

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**‘ALL-ON-FOUR’ KONSEPTİ KULLANILARAK FARKLI
TASARIMLAR VE MATERYALLERLE ÜRETİLEN
PROTEZLERİN STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR
ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

**Hazırlayan
Damla GÜNEŞ ÜNLÜ**

**Danışman
Doç.Dr. Kerem KILIÇ**

Doktora Tezi

**Ocak 2019
KAYSERİ**

T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**‘ALL-ON-FOUR’ KONSEPTİ KULLANILARAK FARKLI
TASARIMLAR VE MATERYALLERLE ÜRETİLEN
PROTEZLERİN STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR
ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

(Doktora Tezi)

Hazırlayan
Damla GÜNEŞ ÜNLÜ

Danışman
Doç.Dr. Kerem KILIÇ

**Bu Çalışma; Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Tarafından
TSA 2017-7139 Kodlu Proje İle Desteklenmiştir.**

Ocak 2019
KAYSERİ

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

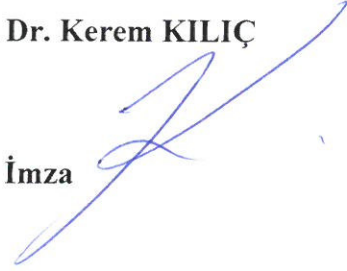
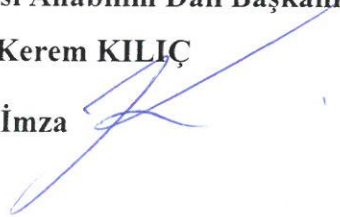
Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışları gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

Adı soyadı: Damla GÜNEŞ ÜNLÜ

İmza:

YÖNERGEYE UYGUNLUK SAYFASI

“All-On-Four” Konsepti Kullanılarak Farklı Tasarımlar ve Materyallerle Üretilen Protezlerin Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle İncelenmesi’ adlı doktora tezi, erciyes üniversitesi lisansüstü tez önerisi ve tez yazma yönergesi’ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Tezi Hazırlayan**Damla GÜNEŞ ÜNLÜ****İmza****Danışman****Doç. Dr. Kerem KILIÇ****İmza****Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı****Doç.Dr. Kerem KILIÇ****İmza**

Doç. Dr. Kerem KILIÇ danışmanlığında Damla GÜNEŞ ÜNLÜ tarafından hazırlanan “All-On-Four’ Konsepti Kullanılarak Farklı Tasarımlar ve Materyallerle Üretilen Protezlerin Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle İncelenmesi’ adlı çalışma jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

11/01/2019

JÜRİ

İmza

Başkan : Prof. Dr. Bülent KESİM

(TC İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi AD)

Üye : Prof. Dr. Erdem KILIÇ

(Bezmialem Vakıf Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD)

Üye : Doç. Dr. Kerem KILIÇ (Danışman)

(Erciyes Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi AD)

Üye : Doç. Dr. Yakup ÜSTÜN

(Erciyes Üniversitesi Endodonti AD)

Üye : Dr. Öğr. Üyesi İkbâl L. KURTULUŞ

(Erciyes Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi AD)

ONAY:

Bu tezin kabulü enstitü yönetim kurulununtarih vesayılı kararı ile onaylanmıştır.

Enstitü Müdürü

Prof. Dr. Aykut ÖZDARENDELİ

TEŞEKKÜR

Bu tezin hazırlanma aşamasında ve doktora eğitimim süresince bilgisi ve tecrübesiyle bana yol gösteren, her konuda anlayışını ve desteğini esirgemeyen, akademisyenliği kadar, insanlığı ve insanlara olan sevgisini her zaman örnek aldığım değerli hocam, ağabeyim Doç.Dr. Kerem KILIÇ'a;

Doktora eğitimim boyunca deneyimlerini her zaman sabırla paylaşan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalındaki hocalarıma;

Asistanlığım süresince her konuda sabırla yardımına koşan hocalarım Dr. Öğretim Üyesi Haydar ALBAYRAK ve Dr. Öğretim Üyesi İkbal KURTULUŞ LEBLEBİCİOĞLU'na;

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarım ve Protetik Diş Tedavisi çalışanlarına;

Tez çalışmamdaki sonlu elemanlar analizine katkılarından dolayı Ay Tasarım Ltd. Şti çalışanlarına ve Sayın Ayberk YAĞIZ'a;

Tüm yaşamım boyunca sevgilerini, maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, haklarını ömrüm boyunca ödeyemeyeceğim annem Nadide GÜNEŞ, babam Recep GÜNEŞ ve gelecekte başarılı bir doktor olacağına inandığım kıymetlim, kardeşim İpek GÜNEŞ'e;

Sevgilerini ve desteklerini her zaman hissettiğim, ikinci ailem Sema ÜNLÜ ve Diş Hekimi Arif ÜNLÜ'ye;

Her koşulda sevgisi, desteği ve anlayışı ile yanımda olan, sevgili eşim, hayat arkadaşım, meslektaşım Diş Hekimi Can ÜNLÜ'ye;

Varlıklarıyla hayatıma derin anlamlar katan kızlarım, Naz ve Çağla ÜNLÜ'ye;

İçtenlikle teşekkürlerimi sunarım.

**‘ALL-ON-FOUR KONSEPTİ KULLANILARAK FARKLI TASARIMLAR VE
MATERYALLERLE ÜRETİLEN PROTEZLERİN STRES DAĞILIMININ
SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ’**

Damla GÜNEŞ ÜNLÜ

Erciyes Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Doktora Tezi, Ocak 2019

Danışman: Doç.Dr. Kerem KILIÇ

ÖZET

Bu çalışmanın amacı; tam dişsiz üst çenede all on four tekniğine göre yerleştirilmiş implantlar üzerine yapılan 4 farklı alt ve 2 farklı üstyapıda, 3 farklı kantilever uzunluğunda, 3 farklı implant açısında ve farklı implant boyları ve çaplarında tasarlanan 3 boyutlu modellerin implant, dayanak, vida, implant çevresindeki kemik ve protezde oluşturduğu stresleri sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirmektir.

Anterior bölgede implantlar lateral kesiciler bölgesinde vertikal yönde, posterior implantlar ise premolarlar bölgesinde distale eğimli olacak şekilde konumlandırıldı. İlk analiz için, iki farklı çapta(3.3mm-4.1mm), 3 farklı boyda (8-10-12 mm) implantlar modellendi. İkinci analiz için posterior implantların açıları 15-30-45 derece distale eğimli olacak şekilde modelleme yapıldı, üçüncü analiz için ark uzunluğu değiştirilmeden kantilever uzunlukları 7-10-14 mm olacak şekilde modeller tasarlandı. Dördüncü analiz için ise tam dişsiz üst çenede all-on-four tekniğine göre yerleştirilmiş implantlar üzerine titanyum, zirkonya, Cr-Co ve polietereeterketon (PEEK) materyallerinden oluşan kesik diş formunda hibrit alt yapılar tasarlanarak üst yapı protezleri monolitik zirkonya ve nano seramikle güçlendirilmiş hibrit kompozit olacak şekilde modellendi. Modellerde en distaldeki dişin (16-26) oklüzal yüzeylerinden linguale doğru 30 derece açı ile 100 N kuvvet uygulanarak yükleme yapıldı. Kemikte basma ve çekme stresleri implant, vida, dayanak ve alt yapılarda ise von Mises stres miktarları ve dağılımları incelendi.

Çalışma sonucunda implant çapı arttıkça kemik ve protetik komponentlerdeki stres değerlerinin azaldığı, implant boyu arttıkça stres değerlerinde belirgin bir fark oluşmadığı görüldü. Kantilever uzunluğu arttıkça kemikte çekme ve basma stres değerlerinin; implant, dayanak, vida ve altyapıda von Mises stres değerlerinin arttığı

belirlendi. Kantilever miktarı sabit tutulduğunda, posterior implantlarda distale eğim arttıkça kemikte çekme ve basma streslerinin; implant, dayanak, vida ve altyapıda von Mises stres değerlerinin arttığı belirlendi. Farklı altyapı materyalleri kullanılarak tasarlanan hibrit protezlerde altyapıda oluşan stres miktarları büyükten küçüğe Cr-Co, zirkonya, titanyum, PEEK altyapıda olduğu bulundu. Farklı altyapı materyalleri kullanılarak tasarlanan hibrit protezlerde kemikte, implantlarda ve protetik komponentlerde, stresin büyükten küçüğe PEEK, titanyum, zirkonya, Cr-Co altyapılarda olduğu tespit edildi. Hibrit protez tasarımında üstyapı materyali olarak monolitik zirkonya kullanımının, nanoseramikle güçlendirilmiş kompozit blok kullanımına göre kemikte, implantlarda, altyapılarda ve protetik komponentlerde oluşan stres miktarını azalttığı görülmüştür.

Anahtar kelimeler: All On Four, Sonlu Elemanlar Stres Analizi, Dental İmplant, Stres Dağılımı, Polietereterketon (PEEK)

**‘EVALUATION OF STRESS DISTRIBUTION OF PROSTHESIS PRODUCED
WITH DIFFERENT DESIGNS AND MATERIALS USING THE ALL-ON-FOUR
CONCEPT WITH FINITE ELEMENT ANALYSIS METHOD’**

Damla GÜNEŞ ÜNLÜ

Erciyes University, Institute of Medical Sciences

Department of Prosthetic Dentistry

Ph.D. Thesis, January 2019

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Kerem KILIÇ

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the stress generated by 3D Models which were designed in 4 different substructure and 2 different suprastructure, 3 different cantilever length, 3 different implant angulation and different implant length and diameters made on implants that were positioned according to all-on-four concept at completely edentulous maxilla on implant, abutment, screw, bone and prosthesis surrounding the implant through finite element analysis method.

In anterior region, implants were positioned vertically in lateral incisor region while the posterior implants were positioned in the premolar region as tilting to distal. For the first analysis, implants that have two different diameters (3.3mm-4.1mm) and 3 different lengths (8-10-12 mm) were modelled. For the second analysis, the angles of the posterior implants were modelled to be tilting to distal at 15-30-45 degrees in posterior region and for the third analysis, models with cantilever lengths 7-10-14 mm were designed without changing the arch length. For the fourth analysis, hybrid substructures in the form of prepared-tooth formed of titanium, zirconia, Cr-Co and polyetheretherketone (PEEK) materials were designed on the implants placed at completely edentulous maxilla according to the all-on-four technique and suprastructure prosthesis was modelled as monolithic zirconia crowns and polymer infiltrated ceramic composite. In the models, a force of 100 N load was applied with a 30-degree angle to the occlusal plane from the lingual side of first molar teeth (16-26). Minimum principle stress and maximum principle stress on the bone and amount and distribution of von Mises stress on the implant, screw, abutment and frameworks were examined.

At the end of the study, it was seen that as the implant diameter increased, the stress values in bone and prosthetic components decreased and there was no significant difference in stress values as the implant size increased. It was determined that minimum principle stress and maximum principle stress increased and von Mises stress increased on implant, screw, abutment and substructure as the cantilever length increased. When the cantilever length was not changed and the tilt to the distal in the posterior implants increased, it was found that minimum principle stress and maximum principle stress increased on the bone and von Mises stress increased on implant, screw, abutment and frameworks. It was found that stress amounts generated in the hybrid prostheses that were designed using different framework materials were maximal in Cr-Co, zirconia, titanium, PEEK frameworks respectively. The stress on the bone, implants and prosthetic components in the hybrid prostheses that were designed using different framework materials were maximal in PEEK, titanium, zirconia and Cr-Co respectively. It was also seen that using monolithic zirconia as the suprastructure material in hybrid prosthesis designs reduced the amount of stress generated on the bone, implants, frameworks and prosthetic components compared to using polymer infiltrated ceramic composite blocks.

Keywords: All on Four, Finite Element Analysis, Dental Implant, Stress Distribution, Polyetheretherketon (PEEK)

İÇİNDEKİLER

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK.....	i
YÖNERGEYE UYGUNLUK SAYFASI.....	ii
ONAY	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiv
TABLolar LİSTESİ.....	xv
RESİMLER LİSTESİ	xvii
1.GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental implantların tanımı ve tarihçesi.....	3
2.2. Dental implantlarda osseointegrasyon kavramı ve başarı kriterleri	4
2.3. İmplant tedavisinde endikasyon ve kontrendikasyonlar, başarı kriterleri	6
2.4. İmplantların sınıflandırılması	7
2.5. İmplant materyalleri.....	7
2.6. İmplant biyomekaniği	9
2.6.1. Kuvvetin üç tipi.....	10
2.6.2.Kemik tipi ve sınıflaması.....	11
2.7. Stres analiz yöntemleri.....	13
2.7.1.Kullanılan teknik terimler	13
2.7.2. Stres analizi yöntemlerinin sınıflandırılması	15
2.8. İmplant üstü protezlerin sınıflandırması	21
2.8.1. Sabit protezler-3 (SP-3)	21

2.8.2. 'All-on-four' tekniği	22
2.9.İmplant destekli hibrit protezlerde tercih edilen materyaller	24
3. GEREÇ VE YÖNTEM	29
3.1. Modelleme.....	34
3.1.1 İmplant ve protez parçalarının modellenmesi	34
3.1.2. Kemik dokusunun modellenmesi	35
3.2. Materyal özellikleri.....	42
3.3.Sınır Koşulları	45
3.4. Yükleme koşulları.....	46
4.BULGULAR	49
4.1. Grup 1 Stres Değerleri	49
4.1.1. Grup 1 kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri.....	49
4.1.2. Grup 1 kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stres değerleri	50
4.1.3. Grup 1 trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri.....	52
4.1.4. Grup 1 trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stres değerleri	53
4.1.5. Grup 1 implantlarda oluşan von mises stres değerleri.....	55
4.1.6. Grup 1 dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri.....	56
4.1.7. Grup 1 vidalarda oluşan von mises stres değerleri.....	58
4.1.8.Grup 1 altyapıda oluşan von mises stres değerleri.....	60
4.2. Grup 2 stres değerleri.....	61
4.2.1. Grup 2 kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri.....	61
4.2.2. Grup 2 kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stres değerleri	62

4.2.3. Grup 2 trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri.....	63
4.2.4. Grup 2 trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stres değerleri.....	64
4.2.5. Grup 2 implantlarda oluşan von mises stres değerleri.....	65
4.2.6. Grup 2 dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri.....	66
4.2.7. Grup 2 vidalarda oluşan von mises stres değerleri.....	67
4.2.8. Grup 2 altyapılarda oluşan von mises stres değerleri.....	68
4.3. Grup 3 stres değerleri.....	69
4.3.1. Grup 3 kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri.....	69
4.3.2. Grup 3 kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stres değerleri.....	69
4.3.3. Grup 3 trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri.....	70
4.3.4. Grup 3 trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stres değerleri.....	71
4.3.5. Grup 3 implantlarda oluşan von mises stres değerleri.....	72
4.3.6. Grup 3 dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri.....	73
4.3.7. Grup 3 vidalarda oluşan von mises stres değerleri.....	74
4.3.8. Grup 3 altyapılarda oluşan von mises stres değerleri.....	75
4.4. Grup 4 stres değerleri.....	76
4.4.1. Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde oluşan stres değerleri.....	76
4.4.1.1. Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri.....	76
4.4.1.2. Grup 4 kompozit üstyapılı modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stres değerleri.....	77

4.4.1.3. Grup 4 kompozit üstyapılı modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri.....	78
4.4.1.4. Grup 4 kompozit üstyapılı modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stres değerleri.....	78
4.4.1.5. Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde implantlarda oluşan von mises stres değerleri.....	80
4.4.1.6. Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri.....	81
4.4.1.7. Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde vidalarda oluşan von mises stres değerleri	82
4.4.1.8. Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde altyapıda oluşan von mises stres değerleri	83
4.4.2. Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde oluşan stres değerleri.....	84
4.4.2.1. Grup 4 zirkonya üstyapılı modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri.....	84
4.4.2.2. Grup 4 zirkonya üstyapılı modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stres değerleri.....	84
4.4.2.3. Grup 4 zirkonya üstyapılı modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri.....	85
4.4.2.4. Grup 4 zirkonya üstyapılı modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stres değerleri.....	86
4.4.2.5. Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde implantlarda oluşan von mises stres değerleri	88
4.4.2.6 Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri	89
4.4.2.7. Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde vidalarda oluşan von mises stres değerleri	90

4.4.2.8. Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde altyapıda oluşan von mises stres değerleri	91
5.TARTIŞMA VE SONUÇ.....	92
6. KAYNAKLAR.....	108
EKLER	
ÖZGEÇMİŞ	



SİMGELER VE KISALTMALAR

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

N	Newton
GPa	Gigapaskal
MPa	Megapaskal
%	Yüzde
mm	Milimetre
ν	Poisson Oranı
σ	Stres
ϵ	Gerinim
Max	Maksimum
Min	Minimum
Cr-Co	Krom- Kobalt
PEEK	Polietereterketon
SESA	Sonlu Elemanlar Stres Analizi
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli üretim
BLT	Bone Level Tapered
Y-TZP	Ytriumla kısmen stabilize polikristalin zirkonya

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 1:	Dental implantların başarı skalası	5
Tablo 2:	İmplant materyalleri	8
Tablo 3:	Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları	44
Tablo 4:	Elastiklik Modülü ve Poisson Oranları.....	45
Tablo 5:	Grup 1 kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri.....	51
Tablo 6:	Grup 1 trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri	54
Tablo 7:	Grup 1 implantlarda oluşan von mises stres değerleri.....	56
Tablo 8:	Grup 1 dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri.....	58
Tablo 9:	Grup 1 vidalarda oluşan von mises stres değerleri.....	59
Tablo 10:	Grup 1 altyapıda oluşan von mises stres değerleri	61
Tablo 11:	Grup 2 kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri.....	63
Tablo 12:	Grup 2 trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri	64
Tablo 13:	Grup 2 implantlarda oluşan von mises stres değerleri.....	65
Tablo 14:	Grup 2 dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri.....	66
Tablo 15:	Grup 2 vidalarda oluşan von mises stres değerleri.....	67
Tablo 16:	Grup 2 altyapıda oluşan von mises stres değerleri	68
Tablo 17:	Grup 3 kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri.....	70
Tablo 18:	Grup 3 trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri	72
Tablo 19:	Grup 3 implantlarda oluşan von mises stres değerleri.....	73
Tablo 20:	Grup 3 dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri.....	74
Tablo 21:	Grup 3 vidalarda oluşan von mises stres değerleri.....	75
Tablo 22:	Grup 3 altyapıda oluşan von mises stres değerleri	76
Tablo 23:	Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri	77
Tablo 24:	Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri	79

Tablo 25: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde implantlarda oluşan von Mises stres değerleri	80
Tablo 26: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde dayanaklarda oluşan von Mises stres değerleri	81
Tablo 27: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde vidalarda oluşan von Mises stres değerleri	82
Tablo 28: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde altyapılarda oluşan von Mises stres değerleri	83
Tablo 29: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri	85
Tablo 30: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri	87
Tablo 31: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde implantlarda oluşan von mises stres değerleri	88
Tablo 32: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri	89
Tablo 33: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde vidalarda oluşan von mises stres değerleri	90
Tablo 34: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde altyapıda oluşan von mises stres değerleri	91

RESİMLER LİSTESİ

Resim 1:	Alt çenede kesici diş yerine yerleştirilen deniz kabukları	4
Resim 2:	Kuvvet tipleri.....	10
Resim 3:	Kuvvetin komponentleri	11
Resim 4:	Lekholm ve Zarb'a göre kalan kemik klasifikasyonu	12
Resim 5:	Misch'e göre kalan kemiğin sınıflandırılması.....	12
Resim 6:	Dental implant modeli (Straumann BLT)	30
Resim 7:	Dayanak vida modeli	30
Resim 8:	Dayanak modeli (Straumann SRA dayanak)	31
Resim 9:	Trabeküler kemik modeli	31
Resim 10:	Kortikal kemik modeli	32
Resim 11:	Trabeküler kemik üzerinde hibrit protezin modeldeki görünümü.....	32
Resim 12:	Kortikal kemik üzerinde hibrit protezin modeldeki görünümü.....	33
Resim 13:	Hibrit protezin modeldeki görünümü	33
Resim 14:	Activity 880 optik tarayıcısı.....	34
Resim 15:	Tomografi görüntüsü	35
Resim 16:	3D-Doctor yazılımı görüntüsü	36
Resim 17:	Grup 1 model 1-2-3 (implant çapı 3.3 mm ve implant boyları 8-10-12 mm)	37
Resim 18:	Grup 1 model 4-5-6 (implant çapı 4.1 mm ve implant boyları 8-10-12 mm)	38
Resim 19:	Grup 2 model 1-2-3 (posterior implant açıları sırasıyla 15-30-45 derece).....	39
Resim 20:	Grup 3 model 1-2-3 (kantilever uzunluğu sırasıyla 7-10-14 mm)	40
Resim 21:	Grup 4 model 1-2-3-4	42
Resim 22:	4, 5, 6, 7, 8 düğüm'lü 3 boyutlu elemanlar	43
Resim 23:	Modelin sınır koşulları.....	46

Resim 24: Yükleme koşulları.....	46
Resim 25: Yükleme koşulları.....	47
Resim 26: Grup 1 model 1-2-3 kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri.....	49
Resim 27: Grup 1 model 4-5-6 kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri.....	50
Resim 28: Grup 1 model 1-2-3 kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri.....	50
Resim 29: Grup 1 model 4-5-6 kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri.....	51
Resim 30: Grup 1 model 1-2-3 trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri.....	52
Resim 31: Grup 1 model 4-5-6 trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri.....	53
Resim 32: Grup 1 model 1-2-3 trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri.....	53
Resim 33: Grup 1 model 4-5-6 trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri.....	54
Resim 34: Grup 1 model 1-2-3 implantlarda oluşan von mises stres değerleri.....	55
Resim 35: Grup 1 model 4-5-6 implantlarda oluşan von mises stres değerleri.....	56
Resim 36: Grup 1 model 1-2-3 dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri.....	57
Resim 37: Grup 1 model 4-5-6 dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri.....	57
Resim 38: Grup 1 model 1-2-3 vidalarda oluşan von mises stres değerleri.....	58
Resim 39: Grup 1 model 4-5-6 vidalarda oluşan von mises stres değerleri.....	59
Resim 40: Grup 1 Model 1-2-3 altyapıda oluşan von mises stres değerleri.....	60
Resim 41: Grup 1 model 4-5-6 altyapıda oluşan von mises stres değerleri.....	61
Resim 42: Grup 2 model 1-2-3 kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri.....	62
Resim 43: Grup 2 model 1-2-3 kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri.....	62
Resim 44: Grup 2 model 1-2-3 trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri.....	63
Resim 45: Grup 2 model 1-2-3 trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri.....	64
Resim 46: Grup 2 model 1-2-3 implantlarda oluşan von mises stres değerleri.....	65
Resim 47: Grup 2 model 1-2-3 dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri.....	66
Resim 48: Grup 2 model 1-2-3 vidalarda oluşan von mises stres değerleri.....	67
Resim 49: Grup 2 model 1-2-3 altyapıda oluşan von mises stres değerleri.....	68

Resim 50: Grup 3 model 1-2-3 kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri.....	69
Resim 51: Grup 3 model 1-2-3 kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri.....	70
Resim 52: Grup 3 model 1-2-3 trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri.....	71
Resim 53: Grup 3 model 1-2-3 trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri.....	71
Resim 54: Grup 3 model 1-2-3 implantlarda oluşan von mises stres değerleri.....	72
Resim 55: Grup 3 model 1-2-3 dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri.....	73
Resim 56: Grup 3 model 1-2-3 vidalarda oluşan von mises stres değerleri.....	74
Resim 57: Grup 3 model 1-2-3 altyapıda oluşan von mises stres değerleri.....	75
Resim 58: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri.....	76
Resim 59: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri.....	77
Resim 60: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri.....	78
Resim 61: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri.....	79
Resim 62: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde implantlarda oluşan von Mises stres değerleri.....	80
Resim 63: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde dayanaklarda oluşan von Mises stres değerleri.....	81
Resim 64: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde vidalarda oluşan von Mises stres değerleri.....	82
Resim 65: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde altyapılarda oluşan von Mises stres değerleri.....	83
Resim 66: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri.....	84
Resim 67: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri.....	85
Resim 68: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri.....	86

Resim 69: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri.....	87
Resim 70: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde implantlarda oluşan von mises stres değerleri	88
Resim 71: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri	89
Resim 72: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde vidalarda oluşan von mises stres değerleri	90
Resim 73: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde altyapıda oluşan von mises stres değerleri	91



1.GİRİŞ VE AMAÇ

Protetik diş tedavisi, zamanla çeşitli etyolojik faktörler nedeniyle kaybedilen diş veya çevre dokuları yerine koymayı amaçlayan bilim dalıdır. Kısmi dişsiz hastalara, sabit protetik restorasyonlarla, uzun dişsiz boşluklar veya serbest sonlu vakalara hareketli bölümlü protezlerle kaybetmiş oldukları fonksiyon, fonasyon, estetik ve ağız sağlığı yeniden kazandırılır. Tam dişsiz hastaların ise total protezlerle rehabilitasyonu sağlanır. Ancak hastanın diş ve doku kaybı ne kadar fazlaysa; tedavide başarıya ulaşmak da o kadar zorlaşır (1,2).

Son yıllarda hızla gelişen implant destekli protezler, bu tedavilere alternatif olarak sunulmuştur. Branemark'ın osseointegrasyon kavramını tanımlamasından günümüze kadar olan süreçte implant destekli tasarımlar kısmi ve tam dişsiz hastaların rehabilitasyonunda önemli bir yere sahip olmuştur (2).

Dişsiz çenelerin implant destekli protezlerle rehabilitasyonu, posterior bölgedeki zayıf kemik kalitesi, uzun süren dişsizliğe bağlı kemik hacmindeki yetersizlik ve alveolar kemikteki anatomik sınırlamalar (4,5) nedeniyle sıklıkla karmaşık hale gelmektedir (3).

All-on-four tedavi konsepti, alt çene ve üst çenede 2 anterior ve 2 posteriorda olmak üzere 4 adet implant ile desteklenen tam ark sabit bir protezi tanımlamaktadır (4). Anterior bölgedeki implantlar alt ve üst çenede lateral kesici bölgesine vertikal olarak, posterior bölgedeki implantlar ise alt çenede mental foramenin önüne, üst çenede ise maksiller sinüsün anterior duvarına paralel olarak distale eğimli yerleştirilir (5). Anterior bölgedeki implantlar oklüzal düzleme dik iken, posterior bölgedeki implantlar ise yaklaşık 30-45° distale eğimli yerleştirilir. Bu implantlar üzerine düz veya açılı dayanaklar tercih edilir.

All-on-four konseptinde, metal ya da zirkonya alt yapı üzerine akrilik ,zirkonya ya da kompozit üstyapı yapılmakta ve bu yapıları implant veya dayanaklara bağlayan vidalardan oluşan hibrit protezler oluşturulmaktadır (6). Ancak bu şekilde dizayn edilen hibrit protezlerin ağır olması ve porselenin kırılması sonrası tamirinin zor olması gibi

dezavantajları bulunmaktadır. Bu nedenle, çalışmamızda Cr-Co, titanyum ve zirkonya altyapılara alternatif olarak dayanıklı ve hafif bir materyal olan PEEK materyali değerlendirilecektir.

Önceki çalışmalarda, 'all-on-four' konsepti kullanılarak yapılan protezlerin yüksek başarı oranına sahip olduğu bildirilse de (6,8,10,11,12) yükleme altında implant, dayanak, vida, protez ve implant çevresi kemikte gözlenen stresler hakkında kapsamlı bir çalışma yapılmamıştır.

Bu çalışmanın amacı; tam dişsiz üst çenede all-on-four tekniğine göre yerleştirilmiş implantlar üzerine yapılan 4 farklı alt ve 2 farklı üstyapıda, 3 farklı kantilever uzunluğunda, 3 farklı distal implant açısında ve farklı implant boyları ve çaplarında tasarlanan 3 boyutlu modellerin implant, dayanak, vida, implant çevresindeki kemik ve protezde oluşturduğu stresleri sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirmektir.

Bu çalışmanın sıfır hipotezi, all-on-four konseptinde farklı tasarımların ve kullanılan farklı materyallerin; implant çevresindeki kemikte, implantta, dayanakta, vidada ve protezde oluşacak stres değerlerini değiştireceği şeklindedir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Dental implantların tanımı ve tarihçesi

İmplant kelimesi latince 'in: içerisine' ve 'planto: ekme, dikme, yerleştirme, gömme' anlamına gelen sözcüklerin bir araya gelmesiyle oluşmuştur. Fransızca'dan diğer dillere geçmiştir. Anlamı ise bir fonksiyon elde etmek amacı ile, uygun bir yere yerleştirilen organik ya da inorganik cisime verilen addır (7).

Dental implant ise; sabit ya da hareketli protezler için mukoza veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden ya da üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak amacıyla kullanılan protetik, alloplastik materyallerdir (8).

Genel tıpta kullanılan implantlar tamamen organizma içinde yer alırken, dental implantlar fibrö-müköz tabakadan ağıza açılmaları ve bir kısımlarının ağız boşluğunda olması nedeniyle yarım implantlar (semi-implantlar) olarak adlandırılırlar (9).

Modern dişhekimliğinde dental implantlar, diş eksiklikleri nedeniyle oluşan fonksiyon, estetik ve fonetik kayıpların hastaya yeniden kazandırılmasında başarılı bir tedavi seçeneğidir (10).

Dental implantlar ile ilgili en eski bilgiler, Çin'de M.Ö. 3210 yılında Chin- Nong ve M.Ö. 2637 yılında Hon-Ang-Tu dönemlerinde bambu çubuklarının transplantasyon amacı ile sabit diş restorasyonlarında kullanılması ile ilgili yazılı belgelerdir (11).

Maggiolo, 1809 yılında altın materyaline diş kökü şekli vererek çekim soketine yerleştirmiş ve doku iyileşmesi tamamlandığında, alt yapıların üzerine kron restorasyonu yaparak kemik içi implantları tarihte uygulayan ilk kişi olmuştur (11).

Dr. Wilson Popeone ve arkeoloji ekibinin 1931 yılında Honduras'ta yaptığı kazıda bulunan M.S. 600 yıllarına ait kalıntılarda, üç kesici dişin yerine deniz kabuklarının diş şeklinde yerleştirdiği alt çene kemiğine rastlanmıştır (12)(Resim 1).



Resim 1: Alt çenede kesici diş yerine yerleştirilen deniz kabukları

2.2. Dental implantlarda osseointegrasyon kavramı ve başarı kriterleri

Branemark'ın 1952 yılında başladığı mikroskobik olarak kemik iyileşmesi ile ilgili çalışmaları, 1960'dan sonra implant uygulamalarına öncülük etmiştir. Aynı şekilde 1960'lı yıllarda Branemark; ilk defa osseointegrasyon terimini kullanmış ve daha önceleri Linkow ve arkadaşlarının implant ve kemik arasında fibröz bağ dokusunun gerekliliği konusundaki düşüncesini değiştirerek oral implantolojide çağ açmıştır (13).

Osseointegrasyon Branemark tarafından “yük taşıyan implant yüzeyi ile yaşayan kemik arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel birleşme” olarak tanımlanmıştır. Işık mikroskobunda implant ve kemik arasında direkt temas görüntüsü vardır (14).

Zarb, 1991'de osseointegrasyonun bilimsel anlamda yeterince tanımlanmadığı gerçeğini ortaya atmıştır; ancak, Branemark'ın bildirmiş olduğu tanımlama klinik olarak güvenli ve rijit bir implant fiksasyonu sağladığı için klinisyenler arasında popülerliğini korumuştur. Zarb ise osseointegrasyonu, alloplastik materyallerin fonksiyonel yükleme esnasında kemikte klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyonunun elde edilmesi ve devam ettirilmesi işlemi olarak tanımlamıştır (15).

Albrektsson ve Wennerberg'e göre, osteointegrasyonun başarı ile sağlanmasında 7 ana faktör etkili olmaktadır (16):

- Hastanın genel sağlık durumu,
- İmplant yerleştirilecek kemiğin niteliği,
- İmplant materyalinin doku uyumu,
- İmplantın şekli,
- İmplantın yüzey özellikleri,
- İmplantın genişliği ve uzunluğu,
- Cerrahi teknik

İmplant osseointegrasyonunun sağlanması ile ilgili günümüzde kabul gören başarı kriterleri şöyledir (17,18):

- İmplant, klinik değerlendirmede hareketlilik göstermemelidir,
- Radyografik değerlendirmede implant çevresinde radyolusensi olmamalıdır,
- Yükleme sonrası ilk yıldan itibaren, yıllık vertikal kemik kaybı 0,2 mm'den az olmalıdır,
- Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya alt çene sinir zedelenmesi olmamalıdır,
- İlk 5 yıllık gözlem sonunda %85, ilk 10 yılın sonunda %80'in üzerinde başarı oranı olmalıdır.

2007 yılında ise Uluslararası Oral İmplantoloji Kongresi Pisa Consensus kararlarına göre daha net, daha kapsamlı ve başarı başarısızlık arasındaki durumları karşılaştırmalı olarak da içeren bir başarı skalası tablo 1'deki gibi belirlenmiştir. Başarısızlık aşağıdaki şartlardan bir tanesinin varlığı olarak kabul görmüştür:

Tablo 1: Dental implantların başarı skalası

Dental İmplantlar için Başarı Skalası	
Başarı Grupları	Klinik durumlar
I. Başarılı (optimum sağlık)	a. Fonksiyonda ağrı hassasiyet YOK b. Mobilite YOK c. İlk cerrahi sonrası 2mm'den az kemik kaybı d. Eksüda geçmişi YOK
II. Memnun edici devamlılık	a. Fonksiyonda ağrı YOK b. Mobilite YOK c. 2-4mm radyografik kemik kaybı d. Eksüda geçmişi YOK
III. Tartışmalı devamlılık	a. Fonksiyonda hassasiyet olabilir b. Mobilite YOK c. Radyografik kemik kaybı > 4mm (implant boyunun 1/2'den az) d. Cep derinliği > 7mm e. Eksüda geçmişi olabilir
IV. Başarısızlık (klinik veya kesin başarısızlık)	Aşağıdakilerden herhangi biri: a. Fonksiyonda ağrı b. Mobilite c. Radyografik kemik kaybı > implant boyunun 1/2 d. Kontrol edilemeyen eksüda e. Ağızda daha fazla kalamayacaksa

2.3. İmplant tedavisinde endikasyon ve kontrendikasyonlar, başarı kriterleri

İmplant tedavisi için endikasyon ve kontrendikasyonlar şu şekilde sıralanabilir (19);

Endikasyonlar:

- 1) Hareketli protezlerin tutuculuğunun yetersiz olduğu olgular,
- 2) Hareketli protezlerde stabilitenin sağlanamayacağı durumlar,
- 3) Hareketli protez kullanımında fonksiyonun hastayı mutlu edemediği durumlar,
- 4) Psikolojik açıdan hareketli protez kullanımını reddeden hastalar,
- 5) Hareketli protezde stabiliteyi bozan parafonksiyonel alışkanlıklar,
- 6) Ağızdaki mevcut dayanak sayısının ve dağılımının yetersiz olduğu vakalar,
- 7) Sabit protezlerde kullanılacak dayanağın olmadığı vakalar,
- 8) Ortodontik ankraj amaçlı,
- 9) Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksikliği durumlarında,
- 10) Diş agenezisi varlığında,
- 11) Konservatif tedavi isteği

Kontrendikasyonlar:

Major kontrendikasyonlar

- 1) Major psikiyatrik bozukluklar,
- 2) Kontrol edilemeyen sistemik rahatsızlıklar,
- 3) Alkol ve ilaç bağımlılığı,
- 4) Hastanın yaşı (büyüme çağındaki hastalar)

Göreceli kontrendikasyonlar:

- 1) Yetersiz kemik hacmi veya kötü kemik kalitesi,
- 2) Yetersiz interoklüzal mesafe
- 3) Risk taşıyan hastalar (radyoterapi alan, ileri derecede periodontal hastalığı olan, sigara kullanımı olan, brüksizm şikayetine sahip olan ve ciddi osteoporoz şüphesi olan hastalar)(19).

Bir implantın başarılı sayılması için şu kriterlerin hepsini yerine getirmesi gerekir;

- * Fonksiyonel (çığneme ve konuşma)
- * Psikolojik (ağrı ve rahatsızlığın olmaması, olumlu estetik sonuç)
- * Fizyolojik (osseointegrasyonun sağlanması ve devamlılığı, dokularda patolojik cevap oluşturmaması)(19).

2.4. İmplantların sınıflandırılması

Dental implantlarda farklı sınıflamalar mevcuttur. En çok kullanılan sınıflandırma;

A. İmplantın yerleştirildiği yer ve destek dokulara göre,

B. İmplant üretiminde kullanılan materyale göre yapılan sınıflandırmalardır (20,21).

Dental implantolojide kullanılan implantlar yerleştirilme yöntemlerine göre şu şekilde sınıflandırılabilir (22);

- 1) Kemik içi implantlar,
- 2) Subperiostal implantlar,
- 3) İntramukozal implantlar,
- 4) Transmandibuler implantlar,
- 5) Endodontik implantlar.

Çeşitli dişsizlik durumlarında en yaygın olarak kemik içi implantlar kullanılmaktadır (22).

2.5. İmplant materyalleri

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller, kimyasal ve biyolojik açıdan incelenebilir. Ama hiçbir materyal biyolojik çevreye tam anlamıyla ile uygun değildir. İmplant materyalleri,

1. Metaller ve alaşımları,
2. Seramikler ve karbonlar,
3. Polimerler esaslı olan maddeler olarak 3 ana başlık altında incelenebilirler (20)(Tablo 2).

İmplant materyallerinin taşınması gereken özellikler (23):

- Biyouyumlu ve dayanıklı olmalı,
- Klinik olarak estetik olmalı ve fonksiyonları karşılamalı,
- Radyopak olmalı,
- Steril edilebilmeli,
- Ekonomik olmalı,
- Hijyenik olmalı,
- Manipülasyonu kolay olmalıdır.

Tablo 2: İmplant materyalleri (24)

Metal ve alaşımları	Seramikler	Karbonlar	Polimerler
Saf titanyum ve titanyum-6alüminyum - 4vanadyum	Alüminyum oksit(alumina ve safır)	Polikristalin camsı karbon	Polimetilmetakrilat
Kobalt-krom-molibden (döküm şekli)	Hidroksiapatit	Karbon-silikon	Politetrafluoro etilen
Demir-krom-nikel (316L paslanmaz çelik)	Trikalsiyum fosfat		Polietilen
	Kalsiyum aluminatlar		Silikon lastik
			Polisulfon

2.6. İmplant biyomekaniği

Biyomekanik, yapı ve fonksiyon arasındaki ilişkiyi araştırmak için canlı sistemlerde mühendislik mekaniğinin araç ve yöntemlerini kullanmaktır (11). Biyomekanik; mekanik prensipler içerisinde, biyolojik dokuların uygulanan kuvvetlere verdikleri cevaplarla ilgilenen multidisipliner bir yaklaşımdır. Basit bir ifade ile mühendislik prensiplerinin, biyolojik problemlerin çözümünde uygulanması olarak ifade edilebilir (25). İmplantların ve implant destekli restorasyonların biyolojik ortamdaki; yapı, fonksiyon ilişkileri, dayanımları, deformasyon dirençleri, elastikiyet ve plastikiyet özellikleri ve davranışlarının değerlendirilmesi biyomekanik prensiplerle yapılmaktadır (26).

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 (9).

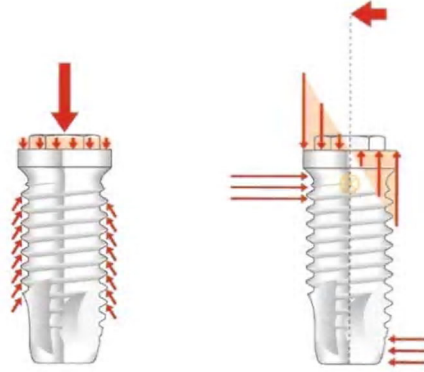
İmplantlarda meydana gelen kuvvetler;

1. Protez üzerine uygulanan oklüzal kuvvetlerin büyüklükleri, yönleri ve konumları,
2. Protezin tipi, geometrisi ve rijiditesi,
3. İmplantın şekli, formu, yüzey alanı, çapı ve boyun genişliği,
4. İmplant ve protetik unsurların bağlantı şekli,
5. İmplant ve protezlerin mekanik özellikleri,
6. Karşıt arkın durumu,
7. Kemiğin kantitesi, kalitesi,
8. Beslenme alışkanlığı gibi çeşitli faktörlere bağlı olarak değişiklik gösterir (27).

İmplant destekli ya da konvansiyonel protez uygulanan hastalarda çiğneme kuvvetleri 100–2400 N arasındadır (11).

İmplantın aksı boyunca gelen kuvvetler implantın gövdesinde bulunan yivler aracılığı ile kemiğe iletilir. Ancak implant üzerine gelen kuvvet veya bileşeni implant aksına dik yönde uygulanırsa; implant üzerinde bir dayanak noktası oluşur ve bükülme momenti

meydana gelir. Bu durumda sadece implantın boyun kısmındaki ve apekstekteki yivler yükü karşılamış olur (Resim 2). Hem kemikte hem de implantta stres seviyelerinde bir artış meydana gelir. Bu nedenle osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetleri önemli bir rol oynamaktadır. Bireyin ısırma kuvveti; cinsiyet, kas hacmi, diyet, parafonksiyon, dentisyon ve yaşa bağlı olarak değişir (16, 31).



Resim 2: Kuvvet tipleri

2.6.1. Kuvvetin üç tipi

Bir cisme dışarıdan herhangi bir açıda ve doğrultuda kuvvet uygulandığında yapının içinde iç gerilimler oluşur (Resim 3). Bu gerilimler çekme gerilimi, basma gerilimi ve makaslama gerilimi olarak 3'e ayrılmaktadır. Tüm cisimlerde bu üç gerilimin bileşkesi bulunur (11,29,30).

Çekme, (tensile) gerilimi: Bir cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan aynı düzlemde, fakat ters yönde iki kuvvetin uygulanması sonucunda meydana gelen gerilimdir.

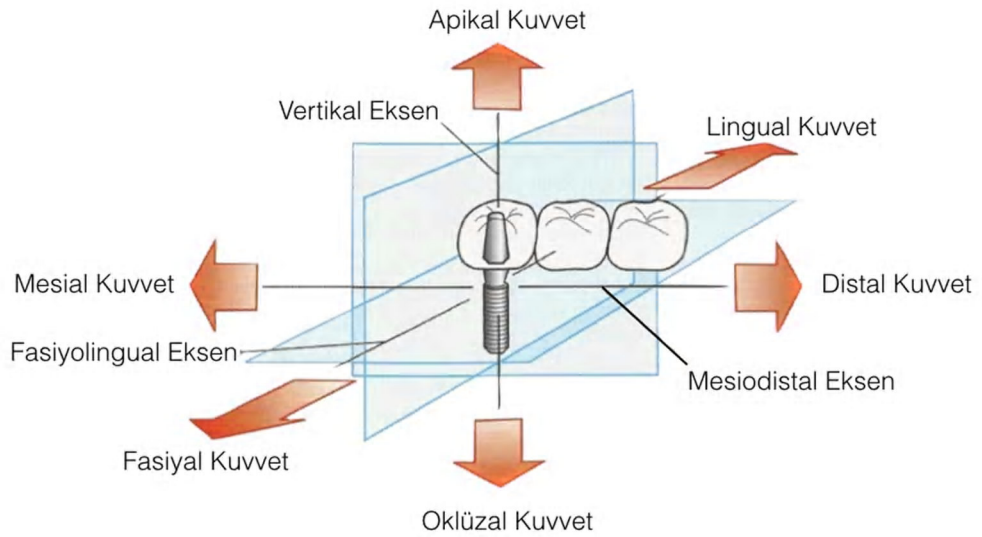
Basma, sıkışma (compressive) gerilimi: Bir cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan aynı düzlemde, fakat ters yönde iki kuvvetin uygulanması sonucu meydana gelen gerilimdir.

Makaslama (shear) gerilimi: Bir cisme farklı düzlemlerde fakat ters yönde uygulanan kuvvetler sonucunda, moleküllerin cismin yüzeyine paralel, ters yönde kayması sonucunda oluşan gerilimdir.

Basma gerilimleri kortikal kemik tarafından en iyi tolere edilebilen ve kemik- implant arayüzü oluşumunda olumlu etkiye sahip olan gerilim tipidir. Öte yandan çekme

gerilimleri ise implant–kemik bağlantısına olumsuz yönde etki eden gerilimlerdir, kemiğin çekme kuvvetlerine dayanımı basma kuvvetlerine dayanımından %30 daha azdır. Kemik üzerindeki en zararlı etkiye sahip kuvvet tipi ise makaslama kuvvetleridir. Diğer kuvvet tiplerine oranla %65 daha zararlıdır (11).

Aşırı stresler, implant başarısızlığına, implant parçalarında kırıklara ve implant çevresinde lateral kemik kaybına neden olabilir. Bu problemlerin dışında aşırı yüklemenin, mikro çatlaklara ve patolojik aşırı yükleme alanında mikro gerilimlere neden olabileceği bildirilmiştir (11).

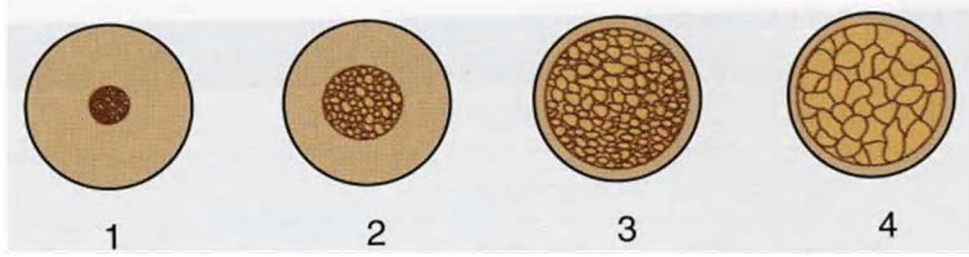


Resim 3: Kuvvetin komponentleri (11)

2.6.2.Kemik tipi ve sınıflaması

Lekholm ve Zarb' a göre kalan kemiğin sınıflandırılması:

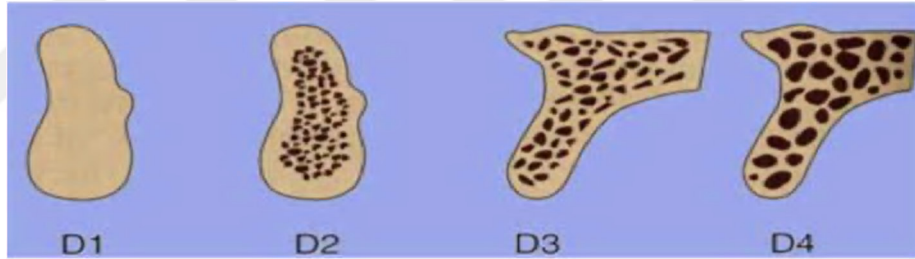
Lekholm ve Zarb'ın 1985'te yaptıkları, kemiğin formu ve kalitesi olarak ayrılmış klasik kemik sınıflandırılması popülerliğini korumaktadır (31).



Resim 4: Lekholm ve Zarb'a göre kalan kemik klasifikasyonu

Kemik kalitesine göre;

- Tip 1 kemik: homojen kompakt kemik
- Tip 2 kemik: yoğun trabeküler kemiği saran kalın kortikal kemik
- Tip 3 kemik: yoğun trabeküler kemiği saran ince kortikal kemik
- Tip 4 kemik: düşük yoğunlukta trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemik olarak kalsifiye edilmiştir (Resim 4).



Resim 5: Misch'e göre kalan kemiğin sınıflandırılması

Misch'e göre kalan kemiğin sınıflandırılması (11);

D1: Yoğun kortikal kemik. Dişsiz anterior alt çenede görülür.

D2: Kalın trabeküler kemiğin üzerinde kalın kortikal kemik. Anterior-posterior alt çenede, anterior üst çenede ve nadiren posterior üst çenede görülür.

D3: Dışta ince poröz kortikal kemik ve içte ince trabeküler kemik. Anterior ve posterior üst çenede, posterior alt çenede ve anterior alt çenede görülür.

D4: Hemen hemen hiç kortikal kemik yok ve ince trabeküler kemik neredeyse tüm kemik hacmini oluşturur. Sıklıkla posterior üst çenede bulunur (11) (Resim 5).

2.7. Stres analiz yöntemleri

2.7.1.Kullanılan teknik terimler

Stres analizi ile ilgili çalışmalarda bazı mekanik kavramların bilinmesinde fayda vardır.

Kuvvet:

Bir cisim üzerine uygulandığı zaman cismi harekete yönlendiren ya da mevcut hareketini değiştiren etkidir (32). Kuvvetler, cisimlerin teması yoluyla ya da cisimler arasındaki belirli bir mesafede uygulanabilir. Bir cisim üzerine uygulanan kuvvet sonucu, cismin rijit ya da bükülebilir olmasına göre yer değiştirir ya da deformasyona uğrar. Kuvvet; uygulama noktası, büyüklük ve uygulama yönü özellikleri ile ifade edilir ve birimi newton (N)'dur (30).

$$Kuvvet (F) = Kütleye (m) \cdot ivme (a)$$

Gerilim (stres):

Cisme uygulanan kuvvet cisimde uygulanan kuvvetin tersi yönünde bir tepki oluşmasına neden olmakta ve meydana gelen gerilim, birim alan başına düşen kuvvetin miktarı olarak tanımlanmaktadır.

Gerilim = kuvvet / alan olarak ifade edilir. Birimi paskal'dır (Pa = N /m²) (29,30).

Gerinim (strain):

Yük altındaki bir materyalin, yük uygulanmadan önceki durumuna kıyasla şeklini ne oranda değiştirdiğini ifade eder. Gerinim genellikle yüzde (%) olarak ifade edilir. Gerinim miktarı, materyal tipi ve uygulanan yükün büyüklüğü ile değişecektir (30).

$$Gerinim (\epsilon) = \text{deformasyon} / \text{orijinal uzunluk}$$

Elastik limit:

Elastik limit, kalıcı deformasyon olmadan malzemenin dayanabileceği maksimum stres olarak tanımlanır (30).

Elastik modül (young's modulus):

Elastik stresin elastik gerinime oranı ile hesaplanan malzemenin sertliğidir. Birimi GPa'dır (1 GPa=1000 MPa). Elastik modülü, stres / germe eğrisinin eğimi ile belirlenebilir (33).

Elastik modülü = gerilme / gerinim

Poisson oranı:

Elastik sınır içinde, lateral stresin aksiyal strese oranına poisson oranı (ν) denir (30).

Poisson oranı = cismin enindeki birim boyut değişimi / boyundaki birim boyut değişimi

Lineer elastik cisim :

Gerilme ve gerinimin oranı sınırına kadar doğru orantılı olduğu, sonrasında non lineer özellik gösterdiği cisimlerdir (30).

İzotrop cisim:

Yapısal elemanın her yönde elastik özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Elastik özellikleri iki malzeme sabiti ile (elastik modül ve poisson oranı) ifade edilir (34).

Homojen cisim:

Bir materyalin homojen olması, elastik özelliklerin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir (35).

Asal stres (principal stres):

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğu zaman normal streslere 'asal stres' (principal stres) denir. Maksimum asal stres, ara (intermediate) asal stres ve minimum asal stres olmak üzere 3'e ayrılır. Genelde ' σ_1 ' en büyük pozitif değeri, ' σ_3 ' en küçük negatif değeri ve ' σ_2 ' ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerler ' $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ ' şeklinde sıralanır. Σ_1 en yüksek çekme stresini, σ_3 en yüksek basma stresini simgeler (35).

Von mises stres:

Von mises stresi, metal gibi çekilebilir materyaller için, deformasyonun (şekil değiştirmenin) başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 asal stres değeri ile hesaplanır (35). Von mises değerleri ile tüm yapıda meydana gelen stres değerleri hakkında bilgi edinilebilir (36).

$$\Sigma = [((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2) / 2]^{1/2}$$

2.7.2. Stres analizi yöntemlerinin sınıflandırılması

Stres analiz yöntemleri 7' ye ayrılmaktadır. Bu yöntemler aşağıdaki gibi sıralanabilmektedir (37):

1. Fotoelastik stres analizi yöntemi
2. Gerinim ölçer ile stres analizi yöntemi
3. Kırılgan 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

Fotoelastik stres analiz yöntemi

Fotoelastik stres analiz yöntemi, çift kırıcılık özelliği gösteren transparan materyallerin polarize ışık altında stres uygulandığında ortaya çıkan değişik renkli şekillerin yorumlanması ile uygulanan bir stres analiz yöntemidir. Meydana gelen bu şekiller, polarize ışığın iç stresler nedeniyle farklı hızlar gösteren 2 ayrı dalgaya ayrılması ile oluşur. Kompleks yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimler, gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürülür. Modellere özel şartlar altında yüklemeler yapıp, oluşan stresler polariskop denilen aygıt yardımı ile tespit edilir. Diğer yöntemlere nazaran iç baskıların doğrudan gözlemlenmesine olanak sağlamaktadır (37–39).

Gerinim ölçer stres analiz yöntemi

Mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik çeşitlere sahip; yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan aygıtlarla yapılan stres analiz yöntemidir. Ağız içinde oluşan streslerin in-vivo olarak değerlendirmesine olanak sağlarlar (37).

Kırılgan vernik kaplama tekniği ile kuvvet analizi

Bu yöntemle analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürülüp fırımlandıktan sonra yüklenmesi sağlanır. Kuvvetlerin yoğun olarak izlendiği bölgelerde izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterirler (37).

Holografik interferometri (lazer ışınları) ile kuvvet analizi

Holografik interferometri, lazer ışını kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Yüzey deformasyonlarını, nanometre boyutunda algılayıp görünür ışın saçaklarına dönüştüren oldukça hassas olan bu yöntemde test modeli gerçek boyutlarında incelenebilir (37).

Termografik kuvvet analiz yöntemi

Homojen ve izotropik bir materyalin periyodik olarak kuvvete maruz kalması sırasında ısıda meydana gelen periyodik değişikliklerin, materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılı olduğu prensibini savunan bir stres analiz yöntemidir. Çiğneme sırasında bu yöntemin kullanılabilmesi için gerekli olan periyodik yükleme frekansına ulaşılabilmesi bu yöntem için önemli bir noktadır (37).

Radyoteleometri ile kuvvet analizi

Yöntem düzenek olarak bir güç kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, cisme adapte edilmiş gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydediciden oluşmaktadır. Bu teknikte birleşik bir donanım ve yazılım programı kullanılarak elde edilen veriler herhangi bir aracıya ihtiyaç duyulmadan transfer edilebilirler. Gerilim ölçerlerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebep olur, bunun neticesinde radyotelemetrede frekanslar etkilenerek sonuçlar meydana gelir (37).

Sonlu elemanlar stres analiz 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 tekniklerindedir. Bu yöntemin uygulanması sırasında milyarlarca aritmetik işlem yapıldığından bilgisayar kullanımı şarttır (37).

İlk kez 1960'ların başlarında özellikle havacılık ve uzay endüstrisinde yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiş olup, günümüzde statik analizlerin yapılmasında, akışkanlar mekaniğinde, ısı transferinin incelenmesinde, elektromanyetik analizlerin yapılması gibi birçok alanda kullanılmaktadır (40–43). Özellikle otomotiv, uçak ve inşaat endüstrileri alanlarında yaygın olarak kullanılan sonlu elemanlar analiz yöntemi,

analizi çok pahalı deneysel araç ve yöntemler gerektiren birçok malzemenin kolayca incelenmesine olanak sağlar (41). Ayrıca bu alanlarda üretilmesi planlanan protiplerin üretilmesinden önce bilgisayar ortamında yapılan analizlerle en uygun dizaynın oluşturulmasına yardımcı olan bir yöntemdir.

Sonlu eleman stres analiz yönteminin özellikleri (44);

1. Karmaşık geometriye sahip yapılar için uyumluluk,
2. Değişik yapısal problemler için uyumluluk ,
3. Teorik temellerin güvenilirliği ,
4. Doğruluğun güvenilirliği ,
5. Hesaplama verimliği şeklinde sıralanabilir.

Sonlu eleman stres analiz yönteminin avantajlarını şu şekilde sıralamak mümkündür (41,44);

1. Sonlu elemanlar analiz yöntemi ile oldukça karmaşık geometriye sahip cisimler rahatlıkla ve güvenli bir şekilde analiz edilebilir.
2. Bağlantı noktası fazla olan cisimler (delikli veya köklere sahip cisimler) rahatlıkla analiz edilebilir.
3. Yapısında değişik malzeme ve geometri özelliklerini barındıran cisimlerin ek bir zorluk çıkartmadan analizleri gerçekleştirilebilir.
4. Neden–sonuç ilişkisine bağlı sorunlar, yapının bütününe değerlendirerek değil de küçük bir yapıda çözümlenerek, bütün yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sorunu basite indirerek, sorunların anlaşılmasına ve çözümlenmesine olanak sağlar.
5. Sınır şartları oldukça kolay uygulanır.
6. Karmaşık yapılarda ve problemlerde sebep–sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkin bir şekilde kullanılabilir. Analitik ve deneysel metodlardan çok daha hassas sonuçlar vermektedir.

Sonlu eleman stres analiz yönteminin avantajlarının yanında dezavantajları da bulunmaktadır (41,42,45);

1. Analizlerin yapılabilmesi için gerekli olan donanıma sahip bilgisayar ve software programlarının maliyetleri fazladır.

2. Gelişen teknolojiyle doğru orantılı olarak mevcut olan software programlarının düzenli olarak güncellenmesi gerekmektedir.
3. Bu yöntemle yapılan araştırmaların doğruluğu malzeme özelliklerinin sisteme yüklenmesi gibi kilit noktalara bağlıdır.
4. Analizi yapmak için uzman kişilere ihtiyaç duyulmaktadır (41).

2.7.3. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde temel kavramlar

Eleman

Sonlu elemanlar analizinde modeller sonlu sayıda 'eleman' olarak tanımlanan basit geometrik şekillere bölünür (29).

Modelin gerçeğe daha yakın sonuçlar verebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda elemana bölünmesi gereklidir. Elemanlar tek boyutlu (düz çizgiler), iki boyutlu (üçgenler, eşkenar dörtgenler) üç boyutlu (piramit veya tuğlaya benzer şekilli) veya değişik şekillerde olabilirler (46).

Node (düğüm)

Elemanların belli noktalardan birbirleri ile bağlandığı noktalara düğüm adı verilmektedir (29).

Ağ yapısı (mesh) oluşturulması

Karmaşık geometrik yapı, bir bilgisayar sisteminde ağlara (mesh) dönüştürülür. Bu yapı, elemanlardan ve ilgili düğümlerden ve sınır koşullarından (boundary conditions) oluşur. Düğümler, köşe noktalarında birbirleri ile birleşen sonlu sayıda aynı büyüklükteki elemanlara bölünür (33). Yükleme ile oluşan her bir düğümdeki stres ve yer değiştirme (displacement), bir bilgisayar programı ile hesaplanabilir (47).

Materyal özellikleri

Malzeme özellikleri bir yapı içindeki stres ve gerinim dağılımını büyük ölçüde etkilemektedir. Bu özellikler izotropik, enine izotropik, ortotropik ve anizotropik olarak sonlu elemanlar analizinde modellenebilir (40). İzotropik bir malzemede young modülü ve poisson oranı olmak üzere sadece iki bağımsız materyal sabiti vardır ve özellikler her yönde aynıdır (33). Anizotropik bir materyal farklı yönlerde ölçüldüğünde farklı

özellikler gösterir. Bu nedenle, bildirilen çoğu çalışmada, malzemelerin homojen, lineer (doğrusal) ve izotropik olduğu varsayımı yapılmıştır (40).

Yükleme koşulları

Sonlu elemanlar modelinde yüklerin uygulaması, modellenen yapının maruz kaldığı dış yükleme durumlarını temsil etmelidir. ısırma kuvvetleri; basma, çekme ve makaslama kuvvetleri olarak tanımlanabilir (33).

Oklüzal yükün yönü, implant üzerine gelen kuvvet miktarını önemli oranda etkiler. Sonlu elemanlar analizi uygulanacağı zaman, sadece aksiyel ve yatay kuvvetleri değil aynı zamanda oblik oklüzal yükleri de göz önünde bulundurmak önemlidir. Oblik kuvvetler daha gerçekçi şekilde ısırma yönünü gösterir ve belirli bir kuvvet için, kortikal kemikte yüksek strese neden olurlar (40). Aşırı oklüzal yükleme, kemik kaybına ve mekanik komplikasyonlara sebep olabilir (26).

Maksimum oklüzal kuvvetler 200 ile 3500 N arasında değişmektedir oklüzal kuvvetler, protetik restorasyonlarda doğal dentisyondan genellikle daha düşüktür. Hareketli bölümlü proteze sahip hastaların oklüzal kuvvetleri 65 ile 235 N arasında değişmektedir. Tam protez kullanan hastalar için molarlar ve premolarlardaki ortalama kuvvet yaklaşık 100 N dur (30,33).

Isırma gücünün büyüklüğü, yaş, cinsiyet, dişsizlik, parafonksiyonel alışkanlıklarına göre değişebilir ve aynı ağızda posterior ve anterior bölgede farklı olabilir (48).

Sınır koşulları

Modelin hangi bölgeden sabitlendiğini ve kuvvetin modelin hangi bölgesinden uygulandığını gösterir (29).

Kemik-implant bağlantısı

Sonlu elemanlar analizinde kemik-implant ara yüzündeki yük transferi analizi, implant başarısını veya başarısızlığını belirleyen önemli bir basamaktır (48). İmplant tedavisinin uzun dönem başarısı ve öngörülebilirliği biyomekanik çevreden oldukça etkilenmektedir. Ara yüzdeki sıkı kemik-implant teması, uygulanan yüklerin implant destekli protezden doğrudan çevreleyen kemiğe iletilmesine izin verir.

Sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarının çoğu, kemik-implant ara yüzünde ideal bir osseointegrasyon olduğunu, yani kortikal ve trabeküler kemiğin implantla mükemmel

bir şekilde bağlandığını kabul eder. Oysa klinik koşullarda bu tam olarak gerçekleşmez (40).

2.7.4. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin uygulanmasındaki temel aşamalar

1. Yapının modellenmesi ve elemanlara bölünmesi
2. Analiz verilerinin yüklenmesi
3. Analizin çözümlenmesi (46).

1-Yapının Modellenmesi Ve Elemanlara Bölünmesi

Öncelikle analizde kullanılacak tüm yapılar bilgisayar ortamına aktarılarak bir geometrik model oluşturulur. Geometrik modeller bilgisayar destekli tasarım programları kullanılarak elde edilir ve karmaşık yapıların modellenmesinde, üç boyutlu bilgisayarlı tomografi tarayıcısı veya üç boyutlu lazer tarayıcısından faydalanılabilir.

Hazırlanan geometrik model mümkün olduğunca fazla sayıda elemana bölünür. Eleman sayısı ne kadar çok olursa analizde gerçeğe o kadar yakın sonuçlar elde edilebilir.

Sonlu elemanlar modeli gerçek bir objenin matematiksel modeli olduğundan doğal davranışın tüm detaylarının aktarılması mümkün olmayabilir. Ancak model bilgisayar ortamında olduğu için değişkenler ve yükleme koşulları istenildiği gibi değiştirilebilir. Bu nedenle iyi oluşturulmuş bir matematiksel model, yapılacak analiz için çok değerli bir araçtır (46).

2-Analiz verilerinin yüklenmesi

Bu aşamada modellemesi yapılan elemanların materyal özellikleri, yükleme koşulları ve sınır şartları programa yüklenir. Gereken minimum materyal özellikleri poisson oranı ve elastik modülü iken inceleme konusuna göre genleşme katsayısı, sürtünme katsayısı, termal iletkenlik gibi değerler de kullanılabilir. Oluşturulan modelin belirli düğüm noktalarından sabitlenmesiyle sağlanan yer değiştirme kısıtlamaları ve yükleme koşulları sınır şartlarını oluşturmaktadır (46).

3-Analizin çözümlenmesi

Her elemanın iç çözümlenmesinden tüm yapının çözümlenmesine bilgisayar programları yardımıyla ulaşılır. Sonuçlar dikkatli bir şekilde incelenerek yorumlanır. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde stresin sayısal değeri doğru olmayabilir ama stresin hangi bölgede ve ne kadar oluşacağı sorusuna cevap bulunabilmektedir (46).

Sonlu elemanlar analizinin değerlendirilmesi

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, basma, çekme ve von mises stresleri dağılımı ve miktarlarına bakılarak, değerlendirme yapılır. En yüksek çekme stresleri maksimum asal gerilmeleri, en yüksek basma stresleri ise minimum asal gerilmelerini ifade eder. Artı değerler çekme streslerini, eksi değerler ise basma streslerini belirtmektedir.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda, sonuçlar varyansı olmayan matematiksel hesaplamalarla elde edilmektedir. Bu nedenle istatistiksel analizler yapılmamaktadır. Önemli olan, elde edilen stres değerlerinin ve stres dağılımlarının nasıl değerlendirileceğinin ve karşılaştırılacağına bilinmesidir (35).

2.8. İmplant üstü protezlerin sınıflandırması

İmplant üstü protezler, geleneksel bir yaklaşımla şu şekilde sınıflandırılabilir (11);

- Sabit protez-1: Kronu restore eder, doğal diş gibi görünür.
- Sabit protez-2: Kronun ve kökün bir kısmını restore eder. Kron konturu oklüzal yarıda normaldir ama servikal yarıda uzamıştır. Hiper konturlu gibi görünür.
- Sabit protez-3: Kronun ve dişeti dokusunun bir kısmını restore eder. Protez çoğu zaman yapay diş ve pembe akrilden yapılır ama bazı durumlarda metal destekli porselen de olabilir. Servikal yarıda kron uzamış ve hiperkonturlu gibi görünür.
- Hareketli protez-4: Sadece implantlarla desteklenen hareketli protezlerdir.
- Hareketli protez-5: Hem implant hem de yumuşak doku tarafından desteklenmiş hareketli protezlerdir.

2.8.1. Sabit protezler-3 (SP-3)

SP-3 restorasyonlar doğal dişlerle bir kısım yumuşak dokuyu da yerine koyarlar. Dişeti rengi verilmiş SP-3 protezlerde dişler interdental papilla bölgesini taklit ederler,

büyükölük ve form olarak daha doğal bir görünüme sahiptirler. Kemik kaybının fazla olduğu durumlarda sabit protez görünümü için dişeti rengine akrilik veya porselen ilavesi sıklıkla endikedir.

SP-3 protezlerde temel iki yaklaşım söz konusudur; metal-porselen restorasyonlar ya da metal alt yapı, akrilik ve yapay dişlerden oluşan karma (hibrit) restorasyonlardır (11).

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 (49,50) gibi problemlerden dolayı sıklıkla komplike hale gelmektedir (3). 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 (3,51).

Bu gibi kısıtlamaların üzerinden gelebilmek için; uzun distal kantilever, kısa implant ya da önemli anatomik bölgelere (zigoma veya ptreygoid kemik) implant yerleşimi gibi farklı tedavi alternatifleri düşünölmüştür (51). Ancak, bu tedavi yöntemleri önemli derecede uzmanlık gerektirir, cerrahi risk içerir ve komplikasyon oluşturabilmektedir (3). Ayrıca bu alternatif metotların maliyetleri yüksektir ve tedavi sürecini uzatırlar (33). Uzun distal kantilever, minimal kemik hacmi ve alveolar kemik kaybı gibi problemleri çözebilmek için Maló ve arkadaşları (1998), ‘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 (4,5,52). 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 (5). Anterior implantlar oklüzal düzleme dik, posterior implantlar ise yaklaşık 30-45° distale eğimli yerleştirilirler (33).

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 görülmektedir (53).

All-on-four tekniğinin endikasyonları (54):

- İyi genel sağlık ve kabul edilebilir oral hijyen,
- En az 10 mm uzunluğunda 4 implantın yerleştirilmesi için yeterli kemik varlığı (55),
- En az 5 mm kemik genişliği, üst çene anterior bölgede 10 mm ve mental foramenler arasında en az 8 mm kemik yüksekliği (55),
- All-on-four tekniğinde dayanak, alt yapı ve protetik restorasyona yer sağlamak için arklar arası mesafenin en az 20 mm olması (33),
- Erken yüklemeyi sağlamak için implantlardan yeterli stabilitenin elde edilebilmesi (4).

All-on-four tekniğinin kontrendikasyonları (54):

- Yetersiz kemik hacmi, düzensiz veya ince kemik kreti (33),
- İmplant yerleştirilmesi ve planlamasını engelleyebilecek artık dişlerin varlığı,
- Cerrahi müdahaleyi zorlaştıracak olan (en az 50 mm) hastalardaki yetersiz ağız açıklığı.

All-on-four tekniğinin avantajları (3,4,54,55) :

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

All-on-four tekniğinin dezavantajları (55):

- Çok hasas 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 tercih edilen materyaller

İmplant destekli hibrit protezlerde geçmişten günümüze pek çok materyal alt yapı materyali olarak kullanılmıştır. En sık kullanılan materyaller metal alaşımları olup; iki veya daha fazla metal karışımından oluşan metal alaşımları, altın ve platin gibi kıymetli metallere oranla daha sık tercih edilmektedir (56,57). Kıymetli metallerin maliyetlerinin yüksek olması sebebiyle metal ve titanyum alaşımları alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır (58).

Tam seramik sistemlerin gelişmesiyle zirkonya da alt yapı materyali olarak kullanılmaya başlamıştır. Cho ve Raigrodski tarafından zirkonya alt yapıların, metal ve titanyum alaşımlardan üretilen alt yapılara göre estetik açıdan ve biyouyumluluk açısından daha üstün olduğu belirtilmiştir (59).

Son dönemde popüler bir malzeme olan polietereeterketone (PEEK) materyalinin diş hekimliğinde endokron, hareketli bölümlü protez iskeleti, implant dayanağı, implant materyali, implant parçaları ile hibrit protezlerde protetik alt yapı materyali olarak kullanımları vardır (60,61).

Diş hekimliğinde kullanılan metal alaşımlarını Mc Lean aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır (62):

Soy Metal Alaşımlar

I. Yüksek oranda altın içeren alaşımlar

- Altın-Platin- Palladyum (Au-Pt-Pd)
- Altın-Platin-Tantalyum (Au-Pt-Ta)

II. Düşük Oranda Altın İçeren Alaşımlar

- Altın-Palladyum-Gümüş (Au-Pd-Ag)

III. Altın İçermeyen Alaşımlar

- Palladyum-Gümüş (Pd-Ag)

Soy Olmayan Metal Alaşımlar

- Nikel-Krom alaşımları (Ni-Cr)
- Kobalt-Krom Alaşımlar (Cr-Co)

Titanyum Alaşımları

- Titanyum Oksit Alaşımları

Soy Metal Alaşımları

Soy metal alaşımları oksidasyona ve asit korozyonuna karşı dirençlidir. Dental alaşımlarda dört adet soy metal kullanılmaktadır; altın, paladyum, gümüş ve platin (63).

Altın Alaşımı: Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan altın alaşımları genellikle tip 3 ve tip 4 alaşımlardır. ISO standartlarına göre kategorize edilirler.

Tip 3 altın alaşımları :yüksek dayanıklılığa sahip olup; onley, ince koping, pontik ve kronlarda kullanılabilir.

Tip 4 altın alaşımları: ekstra yüksek dayanıklılığa sahip olup; bar, kroşe ve iskeletlerde tercih edilir (57).

Paladyum-Gümüş Alaşımları: Mekanik özellikleri tip 3 altın alaşımlarına benzemesine rağmen maliyetinin daha düşük olmasıyla tercih edilen materyallerdir. Bu alaşım yaklaşık %50-60 arasında paladyum içerir; kararma ve korozyona karşı tatmin edici direnç sağlar. Alaşımın içindeki gümüş miktarının artması materyalin dökülebilirliğini artırır, sertliği ve kararma direncini azaltır. Üzerine porselen yığılması sonrasında yeşil renge dönüşme yatkınlığından ötürü hibrit protezlerin alt yapılarında kullanılmaya uygun bir alaşım değildir (33,63).

Soy Olmayan Metal Alaşımları

Kobalt-Krom Alaşımları: Bu alaşımda kobalt sertlik ve dayanıklılık sağlarken; kromun işlevi ise alaşımı daha sert hale getirmek ve korozyona karşı direnç sağlamaktır.

Materyalin yüzeyinde ortaya çıkan krom hızlı bir şekilde okside olarak pasif ve ince bir oksit tabakası meydana getirir; bu tabaka da iç tabakaları korozyona karşı korur. İçeriğine nikel, karbon, tungsten, molibden, berilyum gibi çeşitli elementler de eklenerek mekanik özelliklerin, dökülebilirliğin ve işleme kolaylığının geliştirilmesi amaçlanır (33).

Kobalt-krom alaşımı, ekstra sert olarak sınıflandırılıp genellikle iskelet protez yapımında kullanılır. Titanyum alaşımlarından sonra diğer tüm alaşımlar içerisinde en yüksek erime derecesine (1300°C) sahiptir. Döküm, uyumlama ve parlatma gibi laboratuvar işlemlerinde çalışması zor ve zaman alıcıdır (56).

Nikel-Krom alaşımları (Ni-Cr): Metal ve seramik-metal kron köprülerde kullanılır. % 65-70 oranında nikel içerir. 1150°C erime derecesine sahiptir. Tip 3 altın alaşımları ile benzer özellikler gösterir. Nikel dayanıklılık ve sertliği artırırken, krom materyali pasif oksit tabakası oluşturarak korozyonu engeller. Beyaz gümüş rengindedir.

Titanyum ve alaşımları : Geleneksel dental alaşımlara alternatif olarak yaklaşık 15 yıldır kullanılan titanyum materyali yüksek biyouyumluluk, korozyon direnci, uygun fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptir. Yüzeyinde pasif oksit tabakası oluşturup korozyona karşı yüksek direnç sağlar (57).

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 (64).

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 (65).

Vanadyumun sitotoksik etkisinden dolayı kullanımını belli uygulamalar ve cihazlarla sınırlıdır (64).

ZİRKONYA

Zirkonya dental restorasyonların yapımında sıklıkla kullanılan bir materyaldir. 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 (63). Y-TZP materyalinin düşük korozyon potansiyeli, düşük bakteriyel kolonizasyon, düşük ısıl iletkenlik ve yüksek bükülme direnci ve sertlik gibi fiziksel ve kimyasal özellikleri vardır (66–68).

Cho ve Raigrodski zirkonyadan üretilen alt yapıların, estetik ve biyouyumluluk yönlerinden metal ya da titanyum alaşımından üretilen alt yapılara göre daha estetik olduklarını savunmuşlardır (59). Yüksek bükülme dayanımları sayesinde hibrit protezler için alt yapı materyali olarak kullanılabilirler (69).

POLİETERETERKETON (PEEK)

Yüksek performans bir polimer olan PEEK, 1970'li yılların sonlarından beri pek çok endüstride metal alaşımları yerine alternatif olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde endokron, sabit protezlerin altyapıları, implant materyali ve parçaları, hareketli protez iskeleti gibi pek çok kullanım yeri mevcuttur (60). 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 absorpsiyon potansiyelidir (70). Ayrıca biyouyumlu olması ve düşük plak afinitesi de avantajları arasında sayılabilir (71).

PEEK iki farklı şekilde üretilebilir;

1. Plastik enjeksiyon (injection molding)
2. CAD-CAM (Computer-aided design/Computer-aided manufacturing) metotlarıdır.

NANO SERAMİKLE GÜÇLENDİRİLMİŞ HİBRİT KOMPOZİTLER

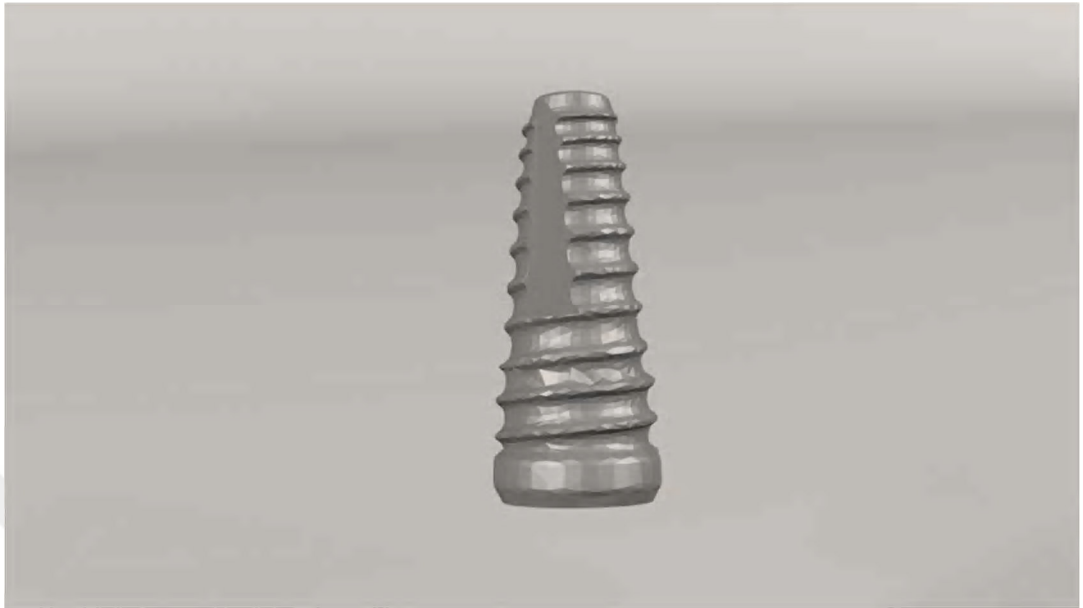
Klinik pratikte en sık tercih edilen indirekt restorasyon materyali seramiklerdir. Ancak bu restorasyonların dezavantajlarından biri lokal kırıklar oluşturmalarıdır. Kırık tamirinde ya da yenilenmesi sırasında oluşan zaman kaybı, maliyet, hasta memnuniyetsizliği, dişte travma oluşumu gibi zorluklardan dolayı, monolitik tasarımların ve hibrit kompozitlerin kullanımını artırmıştır. Günümüzde farklı firmalar tarafından geliştirilen hibrit-seramik ve rezin nano-seramik materyalleri bulunmaktadır. Çalışmamızda kullanılan materyal ağırlıkça %86 oranında feldspar seramik içerirken, polimer miktarı ise %14 civarındadır (72,73). Esneme dayanımı, elastik modülü ve sertliği değerlendirildiğinde, mevcut restoratif materyallere kıyasla doğal diş özelliklerini daha iyi taklit ettiği gösterilmiştir (72). Ayrıca kırılma dayanımı, yoğunluk, Poisson oranı ile Young Modülü hesaplanmış ve materyalin porselen ile kompozit rezin arasında mekanik özellikler taşıdığı bildirilmiştir (73). Materyalin hasar toleransının ise genel olarak kullanılan seramiğe kıyasla daha yüksek olduğu ifade edilmektedir. Materyalin aşınma ve aşındırma karakteristiği kompozit ve seramik özelliklerini bir araya getirmektedir (72,74). Bir başka deyişle karşıt materyal aşındırmasının kompozit ile benzerlik gösterdiği, materyal aşınmasının ise seramikler ile benzerlik gösterdiği söylenmektedir (74).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

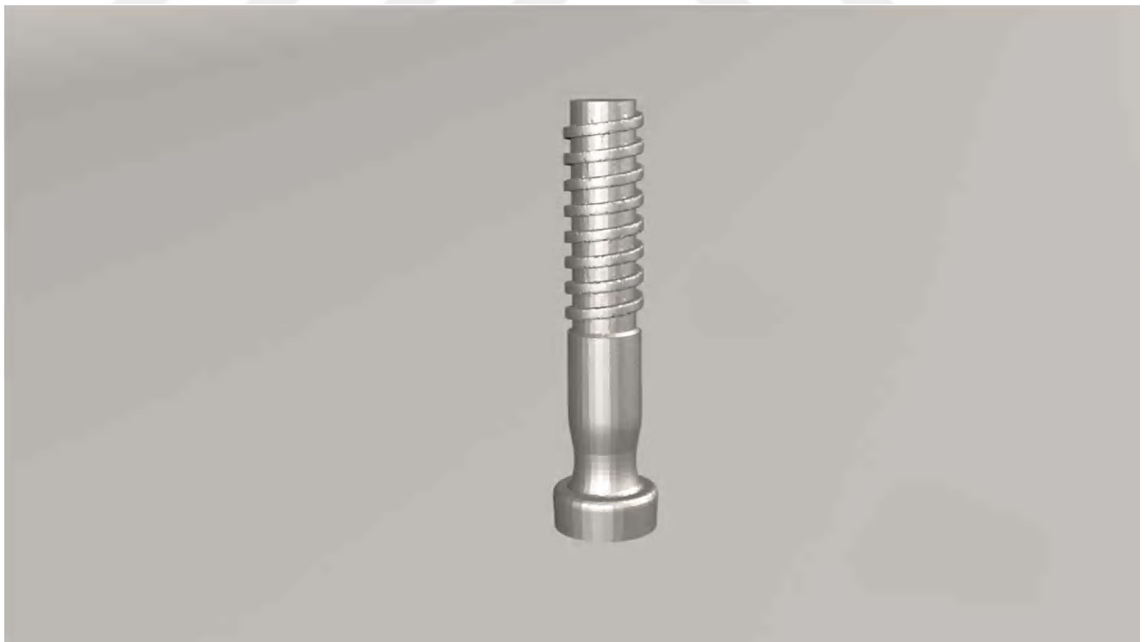
Bu çalışma, Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de yapılmıştır.

Bu çalışmada tam dişsiz üst çeneye 'all on four' tekniğine göre yerleştirilmiş dental implantlar Straumann Bone Level Tapered (BLT) (Institut Straumann AG Basel,İsviçre) (Resim 6) üzerine hibrit protezler tasarlandı ve implant, dayanak, vida, implant çevresindeki kemik ve protezde oluşan stresler 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirildi (Resim 7-13). İmplantlar anteriorda 12-22 nolu diş bölgesinde, posteriorda ise premolarlar bölgesinde (implantların apikal bölgesi 14-24 no hizasında /implant boyunları 15-25 no hizasında) konumlandırıldı.

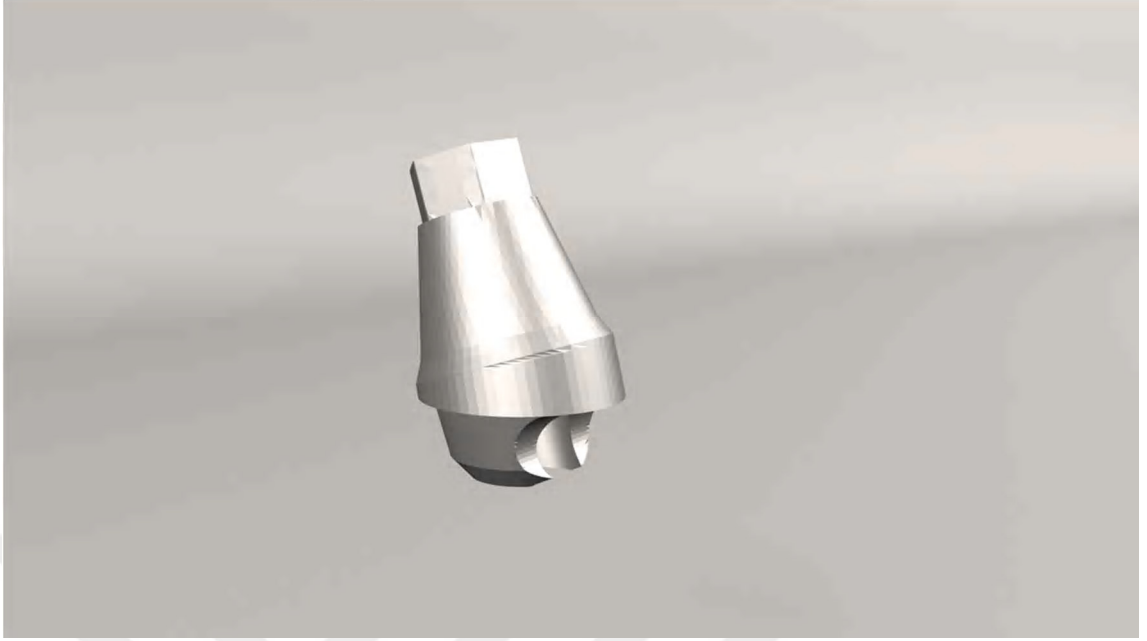
Dört farklı grupta analizler gerçekleştirildi. Grup 1 için diğer değişkenler sabitken (distal implant açısı 30 derece, kantilever miktarı 10 mm, altyapı materyali Cr-Co, üstyapı materyali monolitik zirkonya) iki farklı çapta (3.3mm- 4.1mm) üç farklı boyda (8-10-12 mm) implantlar ve hibrit protezler modellendi (Resim 17-18). Grup 2'de diğer değişkenler sabit iken (implant çapı 4.1 mm, implant boyu 10 mm, kantilever miktarı 10 mm, altyapı materyali Cr-Co, üstyapı materyali monolitik zirkonya) posterior implantların açıları 15-30-45 derece olacak şekilde modeller hazırlandı (Resim 19). Grup 3'ün analizi için ise diğer değişkenler sabit iken (implant çapı 4.1 mm, implant boyu 10 mm, distal implant açısı 30 derece, altyapı materyali Cr-Co, üstyapı materyali monolitik zirkonya), kantilever uzunlukları 7-10-14 mm olacak şekilde hibrit protezler oluşturuldu (Resim 20). Grup 4'te diğer değişkenler sabit iken (implant çapı 4.1 mm, implant boyu 10 mm, kantilever miktarı 10 mm, distal implant açısı 30 derece) titanyum, zirkonya, Cr-Co ve PEEK materyallerinden oluşan kesik diş formunda hibrit alt yapılar tasarlandı, üst yapı protezleri ise monolitik zirkonya ve nano seramikle güçlendirilmiş hibrit kompozit olacak şekilde modellendi (Resim 21). Modellerde en distaldeki dişin (16-26) oklüzal yüzeylerinden linguale doğru 30 derece açı ile oblik 100 N kuvvet uygulanarak yükleme yapıldı. Kemikte basma ve çekme stres değerleri, implant, dayanak, vida ve alt-üst yapılarda ise von Mises stres miktarları ve dağılımları incelendi.



Resim 6: Dental implant modeli (Straumann BLT)



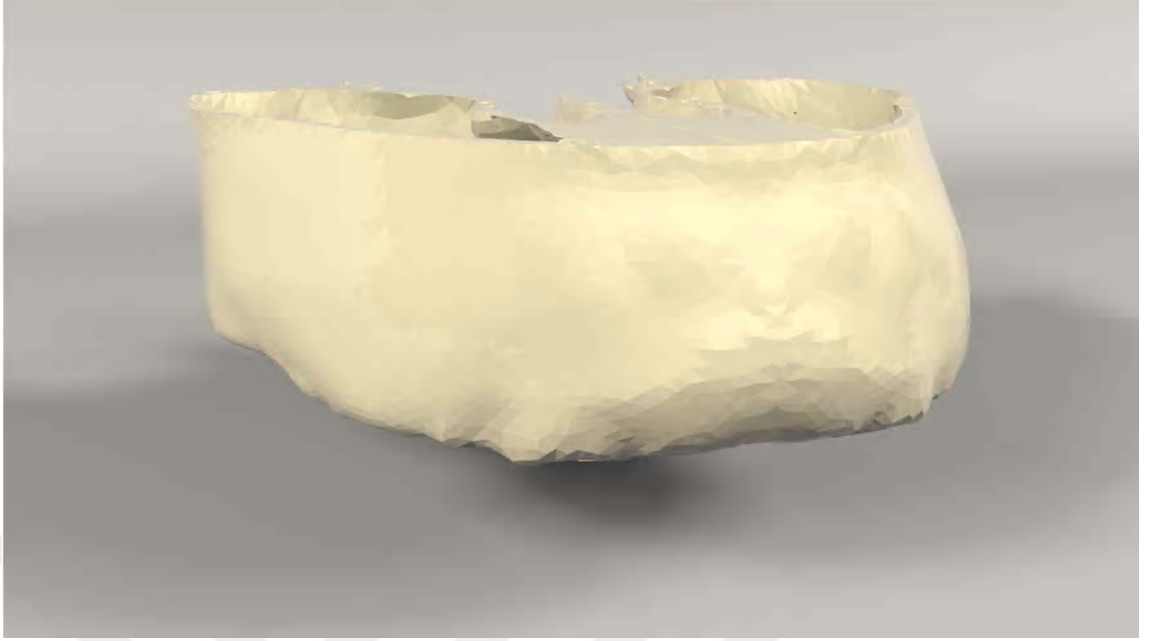
Resim 7: Dayanak vida modeli



Resim 8: Dayanak modeli (Straumann SRA dayanak)



Resim 9: Trabeküler kemik modeli



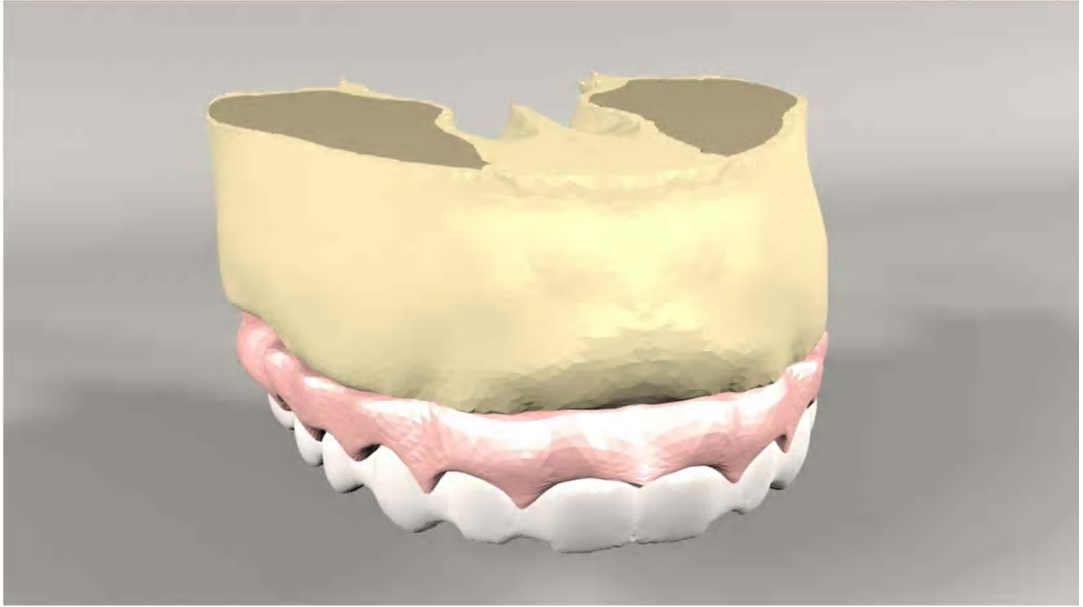
Resim 10: Kortikal kemik modeli



Resim 11: Trabeküler kemik üzerinde hibrit protezin modeldeki görünümü



Resim 12: Kortikal kemik üzerinde hibrit protezin modeldeki görünümü



Resim 13: Hibrit protezin modeldeki görünümü

3 boyutlu ağ yapısının daha homojen hale getirilerek düzenlenmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar analizi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz İşlemci, 500 GB Hard Disk, 14 GB Ram donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayar, Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı (Resim 14), Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, Wa 98103 Amerika)

3 boyutlu modelleme yazılımı, VRmesh Studio (Virtualgrid Inc, Bellevue City, Wa, Amerika) Ve Algor Fempro (Algor, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, Pa 15238-2932 Amerika) analiz programı kullanıldı.



Resim 14: Activity 880 optik tarayıcısı

3.1. Modelleme

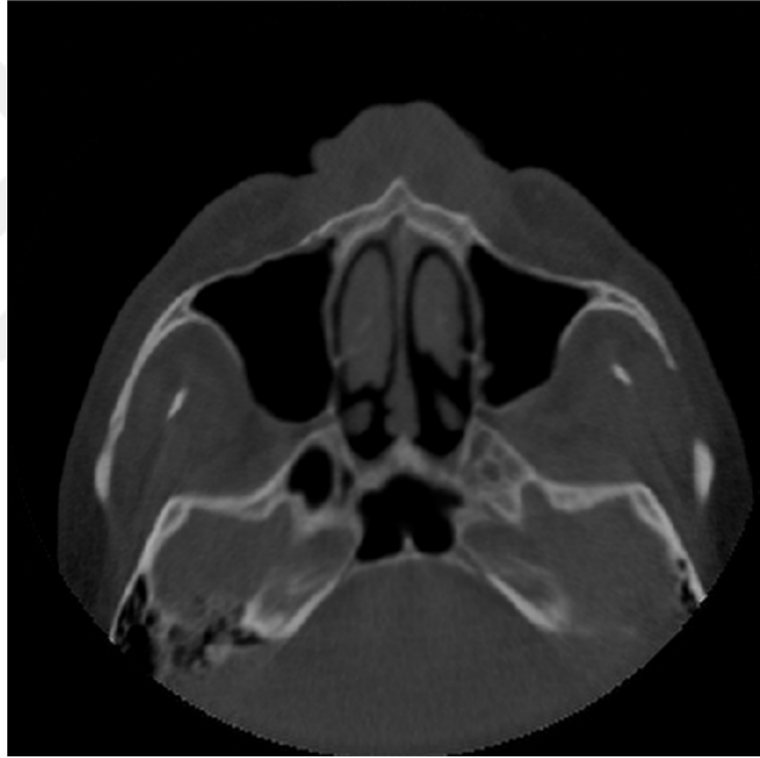
3.1.1 İmplant ve protez parçalarının modellenmesi

Çalışmada tedarik edilen implant ve protez parçaları Smart Optics 3 boyutlu tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak tarandı. Stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı.

Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı.

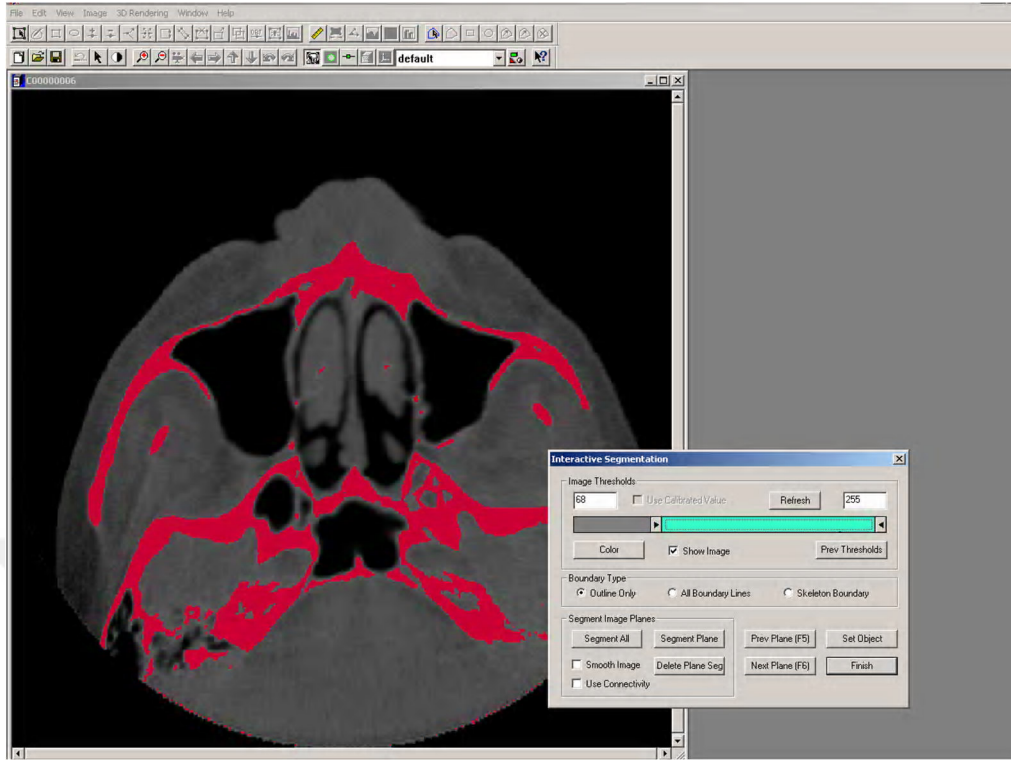
3.1.2. Kemik dokusunun modellenmesi

Üst çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz bir erişkin hastanın tomografisi çekildi (Resim 15). Çene kemiği, konik huzme ışınlı Tomografide (Iluma, Orthocad, Cbct, 3m Imtec, Oklahoma, Amerika) tarandı. Taramada 120 KvP, 3.8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında dışa aktarıldı. Dışa aktarılan kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., ,Ma, Amerika) yazılımına alındı.



Resim 15: Tomografi görüntüsü

3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır (resim 16). Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.



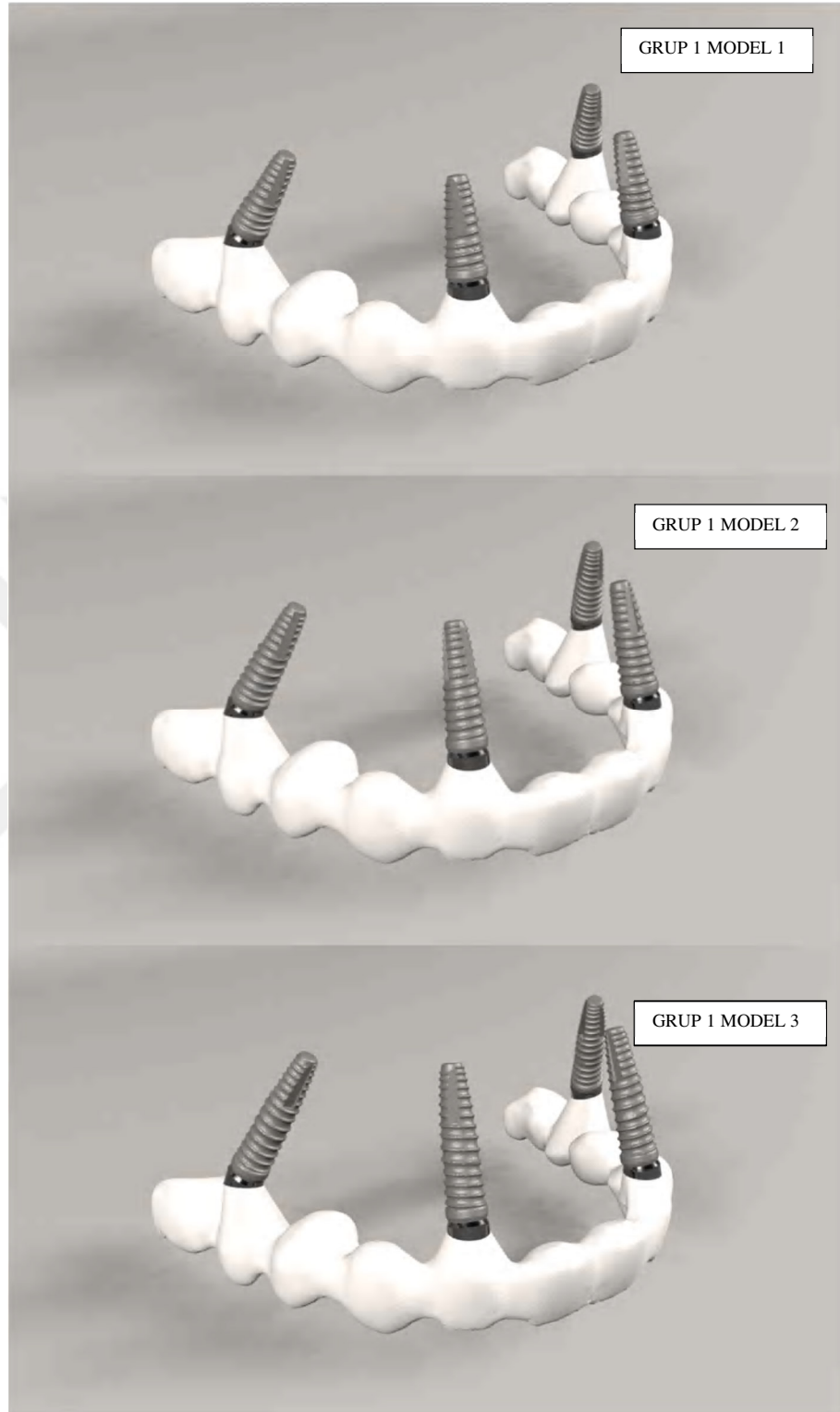
Resim 16: 3D-Doctor yazılımı görüntüsü

3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler “complex render” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından stl formatında dışa aktarıldı.

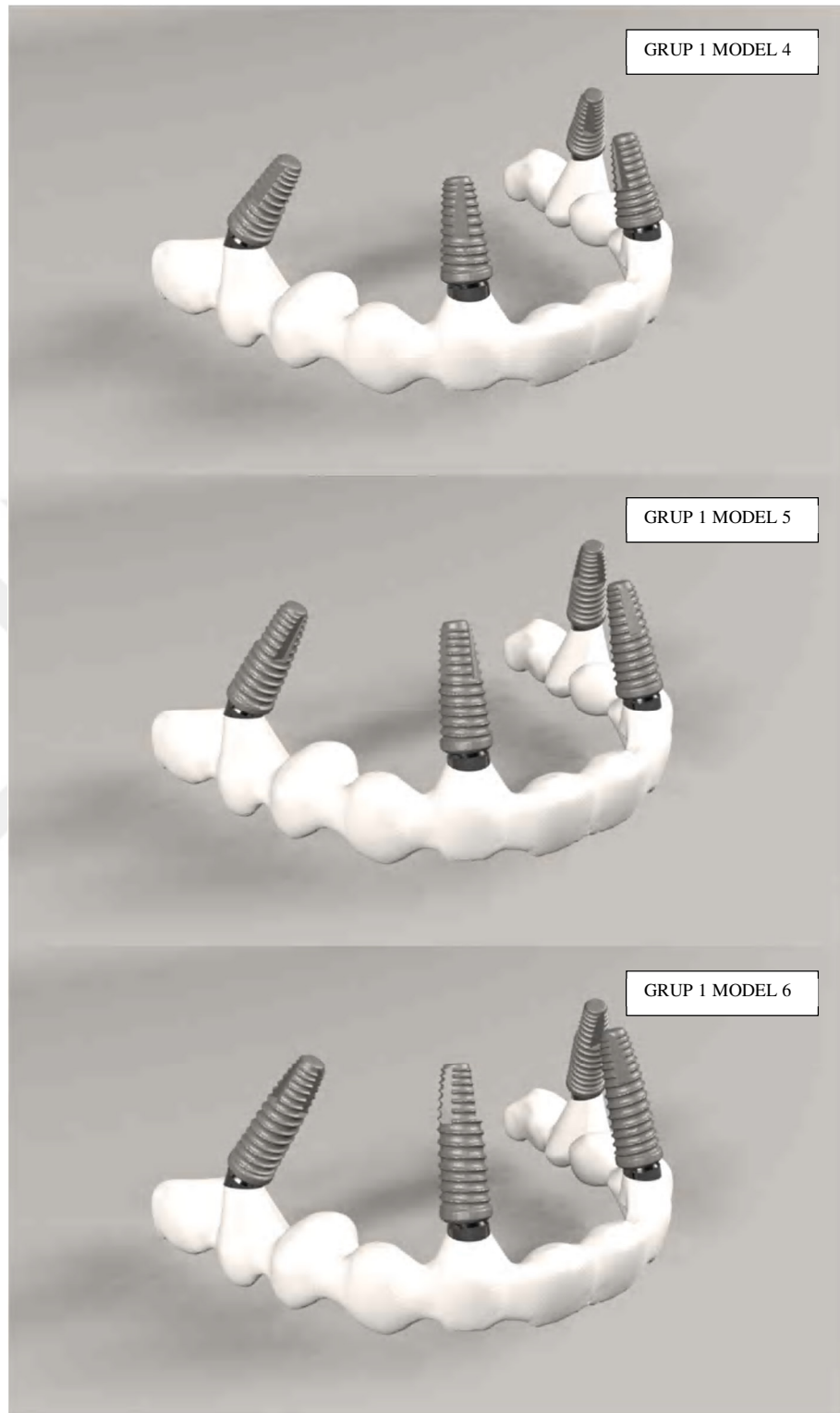
Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3D complex render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu.

Kemik dokusundan offset yöntemi (yapının her yerden eşit olarak büyütülmesi/küçültülmesi) ile trabeküler kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu.

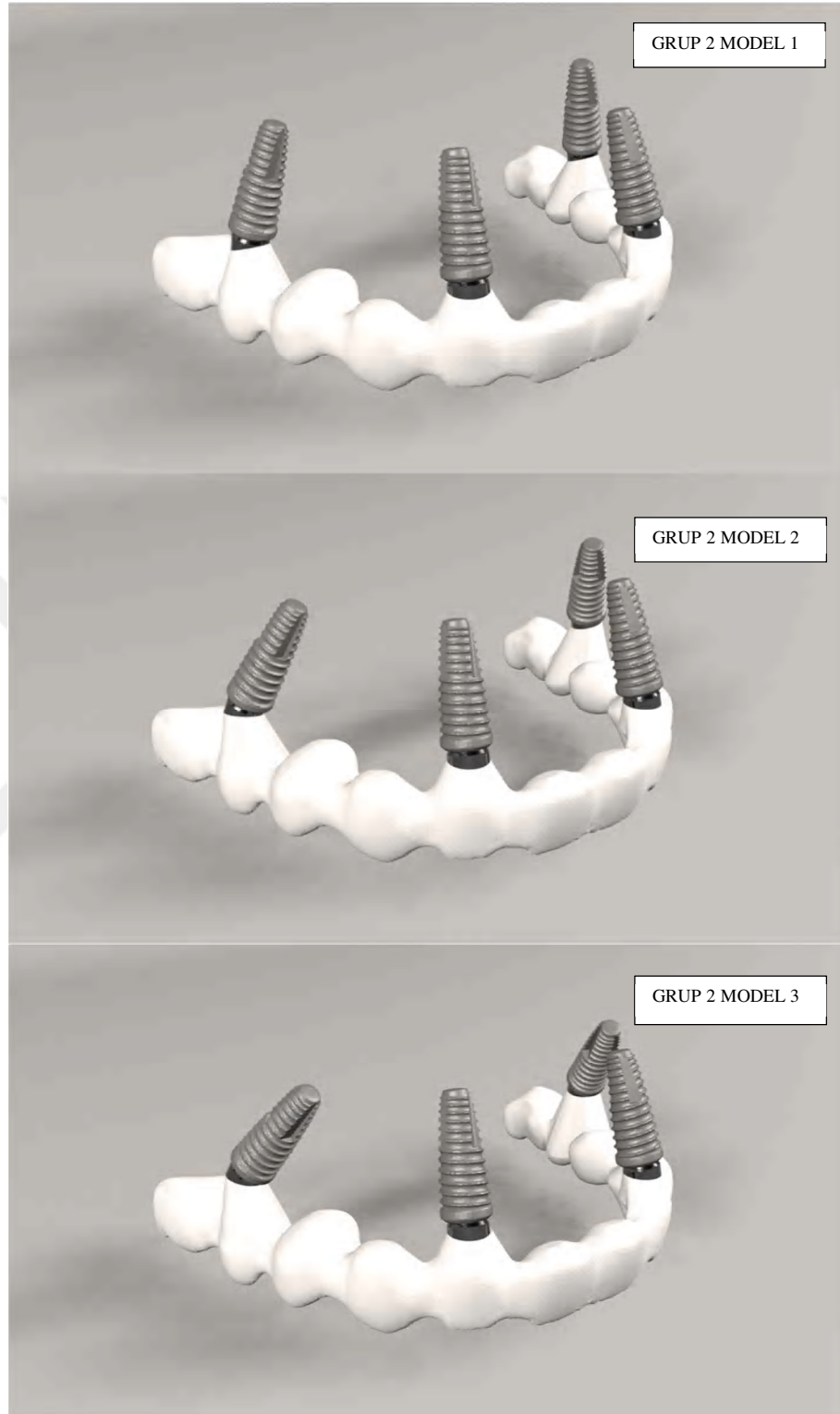
Bu şekilde üst çene kortikal kemik, trabeküler kemik, implant üstü protez parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtabilecek biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.



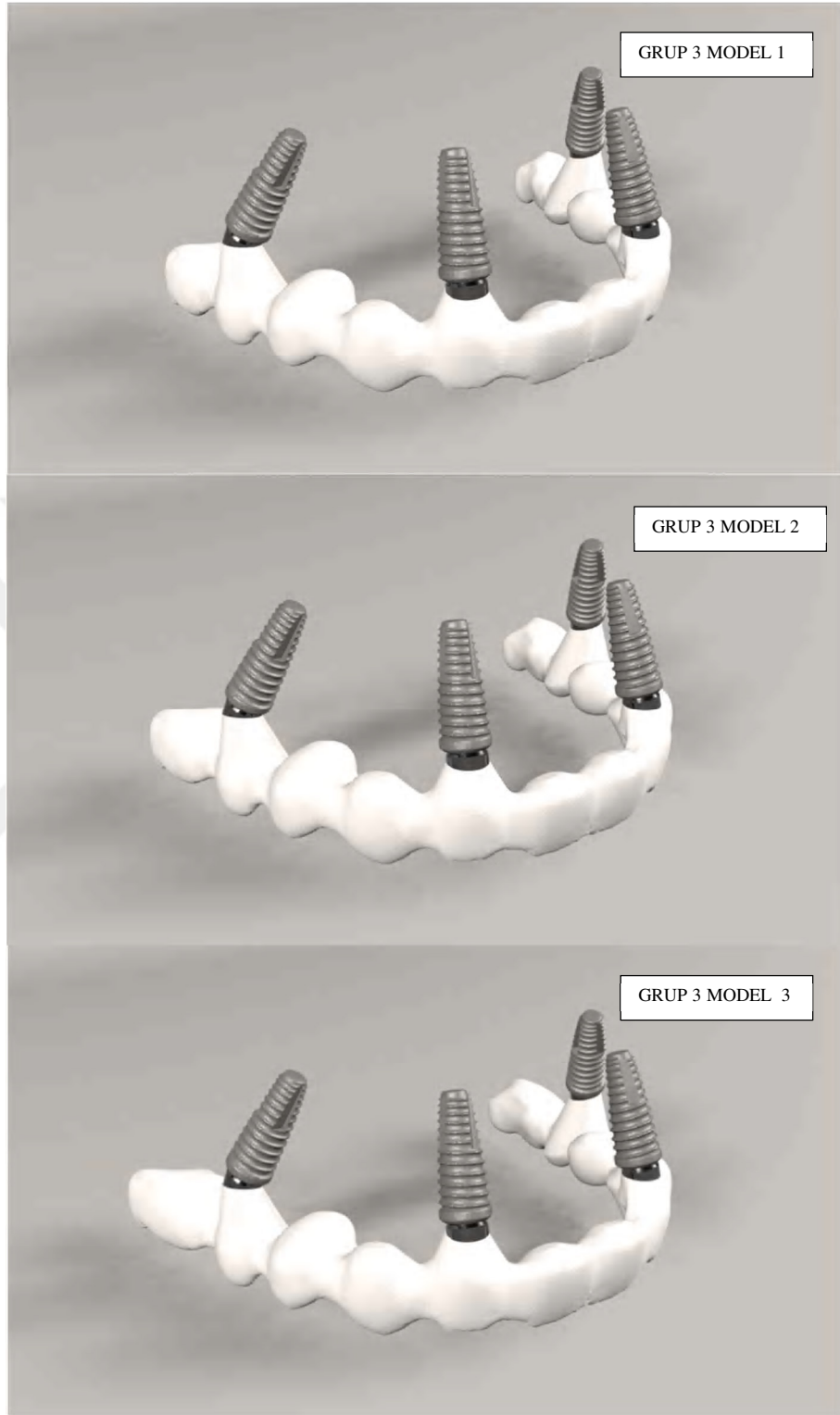
Resim 17: Grup 1 model 1-2-3 (implant çapı 3.3 mm ve implant boyları 8-10-12 mm)



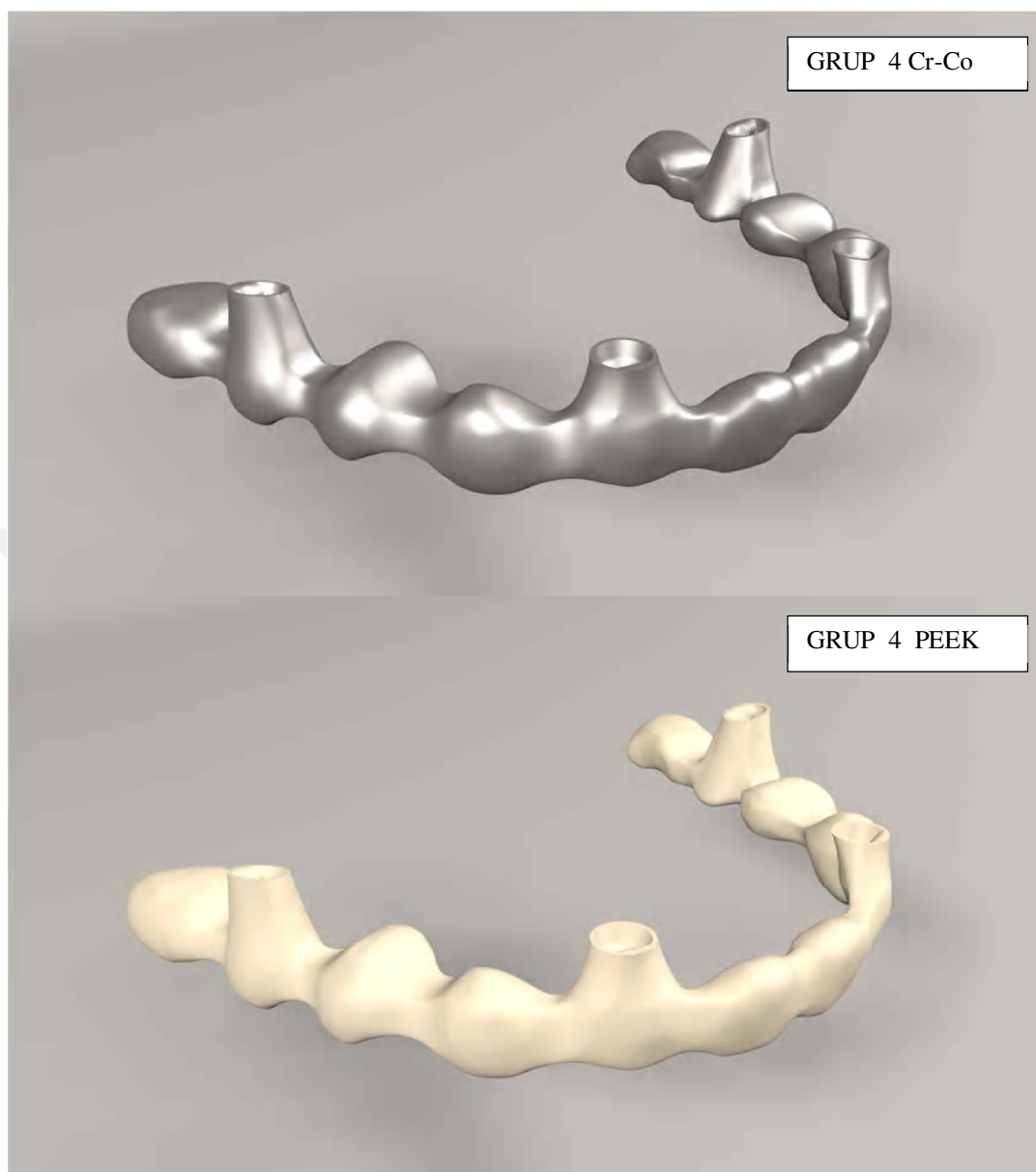
Resim 18: Grup 1 model 4-5-6 (implant çapı 4.1 mm ve implant boyları 8-10-12 mm)

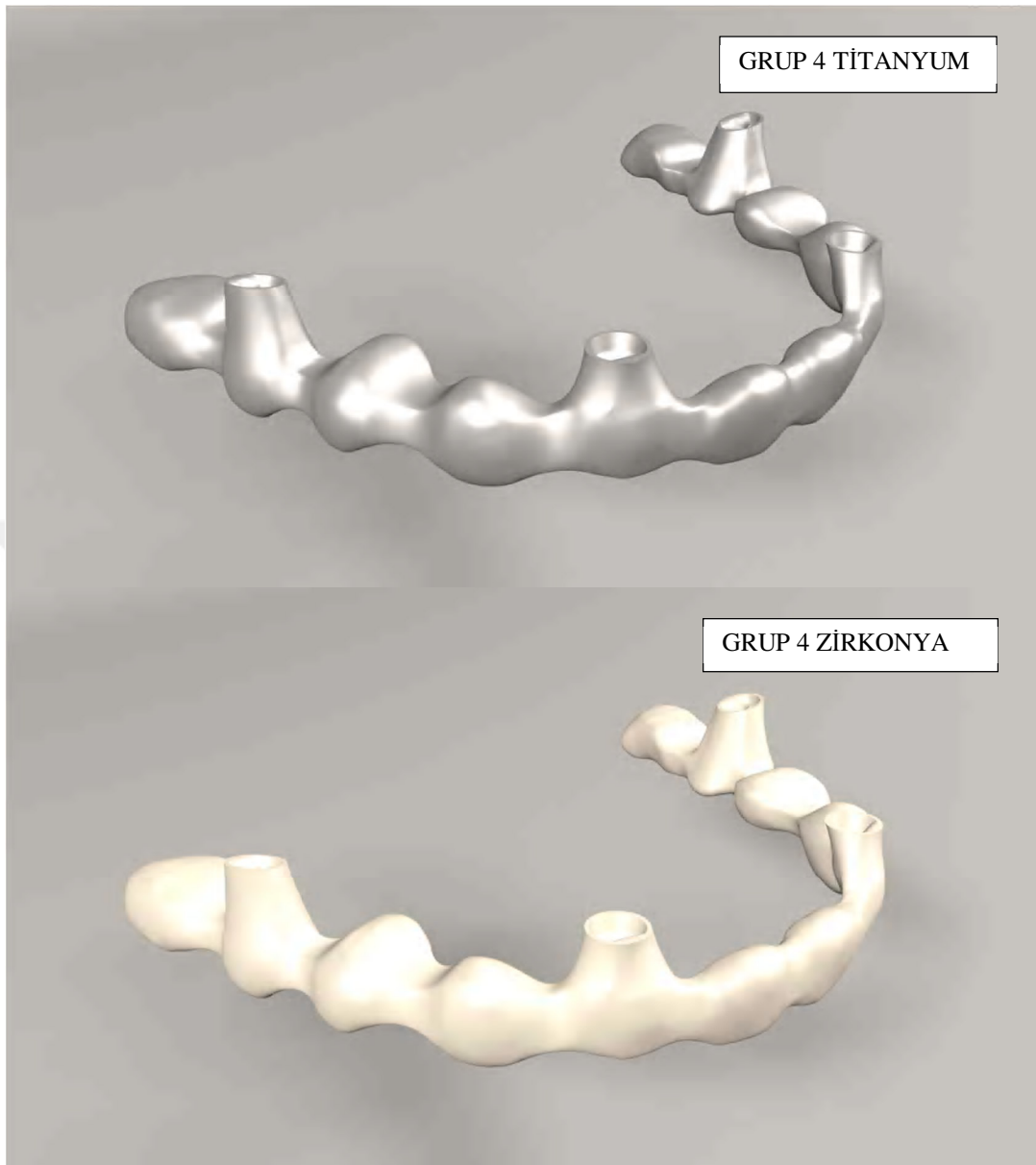


Resim 19: Grup 2 model 1-2-3 (posterior implant açılırları sırasıyla 15-30-45 derece)



Resim 20: Grup 3 model 1-2-3 (kantilever uzunluğu sırasıyla 7-10-14 mm)





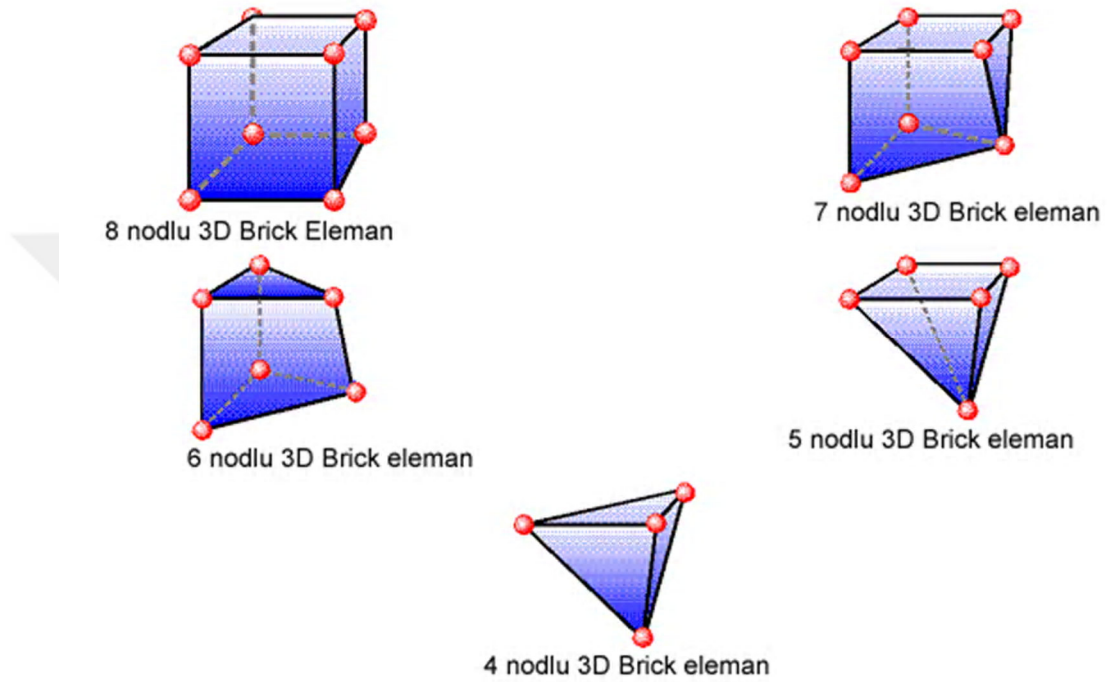
Resim 21: Grup 4 model 1-2-3-4

3.2. Materyal özellikleri

'VRmesh' yazılımında geometrik olarak oluşturulan modeller, Algor yazılımına 'stl' şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerin yapılabilmesi için, meshlemenin içi dolu şekilde yapılması gerekmektedir.

Meshleme işleminde, modeller mümkün olduğunca 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar

kullanılmıştır. Burada modeller bricks ve tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 düğümlü elemanlar kullanılır. 8 düğümlü elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 düğümlü, 6 düğümlü, 5 düğümlü ve 4 düğümlü elemanlar kullanılır (Resim 22).



Resim 22: 4, 5, 6, 7, 8 düğüm'lü 3 boyutlu elemanlar

Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir (Tablo 3):

Tablo 3: Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

	Grup 1	Grup 2	Grup 3
Model 1	Düğüm sayısı = 227086 Eleman sayısı = 1111779	Düğüm sayısı = 210837 Eleman sayısı = 1052848	Düğüm sayısı = 250982 Eleman sayısı = 1226221
Model 2	Düğüm sayısı = 235149 Eleman sayısı = 1160053	Düğüm sayısı = 236462 Eleman sayısı = 1169302	Düğüm sayısı = 236462 Eleman sayısı = 1169302
Model 3	Düğüm sayısı = 240334 Eleman sayısı = 1191973	Düğüm sayısı = 239262 Eleman sayısı = 1158378	Düğüm sayısı = 222969 Eleman sayısı = 1173509
Model 4	Düğüm sayısı = 231183 Eleman sayısı = 1136905		
Model 5	Düğüm sayısı = 236462 Eleman sayısı = 1169302		
Model 6	Düğüm sayısı = 241109 Eleman sayısı = 1196545		

Grup 4		
	Zirkonya Alt Yapı	Kompozit Alt Yapı
Titanyum	Düğüm sayısı = 236462 Eleman sayısı = 1169302	Düğüm sayısı = 236462 Eleman sayısı = 1169302
PEEK	Düğüm sayısı = 236462 Eleman sayısı = 1169302	Düğüm sayısı = 236462 Eleman sayısı = 1169302
Cr-Co	Düğüm sayısı = 236462 Eleman sayısı = 1169302	Düğüm sayısı = 236462 Eleman sayısı = 1169302
Zirkonya	Düğüm sayısı = 236462 Eleman sayısı = 1169302	Düğüm sayısı = 236462 Eleman sayısı = 1169302

Stl formatı 3 boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin üst çeneye ait olduğunu, dış yapısının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini (elastiklik modülü ve poisson oranı) tanımlayan materyal değerleri verildi (tablo 4).

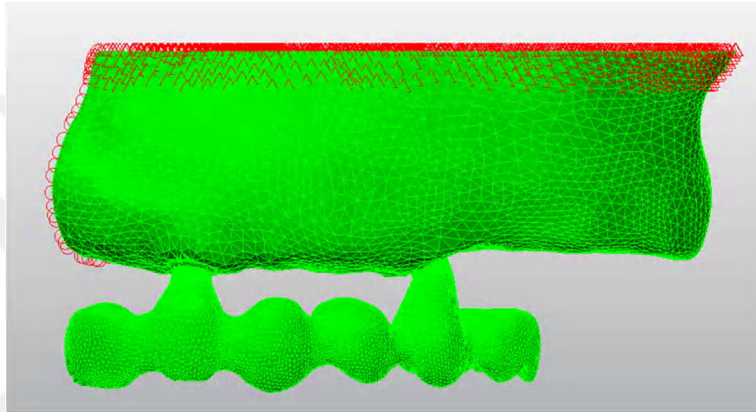
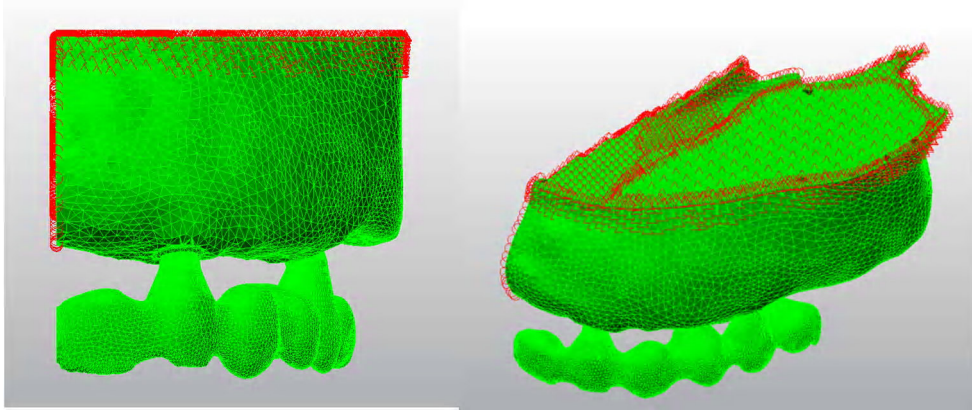
Tablo 4: Elastiklik Modülü ve Poisson Oranları

Malzemeler	Elastik modülüs (GPa)	Poisson oranı
Kortikal kemik	13,7	0,30
Trabeküler kemik	1,37	0,30
Titanyum	110	0,30
Cr-co	218	0,33
Zirkonya	200	0,31
PEEK	4,1	0,36
Monolitik zirkonya	205	0,30
Kompozit	13,1	0,30

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

3.3.Sınır Koşulları

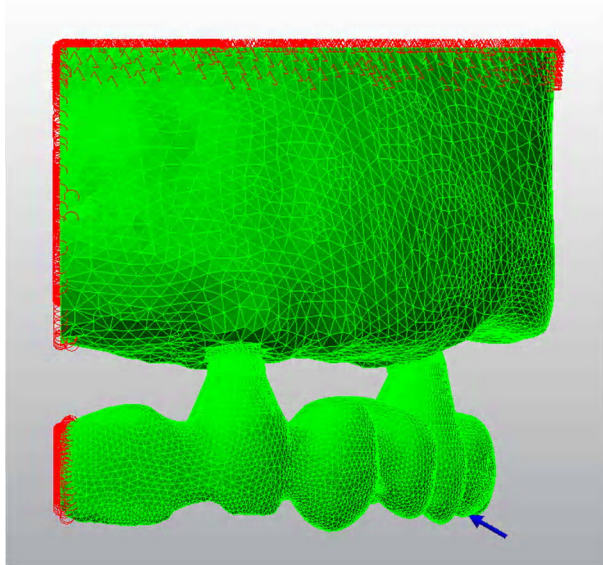
Model, çene kemiğinin arka bölgesinden ve alt kısmından her DOF (degree of freedom /serbestlik derecesi)'da sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Resim 23).



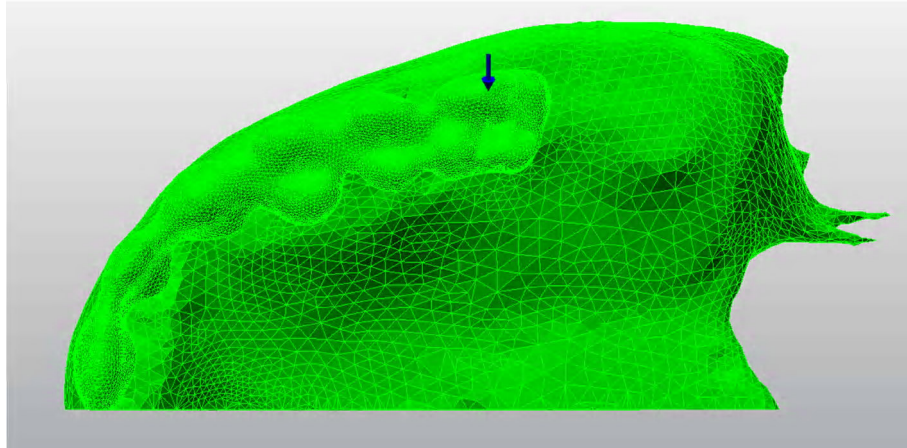
Resim 23: Modelin sınır koşulları

3.4. Yükleme koşulları

Birinci molar dişlerin bukkal tüberküllerine oklüzal plandan palatinale doğru oblik 100 N kuvvet çift taraflı olarak (toplamda 200 N) uygulanmıştır (Resim 24-25).



Resim 24: Yükleme koşulları



Resim 25: Yükleme koşulları

4 farklı grup tasarımında, oblik 100 N tek yükleme koşulunda toplamda 20 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağı bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (basma ve çekme stresi- σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanın x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresler, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere asal stres denir. Asal stres; maksimum asal stres, intermediate asal stres ve minimum asal stres olarak 3'e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2

ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

Σ_1 : maksimum asal stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

Σ_3 : minimum asal stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz sonuçlarında artı değerler çekme streslerini, eksi değerler ise basma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir.

Kırılgan materyaller için asal stres değeri önemlidir. Çünkü maksimum asal stres, en yüksek çekme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum asal stresin mutlak değeri, en yüksek basma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Von mises stres, metal gibi çekilebilir materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 asal stres değerinden hesaplanır;

$$\Sigma^1 = (\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 / 2$$

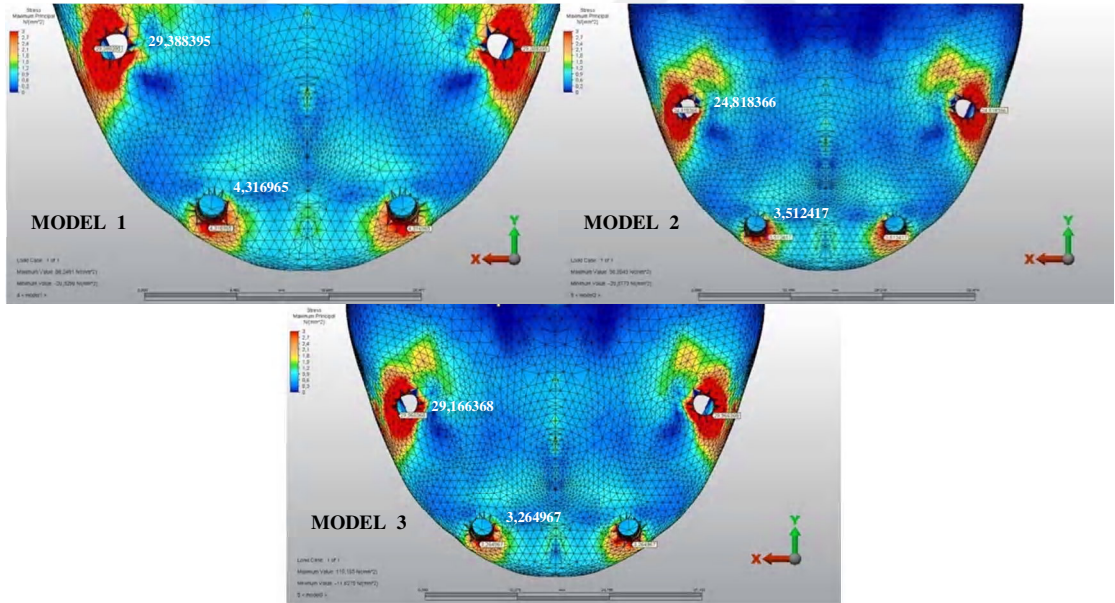
Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Arayüz bağlantılarında oluşan von mises stres değeri alüminyum oksit kor porseleni, ara bağlantı porseleni ve tabakalama porseleninin germe dayanımını geçerse mekanik başarısızlık oluşur. Ayrıca von mises stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

4.BULGULAR

4.1. Grup 1 Stres Değerleri

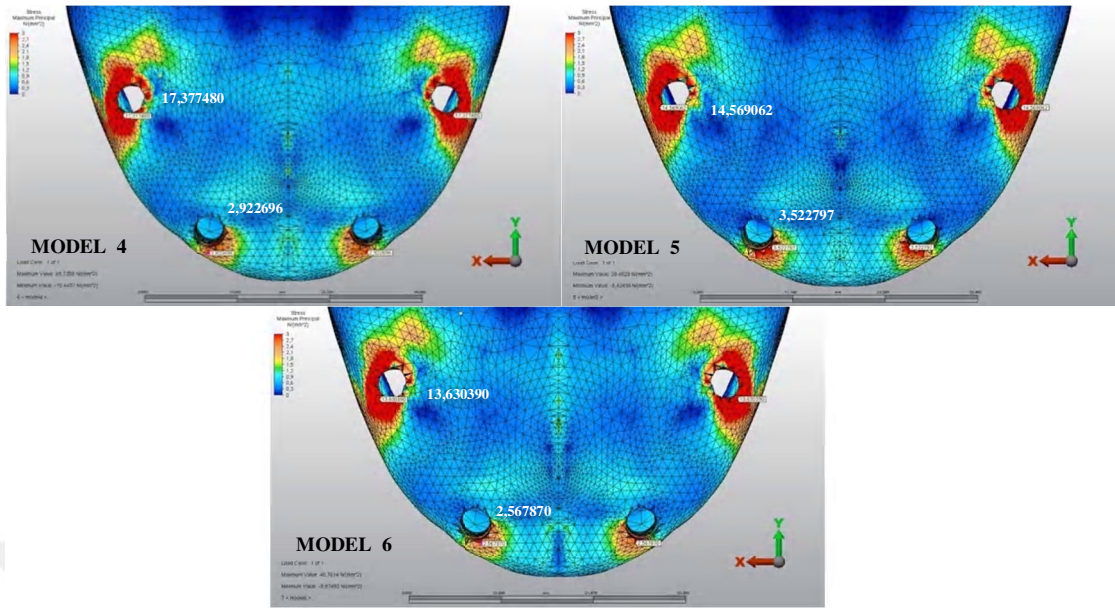
4.1.1. Grup 1 kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri

Grup 1 model 1-2-3'teki kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 1 model 1'de posterior implantların soketi çevresinde (29,388395 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 26)(Tablo 5).



Resim 26: Grup 1 model 1-2-3 kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri

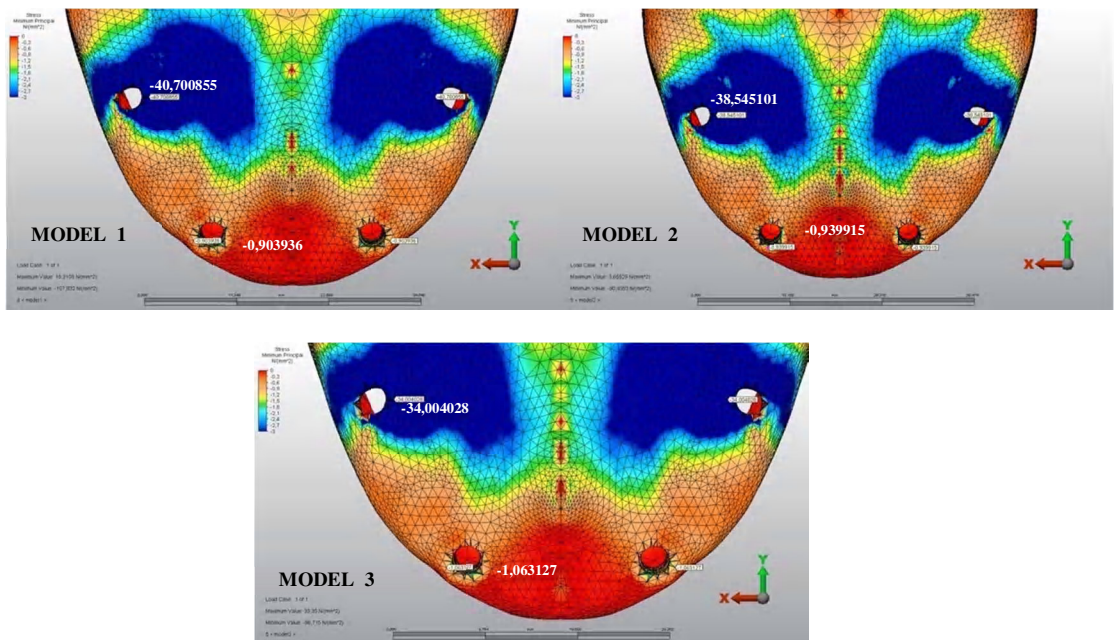
Grup 1 model 4-5-6'daki kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 1 model 4'de posterior implantların soketi çevresinde (17,377480 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 27)(Tablo 5).



Resim 27: Grup 1 model 4-5-6 kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri

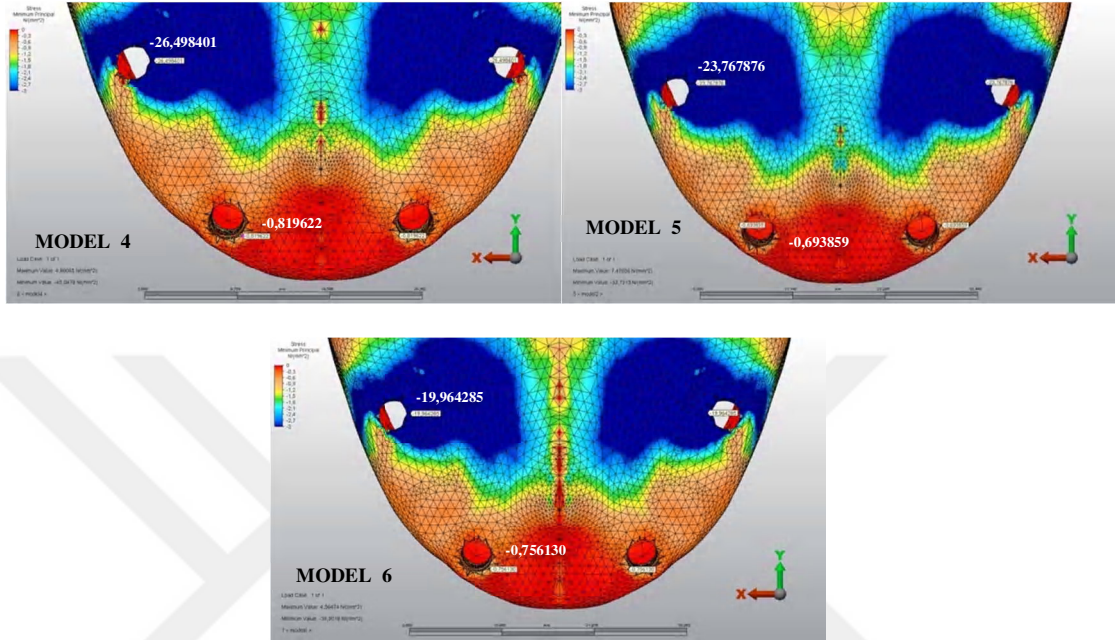
4.1.2. Grup 1 kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stres değerleri

Grup 1 model 1-2-3'teki kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 1 model 1'de posterior implantların soketi çevresinde (-40,700855 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 28)(Tablo 5).



Resim 28: Grup 1 model 1-2-3 kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri

Grup 1 model 4-5-6'daki kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değerin grup 1 model 4'de posterior implantların soketi çevresinde (-26,498401 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 29)(Tablo 5).



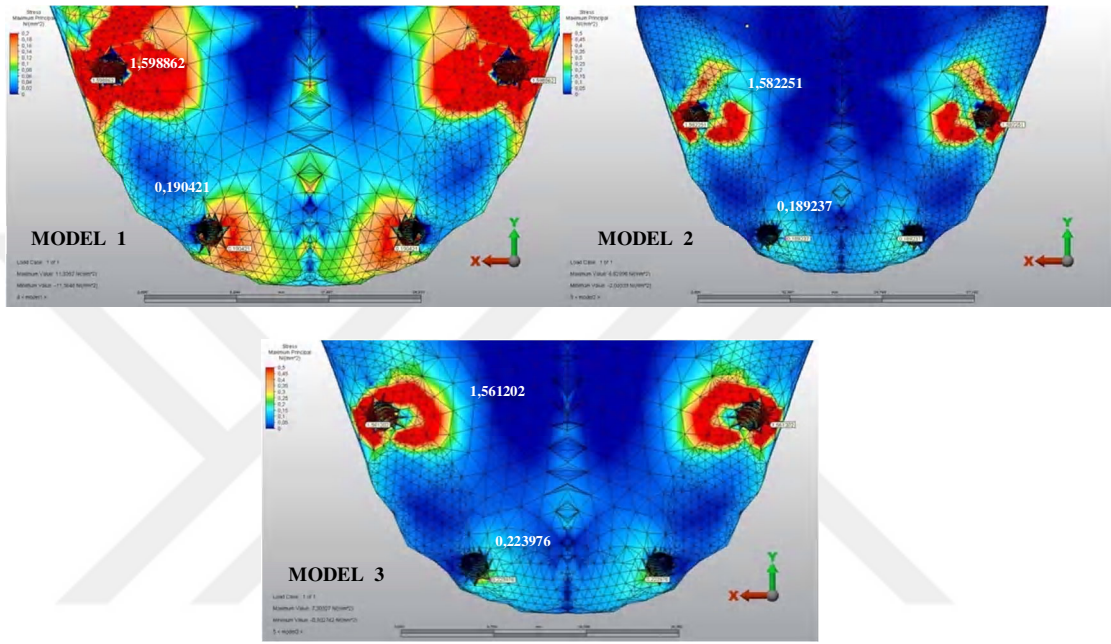
Resim 29: Grup 1 model 4-5-6 kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri

Tablo 5: Grup 1 kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

Grup 1	Kortikal kemikteki çekme stres değerleri		Kortikal kemikteki basma stres değerleri	
	Anterior	Posterior	Anterior	Posterior
Model 1	4,316965	29,388395	-0,903936	-40,700855
Model 2	3,512417	24,818366	-0,939915	-38,545101
Model 3	3,264967	29,166368	-1,063127	-34,004028
Model 4	2,922696	17,377480	-0,819622	-26,498401
Model 5	3,522797	14,569062	-0,693859	-23,767876
Model 6	2,567870	13,630390	-0,756130	-19,964285

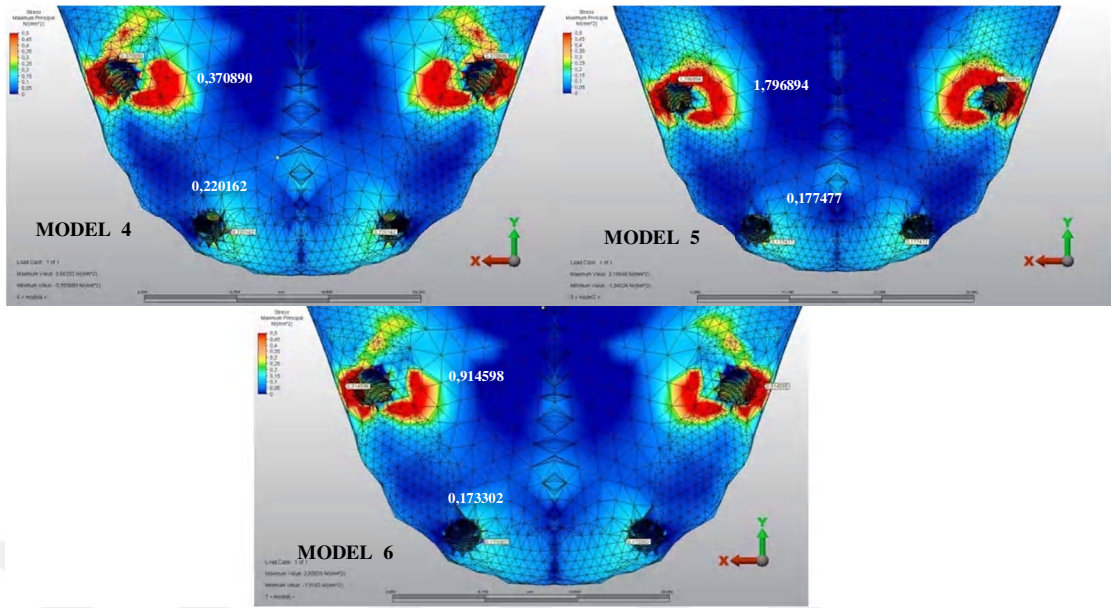
4.1.3. Grup 1 trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri

Grup 1 model 1-2-3'teki trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 1 model 1'de posterior implantların soketi çevresinde (1,598862 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 30)(Tablo 6).



Resim 30: Grup 1 model 1-2-3 trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri

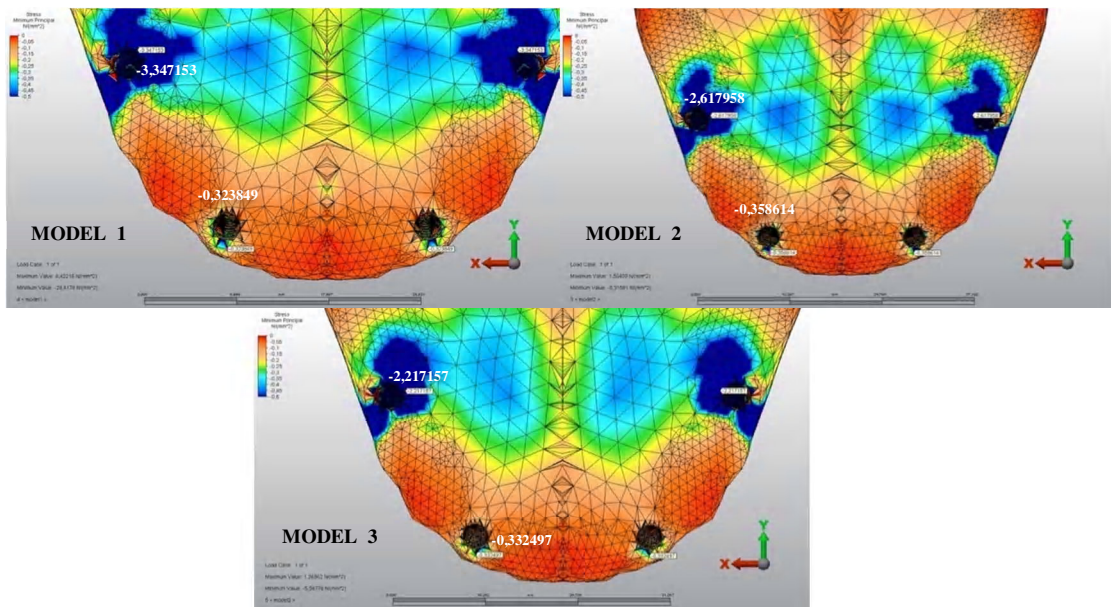
Grup 1 model 4-5-6'daki trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 1 model 5'de posterior implantların soketi çevresinde (1,796894 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 31)(Tablo 6).



Resim 31: Grup 1 model 4-5-6 trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri

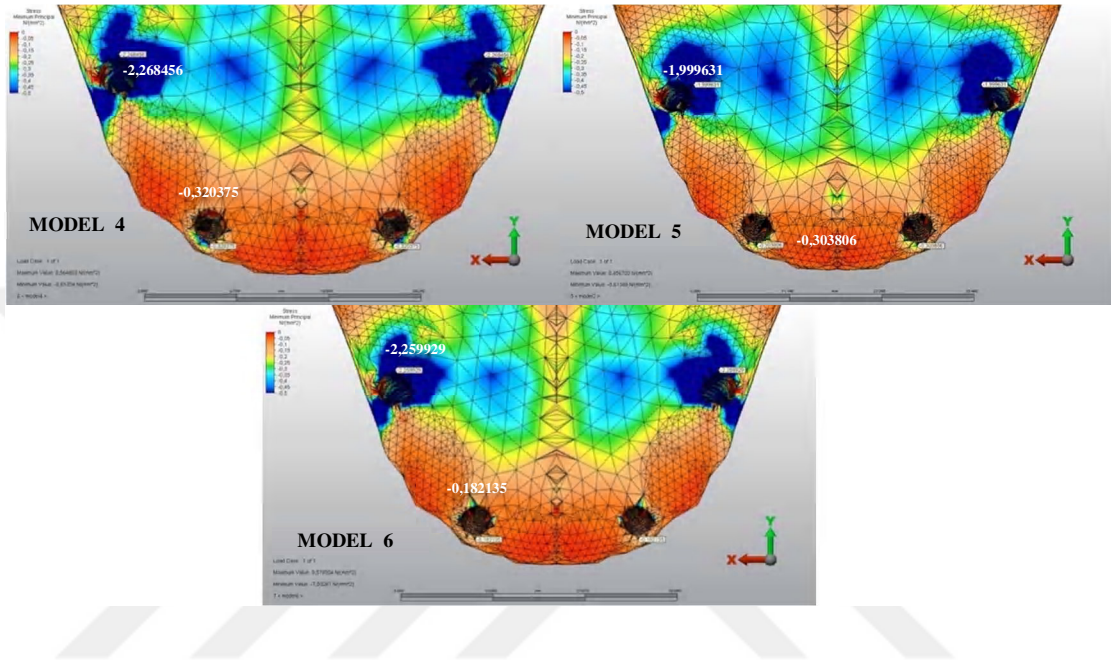
4.1.4. Grup 1 trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stres değerleri

Grup 1 model 1-2-3'teki trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 1 model 1'de posterior implantların soketi çevresinde (-3,347153 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 32)(Tablo 6).



Resim 32: Grup 1 model 1-2-3 trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri

Grup 1 model 4-5-6'daki trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 1 model 4'de posterior implantların soketi çevresinde (-2,268456 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 33)(Tablo 6).



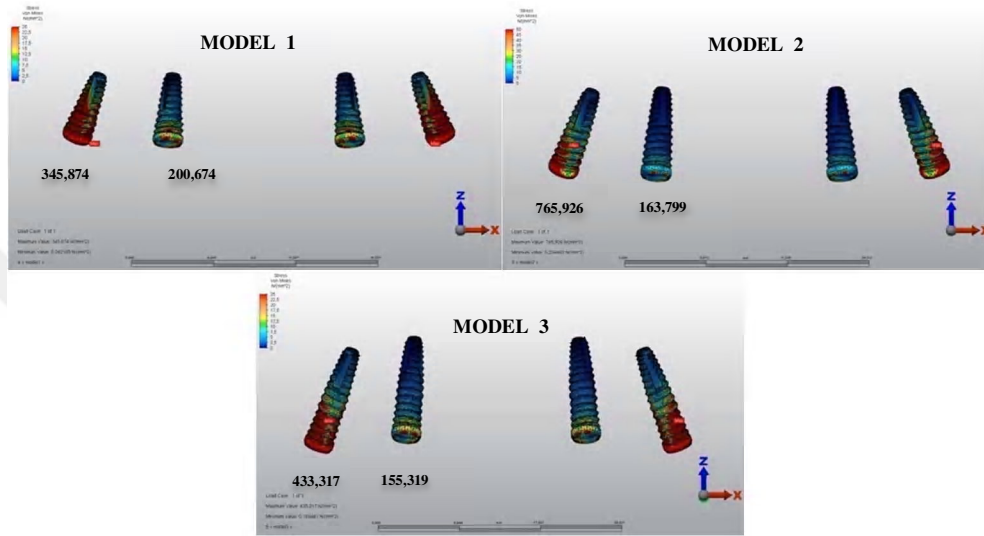
Resim 33: Grup 1 model 4-5-6 trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri

Tablo 6: Grup 1 trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

Grup 1	Trabeküler kemikteki çekme stres değerleri		Trabeküler kemikteki basma stres değerleri	
	Anterior	Posterior	Anterior	Posterior
Model 1	0,190421	1,598862	-0,323849	-3,347153
Model 2	0,189237	1,582251	-0,358614	-2,617958
Model 3	0,223976	1,561202	-0,332497	-2,217157
Model 4	0,220162	0,370890	-0,320375	-2,268456
Model 5	0,177477	1,796894	-0,303806	-1,999631
Model 6	0,173302	0,914598	-0,182135	-2,259929

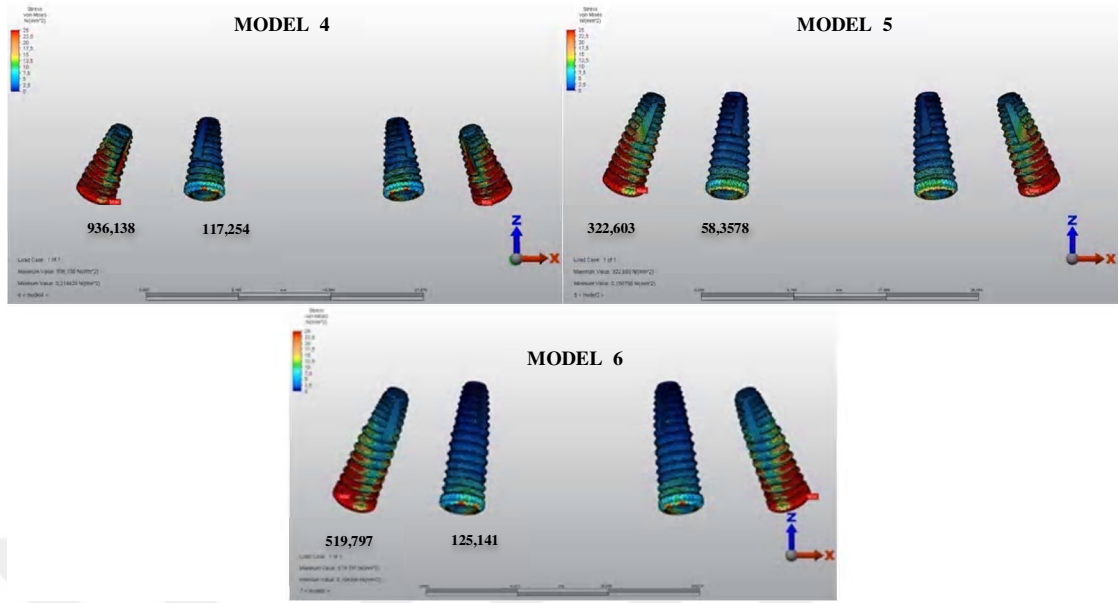
4.1.5. Grup 1 implantlarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 1 model 1-2-3'teki implantlarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 1 model 2'de posterior implantların boyun bölgesinde (765,926 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 34)(Tablo 7).



Resim 34: Grup 1 model 1-2-3 implantlarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 1 model 4-5-6'daki implantlarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 1 model 4'de posterior implantların boyun bölgesinde (936,138 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 35)(Tablo 7).



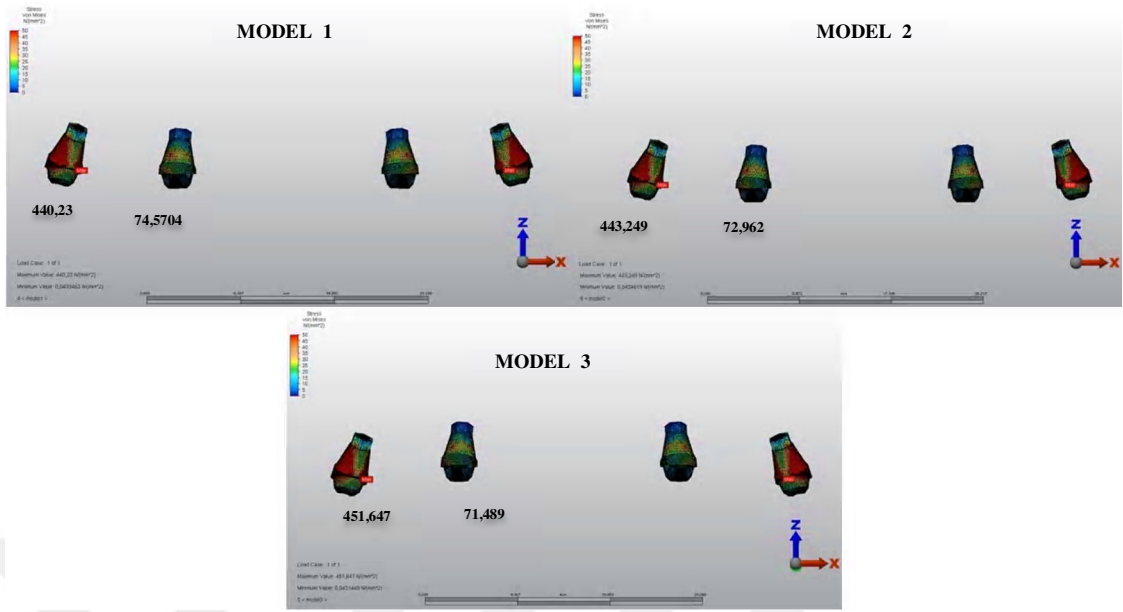
Resim 35: Grup 1 model 4-5-6 implantlarda oluşan von mises stres değerleri

Tablo 7: Grup 1 implantlarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 1	İmplantlarda oluşan von mises stres değerleri	
	Anterior	Posterior
Model 1	200,674	345,874
Model 2	163,799	765,926
Model 3	155,319	433,317
Model 4	117,254	936,138
Model 5	58,3578	322,603
Model 6	125,141	519,797

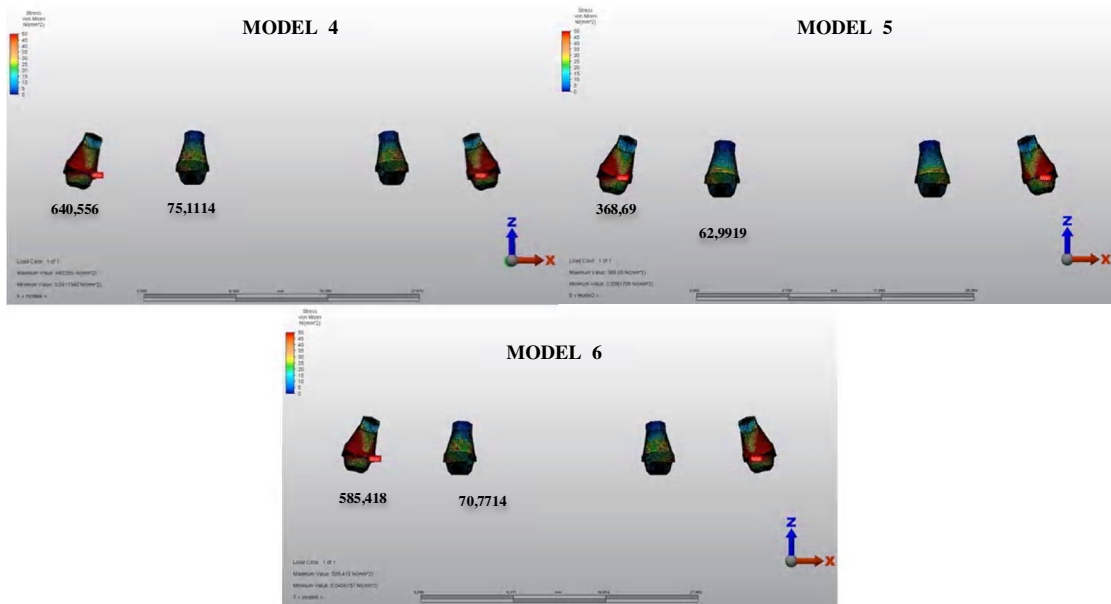
4.1.6. Grup 1 dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 1 model 1-2-3'teki dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 1 model 3'de posterior dayanakların boyun bölgesinde (451,647 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 36)(Tablo 8).



Resim 36: Grup 1 model 1-2-3 dayanıklarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 1 model 4-5-6'daki dayanıklarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 1 model 4'de posterior dayanakların boyun bölgesinde (640,556 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 37)(Tablo 8).



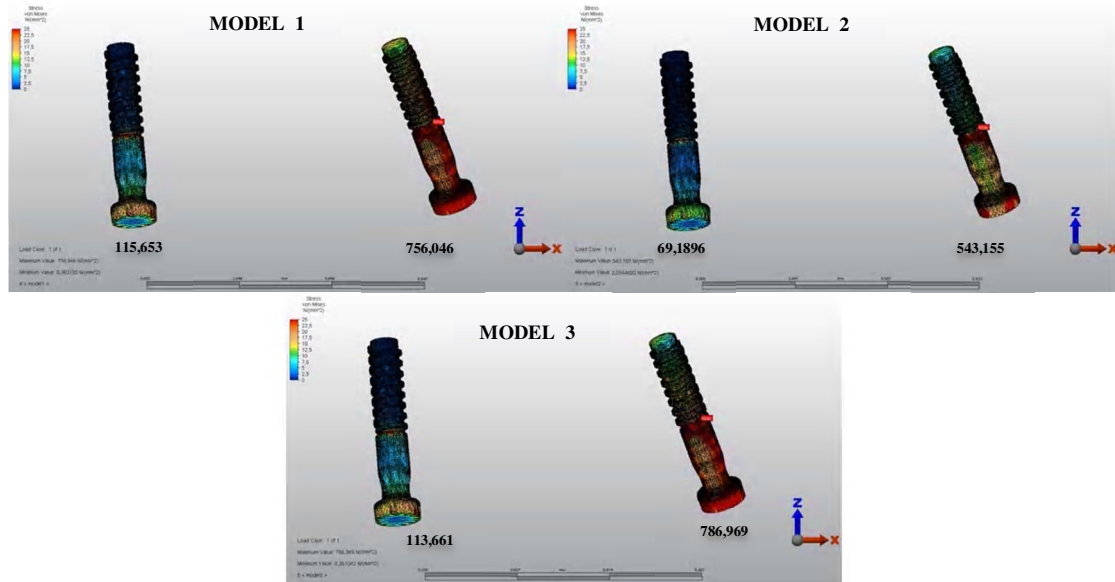
Resim 37: Grup 1 model 4-5-6 dayanıklarda oluşan von mises stres değerleri

Tablo 8: Grup 1 dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri

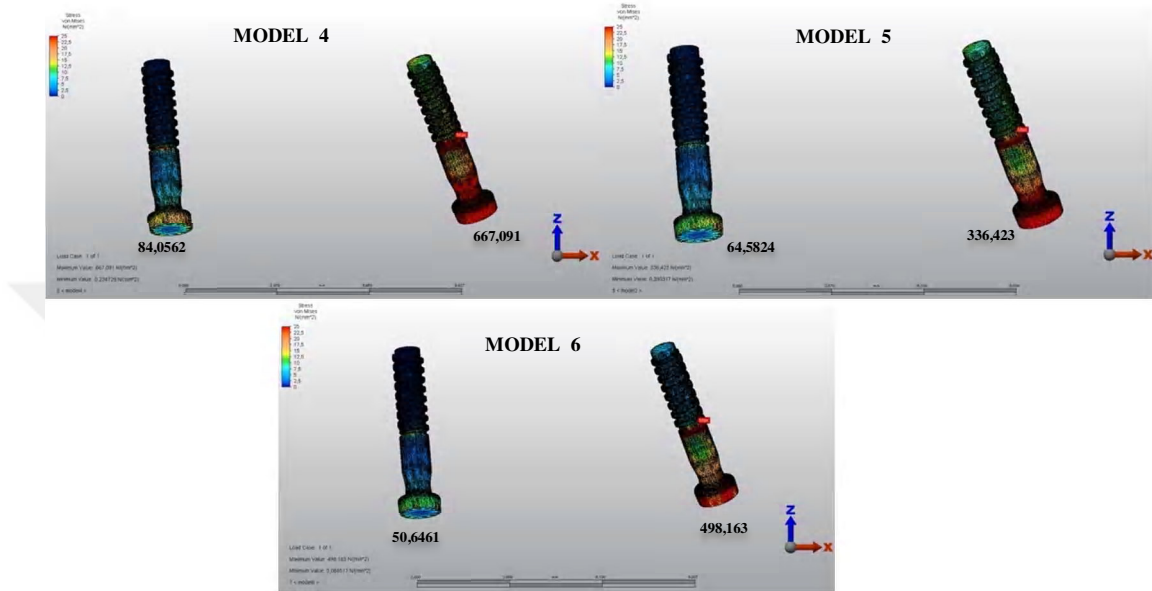
Grup 1	Dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri	
	Anterior	Posterior
Model 1	74,5704	440,23
Model 2	72,962	443,249
Model 3	71,489	451,647
Model 4	75,1114	640,556
Model 5	62,9919	368,69
Model 6	70,7714	585,418

4.1.7. Grup 1 vidalarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 1 model 1-2-3'teki vidalarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 1 model 3'de posterior vidaların boyun bölgesinde (786,969 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 38)(Tablo 9).

**Resim 38:** Grup 1 model 1-2-3 vidalarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 1 model 4-5-6'daki vidalarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 1 model 4'de posterior vidaların boyun bölgesinde (667,091 MPa) oluştuğu tespit edildi (Resim 39)(Tablo 9).



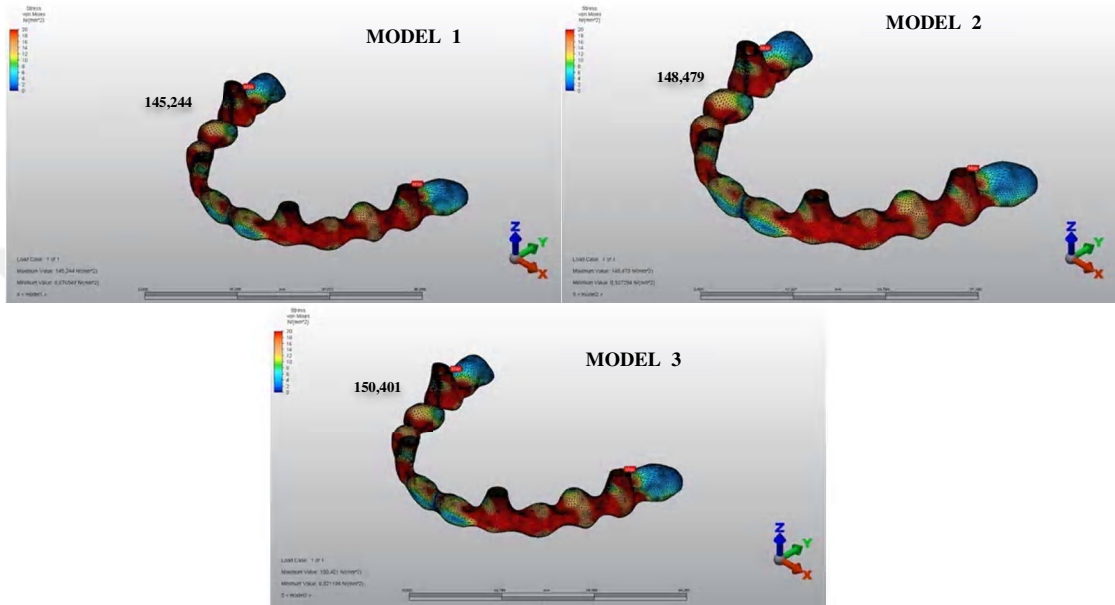
Resim 39: Grup 1 model 4-5-6 vidalarda oluşan von mises stres değerleri

Tablo 9: Grup 1 vidalarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 1	Vidalarda oluşan von mises stres değerleri	
	Anterior	Posterior
Model 1	115,653	756,046
Model 2	69,1896	543,155
Model 3	113,631	786,969
Model 4	84,0562	667,091
Model 5	64,5824	336,423
Model 6	50,6461	498,163

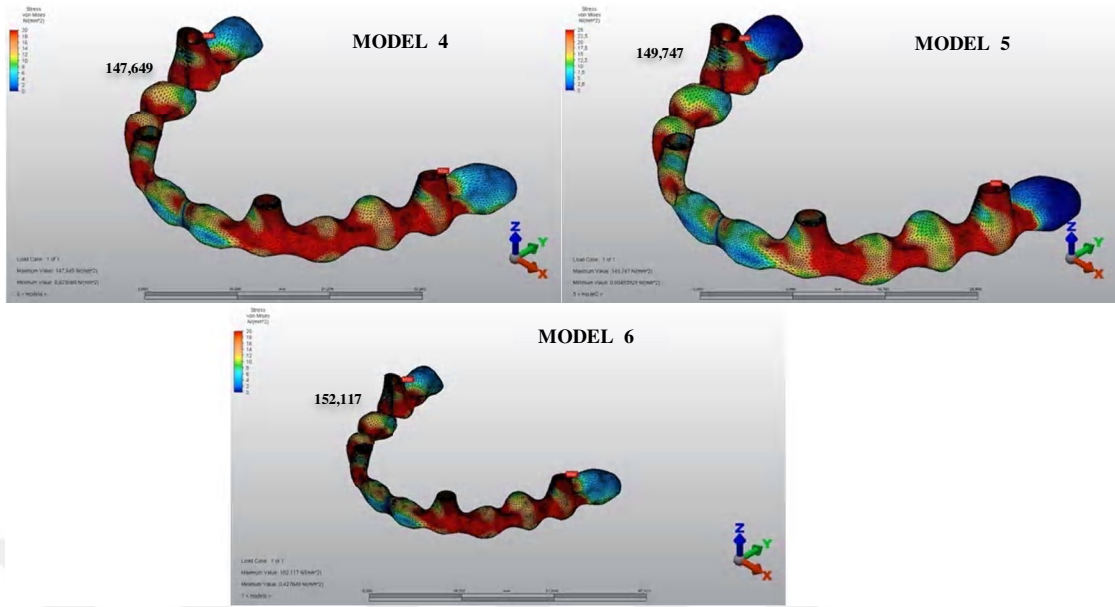
4.1.8. Grup 1 altyapıda oluşan von mises stres değerleri

Grup 1 model 1-2-3'teki altyapılarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 1 model 3'de 15 ve 25 numaralı dişlerin kole bölgesinde (150,401 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 40)(Tablo 10).



Resim 40: Grup 1 Model 1-2-3 altyapıda oluşan von mises stres değerleri

Grup 1 model 4-5-6'daki altyapılarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 1 model 6'de 15 ve 25 numaralı dişlerin kole bölgesinde (152,117 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 41)(Tablo 10).



Resim 41: Grup 1 model 4-5-6 altyapıda oluşan von mises stres değerleri

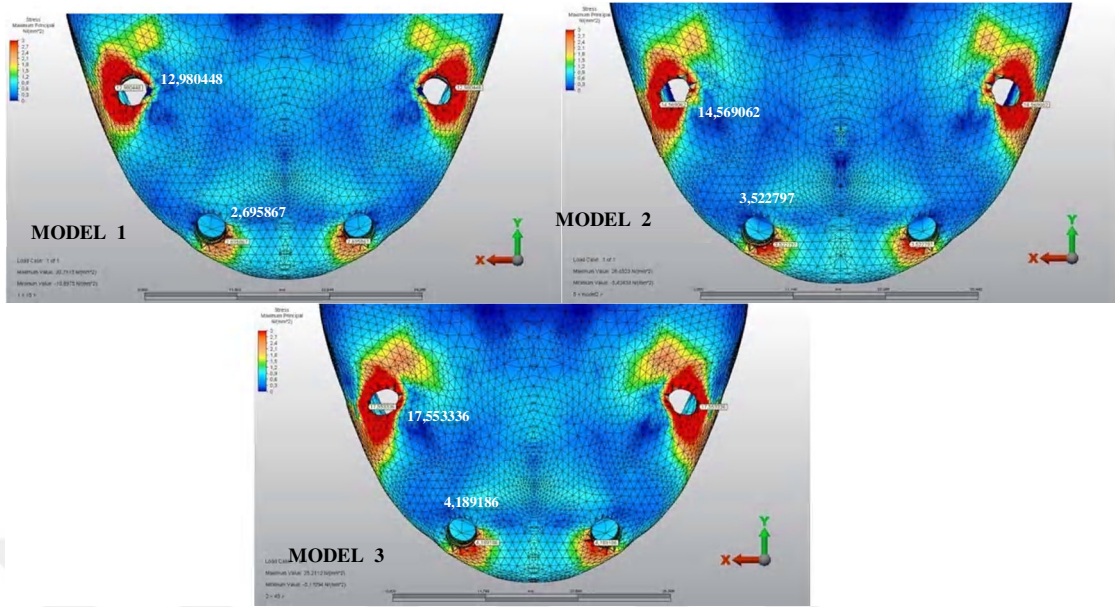
Tablo 10: Grup 1 altyapıda oluşan von mises stres değerleri

Grup 1	Altyapıda oluşan von mises stres değerleri
Model 1	145,244
Model 2	148,479
Model 3	150,401
Model 4	147,649
Model 5	149,747
Model 6	152,117

4.2. Grup 2 stres değerleri

4.2.1. Grup 2 kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri

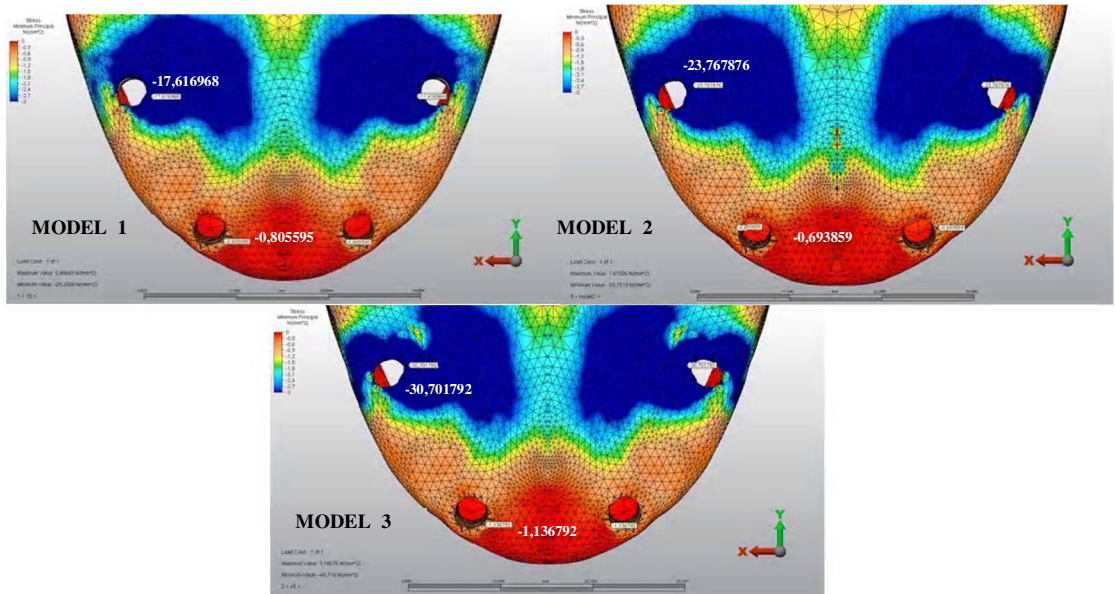
Grup 2 model 1-2-3'teki kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 2 model 3'de posterior implantların soketi çevresinde (17,553336 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 42)(Tablo 11).



Resim 42: Grup 2 model 1-2-3 kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri

4.2.2. Grup 2 kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stres değerleri

Grup 2 model 1-2-3'teki kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 2 model 3'de posterior implantların soketi çevresinde (-30,701792 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 43)(Tablo 11).



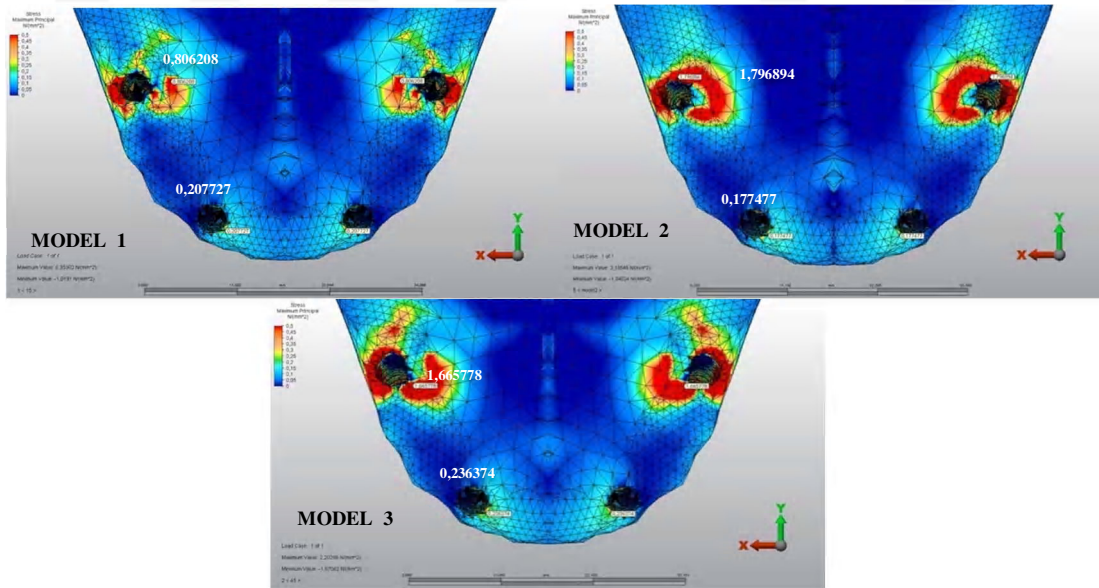
Resim 43: Grup 2 model 1-2-3 kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri

Tablo 11: Grup 2 kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

Grup 2	Kortikal kemikteki çekme stres değerleri		Kortikal kemikteki basma stres değerleri	
	Anterior	Posterior	Anterior	Posterior
Model 1	2,695867	12,980448	-0,805595	-17,616968
Model 2	3,522797	14,569062	-0,693859	-23,767876
Model 3	4,189186	17,553336	-1,136792	-30,701792

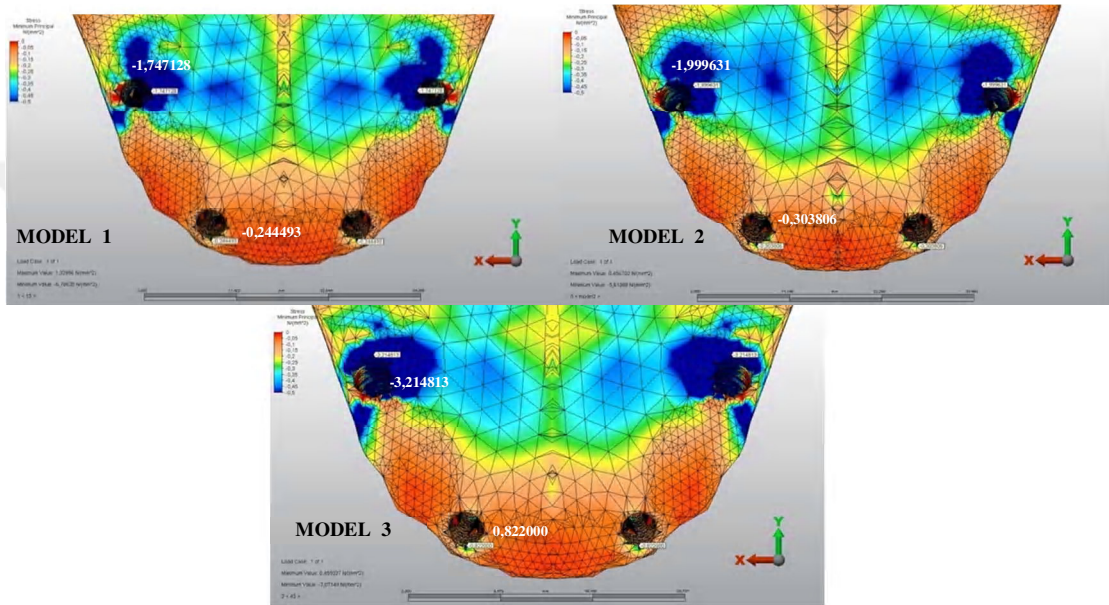
4.2.3. Grup 2 trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri

Grup 2 model 1-2-3'teki trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 2 model 2'de posterior implantların soketi çevresinde (1,796894 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 44)(Tablo 12).

**Resim 44:** Grup 2 model 1-2-3 trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri

4.2.4. Grup 2 trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stres değerleri

Grup 2 model 1-2-3'teki trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 2 model 3'de posterior implantların soketi çevresinde (3,214813 MPa) oluştuğu tespit edildi (Resim 45)(Tablo 12).



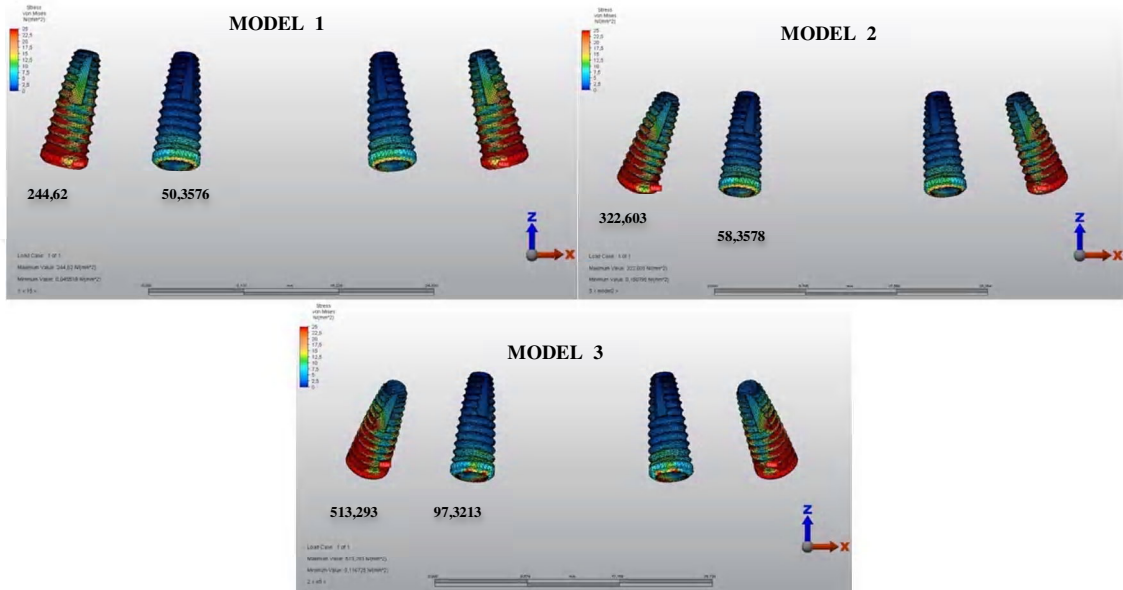
Resim 45: Grup 2 model 1-2-3 trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri

Tablo 12: Grup 2 trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

Grup 2	Trabeküler kemikteki çekme stres değerleri		Trabeküler kemikteki basma stres değerleri	
	Anterior	Posterior	Anterior	Posterior
Model 1	0,207727	0,806208	-0,244493	-1,747128
Model 2	0,177477	1,796894	-0,303806	-1,999631
Model 3	0,236374	1,665778	-0,822000	-3,214813

4.2.5. Grup 2 implantlarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 2 model 1-2-3'teki implantlarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 2 model 3'de posterior implantların boyun bölgesinde (513,293 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 46)(Tablo 13).



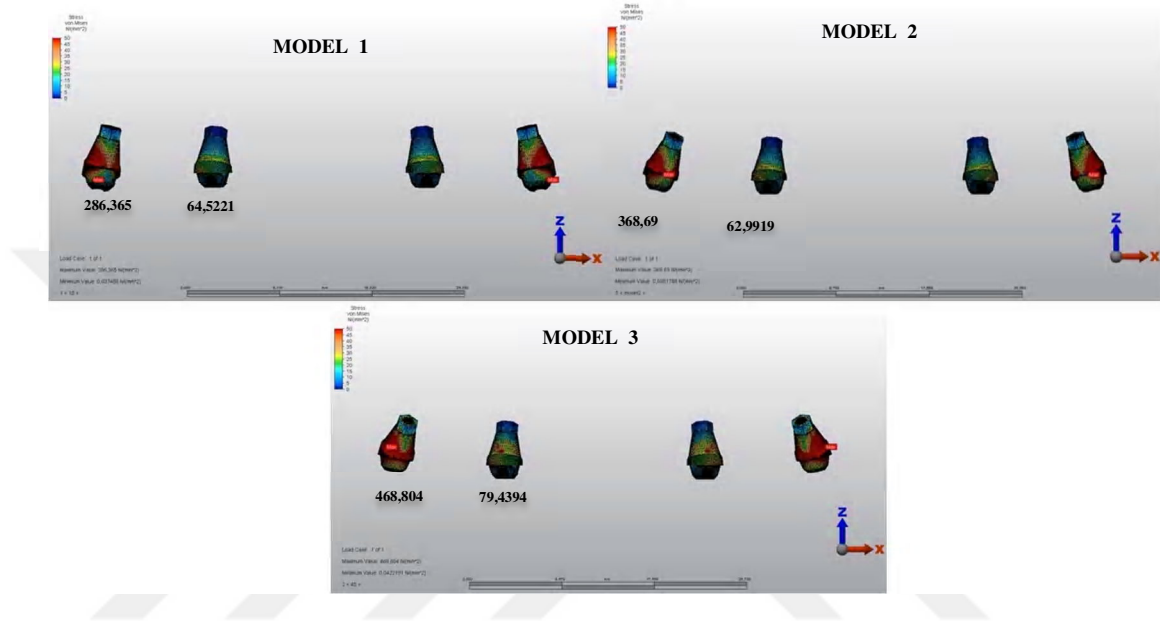
Resim 46: Grup 2 model 1-2-3 implantlarda oluşan von mises stres değerleri

Tablo 13: Grup 2 implantlarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 2	İmplantlarda oluşan von mises stres değerleri	
	Anterior	Posterior
Model 1	50,3576	244,62
Model 2	58,3578	322,603
Model 3	97,3213	513,293

4.2.6. Grup 2 dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 2 model 1-2-3'teki dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değerin grup 2 model 3'de posterior dayanakların boyun bölgesinde (468,804 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 47)(Tablo 14).



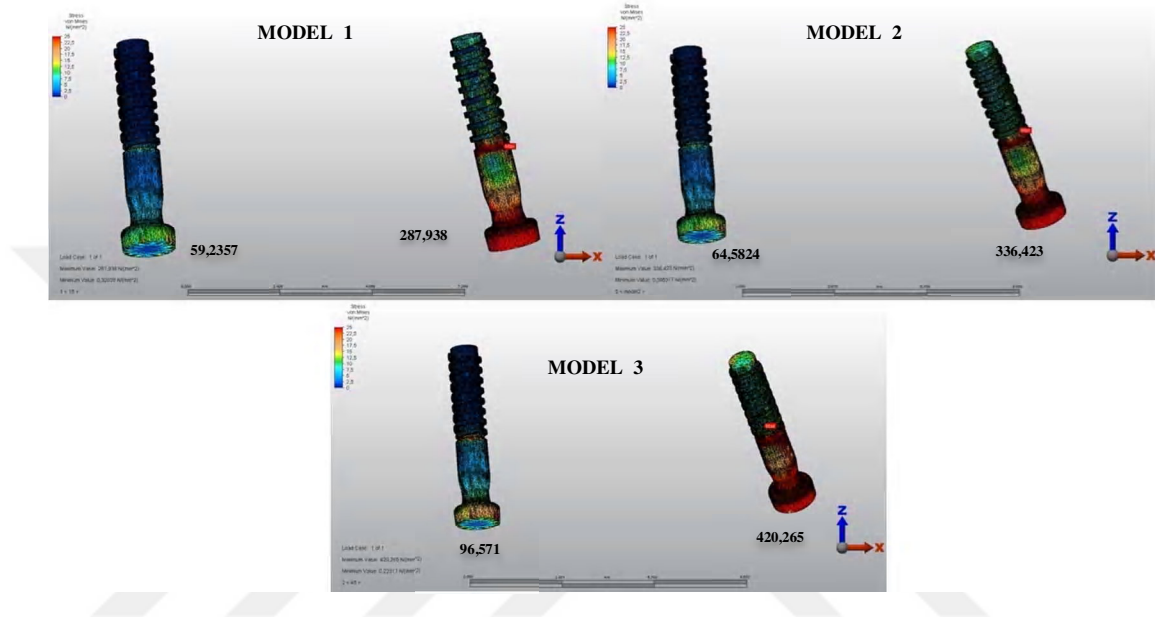
Resim 47: Grup 2 model 1-2-3 dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri

Tablo 14: Grup 2 dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 2	Dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri	
	Anterior	Posterior
Model 1	64,5221	286,365
Model 2	62,9919	368,69
Model 3	79,4394	468,804

4.2.7. Grup 2 vidalarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 2 model 1-2-3'teki vidalarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değerin grup 2 model 3'de posterior vidaların boyun bölgesinde (420,265 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 48)(Tablo 15).



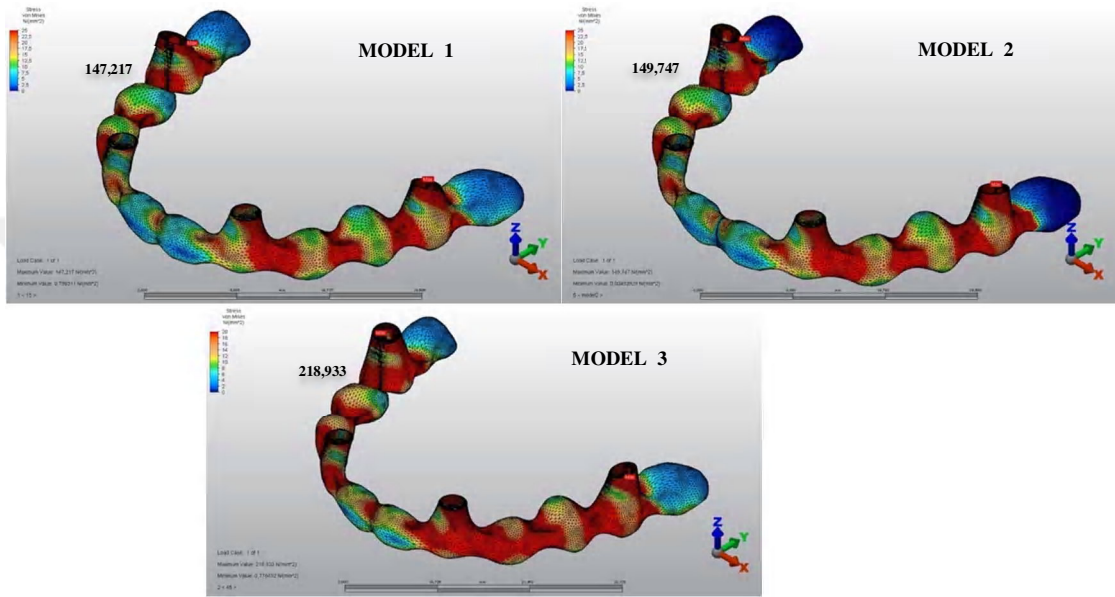
Resim 48: Grup 2 model 1-2-3 vidalarda oluşan von mises stres değerleri

Tablo 15: Grup 2 vidalarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 2	Vidalarda oluşan von mises stres değerleri	
	Anterior	Posterior
Model 1	59,2357	287,938
Model 2	64,5824	336,423
Model 3	96,571	420,265

4.2.8. Grup 2 altyapılarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 2 model 1-2-3'teki altyapılarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 2 model 3'de 15 ve 25 numaralı dişlerin kole bölgesinde (218,933 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 49)(Tablo 16).



Resim 49: Grup 2 model 1-2-3 altyapıda oluşan von mises stres değerleri

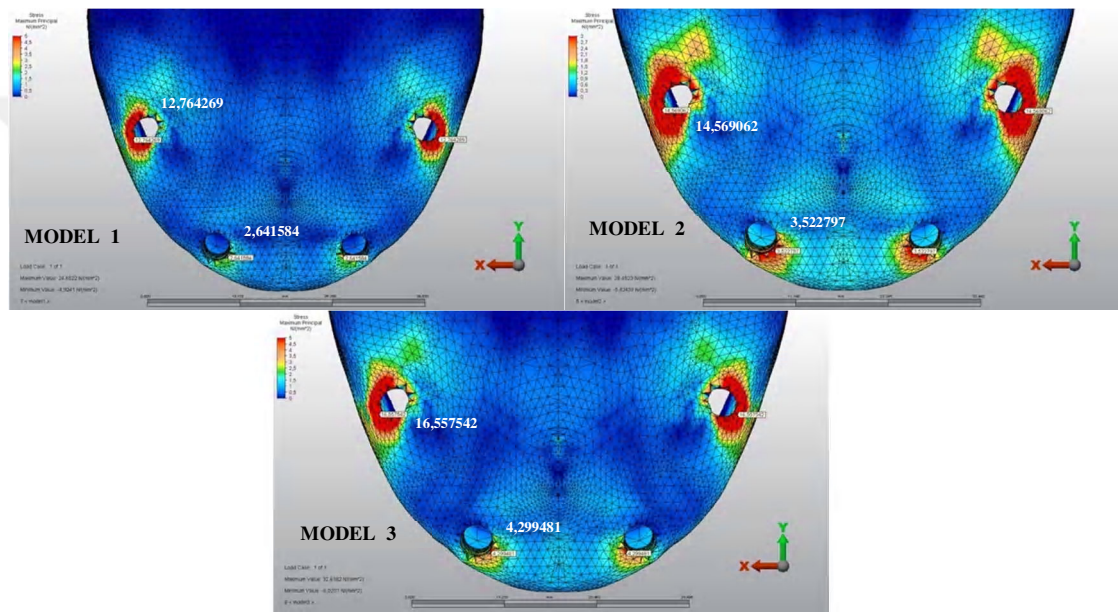
Tablo 16: Grup 2 altyapıda oluşan von mises stres değerleri

Grup 2	Altyapıda oluşan von mises stres değerleri
Model 1	147,217
Model 2	149,747
Model 3	218,933

4.3. Grup 3 stres değerleri

4.3.1. Grup 3 kortikal kemikte seçili dđđm noktalarında oluşan çekme stres değerleri

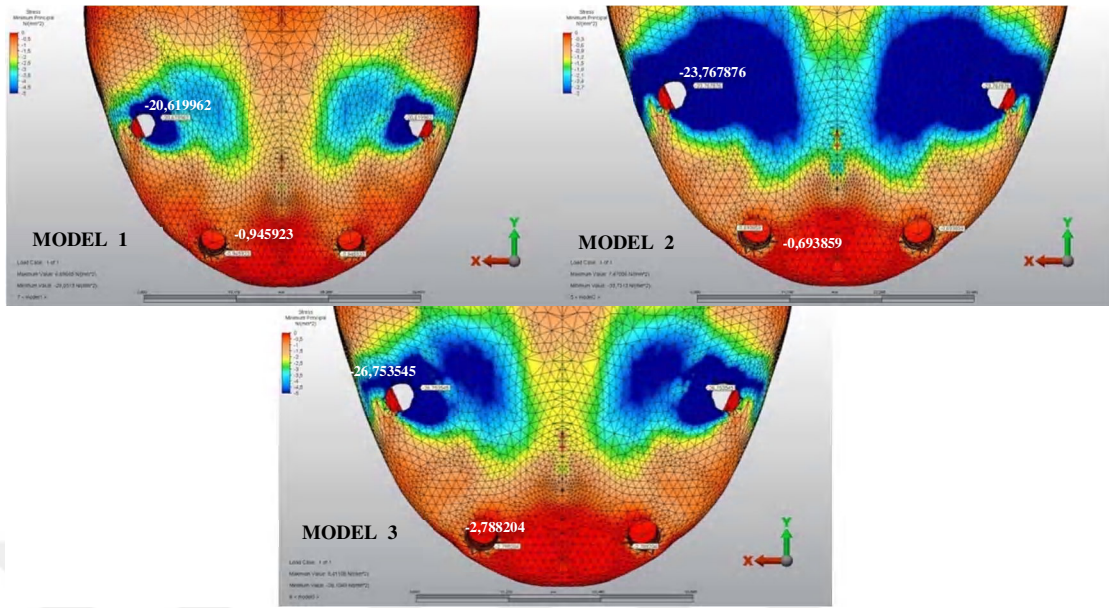
Grup 3 model 1-2-3'teki kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değerin grup 3 model 3'de posterior implantların soketi çevresinde oluştuğu (16,557542 MPa) tespit edildi (Resim 50)(Tablo 17).



Resim 50: Grup 3 model 1-2-3 kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri

4.3.2. Grup 3 kortikal kemikte seçili dđđm noktalarında oluşan basma stres değerleri

Grup 3 model 1-2-3'teki kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değerin grup 3 model 3'de posterior implantların soketi çevresinde (-26,753545 MPa) oluştuğu tespit edildi (Resim 51)(Tablo 17).



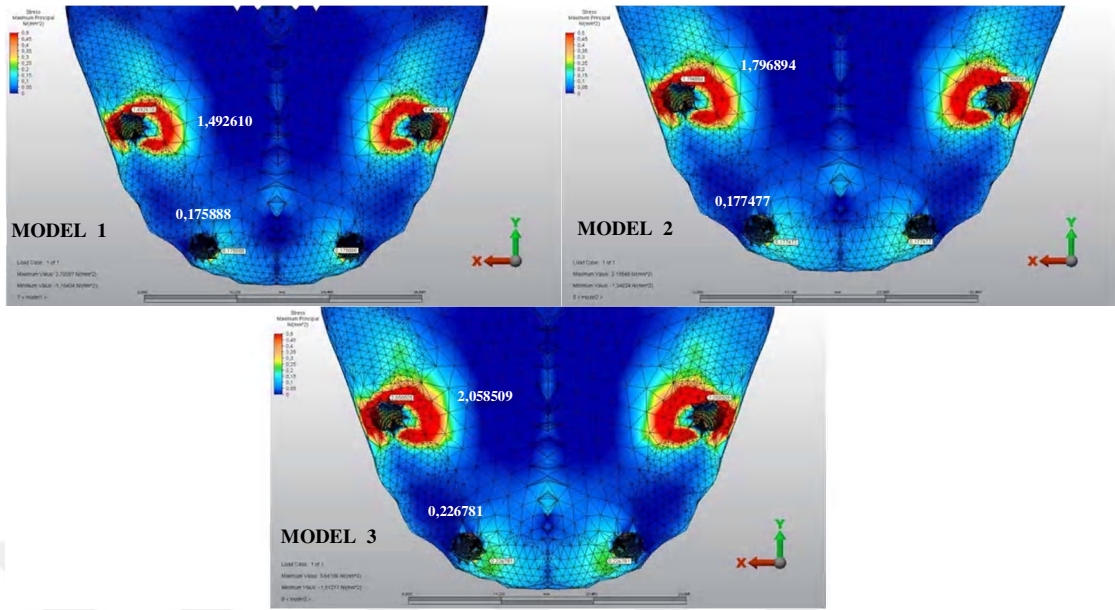
Resim 51: Grup 3 model 1-2-3 kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri

Tablo 17: Grup 3 kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

Grup 3	Kortikal kemikteki çekme stres değerleri		Kortikal kemikteki basma stres değerleri	
	Anterior	Posterior	Anterior	Posterior
Model 1	2,641584	12,764269	-0,945923	-20,619962
Model 2	3,522797	14,569062	-0,693859	-23,767876
Model 3	4,299481	16,557542	-2,788204	-26,753545

4.3.3. Grup 3 trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri

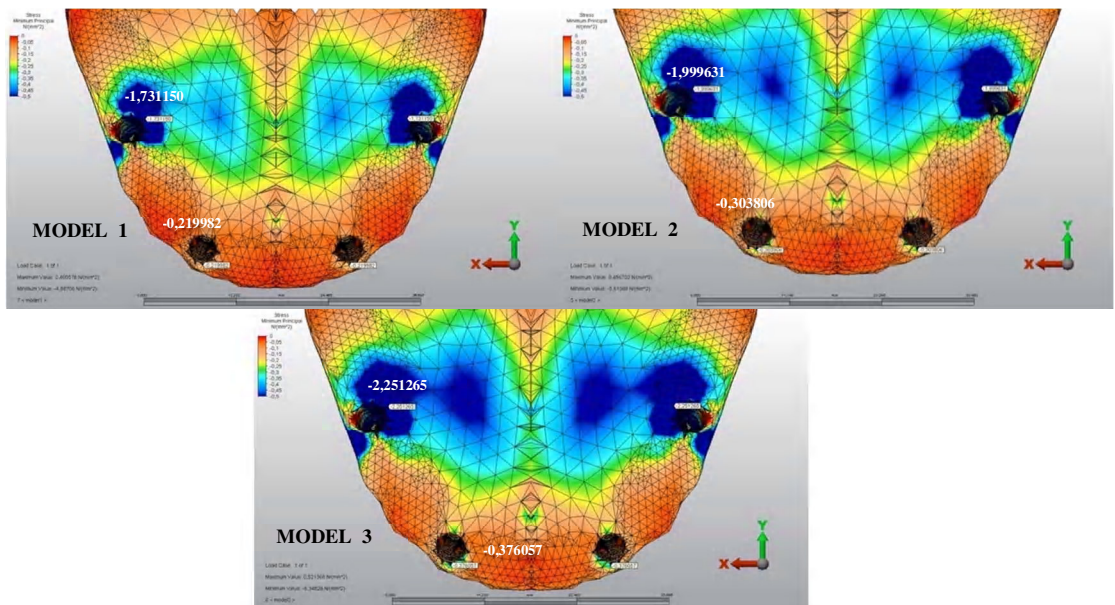
Grup 3 model 1-2-3'teki trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 3 model 3'de posterior implantların soketi çevresinde (2,058509 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 52)(Tablo 18).



Resim 52: Grup 3 model 1-2-3 trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri

4.3.4. Grup 3 trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stres değerleri

Grup 3 model 1-2-3'teki trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 3 model 3'de posterior implantların soketi çevresinde (-2,251265 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 53)(Tablo 18).



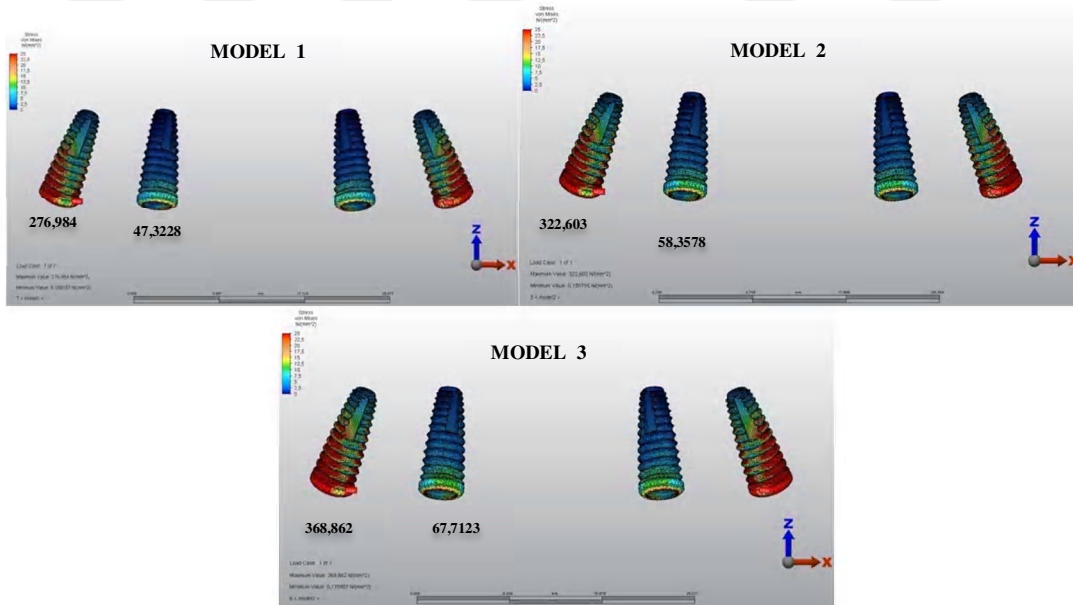
Resim 53: Grup 3 model 1-2-3 trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri

Tablo 18: Grup 3 trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

Grup 3	Trabeküler kemikteki çekme stres değerleri		Trabeküler kemikteki basma stres değerleri	
	Anterior	Posterior	Anterior	Posterior
Model 1	0,175888	1,492610	-0,219982	-1,731150
Model 2	0,177477	1,796894	-0,303806	-1,999631
Model 3	0,226781	2,058509	-0,376057	-2,251265

4.3.5. Grup 3 implantlarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 3 model 1-2-3'teki implantlarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 3 model 3'de posterior implantların boyun bölgesinde (368,862 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 54)(Tablo 19)

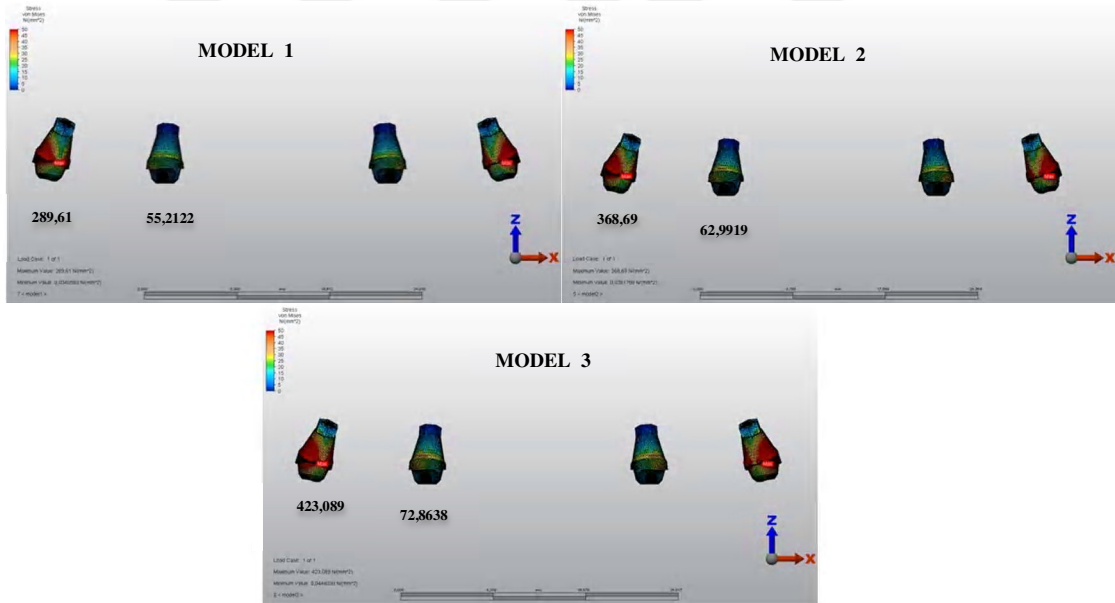
**Resim 54:** Grup 3 model 1-2-3 implantlarda oluşan von mises stres değerleri

Tablo 19: Grup 3 implantlarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 3	İmplantlarda oluşan von mises stres değerleri	
	Anterior	Posterior
Model 1	47,3228	276,984
Model 2	58,3578	322,603
Model 3	67,7123	368,862

4.3.6. Grup 3 dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 3 model 1-2-3'teki dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 3 model 3'de posterior dayanakların boyun bölgesinde (423,089 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 55)(Tablo 20).

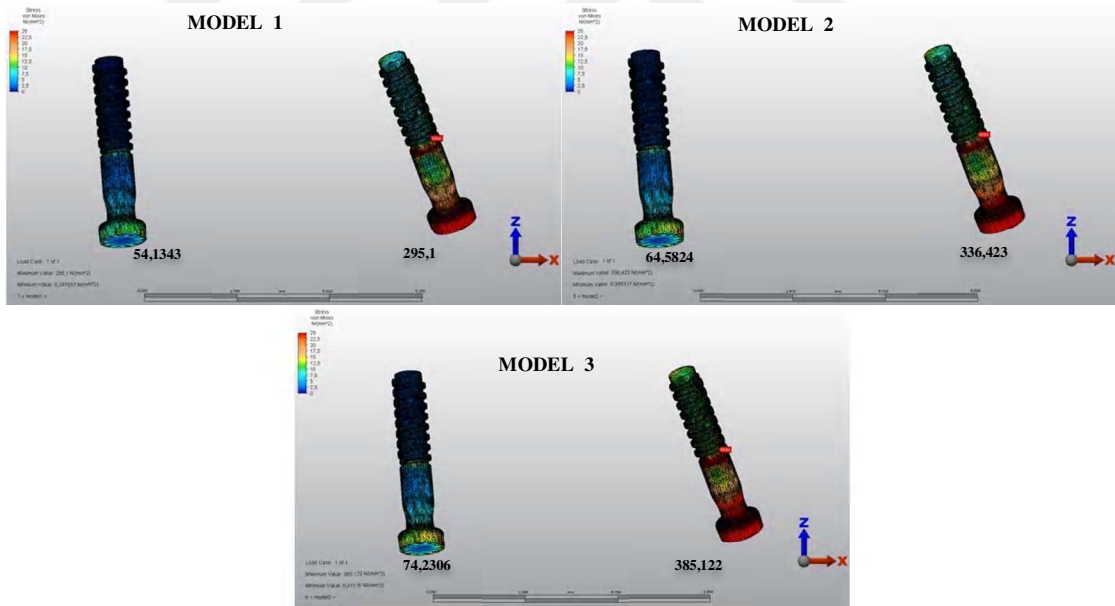
**Resim 55:** Grup 3 model 1-2-3 dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri

Tablo 20: Grup 3 dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 3	Dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri	
	Anterior	Posterior
Model 1	55,2122	289,61
Model 2	62,9919	368,69
Model 3	72,8638	423,089

4.3.7. Grup 3 vidalarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 3 model 1-2-3'teki vidalarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yuğsek değerin grup 3 model 3'de posterior vidaların boyun bۆlgesinde (385,122 MPa) oluştuğu tespit edildi (Resim 56)(Tablo 21).

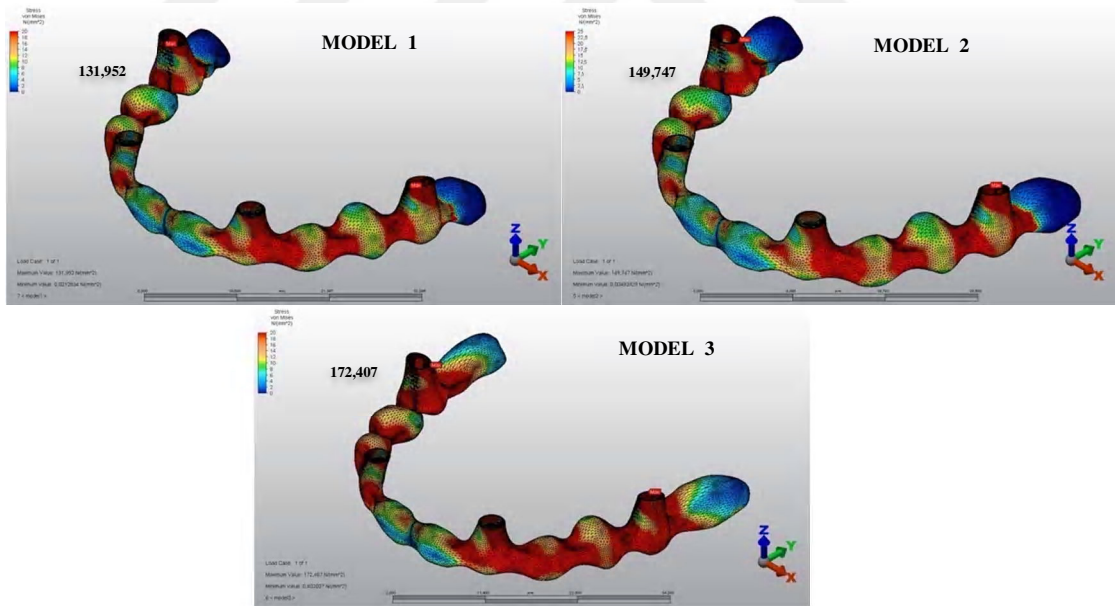
**Resim 56:** Grup 3 model 1-2-3 vidalarda oluşan von mises stres değerleri

Tablo 21: Grup 3 vidalarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 3	Vidalarda oluşan von mises stres değerleri	
	Anterior	Posterior
Model 1	54,1343	295,1
Model 2	64,5824	336,423
Model 3	74,2306	385,122

4.3.8. Grup 3 altyapılarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 3 model 1-2-3'teki altyapılarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 3 model 3'de 15 ve 25 numaralı dişlerin kole bölgesinde (172,407 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 57)(Tablo 22).

**Resim 57:** Grup 3 model 1-2-3 altyapıda oluşan von mises stres değerleri

Tablo 22: Grup 3 altyapıda oluşan von mises stres değerleri

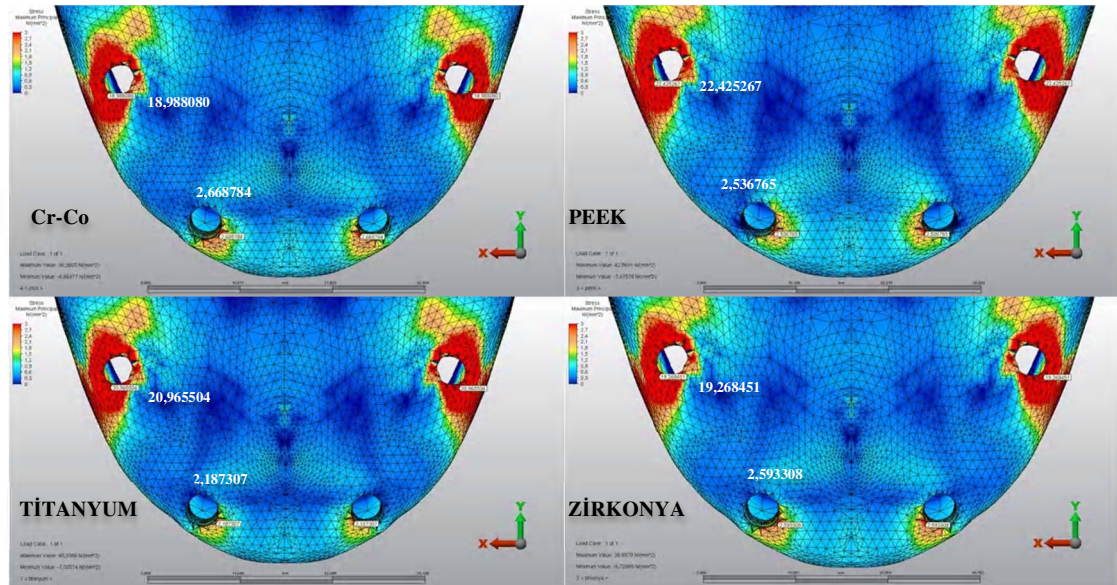
Grup 3	Altyapıda oluşan von mises stres değerleri
Model 1	131,952
Model 2	149,747
Model 3	172,407

4.4. Grup 4 stres değerleri

4.4.1. Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde oluşan stres değerleri

4.4.1.1. Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri

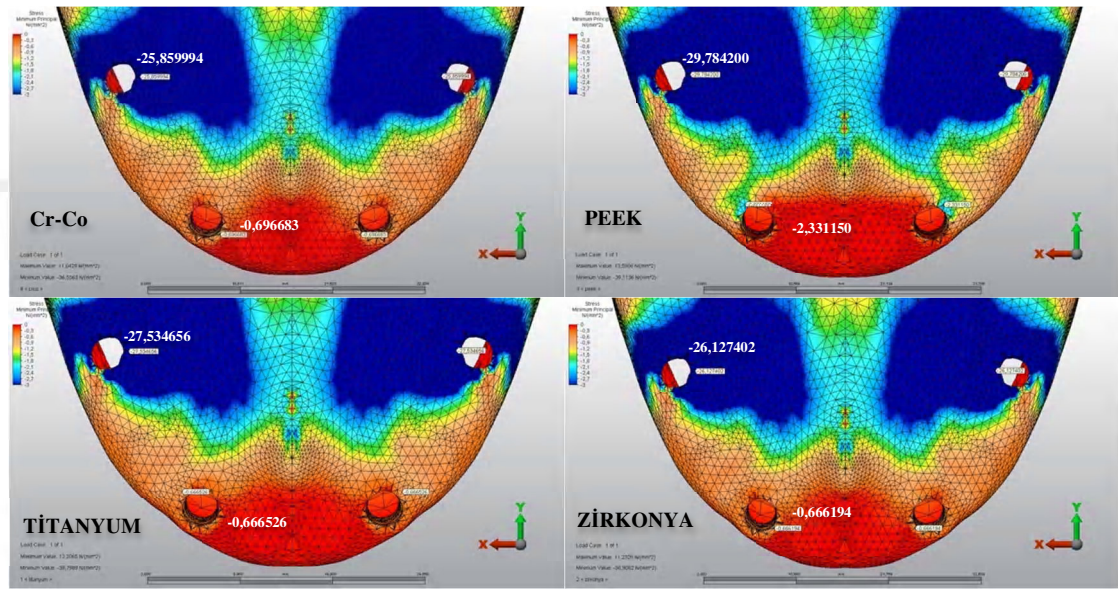
Grup 4 Cr-Co, PEEK, titanyum, zirkonya altyapılı modellerde kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 4 PEEK altyapılı modelde posterior implantların soketi çevresinde (22,425267 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 58)(Tablo 23).



Resim 58: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri

4.4.1.2. Grup 4 kompozit üstyapılı modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stres değerleri

Grup 4 Cr-Co, PEEK, titanyum, zirkonya altyapılı modellerde kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 4 PEEK altyapılı modelde posterior implantların soketi çevresinde (-29,784200 MPa) oluştuğu tespit edildi (Resim 59)(Tablo 23).



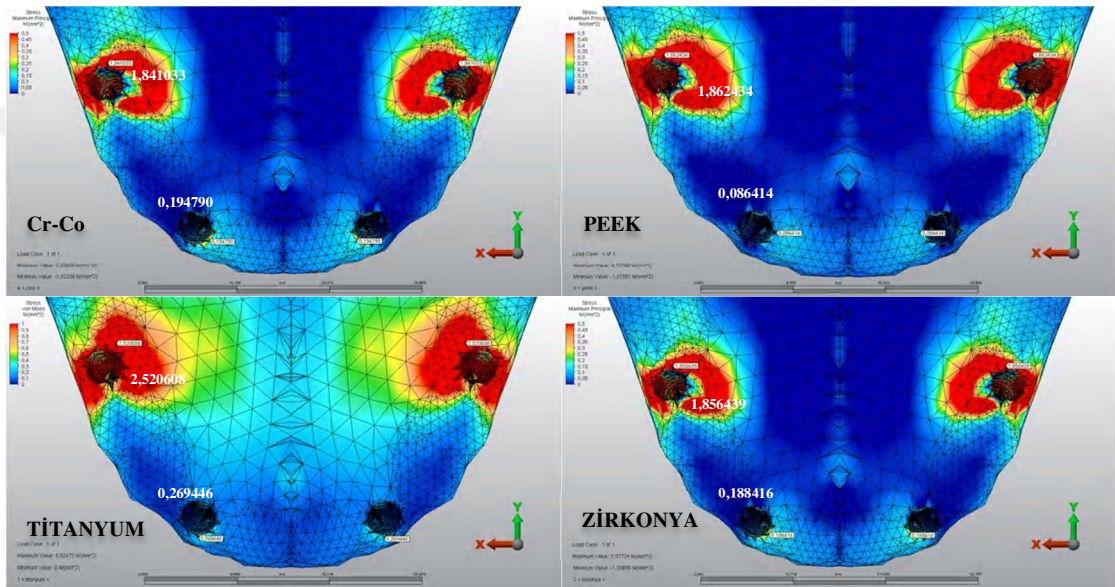
Resim 59: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri

Tablo 23: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

Grup 4 Kompozit üstyapılı model	Kortikal kemikteki çekme stres değerleri		Kortikal kemikteki basma stres değerleri	
	Anterior	Posterior	Anterior	Posterior
Cr-co	2,668784	18,988080	-0,696683	-25,859994
PEEK	2,536765	22,425267	-2,331150	-29,784200
Titanyum	2,187307	20,965504	-0,666526	-27,534656
Zirkonya	2,593308	19,268451	-0,666194	-26,127402

4.4.1.3. Grup 4 kompozit üstyapılı modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri

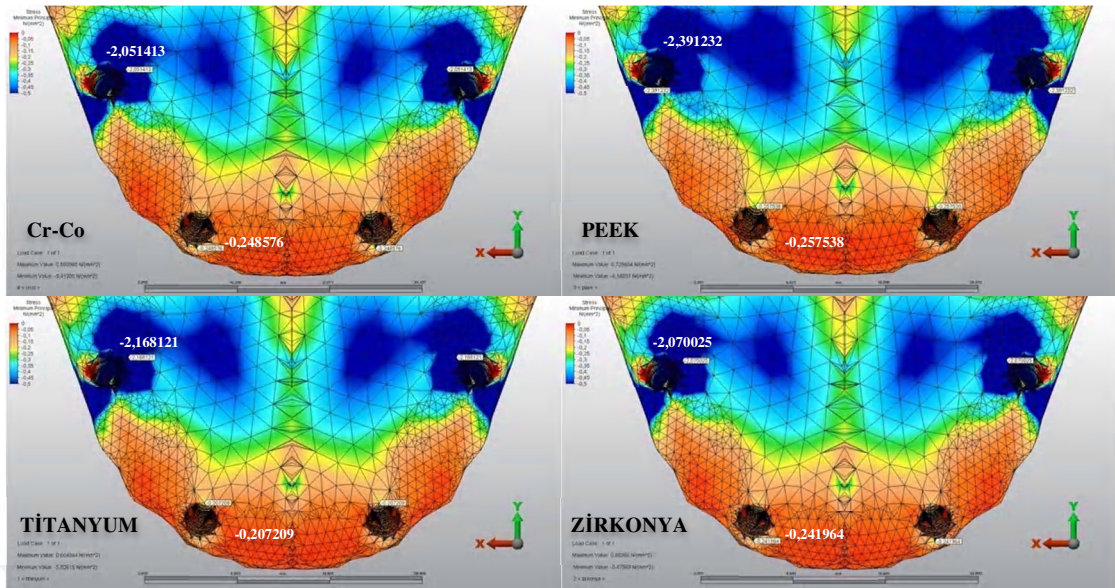
Grup 4 Cr-Co, PEEK, titanyum, zirkonya altyapılı modellerde trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 4 titanyum altyapılı modelde posterior implantların soketi çevresinde (2,520608 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 60)(Tablo 24).



Resim 60: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri

4.4.1.4. Grup 4 kompozit üstyapılı modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stres değerleri

Grup 4 Cr-Co, PEEK, titanyum, zirkonya altyapılı modellerde trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 4 PEEK altyapılı modelde posterior implantların soketi çevresinde (-2,391232 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 61)(Tablo 24).



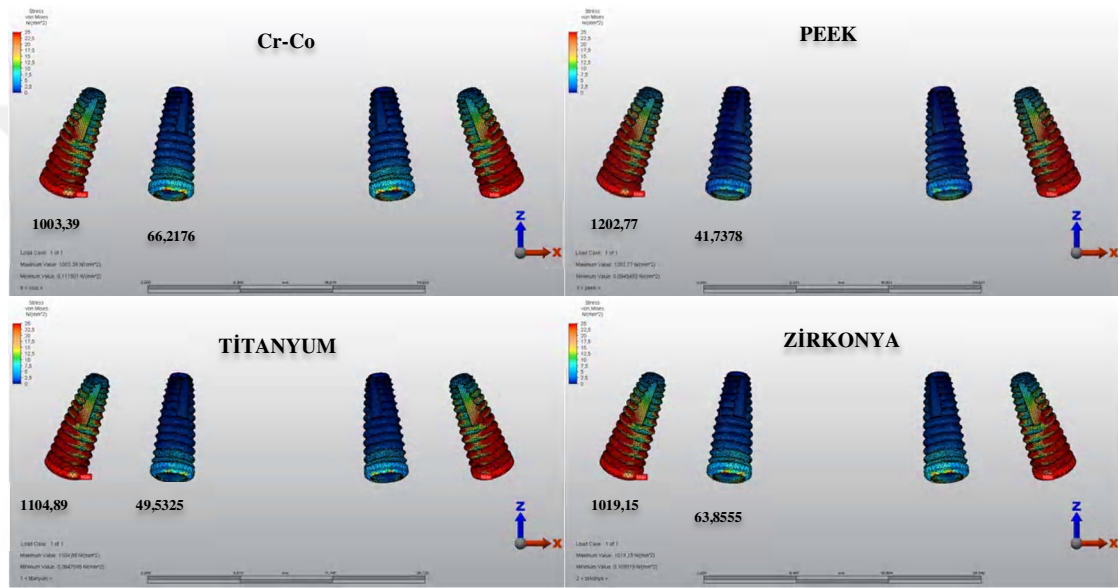
Resim 61: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri

Tablo 24: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

Grup 4 Kompozit üstyapılı model	Trabeküler kemikteki çekme stres değerleri		Trabeküler kemikteki basma stres değerleri	
	Anterior	Posterior	Anterior	Posterior
Cr-co	0,194790	1,841033	-0,248576	-2,051413
PEEK	0,086414	1,862434	-0,257538	-2,391232
Titanyum	0,269446	2,520608	-0,207209	-2,168121
Zirkonya	0,188416	1,856439	-0,241964	-2,070025

4.4.1.5. Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde implantlarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 4 Cr-Co, PEEK, titanyum, zirkonya altyapılı modellerde implantlarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 4 PEEK altyapılı modelde posterior implantların boyun bölgesinde (1202,77 MPa) oluştuğu tespit edildi (Resim 62)(Tablo 25).



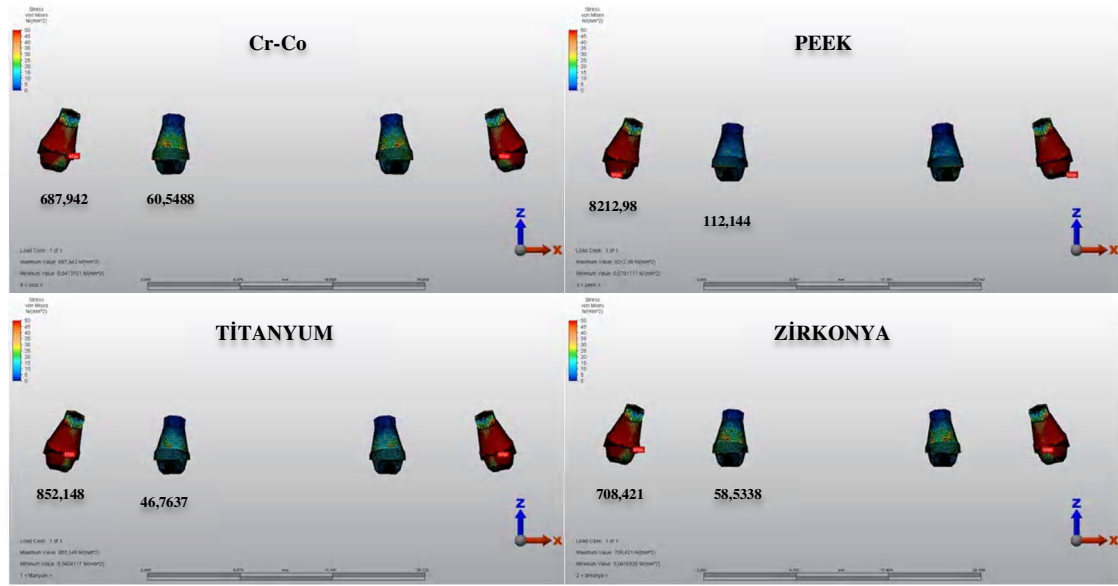
Resim 62: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde implantlarda oluşan von Mises stres değerleri

Tablo 25: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde implantlarda oluşan von Mises stres değerleri

Grup 4 Kompozit üstyapılı model	İmplantlarda oluşan von mises stres değerleri	
	Anterior	Posterior
Cr-co	66,2176	1003,39
PEEK	41,7378	1202,77
Titanyum	49,5325	1104,89
Zirkonya	63,8555	1019,15

4.4.1.6. Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 4 Cr-Co, PEEK, titanyum, zirkonya altyapılı modellerde dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 4 PEEK altyapılı modelde posterior dayanakların boyun bölgesinde (8212,98 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 63)(Tablo 26).



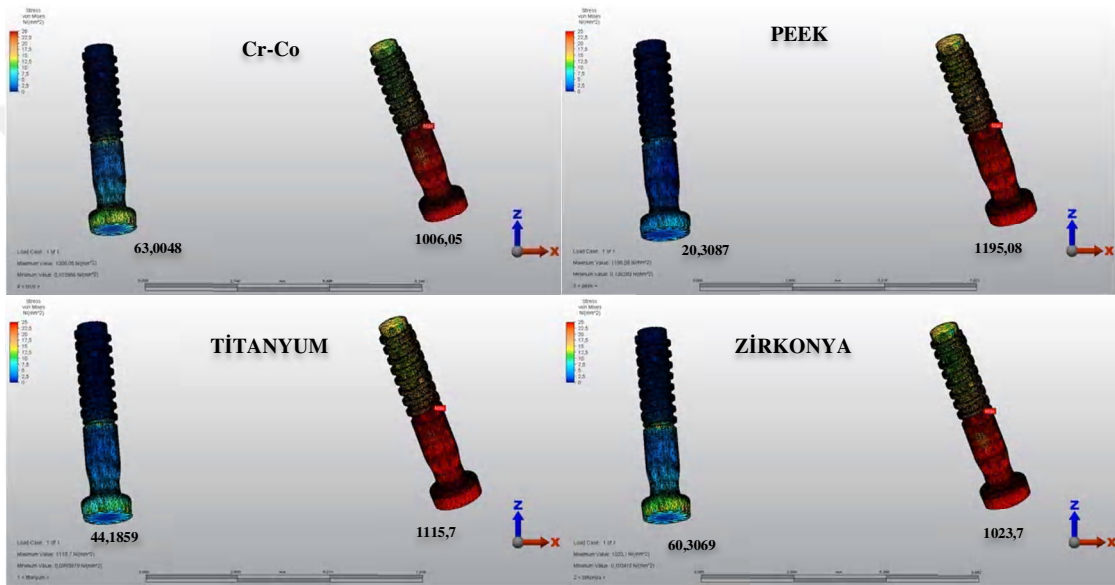
Resim 63: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde dayanaklarda oluşan von Mises stres değerleri

Tablo 26: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde dayanaklarda oluşan von Mises stres değerleri

Grup 4 Kompozit üstyapılı model	Dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri	
	Anterior	Posterior
Cr-Co	60,5488	687,942
PEEK	112,144	8212,98
Titanyum	46,7637	852,148
Zirkonya	58,5338	708,421

4.4.1.7. Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde vidalarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 4 Cr-Co, PEEK, titanyum, zirkonya altyapılı modellerde vidalarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 4 PEEK altyapılı modelde posterior vidaların boyun bölgesinde (1195,08 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 64)(Tablo 27).



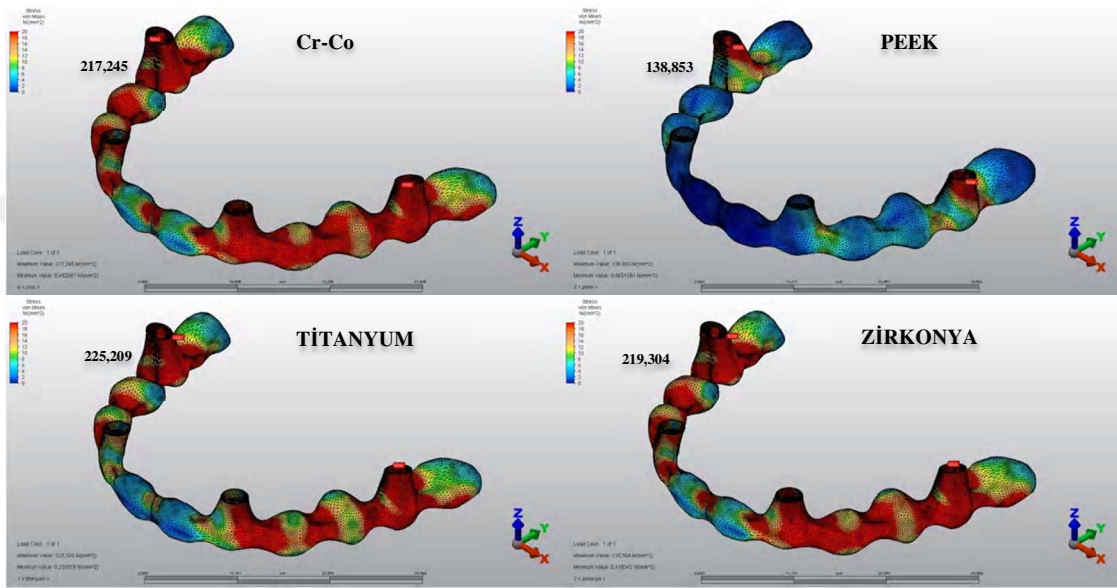
Resim 64: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde vidalarda oluşan von Mises stres değerleri

Tablo 27: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde vidalarda oluşan von Mises stres değerleri

Grup 4 Kompozit üstyapılı model	Vidalarda oluşan von mises stres değerleri	
	Anterior	Posterior
Cr-co	63,0048	1006,05
PEEK	20,3087	1195,08
Titanyum	44,1859	1115,7
Zirkonya	60,3069	1023,7

4.4.1.8. Grup 4 kompozit üstyapı modellerde altyapıda oluşan von mises stres değerleri

Grup 4 Cr-Co, PEEK, titanyum, zirkonya altyapılı modellerde altyapılarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değerin grup 4 titanyum altyapılı modelde (225,209 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 65)(Tablo 28).



Resim 65: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde altyapılarda oluşan von Mises stres değerleri

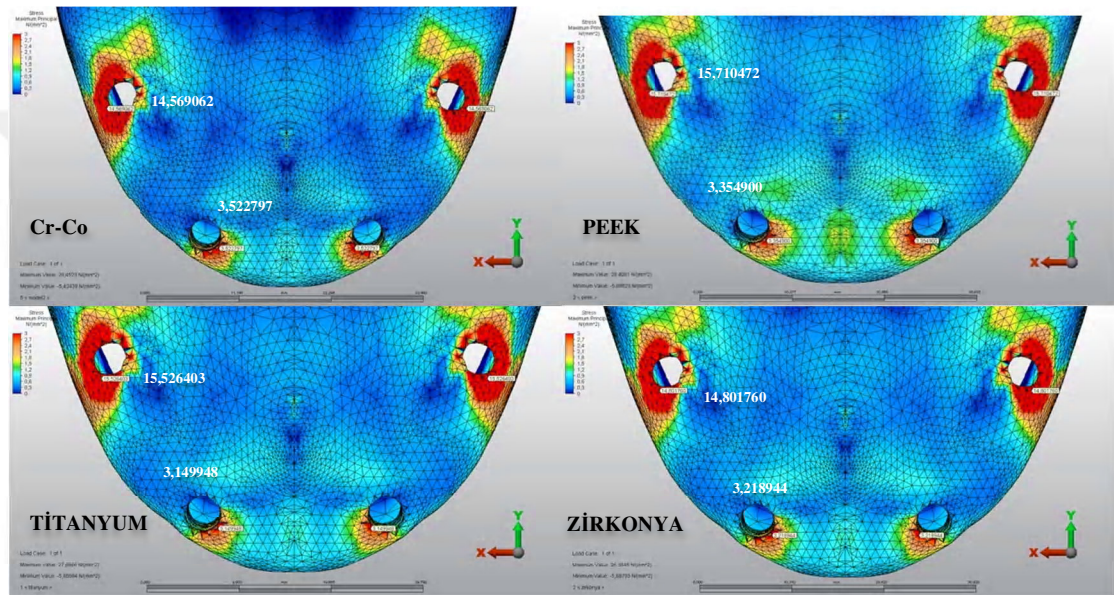
Tablo 28: Grup 4 kompozit üstyapılı modellerde altyapılarda oluşan von Mises stres değerleri

Grup 4 kompozit üstyapılı model	Altyapıda oluşan von mises stres değerleri
Cr-Co	217,245
PEEK	138,853
Titanyum	225,209
Zirkonya	219,304

4.4.2. Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde oluşan stres değerleri

4.4.2.1. Grup 4 zirkonya üstyapılı modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri

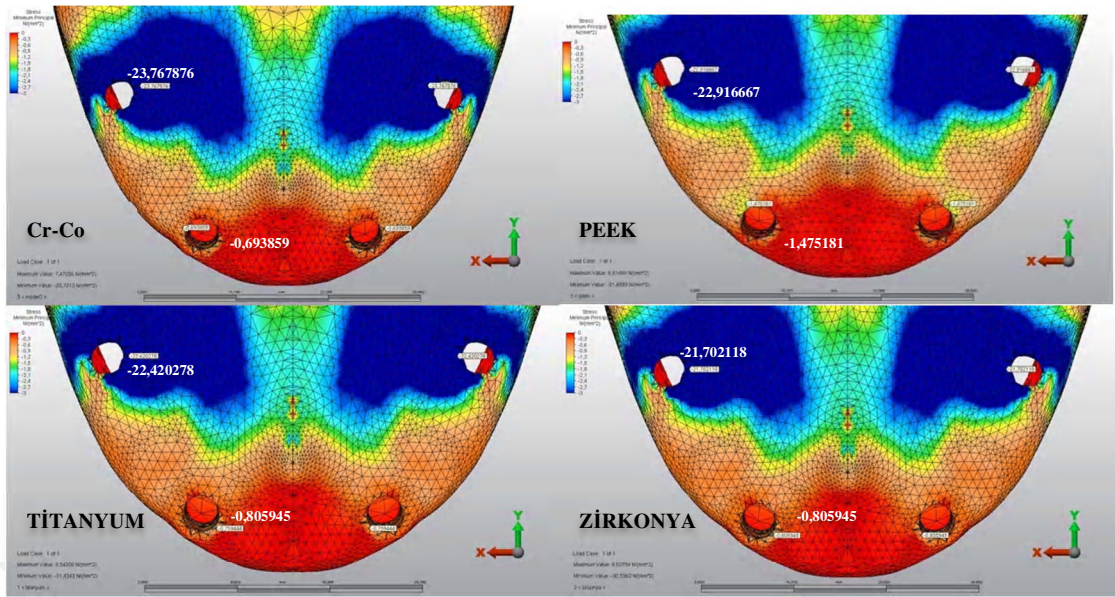
Grup 4 Cr-Co, PEEK, titanyum, zirkonya altyapılı modellerde kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 4 PEEK altyapılı modelde posterior implantların soketi çevresinde (15,710472 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 66)(Tablo 29).



Resim 66: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri

4.4.2.2. Grup 4 zirkonya üstyapılı modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stres değerleri

Grup 4 Cr-Co, PEEK, titanyum, zirkonya altyapılı modellerde kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 4 Cr-Co altyapılı modelde posterior implantların soketi çevresinde (-23,767876 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 67)(Tablo 29).



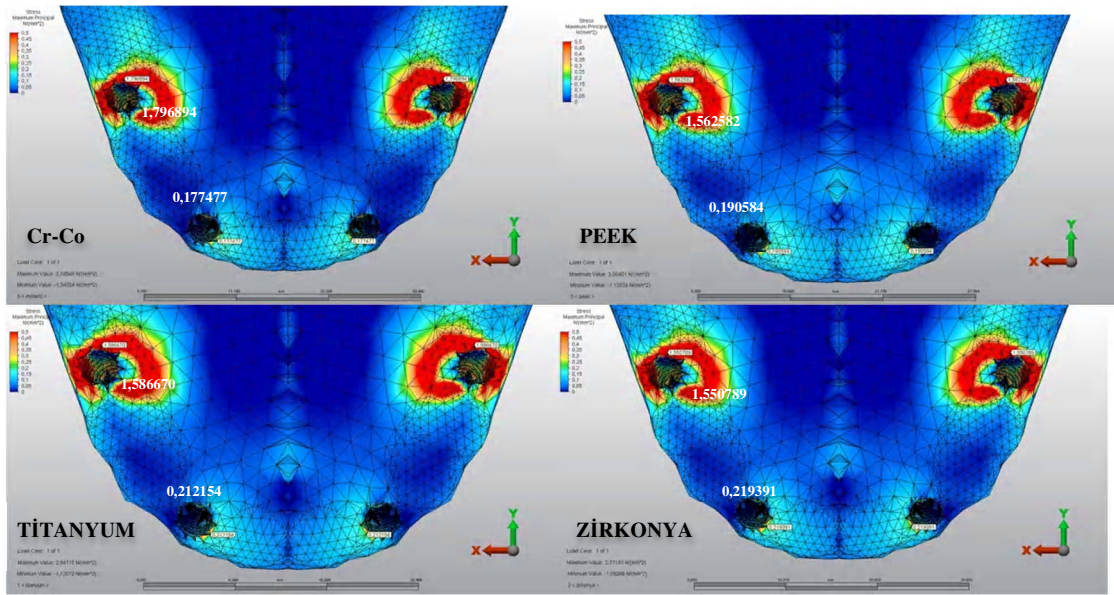
Resim 67: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri

Tablo 29: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

Grup 4 Zirkonya üstyapılı model	Kortikal kemikteki çekme stres değerleri		Kortikal kemikteki basma stres değerleri	
	Anterior	Posterior	Anterior	Posterior
Cr-Co	3,522797	14,569062	-0,693859	-23,767876
PEEK	3,354900	15,710472	-1,475181	-22,916667
Titanyum	3,149948	15,526403	-0,759444	-22,420278
Zirkonya	3,218944	14,801760	-0,805945	-21,702118

4.4.2.3. Grup 4 zirkonya üstyapılı modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri

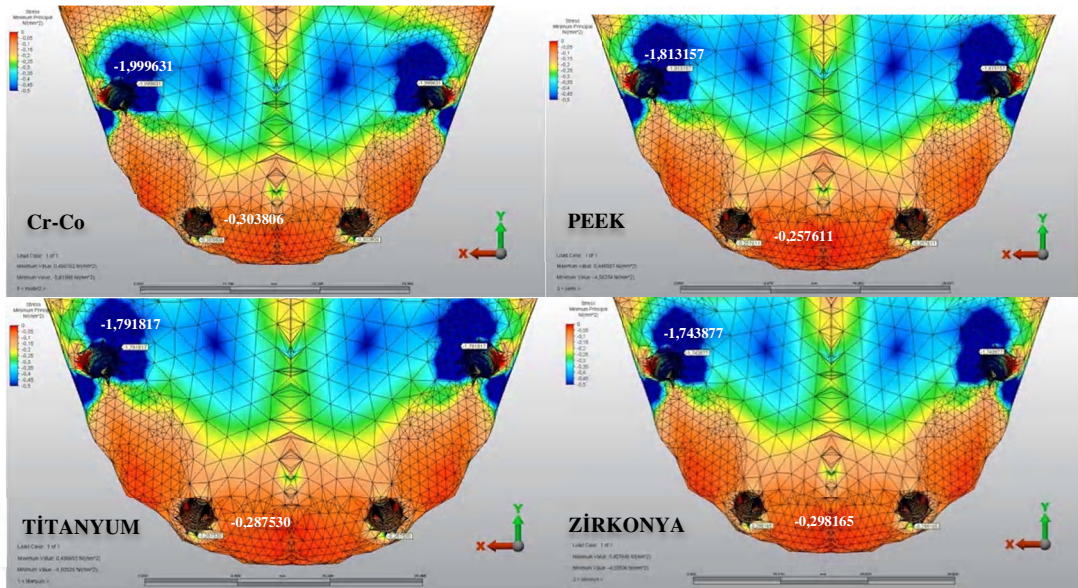
Grup 4 Cr-Co, PEEK, titanyum, zirkonya altyapılı modellerde trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 4 Cr-Co altyapılı modelde posterior implantların soketi çevresinde (1,796894 MPa) olduğu tespit edildi. (Resim 68)(Tablo 30).



Resim 68: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri

4.4.2.4. Grup 4 zirkonya üstyapılı modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stres değerleri

Grup 4 Cr-Co, PEEK, titanyum, zirkonya altyapılı modellerde trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 4 Cr-Co altyapılı modelde posterior implantların soketi çevresinde (-1,999631 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 69)(Tablo 30).



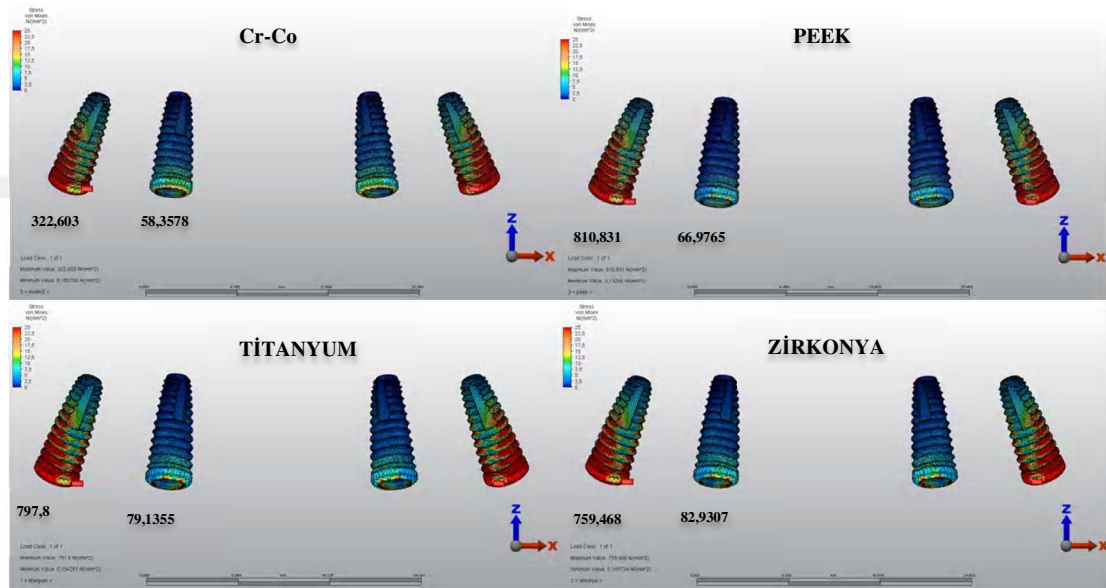
Resim 69: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde trabeküler kemikte oluşan basma stres değerleri

Tablo 30: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerleri

Grup 4 Zirkonya üstyapılı model	Trabeküler kemikteki çekme stres değerleri		Trabeküler kemikteki basma stres değerleri	
	Anterior	Posterior	Anterior	Posterior
Cr-Co	0,177477	1,796894	-0,303806	-1,999631
PEEK	0,190584	1,562582	-0,257611	-1,813157
Titanyum	0,212154	1,586670	-0,287530	-1,791817
Zirkonya	0,219391	1,550789	-0,298165	-1,743877

4.4.2.5. Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde implantlarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 4 Cr-Co, PEEK, titanyum, zirkonya altyapılı modellerde implantlarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 4 PEEK altyapılı modelde posterior implantların boyun bölgesinde (810,831 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 70)(Tablo 31).



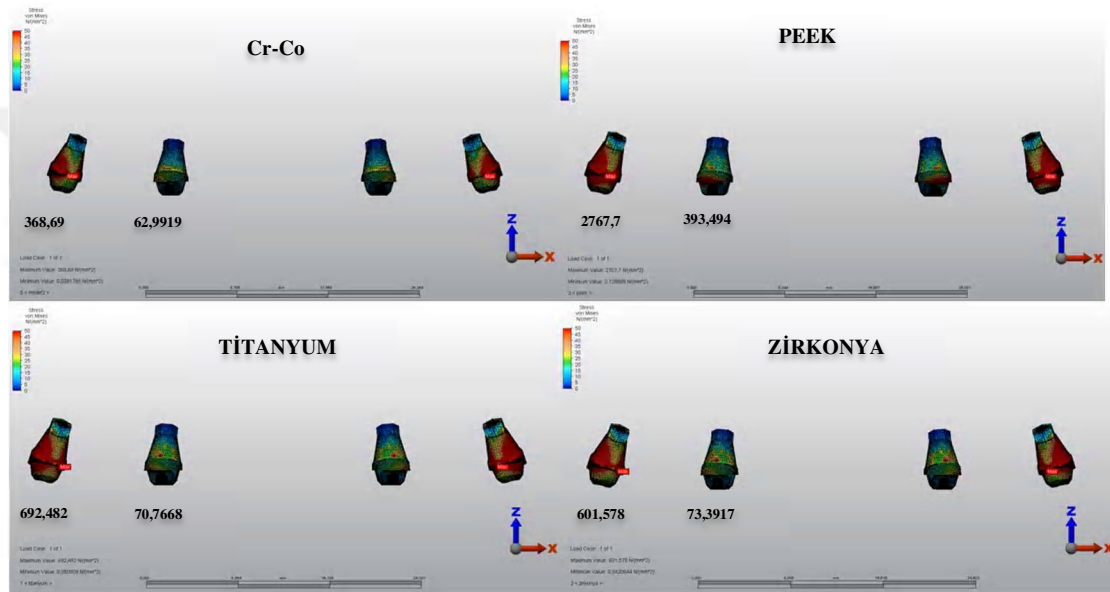
Resim 70: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde implantlarda oluşan von mises stres değerleri

Tablo 31: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde implantlarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 4 Zirkonya üstyapılı model	İmplantlarda oluşan von Mises stres değerleri	
	Anterior	Posterior
Cr-Co	58,3578	322,603
PEEK	66,9765	810,831
Titanyum	79,1355	797,8
Zirkonya	82,9307	759,468

4.4.2.6 Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 4 Cr-Co, PEEK, titanyum, zirkonya altyapılı modellerde dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 4 PEEK altyapılı modelde posterior dayanakların boyun bölgesinde (2767,7 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 71)(Tablo 32).



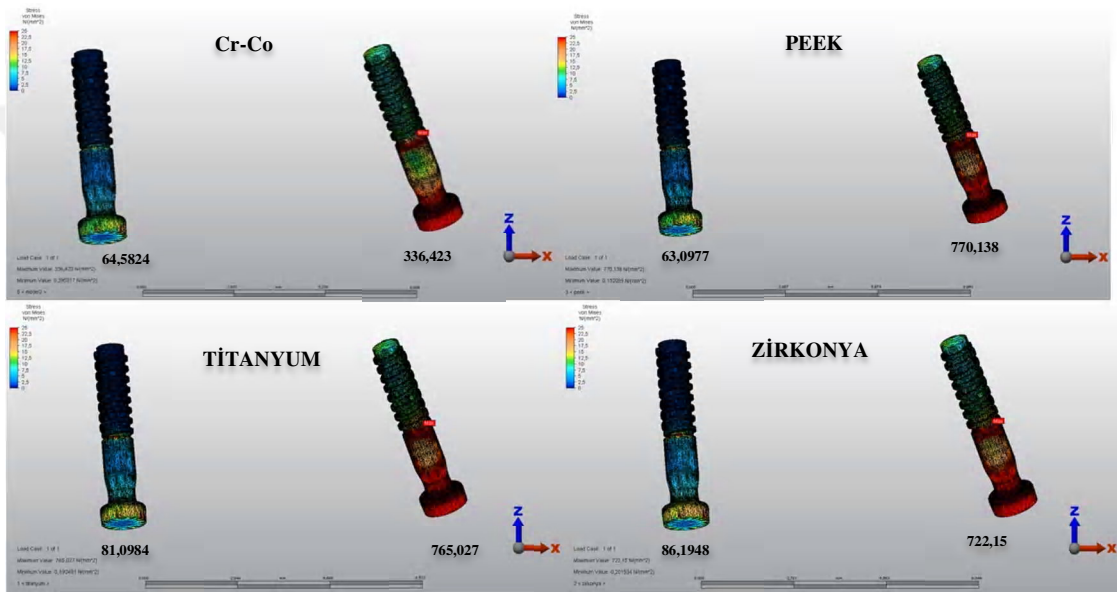
Resim 71: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri

Tablo 32: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde dayanaklarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 4 Zirkonya üstyapılı model	Dayanıklarda oluşan von Mises stres değerleri	
	Anterior	Posterior
Cr-Co	62,9919	368,69
PEEK	393,494	2767,7
Titanyum	70,7668	692,482
Zirkonya	73,3917	601,578

4.4.2.7. Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde vidalarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 4 Cr-Co, PEEK, titanyum, zirkonya altyapılı modellerde vidalarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 4 PEEK altyapılı modelde posterior vidaların boyun bölgesinde (770,138 MPa) olduğu tespit edildi (Resim 72) (Tablo 33).



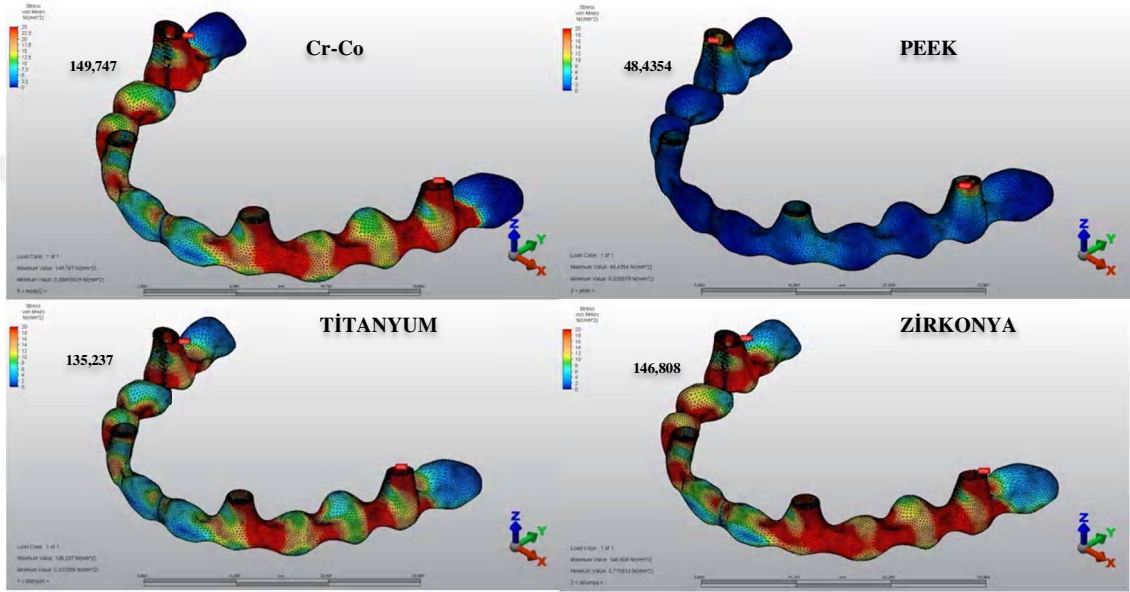
Resim 72: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde vidalarda oluşan von mises stres değerleri

Tablo 33: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde vidalarda oluşan von mises stres değerleri

Grup 4 Zirkonya üstyapılı model	Vidalarda oluşan von Mises stres değerleri	
	Anterior	Posterior
Cr-Co	64,5824	336,423
PEEK	63,0977	770,138
Titanyum	81,0984	765,027
Zirkonya	86,1948	722,15

4.4.2.8. Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde altyapıda oluşan von mises stres değerleri

Grup 4 Cr-Co, PEEK, titanyum, zirkonya altyapılı modellerde altyapılarda oluşan von mises stres değerleri değerlendirildiğinde en yüksek değer grup 4 Cr-Co altyapılı modelde (149,747 MPa) oluştuğu tespit edildi (Resim 73)(Tablo 34).



Resim 73: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde altyapıda oluşan von mises stres değerleri

Tablo 34: Grup 4 zirkonya üstyapılı modellerde altyapıda oluşan von mises stres değerleri

Grup 4 Zirkonya üstyapılı model	Altyapıda oluşan von Mises stres değerleri
Cr-Co	149,747
PEEK	48,4354
Titanyum	135,237
Zirkonya	146,808

5.TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu çalışmada farklı implant boy ve çapları, farklı kantilever uzunlukları, farklı distal implant açıları ve farklı alt ve üstyapı materyalleri kullanılarak implant çevresi kemik, implant, protez, vida ve dayanakda oluşan stresler üç boyutlu sonlu elemanlar analiz stres yöntemi ile değerlendirilmiştir. Çalışmanın sıfır hipotezi, all-on-four konseptinde farklı tasarımların ve kullanılan farklı materyallerin; implant çevresindeki kemikte, implantta, dayanakta, vidada ve protezde oluşacak stres değerlerini değiştireceği şeklindedir. Analiz sonuçları göz önüne alındığında oluşan streslerde fark bulunmuş sıfır hipotez kabul edilmiştir.

Tam dişsiz hastaların tedavisinde dental implantlar yıllardır başarıyla kullanılmaktadır. Konvansiyonel protezlere göre implant destekli tam protezler yüksek hasta memnuniyeti sağlasa da pek çok hasta implant üstü sabit protezleri tercih etmektedir. İmplant üstü sabit protezler, implant üstü tam protezlere göre artmış ısırma kuvveti ve çiğneme fonksiyonu sağlayarak hastanın özgüvenini artırır (75).

Üst çenenin posterior bölgesindeki düşük yoğunluklu ve ince kemik yapısı alt çeneye oranla kemik kalitesini düşürür. Bu nedenle bu bölgedeki implant yerleşimi daha risklidir (76). Ayrıca oklüzal kuvvetler posterior bölgede anteriora oranla 3-5 kat daha yüksektir (77).

Atrofik üst çenenin implant tedavisi ile rehabilitasyonu için sinüs yükseltme işlemi, açılı implant yerleştirilmesi ve kısa implant kullanımı gibi farklı teknikler mevcuttur (61,78). Sinüs yükseltme işleminin invaziv olması, yüksek maliyetli oluşu, tedavi sürecinin uzun olması gibi dezavantajları vardır (78).

Atrofik çenelerde ogmentasyon işlemlerine gerek olmadan implant yerleştirebilmek amacıyla Malo ve arkadaşları (1998) all-on-four konseptini geliştirmişlerdir (52). Bu teknik; minimum kemik hacmine sahip tam dişsiz çenelerin kısa tedavi süresi ve düşük

hasta morbiditesiyle protetik rehabilitasyonuna olanak sağlar (5,53). Bu teknikte tam dişsiz çenenin sabit protez ile rehabilitasyonu için 4 implant kullanılmaktadır (79); 2 implant vertikal olarak anterior bölgeye, diğer 2 implant da eğimli olarak posterior bölgeye yerleştirilmektedir. Klinik araştırmalar, all-on-four konseptiyle yapılan implantlarda %99'a varan kümülatif sağ kalım oranı göstermiştir (5,53,61).

İmplantların eğimli olarak yerleştirilmesi ile geniş antero-posterior mesafenin elde edilmesi, uzun kantilever ihtiyacının ortadan kalkması ve uygun oklüzal yük dağılımının sağlanması gibi birçok biyomekanik avantaj ortaya çıkmaktadır (80,81). Günümüzde all-on-four tekniğinin tercih nedenlerinden biri de implantların eğimlendirilmesiyle daha uzun implantlar kullanılarak primer stabilizasyonun artırılması ve hemen yüklemenin yapılabilmesidir.

İmplantların eğimli olarak yerleştirilmesi ile marjinal kemik kaybını arttıran bükülme kuvvetlerinde artış gözlemlenebilir (3). Bununla birlikte çok üyeli implant destekli protez ile implantlar birbirine bağlandığı zaman, implant dağılımı ve protez yapısının rijiditesinden dolayı bükülme azalabilir (51,82-84).

Ağız içindeki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler dişler, kemik, yumuşak dokular ve kullanılan dental materyallerde stresler oluşturur. Bu streslerin dağılım ve miktarlarının saptanması restorasyonların başarısını artırmak için gereken çalışmalarda önemli bir yere sahiptir. Bu nedenle diş hekimliğinde çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır (46).

Akça ve arkadaşları tarafından yapılan bir araştırmada en sık kullanılan yöntemlerden gerinim ölçer stres analizi yöntemi ile sonlu elemanlar stres analizi yöntemi karşılaştırılmıştır. Dikey yönde iki adet implantın polimetilmetakrilata gömülmesi ile elde ettikleri modele 7 adet siman tutuculu sabit protez üretmişlerdir. Sonuç olarak, iki yöntemde de benzer stres değerleri elde etmişlerdir; ancak sonlu elemanlar stres analizi yönteminde oluşturulan modelin daha hassas ve detaylı sonuçlar verdiği ifade edilmiştir. Literatürdeki implant biyomekaniği ile ilgili çalışmalar incelendiğinde, birçoğunda üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yönteminin kullanıldığı görülmektedir (85-88).

Stres analizlerinde kullanılan bir diğer yöntem termografik kuvvet analizi yöntemidir. Dental implantların statik yüklenmesi esnasında oluşan frekansların yeterli periyodik değere ulaşmaması nedeni ile implant ile ilgili çalışmalarda termografik kuvvet analiz

yöntemi kullanılmamaktadır (37). Radyoteleometri ile kuvvet analizi yöntemi ve holografik interferometri yönteminde ayrıntılı donanım gereksinimi mevcuttur. Bu durum teknik hassasiyeti artırarak sonuçların güvenilirliğini azaltmaktadır. Bu iki yöntemde de sonlu elemanlar analizi yöntemine göre daha ayrıntılı veri sağlanamamaktadır. Stres analizlerinin incelendiği diğer bir yöntem kırılğan vernik kaplama tekniğidir. Üç boyutlu analizi mümkün kılan sonlu elemanlar analizi yöntemi ile karşılaştırıldığında kırılğan vernik kaplama tekniği ayrıntılı sonuçlar elde etme açısından oldukça yetersizdir (37).

Gerçeğe daha yakın stres sonuçları elde etmek için çalışmamızda sonlu elemanlar stres analizi yönteminin kullanımı uygun görülmüştür.

Sonlu elemanlar analizi karmaşık yapıların küçük parçalara bölünerek çeşitli özellikler yönünden incelenmesini sağlayan bir yöntemdir. Diş hekimliği alanında daha çok yükler karşısında oluşan streslerin incelenmesi amacıyla kullanılan bu yöntemde; klinik olarak incelenmesi çok zor olan veya mümkün olmayan durumlar mekanik açıdan değerlendirilebilmektedir (40,89,90). Sonlu elemanlar analiz yöntemi 2 veya 3 boyutlu olarak yapılabilmektedir. 2 boyutlu modellemenin hazırlanması zamandan kazanım sağlaması yönüyle avantajlı olsa da, 3 boyutlu modellemedeki kadar ayrıntılı veri elde etmek zordur (42,91).

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında gerçekteki ile birebir aynı modeller elde edilemese de bu yöntem *in vitro* çalışmalara göre daha avantajlıdır. Örneğin *in vitro* şartlarda aynı koşulların tekrar edilmesi pek mümkün değilken sonlu elemanlar analizinin en önemli özelliklerinden biri tekrar edilebilirliğidir. Sonlu elemanlar analizinde karşılaştırılması istenilen değişkenler haricindeki faktörlerin standardizasyonu kolaylıkla sağlanabilir (92).

Kemik dokusu yoğunluk olarak ve mikro yapısal özellik bakımından homojen bir özellik göstermemektedir. İmplant-kemik arası osseoentegrasyon bu nedenle gerçekçi bir şekilde simüle edilemez. Fazi ve ark. implant-kemik arası osseoentegrasyonu simüle etmek için bir temas algoritması geliştirmiştir (93). Bununla birlikte bu algoritmanın güvenilirliği hakkında yeterli veri bulunmamaktadır. Çalışmamızda standardizasyon sağlamak amacıyla; literatürdeki önceki çalışmalar referans alınarak kemik-implant bağlantısı %100 olarak kabul edilmiştir (87,88,94-96). Ancak literatürdeki histolojik çalışmalar bu oranın %30 ile %70 arasında değiştiğini göstermiştir (40). Birçok

değişkenin sabit alınması gerekliliği sonlu elemanlar stres analizi yönteminin dezavantajıdır. Aynı zamanda tüm yapılar homojen ve izotropik kabul edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında; trabeküler ve kortikal kemiğin, mukozanın ve kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve poisson oranları için evrensel olarak kabul edilmiş bir tablo yoktur (97). Çalışmamızda kullandığımız değerler için, literatürdeki diğer çalışmalarda en sık kullanılan değerlerden faydalanılmıştır (89,98–104).

Daha önceki çalışmalardan yola çıkılarak modeller üst çene için diğer kafa kemikleri ile olan birleşim bölgeleri esas alınarak sabitlemiştir (93,105). Böylelikle çeneler gerçeğe en yakın şekilde sabitlenerek analiz sonuçlarının en doğru şekilde elde edilmesi sağlanmıştır.

Sonlu eleman analizi çalışmalarında düğüm ve eleman sayısındaki artış analizin güvenilirlik ve geçerliliğini artırır (106,107). Bununla birlikte eleman sayısındaki artış çözümü zorlaştırır ve daha yüksek kapasiteli bilgisayarları ve daha fazla zamanı gerektirir. Bu nedenle kuvvet uygulanan bölgelerde eleman sayıları artırılmaya çalışılırken diğer bölgelerde daha basit tasarımlar tercih edilmektedir (108,109).

Osseointegre implantlar üzerine gelen oklüzal yüklerin implant destekli restorasyonların uzun dönem başarısında önemli bir faktör olduğu bilinmektedir (33). Holmgren ve arkadaşları, daha gerçekçi ısırma yönü ve ısırma kuvvetlerin kortikal kemikte yüksek lokalize streslere sebep olacağı için, oblik yükleri kullanmayı önermişlerdir (42,101). Birçok çalışma oblik kuvvetlerin oklüzal yükleri daha iyi yansıttığını göstermektedir (33,42,82).

Demenko ve ark., yaptıkları çalışmada, alt çene molar dişe oklüzal düzleme yaklaşık 75°'lik açı ile 118,2 N çiğneme kuvveti uygulamışlardır (101).

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 (96).

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 (82).

Bhering ve ark., all-on-four ve all-on-six tekniğinde tasarladıkları çalışmalarında tek taraflı 150 N kuvvet uygulamışlardır (88).

Saber ve ark., all on four tekniğinde 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmalarında üst yapının en distaline 100 N kuvvet uygulamışlardır (110).

Takahashi ve ark., yukarıdaki çalışmalarında protezin en distaline çift taraflı 50 N toplamda 100 N kuvvet uygulamışlardır (95).

Ferreira ve ark., Çehreli ve ark., Barao ve ark., Assuncao ve ark., M.cruz ve ark., Teixeira ve arkadaşları da çalışmalarında bizim çalışmamızla benzer olarak 100 N kuvvet uygulamışlardır (111–116).

Oklüzal yüklerin dokular ve protetik yapılar üzerindeki etkileri araştırılırken en doğru sonuçların alınabilmesi için uygulanan kuvvetlerin yönü, konumu, büyüklüğü ve süresi doğru temsil edilmelidir. Klinik olarak implantlara ve protetik komponentlere kuvvetler çiğneme kasları tarafından çift taraflı (bilateral) olarak uygulanmaktadır. İmplant destekli protezlerde stres dağılımlarının değerlendirildiği daha önceki çalışmalarda uygulanan oklüzal kuvvetlerin büyüklüğü ve yönü farklılık arz etmiştir (70,76–78,93,94). Uygulanan kuvvetlerin birbirinden bu kadar farklı olmasının temel nedeni literatürde çiğneme kuvvetleri ve maksimum ısırma kuvvetlerinin büyüklüğüne dair birbirinden çok farklı değerlerin bildirilmiş olmasıdır(118–122). Bunun sebebi ise ısırma kuvvetlerinin bireyin yaşı, cinsiyeti, dişlerin periodontal durumu, eklem problemleri, ağrı varlığı, dental durum ve parafonksiyonel alışkanlıkların varlığı gibi birçok faktörden etkilenmesidir. Isırma kuvveti değerlerinin farklılığında ölçüm yapılan kayıt cihazı ve kayıt yöntemi faktörü de etkilidir (122,123). Sonlu elemanlar analizi sonuçları modeller arası karşılaştırma ile yorumlandığından tüm modellerde dişlere gelen yüklerin aynı standarta göre belirlenmesi nedeni ile dağılım şeklinin sonuçlar üzerinde doğrudan etkisi yoktur. Çalışmamızda çiğneme kuvvetlerini daha iyi taklit edebilmek için diğer çalışmalar ile benzer olarak, çift taraflı birinci molar dişin bukkal tüberküllerine bukkopalatinal yönde 30°'lik açı ile 100 N, toplam 200 N oblik yük uygulanmıştır.

Varyansı olmayan matematiksel hesaplamalarla sağlanmaları nedeniyle sonlu elemanlar analizi ile elde edilen değerler için istatistik analizi uygulanmamaktadır (107,124). Sonuçlar değerlendirilirken, asal gerilimler kırılma materyaller için, von mises stres

değerleri ise çekilebilir materyaller (örn: metaller) için kullanılır (36). Bu nedenle çalışmamızda stres değerleri ve dağılımlarına ait veriler karşılaştırmalı olarak incelenerek yorumlanmıştır.

Çalışma bulgularında sunulan renklendirilmiş model görsellerinde en kırmızı alanların o modelde oluşan en yüksek çekme gerilmesi değerini, mavi alanların ise yine o modelde oluşan en düşük stres gerilimlerini temsil eder (122).

Kortikal kemiğin yüksek elastisite modülü, oklüzal yükleme alanına en yakın destek doku olması ve implantın en zayıf olduğu boyun bölgesini çevreliyor olması; kortikal kemikte trabeküler kemiğe oranla daha yüksek stres oluşmasına neden olur .

En yüksek stres değerlerine dair bulgular streslerin materyaller üzerindeki etkilerinin anlaşılması açısından önemlidir. Fizyolojik bir sınır olarak nihai dayanım noktası konusunda, kortikal kemikte maksimum asal gerilmenin (çekme gerilimi) 170-190 MPa'ı aştığı durumda ve minimum asal gerilme (basma gerilimi) mutlak değerinin 100-130 MPa'ı aştığı durumda aşırı yük oluşmaktadır. Bu stres değerleri kemiğin dayanım sınırı olarak rapor edilmiştir (125,126). Trabeküler kemikte ise bu değerler 1-20 MPa olarak belirtilmiştir (122,125,127). Titanyum implantlar için kırılma değerleri ise ortalama $1753 \text{ N} \pm 487 \text{ N}$ olarak belirtilmiştir (128). Dayanakların ortalama kırılma değeri ise 1955 N olarak bulunmuştur (129).

Bir materyalin stres absorpsiyon kabiliyeti, o materyalin sertlik derecesiyle doğru orantılıdır (82). Kuvvetler karşısında kemikte oluşan deformasyon miktarının kemiğin esas boyutuna oranı şekil değiştirme miktarını ifade eder (77). Stres; uygulanan kuvvete eşit, zıt yönde birim alana uygulanan kuvvet olarak tanımlanmaktadır ve materyallerde şekil değiştirmeye sebep olabilmektedir. Yükler karşısında kemikte meydana gelen değişimlere dair ilk ayrıntılı teori Frost (130,131) tarafından ortaya koyulmuştur. Frost; kemiğe gelen yüklerin kemik yapım yıkım mekanizmalarında çeşitli etkiler gerçekleştirdiğini bildirmiştir. Bu teoriye göre kemik belirli bir miktarda deformasyonu destekleyebilir, ötesinde mikro kırıklar oluşabilir ve bu da kemik kaybına neden olabilir (131). Son dönemde yapılan bazı çalışmalarla bu teori desteklenmiştir (132–134). Kemikte oluşan mikro kırıklar implantların mikro hareketliliğine sebep olur. 150 μm 'dan büyük hareketler kemik-implant sistemi tarafından iyi tolere edilemez ve osseoentegrasyon kaybı ve rezorpsiyon oluşabilir (135).

Alveolar kemikte rezorpsiyonun ilk görüleceği yerler belirli değerleri aşan maksimum gerilmenin olduğu alanlardır. Önceki çalışmalar incelendiğinde en yüksek gerilme değerleri trabeküler kemikte değil kortikal kemikte gözlenmiştir (108,109). Bu bilgilere uygun şekilde klinik olarak alveol kemiğinde rezorpsiyon çoğunlukla implantların 1/3 lük üst bölgesinde yani boyun bölgesi hizasında meydana gelmektedir (122). Çalışmamızda elde edilen bulgular bu bilgileri desteklemektedir. Tüm modellerde sentrik ve sentrik dışı hareketlerde kortikal kemikte oluşan stres değerleri trabeküler kemikteki değerlere göre daha yüksektir. Bunun temel nedeni kortikal kemiğin elastik modülünün trabeküler kemiğe göre daha yüksek olması sonucu olarak yükü ilk karşılayan bölgenin kortikal kemik bölgesi olması olabilir. İmplantlardan kemiğe iletilecek stres değerleri ve dağılımı kemiğin kalitesi ile doğrudan ilişkilidir (40).

Doğal diş dokusunda çekme gerilmeleri kemik yapımını uyarırken basma stresleri ise kemikte rezorpsiyon oluşturur. Çekme gerilmesi durumunda kemikte apozisyonu oluşturan ana etken periodontal liflerdir. İmplant çevresinde periodonsiyum bulunmaması nedeniyle çekme ve basma streslerinin her ikisinde de belirli değerler aşıldığında rezorpsiyon meydana gelir (122).

Bu çalışmada da kortikal kemikte trabeküler kemikten daha çok stres oluşmuştur. Oluşan tüm stres değerleri, kortikal kemiğin üst sınır çekme ve basma dayanıklılığı ile karşılaştırıldığında güvenli aralıkta olup; kemikte kırılma olasılığı beklenmemektedir. Ancak bu durum oluşan yüklerin kemikte rezorpsiyona dair değişimlere sebep olmayacağı anlamına gelmez. Oklüzal yükler çenelerin fonksiyonel hareketi boyunca sürekli oluşmaktadır. Alveolar kemikte aynı noktada sürekli oluşacak yüksek stresler rezorpsiyon riskini artırır (136,137).

Moraes ve ark., farklı çaplarda implant ve bağlantı tiplerinin implant çevresi kortikal kemikte oluşturduğu stresleri üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Posterior alt çenede 3,75 mm ve 5,00 mm çaplarında iki farklı implant kullanılmış ve geniş çaplı implantın kortikal kemikte daha az stres oluşturduğu ve daha olumlu biyomekanik davranış gösterdiği belirtilmiştir (138).

Borie ve ark., farklı implant boylarında kantileverli ve kantileversiz üst çene ön bölge restorasyonların kemik, implant, altyapı ve dayanıklarda oluşturduğu stresleri üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. 8,5 mm ve 10 mm uzunluğunda implantlar kullanılmış metal-seramik ve akrilik restorasyonlar karşılaştırılmıştır. En

düşük stres değerleri 8.5 mm kantileversiz metal seramik restorasyonlarda görülmüştür (139).

Lemos ve ark., üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirdikleri çalışmalarında üst çene posterior bölgede farklı implant boylarında (7mm, 8.5mm, 10mm, 11.5 mm) splintlenmiş ve splintlenmemiş kronların kemik, implant ve komponentlerinde oluşturduğu stres değerlerini incelemişlerdir. İmplant boylarındaki değişimin stres değerlerine etki etmediğini bildirmişlerdir (140).

Ueda N. ve ark., çalışmalarında kemik kalitesinin, implant boy (8 mm,10 mm,11 mm, 13mm) ve çapının (3.5mm,4 mm, 5mm,6 mm) implant çevresi kemikte oluşturduğu stresleri üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişlerdir. Stres değerlerinin implant boyundan değil daha çok implant çapından etkilendiğini rapor etmişlerdir (141).

Silva-Neto ve ark., 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmalarında alt çenede 4 farklı alt grup oluşturmuşlardır. Birinci grupta 5 paralel standart çaplı implant, ikinci grupta 3 paralel standart çaplı implant, üçüncü grupta 3 paralel geniş çaplı implant ve son grupta posterior olanları 30 derece distale eğimlendirilmiş 3 adet standart çaplı implantlar ile modeller oluşturulmuştur. Standart ve geniş çaplı implantların çaplarını sırasıyla 3.75 mm ve 5.00 mm olarak belirlemişlerdir. Paralel yerleştirilen ilk üç grupta kantilever miktarları 15 mm, distal eğimli implantların olduğu son grupta ise kantilever miktarı daha düşük tasarlanmıştır. Eğimli implantların kantilever miktarının azalmasına bağlı olarak kemikte oluşan stresleri azalttığını bildirmişlerdir. Buna ilave olarak implant sayısı azalsa da implant çapı arttığında daha düşük stres değerleri olduğu gözlenmiştir (94). Bizim çalışmamızda da, implant çapının artırılmasının kemikteki ve protetik komponentlerdeki stresi azalttığı Silva-Neto ve ark.'nın çalışmasına benzer şekilde gösterildi.

Çağlar ve ark., üst çene posterior bölgede iki farklı tasarımda implantları yerleştirmişlerdir. Birinci tasarımda iki premolar ve ikinci molara implant yerleştirirken, ikinci tasarımda ikinci premolar ve ikinci molara implant yerleştirip birinci premolara mezial kantilever uzatılmıştır. En distaldeki implantları 0, 15 ve 30 derece distale eğimle yerleştirerek yaptıkları 3 boyutlu sonlu elemanlar analizinde implant eğiminin artmış strese neden olduğunu belirtmişlerdir. Mezial kantilever kullanımının ise implantların eğimli yerleştirilmesinden daha yüksek stres oluşturduğunu rapor etmişlerdir (47).

Bevilacqua ve ark., 4 farklı all on four tasarımında 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmada ark uzunluğu değişmeksizin açıları 0, 15, 30 ve 45 derece olan distal implantların stres dağılımına etkisini incelemişlerdir. Bu çalışmada kantilever miktarları implant açısına bağlı olarak sırasıyla 13, 9, 5, 0 mm olarak dizayn edilmiştir. Sabit protezlerde implant eğiminin, uzun kantilevera sahip vertikal implant destekli protezlere göre kemikte stres miktarını azalttığını belirtmişlerdir (142).

Takahashi ve ark., çalışmalarının ilk modelinde 6 adet vertikal implant kullanmışlardır. Diğer 5 modelde 2 anterior implant vertikal; 2 posterior implant ise eğimli (0, 15, 30, 45 derece) olmak üzere 4 implant yerleştirilmiş ve all-on-four konsepti ile titanyum altyapılı hibrit protezler modellemişlerdir. Sonuç olarak eğimli implant kullanımıyla kantilever miktarının azaltılmasının stresi azalttığını rapor etmişlerdir (95).

Saber ve ark., 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmalarında üst çenede beş farklı model tasarlamışlardır. All on four konseptinde oluşturulan ilk 4 modelde distal implant açıları 0, 15, 30, 45 derece eğimli şekilde oluşturulmuştur. 5. modelde ise dikey yönde 6 adet implant yerleştirilmiştir. İmplantların eğimli yerleştirilmesinin kantilever miktarını azaltarak trabeküler ve kortikal kemikteki stres miktarını düşürdüğünü belirtmişlerdir (110).

Naini ve ark., alt çenede all-on-four dizaynında yerleştirilmiş implantların oluşturduğu stresi 2 farklı yükleme koşulunda 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Gruplar da kendi içinde iki alt grup oluşturarak distal implantlar vertikal ve 30 derece eğimle yerleştirilmiştir. Distal implantların eğimli yerleştirildiği gruplarda kantilever miktarı da 10.5 mm'den 17 mm'ye artmıştır. Çalışma sonucunda posteriora eğimli implantların kemikteki stresi artırdığını rapor etmişlerdir (96).

Watanabe ve ark., implantların bukkal ve linguale 5 ve 15 derece açı ile eğimli yerleştirilmesinin implant çevresi kemikte oluşturduğu stresi 2 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişlerdir. Diğer çalışmalara benzer şekilde eğimin artmasıyla kemik implant ara yüzündeki basma streslerinin de arttığını rapor etmişlerdir (143).

Zampelis ve ark., sabit restorasyonla splintlenmiş distale eğimli (45 derece) implantların stres dağılımını 2 boyutlu sonlu elemanlar analizi değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında 4 alt grup oluşturmuşlardır. İlk iki grupta 7 mm kantilever ile eğimli ve vertikal olarak yerleştirilmiş posterior implantlar; diğer iki grupta ise kantileversiz yine eğimli ve

eğimsiz yerleştirilmiş posterior implantlar dizayn edilmiştir. Kantilever miktarı sabitken 45 derece eğimli implantlar, vertikal yerleştirilmiş implantlarla kıyaslandığında kemikte oluşan basma ve çekme stres değerlerini artırdığı görülmüştür. Ayrıca distal implantlar 45 derece eğimli yerleştirilerek kantilever yapılmadığında, distal implantların vertikal yerleştirilerek 7 mm kantilever yapılan gruba göre biyomekanik olarak daha avantajlı olduğu belirtilmiştir (117).

Gümrükçü ve ark., yaptıkları çalışmada üst çenede implant sayısı, boyu ve eğiminin stres değerlerine etkisini 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile incelemiştir. Toplamda 3 alt grup oluşturarak 13 modelde hibrit protezler tasarlayarak analizlerini gerçekleştirmişlerdir. Birinci gruptaki 5 modelde distal implantları 6, 8, 11.5, 13, ve 16 mm olmak üzere 5 farklı boyda; sırasıyla 0°, 0° (2mm sinüs ogmentasyonu), 0° (5.5mm sinüs ogmentasyonu), 30°, ve 45° olarak üç farklı açıda yerleştirmiş aynı prosedürü ikinci grupta 5 implant ile üçüncü grupta ise 7 implant ile uygulamışlardır. Analiz sonuçlarında 30 derece açı ile eğimlendirilen implant vertikal yerleştirilenlere göre kemikte daha fazla strese neden olurken açı 45 derece olduğunda stres değerlerinin yeniden düştüğü gözlenmiştir. Bunun nedenini 45 derecede azalan kantilever uzunluğu ile açıklamış, distal kantilever uzunluğunun stres değerlerini önemli ölçüde etkilediğini belirtmişlerdir. 0 derece açının 30 dereceye göre daha az stres oluşturmasını ise eğimli implantlarda çiğneme kuvvetlerinin geliş yönüyle ilişkilendirmişlerdir. İdeal plan için 7 implant en düşük değerleri gösterirken, 4 ya da 5 implantlı tasarımlarda 5.5 mm sinüs ogmentasyonu ile vertikal olarak yerleştirilen implant boyu 11.5 mm olan dizaynın 7 implanta alternatif olabileceği rapor edilmiştir (144).

Bu çalışmada kantilever miktarı sabit tutularak anterior implantlar vertikal pozisyonda, posterior implantlar ise 15, 30 ,45 derece ile distale eğimli olarak all-on-four tekniğiyle yerleştirilmiştir. Tüm modellerde artan derece ile birlikte kemik ve implanlarda stres miktarının arttığı gözlenmiştir. Bu sonuçlar Çağlar ve ark., Zampelis ve ark. ve Watanabe ve ark.'nın çalışmaları ile paralellik göstermektedir.

Begg ve ark., fotoelastik stres analizi ile yaptıkları çalışmalarında all-on-four konseptinde 4 adet akrilik rezin model üretmişleridir. Anterior implantlar vertikal konumda birbirine paralel yerleştirilirken, distal implantlar sırasıyla 0, 15, 30 ve 45 derece açı ile eğimli yerleştirilmiştir. 4 implant metal bir bar ile splintlenmiştir. En yüksek stres değerlerinin implantların boyun bölgesinde ve apikal bölgede olduğu

bildirilmiştir. Ayrıca eğimli yerleştirilen implantların çevresindeki stres dağılımında 15 ve 30 derecede çok az bir artış gözlenirken, 45 derece açıda stresin önemli miktarda arttığını bildirmişlerdir (145).

İmplant destekli tam ark sabit protez tasarımlarının sonlu elemanlar analiz çalışmaları tek üye tasarımlardan çok daha karmaşıktır (40). İmplant destekli tam ark sabit protez vakalarında, stres dağılımını tek üye protezden daha karmaşık yapan bir alt yapının birçok implantı birbirine bağlamasıdır. Bu nedenle, protezin bir noktasındaki yüklemeye tüm implantlardaki ve çevreleyen kemikteki stres konsantrasyonunu farklı derecelerde artırır (146).

İmplant destekli protezlerin stabilitesi ve dayanıklılığı için protezin dizaynı ve materyal seçimi önemli bir faktördür. İmplant destekli sabit protezlerin alt yapıları için farklı materyaller kullanılmaktadır. İmplant destekli hibrit protezlerde metal/akrilik, metal/seramik ya da zirkonya/seramik kombinasyonları sıklıkla kullanılmaktadır.

Porselen dişlere kıyasla akrilik rezin dişlerin alt yapılarda stres değerlerini %50 oranında arttırmakta olduğu bildirilmiştir. Bundan dolayı, özellikle uzun distal kantilevera sahip protezlerde uygun stres dağılımı elde etmek ve implant destekli tam ark protezin rijiditesini arttırmak amacıyla akrilik diş yerine porselen dişleri kullanmanın daha iyi olacağı belirtilmiştir (147).

Lee ve ark., üç boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmalarında all-on-four konseptinde yerleştirilmiş implantlar üzerine tasarlanan titanyum, zirkonya ve polietilketonketon altyapıların kemikte oluşturduğu basma, çekme streslerini, implant ve protezde oluşan von mises stres değerlerini incelemişlerdir. Kemikte oluşan basma ve çekme streslerinin büyüklüğü sırasıyla büyükten küçüğe PEKK, titanyum, zirkonya şeklindedir. İmplantlarda oluşan von mises stresleri de yine kemikteki ile benzer şekildedir. Alt yapılarda görülen stres değerleri ise kemik ve implanttaki bulguların tam tersi yönde büyükten küçüğe sırasıyla zirkonya, titanyum, PEKK şeklinde rapor edilmiştir (148).

Bhering ve ark., 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 olan materyallerin

biyomekanik davranışları titanyuma göre daha iyi sonuçlar vermiştir. Titanyum altyapı ise kemik, implant, dayanak ve vidada en yüksek stres değerlerini göstermiştir (88).

Tribst ve ark., üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmada alt çenede 5 adet vertikal yerleştirilmiş implantlar üzerine tasarlanan titanyum ve zirkonya barların protez komponentlerinde oluşan strese etkisini araştırmışlardır. Sonuç olarak diğer araştırmalardan farklı şekilde zirkonya ve titanyumun biyomekanik davranışlarının birbirine benzediğini ve alt yapı materyalinin protez komponentlerinde oluşan strese etkisinin olmadığını rapor etmişlerdir (149).

Favot ve ark., 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. 4 implanttan iki tanesi anterior kanin dişler hizasına vertikal yönde yerleştirilirken, posterior implantlar 45 derece açı ile eğimli yerleştirilmiştir. 4 mm çapında, 11 mm boyunda implantlar kullanılmış; 13 mm kantilever uzunluğu tercih edilmiştir. 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 (150).

Ferreira ve ark., alt çenede üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmalarında 2 farklı üstyapı (porselen ve akrilik rezin) ve 5 farklı altyapı materyali (Ti, Au, Ag-Pd, Cr-Co, Ni-Cr) kullanmışlardır. 4 implant birbirine paralel olacak şekilde orta hattan 10 ve 15 mm uzaklıkta yerleştirilmiş ve sabit bir protezle splintlenmiştir. 10 mm kantilever uzunluğu tercih edilmiştir. Porselen üstyapıda altyapıların stres değerleri arasında bir fark görülmezken; akrilik resin üstyapı kullanımında Cr-Co altyapıda titanyuma göre daha yüksek stres değeri bulunmuştur. İmplantlarda ise her iki üstyapıda da yine titanyum ile Cr-Co kıyaslandığında titanyumda daha az stres değeri oluşturmuştur (147).

Bacchi ve ark., yaptıkları 3 boyutlu sonlu elemanlar analizinde 5 farklı altyapı materyalinin (tip 4 altın alaşımı, gümüş-paladyum alaşımı, saf titanyum, krom-kobalt ve zirkonya) kemik, altyapı, porselen veneer ve vidada oluşturduğu stres değerlerini incelemişlerdir. Kemikte oluşan çekme streslerinin değerleri büyükten küçüğe sırasıyla titanyum, Cr-Co, zirkonya şeklindedir. Vida ve porselen veneerde oluşan stres

değerleri de kemikteki ile benzer değerlerdedir. Ancak altyapılarda oluşan stresler tam tersi şekilde büyükten küçüğe zirkonya, Cr-Co,titanyum olarak sıralanmaktadır.

Bhering ve ark., Lee ve ark., Favot ve ark., Ferreira ve ark.'nın çalışmaları da bizim çalışmamız ile benzer sonuçlar göstermektedir. Biz de çalışmamızda farklı altyapı materyalleri kullanılarak tasarlanan hibrit protezlerde altyapıda oluşan stresi değerlendirdiğimizde stresin büyükten küçüğe Cr-Co, zirkonya,titanyum ,PEEK şeklinde olduğunu gözlemledik. Bizim çalışmamızda farklı altyapı materyallerinin kullanımının altyapıda meydana gelen stresi değiştirdiği gösterilmiştir.

Stawarczyk ve ark., farklı yöntemlerle elde ettikleri üç grup PEEK materyalinden, üç üyeli 45 adet implant üstü sabit protez üretmişlerdir. Yükleme altında kırılma dayanımını değerlendirdikleri çalışma sonucunda CAD/CAM ile elde edilen PEEK altyapı materyalinin kırılma direnci ortalama 2384 N (1571 N/ 3169 N) olarak ölçülmüştür (152).

Kolbeck ve ark., çalışmalarında diş-diş bağlantılı, diş-titanyum dayanak bağlantılı ve diş-zirkonya dayanak bağlantılı üç grup oluşturmuşlardır. Prepare edilmiş gerçek molar dişler ve 3.8 mm çapında 11 mm uzunluğunda implantlar rezin bloklara gömülmüş ve CAD/CAM ile 8 adet zirkonya alt yapılı üç üyeli sabit protez üretilmiştir. Kırılma testi sonrasında diş-titanyum implant bağlantılı grupta zirkonya altyapının kırılma direncini ortalama 991 N (832 N /1402 N) olarak ölçmüşlerdir (151).

Literatür incelendiğinde, çalışmamızda kullanılan altyapıların kırılma direnci değerleri bu çalışmalarda görülen stres değerlerinin çok üzerindedir. Dolayısıyla hibrit protez tasarımında altpıya gelen stres göz önünde bulundurulduğunda bu çalışmada test edilen tüm materyallerin güvenle kullanılabilirliği söylenebilir. Kemikte, implantlarda ve protetik komponentlerde ise, stresin büyükten küçüğe PEEK, titanyum, zirkonya, Cr-Co altyapılarda oluştuğunu tespit ettik. Çalışmamızda PEEK altyapı kullanımını durumunda, kortikal kemikte görülen en yüksek çekme ve basma stres değerlerinin (15 MPa, -22 MPa) , kortikal kemiğin dayanım kapasitesi olan çekme ve basma stres değerlerinin (170 MPa, -130 MPa) oldukça altında olduğu gösterilmiştir. Dolayısıyla all-on-four konseptinde hibrit protez tasarımında altyapı materyallerinin kemikte oluşturduğu stres dikkate alındığında yine tüm materyallerin güvenle kullanılabilirliği belirtilebilir.

İmplant destekli hibrit protezlerin üst yapısında kullanılan materyallerle ilgili az sayıda literatür bulunmaktadır. Metal destekli porselen gibi rijit materyaller implant ve çevreleyen kemik dokusuna yük transferini arttırabilir (114). İmplant destekli protezlerin üst yapılarında sert ve daha rijit materyallerin kullanımının implantlarda stres dağılımını arttırdığını bir çalışmada belirtilmiştir (152).

Gomes ve ark., üst çene 1. premolar diş eksikliğinde oluşturdukları tek üye implant destekli protezlerinde 5 farklı grup (altın-porselen, altın-kompozit rezin, titanyum-porselen, titanyum-kompozit rezin, zirkonya- porselen) oluşturmuşlardır. Sonuç olarak üst yapı materyalinin kemik dokularındaki stres dağılımında herhangi bir etkisi olmadığını ancak zirkonya modelin vida üzerinde daha az stres oluşturduğunu gözlemlemişlerdir (153). Biz de çalışmamızda zirkonya üst yapı kullanımının protez komponentlerinde kompozit üstyapıya göre daha düşük stres oluşturduğunu gözlemledik.

Ferreira ve ark., çalışmalarında akrilik rezin dişler ile porselen dişleri karşılaştırdıklarında elastik modülüsü daha düşük olan akrilik rezin dişlerin alt yapılardaki stres değerlerini %50 arttırdığını belirtmişlerdir. Bu nedenle, özellikle uzun kantilevera sahip protezlerde uygun stres dağılımına katkı sağlamak ve implant destekli tam ark protezin rijiditesini arttırmak için akrilik diş yerine porselen dişleri kullanmanın daha iyi olacağını belirtmişlerdir (147).

Assunção ve ark., protez-implant uyumsuzluğu ve farklı alt yapı, üstyapı materyallerini karşılaştırdıkları 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmalarında implant-protez uyumu iyi olan ve olmayan iki ayrı grup oluşturmuştur. Bu iki grup kendi içerisinde 3 farklı altyapı (altın,titanyum, zirkonya) ve iki farklı üst yapı (porselen,modifiye kompozit rezin) içermek üzere 5 alt gruba bölünmüştür. Çalışmalarının sonucunda porselen-titanyum ve porselen-zirkonya gruplarının daha uygun stres dağılımı gösterdiği bildirilmiştir. Yüksek elastiklik modülüne sahip materyallerin biyomekanik açıdan implant destekli protezlerin üst yapıları için daha uygun olduklarını belirtmişlerdir (114).

Zhao ve ark., monolitik ve tabakalı kronlardan oluşan toplam 40 örnekle bir in vitro çalışma gerçekleştirmişlerdir. Sonuç olarak monolitik anatomik tasarıma sahip lityum disilikat kronların tabakalı kronlara göre üstün kırılma direnci gösterdiğini ve monolitik

kronların tek bir materyalden oluştuğu ve herhangi bir veneer tabakası içermediği için göreceli olarak daha güçlü olduklarını belirtmişlerdir (154).

Sertgöz ve ark., sonlu elemanlar analizinde farklı veneer (rezin, resin kompozit ve porselen) ve alt yapı materyallerinin (altın, gümüş-paladyum, krom-kobalt ve titanyum alaşımı) kemik, vida ve altyapılardaki stres dağılımı üzerine etkisini değerlendirmişlerdir. Alt çenede 6 adet implant üzerine tam ark sabit protezler tasarlamışlardır. Kobalt-krom alt yapı ve porselen veneer materyali kombinasyonunun kemikte ve implantlardaki stres dağılımını en uygun hale getirdiğini ancak protezde oluşan stresin arttığını belirtmişlerdir. Ayrıca sertliği düşük olan restoratif materyallerin kullanımının implantlar ve destekleyen dokularda yüksek streslere sebep olduğunu göstermişlerdir (155).

Günümüzde uygulanmakta olan alt yapı üzerine monolitik kron tekniğinin özellikle porselene göre kırık ve çatlak oluşumundaki avantajları nedeni ile çalışmamızda farklı alt yapı üzerine monolitik zirkonya ve nano seramikle güçlendirilmiş hibrit kompozit kronlar kullanılmıştır. Yukarıdaki çalışmalara paralel olarak, hibrit protez tasarımında monolitik zirkonya kullanımının, nanoseramikle güçlendirilmiş kompozit blok kullanımına göre kemikte, implantlarda, altyapılarda ve protetik komponentlerde oluşan stres miktarını azalttığını çalışmamızda gözlemledik.

Bu çalışmanın temel sınırlılığı sonlu elemanlar stres analizinin de sınırlaması olan *in vivo* şartların birebir taklit edilememesidir. Sonlu elemanlar analizinde kemik-implant bağlantısı % 100 olarak kabul edilmektedir ve modeller tamamen homojen ve izotropiktir. Ancak bu koşullar doğada mümkün değildir. Bu nedenle all-on- four tekniğinde farklı hibrit protez tasarımları ve materyalleri ile ilgili *in vitro* ve *in vivo* çalışmalara ihtiyaç vardır.

Çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşıldı;

1. Tüm modellerde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında meydana gelen stresler, trabeküler kemikte meydana gelen streslerden yüksektir.
2. İmplant çapı arttıkça kemik ve protetik komponentlerdeki stres değerleri azalırken, implant boyunun artması stres değerlerinde belirgin bir fark yaratmamıştır.
3. Kantilever uzunluğu arttıkça kemikte çekme ve basma stresler değeri; implant, dayanak, vida ve altyapıda von Mises stres değerleri artmıştır.

4. Kantilever miktarı sabit tutulduğunda, posterior implantlarda distale eğim arttıkça kemikte çekme ve basma stres değerleri; implant, dayanak, vida ve altyapıda von Mises stres değerleri artmıştır.
5. İmplant ve vidalara gelen stresler değerlendirildiğinde en yüksek değerlerin posteriorda boyun bölgesinde; dayanaklarda da yine posterior boyun bölgesinde olduğu gözlenmiştir.
6. Tüm gruplar için, kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum stresler posterior implant soketinde gözlenmiş ve kemiğin kırılma dayanımını aşmamıştır.
7. Farklı altyapı materyalleri kullanılarak tasarlanan hibrit protezlerde altyapıda oluşan stres miktarları büyükten küçüğe Cr-Co, zirkonya, titanyum, PEEK altyapıda olduğu bulunmuştur.
8. Farklı altyapı materyalleri kullanılarak tasarlanan hibrit protezlerde kemikte, implantlarda ve protetik komponentlerde, stresin büyükten küçüğe PEEK, titanyum, zirkonya, Cr-Co altyapılarda olduğu tespit edilmiştir.
9. Hibrit protez tasarımında üstyapı materyali olarak monolitik zirkonya kullanımının, nanoseramikle güçlendirilmiş kompozit blok kullanımına göre kemikte, implantlarda, altyapılarda ve protetik komponentlerde oluşan stres miktarını azalttığı görülmüştür.

6. KAYNAKLAR

1. Ke KY. Principles of occlusion in implant dentistry. Interview. Dent Implantol Update 2006;17(5): 33-38.
2. Minichetti JC. Analysis of HA-coated subperiosteal implants. J Oral Implantol. 2003; 29(3): 111-116.
3. Agliardi E, Panigatti S, Clericò M, Villa C, Malò P. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: Interim results of a single cohort prospective study. Clin Oral Implants Res. 2010; 21(5): 459-465.
4. Ho CK. Implant rehabilitation in the edentulous jaw: The “All-on-four” immediate function concept. Aust Dent Pract 2012; 23(2): 138-148.
5. Maló, P, Rangert B, and Nobre M. All-on-four immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous maxillae: A 1-year retrospective clinical study. Clin Implant Dent Relat Res. 2005; 7(1): 88–94.
6. Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: Design considerations. J Prosthet Dent. 1997; 78(1): 28-33.
7. Chatman R. Implantology: History and review. Bull Painfield Dent Soc. 1970; 2: 15-19.
8. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. J Prosthet Dent. 2017; 117(5): 29.
9. Kurtuluş IL. Farklı açılarla yerleştirilen implantların desteklediği 'overdenture' protezlerde kullanılan ataçmanların in vitro olarak karşılaştırılması, Doktora tezi, Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Kayseri, 2014: 89.
10. Adell R, Lekholm U, Rockler B BP. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981; 10: 387-416.
11. Misch CE. Dental Implant Prosthetics. St. Louis, Elsevier Mosby, 2008: 68-88.
12. Becker MJ. Ancient Dental Implants: A Recently Proposed Example from France

- Evaluated with Other Spurious Examples, *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 19-29.
13. Palacci P. *Esthetic Implant Dentistry, Soft and Hard tissue management.* Quintessence publishing Co. Inc Berlin, 2001: 5-9.
 14. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J HO. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstruct Surg Suppl.* 1977; 16: 1-132.
 15. Zarb GA. Osseointegration: A Requiem for the Periodontal Ligament. *Int J Oral Maxillofac Implant* 1991;11:88-91.
 16. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants—past and future 1966-2042. *J Can Dent Assoc* 2005; 71(5): 327.
 17. Tunalı B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji (3), Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul 2004: 9-17.
 18. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent.* 1988; 60: 75-84.
 19. Çetiner S, Zor F. Dental implantolojide başarıyı etkileyen faktörler. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 2007; 24(1): 51-56.
 20. Hakkı S, Ertuğrul S. Dental Implantların Yüzey Özellikleri ve Osseointegrasyondaki önemi. *SÜ Diş Hek Fak Derg* 2009; 18: 336-341.
 21. Rolant M, Langer B. Dental Implant. Review. *J Periodontol* 1992; 63: 859-870.
 22. Çalikkocaoğlu S. Tam Protezler(4) İstanbul: Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği 2004: 788-792.
 23. Atar Ö. Alveolar distraksiyon yapılan hastalarda implantüstü protezlerin uzun dönem takibi, Doktora Tezi, Marmara üniversitesi sağlık bilimleri enstitüsü, İstanbul 2007: 91.
 24. Kenneth AJ. *Science of dental materials.* St louis, Elsevier Health Science. 2003.
 25. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988; 3: 85-97.
 26. Pesqueira A, Goiato M, Gennari-Filho H, Monteiro D, Dos Santos D, Haddad M. The use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J oral implantol.* 2012; 40 (2): 217-228.
 27. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: A 3 dimensional finite

- element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998; 13(6): 781-790.
28. Morneburg TR, Proschel PA. Success rates microimplants in edentulous patients with residual ridge resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008; 23: 270-276.
 29. Adigüzel Ö. Sonlu Elemanlar Analizi. *Dicle Diş Hek Derg* 2010; 11(1): 18-23.
 30. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials* (13), Elsevier Health Sciences 2012: 34-35.
 31. Lekholm U, Zarb GA. *Tissue integrated prostheses: Osteointegration in Clinical Dentistry*, Quintessence Pub, Chicago 1985:199-209.
 32. Supervision T. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent*. 2005; 94(1), 10-92.
 33. Boyacı BK. 'All-On-Four' Tekniğine Uygun Olarak Yerleştirilmiş Titanyum implantlar Üzerine Farklı Materyallerden Üretilen Üst Yapıların Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemiyle İncelenmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri enstitüsü, Ankara, 2015: 129.
 34. Gül EB. Farklı açılarda yerleştirilen implantlarla desteklenen barlı tutucularda kemikteki stres dağılımının incelenmesi, Doktora tezi, Gazi üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2009:108.
 35. Güngör BM. Maksiller anterior bölgeye uygulanan değişik zirkonyum implant destekli protezlerde abutment, implant ve implant çevre dokuda oluşan stres dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri enstitüsü, Ankara, 2014: 124.
 36. Ramoğlu S, Oğuz O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg*. 2014; 9:175-180.
 37. Ulusoy M, Aydın K. Diş hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler (3), Ankara Üniversitesi Yayınları, Ankara 2010: 96-120,897.
 38. Caputo AA, Standlee PJ. *Biomechanics in clinical dentistry*, Quintessence Pub. , Chicago, 1987:129-139.
 39. Lyons KM, Beumer, Caputo AA. Abutment load transfer by removable partial denture obturator frameworks in different acquired maxillary defects. *J Prosthet Dent*. 2005; 94(3): 281-288.
 40. Geng JP, Tan KC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001; 85: 585-598.
 41. Ramoğlu S. Asimetrik Lokalizasyonlarda Yerleştirilen İmplantlarla Desteklenen

- Overdenture Protezlerin İmplant ve Çevre Dokulardaki Etkilerinin 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle İncelenmesi, Doktora Tezi, Yakınoğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2014: 27.
42. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.* 1998; 24(2): 80-88.
 43. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent.* 2008; 36(7): 463-471.
 44. Yue X, Wang L, Wang R, Zhou F. Finite element analysis on strains of viscoelastic human skull and duramater, In: *Finite element analysis*, David Moratal, IntechOpen, Croatia 2010; 1- 43.
 45. Gümüş HO. Uç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değisik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdıkları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2007:102.
 46. Taşkinsel E, Gümüş HÖ. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2014; 8: 131-135.
 47. Çağlar A. Effects of Mesiodistal Inclination of Implants on Stress Distribution in Implant-Supported Fixed Protheses. *Int J Oral and Maxillofac Implants* 2006; 21(1): 36-44.
 48. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of the finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6): 585-598.
 49. Jivraj S, Chee W. Treatment planning of implants in posterior quadrants. *Br Dent J.* 2006; 201(1): 13–23.
 50. Carinci F, Farina A, Zanetti U, et al. Alveolar ridge augmentation: A comparative longitudinal study between calvaria and iliac crest bone grafts. *J Oral Implantol.* 2005; 31(1): 39-45.
 51. Hinze M, Thalmeier T, Bolz W, Wachtel H. Immediate loading of fixed provisional protheses using four implants for the rehabilitation of the edentulous arch: A prospective clinical study. *Int J Oral and Maxillofac Implants* 2010; 25(5): 1011-1018.
 52. Maló P, Rangert B, Nobre M. “All-on-Four” immediate-function concept with

- brånemark system implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003; 5(1): 2-9.
53. Patzelt S, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The all-on-four treatment concept: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014; 16(6): 836-855.
54. Bhardwaj S, Srivastava R, Palekar U, Choukse V. The “All-on-four” immediate function concept: A review. *Nat J Dent Sci Res.* 2014; 2(1): 78-81.
55. Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N, Tella S, Abusaad M. Prosthodontic perspective to All-on-four concept for dental implants. *J Clin Diagn Res.* 2014; 8(10): 16-19.
56. Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dent Clin N Am* 2004; 48(2): 499-512.
57. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips science of dental materials*, Elsevier Health Sciences 2013: 25.
58. Murphy WM, Absi EG, Gregory MC, Williams KR. A prospective 5-year study of two cast framework alloys for fixed implant-supported mandibular prostheses. *Int J Prosthodont.* 2002; 15 (2): 133-138.
59. Cho Y, Raigrodski AJ. The rehabilitation of an edentulous mandible with a CAD/CAM zirconia framework and heat-pressed lithium disilicate ceramic crowns: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2014; 111(6): 443-447.
60. Zoidis P. The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2018;119(4): 516-521.
61. Tuğçe G. All on six tekniğine göre yerleştirilen implantlarda farklı altyapı materyalleri kullanımının stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, 2018: 117.
62. McLean JW. The science and art of dental ceramics. *Oper Dent.* 1991; 16(4):149-156.
63. Drago C, Howell K. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *J Prosthodont.* 2012; 21(5): 413-424.
64. Sidambe AT. Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants: A review. *Materials(Basel)* 2014; 7(12): 8168-8188.
65. Shrestha S, Joshi S. Current concepts in biomaterials in dental implant. *Sci Res* 2014; 2: 7-12.
66. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;

- 20(1): 1-25.
67. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent.* 2007; 35(11): 819-826.
 68. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Rotkina L, et al. 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. *Clin Oral Implants Res.* 2014; 25(2): 165-174.
 69. Pozzi A, Tallarico M, Barlattani A. Monolithic lithium disilicate full-contour crowns bonded on CAD/CAM zirconia complete-arch implant bridges with 3 to 5 years of follow-up. *J Oral Implantol.* 2015; 41(4): 450-458.
 70. Kurtz SM. An Overview of PEEK Biomaterials. In: *PEEK Biomaterials Handbook*, Elsevier 2012: 1-7.
 71. Seferis JC. Polyetheretherketone (PEEK): Processing-structure and properties studies for a matrix in high performance composites. *Polymer composites* 1986; 7(3): 158-169.
 72. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer- infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater* 2013; 29: 419-426.
 73. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer- infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater* 2014; 30 :564-569.
 74. Mormann WH, Stawarczyk B, Ender A, et al. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013; 20: 113-125.
 75. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F, et al. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24(3): 511-517.
 76. Buser D, Mericske-stern R, Bernard P, et al. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res.* 1997; 8(3): 161-172.
 77. Craig RG, Peyton FA, Asgar K. *Restorative dental materials*, Mosby, Elsevier, 1975.
 78. Jensen OT, Shulman LB, Block MS, Iacono VJ, Report of the sinus consensus

- conference of 1996. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13: 11- 45.
79. Maló P, Nobre M, Rangert B. Short Implants Placed One-Stage in Maxillae and Mandibles: A Retrospective Clinical Study with 1 to 9 Years of Follow-Up. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007; 9(1): 15-21.
 80. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15(3): 405-414.
 81. Grandi T, Guazzi P, Samarani R, Grandi G. Immediate loading of four (All-on-four) post-extractive implants supporting mandibular cross-arch fixed prostheses: 18-month follow-up from a multicentre prospective cohort study. *Eur J Oral Implantol*. 2012; 5(3): 277-285.
 82. Doğan D, Polat N, Polat S, ve ark. Evaluation of ‘All-on-Four’ concept and alternative designs with 3d finite element analysis method. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014; 16(4): 501-510.
 83. Khatami AH, Smith CR. “All-on-four” immediate function concept and clinical report of treatment of an edentulous mandible with a fixed complete denture and milled titanium framework. *J Prosthodont*. 2008; 17(1): 47-51.
 84. Francetti L, Romeo D, Corbella S, Taschieri S, Del Fabbro M. Bone level changes around axial and tilted implants in full-arch fixed immediate restorations: In terim results of a prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(5): 646-654.
 85. Baiamonte T, Abbate M, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantol*. 1996; 22(2): 104-110.
 86. De Tolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol*. 2000; 26(2): 77-81.
 87. Almeida EO, Rocha EP, Júnior ACF, et al. Tilted and Short Implants Supporting Fixed Prosthesis in an Atrophic Maxilla : A 3D-FEA Biomechanical Evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015; 332–342.
 88. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, et al. 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. *Mater Sci Eng C Matern Biol Appl*. 2016; 69: 715-725.

89. Van Staden R, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Eng.* 2006; 9(4): 257-270.
90. Al-Sukhun J, Kelleway J. Biomech of the mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 455- 466.
91. Bhavikatti S. Finite element analysis (2), New Age Int, New Delhi, 2005: 1-9, 73-81.
92. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res* 2014; 4: 200-203.
93. Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26: 752-759.
94. Silva GC, Mendonça JA, Lopes LR, Landre J. Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six Imp: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25: 239-246.
95. Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-four Concept. *J Prosthodont Res* 2010; 54(4): 179-184.
96. Naini RB, Nokar S. Tilted or Parallel Implant Placement in the Completely Edentulous Mandible : A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26 (4): 776-781.
97. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res.* 1983; 62(2): 155- 159.
98. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(6): 523-530.
99. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, et al. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont.* 2008; 21(6): 539-542.
100. Demenko V, Linetsky I, Nesvit V, et al. FE study of bone quality effect on load-

- carrying ability of dental implants. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2014; 17(16): 1751-1761.
101. Demenko V, Linetskiy I, Nesvit K, Shevchenko A. Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. *J Dent Res.* 2011; 90(10): 1211- 1215.
 102. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three- dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.* 2005; 93(3): 227-234.
 103. Çaglar A, Bal BT, Karakoca S, et al. Three- dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26(5) : 961-969.
 104. Kohal RJ, Papavasiliou G, Kamposiora P, Tripodakis A, Strub JR. Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont.* 2001;15(2): 189-194.
 105. Hussein MO, Rabie ME. Three-dimensional nonlinear contact finite element analysis of mandibular All-on-4 design. *J Oral Implantol.* 2015; 41: 12-18.
 106. Meijer H, Starmans F, Bosman F, Steen W. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil.* 1993; 20(2): 147- 157.
 107. Smith IM, Griffiths DV, Margetts L. *Programming the finite element method (5)*, Chichester, John Wiley & Sons 2013:18-26.
 108. Himmlöva L, Dostálová Tj, Kácovský A, Konvič Ková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 20-25.
 109. Aydin C, Özen J, Yilmaz C, Korkmaz T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 36-44.
 110. Saleh F, Shima S, Rodabeh G, Amirreza K, Nader B. 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. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2015; 9(4):74-77.
 111. Barbosa M, Adelino V, Perez L, Carolina A, Gonçalves W. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-

- supported fixed dentures. *Mater Sci Eng C*. 2014; 35: 92–99.
112. Cehreli MC, Akkoacaoglu M, Comert A, Tekdemir I, Akca K. Human ex vivo bone tissue strains around immediately loaded implants supporting maxillary overdentures. *Clin. Oral Implant Res*. 2005;16: 540-550.
113. Barão JA, Delben J, Lima T, Cabral WG, Assunção J. Comparison of different designs of imp-retained overdentures and fixed full archimplant supported prosthesis on stres distrubution in edentolous mandible-a computed tomography based 3D FEA. *J Biomech*. 2013; 46(7):1312-1320.
114. Assunção WG, Gomes ÉA, Barão VA, et al. Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: A finite element analysis. *J Craniofac Surg*. 2010; 21(3): 689-695.
115. M Cruz AF, Lourenco EM, Toledo LP, da Silva Barra AC, de Castro Lemonge, Wassall T. Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries. *Technol. Health Care*. 2006; 14(4-5): 421-438.
116. Teixeira MF, Ramalho SA, de Mattias Sartori IA, Lehmann RB. Finite element analysis of 2 immediate loading systems in edentulous mandible: rigid and semirigid splinting of implants. *Implant Dent*. 2010; 19(1): 39-49.
117. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support : A two- dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2007; 97(6): 35-43.
118. Bakke M. Bite force and occlusion. *Semin orthod*. 2006; 12(2): 120-126.
119. Rismanchian M, Bajoghli F, Mostajeran Z, Fazel A, Eshkevari P. Effect of implants on maximum bite force in edentulous patients. *J Oral Implantol*. 2009; 35: 196-200.
120. Abreu RM, Pereira MD, Furtado F, Prado GPR, Mestriner W, Ferreira LM. Masticatory efficiency and bite force in individuals with normal occlusion. *Oral Biol*. 2014; 59: 1065-1074.
121. Takaki P, Vieira M, Bommarito S. Maximum bite force analysis in different age groups. *Int Arch Otorhinolaryngol* 2014; 18(3): 272-276.
122. Türker N. All-On- Four Tekniğine Göre Farklı Oklüzal Şemalarla Tasarlanmış Tedavi Seçeneklerinde İmplant ve Destek Dokulara İletilen Kuvvetlerin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Akdeniz Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Antalya 2018: 137.

123. Koç D, Dogan A, Bek B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent* 2010; 4: 223-232.
124. Logan D. *First course in the finite element method* (5) Stamford; Nelson Education Ltd. 2007:23-27.
125. Martin RB, Burr DB, Sharkey NA, Fyhrie DP. *Skeletal tissue mechanics* (3). New York; Springer 1998: 355-422.
126. Natali AN. *Dental biomechanics* (1). New York, CRC Press 2003:74-78.
127. Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *İnt J Oral Maxillofac İmplants*. 2001; 16: 5.
128. Özkan KÇ. *İmplant - Abutment Kırılma Degerlerinin Karşılaştırılması*. Yüksek Lisans Tezi, Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2014: 62.
129. Rafaela C, Marco Z, Özcan M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. *Rev Artic J Mech Behav Biomed Mater*. 2016; 62: 333–346.
130. Frost H. A determinant of bone architecture: the minimum effective strain. *Clin Orthop Relat Res*. 1983; 175: 286-292.
131. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod*. 2004; 74: 3-15.
132. Mahnama A, Tafazzoli-Shadpour M, Geramipannah F, Dehghan MM. Verification of the mechanostat theory in mandible remodeling after tooth extraction: Animal study and numerical modeling. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013; 20: 354-362.
133. Tyrovola JB, Odont X. The “mechanostat theory” of frost and the OPG/Rankl/RANK system. *J Cell Biochem*. 2015; 116: 2724-2729.
134. Lerebours C, Buenzli PR. Towards a cell-based mechanostat theory of bone: the need to account for osteocyte desensitisation and osteocyte replacement. *J Biomec*. 2016; 49: 2600-2606.
135. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille J. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res*. 1998; 43: 192-203.
136. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral Implants. *Implant Dent*. 1992; 1: 289-294.
137. Duyck J, Naert I, Ronold HJ, Ellingsen JE, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J.

- The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: An animal experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 2001; 12: 207-218.
138. Sandra LD, de Moraes FR, Verri JF, et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Varying Diameter and Connection Type in Implants with High Crown-Implant Ratio. *Braz Dent J.* 2018; 29 (1): 36-42.
 139. Borie E, Orsi IA, Noritomi PY. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Biomechanical Behaviors of Implants with Different Connections, Lengths, and Diameters Placed in the Maxillary Anterior Region. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016; 31(1):101-110.
 140. Lemos A, Verri FR, Junior S, et al. Splinted and Nonsplinted Crowns with Different Implant Lengths in the Posterior Maxilla by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Health C Eng.* 2018; 316.
 141. Ueda N, Takayama YA. Minimization of dental implant diameter and length according to bone quality determined by finite element analysis and optimized calculation. *J Prosthodont Res.* 2017; 61(3): 324-332.
 142. Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, et al. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant- supported fixed dentures. *J Prosthet Dent.* 2011; 105(1): 5–13.
 143. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination , loading position , and load direction on stress distribution. *Odontology.* 2003;91(1): 31–36.
 144. Gümrükçü Z, Korkmaz YT. Influence of implant number , length , and tilting degree on stress distribution in atrophic maxilla : a finite element study. *Med Biol Eng Comput.* 2018; 56(6): 979–989.
 145. Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24(4): 663-671.
 146. Ferreira MB, Barão VA, Faverani LP, Hipólito AC, Assunção WG. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014a; 35: 92-99.
 147. Ferreira MB, Barao VA, Delben JA, Faverani LP, Hipolito AC, Assuncao WG.

- Non-linear 3D finite element analysis of full-arch implant-supported fixed dentures. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014b; 38: 306-314.
148. Lee KS, Shin SW, Lee SP, et al. Comparative Evaluation of a Four- Implant-Supported Polyetherketoneketone Framework Prosthesis: A Three- Dimensional Finite Element Analysis Based on Cone Beam Computed Tomography and Computer-Aided Design. *Int J Prosthodont* 2017; 30(6): 581-585.
149. Tribst J, de Morais DC, Alonso AA, et al. Comparative three- dimensional finite element analysis of implant-supported fixed complete arch mandibular prostheses in two materials. *J Indian Prosthodont Soc.* 2017; 17(3): 255-260.
150. Favot LM, Berry KV, Haboussi M, Thiebaud F, Zineb TB. Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behaviour of a rehabilitated edentulous mandible. *J Dent.* 2014; 42(3): 287-297.
151. Kolbeck C, Behr M, Rosentritt M, Handel G. Fracture force of tooth-tooth- and implant-tooth-supported all-ceramic fixed partial dentures using titanium vs. customised zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res.* 2008; 19: 1049-1053.
152. Gracis SE, Nicholls JJ, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-Absorbing Behavior of Five Restorative Materials Used on Implants. *Int J Prosthodont.* 1991; 4(3): 282-291.
153. Gomes ÉA, Barao VA, Rocha EP, de Almeida ÉO, Assunção WG. Effect of metal-ceramic or all-ceramic superstructure materials on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: Three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011; 26(6): 1202-1209.
154. Zhao K, Pan Y, Guess PC, Zhang XP, Swain MV. Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. *Dent Mater.* 2012; 28(6): 653-660.
155. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont.* 1997; 10(1): 19-27.

ALL-ON-FOUR' KONSEPTİ KULLANILARAK FARKLI TASARIMLAR VE MATERYALLERLE ÜRETİLEN PROTEZLERİN STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ

ORJİNALLIK RAPORU

% 16 BENZERLİK ENDEKSİ	% 16 İNTERNET KAYNAKLARI	% 3 YAYINLAR	% ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ
----------------------------------	------------------------------------	------------------------	-----------------------

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikarsiv.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	% 5
2	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	% 4
3	docs.neu.edu.tr İnternet Kaynağı	% 2
4	www.modemedikal.com İnternet Kaynağı	% 2
5	dent.ege.edu.tr İnternet Kaynağı	% 2
6	dergipark.ulakbim.gov.tr İnternet Kaynağı	% 1
7	acikerisim.selcuk.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
8	www.dent.ege.edu.tr	

ÖZGEÇMİŞ



Kişisel bilgiler

Adı soyadı : Damla GÜNEŞ ÜNLÜ
Doğum Yeri /Tarihi : Kocasinan / 15.09.1990
Adresi : Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı 38039, Melikgazi/Kayseri
E-posta : dtdamlaunlu@outlook.com / damlas_7tp@hotmail.com
Medeni Durum :Evli
Uyruk :Türkiye
Ünvanı: :Doktora Öğrencisi Diş Hekimi

Eğitim



Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Doktora Programı (2014- 2019)



Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi (2008-2013)



Nuh Mehmet Baldöktü Anadolu Lisesi (2004-2008)

KONGRE/ SEMPOZYUM/ BİLİMSSEL ETKİNLİKLER VE SERTİFİKALAR

- Ankara Üniversitesine bağlı TÖMER Dil Kurumunda 12 kurluk eğitim sertifikası, TÖMER diploması 2005 ,Kayseri
- Türk Dişhekimliği Birliği 3.Ulusal Kongresi , 4-5Nisan 2009, İstanbul
- Yeditepe Üniversitesi Kan Yoluyla Bulaşan Hastalıklar Paneli , 8-9 Aralık 2009, İstanbul
- Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi 1.Öğrenci Araştırmaları Günü , 14 şubat 2011, İstanbul, Türkiye
- European Prosthodontic Association (EPA) Uluslar Arası Kongresi ,25-27 Eylül 2014, İstanbul
- NucleOSS implant systems TFI eğitimi:'Fix on 4' Seçeneği Salzburg, Avusturya

- European Prosthodontic Association (EPA) Uluslar Arası Kongresi ,13-15 Eylül 2018 Madrid, İspanya

BİLİMSEL TOPLANTILARDA SUNULAN VE BİLDİRİ KİTAPLARINDA BASILAN BİLDİRİLER

- K Kilic, A Uzel, D Unlu, HI Kilinc. Satisfaction of Patients Using Removable Partial Prosthesis. 38th Annual Conference of The European Prosthodontic Association (Eylül 2014, İstanbul, Poster Sunumu),
- İkbāl LK, Kerem K, Ravza E, Damla U, Ahmet Ç, Bülent K, Stephan E. Evaluation of Oral Stereognosis in Relation to Tactile Ability And Patient Satisfaction. 41th Annual Conference Of The European Prosthodontic Association (Eylül 2017, Bükreş, Sözlü Sunum)
- D Unlu, K Kilic .Evaluation Of Stress Distribution in ‘All On Four Concept with Finite Element Analysis. 42nd Annual Conference Of The European Prosthodontic Association (Eylül 2018, Madrid, Sözlü Sunum)

PROJELERDE YAPTIĞI GÖREVLER

- Oral Stereognostik Kabiliyet Ve Hasta Memnuniyeti Arasındaki İlişkinin Değerlendirilmesi. Bursiyer TÜBİTAK SBAG, Proje No:214S587,2016
- ‘All-On-Four’ Konsepti Kullanılarak Farklı Tasarımlar Ve Materyallerle Üretilen Protezlerin Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle İncelenmesi. Yardımcı Araştırmacı, Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi, Proje No: TSA-2017-7139(Yürüyen Proje)

BİLİMSEL KURULUŞLARA ÜYELİKLER

- ITI (International Team for Implantology) üyeliği
- EPA (The European Prosthodontic Association) üyeliği

DOKTORA TEZİ KONUSU VE DANIŞMANI

- ‘All-On-Four’ Konsepti Kullanılarak Farklı Tasarımlar Ve Materyallerle Üretilen Protezlerin Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle İncelenmesi
- Tez Danışmanı: Doç.Dr.Kerem Kılıç

ULUSLARARASI HAKEMLİ DERGİLERDE YAYIMLANAN MAKALELER

1. Evaluation of Oral Stereognosis in Relation to Tactile Ability And Patient Satisfaction. İkbal LK, Kerem K, Ravza E, Damla U, Ahmet Ç, Bülent K, Stephan E. J Oral Implantology 2017;43(6):468-475.