

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ



**İMLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLERDE FARKLI ALTYAPI
MATERYALLERİNİN, İMLANT BİLEŞENLERİ VE
DESTEKLEYİCİ KEMİK DOKUDA OLUŞTURDUĞU
STRESLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİYLE
İNCELENMESİ**

DİŞ HEKİMLİĞİNDEUZMANLIK TEZİ

Dt. Hidayet Çelik

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ali İhsan Zengingül

2.TEZ DANIŞMAN

Doç. Dr. Emine Göncü Başaran

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR- 2020

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ



İMLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLERDE FARKLI ALTYAPI
MATERYALLERİNİN, İMLANT BİLEŞENLERİ VE
DESTEKLEYİCİ KEMİK DOKUDA OLUŞTURDUĞU
STRESLERİN SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİYLE
İNCELENMESİ

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Dt. Hidayet Çelik

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ali İhsan Zengingül

2. TEZDANIŞMAN

Doç. Dr. Emine Göncü Başaran

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR- 2020

Bu uzmanlık tezi Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi Tarafından
Diş.19.10 proje numarası ile desteklenmiştir.



T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
DEKANLIĞI



ONAY

Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık öğrencisi **Dt.Hidayet ÇELİK**' in hazırladığı "İmplant Üstü Sabit Protezlerde Farklı Alt Yapı Materyallerinin, İmplant Bileşenleri Ve Destekleyici Kemik Dokuda Oluşturduğu Streslerin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemiyle İncelenmesi" başlıklı Uzmanlık Tezi 22/10/2020 tarihinde "Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin" ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden tarafımızdan değerlendirilerek **Başarılı** / ~~B~~ olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Prof. Dr. Ali İhsan ZENGİNGÜL

Jüri Üyesinin

Ünvanı	Adı ve Soyadı	Kurumu	İmza
Başkan	Prof. Dr. Ali İhsan ZENGİNGÜL	D. Ü. Diş Hek. Fak.	
Üye	Prof. Dr. Mustafa Zengin	Hekimlik Fak. / D. Ü. Diş Hek. Fak.	
Üye	Prof. Dr. Remzi Nure	D. Ü. Diş. Hek. Fak.	
Üye	Prof. Dr. Zehra Şahin	POLAT D. Ü. Diş Hek. Fak.	
Üye	Doç. Dr. Emme Genç Başaran	D. Ü. Diş Hek. Fak.	

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

22.10.2020

Prof. Dr. Tahsin KILIÇOĞLU
Dicle Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı V.

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarımı ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve tezimi Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kılavuzu standartlarına uygun bir şekilde hazırladığımı beyan ederim.

Hidayet ÇELİK

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen tez danışmanım Prof.Dr.Ali İhsan ZENGİNGÜL'e,

Tezimin düşünsel ve uygulama aşamalarında bana yol gösteren, bilgilerini paylaşan ve uzmanlık eğitimim süresince bana yardımcı olup, destek veren 2. Tez danışmanım Doç.Dr. Emine GÖNCÜ BAŞARAN'a

Her zaman özverili yaklaşımlarıyla yardımlarını benden esirgemeyen, değerli klinik tecrübelerini benimle paylaşan Prof.Dr. Emrah AYNA'ya ve tüm değerli hocalarıma,

Hem akademik duruşu hem de insani değerleri ile her zaman gıpta ettiğim, bana ilham kaynağı olan ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen ablam Doç.Dr. Kıymet ÇELİK'e

Hayatım boyunca yanımda olup bana inanan, güvenen, sevgi ve desteklerini hiç esirgemeyen canım annem,babam ve abilerime,

Tez çalışmalarım boyunca birçok aşamada bana destek olan değerli arkadaşlarım Dr. Öğr. Üyesi Yakup KANTACI ve Uzm. Dt. Hafize KILIÇ'a ve adımı bu sayfaya sığdıramadığım tüm arkadaşlarıma,

En içten teşekkürlerimi sunuyorum...

SEMBOLLER/ KISALTMALAR

Semboller

N : Newton

⁰ : Derece

mm : Milimetre

°C : Santigrat Derece

% : Yüzde

Pa : Paskal

Ti : Titanyum

Zr : Zirkonya

% : Yüzde

dk : Dakika

F : Kuvvet

mm² : Milimetre kare

N : Newton

sn : Saniye

σ :Principal Stres

3D : Üç Boyutlu

2D :İki Boyutlu

GB :Giga byte

Kisaltmalar :

PEEK : Poli Eter Eter Keton

M.Ö : Milattan Önce

Cr-Co-Mo : Krom-Kobalt-Molibden

ADA: Amerikan Dişhekimleri Birliği

Co-Cr: Kobalt-Krom

FEM : Finite Element Method

CAD-CAM : Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Tasarım-Bilgisayar Destekli Üretim)

UHMWP : Ultra high modulus weight polietilen(Ultra yüksek moleküler ağırlığa sahip polietilen)

kg/mm² : Sertlik Derecesi

g/cm² : Yoğunluk

GPa : Gigapaskal

MPa : Megapaskal

LT : Low Translusensity (Düşük Translüsensi)

HO : High Opacity (Yüksek Opasite)

SESA : Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

PMMA : Polimetilmetakrilat

Ni-Cr : Nikel-Krom

C₁₃H₈OF₂ : Diflorbenzofenon

cm³ : Santimetre küp

gr : Gram

µm : Mikrometre

ark. : Arkadaşları

MRI : Manyetik Rezonans Görüntüleme (Magnethic Resonance Imaging)

CBCT : Konik Işınlı Bilgisayar Tomografi

FGK : Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit

LDS : Lityumdisilikat Cam Seramik

İÇİNDEKİLER

BEYAN	I
TEŞEKKÜR.....	II
SEMBOLLER/ KISALTMALAR.....	III
İÇİNDEKİLER	V
ŞEKİLLER DİZİNİ	IX
TABLolar DİZİNİ	XIII
ÖZET	1
ABSTRACT	2
1. GİRİŞ VE AMAÇ	4
2. GENEL BİLGİLER.....	6
2.1. Dental İmplantoloji	6
2.1.1. Dental implantolojinin tarihçesi.....	6
2.1.2. Dental implantların endikasyonları.....	7
2.1.3. Dental implantların kontrendikasyonları	8
2.1.4. Dental implantların sınıflandırılması	8
2.1.4.1. Kemik seviyesi (Bone-Level) implantlar	9
2.1.4.2. Doku seviyesi (Tissue-Level) implantlar	9
2.1.5. Dental implantlarda osseointegrasyon kavramı	9
2.1.6. Kemik dokusunun özellikleri	10
2.2. Diş hekimliğinde kullanılan altyapı materyalleri	11
2.2.1. Metal destekli seramik restorasyonlar	11

2.2.1.1. Metal destekli seramiklerin sınıflandırılması	12
2.2.1.2. Soy metal alaşım sistemleri.....	12
2.2.1.3. Soy olmayan metal alaşımlar.....	13
2.2.1.3.1. Nikel-krom alaşımlar	13
2.2.1.3.2. Kobalt-krom alaşımlar.....	14
2.2.1.3.3. Titanyum alaşımlar	14
2.2.2. Dental seramikler	14
2.2.2.1. Dental seramiklerin sınıflandırılması	14
2.2.2.2. Tam seramikler	16
2.2.2.2.1. Zirkonya esaslı seramikler	18
2.2.2.2.1.1. Monolitik zirkonya.....	19
2.2.2.2.2. Lityum disilikat cam seramikler	21
2.2.3. Diş hekimliğinde fiberle güçlendirme.....	22
2.2.3.1. Geleneksel dental kompozitler	22
Megafil kompozitler	22
Makrofil kompozitler.....	22
Minifil kompozitler	22
Mikrofil kompozitler.....	23
Nanofil kompozitler	23
Hibrit kompozitler	23
2.2.3.2. Fiberle güçlendirilmiş kompozitler (FGK).....	23
2.2.3.2.1. Diş hekimliğinde kullanılan fiber tipleri	25
2.2.3.2.1.1. Karbon-Grafit fiberler.....	25
2.2.3.2.1.2. Aramid fiberler.....	25
2.2.3.2.1.3. Polietilen fiberler	25
2.2.3.2.1.4. Cam fiberler	26
2.2.4. Polieter Eter Keton (PEEK)	26

2.3. Diş hekimliğinde biyomekanik	29
2.3.1. Diş hekimliğinde biyomekanik kavramlar	29
Stres (Gerilme)	30
Strain (Gerinim)	30
Elastisite modülü, young modülü.....	31
Poisson oranı.....	31
Darbe kuvveti (impact force)	31
2.4. Diş Hekimliğinde stres analiz yöntemleri.....	32
2.4.1. Stres analiz yöntemlerinin sınıflandırılması	32
2.4.1.1. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (SESA).....	32
2.4.1.1.1. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin avantajları.....	33
2.4.1.1.2. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin dezavantajları	34
3.GEREÇ VE YÖNTEM	36
3.1. Geometrik Grupların Oluşturulması	36
3.1.1. Üst çene kemiğinin modellenmesi	37
3.1.2. İmplantların modellenmesi.....	38
3.1.3. Abutmentlerin modellenmesi	39
3.1.4. İmplant destekli protezlerin modellenmesi ve çalışma gruplarının oluşturulması.....	41
3.2. Oluşturulan Grupların Sonlu Eleman Analizine Uygun Hale Getirilmesi.....	45
3.2.1. Analiz yapılacak matematiksel grupların oluşturulması.....	46
3.2.2. Modellerde kontak yüzeylerinin belirlenmesi.....	48
3.3. Sınır koşulları ve kuvvetin uygulanması	49
4.BULGULAR	52
4.1. Dikey Kuvvet Uygulaması Sonrası Elde Edilen Bulgular.....	53
4.1.1. Üstyapıda oluşan von mises stres değerlerine ait bulgular	53
4.1.2. Abutmentlerde oluşan von mises stres değerlerine ait bulgular	56

4.1.3. İmplantlarda oluşan von mises stres değerlerine ait bulgular	59
4.1.4. Kortikal kemikte oluşan von mises stres değerlerine ait bulgular	62
4.1.4.1. Maksimum principal stres değerlerine ait bulgular.....	62
4.1.4.2. Minimum principal stres değerlerine ait bulgular	66
4.2. Oblik Kuvvet Uygulaması Sonrası Elde Edilen Bulgular	69
4.2.1. Kronda oluşan von mises stres değerlerine ait bulgular	69
4.2.2. Abutmentlerde oluşan von mises stres değerlerine ait bulgular	72
4.2.3. İmplantlarda oluşan von mises stres değerlerine ait bulgular	75
4.2.4. Kortikal kemikte oluşan von mises stres değerlerine ait bulgular	78
4.2.4.1. Maksimum principal stres değerlerine ait bulgular.....	78
4.2.4.2. Minimum principal stres değerlerine ait bulgular	81
5.TARTIŞMA	85
6.SONUÇLAR	100
7. KAYNAKLAR.....	103
8.ORJİNALLİK RAPORU	118
9.ÖZGEÇMİŞ.....	119

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Seramik sistemlerin sınıflandırması.....	15
Şekil 2. Üst çene kemiğinin tomografik kesiti.....	37
Şekil 3. Üst çene kemiğinin geometrik modelinin görüntüsü.....	38
Şekil 4. Bilgisayar ortamında modellenen implantların final görüntüleri	39
Şekil 5a-b-c-d. Bilgisayar ortamında hazırlanan Zr ve Ti abutmentlerin final görüntüsü.....	40
Şekil 6a-b. Bilgisayar ortamında hazırlanan titanyum implant ve titanyum abutmentlerin kortikal kemikteki final görüntüsü.....	40
Şekil 7. Activity 880 üç boyutlu optik lazer tarayıcı	41
Şekil 8. Bilgisayar ortamında hazırlanan Kobalt-Krom altyapısının final görüntüsü ..	43
Şekil 9. Analize hazır hale getirilmiş grupların final görüntüleri	44
Şekil 10. Analize hazır hale gelen grupların final görüntüsü.....	45
Şekil 11. Çalışmada kullanılan farklı nod sayılarına sahip elemanlar	47
Şekil 12. Kemik modeli maksillanın tabanından serbestlik derecesi 0 olacak şekilde sabitlenmesi.....	49
Şekil 13a-d. Dikey kuvvet uygulaması	50
Şekil 14a-d. Oblik kuvvet uygulaması	51
Şekil 15. Dikey yönde kuvvet uygulaması sonucu üstyapılarda oluşan von mises stresleri	54
Şekil 16a,b. Grup 1 ve 2’de dikey yükleme sonucu üstyapılarda oluşan von mises stres dağılımı	55
Şekil 17a,b. Grup 3 ve 4’de dikey yükleme sonucu üstyapılarda oluşan von mises stres dağılımı	55
Şekil 18a,b. Grup 5 ve 6’da dikey yükleme sonucu üstyapılarda oluşan von mises stres dağılımı	55
Şekil 19a,b. Grup 7 ve 8’de dikey yükleme sonucu üstyapılarda oluşan von mises stres dağılımı	56
Şekil 20a,b. Grup 9 ve 10’da dikey yükleme sonucu üstyapılarda oluşan von mises stres dağılımı	56
Şekil 21. Dikey yönde kuvvet uygulaması sonucu abutmentler üzerinde oluşan von mises stresleri	58
Şekil 22a,b. Grup 1 ve 2’de dikey yükleme sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı	58
Şekil 23a,b. Grup 3 ve 4’de dikey yükleme sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı	58
Şekil 24a,b. Grup 5 ve 6’da dikey yükleme sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı	59
Şekil 25a,b. Grup 7 ve 8’de dikey yükleme sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı	59

Şekil 26a,b. Grup 9 ve 10'da dikey yükleme sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı	59
Şekil 27. Dikey yönde kuvvet uygulaması sonucu implantlar üzerinde oluşan von mises stresleri	61
Şekil 28a,b. Grup 1 ve 2'de dikey yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı	61
Şekil 29a,b. Grup 3 ve 4'te dikey yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı	61
Şekil 30a,b. Grup 5 ve 6'da dikey yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı	62
Şekil 31a,b. Grup 7 ve 8'de dikey yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı	62
Şekil 32a,b. Grup 9 ve 10'da dikey yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı	62
Şekil 33. Dikey yönde kuvvet uygulaması sonucu kemik üzerinde oluşan maksimum principal stresleri	64
Şekil 34a,b. Grup 1 ve 2'de dikey yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımı	64
Şekil 35a,b. Grup 3 ve 4'de dikey yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımı	64
Şekil 36a,b. Grup 5 ve 6'da dikey yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımı	65
Şekil 37a,b. Grup 7 ve 8'de dikey yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımı	65
Şekil 38a,b. Grup 9 ve 10'da dikey yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımı	65
Şekil 39. Dikey yönde kuvvet uygulaması sonucu kemik üzerinde oluşan minimum principal stresleri	67
Şekil 40a,b. Grup 1 ve 2'de dikey yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımı	68
Şekil 41a,b. Grup 3 ve 4'te dikey yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımı	68
Şekil 42a,b. Grup 5 ve 6'da dikey yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımı	68
Şekil 43a,b. Grup 7 ve 8'de dikey yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımı	69
Şekil 44a,b. Grup 9 ve 10'da dikey yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımı	69
Şekil 45. Oblik yönde kuvvet uygulaması sonucu üstyapılarda oluşan von mises stresleri	70
Şekil 46a,b. Grup 1 ve 2'de oblik yükleme sonucu üstyapılarda oluşan von mises stres dağılımı	71

Şekil 47a,b. Grup 3 ve 4’de oblik yükleme sonucu üstyapılarda oluşan von mises stres dağılımı	71
Şekil 48a,b. Grup 5 ve 6’da oblik yükleme sonucu üstyapılarda oluşan von mises stres dağılımı	71
Şekil 49a,b. Grup 7 ve 8’de oblik yükleme sonucu üstyapılarda oluşan von mises stres dağılımı	71
Şekil 50a,b. Grup 9 ve 10’da oblik yükleme sonucu üstyapılarda oluşan von mises stres dağılımı	72
Şekil 51. Oblik yönde kuvvet uygulaması sonucu abutmentler üzerinde oluşan von mises stresleri	73
Şekil 52a,b. Grup 1 ve 2’de oblik yükleme sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı	74
Şekil 53a,b. Grup 3 ve 4’te oblik yükleme sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı	74
Şekil 54a,b. Grup 5 ve 6’da oblik yükleme sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı	74
Şekil 55a,b. Grup 7 ve 8’de oblik yükleme sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı	74
Şekil 56a,b. Grup 9 ve 10’da oblik yükleme sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı	75
Şekil 57. Oblik yönde kuvvet uygulaması sonucu implantlar üzerinde oluşan von mises stresleri	76
Şekil 58a,b. Grup 1 ve 2’de oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı	77
Şekil 59a,b. Grup 3 ve 4’te oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı	77
Şekil 60a,b. Grup 5 ve 6’da oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı	77
Şekil 61a,b. Grup 7 ve 8’de oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı	77
Şekil 62a,b. Grup 9 ve 10’da oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı	78
Şekil 63. Oblik yönde kuvvet uygulaması sonucu kemik üzerinde oluşan maksimum principal stresleri	79
Şekil 64a,b. Grup 1 ve 2’de oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımı	80
Şekil 65a,b. Grup 3 ve 4’te oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımı	80
Şekil 66a,b. Grup 5 ve 6’da oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımı	80
Şekil 67a,b. Grup 7 ve 8’de oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımı	81

Şekil 68a,b. Grup 9 ve 10'da oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımı	81
Şekil 69. Oblik yönde kuvvet uygulaması sonucu kemik üzerinde oluşan minimum principal stresleri.....	82
Şekil 70a,b. Grup 1 ve 2'de oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımı.....	83
Şekil 71a,b. Grup 3 ve 4'te oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımı.....	83
Şekil 72a,b. Grup 5 ve 6'da oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımı.....	83
Şekil 73a,b. Grup 7 ve 8'de oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımı.....	84
Şekil 74a,b. Grup 9 ve 10'da oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımı	84

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1. Döküm altın alaşımların ADA tarafından sınıflandırılması	13
Tablo 2. ADA'nın kabul ettiği soy metal içerik sınıflaması	13
Tablo 3. Çalışmada kullanılan gruplar ve özellikleri	42
Tablo 4. Çalışmada kullanılan materyallerin fiziksel özellikleri	46
Tablo 5. Çalışmada kullanılan gruplardaki eleman ve nod sayıları	48
Tablo 6. Dikey yönde kuvvet uygulaması sonucu üstyapılarda oluşan von mises stresleri	54
Tablo 7. Dikey yönde kuvvet uygulaması sonucu abutmentler üzerinde oluşan von mises stresleri	57
Tablo 8. Dikey yönde kuvvet uygulaması sonucu implantlar üzerinde oluşan von mises stresleri	60
Tablo 9. Dikey yönde kuvvet uygulaması sonucu kemik üzerinde oluşan maksimum principal stresleri	63
Tablo 10. Dikey yönde kuvvet uygulaması sonucu kemik üzerinde oluşan minimum principal stresleri	67
Tablo 11. Oblik yönde kuvvet uygulaması sonucu üstyapılarda oluşan von mises stresleri	70
Tablo 12. Oblik yönde kuvvet uygulaması sonucu abutmentler üzerinde oluşan von mises stresleri	73
Tablo 13. Oblik yönde kuvvet uygulaması sonucu implantlar üzerinde oluşan von mises stresleri	76
Tablo 14. Oblik yönde kuvvet uygulaması sonucu kemik üzerinde oluşan maksimum principal stresleri	79

ÖZET

İmplant Üstü Sabit Protezlerde Farklı Alt Yapı Materyallerinin, İmplant Bileşenleri Ve Destekleyici Kemik Dokuda Oluşturduğu Streslerin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemiyle İncelenmesi

Bu çalışmanın amacı; maksiller anterior bölge diş eksikliklerinin implantüstü sabit protezler ile rehabilitasyonunda, farklı abutmentler ile farklı protetik altyapı materyallerinin stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak karşılaştırılmasıdır.

Çalışmamızda 4,1 mm çaplı, 10 mm boyunda 2 adet titanyum implant üzerine; 1 adet titanyum, 1 adet zirkonya abutment ve Co-Cr, PEEK, monolitik zirkonya, zirkonya, lityum disilikat ve fiberle güçlendirilmiş kompozit altyapılı protetik restorasyonların 3 boyutlu modellemesi yapıldı. Çalışmamızda 10 adet grup elde edildi. Kortikal ve spongios kemiğin ve kullanılan materyallerin meshing işlemi sonrası, poisson oranı ve young modülü değerleri programa yüklendi. Üst santral ve kanin dişin palatinal yüzeyine, insizal kenarının 2 mm altından; hem dikey hem de 45° oblik yönde olacak şekilde 178 N kuvvet uygulandı ve analiz gerçekleştirildi. İmplantta, abutmentte, peri-implant kemikte ve üst yapıda oluşan Von Mises, en yüksek basma ve çekme stres değerleri dağılımları incelendi ve birbirleriyle karşılaştırıldı.

Alt yapı materyalleri değerlendirildiğinde; hem oblik hem de dikey kuvvet uygulamasında implantlardaki/abutmentlerdeki en yüksek von mises stresleri PEEK gruplarında, en düşük von mises stresleri monolitik zirkonya ve Co-Cr altyapılı gruplarda bulunmuştur. Kemikte oluşan en yüksek basma stresleri PEEK, fiberle güçlendirilmiş kompozit ve lityum disilikat altyapılı gruplarda ve birbirine çok yakın değerlerde; en yüksek çekme stresleri ve krona oluşan en yüksek von mises stresleri de fiberle güçlendirilmiş kompozit altyapılı grupta bulunmuştur.

Çalışmanın sonuçları incelendiğinde; farklı altyapı materyallerinin implantta, abutmentta, peri-implant kemikte ve üst yapıda stres dağılımına etki ettiği; elastik modülü düşük alt yapı materyalinin, implant çevresindeki kemik doku, implant bileşenleri ve krona daha yüksek stres birikimine neden olduğu izlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Sonlu Elemanlar Stres Analizi, Dental İmplant, Alt Yapı Materyali, Abutment

ABSTRACT

Investigation of Stress Caused by Different Framework Materials, Implant Components and Supporting Bone Tissue in Fixed Dentures With Implants Using Finite Element Analysis Method

The aim of this study is to compare the effects of different abutments and prosthetic framework materials on stress distribution in the rehabilitation of maxillary anterior tooth deficiencies with fixed prostheses by using finite element analysis method.

In this study; 3D modeling of 1 titanium, 1 zirconia abutment, Co-Cr-, PEEK, monolithic zirconia, zirconia, lithium disilicate and fiber reinforced composite prosthetic restorations were performed on 2 titanium implants with 4.1 mm diameter and 10 mm length. As a result, 10 separate groups were obtained. After meshing the cortical and cancellous bone and the materials used, the poisson ratio and young module values were loaded into the program. A force of 178 N was applied in both the vertical and 45 ° oblique direction under 2 mm below the tooth's incisal edge of both central incisor and canine to the palatal surface and analysis was performed. The distributions of von mises, the highest compression and tensile stress values in the implant, abutment, peri-implant bone and superstructure were examined and compared with each other.

When the framework materials were evaluated; in both oblique and vertical force applications, the highest von mises stresses in the implants/abutments were found in the PEEK groups and the lowest von mises stresses were found in the groups with monolithic zirconia and Co-Cr framework. The highest compression stresses occurring in the bone were found in the groups of PEEK, fiber reinforced composite and lithium disilicate framework in close values; the highest tensile

stresses and the highest von mises stresses in the crown were found in the fiber-reinforced composite framework group.

When the results of the study are examined; it has been observed that the framework material with low elastic modulus causes higher stress accumulation in the bone tissue around the implant, implant components and crown. It has been observed that different framework materials affect the stress distribution in the implant, abutment, peri-implant bone and the superstructure.

Keywords: Finite Element Stress Analysis, Dental Implant, Different Framework



1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş eksikliklerinin protetik tedavisinde dental implantların kullanılması sıklıkla tercih edilen bir tedavi yöntemidir. İmplant tedavilerinin tek diş eksikliğinden total diş eksikliklerinin olduğu vakalara kadar yaygın bir kullanım alanı vardır. Genellikle implant ile tedavi edilen kısmi diş eksikliklerinin olduğu olgularda; diğer olgularda olduğu gibi metal destekli restorasyonlar kullanılmaktadır(1, 2). Dolayısıyla metal destekli seramik restorasyonların, dezavantajları bazı vakalarda kullanımını kısıtlamaktadır. Metal altyapıda bulunan alaşımların zamanla korozyona uğraması, plak birikimi ve toksisite problemlerine yol açması gibi dezavantajları mevcuttur(3).

İmplantların uzun dönem başarısının oldukça yüksek olduğu bilinmektedir(4). Bu başarının yakalanması ve devam ettirilebilmesi için ideal biyomekanik koşullar sağlanmalıdır(5, 6). İmplantların üzerine gelen kuvvetler, implant çevresinde periodontal ligament olmadığından, kemiğe doğrudan iletilmektedir. Bu nedenle, implant materyali, implant tasarımı, protetik materyal, protez tasarımı, yükün doğrultusu ve miktarı, kemik tipi, kemik implant arayüzünün mekaniği, implant sayısı ve özellikleri, kemiğe iletilen yükleri etkileyen etkenler olarak sıralanabilir (5, 7-9).

Materyal seçimi ve protez tasarımı implantlarda, kemikte ve protetik yapılarda ortaya çıkan stres dağılımını etkilemektedir. Biriken bu stresler, implant çevre dokularda yıkıma ve implant kaybına neden olabilir(9).

Trabeküler ve kortikal kemikte meydana gelen ve yapılan in vivo çalışmalar ile belirlenemeyen stres değerlerinin ve dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi sıklıkla tercih edilmektedir(7).

Çalışmamızda implantların yerleştirileceği üst çene kemiğinin, titanyum implantların, zirkonya ve titanyum abutmentlerin, zirkonya altyapıyla desteklenen seramik, metal destekli seramik, lityumdisilikat ve fiberle güçlendirilmiş kompozit altyapıyla desteklenen kompozit yapıda implant destekli üç üyeli siman bağlantılı sabit parsiyel protezlerin modelleri oluşturulmuştur.

Zirkonya, estetik ve biyoyumluluk gibi özelliklerinin yanında, gren çapının küçük olması, optimal sınır uyumu göstermesi ve yüksek gerilme direncine sahip olması gibi avantajlara sahip olduğu için; metal desteksiz porselenlerde altyapı materyali olarak çoğunlukla kullanılmaktadır(10). Zirkonya altyapılı seramik restorasyonlar, anterior ve posterior tek üyeli diş restorasyonları ve 3- 4 üyeli köprü restorasyonlarında tercih edilmektedir. Lityum disilikat sistemi, laminate veneerlerde, inlay, onlay restorasyonlarda, anterior ve posterior tek kronlarda, tek üye implant üstü kronlarda, 3 üyeli anterior köprülerde yaygın olarak kullanılmaktadır(11). Monolitik zirkonya seramikler; nanometrik mikroyapıda, yapısında stabilize edici oksit olarak yttrium oksit barındıran, rezidüel porözite oranı düşürülmüş, görünür ışığı % 50 oranında yansıtabilen ve gren boyutları 40 nm'den düşük, estetik özelliği oldukça iyi materyaller olarak kabul edilmektedir(12, 13). PEEK; ideal mekanik, termal ve kimyasal özellikler ile üstün biyoyumluluğun kombinasyonu nedeniyle, diş hekimliğinde çeşitli restorasyonlarda kullanılmaktadır ve CAD/CAM uygulamaları için oldukça ideal bir materyaldir(14). Adeziv teknolojideki gelişmeler aracılığıyla, yeni ve daha güçlü kompozit materyallerle yapışabilen fiberler ile kaybedilmiş diş komşu dişlerle direkt bağlanabilen, destek dişlerde herhangi bir preparasyon yapılmasını gerektirmeyen ve daha estetik restorasyonların yapılmasını sağlamıştır(15, 16).

Bu çalışmanın amacı; anterior bölge implant üstü köprü protezlerinde titanyum(Ti) ve zirkonya(Zr) abutment materyalleri ve farklı alt yapı materyallerinin stres dağılımına etkisinin 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantoloji

İmplant kelimesi Fransızca kökenli olup, Latince “in =içerisinde, içerisine” ve “planto = dikme, gömme, ekme, yerleştirme” kelimelerinin birleştirilmesiyle şekillendirilmiştir.Anlamı; ‘Bir fonksiyonu oluşturmak için gerekli bölgeye yerleştirilmiş inorganik ya da organik bir cisim’dir(17).

İmplant, sözcük anlamı olarak,ilaç, doku ya da alloplastik madde gibi materyallerin, canlı dokuların içine yerleştirilmesi anlamına gelmektedir(18).

Dental implantlar, sabit veya hareketli protezler için alveoler kemik dokunun içerisine yerleştirilen ve alveoler kemik doku tarafından kabul edilebilir metal veya metal alaşımlarından oluşan biyomedikal materyallere denir(19).

2.1.1. Dental implantolojinin tarihçesi

Dental implantların kullanımı eskiye dayanmaktadır. Bu alanda ilk deneyimlerin M.Ö. 6000’li yıllarda, Orta Amerika’da, Mayalara ait olduğu bildirilmiştir.İkinci yüzyıldan itibaren insanların veya hayvanların dişlerinin naklinin yapıldığına dair bulgulara rastlanılmıştır. Çeşitli materyallerin maksilla ve mandibulaya yerleştirildiği kafa kemikleri, arkeolojik çalışmalar neticesinde bulunmuştur.Çin halkı, 4000 yıl önce bambu çubuklarından vida tasarımı oluşturarak, çene kemiğinde kaybedilen dişin yerine yerleştirmişlerdir.1900’lü yıllarda,Lambotle, tantalden;1910’lu yıllarda Sherman, paslanmaz çelikten dental implantlar üretmiştir. 1939 yılında Cr-Co-Mo alaşımı olan vitalyumdan implantlar yapılmıştır.Yapılan bu implantlar uzun vadede başarılı olan ilk implantlar olmuştur(20). Daha sonra, 1960’lı yıllardan itibaren kemik içi implantasyon uygulamaları yaygınlaşmaya başlamıştır(21).

Halen geliştirilmekte olan titanyum implantlar, implant destekli protetik tedavilerde yaygın bir şekilde kullanılmaktadır(22).

2.1.2. Dental implantların endikasyonları

Dental implantlar;

1. Dişsiz alanı uzun sabit parsiyel protez hastalarında,
2. Tutuculuğu geleneksel tam protezlerle yeterince sağlanamayan tam dişsiz vakalarda,
3. Hareketli protez kullanmayı kabul etmeyen hastalarda,
4. Tek diş eksikliğinin olduğu durumlarda,
5. Tek taraflı sonsuz vakalarda,
6. Kas koordinasyonu düşük hastalarda,
7. Cerrahi ve endodontik olarak tedavinin kontrendike olduğu vakalarda çekimi takiben,
8. Doku toleransının yeterli olmadığı vakalarda,
9. Proteze bağlı kret rezorpsiyonu ve mukoza irritasyonunun kontrol altına alınmadığı vakalarda,
10. 16 yaşından küçük hastalarda ortodontik ankraj alınacak vakalarda,
11. Parafonksiyonel alışkanlıklarıyla protezin stabilizasyonunu olumsuz etkileyen hastalarda,
12. Doğal dişlerin sayı ve konum bakımından sabit proteze ayak olarak uygun olmadığı vakalarda,
13. Aşırı kusma refleksi olan hastalarda uygulanabilir(23).

2.1.3.Dental implantların kontrendikasyonları

Dental implantların;

- 1.Maksiller ve mandibular gelişimde yetersizlik varsa,
2. Hematolojik sistem hastalıkları ve zayıf immün sistemin olduğu vakalarda,
- 3.Tümörün cerrahi eksizyonundan sonraki dönemde,
4. Metabolizmayı önemli derecede etkileyen sistemik hastalıkların (böbrek, kemik, bağ doku ve akciğer hastalıkları, dolaşım ve kalp hastalıkları) varlığında,
- 5.Radyoterapi görmüş hastalarda,
6. Mental kontrendikasyonlarda,
- 7.Kemik yapısının uygun olmadığı vakalarda,
- 8.Hastanın estetik beklentilerinin tatmin edilemeyeceği vakalarda implant uygulaması kontrendikedir(23).

2.1.4.Dental implantların sınıflandırılması

Dental implantların sınıflandırılması uzun zamandır implant tasarımlarına göre yapılmaktadır. İmplant tasarımlarının adlandırılmasında ise; implantların cerrahi olarak yerleştirilme tekniği esas alınmaktadır. Son 50 senedir implantlar endosseal, transosteal, subperiostal yerleşimli olarak kullanılmaktadır. Diğer implant sistemlerinde görülen artmış enfeksiyon riski sebebiyle, endosseal implantlar tercih edilmektedir(23). Günümüzde; silindirik, endosteal, solid, vida tasarımlı ya da düz implantlar daha sık kullanılmaktadır(24).Dokuyla ilişkilerine göre endosseal implantlar, doku seviyesinde (tissue-level) ve kemik seviyesinde (bone-level) olmak üzere iki grupta incelenirler.

2.1.4.1.Kemik seviyesi (Bone-Level) implantlar

Platform kemik seviyesinde (bone-level) implantlar, kemik seviyesinde yerleştirilmektedir.Bu implantlar kemik içinde derine yerleştirildikleri için metalik yüzey görünmemektedir.Bu da implantın hem anterior bölgede hem de posterior bölgede uygulanmasında yarar sağlamıştır. İmplant ile kortikal kemiğin bağlantı bölgesinde bulunan mikroyivler ile implant yüzeylerindeki son gelişmeler sayesinde, kemik-implant bağlantısında artış sağlanmış ve bu artışla birlikte krestal kemik yapısı daha stabil olmuştur(25).

2.1.4.2.Doku seviyesi (Tissue-Level)implantlar

Doku seviyesi(tissue-level) implantlarda, titanyum yüzeyden meydana gelen pürüzsüz bir boyun mevcuttur.Bu implantlarda implantların platformu genellikle kemik seviyesinin yukarısında konumlanmaktadır.Boyun kısmındaki pürüzsüz titanyum yüzeyin, biyolojik aralığı doldurup krestal kemikte rezorpsiyona izin vermemesi bu implantların en önemli avantajıdır.Özellikle gingival dokunun ince fenotipli olduğu hastalarda implantın boyun bölgesindeki metal yansımanınestetik olmayan görüntüsü en önemli dezavantajıdır.

Buna rağmen posterior alanlarda, hem estetik bölge içinde yer almamaları hem de konuşma ve gülüş esnasında görünmediklerinden dolayı bu implantlar kullanılabilirler(25).

2.1.5.Dental implantlarda osseointegrasyon kavramı

Osteointegrasyon; dental implantalarda aslında histolojik bir tanım olarak geçmektedir.Klinik pratiğinde ise, kemik ile implantın birbirleriyle sıkıca kaynaşması, mobilite gözlenmemesi yani rijit fiksasyon gözlenmesi olarak tanımlanmaktadır.

Osteointegrasyonu etkileyen faktörler; implantın yüzey özellikleri, kemiğin kalite ve kantitesi, implantın tasarımı, yükün doğrultusu ve miktarı, implant materyali, kullanılan cerrahi teknik, implantın yükleme zamanları ve yükleme koşulları olarak sıralanmaktadır(25).

2.1.6.Kemik dokusunun özellikleri

Dental implantların yerleştirileceği bölgelerdeki kemiğin hacmi,yoğunluğu ve yapısı; implant seçiminde, tedavi planlamasında, cerrahi yaklaşımda ve implantların uzun dönem başarılı olmasındaki önemli etkenlerdir(26).Dental implantlarda osseointegrasyonun meydana gelebilmesi için implant çevresindeki kemiğin yeterli genişlik ve yükseklikte olmasıyla birlikte yeterli kemik yoğunluğunun da olması gerekmektedir.Mevcut kemik yoğunluğu, gerilimlerin kemiğe daha iyi dağıtılması ve primer stabilizasyon için önemlidir(27). Yüksek dansitedeki kemik aşırı oklüzal yüke maruz kaldığında, oluşan rezorpsiyon implantın boyun kısmında sınırlı kalırken, düşük dansitedeki kemikte görülen rezorpsiyon implantın apikaline doğru ilerleyerek implant kaybına kadar gidebilecek komplikasyonlara sebep olabilmektedir(26).

1985 yılında, kemik kalitesini esas alarak yapılan sınıflamada kemiği 4' e ayırmışlardır(26). Bunlar;

Tip 1: Porözitesi az, yoğun, kalın ve mineralize kortikal kemikten oluşur.Mevcut kemik homojen ve kompakttır. En çok mental foramenler arasındaki atrofik mandibulada görülür.

Tip 2: Trabeküler yapısı zayıf ve yoğun spongioz kemiği çevreleyen kalın kortikal kemikle karakterizedir. Genellikle atrofik anterior maksilla, anterior mandibula ve posterior mandibulada görülür.

Tip 3: İnce kortikal tabaka içinde yeterli dirence sahip yoğun spongioz kemik mevcuttur. Sıklıkla anterior maksillada görülür.

Tip 4: Trabeküler yapının çok azaldığı ve mineralizasyonun az olduğu spongioz kemiği oldukça incelmış bir kortikal tabaka çevreler.

2.2.Diş hekimliğinde kullanılan altyapı materyalleri

Protetik diş hekimliğinde eksik dişlerin tedavisi için yapılan sabit protezlerde, geçmişten bugüne çeşitli altyapılara sahip restorasyonlar kullanılmıştır. Bunlardan en çok tercih edilen; metal altyapılı seramik restorasyonlar uzun süredir kullanılmaktadır ve altın standart olarak kabul edilmektedir. Metal altyapının ışığı geçirmemesi ve korozyon özelliği, bunun dışında restorasyonda ilave kalınlık yaratması gibi dezavantajları araştırmacıları, metal destekli seramik restorasyonlara alternatif restorasyon arayışına yöneltmiştir(28, 29).

2.2.1.Metal destekli seramik restorasyonlar

Metal seramik restorasyonlar, metalin sağlamlığı ve hatasızlığını porselenin estetiği ile birleştirir. Bir metal-seramik restorasyondaki metal koping üç porselen tabakası ile örtülüdür. Bunlar;

1. Opak porselen; alttaki metali gizler, rengin temelini oluşturur ve seramik ile metal arasındaki bağlanmanın gelişiminde önemli bir rol oynar.
2. Dentin veya gövde porseleni; restorasyonun ana kütesini meydana getirir ve rengin büyük kısmını oluşturur.
3. Mine veya kesici porselen; restorasyona translüsensi verir(30).

2.2.1.1.Metal destekli seramiklerin sınıflandırılması

Metal-seramik restorasyonlar için pek çok alaşım kullanılmaktadır. Amerikan Dişhekimleri Birliği (ADA) tarafından önerilen bir sınıflama sistemi, değerli alaşım içeriğine dayalıdır. Yüksek değerli alaşımlar, en az %40 altın olmak üzere %60'ın üzerinde değerli metal içeriğine (altın,platin,palladyum) sahiptir. Değerli alaşımlar en az %25 değerli metal içeriğine, baz alaşımlar ise %25'ten az değerli metal içeriğine sahiptir.

Sabit protezlerde kullanılan metal altyapılar şu şekilde sınıflandırılır.

2.2.1.2.Soy Metaller

Yüksek altın alaşımları (Au-Pd-Pt ve Au-Ti-Pt)

Düşük altın alaşımları (Au-Ag-Pd ve Pd-Au)

Altın içermeyen alaşımlar (Ag-Pd)

2.2.1.3.Soy Olmayan Metaller

2.2.1.3.1.Ni-Cr

2.2.1.3.2. Ni-Be-Cr

2.2.1.3.3. Co-Cr

2.2.1.3.4.Titanyum

2.2.1.2.Soy metal alaşım sistemleri

Soy metaller paladyum, altın, iridyum, platin, osmiyum, rutenyum, rodyum elementleridir. Soy metal alaşımlarda ana element paladyum ya da altındır. ADA'nın tüm soy metal alaşımlar için kabul ettiği sınıflama Tablo 1 ve Tablo 2'de gösterilmektedir.

Tablo 1. Döküm altın alaşımların ADA tarafından sınıflandırılması

Döküm altın alaşımların ADA tarafından sınıflandırılması		
Tip I	$\geq 83\%$	Au (inley)
Tip II	$\geq 78\%$	Au (kuron,onley, inley)
Tip III	$\geq 78\%$	Au (kuron, onlay)
Tip IV	$\geq 75\%$	Au(kuron,köprü,kroşe,hareketli bölümlü protez barı)

Tablo 2. ADA'nın kabul ettiği soy metal içerik sınıflaması

ALAŞIM TİPİ	TOTAL SOY METAL İÇERİK
Yüksek soy metal	Kitlesel % 90'a eşit veya % 90'dan fazla
Orta soy metal	Kitlesel % 70'e eşit ya da % 70 'den fazla ama % 90'dan az
Düşük soy metal	Kitlesel % 70'den az
Temel alaşım	Kitlesel % 0

2.2.1.3.Soy olmayan metal alaşımlar

2.2.1.3.1.Nikel-krom alaşımlar

Metal destekli seramik sistemlerde nikel-krom alaşımlar yaygın olarak kullanılır. Düşük maliyetlidir. Yapısındaki krom alaşıma kararma ve korozyon direnci kazandırır. Molibden ilavesi, termal genişleme katsayısının düşürülmesini sağlar. Berilyum ise; ergime derecesini düşürerek alaşımın sertliğini ve dökülebilirliğini artırır. Berilyum, yüksek sıcaklıklarda metal yüzeyinde yarattığı oksidasyon reaksiyonu toksisite problemlerine neden olur. Nikel alerjisi olan hastalarda kontrendikedir(31).

2.2.1.3.2.Kobalt-krom alaşımlar

Kobalt- krom (Co-Cr) alaşımlar temel metal alaşımlara alternatif olarak nikel alerjisi olan hastalarda kullanılmak için üretilmişlerdir. Metal alaşıma korozyon direncini krom sağlamaktadır. Rutenyum, alaşıma akıcılık sağlar ve molibden, alaşımın genleşme katsayısının düşürülmesini sağlar. Co-Cr alaşımlar, nikel-krom ve değerli metal alaşımlardan daha dirençli olup benzer ergime sıcaklığı ve yoğunluğa sahiptir. Değerli metal alaşımlarla kıyaslandığında döküm ve tesfiyeleri daha zor olduğu için restorasyonlarda uyumlama sıkıntılıyla karşılaşılabilmektedir (31).

2.2.1.3.3.Titanyum alaşımlar

Saf titanyum ve titanyumun, vanadyum ve alminyumuyla olan alaşımları günümüzde çoğunlukla implantoloji ve ortodonti alanlarında kullanılmaktadır. Diğer metal alaşımlara nazaran yüksek biyoyumluluğa sahiptirler. Fakat yoğunluklarının düşük olması, zor işlenmeleri, kolayca okside olmaları ve 1760-1860° C'lere çıkan döküm sıcaklıkları üretimlerini zorlaştıran etkenlerdir (31).

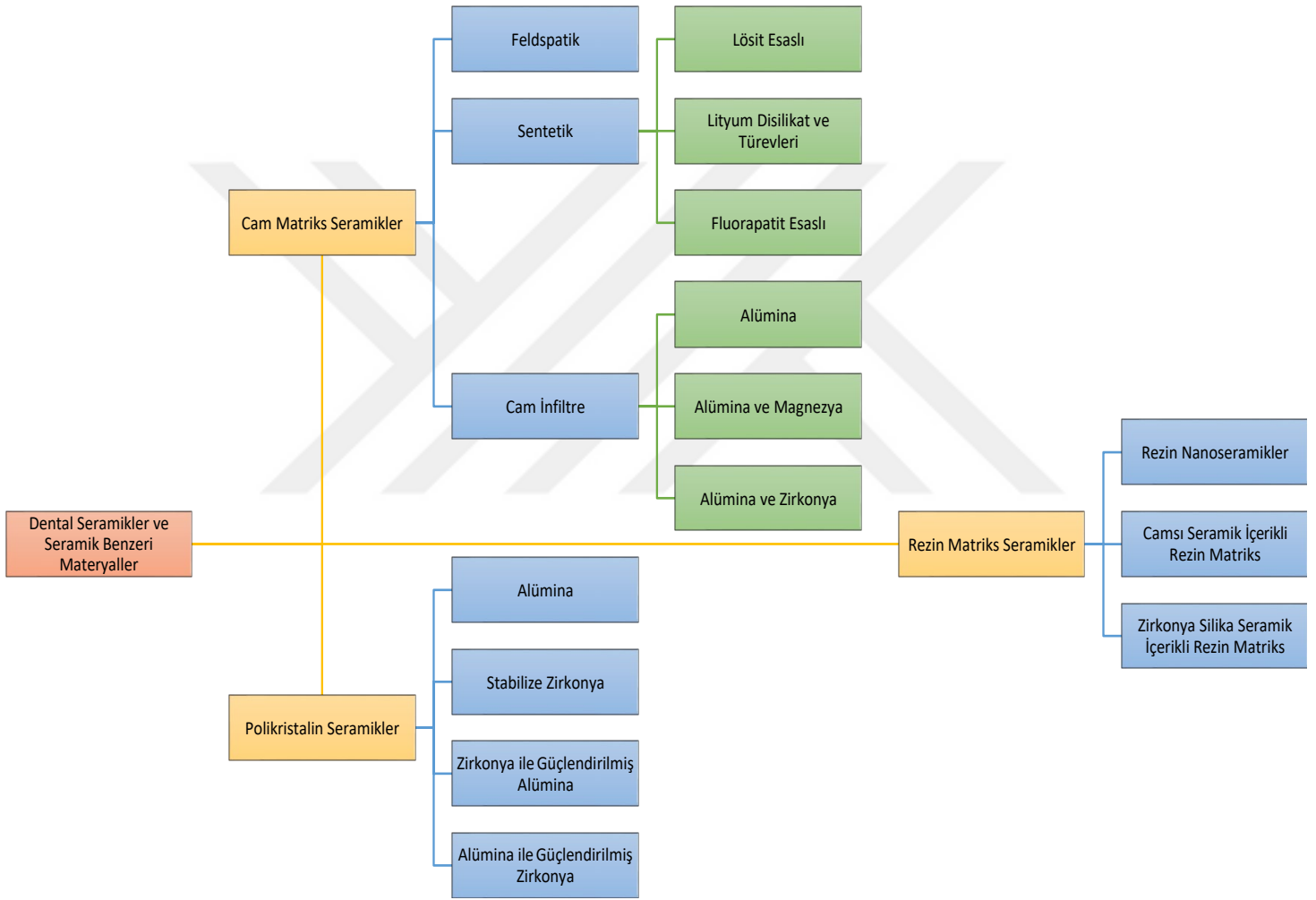
2.2.2.Dental seramikler

Seramikler, birçok alanda kullanılmak üzere insanoğlu tarafından üretilmiş bilinen en eski materyallerden biridir. Seramiklerin diş hekimliğinde kullanımı 18. yüzyıla kadar dayanmaktadır(32).

2.2.2.1.Dental seramiklerin sınıflandırılması

Dental seramiklerin ilk kullanımından bu yana mekanik ve optik özelliklerinin daha elverişli olması için sürekli geliştirilmişlerdir. Günümüzde restoratif ve estetik

amaçla kullanılan bu materyaller farklı yazarlar tarafından çeşitli kriterlere bağlı olarak sınıflandırılmaktadır (33, 34)(Şekil 1).



Şekil 1. Seramik sistemlerin sınıflandırması

2.2.2.2.Tam seramikler

Tam seramik materyalleri;kimyasal stabiliteleri,doğal diş yapısına yakın estetik özellikleri, yüksek biyouyumlulukları ve düşük ısı ve elektrik iletkenliğine sahip olmaları gibi avantajlarıyla metal-seramik restorasyonlara alternatif bir tedavi seçeneği olmaktadır.

Günümüzde restoratif amaçla tercih edilen tam seramikler, farklı yazarlar tarafından çeşitli kriterler göz önüne alınarak sınıflandırılmaktadır. Literatürde tam seramik sistemler için fırınlama dereceleri, kompozisyon, klinik endikasyon, asitlenebilme, üretim metotları gibi çeşitli konularda farklı sınıflandırmalar mevcuttur(35). Rezin matriks yapısına sahip resin kompozitlerin tanıtılması 2011 yılında yapıldıktan sonra “güçlendirilmiş kompozitler”, “resin nanoseramikler”, “hibrit seramikler” gibi polimer ve seramik yapıları içeren materyallerin yeni sınıflamaları yapılmıştır(36). Tam seramik ve seramik benzeri materyalleri Gracis ve ark.3 ana gruba ayırmışlardır (37). Bunlar;

1. Rezin-matriks seramikler:Seramik,cam, cam seramikler ve porselen gibi yapısında yoğunlukla inorganik refraktör bileşenler bulunduran polimer matriksleri.

2. Cam-matriks seramikler: Metalik olmayan, cam fazı içeren inorganik seramikmateryaller.

3. Polikristalin seramikler: Metalik olmayan,cam fazı içermeyen inorganikseramik materyaller.

Araştımacılar sınıflandırmada bu grupların da alt gruplarını oluşturmuşlardır.

1) Cam-matriks seramikler

a) Feldspatik seramikler (IPS Empress Esthetic, IPS Classic, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein; Vitadur, Vita VMK 68, VitaBlocs, Vident, ABD)

b) Sentetik seramikler

i) L6sitle içerikli (IPS d.Sign, Ivoclar Vivadent; Vita VM7, VM9, VM13, Vident, ABD; Noritake EX-3, Cerabien, Cerabien ZR, Kuraray Norikate Dental Inc, Japonya)

ii) Fluorapatit içerikli (IPS e.max Ceram, ZirPress, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein)

iii) Lityum disilikat ve t6revleri (3G HS, Pentron Ceramics, ABD; IPS e.max CAD; IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein; Obsidian, Glidewell Laboratories, ABD; Suprinity, Vita, Almanya; Celtra Duo, Dentsply, ABD)

c) Cam-infiltre seramikler

i) Al6mina (In-Ceram Al6mina, Vita, Almanya)

ii) Al6mina ve magnezyum (In-Ceram Spinell, Vita, Almanya)

iii) Al6mina ve zirkonya (In-Ceram Zirkonya, Vita, Almanya)

2) Polikristalin seramikler

a) Al6mina (Procera AllCeram, Nobel Biocare, İsviçre; In-Ceram AL, Vita, Almanya)

b) Stabilize zirkonya (Nobel Procera Zirkonya, Nobel Biocare, İsviçre; Lava/LavaPlus, 3M ESPE, Seefeld, Almanya; In-Ceram YZ, Vita, Almanya; Zirkon, DCS, ABD; Katana Zirconia ML, Noritake, Japonya; Cercon ht, Dentsply, ABD; Prettau Zirconia, Zirkonzahn, ABD; IPS e.max ZirCAD, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein; Zenostar, Wieland, Almanya)

c) Zirkonya ile g6lendirilmiş al6mina ve al6mina ile g6lendirilmiş zirkonya (In-Ceram Zirconia, Vita, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)

3) Rezin-matriks seramikler

a) Rezin nanoseramik (Lava Ultimate, 3M ESPE, Seefeld, Almanya; Cerasmart, GC, Leuven, Belçika)

b) Cam seramik içeren ağısı rezin matriksi (Enamic, Vita, Almanya)

c) Zirkonya-silika seramik içeren ağısı rezin matriksi (MZ100 Block, Paradigm MZ-100 Blocks, 3M ESPE, Seefeld, Almanya; Shofu Block HC, Shofu, Japonya)(28).

2.2.2.2.1.Zirkonya esaslı seramikler

Zirkonya, estetik ve biyouyumluluk gibi özelliklerinin yanında gren çapının küçük olması optimal sınır uyumu göstermesi ve yüksek gerilme direncine sahip olması gibi avantajlara sahip olduğu için, metal desteksiz porselenlerde altyapı materyali olarak çoğunlukla tercih edilmektedir.Ancak, zirkonya alt yapı materyali olarak kullanıldığında göreceli olarak yüksek opasite gösterdiğinden, restorasyonun doğal dişlerin optik özelliklerini taklit edebilmesi için zirkonya altyapı veneer porselenle kaplanır.Bununla birlikte, veneer porselen ile kaplama, zirkonya altyapıyı hidrotermal ayrışmadan korur. Zirkonya, ağız benzeri ıslak ortamlarda uzun süre sıvıya maruz kaldığında, zirkonya kristallerinin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmesine ve materyalin iç yapısında çatlaklar oluşmasına neden olabilir.Klinik çalışmalar bu durumun chipping’e neden olabileceğini göstermiştir. Literatürde bu tür restorasyonlarda en sık rastlanan sorunun; chipping olduğu rapor edilmiştir(38).

Zirkonya; biyouyumluluğu, yüksek dayanıklılık, kırılma sertliği gibi mekanik özelliklerinin olması, titanyuma göre daha az bakteri birikimi, adeziv simantasyonun yanında konvansiyonel simantasyonda yapılabilmesi, radyopak olduğu için restorasyonun radyolojik değerlendirilmesine olanak tanınması,ısısal iletkenliğinin az olmasıyla, pulpal irritasyonları engellemesi avantajlarındandır.Buna karşın; yüzey işlemlerinin materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkisinin olması ve görünümlerinin oldukça opak olması dezavantajlarıdır.Restorasyonda yeterli dayanıklılık sağlanması için, birleşim yerinde, bukkal-lingual yönde 3 mm ve oklüzo-gingival yönde en az 4 mm mesafe olacak şekilde hazırlanması gerekir.Aksi halde interokluzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda restorasyonun dayanıklılığında azalma da oluşabilecek bir diğer dezavantajdır (10).

Zirkonya altyapılı seramik restorasyonlar, anterior ve posterior tek üyeli diş restorasyonları ve 3- 4 üyeli köprü restorasyonlarında kullanılabilirken; derin kapanış vakalarında, destek dişlerin kron boylarının kısa olduğu vakalarda, dişsiz boşluğun daraldığı, destek dişlerin devrildiği ve uzadığı durumlarda, bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklarda, kanatlı (kantilever) kullanımı tasarlandığında,yeterli periodontal desteği olmayan destek diş varlığında kontrendikedir(10).

2.2.2.2.1.1.Monolitik zirkonya

Monolitik zirkonya seramikler; nanometrik mikroyapıda, yapısında stabilize edici oksit olarak yttrium oksit barındıran, rezidüel pörözite oranı düşürülmüş, görünür ışığı % 50 oranında yansıtabilen ve gren boyutları 40 nm'den düşük, estetik özelliği oldukça iyi materyaller olarak kabul edilmektedir(12, 13).

Diş hekimliği alanında kullanılan zirkonya bloklar Tablo 3' te belirtilmiştir.

Tablo 3.Diş hekimliği alanında kullanılan zirkonya bloklar

MONOLİTİK ZİRKONYA	ÜRETİCİ FİRMA
Prettau Zirconia	Zirconzahn/ İTALYA
Ceramill Zolid	Girrbach/AVUSTURYA
Lava Plus High Translucency Zirconia	Sirona/ ALMANYA
Bruzir Solid Zirconia	3M Espe/ ABD
inCoris TZI	Glidewell/ ABD
Katana UTML Zirconia	Kuraray-Noritake
Zenostar®T	Ivoclar,Vivadent,Lihtenştayn

Diş hekimliğinde monolitik zirkonyanın kullanım alanları ;

1. Anterior ve posterior köprü restorasyonları,
2. Anterior ve posterior tek kron restorasyonları,
3. İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalar,
4. Parafonksiyonel aktiviteler,
5. Kısa klinik kron boyu olan dişlerde,
6. Zirkonyum implant,
7. Bireysel abutment,
8. İmplant üstü tam protezler,
9. İmplant üstü sabit restorasyonlar,
10. Kantilever restorasyonlar,

11. Kök kanal postları,
12. Derin vertikal kapanışlar,
13. Ortodontik braketler,
14. Zirkonyum abutment olarak kullanılmaktadır(39-44).

2.2.2.2.2. Lityum disilikat cam seramikler

Materyallerdeki gelişmelerle birlikte lityum disilikat sistemi;lamine veneerlerde, inlay, onlay restorasyonlarda, anterior ve posterior tek kronlarda, tek üye implant üstü kronlarda,3 üyeli anterior köprülerde yaygın olarak kullanılmaktadır(11). IPS e.max 2005 yılında piyasaya sunulmuş olup, lityum disilikat seramiklerin geliştirilmesiyle daha yüksek translusenslik ve ışık geçirgenliği özelliklerine sahip olmakla beraber, bükülme dayanımları da 360-400 MPa kadar yükselmiştir. Böylece hem daha estetik hem de daha dirençli restorasyonlar üretilmiş olmaktadır(11, 45, 46).

IPS e.max CAD seramik materyalinin elastisite modülü 95 GPa ,vickers sertliği 5800 MPa ve kırılma sertliği 2.25 MPaolarak belirtilmiştir(45). Uygun renk çeşitliliği ve translusensi sayesinde malzeme, üzerine veneer seramiği uygulanmış kor yapının temel malzemesi veya monolitik restorasyonlar olarak kullanılabilir. İmplant destekli tek diş restorasyonlarda hibrit abutment üretimi için tasarlanan IPS e.max CAD Abutment Solutions, LT ve MO seçeneklerini ve farklı renk tonlarını içermektedir(37).

Piyasadaki çeşitli firmalar tarafından üretilen zirkonyayla güçlendirilmiş lityum disilikat seramik materyalleri ($\text{Li}_2\text{O}_3\text{Si}$) (Vita Suprinity, Celtra Duo), kırılma dayanımlarını artırmak amacıyla zamanla geliştirilmişlerdir. Kısmen bal renginde ve kristalize formda olan Suprinity blokların kristalizasyon sonrası materyal yapısında lityum disilikat kristallerinin oluşmasıyla, kristalizasyon öncesi 120 MPa olan bükülme direnci, kristalizasyon sonrası 420 MPa'ya kadar çıkmaktadır (37).

2.2.3.Diş hekimliğinde fiberle güçlendirme

Son zamanlarda farklı tiplerdeki fiberler periodontal, ortodontik ve protetik birçok tedavide kullanılmaya başlanmıştır(47-50). Diş hekimliğinde koruyuculuğun önem kazanmasıyla araştırmacılar minimum seviyede diş dokusu kaybı ile yeterli özellikte köprü protezi yapımına önem vermişlerdir.

2.2.3.1.Geleneksel dental kompozitler

Geleneksel dental kompozitlerin sınıflaması içeriklerine ilave edilen inorganik doldurucu partiküllerin boyutlarına göre şu şekilde yapılabilir(51):

Megafil kompozitler

Megafil kompozitlerin partikül büyüklükleri 50-100 µm arasındadır. Günümüzde kullanılmamaktadırlar(51).

Makrofil kompozitler

Makrofil kompozitlerde hacimce %10-15, ağırlıkça %70-80 oranında inorganik doldurucu içeriği mevcuttur. Yapılarındaki partikül büyüklüğü 5-75 µm arasında değişkenlik göstermektedir. Mikrofil kompozitlerle karşılaştırıldığında yüksek polimerizasyon büzülmesi ve düşük aşınma direnci gösterirler(51).

Minifil kompozitler

Minifil kompozitlerin partikül büyüklükleri 0,1-1 µm arasında değişmekte olup, inorganik doldurucu oranı %70-85 oranındadır(51).

Mikrofil kompozitler

Mikrofil kompozitler ağırlıkça %35-60, hacimce %40-50 oranında inorganik doldurucu içeriğine sahiptir. Doldurucu partikül büyüklüğü mikrofil kompozitlerde 0,03-0,05 µm arasında değişkenlik göstermektedir. Makrofil kompozitlere kıyasla daha iyi polisajlanma özelliğinde olup, yüzey yapıları diş minesine benzerlik göstermektedir(51).

Nanofil kompozitler

Bu kompozitlerin içeriğindeki partikül büyüklüğü 20-75 nm arasında değişkenlik göstermekte olup, oldukça düşüktür. Kompozitlerin optik ve mekanik özelliklerinin artmasıyla polimerizasyon büzülmesinin azalması düşük büyüklükte partiküllerin kullanımıyla sağlanır(51).

Hibrit kompozitler

Hibrit kompozitlerde ağırlıkça %70-80 oranında inorganik doldurucu içeriği mevcuttur. Bu kompozitlerin hibrit olarak ifade edilmesinin nedeni yapılarında 0,1-3 µm arasında farklı büyüklükte partikül içermesidir. Aşınma dirençlerinin ve mekanik dayanıklılıklarının iyi olmasıyla sınıf 1 ve sınıf 2 restorasyonlarda kullanım endikasyonları mevcuttur(51).

2.2.3.2.Fiberle güçlendirilmiş kompozitler(FGK)

Estetik restorasyonlarda tercih edilen dental kompozitler farklı organik resinlerin karışımından meydana gelen organik bir matriks, bu matriks içinde dağılmış inorganik doldurucu bir faz ve ara bağlayıcı ajanın birleşiminden oluşmuştur(31, 51).Resin bağlı köprü, destek yapıda ve diş dokusunda oluşturulan veya mevcut olan

retantif ve mikro retantif yüzeylere kompozit rezin aracılığıyla tutuculuğun sağlandığı bir protez şeklidir(52).

Adeziv teknolojideki gelişmeler aracılığıyla, yeni ve daha güçlü kompozit materyallerle yapışabilen fiberler ile kaybedilmiş dişe komşu dişlerle direkt bağlanabilen, destek dişlerde herhangi bir preparasyon yapılmasını gerektirmeyen ve daha estetik restorasyonların yapılmasını sağlamıştır(15, 16). Fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin tutuculu restorasyonlarla ilgili yapılmış birçok çalışma mevcuttur(53-55).

Fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin köprülerin endikasyonları;

1. Başarısız endodontik tedavi ya da travmadan kaynaklı kaybedilen dişlerin restorasyonunda,
2. Eksik olan dişe komşu dişlerin periodontal prognozunun şüpheli olduğu vakalarda,
3. Lokal anesteziyi tolere edemeyen ya da medikal sebeplerle uzun süreli tedavi edilemeyen hastalarda,
4. Ortodontik tedavi sonrası sabit yer tutucu uygulanması gereken vakalarda ve implant yapılması gereken hastalarda yüklenme öncesi geçici protetik restorasyon yapılması gereken durumlarda endikedir(56-59).

Fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin köprülerin kontrendikasyonları:

1. Derin kapanış vakalarında,
2. Uzun köprü boşluklarında,
3. Diestamaların varlığında,
4. Destek dişlerde geniş restorasyonlar varsa uygulanmamaktadır(56, 59, 60).

Fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin köprülerin avantajları; uygulama kolaylığı, maliyetin az olması, kolay temizlenebilirlik, metal alerjisinin gelişmemesi, randevuların az olması sebebiyle zaman tasarrufu ve doğallık hissidir(57, 61).

2.2.3.2.1.Diş hekimliğinde kullanılan fiber tipleri

2.2.3.2.1.1.Karbon-Grafit fiberler

Karbon fiberler; polimetilmetakrilat (PMMA) rezinlerinin polimerizasyon büzülmesini ve termal genleşme katsayısını azaltmakta aynı zamanda da transvers dayanımlarını,bükülme,çekme ve abrazyon direncini de artırmaktadır.Karbon fiberler materyallerin fiziksel dayanıklılığını artırmak avantaj ve dezavantajları da beraberinde getirir.Karbon fiberlerin rezin içerisine yerleştirilmesinde karşılaşılan zorluklar;yeterince estetik olmaması,iyi parlatılamamaları,işlenebilirliklerinin zor olması,güçlendirmede alternatif fiber tiplerinin daha kullanışlı olması ve protez kaidesi ve fiber bağlantı yüzeylerinde cilalama ile ilgili güçlüklerin olması gibi sebeplerle klinikteki kullanımları özellikle 1980'den sonra giderek azalmıştır(50, 62-65).

2.2.3.2.1.2.Aramid fiberler

Aramid fiberler 104.8 MPa esneme direncine ve 1,44 g/cc yoğunluğa sahiptirler.Elastik modülleri 50-98,6 Gpa olarak belirtilmektedir(50). Bükülme ve basma dirençleri diğere fiberlere göre daha düşük olmasına rağmen streslere karşı yüksek direnç gösterirler(64, 66-70).Mekanik,kimyasal ve termal olarak stabildirler fakat ultraviyole ve görünür ışık mekanik özelliklerinde renk değişikliğine ve azalmaya yol açabilmektedirler (70, 71).

2.2.3.2.1.3.Polietilen fiberler

Polietilen; doğal polimer yapıda oldukça uzun zincirlerden oluşmuş kimyasal olarak 0,97g/cc yoğunluğa sahip çizgisel homopolimer etilendir.UHMWP (ultra high modulus weight polietilen) ismiyle de kullanılırlar(72). Polietilen fiberler hidrofobiktirler.Çözünmeye karşı dirençli olup,kimyasal olarak stabildirler.Aşınmaya karşı dirençlidirler.60 GPa elastiklik modülüne sahiptirler(71).

2.2.3.2.1.4.Cam fiberler

Cam fiberler; oksijen,silika gibi atomların çok yönlü rastgele dağılımından meydana gelen bir ağ yapısına sahiptir. Kristal olmayan yapıda amorf olup ve homojendir(73).Cam fiberler, estetik açıdan stabil olup,yapısına eklendikleri materyallerin çarpma ve esneme direncini artırmaktadırlar(74).Diğer fiberlere göre daha estetik olmaları,daha az esnemeleri ve bağlanma dayanımlarının daha yüksek olmasından dolayı klinik uygulamalarda diğer fiberlere göre daha sık kullanılmaktadır(75-77).

2.2.4.Polieter Eter Keton (PEEK)

Polieter eter keton (PEEK); Poliakrileterketon ailesinin yüksek ısı polimeridir. Kimyasal adı; [- oksi - 1, 4 - fenilen - oksi - 1, 4 - fenilen - karbonil - 1, 4 - fenilen -] olup, eter ve keton fonksiyonel grupları ile birbirine bağlı aromatik moleküler zincirinden meydana gelmiştir(78).

PEEK, 335 °C civarında bir erime noktasına, iyi mekanik özelliklere, kolay işlenebilme, yüksek sertlik ve yüksek sıcaklıkta iyi boyutsal stabiliteye sahip, yarı kristalli bir termoplastiktir(79, 80).PEEK; hidrokinonun disodyum tuzu ile 4,4 diflorbenzofenon($C_{13}H_8OF_2$) un; 300 °C de difenil sülfon gibi polar bir çözücü içinde reaksiyonundan sentez yoluyla elde edilir(80).

PEEK materyalinin tıp alanında ortopedik ve travmatik olgularda kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır(81).Verdiği iyi sonuçlarla titanyum materyaline alternatif olan PEEK materyalinin yaklaşık 4 GPa büyüklüğünde elastik modülüne sahip olması en büyük avantajlarından biridir. Elastik modülü değeri kemiğin elastik modülüne yakındır. Rahatlıkla modifiye edilebilen PEEK materyalinin elastik modülünün, karbon fiberlerin eklenmesiyle 18 GPa'a kadar yükseltilebileceği bildirilmiştir(82).

Karbon takviyeli PEEK materyali, kortikal kemik ve dentinile benzer modüller bulundurmaktadır. Bundan dolayı, PEEK materyali dental implant restorasyonlarında daha az stres meydana getireceği için titanyum implantlar ile kıyaslanabileceği düşünülmektedir(83).

PEEK; ideal mekanik, termal ve kimyasal özellikler ile üstün biyouyumluğun kombinasyonu nedeniyle, diş hekimliğinde çeşitli restorasyonlarda kullanılmaktadır ve CAD/CAM uygulamaları için oldukça ideal bir materyaldir(14). PEEK materyali, hem mum atım yöntemi ile ısı ve basınç altında döküm yapılarak, hem de CAD-CAM sistemlerle üretilebilmektedir(84).

Fiziksel ve kimyasal olarak stabildir, yaşlanmaya dirençlidir, mekanik özellikleri iyidir ve mükemmel biyouyumluluk özellikleri gösterirler. Radyolüsenttir, bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve x-ray gibi görüntüleme teknikleriyle uyumludur. Kimyasal ve radyasyon hasarına karşı dirençlidir, birçok takviye edici ajan (cam ve karbon fiber gibi) ile uyumludur ve birçok metal alaşımdan daha yüksek dayanıklılığa sahiptir (14, 79, 80, 85-88).

Diş hekimliğinde PEEK materyalinin endikasyonları:

1. Dental İmplantlar,
2. Geçici abutmentler,
3. İyileşme vidaları,
4. Hareketli protezler ve komponentleri,
5. Obturatörler,
6. Sabit geçici/daimi protezler,
7. Hassas tutucu parçaları,
8. Ortodontik braket ve tellerin üretimi diye sıralanabilir(80, 87-92).

Kontrendikasyonları; PEEK opak bir materyaldir.Çoğunlukla beyaz veya gri renktedir.Renginden ötürü estetik bölgede monolitik şekilde kullanılamaz ve mutlaka veneerlenmesi gerekir(93).

PEEK materyalinin suda çözünürlülüğü oldukça azdır. Bu nedenle özellikle allerjik yapıda olan hastalarda, materyale karşı reaksiyon gözlenme ihtimali diğer birçok materyale göre daha düşüktür (94).

Sabit ve parsiyel protezlerde altyapı olarak PEEK kullanımının avantajları mevcuttur (90). Bunlar;

- 1.Metal alt yapılara göre daha kolay üretilirler.
- 2.CAD/CAM sistemleri ile üretildikleri zaman frezlere zarar vermeden daha kısa sürede ve kolay aşındırılabilirler.
- 3.Dayanıklı ve hafiftir.
- 4.Dijital tasarım sayesinde hastanın bireysel anatomisine uygun olarak dizayn edilebilir.
5. Su emilimi meydana gelmez.
6. Metal-olmayan protez iskeleti doğal tat alımına yardımcı olur.
- 7.Materyalin termal veya elektriksel iletkenlik özelliği yoktur.
8. Röntgen ve tarayıcı dostudur.
9. Korozyona uğramaz.
- 10.Radyografide radyolusent görüntü verir.
11. Biyoyumludur.
- 12.Aşınma ve bozulmaya karşı yüksek direnç gösterirler.
- 13.Kemiğe yakın elastikiyete sahiptir.
- 14.Plak afinitesi düşüktür(80).

PEEK materyalinin protetik dişhekimliğinde birçok avantajının yanı sıra bazı dezavantajları da mevcuttur. En büyük dezavantajlarından biri; yüzey enerjisinin düşük olmasıdır. Bu sebeple, rezin simanlara karşı düşük bağlanma gösterirler. Günümüzde bu sorunu ekarte etmek için PEEK yüzeyinin enerjisinin; geleneksel kumlama, asitle pürüzlendirme, plazma sprej ve lazer pürüzlendirme yöntemleri ile artırılması denenmiştir(95). Schmidlin ve arkadaşlarının(93)yaptığı çalışmada; PEEK restorasyonlarında resin sistemlerinin başarılı oldukları belirtilmiştir. Ancak çalışmada, asitlenmiş yüzey dışında herhangi bir bağlantı görülmediği kaydedilmiştir. Bununla birlikte bazı çalışmalar, yüzey enerjisi artırılmayan PEEK materyali ile resin simanlar arasında hiç bağlantı gerçekleşmediğini ya da çok az bir bağlantı bulunduğunu göstermiştir(79).

2.3.Diş hekimliğinde biyomekanik

Biyomekanik; biyolojik dokulara gelen kuvvetlere doku tarafından verilen cevapları inceleyen bilim dalıdır(96). Hastalar arasında dental implantın yapıldığı kemiğin kalite ve kantitesi, eksik olan dişlerin sayısı, çiğneme paternleri gibi etkenlerden dolayı farklılıklar bulunmaktadır.Holmgren ve arkadaşları,implantlara gelen streslerin dağılımında; implantların uzunluğu, şekli ve çapı gibi makro geometrik unsurların da etkili olduğunu bildirmişlerdir (97).

İmplantüstü protezde oklüzyonun doğru ayarlanmaması ve implantı destekleyecek yeterli sayıda implantın bulunmaması sonucunda implant çevresindeki kemik dokuda rezorbsiyon riski oluşmaktadır(98).

2.3.1.Diş hekimliğinde biyomekanik kavramlar

Mekanikte yaygın olarak kullanılan bir kavram olan kuvvet;uygulama noktası ve yönü olan ölçülebilir bir vektördür. Kuvvet birimi Newton (N)'dur ve 'F' ile

gösterilir. Bir cisme gelen kuvvet o cismin şeklini değiştirerek veya hareket ettirerek etki eder(99).

Stres(Gerilme)

Herhangi bir cisme uygulanan kuvvet, cisimde kuvvetle eşit miktarda ancak kuvvete zıt yönde bir tepki oluşturur. Birim alana uygulanan bu kuvvet miktarına; stres denilmektedir. Stres (S) = Kuvvet (F)/Alan (A) formülüyle ifade edilmektedir. Stres birimi; Paskaldır (Pa=N/m²)(100). Stresin büyüklüğünü, uygulanan mevcut kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin yayıldığı alan etkiler(101).

Bir cisme dışarıdan uygulanan bir kuvvet, yapının içinde iç gerilmelere sebep olmaktadır. Bu gerilmeler; sıkışma (compressive), çekme (tensile), makaslama (shear)'dır (102).

Sıkışma (Compressive) Gerilmesi: Bir cismi oluşturan molekülleri birbirine yaklaştırmaya zorlayan, aynı doğrultuda ama zıt yönde iki kuvvetin uygulanması sonucu oluşan gerilmeler sıkışma gerilmesidir(100).

Çekme (Tensile) Gerilmesi: Bir cismi meydana getiren molekülleri birbirinden ayırmaya çalışan, aynı doğrultuda ama zıt yönde iki kuvvetin uygulanmasıyla oluşan gerilmeler çekme gerilmesidir(102).

Makaslama (Shear) Gerilmesi: Bir cisme farklı düzlemlerde ve zıt yönlerde uygulanan kuvvetlerin sonucunda moleküllerin cismin yüzeyine paralel ve zıt yönde kaymasıyla oluşan gerilmeler, makaslama gerilmesidir(100).

Strain (Gerinim)

Bir cisme uygulanan stres ile cismin birim uzunluğunda oluşan değişiklik olarak tanımlanır. Bir cisim üzerinde stres meydana geldiği zaman, aynı zamanda gerinim de oluşur. Stres, herhangi bir cisme kuvvet uygulandığında, atomları

arasındaki harekete karşı koyan kuvvetler olarak tanımlanır. Gelen bu kuvvetlerle atomlar arasındaki yer değiştirme miktarı ise, strain olarak tanımlanır(103-106).

Strain = Şekil değişikliği / Cismin orijinal uzunluğu

Elastisite modülü,young modülü

Stres'in strain'e oranı olarak tanımlanmaktadır. Birimi GPa'dır(102). Elastisite modülü = Stres / Strain

Elastisite modülü'nün diğer bir ismi de young modülüdür. Bir materyalin elastisite modülü yükseldikçe o materyalin rijiditesi artar (104, 105).

Poisson oranı

Bir cisme elastik limit içerisinde kuvvete dik yöndeki stresin yükleme yönündeki strese oranı, poisson oranı olarak tanımlanır. Diğer bir deyişle, gerilme yönündeki deformasyonun, gerilmeye dik yönde olan deformasyona oranıdır. Bu değer -1 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir(103, 107).

Darbe kuvveti(impact force)

İki cismin teması kısa bir zaman aralığında olursa meydana gelen reaksiyonun etkisi de büyük olur. Bu reaksiyonları oluşturan kuvvetler, 'darbe kuvvetler(impact force)'olarak tanımlanmaktadır. Bu temas sonucu oluşan reaksiyon birden fazla faktörden etkilenmektedir(108, 109).

2.4.Diş Hekimliğinde stres analiz yöntemleri

Bir materyale uygulanan kuvvetlerin yoğunlaştığı alanların tespit edilmesini ve materyalin uygulanan kuvvetler sonucunda yapısında meydana gelen değişikliklerin belirlenmesini sağlayan yöntemlere, “stres analizi yöntemleri” denir(102).

2.4.1.Stres analiz yöntemlerinin sınıflandırılması

Stres analiz yöntemleri 7 gruba ayrılmaktadır.

1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi (SESA)
2. Radyoteleometri Kuvvet Analiz Yöntemi
3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi
4. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi
5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi
6. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
7. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi(102, 110).

2.4.1.1.Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (SESA)

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (SESA), uzay endüstrisi ve havacılıkta karşılaşılan sıkıntıların çözümü ve komplike mühendislik sıkıntılarının bilgisayar ortamında çözümü için, 1960’lı yıllarda kullanılan bir yöntemdir(111). Sonlu elemanlar analizi yöntemi, karmaşık geometrilere sahip sistemlerde karmaşık mekanik sıkıntıların analitik olarak çözülmesine olanak sağlayan sayısal (numerik) bir yöntemdir. Değişken rejimli, kararlı rejimli, nonlinear (lineer olmayan),linear

(lineer) durumlar için stres (gerilim) analizi, akışkanlar mekaniği, elektromanyetizma problemlerinin analizleri ve ısı transferi sonlu elemanlar yöntemi ile yapılabilmektedir(111-113).

2.4.1.1.1.Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin avantajları

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin birçok avantajı mevcuttur. Bunlar;

- Analiz sonuçları kısa bir zaman diliminde elde edilebilir.
- Değişik geometrik yapılara ve malzeme özelliklerine sahip cisimler ek bir soruna neden olmadan rahatlıkla çözümlenebilir.
- Malzeme geometrilerinin,malzeme özelliklerinin ve uygulanan kuvvetlerin, rahatlıkla değiştirilebilmesi ve analizin rahatlıkla tekrarlanabilmesi mümkündür.
- Yer değiştirmeleri ve gerilme dağılımları hassas bir şekilde oluşturulabilir.
- Düzgün geometrik yapısı olmayan karmaşık geometriye sahip cisimler rahatlıkla modellenebilir.
- Sınır şartlarının uygulanması rahat olmaktadır.
- Sonlu eleman analiz metodunun esnekliği ve çok yönlülüğü karmaşık yapılarda, alan problemleri, sürekli ortam ve diğer problemlerde neden sonuç ilişkilerini hesaplamak için önemli ölçüde kullanılabilir.Deneysel ve analitik metotlardan daha hassas sonuç vermektedir.
- Köşeleri olan veya bağlantı noktaları fazla olan cisimlerin analizleri kolaylıkla yapılabilir.
- Cisimlerin gerçeğe yakın modelleri kullanılan yazılımlar sayesinde rahatlıkla elde edilebilir(113).

2.4.1.1.2.Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin dezavantajları

- Modelleme esnasında bazı varsayımların yapılması gerekmektedir.Kemik implant teması histolojik kesitlerde % 100 olmamasına rağmen, bu analizlerin gerçekleştirilebilmesi için % 100 olduğu varsayılması da buna bir örnektir.Kemik implant arayüzü teması; implant yüzeyinin kaplandığı materyalin özellikleri ve implantın yüzey pürüzlülüğü başta olmak üzere birçok etkene bağlıdır(37).
- İmplant dizaynları ve kemik dokusu karmaşık geometrik yapılardır, bu nedenle hatasız bir şekilde üç boyutlu modellere aktarılması oldukça zordur.Analizlerin hatasız olması için, matematiksel modellerin gerçeğe yakın olması sağlanmalıdır.Üç boyutlu modellemelerdeki gerçeklik payı, iki boyutlu modellemelere göre daha fazladır(114).
- Analiz sonuçlarının değerlendirilmesi zor ve uğraştırıcı olduğundan, hesaplanan değerler net veriler olarak kabul edilmemeli, yükleme altında materyallerin gerilme stres dağılımları değerlendirilmelidir(21, 115).
- İzotropik materyaller bütün doğrultularda aynı özellikleri sergilerler ve gerçekte hiçbir materyal % 100 homojen ve izotropik olmamasına rağmen, diş hekimliği alanında yapılan mevcut çalışmalarda kullanılan materyallerin izotropik ve homojen olduğu kabul edilir(6, 116).
- Analizlerin elde edilmesinde kullanılan yazılım programlarının maliyetleri oldukça yüksektir ve yazılımların gelişen teknolojiyle paralel olarak güncel olması gerekmektedir.
- Sonlu elemanlar analizi lineer elastik bir stres analiz yöntemidir.Bütün yapılarda gerçek koşullar altında,kuvvet uygulandığı zaman belli bir limite kadar elastik, daha sonra plastik deformasyon gözlenir. Diş hekimliğinde uygulanan kuvvetlerin büyüklüğü, ancak elastik deformasyon gözlenecek sınırlar içerisindedir(6).

Bu çalışmanın amacı; maksiller anterior bölge diş eksikliklerinin implantüstü sabit protezler ile rehabilitasyonunda, farklı abutmentler ile farklı protetik altyapı materyallerinin stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar

analiz yöntemi kullanılarak karşılaştırılmasıdır. Bu tez çalışmasında dört farklı hipotez öne sürülmüştür. Bunlar;

1. İmplant üstü sabit protezlerde farklı alt yapı materyalleri destekleyici kemik dokuda farklı stres birikimlerine yol açmaktadır.
2. İmplant üstü sabit protezlerde farklı alt yapı materyallerinin üstyapıda oluşturduğu stres birikimleri değişmektedir.
3. İmplant üstü sabit protezlerde farklı alt yapı materyalleri implant bileşenlerinden olan abutment ve implantta farklı stres birikimlerine yol açmaktadır.



3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma; Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve özel bir şirket olan Ay Tasarım Mühendislik Bilişim Limited Şirketi aracılığıyla gerçekleştirilmiştir.

Bu tez çalışmasında, üst çene anterior dişsizlik vakasında iki implant destekli farklı altyapı ile abutment materyallerinin kullanıldığı üç üyeli sabit parsiyel protezlerde; dikey ve oblik kuvvet uygulamaları sonucunda implantlarda, implant çevresinde kortikal kemik dokusunda, abutmentlerde ve üst yapılar da oluşan streslerin büyüklüğü ile streslerin dağılımının incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Çalışmamızda, dişli erkek bireyin standart tomografi görüntüsü esas alınarak modelleme yapılmıştır. Modelde sağ üst ön dişler eksiltirilmiştir. Sağ üst ön grup diş eksikliği olan maksiller sağ anterior bölgede sağ kesici ve sağ kanin dişler konumuna yerleştirilen; 4,1 mm çaplı 10 mm boyunda 2 adet titanyum (Ti) implant ile 1 adet titanyum (Ti), 1 adet zirkonya (Zr) abutmentlerden destek alınan geleneksel metal destekli seramik, lityum disilikat, zirkonya altyapıyla desteklenen seramik, monolitik zirkonya, fiberle güçlendirilmiş kompozit ve PEEK altyapıyla desteklenen hibrit kompozit yapıda üç üyeli sabit parsiyel protezler tasarlanmıştır.

Kesme kuvvetlerinin, implant, abutment, implantları çevreleyen kortikal kemikte ve implant üstü protez alt yapılarında oluşturduğu streslerin dağılımının ve büyüklüğünün incelenmesi için, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi tercih edilmiştir.

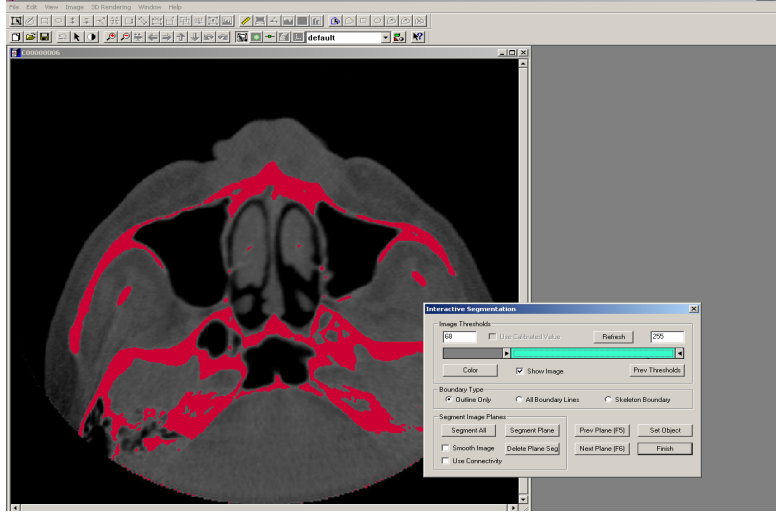
3.1.Geometrik Grupların Oluşturulması

Çalışmada implantların yerleştirileceği üst çene kemiğinin, titanyum implantların, zirkonya ve titanyum abutmentlerin, zirkonya altyapıyla desteklenen

seramik, metal destekli seramik, lityumdisilikat ve fiberle güçlendirilmiş kompozit altyapıyla desteklenen kompozit yapıda implant destekli üç üyeli siman bağlantılı sabit parsiyel protezlerin grupları oluşturulmuştur.

3.1.1.Üst çene kemiğinin modellenmesi

Çalışmadayetişkin erkek üst çene kemiğinin tomografik kesitleri üst çene kemiğinin modellenmesi için kullanılmıştır.Tomografi çekimi; 120KvP 3.8mA değerlerinde 40 saniyelik çekim modunda 3M Iluma CBCT cihazı ile yapıldı(Şekil 2).



Şekil 2.Üst çene kemiğinin tomografik kesiti

Çekilen görüntüler, 3D-Doctor yazılımına aktarıldı. Aktarımdan sonra “Interactive Segmentation” tekniğiyle, Hounsfield Değerlerine göre kemik dokusu ayrıştırıldı. 3 boyutlu katı modelin oluşturulması, sonlu elemanlar stres analizi işlemi ve 3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi için 500GB Hard disk, Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103, USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932, USA) analiz programından, 14 GB RAM

donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan faydalanılmıştır.

Modeller, VRMesh yazılımı ile öncelikle geometrik olarak oluşturulmuştur. Daha sonra, analize hazır hale getirilmeleri ve analizleri yapılmak üzere, Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına stl formatında aktarılmıştır. 3d modelleme programları stl formatı için evrensel değer niteliğindedir. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de hafızasında bulundurması sayesinde bilgi kaybı olmadan programlar arasında aktarım yapılabilmektedir. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını ve oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu yazılıma tanıtmak gerekmektedir (Şekil 3).



Şekil 3. Üst çene kemiğinin geometrik modelinin görüntüsü

3.1.2. İmplantların modellenmesi

Çalışmada kullanılacak implantların santral kesici ve kanin dişler bölgesine yerleştirilmesi planlanmıştır. İmplantların konumlarının hatasız şekilde belirlenebilmesi için anatomik oluşumlar rehber olarak kabul edilmiştir. Köprü modeli bilgisayar ortamında tasarlanırken, Wheeler anatomi atlasındaki (117) anatomik diş boyutları esas alınmıştır. Santral kesici ve kanin diş bölgesine yerleştirilecek implantlar arası mesafenin saptanabilmesi için protezlerin distal sınırının saptanabilmesi gerekmektedir.

Çalışmada santral kesici ve kanin dişin bulunduğu bölgede işaretlenen noktalara iki adet 10 mm. boyunda,4.1 mm. çapında titanyum implant(Bone level.Straumann,Basel,İsviçre) kullanılmıştır(Şekil 4).

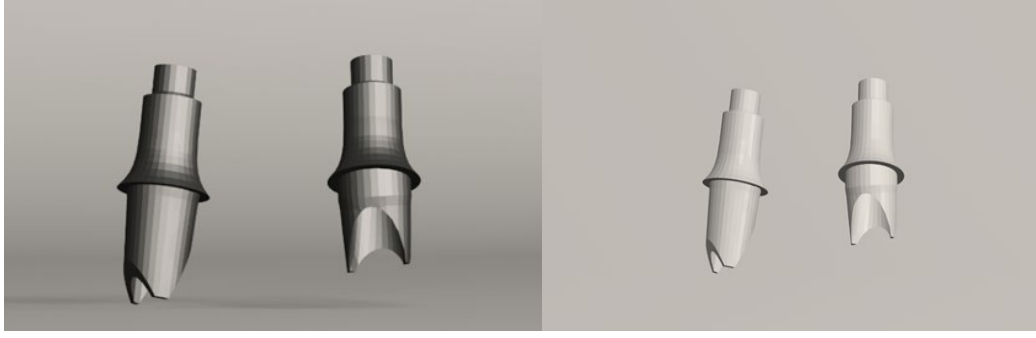


Şekil 4. Bilgisayar ortamında modellenen implantların final görüntüleri

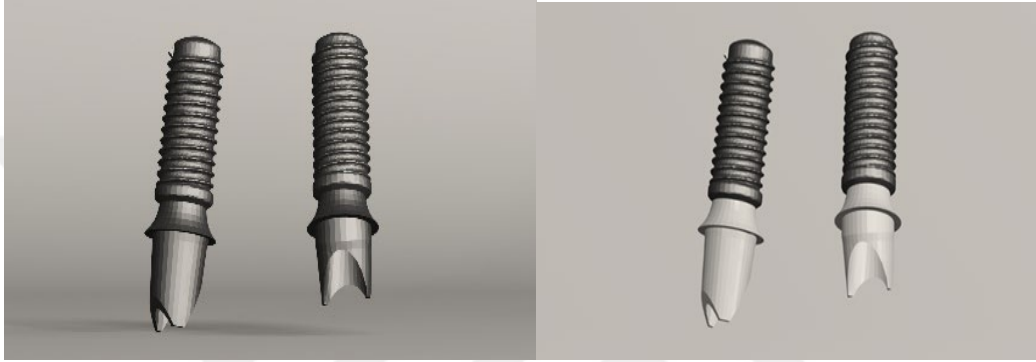
İmplantlarActivity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan sonra Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) yazılımına stl formatında elde edilen modeller aktarılmıştır.Gerekli düzeltmelerin ardından implantlar maksiller kemik modele yerleştirilerek işlem bitirilmiştir.

3.1.3.Abumentlerin modellenmesi

Çalışmada 3.2 mm çapında ve 11.5 mm.gövde uzunluğuna sahip Straumann marka titanyum ve zirkonya abumentler (Bone Level, Straumann NC Cementable Abument–RC Cementable Abument) üretici firmanın yayınladığı ölçülere uygun olarak bilgisayar ortamında tasarlanmıştır (Şekil 5a- d ve 6a, b).



5a5b



5c5d

Şekil 5a-b-c-d. Bilgisayar ortamında hazırlanan Zr ve Ti abutmentlerin final görüntüsü



6a6b

Şekil 6a-b. Bilgisayar ortamında hazırlanan titanyum implant ve titanyum abutmentlerin kortikal kemikteki final görüntüsü

Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcı ile çalışmada tedarik edilen titanyum ve zirkonya abutmentler 3 boyutlu olarak tarandı(Şekil 7).



Şekil 7.Activity 880 üç boyutlu optik lazer tarayıcı

Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına stl formatında elde edilen modeller gönderildikten sonra Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, kemik dokuları arasında uyumlandırma yapılmıştır. Bu uyumlamanın ardından kuvvet aktarımı sağlanmıştır.

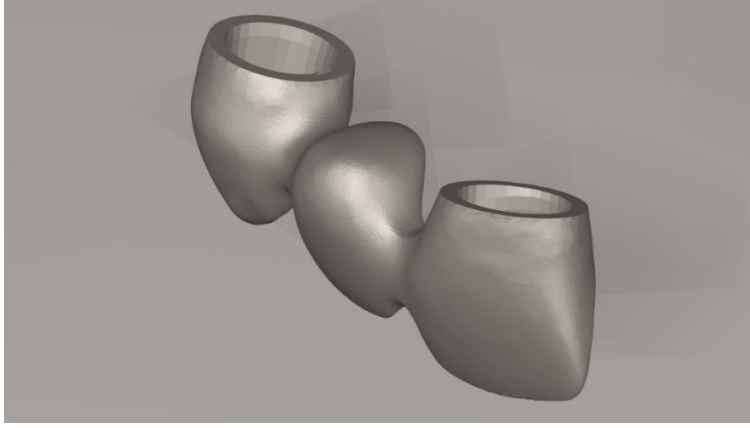
3.1.4.İmplant destekli protezlerin modellenmesi ve çalışma gruplarının oluşturulması

Tez çalışmamızda üç üyeli, iki farklı abutment ve altı farklı altyapıya sahip siman bağlantılı implant destekli protez modeli oluşturulmuştur. Çalışmada kullandığımız gruplar aşağıda tablo 3' de gösterilmiştir.

Tablo 3.Çalışmada kullanılan gruplar ve özellikleri

Gruplar	Abutment	Alt yapı	Üst yapı
G1	Ti	Co-Cr	Porselen
G2	Ti	PEEK	Hibrit Kompozit
G3	Ti	Monolitik Zr	Monolitik Zr
G4	Ti	FGK	Hibrit Kompozit
G5	Ti	Lityum Disilikat	Lityum Disilikat
G6	Zr	Zr	Porselen
G7	Zr	PEEK	Hibrit Kompozit
G8	Zr	Monolitik Zr	Monolitik Zr
G9	Zr	FGK	Hibrit Kompozit
G10	Zr	Lityum Disilikat	Lityum Disilikat

Birinci grupta,abutment materyali olarak titanyum tercih edilmiş olup, geleneksel kobalt-krom(Co-Cr)alaşımından (Bego,Bremen, Almanya) oluşan bir altyapıve üstyapı olarak da feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply, Burlington, ABD) kullanılmıştır.Bu amaçla kullanılan metal alaşımı, veneer porselen tabakasının 1-2 mm arasında olmasına müsaade ederken aynı zamanda dişlerin anatomik formuyla uyumlu bir şekilde oluşturulmuştur.Metal altyapının kalınlığı en az 0.8 mm olup,bitim sınırları yuvarlatılmıştır (Şekil 8).



Şekil 8. Bilgisayar ortamında hazırlanan Kobalt-Krom altyapının final görüntüsü

İkinci grupta, abutment materyali olarak titanyum tercih edilmiş olup, PEEK(Goodfellow)altyapı ve üstyapı olarak da hibrit kompozit(Estenia, Kuraray, Tokyo, Japonya) kullanılmıştır. Veneer hibrit kompozit kalınlığı en fazla 1.5 mm olacak şekilde, protezin final formunu oluşturmak amacıyla PEEK altyapının üzerine yerleştirilmiştir.

Üçüncü grupta, titanyum abutment ve implant üstü protez tipi olarak monolitik zirkonyadan (Bruxzir Solid Zirconia-USA) oluşan sabit protez kullanılmıştır.

Dördüncü grupta, anizotropik devamlı tek yönlü E-Cam fiberle güçlendirilmiş kompozit (everStick, StickTech, Turku, Finlandiya) altyapı ve üstyapı olarak da hibrit kompozit (Estenia, kuraray, Tokyo, Japonya) kullanılmıştır. Bu grubun altyapı tasarımı literatür çalışmasına göre oluşturulmuştur(118).

Beşinci grupta, titanyum abutment ve implant üstü protez tipi olarak monolitik lityum disilikat cam seramikten(Vita Suprinity, Celtra Duo, Germany) oluşan sabit protez kullanılmıştır.

Altıncı grupta, abutment materyali olarak zirkonya tercih edilmiş olup, zirkonya(Y-TZP) altyapı (NobelProcera, NobelBiocare AB, Goteborg, Sweden) ve feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply, Burlington, ABD) kullanılmıştır. Bu amaçla kullanılan zirkonya altyapı, çekirdeği dişlerin anatomik formu ile uyumlu bir şekilde örtülemek için kullanılacak porselen tabakasının 1-2mm. arası kalınlıkta olmasına müsaade edecek şekilde oluşturuldu. Zirkonya altyapının kalınlığı en az 0,8

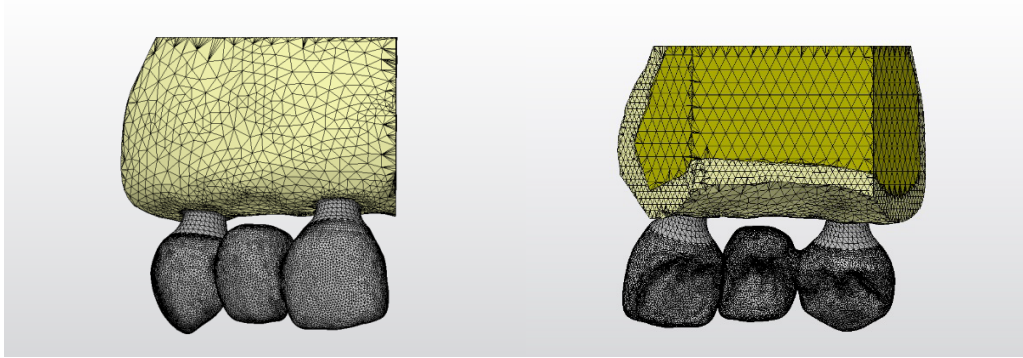
mm. olup, bitim sınırları yuvarlatılmıştır. Protezin total kalınlığı diğler gruplar ile eşit tutulmuştur.

Yedinci grupta, abutment materyali olarak zirkonya tercih edilmiş olup PEEK materyalinden oluşan altyapı ve üstyapı olarak da hibrit kompozit kullanılmıştır.

Sekizinci grupta, zirkonya abutment ve implant üstü protez tipi olarak monolitik zirkonyadan oluşan sabit protez kullanılmıştır.

Dokuzuncu grupta, zirkonya abutment ile anizotropik devamlı tek yönlü E-Cam fiberle güçlendirilmiş kompozit altyapı ve üstyapı olarak da hibrit kompozit kullanılmıştır.

Onuncu grupta ise; zirkonya abutment ve implant üstü protez tipi olarak monolitik lityum disilikat cam seramikten oluşan sabit protez kullanılmıştır. Sabit protezin kalınlığı ise diğler gruplar ile eşit tutulmuştur (Şekil 9).

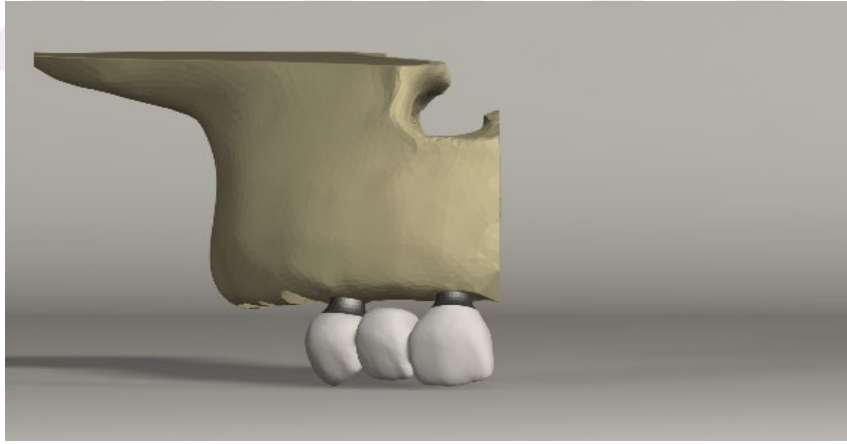


Şekil 9. Analize hazır hale getirilmiş grupların final görüntüleri

Titanyum abutmentin kullanıldığı gruplarda üstyapı materyali olarak Co-Cr altyapılı seramik restorasyon, PEEK, FGK, LDS, Monolitik Zr tercih edilirken; zirkonya abutmentin kullanıldığı gruplarda üstyapı materyali olarak Zr, PEEK, FGK, LDS, Monolitik Zr tercih edilmiştir. Bunun nedeni; metal yansımanın engellenip, estetiğin ön plana çıkarıldığı durumlarda zirkonya abutmentin, metal destekli seramik üstyapıyla birlikte tedavi seçeneğinin klinik uygulamalarında pek tercih edilmemesidir.

3.2.Oluşturulan Grupların Sonlu Eleman Analizine Uygun Hale Getirilmesi

Gruplar, öncelikle VRMesh yazılımıyla geometrik olarak oluşturulmuştur.Daha sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması amacıyla , Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına stl formatında aktarılmıştır. 3d modelleme programları için stl formatı evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken herhangi bir bilgi kaybı oluşmamaktadır.Model öncelikle Algor yazılımı ile uyumlu hale getirilir.Daha sonra oluşturulan modelin maksillaya ailt olduğunu ve diş yapılarının oluşturulduğu materyalleri yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Grupları oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri tanımlanmıştır.Programda katı cisim özellikleri homojen ve linear elastik kabul edilmiştir(Şekil 10).



Şekil 10.Analize hazır hale gelen grupların final görüntüsü

Çalışmada kullanılan materyallerin fiziksel özellikleri tablo 4' te verilmiştir.

Tablo 4.Çalışmada kullanılan materyallerin fiziksel özellikleri

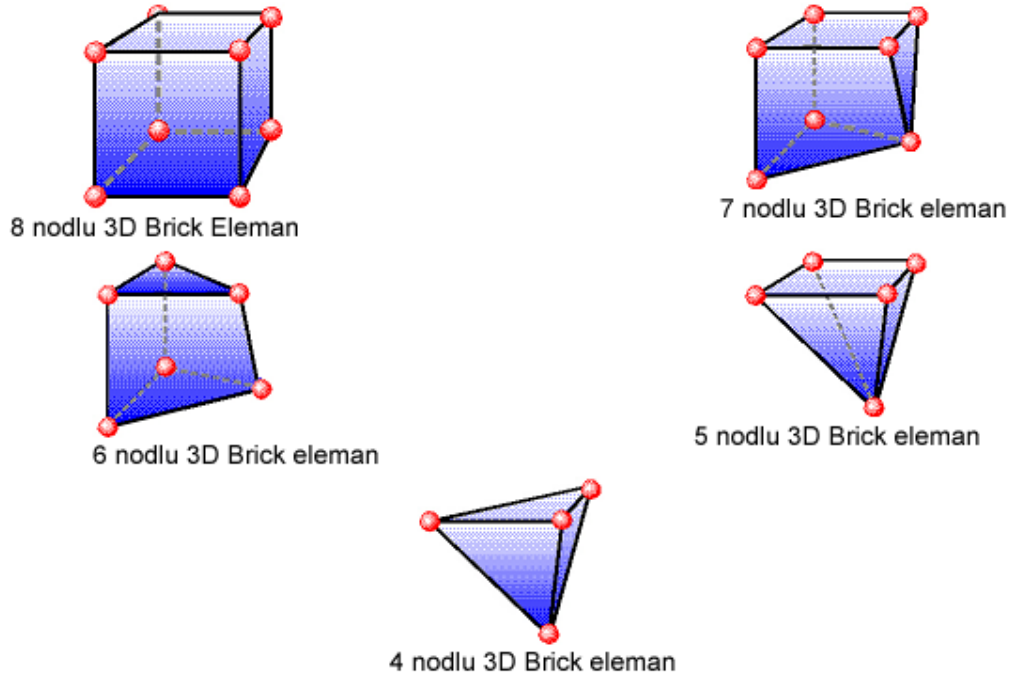
	Young Modulus (Mpa)	Poisson's Ratio
Kortikal	13700	0.30
Sponge	1370	0.30
Titanyum Alaşım - Roxolid (implant)	100000	0.30
Ti Grade 4 (implant, vida ve abutment)	110000	0.35
Titanyum Alt Yapı	110000	0.28
Zirkonyum Alt Yapı	205000	0.22
Kobalt Krom Alt Yapı	218000	0.33
Peek Alt Yapı	4000	0.36
Food Stuff (AISI 1005 Steel)	200000	0.29
Protez	3000	0.35
Lityum Disilikat	9500	0.23
Monolitik Zirkonyum	210000	0.35
Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit	Longitudunal 46000 Transvers 7000	Longitudunal 0.39 Transvers 0.29
Hibrit Kompozit	22000	0.27
Porselen	82800	0.35

3.2.1.Analiz yapılacak matematiksel grupların oluşturulması

VR Mesh’de yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına stl uzantılı yüzey verisi formatta aktarılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin gerçekleştirilebilmesi için, içi dolu şekilde ‘meshing’ işlemine hazır hale getirilmesi gerekmektedir.

Gruplar, meshleme işleminde, daha detaylı sonuçlar elde edebilmek için mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur.

Yapının tamamlanabilmesi için gerektiğindedaha az düğüm noktalı elemanlar gruplardaki yapıların merkezine yakın bölgelerde kullanılmıştır. Bu modelleme tekniğinin kullanımı sayesinde, hesaplamayı kolaylaştırmak için mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar aracılığıyla ağ yapısının en yüksek kalitede olması için çalışılmıştır. Çene modellerinde yer alan ve analiz işlemini güçleştirir ve dik alanlar çizgisel elemanlardan uzaklaştırılarak daha düzenli yapıda olması sağlanmıştır. Burada modeller, Tetrahedra ve Bricks elemanlar halinde katı modele çevrilmiştir. Tetrahedra ve Bricks katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların istenilen ayrıntıya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar tercih edilir(şekil 11).



Şekil 11. Çalışmada kullanılan farklı nod sayılarına sahip elemanlar

Çalışmadan çıkan sonuçların gerçekçi olması için; programın izin verdiği ölçüde, seçtiğimiz üst çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önünde bulundurarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan grupların eleman ve nod sayıları tablo 5'te gösterilmiştir.

Tablo 5.Çalışmada kullanılan gruptaki eleman ve nod sayıları

Gruplar	Nod Sayısı	Eleman Sayısı
G1	Number of nodes = 96.014	Number of elements = 429.246
G2	Number of nodes=96.014	Number of elements = 429.246
G3	Number of nodes = 70.493	Number of elements = 283.973
G4	Number of nodes= 96.014	Number of elements = 429.246
G5	Number of nodes = 70.493	Number of elements = 283.973
G6	Number of nodes = 96.014	Number of elements = 429.246
G7	Number of nodes =96.014	Number of elements = 429.246
G8	Number of nodes = 70.493	Number of elements = 283.973
G9	Number of nodes =96.014	Number of elements = 429.246
G10	Number of nodes = 70.493	Number of elements = 283.973

3.2.2.Modellerde kontak yüzeylerinin belirlenmesi

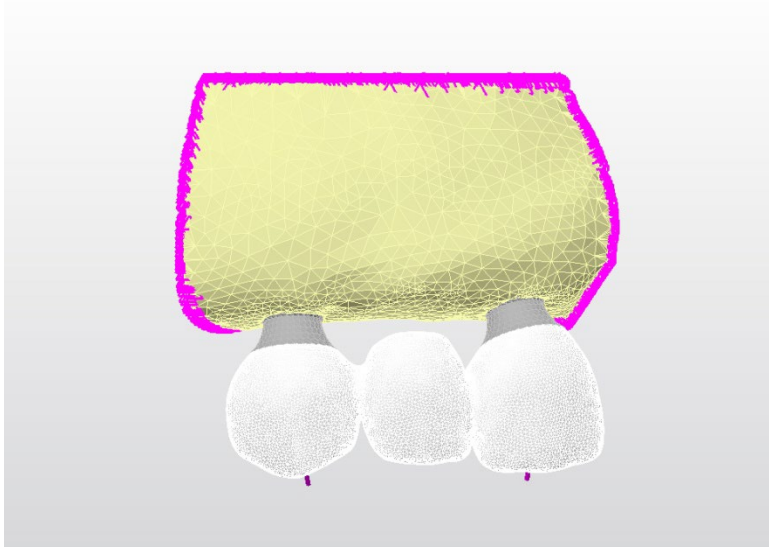
Bu tez çalışmasında trabeküler ve kortikal kemik teması kesintisiz olarak kabul edilmiştir.İmplantların kortikal ve trabeküler kemik tabakalarıyla arasındaki osseointegrasyon,geç dönem osseointegrasyonu taklit edebilmek için %100 olarak kabul edilmiştir. Benzer şekilde analizlerde kullanılan implant parçalarının

(abutment-vida,implant-abutment) bağlantılarının da kesintisiz temas ettiği kabul edilmiştir.

Veneer materyaller ve altyapıların birbirleriyle temasının kesintisiz olduğu varsayılmıştır.Çalışmamızda siman tabakası ve vidada oluşan streslerihmal edilmiştir.

3.3.Sınır koşulları ve kuvvetin uygulanması

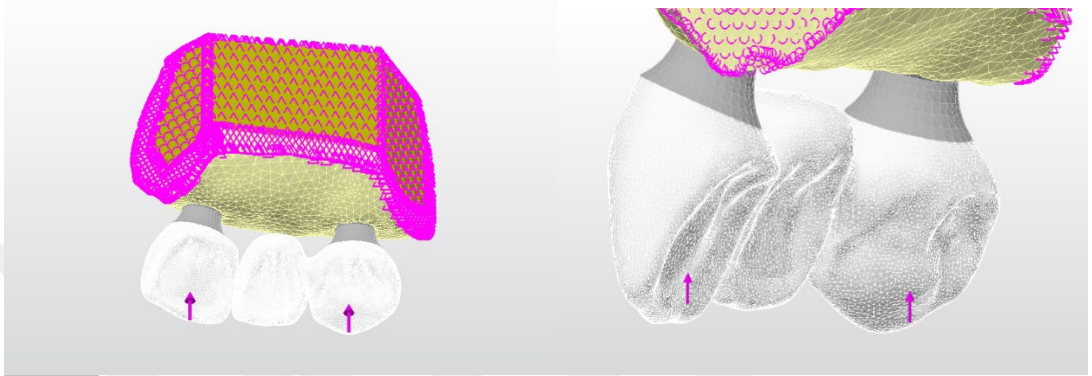
Tüm üst çene kemiğinin modellenmesinin analizlere anlamlı bir etkisi olmayacağından dolayı, Baolen yöntemi ile sınırlandırılmıştır. Tüm gruplarda aynı sınır koşulları tanımlanmış olup,model üst çene kemiğinin alt kısmından her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Şekil 12).



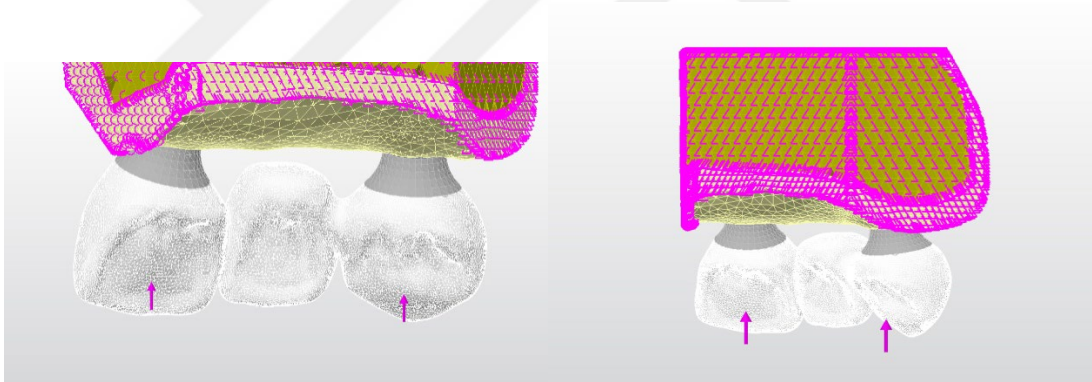
Şekil 12.Kemik modeli maksillanın tabanından serbestlik derecesi 0 olacak şekilde sabitlenmesi.

Dikey ve oblik kuvvetler kesme ve çiğneme kuvvetlerini taklit edebilmek amacıyla analizi yapılacak gruplara uygulanmıştır.

Hazırladığımız 3 boyutlu katı gruplara son aşama olarak, santral kesici ve kanin dişlerin kron insizallerinin 2 mm altından, palatinal yüzeye dikey yönde ve 45° oblik yönde 178 N kuvvet uygulanarak analiz gerçekleştirildi (Şekil 13a-d ve 14a-d).

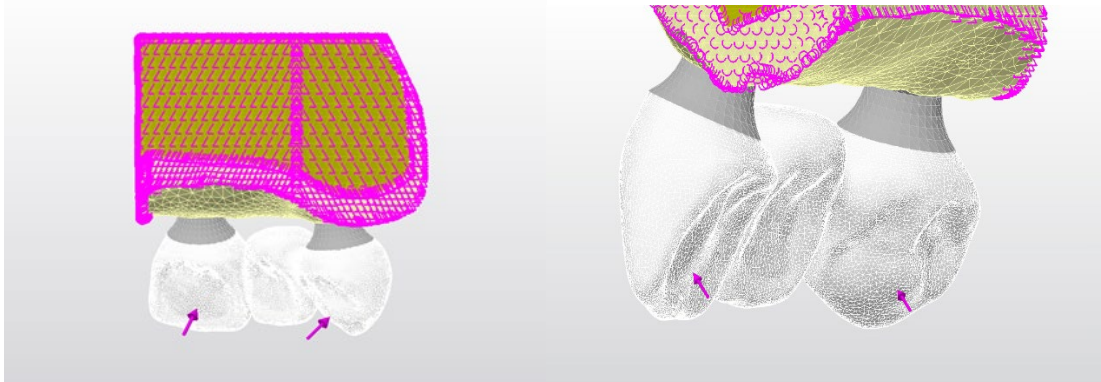


13a13b

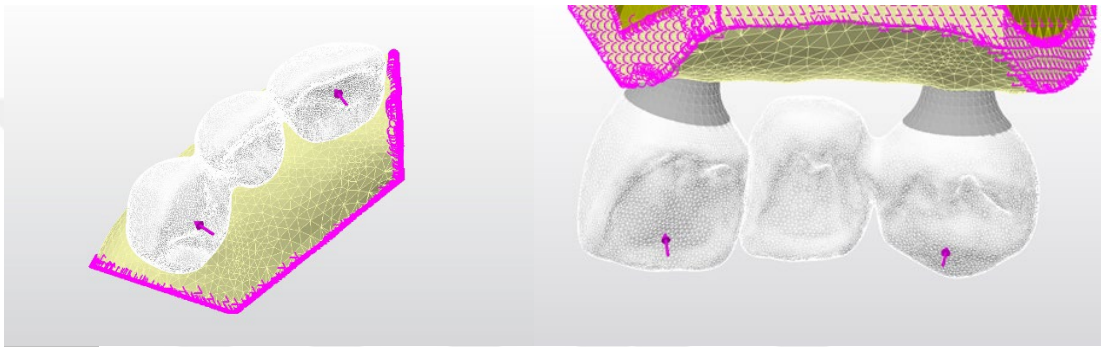


13c13d

Şekil 13a-d. Dikey kuvvet uygulaması



14a14b



14c14d

Şekil 14a-d.Oblik kuvvet uygulaması

Analiz sonuçlarının değerlendirilmesi ve oluşan stres dağılımlarının karşılaştırılması amacıyla incelenen referanslar ve stres değerleri;

1. İmplant üstü protezlerde oluşan maksimum von mises stres değerleri,
2. İmplantın boyun bölgesindeki kortikal kemik sınırında bukkal,palatinal,mesial ve distal olmak üzere dört sabit referans noktası üzerinde ölçülen maksimum ve minimum principal stres değerleri,
3. İmplant abutmentlerinde sabit bir referans noktası üzerinde ölçülen von mises stres değerleri şeklindedir.

4.BULGULAR

Çalışmada titanyum ve zirkonya abutmentlerin olduğu 2 modelde, dikey yönde ve implantın uzun aksına 45° oblik açıyla santral ve kanin diş insizallerinin 2 mm. altından, singulumlarına 178 N yükleme yapılarak abutmentlerde, implantlarda ve üstyapılarda von mises stres değerleri ile kortikal ve kansellöz kemikteki çekme ve basma stresleri değerlendirilmiştir. Analiz sonuçlarında göre; çıkan pozitif stres değerleri çekme streslerini belirtirken; negatif stres değerleri basma streslerini belirtmektedir. Elde edilen bulgular; ilgilialanlardaki oluşan stresleri gösteren şekiller ve stres birikiminin yoğun olarak gözlemlendiği bölgelerde belirlenen noktasal değerleri içeren grafiklerle gösterilmiştir.

Stres birikimlerinin dağılımlarını gösteren görsellerin sol üst tarafındaki skaladan, renklere göre sayısal olarak stres değerleri görülmektedir. Şekillerde her renk bir stres aralığını (MPa) temsil etmektedir. Skalalar aynı yükleme ve aynı yapı için sabitlenmiştir.

Skalaların renk aralıklarının bütün analizler için sabit tutulması, şekillerin birbirleriyle kıyaslanmasına imkan tanımaktadır. Sol üst köşede yer alan skaladaki renklere göre, von Mises stres değerleri ve çekme stresleri maviden kırmızıya doğru artış göstermektedir. Basma stres değerleri negatif değerler gösterilmiştir. Ancak basma streslerinin mutlak değerleri alınmaktadır. Basma stres değerleri için mavi değerler yüksek stres değerlerini göstermektedir.

4.1.Dikey Kuvvet Uygulaması Sonrası Elde Edilen Bulgular

4.1.1.Üstyapıdaoluşan von mises stres değerlerine ait bulgular

Üstyapılarda oluşan streslerin analizleri yapılırken maksimum von Mises stres değerleriyle değerlendirmeler yapıldı.

Bütün gruplar için streslerin yoğunlaştığı bölgeler, yüklemenin uygulandığı alanlar ve kronların kole bölgeleri olarak tespit edildi.

Bütün grupların birlikte değerlendirmesi yapıldığında; dikey yöndeki kuvvet uygulamasında; en yüksek von Mises stres değeri Ti-FGK grubunda, en düşük von Mises stres değeri de Ti-Monolitik zirkonya grubunda bulundu. Palatinal yüzeye uygulanan dikey yöndeki kuvvet uygulaması sonucu;

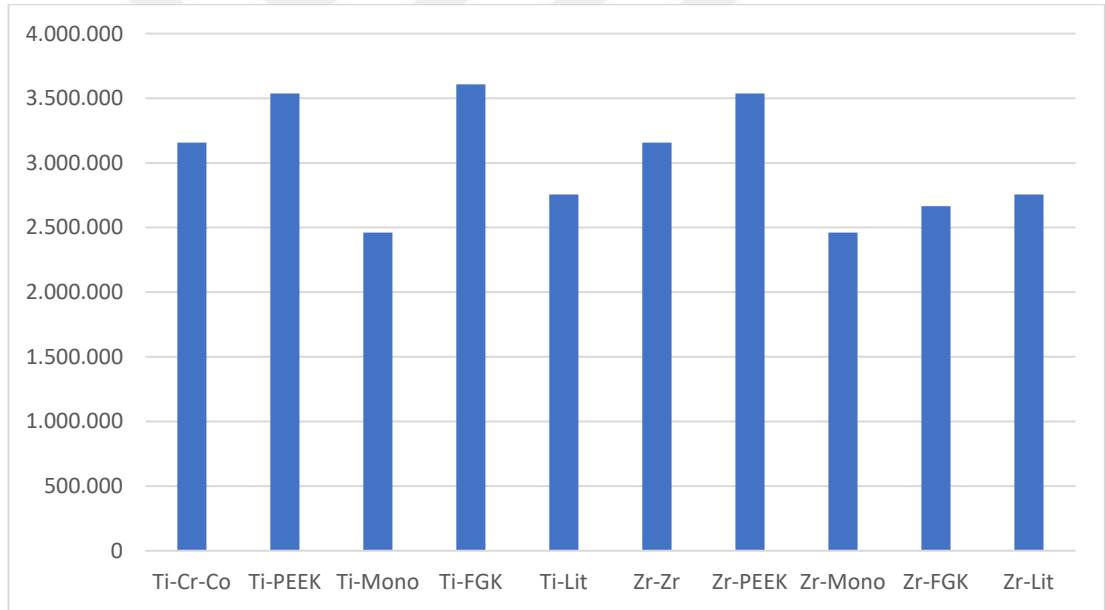
Grup-1 üstyapısında oluşan maksimum von mises stres değeri 3156.49N/mm²,
Grup-2 üstyapısında oluşan maksimum von mises stres değeri 3537.04 N/mm²,
Grup-3 üstyapısında oluşan maksimum von mises stres değeri 2460.74
N/mm²Grup-4 üstyapısında oluşan maksimum von mises stres değeri 3608,02
N/mm², Grup-5 üstyapısında oluşan maksimum von mises stres değeri 2756,13
N/mm²Grup-6 üstyapısında oluşan maksimum von mises stres değeri 3156,82
N/mm²Grup-7 üstyapısında oluşan maksimum von mises stres değeri 3537,27
N/mm²Grup-8 üstyapısında oluşan maksimum von mises stres değeri 2460,75
N/mm²Grup-9 üstyapısında oluşan maksimum von mises stres değeri 2665,1
N/mm²Grup-10 üstyapısında oluşan maksimum von mises stres değeri
2756,17N/mm²olarak bulunmuştur.

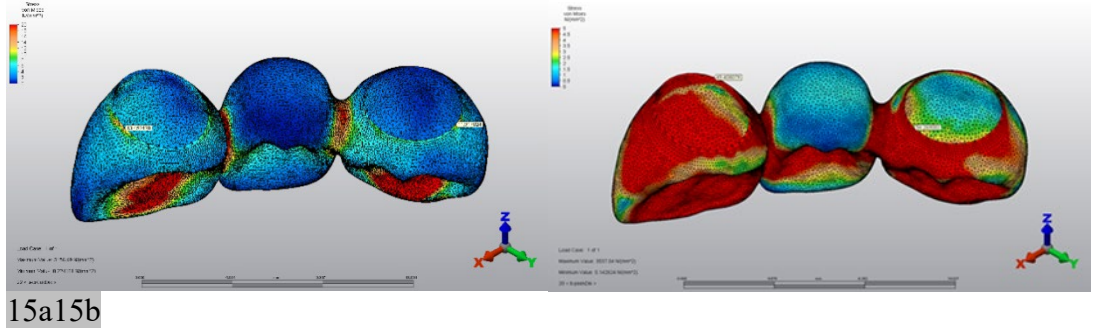
Fonksiyonel yükler altında, kronlar üzerinde gözlenen en yüksek stres bulguları tablo 6 ve şekil 15’de gösterildi.

Tablo 6. Dikey yönde kuvvet uygulaması sonucu üstyapılarda oluşan von mises stresleri

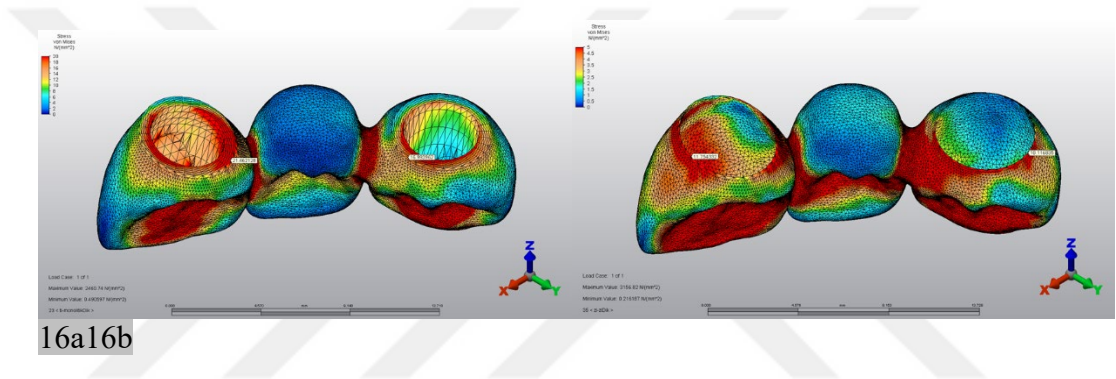
Dikey	Üstyapı (en yüksek)
Grup 1	3156.49
Grup 2	3537.04
Grup 3	2460.74
Grup 4	3608.02
Grup 5	2756.13
Grup 6	3156.82
Grup 7	3537.27
Grup 8	2460.75
Grup 9	2665.1
Grup 10	2756.17

Şekil 15. Dikey yönde kuvvet uygulaması sonucu üstyapılarda oluşan von mises stresleri

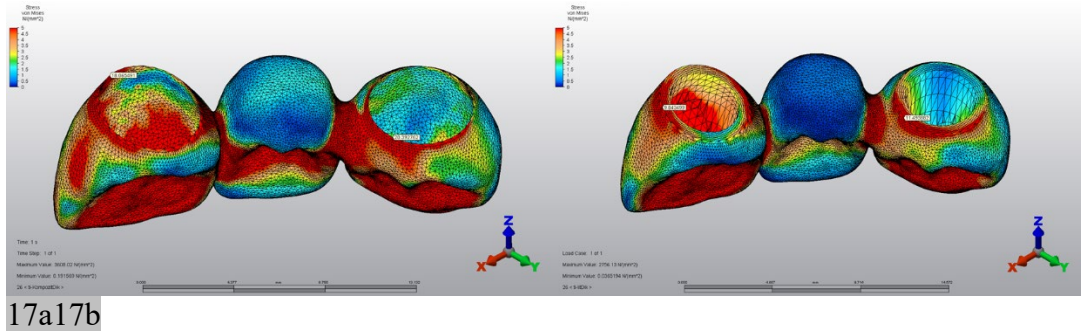




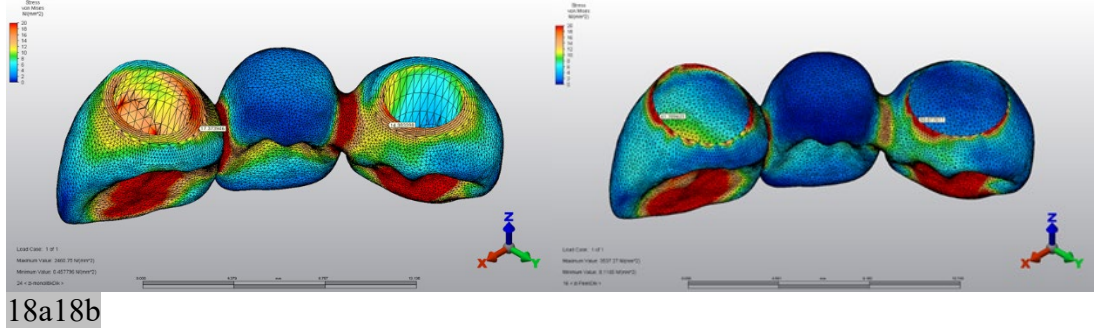
Şekil 16a,b. Grup 1 ve 2’de dikey yükleme sonucu üstyapılarda oluşan von mises stres dağılımı



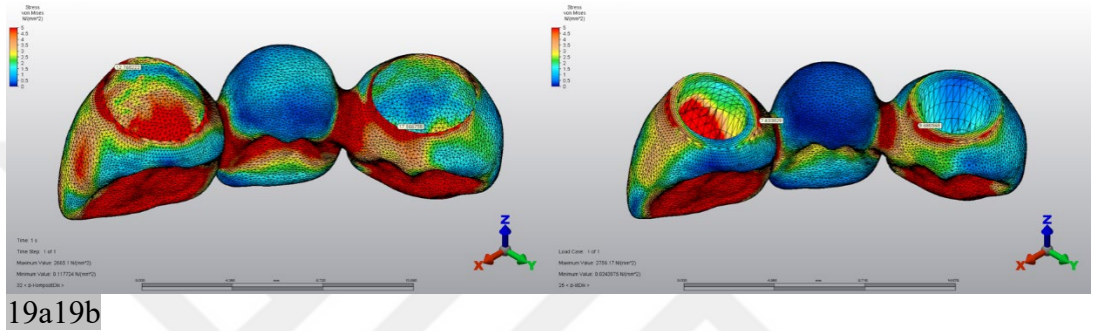
Şekil 17a,b. Grup 3 ve 4’de dikey yükleme sonucu üstyapılarda oluşan von mises stres dağılımı



Şekil 18a,b. Grup 5 ve 6’da dikey yükleme sonucu üstyapılarda oluşan von mises stres dağılımı



Şekil 19a,b.Grup 7 ve 8'de dikey yüklemeye sonucu üstyapılarda oluşan von mises stres dağılımı



Şekil 20a,b.Grup 9 ve 10'da dikey yüklemeye sonucu üstyapılarda oluşan von mises stres dağılımı

4.1.2. Abutmentlerde oluşan von mises stres değerlerine ait bulgular

Abutmentlerde oluşan streslerin analizleri yapılırken maksimum von Mises stres değerleriyle değerlendirmeler yapıldı.

Bütün gruplar için streslerin yoğunlaştığı bölgeler, abutmentlerin implant boyun bölgesiyle temas eden ve dişeti yüksekliğindeki alanlar olarak tespit edildi.

Bütün grupların birlikte değerlendirmesi yapıldığında; dikey yöndeki kuvvet uygulamasında; en yüksek von Mises stres değeri Zr-PEEK grubunda, en düşük von Mises stres değeri de Ti-Monolitik zirkonya grubunda bulundu. Palatinal yüzeye uygulanan dikey yöndeki kuvvet uygulaması sonucu;

Grup-1 abutmentte oluşan maksimum von mises stres değeri 3156.49 N/mm^2 ,

Grup-2 abutmentte oluşan maksimum von mises stres değeri 1172.34 N/mm^2 ,

Grup-3 abutmentte oluşan maksimum von mises stres değeri 69.4509 N/mm^2 ,

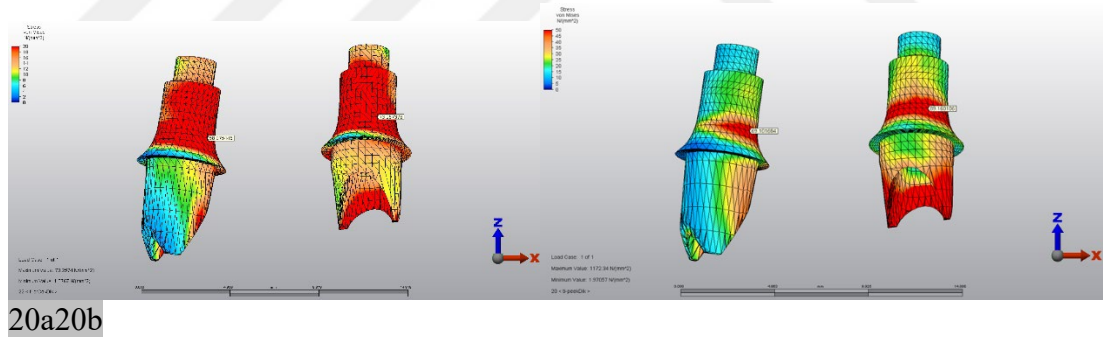
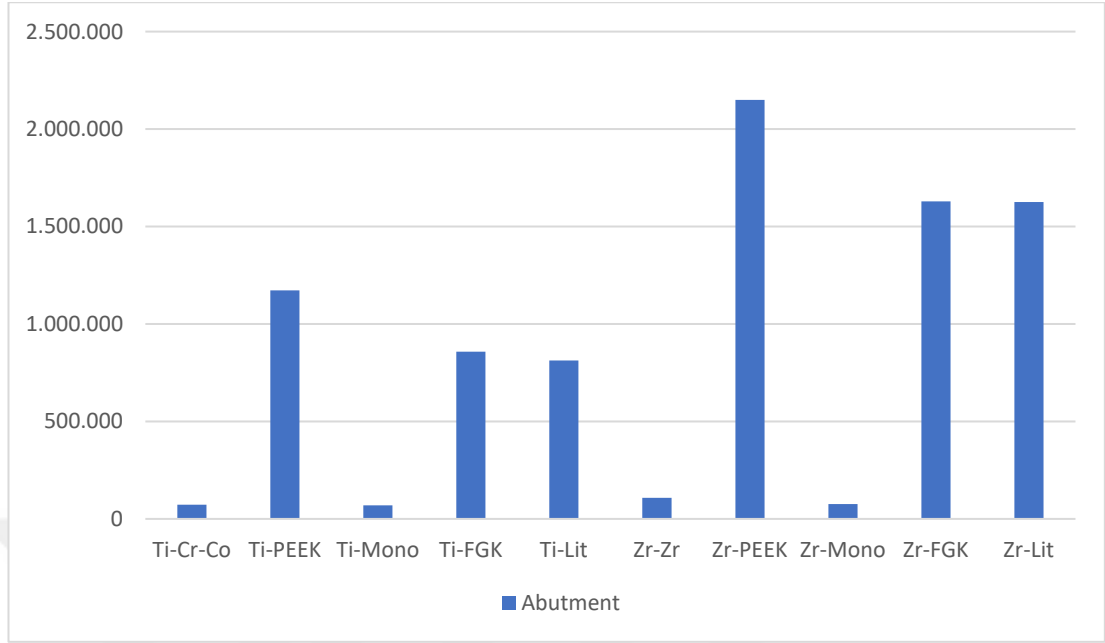
Grup-4 abutmentte oluşan maksimum von mises stres değeri 857.728 N/mm²,
Grup-5 abutmentte oluşan maksimum von mises stres değeri 812.829 N/mm²,
Grup-6 abutmentte oluşan maksimum von mises stres değeri 108.471 N/mm²,
Grup-7 abutmentte oluşan maksimum von mises stres değeri 2149.39 N/mm²,
Grup-8 abutmentte oluşan maksimum von mises stres değeri 76.43 N/mm²,
Grup-9 abutmentte oluşan maksimum von mises stres değeri 1628.83 N/mm²,
Grup-10 abutmentte oluşan maksimum von mises stres değeri 1625.66 N/mm² olarak bulunmuştur.

Fonksiyonel yükler altında, abutmentler üzerinde gözlenen en yüksek stres bulguları Tablo 7. ve şekil 21’de gösterildi.

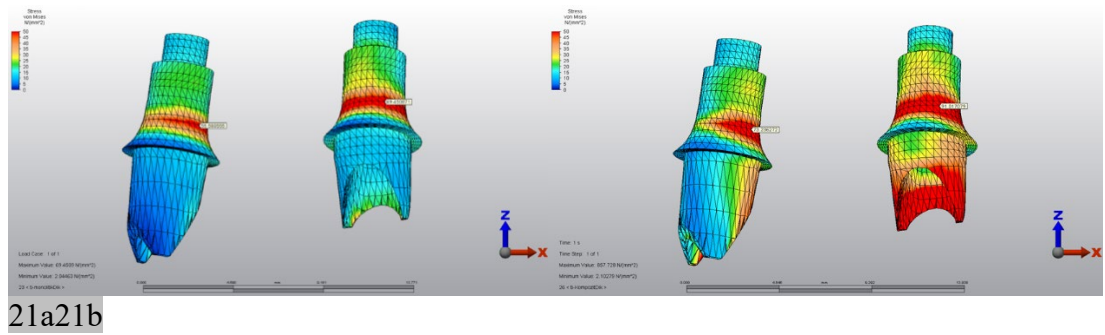
Tablo 7. Dikey yönde kuvvet uygulaması sonucu abutmentler üzerinde oluşan von mises stresleri

Dikey	Abutment
Grup 1	73.2574
Grup 2	1172.34
Grup 3	69.4509
Grup 4	857.728
Grup 5	812.829
Grup 6	108.471
Grup 7	2149.39
Grup 8	76.43
Grup 9	1628.83
Grup 10	1625.66

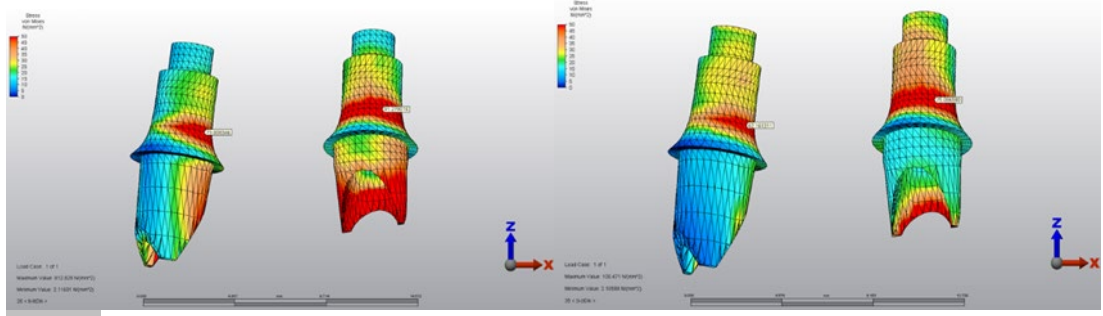
Şekil 21. Dikey yönde kuvvet uygulaması sonucu abutmentler üzerinde oluşan von mises stresleri



Şekil 22a,b. Grup 1 ve 2’de dikey yükleme sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı

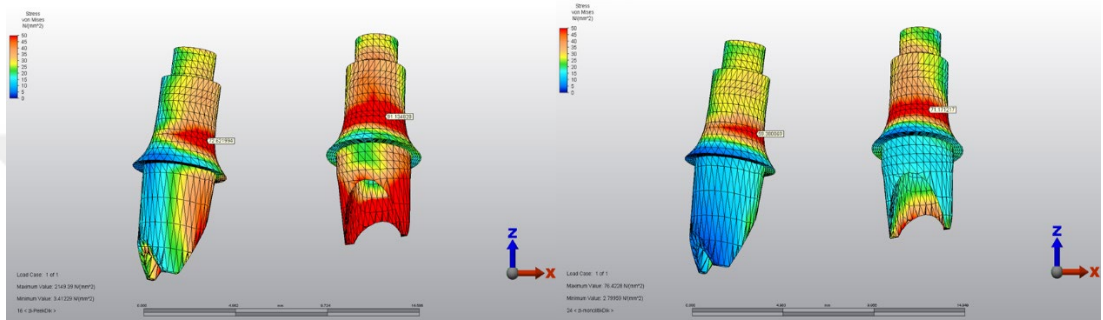


Şekil 23a,b. Grup 3 ve 4’de dikey yükleme sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı



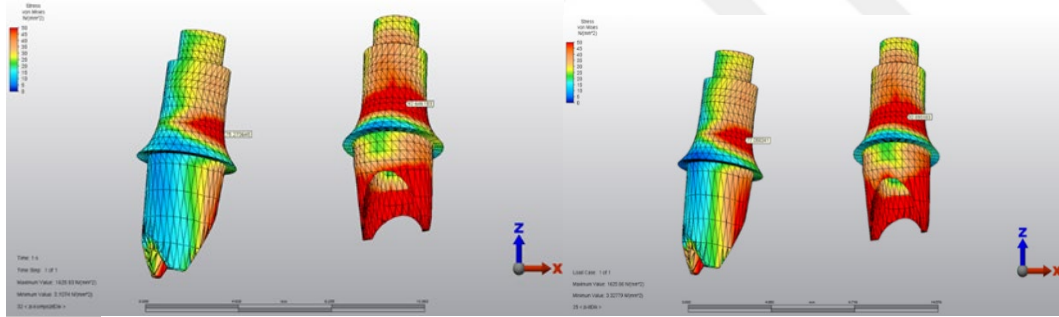
22a22b

Şekil 24a,b. Grup 5 ve 6'da dikey yüklemeye sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı



23a23b

Şekil 25a,b. Grup 7 ve 8'de dikey yüklemeye sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı



24a24b

Şekil 26a,b. Grup 9 ve 10'da dikey yüklemeye sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı

4.1.3. İmplantlarda oluşan von mises stres değerlerine ait bulgular

İmplantlarda oluşan streslerin analizleri yapılırken maksimum von Mises stres değerleriyle değerlendirilmeler yapıldı.

Bütün gruplar için streslerin en fazla yoğunlaştığı bölgelerin implantların boyun bölgeleri olduğu, implant apeksine doğru yoğunlaşan stres değerlerinin azaldığı tespit edildi.

Bütün grupların birlikte değerlendirilmesi yapıldığında; dikey yöndeki kuvvet uygulamasında; en yüksek von Mises stres değeri Ti-PEEK grubunda, en düşük von Mises stres değeri de Zr-Monolitik zirkonya grubunda bulundu. Palatinal yüzeye uygulanan dikey yöndeki kuvvet uygulaması sonucu;

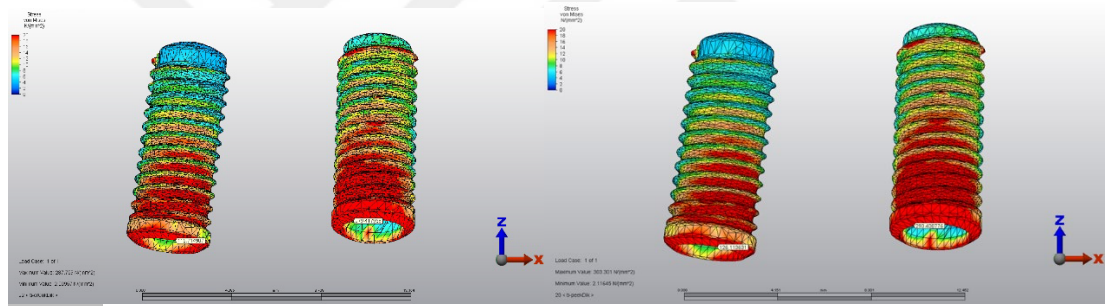
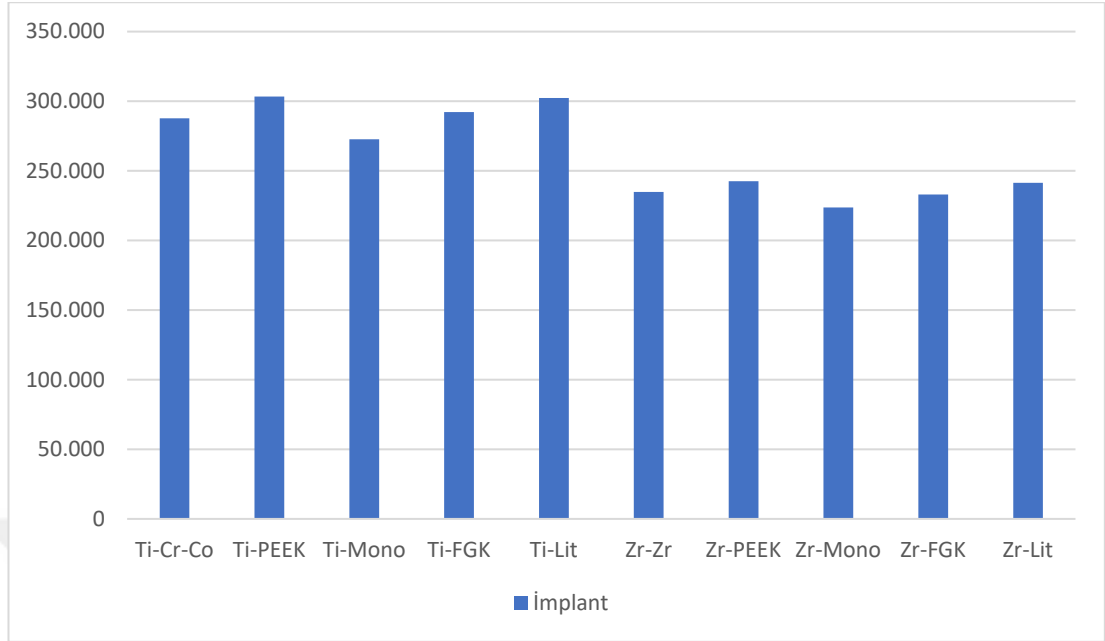
Grup-1 implantlarda oluşan maksimum von mises stres değeri 287.759 N/mm², Grup-2 implantlarda oluşan maksimum von mises stres değeri 303.301 N/mm², Grup-3 implantlarda oluşan maksimum von mises stres değeri 272.657 N/mm² Grup-4 implantlarda oluşan maksimum von mises stres değeri 292.143 N/mm², Grup-5 implantlarda oluşan maksimum von mises stres değeri 302.35 N/mm² Grup-6 implantlarda oluşan maksimum von mises stres değeri 234.817 N/mm² Grup-7 implantlarda oluşan maksimum von mises stres değeri 242.547 N/mm² Grup-8 implantlarda oluşan maksimum von mises stres değeri 223.735 N/mm² Grup-9 implantlarda oluşan maksimum von mises stres değeri 232.945 N/mm² Grup-10 implantlarda oluşan maksimum von mises stres değeri 241.36 N/mm² olarak bulunmuştur.

Fonksiyonel yükler altında, implantlar üzerinde gözlenen en yüksek stres bulguları tablo 8 ve şekil 27. de gösterilmiştir.

Tablo 8. Dikey yönde kuvvet uygulaması sonucu implantlar üzerinde oluşan von mises stresleri

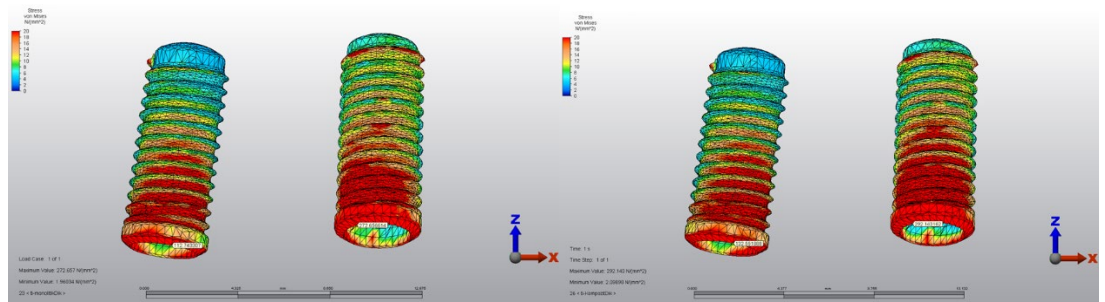
Dikey	İmplant
Grup 1	287.759
Grup 2	303.301
Grup 3	272.657
Grup 4	292.143
Grup 5	302.35
Grup 6	234.817
Grup 7	242.547
Grup 8	223.735
Grup 9	232.945
Grup 10	241.36

Şekil 27. Dikey yönde kuvvet uygulaması sonucu implantlar üzerinde oluşan von mises stresleri



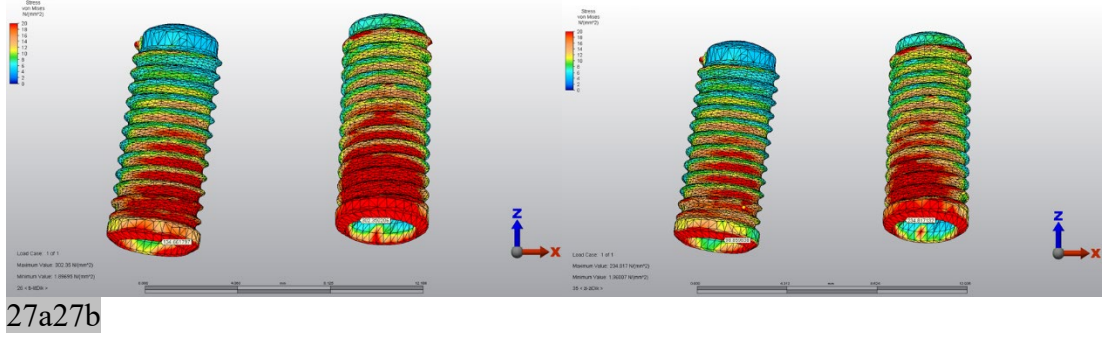
25a25b

Şekil 28a,b. Grup 1 ve 2’de dikey yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı

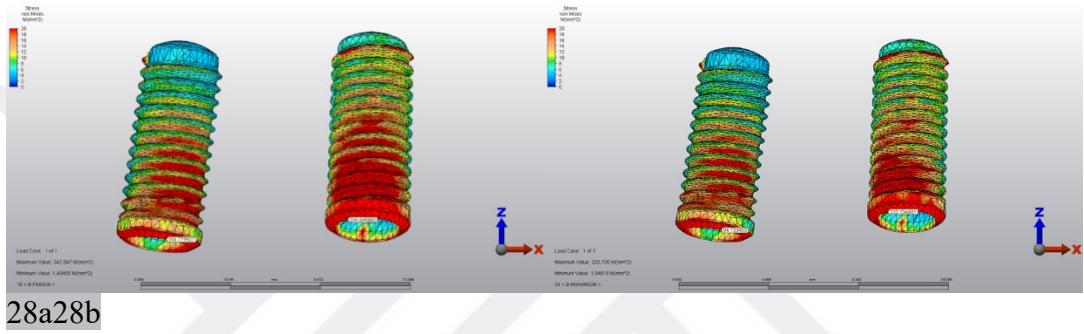


26a26b

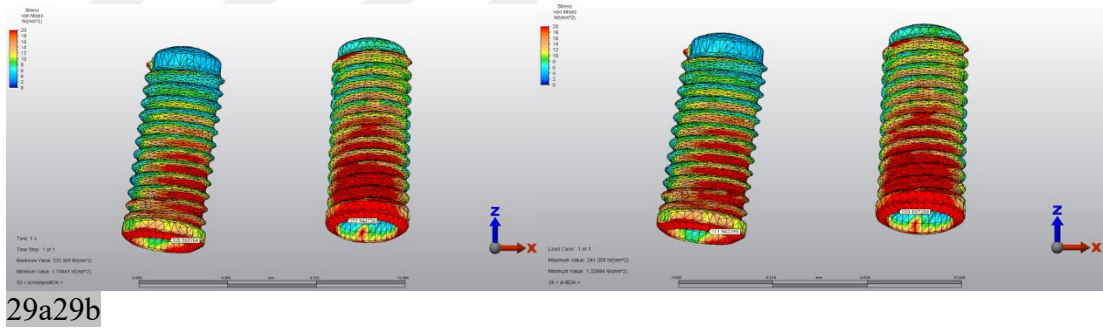
Şekil 29a,b. Grup 3 ve 4’te dikey yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı



Şekil 30a,b. Grup 5 ve 6'da dikey yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı



Şekil 31a,b. Grup 7 ve 8'de dikey yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı



Şekil 32a,b. Grup 9 ve 10'da dikey yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı

4.1.4. Kortikal kemikte oluşan von mises stres değerlerine ait bulgular

4.1.4.1. Maksimum principal stres değerlerine ait bulgular

Kemik dokuda oluşan streslerin analizleri yapılırken, maksimum principal stres değerleriyle değerlendirmeler yapıldı.

Üstyapıların singulumları üzerinden yapılan dikey yükleme sonrasında,implant çevresi kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri implantların uzaklaştırılmasından sonra okluzal yüzden değerlendirildi.

Bütün grupların birlikte değerlendirmesi yapıldığında; dikey yöndeki kuvvet uygulamasında; maksimum principal stres değeri Zr- FGK grubunda, en düşük von Mises stres değeri de Zr-Monolitik zirkonya grubunda bulundu. Palatinal yüzeye uygulanan dikey yöndeki kuvvet uygulaması sonucu;

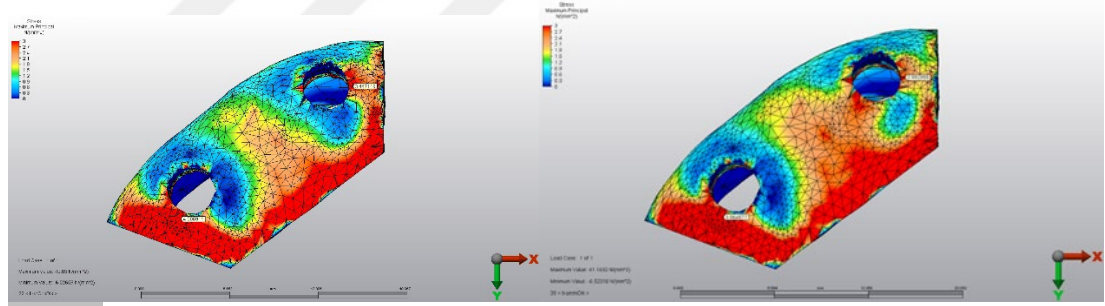
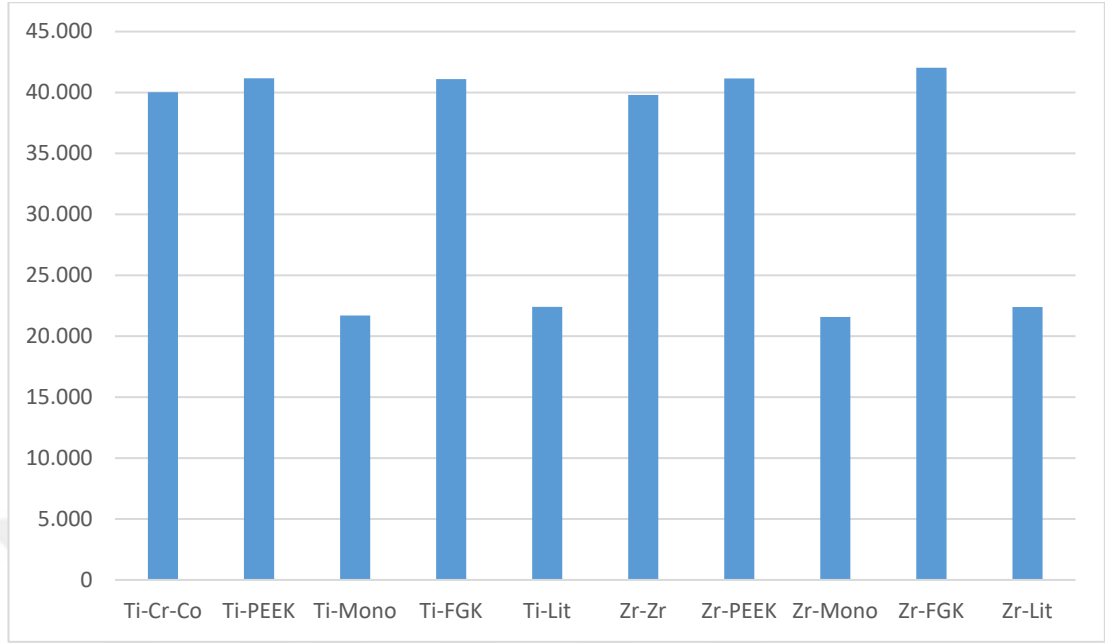
Grup-1 kortikal kemikte oluşan maksimum von mises stres değeri 40.03 N/mm²,Grup-2 kortikal kemikte oluşan maksimum von mises stres değeri 41.17N/mm², Grup-3 kortikal kemikte oluşan maksimum von mises stres değeri21.7036 N/mm² Grup-4 kortikal kemikte oluşan maksimum von mises stres değeri 41.1045 N/mm², Grup-5 kortikal kemikte oluşan maksimum von mises stres değeri 22.4068 N/mm² Grup-6 kortikal kemikte oluşan maksimum von mises stres değeri 39.8004 N/mm² Grup-7 kortikal kemikte oluşan maksimum von mises stres değeri 41.1545 N/mm² Grup-8 kortikal kemikte oluşan maksimum von mises stres değeri 21.5803 N/mm² Grup-9 kortikal kemikte oluşan maksimum von mises stres değeri 42.0273 N/mm² Grup-10 kortikal kemikte oluşan maksimum von mises stres değeri 22.3985 N/mm² olarak bulunmuştur.

Fonksiyonel yükler altında, kortikal kemik üzerinde gözlenen en yüksek stres bulguları tablo 9 ve şekil 33' de gösterildi.

Tablo 9. Dikey yönde kuvvet uygulaması sonucu kemik üzerinde oluşan maksimum principal stresleri

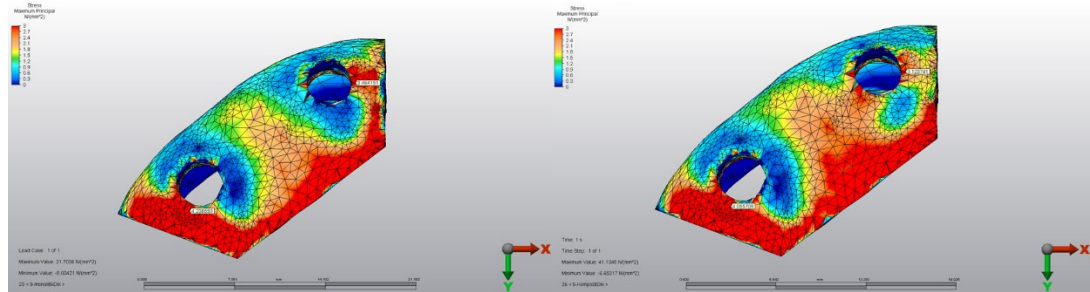
Dikey	Kemik (maksimum)
Grup 1	40.03
Grup 2	41.17
Grup 3	21.7036
Grup 4	41.1045
Grup 5	22.4068
Grup 6	39.8004
Grup 7	41.1545
Grup 8	21.5803
Grup 9	42.0273
Grup 10	22.3985

Şekil 33. Dikey yönde kuvvet uygulaması sonucu kemik üzerinde oluşan maksimum principal stresleri



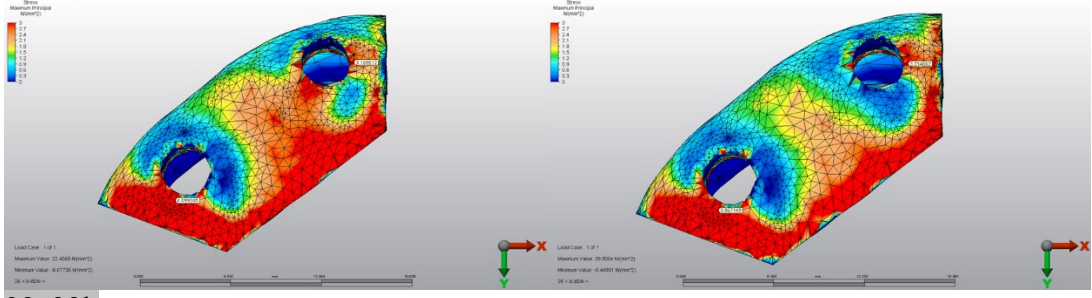
30a30b

Şekil 34a,b.Grup 1 ve 2'de dikey yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımı



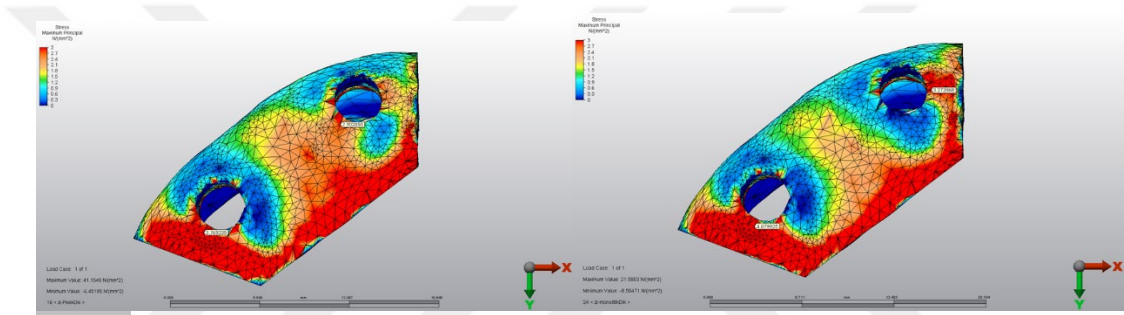
31a31b

Şekil 35a,b.Grup 3 ve 4'de dikey yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımı



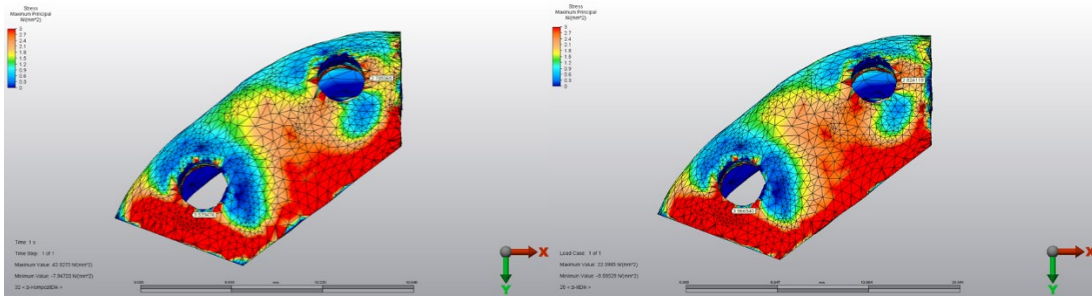
32a32b

Şekil 36a,b. Grup 5 ve 6'da dikey yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımı



33a33b

Şekil 37a,b. Grup 7 ve 8'de dikey yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımı



34a34b

Şekil 38a,b. Grup 9 ve 10'da dikey yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımı

4.1.4.2. Minimum principal stres değerlerine ait bulgular

Kemik dokuda oluşan streslerin analizleri yapılırken minimum principal stres değerleriyle değerlendirmeler yapıldı.

Üstyapıların singulumları üzerinden yapılan dikey yükleme sonrasında implant çevresi kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri implantların uzaklaştırılmasından sonra okluzal yüzden değerlendirildi.

Bütün grupların birlikte değerlendirmesi yapıldığında; dikey yöndeki kuvvet uygulamasında; en yüksek basma kuvveti değeri Ti-LDS grubunda, en düşük basma kuvveti değeri de Zr-Monolitik zirkonya grubunda bulundu. Palatinal yüzeye uygulanan dikey yöndeki kuvvet uygulaması sonucu;

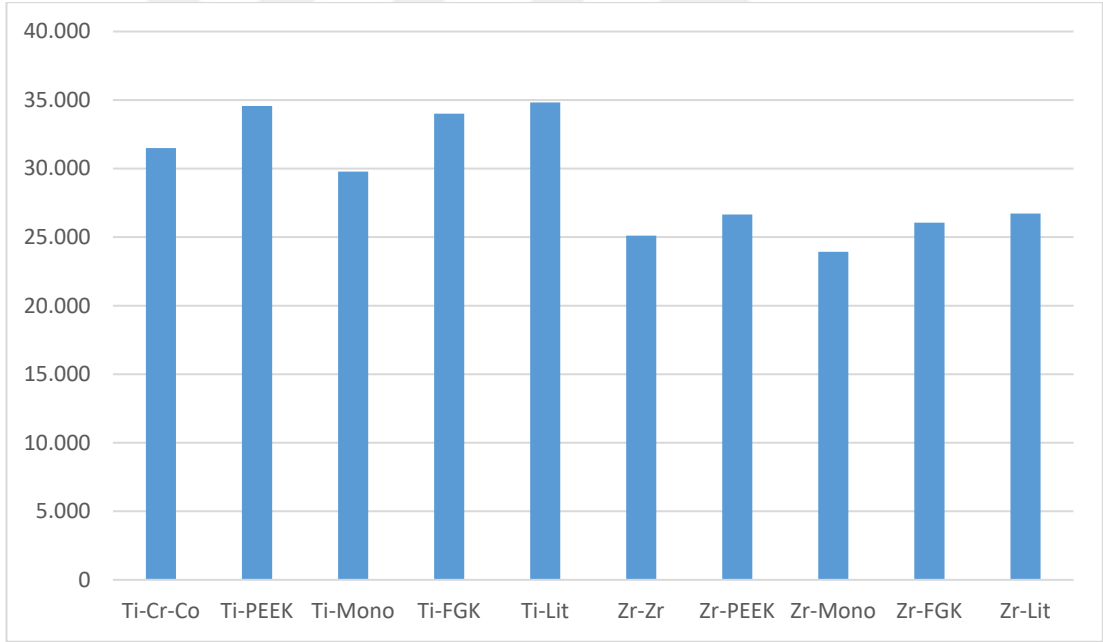
Grup-1 kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değeri -31.497 N/mm^2 , Grup-2 kortikal kemikte oluşan minimum principalstres değeri -34.57 N/mm^2 , Grup-3 kortikal kemikte oluşan minimum principalstres değeri -29.7854 N/mm^2 Grup-4 kortikal kemikte oluşan minimum principalstres değeri -34.0071 N/mm^2 , Grup-5 kortikal kemikte oluşan minimum principalstres değeri -34.8293 N/mm^2 Grup-6 kortikal kemikte oluşan minimum principalstres değeri -25.1051 N/mm^2 Grup-7 kortikal kemikte oluşan minimum principalstres değeri -26.6511 N/mm^2 Grup-8 kortikal kemikte oluşan minimum principalstres değeri -23.93 N/mm^2 Grup-9 kortikal kemikte oluşan minimum principalstres değeri -26.0598 N/mm^2 Grup-10 kortikal kemikte oluşan minimum principalstres değeri -26.72 N/mm^2 olarak bulunmuştur.

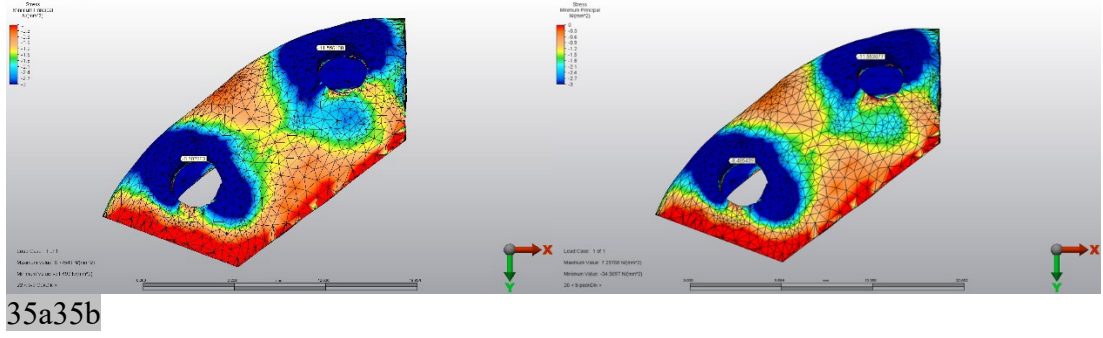
Fonksiyonel yükler altında, kortikal kemik üzerinde gözlenen en yüksek stres bulguları tablo 10 ve şekil 39' da gösterilmiştir.

Tablo 10. Dikey yönde kuvvet uygulaması sonucu kemik üzerinde oluşan minimum principal stresleri

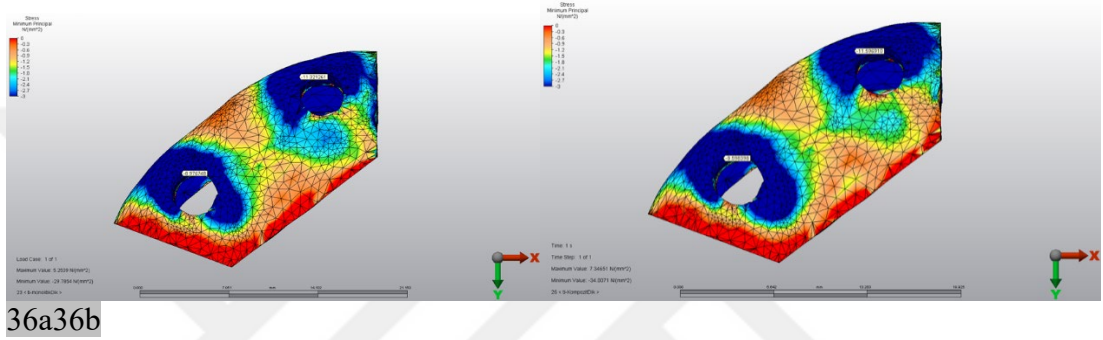
Dikey	Kemik (minimum)
Grup 1	-31.497
Grup 2	-34.57
Grup 3	-29.7854
Grup 4	-34.0071
Grup 5	-34.8293
Grup 6	-25.1051
Grup 7	-26.6511
Grup 8	-23.93
Grup 9	-26.0598
Grup 10	-26.72

Şekil 39. Dikey yönde kuvvet uygulaması sonucu kemik üzerinde oluşan minimum principal stresleri

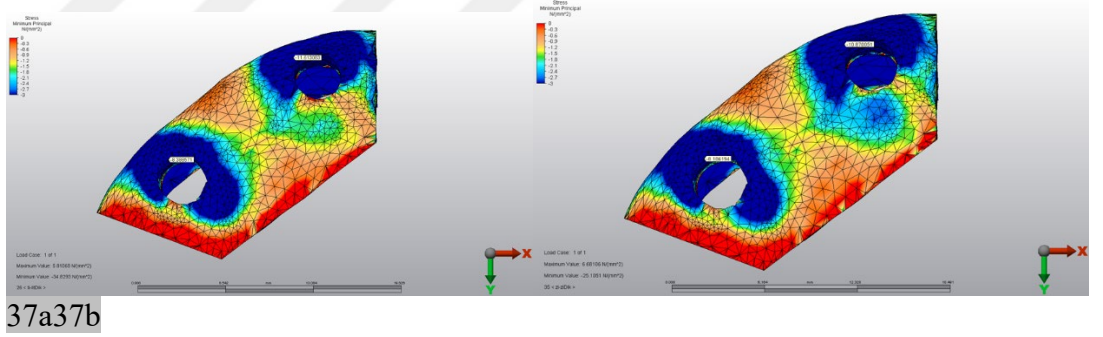




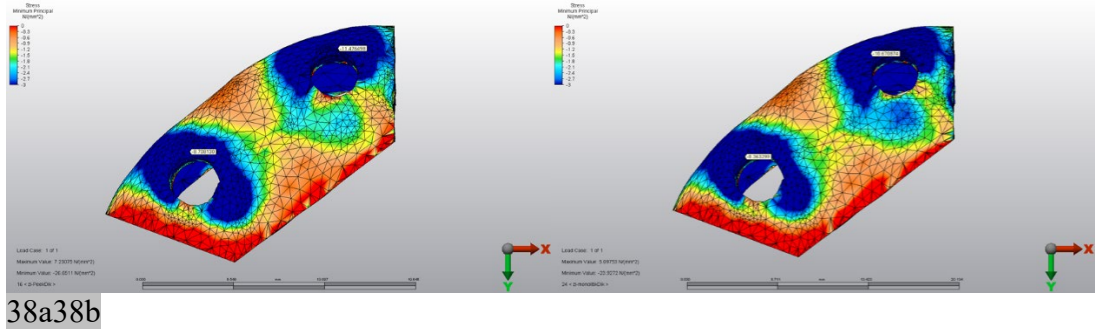
Şekil 40a,b. Grup 1 ve 2'de dikey yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımı



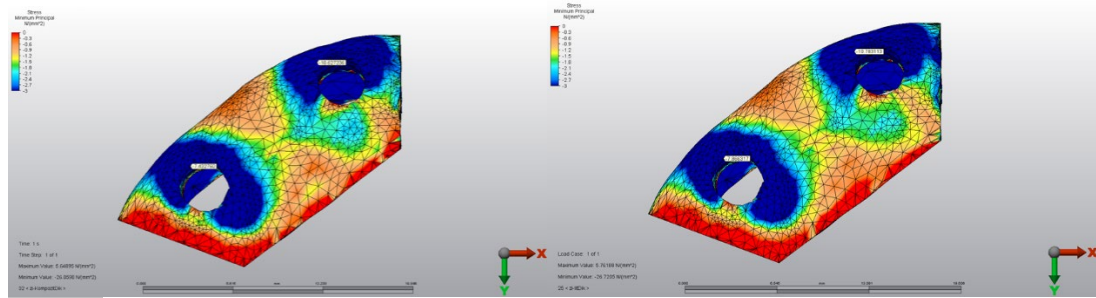
Şekil 41a,b. Grup 3 ve 4'te dikey yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımı



Şekil 42a,b. Grup 5 ve 6'da dikey yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımı



Şekil 43a,b. Grup 7 ve 8'de dikey yüklemeye sonucu kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımı



Şekil 44a,b. Grup 9 ve 10'da dikey yüklemeye sonucu kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımı

4.2.Oblik Kuvvet Uygulaması Sonrası Elde Edilen Bulgular

4.2.1. Kronada oluşan von mises stres değerlerine ait bulgular

Üstyapılarda oluşan streslerin analizleri yapılırken maksimum von Mises stres değerleriyle değerlendirmeler yapıldı.

Bütün gruplar için streslerin yoğunlaştığı bölgeler, yüklemenin uygulandığı alanlar ve kronların kole bölgeleri olarak tespit edildi.

Bütün grupların birlikte değerlendirmesi yapıldığında; oblik yöndeki kuvvet uygulamasında; en yüksek von Mises stres değeri Ti-FGK grubunda, en düşük von Mises stres değeri de Zr-Monolitik zirkonya grubunda bulundu. Palatinal yüzeye uygulanan oblik yöndeki kuvvet uygulaması sonucu;

Grup-1 üstyapısında oluşan maksimum von mises stres değeri 2502.66 N/mm²,

Grup-2 üstyapısında oluşan maksimum von mises stres değeri 2867.05 N/mm²,

Grup-3 üstyapısında oluşan maksimum von mises stres değeri 2433.87

N/mm²Grup-4 üstyapısında oluşan maksimum von mises stres değeri 3167.26

N/mm², Grup-5 üstyapısında oluşan maksimum von mises stres değeri 2755.74

N/mm²Grup-6 üstyapısında oluşan maksimum von mises stres değeri 2503.2 N/mm²

Grup-7 üstyapısında oluşan maksimum von mises stres değeri 2862.72 N/mm²

Grup-8 üstyapısında oluşan maksimum von mises stres değeri 2433.85 N/mm²

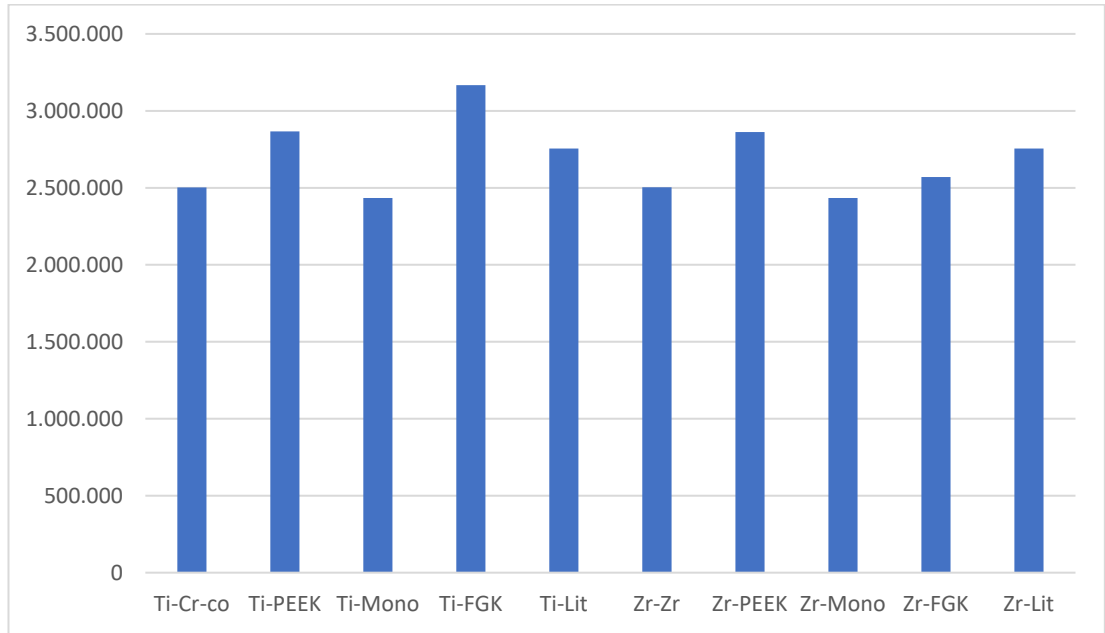
Grup-9 üstyapısında oluşan maksimum von mises stres değeri 2570.05 N/mm²
Grup-10 üstyapısında oluşan maksimum von mises stres değeri 2755.83
N/mm²olarak bulunmuştur.

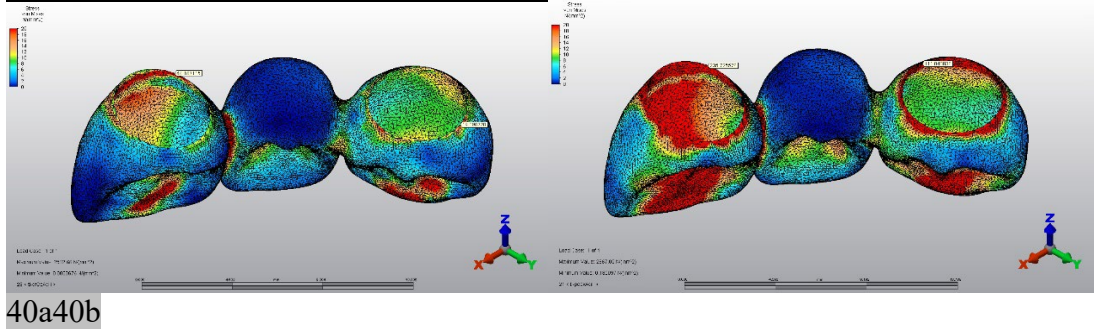
Fonksiyonel yükler altında, kronlar üzerinde gözlenen en yüksek stres bulguları
Tablo 11 ve şekil 45’de gösterildi.

Tablo 11. Oblik yönde kuvvet uygulaması sonucu üstyapılarda oluşan von mises stresleri

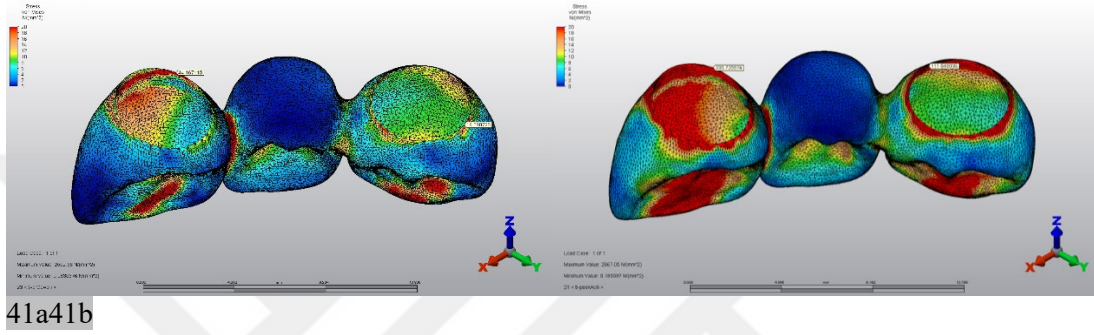
Oblik	Üstyapı
Grup 1	2502.66
Grup 2	2867.05
Grup 3	2433.87
Grup 4	3167.26
Grup 5	2755.74
Grup 6	2503.2
Grup 7	2862.72
Grup 8	2433.85
Grup 9	2570.05
Grup 10	2755.83

Şekil 45. Oblik yönde kuvvet uygulaması sonucu üstyapılarda oluşan von mises stresleri

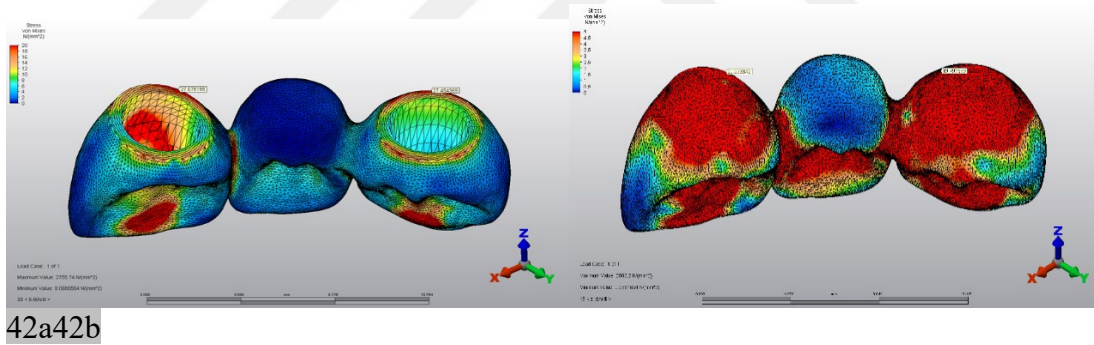




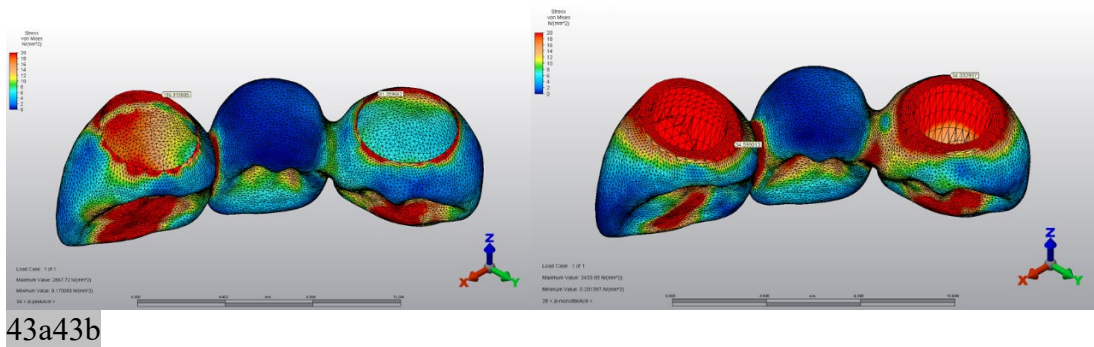
Şekil 46a,b. Grup 1 ve 2’de oblik yükleme sonucu üstyapılarda oluşan von mises stres dağılımı



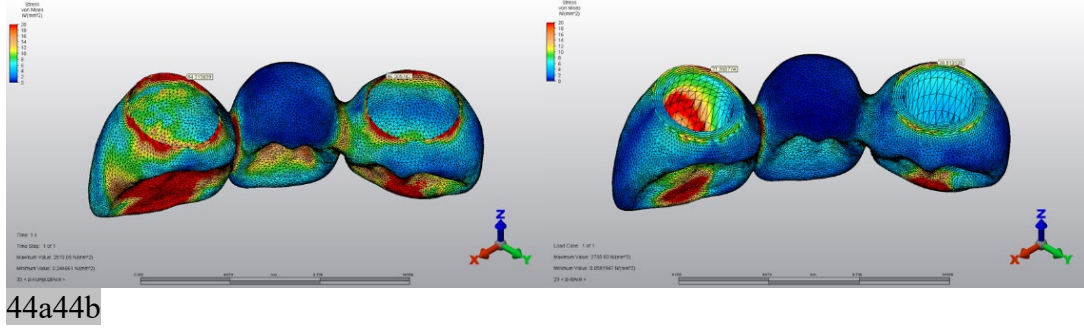
Şekil 47a,b. Grup 3 ve 4’de oblik yükleme sonucu üstyapılarda oluşan von mises stres dağılımı



Şekil 48a,b. Grup 5 ve 6’da oblik yükleme sonucu üstyapılarda oluşan von mises stres dağılımı



Şekil 49a,b. Grup 7 ve 8’de oblik yükleme sonucu üstyapılarda oluşan von mises stres dağılımı



Şekil 50a,b.Grup 9 ve 10'da oblik yükleme sonucu üstyapılarda oluşan von mises stres dağılımı

4.2.2. Abutmentlerde oluşan von mises stres değerlerine ait bulgular

Abutmentlerde oluşan streslerin analizleri yapılırken maksimum von Mises stres değerleriyle değerlendirmeler yapıldı.

Bütün gruplar için streslerin yoğunlaştığı bölgeler, abutmentlerin implant boyun bölgesiyle temas eden ve dişeti yüksekliğindeki alanlar olarak tespit edildi.

Bütün grupların birlikte değerlendirmesi yapıldığında; oblik yöndeki kuvvet uygulamasında; en yüksek von Mises stres değeri Zr-PEEK grubunda, en düşük von mises stres değeri de Ti-Co-Cr grubunda bulundu. Palatinal yüzeye uygulanan dikey yöndeki kuvvet uygulaması sonucu;

Grup-1 abutmentte oluşan maksimum von mises stres değeri 313.267 N/mm^2 ,

Grup-2 abutmentte oluşan maksimum von mises stres değeri 1410.6 N/mm^2 ,

Grup-3 abutmentte oluşan maksimum von mises stres değeri 313.877 N/mm^2 ,

Grup-4 abutmentte oluşan maksimum von mises stres değeri 1244.82 N/mm^2 ,

Grup-5 abutmentte oluşan maksimum von mises stres değeri 833.317 N/mm^2 ,

Grup-6 abutmentte oluşan maksimum von mises stres değeri 319.836 N/mm^2 ,

Grup-7 abutmentte oluşan maksimum von mises stres değeri 2610.67 N/mm^2 ,

Grup-8 abutmentte oluşan maksimum von mises stres değeri 320.793 N/mm^2 ,

Grup-9 abutmentte oluşan maksimum von mises stres değeri 2417.24 N/mm^2 ,

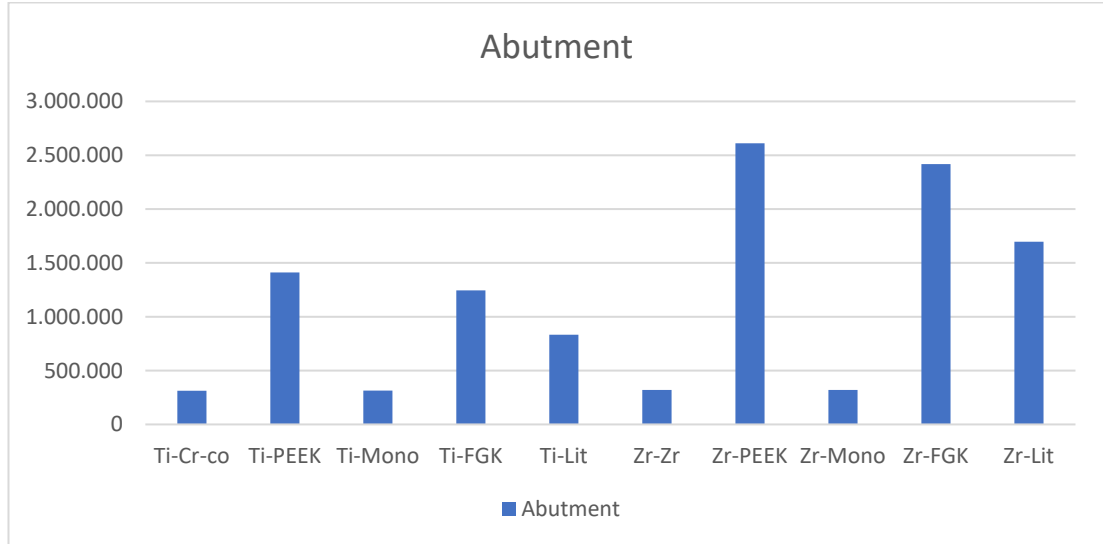
Grup-10 abutmentte oluşan maksimum von mises stres değeri 1697.03 N/mm² olarak bulunmuştur.

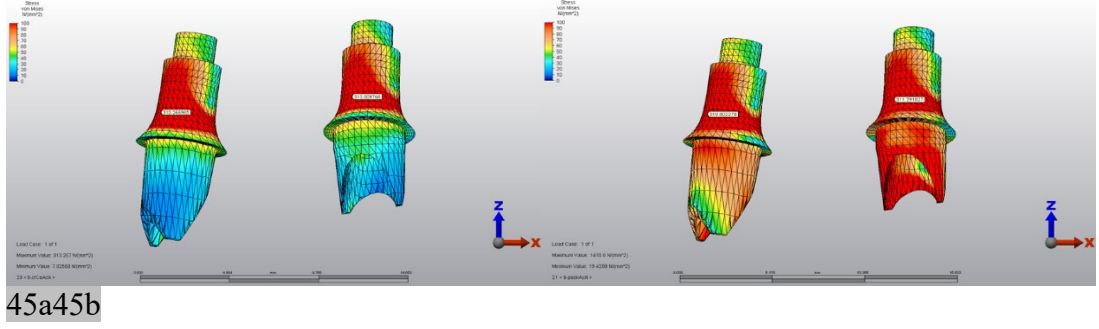
Fonksiyonel yükler altında, abutmentler üzerinde gözlenen en yüksek stres bulguları Tablo 12 ve şekil 51' de gösterildi.

Tablo 12. Oblik yönde kuvvet uygulaması sonucu abutmentler üzerinde oluşan von mises stresleri

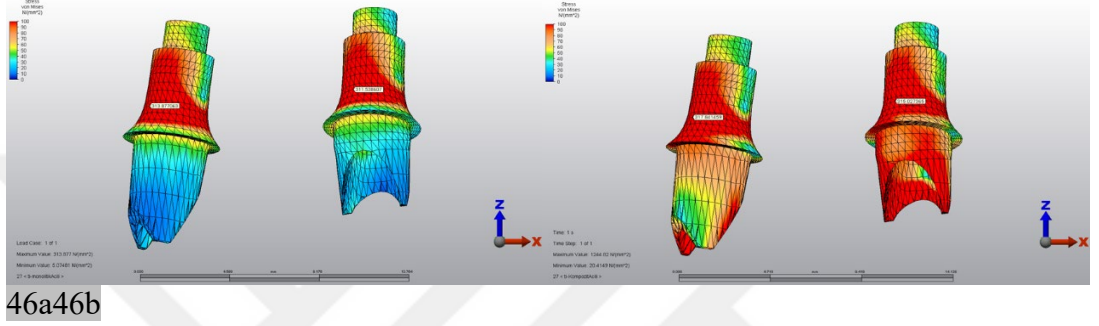
Oblik	Abutment
Grup 1	313.267
Grup 2	1410.6
Grup 3	313.877
Grup 4	1244.82
Grup 5	833.317
Grup 6	319.836
Grup 7	2610.67
Grup 8	320.793
Grup 9	2417.24
Grup 10	1697.03

Şekil 51. Oblik yönde kuvvet uygulaması sonucu abutmentler üzerinde oluşan von mises stresleri

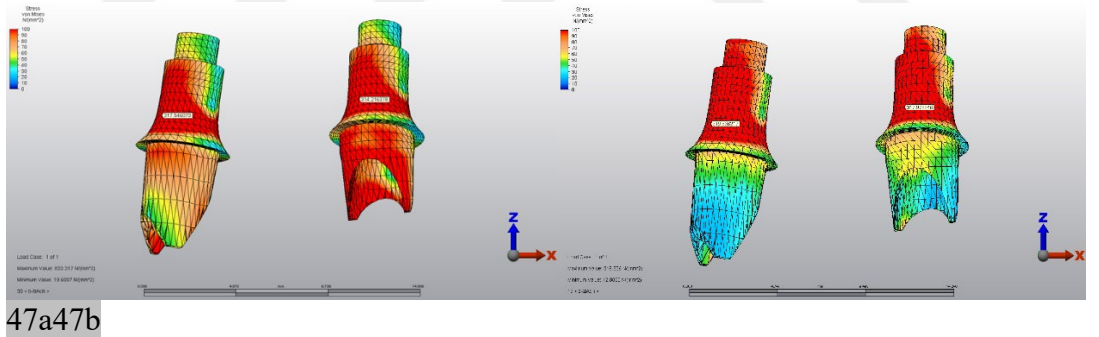




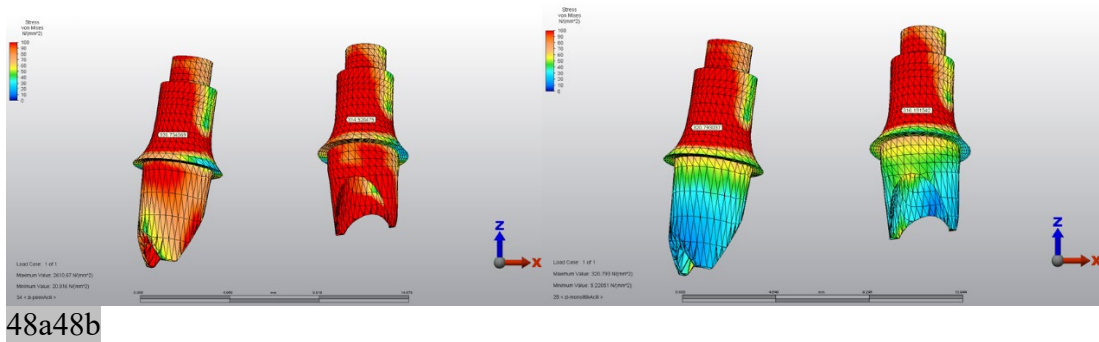
Şekil 52a,b.Grup 1 ve 2’de oblik yükleme sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı



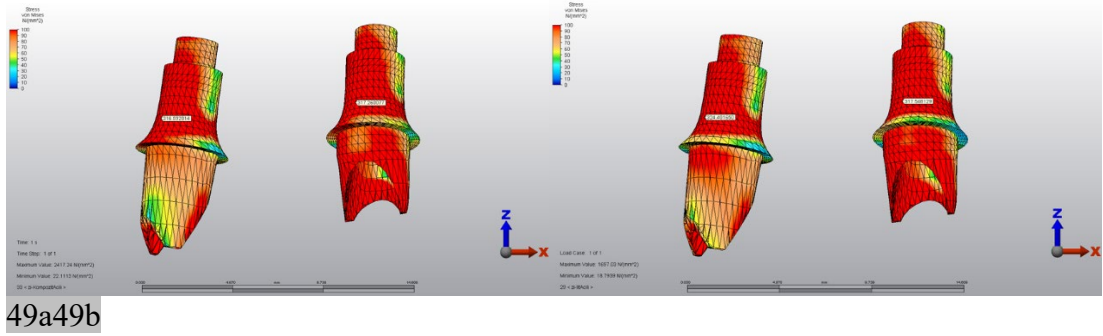
Şekil 53a,b.Grup 3 ve 4’te oblik yükleme sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı



Şekil 54a,b.Grup 5 ve 6’da oblik yükleme sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı



Şekil 55a,b.Grup 7 ve 8’de oblik yükleme sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı



Şekil 56a,b. Grup 9 ve 10'da oblik yükleme sonucu abutmentlerde oluşan von mises stres dağılımı

4.2.3. İmplantlarda oluşan von mises stres değerlerine ait bulgular

İmplantlarda oluşan streslerin analizleri yapılırken maksimum von Mises stres değerleriyle değerlendirmeler yapıldı.

Bütün gruplar için streslerin en fazla yoğunlaştığı bölgelerin implantların boyun bölgeleri olduğu, implant apeksine doğru yoğunlaşan stres değerlerinin azaldığı tespit edildi.

Bütün grupların birlikte değerlendirilmesi yapıldığında; oblik yöndeki kuvvet uygulamasında; en yüksek von Mises stres değeri Ti-PEEK grubunda, en düşük von Mises stres değeri de Zr-FGK grubunda bulundu. Palatinal yüzeye uygulanan oblik yöndeki kuvvet uygulaması sonucu;

Grup-1 implantlarda oluşan maksimum von mises stres değeri 1095.68 N/mm^2 ,
 Grup-2 implantlarda oluşan maksimum von mises stres değeri 1101.58 N/mm^2 ,
 Grup-3 implantlarda oluşan maksimum von mises stres değeri 1071.22 N/mm^2 Grup-
 4 implantlarda oluşan maksimum von mises stres değeri 1053.85 N/mm^2 , Grup-
 5 implantlarda oluşan maksimum von mises stres değeri 1090.52 N/mm^2 Grup-
 6 implantlarda oluşan maksimum von mises stres değeri 849.284 N/mm^2 Grup-
 7 implantlarda oluşan maksimum von mises stres değeri 851.93 N/mm^2 Grup-8
 implantlarda oluşan maksimum von mises stres değeri 830.763 N/mm^2 Grup-9

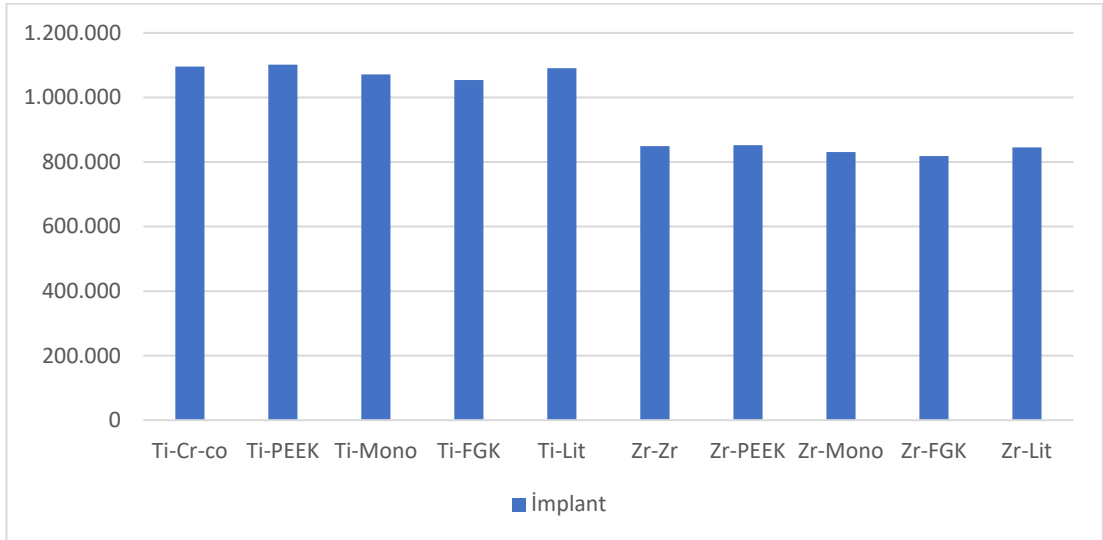
implantlarda oluşan maksimum von mises stres değeri 818.637 N/mm² Grup-10implantlarda oluşan maksimum von mises stres değeri 845.049N/mm²olarak bulunmuştur.

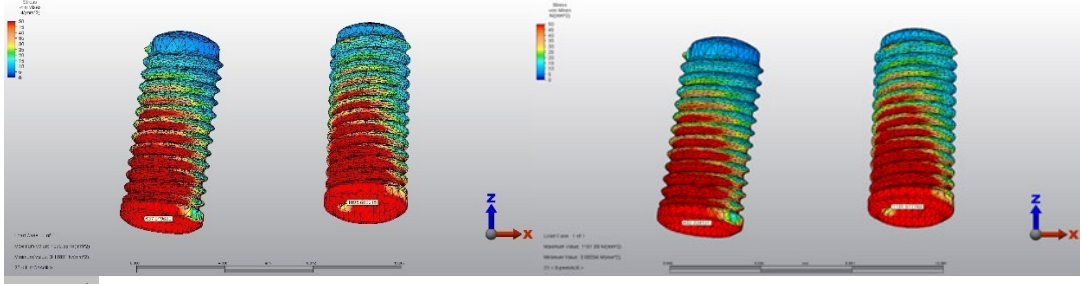
Fonksiyonel yükler altında, implantlar üzerinde gözlenen en yüksek stres bulguları tablo 13 ve şekil 57’de gösterildi.

Tablo 13. Oblik yönde kuvvet uygulaması sonucu implantlar üzerinde oluşan von mises stresleri

Oblik	İmplant
Grup 1	1095.68
Grup 2	1101.58
Grup 3	1071.22
Grup 4	1053.85
Grup 5	1090.52
Grup 6	849.284
Grup 7	851.93
Grup 8	830.763
Grup 9	818.637
Grup 10	845.049

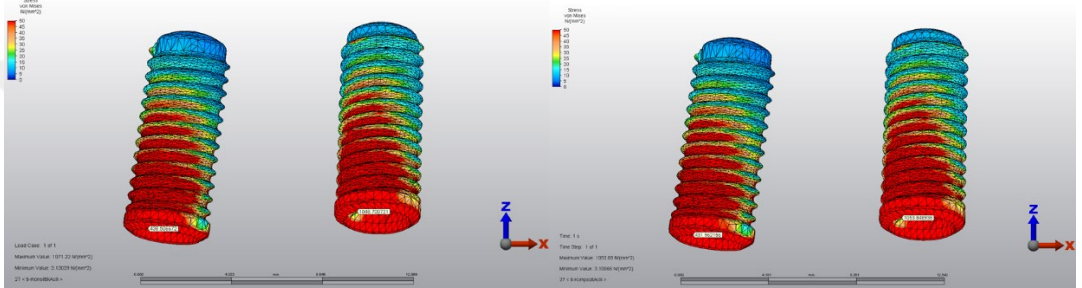
Şekil 57. Oblik yönde kuvvet uygulaması sonucu implantlar üzerinde oluşan von mises stresleri





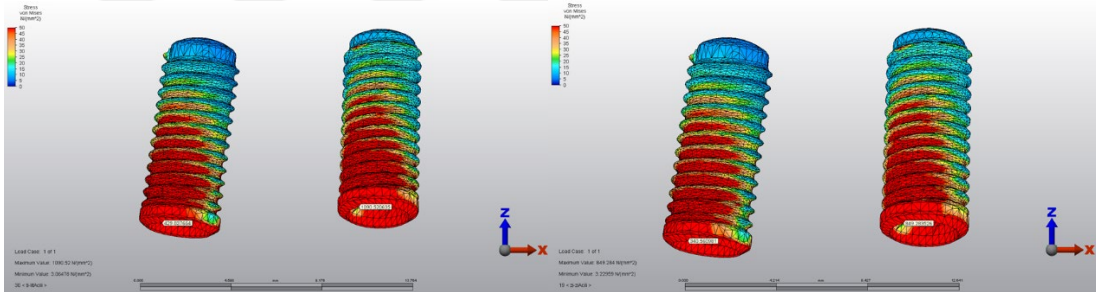
50a50b

Şekil 58a,b. Grup 1 ve 2’de oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı



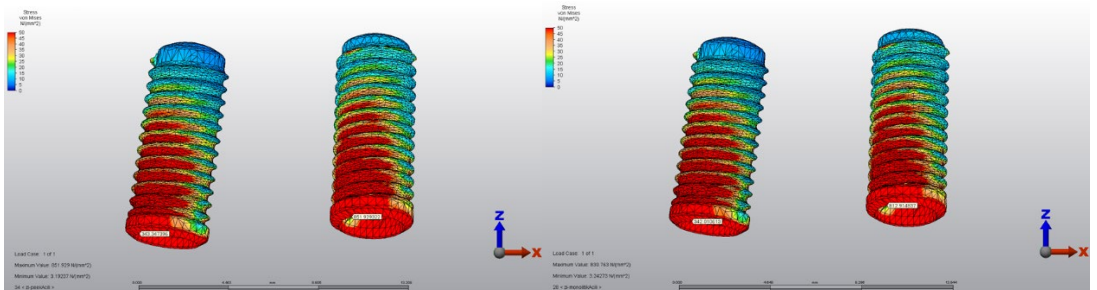
51a51b

Şekil 59a,b. Grup 3 ve 4’te oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı



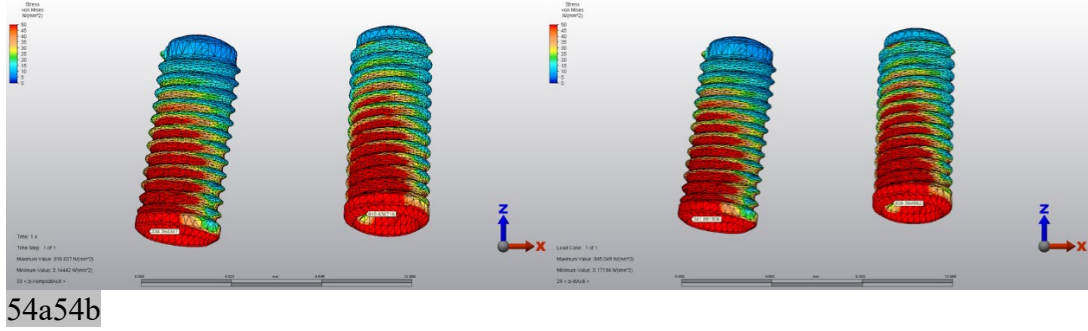
52a52b

Şekil 60a,b. Grup 5 ve 6’da oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı



53a53b

Şekil 61a,b. Grup 7 ve 8’de oblik yükleme sonucu implantlarda oluşan von mises stres dağılımı



Şekil 62a,b. Grup 9 ve 10'da oblik yükleme sonucu implanterlerde oluşan von mises stres dağılımı

4.2.4. Kortikal kemikte oluşan von mises stres değerlerine ait bulgular

4.2.4.1. Maksimum principal stres değerlerine ait bulgular

Kemik dokuda oluşan streslerin analizleri yapılırken maksimum principal stres değerleriyle değerlendirmeler yapıldı.

Üstyapıların singulomları üzerinden yapılan oblik yükleme sonrasında implant çevresi kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri implantların uzaklaştırılmasından sonra okluzal yüzden değerlendirildi.

Bütün grupların birlikte değerlendirmesi yapıldığında; oblik yöndeki kuvvet uygulamasında; maksimum principal stres değeri Zr- FGK grubunda, en düşük principal stres değeri de Zr-Monolitik zirkonya grubunda bulundu. Palatinal yüzeye uygulanan oblik yöndeki kuvvet uygulaması sonucu;

Grup-1 kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değeri 78.8057 N/mm², Grup-2 kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değeri 81.6803 N/mm², Grup-3 kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değeri 54.5541 N/mm² Grup-4 kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değeri 82.5093 N/mm², Grup-5 kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değeri 56.7426 N/mm² Grup-6 kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değeri 79.4 N/mm² Grup-7 kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değeri 82.4175 N/mm² Grup-8 kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değeri 54.576 N/mm² Grup-9 kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değeri 88.16

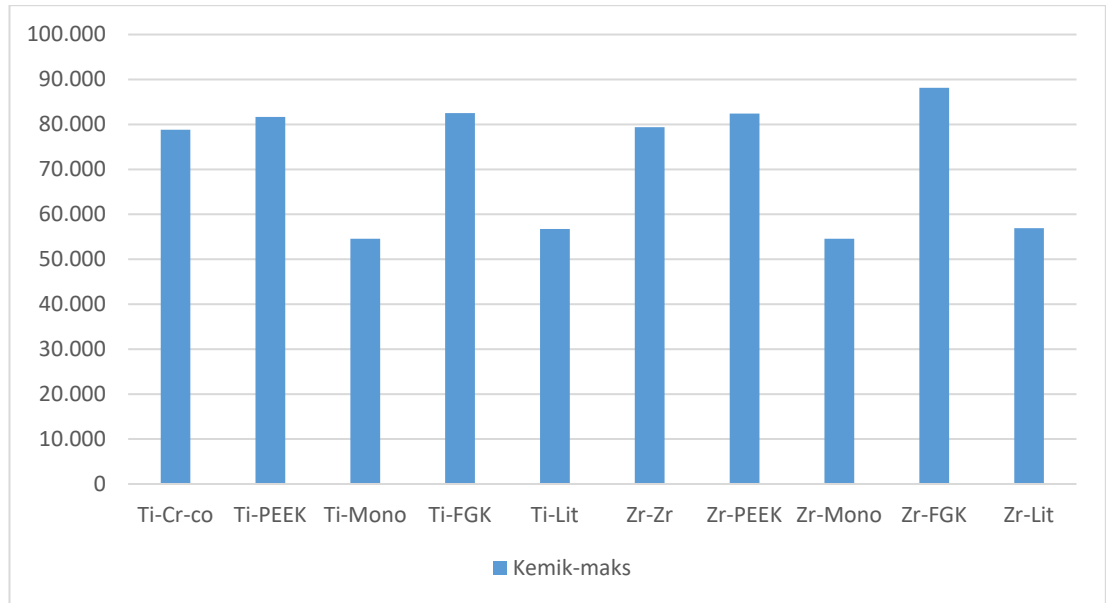
N/mm²Grup-10 kortikal kemikte oluşan maksimum principalstres değeri 56.93 N/mm² olarak bulunmuştur.

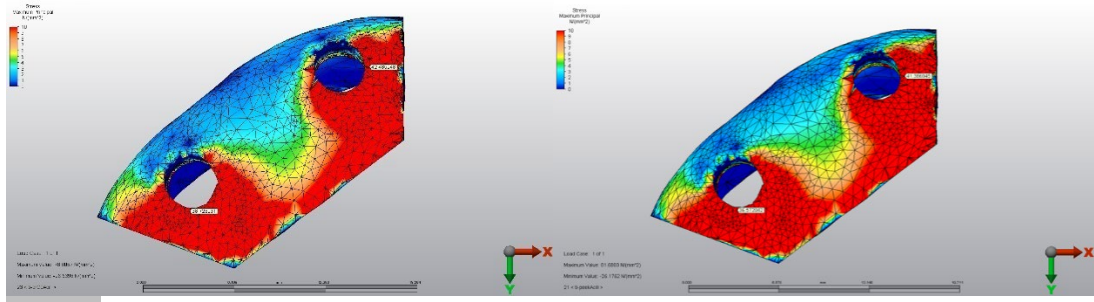
Fonksiyonel yükler altında, kortikal kemik üzerinde gözlenen en yüksek stres bulguları tablo 14 ve şekil 63' te gösterildi.

Tablo 14. Oblik yönde kuvvet uygulaması sonucu kemik üzerinde oluşan maksimum principal stresleri

Oblik	Kemik (maksimum)
Grup 1	78.8057
Grup 2	81.6803
Grup 3	54.5541
Grup 4	82.5093
Grup 5	56.7426
Grup 6	79.4
Grup 7	82.4175
Grup 8	54.576
Grup 9	88.16
Grup 10	56.93

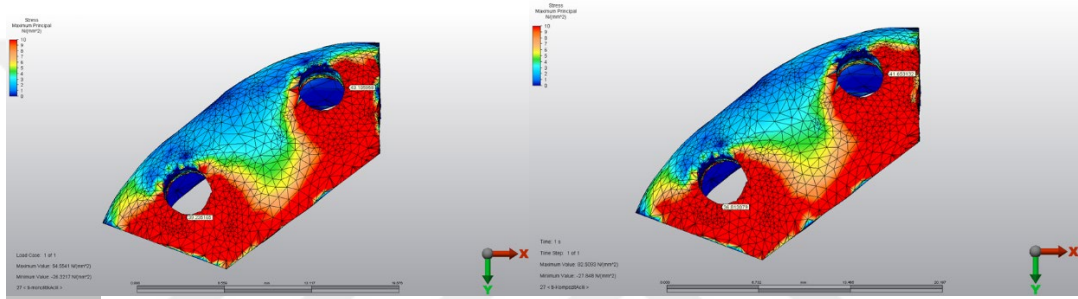
Şekil 63. Oblik yönde kuvvet uygulaması sonucu kemik üzerinde oluşan maksimum principal stresleri





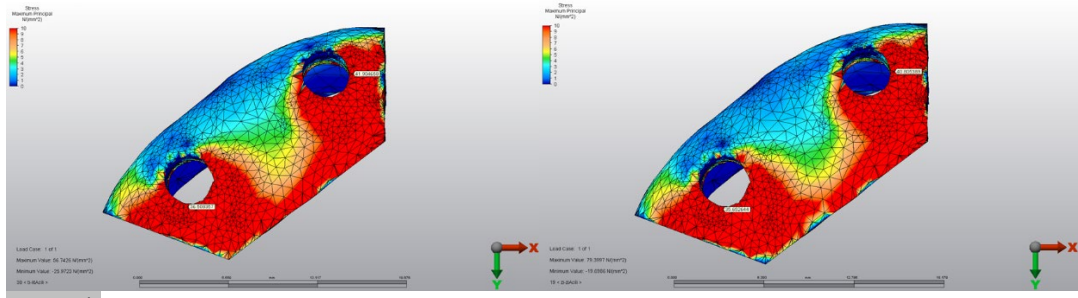
55a55b

Şekil 64a,b.Grup 1 ve 2’de oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımı



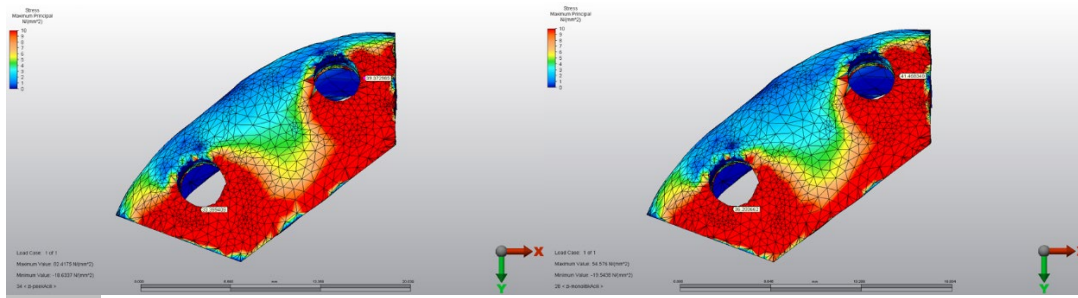
56a56b

Şekil 65a,b. Grup 3 ve 4’te oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımı



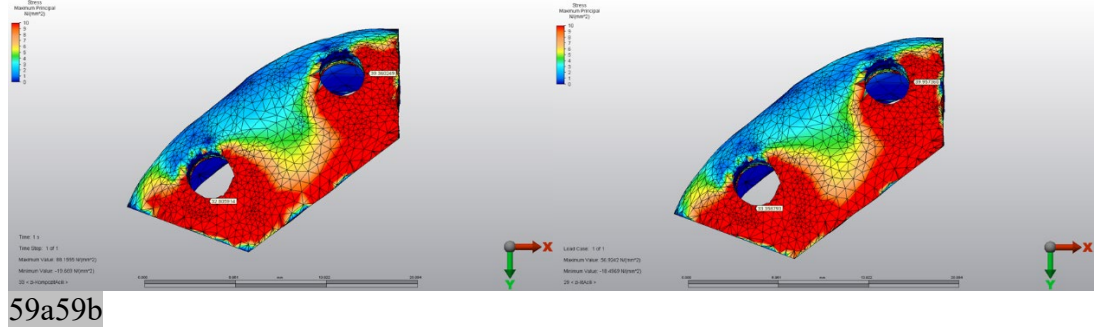
57a57b

Şekil 66a,b.Grup 5 ve 6’da oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımı



58a58b

Şekil 67a,b.Grup 7 ve 8'de oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımı



Şekil 68a,b.Grup 9 ve 10'da oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres dağılımı

4.2.4.2. Minimum principal stres değerlerine ait bulgular

Kemik dokuda oluşan streslerin analizleri yapılırken minimum principal stres değerleriyle değerlendirmeler yapıldı.

Üstyapıların singulumları üzerinden yapılan oblik yükleme sonrasında implant çevresi kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri implantların uzaklaştırılmasından sonra okluzal yüzden değerlendirildi.

Bütün grupların birlikte değerlendirmesi yapıldığında; oblik yöndeki kuvvet uygulamasında; en yüksek basma kuvveti değeri Ti-FGK grubunda, en düşük basma kuvveti değeri de Zr-Monolitik zirkonya grubunda bulundu. Palatinal yüzeye uygulanan oblik yöndeki kuvvet uygulaması sonucu;

Grup-1 kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değeri 78.8057 N/mm²,Grup-2 kortikal kemikte oluşan minimumprincipal stres değeri 81.6803 N/mm², Grup-3 kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değeri 54.5541 N/mm² Grup-4 kortikal kemikte oluşan minimum principalstres değeri 82.5093 N/mm², Grup-5 kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değeri 56.7426 N/mm² Grup-6 kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değeri 79.4 N/mm² Grup-7 kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değeri 82.4175 N/mm² Grup-8 kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değeri 54.576 N/mm²Grup-9 kortikal kemikte oluşan minimum principalstres değeri 88.16 N/mm²Grup-10

kortikal kemikte oluşan minimum principal stres değeri 56.93 N/mm^2 olarak bulunmuştur.

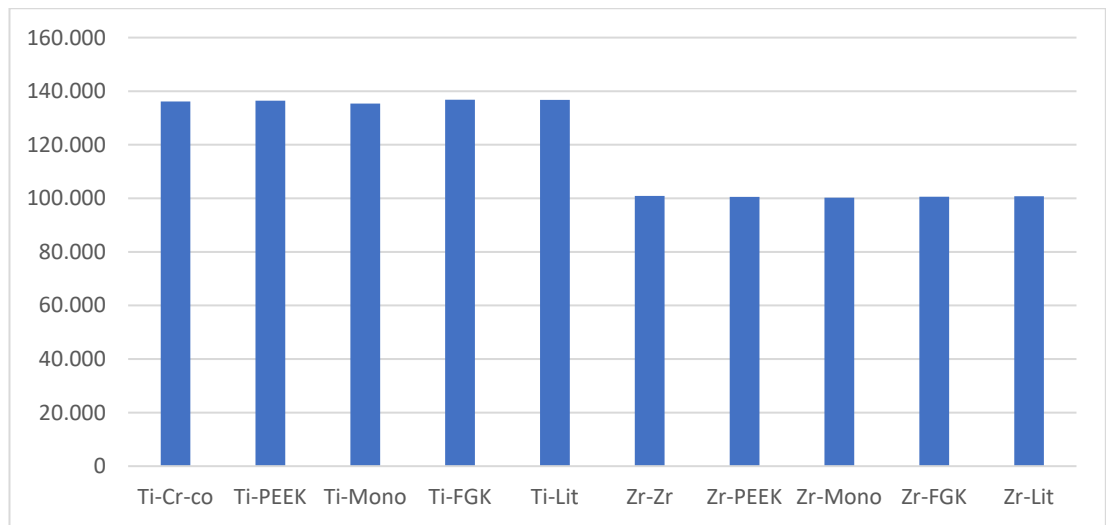
Fonksiyonel yükler altında, kortikal kemik üzerinde gözlenen en yüksek stres bulguları tablo 14 ve şekil 69’ da gösterildi.

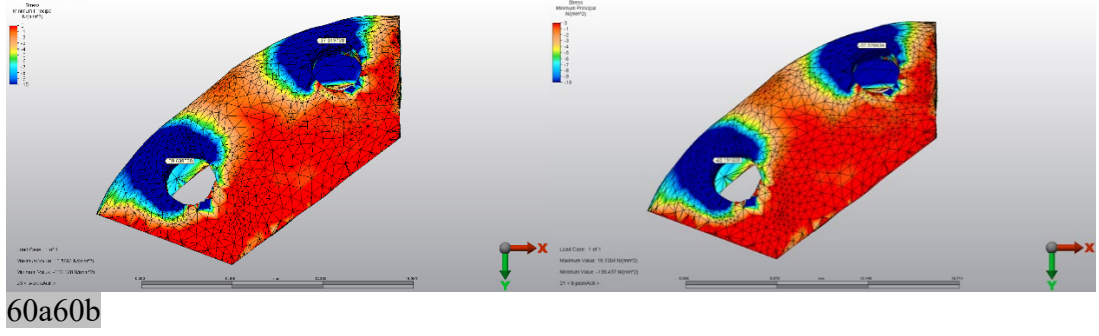
Tablo 14. Oblik yönde kuvvet uygulaması sonucu kemik üzerinde oluşan minimum principal

Oblik	Kemik (minimum)
Grup 1	-136.128
Grup 2	-136.437
Grup 3	-135.374
Grup 4	-136.826
Grup 5	-136.764
Grup 6	-100.861
Grup 7	-100.504
Grup 8	-100.223
Grup 9	-100.601
Grup 10	-100.775

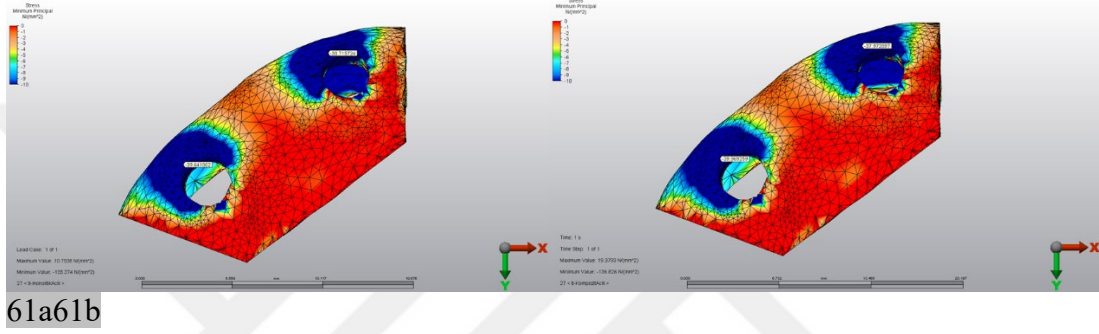
stresleri

Şekil 69. Oblik yönde kuvvet uygulaması sonucu kemik üzerinde oluşan minimum principal stresleri

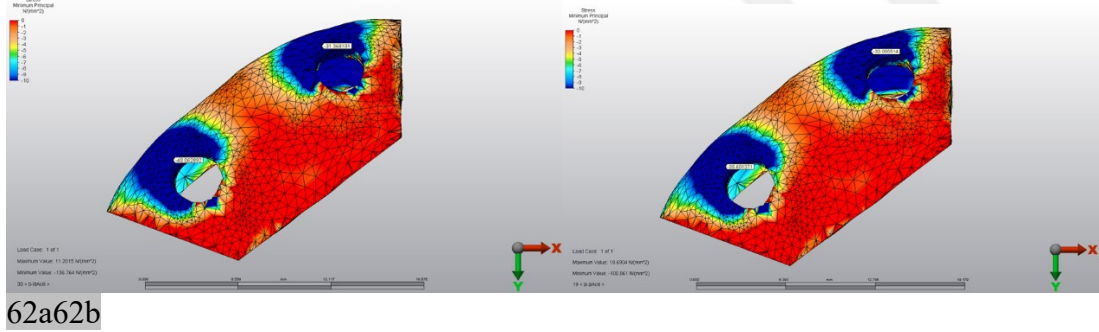




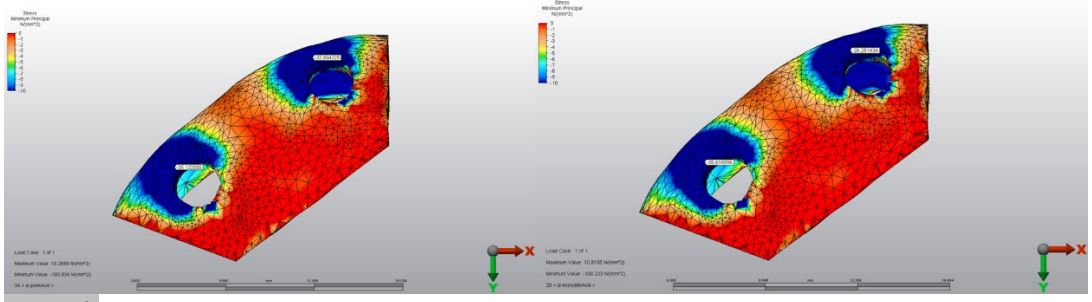
Şekil 70a,b. Grup 1 ve 2'de oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımı



Şekil 71a,b. Grup 3 ve 4'te oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımı

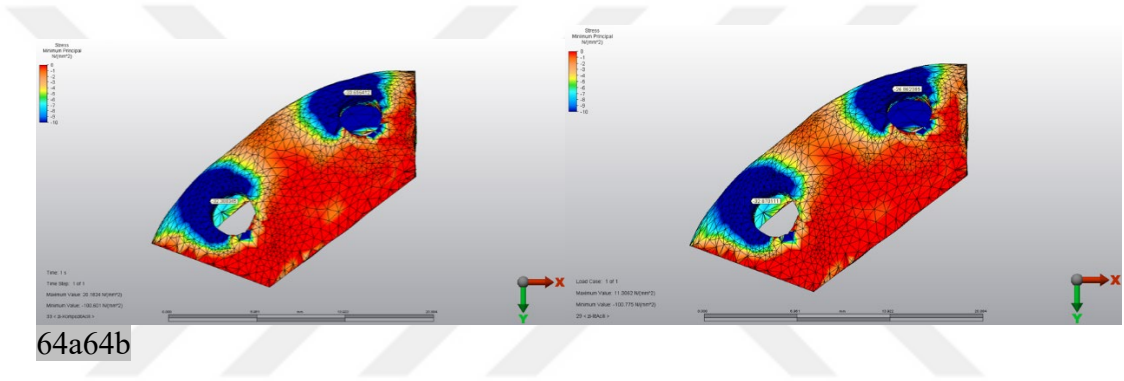


Şekil 72a,b. Grup 5 ve 6'da oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımı



63a63b

Şekil 73a,b. Grup 7 ve 8'de oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımı



64a64b

Şekil 74a,b. Grup 9 ve 10'da oblik yükleme sonucu kortikal kemikte oluşan minimum principal stres dağılımı

5.TARTIŞMA

Eksik dişlerin implant destekli protetik restorasyonlarla rehabilitasyonu; alveoler kemiğin devamlılığının sağlanması ve komşu dişlerin madde kaybına uğratılmaması gibi avantajlarından dolayı günümüz diş hekimliğinde tercih edilen bir tedavi seçeneği olmaktadır(119-121).

İmplantlardan destek dokulara yük transferi ve stres dağılımı; uygulanan protezin türüne, protetik materyalin özelliklerine, yüklemenin yönüne ve büyüklüğüne, implantların uzunluk ve çapına, kemik-implant ara yüzeyine, çevreleyen kemik miktarına ve kalitesine, implant yüzeyinin şekline ve karakteristiğine bağlı olmakla beraber birçok biyomekanik faktörle ilişkilendirilmiştir(114, 122-125).Bu farklılıkların çevre kemik dokuları, protez ve implant üzerindeki etkisinin in-vivo testlerle elde edilmesi, in-vivo testlerin riskleri, maliyetleri ve etik problemler nedeniyle neredeyse mümkün olmamaktadır(126). Bu nedenle kemikte oluşan gerinim ve gerilimlerin sayısal olarak ölçülmesi amacıyla, in-vitro çalışmalar ve matematiksel modellerin analizleri araştırmacılar tarafından daha yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır.

Gerilim ölçer, sonlu elemanlar ve fotoelastik analiz gibi stres analiz yöntemleri implant destekli protetik restorasyonların komponentlerinde ve implant çevresi dokularda stresleri değerlendirmek için kullanılmaktadır(114, 127-130). Son yıllarda sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi diş hekimliği alanında sıklıkla tercih edilmektedir(126, 131-133).SESA' leri, karmaşık geometrik yapılarıdaki materyallerin biyomekanik özelliklerini incelemek için uygun ve analitik bir yöntemdir ayrıca kullanılan materyallerin özelliklerini de standardize etmektedir(6).Oluşturulan matematiksel modeller üzerindeki yükleme koşulları, materyal özellikleri,sınır koşulları ve modellerin geometrileri gerçeğe uygun olacak şekilde değiştirilebilmektedir.Alınan sonuçlar oldukça hassas değerler vermektedir(6).

SESA yönteminde eleman ve düğüm sayısı güvenilir sonuçların elde edilmesinde önemli bir faktördür. Meijer ve ark.(134)yaptıkları çalışmaya göre,

eleman ve düğüm sayısının artırılıp ayrıntılı modeller oluşturulması; yapılan analiz sonuçlarından elde edilecek değerler ile gerçekte elde edilecek sonuçlar arasındaki farkın oldukça aza indirilmesini sağlamaktadır. SESA yönteminde eleman boyutunun 150-300 µm arasında olması sonuçların daha güvenilir olmasını sağlamaktadır. 300 µm'den büyük boyutlardaki elemanların yanıltıcı sonuçlar vereceği bildirilmiştir(126, 135). Eleman boyutunun küçülmesiyle, eleman sayısı artmaktadır dolayısıyla modellerin analiz süreleri uzamaktadır. Bu bilgilerin ışığında çalışmamızda implantüstü protezdeki altyapının monolitik olduğu gruplarda düğüm sayısı 70.493 element sayısı 283.973, implantüstü protezdeki altyapı ve üst yapının farklı materyallerden olduğu gruplarda ise düğüm sayısı 96.014, element sayısı 429.246 olarak belirlenmiştir.

SESA yönteminde analize hazır hale getirilmiş modeller ne kadar kompleks olursa incelenen yapının analizini doğru bir şekilde yapıp bilgisayar ortamına aktarmak da o kadar zorlaşmaktadır. Bu nedenle SESA yönteminde çalışma sürelerini azaltmak için model geometrileri üzerinde gerçeğe uygun bir şekilde bazı basitleştirme işlemleri ile varsayımlar yapılmaktadır(136, 137). Karşılaştırmalı yapılan çalışmalarda klinik koşullarını taklit edebilmek amacıyla yapılan basitleştirmeler yeterli olmaktadır. Bu düzenlemelere paralel olarak çalışmamızda implant ve abutment arasındaki mikrohareketlilik gözardı edilerek tek parça olarak varsayılmış ve implant iç vidası üzerinde biriken stres dağılımları analiz dışında tutulmuştur.

Siman kalınlığı önemsenmeyecek kadar az olup, Saint-Venant prensibine göre stres dağılımlarını etkilemediği için pek çok çalışmada ihmal edildiği gibi çalışmamızda da gözardı edilmiş olup abutment ile köprü modelinin iç yüzeyinin %100 temasta olduğu kabul edilmiştir (112, 138-142).

SESA çalışmalarında varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu değerler elde edilir ve bu değerler hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analiz yapılamamaktadır. Diğer bir çok SESA çalışmasında olduğu gibi bizim çalışmamızda da elde edilen sonuçlar yorumlanmış, istatistiksel analiz yapılmamıştır(112).

Sonlu elemanlar analiz çalışmalarında modeller lineer ve non lineer şartlarda değerlendirilirken diş hekimliğinde lineer analizler non lineer analizlere kıyasla daha sık kullanılır. Kuvvet uygulaması sırasında analizi yapılan tüm modeller analiz esnasında bütünlüğünü korur ve meydana gelen strese bağlı reaksiyon paterni değişim göstermez(143).Bu bilgiler ışığında bu çalışmada kullanılan tüm gruplardaki yapıların sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılan diğer bir çok çalışmada olduğu gibi; homojen ve lineer elastik olduğu kabul edilmiştir(6, 111, 141-149).

SESA yönteminde materyal özellikleri poisson oranı ve elastisite modülü ile belirlenmektedir. Sonlu elemanlar çalışmalarında; kansellöz ve kortikal kemiğin, implantların,mukozanın, dental yapıların, protetik materyallerin ve protezin, elastisite modülleri ve poisson oranları için kabul edilmiş tek bir tablo yoktur(150, 151). İmplantlar ve kemik yapıları ve için en çok tercih edilen değerler kullanılırken, diğer materyaller için üretici firma değerleri kullanılmıştır.

Dental implantolojide titanyum implantlar; güçlü mekanik özellikleri, korozyon direnci ve biyouyumluluklarından dolayı yaygın bir şekilde kullanılırlar. Osteointegrasyon teriminin Branemark ve ark.(152)tarafından tanımlanmasıyla birlikte diş hekimliğinde kullanılmaya başlanan titanyum implantlar günümüzde de hala sıklıkla kullanılmaktadır ve yüksek başarı oranına sahiptir(153-155). İmplant osseointegrasyonu ve uzun dönem başarısında en önemli faktörlerden biri implantın uygulandığı bölgedeki kemik tipi ve kalitesidir(156, 157). Belser ve ark.(158)yaptıkları çalışmada anterior bölgeye yerleştirilen titanyum implantlar ile çenelerin diğer bölgelerine yerleştirilen titanyum implantlar arasında osteointegrasyon başarı oranı olarak herhangi bir farklılığın olmadığını belirtmişlerdir. Bu yüzden çalışmamızda dental implant materyali olarak titanyum tercih edilmiştir.Çalışmamızda bütün gruplarda 10 mm. boyunda ve 4.1 mm çapında straumann marka bone level titanyum implantlar kullanılmıştır.

Dental implantlar kemikle doğrudan temasta olduklarından üzerine gelen kuvvetleri doğal dişlerin kuvvet iletiminden farklı şekilde direk olarak kemiğe iletirler. Bu yüzden osseointegrasyonun sürdürülmesinde çığneme kuvvetlerinin önemi oldukça fazladır(159).

Kesme kuvvetlerinde kesici dişler besinleri deldiğinde, çeneler arasında protruziv okluzal ilişki meydana gelir, bu sırada posterior dişlerin bukkal tüberkülleri posterior okluzal dengeyi sağlarlar. Öncül protruziv ilişki sonrası mandibula retruziv hareket ile sentrik okluzyona gelir. Bu durumda, alt kesici dişlerin kesici kenarları üst kesici dişlerin 1/3 palatoinsizal yüzeyleri ile temas halindedir. Bu temas protruziv okluzal temastan sentrik okluzyona kadar devam eder. Mandibula sentrik okluzyona geldiğinde kesme işlemi tamamlanmış, çiğneme kuvvetleri başlamış olur(160).

Maksiller anterior bölgedeki kesme kuvvetleriyle ilgili yapılan çalışmalar incelendiğinde farklı büyüklük ve yönlerde kuvvet uygulandığı birçok çalışma görülmüştür(161-167).Saab ve ark.(162)yaptıkları çalışmada singulum bölgesinden oblik olarak 178 N' luk kuvvet uygulamıştır.Clelland ve ark.(163) ile Arun Kumar ve ark.(166)abutmentin uzun aksına paralel 178 N'luk kesme kuvveti uygulamışlardır.Koolstra ve ark.(168) da yaptıkları çalışmada uyguladıkları kuvvet miktarının 178 N olduğunu belirtmiştir.Önceki çalışmalar referans alınarak, çalışmamızda uygulanacak kuvvet 178 N olarak seçilmiştir.

Saab ve ark.(162)ve Paul ve ark.(167) yaptıkları çalışmalarda benzer olarak uygulanacak kuvveti kronların singulum bölgesinden implantın uzun aksına 45° açı ile oblik yönde tercih etmiştir.Bu bilgiler ışığında çalışmamızda literatürde kullanılan açılar aralığında oblik kuvvet uygulamasında 45°lik açı tercih edilmiştir. Önceki çalışmalar referans alınarak hem dik kuvvet uygulaması hem de oblik kuvvet uygulamasıpalatinal bölgeden insizal kenarın 2 mm altından uygulanmıştır(161, 169).

SESA yönteminde 3 tip gerilme; von Mises, minimum asal gerilme ve maksimum asal gerilme değerleri incelenmektedir(134, 170-172). Kullanılacak gerilme, materyalin özelliklerine göre belirlenmektedir(173). Kemik gibi kırılğan materyaller değerlendirilirken asal gerilmeleri(principal stres) kullanmak daha anlamlı olmaktadır(134).

Maksimum principal stres değerleri en yüksek çekme tipi gerilimleri belirlemektedirler, bunlar pozitif değerlerdedir. Maksimum asal stresler ya da çekme,

gerilme stresleri olarak da tanımlanmaktadır. Minimum principal stres değerleri en yüksek basma tipi gerilmeleri belirlemektedirler ve bunlar negatif değerlerdedir. Minimum asal stresler ya da basma, sıkıştırma kuvvetleri de denilmektedir(174).

Asal gerilme değerleri implant kemik arayüzünde fizyolojik kemik kaybına ve kemik rezorbsiyonuna yol açan risk göstergeleridir. İnsandaki kortikal kemik dokunun basma tipi streslere dayanımı 167-205 MPa arasında; çekme tipi streslere dayanımı ise 121-135 MPa arasında değişmektedir(175, 176). Kansellöz kemiğin ise gelen streslere dayanımı daha düşük olmakla birlikte 1-20 MPa arasında değişmektedir(175, 176).

Uygulanan kuvvetler neticesinde meydana gelen stresler iki ana başlıkta incelenir. Bunlar normal stresler (basma ve çekme stresleri) ve makaslama stresleridir (177).

Kemik dokusunda en fazla yıkım oluşturan kuvvet tipi makaslama kuvvetleridir. Diğer kuvvet tipleri ile karşılaştırıldığında %65 daha yıkıcıdır. Sıkıştırma kuvveti ise kemiğin en dirençli olduğu kuvvet tipidir. Kemiğin çekme kuvvetlerine dayanımı basma kuvvetlerine dayanımından %30 daha düşüktür bu yüzden çekme kuvvetleri basma kuvvetlerine göre kemikte daha yıkıcı sonuçlara yol açmaktadır(178).

Bütün implant üstü protezler, restorasyon türünden bağımsız bir şekilde okluzal yüze gelen yükleri implant çevresindeki kemik dokuya iletmektedir. İmplantın osteointegrasyon düzeyi, implant çevresindeki kemik dokusunun kalite ve kantitesi, implanttan kemiğe iletilecek stres dağılımını etkilemektedir. Kansellöz kemiğin elastisite modülü kortikal kemiğe göre daha düşük olmakla birlikte bu durum kansellöz kemiğin stresler altında deformasyona karşı direncinin daha düşük olmasına neden olmaktadır.

Bir materyalin kırılana kadar gösterdiği büyük kalıcı deformasyon yeteneği çekilebilirlik olarak nitelendirilmektedir. Bir materyal gerilme kuvvetleri altında kopmadan önemli ölçüde kalıcı deformasyonunu devam ettirebiliyorsa o materyal esnek olarak adlandırılmaktadır. Von mises stresleri çekilebilir materyaller için deformasyon başlangıcı olarak kabul edilmektedir ve dental implantlarda oluşan streslerin değerlendirilmesinde von mises stresleri etkilidir. Çalışmamızda implant

abutment ve üstyapıda oluşan stresler von mises stres gerilimleri ile kortikal ve kansellöz kemikte oluşan stresler maksimum ve minimum principal stres değerleri ile değerlendirildi. Analiz sonuçlarında göre çıkan pozitif stres değerleri çekme streslerini belirtirken; negatif stres değerleri basma streslerini belirtmektedir.

Çalışmamızda dikey ve oblik yönde yükleme sonucunda kemik üzerinde oluşan çekme ve basma stres değerleri kıyaslandığında oblik yüklemelerde tüm gruplarda basma kuvvetlerinin mutlak değerinin daha fazla olduğu gözlenmiştir. Basma kuvvetlerinin yıkıcı etkisi çekme kuvvetlerine göre daha azdır ve çalışmamızda oblik yüklemelerde basma kuvvetleri daha baskın bulunmuştur. Dikey yöndeki yüklemelerde ise; Grup 1,2,4,6,7 ve 9'da çekme kuvvetlerinin daha baskın iken Grup 3,5,8 ve 10 da basma kuvvetleri daha baskındır. Elde ettiğimiz verilere göre dikey kuvvet uygulamasında materyallerin elastik modülü arttıkça, basma kuvvetlerinin çekme kuvvetlerine kıyasla etkisi artmış dolayısıyla sıkıştırma kuvvetleri daha etkin olmuştur. Bu verilerden yola çıkarak elastik modülü yüksek protetik materyal tercihinin baskın kuvvet türünü değiştirip, implant bileşenleri ve üstyapıda tedavinin uzun dönem başarısını artıran bir faktör olacağı sonucuna varılabilir.

Çalışmamızda kemikte görülen en yüksek çekme değeri 45⁰ oblik yüklemelerde altında Grup 9'da gözlenmiş olup, 88.16 MPa değerinde ölçülmüştür. En yüksek basma değeri de yine 45⁰ oblik yüklemelerde altında Grup 4'te gözlenmiş olup, -136.826 MPa bulunmuştur.

Çekme ve basma kuvveti değerleri birbirine yakın olduğu durumlarda çekme kuvvetinin etkileri çalışmada esas alınmalıdır çünkü çekme stresi daha yıkıcı sonuçlara yol açmaktadır.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarının sonuçlarını esas olarak belirleyen yüklemelerde koşulunun oblik yüklemelerde koşulu olduğu gözlemlenmiştir (146, 179-183). Bu düşüncenin nedeni, asıl yıkıcı stres birikimlerinin dikey kuvvet uygulamalarında çok belirgin olmayarak oblik yüklemelerde koşullarında daha belirgin bir şekilde ortaya çıkan yatay kuvvetlerdir. Bu oblik kuvvetler ısırma kuvvetlerini en iyi taklit eden kuvvet türüdür. Çelik E.(183) yaptığı çalışmada oblik yüklemelerde sonucunda implantlar ve kemikte daha fazla stres oluştuğunu bildirmiştir. Bununla birlikte Anitua ve ark. (184) yaptıkları çalışmada dik yüklemelerde devirici kol

uzunluğu sıfır olduğu için bu kuvvetlerin aks dışı kuvvete oranla daha önemsiz olduğunu rapor etmişlerdir. Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar da bu verilerle paralellik göstermektedir. Bütün grupların özellikle abutment ve implantlarda daha belirgin olmak üzere tüm parametrelerinde oblik yükleme altında daha yüksek von mises ve principal stres değerleri elde edilmiştir.

İmplant üstü protezlerde üstyapıda ve abutmentlerde kullanılan materyalin cinsi, implant bileşenleri ve çevre kemik dokularda oluşan streslerin üzerindeki etkisi oldukça önemlidir(171, 185-188). Günümüzde gelişen teknolojiyle beraber pek çok alternatif üst yapı ve abutment seçeneği mevcuttur.

Titanyum abutmentlerin metal altyapılı seramik kronlarla restore edilmesi implant diş hekimliğinde standart tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedir(153). Foong ve ark. (189) tek parça titanyum abutmentlerin zirkonya abutmentlere göre kırılma dirençlerinin belirgin şekilde daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Ancak titanyum abutmentlerde peri-implant dokulardan metalik rengin yansması veya peri implant dokularda oluşan çekilmelere bağlı olarak metalik rengin zamanla görünür hale gelmesi estetik beklentisi yüksek hastalarda sorun oluşturmaktadır(190, 191).

Üstün biyouyumluluk, iyi estetik ve yüksek kırılma direnci gibi avantajlarından dolayı zirkonya seramikler implant abutment materyali olarak tercih edilmeye başlanmıştır(192).

İlk seramik abutment 1993 yılında ‘CeramicCore’ isminde uzun ve kısa çap seçenekleri ile birlikte tanıtılmıştır(193-195). CeramicCore ismiyle tanıtılan ilk abutmentler geleneksel metal abutmentlerle karşılaştırıldığında yüksek biyouyumluluk, düşük korozyon oluşturma riski, düşük termal iletkenlik ve üstün optik özellikleri gibi avantajlarından dolayı tercih edilmişlerdir(193).

Günümüz implant diş hekimliğinde tedavi seçeneklerinden biri olan CAD-CAM teknolojisi ile üretilen zirkonya abutmentler, özellikle estetik bölgede en popüler tedavi seçeneği haline gelmiştir(196). Y-TZP abutmentlerin kullanıldığı olgularda enflamasyon ve plak birikimi görülme riski düşmektedir. Bunun dışında Y-TZP abutmentler yumuşak doku oluşmasını da tetikleyebilmektedir(197).

Glauser ve ark. (192) yaptıkları klinik prospektif çalışmalarında zirkonya abutmentlerin implantüstü tek diş restorasyonlarda oldukça iyi sert ve yumuşak doku cevabı göstermekle birlikte anterior ve premolar bölgelerde güvenle tercih edilebileceğini belirtmişlerdir. Bu veriler doğrultusunda çalışmamızda titanyum ve zirkonyadan oluşan abutmentler kullanılmıştır. Dikey ve oblik yükleme sonucu abutmentte gözlenen yüksek Von Misses stresleri değerleri Grup 7’de, abutmentte en düşük Von Misses stresleri değerleri Grup 3’te izlenmiştir. Bu stres değerlerinden yola çıkarak üstyapı materyallerinin fiziksel özelliklerinin abutmentte oluşan stres değerlerini direkt etkilediği söylenebilir. Elastik modülü düşük altyapıdan oluşmuş protetik üstyapılar; elastik modülü yüksek materyallere kıyasla abutmentte daha çok stres birikimine yol açmıştır.

İmplant destekli sabit protezlerde titanyum, krom-nikel, PEEK, kobalt-krom, fiberle güçlendirilmiş kompozit, zirkonya, altın ve alaşımları ve gümüş-palladyum gibi malzemeler altyapı materyali olarak kullanılmaktadır(198-201). Bu veriler doğrultusunda çalışmamızda Co-Cr, lityum disilikat, fiberle güçlendirilmiş kompozit, PEEK, monolitik zirkonya, zirkonya materyalleri altyapı materyalleri kullanılmıştır.

Titanyum abutmentin kullanıldığı gruplarda üstyapı olarak Co-Cr altyapılı seramik restorasyon, PEEK, FGK, LDS, Monolitik Zr tercih edilirken; zirkonya abutmentin kullanıldığı gruplarda üstyapı olarak Zr, PEEK, FGK, LDS, Monolitik Zr tercih edilmiştir. Gruplar oluşturulurken zirkonya abutment ile Co-Cr destekli porselen üstyapılı grup oluşturulmamıştır. Bunun nedeni estetiğin ön plana çıkarılmasının istenildiği durumlarda zirkonya abutmentin, metal destekli seramik üstyapıyla birlikte tedavi seçeneğinin klinik uygulamalarında pek tercih edilmemesidir.

Günümüzde metal destekli protezler porselenin estetik özellikleriyle döküm restorasyonların uyum ve dayanıklılığını beraber içermesi, ucuz olması gibi avantajlarından dolayı implantüstü sabit protezlerde de altın standart olarak kabul edilmektedir. Ancak korozyona uğramaları, fırınlama sonrası görülen oksit tabakası sonrası bağlantı sorunları, allerji yapma potansiyelleri gibi dezavantajlarının yanında özellikle anterior bölgede estetik beklentileri karşılayamaması araştırmacıları farklı materyallere yöneltmiştir. Rubo ve ark.(202) yaptıkları çalışmada implant destekli

sabit protezlerde farklı alt yapı materyallerinin kullanılmasının stres dağılımına etkisini SESA yöntemi ile incelemişlerdir. Altyapı materyali olarak Co-Cr ve gümüş palladyum materyallerinin kullanıldığı çalışmanın sonucuna göre alt yapı materyalinin sertliği arttıkça implantlar ve abutmentlardaki stres dağılımının daha iyi olacağı ve daha az stres görüleceği bildirilmiştir(202).Bizim çalışmamızda da benzer şekilde implantta görülen en yüksek Von Misses stresleri değerleri sertlik derecesi en düşük olan materyallerin kullanıldığı Grup'2 de izlenmiştir. En düşük von mises stres değeri ise sertlik derecesi en yüksek materyalin kullanıldığı grup olan Grup 8'de izlenmiştir.

Zirkonya; yüksek dayanıklılığı, radyopak özelliğinden dolayı restorasyonun radyolojik değerlendirilmesine olanak tanınması,titanyuma göre daha az bakteri birikimi göstermesi, biyoyumluluğu, yüksek kırılma direnci gibi mekanik özelliklerinin yanında;ısısal iletkenliğinin az olmasıyla pulpal irritasyonları engellemesi, adeziv simantasyonun yanında konvansiyonel simantasyonada izin vermesi avantajlarından dolayı implantüstü protezlerde sıklıkla tercih edilmektedir(28). Bhering ve ark.(198) atrofik maksillada SESA yöntemi kullanarak yaptıkları çalışmada; protetik restorasyonlarda titanyum, Co-Cr ve zirkonya alt yapı materyallerinin implant bileşenlerinde oluşturduğu stres dağılımını incelemişlerdir. Farklı alt yapı materyallerinin oluşturduğu stresler karşılaştırıldığında bizim çalışma sonuçlarımıza benzer şekilde rijiditesi yüksek materyallerin kullanılmasının; biyomekanik açıdan daha uygun olacağı belirtilmiştir.

Bacchi ve ark.(203) yaptığı ve alt yapı materyalleri olarak Co-Cr alaşımı, tip 4 altın alaşımı, saf titanyum, gümüş-paladyum alaşımı ve zirkonya kullandıkları bir çalışmada; bu materyallerin ve implantlar arasındaki seviye farkının stres dağılımına etkisini SESA ile incelemişlerdir. Elastisite modülü yüksek materyallerin alt yapıda ve retansiyon vidasında daha yüksek stres değerleri oluşturduğunu fakat implant çevresi kemik dokuda ise ters orantılı bir şekilde daha düşük stres değerleri oluşturduğunu dolayısıyla implant çevresi kemik dokuda görülen streslerin ise materyallerin elastisite modüllerindeki artışla ters orantılı olarak azaldığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda da bu çalışmaya paralel olarak implant çevresi kortikal kemikte elde edilen en yüksek stres değerleri elastisite modülü en düşük iki materyal

olan fiberle güçlendirilmiş kompozit ve PEEK altyapılı gruplarda gözlenmiştir. Kortikal kemikte gözlenen en düşük stres değerleri ise elastisite modülü en yüksek iki materyal olan lityum disilikat ve monolitik zirkonyum gruplarında gözlenmiştir.

Monolitik zirkonya kronların; karşıt dişte minimal aşındırma özellikleri, kırılma dirençlerinin yüksek olması, estetik görünümleri, uzun dönem klinik başarı oranları ve konservatif yaklaşım gibi avantajları sayesinde kullanımı yaygınlaşmıştır(204). Monolitik zirkonya seramiklerin kabul edilebilir ölçüde dayanıklılığa sahip olduğu ve kırılma dirençlerinin yüksek olduğu in-vitro çalışmalarla kanıtlanmıştır(205).

Alshahrani ve ark. (206) yaptıkları çalışmada monolitik zirkonyadan oluşan sabit parsiyel protezlerin, kırılma direncinin 1192 N 'dan 2131 N'a kadar değiştiğini rapor etmişlerdir.

Johansson ve ark. (207) ,zirkonya destekli seramik kron,monolitik lityum disilikat, iki marka monolitik zirkonya kron ve bu iki monolitik zirkonya üzerine veneer uygulanan kronların kırılma dayanımlarını karşılaştırılmıştır. Polioksietilen rezin materyalinden üretilen day modele kronların simantasyon işlemi yapıldıktan sonra çiğneme simülatörü ile 10.000 siklus,termal siklus ile 5000 siklus yaşlandırılıp basma testi yapılmıştır. Bütün gruplar arasında en dayanıklı her iki marka (2795 N ve 3038 N) monolitik zirkonya grubu olmuştur. Monolitik zirkonya grubunu sırasıyla zirkonya destekli seramik kronlar (2229 N), monolitik lityum disilikat kronlar (1856 N) ve veneerlenmiş monolitik zirkonya kronlar (1480 N ve 1808 N) izlemiştir. Bizim çalışmamızda altyapı materyalleri sertlik derecesi en yüksek olan Co-Cr ve monolitik zirkonya materyallerinden oluşan gruplarda en düşük stres değerleri bulunmuştur. Bunun nedeni olarak sertlik derecesi yüksek materyalin gelen stresin karşılayıcısı olması ve protez bileşenlerine stresi daha az dağıtması olarak düşünülmektedir.

Lameira ve ark.(208) glaze işlemi uygulanmış monolitik zirkonya kronların, veneer uygulanmış zirkonya (0.8 mm zirkonya koping + 0.7 mm porselen veneer) kronların ve polisajlı monolitik zirkonya kronların çiğneme simülatörüyle yaşlandırılma sonrasında kırılma dayanımlarını incelemişlerdir. Monolitik zirkonya restorasyonlar 1,5 mm kalınlığında üretildikten sonra optimal şekilde preparasyonu

yapılmış kesici dişlerinin üzerine simantasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Elmas separe ve kıl fırça polisaj işleminin ardından glazür fırınında glaze işlemi uygulanmıştır. Kronların simantasyon işleminin ardından 2.500.000 siklus çiğneme simülasyonu gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonucunda glazeli zirkonya kronlar (3561.5 N ± 991.6 N) ile polisajlı zirkonya (3476.2 N ± 791.7 N) gruplarında fark gözlenmezken, her iki grubun da veneer uygulanmış zirkonya kronlardan (2060.4 N ± 810.6 N) daha dayanıklı olduğu ve başarılı sonuçlar verdiği görülmüştür. Çalışmamızda veneer uygulanmamış monolitik üst yapılarda; veneer uygulanmış üstyapılara kıyasla daha düşük stres birikimleri izlenmiştir. Kronlarda en düşük Von Misses stresleri değerleri Grup3'te izlenirken; en yüksek Von Misses stresleri değerleri Grup4'te izlenmiştir.

İmplantüstü sabit protezlerde özellikle interdental boşluğun yetersiz olduğu durumlarda monolitik zirkonya kuronlarının kullanımı artmaktadır. Lan ve ark.(142) SESA yöntemi ile yaptıkları çalışmada dört farklı oklüzal kalınlıklarda (0.4 mm, 0.5 mm, 0.6 mm, 0.7 mm ve 0.8 mm) implant üstü monolitik zirkonya materyallerinin kron üzerinde oluşturduğu stresleri değerlendirmiştir. Oklüzal yükleme sonrası elde edilen stres değerlerine göre 0.7 mm kalınlıktaki modelde en düşük stres birikimi ve en yüksek kırılma direnci gözlenmiştir. Bu sonuca göre materyal kalınlığı ve kırılma direnci arasında doğru orantı olduğunu belirtmişlerdir. Tüm gruplar arasında en düşük von Mises stres değerinin 0.7 mm kalınlıkta gözlendiğini bildirmişlerdir. 0.5 mm oklüzal kalınlıkta materyal direnci yetersiz bulunmuştur. 0.6 mm kalınlığın riskli olduğunu bildirmiş, implant üstü protezlerde oklüzal kalınlığın en az 0.7 mm olması gerektiğini de belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da materyal kalınlığı her bölgede en az 2 mm olacak şekilde tasarlanmıştır.

Fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin köprüler; kolay temizlenebilirliği, rahat uygulanabilirliği, hastada doğallık hissi oluşturması, düşük maliyetli olması, metal alerjisinin gelişmemesi gibi avantajlarının yanı sıra randevuların az olması nedeniyle tedavi süresi kısaldığından tercih edilmektedir (57, 61). Resin yapıdaki protezlerin elastisite modüllerinin düşük olması sebebiyle protezlere gelen kuvvetlerin çevre kemik dokusunda daha dengeli dağılmasını sağlayabileceği düşünülmektedir (209). Fiberlerin anizotropik yapısı çiğneme kuvvetlerinin büyük

bir kısmının abutmentlerin ve kopinglerin karşılmasını sağlamaktadır. Behr ve ark.(3) posterior bölgede iki implant destekli, implant üzeri dört üyeli sabit parsiyel protezlerin tek yönlü devamlı cam fiberler ile güçlendirilmiş kompozit kullanarak restore edildiği bir çalışma yapmışlardır. Mekanik testler ve termal siklus uygulamaları ile restorasyonların 5 yıllık takibini yaptıkları çalışmada; cam fiberler ile güçlendirilmiş kompozitlerin kırılma dirençlerinin implant destekli sabit parsiyel protezlerde metal destekli protezlere alternatif seçenek olabileceğini belirtmişlerdir.

Fiberle güçlendirilmiş kompozit materyalleri ile ilgili yapılan bir çalışmada(210),fiberle güçlendirilmiş kompozit ve lityum disilikattan oluşturulmuş kronların yük taşıma kapasitesi karşılaştırılmıştır. Fiberle güçlendirilmiş kompozitler lityum disilikat kronlara göre daha başarılı yüklenme kapasitesi sergilemiştir. Bu da fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin klinik kullanımda güvenle tercih edilebileceğini göstermiştir.

Fiberle güçlendirilmiş kompozit materyallerle, 3 üyeli Co-Cr alt yapılı seramik köprü protezlerin karşılaştırıldığı bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında(209), posterior bölgeye yapılan iki implant üzeri üç üyeli implant destekli sabit parsiyel protezlerin oluşturulduğu modellere dikey, horizontal ve oblik kuvvetler uygulayarak bu kuvvetler sonrasında oluşan stresleri incelemişlerdir. İmplant-dayanak kompleksi dışındaki diğer yapılarda FGK köprülerin metal alt yapılı seramik örneklere göre daha düşük stres değerleri gösterdiği belirtilmiştir. Fiberle güçlendirilmiş kompozit köprülerin, kemik-implant arayüzündeki stresleri azaltarak o bölgedeki kemik yıkımını azaltabileceği ve normal fizyolojik sınırlarda ise kemik dokuda stimülasyonunun sağlanabileceği bildirilmiştir(209). Bizim çalışmamızda bu çalışmadan farklı olarak implant-dayanak kompleksi bileşenlerinde daha rijit yapıda olan Co-Cr gruplarında görülen stres değerleri daha esnek yapıda olan FGK gruplarında görülen stres değerlerinden daha düşük bulunmuştur. Bu durumun nedenleri arasında anterior bölgedeki implant-dayanak kompleksinin posterior bölgedeki implant-dayanak kompleksine göre devirici kuvvetlere karşı bükülme dirençlerinin daha düşük olması, element ve düğüm sayılarının farklı sayılarda seçilmiş olması ya da farklı yüklenme koşullarının olması düşünülmektedir. Çalışmamızda FGK gruplarında dikey kuvvet uygulamasında proteze gelen

kuvvetlerin çevre kemik dokuda daha dengeli yayıldığı gözlenirken; oblik kuvvet uygulamasında bu kuvvetlerin palatinal bölgede daha yoğunlaştığı tespit edilmiştir.

Nakamura ve ark. (211)2001 yılında yaptıkları SESA çalışmasında; metal destekli porselen, 2 farklı kompozit materyali ve bir cam seramik kullanılarak oluşturulan kron modellerine farklı yönde kuvvet uygulamaları yapılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre; rijiditesi düşük üst yapı materyalinin kendi içinde oluşan stres değerleri daha az gözlenirken, implant çevresindeki kemik doku, implant ve abutmentte daha yüksek stres birikimine neden olduğu bulunmuştur. Bu sonucun nedeni olarak, rijiditesi düşük materyallerin bükülme dirençlerinin düşük olması ve uygulanan kuvvetin bu bükülme nedeniyle alt yapıya daha kolay iletilebilir olmasını belirtmişlerdir(211). Daha sert materyallerin yüksek stres değerlerini kaldırabilmeleri ve deformasyona karşı dirençlerinin yüksek oluşunun alt yapılarda meydana gelen stres değerlerini azaltabileceği düşünülmektedir(212, 213).

Sabit ve parsiyel protezlerde altyapı olarak PEEK kullanılmasının bir çok avantajı vardır. Bunlar; kemiğe yakın elastikiyete sahip olması, metal alt yapılara göre daha kolay üretilmesi, plak afinitesinin düşük olması, CAD/CAM sistemleri ile üretildikleri zaman frezlere zarar vermeden daha kısa sürede ve kolay aşındırılabilmesi, biyouyumluluğu, hafif ve dayanıklı olmaları, radyografide radyolüsent görüntü vermesi, aşınma ve bozulmaya karşı yüksek direnç göstermesi, dijital tasarım sayesinde hastanın bireysel anatomisine uygun olarak dizayn edilebilmeleri, su emiliminin olmaması, korozyona uğramaması, röntgen ve tarayıcı dostu olması, materyalin termal veya elektriksel iletkenlik özelliğinin olmamasıdır(90).

Lee ve ark.(214) SESA yöntemi ile yaptıkları bir çalışmada implant destekli protezlerde farklı alt yapı materyallerinin protez bileşenlerinde oluşturdukları stresleri karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre PEEK materyali titanyum ve zirkonya ile karşılaştırılmıştır ve bulunan sonuçlara göre elastik modülü yüksek alt yapı materyalinin protezin bileşenlerinde stresi azalttığını ve elastik modülü düşük materyalli alt yapının oluşan stresi absorbe etme özelliğinin belirli alanlarda düşük olduğunu bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda da bu çalışmaya benzer olarak hem dikey hem de oblik kuvvet uygulamasında implant ve abutmentte gözlenen en

yüksek stres değerleri rijiditesi en düşük olan PEEK gruplarında gözlenirken, implant çevresi kemik dokuda ise en yüksek stres değerleri fiberle güçlendirilmiş kompozit grubunda gözlenmiştir.

Akdeniz ve ark.(215) maksilla anterior bölgeye uygulanan karbon fiber takviyeli PEEK implantlar ile geleneksel titanyum implantların çevre kemik dokuda oluşturduğu stresleri SESA yöntemi ile karşılaştırmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre; titanyum implant gelen kuvvetleri, karbon fiber takviyeli PEEK materyaline göre daha düşük bir stres değeri ile daha homojen bir şekilde kemiğe iletmiştir. Karbon fiber takviyeli PEEK dental implantların, titanyum implantlara göre biyomekanik bir avantajı bulunamamıştır. Benzer şekilde Schwitalla ve ark.(216)yaptıkları çalışmada karbon fiber takviyeli PEEK ve titanyum dental implantların oblik yük altında kemik implant arayüzünde oluşan stres birikimi değerlendirilmiş ve PEEK materyalinden üretilmiş dental implantların titanyumdan üretilenlere göre daha fazla deformasyona uğradığı ve daha yüksek stres birikimi gösterdiği belirtilmiştir. Her iki çalışmada da bizim çalışmamıza paralel olarak düşük elastik modülüne sahip materyallerin, daha fazla stres iletmediği belirtilmiştir.

İmplantüstü protezlerde PEEK abutment ve PEEK kron materyallerinin Ti abutment ve Co-Cr altyapı materyalleriyle karşılaştırıldığı bir SESA çalışmasında(217); bizim çalışmamızın sonuçlarından farklı şekilde PEEK materyalinin kronunda ve abutmentte oluşan stres değerlerini azalttığı bulunmuştur. Bu farklılığın çalışmada tek diş eksikliğinde çalışılmış olması ya da modellerde kullanılan materyal kalınlıklarının farklı olmasından kaynaklanabileceği tahmin edilmektedir.

Anterior bölge implant üstü restorasyonlarda tam seramik sistemler gelişen biyomekanik özellikleri ve üstün estetik özellikleri sayesinde metal seramik restorasyonlara alternatif olarak tercih edilmektedir(218). Lityum disilikat seramikler yüksek translusenslik ve ışık geçirgenliği özelliklerine sahip olmakla beraber bükülme dayanımları da 360-400 MPa kadar yüksek olması protetik tedavide önemli bir avantajdır. Böylelikle hem yüksek estetik beklentili hem de daha dirençli restorasyonlar istendiğinde tercih edilir(11, 46, 219). Nakamura ve ark.(220) ve Jang ve ark.(221) monolitik zirkonya kronlar ile monolitik lityum disilikat kronların

kırılma direncini karşılamışlardır. Her iki çalışma sonucunda 0,5 mm oklüzal kalınlığa sahip monolitik zirkonya kronların ($5558 \pm 522\text{N}$), kırılma direncinin 1,5 mm kalınlığa sahip lityum disilikat kronlardan ($3147 \pm 409\text{N}$) daha fazla olduğunu bulmuşlardır.

Metal altyapılarda estetik görüntü sağlayabilmek için porselen ile tabakalama yapılması gerekmektedir. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler ise üstün optik özelliği avantajıyla porselen ile tabakalamaya ihtiyaç duyulmadan oldukça estetik özelliklere sahiptir. Bu nedenle lityum disilikat ile güçlendirilmiş porselenler monolitik olarak da tercih edilebilmektedirler(222). Reich ve ark.(223) lityum disilikat ile güçlendirilmiş seramikten monolitik üretilmiş anterior ve posterior protetik restorasyonları incelendiği in vivo çalışmada başarı oranını dört buçuk yıl sonra %83 olarak bulmuşlardır.

Schultheis ve ark.(224)yaptıkları çalışmada metal destekli seramikler ile lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramiklerle üretilen monolitik ve iki tabakalı restorasyonların kırılma direncini karşılamıştır. Metal destekli seramiklerin kırılma direncinin lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik monolitik restorasyonlara yakın olduğunu, iki tabakalı olarak hazırlanan seramik restorasyonların ise daha düşük kırılma dayanım değeri gösterdiğini bildirmişlerdir.

Möllers ve ark.(225)yaptıkları SESA çalışmasında, monolitik olarak dizayn edilmiş köprülerde (336 MPa) , iki tabakalı (kor+veneer) olarak dizayn edilmiş köprülere göre (670 MPa) göre daha düşük gerilme streslerinin olduğunu bulmuşlardır. Bu verilere paralel olarak çalışmamızda iki tabakalı olarak oluşturulan gruptaki stres değerleri monolitik materyallere kıyasla daha yüksek izlenmiştir.

SESA sonuçları kullanılacak implant sistemi hakkında veriler sağlamaktadır ancak sonuçlar kesin kabul edilmemelidir. SESA, standart kemik densitesinin esas alındığı klinik koşulların taklit edilmeye çalışıldığı, matematiksel gruplar üzerinden elde edilen sonuçların karşılaştırmalı bir şekilde yorumlandığı in vitro bir çalışmadır. Çalışmanın sonuçları değerlendirilirken SESA yönteminin sınırlamaları göz önünde bulundurulmalıdır. Bu nedenle bulunan analiz sonuçlarının klinik araştırmalarla sağlamalarının yapılması önem taşımaktadır.

6.SONUÇLAR

1. Tüm çalışma gruplarında oblik kuvvet uygulaması sonucu implantlarda, abutmentte ve kortikal kemikte gözlenen maksimum stres değerleri dikey kuvvet uygulamasına kıyasla belirgin biçimde fazla bulunmuştur.
2. Tüm çalışma gruplarında dikey ve oblik kuvvet uygulaması sonucunda Ti ya da Zr abutment kullanımının kemikte ve üstyapıda gözlenen stres dağılımı değerlendirildiğinde Ti abutment daha yüksek sonuçlar vermesine rağmen her iki abutmentteki değerler birbirine çok yakın bulunmuştur. Özellikle üstyapıda oluşan stresler arasındaki fark oldukça azdır. Bu veriler göz önüne alındığında üç üyeli implant destekli sabit parsiyel protezlerde Zr abutmentler Ti abutmentlere alternatif olarak kullanılabilir.
3. Dikey yükleme altında implantlarda oluşan maksimum stresler değerlendirildiğinde Ti abutment kullanılan gruplarda Zr abutment kullanılan gruplara göre daha yüksek bulunurken; en yüksek değerler Grup 2'de, en düşük değerler Grup 8'de; abutmentlerde oluşan maksimum stresler değerlendirildiğinde en yüksek değerler Grup 7'de, en düşük değerler Grup 3'te bulunmuştur. En düşük elastisite modülüne sahip olan PEEK materyali, abutmente ve implanta en çok stres ileten altyapı materyalidir. Bu durum, altyapı materyalini koruyan bir mekanizma olmasına karşın; uzun dönemde periimplant kemikte rezorbsiyon görülme riskini arttırabilir ve implantlarda boyun bölgesi kırığına neden olabilir. Monolitik zirkonya ise kemiğe, implanta ve üstyapıya en az stres ileten alt yapı materyali olduğu için, çalışmamızda implantüstü protezlerdeki en ideal altyapı materyali olarak bulunmuştur.
4. Dikey yükleme altında üstyapıda oluşan maksimum stresler değerlendirildiğinde en yüksek değerler Grup 4'te, en düşük değerler Grup 3'te; implantı destekleyen kortikal kemik dokuda oluşan maksimum principal

stresler değerlendirildiğinde en yüksek değerler Grup 9'da, en düşük değerler Grup 8'de; implantı destekleyen kortikal kemik dokuda oluşan minimum principal stresler değerlendirildiğinde en yüksek değerler Grup 5'te, en düşük değerler Grup 8'de bulunmuştur.

5. Oblik yükleme altında implantlarda oluşan maksimum stresler değerlendirildiğinde Ti abutment kullanılan gruplarda Zr abutment kullanılan gruplara göre daha yüksek bulunurken; en yüksek değerler Grup 2'de, en düşük değerler Grup 9'da; abutmentlerde oluşan maksimum stresler değerlendirildiğinde en yüksek değerler Grup 7'de, en düşük değerler Grup 1'de bulunmuştur.
6. Oblik yükleme altında üstyapıda oluşan maksimum stresler değerlendirildiğinde en yüksek değerler Grup 4'te, en düşük değerler Grup 8'de bulunmuştur.
7. Oblik yükleme altında implantı destekleyen kortikal kemik dokuda oluşan maksimum principal stresler değerlendirildiğinde en yüksek değerler Grup 9'da, en düşük değerler Grup 3'te; minimum principal stresler değerlendirildiğinde en yüksek değerler Grup 4'te, en düşük değerler Grup 8'de bulunmuştur. Oblik kuvvetler, klinik duruma daha çok benzediği için; implant üstü sabit protezlerde doğru endikasyonla uygulanan monolitik Zr ve Co-Cr alt yapılı protetik restorasyonlar implant bileşenleri ve protetik yapıda stres dağılımı açısından uzun dönemde daha başarılı olabilir.
8. Çift tabakalı olarak oluşturulan gruplardaki stres değerleri monolitik materyallere kıyasla daha yüksek izlenmiştir. Bu nedenle implantüstü protezlerde monolitik materyal seçimi implant bileşenleri ve kemikte uzun dönem başarıyı sağlayabileceği düşünülmektedir.
9. Hem dikey hem de oblik kuvvet uygulamasında en yüksek stres değerleri rijiditesi en düşük olan PEEK gruplarında gözlenirken, implant çevresi kemik

dokuda gözlenen en yüksek stres değerleri ise yine rijiditesi düşük fiberle güçlendirilmiş kompozit grubunda gözlenmiştir.

10. Co-Cr ve monolitik zirkonya gibi rijiditesi yüksek materyallerin kullanıldığı gruplarda en düşük von mises stres değerleri gözlenmiştir. Rijit materyallerin protetik yapının komponentlerine daha az stres iletmesi stres dağılımının arttığı (bruksizm vb.) klinik durumlarda kemik dokuda rezorbsiyonun engellenip, tedavi başarısının artması açısından tercih edilebileceği düşünülmektedir.

SESA, matematiksel gruplar üzerinde çalışılarak standart kemik densitesinin esas alındığı, klinik koşulların taklit edilmeye çalışıldığı ve sonuçların karşılaştırmalı bir şekilde yorumlandığı in vitro bir çalışmadır. Çalışmanın sonuçları değerlendirilirken SESA yönteminin sınırlamaları göz önünde bulundurulmalıdır. Bu nedenle daha fazla in vitro-in vivo çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

7. KAYNAKLAR

1. Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, et al. Impact of implant number, distribution and prosthesis material on loading on implants supporting fixed prostheses. *Journal of oral rehabilitation*. 2010;37(7):525-31.
2. Behr M, Rosentritt M, Lang R, Chazot C, Handel G. Glass–fibre-reinforced-composite fixed partial dentures on dental implants. *Journal of oral rehabilitation*. 2001;28(10):895-902.
3. Gökçe H, Beydemir B. Yüksek dirençli seramik sistemlerin dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Dergisi*. 2002;44(4):457-63.
4. Bayraktar M, Gultekin BA, Yalcin S, Mijiritsky E. Effect of crown to implant ratio and implant dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. *Implant dentistry*. 2013;22(4):406-13.
5. Şahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of dentistry*. 2002;30(7-8):271-82.
6. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(6):585-98.
7. Eraslan O, Inan O, Secilmis A. The effect of framework design on stress distribution in implant-supported FPDs: A 3-D FEM study. *European journal of dentistry*. 2010;4(4):374.
8. Magne P, Versluis A, Douglas WH. Rationalization of incisor shape: experimental-numerical analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81(3):345-55.
9. Çiftçi Y, Canay Ş. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *International Journal of Prosthodontics*. 2001;14(5).
10. Al-Dohan HM, Yaman P, Dennison JB, Razzoog ME, Lang BR. Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(4):349-55.
11. Ivoclar Vivadent A. *The Compatible All-Ceramic System*. Dental Technician and Instructor, Schaan, Liechtenstein. 2005.
12. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2016;59:128-38.
13. Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;113(2):114-21.
14. Heimer S, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Discoloration of PMMA, composite, and PEEK. *Clinical oral investigations*. 2017;21(4):1191-200.
15. Van Wijlen P. A modified technique for direct, fibre-reinforced, resin-bonded bridges: clinical case reports. *Journal (Canadian Dental Association)*. 2000;66(7):367.

16. İlday NÖ, Zorba YO. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Inlay Köprü Uygulamaları. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*. 2009;15(1):53-8.
17. Güzel KG, Meşe A, DüNDAR DB. Tür, Form ve Materyal Açısından Günümüz Dental İmplantlarının Tarihçesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Medical Ethics-Law and History*. 2006;14(1):41-6.
18. Sadig WM, Al Harbi MW. Effects of surface conditioning on the retentiveness of titanium crowns over short implant abutments. *Implant dentistry*. 2007;16(4):387-96.
19. Kulak Özkan Y. Tam protezler ve implantüstü hareketli protezler problemler ve çözüm yolları. İkinci cilt İstanbul, Vestiyer. 2012:294-5.
20. Powers JM, Wataha JC. *Dental Materials-E-Book: Properties and Manipulation: Elsevier Health Sciences*; 2014.
21. Geng J, Yan W, Xu W. *Application of the finite element method in implant dentistry: Springer Science & Business Media*; 2008.
22. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. *International dental journal*. 2003;53(S6P2):409-43.
23. Reinhardt B, Beikler T. *Dental implants. Advanced Ceramics for Dentistry: Elsevier*; 2014. p. 51-75.
24. Ulusoy M, AK A. *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara 2003; 487. 2003;498.
25. Al-ardah A, Caplanis N, Cummings LC, Goodacre CJ, Herford AS, Jorgensen M, et al. Contributors List. *Principles and Practice of Single Implant and Restorations: Elsevier*; 2014. p. vii-viii.
26. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics-E-Book: Elsevier Health Sciences*; 2004.
27. Spear F. *Fundamental occlusal therapy consideration. Science and practice of occlusion*. 1997.
28. Tamamı UÇDHP. *Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları*. *Dirim Tip Gazetesi*. 2011;86:27-38.
29. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S. *Fundamentals of fixed prosthodontics: Quintessence Publishing Company*; 1997.
30. Güray K, Karasu B. *Metal Desteksiz Seramik Kron Ve Köprü Protezlerinin Üretimi*. *Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*.9(3):261-72.
31. Powers JM, Sakaguchi RL, Craig RG. *Craig's restorative dental materials/edited by Ronald L. Sakaguchi, John M. Powers: Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby*; 2012.
32. MacCulloch W. *Advances in dental ceramics*. *British dental journal*. 1968;124(8):361-5.
33. Denry I, Holloway JA. *Ceramics for dental applications: a review*. *Materials*. 2010;3(1):351-68.
34. Zandparsa R. *Digital imaging and fabrication*. *Dental Clinics*. 2014;58(1):135-58.
35. Helvey G. *Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2014;35(1):38-43.

36. Schlenz MA, Schmidt A, Rehmann P, Niem T, Wöstmann B. Microleakage of composite crowns luted on CAD/CAM-milled human molars: a new method for standardized in vitro tests. *Clinical oral investigations*. 2019;23(2):511-7.
37. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of prosthodontics*. 2015;28(3).
38. Sailer I, Gottner J, Känel S, Franz Hämmerle CH. Randomized controlled clinical trial of zirconia-ceramic and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses: a 3-year follow-up. *International Journal of Prosthodontics*. 2009;22(6):553.
39. Griffin JJ. Combining monolithic zirconia crowns, digital impressioning, and regenerative cement for a predictable restorative alternative to PFM. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2013;34(3):212-22.
40. Abdulmajeed AA, Lim KG, Närhi TO, Cooper LF. Complete-arch implant-supported monolithic zirconia fixed dental prostheses: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(6):672-7. e1.
41. de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(1):59-66.
42. Carames J, Tovar Suinaga L, Yu YCP, Pérez A, Kang M. Clinical advantages and limitations of monolithic zirconia restorations full arch implant supported reconstruction: case series. *International journal of dentistry*. 2015;2015.
43. Chang J-S, Ji W, Choi C-H, Kim S. Catastrophic failure of a monolithic zirconia prosthesis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;113(2):86-90.
44. Pihlaja J, Näpänkangas R, Raustia A. Outcome of zirconia partial fixed dental prostheses made by predoctoral dental students: A clinical retrospective study after 3 to 7 years of clinical service. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;116(1):40-6.
45. Vivadent I. Scientific documentacion IPS e. max CAD. Schaam: Ivoclar Vivadent AG. 2005.
46. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *The Journal of the American Dental Association*. 2006;137(4):514-22.
47. Björk N, Ekstrand K, Ruyter I. Implant-fixed, dental bridges from carbon/graphite fibre reinforced poly (methyl methacrylate). *Biomaterials*. 1986;7(1):73-5.
48. Diamond M. Resin fiberglass bonded retainer. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 1987;21(3):182-3.
49. Malquarti G, Berruet R, Bois D. Prosthetic use of carbon fiber-reinforced epoxy resin for esthetic crowns and fixed partial dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990;63(3):251-7.
50. Goldberg A, Burstone C. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dental Materials*. 1992;8(3):197-202.
51. ULUAKAY M, İNAN H, YAMANEL K, ARHUN N. Kompozit rezinler ve polimerizasyon büzülmesi. *YAYIN KURALLARI*. 2011:895.

52. Freilich M, Meiers J, Duncan J, Goldberg A. Fiber reinforced composites in clinical dentistry 2000; Quintessence Pub. Co. Inc, Illinois.
53. Aktas G, Basaran EG, Sahin E, Uctasli S, Vallittu PK, Lassila LV. Effects of different cavity designs on fracture load of fiber-reinforced adhesive fixed dental prostheses in the anterior region. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2013;15(2).
54. Göncü Başaran E, Ayna E, Üçtaşlı S, Vallittu PK, Lassila LVJ. Load-bearing capacity of fiber reinforced fixed composite bridges. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2013;71(1):65-71.
55. Başaran EG, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LV. Load bearing capacity of fiber-reinforced and unreinforced composite resin CAD/CAM-fabricated fixed dental prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;109(2):88-94.
56. Aydın MY, Kargül B. Glass-fiber reinforced composite in management of avulsed central incisor: a case report. *Journal of dentistry for children*. 2004;71(1):66-8.
57. Meiers JC, Freilich MA. Chairside prefabricated fiber-reinforced resin composite fixed partial dentures. *Quintessence International*. 2001;32(2).
58. Ahlstrand WM, Finger WJ. Direct and indirect fiber-reinforced fixed partial dentures. *Quintessence international*. 2002;33(5).
59. Meiers J, Freilich M. Conservative anterior tooth replacement using fiber-reinforced composite. *Operative dentistry*. 2000;25(3):239-43.
60. Gibson CJ. A modified technique for minimal-preparation, resin-retained bridges: four case reports. *Dental update*. 2001;28(9):442-8.
61. Rose E, Frucht S, Jonas IE. Clinical comparison of a multistranded wire and a direct-bonded polyethylene ribbon--reinforced resin composite used for lingual retention. *Quintessence International*. 2002;33(8).
62. Schreiber C. Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibres. *British Dental Journal*. 1971;130(1):29-30.
63. Manley TR, Bowman AJ, Cook M. Denture bases reinforced with carbon fibres. *British dental journal*. 1979;146(1):25-.
64. Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. *Journal of Prosthodontics*. 1996;5(4):270-6.
65. Larson WR, Dixon DL, Aquilino SA, Clancy JM. The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1991;66(6):816-20.
66. Vallittu P, Lassila V. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. *Journal of oral rehabilitation*. 1992;19(3):225-30.
67. Mullarky R. Aramid fiber reinforcement of acrylic appliances. *Journal of clinical orthodontics: JCO*. 1985;19(9):655.
68. Berrong JM, Weed RM, Young JM. Fracture resistance of Kevlar-reinforced poly (methyl methacrylate) resin: a preliminary study. *International Journal of Prosthodontics*. 1990;3(4).
69. Vallittu P. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1993;20(5):533-9.

70. Kanie T, Fujii K, Arikawa H, Inoue K. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. *Dental Materials*. 2000;16(2):150-8.
71. Jagger D, Harrison A, Jandt K. The reinforcement of dentures. *Journal of oral rehabilitation*. 1999;26(3):185-94.
72. Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(5):485-90.
73. Runyan DA, Christensen LC. The effect of plasma-treated polyethylene fiber on the fracture strength of polymethyl methacrylate. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76(1):94-6.
74. Yu S-H, Lee Y, Oh S, Cho H-W, Oda Y, Bae J-M. Reinforcing effects of different fibers on denture base resin based on the fiber type, concentration, and combination. *Dental materials journal*. 2012;31(6):1039-46.
75. Kumar G, Jain V, Pandey R, Gadwal M. Effect of Different Design Preparations on the Flexural and Fracture Strength of Fiber-Reinforced Composite Fixed Partial Dentures: An In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics*. 2015;24(1):57-63.
76. Chang H, Chai J. Strength and mode of failure of unidirectional and bidirectional glass fiber-reinforced composite material. *Int J Prosthodont*. 2003;16:161-6.
77. Vallittu PK, Narva K. Impact strength of a modified continuous glass fiber--poly (methyl methacrylate). *International Journal of Prosthodontics*. 1997;10(2).
78. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dental materials journal*. 2015;34(1):7-12.
79. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hämmerle CH, Fischer J. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dental materials*. 2010;26(6):553-9.
80. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of prosthodontic research*. 2016;60(1):12-9.
81. Green S, Schlegel J. A polyaryletherketone biomaterial for use in medical implant applications. *Polym for the Med Ind Proc, Brussels*. 2001:14-5.
82. Rodriguez F, Cohen C, Ober CK, Archer L. *Principles of polymer systems*: CRC Press; 2014.
83. Martin R, Ishida J. The relative effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bone strength. *Journal of biomechanics*. 1989;22(5):419-26.
84. Zoidis P, Papathanasiou I. Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;116(5):637-41.

85. Heimer S, Schmidlin PR, Roos M, Stawarczyk B. Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chairside polishing protocols. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;117(3):419-25.
86. Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, et al. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(5):1278-88.
87. Gao S, Gao S, Xu B, Yu H. Effects of different pH-values on the nanomechanical surface properties of PEEK and CFR-PEEK compared to dental resin-based materials. *Materials*. 2015;8(8):4751-67.
88. Kern M, Lehmann F. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dental Materials*. 2012;28(12):1280-3.
89. Silthampitag P, Chaijareenont P, Tattakorn K, Banjongprasert C, Takahashi H, Arksornnukit M. Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dental materials journal*. 2016;35(4):668-74.
90. Whitty T. PEEK—A New Material for CAD/CAM Dentistry. *Juvora Dental Innovations*. 2014.
91. Abdullah AO, Tsitrou EA, Pollington S. Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *Journal of Applied Oral Science*. 2016;24(3):258-63.
92. Rocha RFV, Anami LC, Campos TMB, Melo RMD, Bottino MA. Bonding of the polymer polyetheretherketone (PEEK) to human dentin: effect of surface treatments. *Brazilian dental journal*. 2016;27(6):693-9.
93. Taufall S, Eichberger M, Schmidlin PR, Stawarczyk B. Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clinical oral investigations*. 2016;20(9):2493-500.
94. Balcı B. Farklı estetik abutmentlerin döngüsel yorulma yüklemesi sonrasında kırılma dayanımlarının değerlendirilmesi/The evaluation of the fracture strength of different esthetic abutment after cyclic fatigue loading. 2015.
95. Strub JR, Beschmidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *International Journal of Prosthodontics*. 1998;11(6).
96. Schmid-Schönbein GW, Woo S-Y, Zweifach BW. *Frontiers in biomechanics*: Springer Science & Business Media; 2012.
97. 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. *Journal of Oral Implantology*. 1998;24(2):80-8.
98. Çankaya Ö. Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli profitez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapıların kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. *İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi*. 2005.
99. Duyck J, Vandamme K. The effect of loading on peri-implant bone: a critical review of the literature. *Bone Response to Dental Implant Materials*: Elsevier; 2017. p. 139-61.

100. Craig R, Powers J. Restorative dental materials. 11. St Louis: Mosby. 2002:126-53.
101. Misch CE. Contemporary implant dentistry-E-Book: Elsevier Health Sciences; 2007.
102. Adigüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. Dicle Dişhekimliği Dergisi. 2010;11:18-23.
103. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara. 1993;515.
104. O'Brien W. Dental materials and their selection. Chicago: Quintessence Publ. Co. Inc. 1997;29(3):9015.
105. McCabe J, Walls A. Applied Dental Materials. 2008. Blackweell Publishing.
106. Van Noort R. Clinical relevance of laboratory studies on dental materials: strength determination—a personal view. Journal of dentistry. 1994;22:S4-S8.
107. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's restorative dental materials-e-book: Elsevier Health Sciences; 2012.
108. Duyck J, Naert I, Van Oosterwyck H, Van der Sloten J, De Cooman M, Lievens S, et al. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. Technology and Health care. 1997;5(4):253-73.
109. Bidez M, Misch C. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. The Journal of oral implantology. 1992;18(3):264-74.
110. Ulusoy M, AK A. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Cilt I Ankara Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları: Yayın. 2003;23:487-509.
111. FM K. Maksiller defektlerde kuvvet dağılımının uygulanan implantların tip ve lokalizasyonlarına göre sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmesi: Doktora Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2008.
112. Sevimay M. İmplant üstü kron tasarımlarında farklı materyallerin stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi: Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2002.
113. Çınar D. İki farklı kemik tipinde kron/implant oranındaki değişikliğin stres oluşumuna etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi. Protetik Diş Tedavisi, Başkent Üniversitesi, Ankara. 2007.
114. Van Staden R, Guan H, Loo Y-C. Application of the finite element method in dental implant research. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering. 2006;9(4):257-70.
115. Ramoğlu AGDS, Oğuz O. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2014;24(3).
116. Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials. 2009;2(5):410-32.
117. Ash M. Wheelers dental anatomy, physiology, and occlusion. Chaps 6-12. Philadelphia: WB Saunders; 1984.
118. Freilich MA, Duncan JP, Alarcon EK, Eckrote KA, Goldberg AJ. The design and fabrication of fiber-reinforced implant prostheses. The Journal of prosthetic dentistry. 2002;88(4):449-54.

119. Newman MG, Takei HH, Carranza FA. Carranza's clinical periodontology [CD]/edited by Michael G. Newman, Henry H. Takei, Fermin A. Carranza. 2002.
120. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C, et al. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1999;14(5):639-45.
121. Romeo E, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G. Long-term clinical effectiveness of oral implants in the treatment of partial edentulism: Seven-year life table analysis of a prospective study with ITI® Dental Implants System used for single-tooth restorations. *Clinical Oral Implants Research*. 2002;13(2):133-43.
122. Gujjarlapudi MC, Nunna NV, Manne SD, Sarikonda VR, Madineni PK, Meruva RNR. Predicting peri-implant stresses around titanium and zirconium dental implants—a finite element analysis. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2013;13(3):196-204.
123. SC C. Bone mechanics Florida. CRC Pres. 1991.
124. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and future success in the Brånemark® system. *Clinical oral implants research*. 1992;3(3):104-11.
125. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *The Journal of oral implantology*. 1997;23(3):104.
126. Sato Y, Teixeira E, Tsuga K, Shindoi N. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of oral rehabilitation*. 1999;26(8):640-3.
127. Pesqueira AA, Goiato MC, Monteiro DR, Santos DMd, Haddad MF, Pellizzer EP. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *Journal of Oral Implantology*. 2014;40(2):217-28.
128. Gultekin BA, Gultekin P, Yalcin S. Application of finite element analysis in implant dentistry. *Finite Element Analysis: New Trends and Developments Rijeka, Croatia: InTech Publishing*. 2012:21-54.
129. İplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of dentistry*. 2002;30(1):41-6.
130. HANCI M, Bozdağ E, ARPACI A. *Biyomekanik*. İstanbul. Logos Yayıncılık. 2000:10-55.
131. Çağlar A, Turhan Bal B, Karakoca S, Aydın C, Yılmaz H, Sarısoy Ş. Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2011;26(5).
132. Bal BT, Çağlar A, Aydın C, Yılmaz H, Bankoğlu M, Eser A. Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2013;28(1).
133. Çağlar A, Bal BT, Aydın C, Yılmaz H, Özkan S. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010;25(1).

134. Meijer H, Starmans F, Bosman F, Steen W. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of oral rehabilitation*. 1993;20(2):147-57.
135. Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira E. The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of oral rehabilitation*. 1999;26(4):288-91.
136. HE. Y. İmplant üstü bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Dış Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi. 2006, Samsun
137. Clelland NL, Ismail Y, Zaki H, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *International journal of oral & maxillofacial implants*. 1991;6(4).
138. Matsushita Y, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *The Journal of oral implantology*. 1990;16(1):6-11.
139. Ismail Y, Pahountis L, Fleming J. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *The International journal of oral implantology: implantologist*. 1987;4(2):25.
140. Rieger M. Finite element stress analysis of root-form implants. *The Journal of oral implantology*. 1988;14(4):472.
141. Göre E, Evlioğlu G. Assessment of the effect of two occlusal concepts for implant-supported fixed prostheses by finite element analysis in patients with bruxism. *Journal of Oral Implantology*. 2014;40(1):68-75.
142. Lan T-H, Liu P-H, Chou MM, Lee H-E. Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(1):76-83.
143. Murakami N, Wakabayashi N. Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: a review. *Journal of prosthodontic research*. 2014;58(2):92-101.
144. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of dentistry*. 2008;36(7):463-71.
145. Balık A. Farklı İmplant Abutment Bağlantılarının Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi ile Değerlendirilmesi: Doktora Tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2007.
146. Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(4):350-6.
147. Xiao J-R, Li Y-F, Guan S-M, Song L, Xu L-X, Kong L. The biomechanical analysis of simulating implants in function under osteoporotic jawbone by comparing cylindrical, apical tapered, neck tapered, and expandable type implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2011;69(7):e273-e81.

148. Moraes SLDD, Verri FR, Junior JFS, Almeida DAdF, Mello CCd, Pellizzer EP. A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. *Brazilian Dental Journal*. 2013;24(6):635-41.
149. Y. K. Bruksizmi Olan Hastalarda İmplant Üstü Sabit Protezler İçin Farklı İmplant Çapı, Sayısı Ve Üst Yapı Kalınlıkları Varyasyonlarının İmplant Ve Çevre Dokularında Oluşturduğu Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle Değerlendirilmesi,2017.
150. Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *Journal of Dental Research*. 1983;62(2):155-9.
151. Zhou X, Zhao Z, Zhao M, Fan Y. The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China journal of stomatology*. 1999;17(1):29-32.
152. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P-I, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1990;5(4).
153. Leonhardt Å, Gröndahl K, Bergström C, Lekholm U. Long-term follow-up of osseointegrated titanium implants using clinical, radiographic and microbiological parameters. *Clinical oral implants research*. 2002;13(2):127-32.
154. Matarasso S, Rasperini G, Iorio Siciliano V, Salvi GE, Lang NP, Aglietta M. A 10-year retrospective analysis of radiographic bone-level changes of implants supporting single-unit crowns in periodontally compromised vs. periodontally healthy patients. *Clinical oral implants research*. 2010;21(9):898-903.
155. Karoussis IK, Brägger U, Salvi GE, Bürgin W, Lang NP. Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: a 10-year prospective cohort study of the ITI® Dental Implant System. *Clinical Oral Implants Research*. 2004;15(1):8-17.
156. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1996;11(4).
157. de Almeida EO, Rocha EP, Freitas Jr AC, Martin Jr M. Finite element stress analysis of edentulous mandibles with different bone types supporting multiple-implant superstructures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010;25(6).
158. Belser UC, Bernard J-P, Buser D. Implant-supported restorations in the anterior region: prosthetic considerations. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD*. 1996;8(9):875.
159. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical oral implants research*. 2003;14(1):97-102.
160. Yavuzylmaz H. Diş Morfolojisi-Fizyolojisi ve Okluzyon. 2001:430.

161. Sadrimanesh R, Siadat H, Sadr-Eshkevari P, Monzavi A, Maurer P, Rashad A. Alveolar bone stress around implants with different abutment angulation: an FE-analysis of anterior maxilla. *Implant Dentistry*. 2012;21(3):196-201.
162. Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;97(2):85-92.
163. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *Journal of prosthodontics*. 1995;4(2):95-100.
164. Guilherme NM, Chung K-H, Flinn BD, Zheng C, Raigrodski AJ. Assessment of reliability of CAD-CAM tooth-colored implant custom abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;116(2):206-13.
165. Tian K, Chen J, Han L, Yang J, Huang W, Wu D. Angled abutments result in increased or decreased stress on surrounding bone of single-unit dental implants: a finite element analysis. *Medical engineering & physics*. 2012;34(10):1526-31.
166. Kumar GA, Mahesh B, George D. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around implant with straight and angled abutments in different bone qualities. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2013;13(4):466-72.
167. Paul S, Padmanabhan T, Swarup S. Comparison of strain generated in bone by "platform-switched" and "non-platform-switched" implants with straight and angulated abutments under vertical and angulated load: A finite element analysis study. *Indian Journal of Dental Research*. 2013;24(1):8.
168. Koolstra J, Van Eijden T, Weijs W, Naeije M. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *Journal of biomechanics*. 1988;21(7):563-76.
169. Hsu M-L, Chen F-C, Kao H-C, Cheng C-K. Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2007;22(2).
170. Eraslan O, Sevimey M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures—a finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*. 2005;32(4):273-8.
171. 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. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1998;13(6).
172. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimey M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(2):144-50.
173. Kim E-S, Shin S-Y. Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *The journal of advanced prosthodontics*. 2013;5(1):21-8.
174. A. GS. Üst çenede iki implant destek üzerine uygulanan mesial uzantılı restorasyonlar oklüzal kuvvetlerin implant çevre dokularında neden olduğu stres

- dağılımının üç boyutlusonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi.Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü,Doktora Tezi,Ankara. 2015.
175. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of biomechanics*. 1975;8(6):393-405.
176. Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2001;16(5).
177. Shigley JE. *Mechanical Engineering Design, First Metric Edit*. McGraw-Hill; 1986.
178. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*. St. Louis. Mosby Inc. 2005;211:223.
179. Verri FR, de Souza Batista VE, Santiago Jr JF, de Faria Almeida DA, Pellizzer EP. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. *Materials Science and Engineering: C*. 2014;45:234-40.
180. Kaleli N, Sarac D, Külünk S, Öztürk Ö. Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2018;119(3):437-45.
181. Bulaqi HA, Mashhadi MM, Safari H, Samandari MM, Geramipناه F. Effect of increased crown height on stress distribution in short dental implant components and their surrounding bone: A finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;113(6):548-57.
182. Çiftçi Y. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2000;15(4).
183. Çelik E, Özden AN. Dinamik yükleme yapılan kısa implantlarda kron/implant oranının stres dağılımına etkisinin incelenmesi. *Selcuk Dental Journal*.6(3):324-34.
184. Anitua E, Murias-Freijo A, Flores J, Alkhraisat MH. Replacement of missing posterior tooth with off-center placed single implant: Long-term follow-up outcomes. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;114(1):27-33.
185. Quinn J, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dental Materials*. 2003;19(7):603-11.
186. Sevimey M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 2005;73(1):140-7.
187. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *International Journal of Prosthodontics*. 1997;10(1).
188. Wang T-M, Leu L-J, Wang J-S, Lin L-D. Effects of Prosthesis Materials and Prosthesis Splinting on Peri-implant Bone Stress Around Implants in Poor-Quality Bone: A Numeric Analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2002;17(2).

189. Foong JK, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;109(5):304-12.
190. Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clinical oral implants research*. 2018;29(1):20-7.
191. Krennmair G, Seemann R, Weinländer M, Wegscheider W, Piehslinger E. Implant-prosthodontic rehabilitation of anterior partial edentulism: a clinical review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2011;26(5).
192. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17(3).
193. Kohal RJ, Att W, Bächle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology 2000*. 2008;47(1):224-43.
194. Prestipino V, Ingber A. Esthetic High-Strength Implant Abutments. *Part I. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1993;5(1):29-36.
195. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. *Part II. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1993;5(2):63-8.
196. Protopapadaki M, Monaco Jr EA, Kim H-I, Davis EL. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;110(5):389-96.
197. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*. 2009;4(2).
198. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Materials Science and Engineering: C*. 2016;69:715-25.
199. Hasan I, Bourauel C, Keilig L, Stark H, Lückerrath W. The effect of implant splinting on the load distribution in bone bed around implant-supported fixed prosthesis with different framework materials: A finite element study. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*. 2015;199:43-51.
200. Küçükeşmen HC, Önel A. Farklı Tiplerdeki Titanyum Altyapı Materyali ile Kompozit Rezin Tabakalama Materyalinin Bağlantı Dayanıklılığının İncelenmesi. *SDU Journal of Health Science Institute/SDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*. 2018;9(2).
201. Tribst JPM, de Morais DC, Alonso AA, Dal Piva AMdO, Borges ALS. Comparative three-dimensional finite element analysis of implant-supported fixed complete arch mandibular prostheses in two materials. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*. 2017;17(3):255.
202. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clinical implant dentistry and related research*. 2010;12(2):105-13.

203. Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF, dos Santos MB. Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of oral science*. 2013;55(3):239-44.
204. Ban S, Anusavice K. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *Journal of Dental Research*. 1990;69(12):1791-9.
205. Altamimi AM, Tripodakis AP, Eliades G, Hirayama H. Comparison of fracture resistance and fracture characterization of bilayered zirconia/fluorapatite and monolithic lithium disilicate all ceramic crowns. *Int J Esthet Dent*. 2014;9(1):98-110.
206. Alshahrani FA, Yilmaz B, Seidt JD, McGlumphy EA, Brantley WA. A load-to-fracture and strain analysis of monolithic zirconia cantilevered frameworks. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;118(6):752-8.
207. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2014;72(2):145-53.
208. Lameira DP, De Souza GM. Fracture strength of aged monolithic and bilayer zirconia-based crowns. *BioMed research international*. 2015;2015.
209. Erkmen E, Meriç G, Kurt A, Tunç Y, Eser A. Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: a 3D FEA study. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2011;4(1):107-16.
210. Başaran EG, Aktaş G, Vallittu P, Lassila L, Tuncer MC. Scanning electron microscopy assessment of the load-bearing capacity of cad/cam-fabricated molar crowns. *Brazilian Oral Research*. 2020;34.
211. Nakamura T, Imanishi A, Kashima H, Ohyama T, Ishigaki S. Stress Analysis of Metal-Free Polymer Crowns Using the Three-Dimensional Finite Element Method. *International Journal of Prosthodontics*. 2001;14(5).
212. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1995;10(2).
213. Lambodaran G, Chander NG, Vasantakumar M. Finite element stress analysis on the influence of cuspal angle and superstructure materials in an implant-supported prosthesis. *Indian Journal of Dental Research*. 2013;24(4):423.
214. Lee K-S, Shin S-W, Lee S-P, Kim J-E, Kim J-H, Lee J-Y, 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. *International Journal of Prosthodontics*. 2017;30(6).
215. Akdeniz SS, Ediboğlu E. Maksilla Anterior Bölgede Karbon Fiber Takviyeli Poli-Eter-Eter-Keton İmplantların Çevre Kemikte Oluşturduğu Streslerin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi. *European Journal of Research in Dentistry*. 2019;3(2):96-102.
216. Schwitalla A, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller W. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *Journal of biomechanics*. 2015;48(1):1-7.

217. Tekin S, Değ̃er Y, Demirci F. Evaluation of the use of PEEK material in implant-supported fixed restorations by finite element analysis. *Nigerian journal of clinical practice*. 2019;22(9):1252.
218. Duan Y, Griggs JA. Effect of elasticity on stress distribution in CAD/CAM dental crowns: Glass ceramic vs. polymer–matrix composite. *Journal of Dentistry*. 2015;43(6):742-9.
219. Vivadent I. Scientific Documentation IPS e. max CAD. Schaan: Ivoclar Vivadent AG. 2005.
220. Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Kanno T, Niwano Y, Milleding P, et al. Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2015;73(8):602-8.
221. Jang G, Kim H, Choe H, Son M. Fracture strength and mechanism of dental ceramic crown with zirconia thickness. *Procedia Engineering*. 2011;10:1556-60.
222. Ritter RG. Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium Disilicate. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2010;22(5):332-41.
223. Reich S, Endres L, Weber C, Wiedhahn K, Neumann P, Schneider O, et al. Three-unit CAD/CAM-generated lithium disilicate FDPs after a mean observation time of 46 months. *Clinical oral investigations*. 2014;18(9):2171-8.
224. Schultheis S, Strub JR, Gerds TA, Guess PC. Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium–disilicate versus metal–ceramic fixed dental prostheses: Comparison of fracture loads and failure modes after fatigue. *Clinical oral investigations*. 2013;17(5):1407-13.
225. Möllers K, Pätzold W, Parkot D, Kirsten A, Güth J-F, Edelhoff D, et al. Influence of connector design and material composition and veneering on the stress distribution of all-ceramic fixed dental prostheses: a finite element study. *Dental Materials*. 2011;27(8):e171-e5.

8.ORJİNALLİK RAPORU

Tez_Hidayet_Celik

ORJİNALLİK RAPORU

% 11	% 7	% 3	% 7
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to Dicle University Öğrenci Ödevi	% 2
2	acikarsiv.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
3	Submitted to Ataturk Universitesi Öğrenci Ödevi	% 1
4	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	% 1
5	www.modemedikal.com İnternet Kaynağı	% 1

9.ÖZGEÇMİŞ

Dt. Hidayet Diyarbakır ilinde doğdum. İlkokulu Şehit Polis Mehmet Erçin İlköğretim Okulu'nda 1999 yılında ve ortaokulu yine Şehit Polis Mehmet Erçin İlköğretim Okulu'nda 2002 yılında tamamladım. 2006 yılında Diyarbakır Anadolu Lisesi'nden mezun oldum. 2007 yılında kazandığım Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2012 yılında mezun oldum. 2016 yılı eylül ayında girmiş olduğum Diş Hekimliğinde Uzmanlık Sınavında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na girmeye hak kazandım. Halen bu bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım.

