



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI TİP VE AĞIRLIKTAKİ ALTYAPI
MATERYALLERİ İLE OLUŞTURULAN
İMLANT ÜSTÜ PROTEZLERİN KUVVET
ALTINDA İMLANT, ABUTMENT, VİDA,
PROTEZ VE KEMİKTE OLUŞTURDUĞU
STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR
STRES ANALİZ YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

Oğuzhan GÖMLEKSİZ

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ

TRABZON-2022



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI TİP VE AĞIRLIKTAKİ ALTYAPI
MATERYELLERİ İLE OLUŞTURULAN
İMLANT ÜSTÜ PROTEZLERİN KUVVET
ALTINDA İMLANT, ABUTMENT, VİDA,
PROTEZ VE KEMİKTE OLUŞTURDUĞU
STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR
STRES ANALİZ YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ**

Oğuzhan GÖMLEKSİZ
ORCID: 0000-0003-2281-9730

UZMANLIK TEZİ

Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ
ORCID: 0000-0002-4563-7035

TRABZON-2022

ONAY

Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi
Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi’... hazırladığı “.....
.....
.....” başlıklı tez Tıpta
Ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam
ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oy birliği ile Uzmanlık Tezi olarak kabul
edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:

Prof. Dr. Fatih Mehmet Korkmaz

Prof. Dr. Sedanur TURGUT

Doç. Dr. İpek Şatıroğlu Çağlar

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak hazırlanarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

09/09/2022

Oğuzhan GÖMLEKSİZ

İthaf

Uzmanlık tezimi, benim bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan canım aileme ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Diş hekimliği uzmanlık eğitimim ve tez çalışma sürecim boyunca değerli bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, desteğini esirgemeyen, mesleki ve akademik becerilerimi kazanmamda büyük emeği olan çok değerli danışman hocam Prof. Dr. Subutay Han ALTINTAŞ'a

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi, deneyim ve yaklaşımları ile hep yardımcı ve destek olan değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Fatih Mehmet Korkmaz, Doç. Dr. Sedanur TURGUT ve Doç. Dr. Elif AYDOĞAN AYAZ'a,

Asistanlık günlerimi güzelleştiren, Trabzon'u eğlenceli kılan birbirinden değerli arkadaşlarım olan Khalid HAMZA, Halil SINDIRAÇ ve Furkan KARAMUSTAFA'ya, güzel anılar biriktirdiğim, hepsi ailem gibi olan birbirinden değerli araştırma görevlisi arkadaşlarıma, tüm emekleri için klinik personellerimize ve teknisyenlerimize,

Tez çalışmama TDH-2020-9197 numarası ile destek sağlayan Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine, uzmanlık tezimin stres analizi aşamalarındaki özverili çalışma ve katkılarından dolayı AY TASARIM çalışanlarına,

Varlıklarıyla bana güç veren, hayatımın her anında sevgilerini ve desteklerini hep kalbimde hissettiğim annem Bircan GÖMLEKSİZ'e, babam Seyfettin GÖMLEKSİZ'e ve kardeşlerim Burak GÖMLEKSİZ, Tufan Onur GÖMLEKSİZ ve Büşra AYVAZ'a

Karşılıksız sevgi, emek ve desteklerini esirgemeyen ve tez çalışmam boyunca gösterdiği sabır, anlayış ve destek için çok sevdiğim eşim Seda GÖMLEKSİZ'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Oğuzhan GÖMLEKSİZ

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇ KAPAK SAYFASI

ONAY

BEYAN

İthaf

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER

Vi

TABLolar DİZİNİ

X

ŞEKİLLER DİZİNİ

xi

RESİMLER DİZİNİ

xii

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Xix

ÖZET

Xxi

ABSTRACT

Xxii

1. GİRİŞ ve AMAÇ

1

2. GENEL BİLGİLER

3

2.1. İmplant Tanımı ve Tarihçesi

3

2.2. Osseointegrasyonun Tanımı ve Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri

4

2.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması

5

2.3.1. Kemikle İlişkilerine Göre İmplantların Sınıflandırılması

5

2.3.1.1. Transosteal İmplantlar

5

2.3.1.2. Subperiostal İmplantlar

5

2.3.1.3. Endosteal İmplantlar

6

2.3.1.4. İntramukozal İmplant

6

2.3.1.5. Endodontik İmplantlar

6

2.3.2. Malzeme Çeşitlerine Göre İmplantların Sınıflandırılması

6

2.3.2.1. Metal ve Alaşımlar

6

2.3.2.2. Seramikler

6

2.3.2.3. Karbonlar

6

2.3.2.4. Polimerler

6

2.4. İmplant Endikasyon ve Kontendikasyonları

7

2.4.1. Endikasyonları	7
2.4.2. Kontrendikasyonları	7
2.5. İmplant Biyomekaniği	8
2.6. Kemik Değerlendirmesi ve Rezorbsiyon	9
2.6.1. Kemik Dokusu	9
2.6.2. Kemik Dokusunun Mekanik Yapısı	10
2.6.3. Kemik Kalitesine Göre Kemik Sınıflandırması	11
2.6.4. Kemik Rezorbsiyonu	12
2.6.5. Kemik Miktarı Açısından Alveolar Kemik Sınıflandırılması	12
2.6.6. Mandibula Atrofisinin Sınıflandırılması	13
2.7. Tam Dişsizlik	13
2.8. İmplant Destekli Protezlerin Genel Sınıflandırılması	14
2.8.1. Sp (Sabit Protezler)-3	15
2.8.2. All-On-Four Tekniği	15
2.8.2.1. All-On-Four Tekniğinin Endikasyonları	16
2.8.2.2. All-On-Four Tekniğinin Kontrendikasyonları	16
2.8.2.3. All-On-Four Tekniğinin Avantajları	16
2.8.2.4. All-On-Four Tekniğinin Dezavantajları	17
2.9. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Kullanılan Alt Yapı Materyalleri	17
2.9.1. Soy Metal Alaşımları	17
2.9.1.1. Altın Alaşımları	17
2.9.1.2. Paladyum-Gümüş Alaşımları	17
2.9.2. Soy Olmayan Metal Alaşımları	17
2.9.2.1. Krom-Kobalt Alaşımları	17
2.9.2.2. Titanyum Alaşımları	18
2.9.2.3. Zirkonya	18
2.9.2.4. Polyetheretherketone (PEEK)	19
2.9.2.5. FGR (Fiberle Güçlendirilmiş Rezin)	20
2.10. Stres Analiz Yöntemleri	20
2.10.1. Kırılabilir Vernikle Kaplama Tekniği Kullanımı ile Stres Analizi	21
2.10.2. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi	21

2.10.3. Termografik Stres Analiz Yöntemi	21
2.10.4. Gerinim Ölçer ile Stres Analiz Yöntemi	22
2.10.5. Radyoteleometri ile Stres Analizi Yöntemi	22
2.10.6. Holografik İnterferometri ile Stres Analizi Yöntemi	22
2.10.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	22
2.10.7.1. Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminin Özellikleri	23
2.10.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Avantajları	23
2.10.7.3. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Dezavantajları	24
2.10.7.4. Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminin Aşamaları	24
2.10.7.5. İki Boyutlu Sonlu Eleman Stres Analiz Yöntemi	24
2.10.7.6. Üç Boyutlu Sonlu Eleman Stres Analiz Yöntemi	24
2.11. Sonlu Eleman Stres Analizi Yöntemi ile İlgili Temel Kavramlar	26
3. GEREÇ ve YÖNTEM	28
3.1. Çalışma Modelinin Oluşturulması	28
3.2. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi	32
3.3. Çalışmada Kullanılan Parçaların Katı Modellemesinin Yapılması	38
3.4. Sınır Koşullarının Oluşturulması	38
3.5. Yükleme Koşulları	38
4. BULGULAR	40
4.1. Alt Çene All-on-Four Modelinde Protez Ağırlık Kuvvetleriyle Elde Edilen Bulgular	40
4.1.1. Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresleri	40
4.1.2. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri	44
4.1.3. Spogioz Kemikte Oluşan Basma Stresleri	47
4.1.4. Spogioz Kemikte Oluşan Çekme Stresleri	49
4.1.5. İmplant Çevresinde Oluşan Von Mises Stresleri	51
4.1.6. Abutment Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	53
4.1.7. Vida Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	55
4.1.8. Altyapıda Görülen Von Mises Stresleri	57

4.2. Alt Çene All-on-Four Modelinde Protez Ağırlık Kuvvetleri ve Oklüzal Kuvvetlerin Birlikte Uygulanmasıyla Elde Edilen Bulguların Değerlendirilmesi	59
4.2.1. Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresleri	59
4.2.2. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri	63
4.2.3. Spogioz Kemikte Oluşan Basma Stresleri	67
4.2.4. Spogioz Kemikte Oluşan Çekme Stresleri	69
4.2.5. İmplant Çevresinde Oluşan Von Mises Stresleri	71
4.2.6. Abutment Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	73
4.2.7. Vida çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	75
4.2.8. Altyapıda Görülen Von Mises Stresleri	77
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	79
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	88
7. KAYNAKLAR	89
ÖZGEÇMİŞ	

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No		Sayfa
Tablo 1.	Materyal Özellikleri	30
Tablo 2.	Protezlerin Ağırlığı ve Ağırlık Kuvvetleri	35



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa
Şekil 1. Lekholm ve Zarb'ın kemik sınıflandırması	11
Şekil 2. Cawood ve Howell'in mandibula rezorbsiyon sınıflaması	13
Şekil 3. Luhr ve ark. yaptığı mandibula atrofisinin sınıflaması	13
Şekil 4. İmplant destekli sabit restorasyonlar: sp-1, sp-2, sp-3	14
Şekil 5. İmplant destekli hareketli restorasyonlar: hp-4, hp-5	14
Şekil 6. Eleman tipleri	25
Şekil 7. Bricks elemanları	31



RESİMLER DİZİNİ

Resim		Sayfa
Resim 1.	Alt Çenede Kesici Diş Yerine Yerleştirilen Deniz Kabukları	3
Resim 2.	Mandibuladaki Kortikal ve Spongioz Kemik Yapısı	10
Resim 3.	Protezin Modellenmesi	28
Resim 4.	Lazer Acrivity 880 3D Optik Tarayıcısı	29
Resim 5.	All-On-Four Modeli	31
Resim 6.	Sanal İmplant, Abutment ve Vida Modelleri	32
Resim 7.	Mandibula Modeli İçin Alınan Bilgisayarlı Tomografi (BT)	32
Resim 8.	Kemik Dokunun Ayrıştırılma İşlemi	33
Resim 9.	3d Mandibula Modeli	33
Resim 10.	Spongioz Kemik Modeli	34
Resim 11.	Cr-Co Alt Yapının Modellenmesi	35
Resim 12.	Titanyum Alt Yapının Modellenmesi	36
Resim 13.	Zirkonya Alt Yapının Modellenmesi	36
Resim 14.	Peek Alt Yapının Modellemesi	37
Resim 15.	Fiber Alt Yapının Modellemesi	37
Resim 16.	Rhino'dan Yapılan Modellemelerin 3 Boyutlu Koordinatlar Korunarak Fempro Yazılımına Aktarılması	38
Resim 17.	Modelin Sınır Koşulları	38
Resim 18.	Modellerin Yüklenmesi	39
Resim 19.	İmplantların Model Üzerinde Numaralandırılması	39
Resim 20.	Cr-Co Altyapı İçin Kortikal Kemik Yüzeyinde Görülen Basma Stresleri	40
Resim 21.	Cr-Co Altyapı İçin Mandibulanın Posterior Bölgesindeki Basma Stresleri	41
Resim 22.	Titanyum Altyapı İçin Kortikal Kemik Yüzeyinde Görülen Basma Stresleri	41
Resim 23.	Titanyum Altyapı İçin Mandibulanın Posterior Bölgesindeki Basma Stresleri	41

Resim 24.	Zirkonya Altyapı İçin Kortikal Kemik Yüzeyinde Görülen Basma Stresleri	42
Resim 25.	Zirkonya Altyapı İçin Mandibulanın Posterior Bölgesindeki Basma Stresleri	42
Resim 26.	PEEK Altyapı İçin Kortikal Kemik Yüzeyinde Görülen Basma Stresleri	42
Resim 27.	PEEK Altyapı İçin Mandibulanın Posterior Bölgesindeki Basma Stresleri	43
Resim 28.	Fiber Altyapı İçin Kortikal Kemik Yüzeyinde Görülen Basma Stresleri	43
Resim 29.	Fiber Altyapı İçin Mandibulanın Posterior Bölgesindeki Basma Stresleri	43
Resim 30.	Cr-Co Altyapı İçin Kortikal Kemik Yüzeyinde Görülen Çekme Stresleri	44
Resim 31.	Cr-Co Altyapı İçin Mandibulanın Posterior Bölgesindeki Çekme Stresleri	44
Resim 32.	Titanyum Altyapı İçin Kortikal Kemik Yüzeyinde Görülen Çekme Stresleri	45
Resim 33.	Titanyum Altyapı İçin Mandibulanın Posterior Bölgesindeki Çekme Stresleri	45
Resim 34.	Zirkonya Altyapı İçin Kortikal Kemik Yüzeyinde Görülen Çekme Stresleri	45
Resim 35.	Zirkonya Altyapı İçin Mandibulanın Posterior Bölgesindeki Çekme Stresleri	46
Resim 36.	PEEK Altyapı İçin Kortikal Kemik Yüzeyinde Görülen Çekme Stresleri	46
Resim 37.	PEEK Altyapı İçin Mandibulanın Posterior Bölgesindeki Çekme Stresleri	46
Resim 38.	Fiber Altyapı İçin Kortikal Kemik Yüzeyinde Görülen Çekme Stresleri	47
Resim 39.	Fiber Altyapı İçin Mandibulanın Posterior Bölgesindeki Çekme Stresleri	47

Resim 40.	Cr-Co Altyapı İçin Spongioz Kemik Yüzeyinde Görülen Basma Stresleri	48
Resim 41.	Titanyum Altyapı İçin Spongioz Kemik Yüzeyinde Görülen Basma Stresleri	48
Resim 42.	Zirkonya Altyapı İçin Spongioz Kemik Yüzeyinde Görülen Basma Stresleri	48
Resim 43.	PEEK Altyapı İçin Spongioz Kemik Yüzeyinde Görülen Basma Stresleri	49
Resim 44.	Fiber Altyapı İçin Spongioz Kemik Yüzeyinde Görülen Basma Stresleri	49
Resim 45.	Cr-Co Altyapı İçin Spongioz Kemik Yüzeyinde Görülen Çekme Stresleri	50
Resim 46.	Titanyum Altyapı İçin Spongioz Kemik Yüzeyinde Görülen Çekme Stresleri	50
Resim 47.	Zirkonya Altyapı İçin Spongioz Kemik Yüzeyinde Görülen Çekme Stresleri	50
Resim 48.	PEEK Altyapı İçin Spongioz Kemik Yüzeyinde Görülen Çekme Stresleri	51
Resim 49.	Fiber Altyapı İçin Spongioz Kemik Yüzeyinde Görülen Çekme Stresleri	51
Resim 50.	Cr-Co Altyapı İçin İmplant Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	52
Resim 51.	Titanyum Altyapı İçin İmplant Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	52
Resim 52.	Zirkonya Altyapı İçin İmplant Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	52
Resim 53.	PEEK Altyapı İçin İmplant Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	53
Resim 54.	Fiber Altyapı İçin İmplant Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	53
Resim 55.	Cr-Co Altyapı İçin Abutment Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	54

Resim 56.	Titanyum Altyapı İçin Abutment Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	54
Resim 57.	Zirkonya Altyapı İçin Abutment Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	54
Resim 58.	PEEK Altyapı İçin Abutment Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	55
Resim 59.	Fiber Altyapı İçin Abutment Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	55
Resim 60.	Cr-Co Altyapı İçin Vidada Görülen Von Mises Stresleri	56
Resim 61.	Titanyum Altyapı İçin Vidada Görülen Von Mises Stresleri	56
Resim 62.	Zirkonya Altyapı İçin Vidada Görülen Von Mises Stresleri	56
Resim 63.	PEEK Altyapı İçin Vidada Görülen Von Mises Stresleri	57
Resim 64.	Fiber Altyapı İçin Vidada Görülen Von Mises Stresleri	57
Resim 65.	Cr-Co Altyapı İçin Altyapıda Görülen Von Mises Stresleri	58
Resim 66.	Titanyum Altyapı İçin Altyapıda Görülen Von Mises Stresleri	58
Resim 67.	Zirkonya Altyapı İçin Altyapıda Görülen Von Mises Stresleri	58
Resim 68.	PEEK Altyapı İçin Altyapıda Görülen Von Mises Stresleri	59
Resim 69.	Fiber Altyapı İçin Altyapıda Görülen Von Mises Stresleri	59
Resim 70.	Cr-Co Altyapı İçin Kortikal Kemik Yüzeyinde Görülen Basma Stresleri	60
Resim 71.	Cr-Co Altyapı İçin Mandibulanın Posterior Bölgesindeki Basma Stresleri	60
Resim 72.	Titanyum Altyapı İçin Kortikal Kemik Yüzeyinde Görülen Basma Stresleri	60
Resim 73.	Titanyum Altyapı İçin Mandibulanın Posterior Bölgesindeki Basma Stresleri	61
Resim 74.	Zirkonya Altyapı İçin Kortikal Kemik Yüzeyinde Görülen Basma Stresleri	61
Resim 75.	Zirkonya Altyapı İçin Mandibulanın Posterior Bölgesindeki Basma Stresleri	61
Resim 76.	PEEK Altyapı İçin Kortikal Kemik Yüzeyinde Görülen Basma Stresleri	62

Resim 77.	PEEK Altyapı İçin Mandibulanın Posterior Bölgesindeki Basma Stresleri	62
Resim 78.	Fiber Altyapı İçin Kortikal Kemik Yüzeyinde Görülen Basma Stresleri	62
Resim 79.	Fiber Altyapı İçin Mandibulanın Posterior Bölgesindeki Basma Stresleri	63
Resim 80.	Cr-Co Altyapı İçin Kortikal Kemik Yüzeyinde Görülen Çekme Stresleri	63
Resim 81.	Cr-Co Altyapı İçin Mandibulanın Posterior Bölgesindeki Çekme Stresleri	64
Resim 82.	Titanyum Altyapı İçin Kortikal Kemik Yüzeyinde Görülen Çekme Stresleri	64
Resim 83.	Titanyum Altyapı İçin Mandibulanın Posterior Bölgesindeki Çekme Stresleri	64
Resim 84.	Zirkonya Altyapı İçin Kortikal Kemik Yüzeyinde Görülen Çekme Stresleri	65
Resim 85.	Zirkonya Altyapı İçin Mandibulanın Posterior Bölgesindeki Çekme Stresleri	65
Resim 86.	PEEK Altyapı İçin Kortikal Kemik Yüzeyinde Görülen Çekme Stresleri	65
Resim 87.	PEEK Altyapı İçin Mandibulanın Posterior Bölgesindeki Çekme Stresleri	66
Resim 88.	Fiber Altyapı İçin Kortikal Kemik Yüzeyinde Görülen Çekme Stresleri	66
Resim 89.	Fiber Altyapı İçin Mandibulanın Posterior Bölgesindeki Çekme Stresleri	66
Resim 90.	Cr-Co Altyapı İçin Spongioz Kemik Yüzeyinde Görülen Basma Stresleri	67
Resim 91.	Titanyum Altyapı İçin Spongioz Kemik Yüzeyinde Görülen Basma Stresleri	67
Resim 92.	Zirkonya Altyapı İçin Spongioz Kemik Yüzeyinde Görülen Basma Stresleri	68

Resim 93.	PEEK Altyapı İçin Spongioz Kemik Yüzeyinde Görülen Basma Stresleri	68
Resim 94.	Fiber Altyapı İçin Spongioz Kemik Yüzeyinde Görülen Basma Stresleri	68
Resim 95.	Cr-Co Altyapı İçin Spongioz Kemik Yüzeyinde Görülen Çekme Stresleri	69
Resim 96.	Titanyum Altyapı İçin Spongioz Kemik Yüzeyinde Görülen Çekme Stresleri	69
Resim 97.	Zirkonya Altyapı İçin Spongioz Kemik Yüzeyinde Görülen Çekme Stresleri	70
Resim 98.	PEEK Altyapı İçin Spongioz Kemik Yüzeyinde Görülen Çekme Stresleri	70
Resim 99.	Fiber Altyapı İçin Spongioz Kemik Yüzeyinde Görülen Çekme Stresleri	70
Resim 100.	Cr-Co Altyapı İçin İmplant Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	71
Resim 101.	Titanyum Altyapı İçin İmplant Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	71
Resim 102.	Zirkonya Altyapı İçin İmplant Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	72
Resim 103.	Peek Altyapı İçin İmplant Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	72
Resim 104.	Fiber Altyapı İçin İmplant Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	72
Resim 105.	Cr-Co Altyapı İçin Abutment Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	73
Resim 106.	Titanyum Altyapı İçin Abutment Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	73
Resim 107.	Zirkonya Altyapı İçin Abutment Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	74
Resim 108.	PEEK Altyapı İçin Abutment Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	74

Resim 109.	Fiber Altyapı İçin Abutment Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri	74
Resim 110.	Cr-Co Altyapı İçin Vidada Görülen Von Mises Stresleri	75
Resim 111.	Titanyum Altyapı İçin Vidada Görülen Von Mises Stresleri	75
Resim 112.	Zirkonya Altyapı İçin Vidada Görülen Von Mises Stresleri	76
Resim 113.	PEEK Altyapı İçin Vidada Görülen Von Mises Stresleri	76
Resim 114.	Fiber Altyapı İçin Vidada Görülen Von Mises Stresleri	76
Resim 115.	Cr-Co Altyapı İçin Altyapıda Görülen Von Mises Stresleri	77
Resim 116.	Titanyum Altyapı İçin Altyapıda Görülen Von Mises Stresleri	77
Resim 117.	Zirkonya Altyapı İçin Altyapıda Görülen Von Mises Stresleri	78
Resim 118.	PEEK Altyapı İçin Altyapıda Görülen Von Mises Stresleri	78
Resim 119.	Fiber Altyapı İçin Altyapıda Görülen Von Mises Stresleri	78

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

2D	2 Dimension-İki Boyutlu
3D	3 Dimension-Üç Boyutlu
a	Cismin İvmesi
A	Yüzey
ark.	Arkadaşları
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
Cr-Co	Krom-Kobalt
F	Kuvvet
GPa	Giga Pascal
HA	Hidroksiapatit
HP	Hareketli Protez
kg	Kilogram
m	Cismin Kütlesi
mm	Milimetre
m/s²	Metre/Saniye ²
Mpa	Mega Pascal
MR	Manyetik Rezonans
N	Newton
N/m²	Newton/metre ²
TPS	Titanyum Plazma Spreyi
Ltd. Şti.	Limited Şirketi

SI	System International
SP	Sabit Protez
stl	Stereolithography

Simgeler

%	Yüzde
°	Derece
σ	Gerilim (Stres)
σ_1	Maksimum Asal Gerilme
σ_2	Ara Asal Gerilme
σ_3	Minimum Asal Gerilme
ε	Birim Uzama
E	Elastisite Modülü
μ	Mikron
μm	Mikrometre
ν	Poisson Oranı

ÖZET

Farklı Tip ve Ağırlıktaki Altyapı Materyalleri ile Oluşturulan İmplant Üstü Protezlerin Kuvvet Altında İmplant, Abutment, Vida, Protez ve Kemikte Oluşturduğu Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemiyle İncelenmesi

İmplant destekli protetik restorasyonların kullanımının, tam dişsiz hastaların rehabilitasyonunda iyi bir çözüm olduğu pek çok çalışma tarafından kanıtlanmıştır. All-on-four tedavi konsepti 2003 yılında Malo ve arkadaşları tarafından geliştirilen dişsiz arklarda; anterior bölgede 2 aksiyel, posterior bölgede 2 distale eğimli olmak üzere toplam 4 implant kullanılarak tam dişsiz çenelerin sabit protetik rehabilitasyonu için uygulanan bir tedavi seçeneğidir. İmplant destekli sistemlerin uzun dönemdeki başarısını etkileyen en önemli faktör biyomekaniktir. All-on-four tedavi konseptinde kullanılan alt yapı materyallerinin oklüzal kuvvetler altında oluşturduğu streslerin değerlendirildiği birçok çalışma bulunmasına karşın, protez ağırlığının hastanın protetik rehabilitasyonu üzerindeki biyomekanik etkisini gösteren çalışma sayısı yetersizdir. Bu çalışmanın amacı, tam dişsiz rezorbe alt çenede All-on-four konseptine göre yerleştirilmiş implantlar üzerinde kullanılacak farklı alt yapı materyallerinin ağırlıklarının ve oklüzal kuvvetlerin implant, abutment, vida, protez ve kemik üzerinde oluşturacağı stresi sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirmektir.

Bu çalışmada tam dişsiz alt çeneye, All-on-four tekniğine göre yerleştirilmiş implantların üzerine beş farklı altyapı (krom-kobalt, titanyum, zirkonya, FGR ve PEEK) ile tasarlanan protezler modellendi. Beş farklı altyapıdan oluşturulan aynı hacimdeki protez modellerinin yoğunluk=kütle/hacim formülünden hesaplaması yapılarak ağırlıkları hesaplandı ve oluşan stresler incelendi.

Farklı tiplerde protezlerin ağırlığı çevre dokulardaki stresleri etkilemiştir. Çalışmada implant ve çevre dokularda Cr-Co, zirkonya ve titanyum gibi rijit altyapılarda fiber ve PEEK gibi elastik materyallere göre daha düşük stres değerleri ölçüldü. Materyalin kendi içinde oluşan stresler değerlendirildiğinde elastik modülü düşük olan fiber ve PEEK altyapılarda daha düşük stresler görüldü. Alt yapı materyalinin elastisite modülü arttıkça implant ve çevre dokularda uzun dönem başarı ve sağ kalım için riskin azaldığı gözlemlendi ve Cr-Co, Zr, Ti materyallerinin altyapı olarak kullanımının daha uygun olduğu düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Diş implantı, Sonlu elemanlar analizi, Biyomekanik, Kemik dokusu

ABSTRACT

Investigation Of Stress Distribution On Implant, Abutment, Screw, Prosthesis And Bone Under Force By Finite Element Stress Analysis Method Of Implant Supported Prostheses Created With Framework Materials Of Different Types And Weight

Many studies have proven that the use of implant-supported prosthetic restorations is a good solution for the rehabilitation of edentulous patients. The all-on-four treatment concept was developed by Malo et al. in 2003 in edentulous arches; It is a treatment option applied for fixed prosthetic rehabilitation of edentulous jaws by using a total of 4 implants, 2 axially in the anterior region and 2 distally inclined in the posterior region. The most important factor affecting the long-term success of implant-supported systems is biomechanics. Although there are many studies evaluating the stresses caused by the framework materials used in the all-on-four treatment concept under occlusal forces, the number of studies showing the biomechanical effect of prosthesis weight on the prosthetic rehabilitation of the patient is insufficient. The aim of this study is to evaluate the stress that the weights of different framework materials and occlusal forces to be used on the implants placed according to the All-on-four concept in the fully resorbed mandible, on the implant, abutment, screw, prosthesis and bone, using the finite element stress analysis method.

In this study, dentures designed with five different frameworks (chrome-cobalt, titanium, zirconia, FGR and PEEK) were modeled on implants placed in the edentulous mandible according to the All-on-four technique. Prosthesis models with the same volume created from five different frameworks were calculated using the $\text{density} = \text{mass} / \text{volume}$ formula, and their weights were calculated and the resulting stresses were examined.

The weight of different types of prostheses affected the stresses in the surrounding tissues. In the study, lower stress values were measured in rigid frameworks such as Cr-Co, zirconia and titanium in implant and surrounding tissues compared to elastic materials such as fiber and PEEK. When the stresses occurring within the material were evaluated, lower stresses were observed in fiber and PEEK frameworks with low elastic modulus. It was observed that the risk for long-term success and survival of the implant and surrounding tissues decreased as the elasticity module of the infrastructure material increased. It is thought that the use of Cr-Co, Zr, Ti materials as framework is more appropriate.

Keywords: Dental Implant, Finite Element Analyses, Biomechanics, Bone tissue

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Tam veya kısmi dişsiz arkların rehabilitasyonda kullanılan dental implantlar, 10 yıllık sağ kalımı %90-%95'lik üstün başarı oranıyla standart bir klinik prosedür haline gelmiştir. Bu nedenle implantlar, günümüz klinik uygulamalarında geleneksel protezlere alternatif öngörülebilir uzun süreli bir tedavi yöntemi olarak gösterilmektedir (1, 2).

Modern diş hekimliğinde; implant tedavileri diş eksikliğinde yapılan protetik tedavi planlama prensiplerini değiştirmiştir. Branemark'ın osseointegrasyon kavramını tanımlamasından günümüze kadar olan süreçte implant destekli tasarımlar kısmi ve tam dişsiz hastaların rehabilitasyonunda önemli bir yere sahip olmuştur (3). İmplant destekli protezler tutuculuk açısından konvansiyonel yöntemle üretilen tam protezlere göre tam dişsiz mandibulanın protetik rehabilitasyonunda daha etkin bir çözüm olarak görünmektedir (4). Dental implantlar, tam dişsiz arklarda sabit restorasyonların yapılabilmesine olanak sağlamakla birlikte sabit protezlerin yapılamadığı durumlarda ise hareketli protezlerde retansiyon ve stabilizasyonu artırıcı etki göstermektedir (5).

İmplant üstü protezler sabit veya hareketli olmak üzere iki sınıfa ayrılmaktadır. İmplant üstü sabit protezlerin en büyük avantajları hastaların psikolojik olarak tatmin olmaları ve implant üstü hareketli protezlere göre daha uzun ömürlü olmalarıdır (6). İmplant uygulamalarında görülen kısıtlayıcı faktörlerin en önemlilerinden biri alveoler kemik hacmidir. Diş çekimini takiben alveoler kemikte rezorbsiyon sürecinin başladığı bilinmektedir. Hem mandibula hem de maksillada alveoler kemiğin rezorbsiyonu sonucunda bazı durumlarda implant uygulanabilmesi için kemik hacmini artırmak amacıyla ek cerrahi işlemlere gerek duyulabilmektedir. Bu gibi augmentasyon uygulamaları, uzun süren iyileşme süresi, ikinci bir cerrahi alana ihtiyaç duyulabilmesi ve maliyetin artması gibi nedenlerle genellikle hastalar tarafından tercih edilmemektedir. Bu durumlarda dört implant üzeri tedavi konsepti (All-on-four) hastalar için uygun bir çözüm yolu olabilmektedir. Atrofik çenelerde dental implantlarla rehabilitasyonun sağlanması amacıyla 2003 yılında Dr. Malo tarafından geliştirilen All-on-four tedavi konsepti kullanıma girmiştir. All-on-four konsepti total dişsiz hastaların dental implantlarla rehabilitasyonuna imkan sağlayan ve hasta konforunu arttıran güvenilir bir tedavi protokolüdür (7).

İmplantlar doğal dişler gibi periodontal ligamente sahip değildir, kemik ile doğrudan temas halindedir. Bu nedenle implantlar ve doğal dişler farklı biyomekanik davranışlar sergilerler. Sonuç olarak, implant tarafından alınan oklüzal yükler doğrudan çevredeki

kemik yapısına aktarılır. Bu ilişki implantların başarısını belirleyen ana faktörlerden biri olan implantlarda ve periferik kemiklerdeki stres dağılımını etkiler. İmplant ve periferik kemik arasındaki stres veya enerji transferi, yükleme yönü, implant veya protezin tasarımı, üst veya alt yapıda kullanılan malzeme özellikleri gibi çeşitli faktörlerden etkilenir (8).

Dental implantların uzun ve kısa dönem başarısında biyomekanik faktörlerin etkili olduğu ve implant çevresinde oluşan streslerin implant başarısını olumsuz etkilediği bilinmektedir. Osseointegre implantların etrafındaki kemik gerinimi (strain), istenmeyen kemik remodelingine ve bunun sonucunda osseointegrasyon kaybına neden olabileceğinden (9), oklüzal yüklere karşı biyomekanik yanıtı optimize etmek için cerrahi ve protez planlaması sırasında tüm seçeneklerin dikkate alınması gerekir (10). Protez ağırlığının implantların çevresindeki kemik dokusuna etkisinin olup olmadığı bilinmemektedir. Maksiller defekt hastalarında kullanılan obturatör protezler için daha hafif bir yapı avantaj olarak görülmüştür. Fakat literatürde All-on-four protezler için ağırlığın biyomekanik etkisi hakkında bilgi yoktur (11).

Sonlu eleman stres analizi yöntemi; mekanik kuvvetlerin biyolojik sistemler üzerindeki etkisinin incelenmesine olanak veren ve invaziv olmayan, karmaşık geometriye sahip yapılar için uyumluluk, teorik temellerin güvenilirliği, hesaplama kolaylığı ve kullanışlı bir araç olarak kabul edilmesiyle birlikte oral implantolojide çiğneme kuvvetlerine bağlı implant ve kemik arasında oluşan değişiklikleri incelemek ve stres seviyelerini ölçmek amacıyla en çok kullanılan yöntemlerden biri olmuştur (12, 13).

Bu çalışmanın amacı, tam dişsiz rezorbe alt çenede All-on-four konseptine göre yerleştirilmiş implantlar üzerinde kullanılacak farklı alt yapı materyallerinin ağırlıklarının ve oklüzal kuvvetlerin implant, abutment, vida, protez, implant çevresi kemik ve mandibula korpusu üzerinde oluşturacağı stresi sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirmektir. Bu çalışmadan doğacak sonuçlarla protez planlamasında materyal seçimi yapılırken protez ağırlığını da dikkate alarak daha doğru planlama yapılabilecektir ve bu şekilde de implant kayıplarının engellenmesi amaçlanmaktadır.

Çalışmanın hipotezi ise, dişsiz ve rezorbe alt çenede All-on-four tedavi konseptine göre yerleştirilmiş implantlar üzerinde kullanılacak farklı alt yapı materyallerinin ağırlıklarının ve oklüzal kuvvetlerin implant, abutment, vida, protez, implant çevresi kemik ve mandibula korpusu üzerinde oluşacak stres değerlerini değiştireceği şeklindedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplant Tanımı ve Tarihçesi

İmplant kelimesi latince ‘in: içerisinde’ ve ‘planto: ekme, dikme, yerleştirme, gömme’ anlamına gelen sözcüklerin bir araya gelmesiyle oluşmuştur ve fransızca’dan diğer dillere geçmiştir (14). Anlamı ise bir fonksiyon elde etmek amacı ile, uygun bir yere yerleştirilen organik ya da inorganik cisme verilen addır. Yerleştirme işlemi ise implantasyon olarak tarif edilir (15).

Dental implant kavramı ise sabit ya da hareketli protezlere retansiyon ve stabilite sağlamak amacıyla, ağız mukozası ve/veya periostun altına, çene kemiklerinin içine ve/veya üzerine yerleştirilen alloplastik maddelerden oluşan protetik apareylerdir (16). İlk olarak tam dişsiz hastaların tedavisinde kullanılan implantlar daha sonraları elde edilen başarılı sonuçlar neticesinde birçok alanda kullanılmaya başlanmış ve zaman içerisinde her türlü diş eksikliklerinde kullanılabilen bir tedavi seçeneği haline gelmiştir (17).

Tarih boyunca fildişi, kurumuş kemik, çekilmiş dişler, altın, tahta parçaları, altın teller, diş şeklinde taşlar, gümüş alaşımları, maksilla ve mandibulada implant malzemesi olarak kullanılmıştır (18, 19). 19. yüzyıl başlarından itibaren çekilmiş dişler ve kurşun gibi kemik içi implant olarak kabul edilecek metaller kullanılarak implantlarla ilgili çalışmalar yapılmaya başlanmıştır. 1930’lu yıllara kadar, altın, gümüş, platin ve iridyum’dan hazırlanmış implantlar dokuda galvanik akımlara neden olduklarından birçok vakada başarı elde edilememiştir (19).

Dr. Wilson Popeone ve arkeoloji ekibinin 1931 yılında Honduras’ta yaptığı kazıda M.S.’dan yaklaşık 600 yıl öncesinde Maya Medeniyetine ait kalıntılarda, üç kesici dişin yerine deniz kabuklarının diş şeklinde yerleştirildiği alt çene kemiğine rastlanmıştır (Resim 1) (19).



Resim 1. Alt çenede kesici diş yerine yerleştirilen deniz kabukları

Orta çağ'da allogreft ve ksenogreft kullanılarak diş implantasyonu denenmiş ancak, bu uygulama bulaşıcı hastalıkların ve hatta ölümlerin nedeni olarak görüldüğü için çok popüler olmamıştır (20).

Modern anlamda dental implantların tarihi incelendiğinde, geçen yüzyılın başlarına kadar olan gelişmelerin, çoğunlukla transplantasyon ve reimplantasyon üzerine olduğu görülmektedir. Fakat transplantasyon ve reimplantasyon işlemlerinin başarısız olması, implantasyon yaklaşımını gündeme getirmiştir. Strock, 1938 yılında ilk defa içi dolu vida şeklinde implantı ve 1940 yılında ise endodontik implantı geliştirmiştir. Aynı yıllarda Dahl, implantları kemik içine değil, kemik üzerine yerleştirerek ilk subperiosteal implantları geliştirmiştir (21). Formigini 1947'de, içi boş vida şeklinde implantları, Sollier ve Chercheve ise 1953'te kemik içi implantın boyunun uzatılarak kemiği geçmesi ve çıkan ucunun vidalarla sabitlenmesi düşüncesiyle transosseöz implantları tanımlamışlardır. Tramonte'nin 1961 yılında geliştirdiği içi dolu vida şeklindeki implantların günümüzdeki bikortikal implantların temelini oluşturduğu düşünülmektedir. 1968 yılında ise Linkow, alveol kemiğin genişlik boyutunu da değerlendirerek yeni bir implant dizaynı olan (21)(18) ve alveol kemiğin vestibülo-lingual mesafesinin yetersiz olduğu durumlarda kullanılmak üzere Blade implantları geliştirilmiştir (22).

1952 yılında Branemark tavşan fibulasında kan akımını izlemek için kemik içerisine titanyum bir bölme yerleştirmiştir. Araştırmasını bitirdikten sonra titanyum bölmeyi çıkaramamış, titanyumun kemik ile çok iyi fikse olduğunu görmüştür ve bu fikri diş hekimliğine taşımıştır. 1965'te saf titanyum implantı ilk hastalarına uygulamış ve başarılı sonuçlar almıştır (23).

Modern diş hekimliğindeki diş eksikliklerinin implant destekli protezler ile tedavisi konsepti; İsveçli Branemark ve arkadaşlarının 1960'lı yıllarda başlatmış oldukları çalışmalar sonucunda ortaya attıkları osseointegrasyon kavramı ile birlikte ortaya çıkmış olup günümüze kadar sürekli bir ilerleme kaydedilmiştir (24).

2.2. Osseointegrasyonun Tanımı ve Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri

Branemark ve arkadaşları osseointegrasyonu 'ışık mikroskobu altında canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında gözlenen, hiçbir doku bulunmaksızın, fibröz bağ dokusu tarafından engellenmeyen direkt, yapısal ve fonksiyonel bağlantı' şeklinde tanımlamışlardır (25, 26). Zarb ise klinik ortamda daha yararlı olabileceğini düşünerek osseointegrasyonu; fonksiyonel yükleme sırasında kemikte bulunan alloplastik materyallerin klinik olarak

asemptomatik ve sert fiksasyonunun sağlandığı ve sürdürüldüğü bir süreç olarak tanımlamıştır (27). Osseointegrasyonun cerrahi teknik, implantın yerleştirildiği bölge, implant tasarımı, implant yüzeyi, materyal biyouyumluluğu, yükleme koşulları gibi faktörlerden etkilendiği gösterilmiştir (28).

Bir implantın başarılı kabul edilebilmesi için aşağıdaki kriterleri yerine getirmesi gerekmektedir (29):

- İmplantta mobilite olmamalıdır.
- Radyografik bulgularda implant çevresinde radyolüseni görülmemelidir.
- İmplantlar fonksiyonel olarak yüklendikten sonra kemik kaybının ilk yıl için maksimum 1,5 mm'yi, ilerleyen yıllarda ise 0,2 mm'yi aşmaması gerekmektedir.
- Mandibular kanal hasarı, geri dönüşü olmayan ağrı, parestezi, iltihap, nöropati gibi belirgin semptomlar olmamalıdır.
- İmplant başarı oranları fonksiyonel olarak yüklendikten sonraki ilk 5 yıllık kullanımda %85, ilk 10 yıllık kullanımda ise %80 ve üzerinde olmalıdır.

2.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması

2.3.1. Kemikle İlişkilerine Göre İmplantların Sınıflandırılması

2.3.1.1. Transosteal İmplantlar

Bu implantlar silindir implantların uygulamasını engelleyecek derecede aşırı rezorbe kret varlığında endikedir. Sadece mandibulanın anteriorunda mental foramenlerin arasında kalan bölgede kullanılırlar. Hareketli veya sabit protezleri desteklemek için kullanılırlar (30).

2.3.1.2. Subperiosteal İmplantlar

Subperiosteal implantlar alt ve üst çene kemiğine göre özel olarak hazırlanarak çene kemiği üzerinde doğrudan yerleştirilen ve belirli bölgelerden ağız içerisine uzantıları olan yapılardır. Üst yapı bu destek uzantılar üzerine uygulanır ve protez yapılır. Diğer implantlarla karşılaştırıldığında sinir hasarı, yumuşak doku enfeksiyonları, sinüs perforasyonu gibi komplikasyon oranlarının fazla olma nedeniyle kullanım endikasyonları oldukça sınırlıdır (30).

2.3.1.3. Endosteal İmplantlar

Endosteal implantlar blade ve silindir olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Bu implantların her iki tipi de tek veya çift aşamalı prensiplere uygun olarak alveoler ve bazal kemiğe yerleştirilmektedirler (31).

2.3.1.4. İntramukozal İmplant

Total veya kısmi dişsiz arklar için hazırlanmış protezlerin tutuculuğunu arttırmak amacıyla, mukoza içerisine yerleştirilen implantlardır. Subdermal veya submukozal implantlar olarak da isimlendirilirler (32).

2.3.1.5. Endodontik İmplantlar

Transdental implant, transradiküler fiksasyon veya endodontik stabilizatör olarak da bilinirler (32). Kemik desteği yetersiz dişlerde stabilizasyon sağlamak için dişin kök kanalından geçerek, periapikal kemiğe yerleşen implantlardır (33).

2.3.2. Malzeme Çeşitlerine Göre İmplantların Sınıflandırılması

2.3.2.1. Metal ve Alaşımlar

- Titanyum ve titanyum 6-Alüminyum 4-Vanadyum
- Kobalt-krom-molibden (döküm formu)
- Demir-krom-nikel

2.3.2.2. Seramikler

- Alüminyum oksit (alumina ve safır)
- Hidroksilapatit 13
- Trikalsiyum fosfat
- Kalsiyum aluminat

2.3.2.3. Karbonlar

- Polikristalin camsı karbon
- Karbon-silikon

2.3.2.4. Polimerler

- Polimetilmetakrilat
- Politetraflour etilen
- Polietilen

- Silikon lastik
- Polisulfon(34, 35)

Titanyum ve alaşımları günümüzde en çok tercih edilen dental implant materyalleridir (36). Titanyumun kemikten daha sert bir materyal olmasına karşın implant biyomalzemesi olarak en çok tercih edilmesinin sebebi; implant üretilen diğer materyallere kıyasla elastik modülünün kemiğe en yakın materyal olmasıdır. Titanyum, sahip olduğu bu özellik sayesinde kemik ile implant arasındaki gerilim dağılımının daha homojen olmasını sağlar (37).

2.4. İmplant Endikasyon ve Kontendikasyonları

2.4.1. Endikasyonları (38)

- Tam ve kısmi dişsiz hastalarda,
- Çene ve yüz defekti olan hastalarda,
- Aşırı atrofik alveolar kretleri olan total hastalarında,
- Oldukça uzun boşluklardan oluşan sabit protez hastalarında,
- Hareketli bölümlü protez kullanamayan kısmi dişsiz hastalarda,
- Sağlıklı dişlerinin aşındırılmasına olumlu bakmayan hastalarda,
- Zayıf kas ağız koordinasyonu olduğu durumlarda,
- Doku toleransının düşük olduğu durumlarda,
- Hastada protezin stabilitesini bozacak parafonksiyonel alışkanlıkların olduğu durumlarda,
- Öğürme ve kusma refleksi olan hastalarda,
- Psikolojik olarak hareketli protez kullanımına karşı olan hastalarda,
- Ortodontik ankraj olarak,
- Diş agenezisinde,
- Travmaya bağlı diş kaybı ya da kök kırılmalarında,
- Tek diş eksikliğinde implant uygulanmasıdır.

2.4.2. Kontrendikasyonları (29)

Major kontrendikasyonlar;

- Şiddetli psikolojik rahatsızlığı olan hastalar
- Sistemik hastalığı kontrol altına alınamayan hastalar
- Alkol ve ilaç bağımlılığı olan hastalar

- Gelişimi devam eden genç hastalar için kontrendikedir.

Göreceli kontrendikasyonlar;

- Kemik hacminin yetersiz ve/veya kemik kalitesinin kötü olduğu
- İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu ve
- Risk taşıyan hastalar (radyoterapi almış, şiddetli periodontal hastalığı olan, sigara kullanan, bruksizmi olan, ciddi osteoporoz şüphesi olan hastalar) hastalarda kontrendikedir.

2.5. İmplant Biyomekaniği

Biyomekanik, yapı ve fonksiyon arasındaki ilişkiyi araştırmak için canlı sistemlerde mühendislik mekaniğinin araç ve yöntemlerini kullanmaktır (6). Biyomekanik bilimi, uygulanan kuvvetlere karşı biyolojik dokuların yanıtı ile ilgilenir. Kemik, değişen biyomekanik çevreye uyum sağlamak için uygulanan yüklere ve diğer faktörlere karşılık olarak kendi kendini sürekli yeniden şekillendirir. Kemik yapısı ile mekanik kuvvetler arasındaki bu fonksiyonel süreç, kemiğin yeniden şekillenmesi (kemik remodelasyonu) olarak bilinir. Mekanik streslerdeki azalma kemiğin kullanılmamasına ve rezorbsiyona sebep olurken, stresdeki belirli artış kemik apozisyonunu artırır (39). Dental implant tedavisinin prognozu ve uzun vadeli başarısı, maruz kaldıkları biyomekanik ortamdan büyük ölçüde etkilenir.

Dental implantlar ile doğal dişler arasındaki yapısal farklardan en önemlisi, implantların çevresinde periodontal ligament bulunmamasıdır. Doğal dişlerin kökleriyle alveol kemik arasında bulunan periodontal ligament, dişe gelen fonksiyonel yükler karşısında amortisör gibi davranıp çene kemiğine daha az kuvvet iletilmesine neden olur. Doğal dişlerden farklı olarak implantlar kemikle doğrudan ilişkili oldukları için gelen kuvvetleri direkt kemiğe iletirler (40).

İmplant tedavilerinin başarısında, kemiğin hacmi ve yoğunluğu, implantın özellikleri, kemikteki konumu, üzerine yapılacak protezin tipi gibi biyomekanik faktörler etkilidir. Geç dönem implant kayıpları, protetik restorasyonun yapımından sonra meydana gelmektedir ve genellikle biyomekanik komplikasyonlarla ilişkilidir. İmplant destekli protetik restorasyonların uzun dönem başarıları biyomekanik özelliklerin optimum olması ile alakalıdır (41).

Dental implant destekli protezlerde fonksiyon sırasında meydana gelen yükler protez parçaları ile abutmentlara, abutmentler implantlara, implantlarda gelen kuvvetleri kemiğe iletir. Bu iletilen kuvvet çeşitli faktörlere bağlıdır (42):

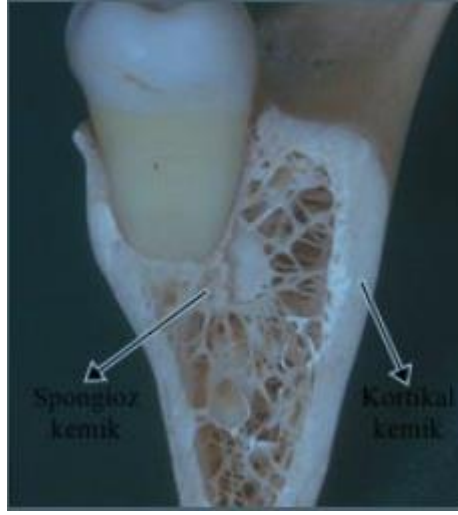
- Kuvvetin yönü
- Kuvvetin büyüklüğü
- Protez tipi
- Protez materyali
- İmplant tasarımı
- Destek implantların sayısı ve dağılımı
- Kemik yoğunluğu
- Kemik-implant arayüzünün mekanik özellikleri

2.6. Kemik Değerlendirilmesi ve Rezorbsiyon

2.6.1. Kemik Dokusu

Kemik dokusu hücreleri; osteoprogenitör hücreler, osteoblastlar, osteositler ve osteoklastlar olmak üzere 4 çeşittir (43). Osteoprogenitör hücreler kondroblast veya osteoblasta dönüşebilen öncül hücrelerdir. Tip I kollajen, glikoprotein ve proteoglikanlardan oluşan kemiğin organik matriksi osteoblastlar tarafından üretilir ve oluşan matriks sonrasında mineralize olur. Osteoblastlardan türeyen osteositler de kemik dokusunun canlı kalmasını sağlayan yapı hücreleridir. Osteoklastlar rezorbsiyondan sorumludur. Kemik dokusu ömür boyu "remodelling" adı verilen yapım ve yıkım döngüsü içerisinde. Bu döngü sistemik hormonlar ve lokal faktörler tarafından kontrol edilir (43, 44).

Kemik spongioz (trabeküler) ve kortikal (kompakt) olmak üzere iki farklı tabakadan oluşur. Merkezdeki spongioz kemik metabolik fonksiyonları kontrol eder. Mekanik güç ve korumayı sağlayan kortikal kemikte daha sıkı bir fibriler yapı izlenirken spongioz kemiğin matriksi daha gevşek organize olmuştur (Resim 2). Spongioz kemik makroskopik olarak hematopoetik elemanların yerleştiği bir bal peteği görünümündedir (43, 45).



Resim 2. Mandibuladaki kortikal ve spongioz kemik yapısı (43).

2.6.2. Kemik Dokusunun Mekanik Yapısı

Kemik dokusunun yapılanması, üzerine gelen baskının şiddetine göre ayarlanır. Ağır yük altındaki kemikler kalınlaşır. Kemiğin iç yapısı, normal olarak karşılaşılabilecek basınç ve zorlanmalara karşı en iyi şekilde uyum gösterir. Bu durum en iyi femur gibi uzun kemiklerin spongiozadaki trabeküllerin sıralanmasında görülür. Herhangi bir noktada kemik dokusuna uygulanan kuvvet, uzun eksen doğrultusunda birbirine dik üç bileşkene ayrılır. Ayrıca trabeküllerin düzeni, gelen kuvveti daima trabeküllere paralel bileşkenlere ayırır. Bu şekilde en az madde ile en çok direnç sağlanmış olur (46–51).

Kemik, her ne kadar sabit şekilli, sert bir yapı olarak görünse de değişik fonksiyonel kuvvetler karşısında şekil değiştirebilir ve yeni şartlara adapte olabilir (Wolff Kanunu). Kemiğin yeniden şekillenmesinde mekanik kuvvetler uyarıcı hatta başlatıcı fonksiyona sahiptir. Hem çekme kuvvetleri hem de sıkıştırma kuvvetleri, kuvvetin uygulandığı bölgede kemik dokusunun kalınlaşmasına sebep olur (46–51).

Fonksiyonel kuvvetlerle kemik yeniden şekillenir, fizyolojik sınırları aşan kuvvetlerde ise rezorbsiyonlar oluşur. Kemik dokusu; kuvvetler karşısında fonksiyonel ve mekanik adaptasyon sağlayabilmek üzere oluşturduğu yoğun kemik depolanmasının yanı sıra spongioz kemiğin depolanmasıyla da iç yüzeye doğru kuvvetleri dağıtır. Oluşan kemik katlanmaları, bu kuvvetlere karşı koyabilecek ve en uzak bölgelere iletebilecek niteliktedir. Belirli doğrultuda oluşan bu kemik katlanmalarına trajektör hatları veya kuvvet çizgileri adı verilir. Kuvvetleri en iyi şekilde karşılayan kuvvet çizgileri, kemiği etkileyen

mekanik kuvvetleri dengelemek üzere uygun şekilde dizilmiş kemik trabeküllerinden ibarettir (46–51).

Fonksiyon kuvvetleri, maksillada; kanin ve 1. molar diş bölgesi, zygomatik çıkıntı ve pterygoid çıkıntı üzerinden üç kuvvet çizgisi yoluyla kafaya yayılır. Mandibulanın histolojik yapısı ve bağımsız bir kemik olması, fonksiyon kuvvetlerini dengeleyen çizgilerin dağılımında farklılık oluşturur. Mandibulaya gelen fonksiyon kuvvetleri, üç kuvvet çizgisiyle kafaya yayılır; processus alveolarisin basal-kenarında birleşen kuvvet çizgileriyle kondillere kadar gider, korpus mandibulanın altından geçer ve menton bölgesindeki kuvvet çizgileriyle yayılır (46–51).

Çene kemiklerine dental implant yerleştirilirken trajektör hatları göz önünde tutularak yapılacak olan tedavi planlaması, implant başarısını artırır ve kemik dokusundaki iyileşmeyi hızlandırır (46–51).

2.6.3. Kemik Kalitesine Göre Kemik Sınıflandırması

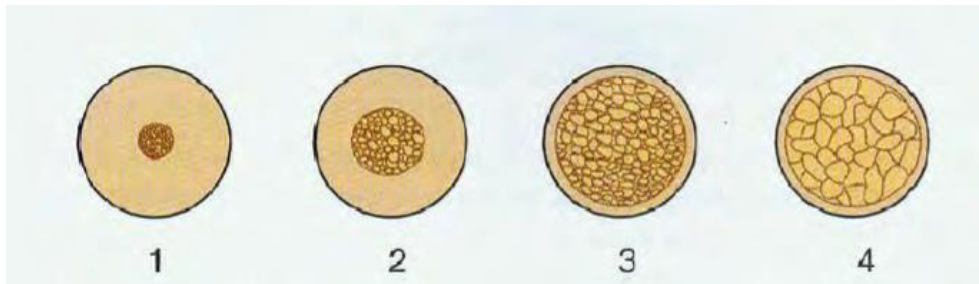
Lekholm ve Zarb'ın tarafından 1985 yılında yapılan kemik kalitesi sınıflamasına göre çene kemiği 4 farklı gruba ayrılmıştır (Şekil 1) (52):

Tip 1 (D1): Tüm çene homojen olarak kortikal kemikten oluşur.

Tip 2 (D2): Kalın bir kortikal kemiğin çevrelediği yoğun spongioz kemikten oluşur.

Tip 3 (D3): İnce bir kortikal kemiğin çevrelediği yeterli dirence sahip yoğun spongioz kemikten oluşur.

Tip 4 (D4): İnce bir kortikal kemiğin çevrelediği düşük yoğunlukta spongioz kemikten oluşur.



Şekil 1. Lekholm ve Zarb'ın kemik sınıflandırması (52).

2.6.4. Kemik Rezorbsiyonu

İnsan hayatı boyunca kemik dokusu düzenli olarak rezorbe olmakta ve yerine yeni kemik dokusu oluşmaktadır. Bu alanlarda osteoklast hücreleri kemik dokusunu rezorbe ederken aynı bölgede osteoblastlar yeni kemik dokusunu oluşturmaktadırlar (45).

Wolff kanununa göre kemiğe gelen kuvvetler yeniden şekillenmeyi etkilemektedir. Kemik fonksiyon dışı kaldığında iç ve dış yapısında değişiklikler meydana gelir. Kemiğin formunu ve yoğunluğunu koruyabilmesi için sürekli uyarılması gerekmektedir. %4'lük gerilmenin iskelet sistemindeki yıkım ve formasyon aşamalarını dengelediği ve kemiğin devamlılığını sağladığı belirtilmiştir (53).

Rezorbsiyon; enflamatuvar, hormonal ve mekanik faktörlerin kombinasyonu sonucunda ortaya çıkan çok yönlü biyomekanik bir olaydır. Bir diş çekildiği zaman kalan kemik bölgesindeki uyarı eksikliği; ilgili bölgede trabekül ve kemik yoğunluğunun bölgede azalması ile beraber kemiğin kalınlığının ve yüksekliğinin azalmasına neden olur (54).

2.6.5. Kemik Miktarı Açısından Alveolar Kemik Sınıflandırılması

Cawood ve Howell'in 1988'de yapmış oldukları maksilla ve mandibuladaki rezorpsiyon sınıflaması halen kullanılmaktadır (Şekil 2). Bu sınıflamaya göre 6 grup kret vardır (55, 56):

Sınıf I: Dişli kret

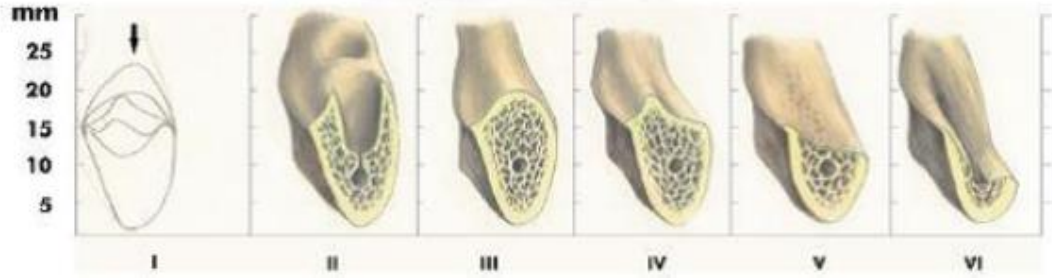
Sınıf II: Diş çekiminin ardından iyileşmesini yeni tamamlamış kret

Sınıf III: Uygun yükseklik ve genişlikte olan, yuvarlak formdaki kret

Sınıf IV: Uygun yükseklikte olan, ancak genişliği yetersiz olan bıçak sırtı formundaki kret

Sınıf V: Genişliği ve yüksekliği yetersiz olan düzleşmiş formdaki kret

Sınıf VI: Çeşitli derecelerde bazal kemik kaybını içeren, basık, negatif forma sahip kret

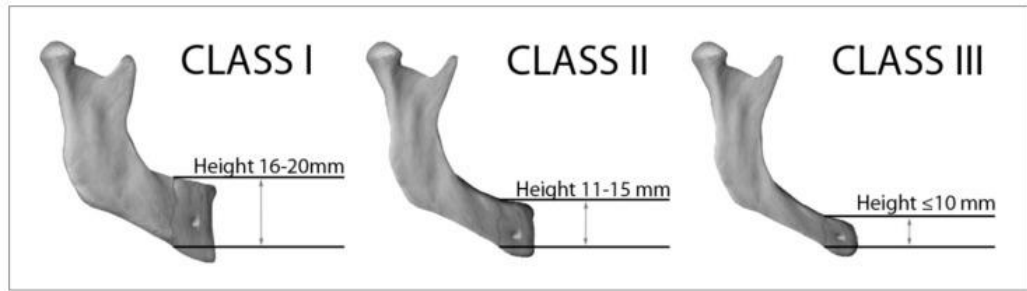


Şekil 2. Cawood ve Howell'in mandibula rezorbsiyon sınıflaması (55, 56).

2.6.6. Mandibula Atrofisinin Sınıflandırılması

Kısmi veya tam dişsizlik durumunda, atrofisinin dört ana aşaması rezidüel dikey kemik yüksekliği açısından Luhr ve arkadaşlarına göre sınıflandırılmıştır (Şekil 3) (57):

- 0 = Atrofi yok dikey yükseklik > 20 mm
- 1 = Hafif atrofi dikey yükseklik > 15 ila 20 mm (Luhr Sınıf I)
- 2 = Orta atrofi dikey yükseklik > 10 ila 15 mm (Luhr Sınıf II)
- 3 = Şiddetli atrofi dikey yükseklik ≤ 10 mm (Luhr Sınıf III)



Şekil 3. Luhr ve ark. yaptığı mandibula atrofisinin sınıflaması (57).

2.7. Tam Dişsizlik

Diş hekimlerinin büyük bir çoğunluğu tam ve kısmi dişsiz hastalar için hala geleneksel tam ve hareketli bölümlü protezler yapmaktadırlar (58). Bununla tam protezlerin uzun yıllar kullanan hastalarda ileri seviyede alveoler kemik kaybı ile karşılaşılabilir. Atrofik kemik kaybı sonucu protezlerin stabilitesi ve retansiyonu azalmaktadır ve bu duruma bağlı olarak protezler hastalarda kullanımı kısıtlayan ağrıya neden olabilmektedir (59). Brenemark tarafından implantların osseointegrasyonu tanımlamasından itibaren tam ve

kısmi dişsizlik vakalarının dental implantlar ile tedavisi bilimsel olarak kabul görmüş ve oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır (60).

2.8. İmplant Destekli Protezlerin Genel Sınıflandırılması

İmplant üstü protezleri Carl E. Misch şu şekilde sınıflandırmıştır (Şekil 4) (Şekil 5) (61) :

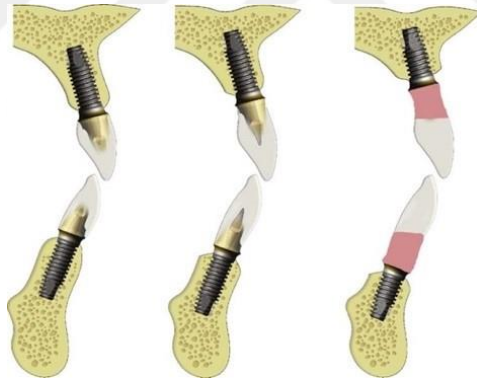
SP-1: Sabit Protez; Yalnızca kronu yerine koyar, doğal dişe benzer.

SP-2: Sabit Protez; Kronun ve kökün bir kısmını yerine koyar. Kron konturu oklüzalde normal görünür ancak gingival yarıda uzamış ya da fazla konturludur.

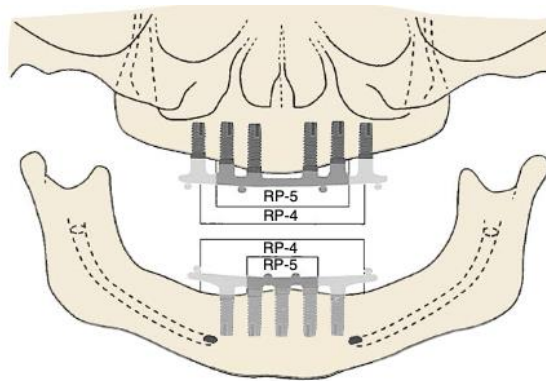
SP-3: Sabit Protez; Kronu ve dişeti rengini ve dişsiz alanı yerine koyar. Protezler genelde yapay diş ve akrilik dişetinden yapılır belki metal ve porselen de kullanılabilir.

HP-4: Hareketli Protez; Tamamen implantlarla desteklenen protezlerdir.

HP-5: Hareketli Protez; İmplant ve yumuşak dokunun her ikisi tarafından desteklenen protezlerdir.



Şekil 4. İmplant destekli sabit restorasyonlar: SP-1, SP-2, SP-3 (Misch'ten, (6))



Şekil 5. İmplant destekli hareketli restorasyonlar: HP-4, HP-5 (Misch'ten, (6))

2.8.1. Sabit Protezler-3 (SP-3)

SP-3 restorasyonlarda sadece doğal dişlerin restorasyonu yeterli olmaz aynı zamanda bir miktar yumuşak dokuda restore edilir. SP-2 ve SP-3 protezlerde mevcut kemik miktarı doğal rezorbsiyon veya implant cerrahisi sırasındaki kemik düzeltme işlemleri sebebiyle azalmıştır. Estetik, fonksiyon, dudakların desteklenmesi ve fonasyon için dişin insizal ve kenarlarını doğru yere yerleştirebilmek için restore edilecek dişin boyu normal diş boyutundan uzun olması gerekmektedir. Dişeti rengi verilmiş SP-3 protezler ile daha doğala yakın ve estetik bir restorasyon elde edilir (6).

SP-3 protezlerde temel iki yaklaşım mevcuttur. Bu yaklaşımlardan birinde metal alt yapı, suni dişler ve akrilikten yapılmış kaide bulunur. Diğer metal-seramik restorasyonlardır. Restorasyon tipini etkileyen birincil faktör arklar arası mesafedir. Kemik ve oklüzal düzlem arasındaki mesafenin 15 mm'den daha az olduğu durumlarda metal seramik bir restorasyon önerilir. Mesafenin daha fazla olduğu durumlarda ise hibrit bir restorasyon hazırlanır (6).

2.8.2. All-On-Four Tekniği

Dişsiz çenelerin implant tedavisi; posterior bölgedeki zayıf kemik kalitesi, uzun dönem dişsizlik sonucu kemik miktarındaki yetersizlik ve alveolar kemiğin anatomik sınırlamaları (62, 63) gibi problemlerden dolayı sıklıkla komplike hale gelmektedir (64).

İmplant yerleştirmek için gerekli olan kemik miktarını elde etmek için greft uygulanması uygun bir tedavi seçeneği olabilmektedir. Ancak, bu tedavi sıklıkla titiz cerrahi işlemler gerektirmekte, komplikasyon gelişebilmekte ve dolayısı ile maliyeti yüksek olabilmektedir. Bu nedenle, hasta tarafından kabul edilebilirliği düşük bir tedavi seçeneğidir (64, 65).

Bu gibi kısıtlamaların üzerinden gelebilmek için; uzun distal kantilever, kısa implant ya da önemli anatomik bölgelere (zigoma veya pretygoid kemik) implant yerleşimi gibi farklı tedavi alternatifleri düşünülmüştür (65). Ancak, bu tedavi yöntemleri önemli derecede uzmanlık gerektirir, cerrahi risk içerir ve komplikasyon oluşturmaktadır (64). Ayrıca bu alternatif metotların maliyetleri yüksektir ve tedavi sürecini uzatırlar (66). Uzun distal kantilever, minimal kemik hacmi ve alveolar kemik kaybı gibi problemleri çözebilmek için Malo ve arkadaşları, 'all-on four' tekniğini geliştirmişlerdir.

All-on-four tedavi tekniği, alt çene ve üst çenede 2 anterior ve 2 posterior toplam 4 implant ile desteklenen tam ark sabit bir protezi kapsamaktadır (7, 67, 68). Anterior implantlar alt çene ve üst çenede lateral kesici bölgesine dik olarak, posterior implantlar alt çenede mental foramenin hemen önüne, üst çenede ise maksiler sinüsün anterior duvarına paralel olarak distale eğimli yerleştirilirler (68). Anterior implantlar oklüzal düzleme dik, posterior implantlar ise yaklaşık 30-45° distale eğimli yerleştirilirler (66).

All-on-four tedavi tekniği, genel olarak düşük maliyetli tedavi seçeneği olması ile birlikte azalmış tedavi süresi sağlaması, geniş cerrahi yaklaşımlar ve hareketli protezler ile karşılaştırıldığında hastaya yüksek yaşam kalitesi sağlayan bir tedavi yaklaşımı olarak görölmektedir (69).

2.8.2.1. All-On-Four Tekniğinin Endikasyonları (70):

- İyi genel sağlık ve kabul edilebilir oral hijyen,
- En az 10 mm uzunluğunda 4 implantın yerleştirilmesi için yeterli kemik varlığı(71),
- En az 5 mm kemik genişliği, üst çene anterior bölgede 10 mm ve mental foramenler arasında en az 8 mm kemik yüksekliği (71),
- All-on-four tekniğinde dayanak, alt yapı ve protetik restorasyona yer sağlamak için arklar arası mesafenin en az 20 mm olması (66),
- Erken yüklemeyi sağlamak için implantlardan yeterli stabilitenin elde edilebilmesi (67).

2.8.2.2. All-On-Four Tekniğinin Kontrendikasyonları (70):

- Yetersiz kemik hacmi, düzensiz veya ince kemik kreti (66),
- İmplant yerleştirilmesi ve planlamasını engelleyebilecek artık dişlerin varlığı,
- Cerrahi müdahaleyi zorlaştıracak olan (en az 50 mm) hastalardaki yetersiz ağız açıklığı.

2.8.2.3. All-On-Four Tekniğinin Avantajları (64, 67, 70, 71) :

- Açılı posterior implantlar anatomik yapıları korur,
- Kemik ankrajını arttıran uzun implant yerleşimi sağlar,
- Posterior kantilever uzunluğu kısalmır,

- Dişsiz çenelerde kemik greftleme prosedürünü elimine eder,
- Yüksek başarı oranına sahiptir,
- Anterior-posterior dayanaklar arası mesafe artar,
- Nihai restorasyon sabit ya da hareketli hazırlanabilir,
- İmmEDIATE fonksiyon ve estetik sağlar,
- İmplant sayısının azalması ile maliyet düşer.

2.8.2.4. All-On-Four Tekniğinin Dezavantajları (71):

- Çok hassas bir tekniktir ve özenle hazırlanmış cerrahi splint gerektirir,
- Protez için istenen implant yerleşimi implantların elle rastgele yerleştirilmesi ile her zaman mümkün olmayabilir,
- Kantilever uzunluğu belirli sınırın ötesine uzatılmamalıdır.

2.9. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Kullanılan Alt Yapı Materyalleri

2.9.1. Soy Metal Alaşımları

2.9.1.1. Altın Alaşımları

Dental restorasyonlarda kullanılan altın alaşımları tip 3 ve tip 4 alaşımlardır. Tip 3 alaşımları, yüksek dayanıklılığa sahiptir. Kron, onleyler, ince kopingler ve pontiklerde kullanılır. Tip 4 alaşımlar ise bar, kroşe ve iskelet gibi çok yüksek dayanıklılık gereksinimi olan yerlerde kullanılır.

2.9.1.2. Paladyum-Gümüş Alaşımları

Bu alaşımlar tip 3 altın alaşımlara benzer mekanik özellikler gösterirler fakat maliyetleri daha düşüktür. Gümüş miktarının arttırılması dökülebilirliği artırır, sertliği ve kararma direncini azaltır (72). Bu alaşımlar porselen uygulamaları ile birlikte yeşil renge dönüşmeye meyilli olduklarından hibrit protezlerin iskeletinde bir seçenek değildir (72).

2.9.2. Soy Olmayan Metal Alaşımları

2.9.2.1 Krom-Kobalt Alaşımları

Krom-kobalt alaşımları sert olmaları uzama değerlerinin yüksek olması ve gerilme dayanımı göstermelerinin yanında aynı zamanda ekonomik de olmaları nedeniyle çok uzun yıllardır parsiyel döküm protezlerde sıklıkla kullanılan baz metal alaşımlarıdır (73).

Metal altyapılar rijittir, iyi mekanik özellikler sunar ve uyumsuzluk durumunda kesilip yeniden birleştirilebilir (74)(75). Metal seramik restorasyonlar porselen kırılması ve vida gevşemesi gibi teknik komplikasyonlara yol açan yüksek bir elastiklik modülü sunar (76). Bir diğer komplikasyon uyum sorunlarına neden olabilen porselen fırınlanırken metalin büzülmesidir (77).

Krom-kobalt alaşımları kıymetli metal alaşımlarına göre daha ucuz ve daha sert oldukları için en sık tercih edilen alt yapı materyalidir (78).

2.9.2.2. Titanyum Alaşımları

Ti ve Ti alaşımları, mükemmel korozyon direnci, düşük özgül ağırlık ve mükemmel biyoyumlulukları ile diş hekimliğinde kullanım için çok uygun materyallerdir. Aynı zamanda Ti ve Ti alaşımları ucuzdur ve altın alaşımlarına benzer mekanik özelliklere göstermektedir (72). Son zamanlarda titanyum ve alaşımları iyi mekanik özelliklerinden dolayı sabit ve hareketli protezlerde alt yapı materyali olarak tercih edilmeye başlanmıştır (79).

Titanyumun ticari saf titanyum (Commercial Pure Titanium- CP Ti) olarak 4 çeşit (tip 1, tip 2, tip 3 ve tip 4), Ti6Al4V alaşımı da dahil edilmek suretiyle toplamda 5 çeşit olarak kullanımı yaygındır (80).

Tip 1 Saf Titanyum: Kimyasal olarak saf ve yumuşak formda olup; en düşük mekanik dayanıklılık, en yüksek yumuşaklık ve işlenebilirliğe sahiptir.

Tip 2 Saf Titanyum: En az 275 MPa akma dayanıklılığı değerine sahiptir; bu sebepten dolayı endüstriyel kullanım için idealdir ve üstün aşınma direncine sahiptir.

Tip 3 Saf Titanyum: Üstün korozyon direnci ve dayanıklılığa sahiptir.

Tip 4 Saf Titanyum: Saf titanyum sınıfının içinde en yüksek dayanıklılığa sahip olan titanyum türüdür.

Tip 5 Ti6Al4V Alaşımı: % 6 alüminyum ve % 4 vanadyum içerdiğinden; yüksek dayanıklılık ile korozyona ve yorulmaya karşı yüksek dirence sahiptir (81). Vanadyumun sitotoksik etkisinden dolayı kullanımı belli uygulamalar ve cihazlarla sınırlıdır (80).

2.9.2.3. Zirkonya

Estetiğin günümüzde çok önemli bir hale gelmesiyle daha estetik restoratif materyallere olan talep artmış ve bu durum zirkonyanın geliştirilmesine yol açmıştır (82).

Zirkonya, estetik görünüm, biyouyumluluk, korozyona direnci, sınırlı plak birikimi ve üstün mekanik özelliklerin avantajlarına sahiptir (82, 83). Zirkonya 900-1200 MPa eğilme dayanımına ve 9-10 MPa.m^{1/2} kırılma tokluğuna sahip paslanmaz çeliğe benzer mekanik özellikler göstermektedir ve seramikler içindeki en sert ve en güçlüsüdür (84).

Zirkonyanın monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere üç fazı bulunmakla birlikte; oda sıcaklığında monoklinik fazı stabil değildir. Bu sebeple diş hekimliğinde genelde yttria ile stabilize edilen zirkonya (Y-TZP) kullanılır. Yttria eklenmesinin amacı; zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil olarak kalmasını sağlamaktır (72).

Y-TZP materyalinin düşük korozyon potansiyeli, düşük bakteriyel kolonizasyon, düşük ısısal iletkenlik ve yüksek bükülme direnci ve sertlik gibi fiziksel ve kimyasal özellikleri vardır (85, 86).

Metal alt yapıların yerine kullanılan zirkonya daha estetik ve diş rengine daha uygun, diş etleri ile daha uyumlu olarak implant destekli protezlerde alt yapı olarak kullanılmaktadır (87).

2.9.2.4. Polyetheretherketone (PEEK)

Son birkaç yılda metal alaşımların yerine geçebilecek düşük young modüllü yeni restoratif bir materyal olan Polietereterketon (PEEK) ortaya çıkmıştır. PEEK %20 seramik doldurucu içeren modifiye termoplastik ve organik bir polimerdir (88).

PEEK materyali dayanıklılığı, korozyona direnci ve kemiğe yakın elastisite modülü ile öne çıkmaktadır. Yüksek performans polimerler metal altyapılara oranla pek çok avantaj sunmaktadırlar. Bu avantajların başlıcaları materyalin dayanıklılık/ağırlık oranı ve şok/absorbsiyon potansiyelidir (89). Ayrıca biyouyumlu olması ve düşük plak afinitesi de avantajları arasında sayılabilir (90).

Endokronlar, sabit dental protezler için altyapılar, implant abutmentleri, implant parçaları, ortodontik teller ve hareketli dental protezler gibi çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadır (88, 91). Bununla birlikte, implant destekli sabit protezlerde alt yapı olarak kullanıldığında stres dağılımına etkisi ile ilgili yeterli çalışma yoktur ve bu durumun değerlendirilmesi gerekmektedir.

2.9.2.5. Fiberle Güçlendirilmiş Rezin (FGR)

Dental alaşımlarının estetik problemleri, mekanik, termal, elektriksel, alerjik ve biyolojik özelliklerindeki uyumsuzluklar metalik olmayan biyomalzemelerin elde edilmesine ilişkin araştırmaları artırmıştır.

Ağırlığı zirkonyadan ve kobalt-kromdan daha az, gerilme dayanımı zirkonyaya denk iken bükülme ve baskı dayanımı kobalt-krom ile karşılaştırılabilir olan fiberle güçlendirilmiş bir rezin (Trinia) Bicon Dental İmplant firması tarafından geliştirildi (92).

Doğal diş veya implant destekli dayanaklardaki kron ve köprülerin elde edilmesinde, ayrıca implant destekli restorasyonların iskeletinin elde edilmesinde kullanılırlar.

Bu materyal üç üyeli sabit köprülerde test edilmiş ve altın standart olan metal-seramik protezlerle benzer sonuçlar elde edilmiştir (93). Ayrıca kısa süreli bir klinik çalışmada 4 implant üstüne yapılan fiber destekli rezin köprülerin başarı oranı yaklaşık %97 olarak bulunmuştur (92). Zaporolli'nin implant üstü tam protezler üzerinde yaptığı güncel bir çalışmada bu materyalin rijit altyapılara göre (metal, porselen) stresi %25 oranında azalttığı gösterilmiştir (94).

2.10. Stres Analiz Yöntemleri

Bir cisme uygulanan kuvvetlerin hangi bölgelerde yoğunlaştığını görüntülemek ve pratik uygulamalar esnasında o cismin yapısal olarak daha dayanıklı bir hale getirebilmek için oluşabilecek durumları önceden saptayabilen yöntemlere “stres analizi yöntemleri” denir (95).

Kemikte, implantlarda ve uygulanan restorasyonlardaki stresleri incelemek için birçok farklı yöntem kullanılmaktadır (96). Bunlar:

1. Fotoelastik stres analizi yöntemi
2. Gerinim ölçer ile stres analizi yöntemi
3. Kırılğan vernikle kaplama stres analizi yöntemi
4. Holografik interferometreyle stres analizi yöntemi
5. Termografik stres analizi yöntemi
6. Radyotelemetriyle stres analizi yöntemi
7. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi

2.10.1 Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Fotoelastik stres analizi, bazı saydam malzemelerin yük uygulandığında ve polarize ışıkla görüntülendiğinde renkli desenler sergileme özelliğine dayanmaktadır (97). Fotoelastik kuvvet analiz yöntemiyle, stres büyüklüğünü ölçmek için transparant fotoelastik modeldeki kuvvet çizgileri incelenebilir (98). Fotoelastik materyalde kırmızı ve yeşil renkler arasındaki kuvvet çizgileri “fringe” olarak tanımlanır. Kuvvet çizgilerinin sayısı arttıkça stres de oransal olarak artar. Kuvvet çizgileri birbirine yaklaştıkça stres değişimi fazla olur ve düzenli renk görünümü ise düzenli dağılım gösteren stres alanlarını ifade eder (99). Basit ama dezavantajları olan bir yöntemdir. En önemli dezavantajları, çene kemiğini taklit etmede başarısız olan sentetik rezin ve rezin içerisindeki materyalin doğru konumunun belirlenmesidir (96, 100, 101).

2.10.2. Gerinim Ölçer ile Stres Analiz Yöntemi

Gerinim ölçer analizi yöntemi, uygulanan yükler altında, cisimlerde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin değerlendirildiği yöntemdir.

Gerinim ölçerler ince bir tel veya şeritin esnek bir tabaka üzerine kuvvetli bir yapıştırıcıyla yapıştırılmasıyla oluşturulur. Tabakaya uygulanan basıncın etkisi ile tabaka esnemekte ve iletken şerit gerilerek uzamaktadır. Uzayan telin kesiti daralır. İletken materyaller daraldıkça dirençleri artmaktadır. Bu prensipten yola çıkarak gerinim ölçer ile stres analiz yöntemi ile iletken direncindeki değişim göz önünde bulundurularak uygulanan kuvvetin miktarı ölçülmektedir (102).

Yöntemin avantajları arasında, nicel değerlendirmeyi mümkün kılması, verilerin matematiksel işlemler için kullanılabilmesi ve in vivo uygulamalarda kullanılabilirliğidir. Dezavantajları arasında ise, gerinim ölçerlerin boyutları nedeniyle, küçük objelerde kullanımının sınırlı olması ve farklı güçler altında benzer gerinim sonuçlarının ölçülebilmesi sayılabilir (103).

2.10.3. Kırılğan Vernikle Kaplama Stres Analiz Yöntemi

Bu yöntemde özel bir vernik model üzerine homojen olarak püskürtülerek fırınlanır. Cisme kuvvet uygulanarak vernik kaplamada meydana gelen çatlaklar incelenir. Çatlaklar genellikle kuvvete dik yönde oluşur ve kuvvet noktasından uzaklaştıkça çatlak yoğunluğu azalır. Böylelikle çatlakların doğrultusu streslerin yönünü belirler (96, 104). Hazırlanan

modelin çatlatıldıktan sonra tekrar kullanılamaz hale gelmesi ve canlı dokular üzerinde uygulanamaması bu yöntemin dezavantajlarıdır (105).

2.10.4. Holografik İnterferometreyle Stres Analizi Yöntemi

Holografik interferometri yöntemi, lazer ışını kullanılarak bir cismin 3 boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntem ile yüzey deformasyonları nanometre (nm) boyutunda algılanıp görünen ışık saçaklarına dönüştürülerek analiz edilir (96). Aynı örneğin tekrar incelenebilir olması, orijinal büyüklükteki cisimler üzerine direkt uygulanabilmesi, dış etkenlerin materyalde meydana getirdiği değişiklikleri gözlemleyebilmesi bu yöntemin avantajları içerisinde yer alırken, sadece dış yüzeyde inceleme yapılması, cismin istenmeyen hareketi sonucu oluşan saçakların holografik değerlendirmeyi engellemesi dezavantajlarıdır (106).

2.10.5. Termografik Stres Analizi Yöntemi

Yöntemin temelinde Lord Kelvin adlı bir araştırmacı tarafından bulunan bir prensip yer alır. Bu prensip “homojen, izotropik bir materyale periyodik olarak yükleme yapıldığında ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır” hükmünü esas almaktadır. Dental implantların statik yüklenmesi esnasında oluşan frekansların yeterli periyodik frekansa ulaşmaması nedeni ile implant ile ilgili çalışmalarda bu yöntem kullanılmamaktadır (107).

2.10.6. Radyotelemetriyle Stres Analizi Yöntemi

Radyotelemetri ile kuvvet analizi yönteminde; radiotransmitter, güç kaynağı, alıcı ve modele uyumlandırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticileri ve verilerin kaydedilmesini sağlayan elemanlardan oluşan donanım ve yazılım için yardımcı programların kullanılmasıyla veriler elde edilir. Sonuçlar, gerilim ölçerde cihazında oluşan direnç farklılıklarının radyotelemetrinin frekansını etkilemeleri sonucunda oluşmaktadır (101). Bu yöntemin avantajı, veri iletiminde ara malzeme olarak herhangi bir kablo kullanılmamasıdır. Dezavantajları arasında, termal ve mekanik yorulma sonuçlarının dental malzemelerde oluşturduğu etkilerinin incelenememesi ve canlı dokularda oluşan gerilim dağılımlarının değerlendirilememesi yer alır (96, 106).

2.10.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Biyomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modelini çıkartıp bilgisayar ile bu modelin çözümlenmesi esasına dayanan bu analiz yöntemi; bir nevi bilgisayar üzerinde

tabiatın taklit edilmesidir. Sonlu elemanlar metodu, fiziksel modelleri tarif eden matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindendir. Bu yöntemin uygulanması sırasında milyarlarca aritmetik işlem yapıldığından bilgisayar kullanımı şarttır (108).

Sonlu elemanlar analizi havacılık endüstrisi tarafından 1960'ların başlarında geliştirilmiş ve kullanımı yaygınlaşmıştır (109). Robert Hooke tarafından 1660'larda "Kuvvet ve Yer Değiştirme Oransallığı Kanunu" nun çıkarılmasından günümüze, gittikçe gelişen formları kullanılmıştır (110). 1976 yılında, Weinstein ve diğerleri, implantoloji alanında sonlu elemanlar analizi kullanan ilk araştırmacılar (98). İlk SEA çalışmasında bir dişin önce matematiksel modeli oluşturulmuş ardından farklı yönlerde kuvvetler uygulanmış ve kemikte meydana gelen gerilmeler incelenmiştir. Günümüzde SEA'nın kullanım alanı oldukça genişlemiş ve diş hekimliğinin protetik ve restoratif diş hekimliği, ortodonti ve çene cerrahisi alanlarında kullanılmaktadır (111).

2.10.7.1. Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminin Özellikleri (112);

- Karmaşık geometriye sahip yapılar için uyumluluk,
- Değişik yapısal problemler için uyumluluk,
- Teorik temellerin güvenilirliği,
- Doğruluğun güvenilirliği,
- Hesaplama verimliliği şeklinde sıralanabilir.

2.10.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Avantajları (101, 113)

- Sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin çeşitliliği ve değiştirilebilirliği sayesinde geometrisi kompleks olan katı cisimler dahi güvenli olarak analiz edilir.
- Delikli veya köklere sahip cisimler gibi bağlantı noktası fazla olan cisimler rahatlıkla analiz edilebilir.
- Farklı materyallerden yapılan veya geometrik özellikleri farklı olan cisimlerin incelenmesine imkân sağlar.
- Bütün yapılar küçük ve basit alanlara ayrılarak bütün yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler çözümlenir. Böylelikle sorun basite indirilerek, anlaşılmasına imkân sağlanır.
- Sınır şartları oldukça kolay uygulanır.
- Analitik ve deneysel yöntemlerden daha hassas sonuçlar vermektedir.

2.10.7.3. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Dezavantajları (101)

- Analizlerin yapılabilmesi için kullanılan yazılım programı ve bu programı çalıştıran bilgisayarlar pahalıdır.
- Analizlerin yapıldığı yazılım programlarının güncellenmesi gerekmektedir.
- Yapılan araştırmaların güvenilirliği malzeme özelliklerinin sisteme doğru olarak yüklenmesine bağlıdır.

2.10.7.4. Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminin Aşamaları

Sonlu elemanlar analizi üç temel aşamada gerçekleşir (114):

Hazırlık Aşaması (Pre-processing): Bu aşamada manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi görüntülerinin bilgisayar yazılımına aktarılması veya bilgisayar destekli tasarım (Cad/Computer-Aided Designing) ile, iki veya üç boyutlu model hazırlanır, modellenen yapı eleman adı verilen geometrik parçalara bölünerek ağ yağısı oluşturulur, materyal özellikleri (elastik modülü ve poisson oranları), yükleme koşulları ve sınır koşulları belirlenir.

Cözümleme (Processing): Bilgisayar yazılımı ile yazılım formülasyonları, ters çevirme, çarpma ve çözümleme gibi hesaplamaların yapıldığı aşamadır.

Sonuç İşlemi (Post-processing): Sonuçlar ve doğrulamalar bu aşamada alınır.

2.10.7.5. İki Boyutlu Sonlu Eleman Stres Analiz Yöntemi: Diş hekimliği çalışmalarında oldukça sık kullanılan bir yöntemdir. Ancak; günümüzde detaylı çalışmalarda kullanılan materyalin fazlalığı, karmaşıklığı ve üç boyutlu morfolojisi nedeniyle bu yöntem yetersiz kalmaktadır (101).

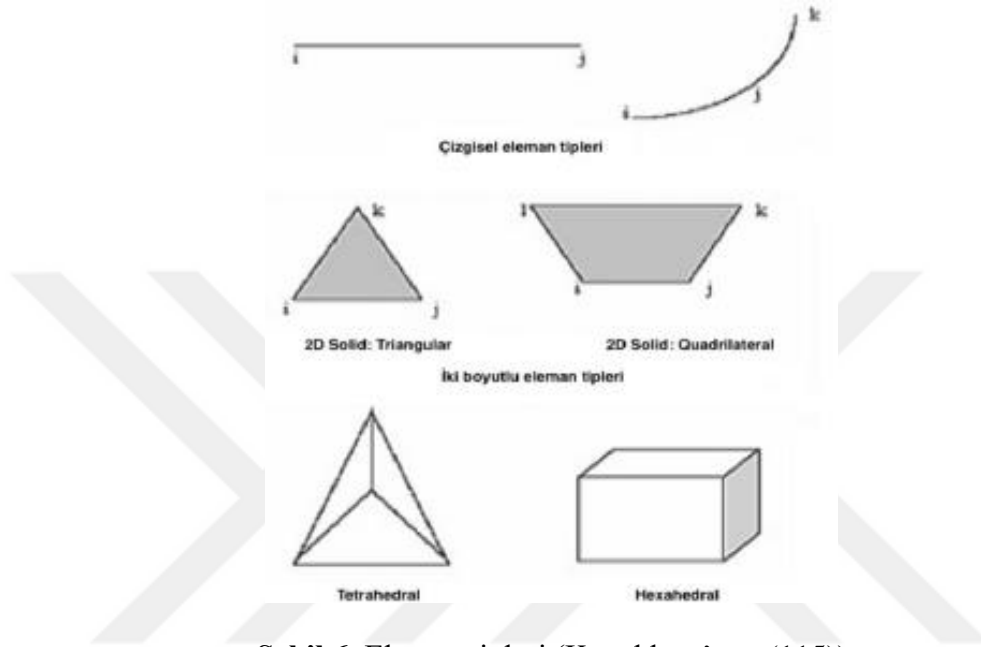
2.10.7.6. Üç Boyutlu Sonlu Eleman Stres Analiz Yöntemi: Kompleks yapıların simülasyonu bu yöntemle iki boyutlu sonlu eleman analiz yöntemine göre daha uygun olmaktadır. Karmaşık bir yapının incelenmesinde, analizin yapılacağı yapının geometrisi uygulan analiz yöntemi sonucu elde edilen bulguların kabul edilebilmesi gibi birçok faktöre bağlı olarak hangi sonlu eleman analizinin seçileceğine karar verilmektedir (101).

Analiz yapılacak olan dokunun iki veya üç boyutlu katı modellemesi yapılır, elde edilen bir problemi belirten fiziksel model ‘sonlu’ boyutlarda küçük ‘elemanlara’ ayrıştırılır. Hassas sonuçların elde edilmesi için mümkün olduğu kadar fazla eleman kullanılmalıdır. Sonlu elemanlar yönteminde kullanılan eleman çeşitleri şunlardır (Şekil 6) (115):

Cizgisel Elemanlar (Line Element): Düğüm noktasından oluşurlar uç, uca eklenebilirler.

İki Boyutlu Katı Elemanlar (2D Solid Elements): Yassı yüzeylerden oluşurlar, kalınlıkları sabittir.

Üç Boyutlu Katı Elemanlar (3D Solid Elements): Dört veya altı yüzeyi bulunur.



Şekil 6. Eleman tipleri (Küçükkurt'tan, (115))

Model üzerinde elemanların ayrışmasıyla 'ağ (mesh) yapı' elde edilir. Her eleman belirli bir geometrik şekil alabilir. Elemanlar birbirlerine 'düğüm'lerle bağlı olduklarından bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemanlara da yansır (116). Elemanın geometrisinin ve yapısal ve malzeme özelliklerinin birleştirilmesi, elemanlara etkiyen dış kuvvetler ile köşe noktalarında (düğümler) meydana gelen yer değiştirmeler arasında ilişki kurulmasını sağlar. Tüm elemanların poisson oranları ve elastik modülü değerleri bilgisayar programına tanıtılır, bu değerler elemanların materyal özelliklerini belirler. Matematiksel modeldeki elemanlar dışarıdan bir yükleme ile materyal özelliklerine ve geometrik kenar koşullarına göre deforme olurlar bunun sonucunda düğüm noktalarında yer değiştirmeler oluşur ve bu deformite nedeni ile gerilim ve gerinimler meydana gelir. Her eleman için farklı denklemler oluşur, oluşan lineer ve lineer olmayan cebirsel denklemler bilgisayar algoritmasında kullanılmak üzere en uygun şekilde yazılır (117, 118).

2.11. Sonlu Eleman Stres Analizi Yöntemi ile İlgili Temel Kavramlar

Stres: Birim alana uygulanan kuvvet miktarına stres denir. Bir yapıya deformasyona neden olabilecek bir kuvvet uygulandığında, bu kuvvete karşı bir direnç gelişir. Kuvvet uygulanan yapıda gerçekleşen bu direnç stres olarak adlandırılır. Oluşan stres pratikte ölçülemediği için kesit alanına uygulanan dış kuvvet ölçülür. Stres σ ya da S harfleriyle gösterilir. Stres, birimi kuvvetin birim alana oranıyla ifade edilir ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2 = 1 \text{ MN/mm}^2$) (119).

Asal Stres (Principal Stress): Üç boyutlu bir gerilme elemanının x, y, z düzlemlerine bir çekme ya da baskı, iki makaslama tipi gerilme etki eder. Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres değeri bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu konumda oluşur. Cisim bu konfigürasyondayken oluşan normal stresler asal stres olarak da adlandırılır. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir.

- Maksimum Asal Gerilme (Maximum Principal Stress) (Maks. PS ya da σ_1): En yüksek çekme gerilmesini (tensile stress) ifade eder ve pozitif değerdir.
- Ara Asal Gerilme (Intermediate Principal Stress) (σ_2): Ara değerleri ifade eder.
- Minimum Asal Gerilme (Minimum Principal Stress) (Min. PS ya da σ_3): En yüksek baskı gerilmesini (compressive stress) ifade eder ve negatif değerdir (120).

Von Mises Stresi: Çekilebilir materyallerde şekil değiştirmenin başlangıcı Von Mises stresi olarak ifade edilir. Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji, belirli bir eşik değerini aşarsa, yapı enerjiye maruz kaldığı noktadan şekil değişimine uğrar. Bu durum şekil değiştirme enerjisi olarak da isimlendirilir. Birimi Pascal'dır (121).

Gerinim (Strain): Gerinim (strain) bir yapıya stres etki ettiğinde bu yapıda oluşturduğu uzunluk değişimidir. Gerinim, deformasyon boyutunun orjinal uzunluğa olan oranıdır. Gerinim için bir ölçü birimi yoktur (113).

$$\varepsilon = \text{Gerinim } \Delta L = \text{Boyutsal değişim } L = \text{Cismin ilk uzunluğu } \varepsilon = \Delta L / L$$

Elastisite Modülü (Young Modulus): Şekil değiştirmeye karşı materyalin gösterdiği dirençtir. Stresin straine oranıdır. Sert materyallerin elastik modülü daha yüksektir. Elastisite modülü yüksek olan materyallere kuvvet uygulandığında daha az deforme olurlar (122).

Poisson Oranı: Bir cisme kuvvet uygulandığında cisimde meydana gelen enine şekil değişikliğinin, boyuna şekil değişikliğine oranıdır. Bu oran cisme ait ayırt edici bir özelliktir ve tüm materyaller için poisson oranı 0 ile 0,5 arasında farklılık göstermektedir (113).

Lineer Elastik Cisim: Kuvvet uygulanmasıyla cisimde meydana gelen stresle doğru orantılı olarak cisimde şekil değişikliği meydana geliyorsa böyle cisimlere lineer elastik cisim denir (123).

İzotrop Cisim ve Homojen Cisim: Farklı yönlerden gelen kuvvetler karşısında aynı elastik özellikleri gösteren cisimlere izotrop cisim denir. Homojen cisim ise her noktada aynı elastik özellikler gösterdiği kabul edilen cisimdir (123).



3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu uzmanlık tez projesi, Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (2020/9197 proje numarası) tarafından desteklemiştir. Çalışma, Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'nde gerçekleştirildi.

Bu çalışmada; dişsiz ve rezorbe alt çenede All-on-four konseptine göre yerleştirilmiş dental implantlar üzerinde kullanılacak farklı alt yapı materyallerinin ağırlıklarının ve okluzal kuvvetlerin implant, abutment, vida, protez, implant çevresi kemik ve mandibula korpusu üzerinde oluşturduğu stresler, üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirildi (Resim 3).



Resim 3. Protezin modellenmesi

3.1. Çalışma Modelinin Oluşturulması

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı (Resim 4).



Resim 4. Lazer Acivity 880 3D Optik Tarayıcısı

Modeller, VR Mesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulmuş, ardından analize hazır hale getirilebilmeleri ve analizlerinin yapılabilmesi için stereolithography (Stl) formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarıldı. 3 boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşıyan Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri saklanmaktadır. Bu sayede programlar arasında aktarım yapılabilmekte ve bilgi kaybının önüne geçilmektedir. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirilen modelin mandibulaya ait olduğu, diş yapılarının materyalleri yazılıma tanıtıldı. Modelleri oluşturan yapıların her birinin, materyaller özelliklerini tanımlayan Elastiklik Modüller, Posison Oranları ve Yoğunlukları Tablo 1’te gösterildi.

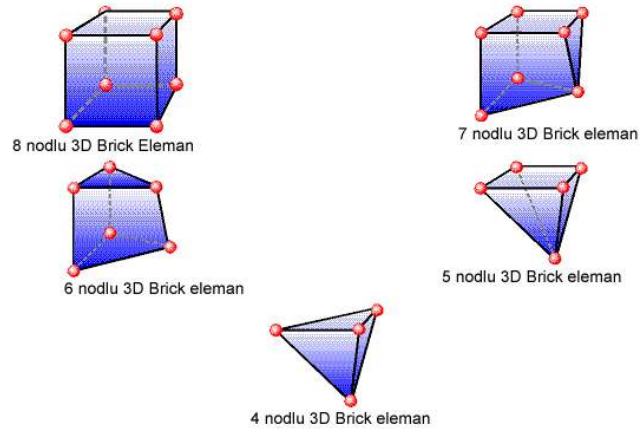
Tablo 1. Materyal Özellikleri

Materyaller	Young Modulus (Mpa)	Poisson's Ratio	Yoğunluk(g/cm ³)
Kortikal	13.700	0.30	
Spongioz	1.370	0.30	
Ti (implant, vida ve abutment)	110.000	0.35	
Titanyum alt yapı	110.000	0.28	4.50
Zirkonya alt yapı	205.000	0.22	5.68
Krom-kobalt alt yapı	218.000	0.33	8.00
Peek alt yapı	4.000	0.36	1.32
Fiber alt yapı	18.800	0.22	1.68
Monolitik zirkonya	210.000	0.29	6.08
Kompozit	11.000	0.28	2.4
Food stuff (AISI 1005 Steel)	200.000	0.29	

VR Mesh yazılımında yapılan modeller Algor yazılımına Stl şeklinde yüzey verisi olarak aktarıldı. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, modeller içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturuldu. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanıldı. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmaya çalışıldı. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirildi.

Bu aşamada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 düğümlü elemanlar kullanılmış, 8 düğümlü elemanların gerekli detaya ulaşmadığı durumlarda 7 düğümlü, 6 düğümlü, 5 düğümlü ve 4 düğümlü elemanlar kullanıldı (Şekil 7).

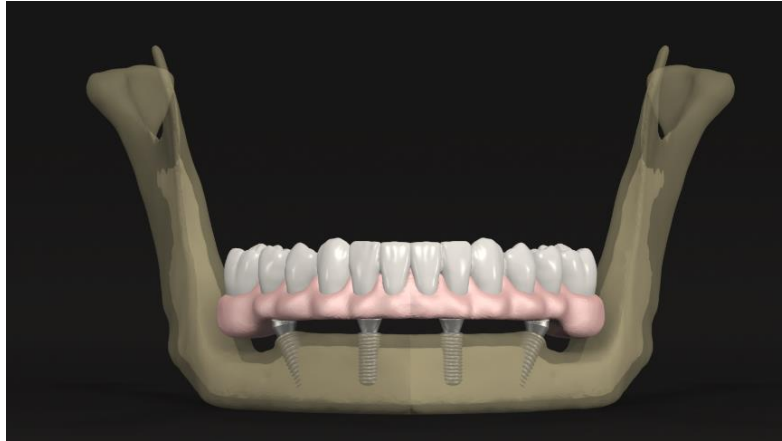


Şekil 7. Bricks elemanları

Tüm modeller lineer elastisite, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, yapısal her elemanda mekanik özelliklerinin benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermektedir.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz alt çene kemiği modelinin boyutlarını göz önüne alarak, mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçildi. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir.

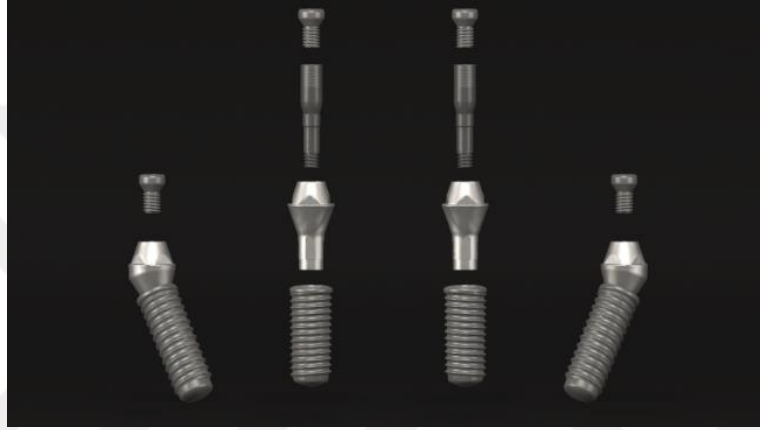
- Düğüm Sayısı= 412443
- Eleman Sayısı= 1508729



Resim 5. All-on-four modeli

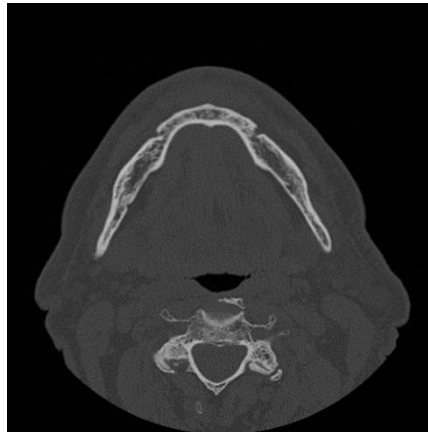
3.2. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi

Çalışmada modellenecek olan implant ve protez parçaları (Straumann® bone level) SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak tarandı. Stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Aven, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı (Resim 6).



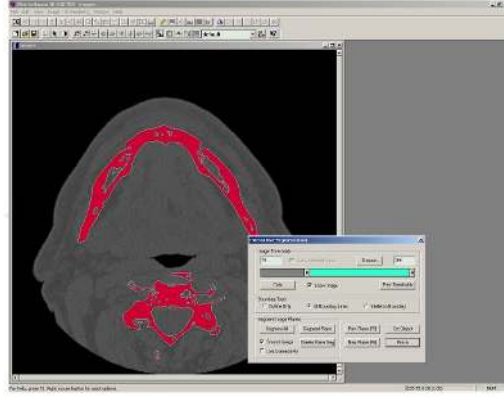
Resim 6. Sanal implant, abutment ve vida modelleri

Kemik dokularının modellenebilmesi için, öncelikle bir hastadan maksillofasiyal tomografi çekildi. Tomografi çekimi 3M Iluma CBCT cihazı ile 120KvP 3.8mA değerlerinde 40 saniyelik çekim modu kullanılarak gerçekleştirildi (Resim 7).



Resim 7. Mandibula modeli için alınan bilgisayarlı tomografi (BT)

Elde edilen veriler, 3d-doctor yazılımına atıldı ve burada Hounsfield Değerlerine bakılarak “Interactive Segmentation” yöntemiyle kemik dokusu ayrıştırıldı (Resim 8).



Resim 8. Kemik dokunun ayrıştırılma işlemi

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi (Resim 9) ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu.



Resim 9. 3D Mandibula modeli

Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik (Resim 10) elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu.



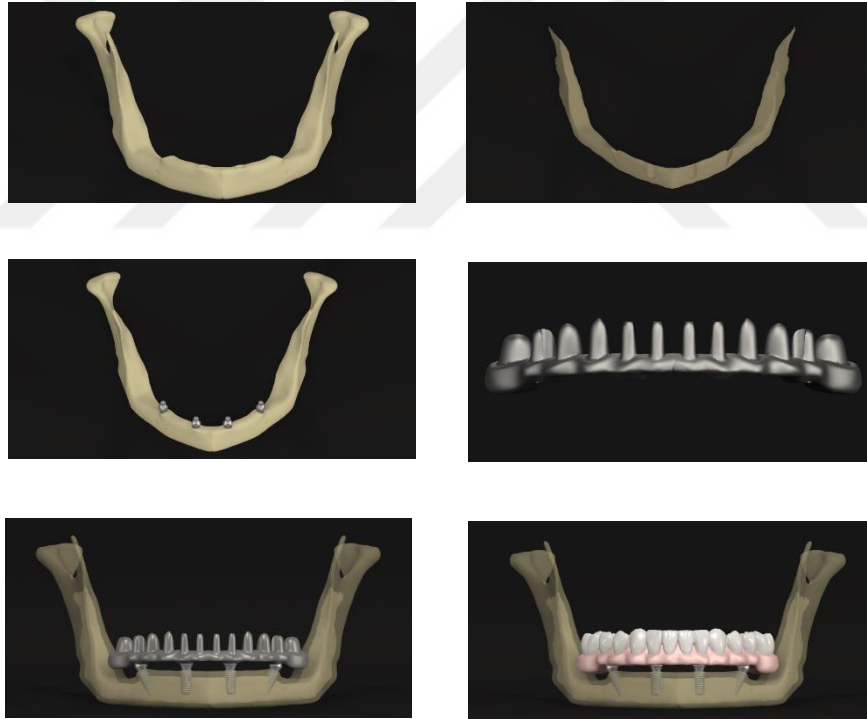
Resim 10. Spongioz kemik modeli

Bu şekilde mandibula kortikal kemik, spongioz kemik, protez alt parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.

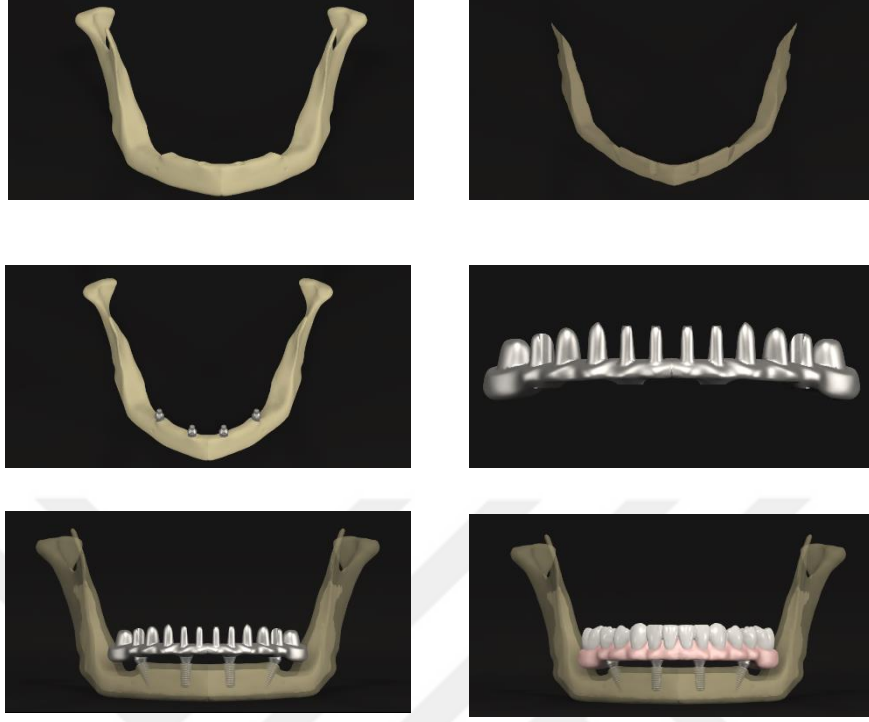
Mandibula modellemesi yapılırken Luhr sınıflamasına (52) göre sınıf 2 atrofiye sahip ve 6.3 mm bukkolingual mesafe olacak şekilde modeller elde edildi. Modellerde mental foramenler arası 50 mm olarak ölçüldü (116). Mental foramenlerin mandibula alt ve üst sınırlarından uzaklığı sırasıyla 8 ve 5 mm olarak mental foramen çapı 3,5 mm olarak modellendi. Anterior implantlar lateral kesici bölgeye dikey olarak, posteriordaki implantlar otuz derece eğimli olmak üzere bir modele toplam dört implant yerleştirildi. İmplantların uzunluğu anterior 10 mm posterior 12 mm olarak modellendi. İmplantlar Straumann (Straumann AG, Basel, Switzerland) bone level olarak screw-retained düz abutmentlar ile tasarlandı. İmplantlar üzerine Cr-Co, Titanyum, Zirkonya, PEEK ve Fiberle Güçlendirilmiş Rezinden farklı altyapı materyalleri modellendi. Üst yapı materyalleri tüm modellerde aynı olacak şekilde Monolitik Zirkonya kron ve Kompozit rezin dişeti olarak tasarlandı. Tüm modellerimizde protezler 6 numaralı dişlere kadar modellendi (Resim 11- 15). Modelleme sonrası, aynı hacimdeki protezlerin yoğunluk=kütle/hacim formülünden hesaplaması yapılarak ağırlıkları bulundu ve bu ağırlıklara karşılık gelen kuvvetler 1 newton=101 gram eşitliğinden hesaplandı (Tablo 2).

Tablo 2. Protezlerin Ağırlığı ve Ağırlık kuvvetleri

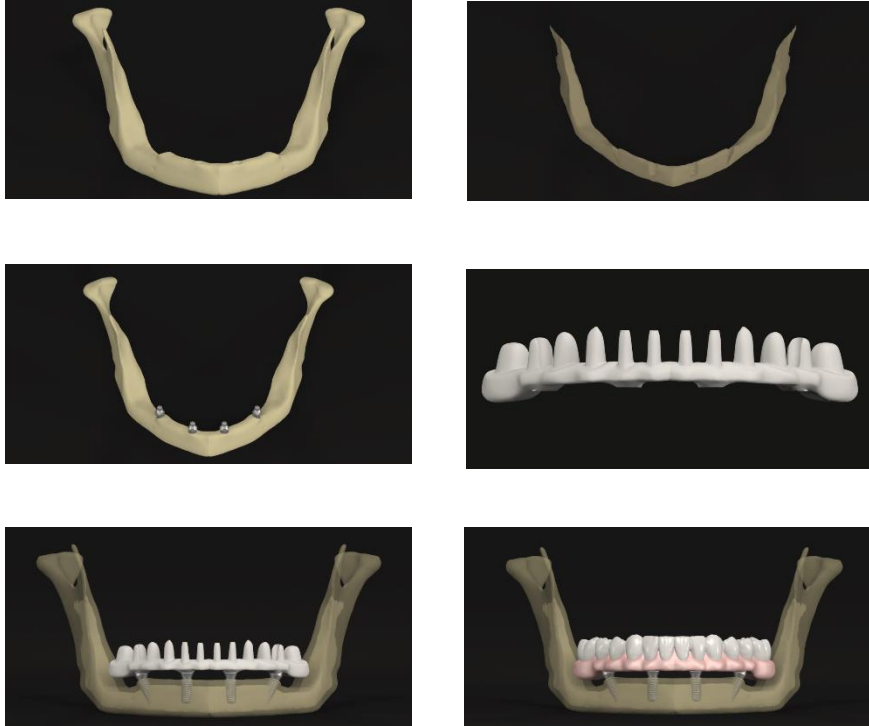
	Protezlerin ağırlık kuvvetleri	Protezlerin Ağırlığı	Alt Yapı Hacmi(cm ³)	Üst Yapı Hacmi(cm ³)	
				Dişeti hacmi	Kron hacmi
Cr-Co	0.550 N	55.629 g	3.837	1.977	3.319
Zirkonya	0.462 N	46.725 g	3.837	1.977	3.319
Titanyum	0.417 N	42.197 g	3.837	1.977	3.319
Fiber	0.310 N	31.375 g	3.837	1.977	3.319
PEEK	0.296 N	29.993 g	3.837	1.977	3.319



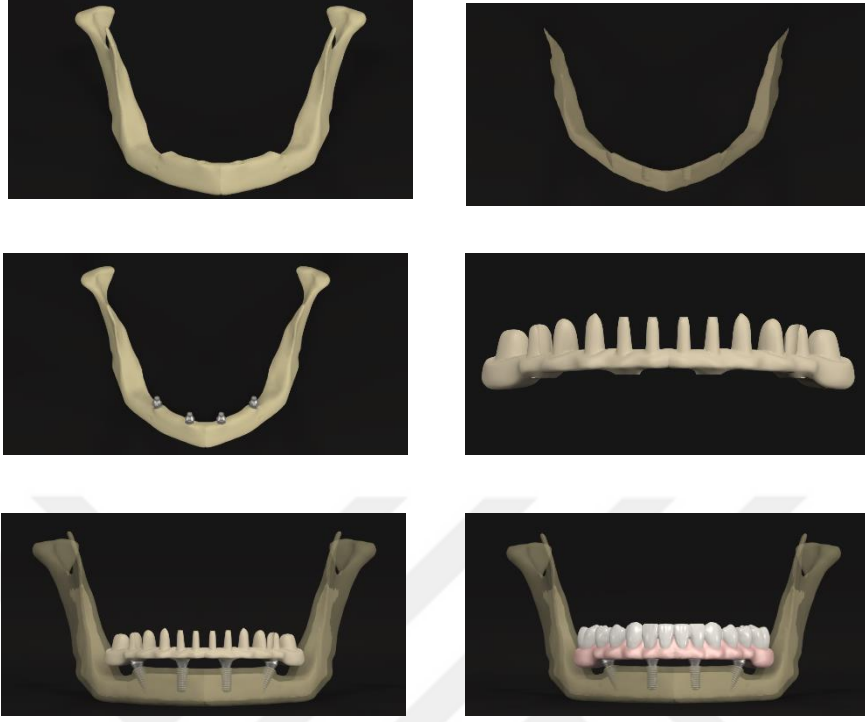
Resim 11. Cr-Co alt yapının modellenmesi



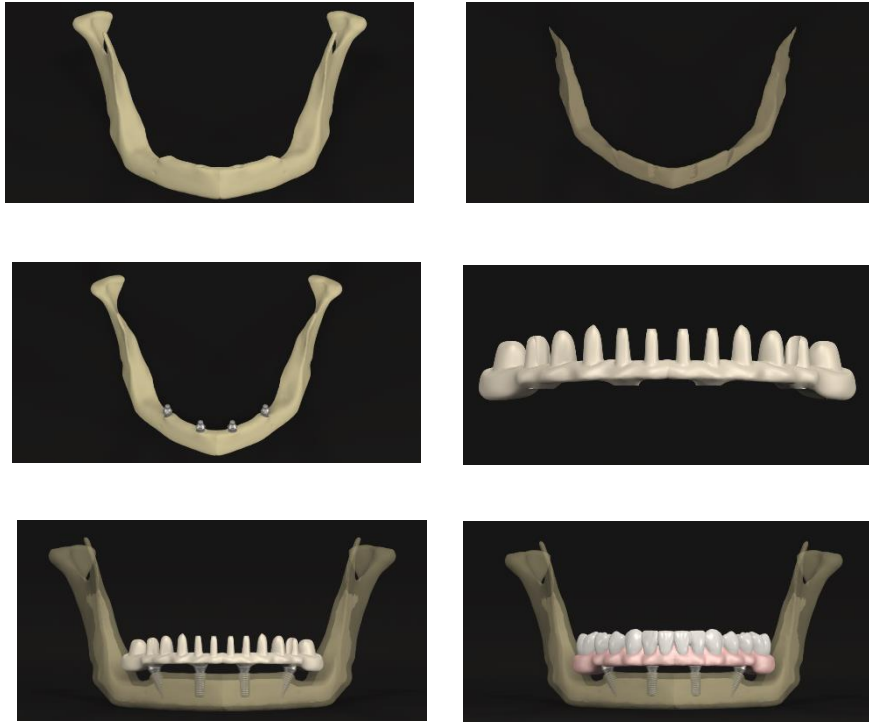
Resim 12. Titanyum alt yapının modellenmesi



Resim 13. Zirkonya alt yapının modellemesi



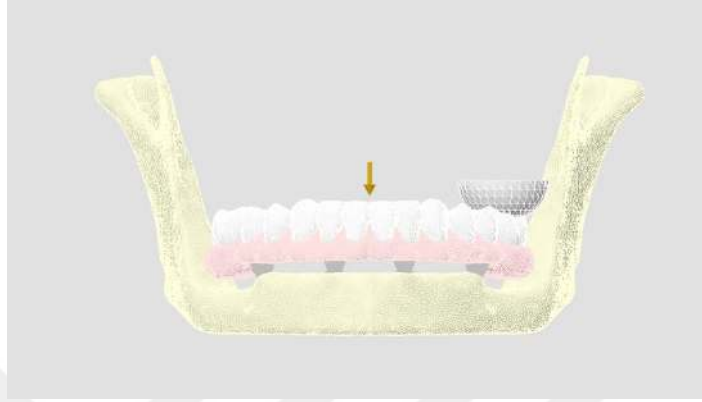
Resim 14. PEEK alt yapının modellenmesi



Resim 15. Fiber alt yapının modellenmesi

3.3. Çalışmada Kullanılan Parçaların Katı Modellemesinin Yapılması

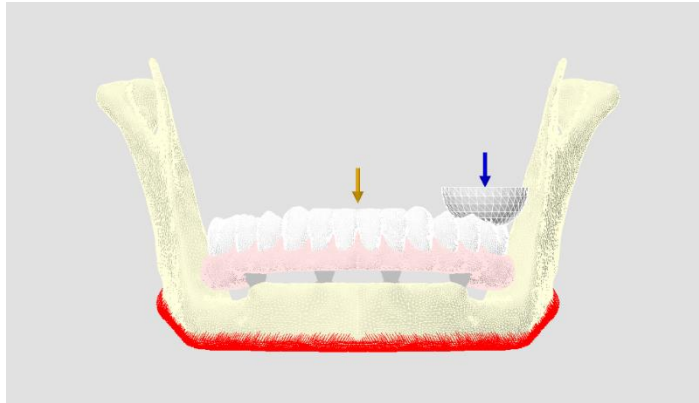
Rhino’da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı (Resim 16).



Resim 16: Rhino’da yapılan modellemelerin 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılması

3.4. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Model çene kemiğinin alt kısmından her DOF (Degree of freedom)’da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlendi (Resim 17).

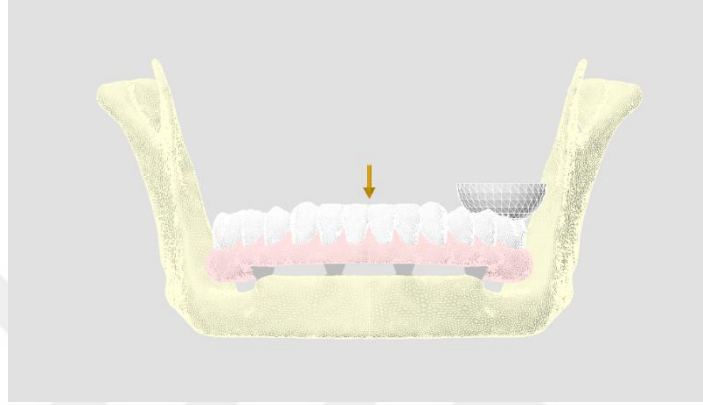


Resim 17. Modelin sınır koşulları

3.5. Yükleme Koşulları

Çalışmada iki ayrı yükleme koşulu uygulandı. İlk olarak protez ağırlık kuvvetleri ile yükleme yapıldı. Yükleme işlemi yapılırken yer çekimi, koordinat sisteminin z eksenine

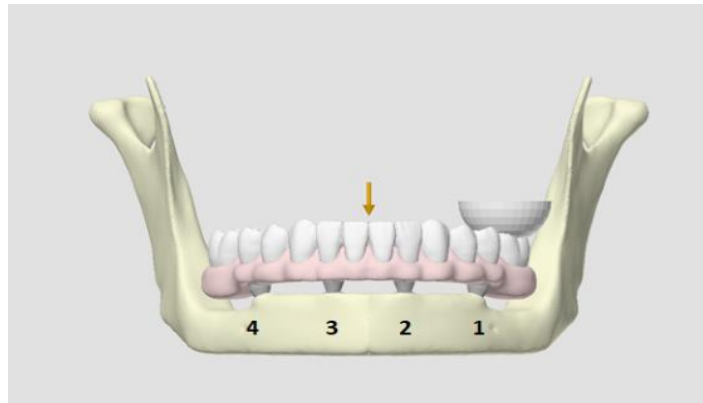
(negatif yön) boyunca 9.8065 m/s^2 ivme olarak alındı. Sonrasında oklüzal kuvvetler, 1 cm yarıçapında rijit bir gıda parçasının (foodstuff) orta noktasına dik ve 100N olacak şekilde yükleme yapıldı. Foodstuff 1. molar dişin santral fossa bölgesine yerleştirilerek tek taraflı olarak uygulandı. Yapılan yükleme çiğneme kuvvetini stimüle edecek şekilde planlandı (Resim 18).



Resim 18. Modellerin yüklenmesi

Kortikal ve trabeküler kemikte oluşan gerilme (maksimum principal) ve sıkışma (min principal) stresleri ile implant, abutment, vida ve protezde oluşan Von Mises stresleri değerlendirildi.

Sonlu eleman stres analiz sonuçları değerlendirilirken sol posterior bölgedeki implant 1, sol anterior implant 2, sağ anterior implant 3, sağ posterior implant 4 şeklinde numaralandırıldı (Resim 19).



Resim 19. İmplantların model üzerinde numaralandırılması

4. BULGULAR

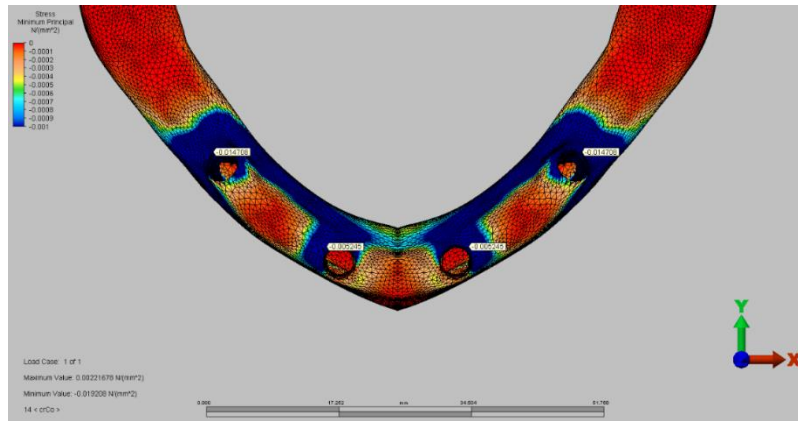
Çalışmamızda, All-on-four tedavi konseptine göre yerleştirilen implantlar üzerine 5 farklı protez alt yapı materyali (Cr-Co, Ti, Zr, PEEK, FGR) kullanılarak tasarlanan protetik restorasyonların stres dağılımları incelendi. Kortikal kemikte ve trabeküler kemikte oluşan basma ve çekme stresleri ile implant, abutment, vida ve protezde oluşan Von Mises stresleri değerlendirildi.

Çalışmada iki farklı yükleme koşulu için elde edilen sonuçlar ayrı ayrı değerlendirildi. İlk olarak protez ağırlık kuvvetleri ile elde edilen sonuçlar, ikinci olarak protez ağırlık kuvvetleri ve oklüzal kuvvetlerin birlikte uygulanmasıyla elde edilen sonuçlar değerlendirildi.

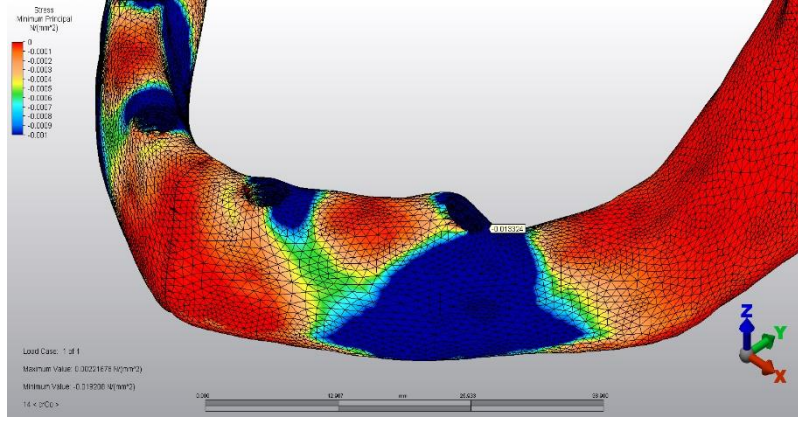
4.1. Alt Çene All-on-Four Modelinde Protez Ağırlık Kuvvetleriyle Elde Edilen Bulgular

4.1.1. Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresleri

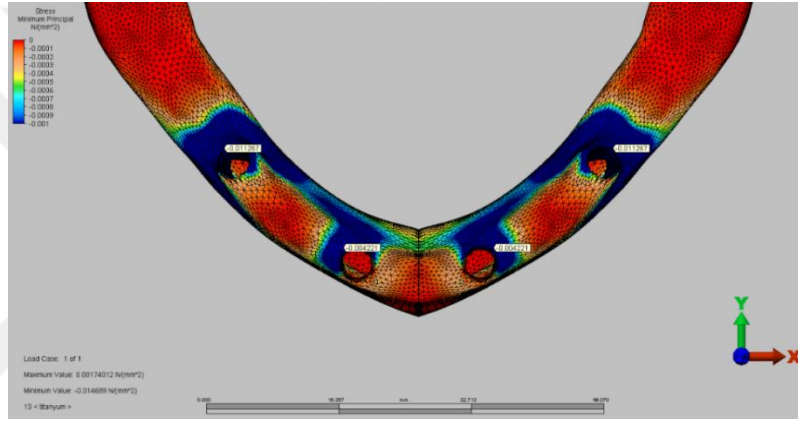
Kortikal kemikte tüm modellerde en yüksek basma stresi değerleri 1 ve 4 numaralı implant çevresinde görülürken (sırasıyla 1=4>2=3), seçili düğüm noktalarındaki stres değerleri yüksekten düşüğe Cr-Co (-0.014708 Mpa) > Zirkonya (-0.012342 Mpa) > Titanyum (-0.011267 Mpa) > PEEK (-0.008850 Mpa) > Fiber (-0.008712 Mpa) şeklindeydi (Resim 20 - 29).



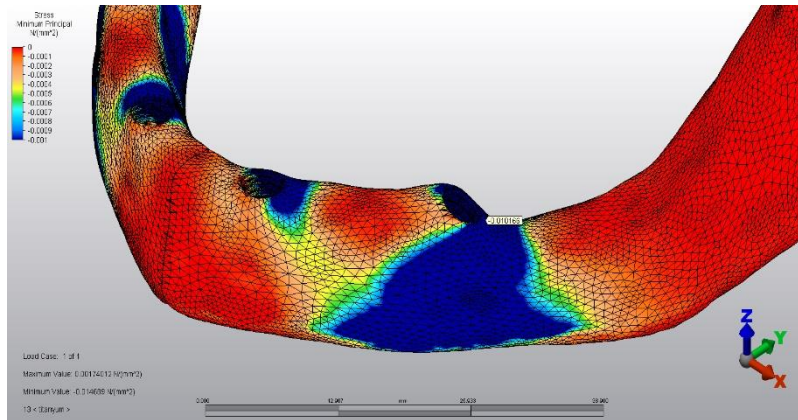
Resim 20. Cr-Co altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen basma stresleri



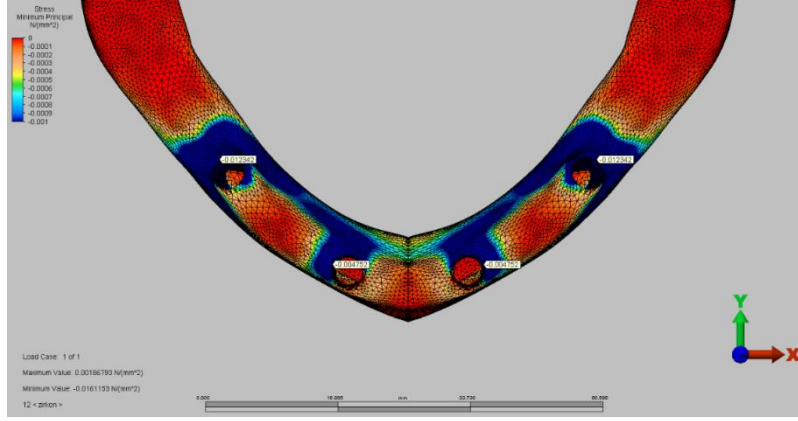
Resim 21. Cr-Co altyapı için mandibulanın posterior bölgesindeki basma stresleri



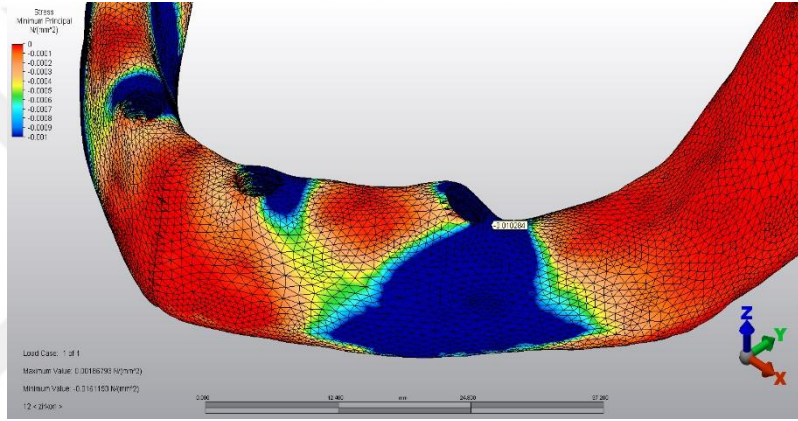
Resim 22. Titanyum altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen basma stresleri



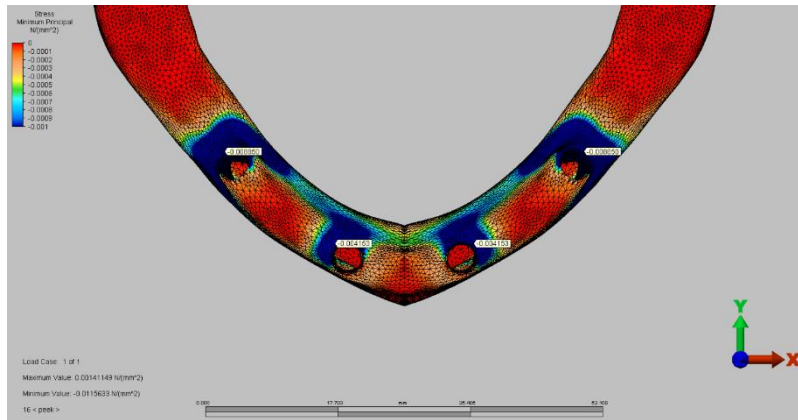
Resim 23. Titanyum altyapı için mandibulanın posterior bölgesindeki basma stresleri



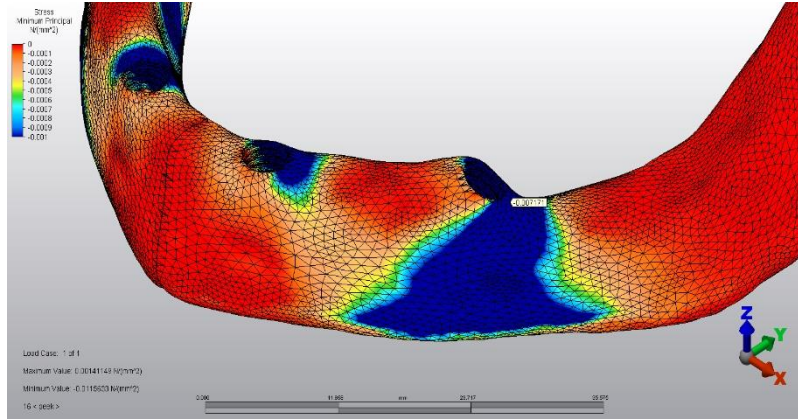
Resim 24. Zirkonya altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen basma stresleri



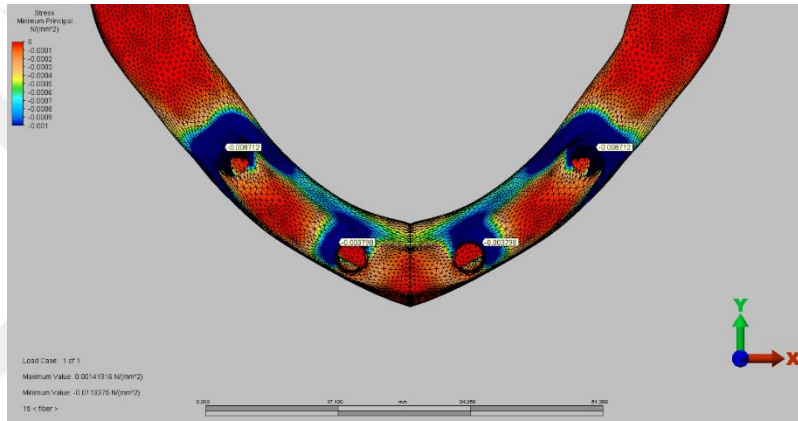
Resim 25. Zirkonya altyapı için mandibulanın posterior bölgesindeki basma stresleri



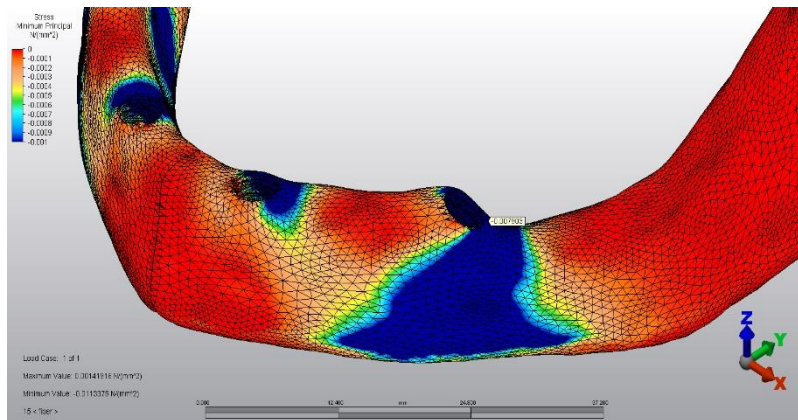
Resim 26. PEEK altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen basma stresleri



Resim 27. PEEK altyapı için mandibulanın posterior bölgesindeki basma stresleri



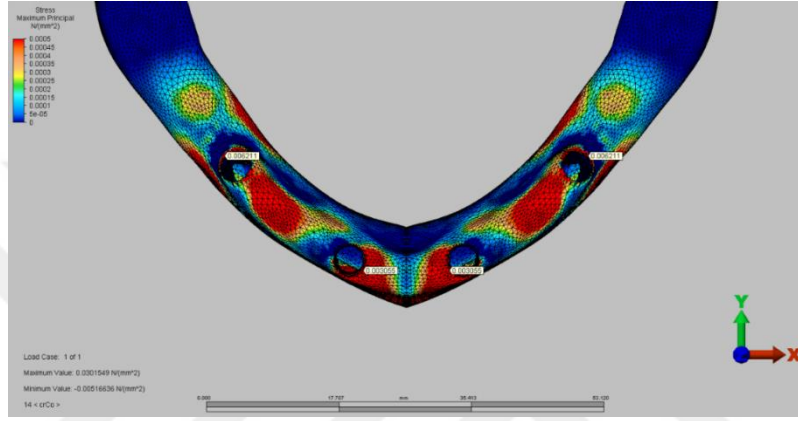
Resim 28. Fiber altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen basma stresleri



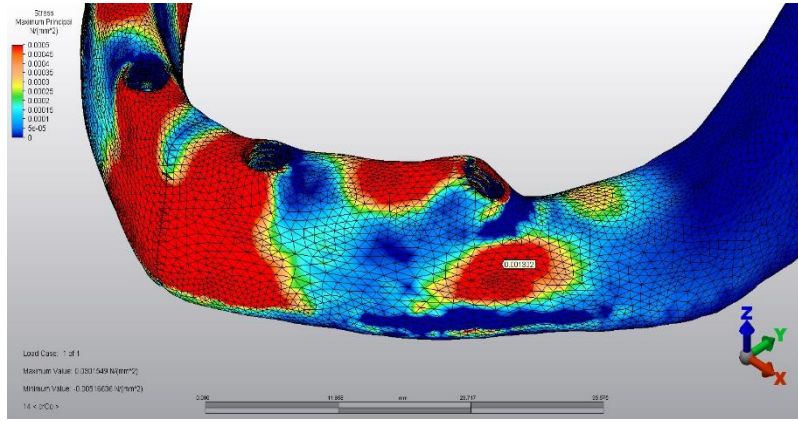
Resim 29. Fiber altyapı için mandibulanın posterior bölgesindeki basma stresleri

4.1.2. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri

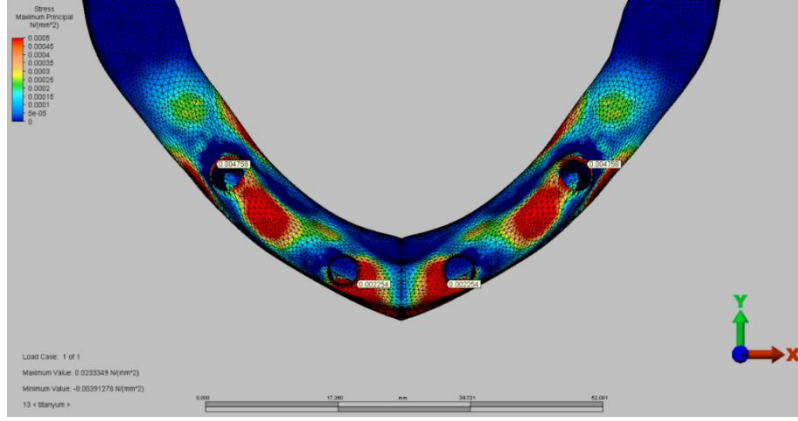
Kortikal kemikte tüm modellerde en yüksek çekme stresi değerleri 1 ve 4 numaralı implant çevresinde görülürken (sırasıyla $1=4>2=3$), modellerde seçili düğüm noktalarındaki stres değerleri yüksekten düşüğe Cr-Co (0.006211 Mpa) > Zirkonya (0.005211 Mpa) > Titanyum (0.004758 Mpa) > PEEK (0.003761 Mpa) > Fiber (0.003687) şeklindeydi (Resim 30 - 39).



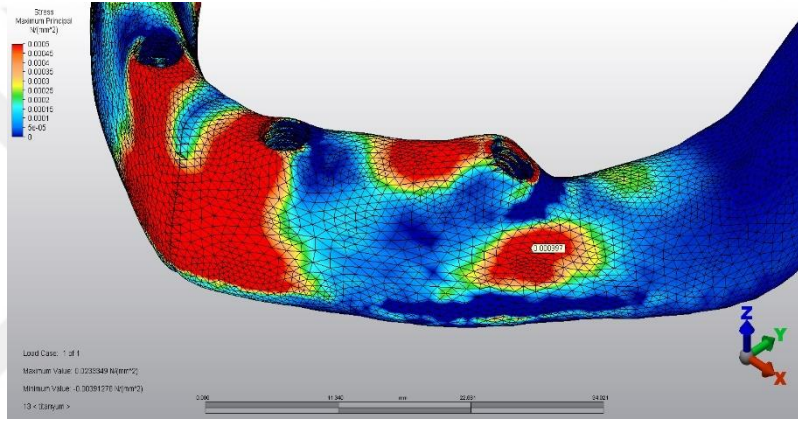
Resim 30. Cr-Co altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri



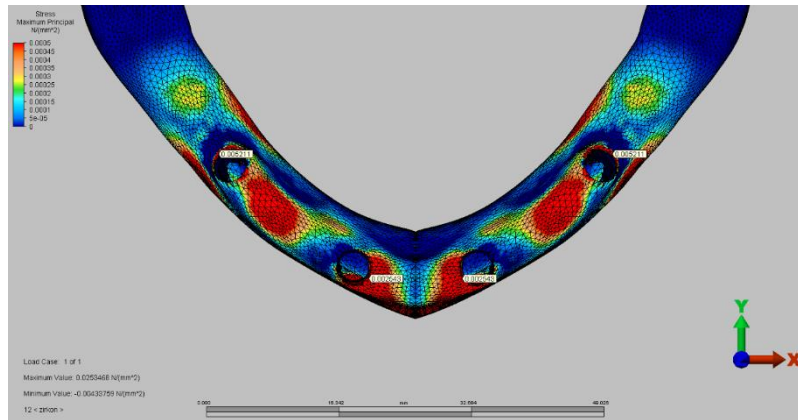
Resim 31. Cr-Co altyapı için mandibulanın posterior bölgesindeki çekme stresleri



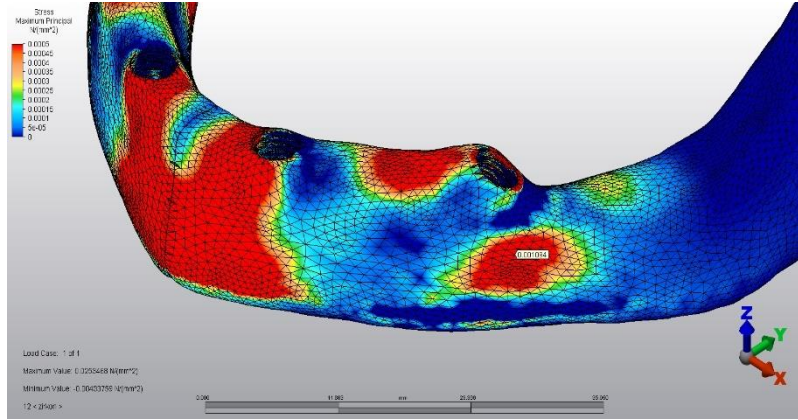
Resim 32. Titanyum altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri



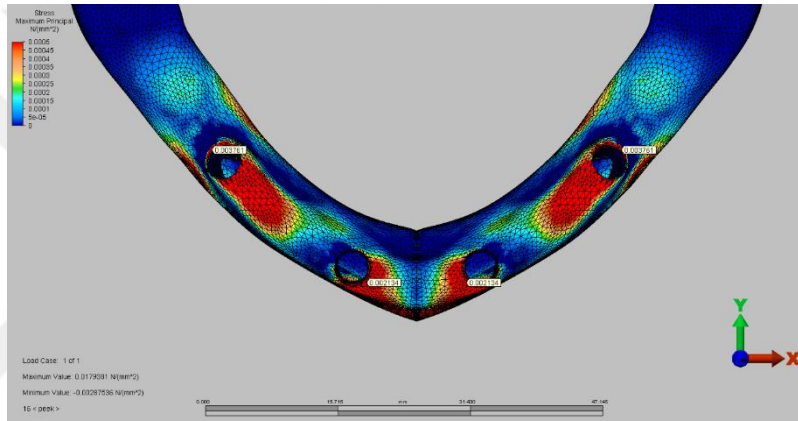
Resim 33. Titanyum altyapı için mandibulanın posterior bölgesindeki çekme stresleri



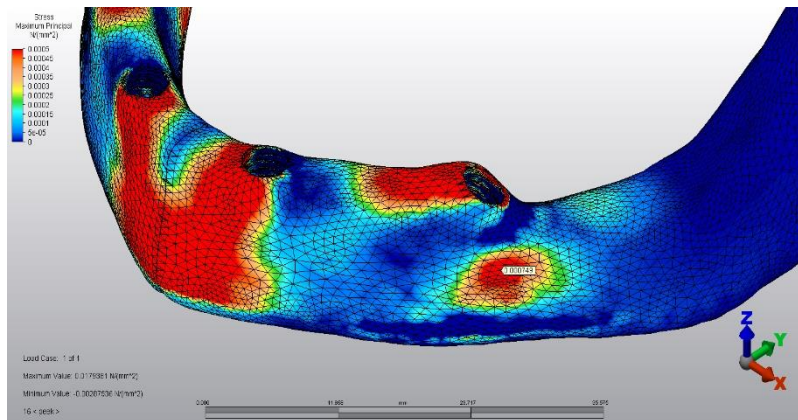
Resim 34. Zirkonya altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri



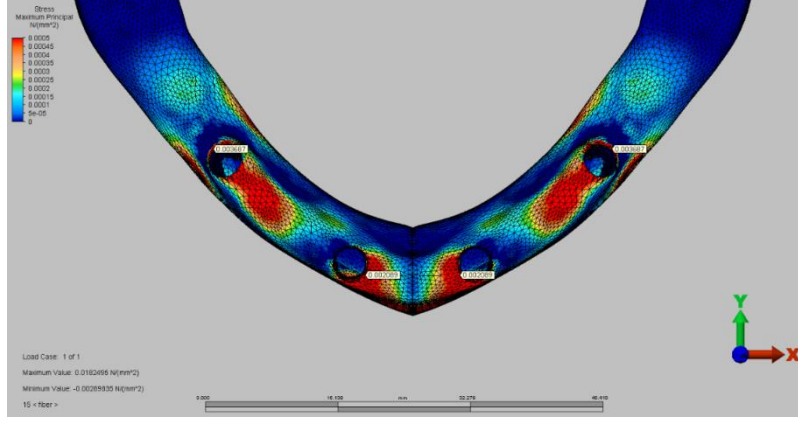
Resim 35. Zirkonya altyapı için mandibulanın posterior bölgesindeki çekme stresleri



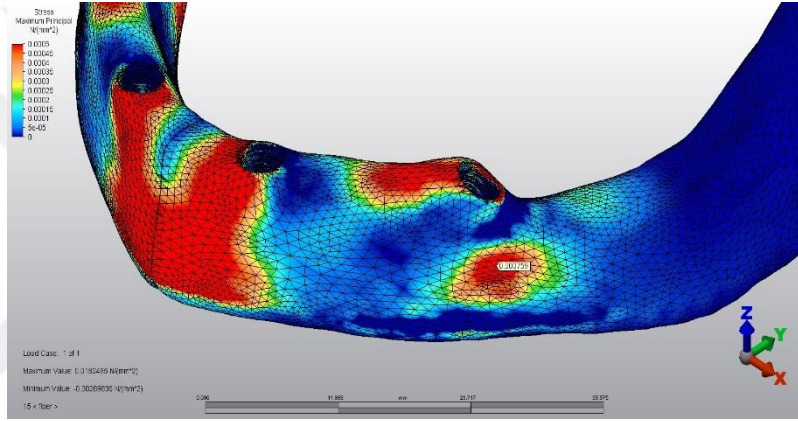
Resim 36. PEEK altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri



Resim 37. PEEK altyapı için mandibulanın posterior bölgesindeki çekme stresleri



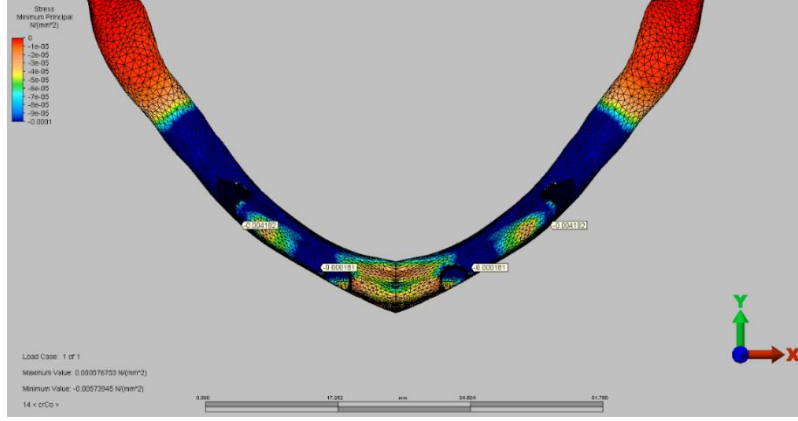
Resim 38. Fiber altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri



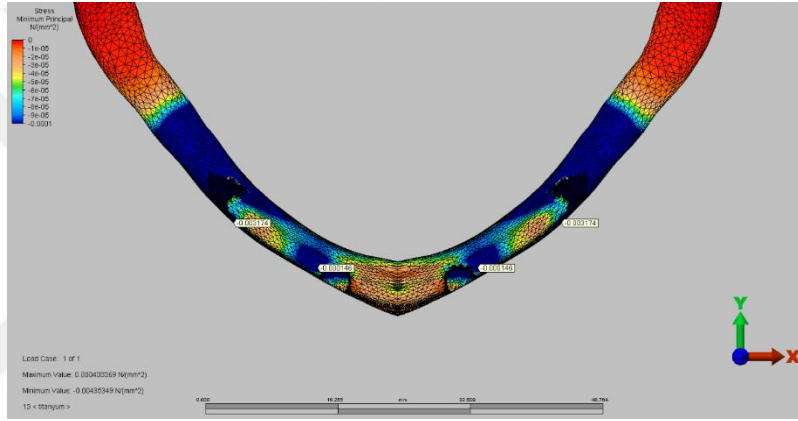
Resim 39. Fiber altyapı için mandibulanın posterior bölgesindeki çekme stresleri

4.1.3. Spongios Kemikte Oluşan Basma Stresleri

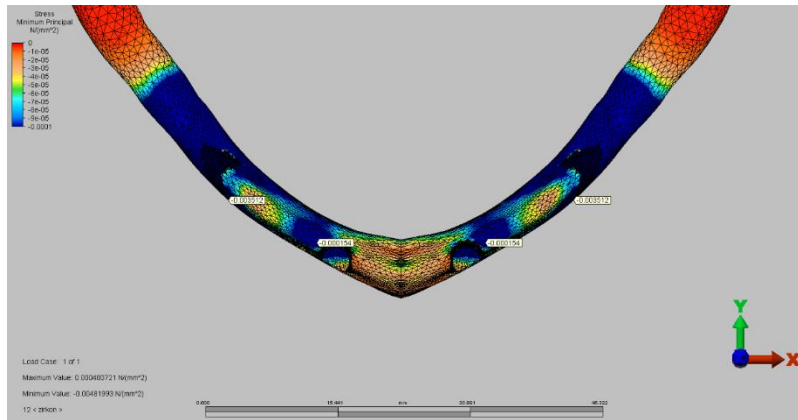
Spongios kemikte tüm modellerde en yüksek basma stresi değerleri 1 ve 4 numaralı implant çevresinde görülürken (sırasıyla $1=4>2=3$), modellerde seçili düğüm noktalarında görülen değerler yüksekten düşüğe Cr-Co (-0.004182 Mpa) > Zirkonya (-0.003512 Mpa) > Titanyum (-0.003174 Mpa) > Fiber (-0.001612 Mpa) > PEEK (-0.001510) şeklindeydi (Resim 40 - 44).



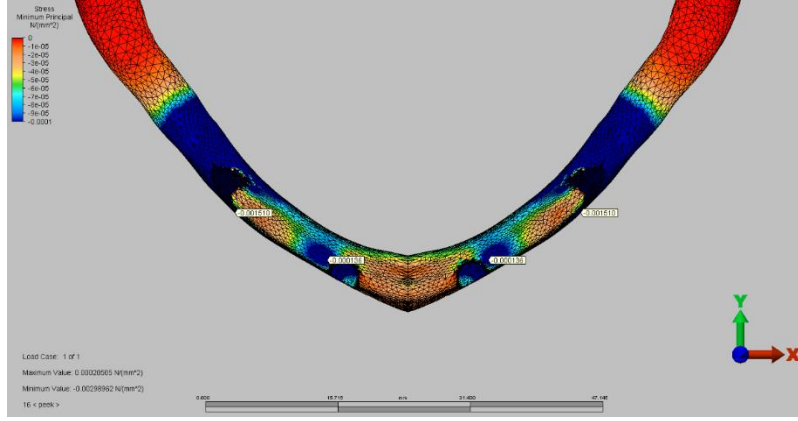
Resim 40. Cr-Co altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen basma stresleri



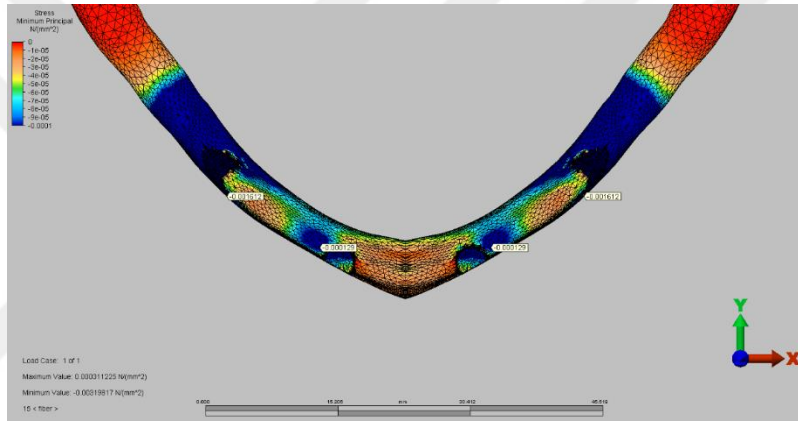
Resim 41. Titanyum altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen basma stresleri



Resim 42. Zirkonya altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen basma stresleri



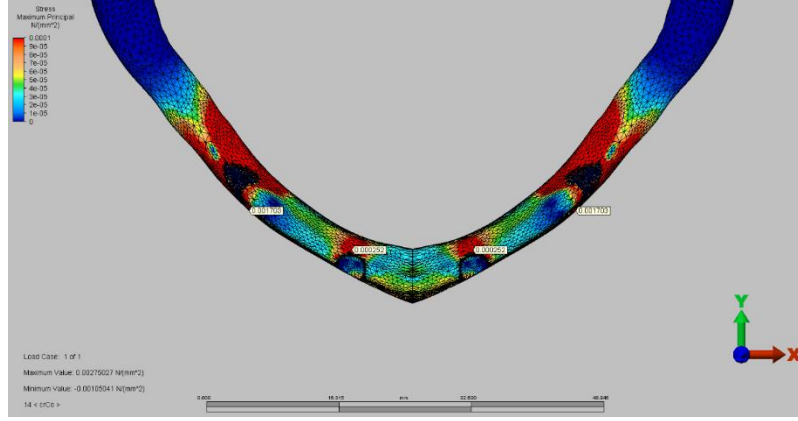
Resim 43. PEEK altyapı için spongios kemik yüzeyinde görülen basma stresleri



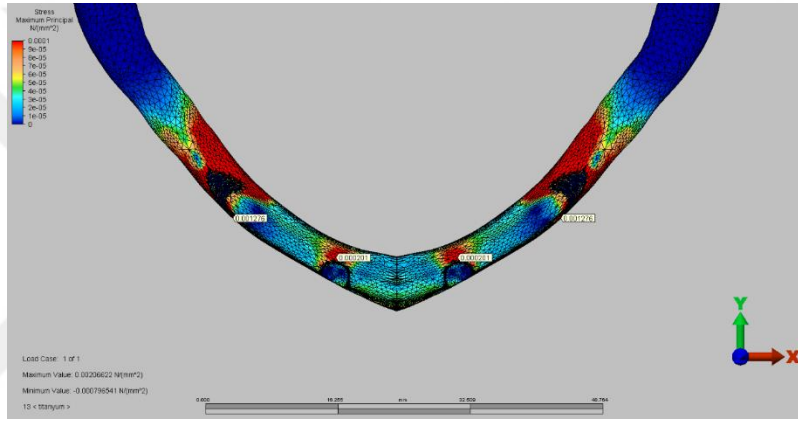
Resim 44. Fiber altyapı için spongios kemik yüzeyinde görülen basma stresleri

4.1.4. Spongios Kemikte Oluşan Çekme Stresleri

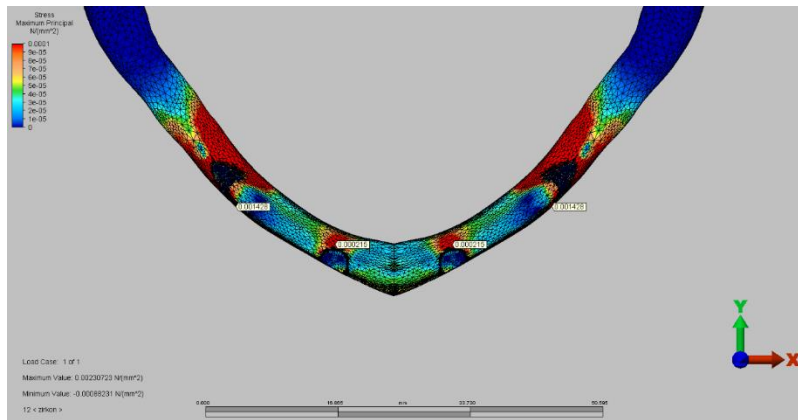
Spongios kemikte tüm modellerde en yüksek stres değerleri 1 ve 4 numaralı implant çevresinde görülürken (sırasıyla 1=4>2=3), modellerde seçili düğüm noktalarında görülen değerler yüksekten düşüğe Cr-Co (0.001703 Mpa) > Zirkonya (0.001428 Mpa) > Titanyum (0.001276 Mpa) > Fiber (0.000918) > PEEK (0.000861 Mpa) şeklindeydi (Resim 45 – 49).



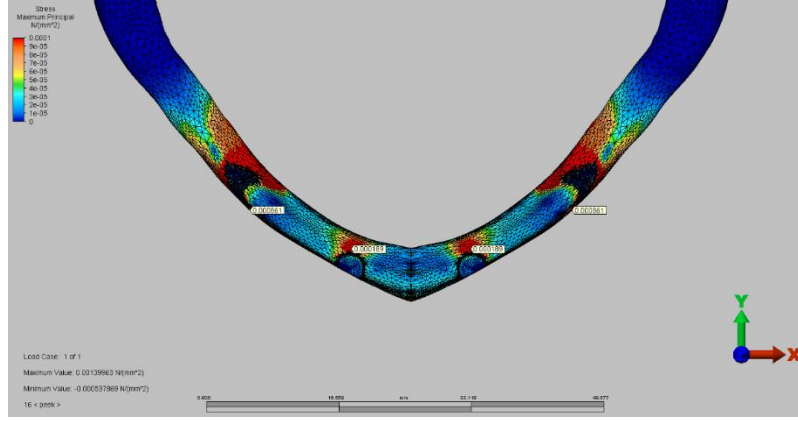
Resim 45. Cr-Co altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri



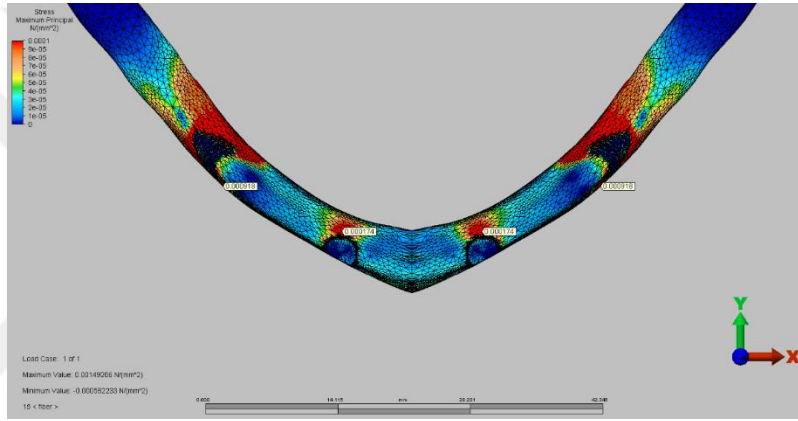
Resim 46. Titanyum altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri



Resim 47. Zirkonya altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri



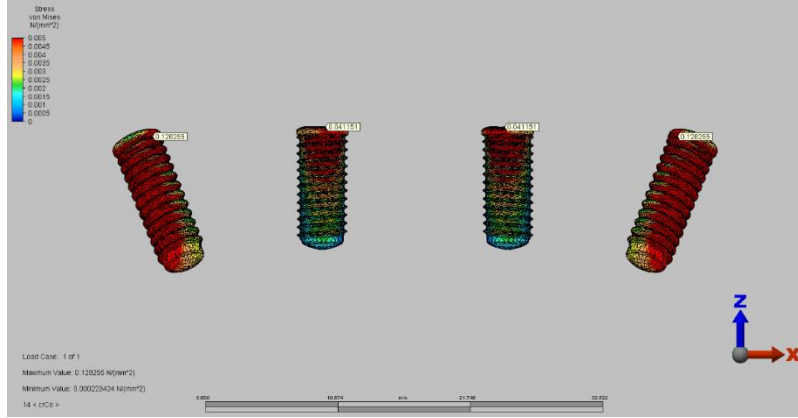
Resim 48. PEEK altyapı için spongios kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri



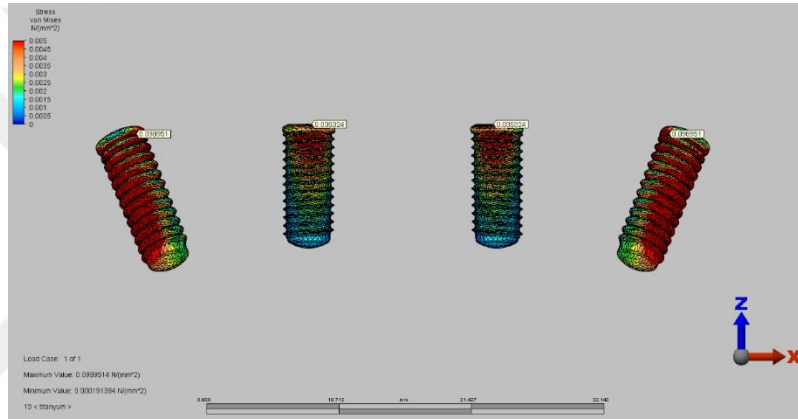
Resim 49. Fiber altyapı için spongios kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri

4.1.5. İmplant Çevresinde Oluşan Von Mises Stresleri

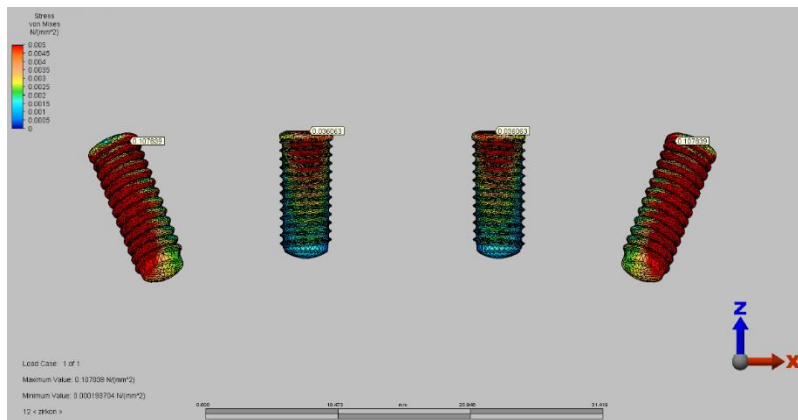
İmplant çevresindeki stresler incelendiğinde tüm modellerde en yüksek stres değerleri 1 ve 4 numaralı implant çevresinde (sırasıyla $1=4>2=3$) görüldü. Modellerde seçili düğüm noktalarında en yüksek değerler görüldü ve görülen değerler yüksekten düşüğe Cr-Co (0.128255 Mpa) > Zirkonya (0.107839 Mpa) > Titanyum (0.098951 Mpa) > Fiber (0.074278) > PEEK (0.067557 Mpa) şeklindeydi (Resim 50 – 54).



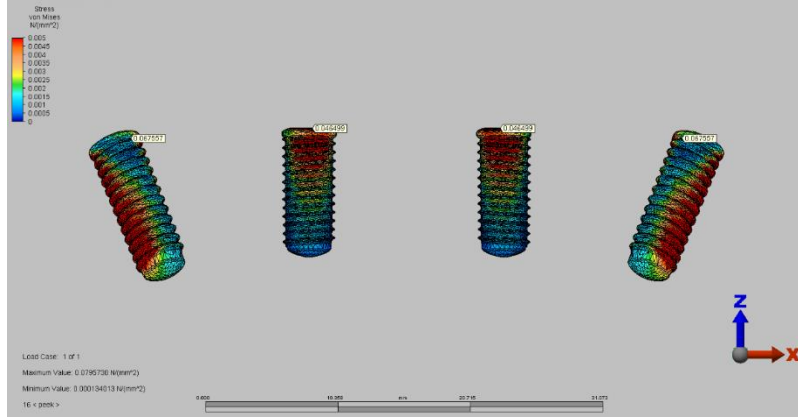
Resim 50. Cr-Co altyapı için implant çevresinde görülen Von Mises stresleri



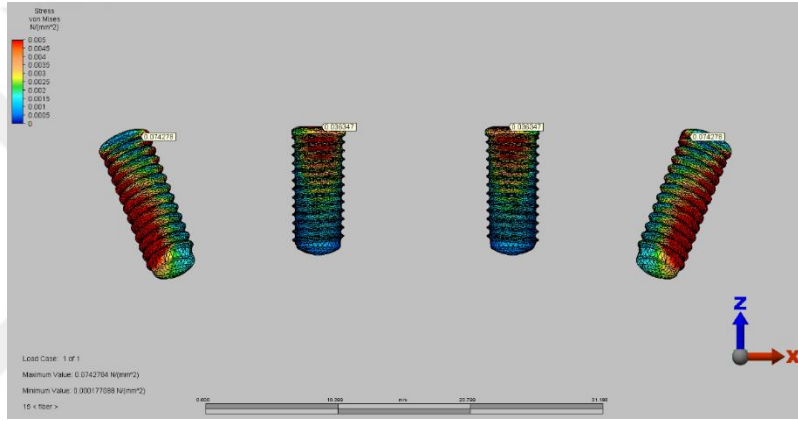
Resim 51. Titanyum altyapı için implant çevresinde görülen Von Mises stresleri



Resim 52. Zirkonya altyapı için implant çevresinde görülen Von Mises stresleri



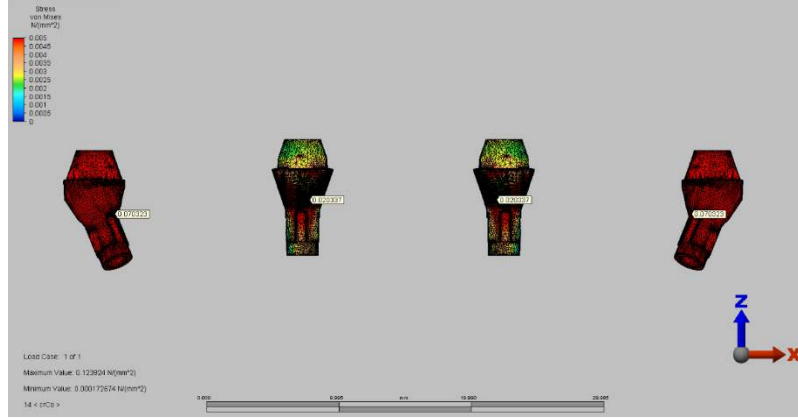
Resim 53. PEEK altyapı için implant çevresinde görülen Von Mises stresleri



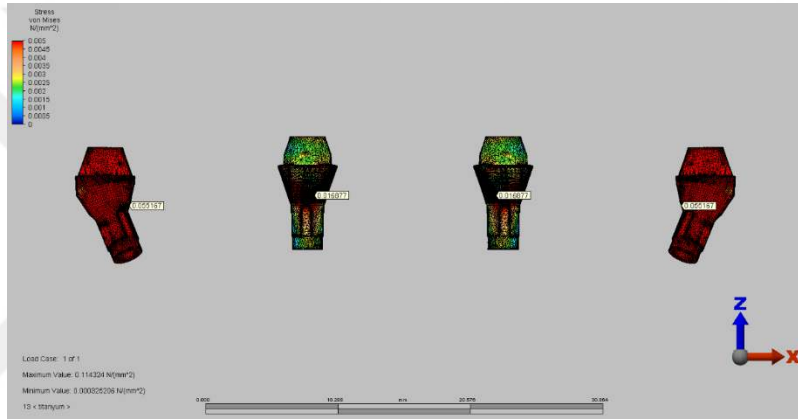
Resim 54. Fiber altyapı için implant çevresinde görülen Von Mises stresleri

4.1.6. Abutmentler Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri

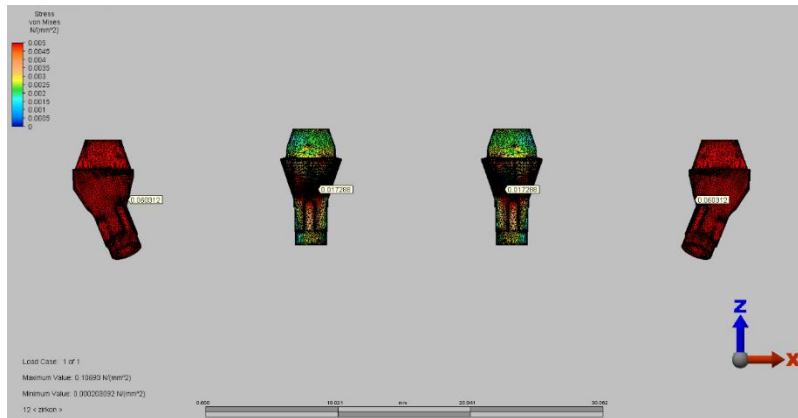
Abutment çevresindeki stresler incelendiğinde tüm modellerde en yüksek stres değerleri 1 ve 4 numaralı implant çevresinde (sırasıyla 1=4>2=3) görüldü. Modellerde seçili düğüm noktalarında en yüksek değerler görüldü ve görülen değerler yüksekten düşüğe Cr-Co (0.070323 Mpa) > Zirkonya (0.060312 Mpa) > Titanyum (0.055167 Mpa) > PEEK (0.047115) > Fiber (0.044281 Mpa) şeklindeydi (Resim 55 – 59).



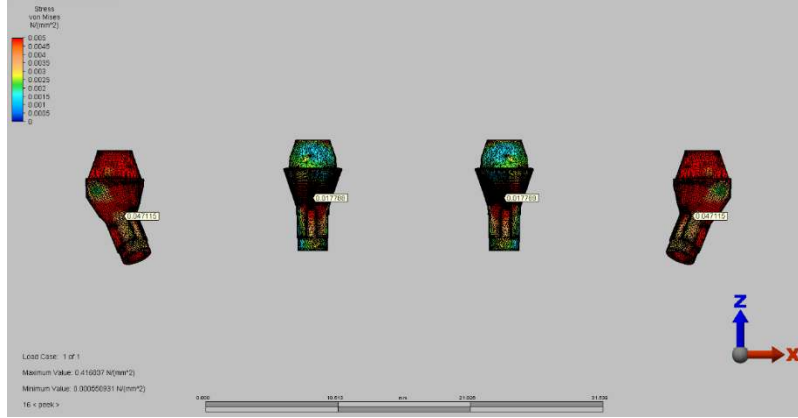
Resim 55. Cr-Co altyapı için abutment çevresinde görülen Von Mises stresleri



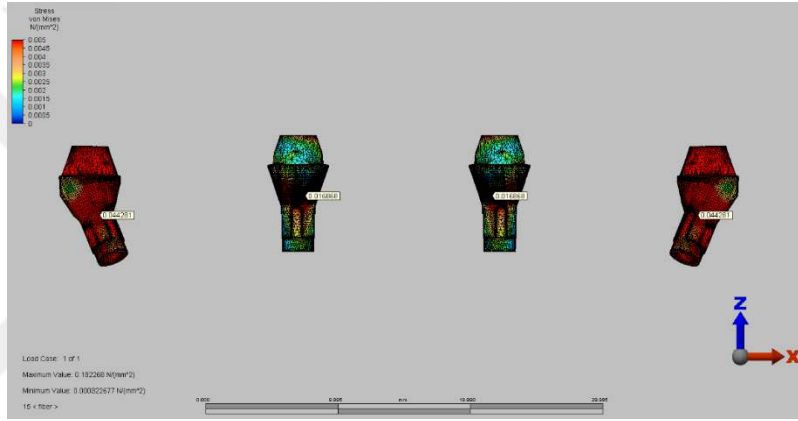
Resim 56. Titanyum altyapı için abutment çevresinde görülen Von Mises stresleri



Resim 57. Zirkonya altyapı için abutment çevresinde görülen Von Mises stresleri



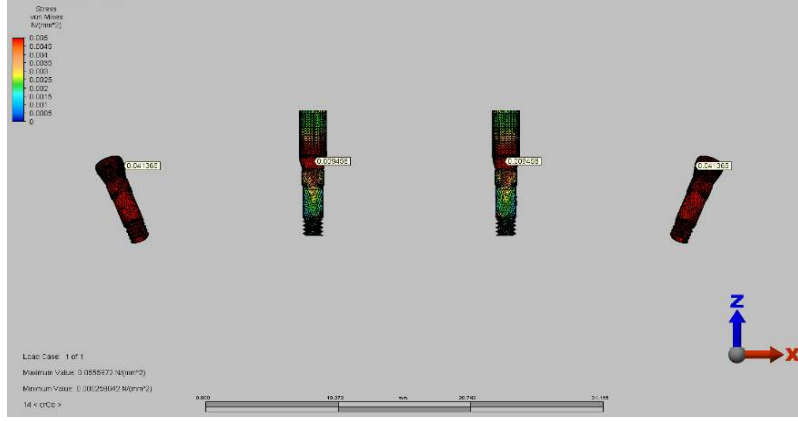
Resim 58. PEEK altyapı için abutment çevresinde görülen Von Mises stresleri



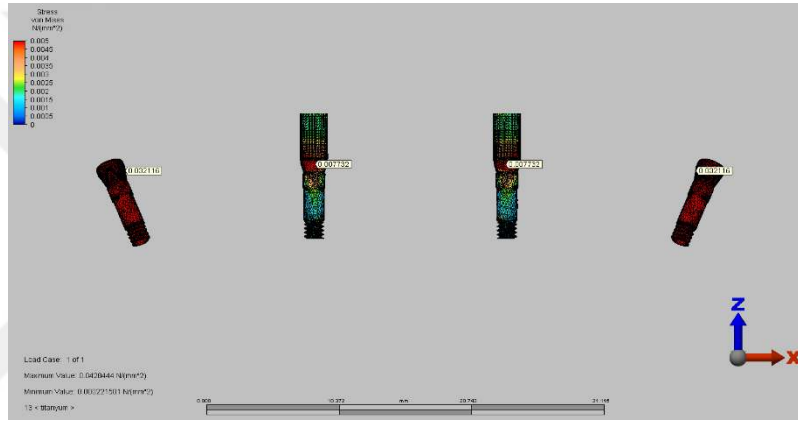
Resim 59. Fiber altyapı için abutment çevresinde görülen Von Mises stresleri

4.1.7. Vida Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri

Vida çevresindeki stresler incelendiğinde tüm modellerde en yüksek stres değerleri 1 ve 4 numaralı implant çevresinde (sırasıyla 1=4>2=3) görüldü. Vida modellerinde görülen değerler yüksekten düşüğe Cr-Co (0.041365 Mpa) > Zirkonya (0.034963 Mpa) > Titanyum (0.032116 Mpa) > Fiber (0.025533 Mpa) > PEEK (0.023659) şeklindeydi (Resim 60 – 64).



Resim 60. Cr-Co altyapı için vida çevresinde görülen Von Mises stresleri



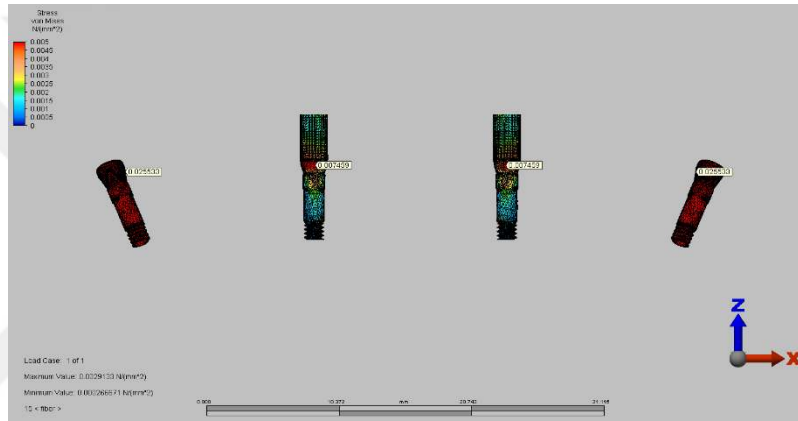
Resim 61. Titanyum altyapı için vida çevresinde görülen Von Mises stresleri



Resim 62. Zirkon altyapı için vida çevresinde görülen Von Mises stresleri



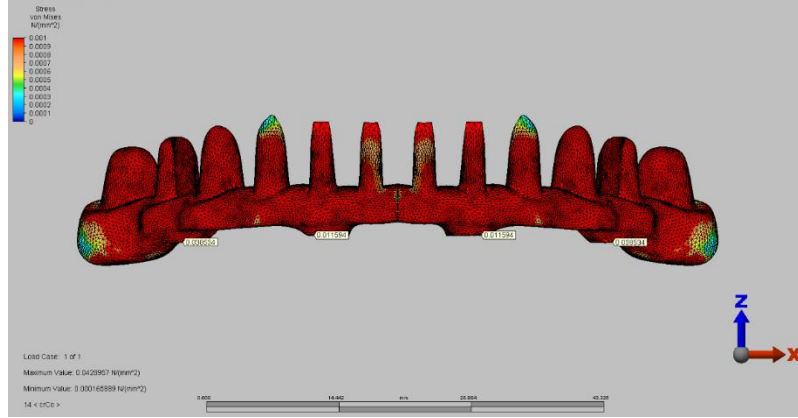
Resim 63. PEEK altyapı için vida çevresinde görülen Von Mises stresleri



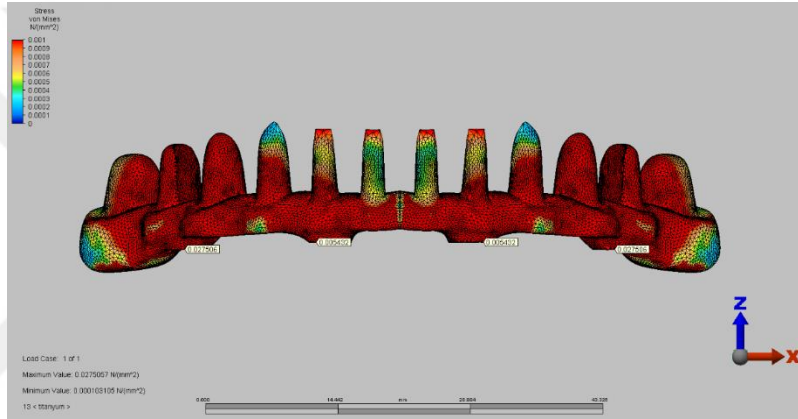
Resim 64. Fiber altyapı için vida çevresinde görülen Von Mises stresleri

4.1.8. Altyapıda Görülen Von Mises Stresleri

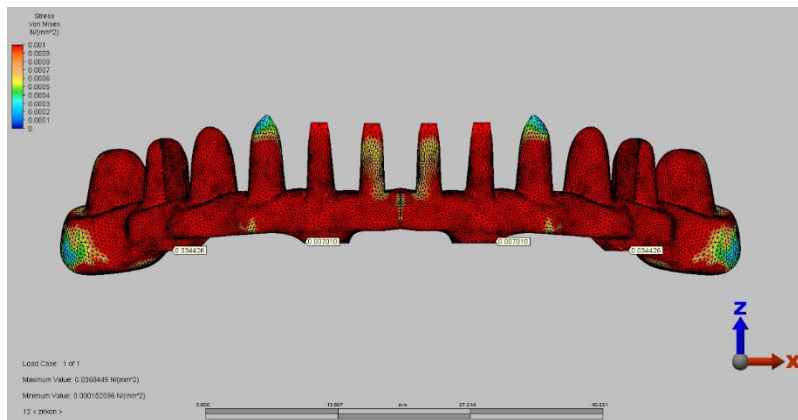
Altyapılar çevresindeki stresler incelendiğinde tüm modellerde en yüksek stres değerleri 1 ve 4 numaralı implant çevresinde (sırasıyla 1=4>2=3) görüldü. Modellerde seçili düğüm noktalarında en yüksek değerler görüldü ve görülen değerler yüksekten düşüğe Cr-Co (0.038534 Mpa) > Zirkonya (0.034426 Mpa) > Titanyum (0.027506 Mpa) > Fiber (0.014988 Mpa) > PEEK (0.008106) şeklindeydi (Resim 65 – 69).



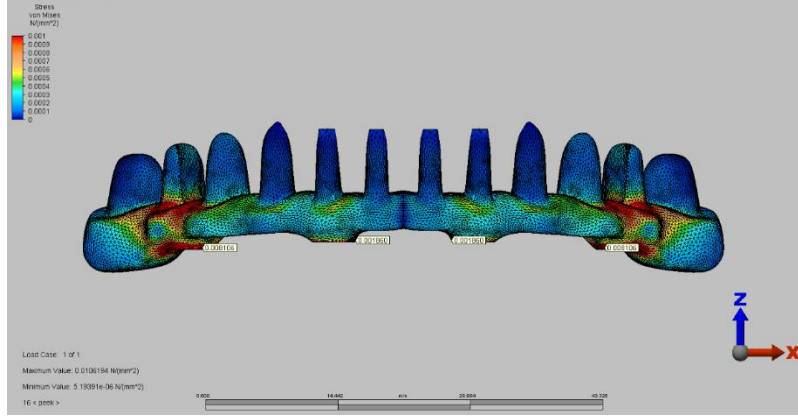
Resim 65. Cr-Co altyapı için altyapıda görülen Von Mises stresleri



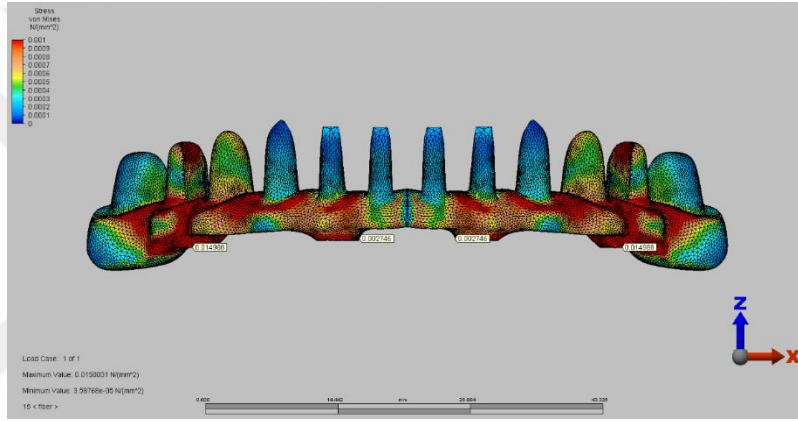
Resim 66. Titanyum altyapı için altyapıda görülen Von Mises stresleri



Resim 67. Zirkonya altyapı için altyapıda görülen Von Mises stresleri



Resim 68. PEEK altyapı için altyapıda görülen Von Mises stresleri

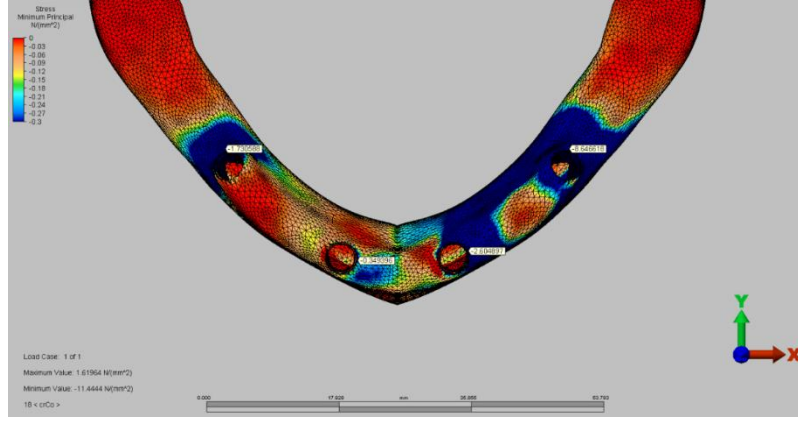


Resim 69. Fiber altyapı için altyapıda görülen Von Mises stresleri

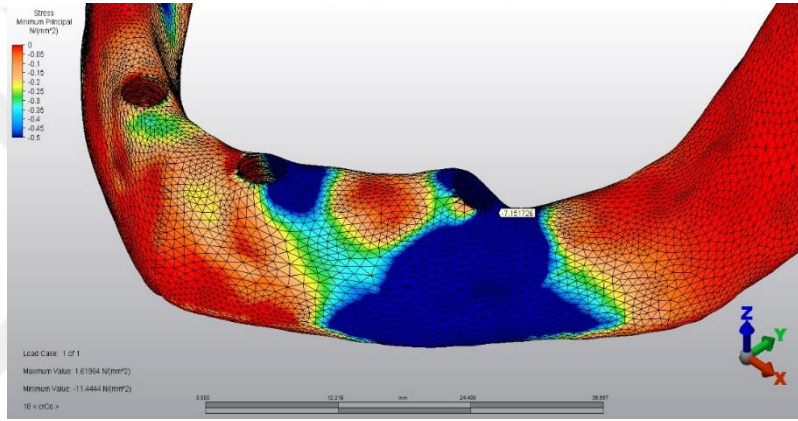
4.2. Alt Çene All-on-Four Modelinde Protez Ağırlık Kuvvetleri ve Oklüzal Kuvvetlerin Birlikte Uygulanmasıyla Elde Edilen Bulguların Değerlendirilmesi

4.2.1. Kortikal Kemikte Oluşan Basma Stresleri

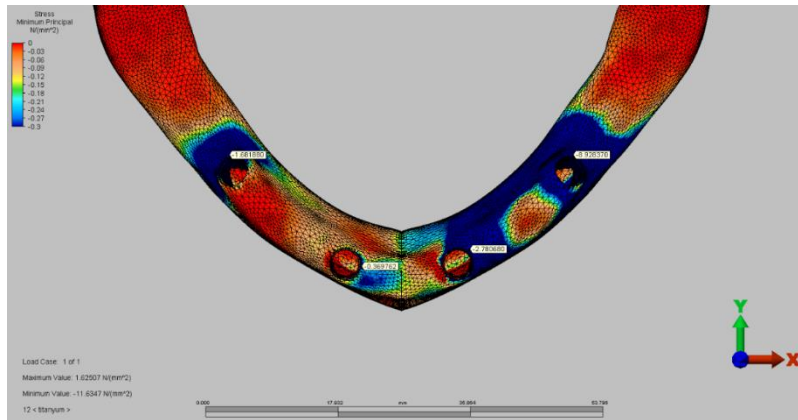
Kortikal kemikte tüm modellerde en yüksek basma stresi değerleri 1 numaralı implant çevresinde görülürken (1>2>4>3), seçili düğüm noktalarındaki stres değerleri yüksekten düşüğe PEEK (-9.854796 Mpa) > Fiber (-9.549290 Mpa) > Titanyum (-8.928370) > Zirkonya (-8.670070 Mpa) > Cr-Co (-8.646618 Mpa) şeklindeydi (Resim 70 - 79).



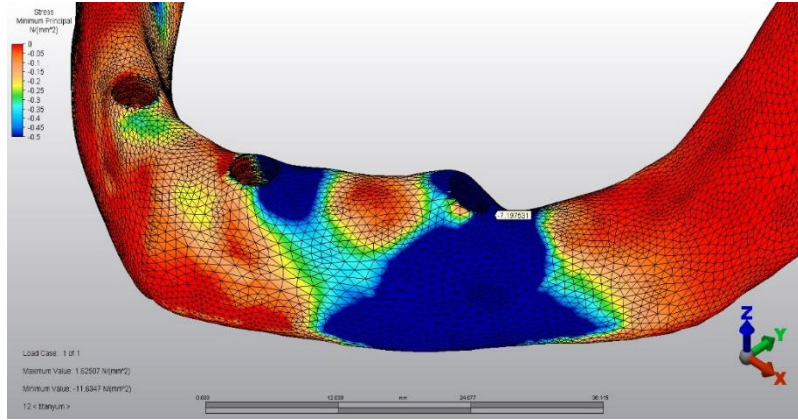
Resim 70. Cr-Co altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen basma stresleri



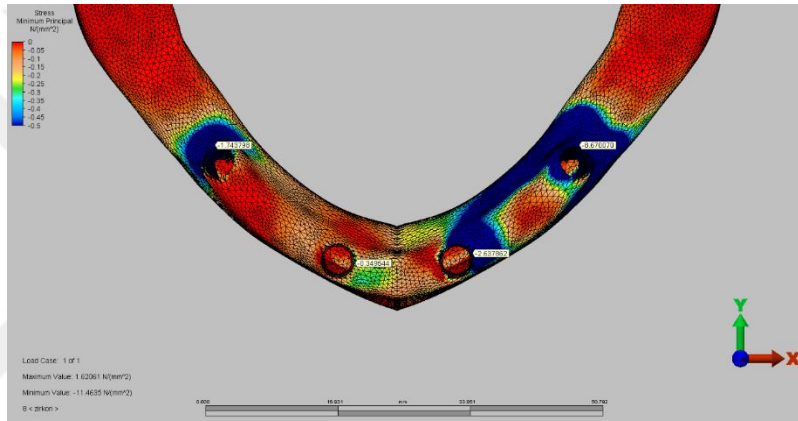
Resim 71. Cr-Co altyapı için mandibulanın posterior bölgesindeki basma stresleri



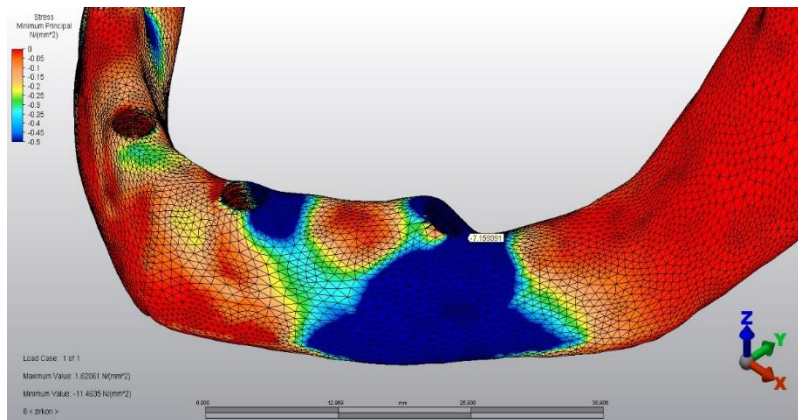
Resim 72. Titanyum altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen basma stresleri



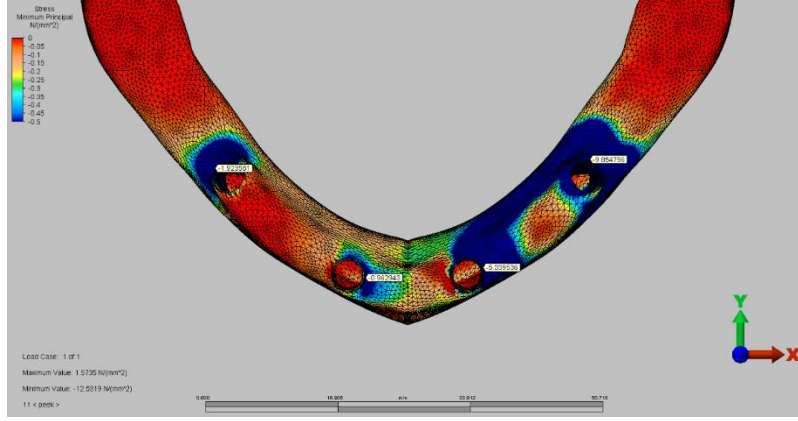
Resim 73. Titanyum altyapı için mandibulanın posterior bölgesindeki basma stresleri



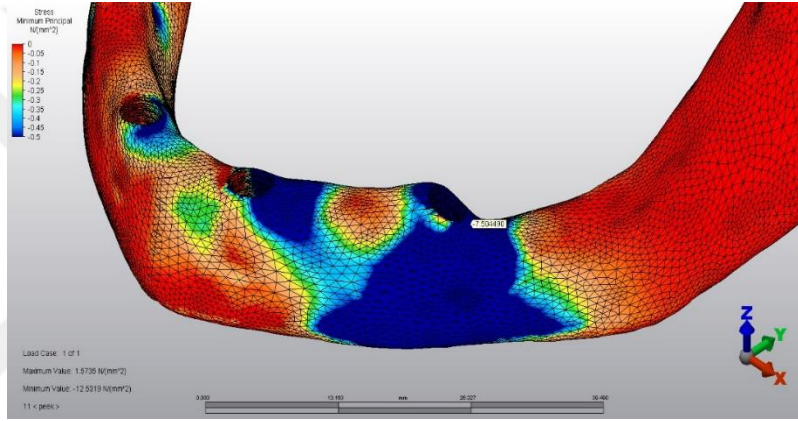
Resim 74. Zirkonya altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen basma stresleri



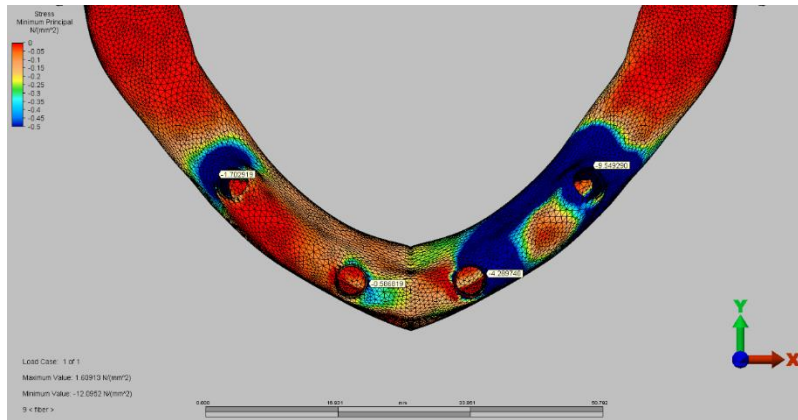
Resim 75. Zirkonya altyapı için mandibulanın posterior bölgesindeki basma stresleri



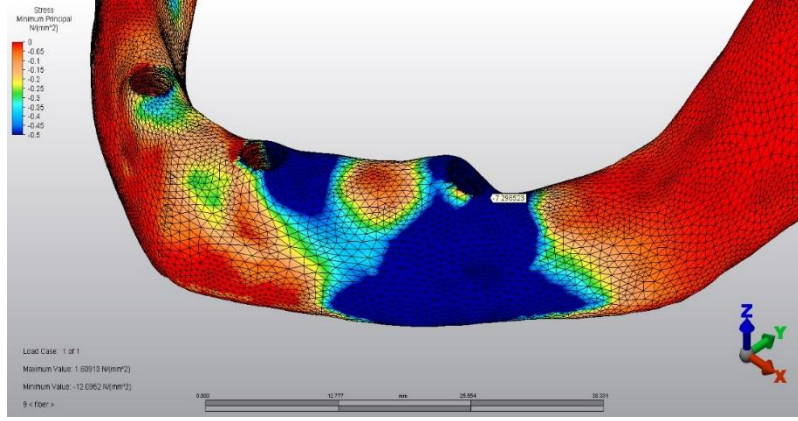
Resim 76. PEEK altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen basma stresleri



Resim 77. PEEK altyapı için mandibulanın posterior bölgesindeki basma stresleri



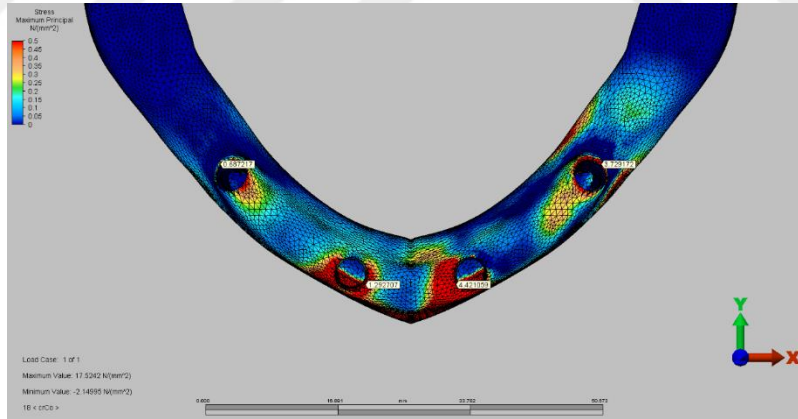
Resim 78. Fiber altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen basma stresleri



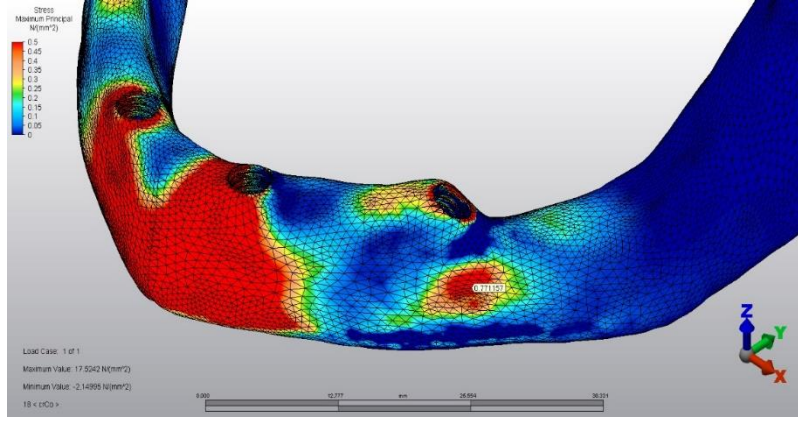
Resim 79. Fiber altyapı için mandibulanın posterior bölgesindeki basma stresleri

4.2.2. Kortikal Kemikte Oluşan Çekme Stresleri

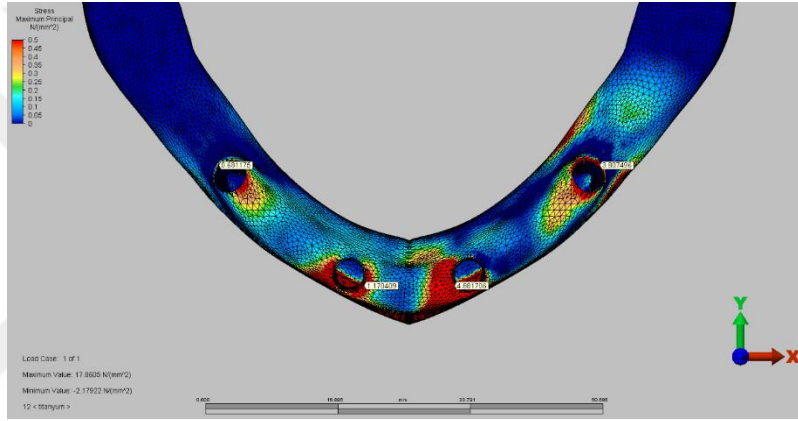
Kortikal kemikte tüm modellerde en yüksek çekme stresi değerleri 2 numaralı implant çevresinde görülürken ($2 > 1 > 3 > 4$), modellerde seçili düğüm noktalarındaki stres değerleri yüksekten düşüğe PEEK (6.845911 Mpa) > Fiber (6.180720 Mpa) > Titanyum (4.881706) > Zirkonya (4.468925 Mpa) > Cr-Co (4.421059 Mpa) şeklindeydi (Resim 80 - 89).



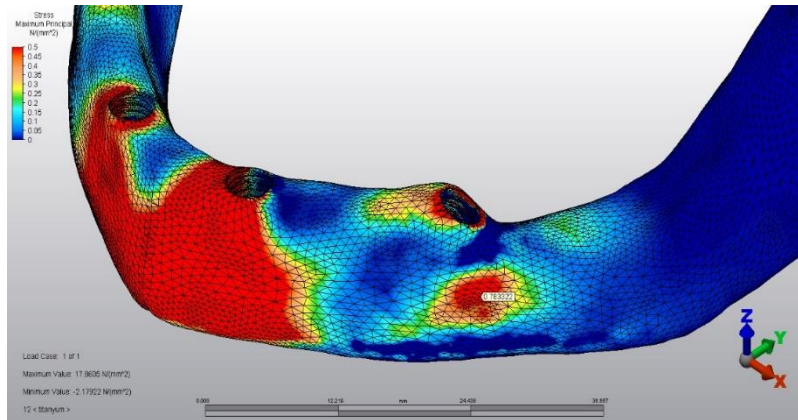
Resim 80. Cr-Co altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri



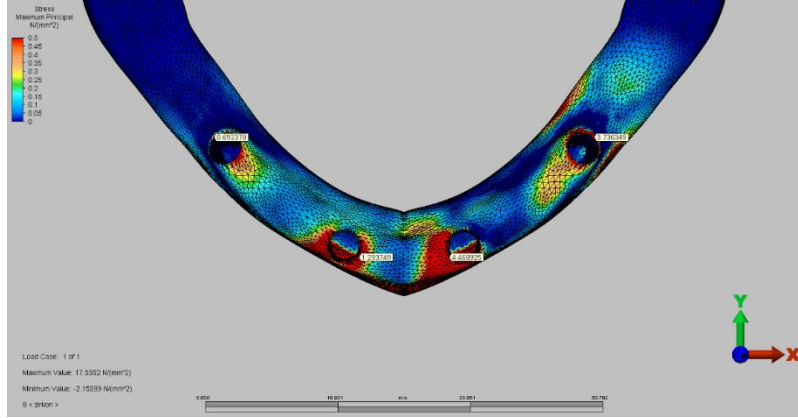
Resim 81. Cr-Co altyapı için mandibulanın posterior bölgesindeki çekme stresleri



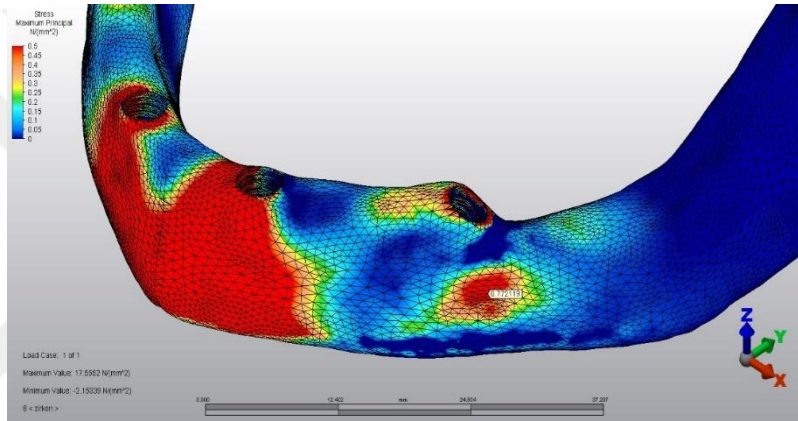
Resim 82. Titanyum altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri



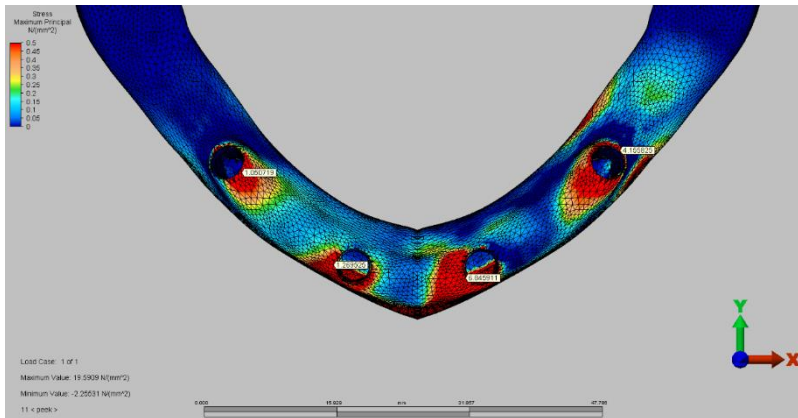
Resim 83. Titanyum altyapı için mandibulanın posterior bölgesindeki çekme stresleri



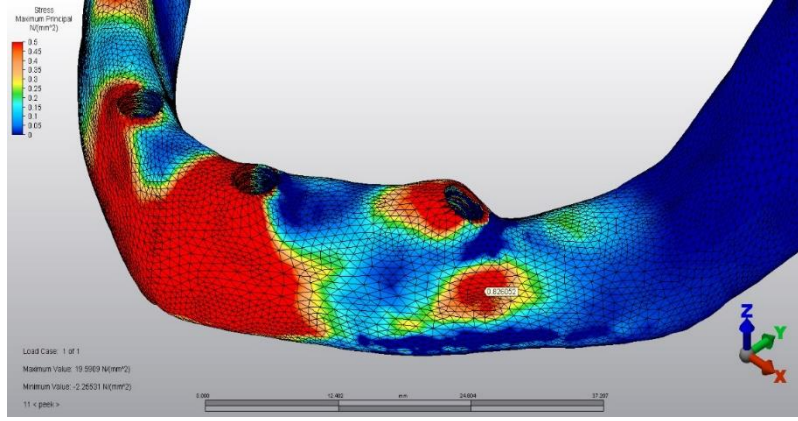
Resim 84. Zirkonya altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri



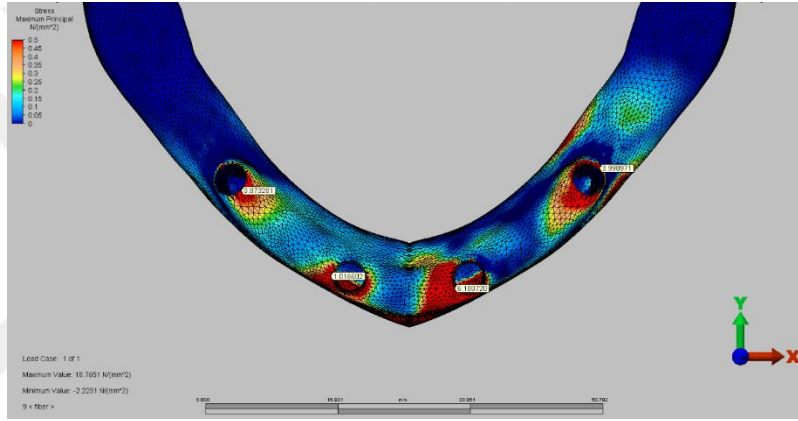
Resim 85. Zirkonya altyapı için mandibulanın posterior bölgesindeki çekme stresleri



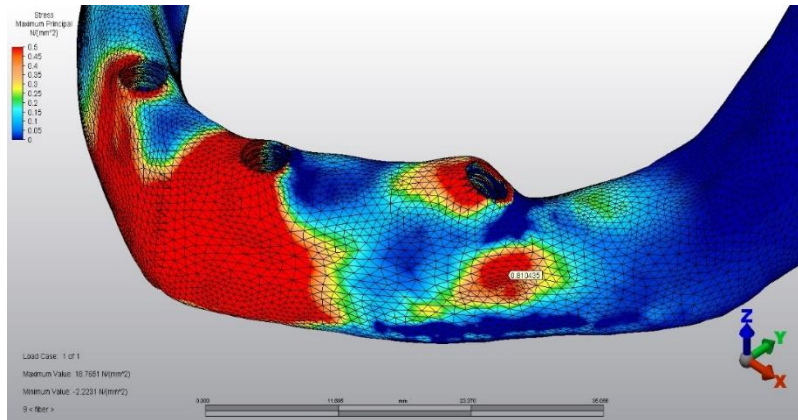
Resim 86. PEEK altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri



Resim 87. PEEK altyapı için mandibulanın posterior bölgesindeki çekme stresleri



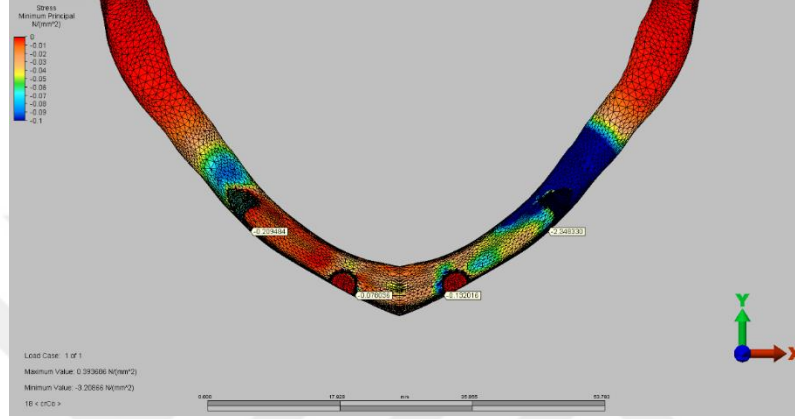
Resim 88. Fiber altyapı için kortikal kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri



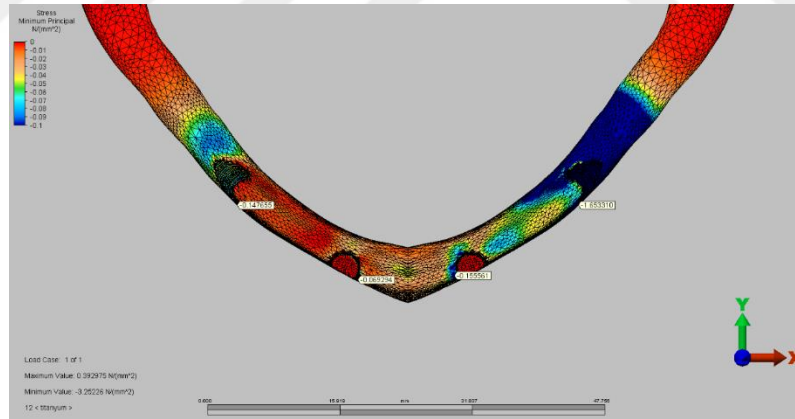
Resim 89. Fiber altyapı için mandibulanın posterior bölgesindeki çekme stresleri

4.2.3. Spongioz Kemikte Oluşan Basma Stresleri

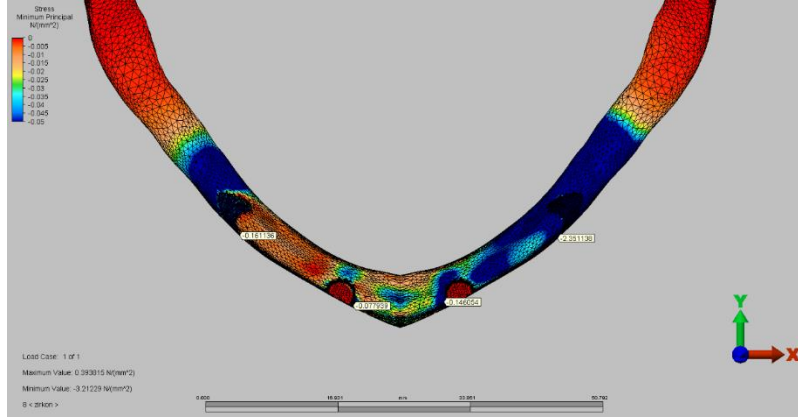
Spongioz kemikte tüm modellerde en yüksek basma stres değerleri 1 numaralı implant çevresinde görülürken (1>2>4>3) modellerde seçili düğüm noktalarında görülen değerler yüksekten düşüğe PEEK (-2.367943 Mpa) > Zirkonya (-2.351138 Mpa) > Cr-Co (-2.348330 Mpa) > Fiber (-1.675977 Mpa) şeklindedir (Resim 90 - 94).



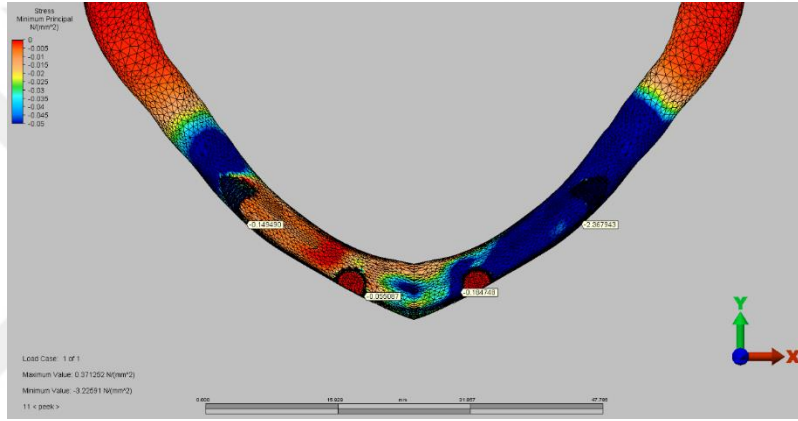
Resim 90. Cr-Co altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen basma stresleri



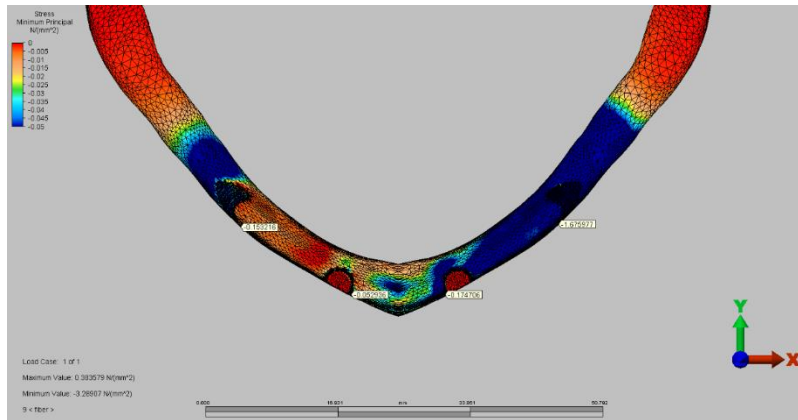
Resim 91. Titanyum altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen basma stresleri



Resim 92. Zirkonya altyapı için spongios kemik yüzeyinde görülen basma stresleri



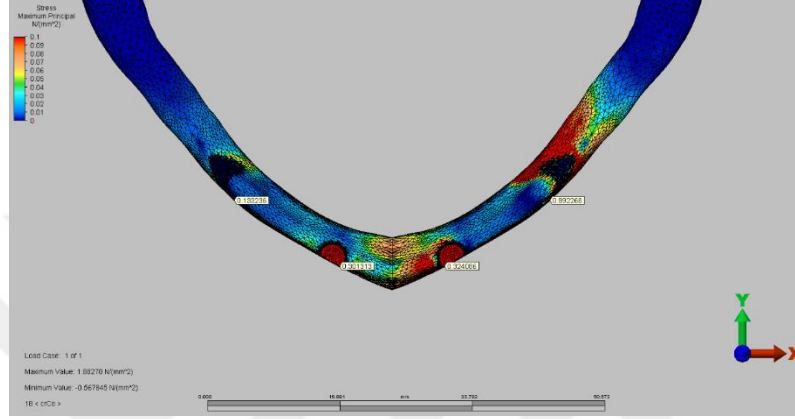
Resim 93. PEEK altyapı için spongios kemik yüzeyinde görülen basma stresleri



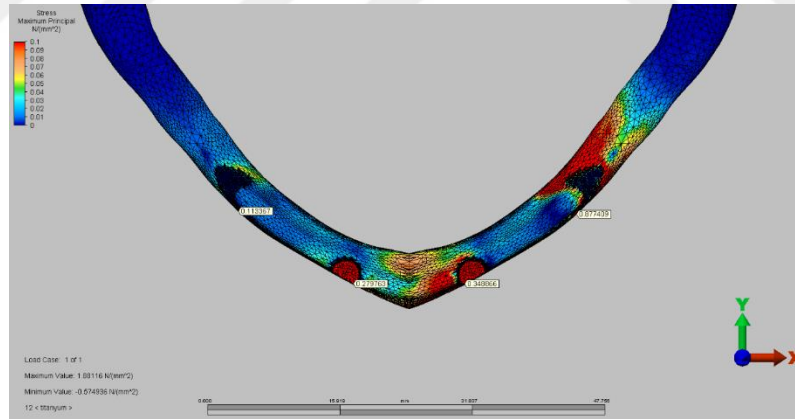
Resim 94. Fiber altyapı için spongios kemik yüzeyinde görülen basma stresleri

4.2.4. Spongioz Kemikte Oluşan Çekme Stresleri

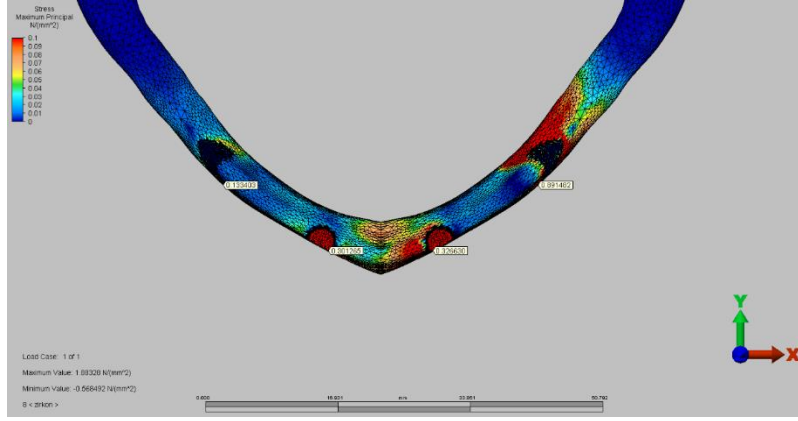
Spongioz kemikte tüm modellerde en yüksek çekme stres değerleri 1 numaralı implant çevresinde görülürken (1>2>3>4) modellerde seçili düğüm noktalarında görülen değerler yüksekten düşüğe Cr-Co (0.892268 Mpa) > Zirkonya (0.891482) > Titanyum (0.877409) > Fiber (0.838510 Mpa) > PEEK (0.818783) Mpa şeklindeydi (Resim 95 - 99).



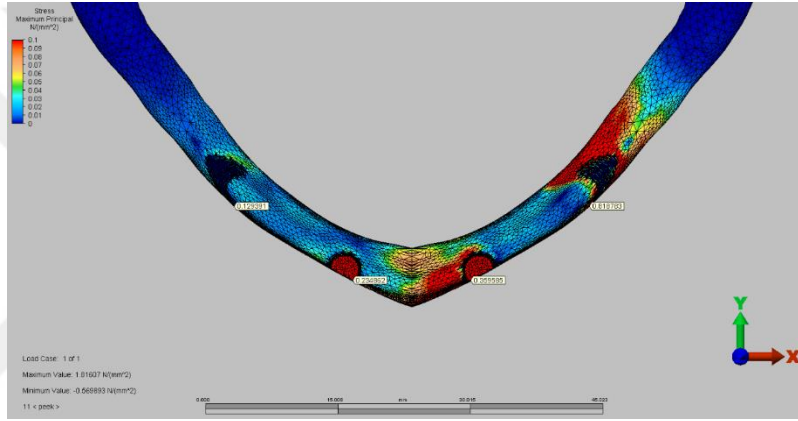
Resim 95. Cr-Co altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri



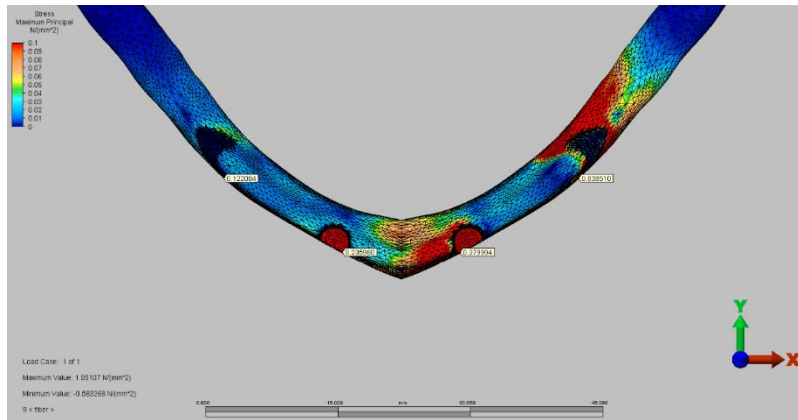
Resim 96. Titanyum altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri



Resim 97. Zirkonya altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri



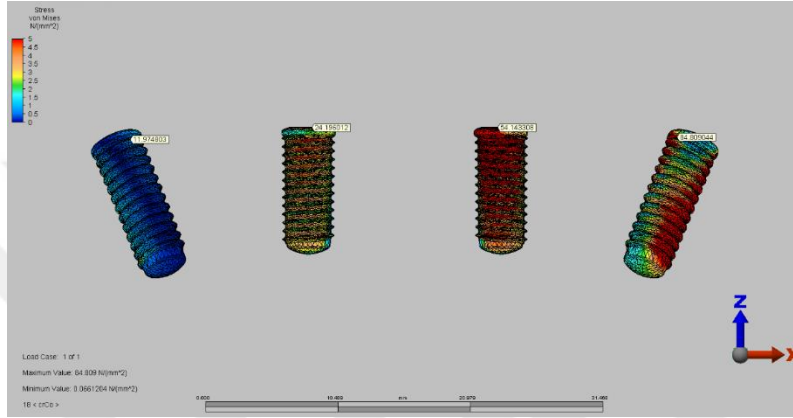
Resim 98. PEEK altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri



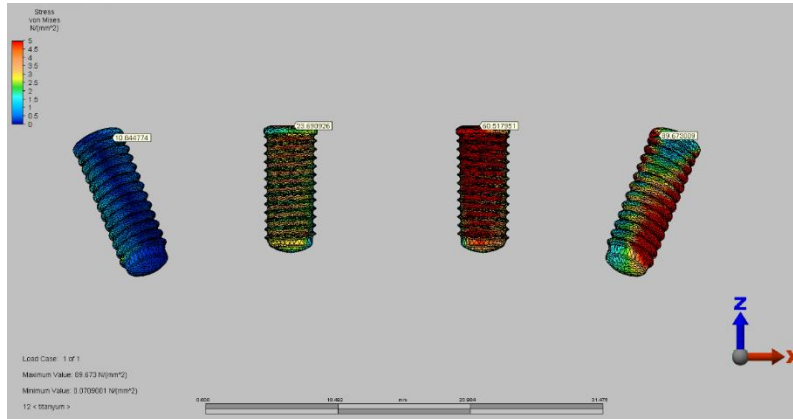
Resim 99. Fiber altyapı için spongioz kemik yüzeyinde görülen çekme stresleri

4.2.5. İmplant Çevresinde Oluşan Von Mises Stresleri

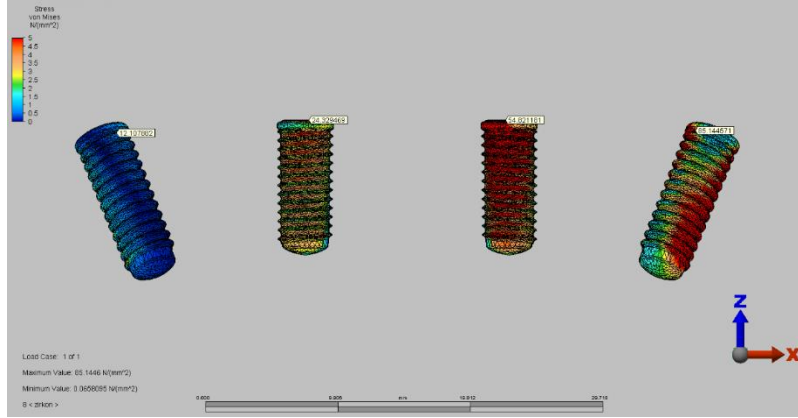
İmplant çevresindeki stresler incelendiğinde tüm modellerde kuvvet uygulanan bölgeye en yakın 1 no'lu bölgedeki seçili düğüm noktalarında en yüksek değerler görüldü (1>2>3>4). Stres değerleri yüksekten düşüğe doğru Fiber (97.001716 Mpa) > PEEK (92.911129 Mpa) > Titanyum (89.673009) > Zirkonya (85.144571 Mpa) > Cr-Co (84.809044 Mpa) şeklindeydi (Resim 100 - 104).



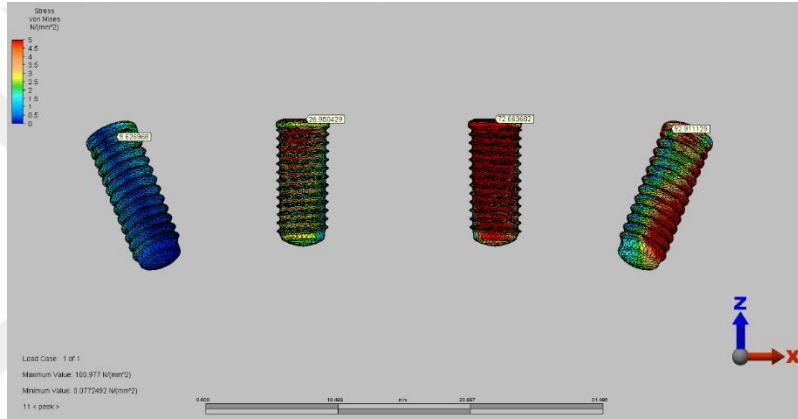
Resim 100. Cr-Co altyapı için implant çevresinde görülen Von Mises stresleri



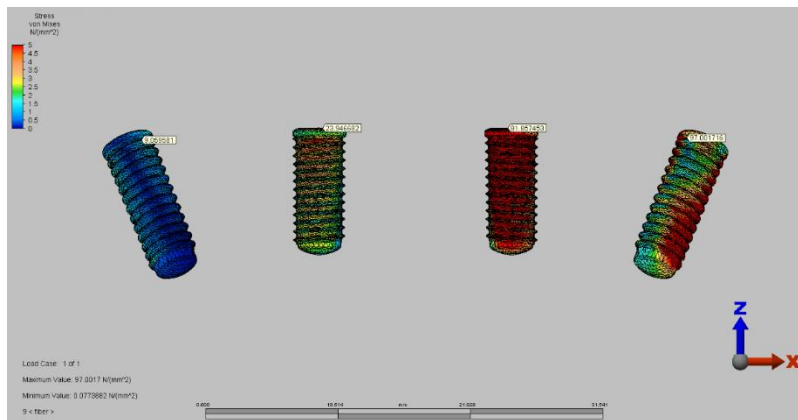
Resim 101. Titanyum altyapı için implant çevresinde görülen Von Mises stresleri



Resim 102. Zirkonya altyapı için implant çevresinde görülen Von Mises stresleri



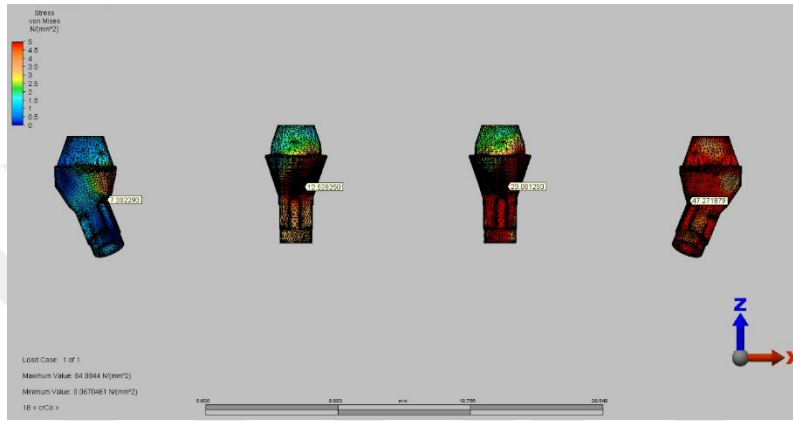
Resim 103. PEEK altyapı için implant çevresinde görülen Von Mises stresleri



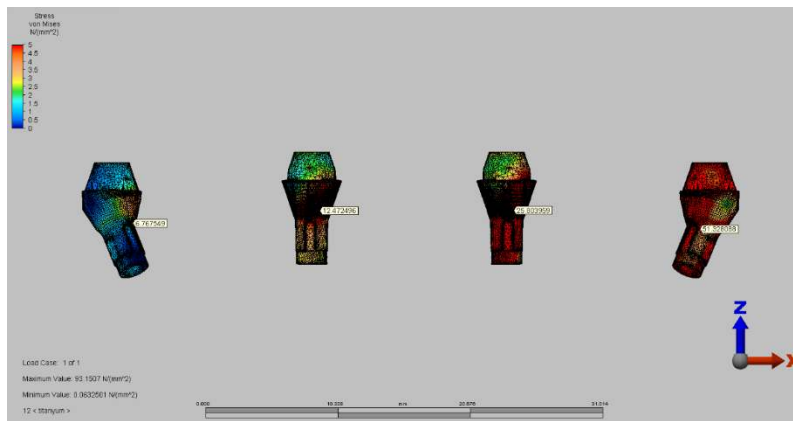
Resim 104. Fiber altyapı için implant çevresinde görülen Von Mises stresleri

4.2.6. Abutment Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri

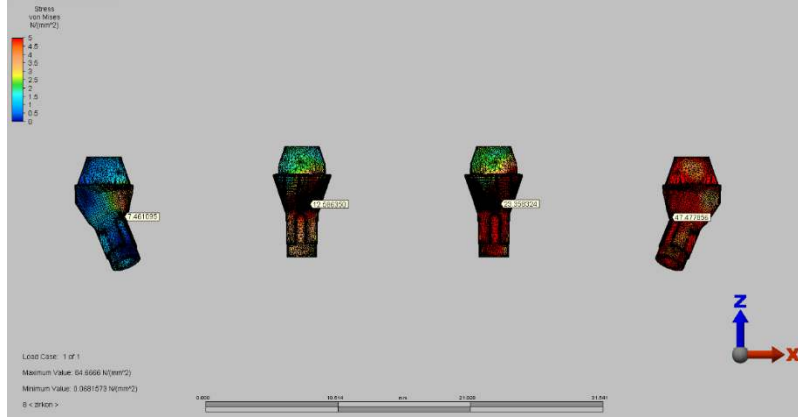
Abutment çevresindeki stresler incelendiğinde tüm modellerde kuvvet uygulanan bölgeye en yakın 1 no'lu bölgedeki seçili düğüm noktalarında en yüksek değerler görüldü (1>2>3>4). Stres değerleri yüksekten düşüğe doğru PEEK (64.500903 Mpa) > Fiber (60.888112 Mpa) > Titanyum (51.328088) > Zirkonya (47.477856 Mpa) > Cr-Co (47.271879 Mpa) şeklindeydi (Resim 105 - 109).



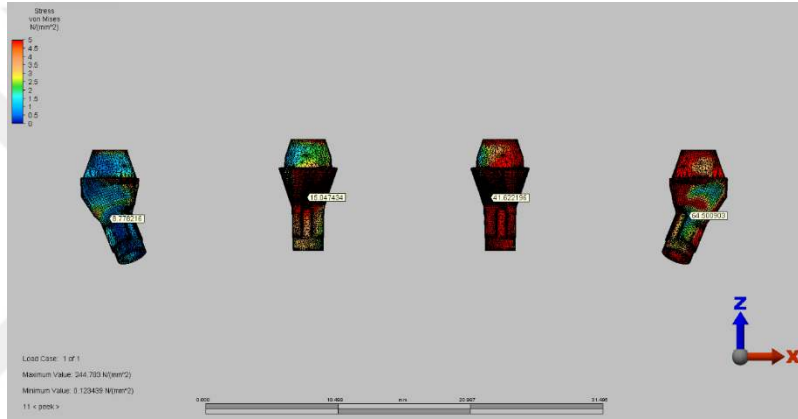
Resim 105. Cr-Co altyapı için abutment çevresinde görülen Von Mises stresleri



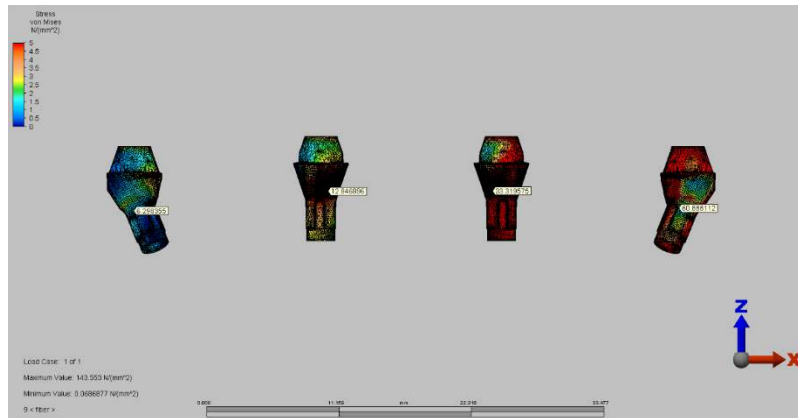
Resim 106. Titanyum altyapı için abutment çevresinde görülen Von Mises stresleri



Resim 107. Zirkonya altyapı için abutment çevresinde görülen Von Mises stresleri



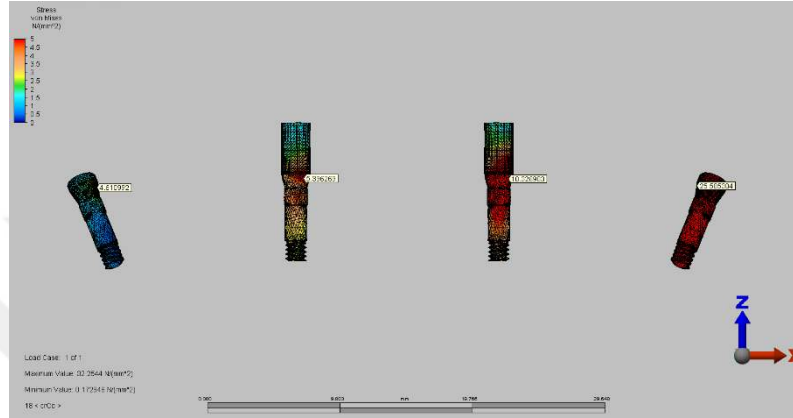
Resim 108. PEEK altyapı için abutment çevresinde görülen Von Mises stresleri



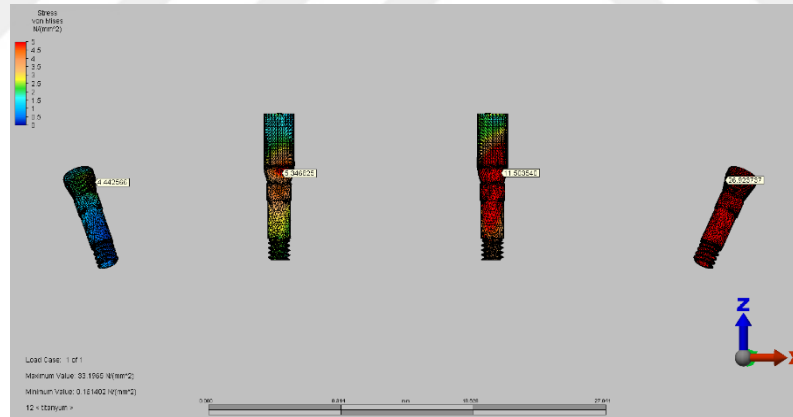
Resim 109. Fiber altyapı için abutment çevresinde görülen Von Mises stresleri

4.2.7. Vida Çevresinde Görülen Von Mises Stresleri

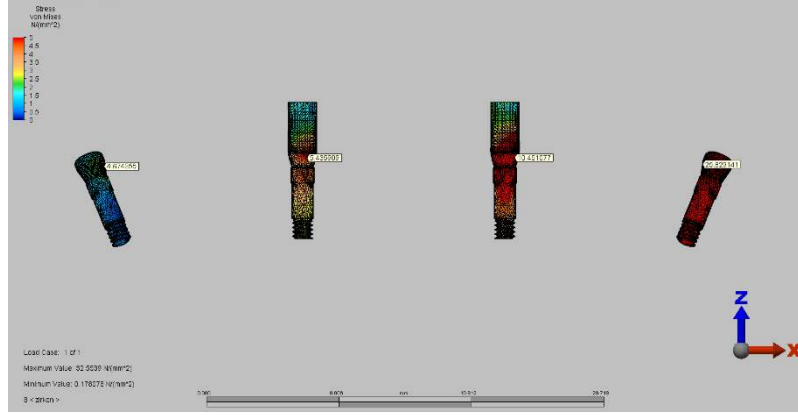
Vida çevresindeki stresler incelendiğinde tüm modellerde en yüksek stres değerleri 1 numaralı implant çevresinde (1>2>3>4) görüldü. Vida modellerinde görülen değerler yüksekten düşüğe PEEK (30.207649 Mpa) > Fiber (29.858947 Mpa) > Titanyum (26.923737 Mpa) > Zirkonya (25.829141 Mpa) > Cr-Co (25.585304) şeklindeydi (Resim 110 - 114).



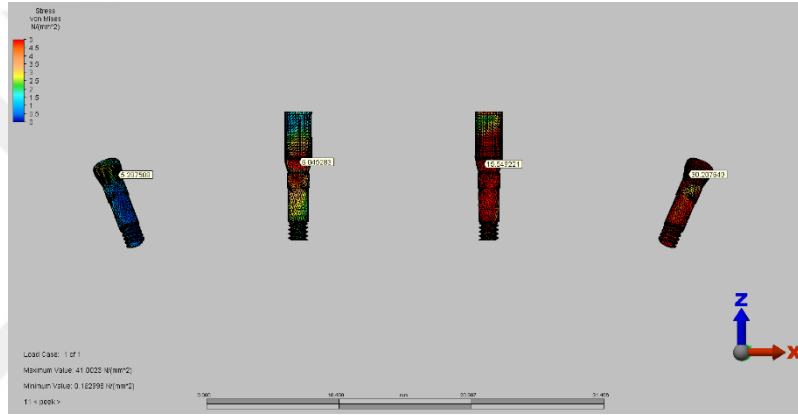
Resim 110. Cr-Co altyapı için vidada görülen Von Mises stresleri



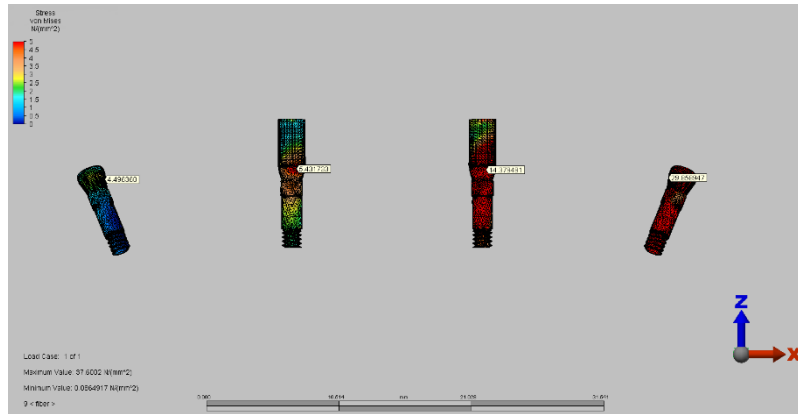
Resim 111. Titanyum altyapı için vidada görülen Von Mises stresleri



Resim 112. Zirkonya altyapı için vidada görülen Von Mises stresleri



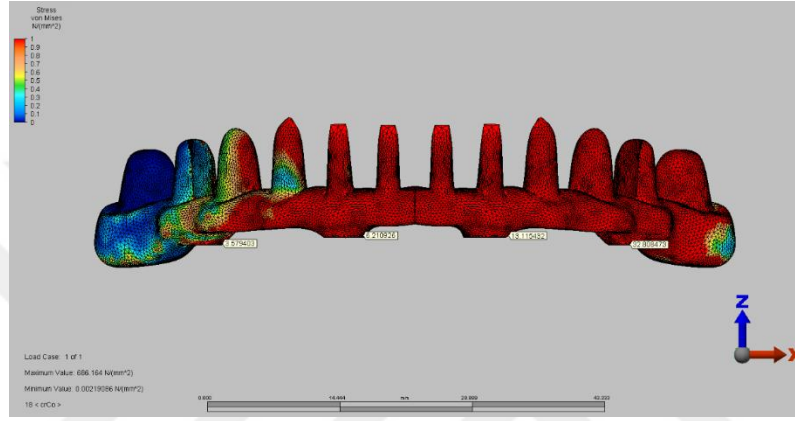
Resim 113. PEEK altyapı için vidada görülen Von Mises stresleri



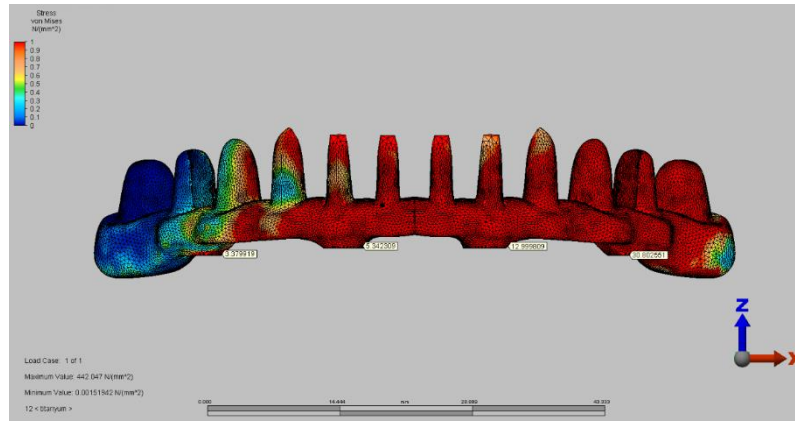
Resim 114. Fiber altyapı için vidada görülen Von Mises stresleri

4.2.8. Altyapıda Görülen Von Mises Stresleri

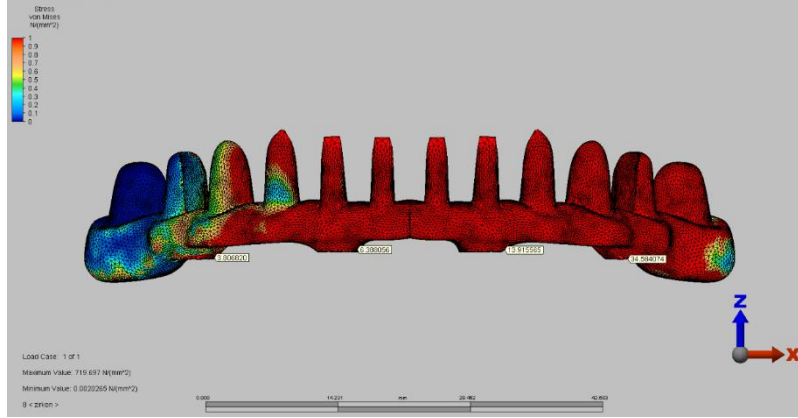
Altyapı çevresindeki stresler incelendiğinde tüm modellerde kuvvet uygulanan bölgeye en yakın 1 no'lu bölgedeki seçili düğüm noktalarında en yüksek değerler görüldü (1>2>3>4). Stres değerleri yüksekten düşüğe doğru Zirkonya (34.584074 Mpa) > Cr-Co (32.808473 Mpa) > Titanyum (30.802551 Mpa) > Fiber (22.086659 Mpa) > PEEK (10.923247 Mpa) şeklindeydi (Resim 115 - 119).



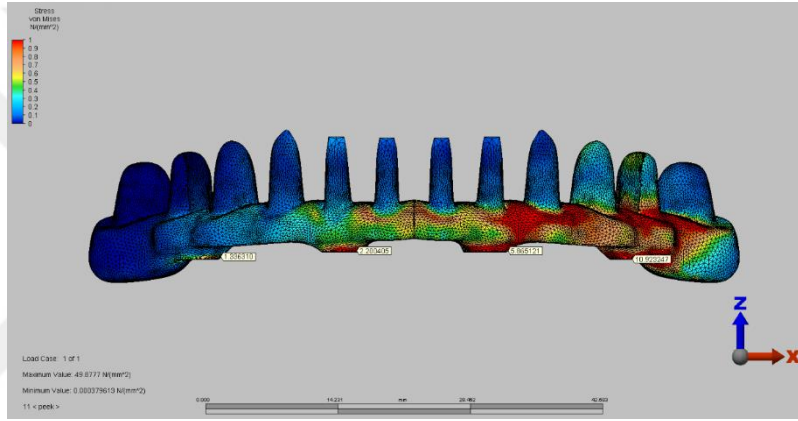
Resim 115. Cr-Co altyapı için altyapıda görülen Von Mises stresleri



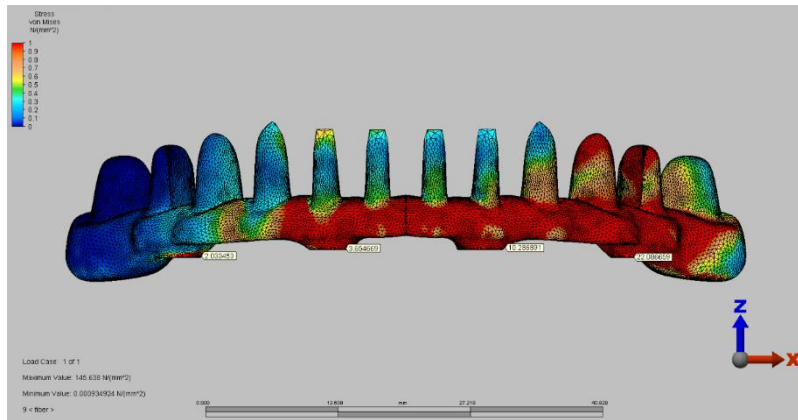
Resim 116. Titanyum altyapı için altyapıda görülen Von Mises stresleri



Resim 117. Zirkonya altyapı için altyapıda görülen Von Mises stresleri



Resim 118. PEEK altyapı için altyapıda görülen Von Mises stresleri



Resim 119. Fiber altyapı için altyapıda görülen Von Mises stresleri

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

All-on-four tedavi konsepti, son yüzyılın başından itibaren yüksek sağ kalım oranlarıyla başarılı bir tam çene dişsizlik rehabilitasyonu olarak kanıtlanmıştır (124–128). Ancak literatürde, All-on-four tedavi konseptinde kullanılan alt yapı materyallerinin oklüzal kuvvetler altında oluşturduğu streslerin değerlendirildiği birçok çalışma bulunmasına karşın, alt yapı materyallerinin ağırlıklarının biyomekanik etkileri ile ilgili herhangi bir bilgiye ulaşılamamıştır.

Dişsiz ve rezorbe alt çenede All-on-four konseptine göre yerleştirilmiş implantlar üzerinde kullanılacak farklı alt yapı materyallerinin ağırlıklarının ve oklüzal kuvvetlerin implant, abutment, vida, protez, implant çevresi kemik ve mandibula korpusu üzerinde oluşan stres değerlerinde fark bulunmuş ve çalışmamızın hipotezi kabul edilmiştir.

İmplant destekli sabit protezler, dişsiz çenelerin rehabilitasyonunda uzun dönem klinik çalışmalarda elde edilen yüksek başarı oranları ile kabul görmüş ve gelişmekte olan bir tedavi yöntemidir (129). İmplant destekli sabit protezler ile overdenture implant destekli protezler karşılaştırıldığında çiğneme fonksiyonu ve ısırma kuvveti bakımından implant destekli sabit protezlerin daha avantajlı olduğu belirtilmektedir (130). Tam dişsizlik durumlarının rehabilitasyonunda düşük kemik hacmi, zayıf kemik kalitesi, kemik greftleme ihtiyacı ve alveolar kemiğin anatomik sınırlamaları (maksiller sinüs, mental foramen ve mandibular sinir) gibi problemler bu çenelerde implant tedavisini zorlaştırmaktadır. Bu gibi problemlerin üstesinden gelebilmek için, Malo ve arkadaşları tarafından All-on-four tekniği geliştirilmiştir (7, 68). All-on-four tedavi tekniği, alt çene ve üst çenede 2 anterior ve 2 posterior toplam 4 implant ile desteklenen tam ark sabit bir protezden oluşan bir tedavi konseptidir. Anterior implantlar mandibula ve maksillada lateral kesici bölgesine dik olarak, posterior implantlar mandibulada mental foramenin hemen önüne, maksillada ise maksiller sinüsün anterior duvarına paralel olarak distale 30-45° eğimli yerleştirilirler (131, 132). Bu yöntem ile önemli anatomik yapıların korunması kolaylaşır ve geç yükleme yapılan implant sistemlerinin bekleme süresi ortadan kalkar (133, 134). Çalışmalarda, bu teknik kullanılarak yapılan sabit tam ark protez ile desteklenen implantların yüksek başarı oranına sahip olduğu (kümülatif başarı oranı %92.2 - %100) rapor edilmiştir (124–128).

Dental implantların uzun vadeli başarısı biyomekanik faktörlere bağlıdır. Fonksiyonlarla beraber oluşan gerilmelere bağlı stres değerleri kemiğin taşıma kapasitesini aştığında, kemikte rezorbsiyon gerçekleşir ve implantlarda kayıplar görülür (135).

Biyomekanik faktörlerin implant destekli protezlerin başarısındaki rolünün sadece in vivo çalışmalarla belirlenmesi imkansızdır. Bunun yanında in-vitro ve in-vivo çalışmalarda standardizasyonun sağlanması oldukça zordur. Sonlu elemanlar stres analizleri ile standardizasyon sağlanabilmekte ve stres dağılımları dijital olarak belirlenebilmektedir (136). Aynı zamanda sonlu elemanlar analizi sadece amaçlanan faktörleri değiştirerek ve tüm diğer faktörleri sabit tutarak analizlerin gerçekleştirilmesine imkân sağlamaktadır (137). Bu avantajlar nedeniyle çalışmamız sonlu elemanlar stres analizi ile gerçekleştirilmiştir.

2D veya 3D sonlu eleman modelinin yapılıp yapılmayacağına karar vermek sonlu elemanlar analizi kullanımında önemli bir konudur. İki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi uygulaması hızlı, kolay ve düşük maliyetli bir yöntemdir. Ancak özellikle karmaşık geometriye sahip yapıların analizinde çok doğru sonuçlar vermeyebilir. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile tüm eksenlerdeki kuvvetler değerlendirilebileceği için gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebilmektedir (13, 98, 138, 139). Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi gerçek klinik koşulların karmaşıklığı göz önünde bulundurulduğunda diğer yöntemlere göre daha avantajlıdır (102). Bu nedenle, çalışmamızda 3D modelleme yapılmıştır.

Sonlu elemanlar analizlerinde incelenen yapılar, eleman adı verilen geometrik şekillere bölünür ve bu parçalar birbirlerine düğüm noktalarından (node) bağlanır. Stres karşısında düğüm noktalarında meydana gelen değişim miktarı analizi belirlediğinden ve eleman sayısı kuvvet dağılımı üzerinde etkili olduğundan olabildiğince fazla sayıda eleman kullanmak etkin kuvvet dağılımını yansıtmaktadır. Yapıyı oluşturan malzemelerin elastisite modülü ve poisson oranları işlenerek yapıların, doğal tepkimelerine benzer koşullar sağlanmaya çalışılır (140). Sonlu elemanlar stres analizleriyle yapılan çalışmalarda, daha başarılı sonuçlara ulaşmak için anatomik yapının ideal olarak modellenmesi gerektiği belirtilmiştir. Bu nedenle, eleman sayısının en az 30.000 düğüm sayısının en az 200.000 olması gerekmektedir (141, 142). Çalışma modellerinde kullandığımız ortalama düğüm sayısı 412.443 eleman sayısı ise 1.508.729'dur.

Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmaların en büyük dezavantajı, oral kavitenin karmaşık yapısının yüksek doğrulukta modellenmesi zorluğu nedeniyle, belirli sadeleştirmeler ve varsayımlar gerektirmesidir (143). Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarının çoğunda, kemik-implant teması %100 olarak kabul edilir, fakat bu bağlantı hücresel düzeyde mümkün değildir. Klinik olarak kemik-implant temasının %30 ile %70

arasında olduğu belirtilmektedir. Bununla beraber kemik-implant temasında azalmanın stres artışına neden olduğu bilinmektedir (13). Yöntemin sınırları dahilinde modellemede tüm yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilir, ancak canlı organizmalarda bu durum mümkün değildir (142, 144, 145). Çalışmamızda amacımız tek bir model ve tasarımının analizini yaparak sonuçlarını değerlendirmek değil, farklı tasarımları ve oluşturdukları sonuçları karşılaştırmaktır. Bu sebeple kullanılan tüm yapılar homojen, izotropik, lineer elastik olarak kabul edilmiştir ve kemik-implant teması %100 olarak varsayılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizlerinde; trabeküler ve kortikal kemiğin kullanılan materyallerin elastiklik modülleri ve poisson oranları için kabul edilmiş evrensel bir tablo yoktur (146). Bu değerler alınırken farklı çalışmalarda en çok kullanılan değerler ve üretici firma değerleri göz önünde bulundurulmuştur. Bu çalışmanın literatürdeki diğer çalışmalar üzerindeki temel yeniliği, materyallerin özelliğine protez ağırlıklarının da dahil edilip kemik dokusunda yarattığı etkiyi değerlendirmesidir.

Literatürde atrofik tam dişsiz mandibulanın sınıflandırmasında Luhr ve arkadaşlarının yaptığı sınıflandırmanın kullanıldığı görülmüştür (57, 147). Bu sınıflandırmaya göre mandibula yüksekliği; 10 mm ve ya daha az ise sınıf 3, 10-15 mm ise sınıf 2, 16-20 mm ise sınıf 1 atrofi olarak adlandırılmıştır (57). Bizim çalışmamızda da sınıf 2 atrofiye sahip mandibula modeli kullanıldı ve bu modellemenin All-on-four tedavi endikasyonu için uygun olacağı düşünülmüştür.

All-on-four tedavisinde farklı implant eğim ve kantilever uzunluğunun biyomekanik karşılaştırılmasının yapıldığı birçok çalışmada 30° ve 45° eğimli posterior implantların, düz ve 17° eğimli gruplara göre daha iyi stres dağılımları gösterdiği rapor edilmiştir (148–150). Bu sebeple çalışmamızda da posterior implantlar mental foramenin önüne 30° eğimlendirilerek modellenmiştir. Posterior bölgeye daha uzun implantlar yerleştirilerek ve bu implantlar eğimlendirilerek ankraj artırılmaktadır (151). Bu şekilde kantilever miktarı da azaltılmaktadır (149).

Sonlu elemanlar analizi yönteminde yükleme koşulları gerçeğe yakın büyüklükte, yönde ve konumda uygulandığında, dokular ve protetik yapılara etkileri hakkında daha doğru sonuçlar elde edilmektedir ve klinik açıdan kullanılabilirliği daha mümkün olabilmektedir. Literatürde uygulanan kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü konusunda farklı değerler görülmektedir. Bu farklılığın asıl sebebi literatürde çiğneme kuvvetleri ve

maksimum ısırma kuvvetlerinin büyüklüğüne dair birbirinden çok farklı değerlerin bildirilmiş olmasıdır. Maksimum ısırma kuvvetleri cinsiyet, yaş, parafonksiyonel alışkanlıklar, dişsizlik durumu ya da arkin farklı bölgeleri gibi birçok faktörden etkilenmektedir (152). Bir bireyin ısırma kuvveti yetişkin erkeklerde ortalama 100–150 N’ dur. Bu değerler kadınlarda ise daha düşüktür (153). Demenko ve ark., yaptıkları çalışmada, alt çene molar dişe oklüzal düzleme yaklaşık 75°’lik açı ile 118,2 N çiğneme kuvveti uygulamışlardır (154). Naini ve ark., 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz çalışmasında, all-on-four tekniğine göre oluşturulmuş modelde birinci molar bölgesine üç farklı yönde 100 N olmak üzere, toplam 300 N kuvvet uygulamıştır (151). Doğan ve ark., all-on four tekniğinde, kuvvetlerin implantlardaki ve implantları çevreleyen kemik dokudaki etkisini değerlendirdikleri sonlu elemanlar analizinde, premolarların ve birinci moların bukkal tüberküllerine oklüzal plandan linguale doğru 75°’lik açı ile 100 N, toplam 300 N kuvvet uygulamıştır (155). Bhering ve ark., all-on-four ve all-on-six tekniğinde tasarladıkları çalışmalarında tek taraflı 150 N kuvvet uygulamışlardır (156). Saber ve ark., all on four tekniğinde 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmalarında üst yapının en distaline 100 N kuvvet uygulamışlardır (150). Takahashi ve ark., yukarıdaki çalışmalarında protezin en distaline çift taraflı 50 N toplamda 100 N kuvvet uygulamışlardır (157). Ferreira ve ark., Çehreli ve ark., Barao ve ark., Assuncao ve ark., M.cruz ve ark., Teixeira ve arkadaşları çalışmalarında 100 N kuvvet uygulamışlardır (158–163). Bizim çalışmamızda da bu çalışmalara benzer şekilde 100 N kuvvet uygulanmıştır. Çiğneme sırasında, dikey, yatay ve oblik kuvvetler aynı anda protezlere aktarılmaktadır (164). Bu nedenle bu çalışmada, doğal çevreyi simüle etmek ve farklı vektörel kuvvetlerin oluşturulması için küresel bir katı malzeme (foodstuff) tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar analiz sonucu bulunan sayısal değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıkar. Geometri ve sınır şartlarındaki farklılıklar nedeniyle sonlu elemanlar stres analizinden elde edilen sonuçlar sayısal açıdan diğer çalışmalarla kıyaslanamamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda stres değerleri ve dağılımlarına ait veriler karşılaştırmalı olarak incelenerek yorumlanmıştır.

Osseointegre implantların etrafındaki kemik gerinimi, istenmeyen kemik remodelingine ve bunun sonucunda osseointegrasyon kaybına neden olabilir (9). Konvansiyonel protez materyallerinin ağırlıklarını değerlendiren çeşitli çalışmalarda, hafif bir materyalin ağır bir materyale göre daha avantajlı olduğu bildirilmektedir (165–168).

Ancak protez ağırlığının implantların çevresindeki kemik dokusuna etkisinin olup olmadığı halen bilinmemektedir (130, 169–172). İmplant destekli sabit protezlerde alt yapı materyali olarak kullanılan malzemeler fonksiyon sırasında kemiğe, implanta, protez yapılarına ve destek bileşenlerine iletilen stres dağılımını etkilemektedir ve bu nedenle alt yapı seçimi klinik başarı elde etmek için oldukça önemlidir (173). Bu sebeple çalışmamızda literatürdeki bu eksikliği kapatmak için farklı alt yapı materyallerinin biyomekanik davranışları incelenmiştir. Dolayısıyla; altyapı materyali olarak elastik modülüsleri birbirinden farklı hem ağır hem hafif materyalleri temsil eden örneklerle yer vermek için krom-kobalt, titanyum, zirkonya, fiber ve PEEK materyalleri kullanılmıştır.

Lee ve arkadaşları (174) yaptıkları çalışmada Zr, Ti ve PEEK alt yapıların implant, implant çevresindeki kemik ve alt yapıda oluşan stresleri incelemişler ve implant çevresinde oluşan çekme ve basma streslerinin büyükten küçüğe doğru sırasıyla PEEK, Ti ve Zr şeklinde olduğunu rapor etmişlerdir. Ayrıca implant yapısında oluşan Von Mises stresleri de kemikte oluşan stresle benzerlik göstermiş ve en yüksek PEEK alt yapısında, en düşük Zr alt yapısında stres olduğu gözlenmiştir. Alt yapının kendi yapısında oluşan Von Mises stresleri ise kemik ve implantta oluşan stres ile tam tersi yönde sonuç vermiştir ve en yüksek stres Zr alt yapısında, en düşük stres PEEK alt yapısında oluşmuştur. Çalışmada, PEEK gibi düşük elastik modülüne sahip alt yapı materyallerinin kendi içinde çok düşük stres oluşturmalarına rağmen, implantta ve çevresindeki dokularda oldukça yüksek stres oluşturduğunu ve bu nedenle uzun dönem başarısının düşük olduğu bildirilmiştir. Favot ve ark. (175) alt çenede all-on-four konseptinde yerleştirilmiş implantlar üzerine tasarlanan Zirkonya, titanyum, altın ve Nikel-Titanyum (Ni-Ti) olmak üzere 4 farklı altyapı materyalinin oluşturduğu stresi, 3 ayrı çiğneme fazında incelemişlerdir. Nikel-Titanyum altyapıda en düşük stres değeri, Zirkonya altyapıda ise en yüksek stres değeri ölçülmüştür. Zirkonya alt yapıdaki stres değerlerinin Ni-Ti’da gözlenen değerlerin neredeyse iki katı olduğunu göstermişlerdir, bunun sonucunda da alt yapı streslerinin materyalin sertliğinin düşmesi ile azaldığı sonucuna ulaşmışlardır. Bhering ve ark. (156) atrofik maksillada farklı alt yapı materyallerinin (titanyum, zirkonya ve krom-kobalt) stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi kullanılarak karşılaştırıldığı çalışmada biyomekanik açıdan implant çevresinde oluşan stresler değerlendirildiğinde rijit materyallerin kullanılmasının daha uygun olacağı rapor edilmiştir. Çalışmada implant destekli sabit protezlerde alt yapı materyali olarak krom-kobalt ve gümüş-palladyum kullanılarak farklı alt yapı materyallerinin kullanılmasının stres dağılımına etkisi sonlu elemanlar yöntemi ile analiz

edilmiştir (176). Çalışmanın sonucunda alt yapı materyali ne kadar sert olursa, abutment / implant arasındaki stres dağılımının o kadar iyi olduğu ve bu bölgede daha az stres görüldüğü rapor edilmiştir (176).

Lee ve ark., Favot ve ark., Bhering ve ark.'nın çalışmaları bizim çalışmamız ile benzer sonuçlar göstermektedir. Bizim çalışmamızda da alt yapıda kullanılan materyalin sertliği arttıkça kortikal kemikte stres azalmıştır ve stres büyükten küçüğe doğru PEEK, fiber, titanyum, zirkonya ve Cr-Co şeklinde sıralanmıştır. Aynı şekilde alt yapı materyalinin sertliği arttıkça kendi yapısında oluşan stres çalışmamızda da artmış ve oluşan stres büyükten küçüğe doğru Zirkonya, Cr-Co, titanyum, fiber ve PEEK şeklinde sıralanmış olup bu çalışmalar ile benzerlik göstermektedir.

Protezin, mekanik performansı etkilemeyecek kadar ağır olması gerektiğine dair genel bir endişe vardır (168). Bu nedenle, hafif materyallerin ve tasarımların araştırılması, vücudun eksik kısmını daha doğru taklit eden bir protez oluşturmayı kolaylaştırabilir. Ancak, intraoral protezler için daha farklı bir durum söz konusudur (9)(10). Kron üzerine gelen ısırma kuvvetleri, dental implantı çevreleyen alveolar kemiğe aktarılır ve alveolar kemikte farklı uyarılar üretir. Mekanik streslerin alveolar kemik remodelingi üzerinde olumlu ve olumsuz etkileri vardır. Wolff yasasına göre, 1 Mpa'nın altındaki gerilim değeri, üzerine kuvvet gelmeyen kemiğin remodelingini destekler. Stresler yaklaşık 1-20 Mpa gerilim aralığında olduğunda alveolar kemiğin remodelinge uygun olduğu düşünülmektedir. Kemik üzerindeki gerilim 20-60 Mpa aralığında olduğunda aşırı yüklenmeye bağlı kemikte mikro hasara neden olabilir. Tekrarlanan stres kemik üzerinde 60 Mpa'ı aştığında, deformasyonlar ve orta hasar meydana gelebilir ve bu dental implant tedavisinde yorulma dayanımı başarısızlığına neden olabilir (177). Çalışmamızda sadece protez ağırlığının değerlendirildiği tüm modellerde oluşan gerilim değeri 1 Mpa altında bulunmuştur bu nedenle üzerine kuvvet gelmeyen kemiğin remodelingini desteklediği düşünülmektedir. Protez ağırlığı ve okluzal kuvvetlerin birlikte uygulandığı modellerde 1-20 Mpa aralığında bulunmuştur sonuç olarak alveolar kemiğin remodelinge uygun değerler aralığında olduğu varsayılmıştır. Tribst ve ark. (178) sonlu elemanlar analizi ile yaptığı çalışmada protez ağırlığının ve implant sayısının implant çevresi kemik bölgesinde oluşturduğu mikrogerinimi değerlendirmiştir. Çalışmasında farklı sayıda implant (4, 6 veya 8) ve protez ağırlıkları (10, 15, 20, 40 veya 60 g) ile 15 sabit tam ark implant destekli protez tasarımı modellendi. Bu çalışmanın sonucunda yerçekimi kuvvetinin etkisi altındaki daha ağır

protezler, implantların çevresinde daha fazla gerinim oluşturmıştır. İmplant destekli protezlerde daha fazla sayıda implant kullanılması, kemikte gözlenen streslerin hafifletilmesini sağlar. Modele edilen protezlerde, peri-implant kemik dokusunda en fazla gerinim Cr-Co altyapılı seramik üstyapılı modelde en az gerinim PEEK altyapılı akrilik üstyapılı modelde görüldü. Modele edilen protezlerde, implant çevresi kemik gerinimi için zararlı değerler görülmedi. Çalışmamızda da bu çalışmayı destekler nitelikte implant çevresi kemikte, ağır olan Cr-Co altyapılı modelde en fazla stres görülürken hafif olan PEEK ve Fiber altyapıda en az stres görülmüştür ve implant çevresi kemik için zararlı değerler görülmemiştir.

Kemik gibi kırılğan materyaller için asal stresler (maksimum çekme stresi, minimum basma stresi) değerleri önemlidir. Çünkü maksimum çekme stres değeri kemiğin en yüksek gerilme dayanımına (kortikal kemik için 100 Mpa) eşit veya ondan daha büyük değerde olduğunda veya minimum basma stres değeri en yüksek sıkışma dayanımına (kortikal kemik için 173 Mpa) eşit veya ondan büyük değerde olduğunda başarısızlık oluşur (143). En yüksek çekme ve basma stres değerleri, servikal bölge etrafındaki kortikal kemiklerde oluşur ve kortikal kemiğin en yüksek çekme ve basma dayanımı sırasıyla 100 ve 173 Mpa'dır (169). Çalışmamızda kortikal kemikte oluşan maksimum çekme ve basma stresleri 6,845911 Mpa ve -9,854796 Mpa iken; trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme ve basma stresleri 0,892268 Mpa ve -2,367943 Mpa olup kemikte kırılma olasılığı beklenmemektedir.

Hussein ve Rabie'nin 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanarak yaptığı çalışmasında, All-on-four tekniğine göre yerleştirilmiş implantlar üzerine yapılan zirkonya protetik materyalinin Von Mises, basma ve çekme streslerinin kortikal kemiğe trabeküler kemikten daha fazla aktarıldığını belirtmiştir (171). Papavasiliou ve arkadaşları; dişsiz alt çenede implantları çevreleyen kemik tiplerinin stres dağılımına etkisini ve mikro çatlaklara yol açabilecek yükleme koşullarını araştırdığı çalışmalarını 1996 yılında yayınlamışlar ve kortikal kemikte oluşan streslerin, trabeküler kemikten daha fazla olduğunu tespit etmişlerdir. Kortikal kemiğin elastik modülünün trabeküler kemikten yüksek olması ve implantın zayıf olduğu boyun bölgesini çevriliyor olması; kortikal kemikte trabeküler kemikten daha fazla stres oluşmasına ve maruz kalınan kuvvetlere karşı daha dirençli olmasına neden olmaktadır. Kemikte oluşan mikro çatlakları, oblik yüklemeler, yüksek oklüzal stres büyüklükleri ve kortikal kemiğin yokluğu ile ilişkilendirmişlerdir (179). Sonuç olarak çalışmamız yapılan bu çalışmalara benzer olarak hem anterior implant çevresi hem

de posterior implant çevresi kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stresleri, trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma streslerine oranla daha yüksek çıkmıştır.

Rubo ve ark. (180, 181) yaptıkları çalışmada implant destekli bir protezde bulunan birçok klinik varyasyonu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelemiş ve streslerin en çok kuvvetin uygulandığı bölgeye en yakın implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte yoğunlaştığını bildirmişlerdir. Literatürde yapılmış birçok çalışmada implant etrafındaki kemikte meydana gelen stres miktarları değerlendirilmiş ve yapılan çalışmalar sonucunda en fazla stresin implantın boyun bölgesinde, kortikal tabakayla implantın temasta olan bölgesinde görüldüğü tespit edilmiştir (180, 182). Streslerin implantın boyun bölgesinde oluşması, implant ve kemiğin rijit bağlantısından kaynaklanmaktadır. Çalışmamızda da en yüksek stres değerleri implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte meydana gelmiştir.

Von Mises stresleri, yük transferi ve dağılma mekanizmalarını karakterize etmek için evrensel bir stres göstergesi olarak kullanılmaktadır. Von Mises stres değerleri, metalik implantlar gibi çekilebilir materyallerdeki deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanmaktadır. Von Mises stres değerleri, implant materyalinin akma (yield) noktasını aştığı zaman kırık riski oluşabilir. Titanyum implantta meydana gelen stresler, titanyumun en üst dayanıklılık değeri olan 550 Mpa'ı geçtiğinde kırık riski oluşabilir (183). Çalışmamızda farklı alt yapı materyallerinin implantlarda oluşturduğu Von Mises streslerinin maksimum değerleri bu kritik değeri aşmadığı için implantlarda kırık riski öngörülmemektedir.

İmplant destekli tam ark sabit protez tasarımlarının sonlu elemanlar analiz çalışmaları tek üye tasarımlardan çok daha karmaşıktır (13). İmplant destekli tam ark sabit protez vakalarında, stres dağılımını tek üye protezden daha karmaşık yapan metal bir altyapı ile bütün implantların birbirine splintlenmesidir. Bu nedenle, protezin bir noktasındaki yükleme tüm implantlardaki ve çevreleyen kemikteki stres yoğunluğunu farklı derecelerde arttırabilmektedir (158). İmplant çevresindeki streslerin değerlendirildiği Duyck ve ark.'nın (184) çalışmalarında her durumda stresin kantilevere en yakın implant çevresinde en yüksek değerde olduğunu göstermiştir. Yapılan bir diğer çalışmada yükleme alanının implanta olan mesafesinin, implantlarda oluşacak Von Mises stresleri üzerinde etkili olduğu ve yükleme alanına yakın yerleştirilen implantlarda daha yüksek Von Mises stresleri oluşturduğunu bildirmiştir (185–187). Rubo ve Souza'ın çalışmasında düşük elastik modülünün uygulanan yüke en yakın abutment üzerinde daha fazla strese neden olacağını

göstermektedir (181). Bu değerlendirme, implant çevresi destek kemikte yüksek stresin marjinal kemik seviyesinde negatif sonuçlarının olabileceğini göstermektedir. Çalışmamızda da bu araştırmaları destekler şekilde tüm modellerde kuvvet uygulanan kantilever pozisyonundaki molar dişe en yakın implant ve abutment çevresinde kuvvetlerin yoğunlaştığı görülmüştür.

Bacchi ve arkadaşlarının (173) yaptıkları çalışmada, alt yapı materyalleri olarak altın, gümüş-paladyum, titanyum, zirkonya ve krom-kobalt kullanmışlar ve alt yapıda, kemikte, implant vidasında oluşan stresi sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirmişlerdir. Çalışmada protez alt yapısında kullanılan materyalin sertliği arttıkça, alt yapı ve vidada oluşan stresin orantılı bir şekilde artacağı, implant çevresinde kemikte oluşan stresin ise materyalin sertliğiyle orantılı bir şekilde azalacağı sonucu bulunmuştur. Bhering ve ark. (156) üst çenede all-on-four ve all-on-six konseptinde yerleştirilmiş implantlar üzerine tasarlanan titanyum, zirkonya ve krom-kobalt altyapılarının kemik, implant, vida ve dayanaklar üzerinde oluşan strese etkisini incelemişlerdir. Yapılan üç boyutlu sonlu elemanlar analizinde krom-kobalt ve zirkonya gibi daha sert materyallerin biyomekanik davranışları titanyuma göre daha iyi sonuçlar vermiştir. Cr-Co ve zirkonya altyapıları implant, abutment ve vidada en düşük stres değerlerini göstermiştir. Çalışmamızda da yukarıdaki çalışmayla benzer şekilde, kullanılan altyapı materyaline göre oklüzal kuvvetler altında abutment, vida ve implant çevresindeki stresler kıyaslandığında en yüksek Von Mises stres değerleri Fiber ve PEEK altyapıda, en düşük Von Mises stres değerleri Cr-Co ve zirkonya altyapıda görülmüştür.

Yapılan çalışmada matematiksel modeller üzerinde klinik koşullar taklit edilmeye çalışılmış, karşılaştırılmalı ve yoruma dayalı sonuçlar elde edilmiştir. Sonlu elemanlar analizleri yapılırken kemik-implant bağlantısı %100 olarak kabul edilmektedir ve modeller tamamen homojen ve izotropiktir. Çalışmalarda incelenecek yapıları doğal ortamda olduğu şekilde tam olarak modellemek bilgisayar ortamında mümkün olmamaktadır. Bu nedenle elde edilen sonuçların klinik olarak kabul edilebilir olması için, destek dokularda oluşabilecek etkilerini inceleyen uzun dönem klinik takiplerle desteklenmesi gerekir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Tez çalışmasının limitasyonları dahilinde elde edilen sonuçlar ve öneriler aşağıdaki gibi özetlenebilir:

- 1- Farklı tip ve ağırlıktaki alt yapı materyallerinin implant ve çevre kemikte görülen stresler üzerinde etkisi vardır. Yerçekimi kuvvetinin etkisi altındaki daha ağır protezler, implantların çevresinde daha fazla strese neden olduğu ancak mevcut değerler kemik remodelingini bozmayacak şekildedir.
- 2- En yüksek gerilme ve sıkışma değerleri kortikal kemikte izlenmiştir.
- 3- Tüm gruplar için, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum stresler posterior implant soketinde gözlenmiş ve kemiğin kırılma dayanımını aşmamıştır.
- 4- Alt yapı olarak kullanılan materyalin elastisite modülü arttıkça, kemiğe ve implanta iletilen stresler azalmaktadır.
- 5- İmplant ve vidalara gelen stresler değerlendirildiğinde en yüksek Von Mises değerlerin posteriorda boyun bölgesinde; abutmentlarda da yine posterior boyun bölgesinde olduğu gözlenmiştir. İmplantın boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde, en düşük stresin Cr-Co alt yapı kullanımında olduğu gözlemlenmiştir.
- 6- All-on-four tedavi konseptine göre yapılacak protetik restorasyonlarda PEEK ve Fiber materyallerinin alt yapı olarak kullanımının uzun dönem başarı için riskli olduğu, Cr-Co, Zr ve Ti materyallerinin alt yapı olarak kullanımının daha uygun olduğu düşünülmektedir.
- 7- Cr-Co, Ti ve Zr alt yapıları birbirine çok yakın sonuçlar göstermiş olup kortikal kemikte en düşük stresleri oluşturmuştur. Bununla birlikte Cr-Co alt yapısı implantın boyun bölgesi, abutment ve vidada oluşan streslere bakıldığında en düşük stres değerini göstermiştir ve diğer altyapı materyallerine göre daha avantajlı görülebilir.
- 8- Mandibulada rezorbsiyonun fazla olduğu posterior bölgede stresi az iletme özelliği bulunan rijit altyapı materyalleri (Cr-Co, Ti, Zr) tercih edilebilir.

7. KAYNAKLAR

1. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang H-L (2003). Dental implant design and its relationship to long-term implant success. *Implant dentistry* 12: 306–317.
2. Tricio J, van Steenberghe D, Rosenberg D, Duchateau L (1995). Implant stability related to insertion torque force and bone density: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry* 74: 608–612.
3. Minichetti JC (2003). Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *Journal of Oral Implantology* 29: 111–116.
4. Çalikkocaoğlu S (1998). *Tam protezler* Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayınıdır.
5. ÖZDOĞAN A, İNCESU A (n.d.). İMPLANT DESTEKLİ HİBRİT PROTEZLER. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 26.
6. Misch CE, Kutay Ö (2009). *Dental implant protezler* Nobel Tıp Kitabevleri.
7. Maló P, Rangert B, Nobre M (2003). “All-on-Four” immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical implant dentistry and related research* 5: 2–9.
8. ÇAĞLAR A, AYDIN C (2001). İmplantolojide biyomekanik.
9. Frost HM (1994). Wolff’s Law and bone’s structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist* 64: 175–188.
10. João-Paulo-Mendes Tribst V-A, Rodrigues A-MOD, Piva A-L-SB (2018). The importance of correct implants positioning and masticatory load direction on a fixed prosthesis. *Journal of clinical and experimental dentistry* 10: e81.
11. Ramsey WO (1990). Comparison of weight reduction in different designs of solid and hollow obturator prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry* 63: 602.
12. Trivedi S (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of oral biology and craniofacial research* 4: 200–203.
13. Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry* 85: 585–598.
14. Chattman R (1970). Implantology: history and review. *Bulletin Of The Plainfield Dental Society* 2: 15–19.
15. Tunalı B (1996). Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantolojiye giriş. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları* 67–133.
16. Yavuzylmaz H, Ulusoy M, Kedici PS, Kansu G (2003). Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü. *Ankara: Özyurt Matbaacılık* 196.
17. Anıl A, Tosun T, Sandallı P (1995). Rutin kontrollerdeki implantların değerlendirilmesi. *Oral İmplantoloji Der* 2: 1–5.
18. Güzel, K. G., Meşe, A., & DüNDAR DB (2006). Tür, Form Ve Materyal Açısından Günümüz Dental İmplantlarının Tarihçesi. *Türkiye Klinikleri J Med Ethics* 14: 41–46.

19. Sullivan RM (2001). Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. *J Calif Dent Assoc* 29: 737–745.
20. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL (2014). Current trends in dental implants. *synapse.koreamed.org*. doi:10.5125/jkaoms.2014.40.2.50.
21. dentaire JD-LP, 1973 undefined (n.d.). A bit of history and dental implantology today. *europemc.org*.
22. Block MS (2018). Dental implants: the last 100 years. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 76: 11–26.
23. Jayesh R, sciences VD pharmacy & bioallied, 2015 undefined (n.d.). Osseointegration. *ncbi.nlm.nih.gov*.
24. Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery* 3: 81–100.
25. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark P-I (1986). Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 57: 285–289.
26. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery* 10: 387–416.
27. Albrektsson T, Johansson C (2001). Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *European spine journal* 10: S96–S101.
28. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL (2010, February). The effect of thread pattern upon implant osseointegration: Review. *Clinical Oral Implants Research* 21.
29. Çetiner S, Zor F (2007). Dental implantolojide başarıyı etkileyen faktörler. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 24: 51–56.
30. dentistry RC-TJ of prosthetic, 1969 undefined (n.d.). The transosteal mandibular dental implant. *Elsevier*.
31. Esposito M, Hirsch J, Lekholm U, Thomsen P (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants,(I). Success criteria and epidemiology. *European journal of oral sciences* 106: 527–551.
32. Ünver S, Güngör MB, Nemli SK (2012). Dental implantlarda protetik komplikasyonlar. *ADO Klinik Bilimler Dergisi* 6: 1109–1118.
33. GÖRGÜL G (1988). *Endodontik İmplantlar*. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi (Vol. 5).
34. Lekholm U, Gunne J, ... PH-... J of O and, 1999 undefined (2000). *Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study*. *dentalimplantat.de*.
35. Protezler CST. (1998). 2 cilt, *Profitez Akademisi ve Gnatoloji Dernegi 2 Bilimsel yayni*.
36. Duymuş ZY, Güngör H (2013). Dental implant materyalleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 23: 145–152.
37. Gezer T (2018). All-on-six tekniğine göre yerleştirilen implantlarda farklı altyapı

materyalleri kullanımının stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi.

38. Allen P, McMillan A, dentistry DW-TJ of prosthetic, 2001 undefined (n.d.). A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. *Elsevier*.
39. Rungsiyakull C, Rungsiyakull P, Li Q, Li W, Swain M (2011). Effects of occlusal inclination and loading on mandibular bone remodeling: a finite element study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 26.
40. Tunalı B (2000). *Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji* Nobel Tıp Kitabevleri.
41. IL. K (2014). Farklı açılarla yerleştirilen implantların desteklediği “overdenture” protezlerde kullanılan ataçmanların in vitro olarak karşılaştırılması, Doktora tezi, Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Kayseri 89.
42. Şahin S, Cehreli M, dentistry EY-J of, 2002 undefined (n.d.). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Elsevier*.
43. Clarke B (2008). Normal Bone Anatomy and Physiology The Skeleton. *Clin J Am Soc Nephrol* 3: 131–139.
44. Nakamura H (2007). Morphology, Function, and Differentiation of Bone Cells Correspondence to Dr. *Morphology of Bone Cells Journal of Hard Tissue Biology* 16: 15–22.
45. Lindh C, Petersson A, Klinge B, Nilsson M (1997). Trabecular bone volume and bone mineral density in the mandible. *Dentomaxillofacial Radiology* 26: 101–106.
46. M. G (1989). Ortodonti Yönünden Büyüme ve Gelişim. Erzurum: Fen-Edebiyat Fakültesi Ofset Tesisleri 31–34, 51–57, 47–69, 81–85, 95–98, 112–124.
47. T. E (1992). Histoloji 1. Ankara: Feryal Matbaası 89–109.
48. Torunoğlu M (1972). *İntegre Fizyoloji ve Fizyopatoloji ders kitabı*.
49. Linkow LI CR (1970). Theories and techniques of oral implantology. *Maureen Jones ed Saint Louis: The CV Mosby Company* 1.: 26 – 80, 249 – 258.
50. Bidez MW, Misch CE (1992). Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant dentistry* 1: 289–294.
51. Sicher H DE (1955). Oral anatomy. *St Louis: The CV Mosby Comp* 6.: 82–86.
52. ... UL--integrated prostheses O in clinical, 1985 undefined (n.d.). Patient selection and preparation. *ci.nii.ac.jp*.
53. Chou H, Müftü S, dentistry DB-TJ of prosthetic, 2010 undefined (n.d.). Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow. *Elsevier*.
54. investigations N von W-C oral, 2001 undefined (2001). General and oral aspects of osteoporosis: a review. *Springer* 5: 71–82.
55. Cawood J, maxillofacial RH-I journal of oral and, 1991 undefined (n.d.). Reconstructive preprosthetic surgery: I. Anatomical considerations. *Elsevier*.

56. Cawood J, maxillofacial RH-I journal of oral and, 1988 undefined (n.d.). A classification of the edentulous jaws. *Elsevier*.
57. Luhr H-G, Reidick T, Merten H-A (1996). Results of treatment of fractures of the atrophic edentulous mandible by compression plating: a retrospective evaluation of 84 consecutive cases. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 54: 250–254.
58. Dağlık D (2012). Alt çene tam ve kısmi dişsizlik vakalarında diş, implant ve diş-implant destekli hareketli protez uygulamalarında protetik yapılar ve çevre dokulardaki stres, gerinim ve yer değiştirmenin 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi.
59. TURHAN BAL B, KURT M, KAHRAMAN S (2016). İLERİ SEVİYEDE REZORBE KRETLERE SAHİP TAM DIŞSIZ HASTANIN BAR TUTUCULU OVERDENTURE PROTEZLE REHABİLİTASYONU- OLGU SUNUMU. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 26: 482–482.
60. ELTAS A, DÜNDAR DS, UZUN İH, MALKOÇ MA (2013). Dental implant başarısının ve hasta profilinin değerlendirilmesi: retrospektif bir çalışma. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 23: 1–8.
61. Misch CE (1989). Bone classification, training keys to implant success. *Dentistry today* 8: 39–44.
62. Jivraj S, journal WC-B dental, 2006 undefined (n.d.). Treatment planning of implants in posterior quadrants. *nature.com*.
63. Carinci F, Farina A, Zanetti U, Vinci R, Negrini S, Calura G, Laino G, Piattelli A (2005). Alveolar ridge augmentation: a comparative longitudinal study between calvaria and iliac crest bone grafts. *The Journal of oral implantology* 31: 39–45.
64. Agliardi E, Panigatti S, Clericò M, Villa C, Malò P (2010). Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: Interim results of a single cohort prospective study. *Clinical Oral Implants Research* 21: 459–465.
65. Hinze M, Thalmair T, ... WB-IJ of, 2010 undefined (n.d.). Immediate loading of fixed provisional prostheses using four implants for the rehabilitation of the edentulous arch: a prospective clinical study. *search.ebscohost.com*.
66. BK. B (2015). ‘All-On-Four’ Teknigine Uygun Olarak Yerleştirilmiş Titanyum implantlar Üzerine Farklı Materyallerden Üretilen Üst Yapıların Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle incelenmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri enstitüsü, Ankara 129.
67. HO CK (2012). Implant rehabilitation in the edentulous jaw: The all-on-4 immediate function concept. *Australian Dent J* 23: 138–48.
68. Maló P, Rangert B, Nobre M (2005). All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous maxillae: A 1-year retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 7: s88–s94.
69. Patzelt SBM, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR (2014). The all-on-four treatment concept: A systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. doi:10.1111/cid.12068.

70. Bhardwaj S, Srivastava R, Palekar U, Choukse V (2014). The “All-on-four” immediate function concept: A review. *Natl J Dent Sci Res* 2: 78–81.
71. Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N, Tella S, Abusaad M (2014). Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR* 8: ZE16.
72. Drago C, Howell K (2012). Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry* 21: 413–424.
73. Bayraktar G, Turfaner M (2012). KROM-KOBALT ALAŞIMLARININ DÖKÜLEBİLİRLİĞİNE ERİTME VE DÖKÜM YÖNTEMLERİNİN ETKİSİ-EFFECT OF THE MELTING AND CASTING METHODS ON CASTABILITY OF CHROME-COBALT ALLOYS. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry* 31: 123–129.
74. Zarb GA, Zarb FL (1985). Tissue integrated dental prostheses. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)* 16: 39–42.
75. Silva TB, De Arruda Nobilo MA, Pessanha Henriques GE, Mesquita MF, Guimaraes MB (2008). Influence of laser-welding and electroerosion on passive fit of implant-supported prosthesis. *Stomatologija* 10: 96–100.
76. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CHF, Zwahlen M (2009). A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical oral implants research* 20: 4–31.
77. Rosenstiel SF (2016, December 1). Precision prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry* 116.
78. Çağlar İ, Ateş SM, YEŞİL DUYMUŞ Z, Şişçi T (2017). İki Farklı Bağlayıcı Ajan ve Termal Siklus Uygulamasının Kobalt-Krom Alaşımı-Akrilik Rezin Makaslama Bağlantı Dayanımına Etkisinin İncelenmesi. *Türkiye Klinikleri Dishekimliği Bilimleri Dergisi* 23.
79. Júnior PCS, Novais VR, Machado AR, Soares CJ, Raposo LHA (2015). Effect of joint design and welding type on the flexural strength and weld penetration of Ti-6Al-4V alloy bars. *The Journal of prosthetic dentistry* 113: 467–474.
80. Sidambe AT (2014). Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants—A review. *Materials* 7: 8168–8188.
81. Shrestha S, Joshi S (2014). Current concepts in biomaterials in dental implant. *Sci Res* 2: 7–12.
82. Abduo J (2014). Fit of CAD/CAM implant frameworks: a comprehensive review. *Journal of Oral Implantology* 40: 758–766.
83. Karabudak F, Zamanlou H, Yeşildal R, Bayındır F, Şen S (2014). DÜZ VE AÇILI ABUTMENTLERE SAHİP TİTANYUM VE ZİRKONYUM DENTAL İMPLANTLARIN GERİLME ANALİZLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI. *Engineer & the Machinery Magazine*.
84. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E (2016). An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & biotechnological equipment* 30: 644–652.
85. Piconi C, Maccauro G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20: 1–

25.

86. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Rotkina L, Zbären C, Enkling N, Blatz MB (2014). Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided-designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide and titanium: an in vitro study. *Clinical oral implants research* 25: 165–174.
87. DURKAN R, DESTE G, Perihan O (2019). TAM-ARK İMPLANT-DESTEKLİ MONOLİTİK ZİRKONYA SABİT DENTAL PROTEZLER: LİTERATÜR DERLEMESİ. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 29: 160–167.
88. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of prosthodontic research* 60: 12–19.
89. Kurtz SM (2012). An overview of PEEK biomaterials. *PEEK biomaterials handbook* 1–7.
90. Seferis JC (1986). Polyetheretherketone (PEEK): Processing-structure and properties studies for a matrix in high performance composites. *Polymer composites* 7: 158–169.
91. Panayotov IV, Orti V, Cuisinier F, Yachouh J (2016). Polyetheretherketone (PEEK) for medical applications. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 27: 1–11.
92. Seemann R, Marincola M, Seay D, Perisanidis C, Barger N, Ewers R (2015). Preliminary results of fixed, fiber-reinforced resin bridges on four 4-× 5-mm ultrashort implants in compromised bony sites: A pilot study. *Journal of oral and Maxillofacial Surgery* 73: 630–640.
93. Bonfante EA, Suzuki M, Carvalho RM, Hirata R, Lubelski W, Bonfante G, Pegoraro TA, Coelho PG (2015). Digitally produced fiber-reinforced composite substructures for three-unit implant-supported fixed dental prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 30.
94. Zapparoli D, Peixoto RF, Pupim D, Macedo AP, Toniollo MB, de Mattos M da GC (2017). Photoelastic analysis of mandibular full-arch implant-supported fixed dentures made with different bar materials and manufacturing techniques. *Materials Science and Engineering: C* 81: 144–147.
95. Bilgin MS (2008). Post kor sistemlerinin fraktür analizi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi.
96. Ulusoy M, AK A (2003). Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. *Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara Bölüm* 16: 96–120.
97. İnan Ö, Sevimay M, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G (2009). Comparison of finite element and photoelastic stress analysis methods. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci* 15: 93–101.
98. Pesqueira AA, Goiato MC, Monteiro DR, Santos DM dos, Haddad MF, Pellizzer EP (2014). Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *Journal of Oral Implantology* 40: 217–228.
99. Almiaçık G (2011). Farklı seviyelerde uygulanmış implantlar üzerine yapılan mandibular overdenture protezlerin oluşturduğu streslerin incelenmesi.
100. Caputo AA, Standlee JP (1987). *Biomechanics in clinical dentistry* Quintessence Publishing (IL).

101. Ramoğlu S, Ozan O (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 24.
102. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *International Journal of Prosthodontics* 15.
103. Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry* 17: 50–57.
104. Chun H, Park D, Han C, Heo S, Heo M, Koak J (2005). Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *Journal of oral rehabilitation* 32: 193–205.
105. Güngör MA, Dündar M, Artunç C (2005). Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. *EÜ Dişhek Fak Derg* 26: 107–116.
106. Korkmaz T (1998). Dişhekimliğinde Holografi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 8: 81–85.
107. ULUSOY, M.; AK A (2005). Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. *Diş hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler 1st ed Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi* 32–67.
108. Ulusoy M AK (2010). Dis hekimliginde Hareketli Bölümlü Protezler (3). *Ankara Üniversitesi Yayınları, Ankara* 96–120.
109. Yang J, Xiang H-J (2007). A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. *Journal of biomechanics* 40: 2377–2385.
110. Geng J, Yan W, Xu W (2008). *Application of the finite element method in implant dentistry* Springer Science & Business Media.
111. Eskitaşçıoğlu G (1995). & Elemanlar, Y. B. D. H. S. Stres Analiz Yöntemi. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 22: 201–205.
112. Yue X, WANG L, WANG R, ZHOU F (2010). Finite element analysis on strains of viscoelastic human skull and duramater. *Finite Element Analysis* 1.
113. Adıgüzel Ö (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Diş Hek Derg* 11: 18–23.
114. Srirekha A, Bashetty K (2010). Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research* 21: 425.
115. KÜÇÜKKURT S (2019). SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ VE DENTAL İMPLANTOLOJİ ALANINDA YAPILAN ARAŞTIRMALAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 29: 701–710.
116. Gultekin BA, Gultekin P, Yalcin S (2012). Application of finite element analysis in implant dentistry. *Finite Element Analysis: New Trends and Developments Rijeka, Croatia: InTech Publishing* 21–54.
117. Choi AH, Conway RC, Ben-Nissan B (2014). Finite-element modeling and analysis

in nanomedicine and dentistry. *Nanomedicine* 9: 1681–1695.

118. GÜMRÜKÇÜ Z, Sevda K (n.d.). SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİNİN İMPLANT CERRAHİSİNDE KULLANIMI. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 29: 534–541.
119. SOYKAN E, ESKİTAŞÇIOĞLU G, ÜNSAL E, BAĞIŞ N (n.d.). Dental implantların biyomekaniği ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulamaları.
120. Daugherty KRO (1987). Oral health behaviors and beliefs: a basis for oral health care in Africa.
121. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G (2002). Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: A mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clinical oral implants research* 13: 657–665.
122. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *AÜ Basımevi, Ankara* 515.
123. Natali AN, Hart RT, Pavan PG, Knets I (2003). Mechanics of bone tissue. *Dental biomechanics London: Taylor & Francis* 1–19.
124. Agliardi E, Clerico M, Ciano P, Massironi D (2010). Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles. *Quintessence international* 41.
125. Browaeys H, Dierens M, Ruyffelaert C, Matthijs C, De Bruyn H, Vandeweghe S (2015). Ongoing crestal bone loss around implants subjected to computer-guided flapless surgery and immediate loading using the All-on-4® concept. *Clinical implant dentistry and related research* 17: 831–843.
126. Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A (2007). The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. *The Journal of prosthetic dentistry* 97: S26–S34.
127. Maló P, de Araujo Nobre M, Petersson U, Wigren S (2006). A pilot study of complete edentulous rehabilitation with immediate function using a new implant design: case series. *Clinical implant dentistry and related research* 8: 223–232.
128. Menini M, Signori A, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Ravera G, Pera P (2012). Tilted implants in the immediate loading rehabilitation of the maxilla: a systematic review. *Journal of dental research* 91: 821–827.
129. Ayna M, Gülses A, Açıl Y (2015). Comprehensive comparison of the 5-year results of all-on-4 mandibular implant systems with acrylic and ceramic suprastructures. *Journal of Oral Implantology* 41: 675–683.
130. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, Taschieri S, Raimondi MT, Zampelis A, Francetti L (2009). Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 24.
131. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J (2011). The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *Journal of Oral Implantology* 37: 431–445.
132. Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ (2011). A longitudinal

- study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *The Journal of the American Dental Association* 142: 310–320.
133. Crespi R, Vinci R, Capparé P, Romanos GE, Gherlone E (2012). A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the "all on four" immediate function protocol. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 27.
 134. Galindo DF, Butura CC (2012). Immediately loaded mandibular fixed implant prostheses using the all-on-four protocol: a report of 183 consecutively treated patients with 1 year of function in definitive prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 27.
 135. Türker N, Büyükkaplan US, Sadowsky SJ, Özarslan MM (2019). Finite Element Stress Analysis of Applied Forces to Implants and Supporting Tissues Using the "All-on-Four" Concept with Different Occlusal Schemes. *Journal of Prosthodontics* 28: 185–194.
 136. Sannino G, Pozzi A, Schiavetti R, Barlattani A (2012). Stress distribution on a three-unit implant-supported zirconia framework. A 3D finite element analysis and fatigue test. *ORAL & implantology* 5: 11.
 137. De Rossi M, Santos CM, Migliorança R, Regalo SCH (2014). All on F our® Fixed Implant Support Rehabilitation: A Masticatory Function Study. *Clinical implant dentistry and related research* 16: 594–600.
 138. Assunção WG, Barão VAR, Gomes ÉA, Delben JA, Ribeiro RF (2012). FEA in Dentistry: A Useful Tool to Investigate the Biomechanical Behavior of Implant Supported Prosthesis. *Finite Element Analysis: From Biomedical Applications to Industrial Developments* 57.
 139. Soares CJ, Versluis A, Valdivia A, Bicalho AA, Veríssimo C, Barreto B de CF, Roscoe MG (2012). Finite element analysis in dentistry-improving the quality of oral health care. *Moratal D Finite element analysis-from biomedical applications to industrial developments Rijeka: In Tech Croatia* 25–56.
 140. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G (2002). Tooth–implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clinical oral implants research* 13: 334–341.
 141. Aydin C, Özen J, Yilmaz C, Korkmaz T (2006). Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 21.
 142. Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K, Shindoi N (1999). The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of oral rehabilitation* 26: 640–643.
 143. Akça K, İplikçioğlu H (2001). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 16.
 144. Ujigawa K, Kato Y, Kizu Y, Tonogi M, Yamane G-Y (2007). Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 36: 620–625.
 145. Zhou X, Zhao Z, Zhao M, Fan Y (1999). The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method. *Hua xi kou qiang yi xue za*

zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China journal of stomatology 17: 29–32.

146. Borchers L, Reichart P (1983). Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *Journal of Dental Research* 62: 155–159.
147. Novelli, G., Sconza, C., Ardito, E., & Bozzetti A (2012). Surgical treatment of the atrophic mandibular fractures by locked plates systems: our experience and a literature review. *Craniomaxillofacial trauma & reconstruction* 5: 65–74.
148. Liu T, Mu Z, Yu T, Wang C, Huang Y (2019). Biomechanical comparison of implant inclinations and load times with the all-on-4 treatment concept: A three-dimensional finite element analysis. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 22: 585–594.
149. Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S (2018). Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 33.
150. Saber FS, Ghasemi S, Koodaryan R, Babaloo A, Abolfazli N (2015). The comparison of stress distribution with different implant numbers and inclination angles in all-on-four and conventional methods in maxilla: a finite element analysis. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects* 9: 246.
151. Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M (2011). Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 26.
152. Linderholm Håk, Wennström A (1970). Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build. *Acta odontologica scandinavica* 28: 679–689.
153. Bölükbaşı N (2008). Anterior maksillada farklı lokalizasyonlarda uygulanan dental implantların çene kemiğindeki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral implantoloji. 169–196.
154. Demenko V, Linetskiy I, Nesvit K, Shevchenko A (2011). Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. *Journal of dental research* 90: 1211–1215.
155. Özdemir Doğan D, Polat NT, Polat S, Şeker E, Gül EB (2014). Evaluation of “All-on-Four” Concept and Alternative Designs with 3D Finite Element Analysis Method. *Clinical implant dentistry and related research* 16: 501–510.
156. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR (2016). Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Materials Science and Engineering: C* 69: 715–725.
157. Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K (2010). Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *Journal of prosthodontic research* 54: 179–184.
158. Ferreira MB, Barão VA, Faverani LP, Hipolito AC, Assuncao WG (2014). The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Materials Science and Engineering: C* 35: 92–99.

159. Akça K, Akkocaoğlu M, Cömert A, Tekdemir İ, Çehreli MC (2005). Human ex vivo bone tissue strains around immediately loaded implants supporting maxillary overdentures. *Clinical oral implants research* 16: 715–722.
160. Barão VAR, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assunção WG (2013). Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible—A computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *Journal of biomechanics* 46: 1312–1320.
161. Assunção WG, Gomes EA, Barao VAR, Delben JA, Tabata LF, de Sousa EAC (2010). Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: a finite element analysis. *Journal of Craniofacial Surgery* 21: 689–695.
162. Cruz M, Lourenço AF, Toledo EM, da Silva Barra LP, de Castro Lemonge AC, Wassall T (2006). Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries. *Technology and Health Care* 14: 421–438.
163. Teixeira MF, Ramalho SA, de Mattias Sartori IA, Lehmann RB (2010). Finite element analysis of 2 immediate loading systems in edentulous mandible: rigid and semirigid splinting of implants. *Implant dentistry* 19: 39–49.
164. Ozan O, Ramoglu S (2015). Effect of implant height differences on different attachment types and peri-implant bone in mandibular two-implant overdentures: 3D finite element study. *Journal of Oral Implantology* 41: e50–e59.
165. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G (2016). The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics*.
166. Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliūnaitė V, Šulcaitė G, Žilinskas J (2017). A review of PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. *Stomatologija* 19: 19–23.
167. Ohkubo C, Sato Y, Nishiyama Y, Suzuki Y (2017). Titanium removable denture based on a one-metal rehabilitation concept. *Dental materials journal* 36: 517–523.
168. Tran L, Caldwell R, Quigley M, Fatone S (2020). Stakeholder perspectives for possible residual limb monitoring system for persons with lower-limb amputation. *Disability and rehabilitation* 42: 63–70.
169. Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G (2013). Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *The Journal of prosthetic dentistry* 109: 9–21.
170. Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P (2009). Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Medical Engineering & Physics* 31: 806–815.
171. Hussein MO, Rabie ME (2015). Three-dimensional nonlinear contact finite element analysis of mandibular All-on-4 design. *Journal of Oral Implantology* 41: e12–e18.
172. Sannino G (2015). All-on-4 concept: a 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Implantology* 41: 163–171.
173. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, dos Santos MBF (2013). Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework

- materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of oral science* 55: 239–244.
174. Lee K-S, Shin S-W, Lee S-P, Kim J-E, Kim J-H, Lee J-Y, Lee K-S, Shin S-W, Lee S-P, Kim J-E (2017). Comparative Evaluation of a Four-Implant-Supported Polyetherketoneketone Framework Prosthesis: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on Cone Beam Computed Tomography and Computer-Aided Design. *International Journal of Prosthodontics* 30.
 175. Favot L-M, Berry-Kromer V, Haboussi M, Thiebaud F, Zineb T Ben (2014). Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behaviour of a rehabilitated edentulous mandible. *Journal of dentistry* 42: 287–297.
 176. Rubo JH, Capello Souza EA (2010). Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clinical implant dentistry and related research* 12: 105–113.
 177. Frost HM (2004). A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *The Angle Orthodontist* 74: 3–15.
 178. Tribst JPM, Dal Piva AM de O, Borges ALS, Rodrigues VA, Bottino MA, Kleverlaan CJ (2020). Does the prosthesis weight matter? 3D finite element analysis of a fixed implant-supported prosthesis at different weights and implant numbers. *The journal of advanced prosthodontics* 12: 67.
 179. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA (1996). Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *The Journal of prosthetic dentistry* 76: 633–640.
 180. Guan H, Van Staden R, Loo Y-C, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N (2009). Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *International journal of oral & maxillofacial implants* 24.
 181. Rubo JH, Capello Souza EA (2008). Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *Journal of Oral Implantology* 34: 248–255.
 182. Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G (2005). Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures—a finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation* 32: 273–278.
 183. Elias CN, Oshida Y, Lima JHC, Muller CA (2008). Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 1: 234–242.
 184. Duyck J, Naert I, Rønold HJ, Ellingsen JE, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J (2001). The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical oral implants research* 12: 207–218.
 185. Wyatt CCL, Zarb GA (2002). Bone level changes proximal to oral implants supporting fixed partial prostheses. *Clinical Oral Implants Research* 13: 162–168.
 186. Baron M, Haas R, Baron W, Mailath-Pokorny G (2005). Peri-implant bone loss as a function of tooth-implant distance. *International Journal of Prosthodontics* 18.

187. Almeida EO, Rocha EP, Júnior ACF, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, Coelho PG (2015). Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 17: e332–e342.

