olduğu stabilitenin, destek diş üzerinde meydana gelen mobilitelerde tutucu kroşe çeşidinden daha etkili olduğu belirtilmektedir (22).

#### **4.8. Hareketli Bölümlü Protezlerde Estetik Yaklaşımlar**

Günümüz toplumunda fiziksel görünüşe verilen önemin artması ve sosyal hayatta bu durumun öneminin vurgulanması bireylerin dental restorasyonlar üzerindeki estetik beklentilerinin de artışına neden olmuştur. Özellikle diş kaybı yaşayan hastaların estetik beklentileri diğer hasta gruplarına göre daha yüksektir. Birçok farklı sebepten dolayı sabit protez ve implant tedavisinden yararlanamayan hastalar hareketli bölümlü protez planlaması ile ağız ve diş fonksiyonlarını geri kazanırken bir taraftan da bu planlamanın estetik kısmı üzerinde beklentileri olmaktadır. Estetik beklentileri karşılayabilecek metal içeriği olmayan ürünler diş hekimliği piyasasına sunulmuştur (23).

Fakat dayanıklılık açısından metal ve akrilik rezin içeren geleneksel materyallere göre hala bir çok soru işareti içermektedir. Yaptığımız çalışmanın en önemli amaçlarından biri de farklı kaide materyallerinin ve alt yapılarının sahip olduğu farklılıkları kuvvet ve stres değerleri açısından karşılaştırabilmektir.



**Şekil 4.2.8.1** Flexible bölümlü protez

Geleneksel yöntemlerle elde edilen hareketli bölümlü protezlerin en büyük estetik sorunlarından biri özellikle anterior dişler üzerinde konumlanan metal

kroşelerin görünmesidir. Bu durum hastanın protetik tedaviye adaptasyonunu olumsuz yönde etkiler (24).

Estetiği sağlamak amacıyla kroşeli HBP planlamasında birçok farklı kroşe sisteminden ve hassas tutuculardan yararlanılabilir. Fakat son dönemlerde daha çok kroşe sistemini düzenlemekten ziyade kroşelerin diş renginde olan polimerlerden üretilmesi üzerine ağırlık verilmiştir. Poliamid(PA/Nylon), asetil rezin (POM), cam fiber ile güçlendirilmiş kompozit, polietereketon (PEKK) ve polietereketon (PEEK) gibi materyallerin kullanımı estetik açıdan avantaj sağlar (25,26).

Hareketli protez rehabilitasyonunda metal kroşe tercih etmeyen hastalar için bütün alt yapı poliamid materyalinden üretilir. Fakat bu protez tasarımında metal tırnaklar olmadığından vertikal yer değiştirme karşısında çoğunlukla yumuşak dokudan destek alınır (27).

Bu sorunu çözmek adına geleneksel metal iskelet alt yapısına sahip protezlerde vertikal desteği elde ederek sadece estetik açıdan anterior bölgede poliamid kroşelerden yararlanılabilir. Tercih edilen bu kombinasyon hareketli bölümlü protezlerde sadece estetiği geliştirmekle kalmaz aynı zamanda ana bağlayıcının rijitliği ve oklüzal metal tırnaklar sayesinde vertikal destek de sağlanmış olur (28).



**Şekil 4.8.2.** Metal alt yapı ve poliamid birleşimi bölümlü protez

#### 4.9. Protez Kaide Materyalleri

Hareketli protezlerde yumuşak doku üzerinde konumlanan ve yapay dişlere tutuculuk sağlayan unsur protez kaidesidir (29).

Kullandığımız dental materyallerin fiziksel ve yapısal özellikleri planlanan tedavilerin ömürlerini etkiler. Hareketli bölümlü protezlerde kaide seçimi klinik değerlendirmeler, bilimsel araştırmalar ve hastaların beklentilerine bağlı olarak değerlendirilir.

Protetik tedavilerde kullanılan kaide materyallerinin tarihsel gelişimlerine baktığımız zaman; günümüzdeki sürece kadar pek çok farklı materyal protez kaidelerinin üretiminde kullanılmıştır. 1800'lü yılların başlangıcında o dönemin sanatı olan el oyması yöntemi ile kemik, fildişi, tahta gibi doğal malzemeler kullanılarak kaideler yapılmıştır. Daha sonraki dönemde işleme ve döküm yöntemlerinin ilerlemesi ile birlikte kaide için kullanılan materyallere porselen, altın, metal ve metal alaşımları eklenmiştir. Fakat bu gelişmeler estetik beklentileri yeterli düzeyde karşılayamamıştır (30).

Dr. Charles Goodyear 1839 yılında, sülfür ile doğal kauçuğu karıştırarak 'Vulkanit' olarak isimlendirilen vulkanize kauçuğu bulmuştur. 1854'te Thomas Evan Vulkanit kullanarak ilk protez kaidesini yapmıştır. Sahip olduğu birçok avantaj karşısında koyu kahverengi ve opak oluşu nedeniyle estetik beklentileri istenilen düzeyde karşılayamamıştır. İlerleyen yıllarda Vulkanit'e alternatif olarak daha doğal ve ucuz olan 'sellüloid' geliştirilmiştir. Fakat zamanla renk, şekil değiştirmesi ve kötü kokuya sahip olması nedeniyle kullanımı bırakılmıştır (31).

1910 yılından 1950 yılına kadar olan döneme 'termoplastik dönem' denilmektedir. Sonrasında polimer teknolojisi gelişmiş ve çapraz bağlı yapıya sahip polimerler üretilmiştir. Günümüzde de hala yaygın olarak kullanılmakta olan; Paslanmaz çelik (1921), Krom-kobalt (1930), Vinil rezin (1923), Akrilik rezin (1937), Epoksi rezin (1951), Polystrene (1951) ve Nylon-Poliamid (1955) gibi materyaller yüzyılın ilk elli yılında ortaya sürülmüştür (32).

Protez kaide materyallerinden geniş bir kullanım alanına sahip olan PMMA ilk kez 1937 senesinde 'Vernonite' adıyla diş hekimliği piyasalarına sürülmüştür. Hala

en yaygın olarak kullanımı tercih edilen protez kaide materyali PMMA esaslı olan akrilik rezinlerdir (33).

PMMA'ya alternatif olarak uzun yıllardır kullanılan bir diğer protez kaide materyali de metal alaşımlarıdır. Kaide materyallerinde en sık tercih edilen metal alaşımları Cr-Co, Cr-Ni, Cr-Co-Ni ile son dönemlerde kullanımı yaygınlaşan titanyum alaşımları oluşturur (34).

Diş hekimliğinde kullanılan dental alaşımlar hareketli ve sabit protetik tedavilerin başarısında önemli rol oynamaktadır. Ağızda uzun süre varlıklarını devam ettirmeleri beklenen alaşımlar aşınma direnci, dayanıklılık ve biyolojik uyumluluğu ile ele alındığında halen pek çok vakada alternatifsizdirler. Protetik tedavilerde metal alaşımların kullanılmasının bazı olumsuz sonuçları vardır. Hareketli bölümlü protez kullanan hastalarda metalin görünür olması renk uyumsuzluğundan dolayı estetik sorun oluştururken, sabit restorasyonlar da ise oluşan metal oksit nedeniyle üzerindeki porselenin bitim rengini etkileyebilir (35,36).

Günümüzde en sık kullanılan protez kaide materyallerinden biri olan PMMA esaslı olan akrilik rezinler, yapay dişler, protez tamir malzemeleri, özel ölçü kaşıkları, geçici restorasyonlar ve maksiofasial defektlerde de tercih edilirler.

#### **4.10. Protez Kaide Materyallerinde Aranılan Özellikler**

Hareketli bölümlü protezlerin temel unsurlarından biri kaide plağı materyallerinde aranılan özellikleri fiziksel, mekanik, kimyasal ve biyolojik olmak üzere 4 gruba ayırabiliriz.

##### **4.10.1. Fiziksel özellikler**

- Ağız ortamında ki ısı değişimlerinden etkilenmemelidir.
- Ağız yapılarının doğal özelliklerini taklit etmelidir.
- Radyopak olmalıdır.
- Zamanla renk değişimi göstermemelidir.
- Özgül ağırlıklarının düşük olması gerekir. Bu durum üste çene protezlerinde yer çekimi etkisi en aza indirgenmiş olur.
- Kullanıma bağlı olarak şekli, hacmi ve boyutları değişmemelidir. Boyutsal stabiliteleri sabit olmalı. Devam eden polimerizasyon, su emme gibi faktörler

boyutsal stabilitenin bozulmasına neden olabilir.

- Isı iletkenlikleri iyi olmalıdır. Hastanın sıcak ve soğuk uyarılara karşı normal tepki vermesi bakımından önemlidir (37).

#### **4.10.2 Mekanik özellikler**

- Esneme dirençleri yüksek olmalıdır.
- Darbeler karşısında yeterli direnci gösterebilmeliler.
- Oklüzal kuvvetler altında deformasyona uğramamaları için yüksek elastiklik modülüne sahip olmalılar.
- Yeterli miktarda sert ve aşınmaya dirençli yüzey özelliklerine sahip olmalılar (37,38).

#### **4.10.3 Biyolojik özellikler**

- Polimerizasyon işlemi öncesi ve sonrasında hekim ve teknisyene zarar vermemelidir.
- Mantar ve bakteri üremesine ortam hazırlamamalıdır.
- Dokularda iritasyon ve toksik etki yapmamalıdır.

Bütün bu özelliklerin yanında ideal kaide plağı materyali uygun fiyatlı olmalı, raf ömrü yeterli sürede olmalı, tamiri ve yapımı pratik olmalı, metal ve porselene iyi adapte olmalıdır.

#### **4.11. Polimer ve Polimerizasyon**

Organik materyaller, polimer olarak adlandırılan plastikler, elastomerler ve fiberlerdir. Bunlar karbon atomunun (C) metal yapıda olmayan elementler ile (O, H, N, Cl) bir araya gelerek oluşturduğu büyük moleküllü organik bileşiklerdir.

**Polimerler** oda sıcaklığında katı halde bulunan, sıcaklık ve basınçla mekanik veya kimyasal yolla şekillendirilebilen, molekül ağırlıkları yüksek, kompleks yapıda organik molekül zincileridir. Polimer kelimesi, birçok basit yapılı molekülün bir araya gelerek oluşturduğu makromolekül anlamına gelir. Kelimenin latince kökenine baktığımız zaman; ‘poli’ çok, ‘mer’ ise parça demektir. Yani polimer çok sayıda parçadan oluşan bir moleküldür. Belirli atom yapılarının ard arda dizilimi ile oluşmuşlardır. Bu bilgiye göre; polimetilmetakrilat, metilmetakrilattan türeyen kimyasal yapı birimlerine sahip bir polimerdir. Polimer yapısında ki en basit birime ‘monomer’ adı verilir. PMMA polimerlere bir örnektir ve uzay,otomativ

sanayisinde, tıbbi protez yapımlarında sıklıkla tercih edilen bir malzemedir (39).

Polimerler genellikle gaz veya likit halindeki monomerlerden oluşurlar. Polimerizasyon işlemi sırasında kristalin ya da amorf hale geçerler. Bu dönüşüm sonucunda sert ve oldukça rijit bir yapı elde edilebileceği gibi, lastik kıvamında ve yumuşak bir yapı da oluşabilir (40).

Diş hekimliğinde polimerlerin kullanım alanlarını ve önemlerini daha iyi anlayabilmek için öncelikle polimerizasyon teriminin bilinmesi gerekir. Çok sayıda monomer bir araya gelerek yüksek molekül ağırlıklı polimerleri oluştururlar. Bu kimyasal birleşme reaksiyonu da **polimerizasyon** olarak adlandırılır. Bu kimyasal reaksiyon sonucunda sıvı haldeki monomerler katı haldeki polimerlere dönüşür. Polimerizasyon işlemi basit bir katılma reaksiyonu veya kondenzasyon reaksiyonu ile gerçekleşir (33).

Birleşen yapılara polimer diyebilmek için en az 100 ana molekül (monomer) olması gerekir, üst sınır yoktur.

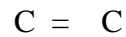
Tanımın açıklaması en basit polimer olan polietilen üzerinde yapılırsa;



Etilen

Polietilen

Diş hekimliğinde sık kullandığımız akrilik reçinesi etilen monomerinin formülü C<sub>2</sub>H<sub>4</sub>' dür. Açık formülü ise aşağıdaki gibi yazılır:



Bu açık haldeki formülün tek bir molekülüne “etilen monomer” denilmektedir. Birçok etilen molekülü yan yana sıralanırsam ortamda tek başına bulunan etilen monomerleri görünümü oluşur. Bu monomerler birbirlerine bağlı değildir ve bir molekül sadece iki karbon atomu içerdiğinden, gaz halindedir.

Etilen monomerlerinin birbirleri ile bağlanmalarını gösteren bu şekle

'polimerleşme' denir. Bu reaksiyon sırasında karbon atomlarının arasındaki çift bağın biri koparak, bir sonraki monomer ile bağlanır ve tüm monomerlerde bu bağlanma reaksiyonu zincir şeklinde devam eder. Bütün monomerler birbirleri ile bağ kurdukları zaman madde polimerize olur ve molekülde fazla sayıda karbon atomu olduğundan, madde katı hale geçmiştir.

Polimerizasyon süreci farklı mekanizmalardan meydana gelir; ancak genel olarak iki ana başlık altında inceleyebiliriz. Bunlar **ilave polimerizasyon** ve **kondensasyon polimerizasyonudur**.

**İlave Polimerizasyon:** Bir araya gelen benzer yapıdaki moleküllerin aralarında kimyasal bir değişiklik olmadan birçok kere tekrarlanıp, aynı kimyasal yapıya sahip yüksek molekül ağırlıklı makromoleküle dönüşmesi sürecidir. Başka bir deyişle polimer, aynı monomerin defalarca tekrarlanması ile ortaya çıkar. İlave polimerizasyon reaksiyonu her zaman çift bağ içeren doymamış moleküllerle meydana gelmektedir. İlave polimerizasyon reaksiyonları çoğunlukla karbon-karbon (C=C) içeren monomerler ile gerçekleşir. C=C arasındaki bağlar yüksek enerjiye sahiptir ve buna bağlı olarak enerji düzeyleri pek sabit değildir, bu yüzden diğer moleküller ile kolayca reaksiyona girebilirler. İki karbon atomu arasında bulunan çift bağların açılması, monomer molekülünü aktif hale getirir. Bu molekül sahip olduğu enerjiyi diğer bir moleküle aktarır. Sonra ki aşamada diğer moleküldeki çift karbon bağları açılır ve süreç bu şekilde ilerler. Böylece zincir şeklinde bir reaksiyon başlamış olur. Gerçekleşen polimerizasyon reaksiyonu sonucunda yan ürün oluşmaz ve bütün monomerler eşit molekül ağırlığına sahip olurlar (40).

Bu gruplara sahip monomer yapılarının birbirleri ile aktivitesi uygun koşulların varlığında sağlanabilir. Başlatıcının aktive olması için gerekli olan aktivatör dış hekimliğinde; ışık, ısı veya kimyasal olabilir. Dental işlemlerde kullandığımız rezinlerin neredeyse tamamı katılma polimerizasyon reaksiyonu ile üretilir. Bu polimerizasyon tipi çok yaygın olduğundan dolayı, polimerizasyon terimi ifade edildiğinde genellikle katılma reaksiyonu olarak düşünülür. Polimerizasyon süresi birbirini takip eden 4 ana dönemden oluşur. Bunlar; başlama, ilerleme, bitim ve zincir transferi süreçleridir.



Diş hekimliğinde ilave polimerizasyon reaksiyonu ile üretilen ve sık kullandığımız polimerler; polivinilklorid, polimetilmetakrilat (PMMA), polistren ve polietilendir. Aljinat, polieter, polisülfid ve silikon esaslı ölçü malzemeleri yaygın olarak kullanılan birer polimer örneğidir. Diğer bir taraftan yapay dişler, doku düzenleyiciler, simanlar, day materyalleri diğer dental polimer örnekleridir. Bunlarla birlikte tam protezler ve bölümlü protezlerde kullandığımız kaide plağı materyali esas olarak kullandığımız polimerlerdir (33).

O'Brien 2008 yılında yapmış olduğu çalışmada özetlediği gibi plastik yapay dişler, protez kaidesi, protez astar materyalleri, doku düzenleyiciler, fissür örtücüler, kompozit restoratif materyaller, geçici kronlar, ölçü malzemeleri, maksillofasiyal protezler, veneerler, yer tutucular ve adezivlerin elde edilmesinde farklı yapıdaki polimerlerden yararlanılmaktadır.

**Kondansasyon Polimerizasyonu:** Kondansasyon polimerizasyonu, iki ya da daha fazla farklı basit yapılu molekül arasında benzer mekanizmayla devam eden kimyasal reaksiyonlara denilmektedir. Bu süreç sırasında iki molekül birlikte reaksiyona girip daha büyük yapılu üçüncü bir ürünü oluştururken, su gibi küçük yapılu bir molekülü ürün olarak açığa çıkarırlar. İki monomer basit bir esterifikasyon reaksiyonundan geçerek 'dimer' formuna ulaşır. Bu reaksiyon, yüksek molekül ağırlıklı bir polimer formu açığa çıkana kadar bir dizi reaksiyon şeklinde devam eder.

Katılma polimerizasyon reaksiyonundan farklı olarak ana moleküllerin birleşimi sonucunda amonyak, su, hidrojen klorit, sülfirik asit gibi basit yapılu yan ürünler ortaya çıkar. Kondansasyon polimerizasyonunda C=C çift bağlı monomerlerin varlığı gerekmemektedir. Bu reaksiyon metodu ile polimer oluşturulması çok yavaştır. Moleküller dev boyuta ulaşınca, sayılarının ve hareketliliklerinin azalmasından dolayı zamanla reaksiyon durur. Bundan dolayı kondansasyon polimerizasyonu diş hekimliğinde yaygın kullanım alanına sahip değildir.

**Kopolimerizasyon:** İki veya daha fazla sayıda farklı kimyasal yapıdaki monomer moleküllerinin biraraya gelmesiyle oluşan polimerizasyon türüdür. Bu reaksiyonda karışık yapılu makromoleküller söz konudur. Sitrin veya vinil monomeri ile metil metakrilat monomerinin polimerizasyonu bu reaksiyona örnektir.

**Çapraz Bağlantı:** Polimer molekülleri zincir bir yapı oluşturmak üzere birbirine bağlanırken, reaktif yan zincirlere sahip olan monomerler yapıya ilave edilmiştir. Bu yan zincirler sayesinde bir zincir diğer yan zincire bağlanarak üç boyutlu bir yapı oluşur. Çapraz bağlı polimerler genellikle fiziksel açıdan daha dayanıklı olurken, çözünürlükleri ve su emilimleri daha azdır. Çapraz bağlayıcı ajanın konsantrasyonu ve kompozisyonu fiziksel özelliklerin farklılığına neden olur.



## 4.12. Protez Kaidesinde Kullanılan Rezin Materyallerin Sınıflandırılması

Akrilik rezinler, polimer yapılarına göre ve polimerizasyon çeşitlerine göre farklı başlıklar altında sınıflandırılabilirler;

ISO No: 1567 Standartına Göre Sınıflandırma:

Tip 1 : Isı ile polimerize olan rezin polimerler

Sınıf 1: Toz ve Sıvı/Likit

Sınıf 2: Plastik Pat Kıvamlı

Tip 2 : Otopolimerizan rezin polimerler

Sınıf 1: Toz ve Sıvı/Likit

Sınıf 2: Toz ve sıvı kıvamlı akışkan rezinler

Tip 3 : Işık ile polimerize olan rezin polimerler

Tip 4: Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan rezin polimerler

Polimerizasyon Tipine Göre Sınıflandırma:

1. Isı ile polimerize olan rezin polimerler
2. Kimyasal olarak polimerize olan rezin polimerler
3. Mikrodalga ile polimerize olan rezinler
4. Görünür ışık ile polimerize olan rezin polimerler

### 4.12.1. Isı ile Polimerize olan Rezinler

Günümüzde çoğunlukla ısı ile polimerize olan akrilik rezinlerin kullanımı tercih edilmektedir. Bu yapıdaki materyallerin polimerize olabilmesi için gerekli olan ısı enerjisi mikrodalga fırını kullanarak ya da kaynatma yolu ile elde edilir. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler genellikle toz-likit formunda bulunur. Toz yapının içinde daha önceden polimerize olmuş PMMA tanecikleri ve biraz benzoil peroksit bulunur. Likit yapının içinde ise polimerize olmamış MMA, glikol dimetakrilat ve az miktarda hidrokinon bulunmaktadır. Monomer ile polimer gerekli miktarlarda karıştırıldığı zaman beş basamaktan oluşan polimerizasyon süreci başlamış olur. Bu basamaklar; kumsu safha, ipliksi safha, hamur safhası, elastik veya lastiksi safha ve sertleşmedir.

Isı ile sertleşen akrilik rezinler iki farklı şekilde polimerize olurlar.

1. Konvansiyonel basınç ile kalıplama tekniği
2. Enjeksiyon kalıplama tekniği

#### **4.12.1.1. Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği**

Akrilik rezinin ısı yolu ile polimerizasyonunun sağlandığı klasik yöntemdir. Toz ve likitin belirli oranlarda karıştırılması ile yumuşak kıvamlı bir akrilik rezin polimeri elde edilir. Ortaya çıkan bu rezin yapı mufla içindeki boşluğa yerleştirilir ve üzerine basınç uygulanarak homojen bir şekilde boşluk yapıların içine dağılması sağlanır. Genellikle akrilik rezinlerin 65-70°C 'de ısıtılması polimerizasyon reaksiyonunun başlaması için yeterlidir.

Isı ile polimerize olan rezinlerin sahip olduğu bazı avantajlar vardır; estetik uyumları iyidir, uygun camısı geçiş ısısına sahiptirler, uygulanması ve yapımları pratiktir, maliyetlerinin düşük olması, tesviye ve cila işlemlerinin kolay uygulanabilmesidir. Bunların yanında artık monomer oluşması, darbe karşısında dayanımlarının düşük olması, yorgunluk ömürlerinin kısa oluşu, bükülme dayanımlarının düşük olması ve radyolüsent olmaları ise akrilik rezinlerin sahip olduğu dezavantajlardır.

Polimerizasyon işlemi sıcak su içinde iki farklı teknikle gerçekleşir. Bunlardan ilki olan hızlı kaynatma tekniğinde muflalar pres altından alındıktan sonra brit aracılığı ile sıkıştırılık ve içi su dolu bir kabın içerisine konur. Suyun kaynama sıcaklığına ulaşması için en az yarım saat ve kaynar halde de en az yarım saat beklemesi sağlanır. Muflalar kaynatıldıkları suyun içerisinde ya da dışarıya alınarak soğumaya bırakılır. Muflaları hızlı bir şekilde soğutmak amacıyla musluğun altına bırakmak ani ısı değişimi nedeniyle akrilik yapının deformasyonuna neden olabilir (41).

Diğer teknik olan yavaş kaynatma tekniğinde ise muflalar ısı değeri 65°C ayarlanmış bir su banyosu içerisinde yaklaşık 8 saat bekletilir. Yapılan çalışmalara baktığımız zaman yavaş kaynatma tekniğinde, hızlı kaynatma tekniğine göre daha az boyutsal değişiklik ve porozite olduğu tespit edilmiştir.

#### **4.12.1.2. Enjeksiyon kalıplama tekniği**

Alçı, silikon-alçı ya da hidrokolloidal kalıplar arasında kalan protez boşluğuna hamur kıvamındaki akrilik rezinin basınç altında enjeksiyon sistemi aracılığıyla iletilmesi tekniğidir. Bu yöntem ilk olarak 1942 yılında Pryor tarafından uygulanmıştır.

Enjeksiyon kalıplama yönteminde akrilik hamuru 6 atmosferlik hava basıncı

altında mufla içerisindeki protez boşluklarına iletilir ve ısı aracılığı ile polimerize edilir. PMMA daha yüksek sertlik ve çarpma direncine sahip olması için bazen kauçuk ile güçlendirilmektedir. Akrilik yapı basınç altında enjekte edildiğinden polimerizasyon büzülmesinin kısmen daha az olabileceği ifade edilmektedir.

Diş hekimliği piyasasında en yaygın kullanılan enjeksiyon tekniğine örnek SR-IVOCAP sistemi verilebilir. Akrilik rezin özel kutusu içerisinde önceden dozu ayarlanmış olarak bulunmaktadır. Böylece hatalı doz ayarlanması söz konusu olmaz. Karıştırma işlemi manuel olarak el ile değil, vibrasyon cihazı aracılığıyla yapılır. Bu şekilde daha homojen bir yapı elde edilir. Diğer bir yandan materyalin kirlenmesi ve çalışan kişi üzerinde deri iritasyonu problemi önlenmiş olur.

Bu yöntemin geleneksel yöntemle göre avantajları:

1. Akriliğin fazla olduğu kalın bölgelerde porozite oluşumunu azaltmak için ısı kontrol edilebilmektedir.
2. Daha homojen yapıda kaide plağı oluşur.
3. Dikey boyut sürekli kontrollü basınç uygulanarak koruma altındadır.
4. Hazırlanan akrilik, en ince protez boşluklarına kadar iletilir.
5. Prova kapanışı giderilir.

Bunların yanında, sistemin pahalı oluşu ve özel araçların gerekmesi ise bu yöntemin dezavantajları olarak sayılabilir.

#### **4.12.2. Kimyasal yöntem ile polimerize olan akrilik rezinler(Otopolimerizan Resinler)**

Konvansiyonel tipli otopolimerizan akrilik rezinler; dışarıdan ısı uygulaması gerekmeksizin polimerize olabilen akrilik kaide materyalleridir. Kaide akriliği olarak kullanılmasının yanında çoğunlukla tamir akriliği olarak kullanılmaktadır.

Mikrodalga veya ısı ile reaksiyon gösteren akriliklere benzer bir yapıya sahip olmalarına rağmen, bunlarda polimerizasyon başlatıcı olan ajan olan benzoil peroksitin parçalanması ısı yerine kimyasal bir aktivatör olan dimetil-p-toluidin aracılığı ile gerçekleşir. Kimyasal yolla polimerize olan akrilik rezinlerin partikül yapıları düzensizdir. Molekül ağırlığı düşük olan polimer partiküllerinin oranının fazla olmasından dolayı daha zayıf ve esnek yapıya sahiptir. Toz ve likit karıştırıldığı zaman dimetil-p-toluidin, benzoil peroksitin çözünmesini

sağlamaktadır. Bu çözünme ile birlikte serbest radikaller oluşur ve polimerizasyon süreci başlar. Reaksiyon ısı ile sertleşen sistemlerde olduğu gibi ilerler. Bu polimerizasyon tipi de ekzotermiktir ve bitiminde hacimsel büzülme olur. Büzülme oranını en aza indirebilmek için maddenin sertleşmesi sona erdikten sonra 2-9 saat kendi haline bırakmak gerekir. Polimerizasyon süreci hızlı ilerler, ancak %5 oranında artık monomer tespit edilmiştir. Molleküllerin arasındaki bağlar çok zayıf olduğu için daha fazla su emerler ve bu nedenden dolayı boyutsal stabiliteyi kötüdür (44).

Soğuk akrilik ve sıcak akrilikleri karşılaştırdığımız zaman;

1. Soğuk akriliklerin çalışma zamanı kısadır. Muflalama işlemi hızlı yapılmalıdır.
2. Soğuk akrilik reaksiyonların ısı kaynağı kullanımına gerek yoktur.
3. Sıcak akrilikler başlangıçta soğuk akriliklere göre daha dayanıklıdır. Bir süre sonra soğuk akriliklerin dayanıklılığı onlara yaklaşır.
4. Soğuk akriliklerin ısınma miktarı sıcak akriliklerden daha azdır, bundan dolayı reaksiyon sırasında büzülme daha az gözlemlenir.
5. Soğuk akrilikler su içinde bekletildikleri zaman genişlemeleri ve boyutsal değişiklikleri artış göstermektedir. Sıcak akrilikte ise boyutsal değişiklikler küçülme yönünde gerçekleşir.
6. Sıcak akriliklerin renk devamlılıkları soğuk akriliklere göre daha iyidir.

#### **4.12.3. Mikrodalga enerjisi yöntemi ile polimerize olan akrilik rezinler**

Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon tekniği ilk olarak 1968 senesinde Nishii tarafından ortaya sürülmüştür. 300-300.000 megahertz arası frekansa sahip olan elektromanyetik bir dalga, mikrodalga olarak tanımlanır. Işın yayma reaksiyonu sonrası mikrodalga ısıtması açığa çıkar. 1984 yılında Kimura ve ark. Yaptıkları çalışmalar sonucunda geliştirdikleri özel plastik muflayı 2,5 dakika mikrodalga fırını içinde tutarak akrilik materyallerin polimerizasyonunu gerçekleştirmişlerdir. Mikrodalgaların rezin polimerine ulaşabilmesi için metal yapılu muflalar kullanılmaz. Akrilik yapılu rezinlerin polimerizasyon reaksiyonunda 2450 MHz frekansta ve 12 cm dalga boyuna sahip mutfak tipi mikrodalga fırınları kullanılır. Mikrodalga enerjisi, akrilik rezinlerin yapısında bulunan benzoil peroksitlerin parçalanmasına sebep olur ve açığa çıkan serbest radikaller tarafından polimerizasyon süreci başlatılır. Bu polimerizasyon tekniğinin mantığı, metil metakrilat moleküllerinin elektromanyetik alan içinde dönmesi ve meydana gelen titreşimin ısı açığa çıkarması

ile reaksiyonun başlatılmasıdır. Bu moleküllerin yönü 2450 MHz frekansında saniyede 5 milyar kere değişmektedir.

#### **4.12.4. Görünür ışık ile polimerizasyon yöntemi**

Görünür ışıkla aktive olan protez kaide rezin materyalleri uzun süredir diş hekimliği alanında kullanılmaktadır. En popüler görünür ışıkla polimerize edilen protez kaide materyali TRIAD VLC'dir. Kimyasal yapısında; üretan dimetakrilat (UDMA) matriks, akrilik kopolimer, mikrofin silika doldurucular ve başlatıcı olarak kamforokinon bulunur. Yapılarında MMA monomeri bulunmadığı için alerjik yapıya sahip bireylerde tercih edilebilir. Polimerizasyon reaksiyonu, quartz halojen lambaları tarafından üretilen 400-500nm 'lik görünür mavi ışık ile sağlanır Yüksek dirence sahip oldukları ve tam bir polimerizasyon reaksiyonu sağladıkları için artık monomer bulundurmadıkları belirtilir (30,42)

#### **4.13. Polimer Yapıların Sınıflandırılması**

Polimer yapılar yapım yöntemlerine göre termoplastik, elastomer ve termosetler olmak üzere üç gruba ayrılmaktadır.

##### **4.13.1. Termoplastik polimerler**

Doğrusal ya da dallanmış zincirlerden oluşan polimer yapılarıdır. Isı varlığında yumuşayarak erirler, soğutuldukları zaman yeniden şekil verilebilir eski hallerine dönerler. En önemli özellikleri arasında, ısı ve basınç varlığında daima plastik özelliklerini korumaları vardır. Bu polimer tipindeki atomlara kuvvet uygulandığı zaman birbirlerine yaklaşırlar, kuvvetin ortadan kalkmasıyla eski hallerine geri dönerler. Protetik tedavilerde kaide plağı olarak kullandığımız akrilik rezinler bu başlık altında örnek olarak verilebilir. Termoplastik polimerlerin kimyasal yapılarında hiçbir değişiklik olmadan ısı ve basınç altında şekil değiştirirler.

Polimer molekülleri arasındaki fiziksel bağlar zayıf yapıda oldukları için ısı uygulandığı zaman kolaylıkla ayrılırlar ve süreç materyalin yumuşaması ile sonuçlanır. Soğuma işlemi sırasında ise moleküller arasındaki bağlar tekrar oluşarak materyalin sertleşmesi gerçekleşir. Bu özelliklerinden dolayı 'termoplastik polimerler' olarak adlandırılırlar.

#### 4.13.2. Elastomerler

Elastik ve esnek yapıya sahip olan materyallerdir. Oda sıcaklık değerlerinde üzerlerine kuvvet uygulandığı zaman mevcut boyunun iki katına çıkabilen ve kuvvet ortadan kaldırıldığı zaman tekrar eski boyuna dönebilen polimer yapıları malzemelere elastomer denilmektedir. Bunun nedeni çekme kuvveti ile polimer yapısındaki zincirler birbirlerinin üzerinde kayma hareketi gösterir, tekrar eski boylarına dönmelerini sağlayan ise yapılarında az sayıda sahip buldukları çapraz bağlardır. Düşük sıcaklık değerlerinde fiziksel yapıları oldukça serttir. Nitril kauçuk, silikon kauçuk, doğal kauçuk, poliklorbütadien örnek olarak söylenebilir.

Akrilik rezin polimerlerin darbeye karşı direnç özelliklerini arttırmak için yapılarına elastomer eklenir. Elastomer darbe karşısında akrilik rezin üzerine gelen enerjiyi absorbe ederek kırılmalarını engeller. Geleneksel olarak ısı ile polimerize olan akriliklerle aynı şekilde polimerize olurlar ve benzer yapıya sahiptirler ancak elastomer içerikli akrilikler, geleneksel akrilik yapılara göre üretimleri daha maliyetlidir (30).

#### 4.13.3. Termosetler

İçeriklerinde yoğun olarak çapraz bağ bulduran sert yapıları polimerlerdir. Zincirler ısınma sonucu kayma hareketi göstermez ve çapraz bağlara sahip polimer yumuşamazlar. Basınç ve ısı varlığında kimyasal reaksiyon ile farklı bir bileşim meydana gelir, şekilleri bir kere değiştikten sonra tekrar şekillendirilemeyen materyaller **termoset** olarak tanımlanırlar. Yanıcı değil, çözünmez ve suda erime özellikleri yoktur.

Polimerizasyon reaksiyonu sonucunda sertleşir ve çabuk kırılma gösterirler. Vulkanit ve fenolformaldehit, çapraz bağlantılı PMMA, silikonlar ve A diakrilat termosetlere örnek olarak verilir.

#### 4.14. Termoplastik Akrilik Reziner ve Üretim Yöntemleri

Günümüzde polimerlerin kimyasal yapılarında meydana gelen gelişmeler ile dayanıklı, estetik, esnek ve hafif ana bağlayıcı ve kaide plaklarının üretimi için asetal rezin, termoplastik akrilik rezin ve termoplastik naylonlar kullanılmaktadır.

Hareketli bölümlü protezlerde kullanılan metal alt yapı hastaların estetik beklentilerini yeterli düzeyde karşılayamamaktadır. Estetik olmayan görünüm, protez



ağırlığı, metalik tat ve alerjik risklerin gelişebilmesi nedeni ile metale alternatif olarak Poliamid (PA) ve Asetal rezin (POM) gibi termoplastik yapıli materyaller tercih edilmektedir. Poliamid (PA) yapıli termoplastikler düşük elastik modülleri nedeniyle destek diş üzerine gelen rotasyonel kuvvetlerin azalmasını sağlar ancak kroşe tutuculuklarının rijit yapıli protezlerdeki gibi yeterli olmaması ve besleme işlemleri uygulanamaması önemli dezavantajlarıdır.

Asetal rezinler (POM), PA'lere göre daha dayanıklı mekanik yapıya sahip ve rijittirler ancak yapılan testler dahilinde ISO standartlarını henüz sağlayamamıştır.

Termoplastik Rezın	Marka	Üretici
<b>Akrilik Rezın (PMMA)</b>	ACRY TONE	High Dental Japan Co. Ltd., Osaka/Japonya
<b>Polipropilen</b>	UNIGUM	Weldenz America, Inc., Kaliforniya/ABD
<b>Polyester/Polietilen Tereftalat (PET)</b>	Estheshot Bright	I-cast Co. Ltd., Kyoto/Japonya
	Estheshot	I-cast Co. Ltd., Kyoto/Japonya
<b>Polikarbonat</b>	Reigning N	Toushinyoukou Co., Ltd., Niigata/Japonya
	Reigning	Toushinyoukou Co., Ltd., Niigata/Japonya
	JET CARBO-S	High Dental Japan Co., Ltd., Osaka/Japonya
	JET CARBO RESIN	High Dental Japan Co., Ltd., Osaka/Japonya
<b>Asetal rezin/Polioksimetilen (POM)</b>	Bio Dentaplast	Bredent GmbH Co., Senden/Almanya
	Acetal Dental	Pressing Dental Srl, San Marino/İtalya
	Dental D Acetal Resin	Quattrotti Dental, Rovelo Porro/İtalya
<b>Poliamid (PA)</b>	Bioplast	High Dental Japan Co., Ltd., Osaka/Japonya
	Valplast	Valplast International Corp., New York/ABD
	Flex Star V	Nippon Dental Supply, Tokyo/Japonya
	BIO TONE	High Dental Japan Co., Ltd., Osaka/Japonya
	Lucitone FRS	Dentsply International Ltd., Weybridge/İngiltere
	Deflex	Nuxen SRL, Buenos Aires/Arjantin
<b>Polietereketonketon (PEKK)</b>	PEKKtone A	Cendres Metaux, Bienne/İsviçre
<b>Polietereketon (PEEK)</b>	Tizian	Schütz Dental GmbH, Rosbach/Almanya
	BreCAM BioHPP	Bredent GmbH Co., Senden/Almanya
	Dentokeep	NT-Trading, Karlsruhe/Almanya
	Juvora	Juvora Dental Ltd, Lancashire/İngiltere
	Bio XS	Bredent GmbH Co., Senden/Almanya

**Şekil 4.14.1.** Termoplastik Rezın Marka Adları ve Üretici Firmalar

Metal yapıda olmayan kroşelerin en büyük avantajı esnek olmalarıdır. Esnek oluşlarından dolayı kuvvet kırıcı özelliğe sahiptirler ve fonksiyon sırasında meydana gelen kuvvetleri destek çevre dokulara eşit miktarda dağıtırlar. Alerjik

yapıya sahip bireylerde güvenle tercih edilirler. Kalıplama büzülmesinin miktarının fazla olması, fazla su emilimi, renkleşme, polisaj zorluğu, akrilik rezine bağlantı problemi, stress kaynaklı deformasyonlar ise dezavantajlarıdır.

Ekstrüzyon, enjeksiyon kalıplama ve ısıll şekillendirme, termoplastik rezinlerin şekillendirilmesi için kullanılan başlıca yöntemlerdir. En sık tercih edilen yöntemlerden biri olan enjeksiyon yöntemi ile kalıplama sistemleri elektronik açıdan farklılıklara sahip olmalarına rağmen temel olarak aynı esasa dayanırlar. Termoplastik rezinler uygulanacak alanlara göre çeşitli boyutlarda hazır rezin kartuşlar şeklinde bulunurlar. Kartuşların (ingot) negatif protez boşluğuna iletilmeleri için tabancalara istenilen miktarda kartuş yerleştirilerek enjeksiyon ile presleme yapılır. Güncel olarak kullanılan sistemlerde birçok termoplastik rezin materyalinin presleme işlemi gerçekleştirilebilir.

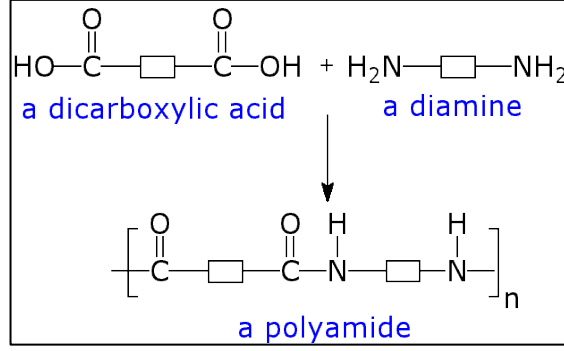
#### **4.14.1. Poliamid (Naylon)**

Yüksek molekül ağırlığına sahip ve ticari açıdan değerli olan sentetik yapıll polimerlere poliamid (naylon) adı verilmektedir (43).

Günümüzde estetik ve dayanıklılık avantajlarından dolayı hareketli bölümlü protezlere alternatif bir seçenek olarak tercih edilen poliamid, diamin ve dibazik asit monomerlerinin bir araya gelmesi ile oluşan rezin türevidir ve peptid bağları ile bağlanan monomerleri içeren polimer bir yapıdır (43).

Protez kaide materyali olarak kullanılan naylon diş hekimliği alanına 1950'li yıllarda girmiştir. Fakat yüksek su emilimi, lekelenme, renk stabilite azlığı ve kısa dönemde yüzey pürüzlülüğü oluşması gibi nedenlerden dolayı rutin olarak uygulanan materyaller arasına girmemiştir (37).

Naylon'dan sonra eşlik eden rakamlar asit ve diamin gurubudaki karbon atom sayılarını gösterir. Zaman içerisinde farklı karbon sayısına sahip; Naylon 6, Naylon 6-6, Naylon 6-10, Naylon 6-12 polimerleri üretilmiştir.



Şekil 4.14.1.1. Poliamid kimyasal yapı

Termoplastikler sınıfında yer alan poliamid bir diamin ve bir dibazik asit arasında meydana gelen kondenzasyon reaksiyonu ile ortaya çıkar. Ticari olarak başarı gösteren ilk polimer; poliamiddir.

Poliamidler; toksik olmama, işlenebilirliklerinin iyi olması, yüksek esneklik, yüksek aşınma direnci, yeterli dayanıklılık ve sertlik, ısı iletkenliklerinin iyi olması gibi avantajlara sahiptir. Fiziksel ve kimyasal dayanımlarının yüksek olmasının yanında yarı translusens bir yapıya sahip olmaları nedeniyle doku destekli hareketli bölümlü protezlerde yeterli estetik sağlayabilirler. Kırıcı kuvvetler karşısında oldukça dirençlidirler. Bu nedenler piyasada kırılmaz olarak nitelendirilirler (44).

Naylonun su benzeri gibi polar çözücüler karşısında hassas olmasının nedeni içerdikleri amid grubudur. Poliamidler ağırlıklarının yaklaşık %2,5'u kadar su emebilirler. Su emilimi sonucu naylonun bazı özelliklerinde değişiklik gözlemlenebilir. Gerilim modülü ve dayanıklılıklarında %20 oranında azalma gözlenmesi önemli bir durumdur. Naylonun su emme özelliği sıcaklık ile artmaktadır. Bu nedenle poliamidler ile çalışırken sıcak su kullanımından kaçınmak gerekir. Diğer bir yandan naylonların sahip oldukları karboksil grubu (CH<sub>2</sub>) uzunluğu da su emilim miktarını etkiler. Uzun zincir yapısına sahip poliamid (Naylon 11), kısa zincire sahip poliamide göre daha az su emilimi gösterir. Polimer içerisindeki bu zincirlerin sayısal olarak artışı yapının daha fazla esnek olmasını sağlar (45).

#### 4.14.1.1. Poliamid yapıların diş hekimliğinde kullanım yerleri

Poliamidlerin diş hekimliği alanında ilk kez kullanımı 1950 yılında Smith ve Matthews tarafından gerçekleştirilmiştir (Kohli ve Bhatia, 2013). Başlangıçta sık tekrarlayan protez kırıkları vakalarında ve akriliğe karşı alerjik reaksiyon gösteren

hastalarda , geleneksel protezlere alternatif olarak kullanılmıştır. O dönemde ortodontik tedavilerde kullanılan apareylerin yapımında da poliamidlerden yararlanılmıştır. Fakat poliamidlerin sahip olduğu dezavantajlar nedeniyle rutin olarak kullanıma başlanmamıştır. Polimer zincirlerinin sayısının artışı ve yapıya cam fiberlerin ilavesi ile materyalin kalitesi yükselmiştir. Cam fiber ilavesi ile güçlendirme işlemi materyalin sertliğini arttırmıştır. Bu malzemeler protez kaide kullanımlarına ek olarak; cerrahi membran, suture ve esnek cerrahi stent üretiminde de kullanılmaktadır (55). Ayrıca implant üstü geçici protetik tedaviler, obtüratör protezleri, koruyucu amaçlı plaklar ve periodontoloji alanında dişeti epitezi yapımında katkı sağlamaktadırlar.

Protetik tedavilerde üreticiler poliamid esaslı termoplastik yapıların kullanım alanlarını; hareketli kısmi protezler, tam protezler, prefabrik yapıda kroşeler, iskelet alt yapı, immediate ve geçici protezler olarak belirtmişlerdir.

Tam dişsiz ağızlarda, çift taraflı geniş ve derin doku andırkatlarının, büyük torus ve tüberositlerin varlığında cerrahi müdahalede bulunmadan protetik tedavi gerekiyorsa geleneksel akrilik protezlerin rijit yapılarından dolayı uyumlandırılmaları zor olmaktadır. Bu nedenler protezlerin iç yüzü ya da kenarları esneyebilen kaide materyali kullanılarak planlama yapılmalıdır (46).



**Şekil 4.14.1.1.1.** Flexible bölümlü protez

Termoplastik naylon kroşelerin uyumlandırma işleminde materyal yapısı içerisinde gerilim sertleşmesi oluşur. Zamanla kullanım deformasyonların bağlı olarak kroşelerde tutuculuk azalması görülebilir. Materyalin esnek yapısına bağlı

olarak tutuculuğun yeterli ölçüde sağlanabilmesi için kroşeler kalın planlanmalıdır (47).

Akriliklere ve kendileri ile benzer yapıdaki polimerlere zayıf bağlandıkları için naylonlara tamir ve besleme işlemi uygulamak oldukça zordur. Bağlantıyı kuvvetlendirmek ve tutuculuğu arttırmak için diş ilavesi gerektiren ve akrilik rezinlerin kullanıldığı durumlarda olukların açılması önerilmektedir. Bilinen bütün bu özelliklere rağmen, günümüzde poliamid içerikli hareketli bölümlü protezlerin fiziksel özellikleri ve klinik uygulamadaki davranışları hakkında yeteri kadar çalışma mevcut değildir (48).

Hareketli bölümlü protezlerde naylon kullanırken;

- Ana model elde edildikten sonra paralelometre ile diş ve destek dokularının andırkat alanları ölçülür. Geleneksel protezlerde uyguladığımızın aksine, esnek yapılu protezlerde giriş ve çıkış yolunu engelleyen andırkat alanlar dışında kalan sahalar *block out* gerekmemektedir. Esnek protezlerin tutuculuğu için bu sahalar ihtiyaç duyulmaktadır.
- Modelin dublikatı alınırken tercihen tip IV sert alçı kullanılması gerekir.
- Elde edilen dublike model üzerine öncelikle diş dizimi yapılır.
- Diş dizimini takiben protez kaidesinin modelasyonuna geçilir;

Kroşeler; 1-1.5 mm

Palatinal bölge 1.25-1.5 mm

Lingual flanjlara; 1.25-2.0 mm

Bukkal ve labial flanjlara; 1.20-1.25mm

Lingual ana bağlayıcı; 1.75-2.0mm

Suni dişler ve destek doku arasında 1.0-1.5mm kalınlığında hazırlanması önerilmektedir.

- Anterior dişlerde singulum ve posterior dişlerde koronal üçlüye kadar modelasyon uygulanır.
- Muflaya alınır ve enjeksiyon için tijler yerleştirilir. Protezin büyüklüğü değerlendirilerek yardımcı tijler ilave edilebilir. Ana tijin genişliği 10mm, yardımcı tijlerin genişliği 6mm çapında olması gerekir.
- Mum eritme işlemi takiben üretici firma önerilerine uygun şekilde enjeksiyon

kalıplama yöntemi ile presleme gerçekleştirilir.

- Tijler kesilmeden önce protez kaynar su içerisinde 15 dk bekletilmelidir. Bu yöntem sayesinde poliamid hidrasyonu sağlanarak madde içerisindeki gerilimler ortadan kalkar ve protezin direnci artar.
- Tesviye ve cila işlemleri geleneksel akrilik protezlere benzer şekilde gerçekleştirilir. Fakat türbin hızı 20.000-25.000 tur/dk olacak şekilde ayarlanarak daha az ısı oluşmasına dikkat edilir.
- Bitim sonrası uyumlama gerektiğinde esnek protezin 30-60sn kadar sıcak suda bekletilmesi önerilir. Böylece materyalin esnekliği artarken uyumlandırma esnasında oluşacak iç gerilimler önlenmiş olur (49).

#### ***4.14.1.2. Poliamidlerin kaide materyali olarak kullanımının avantaj ve dezavantajları***

Avantajları;

- Çoğu vakada diş preperasyonu gerekmez.
- Hipoalerjeniktir.
- Esnek yapıları sayesinde klinik olarak neredeyse kırılmaz özelliindedir, bundan dolayı akriliklere göre daha dayanıklıdır.
- Translüsens ve pembe tonları doğal diş eti rengine daha yakın bir protez yapımını sağlar. Geleneksel protezlere göre estetik olarak daha başarılıdır.
- Hafif, esnek ve ince yapıları sayesinde hasta kullanımı açısından geleneksel protezlere göre daha konforludur.
- Leke ve kokuları abzorbe etmezler.
- Diş preperasyonu gerektirmez.
- Dirençlidirler, klinik olarak neredeyse kırılmaz yapıda ve akrilikten daha yüksek dayanıklılık gösterirler.

Dezavantajları;

- Sıcak, soğuk iletimleri metal alt yapılara göre daha az olduğu için his kaybına bağlı olarak, gıda tüketiminde alınan zevk azalabilir.
- Üretim için gerekli ekipmanlar ve laboratuvar ücretleri daha pahalıdır
- Plastik esaslı materyaller olduklarından metal kadar aşındırılıp inceltilemezler. Üretici firma talimatlarından daha ince yapıldığında materyal üzerinde kırılma gözlenir.

- Yüksek su emilim özelliğine sahiptirler. Protezlerin birkaç hafta kullanımı sonucunda yüzey pürüzlülüğünde artış, renkleşme görülür (50).

#### **4.15. Çiğneme Fonksiyonu ile Oluşan Oklüzal Kuvvetler**

Oklüzal kuvvetlerin en etkin olduğu bölge büyük azılardır. Sonrasında küçük azı ve ön dişler bölgesinde etkinlik göstermektedir. Molar dişler bölgesinde ki çiğneme kuvvetinin artması ile küçük azı ve ön keser dişler üzerinde meydana gelen kuvvet miktarı azalır.

Posterior bölgede diş eksikliğinin olduğu vakalarda çiğneme gücünün azaldığı görülmüştür. Çift taraflı çiğneme olduğunda posterior bölgedeki oklüzal kuvvetlerin maksimum değeri 579 N (59kg), tek taraflı olduğu durumlarda ise 428 N (44kg) olarak belirtilmiştir (14).

Ferrario ve ark. yaptıkları çalışmalarda kadın hastalarda birinci büyük azı bölgesinde görülen çiğneme kuvvetinin değerini ortalama 234,46N, erkek hastalarda ise 306,07 N olarak bulmuşlardır. Awadalla'nın yaptığı diğer bir çalışmaya göre büyük azılar bölgesindeki çiğneme kuvvetinin değerini ortalama 577 N olarak belirtmiştir.

Sabit bölümlü protetik tedavi ile restore edilen büyük azı dişlerinde görülen çiğneme kuvveti, doğal dişli bireylerdekisinin %37 si kadardır. Karşıt arka iletilen kuvvet değeri açısından önemlidir. Hareketli protez varlığında iletilen kuvvetler, doğal dentisyondakinden oldukça azdır (51).

<b>UYGULANAN KUVVET</b>	<b>ORTALAMA DEĞERLER</b>
Yetişkinlerde Ortalama Birkaç Dişe Gelen Çiğneme Kuvvetlerinin Dikey Bileşeni	200 - 2400 N
Yetişkinlerde Azı Dişi Bölgesinde Oluşan Çiğneme Kuvvetinin Dikey Bileşeni	390 - 880 N
Yetişkinlerde Küçük Azı Dişi Bölgesinde Oluşan Çiğneme Kuvvetinin Dikey Bileşeni	453 N
Yetişkinlerde Kesici Diş Bölgesinde Oluşan Çiğneme Kuvvetinin Dikey Bileşeni	222 N

Yetişkinlerde İmplantlarla Destekli Yapay Dişlerde Oluşan Çiğneme Kuvvetinin Dikey Bileşeni	42 - 421 N (ortalama 143N)
Yetişkinlerde Doğal Dişlerin Karşısında Gelen Hareketli Protezlerle Oluşan Çiğneme Kuvvetinin Dikey Bileşeni	147 – 284 N
Yetişkinlerde Tamamı Hareketli Protezler ile Kaplı Çenede Oluşan Çiğneme Kuvvetinin Dikey Bileşeni	77 – 196 N
Yetişkinlerdeki Çiğneme Kuvvetlerinin Yatay Bileşeni	Ortalama 20 N
Diş Yüzeylerine Gelen Maksimum Temas Gerilmesi Değeri	20 MPa

**Tablo 4.15.1.** Mandibula Kemigine Uygulanan Çiğneme Kuvvetleri

#### 4.16. Stres Analizinde Kullanılan Yöntemler

Bir yapıyı tasarlarken üzerine uygulanan yükler altında meydana gelecek gerilimleri önceden değerlendirmek gerekmektedir. Dental yapıların planlamasındada bu süreç geçerlidir. Bir cisim üzerine gelen kuvvetlerin hangi bölgede yoğunlaşacağını ön görmek önemli bir husustur. İmplant ya da doğal diş destekli protetik planlamalarda görülen fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler destek unsurlar aracılığıyla çevre dokulara (kemik ve yumuşak doku) iletilerek bu dokular üzerinde stres birikimine neden olur (52).

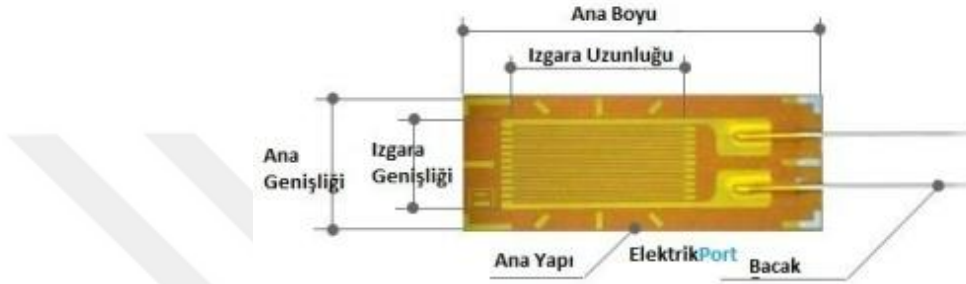
Oluşan bu stres değerlerinin dağılımını saptamak ve kullanılacak malzemenin yapı ve tasarımını değerlendirerek, biyomekanik açıdan en uygun protetik planlama yapabilmemiz için diş hekimliği alanında bazı stres analiz yöntemlerinden yararlanırız:

1. Strain-gauge (Gerinim ölçer) stres analizi
2. Fotoelastik model üzerinde stres analizi
3. Lazer ışını ile stres analizi
4. Termografik stres analizi
5. Kırılğan vernik kaplama ile analiz yöntemi
6. Radyotelemetri ile kuvvet analiz yöntemi
7. Sonlu elemanlar analiz yöntemi olarak sıralanır.



#### 4.16.1. Strain-gauge (gerinim ölçer) stres analizi

Bu yöntem, kuvvet uygulanan cisimler üzerinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin analizinde tercih edilir. Mekanik deformasyona uğrayan cisimde, iletkenin elektrik direnç değerinin değişimi ilkesine dayanır. Üzerine yapıştırıldıkları cisimlerin yük altında şekil deformasyonuna bağlı değişiklik gösteren gerinim ölçerler kullanılır. Strain-gaugeler yapıştırıldıkları noktada malzemelerin birim şekil değiştirme değerlerini ölçerek, oluşan stres değerlerinin hesaplanmasını sağlar (53).

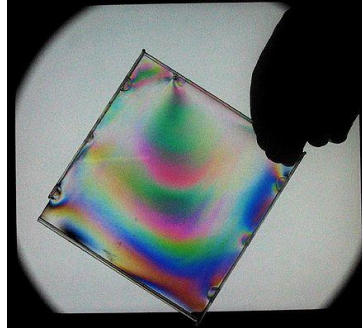


Şekil 4.16.1.1. Gerinim ölçer stres analiz şeması

#### 4.16.2. Fotoelastik model üzerinde stres analizi

Bu yöntemde, cisimlerin karmaşık yapıları içinde meydana gelen mekanik iç baskı ve gerilimleri gözle görülen ışık taslakları formatına dönüştürmesinden yararlanır. Optik bir olaydır ve saydam cisimlerden geçen polarize olmuş ışığın iki kere kırılması ilkesine dayanır.

Kuvvetin etkisindeki cisimden geçen polarize edilmiş ışık, farklı hızlara sahip dikey titreşimlere dönüşür. Bu fazlar arasındaki farklılıklar polariskop aletleri ile gözlemlenir (5,54).



**Şekil: 4.16.2.1.** Fotoelastisite deney örneği

#### **4.16.3. Lazer ışını ile stres analizi**

Bu yöntemde cisimlerin üç boyutlu görünüşleri oluşturulur. Lazer ışını aracılığı ile cisimin 3D görüntüsünün holografik filmler üzerinde kayıt altına alınmasını sağlayan optik bir tekniktir. Bu teknik ile yüzey üzerindeki deformasyonlar nanometre boyutunda ölçülüp, görünür ışın saçaklarına dönüştürülür. Deney modeli üzerinde herhangi bir deformasyona neden olmayan, hassas bir stres analiz yöntemidir (55).

#### **4.16.4. Termografik stres analizi**

Bu analiz yönteminde Lord Kelvin tarafından bulunan prensip esas alınır. Kuvvet uygulanan cisimler içinde moleküler boyutta ısı değişiklikleri olur ve bu değişen ısı değerleri ile analiz yapılır. Homojen yapıdaki cisimlere uyguladığımız kuvvetler, cisimlerin yapılarında gerilim oluşmasına neden olur. Isı değişimleri, gerilimlerin toplamı ile orantılı olarak gözlemlenir. Bu da bize materyal üzerinde kuvvet birikim alanlarını gösterir (56).

#### **4.16.5. Kırılma vernik kaplama ile analiz yöntemi**

Model üzerine özel bir vernik homojen olacak şekilde uygulandıktan sonra fırınlanır ve planlanan kuvvet değeri ile yüklenmesi gerçekleştirilir. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerde çatlaklar meydana gelir ve bu çatlaklar sayesinde kuvvet hattının doğrultusunu gözlemleriz (57).

#### **4.16.6. Radyotelemetri ile kuvvet analiz yöntemi**

Bu teknik, bilgisayar donanım ve yazılımları kullanılarak, cisim ile herhangi bir bağlantı olmadan üretilen verilerin aktarımı ilkesine dayanır. Radyotransmitter,

alıcı, güç kaynağı, cisim üzerine yapıştırılan gerinim ölçer, anten, ampliferi ve veri kaydedici cihaz mevcuttur. Gerinim ölçer üzerinde meydana gelen direnç değişimleri voltaj düşmelerine sebep olur ve bu durum radyotelemetrinin frekansını etkileyip sonuçların oluşmasını sağlar (58).

#### **4.16.7. Sonlu elemanlar analiz yöntemi (FEA) (SEA) (FEM)**

Doğada gerçekleşen olaylar, çeşitli diferansiyel ve integral denklemlerden oluşan fizik kuralları ile açıklanabilir. Kesin sonuca ulaşmanın oldukça zor olduğu ve ya hiç elde edilemediği durumlarda sonlu elemanlar analiz yönteminden yararlanır. Bu analiz sayesinde, bilgisayar ortamında karmaşık halde bulunan mühendislik problemleri, sürekli yapıdan daha ufak parçalara bölünerek çözüme ulaşır. Temel olarak; sürekli yapıları daha küçük parçalara ayırarak analitik şekilde modele dökülmesi ve bu şekilde oluşan elemanlar ile ifade edilmesine dayanır. İlk kez 1956 yılında Turner ve ark. tarafından bulunan bu yöntem, uçak mühendisliği işlemlerinde kullanılmıştır. 1960 yılında ise kullanılan yöntem Clough tarafından adlandırılmıştır. Dış hekimliği alanına girişi ise 1970'li yılları bulmuştur. Weinstein ve ark. 1976 senesinde sonlu elemanlar analiz yöntemini ilk kez dental implantoloji alanında uygulamıştır. Oldukça kompleks geometriye sahip dental yapılarla ilgili gelişecek problemleri gözlemlemek ve klinik uygulamadan önce bilgi almak açısından sonlu elemanlar analizi oldukça uygun bir yöntemdir.

Bu teknikte noktalar birleşerek düğümler (nod), düğümlerin birleşimiyle de ağ (mesh) yapılar meydana gelir. Ortaya çıkan bu ağ yapı, uygulanan kuvvete cismin nasıl yanıt vereceğini gösteren yapıdır. Meydana gelen gerilmeleri ise düğüm noktaları yansıtır (59).

Modelleme işlemi tamamlandıktan sonra düğüm noktalarından birbirine bağlanan basit geometrik şekillere sahip elemanlar oluşur. Uygulanan kuvvetler bütün eleman için ayrı ayrı olarak değerlendirilir. Hassas bir değerlendirme olması için eleman sayısını arttırmak gerekir. Mümkün olduğunda fazla eleman kullanarak analiz yapmak, kuvvet dağılımının ölçümü açısından önemlidir. Bütün düğüm noktaları ortak bir başlangıç noktasına göre x,y,z eksenleri üzerine düşen koordinatları tespit edilerek bilgisayar ortamına aktarılır (60).

Problemlerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile çözülebilmesi için bilgisayara girilmesi gerekenler:

- Yapının geometrisini meydana getiren koordinatlar,
- Cismin boyutuna ve geometrisine uygun tipte eleman,
- Elemanların sahip olduğu poisson oranı ve elastiklik modülü,
- Uygulanacak kuvvet veya kuvvetler,
- Mevcut geometrinin sınır koşulları,
- Uygulanacak olan analiz tipi (42).

Bir yapı üzerindeki stres ve strain dağılımı, büyük ölçüde materyalin sahip olduğu özelliklerden etkilenir. Materyal özelliklerini sonlu elemanlar analiz yönteminde ortotropik, izotropik ve anizotropik olarak modelleyebiliriz. İzotropik yapılarda materyal özellikleri her noktada aynıdır. Anizotropik yapılarda ise farklı özellikler gözlenir.

Diş hekimliği alanında çoğunlukla iki boyutlu sonlu elemanlar analizi tercih edilir. Ancak diş morfolojilerinin düz ya da simetrik olmadığı durumlarda iki boyutlu analiz tercihi yetersiz kalmaktadır. Güvenilir sonuçlar elde etmek için geometrik morfolojiye daha yakın olan 3D modelleme kullanılmalıdır. Non-invaziv bir tekniktir. Çalışma istenirse defalarca tekrar edilebilir.

Sonlu elemanlar analizi kullanılan çalışmalarda çene kemiği niteliklerini aktarmak için poisson oranı ve elastiklik modülü değerleri kullanılır. Bundan dolayı çene kemiğinin yapısal davranışını izotropik, homojen ve linear elastik olduğu varsayılmaktadır. Uzun kemikler üzerinde yapılan diğer biyomekanik esaslı çalışmalarda ise kemiğin sahip olduğu fiziksel özellikleri non-homojen ve anizotropik olarak bulmuşlardır. Maksilla ve mandibula kısmen plastik yapılı, dinamik canlı dokulardan oluşur ve mekaniksel ortam değişikliklerine farklı cevap verirler. Bu analiz yöntemi ile yapılan çalışmalarda; dental yapıların, protezlerin, kortikal ve trabeküler kemik yapılarının, implantların, mukozanın poisson oranları ve elastiklik modülü için kabul edilen ortak bir evrensel tablo bulunmamaktadır (61).

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi sahip olduğu birçok olumlu yöne rağmen bazı dezavantajları bulunmaktadır:

1. Teknoloji, zaman ve bilgi birikimine ihtiyaç duyulması.

2. Gerçekte modellenen cisimler üzerine daha fazla kuvvet gelmesi.
3. Yapılan araştırmaların doğruluğunda malzeme özelliklerinin büyük önem taşınması. Ayrıntılı bilgi transferi ve işlem hassasiyeti gerektirir.
4. Analiz programlarının lisans fiyatları yüksektir ve patentlidir. Her kullanıcının kendine ait program lisansı olmalıdır (62).

#### **4.16.7.1 Sonlu elemanlar analizinde kullanılan temel biyomekanik kavramlar**

**Kütle (m):** Bir cismin hareketinin değişim karşısında gösterdiği tepkidir. Ağırlık cisme etki eden yer çekimi kuvvetidir ve konuma göre değişiklik gösterir. Kütle ise yerçekiminden bağımsızdır.

**Kuvvet(F):** Hareket halinde olan bir cisimi durduran, durmakta olan cisimi hareketlendiren aynı zamanda yapıların yön,şekil ve doğrultularını değiştiren etkiye kuvvet denir. Kuvvetin birimleri kilogram ya da pound'dur. Bilimsel yayınlarda ise Newton olarak geçer. 1kilogram kuvvet, 9,8N'a eşittir.

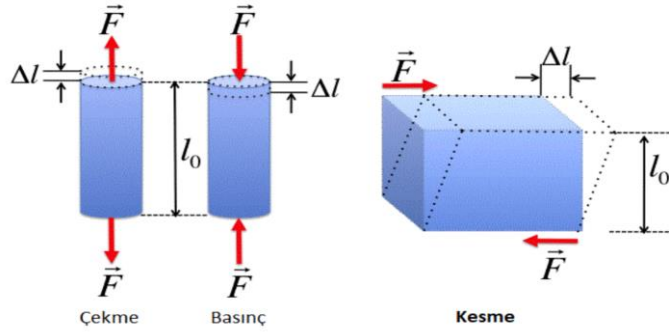
$$\text{Kuvvet (F)} = \text{Kütle (m)} \times \text{İvme (a)}$$

Ağırlık ve kaslar gibi kaynaklar sayesinde kuvvet üretilebilir. Newton'a göre gerçekleşen her hareket için eşit düzeyde ve ters yönde karşı bir hareket mevcuttur. Bu duruma statik denge konumu denir. Çeneler üzerinde çiğneme hareketi ile oluşan kuvvetlerin taklit edildiği modellerin çoğunda, alt çene üzerine yükleme yapıldığı zaman statik konumda olduğu varsayılır.

**Stres (Gerilim):** Bir cisim üzerine dışarıdan kuvvet uygulandığında, o cisim içinde uygulanan kuvvete karşı birim alanda oluşan dirençtir. Diğer bir deyişle stres; birim alan üzerine uygulanan kuvvet olarak tanımlanmaktadır. Birimi MPa'dır (McNeill, 1997).

$$\text{Stres} = \text{Kuvvet} / \text{Alan} = \text{N/mm}^2 = \text{MPa}$$

Çekme (Tensile), basma (compressive) ve makaslama (shear) olmak üzere stresi üç ana başlık altında inceleyebiliriz (McCabe ve Walls, 1984; O'Brien, 1997). Normal şartlar altında bütün cisimlerde bu üç gerilim tipinin bileşkesi bulunur. Kortikal kemik yapısının bu üç tip gerilim karşısında verdiği tepki farklıdır.



Şekil 4.16.7.1.1. Gerilme tipleri

**Strain (Gerinim):** Kuvvet uygulanan bir cisimde meydana gelen boyut değişikliğinin cismin orjinal boyutuna oranı olarak tanımlanır. Dışarıdan uygulanan kuvvet veya yük sonucunda yapı atomlarının yer değiştirmeye karşı koyan tepki gerilim iken, atomların yer değiştirme miktarı gerinimdir. Gerinim değeri ‘%’ ile ifade edilir. Bütün cisimler kuvvete maruz kaldıkları zaman şekil değişimine (deformasyon) uğrar. Deformasyon, yer değiştirme vektörleri fonksiyonu sonucunda cismi meydana getiren noktaların koordinatlarının değişmesidir. Gerilme yönü ve büyüklüğü olan bir kuvvet iken, gerinim kuvvet değil, sadece bir büyüklük olarak ifade edilir.

**Elastik Sınır (Elastic Limit):** Kalıcı bir deformasyona uğramaksızın cisimlerin dayandıkları maksimum gerilme olarak açıklanır.

**Elastiklik Modülü (Young’s Modülü):** Elastikiyet sınırları içerisinde materyalin gerilimi ile birim uzaması arasındaki oranı ifade eder. Yani gerilim/gerinim (stres/strain) oranı olup, materyalin sertlik ölçütünü gösterir. Birimi GPa dır.

Sert cisimlerin iç dirençleri ve elastiklik modülü daha yüksektir. Yüksek elastiklik modülüne sahip materyal ile düşük elastiklik modülüne sahip bir materyal üzerine eşit kuvvetler uygulandığında, düşük elastiklik modülüne sahip olan cisimde şekil değişikliği daha az gözlemlenir.

**Poisson Oranı:** Çekme veya basma yükleme esnasında materyallerin elastiklik sınıfları içinde en birim uzamalarının, boy birim uzamalarına oranıdır. Bütün malzemeler 0-0,5 arasında değişkenlik gösteren değerler verir ve cisimlerin ayırt edici özelliklerinden biridir.(McNeil, 1997) Lastik bir şeridin gerdirilmesi sonucu

boyu uzarken, eninin daralması pratikte örnek olarak verilebilir. Başka bir şekilde ifade edersek, lateral gerinimin aksiyel gerinime oranı olarak belirtilen Poisson oranı, adını Fransız matematikçi Simeon Denis Poisson' dan almıştır.

**Von Mises Stres Değeri:** Çekilebilen (ductile) cisimler için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır. Materyal üzerinde meydana gelen stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek için Von Mises stres değerlerinden faydalanılır. Kırılma dayanıklılığının değerlendirildiği çalışmalarda Von Mises stresi kullanılır. Birimi Pascal'dır (23).

**Eleman (Element), Düğüm (Node), Ağ Yapısı (Mesh), Sınır Koşulları (Boundary Conditions):**

Eleman olarak adlandırılan basit geometrik şekiller bir araya gelerek sistemi tanımlayan bölgeyi oluştururlar. Diğer bir ifade ile sonlu elemanlar stres analiz yönteminde, belirli noktalardan birleşen birçok parça yapıyı meydana getirir. Elemanların birleştiği noktalara ise 'düğüm noktası' denir. Eleman ve düğüm noktalarının birleşimi ile meydana gelen kafes yapıya ise 'ağ(mesh)' denilmektedir. Analizi yapılacak olan model fazla sayıda elemana ayrıldığında gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilir (63). Sonlu elemanlar yönteminde elemanlar geometrik şekillerine göre; üçgen, dörtgen, paralel kenar olarak sınıflandırılırken, boyutsal olarak tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu ve dönel elemanlar olarak ayrılır (64).

Modelin ağ yapısını oluşturan elemanlar kendi üzerinde meydana gelen gerilim değişikliklerini bağılandıkları diğer elemanlara aktararak onları etkilerler. Yapılacak çalışmalarda önemli olduğu bilinen ya da ön görülen bölgelerde, birim alana düşen eleman sayısı daha çok olacak şekilde planlama yapılır. Eleman tipi değiştirilerek, eleman sayısı artırılarak, farklı mesh üretim yöntemi kullanarak, yeniden mesh elde ederek analiz çözümü tekrarlanabilir. Mesh işlemini takiben materyalin nereden sabitleneceğini ve kuvvetin hangi noktadan uygulanacağını gösteren 'sınır şartları (boundary conditions)' belirlenir. Sınır şartları yer değişimleri ve gerilmelerin sınır ifadelerini belirler ve ismin mevcut durumuna göre belirlenir (65).

**Asal Stres (Principal Stres):** Üç boyutlu bir cisim üzerindeki en büyük gerilme değeri, bütün makaslama kuvvetleri bileşenlerinin sıfır olduğu andadır. Bu konumda olan bir eleman üzerindeki normal gerilmelere ise 'asal gerilme'

denilmektedir. Asal gerilmeler; maksimum, aral ve minimum asal stres olmak üzere üç gruba ayrılır. Maksimum asal stres çekme kuvvetini gösterir ve en büyük artı değerdir. Minimum asal stres ise basma kuvvetini ifade eder ve en küçük negatif değerdir. Cismin hangi kuvvet altında olduğunu belirlemek için gelen kuvvetlerin mutlak değerlerine bakılır, büyük olan hangisi ise cisim o kuvvetin etkisi altındadır (64).





## 5. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma, İstanbul Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda alt çene büyük ve küçük azı dişlerinin eksik olduğu Kennedy I vakalarda, farklı protetik planlama ve materyaller kullanarak elde edilen hareketli bölümlü protez üzerine dik ve oblik yönde uygulanan çiğneme kuvvetlerinin sonucunda; protetik yapılar, destek dişler, mukoza, kortikal ve spongiöz kemik üzerinde meydana gelen streslerin büyüklük değerleri, dağılımları ve yoğunlaşma bölgelerinin gözlemlenmesi amaçlanmıştır. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir.

Ağ yapının 3 boyutlu halinin düzenlenmesi ve daha homojen bir yapı elde edilmesi, katı modelin üç boyutlu tasarımının oluşturulması ve sonlu elemanlar ile stres analizi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanıma sahip ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi bulunan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcı sistemi ile 3 boyutlu tarama ünitesinden, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3-D modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

Modeller, VRMesh yazılımı aracılığı ile geometrik olarak tasarlandıktan sonra analize hazır hale gelmeleri ve analizlerinin gerçekleştirilebilmesi için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılım programına aktarılmıştır. Üç boyutlu modelleme programları için .stl formatı evrensel değere sahiptir. Stl formatı sayesinde düğümlerin koordinat bilgileri de saklanır ve programlar arasında aktarım işlemi yapılırken bilgi kaybı gerçekleşmez.

Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, dişlerin sahip olduğu materyal özelliklerini yazılıma tanıtmak gerekir. Modellerin oluşmasını sağlayan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini belirten materyal değerleri (Poisson oranı ve Young Modülü) girildi (66,67).

**Tablo 5.1.** Çalışmada Kullanılan Elastik Modülü ve Poisson Oranı

Materyal	Elastiklik Modülü (GPa)	Poisson Oranı	Kaynak Çalışma
Mukoza	0,025 GPa	0,45	Ramakrishnan ve Singh (2010)
Kortikal Kemik	13,7 GPa	0,3	Archangelo ve ark. (2012)
Spongioz Kemik	1,37GPa	0,3	Archangelo ve ark. (2012)
PMMA	2,07 GPa	0,3	Ayaz ve Durkan (2013)
Dentin	1,86 GPa	0,31	Mahmood S. (2008)
Cr-Co Alaşımı(Metal Yapı)	185GPa	0,33	Archangelo ve ark. (2012)
Poliamid LUCITONE FRS, Dentsply Trubyte, U.S.A	2,5GPa	0,39	Dentsply Trubyte, U.S.A

Programda tasarlanan katı cisimlerin özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir. Materyalin homojen bir yapı olması, her eleman üzerinde benzer mekanik özelliklere sahip olduğunu gösterirken izotropik olması ise, materyal özelliklerinin eleman yapısında her yönde aynı olduğunu ifade eder. Linear elastisite, yapının uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişiklik göstermesidir.

VR Mesh’de yazılımında elde edilen modeller, Algor yazılımına .stl formatında yüzey verisi olarak aktarılmıştır. Algor programında analizlerinin gerçekleşmesi için meshlenme işlemi gerekmektedir. Meshleme işleminde, modeller mümkün olduğunca 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan üretilmiştir. Gerektiğinde yapıların tamamlanabilmesi için modellerdeki merkezine yakın bölgelerde daha az düğüm noktalı elemanların kullanımı tercih edilmiştir. Bu

modelleme tekniğinde analizi kolaylaştırmak için mümkün olan en fazla düğüm sayılı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modelleri üzerinde bulunan ve analizi zorlaştıran dar ve dik bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılıp düzenli hale getirilmiştir.

Çalışmanın gerçeğe yakın sonuçlar vermesi için programın imkan verdiği düzeyde, seçtiğimiz çene kemiği modelinin boyutlarını göz önünde bulundurularak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı kullanılmıştır. Çalışmamızda tasarlanan matematiksel modellerin eleman ve düğüm sayıları aşağıda belirtilmiştir:

**Tablo 5.2.** Model 1 Düğüm ve Eleman Sayısı

Model 1: Lingual Bar ve PMMA	
Düğüm Sayısı:	64124
Eleman Sayısı:	315863

**Tablo 5.3.** Model 2 Düğüm ve Eleman Sayısı

Model 2: Lingual Bar ve Poliamid	
Düğüm Sayısı:	64124
Eleman Sayısı:	315863

**Tablo 5.4.** Model 3 Düğüm ve Eleman Sayısı

Model 3: Lingual Plak ve Poliamid	
Düğüm Sayısı:	66379
Eleman Sayısı:	32063

**Tablo 5.5.** Model 4 Düğüm ve Eleman Sayısı

Model 4: Tamamen Poliamid	
Düğüm Sayısı:	65570
Eleman Sayısı:	319580

### **5.1. Sert ve Yumuşak Dokuların Modellenmesi**

Alt çeneye ait geometrik modeli elde edebilmek için, tam dişsiz erişkin bir hastanın görüntüleme merkezinde tomografisi çekildi. Çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra elde edilen hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile yeniden düzenlendi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen veriler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., , MA, USA) yazılımına aktarıldı.

3D-Doctor yazılım programı magnetik rezonans, bilgisayarlı tomografi ve bir çok görüntüleme yöntemi aracılığı ile elde edilen görüntü verilerinin, bilgisayar ortamına aktarılıp yeniden oluşturulabildiği bir programdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde yeniden biçimlendirme ve sadeleştirme gibi düzenlemelere yapılabilmektedir. Tasarlanan 3D model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri kullanılarak düzgün oranlara sahip ve düşük hafıza tüketen elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey şekline getirilerek alt çene kemiğinin üç boyutlu modelleme işlemi tamamlanmıştır. Elde ettiğimiz 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından .stl formatında aktarıldı. Kemik dokusu üzerinden offset yöntemi uygulanarak spongioz kemik oluşturuldu. Gereken uyumlama düzenlemelerinin yapılması ile kuvvet iletimi sağlandı.

Çalışmamızda kullanacağımız 33 ve 43 nolu dişlerin büyük alçı modelleri Smart Optics tarayıcısı ile üç boyutlu tarama işlemi uygulanarak elde edilen veriler .stl formatında kaydedildi. Bu dosyalar Rhinoceros yazılım programında açılarak Boolean yöntemi aracılığı ile mukoza, dişler ve protetik parçalar arasında uyumlandırma yapılmıştır. Bunu takiben tasarlanan dişlerin anatomik formlarını kontrol etmek için Wheeler atlasından yararlanılmıştır. Wheeler atlasına göre kontrol edilip, düzenlenen dişler ile lamina dura arasında kalan 0.2mm lik boşluk periodontal ligament olarak tasarlanmıştır.

### **5.2. Protezelere Ait Yapısal Elemanların Modellenmesi**

Çalışmamızda kullanılan farklı alt yapı tasarımlarına sahip protezler, SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı kullanılarak 3D olarak taranıp, .stl formatına dönüştürüldüler. Daha sonrasında elde edilen .stl formatları Rhinoceros 4.0 (3670

Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) yazılım programına aktarıldı. Rhino yazılımında Boolean yönteminden yararlanılarak protez alt ve üst parçaları ile diş ve kemik dokuları arasındaki uyumlandırmalar düzenlendi.

Modeller Rhinoceros programında 3 boyutlu olacak şekilde doğru noktadaki kordinatlarına yerleştirilip, modelleme işlemi tamamlanmıştır. Çalışmamızda tasarlanan modeller farklı malzeme ve farklı alt yapı planlamaları ile üretilen protezleri varsayarak yaratılmıştır.

**Model 1**, Cr-Co döküm metal kroşe, tırnak ve alt yapı dil barı olacak şekilde planlandı. 33 ve 43 nolu destek dişler üzerinde diş eti kroşesi konumlandırıldı. Yapay dişler akrilikten hazırlanırken, protez ise PMMA olarak hazırlandı.

**Model 2**, Cr-Co döküm metal kroşe, tırnak ve alt yapı dil barı olacak şekilde planlandı. 33 ve 43 nolu destek dişler üzerinde diş eti kroşesi konumlandırıldı. Yapay dişler akrilikten üretilirken, protez ise Poliamid (LUCITONE FRS, Dentsply Trubyte, U.S.A) olarak hazırlandı.

**Model 3**, Cr-Co döküm metal kroşe, tırnak ve alt yapı lingual plak olacak şekilde planlama yapıldı. Destek dişler üzerine diş eti kroşesi konumlandırıldı. Yapay dişler akrilikten hazırlandı. Protez ise Poliamid (LUCITONE FRS, Dentsply Trubyte, U.S.A) kullanılarak hazırlandı.

**Model 4**, bu model üzerinde metal alt yapı ve ya herhangi bir protez unsuru tercih edilmedi. Protezin yapay dişleri akrilikten hazırlanırken geriye kalan kısımlarında ise Poliamid (*LUCITONE FRS, Dentsply Trubyte, U.S.A*) tercih edildi.

### 5.3. Sınır Koşulları

Çalışmada kullanılan modelleri belirli bölgelerden destekleyerek elde edilen yer değiştirme kısıtlaması ve yükleme koşulları sınır şartlarını oluşturur. Mandibula üzerinde sınır koşulu olarak, mandibulanın her iki uç kısmının, ligamentler tarafından tutulduğu noktalar kabul edilmiştir. Bu noktaların x, y, z eksen doğrultularında hareket serbestliği bulunmazken, bu eksenler üzerinde dönme hareketi serbestliği mevcuttur.

Çalışmamızda alt çene kemiği üst bölgeden DOF (Degree of freedom) hareketsiz olacak şekilde sabitlenmiştir.

#### 5.4. Kuvvet Yükleme Koşulları

Fonksiyon sırasında meydana gelen oklüzal kuvvetleri çalışma üzerinde uyarlamak için, ilk basamak olarak alt 1. Molar dişlerin santral fossalarına dik doğrultuda 300 N kuvvet uygulandı. İkinci kısımda ise alt 1. Molar dişlerin mesiobukkal ve distobukkal tüberküllerin üzerine 30° lik açıyla gelecek şekilde 150 N uygulandı.

#### 5.5 Çalışma Sonuçlarının Yorumlanması

Ağız ortamında çeneler ve dişler arasında fonksiyon esnasında farklı doğrultuda kuvvetlerin etkileşimleri söz konusudur. Hareketli bölümlü protezlerin planlaması yapılırken biyomekanik ve statik ilkeler dengeli olmalıdır. Protetik tedavi planlamasında dikkat edilmesi gereken temel prensip, ortaya çıkan kuvvet vektörlerinin kompanse edilebilmesi veya en azından fizyolojik limitler dahilinde teknik bir çözüm üretmek olmalıdır (68).

Çalışmamızda elde ettiğimiz dört model üzerine iki farklı açıda kuvvet uygulayarak toplam sekiz adet çözümlenme yapılmıştır. Protez unsurları ve destek dişler için Von Mises değerlerine bakarken, kortikal kemik, spongioz kemik ve mukoza için maximum ve minimum principle stres değerlerine bakılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi sonucunda elde edilen veriler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için istatistiksel açıdan analizleri yapılamamaktadır. Çalışmamızda modeller üzerine uygulanan kuvvetler ard arda tekrar edilerek aynı stres değerleri ölçülmüştür. Bu yöntemin kullanıldığı çalışmalarda önemli olan, elde edilen kesit görüntülerinin ve düğüm noktalarında meydana gelen streslerin miktar ve dağılımlarını hassas bir şekilde değerlendirmek ve yorumlanmaktır. Üç boyutlu sonlu elemanlarda bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda, en büyük stres değeri oluşur. Bir eleman bu konumda olduğu durumda üzerinde oluşan normal streslere Principle Stres denir. Von Mises Stres değerini, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için deformasyonun başlangıç noktası olarak tanımlanabilir.

Sonlu elemanlar analiz verilerini gerilme dağılımları açısından değerlendirirken, Von Mises ve ark. tarafından bulunan ve şekil değiştirme enerjisi olarak adlandırılan hipotez uygun bir kriterdir (69). Enerji hipotezleri, materyallerin

plastik forma geçmesini ya da direncini kaybetmesinde, deformasyon enerjisinin rol aldığı kabul eder.

Çalışma modellerinin birbirleri ile kıyaslanabilmesi için, yüklemeler sonucunda oluşan en yüksek ve en düşük değerler arasını 11 farklı renkle gösteren bir değer skalası tanımlanmıştır. Elde edilen veriler tablo ve grafik düzenlemeleri ile değerlendirilip, yorumlanmıştır.



## 6. BULGULAR

Çalışmamızda; alt çene serbest sonlanan vaka kullanılmış ve bu çene modeli üzerine dört farklı protez planlaması tasarlanmıştır. Model 1 grubunda lingual bar ve polimetilmetakrilat kombinlenirken, model 2 grubunda lingual bar ve poliamid materyalleri birlikte kullanılmıştır. Model 3 te lingual bar yerine lingual plak tercih edilip akrilik kısımlar poliamid olarak tasarlandı. Model 4 ise metal desteksiz (flexible protez) tamamen poliamid içerikli bölümlü protez olarak planlandı.

Çiğneme fonksiyonu sırasında gözlemlenen kuvvetleri taklit etmek amacıyla bütün gruplar üzerine eşit büyüklükte ve iki farklı açıda (vertikal ve 30° lateral) kuvvet yüklemeleri yapıldı. Kuvvet uygulama noktaları 300N luk vertikal yükleme grupları için 36 ve 46 nolu dişlerin santral fossaları olarak planlanırken, 30° lik lateral kuvvet grupları için 36 ve 46 nolu dişlerin mesiobukkal ve bukkal tüberkül eğimleri üzerine 150N-150N olacak şekilde uygulanmıştır.

Kortikal ve spongioz kemik yapıları üzerinde meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilme değerleri incelenirken; destek dişler ve etrafındaki sert dokular, protetik elemanlar Von mises skalasına göre değerlendirilmiştir.

### 6.1. Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Stres Bulguları

Vertikal yükleme sonucunda gözlemlenen stres değerleri dört çalışma modeli için farklılık göstermektedir. Hareketli bölümlü protez üzerinde bulunan 1. Büyük azı dişlerinin santral fossalarına dik yönde gelecek şekilde 300N kuvvet uygulanmıştır. Uygulanan kuvvet büyüklüğü ve uygulanan kuvvet noktaları çalışmamızdaki dört grup içinde aynıdır.

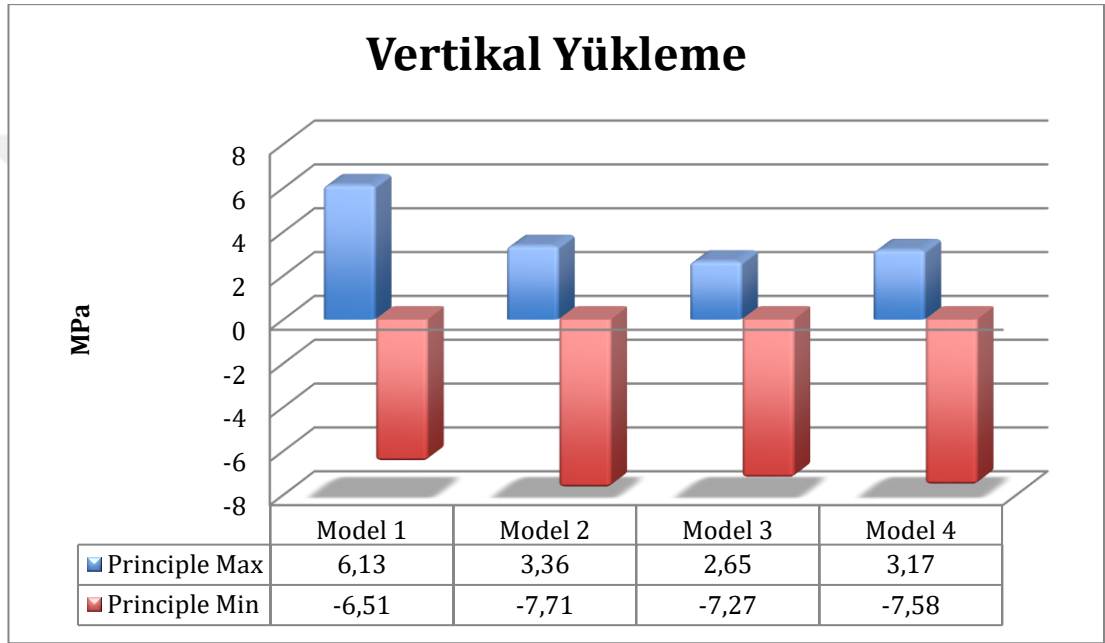
Destek dişler ve protetik alt yapılar üzerinde ortaya çıkan kuvvet büyüklükleri Von Mises skalasına göre değerlendirilirken; kortikal kemik ve spongioz kemik üzerinde oluşan sıkışma ve gerilme stres tipleri Pmax ve Pmin skalalarına göre değerlendirilmiştir.

**Kortikal kemik bulguları:** Vertikal yönde uygulanan kuvvet sonucunda dişsiz sonlanan kortikal kemik ve destek dişlere komşu olan kortikal kemik üzerinde meydana gelen gerilme tipi stresler kendi grupları içinde karşılaştırılmıştır. Kuvvet uygulama noktasının izdüşümü olan 36 ve 46 nolu dişler altında kalan dişsiz



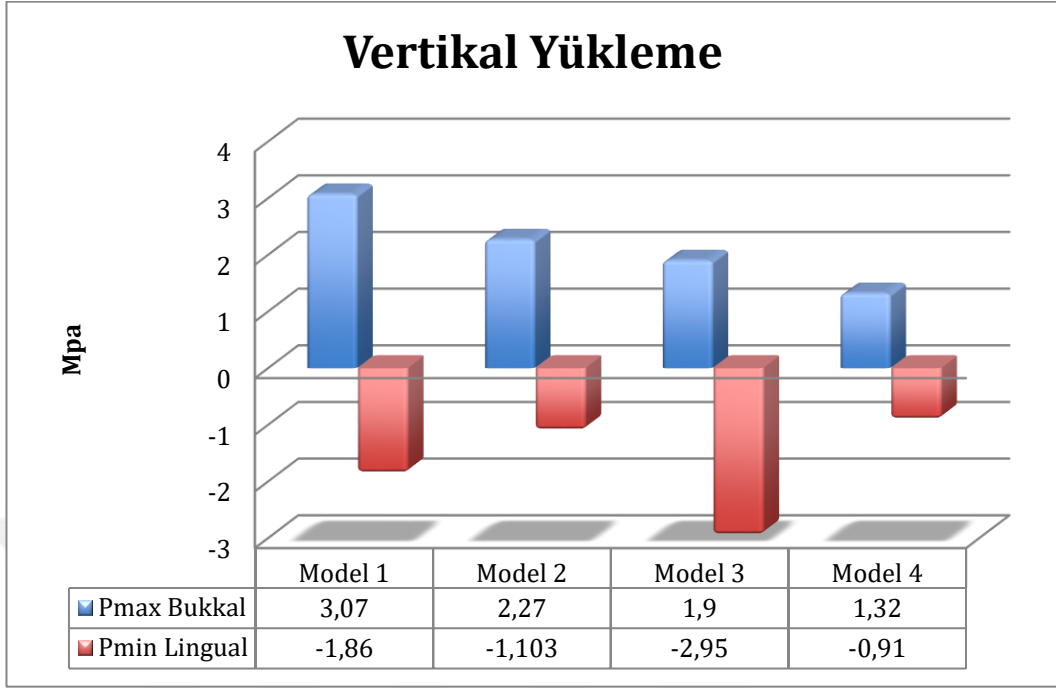
sonlanan kortikal kemik üzerindeki Pmax değeri en yüksek Model 1 (Lingual bar ve PMMA) üzerinde 6.13 Mpa ölçülmüştür. Model 2, model 4 ve model 3 azalan sıralama ile birbirlerini takip etmektedir.

Sıkışma tipindeki Pmin değerlerine bakıldığında ise en yüksek değer Model 2 üzerinde -7,71 Mpa olarak görülmüştür. Model 4, Model 3 ve Model 1 azalan değerler ile sıralandı.



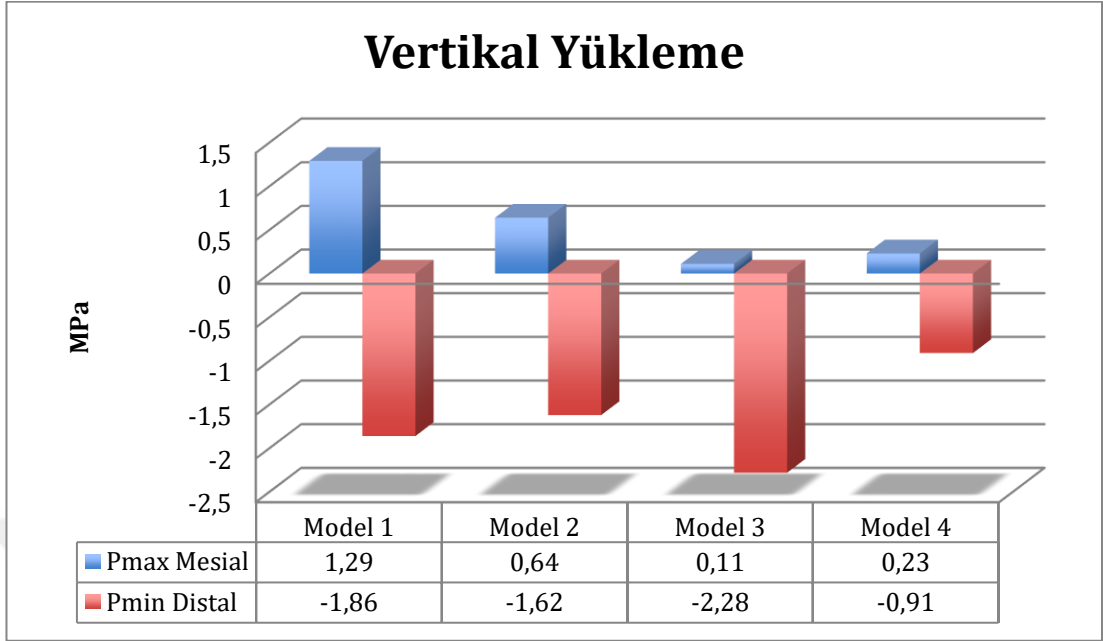
**Şekil 6.4.1.1.** Vertikal yükleme sonucu dişsiz sonlanan kortikal kemikte oluşan stres değerleri

Destek dişe komşu olan bukkal kortikal kemik üzerinde meydana gelen Pmax değerlerine baktığımızda ise 3,07 Mpa ile Model 1 en yüksek ölçüte sahip iken Model 2, Model 3 ve Model 4 azalan değerler ile sıralanmaktadır. Lingual kortikal kemik üzerindeki Pmin değeri en düşük Model 3 de -2,95 Mpa ölçülürken, Model 1, Model 2 ve Model 4 olarak azalarak sıralandı.

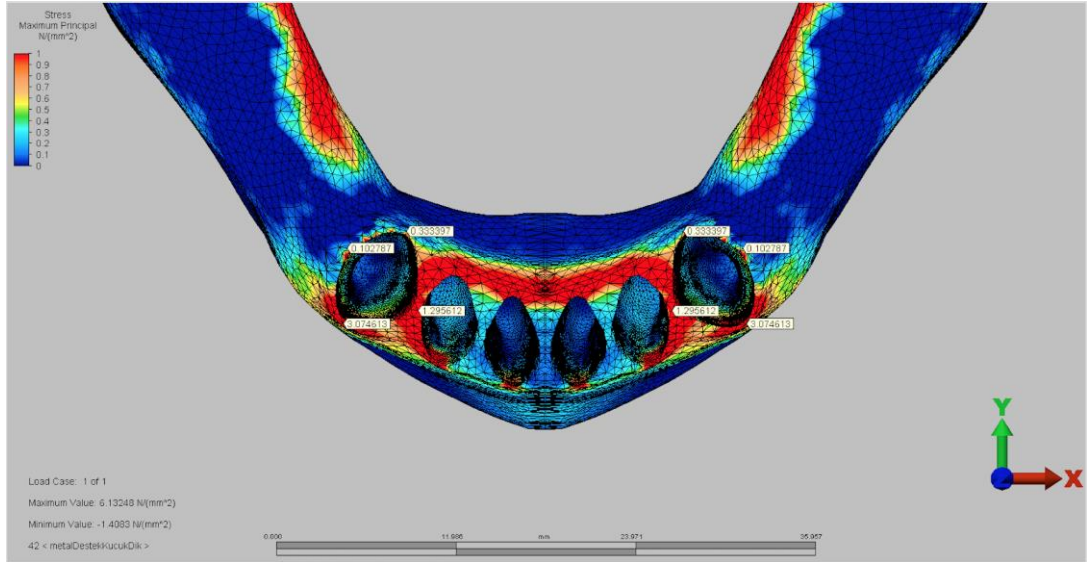


**Şekil 6.4.1.2.** Vertikal yükleme sonucu terminal dişlerin bukkal kortikal kemik Pmax stress değerleri, Lingual kortikal kemik Pmin stress

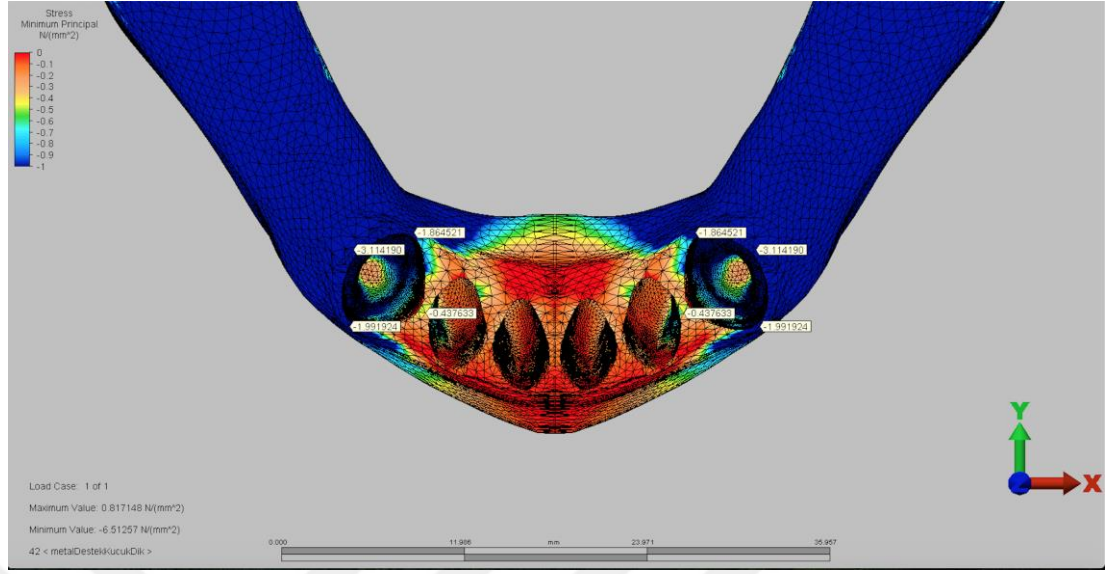
Destek dişe komşu olan mesial kortikal kemik üzerinde meydana gelen Pmax değerlerine baktığımızda 1,29MPa ile en yüksek değer Model 1 üzerinde ölçülürken Model 2, Model 4 ve Model 3 azalan değerler ile sıralandı. Lingual kortikal kemik üzerinde ise Pmin değerlerinin ölçüm değerlerine baktığımızda Model 3 en yüksek değere sahip iken Model 1, Model 2 ve Model 4 azalarak sıralandı.



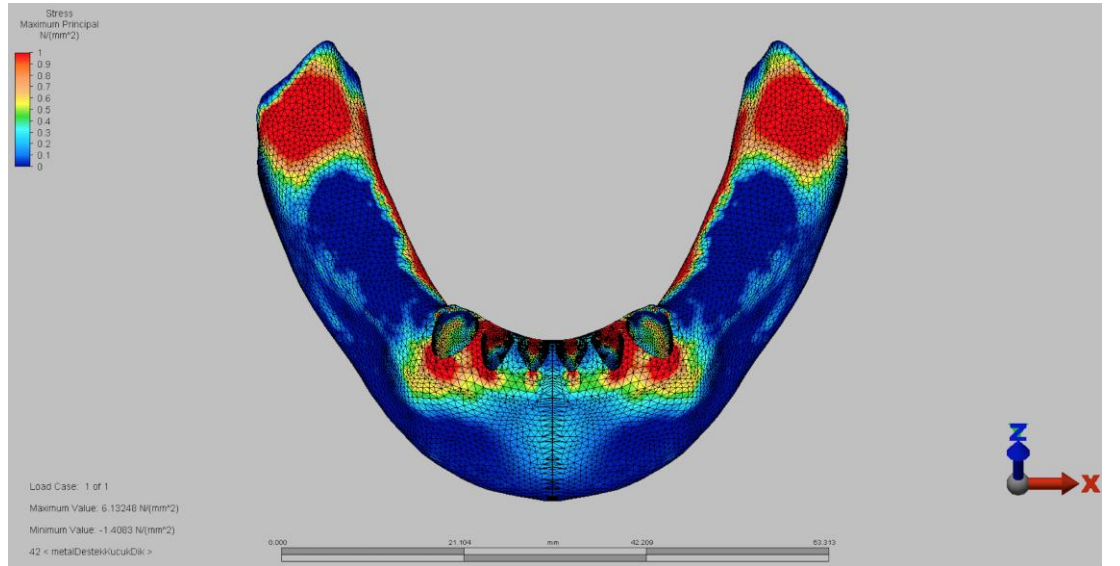
**Şekil 6.4.1.3.** Vertikal yükleme sonucu terminal dişlerin mesial kortikal kemik Pmax değeri ve distal kortikal kemik Pmin değerleri.



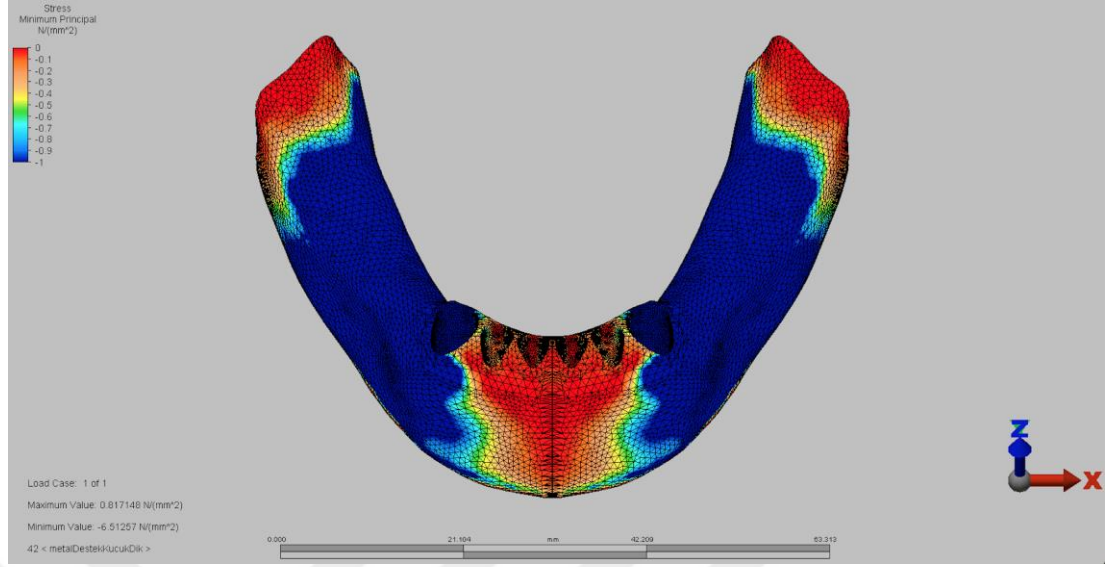
**Şekil 6.4.1.4.** Model 1 Dik Yükleme Destek Diş Etrafı Kortikal Kemik Max. Princ. Stres



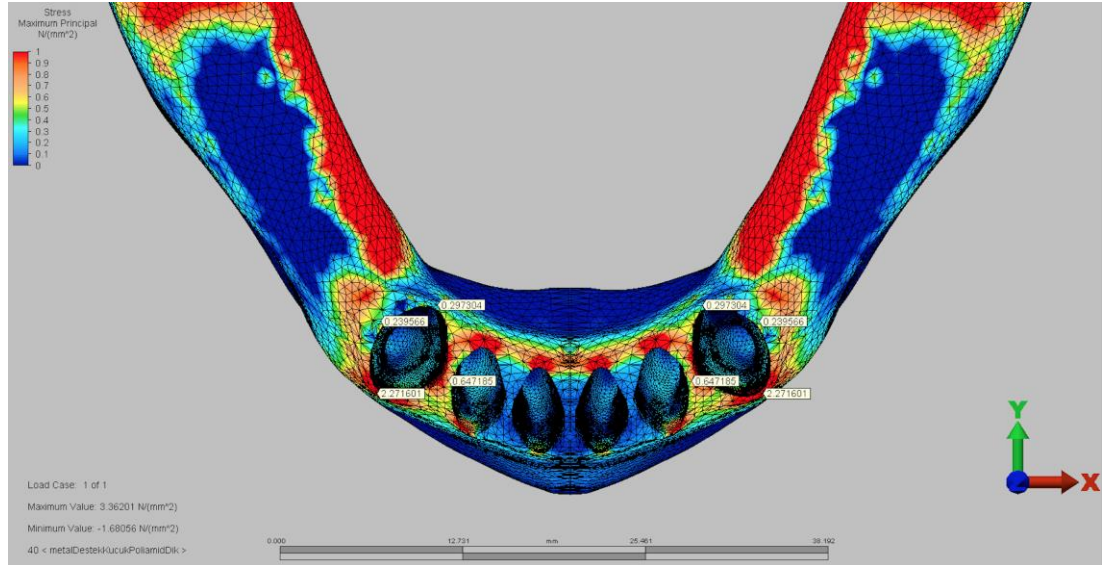
**Şekil 6.4.1.5.** Model 1 Dik Yükleme Destek Diş Etrafı Kortikal Kemik Min. Prin. Stres



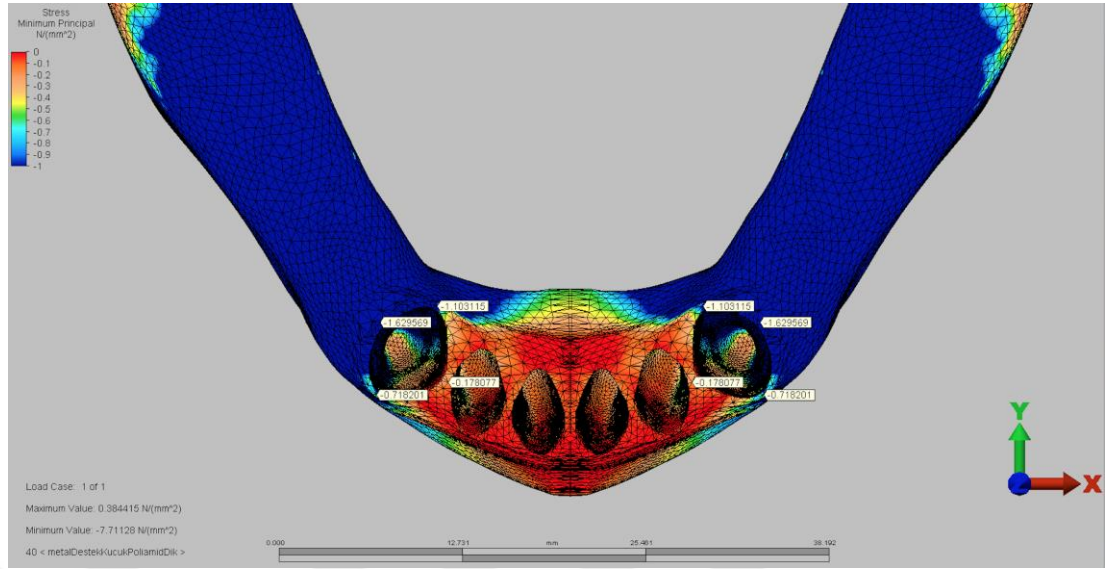
**Şekil 6.5.1.6.** Model 1 Dik Yükleme Serbest Sonlanan Kortikal Kemik Max. Prin. Stres



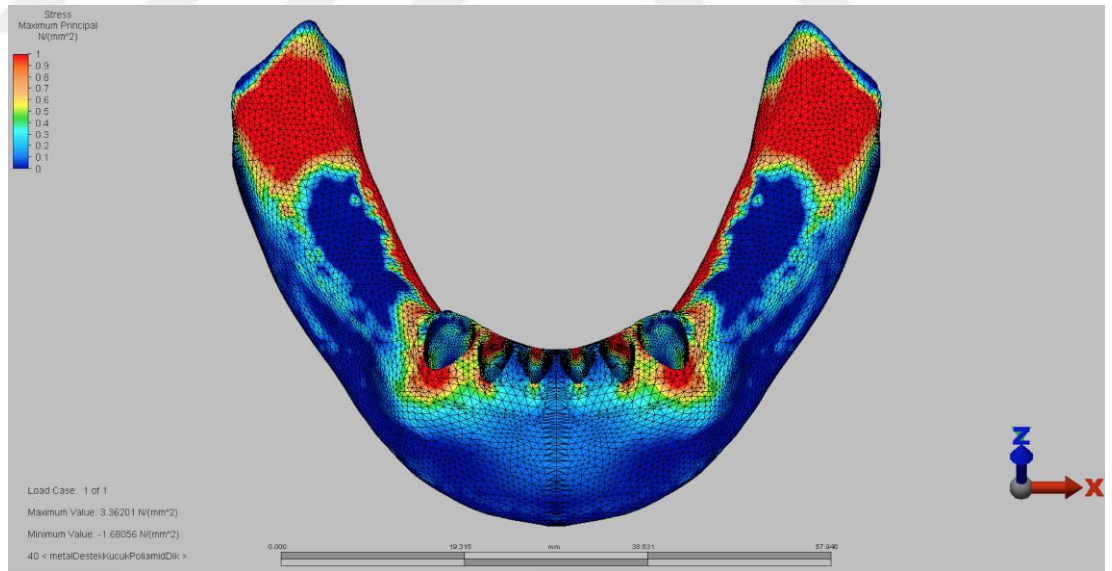
**Şekil 6.4.1.7.** Model 1 Dik Yükleme Serbest Sonlanan Kortikal Kemik Min. Princ. Stres



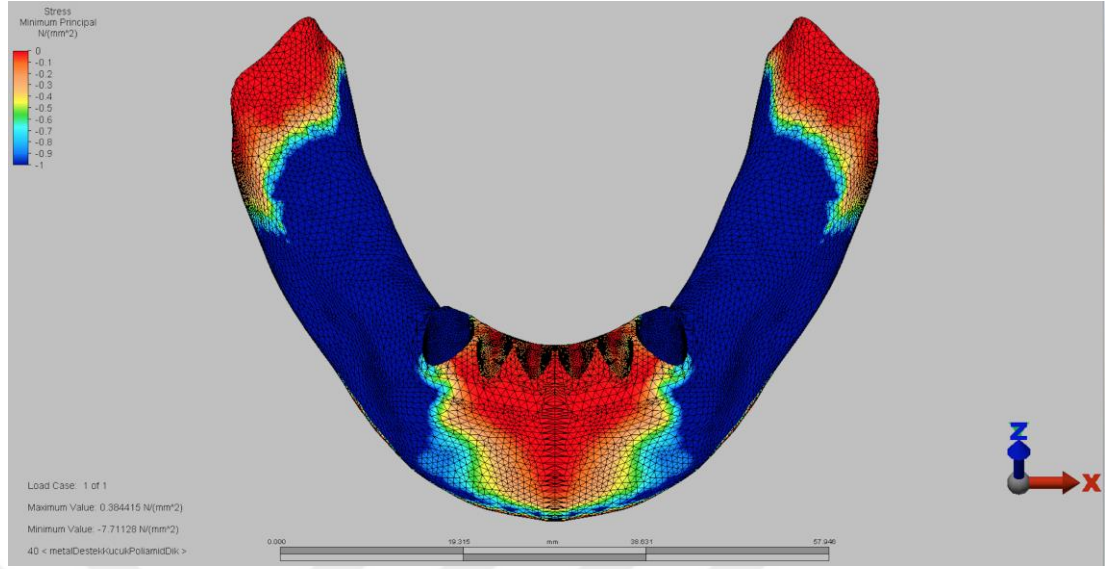
**Şekil 6.4.1.8.** Model 2 Dik Yükleme Destek Diş Etrafı Kortikal Max. Princ. Stres



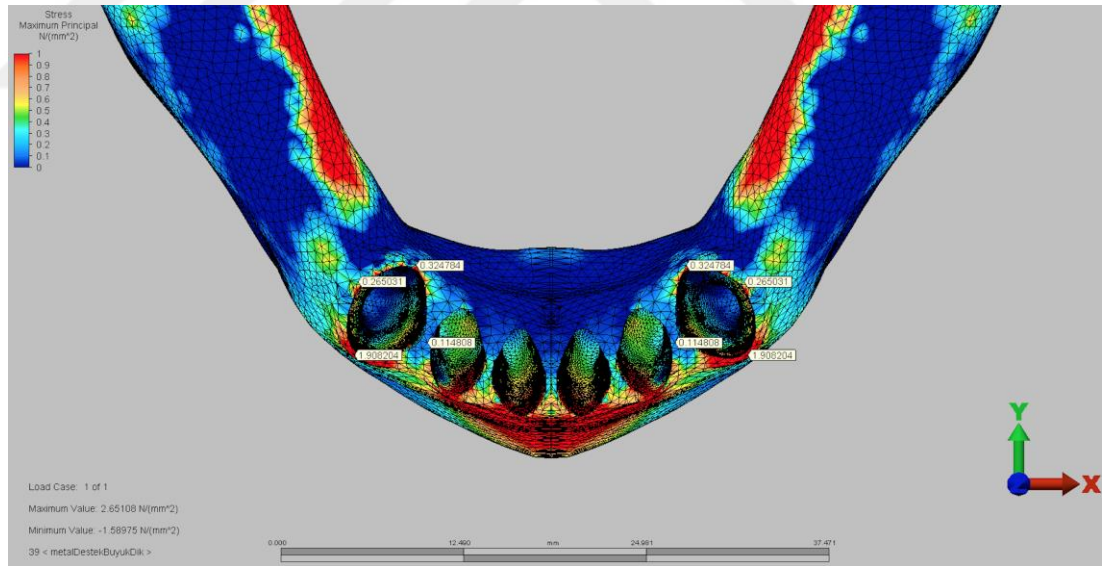
**Şekil 6.4.1.9.** Model 2 Dik Yükleme Destek Diş Etrafı Kortikal Kemik Min. Princ. Stres



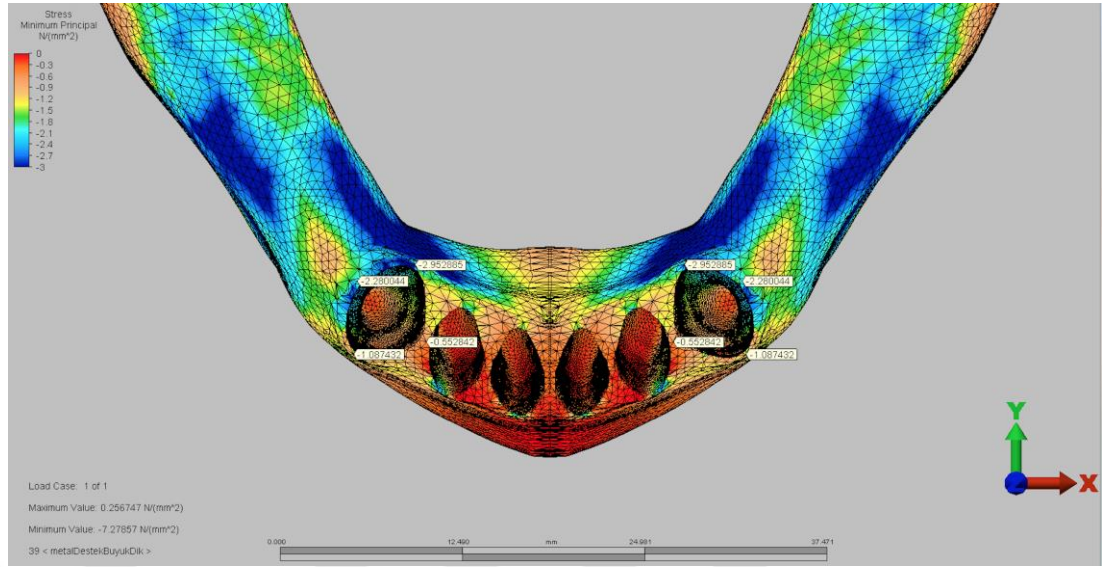
**Şekil 6.4.1.10.** Model 2 Dik Yükleme Serbest Sonlanan Kortikal Kemik Max. Princ. Stres



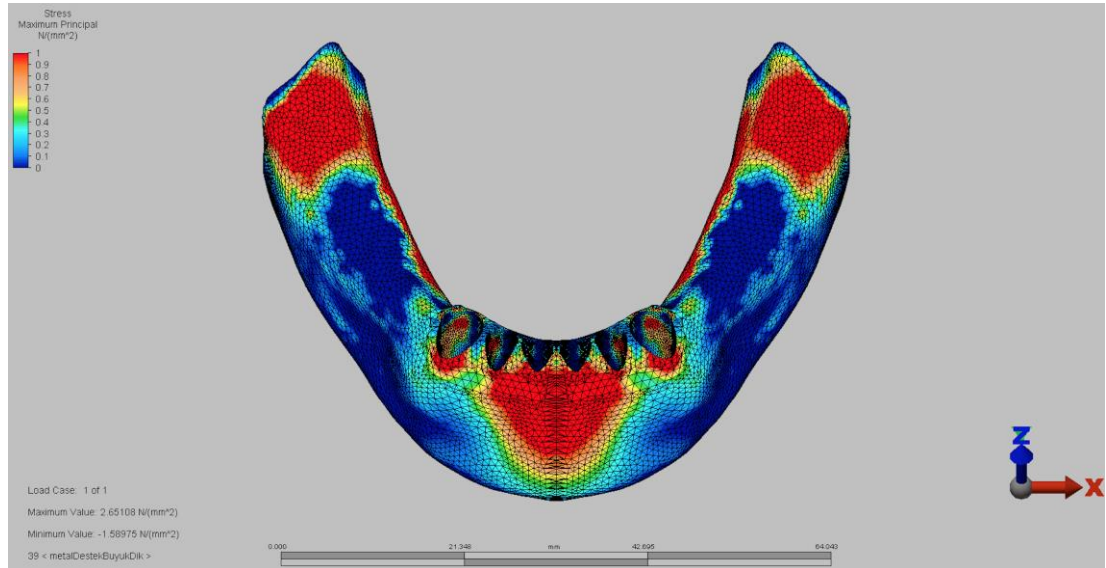
Şekil 6.4.1.11. Model 2 Dik Yükleme Serbest Sonlanan Kortikal Kemik Min.  
Princ. Stres



Şekil 6.4.1.12. Model 3 Dik Yükleme Destek Diş Etrafı Kortikal Kemik Max.  
Princ. Stres

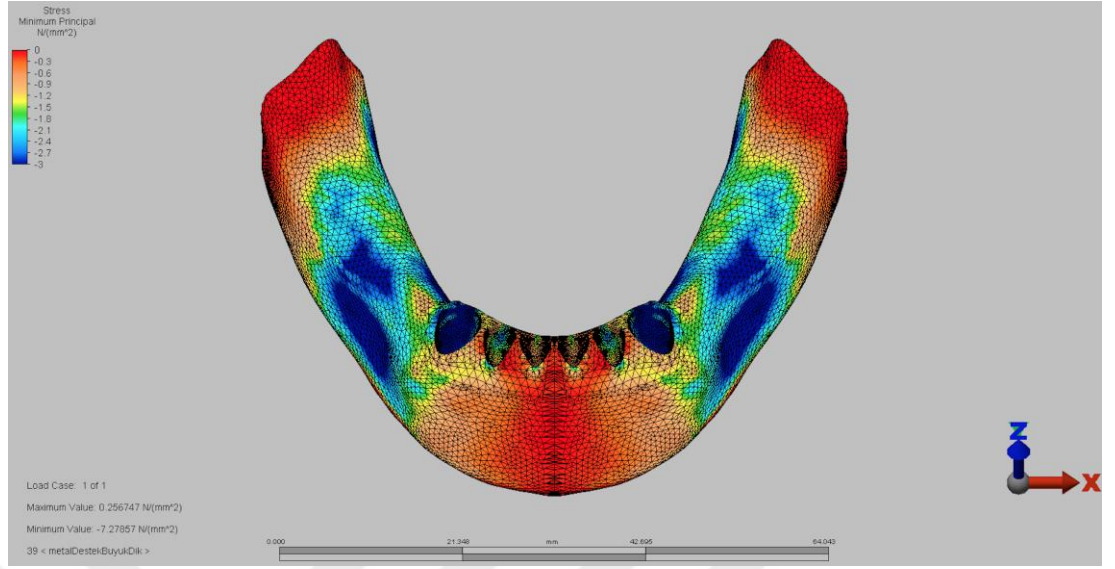


**Şekil 6.4.1.13.** Model 3 Dik Yükleme Destek Diş Etrafı Kortikal Kemik Min. Princ. Stres

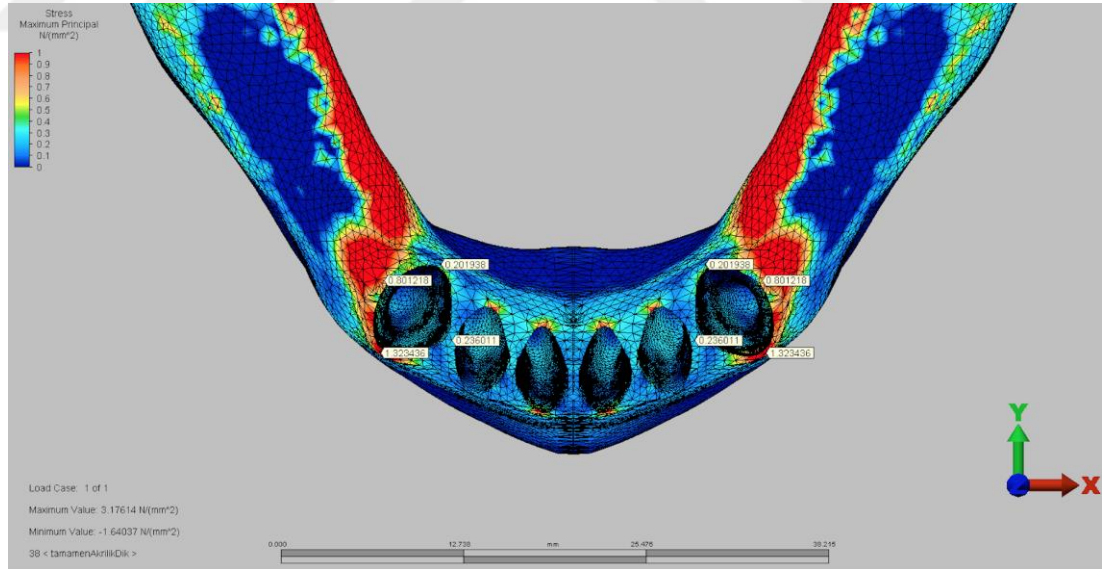


**Şekil 6.4.1.14.** Model 3 Dik Yükleme Serbest Sonlanan Kortikal Kemik Max. Princ. Stres

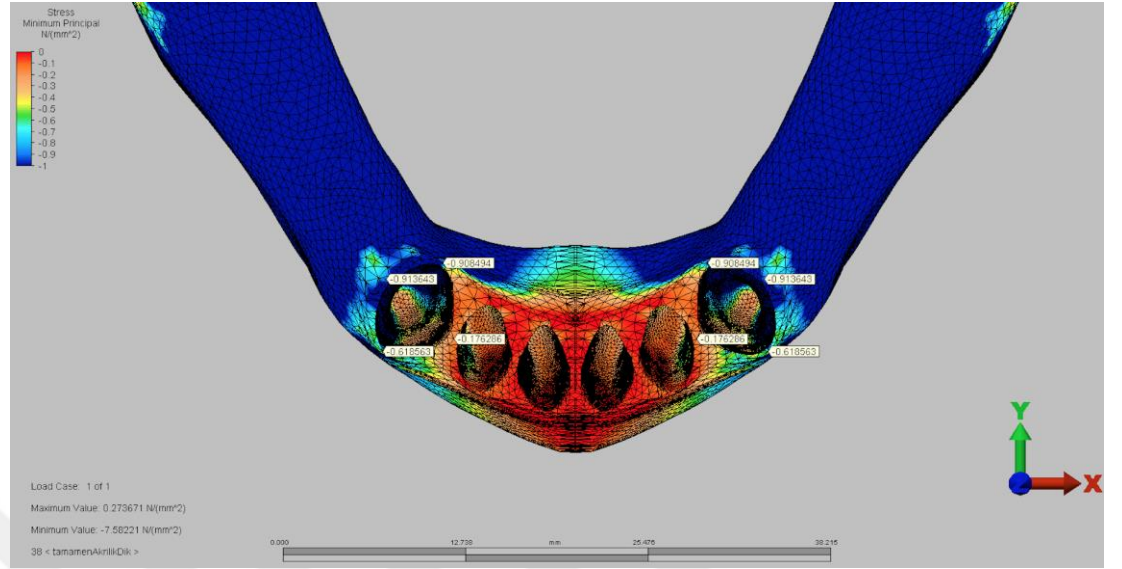




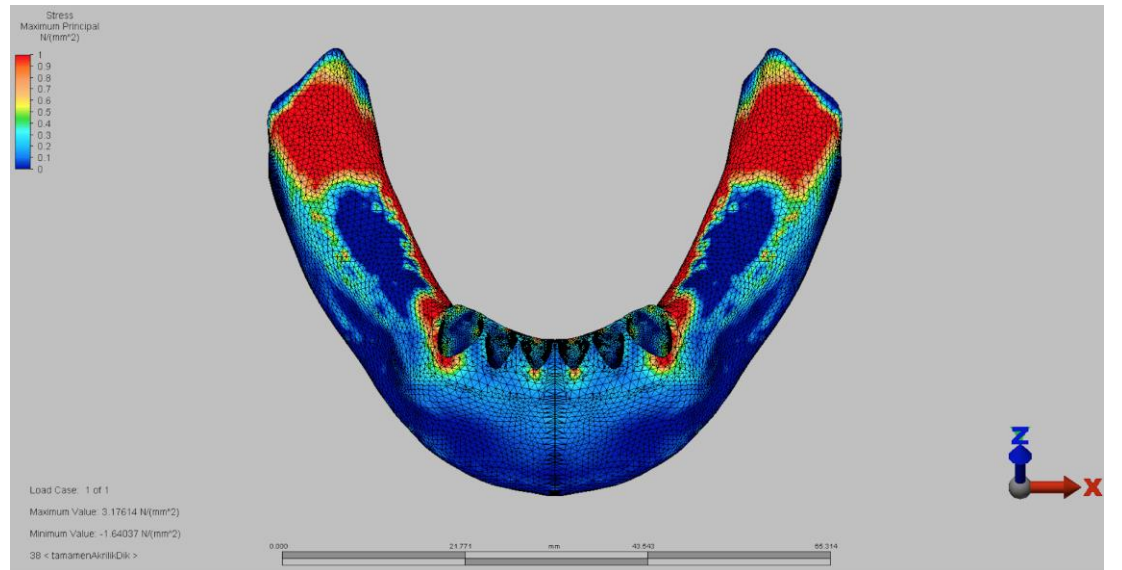
**Şekil 6.4.1.15.** Model 3 Dik Yükleme Serbest Sonlanan Kortikal Kemik Min. Princ. Stres



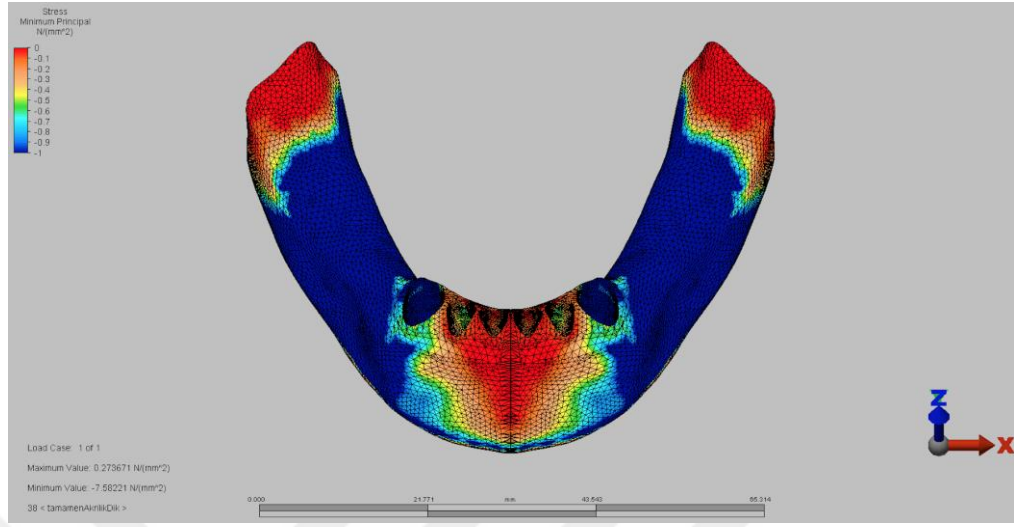
**Şekil 6.4.1.16.** Model 4 Dik Yükleme Destek Diş Etrafındaki Kortikal Kemik Max. Princ. Stres



**Şekil 6.4.1.17.** Model 4 Dik Yükleme Terminal Diş Etrafındaki Kortikal Kemik Min. Princ. Stres

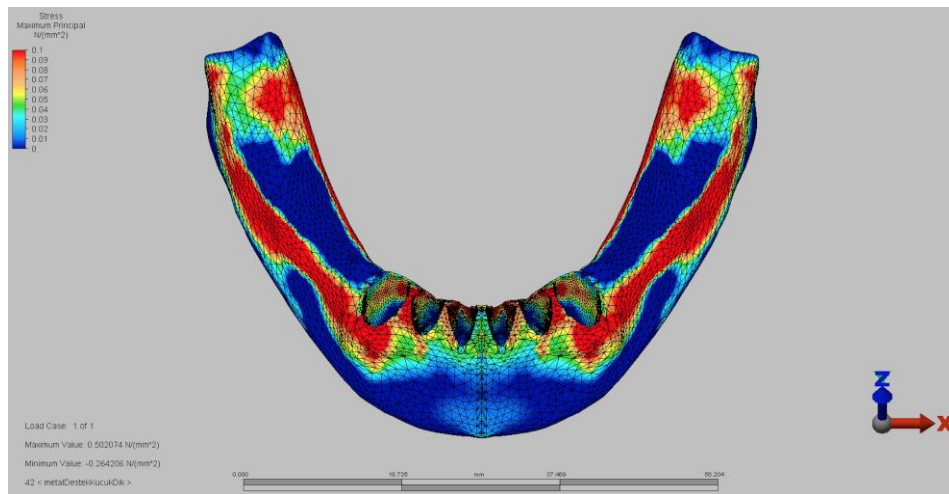


**Şekil 6.4.1.18.** Model 4 Dik Yükleme Dişsiz Sonlanan Kortikal Kemik Max. Princ. Stres

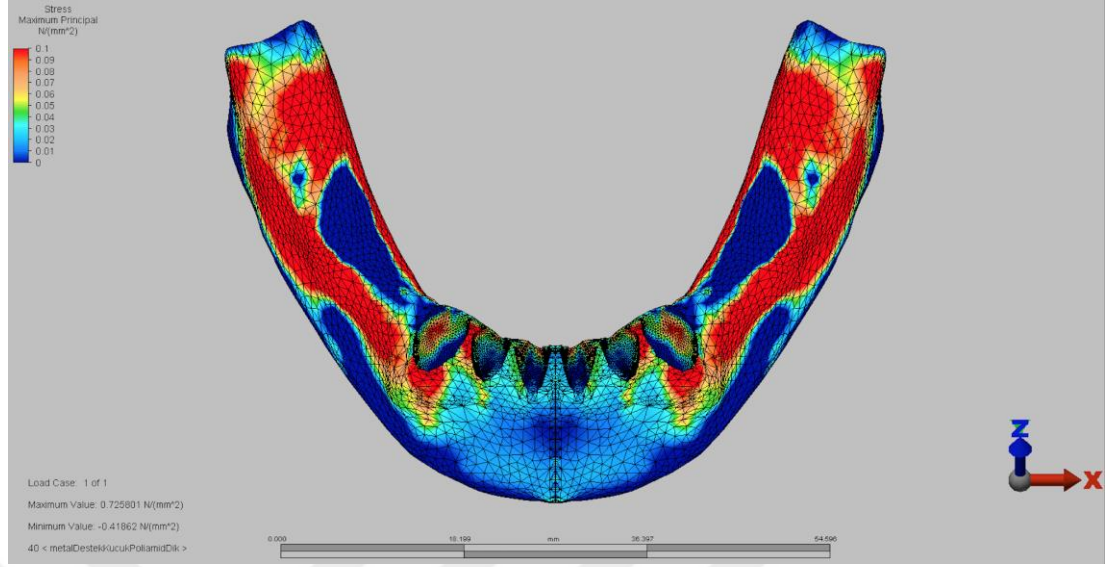


**Şekil 6.4.1.19.** Model 4 Dik Yükleme Dişsiz Sonlanan Kortikal Kemik Min. Princ. Stres

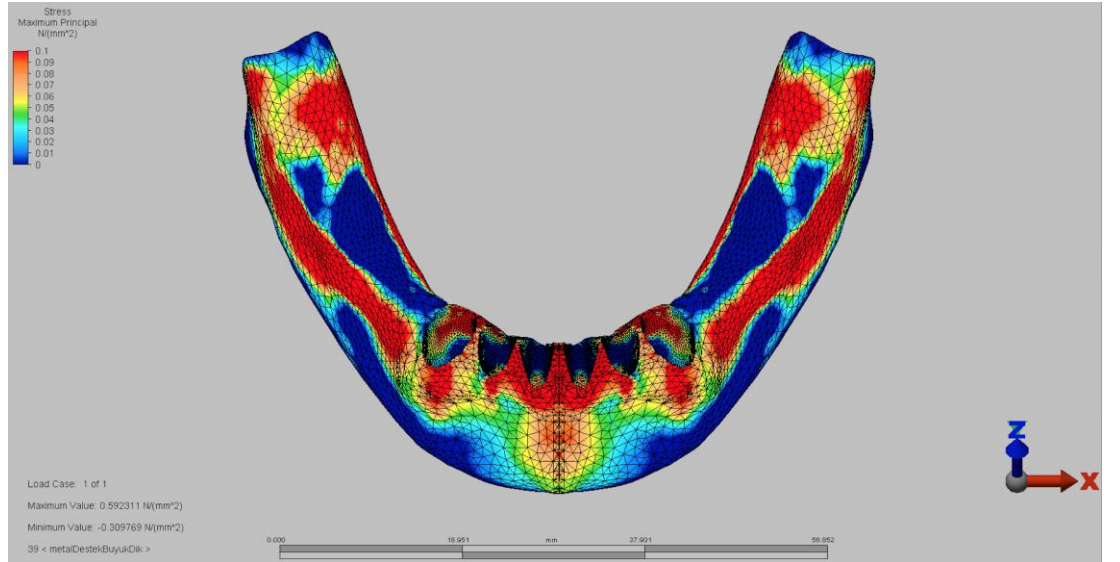
**Spongioz kemik bulguları:** Serbest sonlanan bölgede protez üzerindeki kuvvet uygulama noktasının altında kalan iz düşüm bölgesindeki spongioz kemik üzerinde ölçülen Pmax değeri en yüksek Model 4 (poliamid) üzerinde 0,79 Mpa ölçülürken, Model 2 (lingual bar ve poliamid) 0,72 Mpa, Model 3 (lingual plak ve poliamid) 0,59 Mpa ve Model 1 (lingual bar ve PMMA) 0,502 Mpa olarak sıralandı.



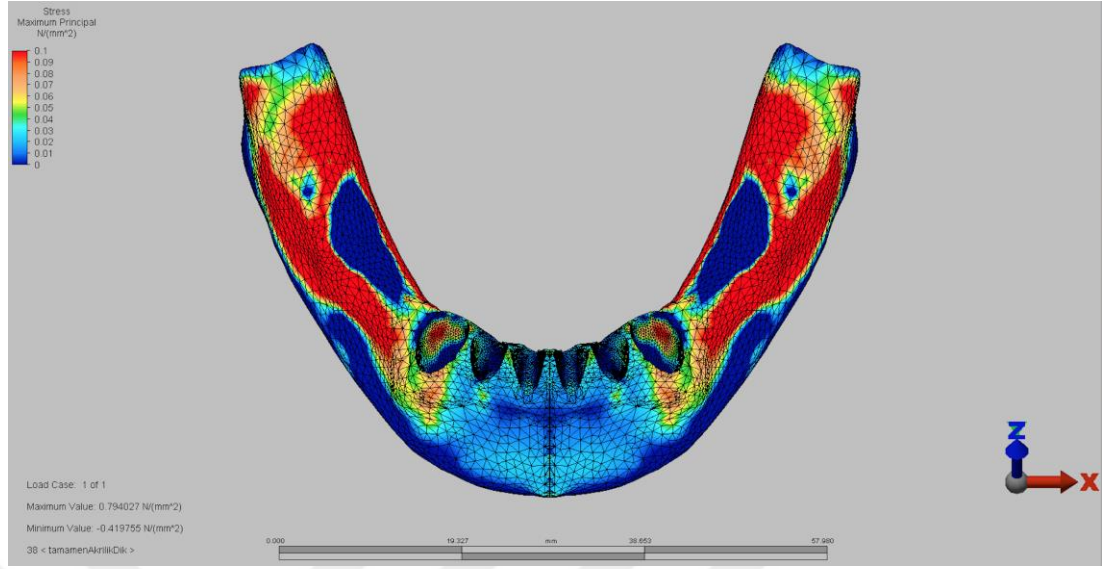
**Şekil 6.4.1.20.** Model 1 Dişsiz Sonlanan Alveol Spongioz Kemik Dik Yükleme Max. Princ. Stres



**Şekil 6.3.1.21.** Model 2 Dik Yükleme Dişsiz Sonlanan Sponge Kemik Max.  
Princ.

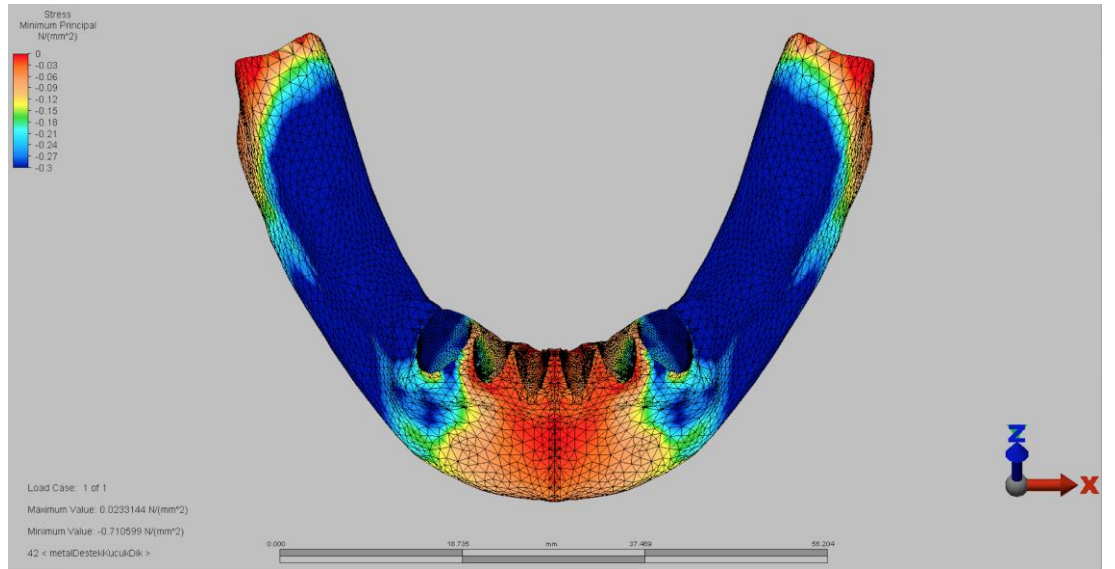


**Şekil 6.4.1.22.** Model 3 Dik Yükleme Dişsiz Sonlanan Sponge Kemik Max.  
Princ

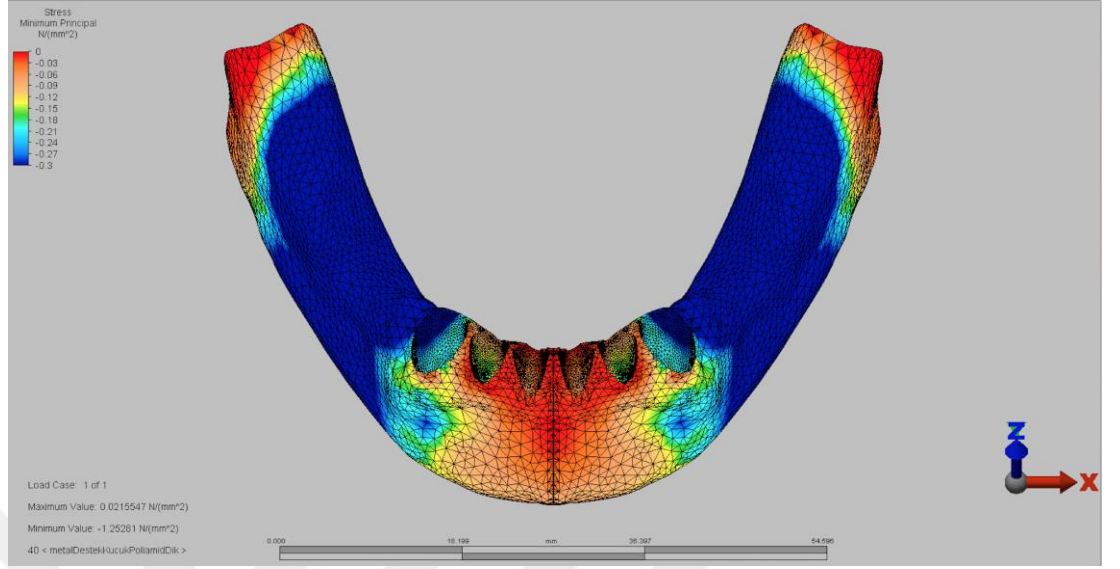


**Şekil 6.4.1.23.** Model 4 Dik Yükleme Dişsiz Sponge Alveol Max. Princ. Stres

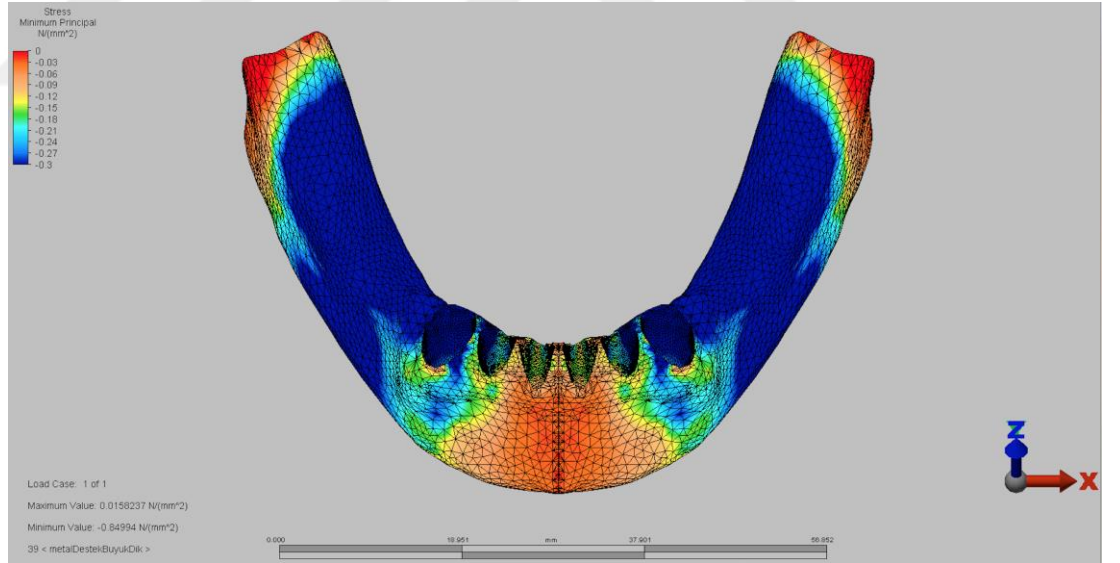
Pmin değeri ise Model 4 (poliamid) üzerinde -1,38 Mpa ölçülürken, Model 2 (lingual bar ve poliamid) -1,25 Mpa, Model 3 (lingual plak ve poliamid) 0,84 Mpa ve Model 1 (lingual bar ve PMMA) -0,71 Mpa olarak sıralandı.



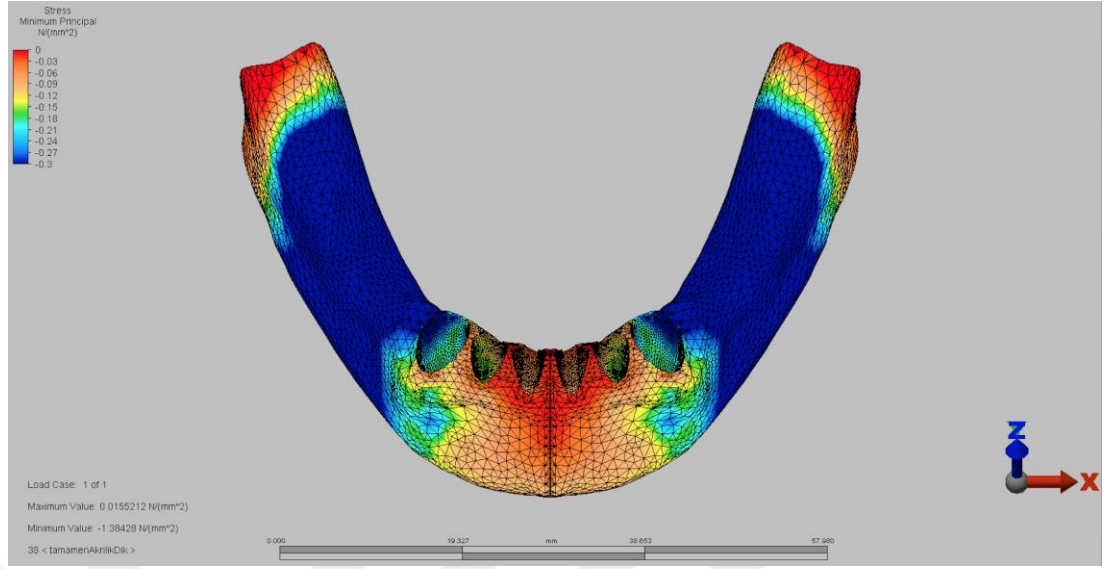
**Şekil 6.4.1.24.** Model 1 Dişsiz Sonlanan Alveol Kemiği Spongioz Kemik Dik Yükleme Min. Princ. Stres



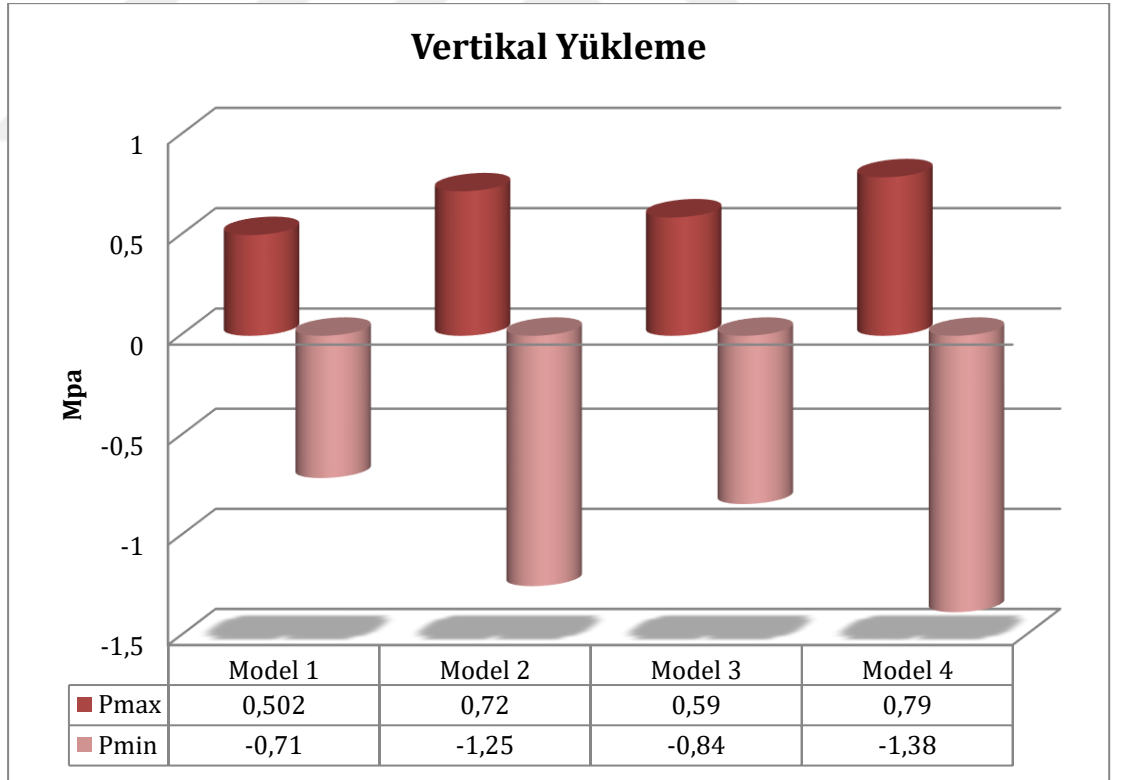
**Şekil 6.4.1.25.** Model 2 Dik Yükleme Dişsiz Sonlanan Sponge Kemik Min.  
Princ. Stres



**Şekil 6.4.1.26.** Model 3 Dik Yükleme Serbest Sonlanan Spongioz Kemik Min.  
Princ.



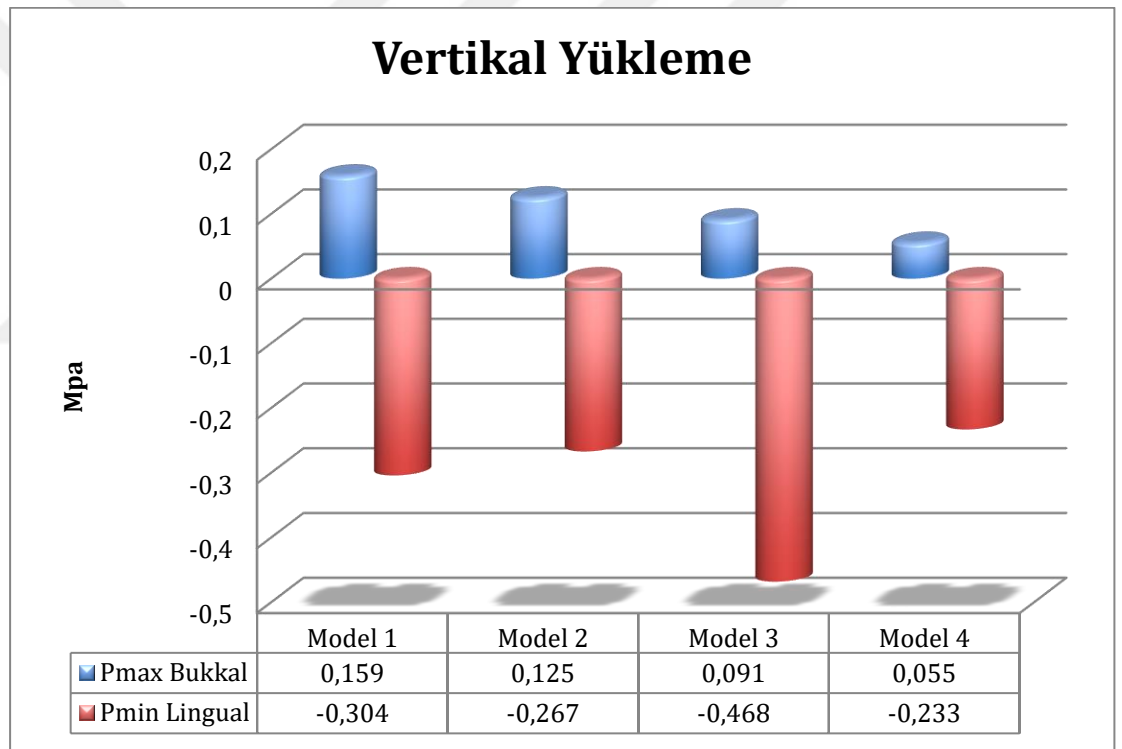
**Şekil 6.4.1.26.** Model 4 Dik Yükleme Dişsiz Sonlanan Sponge Alveol Kreti  
Min. Princ. Stres



**Şekil 6.4.1.27.** Vertikal yükleme sonucu dişsiz sonlanan spongioz kemik üzerindeki Pmax ve Pmin stres değerleri

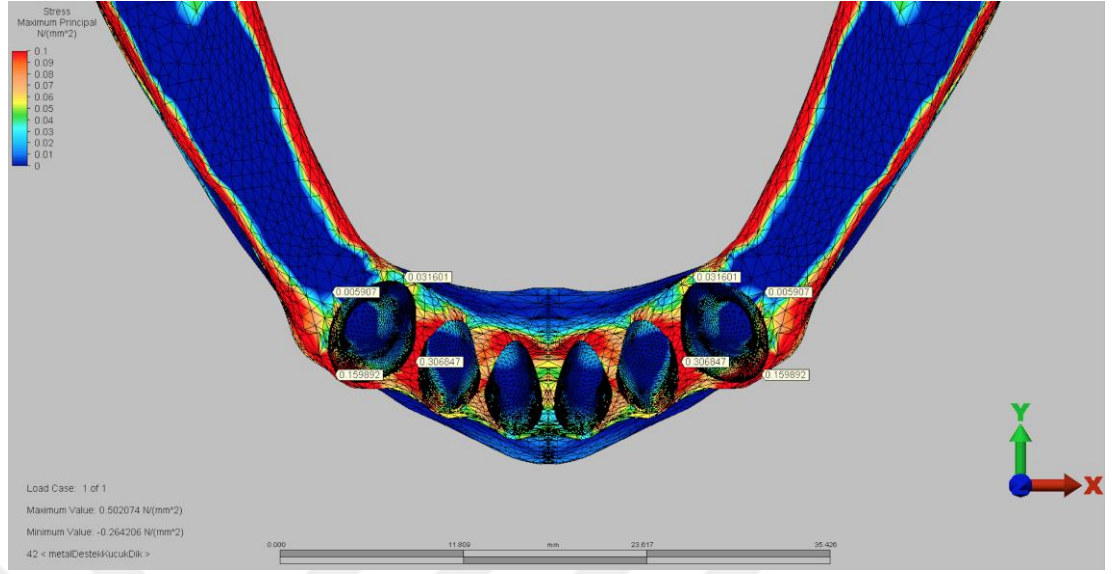
Terminal dişler etrafında bulunan spongiöz kemik principle max ve principle min bulgularına baktığımız zaman principle max değerleri en yüksek Model1 üzerinde iken Model 2, Model 3 ve Model 4 azalan değerler ile sıralanmaktadır.

Gruplar üzerinde meydana gelen Pmin değerlerinin sıralaması ise en yüksek sonuç Model 3 üzerinde ölçülmektedir. Model 1 (-0,304 Mpa), Model 2 (-0,267 Mpa) ve Model 4 (-0,233 Mpa) ölçülen stress değerlerine göre sıralanmaktadır.

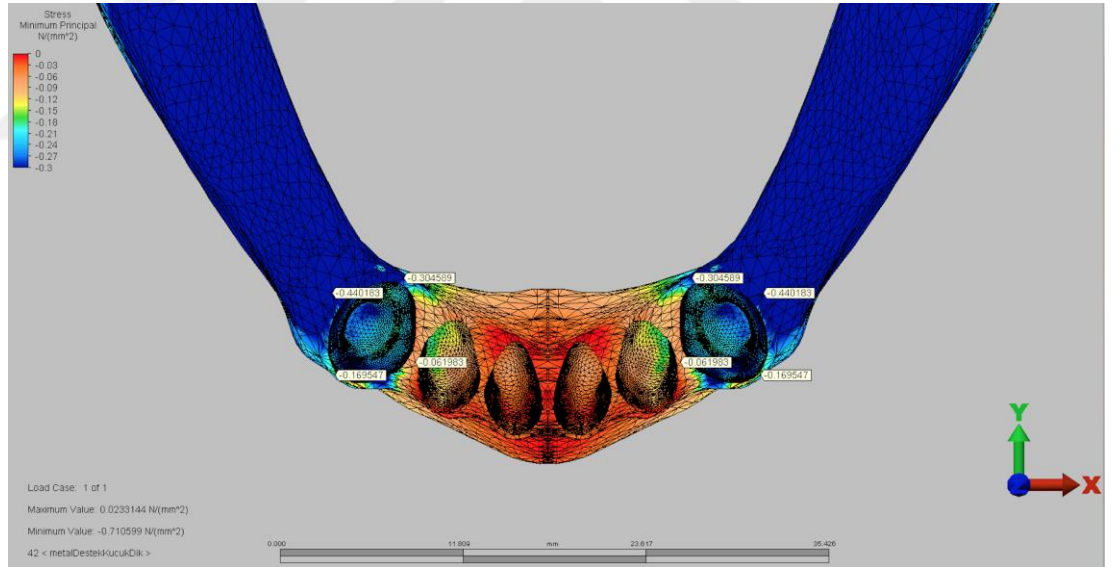


**Şekil 6.4.1.28.** Vertikal yükleme sonucu terminal diş bukkal spongiöz kemikte oluşan stress değerleri

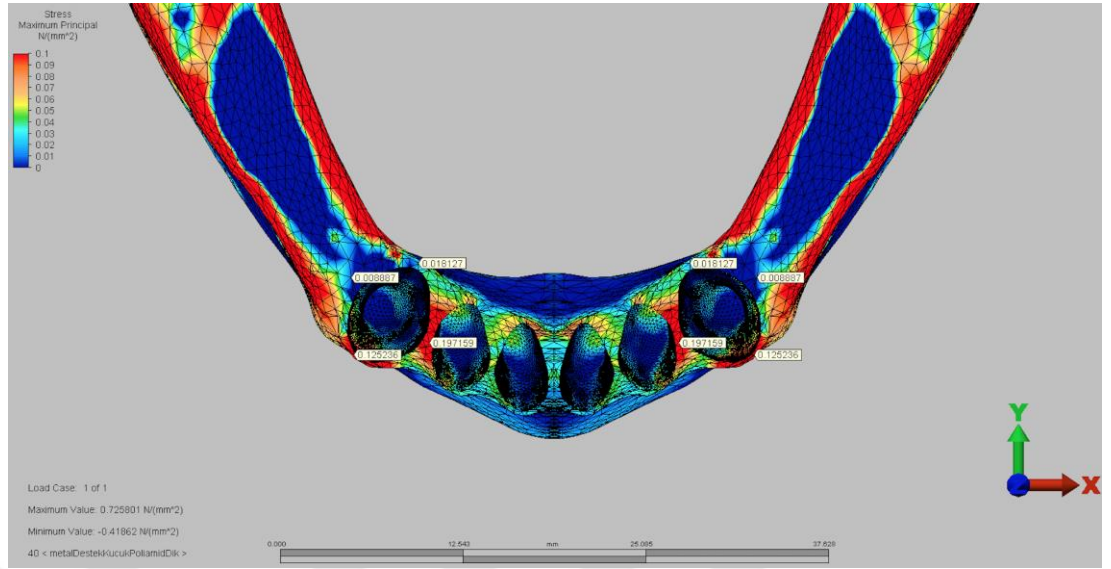




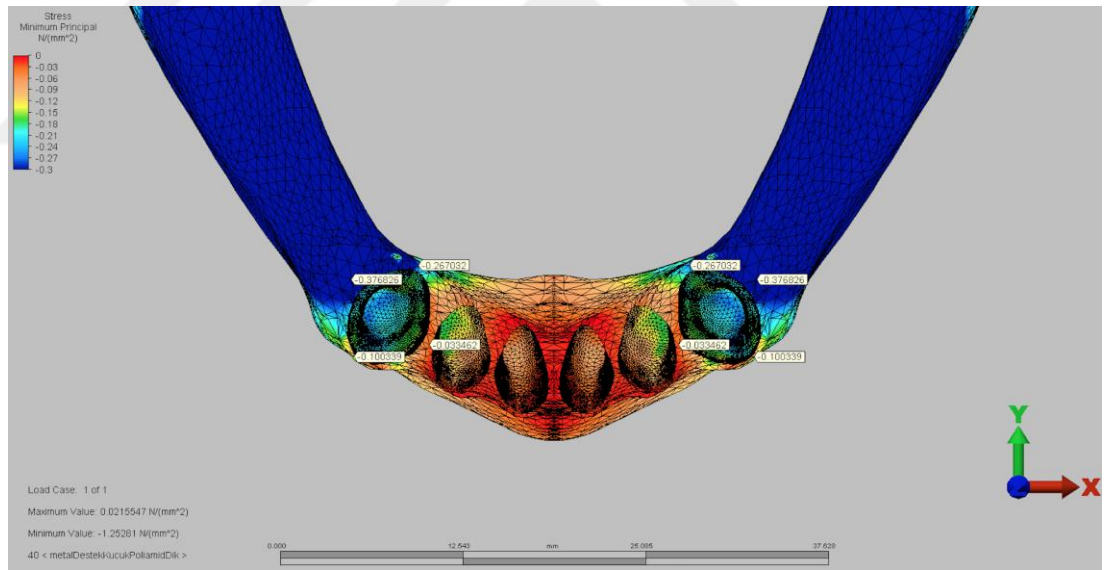
**Şekil 6.4.1.29.** Model 1 Terminal Diş Etrafındaki Spongioz Kemik Dik Yükleme Max. Princ. Stres.



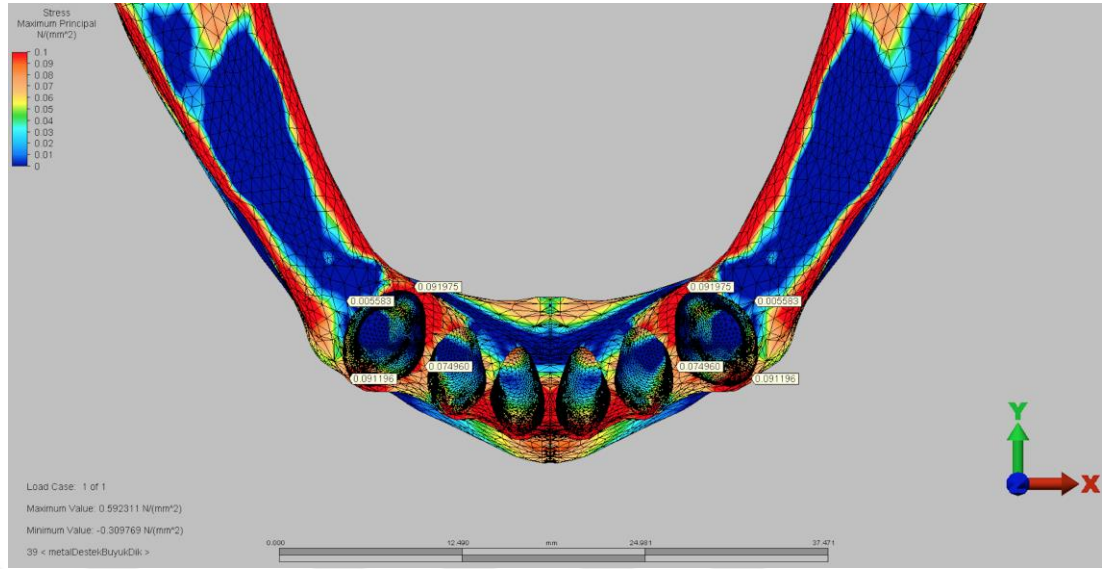
**Şekil 6.4.1.30.** Model 1 Terminal Diş Etrafındaki Spongioz Kemik Dik Yükleme Min. Princ. Stres.



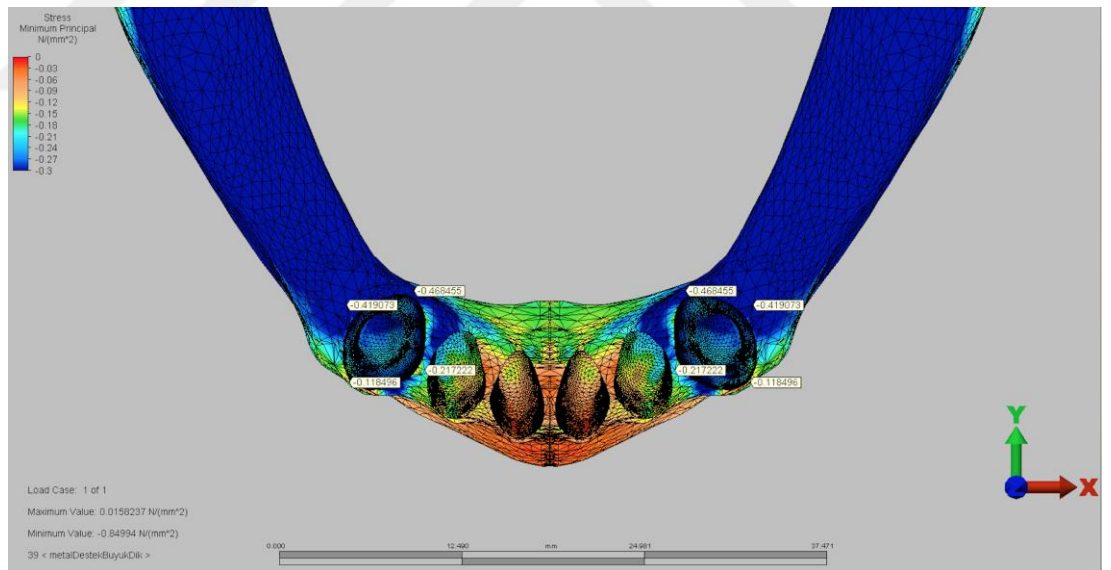
**Şekil 6.4.1.31.** Model 2 Dik Yükleme Terminal Diş Etrafındaki Spongiöz Kemik Max. Princ. Stres



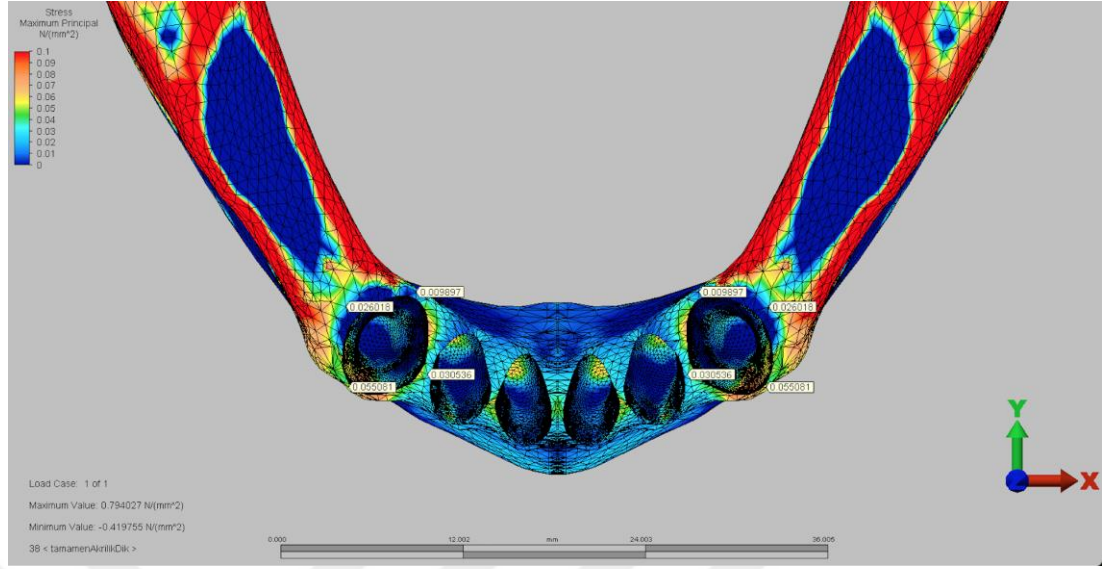
**Şekil 6.4.1.32.** Model 2 Dik Yükleme Terminal Diş Etrafındaki Spongiöz Kemik Min. Princ. Stres.



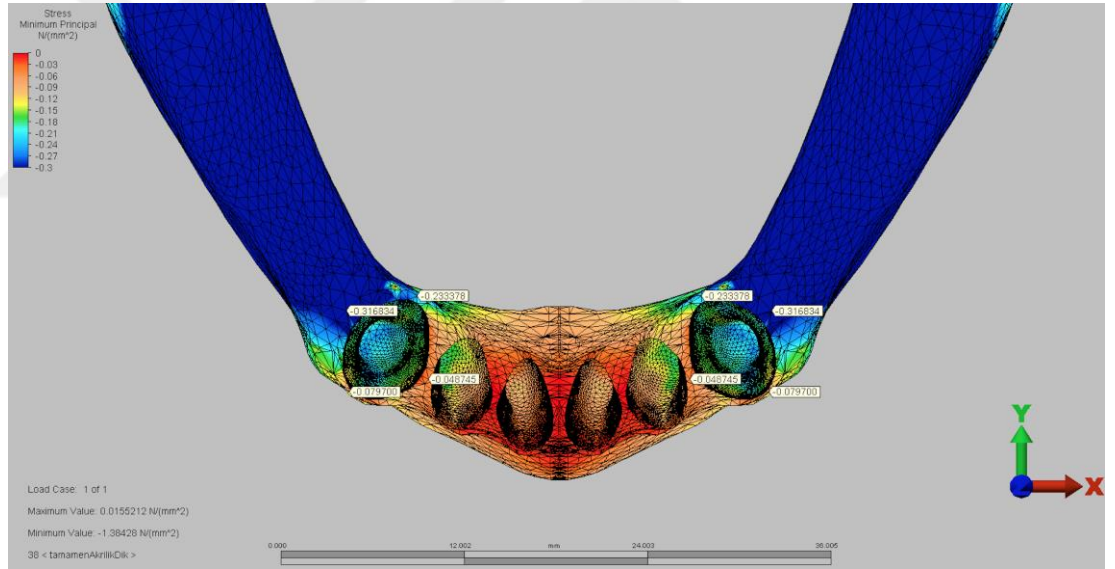
**Şekil 6.4.1.32.** Model 3 Dik Yükleme Terminal Diş Etrafındaki Spongios Kemik Max. Princ. Stres



**Şekil 6.4.1.33.** Model 3 Dik Yükleme Terminal Diş Etrafındaki Min. Princ. Stres Değeri



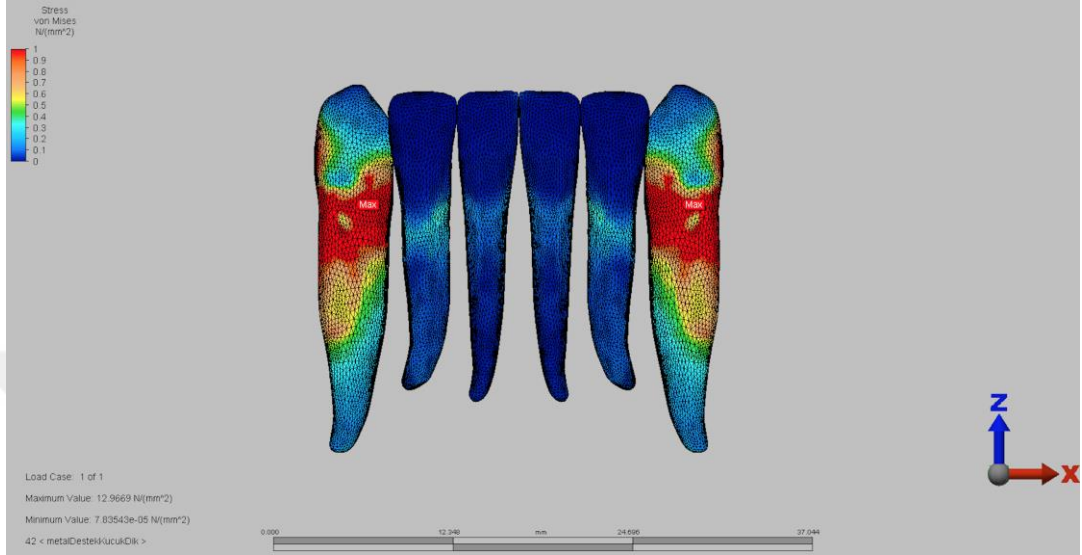
**Şekil 6.4.1.34.** Model 4 Dik Yükleme Terminal Diş Etrafındaki Spongiöz Kemik Max. Princ. Stres



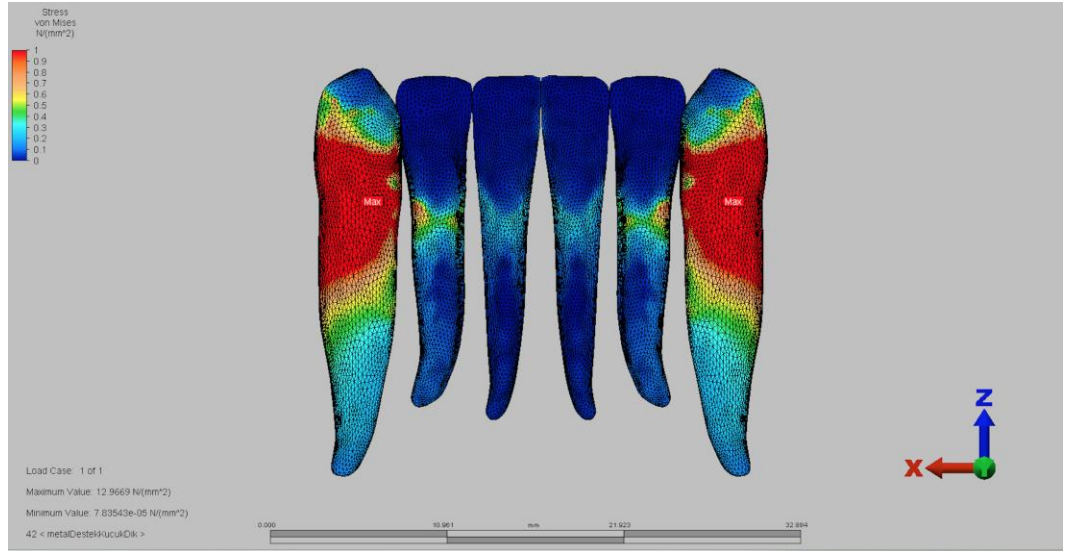
**Şekil 6.4.1.35.** Model 4 Dik Yükleme Terminal Diş Etrafındaki Spongiöz Kemik Min. Princ. Stres.

**Destek diş bulguları:** Destek dişler çekilebilir materyal olarak kabul edip üzerine gelen kuvvetler Von mises skalasına göre değerlendirilmiştir. Dik yükleme sonucu destek dişlerde meydana gelen en yüksek stres değerleri Model 3 deki terminal dişlerin, komşu diş ile kontakt noktasında gözlemlenip 15,81 Mpa olarak

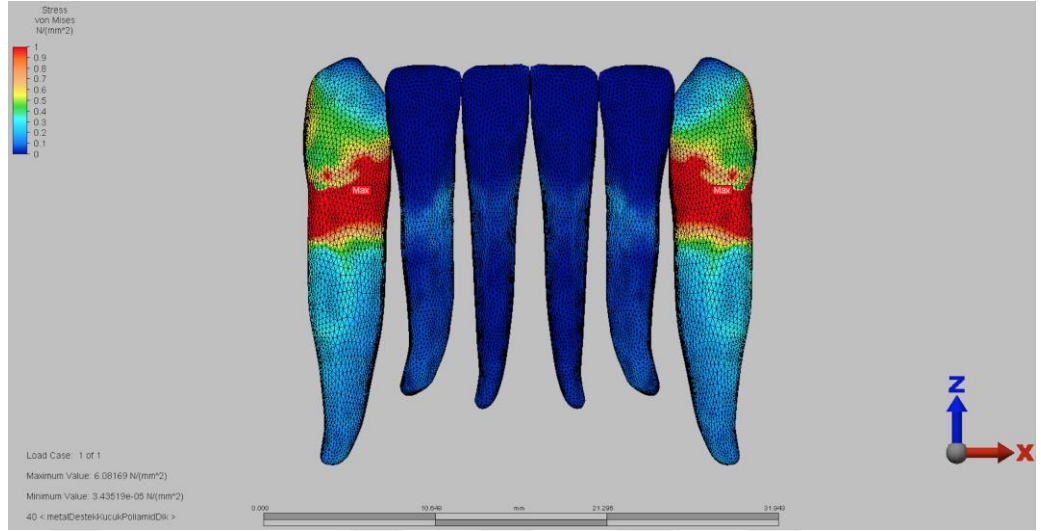
ölçülmüştür. Bu değeri 12,96 Mpa ile model 1, 9,64 Mpa değeri ile model 2 ve en düşük değerin gözlendiği 6,08 Mpa model 4 takip etmektedir.



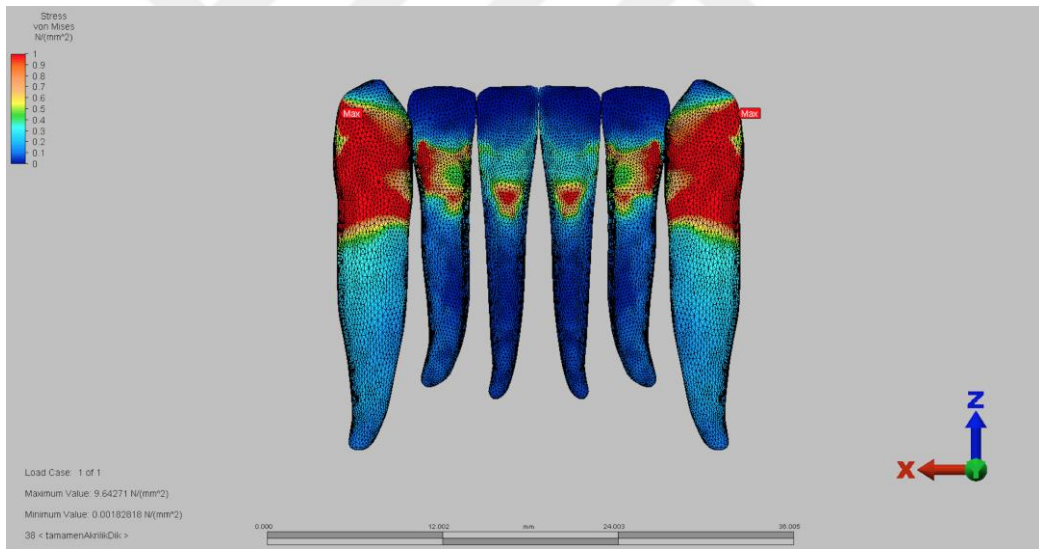
**Şekil 6.4.1.36.** Model 1 Dik Yükleme Destek Diş Von Mises Bukkal Görünüm



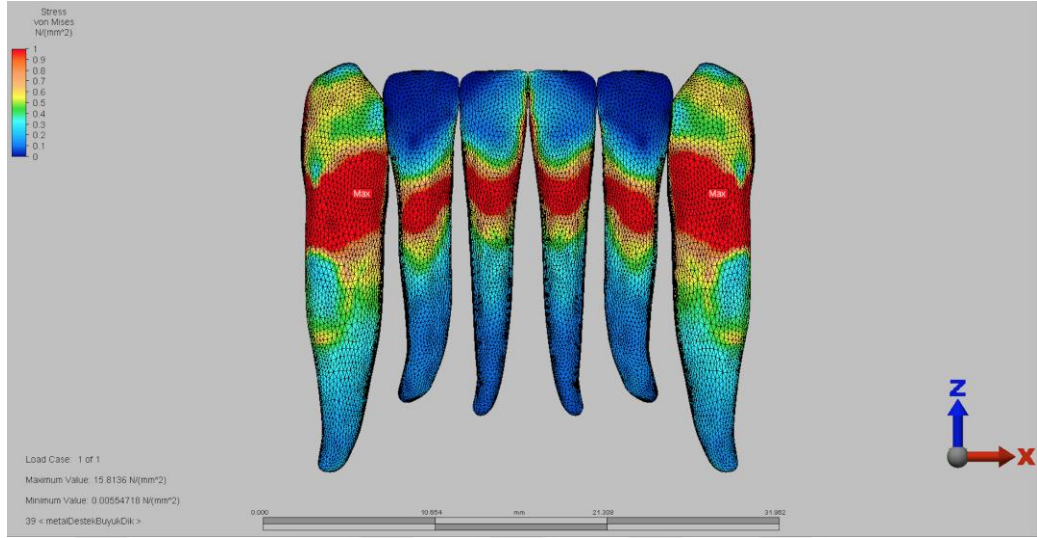
**Şekil 6.4.1.37.** Model 1 Diş Yükleme Destek Diş Von Mises Lingual Görünüm



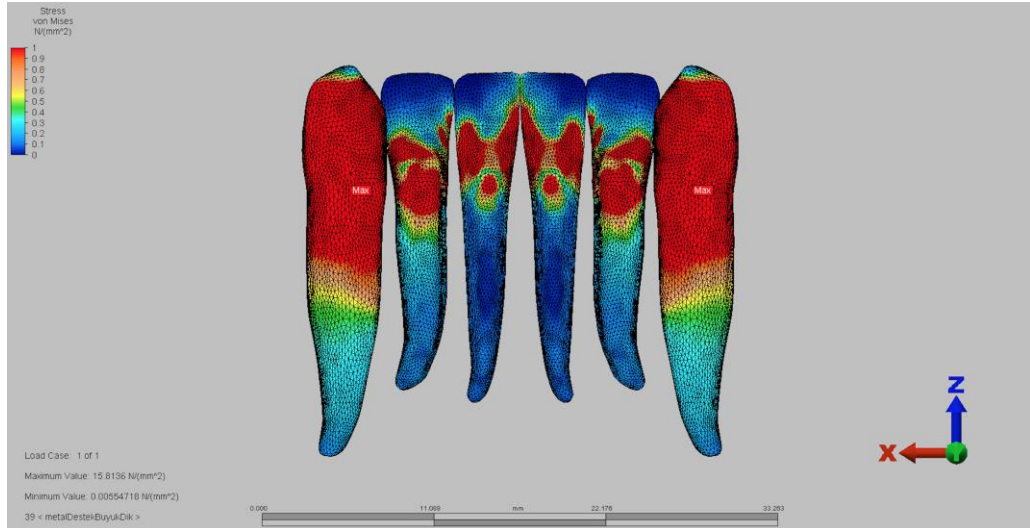
**Şekil 6.4.1.38.** Model 2 Dik Yükleme Destek Diş Von Mises Bukkal Görünüm



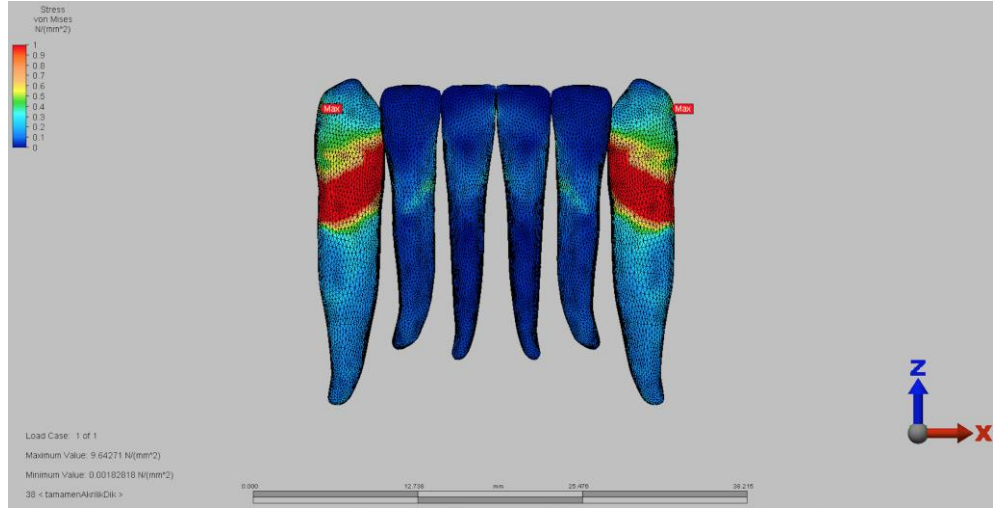
**Şekil 6.4.1.39.** Model 2 Dik Yükleme Destek Diş Von Mises Lingual Görünüm



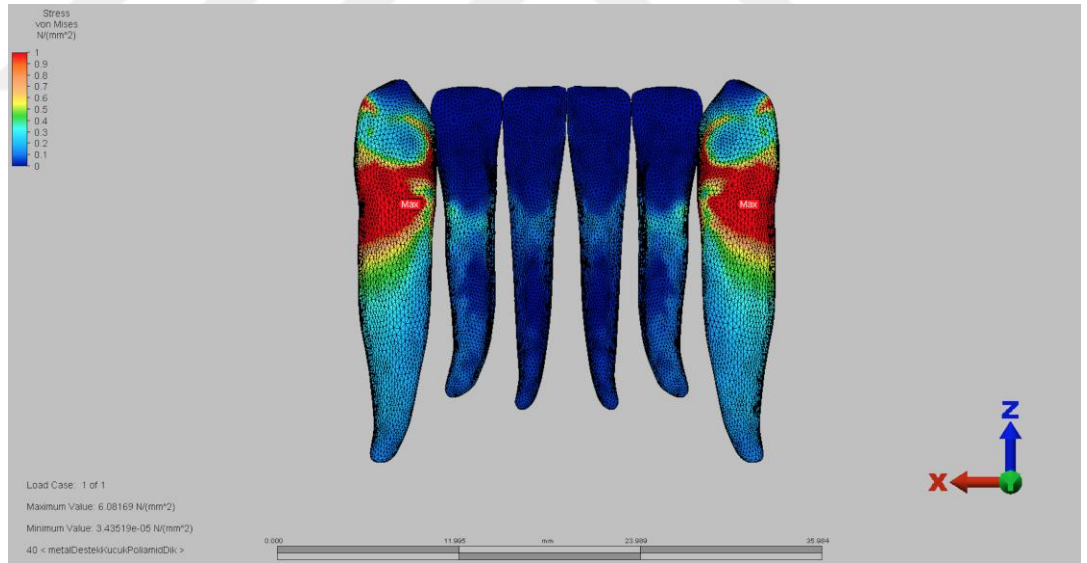
**Şekil 6.4.1.40.** Model 3 Dik Yükleme Destek Diş Von Mises Bukkal Görünüm



**Şekil 6.4.1.41.** Model 3 Dik Yükleme Destek Diş Von Mises Lingual Görünüm

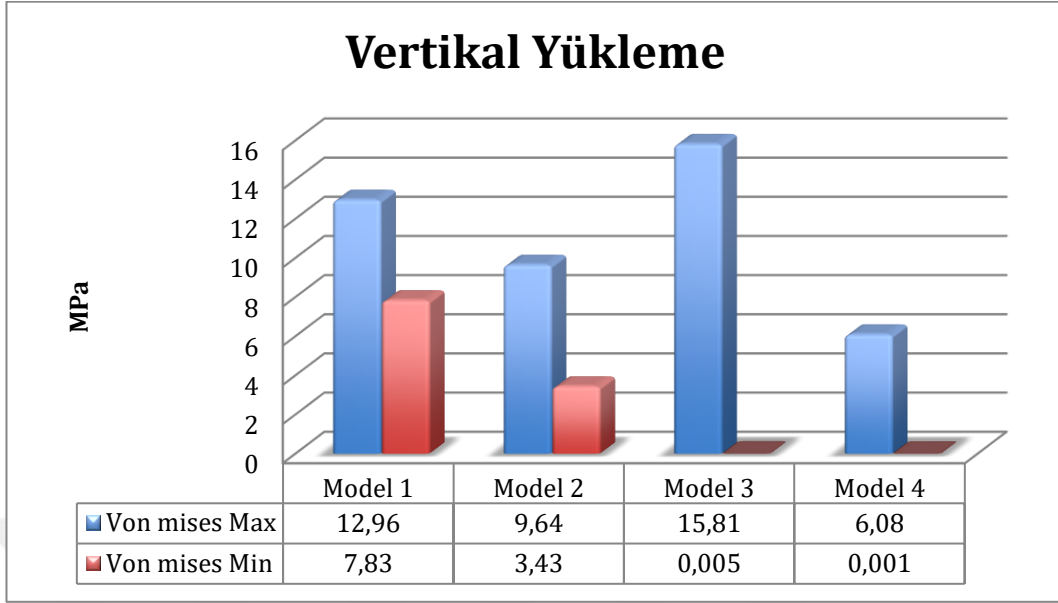


Şekil 6.4.1.42. Model 4 Dik Yükleme Destek Diş Von Mises Bukkal Görünüm



Şekil 6.4.1.43. Model 4 Dik Yükleme Destek Diş Von Mises Lingual Görünüm

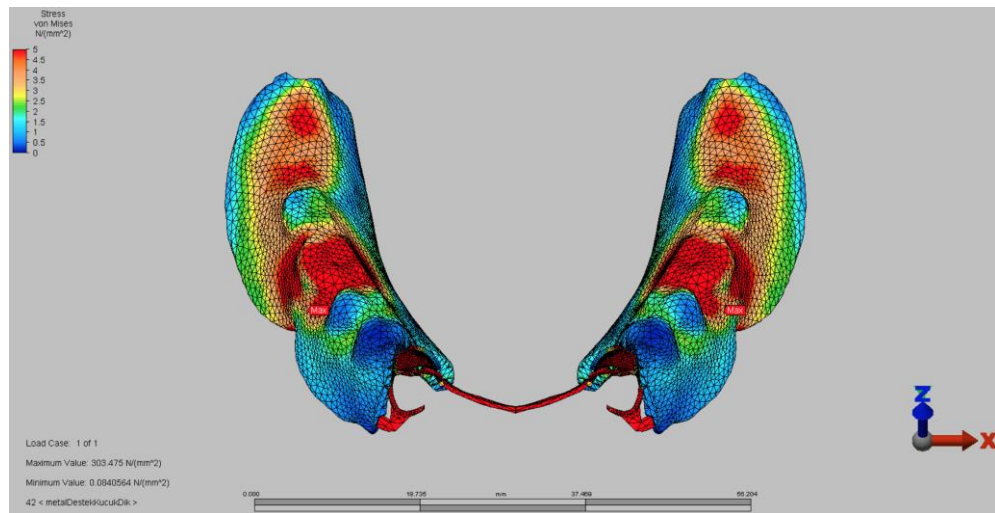




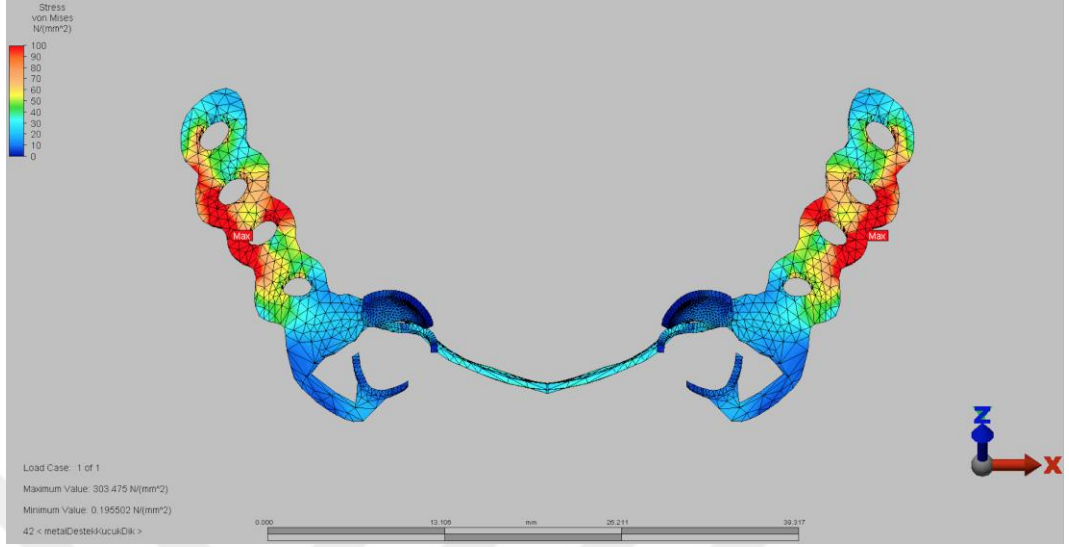
**Şekil 6.4.1.44.** Vertikal yükleme sonucu destek diş üzerindeki maximum ve minimum Von Mises stres değerleri

**Protez bulguları:** Vertikal yükleme sonucu protetik parçalar üzerinde meydana gelen stres değerleri Von mises skalasına göre değerlendirilip, gruplar kendi aralarında karşılaştırılmıştır.

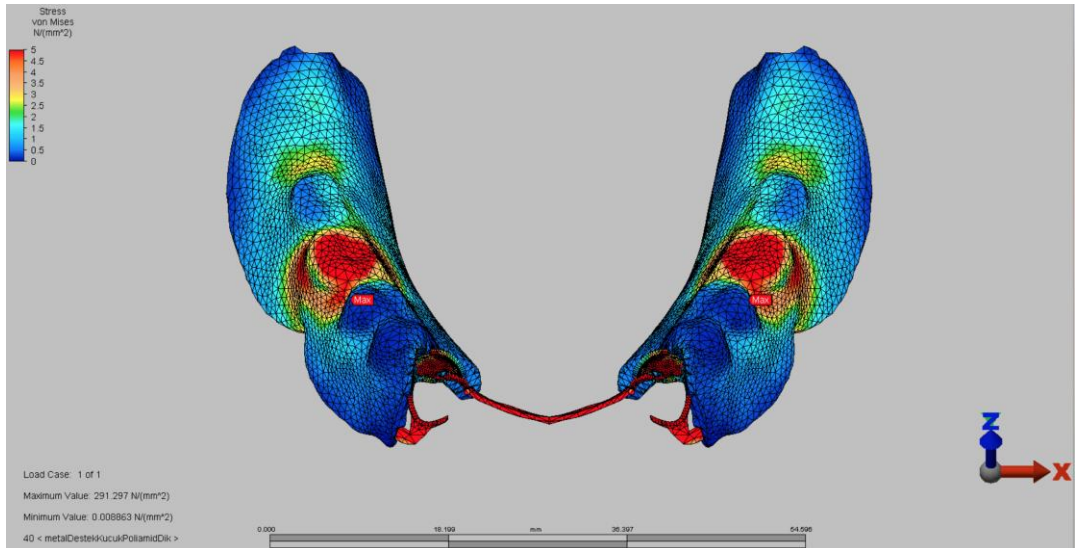
Protetik unsurlar model üzerinde çevre dokular ile bir bütün haline getirilip kuvvet uygulandığı zaman metal alt yapılı olan modeller üzerinde stres birikimleri en çok metal mesh yapı üzerinde ve kuvvet uygulama noktası alanında olduğu gözlenmektedir.



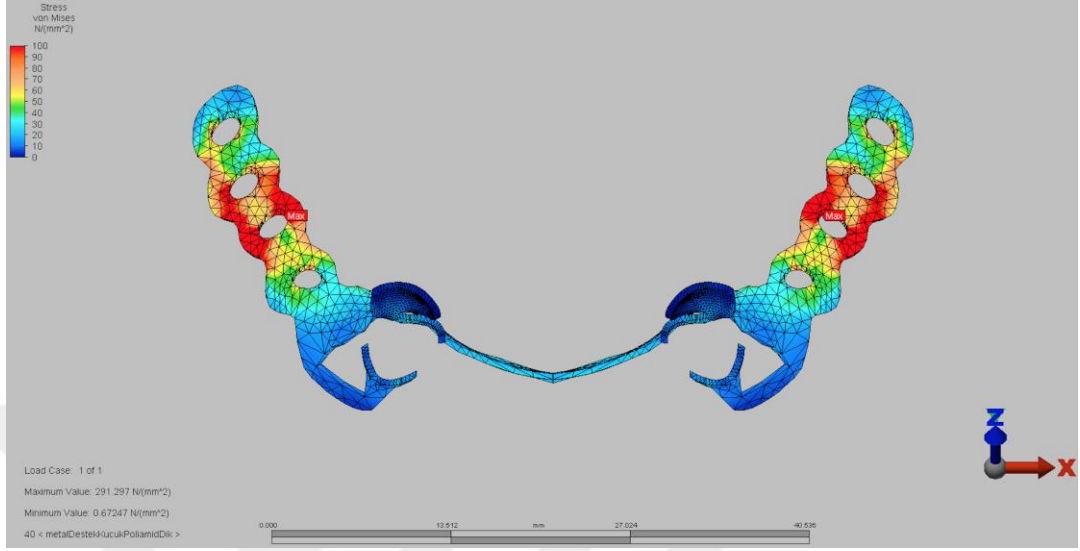
**Şekil 6.4.1.45.** Model 1 Dik Yükleme Protetik Unsurla



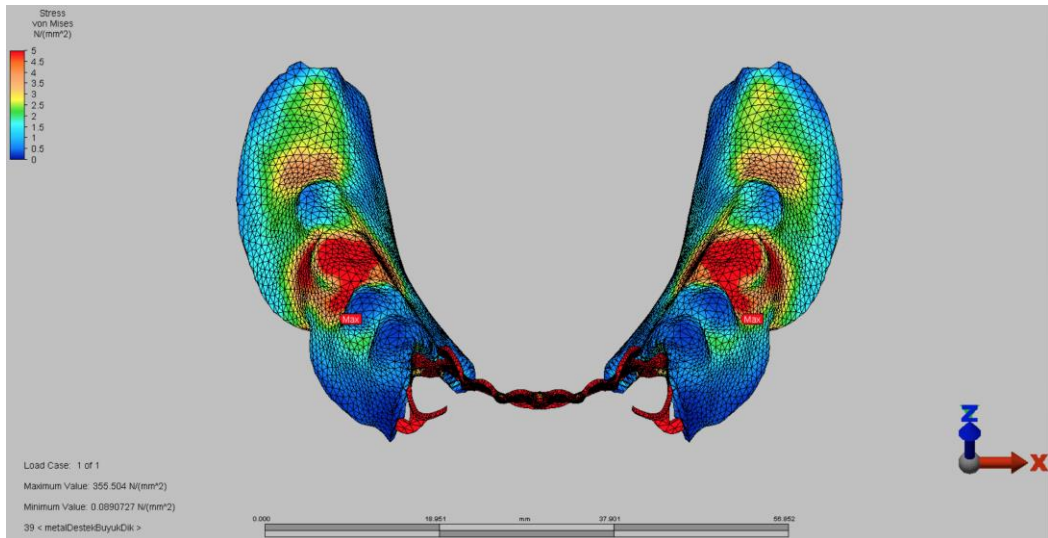
Şekil 6.4.1.46. Model 1 Dik Yükleme Metal Alt Yapı Von Mises



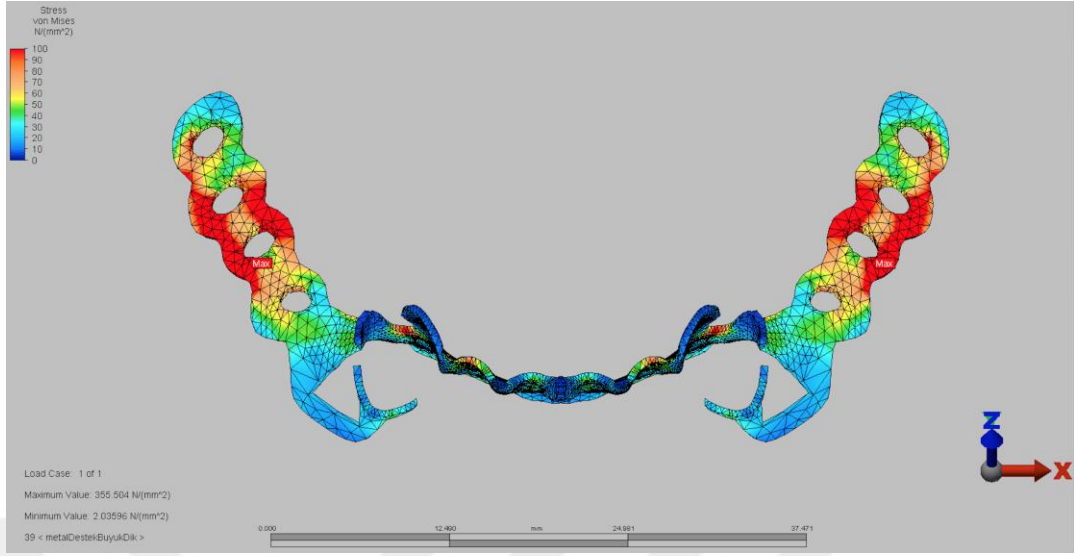
Şekil 6.4.1.47. Model 2 Dik Yükleme Protetik Unsurlar Von Mises



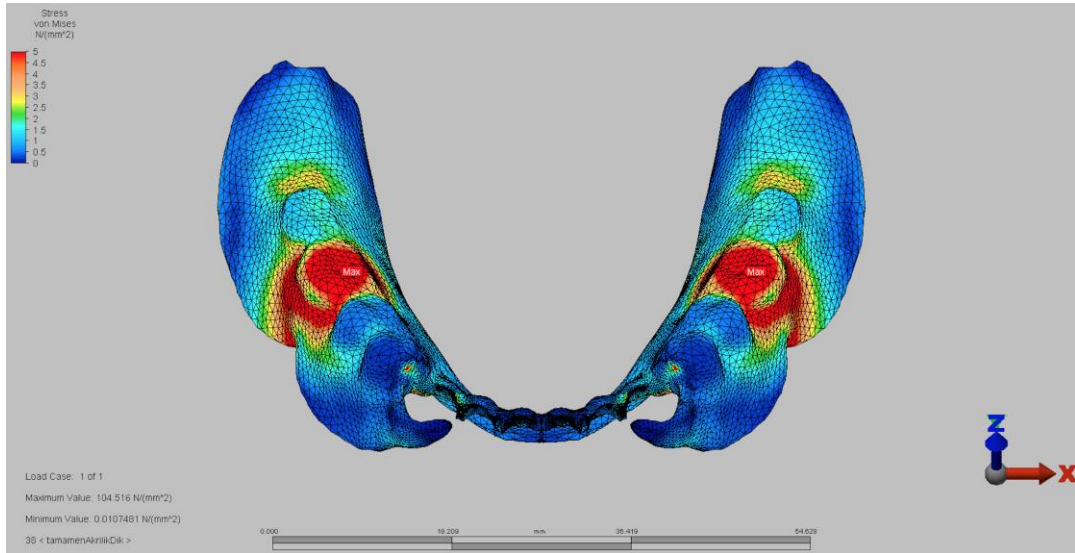
Şekil 6.4.1.48. Model 2 Dik Yükleme Metal Alt Yapı Von Mises



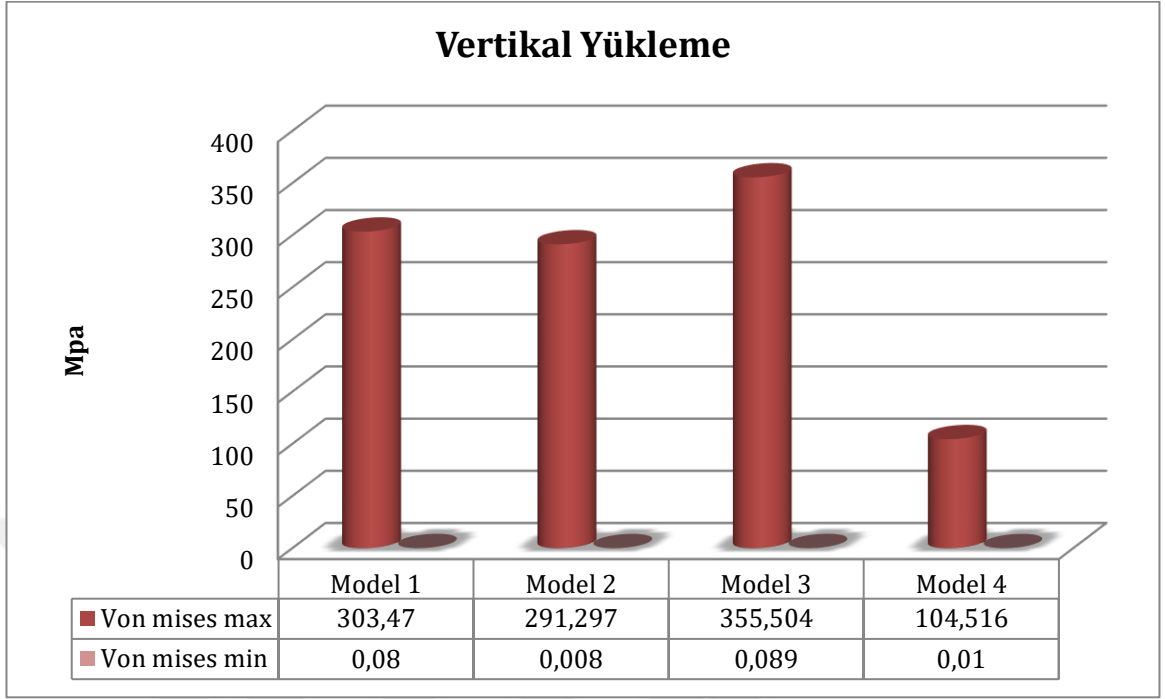
Şekil 6.4.1.49. Model 3 Dik Yükleme Protetik Unsurlar Von Mises



Şekil 6.4.1.50. Model 3 Dik Yükleme Metal Alt Yapı Von Mises



Şekil 6.4.1.51. Model 4 Dik Yükleme Protetik Unsurlar Von Mises



**Şekil 6.4.1.52.** Vertikal yükleme sonucu protez üzerinde oluşan maksimum ve minimum Von mises stres değerleri

Gruplar içinde gözlemlenen max değer dil plağı ve poliamid içerikli olan model 3 üzerinde 355,504 Mpa olarak ölçülmüştür. Bunu takiben model 1 (lingual bar-PMMA) 303,47 Mpa, model 2 (lingual bar ve poliamid) 291,297 Mpa ve en düşük değer model 4 (poliamid) 104,516 Mpa üzerinde meydana gelmektedir.

## 6.2. Lateral Yükleme Sonucu Oluşan Stres Bulguları

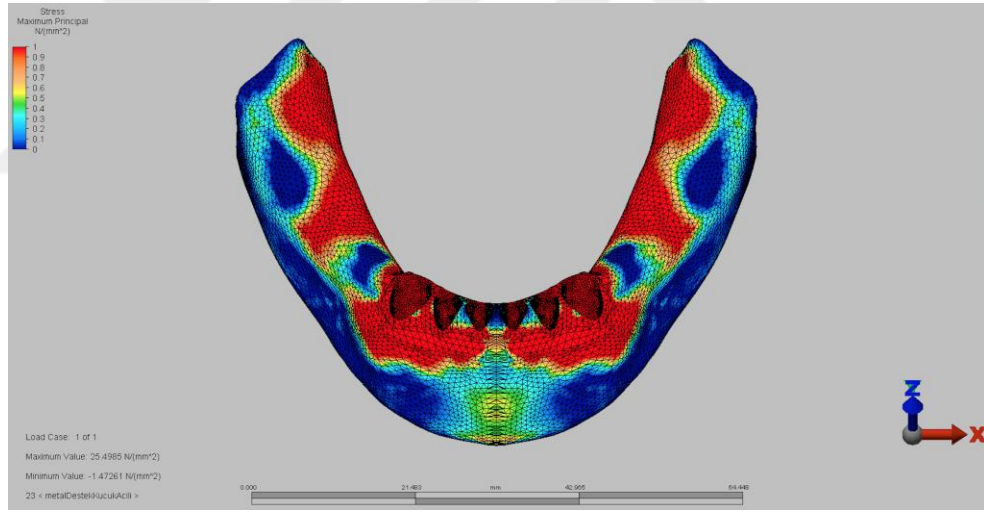
Mandibulanın fonksiyon esnasında lateral yönde yaptığı hareketler protetik planlamalar ve oklüzyon açısından oldukça büyük önem taşımaktadır. Lateral yükleme sonucunda dört çalışma modeli üzerinde meydana gelen maksimum ve minimum principle stres değerleri ve Von Mises değerleri ölçüm yapılan elemanlara göre farklılık göstermektedir.

Alt çene bölümlü protez üzerinde bulunan 1. Büyük azı dişlerinin mesiobukkal ve distobukkal bukkal tüberkül üzerine 30° lik bir açı ile her iki tüberküle de 150N'luk kuvvetler uygulanmıştır. Uygulanan kuvvet büyüklüğü ve uygulanan kuvvet noktaları çalışmamızdaki dört grup içinde aynıdır.

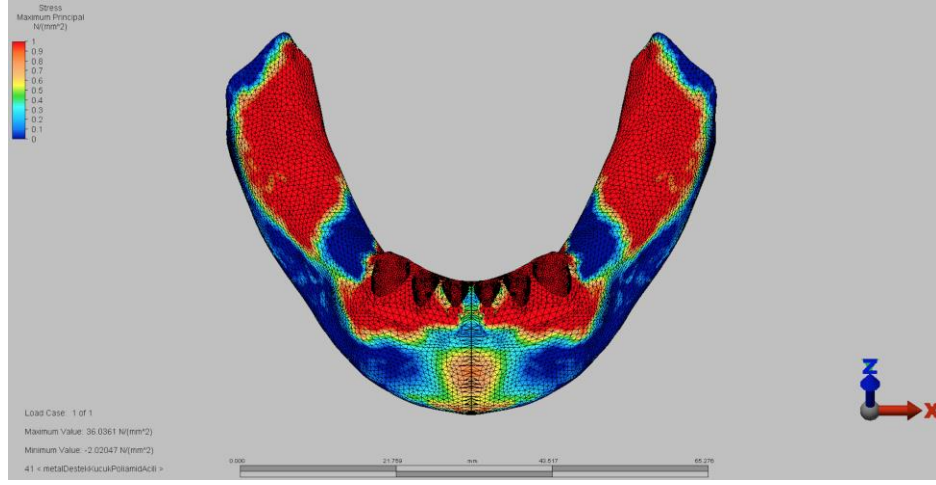
Vertikal yüklemde olduğu gibi destek dişler ve protetik yapılar üzerinde ortaya çıkan kuvvet büyüklükleri Von Mises skalasına göre değerlendirilirken; kortikal kemik ve spongiöz kemik üzerinde oluşan sıkışma ve gerilme stres tipleri Pmax ve Pmin skalalarına göre değerlendirilmiştir.

**Kortikal kemik bulguları:** Lateral doğrultuda uygulanan kuvvet sonucunda dişsiz sonlanan kortikal kemik ve destek dişlere komşu olan kortikal kemik üzerinde meydana gelen gerilme tipi stresler kendi grupları içerisinde karşılaştırılmıştır.

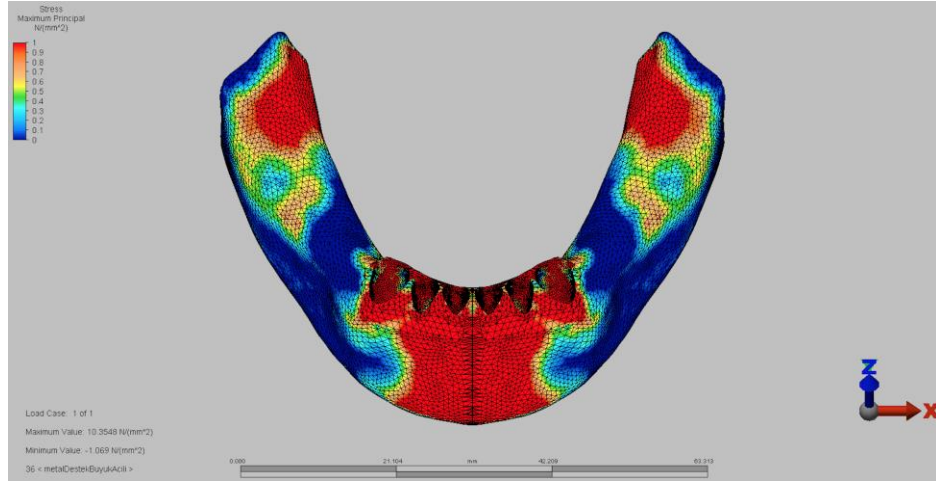
Kuvvet uygulama noktasının izdüşümü olan 36 ve 46 nolu dişler altında kalan dişsiz sonlanan kortikal kemik üzerindeki Pmax değeri en yüksek Model 2 (lingual bar ve poliamid) üzerinde 36,03 Mpa ölçülmüştür. Model 1 (lingual bar ve PMMA) 25,49 Mpa , model 4 (poliamid) 24,14 Mpa ve model 3 (lingual plak ve poliamid) 10,35 Mpa azalan sıralama ile birbirlerini takip etmektedir.



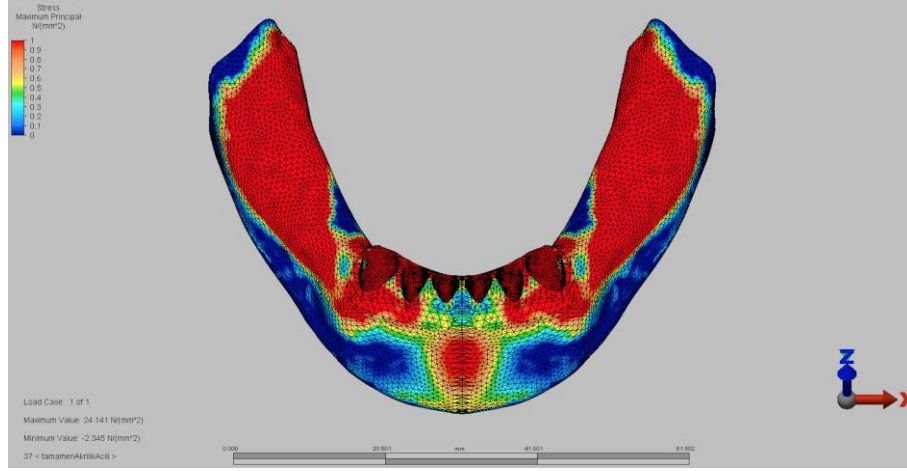
**Şekil 6.4.2.1.** Model 1 Açılı Yükleme Serbest Sonlanan Kortikal Kemil  
Princ. Max



**Şekil 6.4.2.2.** Model 2 Açılı Yükleme Serbest Sonlanan Kortikal Kemik Pric.  
Max.

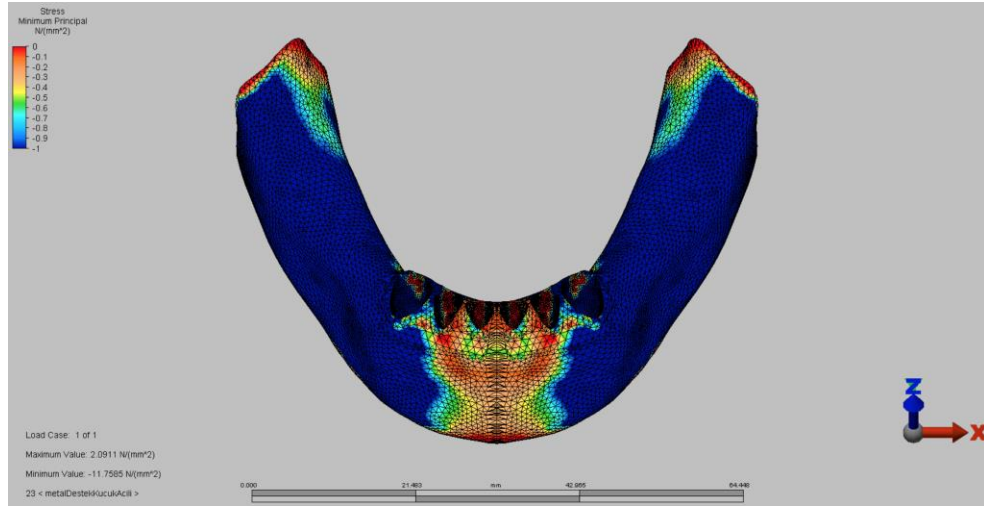


**Şekil 6.4.2.3.** Model 3 Açılı Yükleme Serbest Sonlanan Kortikal Kemik Prin.  
Max.



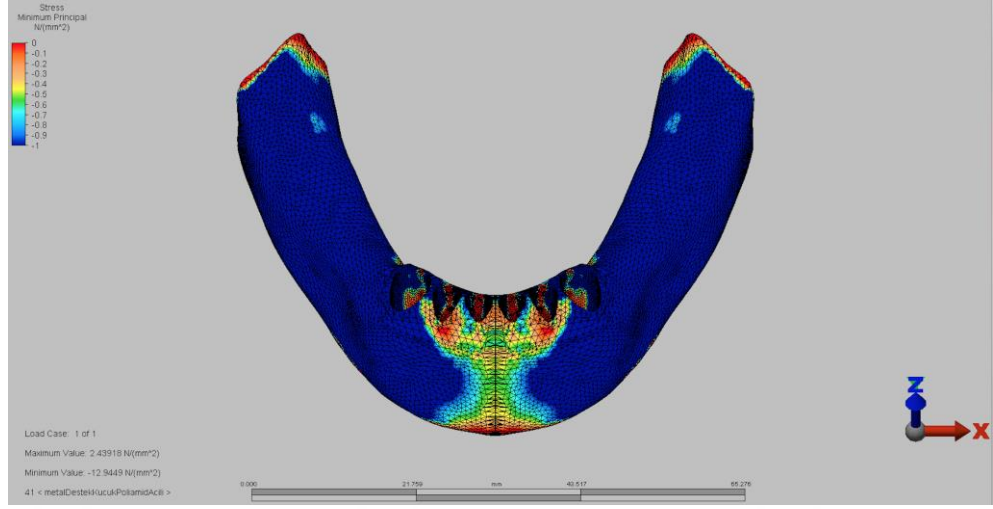
**Şekil 6.4.2.4.** Model 4 Açılı Yükleme Serbest Sonlanan Kortikal Kemik Pmax

Sıkışma tipinde ölçülen Pmin değerleri bakıldığında ise en yüksek değer Model 3 üzerinde -17,58 Mpa olarak görülmüştür. Model 2 (-12,94 Mpa), Model 4 (-11,89 Mpa) ve Model 1 (-11,75 Mpa) azalan değerler ile sıralanmaktadır.

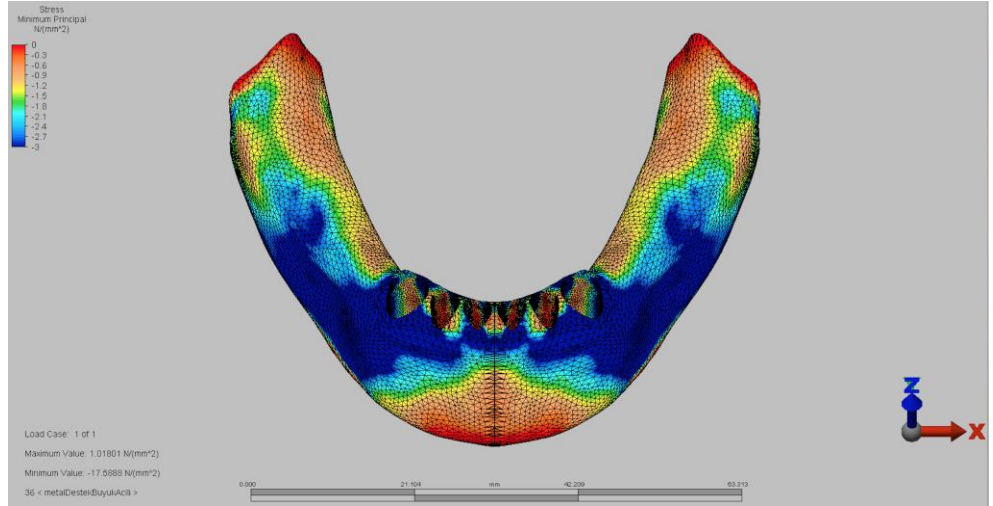


**Şekil 6.4.2.5.** Model 1 Açılı Yükleme Kortikal Kemik Minimum Principle Stres

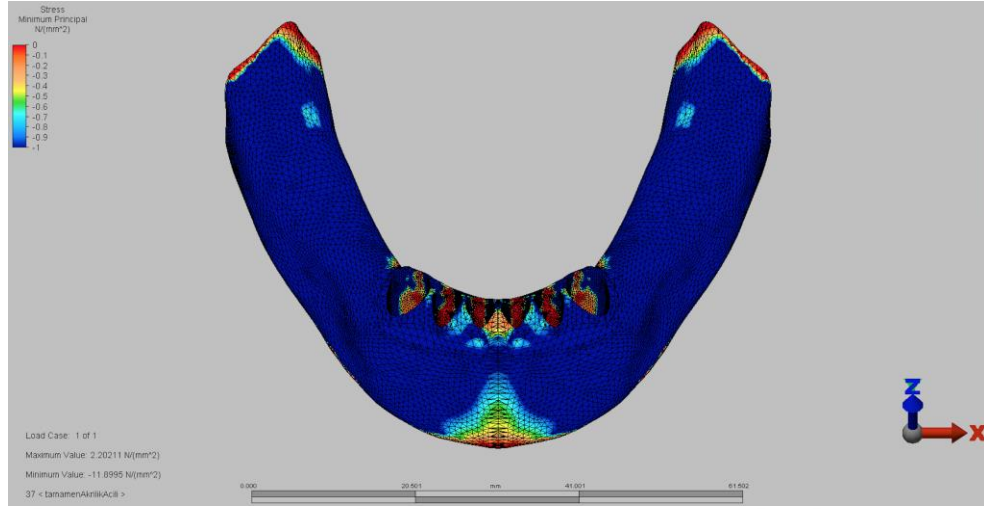




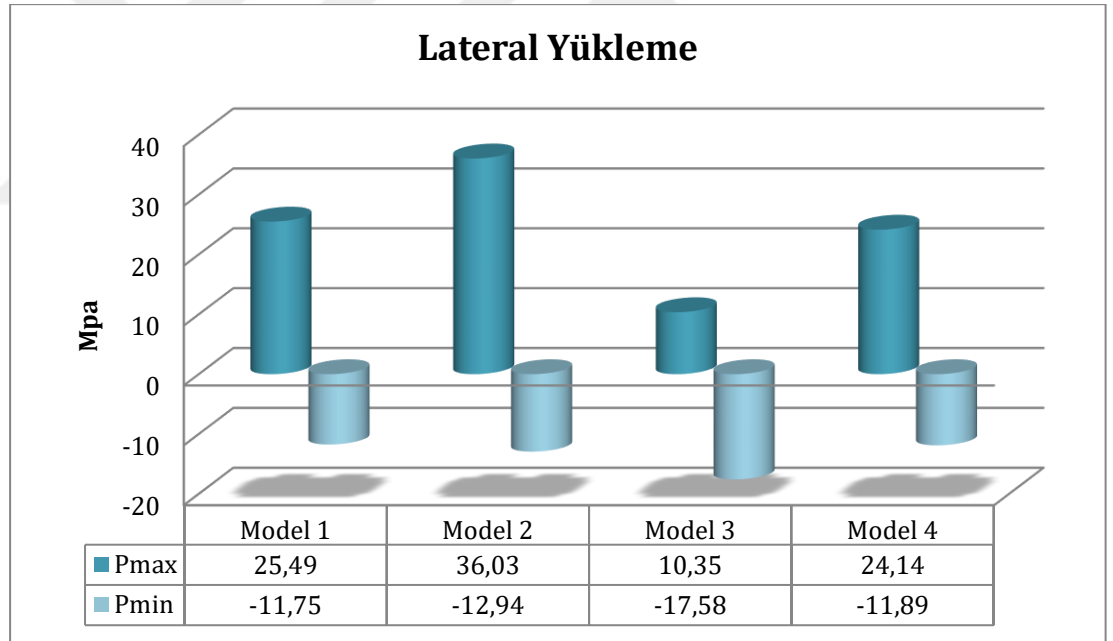
Şekil 6.4.2.6. Model 2 Açılı Yükleme Kortikal Kemik Princ. Min.



Şekil 6.4.2.7. Model 3 Açılı Yükleme Kortikal Kemik Princ. Min.

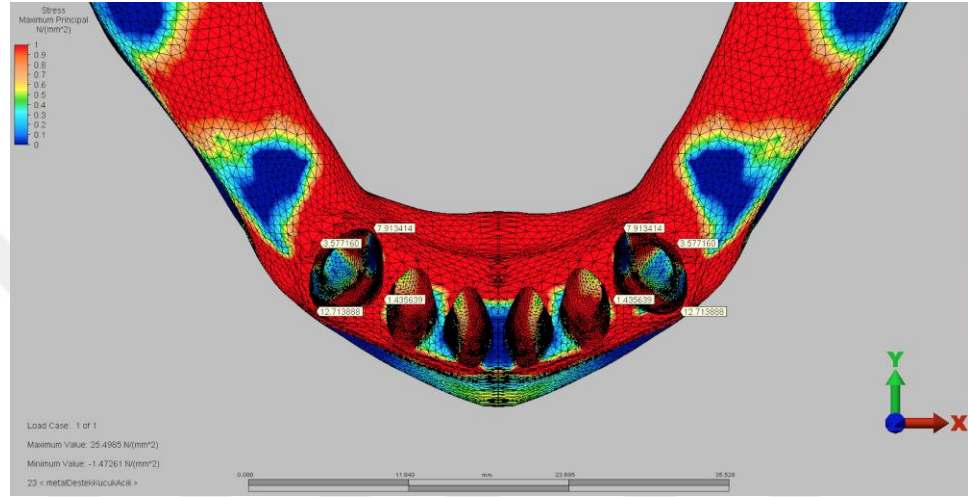


Şekil 6.4.2.8. Model 4 Açılı Yükleme Kortikal Kemik Princ. Min.

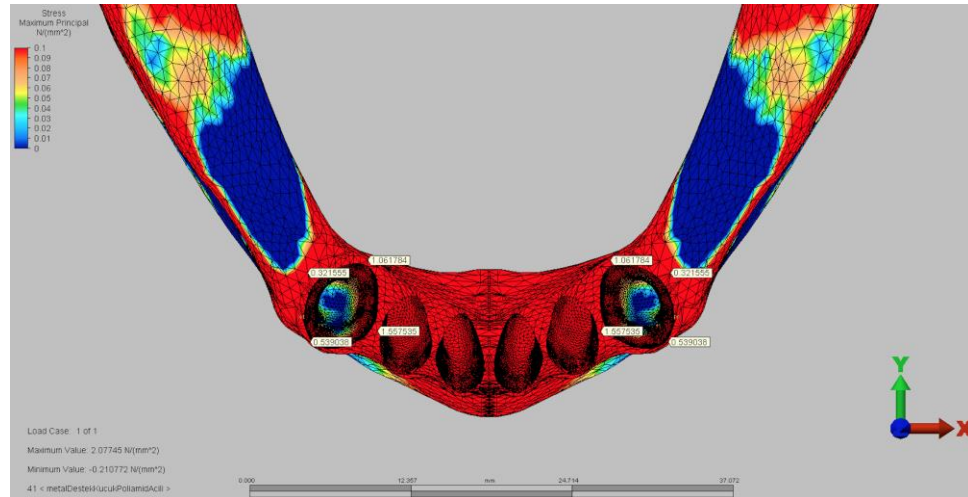


Şekil 6.4.2.9. Lateral yükleme sonucu dişsiz kortikal kemik üzerinde Pmax ve Pmin stres değerleri

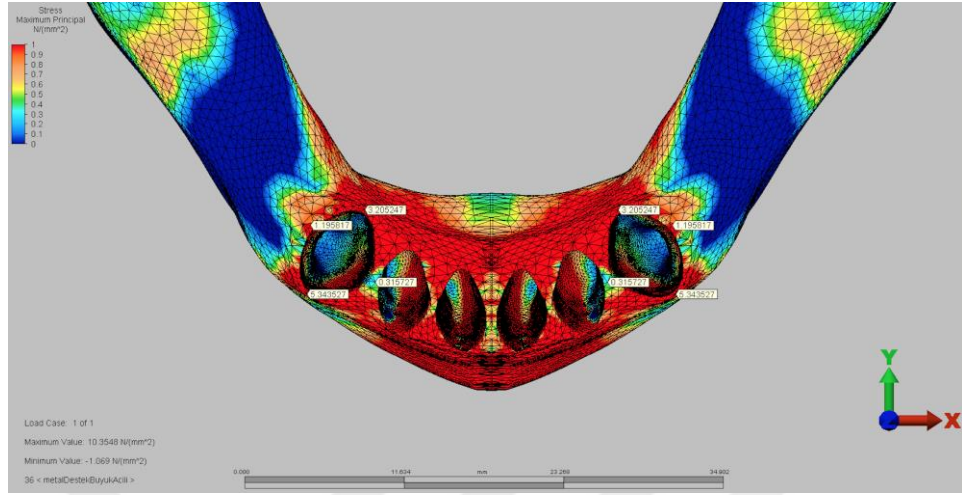
Terminal dişlere komşu olan bukkal kortikal kemik üzerinde meydana gelen Pmax değerlerini incelediğimizde 12,71 Mpa ile Model 1 (lingual bar ve PMMA) en yüksek değere sahip iken Model 2 (lingual bar ve poliamid) 9,62 Mpa, Model 4 (poliamid) 6,39Mpa ve Model 3 (lingual plak ve poliamid) 5,34 Mpa değerler ile sıralanmaktadır.



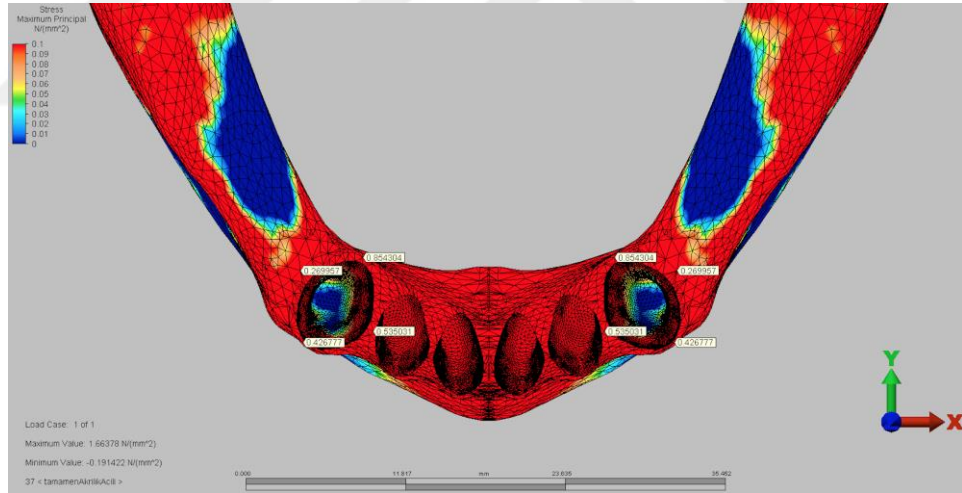
Şekil 6.4.2.10. Model 1 Açılı Yükleme Destek Diş Soket Kortikal Pmax



Şekil 6.4.2.11. Model 2 Açılı Yükleme Destek Diş Soket Kortikal Pmax

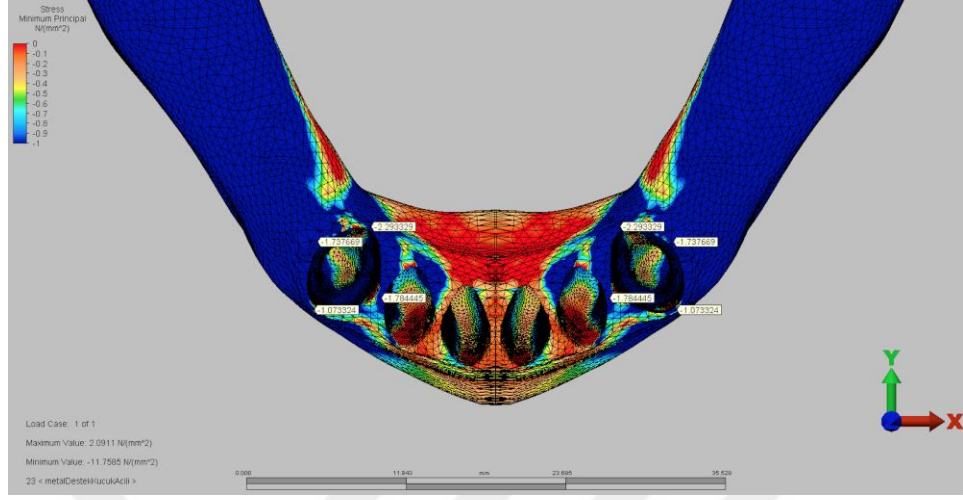


**Şekil 6.4.2.12.** Model 3 Açılı Yükleme Destek Diş Soket Kortikal Pmax

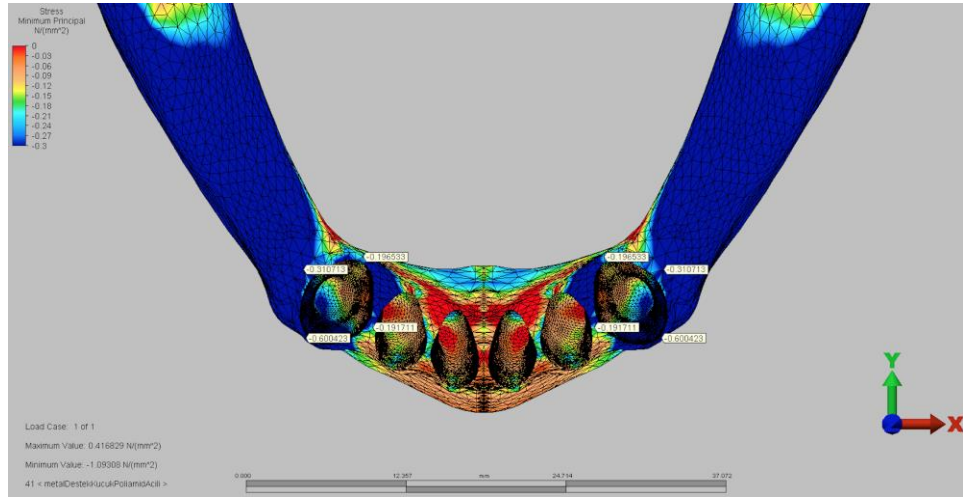


**Şekil 6.4.2.13.** Model 4 Açılı Yükleme Destek Diş Soket Kortikal Pmax

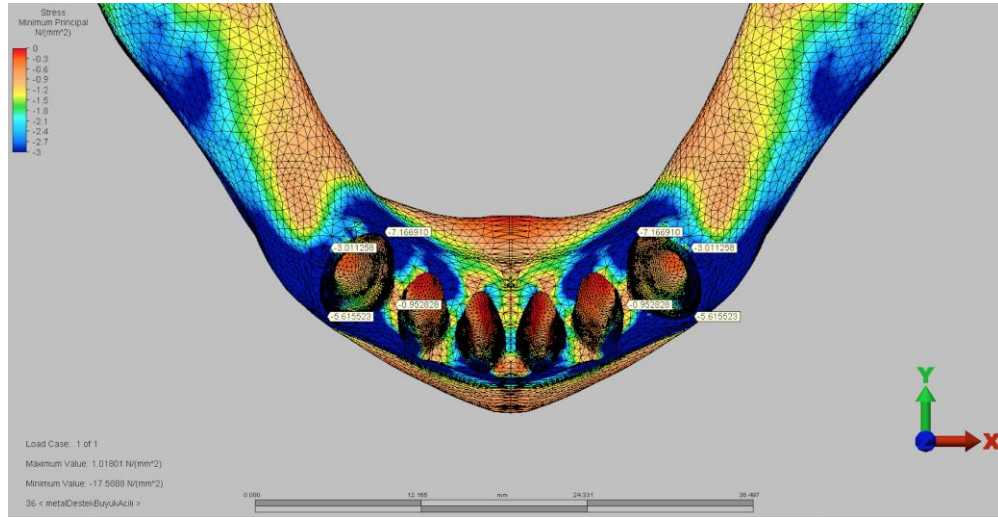
Şıkışma değerlerini gösteren Pmin skalasına baktığımız zaman lingual kortikal kemik üzerinde meydana gelen en düşük değer Model 3’de (lingual plak ve poliamid) -7,16 Mpa ölçülürken, Model 2 (lingual bar ve poliamid) -4,13 Mpa, Model 4 (poliamid) -2,98 Mpa ve Model 1 (lingual bar ve PMMA) -2,29 Mpa olarak azalan değerler ile sıralanmaktadır.



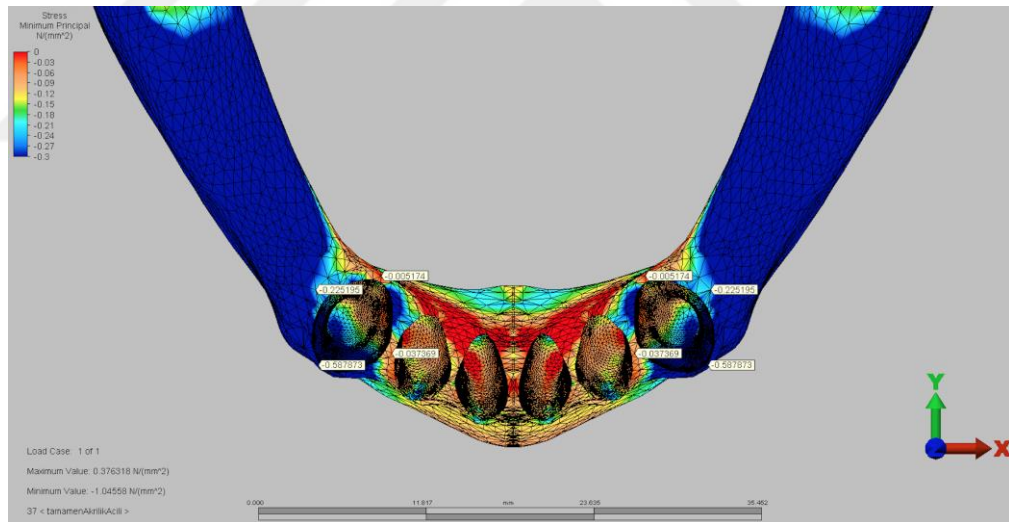
Şekil 6.4.2.14. Model 1 Açılı Yükleme Destek Diş Soket Kortikal Pmin



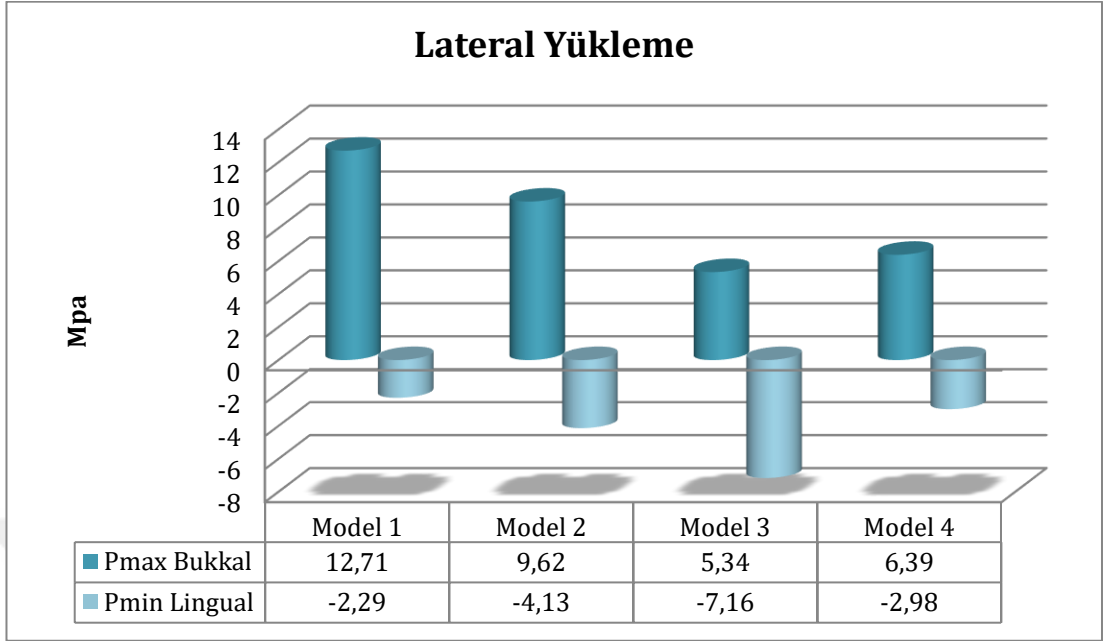
Şekil 6.4.2.15. Model 2 Açılı Yükleme Destek Diş Soket Kortikal Pmin



**Şekil 6.4.2.16.** Model 3 Açılı Yükleme Destek Diş Soket Kortikal Pmin



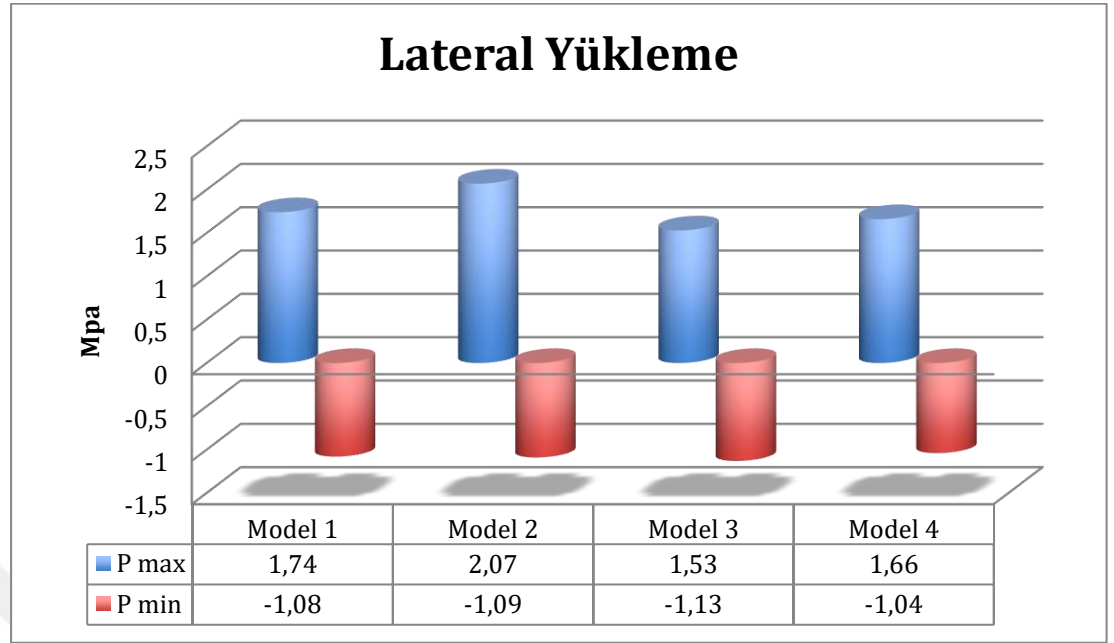
**Şekil 6.4.2.17.** Model 4 Açılı Yükleme Destek Diş Soket Kortikal Pmin



**Şekil 6.4.2.17.** Lateral yükleme sonrası destek diş bukkal kortikal kemik Pmax değerleri ve lingual kortikal kemik Pmin değerleri

**Spongioz kemik bulguları:** Serbest sonlanan bölgede protez üzerindeki kuvvet uygulama noktasının altında kalan iz düşüm bölgesinde spongioz kemik üzerinde ölçülen Pmax değeri en yüksek Model 2 (Lingual bar ve poliamid) üzerinde 2,07 Mpa ölçülürken, Model 1 (Lingual bar ve PMMA) 1,74 Mpa, Model 4 (Poliamid) 1,66 Mpa ve Model 3 (Lingual Plak ve poliamid) 1,53 Mpa dır.

Pmin değerlerine baktığımızda ise Model 3 -1,13Mpa, Model 2 -1,09 Mpa, Model 1 -1,08 Mpa ve Model 4 -1,03 Mpa olarak sıralanmaktadır.

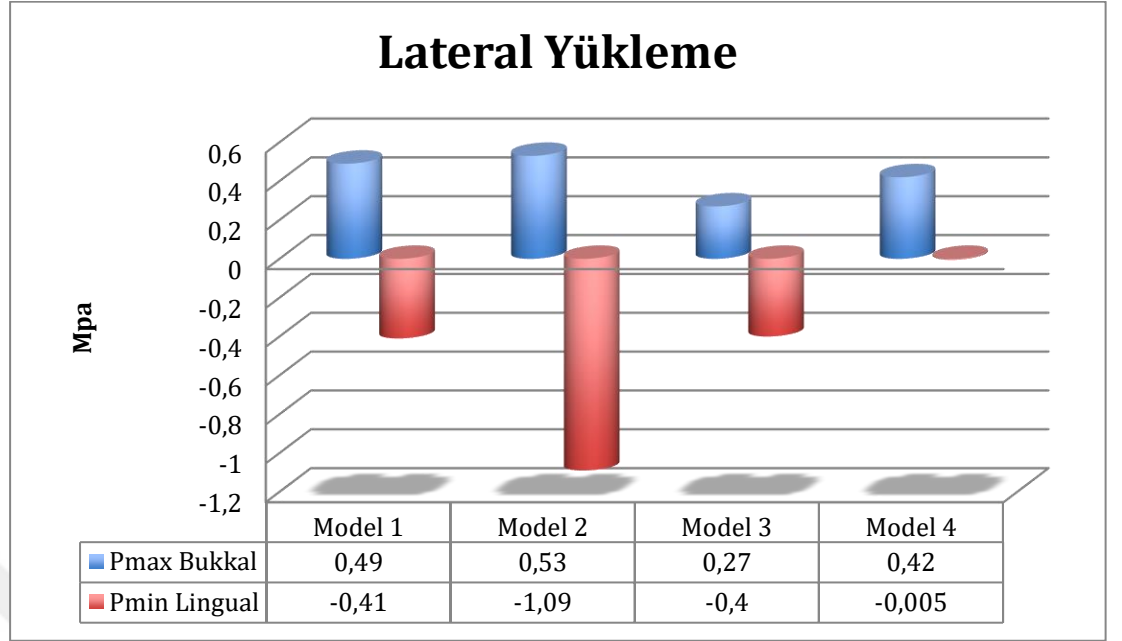


**Şekil 6.4.2.18.** Lateral yükleme sonrası dişsiz sonlanan spongiöz kemik üzerinde ölçülen Pmax ve Pmin stres değerler grafiği

Destek dişlere komşu spongiöz kemik üzerinde meydana gelen stresler bukkal yüzeyden ölçüm yapıldığında çıkan Pmax değerleri; Model 2 (lingual bar ve poliamid) 0,53 Mpa, Model 1 (lingual bar ve PMMA) 0,49 Mpa, Model 4 (poliamid) 0,42 Mpa ve Model 3 (lingual plak ve poliamid) 0,27 Mpa azalarak sıralanmaktadır.

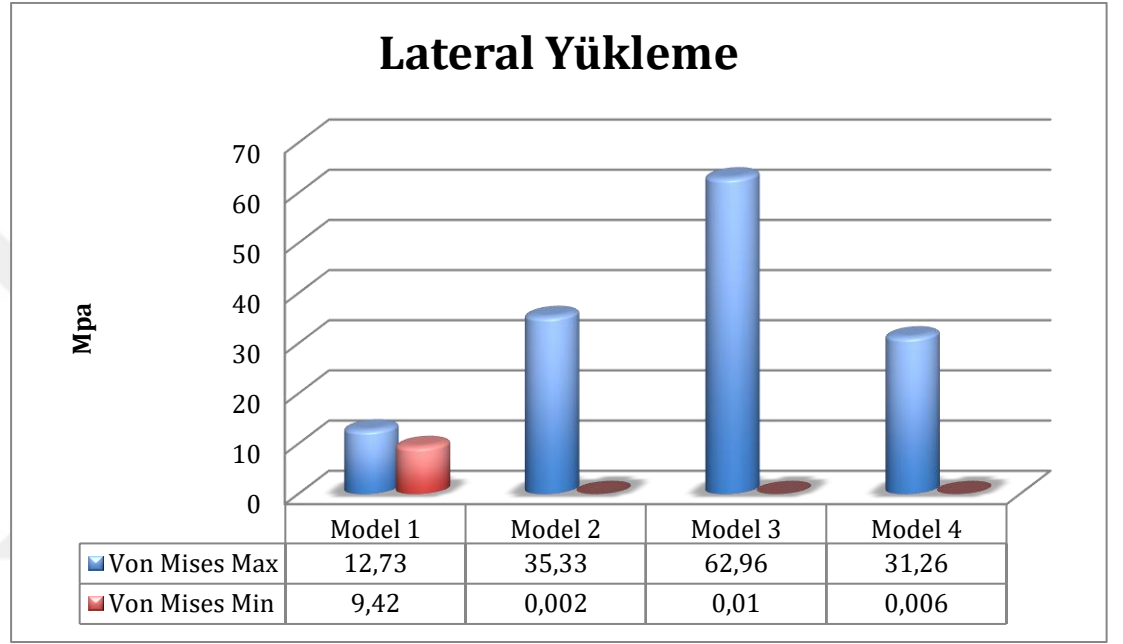
Pmin değerleri ise lingual yüzeyden ölçülmüştür. Model 2 (-1,09 Mpa), Model 1 (-0,41Mpa), Model 3 (-0,4 Mpa) ve Model 4 (-0,005 Mpa) olarak sıralanır.





**Şekil 6.4.2.19.** Lateral yükleme sonucu destek dişlere komşu spongios kemik üzerinde bukkal yüzeyde Pmax ve lingual yüzeyde Pmin stresler değeri grafiği

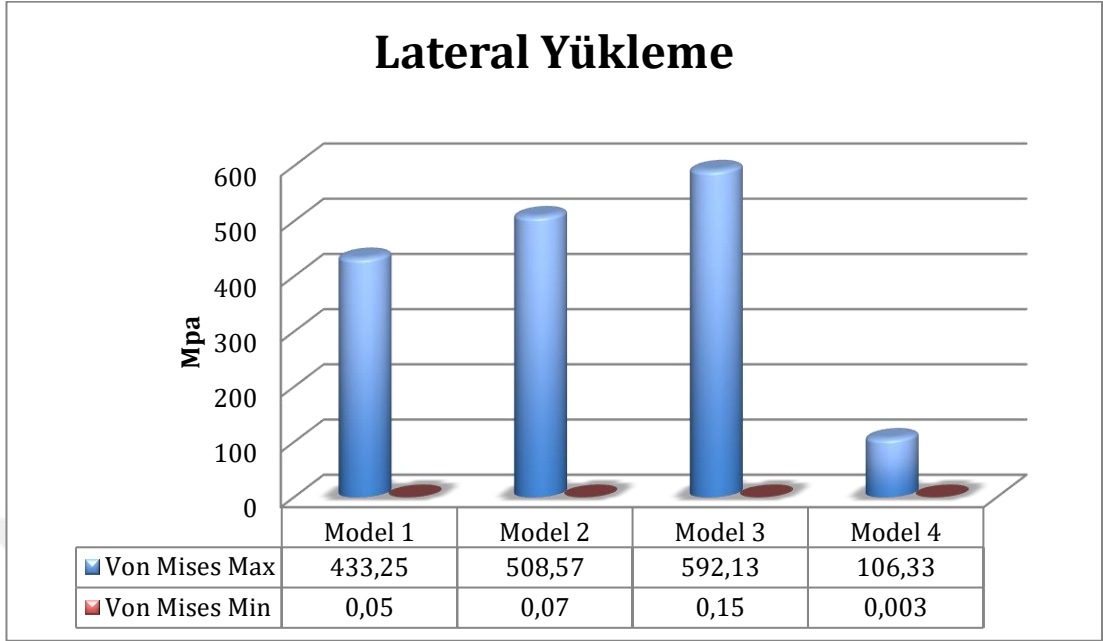
**Destek diş bulguları:** Lateral yükleme sonucu destek dişlerde meydana gelen Pmax stres değerleri Model 3 (lingual plak ve poliamid) 62,96 Mpa, Model 2 (lingual bar ve poliamid) 35,33 Mpa, Model 4 (poliamid) 31,26 Mpa ve en düşük değer Model 1 (lingual bar ve PMMA) 12,73 Mpa olarak sıralanmaktadır.



**Şekil 6.4.2.20.** Lateral yükleme sonrası destek dişler üzerinde ölçülen Von Mises stres değer grafiği

**Protez bulguları:** Lateral yükleme sonucu protetik parçalar üzerinde meydana gelen stres değerleri Von mises skalasına göre değerlendirilip, gruplar kendi aralarında karşılaştırılmıştır.

Protetik unsurlar model üzerinde çevre dokular ile bir bütün haline getirilip kuvvet uygulandığı zaman vertikal yüklemeye de olduğu gibi metal alt yapı olan modeller üzerinde stres birikimleri en çok metal mesh yapı üzerinde ve kuvvet uygulama noktası alanında gözlenmektedir.



**Şekil 6.4.2.21.** Lateral yükleme sonucu protez üzerinde meydana gelen Von Mises stres değerler grafiği

Von Mises skalasına göre maximum stres ölçümleri karşılaştırıldığında en yüksek değer Model 3 (lingual plak ve poliamid) 592,13 Mpa üzerinde oluşmaktadır. Model 2 (lingual bar ve poliamid) 508,57 Mpa, Model 1 (lingual plak ve PMMA) 433,25 Mpa ve Model 4 (poliamid) 106,33 Mpa olarak sıralanmaktadır.

Von Mises Min stres değerleri ise Model 3, Model 2, Model 1 ve Model 4 olmak üzere azalarak sıralanmaktadır.

## 7. TARTIŞMA

Uzun yıllardan beri diş eksikliği durumlarında hareketli bölümlü protez tedavisi uygulanan hasta sayısı oldukça yüksektir. Günümüzde gelişen teknolojiye rağmen farklı bir çok nedenlerden dolayı implant içeren sabit protetik tedavi uygulanamayan hastaların varlığı, hareketli bölümlü protezlerin (HBP) kullanım oranlarını arttırmaktadır (16,70,71,72).

Dişsiz sonlanan bölümlü protez vakalarında uygulanacak tedavi planlaması konusunda ortak fikirler mevcutken biyomekanik kurallar açısından araştırılması gereken en önemli unsurlardan biri de kullanılacak materyalin tercihidir.

Estetik konusu, özellikle protetik tedaviler olmak üzere diş tedavisi olan hastalar üzerinde büyük bir endişe ve beklenti konusudur. Yapılan diş tedavilerinde hasta memnuniyetini sağlayabilmek için estetik unsurlar dikkate alınmalıdır.

Klinik tedavilerde kullandığımız materyaller arasında metal içeriği olmayan restorasyonlar sıklıkla tercih edilmektedir. Örnek olarak günümüzde sıklıkla sabit protetik tedavi planlamalarında tam seramik restorasyonlar, metal destekli restorasyonlara alternatif olarak tercih edilmektedir (73,74,75).

Çalışmamızda alt çene bilateral serbest sonlanan bir vakada protetik planlama aşamasında ana bağlayıcı tipi ve protezin akrilik kısımlarında farklı materyaller kullanılarak yumuşak dokular, sert destek dokular ve protez üzerinde oluşan maksimum stres dağılımlarını inceleyerek günümüzde geliştirilip tekrar diş hekimliği piyasasına sunulan poliamidin (nylon) geleneksel hareketli bölümlü protez materyallerine alternatif olarak kullanılıp kullanılmayacağını inceledik.

Protetik tedavilerde tercih edilen materyaller çiğneme esnasında ortaya çıkan kuvvetler karşısında dayanıklı, çevre dokularla biyouyumlu ve görüntü açısından estetik olmalıdır (76,77).

Geleneksel yöntem ile üretilen hareketli bölümlü protezlerin büyük ve küçük bağlayıcıları, direkt ve indirekt tutucuları metal içeriklidir.

Kısmi dişsizlik durumlarında hastalar parsiyel hareketli protezlerin görünen

metal parçalarını hem psikolojik hem de estetik nedenlerden dolayı tercih etmek istemeyebilirler. Geleneksel olarak kroşeli hareketli bölümlü protezlere alternatif olarak özel ataşmanlı sistemlerden yararlanılmaktadır. Fakat bu durum için gerek uzmanlık gerektirmesi, gerekse diş dokusunun kaybına neden olması gibi durumlardan dolayı sıklıkla tercih edilmemektedir (78).

Günümüzde insanların yaşam şekillerinde meydana gelen değişiklikler ile birlikte konforun ve estetiğin öneminin farkına varılması, bireylerin ağız ve diş sağlığındaki tedavi seçimlerini ve beklentilerini etkilemiştir. Bundan dolayı estetik beklentisi yüksek olan diş kayıplı vakalarda protetik tedavi planlamasında metal alt yapıli hareketli bölümlü protezlerin yerine, metal kroşe içermeye esneyebilir bölümlü protezler tercih edilmeye başlanmıştır (79).

Hareketli bölümlü protezlerde Cr-Co alt yapılara bir seçenek olarak Ti alaşımlardan da yararlanılmaktadır. Maliyetin yüksek olması, estetik açıdan istenilen beklentiyi karşılayamaması, döküm sırasında iç yapıda hava boşluklarının meydana gelmesi ve üretim zorluğu gibi nedenlerden dolayı kullanımları yaygınlaşmamıştır (57,80,81,83,84).

Metal içermeyen hareketli bölümlü protezler ile ilgili yapılan araştırmalarda sıklıkla asetale resin (POM) ve poliamid (PA/Naylon) gibi termoplastik rezinler kullanılmaktadır (28,48).

Geleneksel yöntem ile üretilen metal kroşeli protezler ile termoplastik resin kroşeli protezlerin tutuculuğu ile bazı çalışmalar yapılmış olsada bu konu ile ilgili yeni araştırmalar gerekmektedir (84,85).

Kısmi dişsizlik vakalarında kullanılan hareketli bölümlü protezlerin metal kroşeleri yüksek dayanıklılık göstermesine rağmen metal içerikli materyallere karşı oluşan alerjik reaksiyonlar ve kötü görüntü nedeniyle, estetik görünümü yüksek ve biyouyumlu özelliklere sahip termoplastik resin materyalleri piyasaya sunulmuştur (25,47,80,86).

1950'li yılların başından beri Amerika Birleşik Devletlerinde metal elementi içermeyen hareketli bölümlü protezlerin üretimleri için poliamid reçineler (nylon) kullanılmaktadır.

2007 yılından beri Japonya da uygulanan protetik tedavilerde de farklı

termoplastik reçineler protez kaide materyali olarak kullanılmaktadır (77).

Reçine veya reçine ve metal kombinasyonu ile üretilen hareketli bölümlü protezlerin diş hekimliği alanında kullanımları hızla popülerlik kazanmaktadır. Hem konfor hem de estetik açıdan metal kroşeli geleneksel protezlere göre daha üstün olduğu savunulmaktadır (87).

Toplumda yaşayan insanların farkındalığındaki değişiklikler, protetik tedaviler sonucu kullandıkları protezleri takarken estetik açıdan daha güçlü beklenti ve taleplere yol açtı. Kullanım esnasında gözüken metal unsuzların yaşlanma ile ilişkilendirilmesi geleneksel bölümlü protezlerden kaçınmalara neden olmaktadır. Diş hekimleri hastalardan gelen bu talepleri karşılayabilmek adına termoplastik reçinelerden üretilen protezleri uygulamaktadır bu durum metal içermeyen bölümlü protezlerin popüleritesinde artışa neden olmaktadır (88).

Hareketli bölümlü protezlerin yapımında termoplastik rezinlerin kullanılması protez uzmanları tarafından belirlenen bazı sınırlanmalar söz konusu olmuştur (89).

Bunların başında gelen ilk unsur termoplastik rezin kullanılarak üretilen hareketli bölümlü protezlerin kroşe tasarımının, Japonya'da kullanılan geleneksel bölümlü protezlerin kroşe tasarımına uygun olmadığı düşüncesidir. Bu kroşe tasarımının kullanımı destek diş ve periodontal dokularında ve alveole kreti üzerinde ciddi sorunlara yol açabilmektedir (47).

Termoplastik rezin materyalleri için öne sürülen diğer dezavantajlar ise kroşelerde meydana gelen kırılmalar, sert ve pürüzlü yüzeylerin cilalanma zorluğu, protez kaidesinde renkleşme ve besleme ya da tamir zorluğudur (43).

Klinik çalışmaların sınırlı olması ile birlikte ağıza uyumlandırılan protezlerde bazı hastalarda çeşitli şikayetler meydana gelmektedir. Japan Protez Birliği termoplastik rezinlerin bölümlü protezlerde kullanılmasının estetik açıdan dış görünüm üzerinde avantajlara sahip olmasının yanı sıra yanlış hasta seçiminde uygulanan metal kroşesiz protezlerin alveol kreti üzerinde hasara yol açtığını ve aynı zamanda destek dişler üzerinde mobilite artışı gözlemlendiğini belirtmişlerdir. Bu protezlerin kullanım endikasyonları klinisyenler tarafından çalışılması gereken bir konu olarak belirtilmiştir (47).

Diğer bir yandan termoplastik rezin ile üretilen protezlerin, protetik diş tedavisi uzmanları tarafından genel bir adlandırılması henüz belirlenmemiştir. Genellikle flexible (esnek) protezler, kroşesiz protezler ve metal içermeyen protezler olarak adlandırılırlar. Son yapılan güncelleme ile protetik diş tedavisi sözlüğü 8. baskı içerisinde kroşesiz protezler (non-clasp denture) olarak adlandırılmıştır (90). Fakat protez kaidesi üzerinden dayanak dişe doğru uzanan ve retansiyonu sağlayan unsur kroşe görevi yapmaktadır. Bundan dolayı non-clasp terimi bir çok araştırmacı tarafından bu protezlerin tanımlanması için yeterli bulunmamıştır.

Bu süreç ışığında Klinik Kılavuz Komitesi (Clinical Guideline Committee) sosyal sigortalar ve diş hizmet problemleri komitesi (dental service problem committee) tarafından yöneltilen bir isteğe yanıt verdi. Başlangıç aşamasında PudMed ve Igaku Chuo Zasshi (ICHUSHI, Japan Medical Abstracts Society) üzerinde araştırmalar yapılarak çalışılmış olan güncel makaleler toplanmış fakat yapılmış olan çalışmaların sayılarının oldukça az olduğu gözlemlenmiştir. Termoplastik rezinlerin klinik olarak hareketli bölümlü protezlerde kullanımını inceleyen çalışmaya ait 2011 yılının Ağustos ayında basılan sadece bir makale bulunabilmiştir (91).

Geçmişten günümüze kadar uzanan süreçte protetik tedavilerin yapımında PMMA'nın kullanımı tercih edilmektedir. Kaide için kullanılan akrilik materyallerinde kendilerine ait birçok avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır (46).

Geleneksel protezler olarak adlandırdığımız akrilik içerikli protezlerde yaşanan problemlere baktığımız zaman, andırkat varlığında giriş yolu zorluğu, polimetilmetakrilatın sahip olduğu kırılma yapı nedeni ile protez kaidesinde kırılma ve çatlamların görülmesi, metilmetakrilatın monomer yapısının neden olduğu alerjik reaksiyonları söyleyebiliriz. Tercih edilen planlamalara göre uygun endikasyonlarda PMMA'nın yanında metal döküm ana bağlayıcı kullanarak defektlerin restorasyonu sağlanabilir (92).

Metal içermeyen restorasyonların kullanımı diş hekimliğinde gün geçtikçe popüler bir hal almaktadır. Sabit bölümlü protetik restorasyonlar için (SBP) metal içermeyen, tam seramik yapıda materyallerin kullanımına yönelik birçok teknolojik ekipman gelişmektedir. Metal desteksiz restoratif materyaller için çok sayıda klinik

ve laboratuvar araştırması yapılmış, yetersiz ve istenmeyen özelliklerin geliştirilmesi için farklı yöntemler denenmiştir. Günümüz klinik tedavilerinde tam seramik restorasyonlar birçok farklı vakada metal destekli sabit protezlere alternatif olarak tercih edilmektedir (93).

Geleneksel hareketli bölümlü protezlerin yapısal unsurları olan indirekt ve direkt tutucular, küçük ve büyük ana bağlayıcılar metal yapıdadır.

Artan estetik beklenti ile yeni metalsiz hareketli protezler planlamaları ile iskelet alt yapı asetale rezinden üretilip, protezin kaide kısmı akrilik rezin kullanılarak metal desteksiz olarak üretildiği gibi; esnek yapılı, poliamid rezinler kullanılarak suni dişler hariç tüm HBP yapısal unsurları metal içeriksiz elde edilebilir (94). Ancak bu ürünlerin geleneksel HBP'lere bir alternatif olup olmayacağı konusunda tartışmalar devam etmektedir (80).

Poliamid protez kaide malzemelerinin sahip olduğu en önemli avantaj estetikdir. Üretici firmalar tarafından çeşitli renkler sağlanmaktadır. Özellikle daha şeffaf bir seçim yapıldığında materyal, dişlerin veya mukozanın temel dokusunun rengini yansıtır. Bu sonuç, sırasıyla retansiyon için kullanılan kroşelerin ve protez materyalinin daha kabul edilebilir estetik bir görünümünü sağlar (44,95).

Bununla birlikte, bir poliamid protezin onarımı, PMMA protezlerinin onarımından daha zordur. Poliamid protez materyali kullanıldığında, düşen dişleri veya kroşeleri sabitlemek, kırıkları onarmak ve protezi beslemek zor ve pahalıdır. Çoğu zaman, yeni bir protez yapmak, poliamid yapılı bir protezi onarmaktan daha uygundur (96,97).

Esnek bir yapıya sahip olmasından dolayı poliamid materyali; mukoza destekli dişsiz alveol kemiği kısımlarında kaide olarak kullanılırken, periodontal sağlık durumunun kötü olduğu ya da estetiğin ön planda olduğu vakalarda kroşe yapımında tercih edilmesi avantaj sağlayabilir (19).

Diğer bir yandan bu tip polimerler üzerlerine gelen okluzal kuvvetleri direkt karşılayarak dikey boyutun devamlılığının korunmasını sağlayacak dayanıklı bir yapı özelliği göstermezler (88). Fakat yapılan bazı çalışmalar bu düşünce ile çatışır (98).



Çalışma modelimiz olarak alt çene Kennedy Class I vakasını kullanmamızın nedeni; yapılan klinik gözlemlere dayanarak en sık karşılaştığımız kısmi dişsizlik durumu olmasıdır.

Uzun dönem takiplerde hareketli bölümlü protezlerin başarısını etkileyen en önemli etkenler; destek dokuların ve destek dişlerin sağlıklı olması ve üzerlerine yapılacak protetik tedavilerin biyomekanik sınır kurallarına uyum sağlamasıdır (99).

Ağız içi ortamının biyofizyomekanik şartları karmaşık bir yapıya sahiptir. Çiğneme etkinliğini ve destek dokuları değerlendirdiğimiz zaman, hareketli bölümlü protezler diğer protetik tedavi seçeneklerine göre farklılık göstermektedirler (100).

Kısmi dişsizlik görülen hastalara uygulanan hareketli bölümlü protez planlamasında yer alan protetik unsurlar diş ve çevre dokular ile ilişkide olmasından dolayı diş hekimleri planlama yaparken biyomekanik prensipleri göz önünde bulundurmaları gerekir (101).

Hareketli bölümlü protez planlamasında periodontal ligament, kemik, dişler ve protetik unsurlar etkileşim içerisinde. Stomatognatik sistem bu etkileşim durumundan etkilenmektedir. Bundan dolayı planlanan protetik restorasyonların estetik ve fonksiyonel olması gerektiği gibi çevre dokular ile uyum sağlamalı ve çevre dokuları gelen yıkıcı kuvvetler karşısında korumalıdır (102,8).

Hareketli bölümlü protez planlaması yapılırken dikkat edilmesi gereken temel faktörler göz önünde bulundurulmaz ise alveol kemik yapısında yıkımlar, plak birikiminde ve diş çürüklerinde artış, periodontal hastalıklar, patolojik diş hareketleri ve TME rahatsızlıkları gibi durumlara yol açabilir (1).

Protetik tedavi öncesinde tıbbi ve dental anamnez iyi bir şekilde alınmalı ve bunu takiben radyografik ve klinik muayene ile hareketli bölümlü protez planlamasına dahil edilecek destek dişler ve çevre dokular dikkatlice değerlendirilmelidir (103,104).

Ağız ortamında dişler ve çeneler fonksiyon esnasında iken bazı kuvvetlerin etkileşimleri gözlenmektedir. Protetik planlama aşamasında statik ve biyomekanik ilkeler dengelenmelidir. Tedavi planlamasının sahip olması gereken temel prensip, gelen bütün kuvvet vektörlerini kompanse edebilecek veya en azından fizyolojik limitler dahilinde koruyabilecek teknik bir çözüm getirmek olmalıdır (68).

Doku ve diş destekli hareketli protezlerde, fonksiyon esnasında proteze, destek dokulara, tutucu parçalara ve destek dişler üzerine iletilen kuvvetlerin, bu kuvvetler karşısında protetik unsurların ve kemiğin yerdeğişiminin, sert ve yumuşak dokularda oluşan streslerin değerlendirilmesi, bununla birlikte diş destekli yapılarda periodontal ligamentten kaynaklanan biyomekanik farklılıkların değerlendirilebilmesi için farklı stres analiz yöntemlerinden yararlanılmıştır.

Stres analizi için kullanılan birçok yöntem mevcuttur ve bu analiz yöntemlerinin birbirlerine göre avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır (105).

Kırılğan vernik metodu kullanılarak yapılan çalışmalarda sayısal datalar elde edilmemektedir. Fotoelastik gerilme yöntemi kullanılarak yapılan analizlerde ise materyallerin mekanik özellikleri gerçeği yansıtmamaktadır. Gerinim ölçer analiz yöntemi sadece ölçümleri yapan uçların temas ettiği bölgelerde ölçüm yapar. Radyotelemetri ve lazer ışını yöntemleri uygulama zorluklarından dolayı sıklıkla tercih edilmezler.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde; bütün halindeki model parçalara ayrılarak her bir parça üzerinde analizler ile birtakım çözümlenmeler elde edilir ve bu çözümlenmeler matematiksel denklemler ile birleştirilerek sonuçlar değerlendirilir. Bu yöntemlerin birbiri arasındaki değerlendirmeler sonucunda sonlu elemanlar stres analizi metodunun, diğer metotlara daha üstün hale geldiği yapılan çalışmalarda belirtilmiştir (106,107).

Kullanılan analiz yöntemleri arasında gerinim ölçer yöntemi, fotoelastik yöntem ve sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (SESA) en çok tercih edilen yöntemlerdir. Geçtiğimiz 20 yıllık süreçte sonlu elemanlar stres analizi, diş ve diş çevresi kemikte oluşan stresleri ölçmede etkin bir yöntem haline gelmiştir (63).

SESA yöntemi gerinim ölçer ve fotoelastik kuvvet analizi yöntemleri ile karşılaştırıldığı zaman, SESA yönteminin daha pratik ve etkili bir analiz yöntemi olduğu görülmektedir (108).

SESA yönteminde; planlanan vakaları taklit edecek çalışma modelleri gerçeğe çok yakın şekilde tasarlanmaktadır. Matematiksel model bilgisayar ortamında elde edildiği için çıkan analiz sonuçları tekrar edilebilir niteliktedir. Uygulanan kuvvet koşulları gerçek verilere yakın seçilebilmekte ve analiz sonuçları kısa süre içerisinde

elde edilebilmektedir (109,110).

“Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi” adlandırması yeni olmasına rağmen, yöntemi oluşturan temel düşünce yıllar öncesinden günümüze kadar gelmektedir (111).

Çalışmamızda planlanan protetik tasarımların ve çevre dokuların biyomekaniğini değerlendirmede, sonlu elemanlar stres analizi yöntemini seçmemizin nedenleri; karmaşık geometrik yapılar ile materyal bilgilerinin doğru ve tam oluşturulabilmesi, gerektiği zaman modellerin modifiye edilebilmesi, stres değerlerinin hesaplanabilmesi ve anlaşılabilir sayısal sonuç değerleri elde edilmesidir. İn vivo testler üzerinde bu avantajların sağlanması zordur (110).

Dişlerin kemik yapısı içerisinde ve materyallerin kendi içinde sahip olduğu gerilim değerlerinin sayısal verilere dönüştürülebilmesi, gelen okluzal kuvvetlerin diş ve çevre dokular üzerine dağılımının ayrıntılı bir şekilde değerlendirilebilmesi için çalışmamızda sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde analizler 2 veya 3 boyutlu olarak sağlanabilmektedir. İki ve üç boyutlu modelleri kullanarak yapılan dental çalışmalarda, üç boyutlu modeller üzerinde incelenen gerilim dağılımlarının daha detaylı ve doğru değerlendirildiği belirtilmiştir. Bu sonuçlardan dolayı çalışmamızda üç boyutlu modeller kullanılmıştır (12,112).

Daha önceden yapılan araştırmalara baktığımız hareketli protezlerin biyomekaniğinin değerlendirilmesi için kullanılan analiz yöntemleri içinden 3D sonlu elemanlar stres analizinin, diğer analiz yöntemlerine göre daha iyi sonuçlar verdiği ve elde edilen sonuçlarının in-vitro çalışmalarda elde edilen değerlere yakın olduğu tespit edilmiştir (113).

Alt çene sınıf I vakalarda dokular ile protetik unsurlar arasında hiçbir zaman %100 lük bir temas söz konusu değildir. Sonlu elemanlar analiz yönteminde de bu durumu tam anlamıyla yansıtmak söz konusu olmadığı için daha önce yapılmış olan çalışmalarda da olduğu gibi çalışmamızda da periodontal ligament (PDL) hariç tüm faktörler izotropik, homojen ve lineer kabul edilmiştir. Periodontal ligamentin ise materyal yapısı izotropik ve hiperelastik olarak aktarılmıştır.

Yapılan araştırmalarda, anatomik yapıların ideale yakın şekilde modele aktarılması ile sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında daha net sonuçlar elde edilebileceği söylenmektedir. Bu durumun sağlanabilmesi için eleman ve düğüm sayısının minimum 30.000-200.000 arasında olması gerektiği vurgulanmaktadır. Eleman büyüklüğünün ise 150- 300  m. aralığında olması gerekmektedir. 300  m.'den daha byükle boyuta sahip elemanların varlığı yanıtıcı sonuçların çıkmasına neden olabileceği belirtilmiştir (114).

Çalışmamızda kullanılan 3D modellerin düğüm ve eleman sayısı yönünden diğer çalışmalara göre sayıca fazla olduğu görülmektedir.

Üç boyutlu stres analiz yönteminde diş, protez, yumuşak ve sert dokular gibi karmaşık yapı modelleri ile ilgili çözümler üretilirken birtakım varsayım ve tanımlamalar yapılmalıdır. Spongioz ve kortikal kemik kalınlıkları, protez ve doku arayüzü, modellerin eleman sayıları ve düğüm noktaları, sınır koşulları, çalışmada tercih edilen materyallerin mekanik özellikleri, uygulanan okluzal kuvvet değerleri bilgisayar ortamına aktarılmalıdır. Bu varsayımlar gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmesini etkilemektedir (63,115).

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile yapılan bilimsel araştırmalarda, kemik yapıların materyal özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilip, tanımlanır. Kullanılan malzemeler izotropik yapıda kabul edildiği zaman materyalin sahip olduğu özellikler her yönde aynıdır. Bu durumdan dolayı sadece 2 bağımsız materyal sabiti bulunmaktadır (elastiklik modülü, Poisson oranı).

Materyalin sahip olduğu özellikler ortotropik ve anizotropik olarak da tanımlanabilir. Ancak anizotropik materyalde değişik yönlerde llen farklı materyal özellikleri vardır, anizotropinin derecesine göre çok sayıda materyal sabiti ortaya çıkmaktadır. Materyal zellikleri ortotropik olarak tanımlandığı durumlarda ise oluşan streslerin izotropik tanımlamaya göre % 30 oranda fazla olacağı belirtilmiştir (116).

Sonlu elemanlar stres analizi araştırmalarına dişlerin, implantların, kortikal ve spongioz kemiğin, protetik unsurların, akriliklerin ve yumuşak dokuların sahip olduğu poisson oranı ve elastiklik modüllerini ifade eden genel bir tablo bulunmamaktadır (117).

İnsan mandibula kemiği 100N ile 2400N aralığında çiğneme kuvveti uygulayabilir. Çiğneme kuvvetinin çene kemiği üzerine etkisi; tüketilen gıdanın türü, kuvvetin uygulandığı bölge, karşıt okluzyon tipi gibi faktörlere bağlı olarak değişiklik gösterebilir.

Fonksiyon sırasında gözlemlenen ısırma kuvvetlerinin maksimum değerleri dental arkların farklı bölgelerinde çeşitlilik göstermesinin yanı sıra cinsler arasında ve kişiden kişiye değişebilmektedir. Bu nedenle sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak unilateral veya bilateral serbest sonlu hareketli bölümlü protezlerin incelendiği çalışmalarda araştırmacılar farklı kuvvet değerlerini kullanmışlardır.

1999 yılında Igarashi ve ark., tarafından yapılan in vivo çalışmada serbest sonlanan bölümlü protezler üzerinde destek dişlerin mobilitesi ve üzerine gelen stres dağılımı incelenmiştir. Ağız için yerleştirilen cihaz yardımı birinci büyük azı dişin santral fossasına 60N luk dik kuvvet uygulayıp stres dağılımına bakılmıştır (118).

Craig ve Farah I-bar kroşe kullanılan Kennedy I olgularda terminal diş ve çevre dokular üzerinde meydana gelen stres dağılımları incelerken, ikinci büyük azı dişlerin santral oluklarına 222N büyüklüğünde kuvvet uygulamışlardır (119).

2008 yılında Lee ve ark. yapmış oldukları çalışmada Kennedy CLII Mod I protez üzerindeki 1. Büyük azı dişinin santral fossasına 180 N luk kuvvet uygulayarak kuvvet kırıcılı ve rijit tasarımlar arasındaki farklılıkları fotoelastik stres analiz yöntemi ile karşılaştırmışlardır (120).

Birinci premolar dişlerden sonrası bulunmayan çift taraflı serbest sonlanan vakada Shahmiri ve ark. ikinci büyükazı diş bölgesine bilateral yerleştirilen birer adet implant ile desteklenen implant üzeri hareketli parsiyel protez üzerinde küçükazı ve büyükazı dişleri üzerine 120 N büyüklüğünde dik yönlü kuvvet uygulayarak protez alt yapısında meydana gelen deformasyonlar incelenmiştir (121).

Yukarıda bahsedilen daha önceki çalışmaları esas alarak araştırmamızda modeller üzerine; bilateral olarak iki farklı yönde alt birinci molar dişlerin santral fossalarına dik yönde 300N, mesiobukkal ve distobukkal tüberkül eğimlerine ise 30 derecelik açı ile 150N luk kuvvet uyguladık. Referans aldığımız çalışmalarda, çiğneme kuvvetlerinin dişler üzerine iletiildiği en yoğun bölgenin molar diş bölgeleri

olması ve alt çene serbest sonlanan vakalarda 150 ile 350 N arası kuvvetlerin uygulanmış olması çalışmamızda tercih ettiğimiz kuvvet miktarına rehber olmuştur.

Planlanan restorasyonların sahip olduğu model morfolojisine göre sonlu elemanlar stres analizinde yükleme noktaları değişiklik göstermektedir. Çalışma modelleri üzerinde meydana gelen stres konsantrasyonlarını doğru bir şekilde değerlendirebilmek için, ısırma hareketinin gerçek simülasyonu göz önünde bulundurulmalıdır. Bundan dolayı yükleme kuvvetleri ilk olarak restorasyon üzerine uygulanmalı ve daha sonra protetik unsurlar aracılığı ile diş ve çevre dokulara iletilmelidir.

Yükleme protokolü statik ya da dinamik olabilir. Dinamik yükleme daha gerçekçi sonuçlar vermesine rağmen sonuç analizlerinin hesaplanması zor olduğu için çalışmamızda da literatürlerdeki bir çok çalışma gibi horizontal ve oblik statik yükler uygulanmıştır.

Vertikal ve horizontal kuvvetlerin birleşimi ile ortaya çıkan oblik kuvvetler, vertikal doğrultudaki kuvvetlere göre daha net yıkıcı stres birikimi oluştururlar. Oblik kuvvetler ile yapılan yüklemelerde daha gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmektedir (122).

Hareketli bölümlü protezlerde bulunan ana bağlayıcılar protez üzerine gelen farklı doğrultudaki kuvvetlerindeki doğal dişler ve destek dokulara dengeli bir şekilde iletilebilmesi için rijit yapıda olmalıdırlar. Bu rijitlik özellikle doku desteklerinin daha fazla olduğu bilateral serbest sonlanan Kennedy CL I vakalarında önem kazanmaktadır (123).

Kemik yapılar üzerinde belirli sınırlar dahilinde uygulanan kuvvetler, kemik yapım ve yıkım aktivitesini dengede tutar. Mekanostat teorisi bu durumu açıklamaktadır. Kemik yapım ve yıkım oranlarının dengede kalması ile kemik seviyesi korunmuş olur.

Kemik doku üzerine fazla yük uygulanması durumunda yıkıcı aktivite oranı artar veya diş kayıpları meydana gelebilir. Diğer bir taraftan az miktarda yük gelmesi ise kullanılmama atrofisine neden olur (122,124).

Çalışmamızda daha önce yapılan araştırmalar incelenerek ana bağlayıcı çeşitleri lingual bar ve lingual plak olmak üzere farklı gruplandırılmıştır.

Yaptığımız çalışmanın amacı alt çene Kennedy I vakalar için planan farklı alt yapılara sahip protetik tedavilerin üzerine gelen fazla kuvvetlerin diş ve çevre dokularda oluşturacağı kuvvetlerin etkileri araştırmaktır. Elde edilen veriler doğrultusunda, diş ve çevre dokular üzerinde en az stresi oluşturacak tedavi yöntemleri belirlenmeye çalışılmaktadır.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde kuvvet in vivo uygulanamaz ve uygulanan kuvvet devamlılık göstermez. Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda kuvvetlerin ilk uygulandığı anda ki sert ve yumuşak doku üzerinde meydana gelen değişiklikler değerlendirilmiştir.

Araştırmamızda ise dik ve açılı yüklemelerde kaide materyallerinde ortaya çıkan Von mises gerilmelerinin gruplar arasındaki dağılımı Model 1, Model 2 ve Model 3 arasında birbirine yakın olmakla birlikte en düşük gerilmeler alt yapının ve tüm diğer protez bileşenlerinin poliamid olduğu Model 4 üzerinde, dik ve açılı yükleme sırasına göre 104,516 MPa ve 106,338 MPa olarak bulunmuştur. En yüksek gerilmeler ise alt yapının metal lingual plak olduğu Model 3 üzerinde sırasıyla dik yüklemelerde 355,504 MPa ve açılı yüklemelerde 592,131 MPa olarak gözlenmiştir. Açılı yükleme sonucu ölçülen değerler, dik yükleme sonucu ölçülen değerlere göre daha yüksektir.

Dik yükleme sonucunda dişsiz sonlanan kortikal kemik üzerinde biriken stres değerlerini incelediğimizde Model 3 (metal lingual plak-poliamid) en düşük değere sahip iken, destek diş üzerinde biriken stres değeri en yüksek ölçüldü.

Dik yükleme sonucunda dişsiz sonlanan kortikal kemik üzerinde biriken stres değeri en yüksek Model 2 (lingual bar-poliamid) üzerinde ölçülürken, destek diş üzerinde en düşük stres Model 4 (poliamid) üzerinde ölçüldü.

Sonuçlarımız Negretiu ve ark. (2007) ile Shahmiri ve ark. (2014) ninkilerle kıyaslandığında, çalışmamızda ana bağlayıcıda ortaya çıkan streslerin daha düşük olduğunu görmekteyiz. Ramakrishnan ve Singh' in 2010 yılında yaptıkları çalışmada elde ettikleri Von mises streslerinin ise bizim değerlerimizden oldukça düşük olduğu görülmüştür.

Kullandığımız farklı materyallerin standart esneme dayanımlarını (firma değerleri) araştırmamızda ortaya çıkan değerlerle karşılaştırdığımızda; hiçbir grupta

deformasyon gözlenmeyeceğini söyleyebiliriz.





## 8. SONUÇ VE ÖNERİLER

Alt çene bilateral serbest sonlanan vakada farklı protez tasarımı ve kaide materyalleri kullanımının ağız içinde bulunan dokular üzerinde meydana getirdiği maksimum ve minimum principal stres değerleri ile protetik unsurlar üzerinde oluşan Von Mises gerilme miktarlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile 3 boyutlu olarak değerlendirildiği çalışmamızın sonucuna baktığımızda;

1. Dişsiz sonlanan kortikal kemik üzerinde meydana gelen principle stres değerlerini kıyasladığımız zaman açılı yükleme sonucunda oluşan streslerin dik yükleme sonucu oluşan stres değerlerinden daha yüksek olduğu gözlenmiştir. En yüksek gerilme tipi kuvveti açılı yükleme esnasında Model 2 üzerinde 36,03 MPa ölçülürken en düşük değer dik yükleme esnasında Model 3 üzerinde 2,65 MPa olarak ölçülmüştür.

2. Bilateral dişsiz sonlanan kret üzerinde yüklemenin gerçekleştiği birinci molar diş hizasında açılı yüklemede sıkışma tipi kuvvetler etkinken, dik yükleme esnasında ise gerilme tipi kuvvetler etkindir. En yüksek ölçülen değer açılı uygulanan kuvvet ile birlikte Model 4 üzerinde 3,14 MPa olarak ölçülmüştür. Poliamid ve metal alt yapı içermeyen grubumuzda rijit bir alt yapı olmadığından çiğneme kuvvetlerinin direkt kemiğe iletildiği düşünülmektedir.

3. Destek diş etrafında ki soket içerisinde yer alan kortikal kemik stres değerlerine baktığımız zaman sıkışma tipi kuvvetlerinin gerilme kuvvetlerine göre daha etkili olduğunu söyleyebiliriz. Soket içerisinde ölçülen en yüksek principle max. değeri 12,71 MPa olup açılı yüklemede Model 1 üzerinde bukkal kemik yüzeyinde meydana gelmektedir.

4. Terminal dişler üzerinde açılı yükleme sırasında oluşan kuvvetler dik yükleme sonucunda oluşan kuvvetlerden daha etkindir. Destek diş olan kanin diş üzerinde meydana gelen stres birikimleri kroşenin geldiği bukkal yüzde, soket

içerisinde de bukkal ve palatinal kök apekslerinde ortaya çıkmıştır.

5. Kortikal kemik üzerinde oluşan maksimum asal gerilme değerleri göz önüne alındığı zaman açılı yükleme sonucunda Model 3 (lingual plak + poliamid) üzerinde 17,58 MPa olarak ölçülmektedir. Kemikte biriken stres değerleri herhangi bir rezorbsiyona yol açmamaktadır.

6. Kortikal ve spongios kemik üzerinde oluşan maksimum principal stresler, özellikle dişsiz sonlanan kret üzerinde retromolar bölgelerinde, dişler etrafında yer alan soket üzerinde ve protezin distolingual bölgeleri altında kalan alanlar kret üzerinde gözlenmektedir.

7. Kortikal ve spongios kemik üzerinde oluşan minimum principal stres değerlerine baktığımızda ise en yüksek gerilme kuvvetlerinin olduğu noktalar kuvvetin uygulandığı birinci molar hizasındaki kret üzerinde gözlenmiştir.

8. Vertikal yükleme sonucu kortikal ve spongios kemik üzerinde meydana gelen maksimum principal sıkışma kuvvetleri çoğuklukla Model 1 çalışma grubunda gözlemlenirken, Model 2 çalışma grubu ise ikinci sırada yer almaktadır.

9. Terminal diş etrafındaki soket içerisinde bulunan kortikal ve spongios kemik üzerinde meydana gelen sıkışma stresleri en az Model 4 çalışma grubunda gözlenmektedir. Metal alt yapı içermeyen poliamid grubunda proteze gelen vertikal okluzal kuvvetlerin terminal dişler etrafında ki stres birikimleri diğer gruplara göre daha azdır.

10. Protetik unsurlar üzerinde biriken Von Mises stres değerlerine baktığımızda ise vertikal ve lateral yüklemeler sonucunda max değerler Model 3 (lingual plak + poliamid) üzerinde (355,5 MPa) ve (592,13 MPa) olarak ölçülmüştür. Vertikal yüklemelerde Model 1 (303,47 MPa) değeri ile ikinci sırada yer alırken, lateral yüklemelerde ise Model 2 (291,2 MPa) değeri ile sıralamada yer almaktadır.

11. Dik yükleme sonrası dişsiz sonlanan kortikal kemik üzerinde biriken stres değerlerini incelediğimizde en düşük Model 3 (lingual plak-poliamid) üzerinde

ölçüldü. Metal alt yapı kullanılmayan Model 4 (poliamid) belirgin bir farklılık olmaması ile birlikte Model 3 'e göre daha yüksek stres değeri gösterdi. Bilateral dişsiz sonlanan vakalarda destek dişlerin durumu göz önünde bulundurularak, dil plağı ve poliamid kullanımı tercih edilebilir.

12. Dik yükleme sonucu protetik unsurlar üzerinde biriken Von Mises stres değerleri Model 3 (355,504 MPa) üzerinde en yüksek ölçüldü. En düşük değer ise Model 4 üzerinde (104,516 MPa) gözlemlendi.

13. Dik yükleme sonucu destek dişler üzerinde ölçülen Von Mises stres değerlerine bakıldığında en yüksek 15,813 MPa ile Model 3 üzerinde, en düşük stres değeri ise 6,081 MPa ile Model 4 üzerindedir. Metal alt yapı kullanılmadan elde edilen hareketli bölümlü protezler destek dişler üzerinde daha az yıkıcı kuvvete neden olmaktadır. Lingual bar ve poliamid kullanımı ikinci bir tedavi seçeneği olarak düşünülebilir.

## 9. KAYNAKLAR

1. Ulusoy, M., Aydın, K. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara: 94-904, 2003.
2. Gunne, J., Astrand, P., Lindth, T., Borg, K., Olsson, M. Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: A 10-year report. *Int. J. Prosthodont.*, 12(3): 216- 221, 1999.
3. Çalikkocaoğlu S. Dişsiz hastaların protetik yönden değerlendirilmesi. 5. Baskı, İstanbul: Quintessence Yayıncılık, 37-50, 2010.
4. Kratochvil FJ, Caputo AA. Photoelastic Analysis Of Pressure On Teeth And Bone Supporting Removable Partial Dentures. *J Prosthet Dent.* ;32(1):52– 61, 1974.
5. Kümbüloğlu, Ö., Özkan, Y.K., Arda, T., Özcan M. Retention and Deformation of Cobalt-Chromium and High-Impact Polyamide Clasps. *Meandros Med Dent J.* ;19:25–31, 2018.
6. 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. doi:10.1046/j.1365-2842.1998.00293.x
7. Kim D, Park C, Yi Y, Cho L. Comparison of cast Ti-Ni alloy clasp retention with conventional removable partial denture clasps. *J Prosthet Dent.* ;91(4):374–82, 2004.
8. Zlataric DK, Celebic A, Valentic-Peruzovic M, Jerolimov V, Panduric J. A survey of treatment outcomes with removable partial dentures. *J Oral Rehabil.*;30(8):847–54, 2003.
9. McCabe J, Walls A. *Applied Dental Materials*. 9. baskı. Blackwell Publishing, Oxford, pp 20-150, 2008.
10. Carr AB, Brown DT. *McCracken's Removable Partial Prosthodontics: Eleven Edition*. Mosby, St Louis; pp 25-31, 2005.
11. Vallittu PK, Kokkonen M. Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. *J Prosthet Dent.*;74(4):412–9, 1995.
12. Assuncao, W.G., Tabata, Barao, Rocha, E.P . Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *J. Oral Rehabil.*, 35(10): 766-774, 2008.
13. Souza JE de A, da Silva NRFA, Coelho PG et al. Retention strength of cobalt-chromium vs nickel-chromium titanium vs Cp titanium in a cast framework association of removable partial overdenture. *J Contemp Dent Pract.*;12(3):179–86, 2011.
14. Tosun T., Serbest Sonlanan Alt Çenelerde Pitt-Easy Bio-Oss İmplantları Üzerine Yapılan İmplant- İmplant Destekli Köprü Protezlerinin Sonlu

- Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Biyomekanik Açından İncelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 1997.
15. Carr AB, Brown DT. McCracken's removable partial prosthodontics. 12. baskı. Mosby, St. Louis;. pp 1-385, 2011.
  16. Carr AB, Brown DT. McCracken's removable partial prosthodontics: eleven edition. McCracken's Removable Partial Prosthodontics: Eleven Edition. Mosby, St Louis; . pp 25-31, 2005.
  17. De Paula G.A., Da Mota A.S., Moreira A.N., De Magalhaes C.S. , Cornacchia T.P., Cimini JR, C.A. . The effect of prosthesis length and implant diameter on the stress distribution in tooth-implant-supported prostheses: A finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 27(3):19-28, 2012.
  18. Ferrario, V. F., Sforza, C., Miani, A., & Serrao, G. (1992). Kinesiographic three-dimensional evaluation of mandibular border movements: A statistical study in a normal young nonpatient group. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(4), 672–676. doi:10.1016/0022-3913(92)90385-n
  19. Saito M, Oguma H. Questionnaires for patients' satisfaction with a super-polyamide denture in a clinic. *J Esthet Dent*; 22:60–4, 2009.
  20. Shahmiri, R., Das, R., Aarts, M.J., Bennan, V. Finite element analysis of an implant assisted removable partial denture during bilateral loading: Occlusal rests position. *J. Prosthet. Dent.*, 112(5): 1126-1133, 2014.
  21. Alsheghri AA, Alageel O, Caron E et al. An analytical model to design circumferential clasps for laser-sintered removable partial dentures. *Dent Mater.* ;34(10):1474–82, 2018.
  22. Suzuki T, Shimpo H, Kitano N, Sato M, Kawai Y, Kanki Y, et al. A questionnaire survey on the thermoplastic dentures. *Ann Jpn Prosthodont Soc* ;3:133 [special issue; in Japanese], 2011.
  23. O'BRIEN, W.J. . *Dental Materials and Their Selection*. 3rd Ed., Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, USA, Ch: 6, 2006.
  24. Çömlekoğlu, M.E., Dündar, M., Güngör, M.A., Aladağ, A., Artunç C. Dişhekimliğinde Alerji: Döküm Alaşımları, Polimerler ve Seramikler. *EÜ Dişhek Fak Derg.*;29(2):81–92, 2008.
  25. Tannous F. Retentive Forces and Fatigue Resistance of Thermoplastic Resin Clasps. PhD Thesis, Christian-Albrechts-Kiel University, Kiel; pp 6-40, 2013.
  26. Toksavul, S., Yılmaz G. Bölümlü Protezler. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları No:16*, ss 6-116, İzmir, 2002.
  27. Cehreli M C, Iplikcioglu H. In vitro strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. *Implant Dent* ;11:286, 2002.
  28. Itoh, H., Baba, K., Aridome, K., Okada, D., Tokuda, A., Nishiyama, A., Miura, H., Igarashi, Y . Effect of direct retainer and major connector designs on RPD

- and abutment tooth movement dynamics. *J. Oral Rehabil.*, 35(11): 810–815, 2008.
29. Mechanical and thermal properties of polyamide versus reinforced PMMA denture base materials; 5(2):153-60, 2013.
  30. Ohkubo C, Yatabe M, Arita M. Present status and clinical problems of non-metal clasp dentures—can it become one choice for prosthetic rehabilitation? *Ann Jpn Prosthodont Soc*; 4:63–4 2012.
  31. Anusavice K.J. *Philips' Science of Dental Materials*. 11. baskı. Saunders,; pp 563-617, Toronto, 2003.
  32. Vermeulen AHBM, Keltjens HMAM, Van't Hof MA, Kayser AF. Ten-year evaluation of removable partial dentures: Survival rates based on retreatment, not wearing and replacement. *J Prosthet Dent.*; 76(3):267–72, 1996.
  33. Vaillancourt, H., Pilliar, R.M. and McCammond, D. .Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(3), 351-359, 1996.
  34. Ebrahimi F. Finite element analysis-new trends and developments, *Intech*, s:5-20, 2012.
  35. Donald A.NitkinDDS, M., Evaluation of alternative alloys to type III gold for use in fixed prosthodontics. *The Journal of the American Dental Association*1976. 93(3): p. 622-629.
  36. Wieckiewicz M, Opitz V, Richter G, Boening KW. Physical properties of polyamide-12 versus PMMA denture base material.;1–8, *Biomed Res Int*. 2014.
  37. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dent Mater*. 2012;28(3):273–8.
  38. Hargreaves AS. Nylon as a denture-base material.;22(4):122-128, *Dent Pract Dent Rec* 1971.
  39. Çalikkocaoğlu, S. . Tam Protezler: Polimerizasyon ve Polimerizasyon Yöntemleri. 4. Baskı, Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği, İstanbul, Bölüm: 11. Can ve Akaltan, 2014
  40. Çalikkocaoğlu, S. . Diş hekimliğinde maddeler bilgisi, 3. Baskı, T.C. Yeditepe Üniversitesi Yayınları, İstanbul, Bölüm: 3, 2000.
  41. Craig, R.G. . *Restorative Dental Materials*. 10th Ed., Mosby, St. Louis, Ch: 21-28, 1996.
  42. Phoenix RD, Mansueto MA, Ackerman NA, Jones RE. Evaluation of mechanical and thermal properties of commonly used denture base resins.;13(1):17–27, *J Prosthodont*. 2004.
  43. Rao, S. S., . *The Finite Element Method in Engineering Second Edition*, Pergamon Press, Oxford, 1938.

44. Negrutiu, M., Sinescu, C., Romanu, M., Pop, D., Lakatos, S. . Thermoplastic resins for flexible framework removable partial dentures. *TMJ*, 55(3): 295-299, 2005.
45. Arikan A, Ozkan YK, Arda T, Akalin B. An in vitro investigation of water sorption and solubility of two acetal denture base materials. 13(3):119–22, *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2005.
46. Wu, J.C., Latta, G.H., Wicks, R.A., Swords, R.L., Scarbecz, M. . In vitro deformation of acetyl resin and metal alloy removable partial denture direct retainers. *J. Prosthet. Dent.*, 90: 586-590, 2003.
47. Takabayashi Y. Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures. *Dent Mater J.* ;29(4):353–61, 2010.
48. Kesim B. Hareketli Bölümlü Protezlerde Temel İlkeler. Quintessence Yayıncılık, İstanbul; . ss 4-68, 2010.
49. Castleberry DJ. Philosophies and Principles of Removable Partial Overdentures. *Dent Clin North Am.* ;34(4):589–92, 1990.
50. Hayran, Y. . Kopolimer Akrilik Rezinlerin Fiziksel ve Biyolojik Özelliklerinin İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2011.
51. Sonugelen, M., Artunç C. Ağız Protezleri ve Biyomekanik. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları no:17, İzmir; . ss 53-119, 2002.
52. Davenport JC, Basker RM, Heath JR, Ralph JP, Glantz PO. Retention. *Br Dent J.* ;189(12):646–57, 2000.
53. Chu CH, Chow TW. Esthetic designs of removable partial dentures. *Gen Dent.* ;51(4):322–4, 2003.
54. Taguchi Y, Shimamura I, Sakurai K. Effect of buccal part designs of polyamide resin partial removable dental prosthesis on retentive force. *J Prosthodont Res* ;55(1): 44-47, 2011.
55. Katsumata Y, Hojo S, Hamano N et al. Bonding Strength of Autopolymerizing Resin to Nylon Denture Base Polymer. *Dent Mater J.* ;28(4):409–18, 2009.
56. Igarashi, Y., Ogata, A., Kuroiwa, A., Wang, H.C. . Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: An in vivo study. *J. Oral Rehabil.*, 26(2): 111–116, 1999.
57. Van Noort R. Introduction to Dental material. 2. baskı. Mosby, St Louis, ; pp 221-30, 2002.
58. Craig, R.G. . Restorative Dental Materials. Ninth ed., St. Louis: Mosby Year Book Inc, pp 180-93.
59. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi* ;11:18-23, 2010.

60. Eskitaşçıoğlu G, Yurdukoru B. Dişhekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. A Ü Diş Hek Fak Derg; 22:201-5, 1995.
61. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. Quintessence Int (Berl). ;27(6):401–8, 1996.
62. Mackerle, J. Finite Element Modelling and Simulations in Dentistry: A Bibliography. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering; 7: 277- 303, 2004.
63. Glossary of prosthodontic terms. 8th edition. J Prosthet Dent ;94:1–85, 2005.
64. Eskitaşçıoğlu ve Yurdukoru, Porselen İncelemlerde Oluşan Stresin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile İncelenmesi. A.U- Diş Hek. Fak. Derg. 31( 2) 85- 96, 2004
65. Mc Givney, G P, Castleberry, D J.: Mc Crackens Removable Partial Prosthodontics, Mosby, St. Louis, Mis.souri, 1994.
66. Rodrigues RCS, Ribeiro RF, De Mattos MDGC, Bezzon OL. Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures. J Prosthet Dent. ;88(3):290–6, 2002.
67. Maietta, S., De Santis, R., Catauro, M., Martorelli, M., & Gloria, A. (2018). Theoretical Design of Multilayer Dental Posts Using CAD-Based Approach and Sol-Gel Chemistry. Materials, 11(5), 738. doi:10.3390/ma11050738
68. Graber G. Color Atlas of Dental Medicine 2: Removable Partial Dentures. Medical Publishers, Newyork, ABD.
69. Ito M, Wee AG, Miyamoto T, Kawai Y. The combination of a nylon and traditional partial removable dental prosthesis for improved esthetics: A clinical report. J Prosthet Dent. ;109(1):5–8, 2013.
70. Duran I. Dişhekimliğinde Metal Alaşımları. Türkiye Klin J Prosthodont.; 3(3):164–9, 2017.
71. Kajima Y, Takaichi A, Nakamoto T et al. Fatigue strength of Co-Cr-Mo alloy clasps prepared by selective laser melting. J Mech Behav Biomed Mater. ;59:446–58, 2016.
72. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. 4. baskı. Quintessence Publishing, Chicago; . pp 21-240, 2008.
73. Craig, R.G., Farah, J.W. . Stresses from loading distal-extension removable partial dentures. J. Prosthet. Dent. 39(3): 274-277, 1978.
74. Craig, R.G., Powers, J.M., Wataha, J.C. . Dental Materials: Properties and Manipulation. 8th Ed., Mosby Inc., St. Louis, Missouri, Ch: 13, 2004.
75. Dally JW and Riley WF. Experimental stress analysis.2nd ed. McGraw Hill publishing co., London, 1962.



76. Arda T, Arikan A. An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps. *J Prosthet Dent.* ;94(3):267–74, 2005.
77. Pardo-Mindan S, Ruiz-Villandiego JC. A flexible lingual clasp as an esthetic alternative: A clinical report. *J Prosthet Dent.* ;69(3):245–6, 1993.
78. Bohnenkamp DM. Removable partial dentures: Clinical concepts. *Dent Clin North Am.* ;58(1):69–89, 2014.
79. Douglass CW, Watson AJ. Future needs for fixed and removable partial dentures in the United States. *J Prosthet Dent.* ;87(1):9–14, 2002.
80. Geng, J.P., Keson, B.C.T., Liv, G.R. . Application of finite element analysis in implant dentistry. A review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, 85(6): 585-598, 2001.
81. Tylman S.D. *Theory and Practice of Crown and Fixed Partial Prosthodontics.* 10. baskı. Mosby, St Louis; . pp 873-886, 1970.
82. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent.* ;87(4):351–63, 2002.
83. Yunus N, Rashid AA, Azmi LL, Abu-Hassan MI. Some flexural properties of a nylon denture base polymer. *J Oral Rehabil.* ;32(1):65–71, 2005.
84. Logan DL. *First course in the finite element method* 5th edition, Nelson Education Ltd, s. 1-27, 2007.
85. Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young’s modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech.* ;26(2):111–9, 1993.
86. Frost, H.M. . The mechanostat: a proposed pathogenic mechanism of osteoporoses and the bone mass effects of mechanical and nonmechanical agents. *Bone Miner*, 2(2), 73-85, 1987.
87. T. Ö. Kümbüloğlu and A. User, “Hareketli Protezler İçin Yarı Esneyebilir Özellikte Yeni Bir Protez Kaide Materyali: Deflex.,” *Dental Laboratuvar Dergisi*, no.14, pp.46-50, 2007.
88. Lee, H., Wu, H., Wang, C.H., Lan, H.T., Du, K.J. . Biomechanical analysis of distal extension removable partial dentures with different retainers. *J. Dent. Sci.*, 3(3): 133-139, 2008.
89. Osada H. Shimpo H. Hayakawa T. Ohkubo C. Influence of thickness and undercut of thermoplastic resin clasps on retentive force. *Dent Mater J.* ;32(3):381–9, 2013.
90. Graber G. *Color Atlas of Dental Medicine 2: Removable Partial Dentures.* Medical Publishers, Newyork, ABD, 1988.
91. Sandu, L., Faur, N., Bortun, C. . Finite element analysis of stres distribution in the cast clasps, direct retainers of a removable partial denture. *TMJ*, 53(4): 264-266, 2003.

92. Anusavice, K.J. . Philips' Science of Dental Materials, Elsevier Science Ltd., 12th Ed., St. Louis. Ch: 4, 2012.
93. Craig R G, Farah J W. Stress from loading distal extension removable partial denture. *J Prosthet Dent* ;39:274, 1978.
94. Yoda N, Yokoyama M, Adachi G, Takahashi M, Sasaki K. Evaluation of the retentive force of a b-type Ti-6Mo-4Sn alloy wire clasp. *Int J Prosthodont.* ;23(1):38–41, 2010.
95. T. Suzuki H, Shimpo N, Kitano M, Sato Y, Kawai Y, Kanki et al. A questionnaire survey on the thermoplastic dentures. *Ann Jpn Prosthodont Soc* ;3:133, 2011.
96. Igarash Y, Ogata A, Kuroiwa A, Wang C H. Stress distribution and abutment tooth mobility of distal extension removable partial dentures with different retainers: An in vivo study. *J Oral Rehab*; 26:111, 1999.
97. Menicucci, G., Mossolov A., Mozzati M., Lorenzetti M., Preti G. . Toothimplant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin. Oral Implants Res.*, 13: 334-341, 2002.
98. Phillips' science of dental materials / Kenneth J. Anusavice, Chiayi Shen, H. Ralph Rawls.—12th ed, pp 210-226.
99. Niinomi M. Recent Biocompatible Metallic Materials. İçinde: *Structural Biomaterials for the 21st Century*. TMS, Warrendale, pp 3-14, 2001.
100. Verri, R.F. ., Pellizzer, P.E., Pererira, A.J., Zuim, J.R.P. . Evaluation of bone insertion level of support teeth in class I mandibular removable partial denture associated with an osseointegrated implant: A study using finite element analysis. *Implant Dent.*, 20(3): 192-201, 2011.
101. Çalikkocaoğlu S., Bölümlü Protezler, 3.Baskı, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayını, İstanbul; 369-374, 417-432, 1996.
102. Behr M, Zeman F, Math D, Passauer T. Clinical Performance of Cast Clasp-Retained Removable. *Int J Prosthodont.* ;25(2):138–45, 2012.
103. Detolla, D.H., Andreana, S., Patra, A., Buhite, R., Comella, B. . The role of the finite element model in dental implants. *J. Oral Implantol.*, 26: 77-81, 2000.
104. Hamanaka I, Takahasashi Y, Shimizu H. Mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins. *Acta Odontol Scand* ;69:75–79, 2011.
105. Bilgin M Selim. Post kor sistemlerinin fraktür analizi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, Konya 2008.
106. Balathioğlu A. Akriklık Kaideli Ve Yumuşak Astarlı Tam Protezlerde Ve Destek Dokularında Gerilme Dağılımlarının Üç Boyutlu Sonlu Eleman

- Gerilme Analizi İle İncelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul. 2000.
107. Turner JW, Radford DR, Sherriff M. Flexural properties and surface finishing of acetal resin denture clasps. *J Prosthodont.* ;8(3):188–95, 1999.
  108. Sato Y, Tsuga K, Abe Y, Asahara S, Akagawa Y. Analysis of stiffness and stress in I-bar clasps. *J Oral Rehabil.* ;28(6):596–600, 2001.
  109. Farah ve ark., 1988, Clelland ve ark, 1991, Ko ve ark.,1992, Hart ve ark., 1992, Meijer ve ark, 1993, Teixeira ve ark. 1998, Sato ve ark. 1999a, Sato ve ark. 1999.
  110. Negrutiu M, Sinescu C, Romanu M, Pop D, Lakatos S. Thermoplastic Resins for Flexible Framework Removable Partial Dentures. *Timisoara Med J.* ;55(3):295–9, 2005.
  111. Reddy JC, Chintapatla SB, Srikakula NK et al. Comparison of Retention of Clasps Made of Different Materials Using Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Clin Diagnostic Res.* ;10(5):13, 2016.
  112. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *J Dent.*; 36:463-71, 2008.
  113. Donovan TE, Derbabian K, Kaneko L et al. Esthetic considerations in removable prosthodontics. *J Esthet Restor Dent.*; 13(4):241–53, 2001.
  114. Fitton JS, Davies EH, Howlett JA, Pearson GJ. The physical properties of a polyacetal denture resin. *Clin Mater.* ;17(3):125–9, 1994.
  115. Kraft J. Support of removable partial dentures in situations with a unilaterally missing canine and a curved edentulous ridge. *J Prosthet Dent.* ;77(1):86–9, 1997.
  116. Güleryüz A. Konus Kronlara Gelen Eğimli Kuvvetlerin Fotoelastik Stres Analizi Yöntemi ile in vitro Olarak İncelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; . ss 15-21, 2003.
  117. Richter, E.-J., Orschall, B., & Jovanovic, S. A. (1990). Dental implant abutment resembling the two-phase tooth mobility. *Journal of Biomechanics*, 23(4), 297–306. doi:10.1016/0021-9290(90)90057-a
  118. İnan M. Cisimlerin mukavemeti. İstanbul: Birsen Yayınevi, 1984.
  119. CRAIG, R.G., PEYTON, F.A. . Restorative Dental Materials. 9th Ed., The C.V. Mosby Comp., St. Louis, 1993.
  120. Lekha K, Roseline M, Savitha N, Nadiger R. Acetal resin as an esthetic clasp material. *J Interdiscip Dent.* ;2(1):11, 2012.
  121. Shillinburg, H.T., Hobo, S., Whitsett, L.D., Jacobi, R. and Brackett, S.E., 1999
  122. Benoit, A., Mustafy, T., Londono, I., Grimard, G., Aubin, C.E. and Villemure, I. . In vivo dynamic compression has less detrimental effect than

- static compression on newly formed bone of a rat caudal vertebra. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 16(3), 211-220, 2016.
123. Joshi A, Douglass CW, Feldman H, Mitchell P, Jette A. Consequences of success: Do more teeth translate into more disease and utilization? *J Public Health Dent.* ;56(4):190–7, 1996.
  124. Fueki K, Ohkubo C, Yatabe M et al. Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin-Part I: Definition and indication of non-metal clasp dentures. *J Prosthodont Res.* ;58(1):3–10, 2014.
  125. Bates JF. The mechanical properties of the cobalt-chromium alloys and their relation to partial denture design. *Br Dent J.* ;119:389–96, 1965.
  126. Eto, M., Wakabayashi, N., Ohyama, T. . Finite element analysis of deflections in major connectors for maxillary RPDs. *Int. J. Prosthodont.*, 15(5): 433-438, 2002.
  127. O'Brien, W. J. . *Dental materials and their selection*. Hanover Park, IL: Quintessence Pub. Co. pp 146-157, 2008.
  128. Ulusoy M. Aydın K. Bölümlü Protezler, Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 37-41, 1988.
  129. Zitzmann NU, Marinello CP. Treatment plan for restoring the edentulous maxilla with implant-supported restorations: Removable overdenture versus fixed partial denture design. *J Prosthet Dent.* ;82(2):188–96, 1999.