

T.C.

DİCLE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ÜST YAPI MATERYALLERİ İLE HAZIRLANAN  
İMLANT ÜSTÜ SABİT KÖPRÜ PROTEZLERİNİN İMLANT,  
ABUTMENT, VİDA VE KEMİK ÜZERİNDEKİ STRES  
DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİYLE  
İNCELENMESİ**

Dt. Mustafa KARAKURT

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR

DİYARBAKIR

2018



T.C.

DİCLE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI ÜST YAPI MATERYALLERİ İLE HAZIRLANAN  
İMLANT ÜSTÜ SABİT KÖPRÜ PROTEZLERİNİN İMLANT,  
ABUTMENT, VİDA VE KEMİK ÜZERİNDEKİ STRES  
DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİYLE  
İNCELENMESİ**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Dt. Mustafa KARAKURT

DANIŞMAN

Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR

DİYARBAKIR

2018

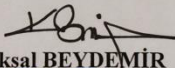
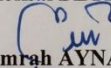
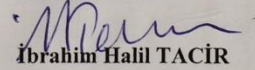
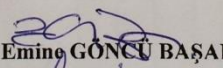
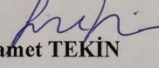
T.C  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

“Farklı üst yapı materyalleri ile hazırlanan implant üstü sabit köprü protezlerinin implant, abutment, vida ve kemik üzerindeki stres dağılımının sonlu elemanlar analiz yöntemiyle incelenmesi” isimli Uzmanlık Tezi .09.11.2018 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek BAŞARILI/BAŞARISIZ bulunmuştur.

Uzmanlık Öğrencisi : Dt. Mustafa KARAKURT

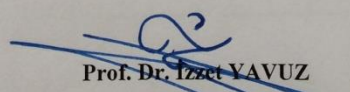
Tez Danışmanı : Prof.Dr.Köksal BEYDEMİR

Jüri Üyesinin

|        | Ünvanı       | Adı Soyadı                                                                                                 | Kurumu             |
|--------|--------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------|
| Başkan | Prof.Dr.     | <br>Köksal BEYDEMİR      | Dicle Üniversitesi |
| Üye    | Prof.Dr.     | <br>Emrah AYNA          | Dicle Üniversitesi |
| Üye    | Doç.Dr.      | <br>İbrahim Halil TACİR | Dicle Üniversitesi |
| Üye    | Doç.Dr.      | <br>Emine GONCU BAŞARAN | Dicle Üniversitesi |
| Üye    | Dr.Öğr.Üyesi | <br>Samet TEKİN         | Fırat Üniversitesi |

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

09.11.2018

  
Prof. Dr. İzzet YAVUZ

Dicle Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

T.C.

DİCLE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

## 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 haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve tezimi Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tez Yazım Kılavuzu standartlarına uygun bir şekilde hazırladığımı beyan ederim.

...../...../20...

Dt. Mustafa KARAKURT

İmza

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve birikimleri ile bana büyük yardımda bulunan, tezimin hazırlanmasında yol gösteren, çok sevdiğim değerli danışman hocam **PROF. DR. Köksal BEYDEMİR**' e,

İhtiyaç duyduğumda her zaman eğitimime katkıda bulunan tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine ve birbirinden değerli çalışma arkadaşlarıma,

Bütün hayatım boyunca yanımda olan, zorlukların üstesinden gelmemi sağlayan, dünyaya geldiğim andan beri sonsuz sevgileri ile maddi, manevi her türlü desteklerini esirgemeyen canım aileme,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez çalışması Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından DİŞ.17.027 numaralı proje ile desteklenmiştir.

# İÇİNDEKİLER

KAPAK

İÇ KAPAK

ONAY SAYFASI

|                                                           |      |
|-----------------------------------------------------------|------|
| BEYAN .....                                               | i    |
| TEŞEKKÜR.....                                             | ii   |
| İÇİNDEKİLER.....                                          | iii  |
| TABLolar LİSTESİ.....                                     | viii |
| ŞEKİLLER LİSTESİ.....                                     | ix   |
| RESİMLER LİSTESİ .....                                    | xiii |
| SİMGE VE KISALTMALAR LİSTESİ .....                        | xiv  |
| 1.ÖZETLER.....                                            | 1    |
| 1.1. Türkçe Özet .....                                    | 1    |
| 1.2. Abstract .....                                       | 2    |
| 2. GİRİŞ ve AMAÇ .....                                    | 3    |
| 3. GENEL BİLGİLER .....                                   | 5    |
| 3.1. İmplantın Tanımı ve Tarihi .....                     | 5    |
| 3.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması.....           | 6    |
| 3.3. İmplant Endikasyon ve Kontrendikasyonları .....      | 7    |
| 3.3.1 İmplant endikasyonları .....                        | 7    |
| 3.3.2. İmplant kontrendikasyonları:.....                  | 8    |
| 3.3.2.1. Mutlak kontrendikasyonlar: .....                 | 8    |
| 3.3.2.2. Göreceli kontrendikasyonlar: .....               | 8    |
| 3.3.2.3. İntraoral kontrendikasyonlar: .....              | 9    |
| 3.4. İmplant Doku Etkileşimi ve Osseointegrasyon .....    | 9    |
| 3.5. İmplant Biyomekaniği .....                           | 11   |
| 3.5.1. Uygulanan kuvvetin yönü ve büyüklüğü.....          | 11   |
| 3.5.2. İmplant dizaynı ve mekanik özellikleri .....       | 12   |
| 3.5.3. Uygulanan protez tipi ve kullanılan materyal ..... | 12   |
| 3.5.4. İmplantların çapı, sayısı ve uzunluğu .....        | 13   |

|                                                                                   |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------|----|
| 3.5.5. İmplantın kemik içerisindeki konumu .....                                  | 13 |
| 3.5.6. Karşı dental arkın dişsel durumu .....                                     | 13 |
| 3.5.7. İmplant-abutment bağlantı tipi .....                                       | 14 |
| 3.5.8. Kemik kalitesi.....                                                        | 14 |
| 3.5.9. Üst yapının stabilizasyonu.....                                            | 14 |
| 3.5.10. Kantilever kullanımı .....                                                | 14 |
| 3.5.11. Oklüzal faktörler.....                                                    | 15 |
| 3.6. Sabit İmplant Üstü Protezlerin Komponentleri .....                           | 15 |
| 3.7. İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Üst Yapı Materyalleri .....          | 16 |
| 3.7.1. Metal alt yapılı porselenler .....                                         | 16 |
| 3.7.1.1. Metal destekli porselenlerin sınıflandırılması .....                     | 16 |
| 3.7.1.1.1. Soy metal alaşımlar .....                                              | 17 |
| 3.7.1.1.2. Soy olmayan metal alaşımları.....                                      | 17 |
| 3.7.1.2. Metal porselen restorasyonu oluşturan yapılar .....                      | 19 |
| 3.7.2. Tam porselenler .....                                                      | 20 |
| 3.7.2.1. Porselenlerin sınıflandırılması.....                                     | 20 |
| 3.7.2.2. Zirkonya esaslı porselenler .....                                        | 22 |
| 3.7.2.2.1. Zirkonyanın mikro yapısı .....                                         | 23 |
| 3.7.2.2.2. Zirkonyanın fiziksel ve mekanik özellikleri .....                      | 23 |
| 3.7.2.2.3. Zirkonyanın biyolojik uyumu .....                                      | 24 |
| 3.7.2.2.4. Zirkonyanın yaşlanması.....                                            | 24 |
| 3.7.2.2.5. Dental uygulamalarda kullanılan farklı tip zirkonyum porselenler.....  | 24 |
| 3.7.2.2.5.1. Magnezyum ile kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ).....                | 25 |
| 3.7.2.2.5.2. Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina (ZTA) .....                      | 25 |
| 3.7.2.2.5.3. Yttriyum ile stabilize zirkonya (3Y-TZP) .....                       | 25 |
| 3.7.2.2.6. Tam zirkonyum porselenler (Monolitik Y-TZP Zirkonya) .....             | 26 |
| 3.7.2.2.6.1. Monolitik zirkonya blokların üretimi .....                           | 27 |
| 3.7.2.2.6.2. Diş hekimliğinde kullanılan monolitik zirkonya bloklar.....          | 28 |
| 3.7.2.2.6.3. Monolitik zirkonya endikasyonları, avantajları, dezavantajları ..... | 29 |
| 3.7.2.2.6.4. Monolitik zirkonyanın estetik özellikleri .....                      | 29 |
| 3.7.2.2.6.5. Monolitik zirkonyanın renklendirilmesi.....                          | 29 |
| 3.7.2.2.6.6. Yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğü .....                            | 30 |

|                                                                       |           |
|-----------------------------------------------------------------------|-----------|
| 3.7.3. PEEK ve protetik diş hekimliğinde PEEK materyalinin yeri.....  | 30        |
| 3.8.Kemik .....                                                       | 33        |
| 3.8.1. Kemik sınıflandırmaları: .....                                 | 33        |
| 3.8.1.1. Lekholm ve Zarb sınıflandırması: .....                       | 34        |
| 3.8.1.2. Misch sınıflandırması: .....                                 | 34        |
| 3.9.Biyomekanik .....                                                 | 35        |
| 3.9.1. Kuvvetin tanımı ve çiğneme kuvvetleri .....                    | 35        |
| 3.9.2. İmplant biyomekaniği ve biyomekanik kavramlar .....            | 36        |
| 3.10. Kuvvet Analiz Yöntemleri .....                                  | 40        |
| 3.10.1. Gerilimölçer (strain gauge) analiz yöntemi: .....             | 40        |
| 3.10.2. Fotoelastik analiz yöntemi: .....                             | 40        |
| 3.10.3. Holografik interferometre analiz yöntemi: .....               | 41        |
| 3.10.4. Kırılğan vernikle kaplama yöntemi: .....                      | 41        |
| 3.10.5. Termografik kuvvet analizi: .....                             | 41        |
| 3.10.6. Radyotelemetri: .....                                         | 41        |
| 3.10.7. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (FEM): .....            | 41        |
| <b>4. GEREÇ ve YÖNTEM .....</b>                                       | <b>44</b> |
| 4.1. Çalışma Modellerinin Hazırlanması.....                           | 45        |
| 4.1.1. Alt kortikal kemiğin modellenmesi .....                        | 46        |
| 4.1.2. İmplant, abutment ve vidaların modellenmesi .....              | 46        |
| 4.1.3. İmplant destekli sabit protez modellerinin oluşturulması ..... | 48        |
| 4.1.3.1. Grup 1 model.....                                            | 48        |
| 4.1.3.2. Grup 2 ana model .....                                       | 49        |
| 4.1.3.3. Grup 3 ana model .....                                       | 49        |
| 4.1.3.4. Grup 4 ana model .....                                       | 50        |
| 4.4. Modellerdeki Eleman ve Nod Sayıları .....                        | 51        |
| 4.5.Malzeme Özellikleri .....                                         | 52        |
| 4.6.Yükleme ve Stres Analizleri.....                                  | 52        |
| <b>5. BULGULAR .....</b>                                              | <b>55</b> |
| 5.1. Dikey Kuvvet Sonucunda Elde Edilen Bulgular .....                | 55        |
| 5.1.1. Grup 1 modeli için elde edilen bulgular .....                  | 55        |
| 5.1.1.1. Üst yapıda oluşan Von Mises stres bulguları .....            | 55        |

|                                                              |    |
|--------------------------------------------------------------|----|
| 5.1.1.2. Abutmentlerde oluşan Von Mises stres bulguları..... | 56 |
| 5.1.1.3. Vidalarda oluşan Von Mises stres bulguları.....     | 56 |
| 5.1.1.4. İmplantlarda oluşan Von Mises stres bulguları ..... | 56 |
| 5.1.1.5. Kemikte oluşan asal gerilme bulguları .....         | 57 |
| 5.1.2. Grup 2 modeli için elde edilen bulgular .....         | 58 |
| 5.1.2.1 Üst yapıda oluşan Von Mises stres bulguları .....    | 58 |
| 5.1.2.2. Abutmentlerde oluşan Von Mises stres bulguları..... | 58 |
| 5.1.2.3. Vidalarda oluşan Von Mises stres bulguları.....     | 59 |
| 5.1.2.4. İmplantlarda oluşan Von Mises stres bulguları ..... | 59 |
| 5.1.2.5. Kemikte oluşan asal gerilme bulguları .....         | 60 |
| 5.1.3. Grup 3 modeli için elde edilen bulgular .....         | 61 |
| 5.1.3.1 Üst yapıda oluşan Von Mises stres bulguları .....    | 61 |
| 5.1.3.2. Abutmentlerde oluşan Von Mises stres bulguları..... | 61 |
| 5.1.3.3. Vidalarda oluşan Von Mises stres bulguları.....     | 61 |
| 5.1.3.4. İmplantlarda oluşan Von Mises stres bulguları ..... | 62 |
| 5.1.3.5. Kemikte oluşan asal gerilme bulguları .....         | 62 |
| 5.1.4. Grup 4 modeli için elde edilen bulgular .....         | 63 |
| 5.1.4.1 Üst yapıda oluşan Von Mises stres bulguları .....    | 63 |
| 5.1.4.2. Abutmentlerde oluşan Von Mises stres bulguları..... | 64 |
| 5.1.4.3. Vidalarda oluşan Von Mises stres bulguları.....     | 64 |
| 5.1.4.4. İmplantlarda oluşan Von Mises stres bulguları ..... | 65 |
| 5.1.4.5. Kemikte oluşan asal gerilme bulguları .....         | 65 |
| 5.2. Oblik Kuvvet Sonucunda Elde Edilen Bulgular .....       | 66 |
| 5.2.1. Grup 1 Modeli için elde edilen bulgular .....         | 66 |
| 5.2.1.1 Üst yapıda oluşan Von Mises stres bulguları .....    | 66 |
| 5.2.1.2. Abutmentlerde oluşan Von Mises stres bulguları..... | 67 |
| 5.2.1.3. Vidalarda oluşan Von Mises stres bulguları.....     | 67 |
| 5.2.1.4. İmplantlarda oluşan Von Mises stres bulguları ..... | 67 |
| 5.2.1.5. Kemikte oluşan asal gerilme bulguları .....         | 68 |
| 5.2.2. Grup 2 modeli için elde edilen bulgular .....         | 69 |
| 5.2.2.1 Üst yapıda oluşan Von Mises stres bulguları .....    | 69 |
| 5.2.2.2. Abutmentlerde oluşan Von Mises stres bulguları..... | 69 |

|                                                                                                         |            |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------|
| 5.2.2.3. Vidalarda oluşan Von Mises stres bulguları.....                                                | 70         |
| 5.2.2.4. İmplantlarda oluşan Von Mises stres bulguları .....                                            | 70         |
| 5.2.2.5. Kemikte oluşan asal gerilme bulguları .....                                                    | 71         |
| 5.2.3. Grup 3 modeli için elde edilen bulgular .....                                                    | 72         |
| 5.2.3.1 Üst yapıda oluşan Von Mises stres bulguları .....                                               | 72         |
| 5.2.3.2. Abutmentlerde oluşan Von Mises stres bulguları .....                                           | 72         |
| 5.2.3.3. Vidalarda oluşan Von Mises stres bulguları.....                                                | 72         |
| 5.2.3.4. İmplantlarda oluşan Von Mises stres bulguları .....                                            | 73         |
| 5.2.3.5. Kemikte oluşan asal gerilme bulguları .....                                                    | 73         |
| 5.2.4. Grup 4 modeli için elde edilen bulgular .....                                                    | 74         |
| 5.2.4.1 Üst yapıda oluşan Von Mises stres bulguları .....                                               | 74         |
| 5.2.4.2. Abutmentlerde oluşan Von Mises stres bulguları .....                                           | 75         |
| 5.2.4.3. Vidalarda oluşan Von Mises stres bulguları.....                                                | 75         |
| 5.2.4.4. İmplantlarda oluşan Von Mises stres bulguları.....                                             | 76         |
| 5.2.4.5. Kemikte oluşan asal gerilme bulguları .....                                                    | 76         |
| 5.3. Tüm Gruplarda Üst Yapıda Oluşan Maksimum Von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması.....       | 77         |
| 5.4. Tüm Gruplarda Abutmentlerde Oluşan Maksimum Von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması .....   | 78         |
| 5.5. Tüm Gruplarda Vidalarda Oluşan Maksimum Von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması.....        | 79         |
| 5.6. Tüm Gruplarda İmplantlarda Oluşan Maksimum Von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması .....    | 80         |
| 5.7. Tüm Gruplarda Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulgularının Karşılaştırılması ..... | 81         |
| <b>6. TARTIŞMA .....</b>                                                                                | <b>82</b>  |
| <b>7. SONUÇ .....</b>                                                                                   | <b>93</b>  |
| <b>8. KAYNAKLAR.....</b>                                                                                | <b>94</b>  |
| <b>9. ÖZGEÇMİŞ .....</b>                                                                                | <b>120</b> |
| <b>10. ORJİNALLİK RAPORU .....</b>                                                                      | <b>121</b> |

## TABLÖLAR LİSTESİ

**Tablo 1:** Metal porselen restorasyonlarda kullanılan soy olmayan metal alaşımların mekanik özellikleri

**Tablo 2:** Diş hekimliği alanında kullanılan monolitik zirkonya bloklar

**Tablo 3:** Modellemesi tamamlanmış analiz grupları

**Tablo 4:** Çalışmada kullanılan modellerdeki eleman ve nod(düğüm) sayıları

**Tablo 5:** Çalışmada kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri

**Tablo 6:** Üst yapıda oluşan maksimum streslerin karşılaştırılması

**Tablo 7:** Posterior abutmentta oluşan maksimum streslerin karşılaştırılması

**Tablo 8:** Anterior abutmentta oluşan maksimum streslerin karşılaştırılması

**Tablo 9:** Posterior vidada oluşan maksimum streslerin karşılaştırılması

**Tablo 10:** Anterior vidada oluşan maksimum streslerin karşılaştırılması

**Tablo 11:** Posterior implantta oluşan maksimum streslerin karşılaştırılması

**Tablo 12:** Anterior implantta oluşan maksimum streslerin karşılaştırılması

**Tablo 13:** Kemikte oluşan maksimum gerilmelerin karşılaştırılması

**Tablo 14:** Kemikte oluşan minimum gerilmelerin karşılaştırılması

## ŞEKİLLER LİSTESİ

**Şekil 1:** İmplant kademe sistemi

**Şekil 2:** Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırılması

**Şekil 3:** Misch'e göre kemik sınıflandırılması

**Şekil 4:** Kortikal kemiğin modellenmesi

**Şekil 5:** Modellerin sınır koşulları ile gösterilmesi

**Şekil 6:** Kullanılan abutmentlerin modellenmesi

**Şekil 7:** Kullanılan implantların modellenmesi

**Şekil 8:** Kullanılan vidaların modellenmesi

**Şekil 9:** Grup 1 implant ve protezlerin modellenmesi

**Şekil 10:** Grup 2 implant ve protezlerin modellenmesi

**Şekil 11:** Grup 3 implant ve protezlerin modellenmesi

**Şekil 12:** Grup 4 implant ve protezlerin modellenmesi

**Şekil 13:** Dikey kuvvetlerin lokalizasyonu

**Şekil 14:** Oblik kuvvetlerin lokalizasyonu

**Şekil 15:** Grup 1'de dikey yükleme sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 16:** Grup 1'de dikey yükleme sonucunda abutmenlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 17:** Grup 1'de dikey yükleme sonucunda vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 18:** Grup 1'de dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 19:** Grup 1’de dikey yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

**Şekil 20:** Grup 1’de dikey yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 21:** Grup 2’de dikey yükleme sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 22:** Grup 2’de dikey yükleme sonucunda abutmenlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 23:** Grup 2’de dikey yükleme sonucunda vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 24:** Grup 2’de dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 25:** Grup 2’de dikey yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

**Şekil 26:** Grup 2’de dikey yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

**Şekil 27:** Grup 3’de dikey yükleme sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 28:** Grup 3’de dikey yükleme sonucunda abutmenlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 29:** Grup 3’de dikey yükleme sonucunda vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 30:** Grup 3’de dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 31:** Grup 3’de dikey yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

**Şekil 32:** Grup 3’de dikey yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

**Şekil 33:** Grup 4’de dikey yükleme sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 34:** Grup 4’de dikey yükleme sonucunda abutmanlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 35:** Grup 4’de dikey yükleme sonucunda vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 36:** Grup 4’de dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 37:** Grup 4’de dikey yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

**Şekil 38:** Grup 4’de dikey yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

**Şekil 39:** Grup 1’de oblik yükleme sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 40:** Grup 1’de oblik yükleme sonucunda abutmenlerde oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 41:** Grup 1’de oblik yükleme sonucunda vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 42:** Grup 1’de oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 43:** Grup 1’de oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

**Şekil 44:** Grup 1’de oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

**Şekil 45:** Grup 2’de oblik yükleme sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 46:** Grup 2’de oblik yükleme sonucunda abutmenlerde oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 47:** Grup 2’de oblik yükleme sonucunda vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 48:** Grup 2’de oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 49:** Grup 2’de oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

**Şekil 50:** Grup 2’de oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

**Şekil 51:** Grup 3’de oblik yükleme sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 52:** Grup 3’de oblik yükleme sonucunda abutmenlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 53:** Grup 3’de oblik yükleme sonucunda vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 54:** Grup 3’de oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 55:** Grup 3’de oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

**Şekil 56:** Grup 3’de oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

**Şekil 57:** Grup 4’de oblik yükleme sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 58:** Grup 4’de oblik yükleme sonucunda abutmenlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 59:** Grup 4’de oblik yükleme sonucunda vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 60:** Grup 4’de oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

**Şekil 61:** Grup 4’de oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

**Şekil 62:** Grup 4’de oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

## RESİMLER LİSTESİ

**Resim 1:** Lazer tarayıcısının görüntüsü



## SİMGE VE KISALTMALAR LİSTESİ

**FEM:** Sonlu Elemanlar Analizi(Finite Element Analysis)

**MÖ:** Milattan Önce

**ABD:** Amerika Birleşik Devletleri

**Cr:** Krom

**Co:** Kobalt

**Mo:** Molibden

**Ark:** Arkadaşları

**Ti:** Titanyum

**μ:** Mikron

**mm:** Milimetre

**%:** Yüzde

**°:** Derece

**Ni:** Nikel

**MPa:** Megapaskal

**GPa:** Gıgapaskal

**Kg:** Kilogram

**Gr:** Gram

**°C:** Santigrat derece

**Zr:** Zirkonyum

**cm:** Santimetre

**ZrSiO<sub>4</sub>:** Zirkonyum Silikat

**ZrO2:** Zirkonya

**Hf:** Hafniyum

**Mg-PSZ:** Magnezyum ile stabilize zirkonya

**ZTA:** Zirkonya İle Güçlendirilmiş Alümina

**3Y-TZP:** Yitriyum İle Stabilize Zirkonya

**AB:** Avrupa Birliği

**ISO:** Uluslararası Standartlar Teşkilatı (International Organization for Standardization)

**HT:** High Translucent (Yüksek Işık Geçirgenliği)

**Dk:** Dakika

**Fe:** Demir

**Bi:** Bizmut

**Al:** Alüminyum

**Mg:** Magnezyum

**Ca:** Kalsiyum

**PEEK:** Poli Eter Eter Keton

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

**MRI:** Manyetik Rezonans Görüntüleme

**N:** Newton

**2D:** 2 Boyut

**3D:** 3 Boyut

**DÜBAP:** Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü



## 1.ÖZETLER

### FARKLI ÜST YAPI MATERYALLERİ İLE HAZIRLANAN İMPLANT ÜSTÜ SABİT KÖPRÜ PROTEZLERİNİN İMPLANT, ABUTMENT, VİDA VE KEMİK ÜZERİNDEKİ STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ

Dt. Mustafa KARAKURT

DANIŞMAN: Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

#### 1.1. Türkçe Özet

**Amaç:** Farklı üst yapı malzemeleri kullanarak implant ve implant çevresi dokularda oluşan stresleri sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirmektir.

**Gereç ve Yöntem:** Çalışmamızda mandibula 2.premolar ve 2.molar bölgesine sırasıyla 3,3 mm ve 4,8 mm çapında titanyum implantlar yerleştirilmiştir. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile çalışma yapmak için kemik modellemesi yapılmıştır. Titanyum abutmentlar üzerine metal alt yapılı porselen, monolitik zirkonya, zirkonya altyapılı porselen ve PEEK materyalinden 4 farklı 3 üyeli köprü protezleri oluşturulmuştur. Okluzal yüzeye uygulanan dik ve oblik kuvvetler ile analizler gerçekleştirilmiştir.

**Bulgular:** Oluşturulan 4 grupta da oblik kuvvetler dik kuvvetlerden daha yıkıcı etkiye sahip olduğu görülmüştür. Uygulanan kuvvetlerin etkisine bağlı olarak; kemikte oluşan stresler 4 grupta da sıkışma kuvvetleri etkisi altında ve implant, abutment ve vidada boyun bölgesinde, kronlarda ise konnektör ve kole bölgesinde bulunmuştur.

**Sonuç:** Uygulanan kuvvetler ile streslerin genel olarak en az monolitik zirkonyada olduğu sonucuna varılmıştır.

**Anahtar Sözcükler:** PEEK, monolitik zirkonya, zirkonya, sonlu elemanlar analizi, dental implant

# **INVESTIGATION OF IMPLANT, ABUTMENT, SCREW AND BONE STRESS DISTRIBUTION BY USING FINITE ELEMENT METHOD IN IMPLANT RETAINED FIXED BRIDGE PROSTHESIS PREPARED WITH DIFFERENT SUPERSTRUCTURE MATERIALS.**

Dt. Mustafa KARAKURT

Adviser of Thesis: Prof. Dr. Köksal BEYDEMİR

Department of Prosthodontics

## **1.2. Abstract**

**Aim:** Aim of this study is to evaluate the stresses of the implant and implant surrounding tissues by using different superstructure materials by using the finite element method.

**Material and methods:** In our study, titanium implants with a diameter of 3.3 mm and 4.8 mm were placed in the 2nd premolar and 2nd molar region of mandibula, respectively. Bone modeling was performed in order to analyse stress distribution by finite element method. 4 different 3-member bridge prostheses were designed by using porcelain fused metal, monolithic zirconia, porcelain fused zirconia and PEEK substructures on the titanium abutments. Analyses were performed by vertical and oblique forces applied to the occlusal surface.

**Results:** Oblique forces were found more destructive than vertical forces in all study groups. Stresses depending on the effect of the forces in the bone were affected by compression forces in 4 groups. Stresses in implant, abutment and screw were found around neck area. Stresses in crown were found around connector and margin areas.

**Conclusion:** It is concluded that the stresses that occur as a result of the applied forces occur at least in zirconia generally.

**Key Words:** PEEK, monolithic zirconia, zirconia ,finite element analysis, dental implant

## 2. GİRİŞ ve AMAÇ

Tarih boyunca dişler; gençliğin, prestijin, sağlığın ve estetiğin göstergesi olmuştur. Bundan dolayı diş kayıpları ve bozukluklar toplum içinde sadece işlevsel değil psikolojik ve sosyal açıdan da insanlar üzerinde bir takım sorunlara neden olmuştur ve bu sorunlar diş hekimliğinin gelişmesine yol açmıştır (1).

Bu gelişmelerle birlikte dental implantlar diş eksikliklerinin yerine konmasında önemli bir seçenek olmuştur. İmplantların dizaynı ve yüzey özellikleri, implantlara gelen kuvvetlerin en ideal biçimde dağılımı ve implant üst yapısına uygun materyal seçimi gibi konularda en doğruyu bulmak için çalışmalar hala sürmektedir (2).

Diş hekimliğinde implantasyon; eksik dişin yerine yapılacak protezlere destek olacak doku ile uyumlu materyallerin, çenelere cerrahi yöntemlerle yerleştirilmesi olarak tanımlanır. Bu materyallere de implant denir (3). Doğal dişleri muhafaza etmek amacıyla yürütülen bilimsel uğraşlar ve özellikle son zamanlarda teknik anlamda elde edilen gelişmelere karşın dişlerin kaybı sürmektedir. Günümüzde rutin protez uygulamaları kadar, kaybedilmiş fonksiyonu yerine getirmek amacıyla dental implantlara da ihtiyaç duyulmaktadır (4). İmplant çevresinde dişlerde olduğu gibi periodontal ligament olmadığından implantlar üzerine gelen kuvvetler çene kemiğine direkt olarak iletilmektedir (5). Bu okluzal kuvvetler sırayla; restorasyona, implanta ve implant çevresindeki kemiğe iletilmektedir. Bu sebeple, yükün doğrultusu, miktarı, restorasyonda kullanılan materyal, restorasyonun tasarımı, implant materyali, implantın tasarımı, implant sayısı, kemik implant birleşiminin mekaniği, kemiğin tipi ve kemiğin özellikleri kemiğe iletilen kuvvetleri etkileyen faktörler olarak sıralanabilir (6, 7, 8). Protez tasarımı ve materyal seçimi protetik yapılarda, implantlarda ve kemikte oluşan kuvvetlerin dağılımını etkilemektedir. Bu oluşan kuvvetler implant çevresindeki kemikte rezorpsiyona ve implantın kaybına yol açabilir (7). Yapılan implantın ve restorasyonun uzun süre ağızda kalabilmesi için en uygun biyomekanik koşulları sağlamak gerekmektedir (9, 10).

İmplant ile kemik arasında oluşan kuvvetlere bağlı değişiklikleri incelemek amacıyla 1976'dan beri İngilizce ifadesinin kısaltması FEM (Finite Element Analysis Methods) olan 'Sonlu Eleman Stres Analizi' oral implantolojide kullanılmaya

başlanmıştır (10, 11). Sonlu elemanlar stres analizi oral implantoloji çalışmalarında sıklıkla kullanılan ve in vivo şartlarda ölçülmesi güç olan üst yapı, kemik ve implant sistemlerine ait streslerin ölçülmesinde güvenilirliği olan bir yöntemdir (12,13). Stres analizinde amaç istenilen modelin gerçekte var olan modele mümkün olduğunca benzemesidir (14). FEM ile biyomekaniği bilinmesi istenen karmaşık geometrideki bir cismin, belli sayılarda elemanlara ayrılarak analizlerinin gerçekleştirilmesi sağlanır (10, 15, 16, 17).

FEM işlemi ile kemik, implant ve implant üstü yapılar klinik koşullara yakın olarak modellenebilir. Böylece uygulanan kuvvetlerle birlikte, implant ve çevresindeki kemikte oluşan stres ve kemik kayıplarının lokalizasyonlarını doğru olarak izlenmesini olanaklı hale getirir (18,19,20,21,22).

Metal altyapılı porselenler, sağlamlıkları ve uzun dönemdeki başarılarından dolayı sabit protetik restorasyonlarda en çok tercih edilen materyal olsalarda, yeterli estetik sonuç vermemesi, metal alaşımlara karşı oluşan alerjik reaksiyonlar nedeniyle metal içermeyen alternatif restorasyonlar hastalar ve hekimler tarafından tercih edilmeye başlanmıştır (23).

Çalışmamızın amacı implant üstü protezlerde metal destekli restorasyonlara alternatif PEEK, monolitik zirkonya, zirkonya altyapılı porselen materyallerini kullanarak yükleme sonrası üst yapıda, abutmentta, vidada, peri-implant kemikte ve implantta oluşan stresleri sonlu elemanlar stres analizi ile incelemek ve bunun sonucunda boyun rezorpsiyonlarını daha düşük seviyelere çekmeye çalışmaktır.

### 3. GENEL BİLGİLER

#### 3.1. İmplantın Tanımı ve Tarihi

Dental implantlar kaybedilen diş dokusunun yerini alan ve kemiğe yerleştirilen biyouyumlu materyaller olarak isimlendirilmektedir (24). Dental implantlar, sabit veya hareketli protezler için kullanılan alloplastik materyallerdir (25).

Dental implantlar, son zamanlarda geliştirilmiş olmasına rağmen uygulanması çok eskilere dayanmaktadır. İlk uğraşların M.Ö 6000’li senelerde Orta Amerika’da Mayalar tarafından yapıldığı düşünülmektedir. Arkeolojik kazılar sonucunda içerisine deniz kabukları, taşlar, tahta parçaları ve metallerin yerleştirildiği çenelere rastlanılmıştır. 1800’lerde yeni çekilmiş soketlere altın madeninden hazırlanan diş kökleri Magglio tarafından yerleştirmiştir (26). Daha sonra gümüş, platin, gutaperka, lastik ve porselen gibi farklı materyallerden de dental implantlar kullanılmıştır (27). Bu dönemde birçok implant denemesi yapılmış ve çoğu başarısızlıkla sonuçlanmıştır. İlk dental implant patentini 1908 yılında ABD’de Greenfield almış ve üst çene premolar bölgesine platin-iridyum alaşımlı implant yerleştirmiştir (28). Lokal anesteziklerin kullanılmaya başlanması ile ilk olarak implant yuvası hazırlanmaya başlanarak implantolojiye farklı bir boyut kazandırılmıştır (29). 1930’larda ise Strock tarafından vitallyumdan (Cr-Co-Mo alaşımı) dental implantlar yapılmıştır (26). Bunun yanında Strock pinler ile ilk endodontik implantı da yapan isimdir (30). Yapılan bu implantlar uzun dönemde başarı gösteren ilk implantlar olarak tarihe geçmiştir (26).

Dahl 1938’de, dental implantları kemiğin üzerine yerleştirerek ilk subperiosteal implantın yapımını gerçekleştirmiştir (31). 1947’de vida şeklinde içi boş implantlar, 1953’te ise kemik içine uygulanan implantların transvers yönde boyunun uzun tutulması ve vida vasıtasıyla fiksasyonun artırılması fikri ortaya atılmış ve transosseoz dental implantlar üretilmiştir (31,32). Tramonte 1961’de günümüz implantların temelini, geliştirdiği içi dolu vida şeklinde implantlar ile oluşturmuştur. 1968’de ise, Linkow blade dental implantları kullanarak implantların gelişimine başlanmıştır (31,32). Fakat daha sonra dental implantolojinin gelişimi ile ortaya

ıkan kök formunda titanyum implantların yüksek başarı oranları karşısında Blade implantların kullanımı terk edilmiştir (33).

Modern anlamda dental implantların gelişimine baktığımızda ise, 1800'l yılların sonları ve 1900'l yılların başlarına kadar olan bütün gelişmelerin çoğunlukla transplantasyon ve reimplantasyon şeklinde gerçekleştirildiği ortaya çıkmaktadır. Fakat bu işlemler ile de istenilen başarı elde edilememiş, implantasyon kavramının daha ileriye taşınması sağlanmaya çalışılmıştır (31).

Branemark, 1960'larda yaptığı çalışmalar neticesinde, titanyumun kemik dokusu ile uyumlu olduğunu ve dişetinde toksik ve alerjik bir reaksiyon oluşturmadığını söylemiş, bu bilgiler doğrultusunda dişsizliğin tedavisinde kullanılabileceğini ortaya koymuştur (34).

Yine osseoentegrasyon kavramının tanımını da ilk olarak Branemark ve ark. yaparak, osseoentegre olmuş dental implantların üzerinde, uzun dönemde gerçekleştirilen ilk klinik araştırmayı 1970'li yılların sonlarında diş hekimliği tarihine geçirmişlerdir (35). Branemark tarafından ortaya atılan osseoentegrasyon tanımı ile önce makineyle işlenmiş düz yüzeye sahip birinci kuşak titanyum(Ti) implantlar, devamında ise yüzey özellikleri üzerine çeşitli araştırmalar yapılarak ikinci kuşak titanyum implantlar geliştirilmeye başlanmıştır (36,37). Hala gelişmekte olan titanyum esaslı dental implantlar, implant destekli protetik restorasyonlarda oldukça sık kullanılmaktadır (37).

### **3.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması**

Farklı kaynaklarda farklı yazarlar tarafından dental implantların sınıflamasına yönelik birçok çeşitli sınıflama yapılmıştır. Bazı araştırmacılar implantarı kemikle olan ilişkisine göre sınıflandırırken bazı araştırmacılar fonksiyonlarına göre bazıları ise şekillerini göz önüne alarak sınıflama yapmışlardır (38).

Mish 1999 yılında yaptığı sınıflamada, (39) dental implantları kemik ile olan ilişkilerine göre;

- Endosteal implant (Kemik içi)

- Subperiosteal implant (Kemik üzeri)
- Transosseal implant (Kemik boyunca)
- Endodontal implantlar.
- İntramukosal implantlar olarak sınıflamıştır.

Bu sınıflamadaki dental implant çeşitlerinden en çok kullanılan kemik içi implantlardır (40). Kemik içi implantların da kendi içinde 4 alt tipi bulunmaktadır (12) :

1. Yivli kök formunda implantlar
2. Düz yüzeyli kök formunda implantlar
3. Blade tipi implantlar
4. Ramus implantları.

Diş hekimliğinde en güncel ve en çok kullanılan implant tipi yivli implantlardır. Yivli implantlarda, implant üzerinde bulunan yivlere kemiğin ilerlemesi kolaydır. Bundan dolayı, primer stabilizasyonu diğer implant tiplerine göre çok daha iyidir (41).

### **3.3. İmplant Endikasyon ve Kontrendikasyonları**

#### **3.3.1 İmplant endikasyonları**

1. Geleneksel protezlerle yeterince tutuculuğun sağlanamadığı tam dişsiz hastalar,
2. Sabit protez için olması gerekenden daha uzun dişsiz boşluk vakaları,
3. Hareketli bölümlü protez kullanmak istemeyen kısmi dişsiz hastalar,
4. Hareketli bölümlü proteze tahammül edemeyen hastalar (kusma refleksi gibi),
5. Kret rezorpsiyonunun önlenmesi istenen hastalar,

6. Hareketli protez kullanan kişilerde stabilizasyonunu etkileyecek parafonksiyonel ağız alışkanlıklarına sahip hastalar,
7. Yumuşak dokulardaki değişikliğin hareketli protezler ile çözülemediği durumlarda,
8. Yeterli kas gücü bulunmayan ve hareketli protez kullanan hastalarda,
9. Doku toleransının düşük olduğu durumlarda,
10. Endodontik olarak tedavi edilemeyen dişlerde çekimi takiben hastanın implant tedavisi istemesi durumunda,
11. Kennedy sınıf I vakalarda,
12. Tek diş kaybının olduğu vakalarda,
13. Konum ve sayı açısından doğal dişlerin sabit proteze destek olacak mukavemeti gösteremediği vakalarda,
14. Ortodontik olarak ankraj alınması istenen durumlarda uygulanabilir (42,43,44).

### **3.3.2. İmplant kontrendikasyonları:**

#### **3.3.2.1. Mutlak kontrendikasyonlar:**

1. Tolere edilemeyen psikolojik bozukluklar
2. Risk yüksek kalp patolojisi bulunan hasta grupları
3. Kontrol altına alınamayan sistemik hastalıklar
4. Bağımlı hasta grubu
5. Gelişimini tamamlamayan hastalar (45).

#### **3.3.2.2. Göreceli kontrendikasyonlar:**

1. Kemik kalitesi veya hacminin iyi olmadığı hastalar
2. Okluzal dikey boyutun implant için yetersiz olduğu hastalar

3. Olası risk taşıyan hastalar (bruksizm, kontrol edilemeyen periodontitis, sigara vb.) (45).

#### **3.3.2.3. İntraoral kontrendikasyonlar:**

1. Okluzal ve fonksiyonel ilişkilerin uyumsuz olması,
2. Maksilla ve mandibulada bulunan patolojik durumlar,
3. İmplant düşünülen bölgenin radyasyona maruz kalmış olması,
4. Ağız bölgesinde bulunan mukoza patolojileri,
5. Ağız kuruluğu,
6. Dilin implant için çok büyük olduğu durumlar,
7. Yeterli oral hijyene sahip olmayan hastalar (45).

#### **3.4. İmplant Doku Etkileşimi ve Osseointegrasyon**

Latince os (kemik) ve integrate (birleşmek) kelimelerinden türeyen osseointegrasyonun tanımını ilk olarak Branemark yapmıştır. 1960'ların sonlarında osseointegrasyonu, canlı kemik dokusu yüzeyi ve implant yüzeyi arasında meydana gelen direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlamıştır (46,47). Zarb ise yaptığı tanımda osseointegrasyonu 'asemptomatik ve rijit bir sabitleme ile alloplastik materyalleri, fonksiyonel kuvvetler altında kemik içindeki devamlılığını koruması' olarak tarif etmiştir (48,49). Fibröz dokunun oluşması ise, osseointegrasyonun aksine başarısız bir kemik-implant bağlantısını ifade eder (50).

Osseointegrasyonun başarılı olması için Albrektsson 6 faktör belirlemiştir:

1. Kullanılan implant materyali
2. İmplantın tasarımı
3. Yüzey kalitesi
4. Kemik durum ve miktarı
5. Cerrahi teknik ve primer stabilite

## 6. İmplant yükleme prosedürü (51)

İmplant destekli sabit ya da hareketli protezlerde gelişimini halen sürdürmesine rağmen titanyum implantlar sıklıkla tercih edilmektedir (8,52). Bu gelişmelere de paralel olarak Albrektsson, Branemark ve Zarb daha evvel tanımlanmış implant başarı kriterlerine ek olarak yeni başarı kriterleri tanımlamışlardır (49,53).

Bunlar;

- Klinik olarak implantın mobil olması
- Ağrı veya uyuşukluk
- Peri implant bölgede enfeksiyon varlığı
- Peri implant bölgede radyolusent radyografik görüntü varlığı ve devamlılığı
- Periodontal cebin 5 mm' den fazla olması
- Sondlama sırasında kanama varlığı
- İlk yılı takiben yıllık 0,2 mm' den daha fazla kemikte kayıp olması implant başarısızlığını göstermektedir (54-61).

Başarının sağlanması için cerrahi olarak en önemli konuların başında, travmatik çalışma ve kemiği aşırı ısıtmaktan kaçınmak gelir. Tedavi planlaması yapılırken, kemik yoğunluğu ve hacmi dikkatle incelenmeli, kortikal ve trabeküler kemik miktarına uygun tedavi planlanmalıdır (12).

İmplant tasarımı ile ilgili yapılan araştırmalar, implantın geometrik yapısı ve yivlerin dizaynı üzerine yoğunlaşmıştır (12,62). Yapılan bu çalışmaların hepsi osseointegrasyonu artırmaya yönelik yapılan çalışmalardır. Hidroksiapatit kaplama, plazma sprey kaplama, kumlama ve asitleme gibi birçok implant yüzey işlemleri ile farklı çalışmalar yapılmıştır (12,24).

Son dönemlerde nanoteknolojilerin ilerlemesi ile hidroksiapatit nano parçacıklarının kullanımı gündeme gelmiş ve bu durumun osseointegrasyonu oldukça arttırdığı bildirilmiştir (12,63,64,65).

Albrektsson ve arkadaşlarının 1986'da yayınladığı kriterler, günümüzde dental implantoloji ile ilgili yapılan çalışmalarda halen bilimsel geçerliliğini korumakta olup, dental implantoloji ile ilgili olumlu gelişmelere ışık kaynağı olmuştur (66).

### **3.5. İmplant Biyomekaniği**

Dental implantlar günümüzde hala yüksek başarı oranları ile uygulanmakla beraber erken ya da geç dönem implant kayıplarının önüne tam olarak geçilememiştir (61). Kısa dönem veya uzun dönem implant başarısındaki faktörlerin başında biyomekanik faktörlerden gerilmelerin etkin rol oynadığı konusunda fikir birliği vardır (9,67).

İmplantlarda oluşan bu gerilmeleri etkileyen başlıca faktörler; uygulanan kuvvetin yönü ve büyüklüğü, implant dizaynı ve mekanik özellikleri, protez tipi ve kullanılan materyal, destek implantların sayısı, çapı ve uzunluğu, implantın kemik içindeki konumu, implant abutment bağlantı tipi, karşı dental arkın dişsel durumu, kemik kalitesi, kantilever kullanımı, üst yapının stabilizasyonu ve oklüzal faktörler olarak sıralanabilir (24,61,68).

#### **3.5.1. Uygulanan kuvvetin yönü ve büyüklüğü**

Oral kavitede oluşan fonksiyonel kuvvetler implant protez kompleksindeki basma ve germe gerilimlerini etkilemektedir. Bu gerilmeler de implantların etrafında kemik oluşumunu etkilemektedirler (24). Yapılan çalışmalarda çene kemiğinin fizyolojik olarak tolerans limiti bilinmemektedir. Fakat implant kayıplarının, yüksek gerilim değerlerinin karşılanamaması nedeniyle gerçekleştiği düşünülmektedir (9,67).

İmplant ve çevre kemikteki kuvvetin büyüklüğünü; İmplantın şekli ve geometrisi, implantın sayısı, implantın uzunluğu, implantın çapı ve açısı, dental arka implantın yerleşimi, protezin tipi ve geometrisi, protez materyali, üst yapının stabilizasyonu, kemik yoğunluğu, hastanın yaşı ve cinsiyeti, beslenme alışkanlığı, proteze gelen oklüzal kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü, karşı dental arkın dişsel durumu gibi pek çok faktör etkilemektedir (12,24,68).

### **3.5.2. İmplant dizaynı ve mekanik özellikleri**

İmplant kemik kompleksi arasındaki basma ve germe gerilim büyüklüğünü implant morfolojisi kontrol eder. Eğer implant yüzeyi pürüzlü ise fonksiyonel kuvvetlerin kemiğe iletilmesinde kullanılan toplam yüzey artmış olur ve implant çevresinde daha az basma ve germe gerilimleri elde edilmiş olur (69).

Primer stabilizasyonu olabildiğince arttırmak, implant yüzey alanını en üst seviyeye çıkarmak ve gerilme kuvvetlerinin kemik-implant ara yüzünde dengeli dağılımını sağlamak üzere farklı implant yivleri tasarlanmaktadır. Yivin şekli, derinliği ve yivler arası mesafe parametreleri, implantın fonksiyonel yüzey alanı üzerine etki etmektedir. Oluşturulan yiv sayısı arttıkça yüzey alanı da artacağından implant çevresinde daha az basma ve germe gerilimleri olacaktır (12).

### **3.5.3. Uygulanan protez tipi ve kullanılan materyal**

İmplanta gelen yükün miktarını kullanılan protez tipi ve protez materyali etkiler. Uygulanan protez tipi simante veya vidalı olarak değişir. Simante edilerek tasarlanan implant destekli kuron-köprü protezlerde vida boşluğu olmadığı için oklüzyon aksiyal yüklerin ihtiyacını karşılayacak şekilde ayarlanabilir. Vida bağlantılı ve overdenture protezler ise simante edilen implant destekli protezlere kıyasla; fizyolojik kuvvetler ile gelen oklüzal baskı kuvvetlerinde azalma, abutment etrafındaki eğilme momentinde artma gözlenir (24).

Oluşan oklüzal kuvvetlere karşı, kuvvetleri absorbe eden bir protez materyalinin kullanılması kemiğe iletilen stresin azalmasında etkili olduğu çalışmalarda gösterilmiştir (41,46). İlk zamanlarda oluşan oklüzal kuvvetlerin negatif etkilerine ve kemik implant ara yüzeyindeki mikro kırılmalara karşı koruyuculuk oluşturması için; akrilik, esneme özelliğinden dolayı yoğun olarak kullanılmaktaydı (24,46,70). Bunun yanında altın ve porselen, kuvveti absorbe etmemelerine rağmen sıklıkla kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalarda; oklüzal yüzeyi, akrilik rezin yada porselen olan sabit implant üstü protez kullanılan hastaların çiğneme kuvvetleri incelenmiştir. Akrilik ve porselen dişler arasında, oklüzal yüklere direnç gösterme açısından belirgin derecede fark bulunamamıştır (71,72).

#### **3.5.4. İmplantların çapı, sayısı ve uzunluğu**

Oklüzal kuvvetlerin kemiğe iletiminde ve kemikte oluşan streslerde implant çapı, sayısı ve uzunluğu son derece önemlidir. İmplant sayısı ve çapının artması gelen kuvvetlere karşı implantların biyomekanik özelliğini oldukça artırır (24,70,73). İmplantın uzunluğunun artması, kemiğin ısınmasına bağlı oluşacak risklerden dolayı bir noktaya kadar başarı oranını artırır. Ancak, 13 mm' den uzun implantlardan kaçınılması önerilmektedir (74).

Doğal dişlerde bulunan periodontal aralık implantlarda bulunmamaktadır. Bu yüzden implantlar kemik içerisinde doğal dişler gibi hareket edemezler. İmplantlarda bulunmayan bu hareketten dolayı, doğal dişlerde önemli olan kron/kök oranı; implantların gelen kuvvetler altında apikal 2/3 de oluşturamadığı koruyucu rotasyonel hareketin yoksunluğundan doğal dişler kadar önemli değildir. Bundan dolayı implantlarda uzunluktan çok çap önemlidir (24,39,70,73).

#### **3.5.5. İmplantın kemik içerisindeki konumu**

İmplantın kemik içerisindeki konumu, hangi açı ile yerleştirildiği implant üzerine gelecek olan kuvvetleri değiştirmektedir. İmplant konumunun oklüzal düzleme dik olması gerekir iken uzun aksının 10° sapma göstermesi implant ve protez üzerindeki yükleri % 5 arttırmaktadır. Bu durum implant üstü restorasyonlarda da farklı değildir. Tüberkül eğimindeki 10°'lik değişimin implant ve protez üzerindeki yükleri % 30 arttıracığı bildirilmiştir (75).

#### **3.5.6. Karşı dental arkın dişsel durumu**

Her iki arkta doğal diş bulunması durumunda prematür kontaklar proprioseptif reseptörlerden dolayı 20 µm'lik mesafede algılanır. İmplantlarda ise osseo persepsiyon mekanizması bulunduğundan dolayı prematür kontaklar 64 µm'lik mesafede algılanır (39,76). Doğal dişler ve implantlar arasındaki algının karakteristik özelliği de farklıdır. Doğal dişler hızlı ve keskin ağrı hissi oluştururken, implantlarda yavaş ve künt ağrı hissi oluşmaktadır (76). Bundan dolayı implant üstü protezlerde prematür kontakların ve oklüzal çatışmaların önlenmesi, oklüzal ilişkilerin doğru bir

şekilde düzenlenmesi son derece önemlidir. Aşırı prematür kontaklar, olması gerekenden fazla oklüzal tabla, tüberkül eğimlerinin fazla olması oklüzal algı düşüklüğünden implant üstü protezlerde aşırı yüklemeye sebebiyet vermektedir (77).

### **3.5.7. İmplant-abutment bağlantı tipi**

Günümüzde sıklıkla internal implant-abutment bağlantı tipi tercih edilse de, halen eksternal implant-abutment bağlantı tipleri de üretilmektedir. Branemark'ın oluşturduğu ilk implant dizaynının çeşitli varyasyonlarını özellikle Nobel Biocare firması günümüzde üretmeye devam etmektedir (76). İnternal ve eksternal bağlantı tiplerinin stresleri incelendiğinde, streslerin internal bağlantıda daha geniş alanlara yayıldığı görülmüştür. Eksternal bağlantıda ise streslerin köşelerde ve internal bağlantıdan daha fazla olduğu tespit edilmiştir (78). Platform switching ile tasarlanan implant bağlantılarındaki stresler incelendiğinde ise, streslerin kemik-implant ara yüzüne %10 oranında daha az iletildiği bildirilmiştir (79).

### **3.5.8. Kemik kalitesi**

Trabeküler ve kortikal miktarı, kemik kalitesini belirleyen önemli parametrelerdir. Kortikal kemik miktarının kalın ve trabeküler kemik miktarının yoğun olduğu mandibular anterior bölge implant için ideal iken, ince kortikal kemik ve boşluklu trabeküler kemiğin bulunduğu maksiler posterior bölge ise implant için en olumsuz kemik tipidir (10).

### **3.5.9. Üst yapının stabilizasyonu**

İmplant üstü protez tasarlarken; stresleri ve porselen chippingi azalttığı için abutmentların splintlenmesi önerilir. Bunun sonucunda kron marjınlarında destek artacak, makaslama kuvvetinden çok baskı kuvveti oluşacaktır (39).

### **3.5.10. Kantilever kullanımı**

Kantilever kullanımı implantlar üzerine biyomekanik olarak lateral kuvvet getirirler. Bu da vida gevşemesinden kemik kaybına kadar istenmeyen komplikasyonlara sebebiyet verir (39). Kantilevere gelen kuvvetlerin kantilevera en

yakın abutment tarafından karşılandığı yapılan çalışmalarla bildirilmiştir (46). Bunun yanında simanlar germe kuvvetlerine baskı kuvvetlerinden 20 kat daha dayanıksız olduklarından, kantilever ile hazırlanmış protezlerde görülen diğer bir komplikasyon ise protez abutment bağlantısındaki desimantasyondur (12).

### **3.5.11. Oklüzal faktörler**

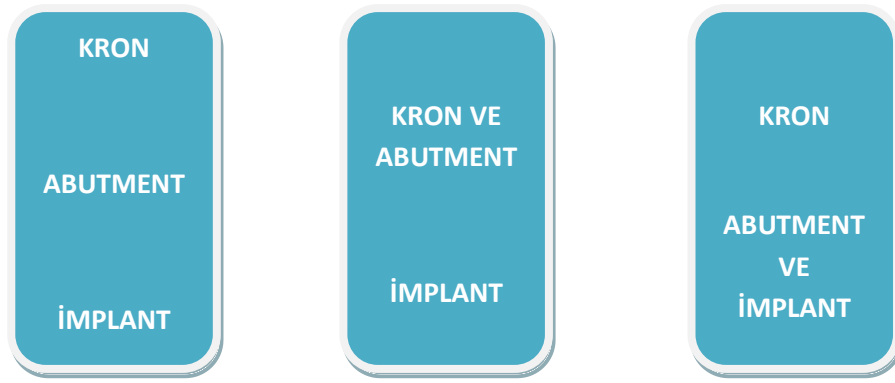
İmplant üstü protez tasarlarken dikkat edilmesi gereken önemli faktörlerden biri de oklüzal kuvvetlerin ayarlanmasıdır. İdeal oklüzal kuvvetleri ayarlamak için; oklüzal tabla dar hazırlanmalı, tüberküller sıg ve dar açılı olmalıdır. Devrilme etkisini de azaltmak için kron boyu olabildiğince kısa tutulmalıdır. Oklüzal temasların ise olabildiğince merkezde toplanılmasına dikkat edilmelidir (46).

### **3.6. Sabit İmplant Üstü Protezlerin Komponentleri**

Sabit implant üstü protezler 3 kısımdan meydana gelir (80):

- a) İmplant
- b) Abutment (dayanak)
- c) Kron

Abutmentlar genellikle implant kısmına bir vida ile bağlanır. Kron ise bu abutment üstüne vidalanır ya da simante edilir. (3'lü sistem) Bu sistemden farklı olarak, abutment ve kron tek parça halinde de implanta vidalanabilir. (2'li kademe sistemi) Bu iki sisteme alternatif olarak implant ve abutment tek parça olup, kron bu sistemin üzerine vidalanabilir ya da simante edilebilir. (2'li kademe sistemi) (Şekil 1) Günümüzde yeni sistemlerin gelişmesiyle farklı olarak abutmentın implant içerisine kilitlenerek ya da sürtünmesel şekilde oturduğu sistemlerde vardır (80).



**Şekil 1: İmplant Kademe Sistemi**

### **3.7. İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Üst Yapı Materyalleri**

#### **3.7.1. Metal alt yapılı porselenler**

Protetik tedavilerde çok uzun yıllardır metal alt yapılı porselenler kullanılmaktadır. Porselenler gerilme kuvvetlerine karşı dirençli materyaller değildir. Bu olumsuz özellikleri dental porselenleri bir metal alt yapı ile kullanma ihtiyacını doğurmuştur (81).

##### **3.7.1.1. Metal destekli porselenlerin sınıflandırılması**

Protetik tedavilerde kullanılan metal altyapılar, farklı metallerin alaşım haline getirilmesiyle üretilirler. Bu metal altyapı alaşımlar, alaşımda kullanılan metalin cinsine ve miktarına göre sınıflandırılırlar. Bu sınıflama; (82)

##### Soy Metal Alaşımları

- Yüksek oranlı altın içerenler  
Altın-Platin-Palladyum  
Altın-Platin-Titanyum
- Düşük oranlı altın içeren alaşımlar  
Altın-Palladyum-Gümüş
- Altın içermeyen alaşımlar

Palladyum-Gümüş

#### Soy Olmayan Metal Alaşımları

Nikel-Krom (Ni-Cr)

Krom-Kobalt (Cr-Co)

Titanyum (Ti) alaşımları

#### **3.7.1.1.1. Soy metal alaşımlar**

Kolay dökülebilmesi ve kolay işlenmesi, yüksek korozyon direncine sahip olması gibi avantajlarına sahip soy metal alaşımlar, yüksek maliyetlerinden dolayı günümüzde yerini soy olmayan metal alaşımlara bırakmışlardır. Bunun yanında özellikle gümüş içeren soy metal alaşımlar porselenlerde renklenmelere sebep olmaktadır (83).

#### **3.7.1.1.2. Soy olmayan metal alaşımları**

- **Nikel-krom alaşımlar**

Soy olmayan metal alaşımlar arasında, protetik tedavilerde en çok kullanılan alaşımdır. Alaşımda bulunan krom, korozyona ve kararmaya direnç sağlar. Termal genişleme katsayısı molibden ilavesi ile düşürülür. Eser miktarda bulunan berilyum ise alaşımda dökülebilirliğini kolaylaştırır ve sertliğini artırır. Fakat yüksek sıcaklıklarda berilyum, yüzeyindeki oksidasyon sebebiyle toksisiteye neden olmaktadır. Soy metaller ile kıyaslandığında nikel-krom alaşımlar daha dayanıklıdır. Fakat daha az esnerler. Dökülme dereceleri de soy metal alaşımlardan daha yüksektir. Soğurken meydana gelen büzölmelerden dolayı uyum ile ilgili problemlere yol açabilmektedirler (83).

- **Kobalt-krom alaşımlar**

Alaşımda bulunan krom korozyon direncini artırır. Termal genişleme katsayısı molibden ile düşürülür. Eser miktardaki rutenyum ise dökülebilirliği kolaylaştırır. Bu alaşımlar soy metal alaşımlardan ve nikel-krom alaşımlardan daha dayanıklıdır.

Nikel-krom ile benzer yoğunluğa ve ergime ısısına sahiptir. Dökümü zor olduğundan yapılan restorasyonlarda uyum problemi görülür (83).

- **Titanyum**

Saf olarak veya alüminyum ve vanadyumla birlikte alaşım halinde kullanılırlar. Günümüzde implantoloji başta olmak üzere diş hekimliğinin birçok alanında yararlanılırlar. Diğer alaşımlar ile karşılaştırıldığında daha biyouyumlu olmalarına rağmen, dökümlerinin ve işlenmesinin zor olması ve oksidasyona kolay maruz kalmaları sebebiyle günümüze metal altyapı olarak çok tercih edilmemektedir (83). (Tablo 1)

|              | <b>Maks.<br/>germe<br/>dayanımı<br/>(MPa)</b> | <b>0.2%<br/>Akma<br/>dayanımı<br/>(MPa)</b> | <b>Elastiklik<br/>modülü<br/>(GPa)</b> | <b>Uzama<br/>oranı<br/>(%)</b> | <b>Vickers<br/>sertlik<br/>derecesi<br/>(kg/mm<sup>2</sup>)</b> | <b>Yoğunluk<br/>(g/cm<sup>3</sup>)</b> | <b>Ergime<br/>sıcaklığı<br/>(°C)</b> |
|--------------|-----------------------------------------------|---------------------------------------------|----------------------------------------|--------------------------------|-----------------------------------------------------------------|----------------------------------------|--------------------------------------|
| <b>Ni-Cr</b> | 400-1000                                      | 255-730                                     | 150-210                                | 8-20                           | 210-380                                                         | 7,5-7,7                                | 1300-1450                            |
| <b>Co-Cr</b> | 520-820                                       | 460-640                                     | 145-220                                | 6-15                           | 330-465                                                         | 7,5-7,6                                | 1350-1450                            |
| <b>Ti</b>    | 240-890                                       | 170-830                                     | 103-114                                | 10-20                          | 125-350                                                         | 4,4-4,5                                | 1760-1860                            |

**Tablo 1 :** Metal porselen restorasyonlarda kullanılan soy olmayan metal alaşımların mekanik özellikleri

### 3.7.1.2. Metal porselen restorasyonu oluşturan yapılar

- Metal altyapı

Porselenin ve protezin dayanıklılığını sağlayan ana malzeme olup yukarıda bahsettiğimiz alaşımlardan meydana gelir. Alaşımın içerdiği metale göre çeşitlilik gösterse de genellikle en az 0.5 mm olmasının protez için gerekli dayanıklılığı verdiği yapılan çalışmalarda görülmektedir (84).

- Oksit tabakası

Bu tabaka alaşıma uygulanan ısı işlem sonrası meydana gelir. Böylece pürüzlü metal yüzeyi ile porselen arasındaki bağlantının dayanıklılığına etki eder (83).

- Opak porselen tabakası

Porselenlerin camsı yapısı ışığı geçirir ve metal altyapının yansımaya tamamen engel olamazlar (85). Bu yansımaya engel olmak amacıyla ideali 0,2 mm olan opak porselen kullanılır (84).

- Dentin porselen tabakası

Rengi belirleyen asıl tabakadır. Belirli kalınlıklarda olması istenilen rengin sağlanması ve seramiğin dayanıklılığı için önemlidir. Yapılan çalışmalarda dentin ve mine kalınlığının en az 0,5-1 mm, en çok 1,5-1,6 mm olması gerektiğini bildirmektedir. Dentin porselen tabakasının ışık geçirgenliği %18 ile %38 arasında değişir (84).

- Mine porselen tabakası

Yapılan restorasyonun dış yüzeylerine uygulanır. Bu tabaka doğal dişin mine tabakasını taklit eder. Işık geçirgenliği en fazla olan tabakadır (84).

- Glazür tabakası

Porselen yüzeyine uygulanan son aşamadır. Bu işlem sıvı haldeki seramiğin restorasyonun yüzeyine sürülmesi ve fırınlanması ile gerçekleşir. Kullanılan

seramiğin markasına göre üretici firmalar tarafından fırınlanma dereceleri farklılık gösterir (83). Glazürleme işlemi sonrasında restorasyon yüzeyindeki mikro boşluklar doldurulmuş olur. Böylece daha parlak ve pürüzsüz bir yüzey elde edilir (84).

### **3.7.2. Tam porselenler**

Metal altyapılı porselen restorasyonlara alternatif olarak kullanılırlar. Tam porselenler, yüksek estetik özellikleri, korozyona uğramamaları, ısı ve elektrik iletkenliklerinin düşük olması ve biyouyumlu olduklarından dolayı tercih edilirler. Bunun yanında gerilmelere karşı oldukça dayanıksızlardır ve bu özellikleri tam porselenlerin klinik kullanımını kısıtlar. Önceleri sadece estetik amaçlı anterior bölgede kullanılırken, güçlendirilmiş tam porselenlerin geliştirilmesiyle posterior bölgede de kullanılmaya başlanmıştır (86).

#### **3.7.2.1. Porselenlerin sınıflandırılması**

Porselenler aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadır (87-89).

##### **A) İçeriklerine Göre Porselenler**

- a) Feldspatik
- b) Alüminöz
- c) Metale bağlanan

##### **B) Erime Isılarına Göre Porselenler**

- a) Yüksek ısı (1315 °C-1370 °C)
- b) Orta ısı (1090 °C-1260 °C)
- c) Düşük ısı (870 °C-1090 °C)
- d) Ultra-düşük ısı (650 °C-870 °C)

##### **C) Şekillendirme Türlerine Göre Porselenler**

- a) Fırınlanan porselenler
- b) Dökülebilir porselenler

##### **D) Uygulama Alanlarına Göre Porselenler**

- a) Metal kuron ve köprü protezlerinde uygulanan porselenler

b) Full porselen kuronlar, inleyler, onleyler ve estetiğin öncelikli olduğu venerlerde uygulanan porselenler

c) Hareketli protezlerde kullanılan yapay dişlerin üretiminde kullanılan porselenler

#### E) Yapım Tekniklerine Göre Porselenler

a) Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar

b) Döküm metal üzerine hazırlanan restorasyonlar

c) Metal folyo üzerine hazırlanan restorasyonlar

d) Elektroliz yöntemiyle metal alt yapı üzerine hazırlanan restorasyonlar

e) Tam porselen restorasyonlar

f) Geleneksel toz-likit karışımı ile yapılan porselenler

g) Dökülebilir porselenler

h) Presleme ile hazırlanan porselenler

i) İnfiltrasyon porselenler - Frezeleme ile üretilen porselenler

#### F) Tam porselenlerin mikroyapılarına göre sınıflandırılması

a) Cam matriks içeren porselenler;

- Feldspatik
- Sentetik (Lösit bazlı, Lityum disilikat bazlı, Floroapatit bazlı)
- Cam infiltrasyon (Alumina, magnezyum ve zirkonya)

b) Rezin matriks içeren porselenler;

- Rezin nanoporselenler
- Rezin matriks içerisinde cam porselenler
- Rezin matriks içerisinde zirkonya silika porselenler

c) Polikristalin porselenler;

- Alumina
- Zirkonya

### 3.7.2.2. Zirkonya esaslı porselenler

Zirkonyum, sembolü 'Zr' olan bir geçiş elementidir ve doğada hiçbir zaman serbest metal halinde bulunmaz. Yoğunluğu 6,49 g/cm<sup>3</sup>, ergime noktası 1852 °C ve kaynama noktası 3580 °C 'dir. Heksagonaldır ve oda şartlarında katı haldedir. Korozyona ve aşınmaya oldukça dirençlidir. Genellikle zirkonyum silikat (Zirkon, ZrSiO<sub>4</sub>) ve zirkonyum oksit bileşikleri halinde bulunurlar. Zirkonyum oksit, zirkonya, zirkonyum dioksit olarak ifade edilirler (90,91). Zirkonyum bileşiklerinde eser miktarda hafniyum(Hf) bulunur. Bu element zirkonyum metalinde oksit tabakası oluşturarak havaya karşı inaktif olmasını sağlar (92).

Zirkonyanın tıbbi olarak kullanımı 1960'lı yıllarda kalça protezi olarak kullanımıyla başlamıştır (90,93). Zirkonya yüksek dayanıklılığı ve biyolojik uyumunun iyi olması nedeniyle diş hekimliğinde de birçok alanda kullanılmaktadır (94). Bunlar;

- a) Diş destekli sabit protetik uygulamalarda kullanımı
  - Kuron ve köprü protezlerin alt yapısı olarak
  - Tam anatomik kuron ve köprü restorasyonları
  - Adeziv köprü protezleri
  - İnley/onley restorasyonlar
  - Post-core restorasyonlar
- b) İmplant destekli sabit protetik uygulamalarda kullanımı
  - İmplant destekli kuron ve köprü protezlerin alt yapısı
  - İmplant destekli tam anatomik kuron ve köprü restorasyonları
  - Tek parçalı vidalı sistemler
  - İmplant dayanağı
  - Hibrit protezlerin alt yapısı olarak
- c) Hareketli protezlerde kullanımı
  - Hassas bağlantılı protezler
  - Teleskopik sistemler
- d) Zirkonyanın cerrahi uygulamalarda kullanımı
  - Zirkonya implantlar

- e) Zirkonyanın ortodontik uygulamalarda kullanımı
- Zirkonya braketler

### **3.7.2.2.1. Zirkonyanın mikro yapısı**

Zirkonya ( $ZrO_2$ ), monoklinik, tetragonal ve kübik faz olmak üzere üç farklı kristal yapısına sahiptir (95). 1170 °C' ye kadar monoklinik fazda, 2370 °C' ye kadar tetragonal fazda ve daha yüksek sıcaklıklarda ise kübik fazda bulunurlar. Oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunurken, fırınlama sırasında tetragonal faza dönüşür ve soğuması ile birlikte tekrar monoklinik faza geçer. Bu dönüşümler sırasında 3-5' lik hacim artışı meydana gelir ve kompresif streslerin serbestleşmesiyle dayanıklılık azalır (91,93,96,97).

### **3.7.2.2.2. Zirkonyanın fiziksel ve mekanik özellikleri**

Zirkonya oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşur. Elastik modülü yaklaşık olarak 210 MPa' dır ve oldukça sert bir materyaldir. Vickers sertliği diş hekimliğinde kullanılan diğer alaşımlara göre yaklaşık 2-3 kat daha fazladır (92,93).

Zirkonyumun mekanik özelliklerini etkileyen faktörler şöyle sıralanmaktadır (90,93):

- Stabilize edici oksidin miktarı
- Zirkonya partiküllerinin boyutu ve şekli
- Sıcaklık
- Nem
- Zaman

Zirkonyanın dayanıklılığı ile ilgili ortaya atılan iki görüş vardır:

a) Termal genleşme katsayısı farkı: Zirkonyanın tetragonal fazı ile kübik fazın arasındaki termal genleşme katsayısı farkından dolayı, uygulanan ısı işlemler sırasında zirkonyanın mikro yapısı içerisinde mikro çatlaklar meydana gelir. Bu durum yapı içerisinde bir iç basınç meydana getirir ve oluşabilecek makro çatlakların enerjisini dağıtır. Böylece ilerleyici çatlakların oluşumunu engeller (98).

b) İç stres oluşumu (Dönüşüm tokluğu) : Zirkonya restorasyonun fonksiyon sırasında kübik matriks üzerine uygulanan baskı ile kübik matriks değişim fazına girerek monoklinik faza dönüşür. Faz dönüşümü sonucu; hacim artışından oluşan çatlak uçlarında sınırlandırılmış baskı stresleri oluşur. Bu lokalize hacim artışı ile çatlak etrafındaki gerilme streslerinin baskı streslere dönüşmesiyle baskı kuvvetleri çatlağın daha da ilerlemesini engeller (91,96).

#### **3.7.2.2.3. Zirkonyanın biyolojik uyumu**

Yapılan çalışmalara göre zirkonyanın alerjik olmadığı bildirilmiştir (96). Kanserojenik ve teratojenik araştırmalar sonucu da negatif olarak bildirilmiştir (23,93,99). Zirkonya ile titanyumun kıyaslandığı çalışmalarda ise protein adsorbsiyon farkından dolayı zirkonyanın daha düşük bakteri plağı birikimi gösterdiği bildirilmiştir (23,99).

#### **3.7.2.2.4. Zirkonyanın yaşlanması**

Zirkonyanın mekanik özelliklerini koruyabilmesi için tetragonal fazın stabilitesinin anahtar faktör olduğu ifade edilmektedir. Yaşlanma olarak ifade edilen durum ise, tetragonal fazın sürekli olarak monoklinik faza dönüşmesiyle oluşmaktadır. Bu durum su buharı varlığı ve 200 °C üzerindeki sıcaklıklarda meydana gelmektedir. Zirkonyanın yapısında bulunan yitriumun dağılımı ve konsantrasyonu, tanecik boyutu, çatlak varlığı ve çatlağın oluştuğu bölge gibi parametreler yaşlanmanın derecesini belirlemektedir (91).

#### **3.7.2.2.5. Dental uygulamalarda kullanılan farklı tip zirkonyum porselenler**

Dental uygulamalarda 3 farklı zirkonya içeren materyal kullanılabilmektedir. Bu materyaller (95,96):

1-Magnezyum ile kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ)

2-Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina (ZTA)

3-Yitrium ile stabilize zirkonya (3Y-TZP)

#### **3.7.2.2.5.1. Magnezyum ile kısmen stabilize zirkonya (Mg-PSZ)**

Mg-PSZ materyali ile ilgili birçok çalışma yapılmış olsa da mikro yapısı incelendiğinden büyük grenlerden(30-60 µm) oluştuğu görülür. Büyük grenlere sahip olmasından dolayı pöröz bir yapıya sahiptir ve kolay aşınırlar. Bu nedenle biyomedikal alanda uygulanması tercih edilmezler (100). Magnezyum ile kısmen stabilize zirkonya 1680-1800 derece arasında sinterlenmesi gerekmektedir (96). Denzir-M (Dentronic AB, Skellefteå, Sweaden) adlı porselen sistemi tam sinterlenmiş Mg-PSZ seramiğine örnek olarak gösterilebilir (97).

#### **3.7.2.2.5.2. Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina (ZTA)**

Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır. Zirkonyanın stres uyarıcı transformasyon kapasitesini yapısındaki alumina matriks içerisinde kullanır (96). In-Ceram zirkonya ZTA'ya örnek olarak gösterilebilir. 3Y-TZP ile karşılaştırıldığında, daha düşük mekanik özelliğe sahiptir ve pörözitesi daha fazladır. In-ceram Zirkonya 700 MPa'a kadar gerilim dirençlerine mukavemet gösterir (101). Stabilize edilmiş zirkonyum ilavesi materyalin bükülme, kırılma ve yorgunluk direncini artırır. Böylece posterior bölgede de kullanımı için olanak sağlamış olur (90).

#### **3.7.2.2.5.3. Yttriyum ile stabilize zirkonya (3Y-TZP)**

Yttriyum ile stabilize zirkonya, sinterlenmemiş yumuşak bloklardan ya da sinterlenmiş bloklardan üretilerek protetik tedavilerde sıklıkla kullanılırlar. Sinterlenmemiş bloklarda hafif bir şekillendirme(soft machining) sonrası yüksek ısı ile sinterleme sonucunda ya da sinterlenmiş blokların sert şekilde işlenmesi(hard machining) sonucunda üretilirler (102).

Y-TZP Porselen Restorasyonların Endikasyonları

- Anterior ve posterior bölge tek kuronlar,
- Üç-dört üyeli köprüler.

Y-TZP Porselen Restorasyonların Kontrendikasyonları

- Örtülü kapanış vakalarında,
- Yetersiz oklüzal mesafe,
- Yetersiz destek diş kuron boyu,
- Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar,
- Kanatlı köprü (kantilever) kullanımı tasarlandığında,
- Yetersiz periodontal destek

Y-TZP porselenlerin avantajları;

- Biyouyumludurlar.
- Mekanik olarak yüksek dayanıklılığa sahiptirler.
- Titanyum ile kıyaslandığında daha az bakteri tutulumu vardır.
- Radyoopaktır.
- Adeziv ya da konvansiyonel olarak simante edilebilirler.
- Isıyı iletmezler, böylece pulpal irritasyona mani olurlar. (92).

Y-TZP porselenlerin dezavantajları;

- ISO standartlarına göre opak bir görünümüleri vardır.
- Uygulanan yüzey işlemleri Y-TZP'nin mekanik özelliklerini olumsuz etkiler.
- Yeterli dayanıklılığı sağlaması için kron boyunun en az 4 mm ve bukko-lingual yönde 3 mm genişlikte olması sayılabilir (92).

#### 3.7.2.2.6. Tam zirkonyum porselenler (Monolitik Y-TZP Zirkonya)

Monolitik zirkonyanın kimyasal yapısı geleneksel zirkonyalara benzerdir. Fakat geleneksel zirkonyaların tanecik yapısı 1  $\mu\text{m}$  üzerinde iken, monolitik zirkonyanın tanecik boyutu 0,2-0,8  $\mu\text{m}$ 'dir. Böylece monolitik zirkonyanın tanecik yapısının küçülmesiyle ışık geçirgenliği ve dayanıklılığı artmıştır (103).

Monolitik zirkonya bloklarda, monoklinik faz oranı oldukça düşüktür. ISO 2008 standartlarına göre zirkonyanın monoklinik faz oranı % 25' ten daha az olmalıdır. Bu oran monolitik zirkonyada %10 lara kadar düşürülmüştür. Böylece uzun dönem klinik başarısı da artırılmıştır. Işık geçirgenliği üzerine olumsuz etkisinden dolayı

alümina oranı da monolitik zirkonyada %0,1'lere kadar düşürülmüştür(104,105). Yeni nesil monolitik zirkonya bloklar iki kısımdır (106):

a) HT (High Translucent) Zirkonya Bloklar

Geleneksek zirkonya bloklara göre tanecik yapısı daha küçüktür. Kırılma dayanımları geleneksel zirkonya bloklar kadardır. Monoklinik faz oranı %10 civarındadır. Alumina oranı %0,1'in altındadır. Geleneksel zirkonya bloklara göre daha translüsensdirler. Ancak lityum disilikatlar kadar ışık geçirgenlikleri yüksek değildir (105,107).

b) Kübik Zirkonya Bloklar

Yapı olarak geleneksel ve HT zirkonya bloklardan farklıdır. Yapılarında kübik-tetragonal faz vardır ve monoklinik faz çok az miktardadır. Ayrıca lityum disilikatlardan 400 MPa daha yüksek esneme dayanımına sahiptir. Işık geçirgenlikleri tüm zirkonya bloklar arasında en yüksek olanıdır (105,108).

### **3.7.2.2.6.1. Monolitik zirkonya blokların üretimi**

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya blokların kimyasal yapıları aynı olmasına rağmen üretim şekilleri farklılık göstermektedir. Zirkonya blokların üretim şekilleri 3 farklı şekilde yapılmaktadır:

a) Sinterlenmemiş (Green Stage) Zirkonya: Bu üretim şeklinde zirkonya bloklara özel bağlayıcılar ile basınç uygulanarak sıkıştırılması ile hazırlanır, ısı uygulanmaz. Böylece zirkonya bloklar tebeşir kıvamındadır ve kolayca aşındırılabilirler. Aşındırılma işleminden sonra elde edilen restorasyona sinterleme yapılır. Sinterleme ile oluşan boyutsal değişikliği kompanse etmek için üretici firmaların tavsiyesi ile restorasyonlar, olması gerekenden %20-25 daha büyük freze edilir (93,109).

b) Yarı Sinterlenmiş Zirkonya: Yarı sinterlenmiş zirkonya, sinterlenmemiş zirkonyanın 30 dk süre ile 500 °C' de sinterlenmesiyle üretilmektedir. Sinterleme işlemi tam olarak yapılmadığı için yapısı oldukça porözdür ve dayanıklılığı düşüktür. 1000 °C'ye ulaşan restorasyon büzölmeye başlar. Maksimum sinterleme süresi üretici firmaya göre değişir. Genel olarak 1350-1550 °C arasında ve 2-5 saat arasında uygulanmaktadır (110). Tam sinterlenmiş zirkonyaya göre daha ucuzdur, daha kısa sürede şekillendirilebilir ve renklendirici solüsyonlar ile renklendirilebilirler.

c) Tam Sinterlenmiş Zirkonya: İlk aşama olarak materyal yaklaşık 1300 °C de sinterlenerek % 95 oranında yoğunlaştırılır. Daha sonra argon gazı kullanılarak 1350-1550 °C arasında yüksek basınç ile izostatik ortamda ısıtılır ve oksitlenip beyaz renk alıncaya kadar atmosfer basıncı altında sinterleme işlemine devam edilir. Sinterleme işlemi ile bloğun yoğunluğu % 99' a ulaşmaktadır. Büzülme olmadığından restorasyonlar normal boyutlarda hazırlanabilmektedir (95,111). Aşındırma zor ve zaman alıcıdır ve bu durum mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir (112).

### 3.7.2.2.6.2. Diş hekimliğinde kullanılan monolitik zirkonya bloklar

Diş hekimliği alanında kullanılan monolitik zirkonya bloklar Tablo 2' de belirtilmiştir. Monolitik zirkonyalar biyouyumlu materyallerdir. Porselenler kadar olmasa da translüsens özellikleri doğal görünüm için yeterlidir ve porselenler ile veneerlenmeden kullanılabilirler. Özel boyama solüsyonları kullanılarak istenilen diş rengi elde edilebilmektedir. Doğal dişe yakın aşınma dirençleri olduğu için karşıt dişte abrazyona neden olmazlar. Zirkonya alt yapıli porselenlerde, seramiğin zirkonyaya bağlanmasında ortaya çıkan bir takım sıkıntılardan dolayı porselende koheziv kırılmalar görülür. Bu problemi ortadan kaldırmak için geliştirilen monolitik zirkonyaların kullanımları artmıştır (93,113).

| MONOLİTİK ZİRKONYA                   | ÜRETİCİ FİRMA                |
|--------------------------------------|------------------------------|
| Prettau Zirconia                     | Zirconzahn/ İTALYA           |
| Ceramill Zolid                       | Girrbach/AVUSTURYA           |
| Lava Plus High Translucency Zirconia | Sirona/ ALMANYA              |
| Bruxzir Solid Zirconia               | 3M Espe/ ABD                 |
| inCoris TZI                          | Glidewell/ ABD               |
| Katana UTML Zirconia                 | Kuraray-Noritake             |
| Zenostar®T'nin                       | Wieland, Schaan, Lihtenştayn |

**Tablo 2:** Diş hekimliği alanında kullanılan monolitik zirkonya bloklar

### **3.7.2.2.6.3. Monolitik zirkonya endikasyonları, avantajları, dezavantajları**

Zirkonya alt yapılı porselenlerin uygulandığı tüm endikasyonlara ek olarak, monolitik zirkonyanın yüksek sertlik ve kırılma dirençlerinden dolayı;

- Uzun gövdeli köprü protezlerinde
- Full ark köprü protezlerinde
- İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda
- Endokuronlarda
- İnley ve onley kuronlarda
- İmplantüstü kuronlarda kullanım endikasyonu bulunmaktadır (105,113).

#### **Monolitik Zirkonyanın Avantajları**

- Daha yüksek translüsenslik
- Porselen-zirkonyum arasındaki kopmanın olmaması
- Antagonist dişte abrazyona sebep olmaması
- Daha yüksek bükülme direnci
- Dişlerde minimal preparasyon gerektirmesi olarak sayılabilir (106).

#### **Monolitik Zirkonyanın Dezavantajları**

- Yüksek maliyet
- Laboratuvar aşamalarının zor olması sayılabilir (106).

### **3.7.2.2.6.4. Monolitik zirkonyanın estetik özellikleri**

Polikristalin mikro yapısından dolayı zirkonyalar oldukça opaktır. Fakat monolitik zirkonyaların yapısındaki alumina içeriği % 0.1' e kadar indirilmiştir. Böylece opasitesi azaltılmış olup ışık geçirgenliği artırılmıştır (93).

### **3.7.2.2.6.5. Monolitik zirkonyanın renklendirilmesi**

Zirkonyanın renklendirilmesi renklendirici solüsyon veya metal oksit ilavesi ile yapılır. Renklendirme solüsyonu kullanılan yöntemde; restorasyon, Fe, Bi, Al, Cr, Co, Mg ve Ca iyonları içeren solüsyonlara batırılır ve sinterleme işlemi yapılır (114). İkinci yöntem olarak ise zirkonyanın üretim aşamasında metal oksitlerin ilavesi ve ardından sinterlenmesi işlemi uygulanır (93).

### **3.7.2.2.6.6. Yüzey sertliği ve yüzey pürüzlülüğü**

Monolitik zirkonyanın kullanımı günümüzde artarak devam etmektedir. Materyalin kullanımı ile beraber oluşan yüzey pürüzlülüğü ve materyalin yüzeyinde güç kaybı kaçınılmaz olmaktadır (115). Oluşan yüzey pürüzlülüğü, antagonistte var olan doğal dişin mine yüzeyinde aşınmalara neden olabilir. Restorasyona uygulanan farklı yüzey işleme yöntemleri de pürüzlülüğe neden olabilmektedir. Bu yüzden monolitik zirkonya yüzeyinin çok iyi bir şekilde cilalanması gerekmektedir. Fakat bu işlem ile ilgili günümüzde yapılan çalışmalar, cilalanma yöntemlerinin karşılaştırılması açısından yetersizdir (116).

Monolitik zirkonya da feldspatik porselen gibi okluzal ilişkilere getirildikten sonra yüzey pürüzlülüğünün değişmediği söylenmiştir. Bundan dolayı zirkonya restorasyonlarının da parlatma işlemleri son oklüzal düzenlemeler yapıldıktan sonra olması gerekmektedir (117).

Kompozit ve cam porselen ile kıyaslandığında monolitik zirkonyanın diş minesini üzerinde daha az aşındırma yaptığı saptanmıştır (118). HTZ, lityum disilikatla kıyasla üstün aşınma direnci ve daha düşük antagonistik aşınma göstermektedir (119).

### **3.7.3. PEEK ve protetik diş hekimliğinde PEEK materyalinin yeri**

İlk defa 1978'de İngiliz bilim adamları tarafından geliştirilen poli eter eter keton (PEEK) yarı kristalin lineer polisiklik aromatik bir termoplastik maddedir (120). PEEK oluşum reaksiyonu eter eter keton monomerinin polimerize olması sonucu oluşan bir bis-fenolat alkilasyon reaksiyonudur (121,122). 1980'li yıllarda uçak ve türbin bıçakları gibi endüstriyel uygulamalarda kullanılmıştır (123). 1990'lı yılların sonuna doğru ise ortopedik vakalarda kullanılmaya başlanmıştır (124). PEEK, ana yapısı aromatik moleküllerden meydana gelir. Aril halkalarının arasına keton ve eter fonksiyonel grupların kombinasyonu ile de asıl yapısı oluşmuş olur (125).

PEEK materyalinin ve bileşenlerinin herhangi bir sitotoksikite, mutajenlik, kanserojenlik ve toksik etkisi ile ilgili olumsuz hiçbir kanıt belirtilmemiştir (126). Fakat biyolojik olarak inert olmasından dolayı uygulamaları sınırlandırılmıştır. Bu

yüzden PEEK materyalinin biyolojik olarak geliştirilmesi, bu materyalden daha doğru şekilde yararlanmak için çözülmesi gereken bir sorundur (127).

Yüksek sıcaklıklara dayanımı, iyi mekanik ve elektriksel özellikleri ve hidrolize direnç göstermesi gibi özelliklerinden dolayı PEEK materyalinden, yaklaşık 30 yıldır otomotiv, kimya ve elektronik endüstrilerinde yaygın olarak kullanılmaktadır (128). Ayrıca kimyasal aşınmalara karşı gösterdiği yüksek direnç, radyasyon geçirgenliğinin az olması, çeşitli materyaller ile birlikte modifiye edilebilir olması (cam ve karbon fiberler) gibi özelliklerinden dolayı da metal alaşımlara alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır (125).

PEEK materyalinin biyouyumlu ve implante edilebilir bir biyomateryal olarak geliştirilmesi için araştırmalara başlanması ile diş hekimliği alanında da kullanımı artmıştır. Geçirdiği yüzey modifikasyon çalışmaları ile PEEK materyalinin yüzey özellikleri hücresel cevabı artıracak şekilde geliştirilmiştir. Böylece biyouyumluluğu kanıtlanmış, mekanik aşınmalara karşı direnci ve kimyasal dayanıklılığı çok güçlü olan bir biyomateryal elde edilmiştir. Ayrıca suda çözünürlüğü çok az olduğu için alerjisi olan hastalarda herhangi bir reaksiyon gelişmesi diğer materyallerle kıyaslandığında oldukça düşüktür (129).

PEEK materyali hem CAD-CAM sistemlerle hem de konvansiyonel yöntemlerle üretilmektedir. İster CAD-CAM sistemlerle ister konvansiyonel sistemlerle üretilmiş olsun yapımı ve maliyeti titanyum ve porselenlere göre daha kolay ve ucuzdur (129).

Düşük elastik modülü sayesinde hem dayanak dişlerde hem de siman ara yüzünde oluşan stresleri azalttığı düşünülmektedir (130).

Medikal alanda kullanımı oldukça yaygınlaşan PEEK, titanyum materyaline alternatif olarak çok iyi sonuçlar gösterdiği çalışmalarda belirtilmiştir (131). PEEK materyalinin en önemli özelliği elastik modülünün yaklaşık 4 GPa olmasıdır. Çünkü bu değer kemiğin elastik modülüne oldukça yakındır. Ayrıca modifiye edilmesi oldukça kolay olan PEEK materyalinin elastik modülü, karbon fiberlerin ilavesi ile yaklaşık 18 GPa'a kadar yükseltilebilmektedir (132).

Karbon ile modifiye edilmiş PEEK materyalinin elastik modülü dentin ve kortikal kemik ile benzerlik gösterir. Bütün bunlara dayanarak PEEK materyali dental implant ve restorasyonlarında daha az stres oluşturacağı için titanyum implantlar ile kıyaslanabileceği belirtilmiştir (133).

PEEK gösterdiği yüksek biyouyumluluğu sayesinde diş hekimliğinde implant, geçici abutment, iyileşme başlığı, implant destekli hibrit protez gibi alanlarda kullanılmıştır (134,135). Materyaldeki dentine yakın elastik modülü sayesinde ise sabit protetik restorasyonlarda kullanılmaya başlanmıştır (136). Bütün bunların dışında diş hekimliği alanında ortodontik tedavilerde estetik olması sebebiyle de kullanılmaktadır (137).

Çeşitli sterilizasyon işlemlerine karşı da oldukça dirençlidirler (138). Erime derecesi 280°C'nin üzerindedir. Bu özelliklerinden dolayı sıcak sterilizasyon işlemleri rahatlıkla uygulanabilmektedir. Elastik modüllerinin yüksek olmasından dolayı kırılması zordur ve metal desteksiz hareketli protezlerde kullanılmaktadır (129).

Üstün mekanik özellikleri ve rengi bu materyali, metal alaşımlara ve zirkonyumdioksit alternatif olarak alt yapı materyali olarak kullanımını yaygınlaştırmıştır (139,140). Fakat yeteri kadar ışık geçirgenlikleri olmadığı için feldspatik porselenlerin ilavesi ile kullanımını savunan çalışmalarda vardır. Protetik olarak en büyük dezavantajları ise yüzey enerjisinin düşük olmasıdır. Bu yüzden rezin simanlara karşı düşük bağlanma gösterirler (136). Bu sıkıntıyı gidermek için PEEK yüzeyi farklı işlemlere tabi tutulmuştur. Asitle pürüzlendirme, kumlama, plazma sprej ve lazer pürüzlendirme gibi yöntemler denenmiştir (141). Schmidlin ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada PEEK restorasyonların simantasyonunda resin sistemlerinin başarılı olduklarını belirtse de çalışmada asitlenmiş yüzey dışında herhangi bir bağlantıya rastlanmamıştır (139). Yapılan başka çalışmalarda ise yüzey enerjisi artırılmayan restorasyonun rezin simanlar ile hiç bağlantı gerçekleştirmediğini ya da çok az bağlantı oluşturduğunu göstermiştir (134,139).

İmplant üstü restorasyonlarda oluşan strese dayalı problemleri, PEEK materyalinin oluşan kuvvetleri elastitesi sayesinde hafifleterek ilettiğini savunan çalışmalar mevcuttur (142).

MRI (manyetik rezonans görüntüleme) uygunluk, çok yönlü seri üretim yapılabilmesi, dental frezlerle kolayca şekillendirilebilir olması PEEK materyalinin diğer olumlu özelliklerindendir (143).

### **3.8.Kemik**

Kemik, özelleşmiş ve mineralize bir bağ dokusudur (144). Kemiğin %23'ü organik matriks, %77'si hidroksiapatitten oluşur ve vücudun büyük bir kalsiyum ve fosfat deposudur. Organik matriksi tip 1 kollojenden oluşur ve kemiğe elastik ve viskoelastik özellik kazandırır (145).

Osteoblast, osteoklast ve osteosit denilen 3 hücre tipinin karmaşık aktivitesinden oluşur (146). Osteoblastlar hücre dışı matriksi oluşturur ve mineralizasyonunu sağlar. Kemik yapımı devam ettikçe osteoblastlar hücre dışı matrikse gömülüp osteosit adını alır. Osteoklastlar ise hücre dışı matriksi dekalsifiye eder ve organik bölümü rezorbe eder. Osteoblastik ve osteoklastik aktiviteler kemiğin yenilenmesi ile hayat boyu devam eden bir süreçtir (26). Kemik, dış kabuğu kortikal (kompakt) ve iç kısmı spongioz (trabeküler) olarak tanımlanan iki kısımdan oluşur. Kortikal kemik kemiğe desteklik sağlarken spongioz kemik ise metabolik fonksiyonları kontrol eder. Kompakt kemik sıkı bir yapıya sahip iken, spongioz kemik matriksi daha gevşek bir yapıdadır (144,146).

#### **3.8.1. Kemik sınıflandırmaları:**

Günümüzde sıklıkla kullanılan ve kabul görmüş 2 kemik sınıflandırması vardır: (147).

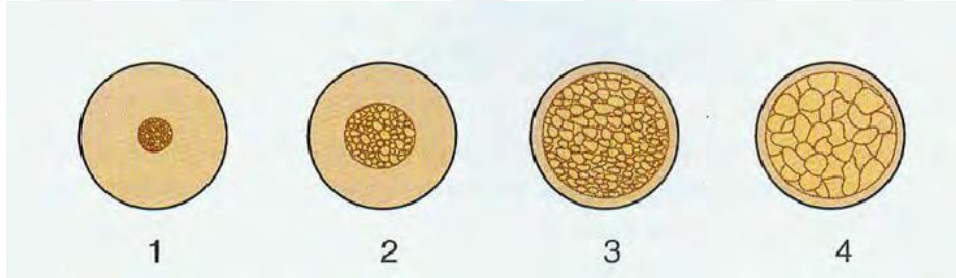
### 3.8.1.1. Lekholm ve Zarb sınıflandırması:

Tip 1 (Q 1) kemik kalitesi: Homojen kortikal kemiği,

Tip 2 (Q 2) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemiği,

Tip 3 (Q 3) kemik kalitesi: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği,

Tip 4 (Q 4) kemik kalitesi: Düşük yoğunlukta trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemiği ifade eder (Şekil 2) (49).



**Şekil 2:** Lekholm ve Zarb'a göre kemik sınıflandırılması

### 3.8.1.2. Misch sınıflandırması:

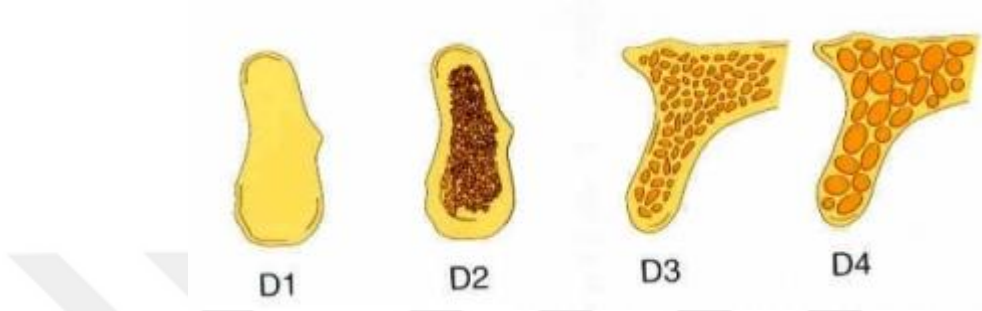
D1 kemik: Yoğun mineralize kortikal kemikten oluşan kemiktir. Aşırı rezorbe dışsız anterior mandibulada bulunur.

D2 kemik: Dışta ince, yoğun kortikal kemik, içte ise kalın spongioz kemikten oluşur. Anterior-posterior mandibula, anterior maksillada ve bazen posterior maksillada bulunur.

D3 kemik: Dışta daha ince gözenekli kortikal kemik ve içte ince spongioz kemik bulunur. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.

D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemiğe sahip olmayan kemiklerdir. Kemiğin tamamı ince spongioz kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada bulunmaktadır.

D5 kemik: Mineralizasyonu tam olarak tamamlanmamış, matüre olmamış kemiklerdir. Oldukça yumuşaktır (Şekil 3) (147).



Şekil 3: Misch'e göre kemik sınıflandırılması

### 3.9.Biyomekanik

Biyomekanik; canlı dokulara gelen kuvvetler doğrultusunda ve belli mekanik prensipler içerisinde canlı dokunun verdiği yanıtlarla ilgilenen multidisipliner bir alandır. Biyoloji, fizyoloji, tıp ve mekanik alanların birleşimidir (148). Diğer bir deyişle canlı sistemlerdeki yapı ve fonksiyon ilişkisini incelemek için mühendislik biliminin materyallerinden ve yöntemlerinden yararlanmak olarak tanımlanabilir (8,149).

#### 3.9.1. Kuvvetin tanımı ve çiğneme kuvvetleri

Maddelerin kinetiğinde ve/veya fiziksel özelliklerinde değişikliğe sebep olan yönü, şiddeti ve doğrultusu belli vektörel özellikteki etkiye kuvvet denir. Birimi Newton(N)' dur (150).

İmplantlardan çevre kemik dokuya iletilen kuvvetleri etkileyen faktörler:

- Yüklemenin tipi ve şiddeti,
- Kullanılan materyalin özellikleri,
- Kullanılan materyalin tasarımı,

- Kullanılan materyalin yüzey özellikleri,
- İmplant-kemik bağlantı yüzeyinin özellikleri,
- İmplant çevresindeki kemik tipi,
- İmplant sayısıdır (8,9,151).

Kemik seviyesini korumak için gelen kuvvetleri belirli bir limit içerisinde tutarak repozisyon ve apozisyonu dengelemek amaçlanır. İmplantın başarısızlığındaki en önemli faktör olarak yanlış yükleme koşulları gösterilmiştir (152). İstenilen kuvvetlerin dışındaki her stres kemik-implant ara yüzünde başarısızlığa sebeptir (153). Kemik rezorbsiyonunun dışında gelen aşırı yükler implant kırığına kadar sebep olabilirler. İstenilenden az kuvvetin gelmesi ise kullanılmamaya bağlı kemik atrofisine sebep olabilmektedir (154,155).

Kemik ile implant bağlantısı rijit yapıda olduğu için gelen çiğneme kuvvetleri kemiğe direkt olarak iletilir. Bu yüzden çiğneme kuvvetlerinin şiddeti oldukça önemlidir (156). Yapılan araştırmalara göre doğal dişli bireylerde ölçülen maksimum kuvvet 3500 N'a kadar çıkabilmektedir. İmplant destekli protezlerde ise bu kuvvetin 40N ile 1250N arasında olduğu saptanmıştır (157). Yapılan başka bir araştırmada ise ısırma kuvvetlerinin anteriordan posteriora doğru azaldığını bildirmiştir (83).

Araştırmalar doğrultusunda molar dişlere gelen kuvvetler 390-800 N(ortalama565), premolar dişlere gelen kuvvet 288 N, kaninlere gelen kuvvet 208 N ve kesicilere gelen kuvvet ise 155 N olarak bulunmuştur (26). Yapılan başka bir çalışmada ise; bu değerler molarlarda 665 N, premolarlarda 453 N, kesicilerde ise 222 N olduğu ölçülmüştür (83). Ferrario ve ark. ise yaptıkları çalışmalarında doğal dentisyondaki ısırma kuvvetlerini, kesicilerde 94-146 N, birinci premolarlarda 179-254 N ve birinci molarlarda 234-306 N olarak bulmuşlardır (158). Doğal dişli bireylerde saptanan bu kuvvetler yaş, cinsiyet ve ağızdaki mevcut restorasyonlara göre değişiklik gösterir (83).

### **3.9.2. İmplant biyomekaniği ve biyomekanik kavramlar**

Diş hekimliğinde biyomekanik kavramı oral kavitedeki yapıların biyolojik davranışı ile restorasyonların fiziksel etkisinin arasındaki ilişkiyi ifade eder (8).

Doğal dişlerin etrafında bulunan periodontal ligament implantların etrafında bulunmaz. Bundan dolayı biyomekanik olarak davranış farklılıkları gösterirler ve bu da klinik olarak bazı problemlere neden olabilir. Çünkü doğal diş etrafında bulunan periodontal ligament gelen kuvvetleri absorbe ederken implantlar direkt olarak kemiğe iletirler (8,9). Buna bağlı olarak implantlarda görülen uzun dönem başarısızlıkların sebebi genellikle biyomekanik komplikasyonlardan kaynaklanmaktadır (6,10).

- **Stres (Gerilim)**

Herhangi bir cisme uygulanan kuvvet ile beraber o kuvvete eşit şiddette ve zıt yönde içsel bir direnç oluşur. Hem uygulanan kuvvet hem de oluşan bu direnç cismin tüm yüzeyine yayılır. Buna bağlı olarak stresin tanımı birim alana uygulanan kuvvet olarak tanımlanır(159-162).

$$\text{Stres} = \text{Kuvvet} / \text{Alan}$$

- **Strain (Gerinim)**

Cisme gelen stres ile cismin birim uzunluğunda meydana gelen değişiklik olarak tanımlanır. Bir cisim üzerinde stres olduğu zaman aynı zamanda gerinim de oluşur. Stres, kuvvet uygulanan cismin atomları arasındaki yer değişikliğine karşı koyan kuvvetler olarak tanımlanır. Strain ise gelen kuvvetler ile atomlar arasındaki yer değiştirme miktarı olarak tanımlanır(159-162).

$$\text{Strain} = \text{Şekil değişikliği} / \text{Cismin orijinal uzunluğu}$$

- **Stres Tipleri**

Cisme gelen kuvvetler hep aynı yönde değildir. Farklı yönlerden farklı şiddetlerde gelen kuvvetler bir araya gelerek yapı içerisinde karmaşık stresleri oluştururlar. Bu stresler çekme (tensile), basma (compression) ve makaslama (shear) kuvvetleri olarak ayrılırlar (160).

**1. Çekme stresi;** Molekülleri birbirinden uzaklaşması için zorlayan aynı düzlemde, ters yönde iki kuvvetin uygulanmasıyla oluşan gerilmedir (8,163).

**2. Basma stresi;** Molekülleri birbirine yaklaşması için zorlayan aynı düzlemde ve yine ters yönde iki kuvvetin uygulanması ile oluşan gerilmedir (8,163).

**3. Makaslama stresi;** bir yapının bir kısmı diğer kısmına paralel olarak kaydırılarak döndürüldüğü, büküldüğü ya da deforme edildiğinde meydana gelen stres olarak tanımlanır. Makaslama stresi, mutlaka makaslama gerinimi ile beraber oluşmaktadır (160,162).

Bu kuvvetler arasında kemik için en yıkıcı olan makaslama kuvvetidir. Diğer kuvvetlerden %65 daha zararlıdır. Kemik için en az yıkıcı kuvvet basma kuvvetidir. Çekme kuvvetine göre %30 daha az zararlıdır (164).

**Kompleks Stresler:** Bir cisme gelen kuvvetlerle sadece bir stres tipini oluşturmak oldukça zordur. Her ne kadar kuvvet tiplerinden birisi baskın olsa da diğer kuvvetler de görülür. Böyle birden fazla stresin bir cisme etki etmesi ile kompleks stresler meydana gelir (165,166).

- **Elastisite Modülü**

Stres'in strain'e oranı olarak tanımlanır ve birimi GPa'dır (8,163).

Elastisite modülü = Stres / Strain

Elastisite modülü, young modülü olarak da bilinir. Bir cismin elastisite modülü ne kadar büyük ise o cisim o kadar rijittir (160,161).

- **Poisson Oranı**

Poisson oranı bir cisme elastik sınırlar içerisinde yüklemeye dik yöndeki stresin yükleme yönündeki strese oranı olarak tanımlanır. Yani gerilme yönündeki deformasyonun gerilmeye dik olan deformasyona oranıdır. Bu değer -1 ile 0,5 arasında değişir (26,159).

- **İzotropi, Homojenite ve Lineer Kavramları**

Cisimler uzayda x,y,z eksenlerinde farklı elastikiyete sahip ise anizotropik, benzer elastikiyete sahip ise izotropik cisim olarak adlandırılır. Üç asal ekseninde de

farklı elastikiyete sahip olanlara ortotropik cisim, üç ekseninde birinde farklı elastikiyete sahip olanlara da transvers izotropik cisim denmektedir. Eğer bir cisim izotrop ise farklı yönlerden uygulanan basma, çekme ve makaslama streslerinde aynı young modülüne sahip iken, anizotrop cisimler farklı yönlerden uygulanan basma, çekme ve makaslama streslerinde farklı young modülüne sahiptir (16). Bir cismin homojen olması ise yapısal olarak her elemanın mekanik özelliklerinin birbirine benzemesi demektir. Lineer elastisite kavramı ise cismin deformasyonunun veya geriniminin etki eden kuvvetler doğrultusunda orantısal olarak değişimini ifade eder (167).

Çalışmamızda kullanılan tüm malzemelerin homojen, izotropik ve lineer olduğu kabul edilmiştir.

- **Sınır Koşulları**

Program üzerinde modelde belirlenen bölgeyi ve kuvvetin uygulandığı alanı gösterir (10,163,168).

- **Asal Stres (Principal stres)**

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres makaslama kuvvetlerinin bileşenlerinin sıfır olduğu andır ve bir eleman bu anda ise oluşan normal streslere Asal stres (Principle Stres) denir. Asal stres; maksimum asal stres, ara asal stres (intermediate principle stres), minimum asal stres olmak üzere üçe ayrılır. Maksimum asal stres en büyük artı değerdir ve çekme kuvvetini ifade eder. Minimum asal stres ise en küçük negatif değerdir ve basma kuvvetini ifade eder. Elemanın basma kuvveti mi çekme kuvveti mi altında olduğunu belirlemek için gelen kuvvetlerden mutlak değeri hangisinin büyük ise cisim o kuvvet tipinin altındadır (167).

- **Von Mises Stres**

Von Mises stresi, çekilebilir cisimlerde şekil değiştirmenin başlangıcı olarak ifade edilir ve cisim üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır (167).

### **3.10. Kuvvet Analiz Yöntemleri**

Bir cisme gelen kuvvetlerin nerde yoğunlaştığını izlemek ve yapılan pratik uygulamalar sırasında o cismin daha dayanıklı ve güçlü olabilmesini sağlamak amacıyla oluşacak durumları önceden saptayabilen bazı analiz yöntemleri vardır (169,170).

Dış hekimliğinde kullanılan stres dağılımı saptama yöntemleri:

1. Gerilimölçer (strain gauge) analiz yöntemi,
2. Fotoelastik analiz yöntemi,
3. Holografik interferometre analiz yöntemi,
4. Kırılma vernikle kaplama yöntemi,
5. Termografik Kuvvet Analizi;
6. Radyoteleometri,
7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemidir (170,171).

#### **3.10.1. Gerilimölçer (strain gauge) analiz yöntemi:**

Bu yöntem, kuvvete maruz kalan cisimlerde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin analizinde kullanılır. Gerilimölçer analiz yönteminin farklı çeşidi ve farklı uygulama yöntemleri vardır. Bunlar mekanik, mekanik-optik, optik, elektrik, akustik ve elektronik bünyeye sahiptir ve yük hangi bölgeye uygulanırsa cihaz o bölgenin basınç değişimini göstermektedir (172,171).

#### **3.10.2. Fotoelastik analiz yöntemi:**

Fotoelastik analiz yöntemi, cisimlerin kompleks yapılarındaki mekanik iç baskı ve streslerin gözle görülebilen ışık taslağına dönüşmesidir. Yani saydam cisimlerin içinden geçen polarize edilmiş ışığın iki kere kırılması prensibine dayanır ve optik bir olaydır. Polarize edilmiş ışık, kuvvetin etkisinde olan cisimden geçtiğinde değişik hızlardaki dikey titreşimlere dönüşür. Polariskop aletleri ile bu faz farkları izlenmektedir (170,171).

### **3.10.3. Holografik interferometre analiz yöntemi:**

Hologram ile cisimlerin üç boyutlu görüntüsü elde edilir. Bir koharent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etki etmesi ve bu etki ile mikroskobik girişim saçaklarının kayıt altına alınması prensibiyle çalışır. Koharent ışık kaynağı olarak lazer kullanılır (170,171).

### **3.10.4. Kırılğan vernikle kaplama yöntemi:**

Bu yöntemde cisim üzerine özel bir vernik sürülür. Vernikle kaplanan cisim fırınlanır ve üzerine kuvvet uygulanır. Yoğun kuvvetlerin olduğu bölgede çatlaklar oluşur ve bu çatlaklar kuvvet hattının doğrultusunu gösterir (170,171).

### **3.10.5. Termografik kuvvet analizi:**

Bu yöntemde kuvvet uygulanan cisim içerisinde moleküler seviyede ısı değişimleri olur ve bu ısı değişimlerinin ölçümü ile analiz yapılır. Homojen cisimlere uygulanan kuvvetler, cisim içerisinde bir gerilim oluşturur. Bu gerilimler toplamıyla orantılı olarak ısı değişimleri meydana gelir. Bu da cisim üzerindeki kuvvetlerin yoğunlaştığı alanları gösterir (26).

### **3.10.6. Radyotelemetri:**

Bu yöntemde bilgisayar donanımları yardımıyla materyal ile herhangi bir bağlantı olmadan verilerin iletilmesi prensibiyle çalışır. Radyotelemetri analiz yönteminde bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, materyal üzerine yapışan gerilimölçer, ampliferi, anten ve veri kaydedici kullanılır. Gerilimölçer üzerinde oluşan direnç farkları, voltaj düşmelerine neden olur ve radyoelementlerin frekanslarını etkilemektedir (26).

### **3.10.7. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (FEM):**

Sonlu elemanlar analiz yöntemi, sürekli olan yapının daha ufak parçalara bölünmesi ve analitik şekilde modele edilmesi ile yapılır (26). Dental implantolojide ilk olarak 1976 yılında Weinstein ve ark. kullanmıştır (11). Bu yöntem, kompleks

yapıların daha basit alt gruplara bölünerek her bir alt grubun kendi içinde hesaplanması esasına dayanır. Böylece in vivo ya da in vitro olarak tespiti mümkün olmayan kemik-implant-protetik parça kompleksinin ara yüzlerindeki davranışları çözümlemeyi kolaylaştırır (5).

Bu sistemde noktalar bir araya getirilerek düğümleri(nod), düğümlerin bir araya gelmesi ile de ağ (mesh) yapıları oluşur. Bu oluşan ağ yapı, uygulanacak kuvvete cismin ne şekilde yanıt vereceğini belirleyen yapıdır. Düğüm noktaları ise meydana gelen gerilmeleri yansıtır (26).

Modelleme işlemi yapıldıktan sonra düğüm noktalarından birbirine bağlanan daha basit geometrik şekiller oluşur. Bunlara eleman denir. Uygulanan kuvvet her eleman için ayrı ayrı değerlendirilir. Bu yüzden daha hassas bir analiz gerçekleştirmek için eleman sayısını artırmak gerekir (10,26). Oluşturulan elemanların küçük ve çok sayıda olması, sonuçların bölgeler arası hızlı değişim göstereceği alanlarda avantaj sağlar (167).

Sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan eleman çeşitleri (172);

- Çizgisel Elemanlar (Line elements): Düğüm noktalarının doğrusal bir şekilde birbirine eklenmesi ile oluşur.

- 2 Boyutlu Katı Elemanlar (2D Solid Elements): Belirli kalınlıkta, geometrisi yassı şeklinde ve genellikle üçgen veya eşkenar yamuk biçiminde olan düğümlerden oluşur. 3 veya 4 düğüm noktasına sahip elemanlardır.

- 3 Boyutlu Katı Elemanlar (3D Solid Elements): Dört veya altı yüzeyli olan üç boyutlu elemanlardır.

Bu yöntem ile oluşturulan modelde stres ve yer değişimini analiz etmek için bir takım veriler gerekmektedir. Bunlar (173):

1. Cismin geometrik koordinatları
2. Cismin geometrisi ve boyutu ile uygun elemanın tipleri
3. Elemanların poisson oranları ve elastisite modülleri
4. Elde edilen geometrik modele uygulanan kuvvet veya kuvvetler

5. Geometrinin sınır koşulları
6. Uygulanacak analiz tipidir.

Diş hekimliğinde genellikle iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanılır. Fakat dişlerin düz veya simetrik olmadığı durumlarda iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yetersiz kalmaktadır. Daha güvenilir bir sonuç elde etmek için gerçek geometrik boyutlara daha yakın olan üç boyutlu modelleme yapılması daha doğrudur (174,175).

Sonlu elemanlar analiz sayesinde, kullanılmak istenen malzeme hangisi ise, bu malzeme kullanılmadan yapay bir model materyali ile analizler yapmak mümkün olmaktadır. Sonlu elemanlar analizi ile stresler, gerinimler ve yer değiştirmelerin oldukça hassas olarak ölçümleri yapılır (176).

Olumlu birçok yönüne rağmen sonlu elemanlar analiz yönteminin bir takım dezavantajları bulunmaktadır (176):

1. Cisimlerin malzeme özellikleri, varsaydığımız izotropik, homojenik ve doğrusal elastisite gibi özellikler yapıyı tam olarak temsil etmemektedir.

2. Modellenen cisimler gerçekte çok daha fazla dinamik kuvvetlere maruz kalmaktadırlar.

3. Yöntem, araştırmanın doğruluğu için programa girilen tüm veriler, modellemeler tamamen araştırmacının sorumluluğunda olduğundan dolayı çok ayrıntılı bilgi transferini ve işlem hassasiyetini gerektirmektedir.

Bu tez çalışmasının amacı; implant üstü simante protezlerde altın standart olarak bilinen metal destekli porselen restorasyonlara ek olarak, monolitik zirkonya, zirkonya altyapılı porselen ve PEEK materyallerini kullanarak yükleme sonrası üst yapıda, abutmentta, vidada, implantta ve peri-implant kemikte oluşan stresleri 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi sayesinde karşılaştırmak ve neticesinde boyun rezorpsiyonlarını daha düşük seviyelere çekmeye çalışmaktır.

#### 4. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmada alt çenede 2.küçükazı ve 2.büyükazı bölgesine titanyum implantlar yerleştirilip, farklı protetik materyallerden 3 üyeli simante köprü protezi yapılarak, uygulanan dik ve oblik çiğneme kuvvetinin etkisiyle; protetik üst yapıda, abutmentte, vidada, implantta ve implantı çevreleyen kemik dokusunda oluşan streslerin büyüklüğünün ve dağılımının incelenmesi amaçlanmıştır. Oluşan stresleri incelemek için üç boyutlu sonlu eleman analizi yöntemi kullanıldı.

Bu araştırma, Dicle Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.' de gerçekleştirildi. 3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama cihazından, Rhinoceros 4,0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı (Resim 1).

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc. USA) yazılımına aktarıldı. Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya aitt olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verildi. Köprü modeli Wheeler's anatomi atlasındaki anatomik diş boyutlarına uygun olacak şekilde bilgisayar ortamında tasarlandı.



**Resim 1:** Lazer tarayıcısının görüntüsü

#### 4.1. Çalışma Modellerinin Hazırlanması

- Çalışmada oluşturulan modeller

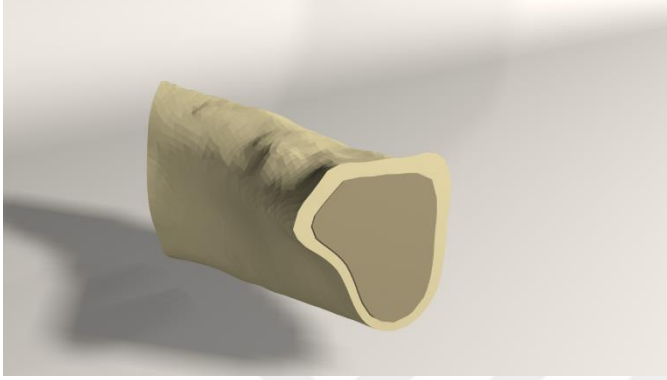
Çalışmada titanyum implant ve abutmentlar ile desteklenen modellerin dört farklı protez tasarımı ile kullanıldığı toplam dört farklı model oluşturuldu. (Tablo 3)

|        | İMLANT   | ABUTMENT | KÖPRÜ                           |
|--------|----------|----------|---------------------------------|
| Grup 1 | Titanyum | Titanyum | Metal Destekli (Cr-Co) Porselen |
| Grup 2 | Titanyum | Titanyum | Monolitik Zirkonya              |
| Grup 3 | Titanyum | Titanyum | Zirkonya Altyapılı Porselen     |
| Grup 4 | Titanyum | Titanyum | PEEK                            |

**Tablo 3:** Modellemesi Tamamlanmış Analiz Grupları

#### 4.1.1. Alt kortikal kemiğin modellenmesi

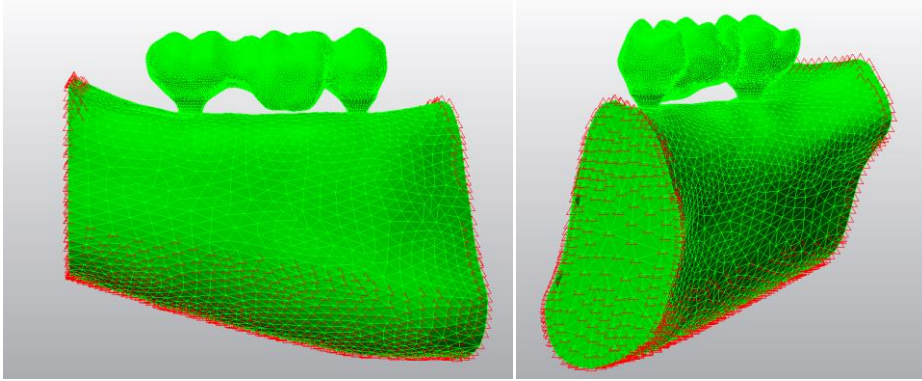
Rhinoceros yazılımında önce 20X20X2mm boyutlarında bir kutu modellendi. Arkasından PDL kalınlığına sahip diş modelinin bu kutudan Boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla implant ve kortikal kemik uyumu sağlandı. Bu sırada 0,2 mm kalınlığında lamina dura modellemesi yapıldı.(Şekil 4)



Şekil 4: Kortikal kemiğin modellenmesi

- **Sınır Koşulları**

Modeller kemiğin alt ve yan taraflarından DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlendi.(Şekil 5)



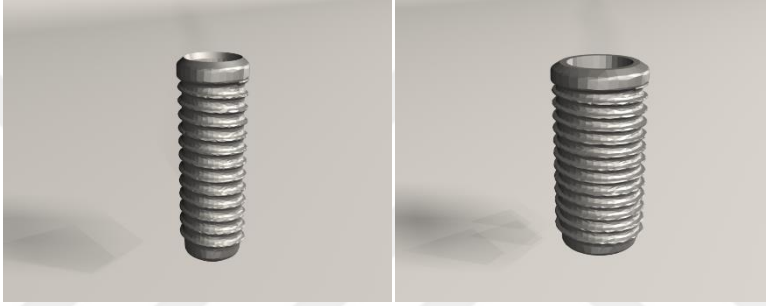
Şekil 5: Modellerin sınır koşulları ile gösterilmesi

#### 4.1.2. İmplant, abutment ve vidaların modellenmesi

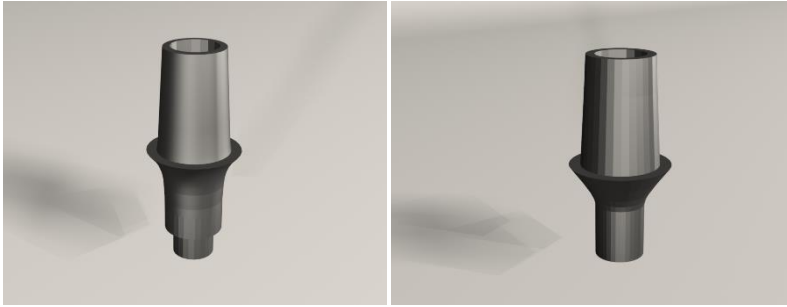
Çalışmada kullanılacak olan dental implantların ikinci küçük azı ve ikinci büyük azı bölgesine yerleştirilmesi planlandı. İmplantların konumlarının tespitinde

anatomik oluşumlar rehber alındı. Foramen mentaleden geçen dikey doğru ikinci küçük azı dişinin mesial sınırı olacak şekilde kabul edildi. Protezin distal sınırının belirlenmesinde ikinci küçük azı ve ikinci bk azı arasındaki mesafe anatomik olarak Wheeler’s atlasından faydalanılarak hesaplandı (139).

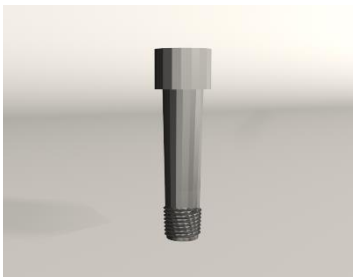
Çalışmada ikinci küçük azı dişi için standart çapı 3,3 mm olan 10 mm uzunluğunda, ikinci bk azı dişi için geniş çaplı 4.8 mm olan ve 10 mm uzunluğunda titanyum implant (Bone Level, Straumann, Basel, İsviçre) kullanıldı. Çalışmada ıkış profili 3,5 mm olan titanyum abutment (Straumann NC Cementable Abutment-RC Cementable Abutment) kullanıldı. (şekil 6, şekil 7, şekil 8)



**şekil 6:** Kullanılan implantların modellenmesi



**şekil 7:** Kullanılan abutmentların modellenmesi



**şekil 8:** Kullanılan vidaların modellenmesi

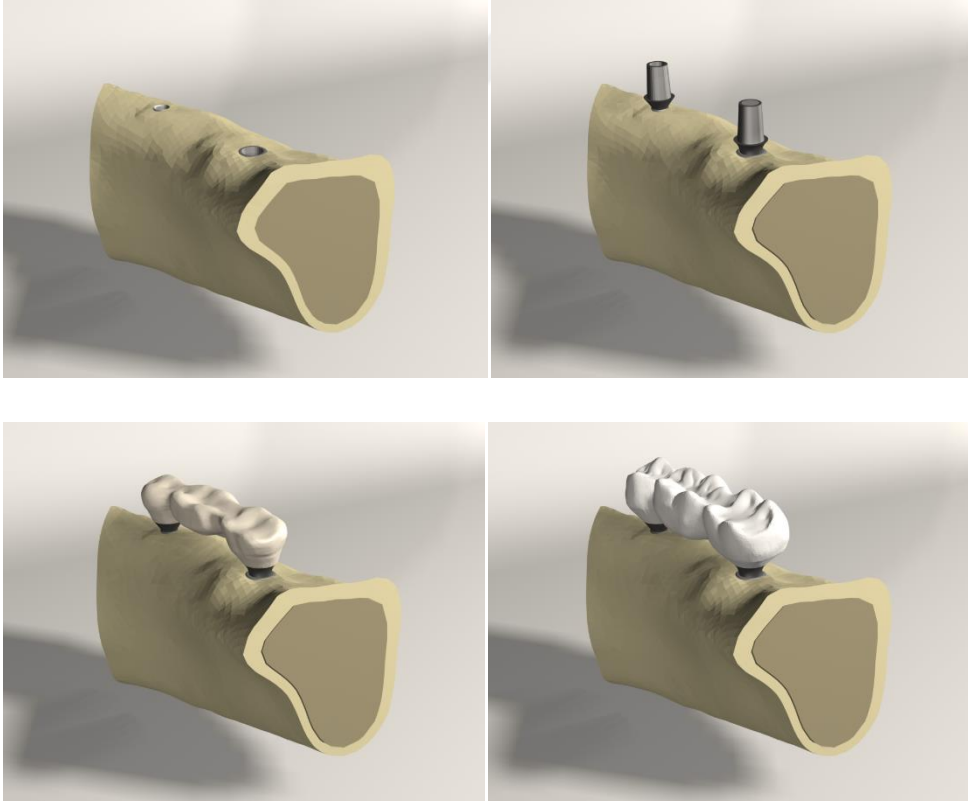
#### 4.1.3. İmplant destekli sabit protez modellerinin oluşturulması

Çalışmamızda üç üyeden oluşan dört farklı üst yapıya sahip siman bağlantılı implant destekli protez modeli oluşturuldu. Standardizasyonu yakalamak için bütün modellerde aynı protez ve varsa alt yapı kalınlığı kullanıldı.

##### 4.1.3.1. Grup 1 model

Birinci modelde geleneksel krom-kobalt alaşımından (Bego,Bremen, Almanya) oluşan bir altyapı ve feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply, Burlington, ABD) kullanıldı.

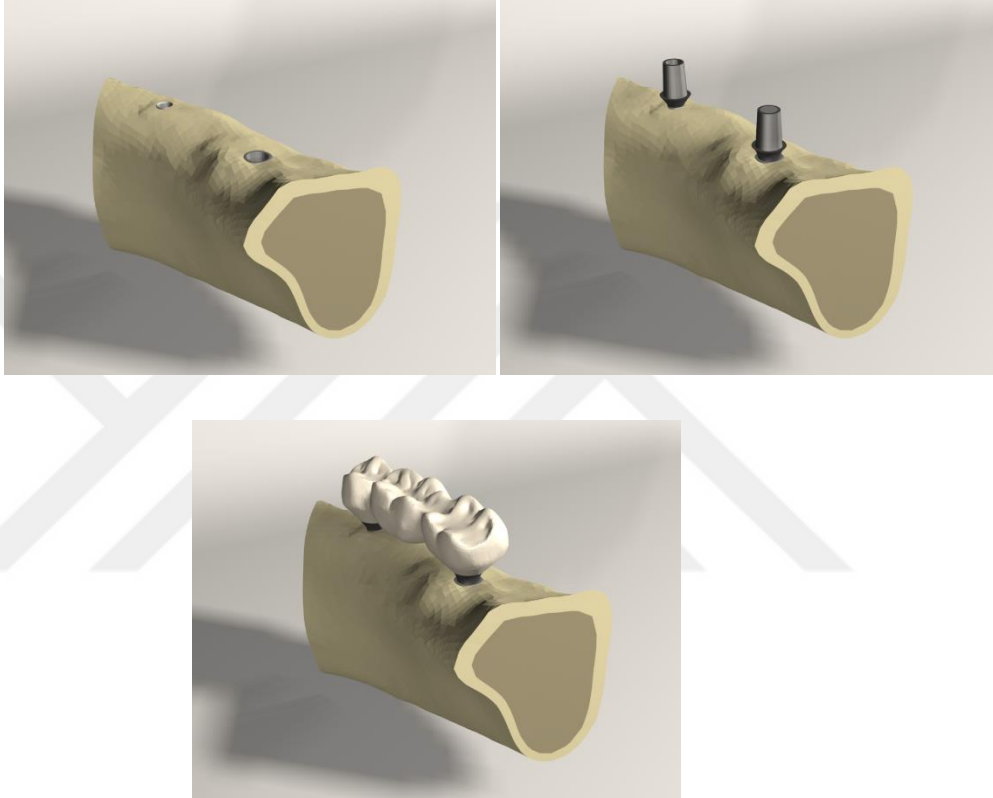
Bu amaçla tercih edilen metal alaşımı dişlerin anatomik formu ile uyumlu olarak örtüleme amacıyla kullanılacak porselen tabakasının kalınlığının 1mm-2mm arasında olmasına izin verecek şekilde oluşturuldu. Metal altyapının bitim sınırları yuvarlatılmış olup kalınlığı en az 0,8 mm'dir. (Şekil 9)



Şekil 9: Grup 1 implant ve protezlerin modellenmesi

#### 4.1.3.2. Grup 2 ana model

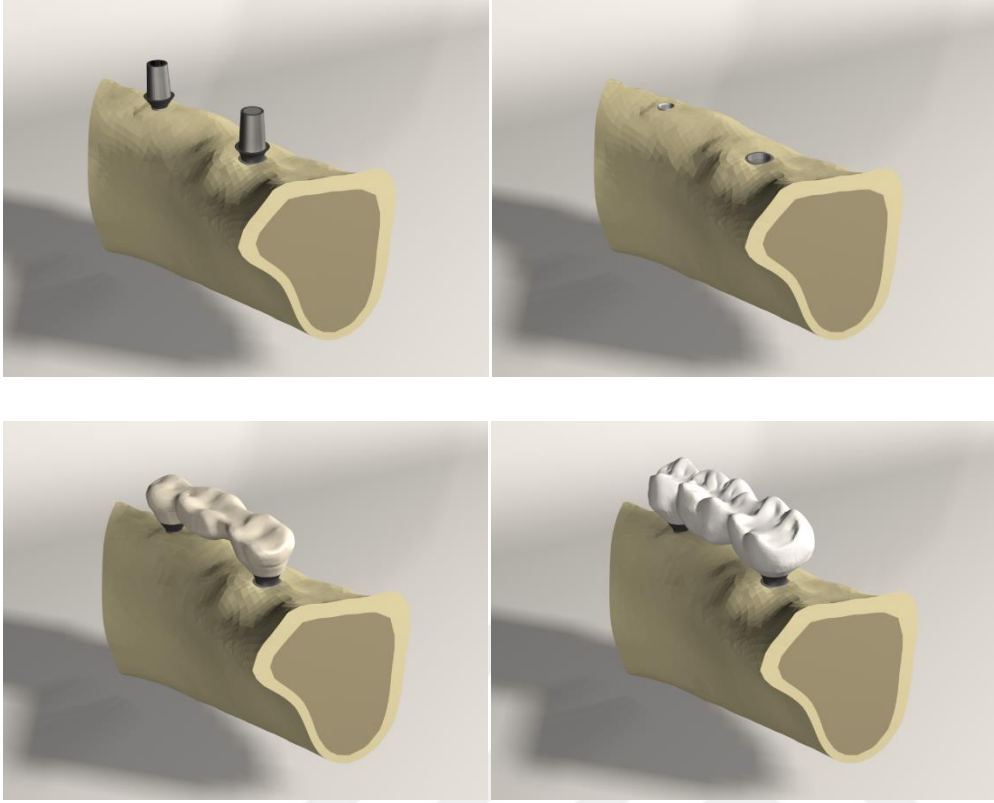
İkinci modelde implant üstü protez tipi olarak monolitik zirkonyadan (Bruxzir Solid Zirconia-USA) oluşan implant üstü sabit köprü protez modeli kullanıldı. Standart sağlamak için tercih edilen monolitik zirkonya protezin kalınlığı birinci modeldeki protez ile aynı tutuldu. (Şekil 10)



Şekil 10: Grup 2 implant ve protezlerin modellenmesi

#### 4.1.3.3. Grup 3 ana model

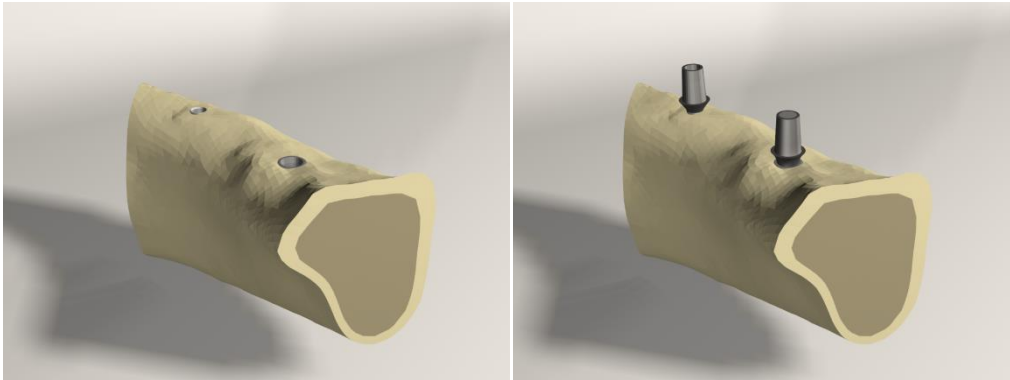
Üçüncü modelde zirkonya(Y-TZP) altyapı (NobelProcera, NobelBiocare AB, Goteborg, Sweden) ve feldspatik porselen (Ceramco II; Dentsply, Burlington, ABD) kullanıldı. Bu amaçla tercih edilen zirkonya altyapı çekirdeği dişlerin anatomik formu ile uyumlu olarak örtüleme amacıyla kullanılacak porselen tabakasının 1mm-2mm arasında olmasına izin verecek şekilde oluşturuldu. Zirkonya altyapısının bitim sınırları yuvarlatılmış olup kalınlığı en az 0,8 mm'dir. Protezin total kalınlığı diğer modeller ile aynı tutuldu. (Şekil 11)

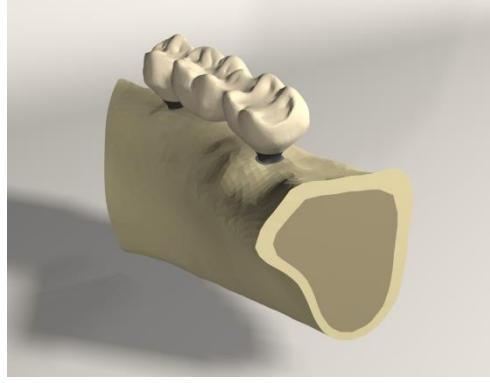


**Şekil 11:** Grup 3 implant ve protezlerin modellenmesi

#### 4.1.3.4. Grup 4 ana model

Dördüncü modelde implant üstü protez tipi olarak monolitik Polyetheretherketone ( PEEK ) ( Goodfellow ) kullanıldı ve protez kalınlığı diğer gruplar ile eşit tutuldu. (Şekil 12)





**Şekil 12:** Grup 4 implant ve protezlerin modellenmesi

#### 4.4. Modellerdeki Eleman ve Nod Sayıları

Çalışmada kullanılan modellerdeki eleman ve nod sayıları tabloda belirtildi.  
(Tablo 4)

|                    |                                                        |
|--------------------|--------------------------------------------------------|
| dikCrco            | Number of nodes = 75952<br>Number of elements = 397952 |
| oblikCrco          | Number of nodes = 75952<br>Number of elements = 397952 |
| dikMonolitikZr     | Number of nodes = 50632<br>Number of elements = 248320 |
| oblikMonolitikZr   | Number of nodes = 50632<br>Number of elements = 248320 |
| dikZr              | Number of nodes = 75952<br>Number of elements = 397952 |
| oblikZr            | Number of nodes = 75952<br>Number of elements = 397952 |
| dikMonolitikPeek   | Number of nodes = 50632<br>Number of elements = 248320 |
| oblikMonolitikPeek | Number of nodes = 50632<br>Number of elements = 248320 |

**Tablo 4:** Çalışmada kullanılan modellerdeki eleman ve nod (düğüm) sayıları

#### 4.5.Malzeme Özellikleri

Bu çalışmada kortikal ve trabeküler kemik izotropik, homojen ve lineer elastik olarak kabul edildi. Modellenen malzemelerin mekanik özelliklerini bilgisayara aktarmada kullanılan değerler tablo 3-3' de belirtildi. (Tablo 5)

| Materyal                               | Young modülü(GPa) | Poisson oranı | Kaynak           |
|----------------------------------------|-------------------|---------------|------------------|
| <b>Titanyum implant, Abutment,Vida</b> | 110               | 0,35          | (12)             |
| <b>Kortikal kemik</b>                  | 13,7              | 0,30          | (177)            |
| <b>Trabeküler kemik</b>                | 1,37              | 0,30          | (177,178)        |
| <b>Krom-Kobalt Alaşımı</b>             | 218               | 0,33          | (14,179,180,181) |
| <b>Feldspatik Porselen</b>             | 82,8              | 0,35          | (182,182,183)    |
| <b>Monolitik zirkonya</b>              | 210               | 0,35          | (184)            |
| <b>Zirkonya Altyapı</b>                | 210               | 0,3           | (184)            |
| <b>PEEK</b>                            | 4,10              | 0,4           | (185)            |

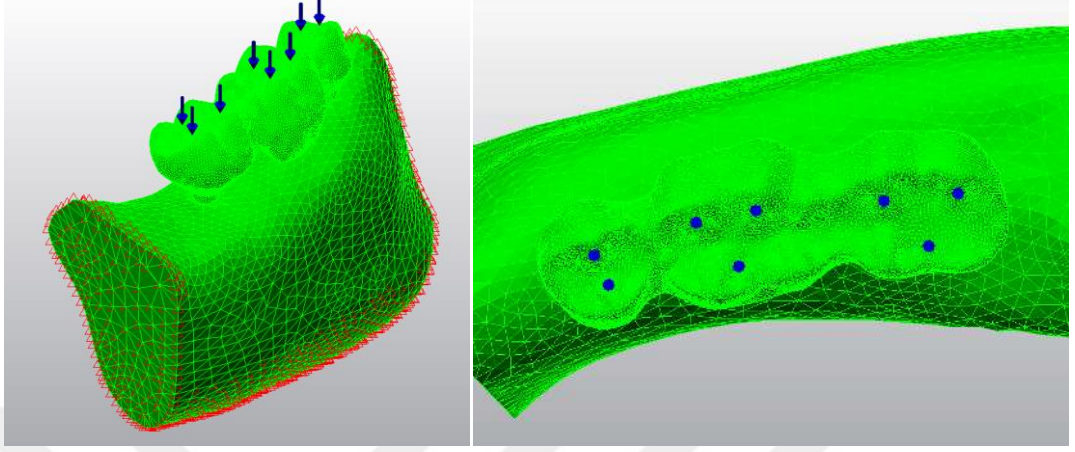
**Tablo 5:** Çalışmada kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri

#### 4.6.Yükleme ve Stres Analizleri

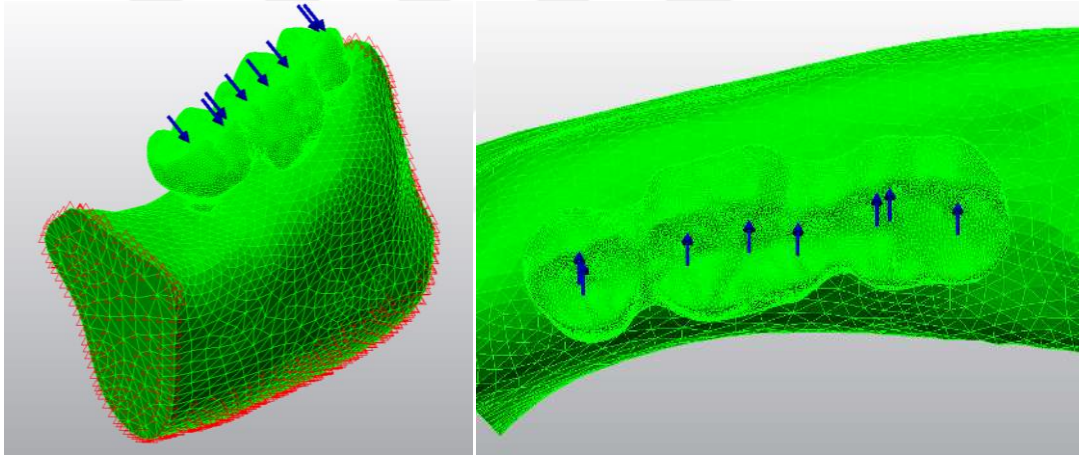
İkinci küçük azı dişin bukkal ve lingual tüberküllerinin eğimli yüzeylerinden belirlenmiş 2 noktadan toplam 200 N, 1. ve ikinci büyük azı dişlere ise bukkal ve lingual tüberküllerinde belirlenmiş 3 noktadan toplam 800 N olacak şekilde kuvvet uygulandı.

Oblik kuvvet uygulanmasında ikinci küçük azı dişin bukkal tüberkülü üzerinde 2 noktadan toplam 100 N, 1. ve ikinci büyük azı dişlerin bukkal tüberküllerinde 3 noktadan toplam 400 N olacak şekilde tüm dişlere 500 N 30 derecelik oblik kuvvet uygulanması yapıldı.

Yapılan tasarımda, 4 farklı grupta 2 farklı yükleme koşulunda 8 sonlu eleman analizi gerçekleştirildi. (Şekil 13, Şekil 14)



**Şekil 13:** Dikey kuvvetlerin lokalizasyonu



**Şekil 14:** Oblik kuvvetlerin lokalizasyonu

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

Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi-  $\sigma$  ile sembolize edildi) ve kesme stresleri ( $\tau$  ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur.

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

Kırılgan materyaller için principal stres değeri önemlidir. Çünkü Maksimum principle stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principle stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

## 5. BULGULAR

Bu çalışmada mandibular posteriorda 5 ve 7 numaralı diş bölgelerine implantlar yerleştirilmiş olup, üst yapısına dikey ve oblik oklüzal kuvvetler uygulanmıştır ve implant üst yapısında, abutmentlerde, implantlarda, vidalarda ve kortikal kemikte oluşan stres değerlerine bakılmıştır. Çalışmamızda kemikte oluşan basma ve çekme tipi streslerinin ölçülmesi amacıyla maksimum ve minimum pirincipal stres değerlerine; implant, abutment, abutment vidası ve protetik üst yapıda ise ortalama stres değerlerini veren maksimum Von Mises değerlerine bakılmıştır.

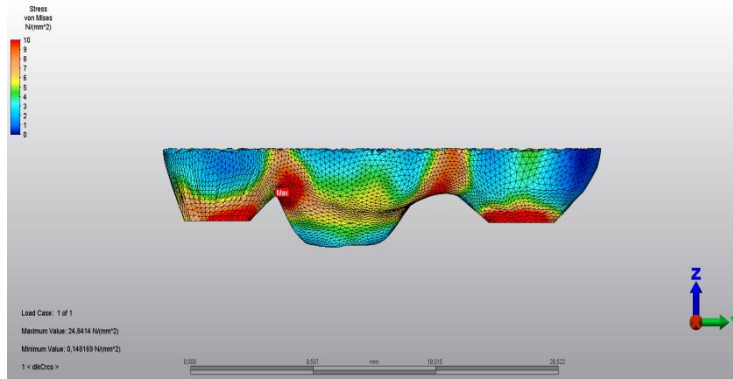
### 5.1. Dikey Kuvvet Sonucunda Elde Edilen Bulgular

Oklüzal düzlem ile  $90^0$  açılı olan dikey kuvvetler ikinci küçük azı dişin bukkal ve lingual tüberküllerinin eğimli yüzeylerinden belirlenmiş 2 noktadan toplam 200 N, birinci ve ikinci büyük azı dişlerin ise bukkal ve lingual tüberküllerinde belirlenmiş 3 noktadan toplam 600 N olacak şekilde tüm dişlere 800 N dikey kuvvet uygulanmıştır.

#### 5.1.1. Grup 1 modeli için elde edilen bulgular

##### 5.1.1.1. Üst yapıda oluşan Von Mises stres bulguları

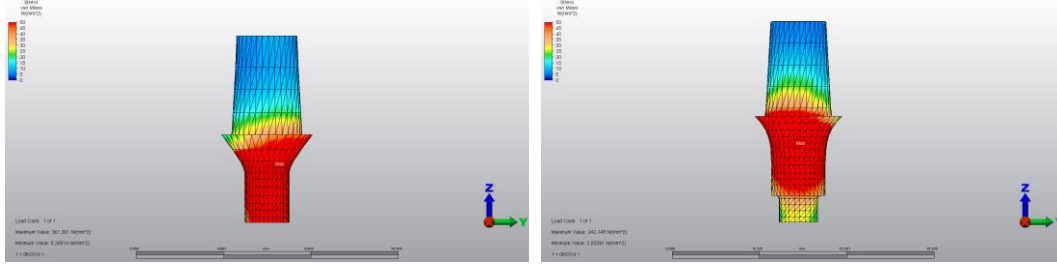
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri konnektör alanda  $24,81 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 15)



**Şekil 15:** Grup 1' de dikey yükleme sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

### 5.1.1.2. Abutmentlerde oluşan Von Mises stres bulguları

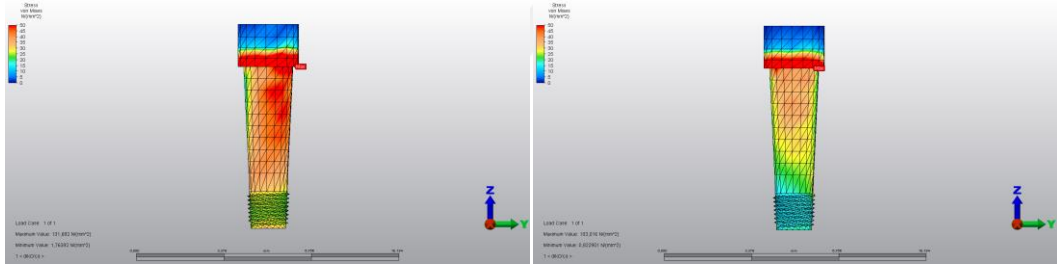
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda abutmentlerde oluşan maksimum Von Mises stres değeri boyun bölgesinde  $361,30 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 16)



**Şekil 16:** Grup 1' de dikey yükleme sonucunda abutmentlerde oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

### 5.1.1.3. Vidalarda oluşan Von Mises stres bulguları

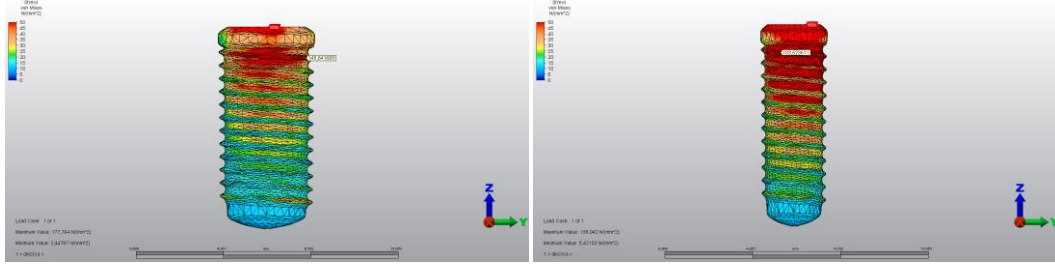
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres değeri  $131,68 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 17)



**Şekil 17:** Grup 1' de dikey yükleme sonucunda vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

### 5.1.1.4. İmplantlarda oluşan Von Mises stres bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde  $199,04 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 18)

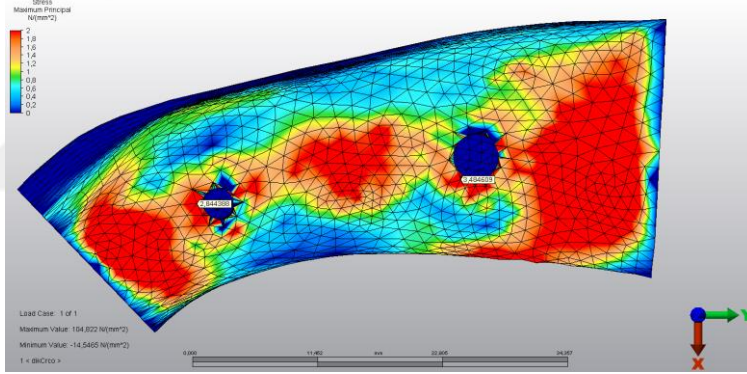


**Şekil 18:** Grup 1' de dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

#### 5.1.1.5. Kemikte oluşan asal gerilme bulguları

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

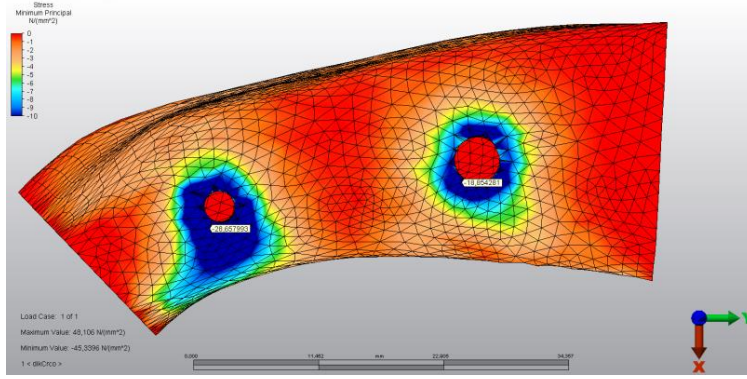
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda  $3,48 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 19)



**Şekil 19:** Grup 1' de dikey yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte minimum oluşan asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda  $-28,65 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 20)

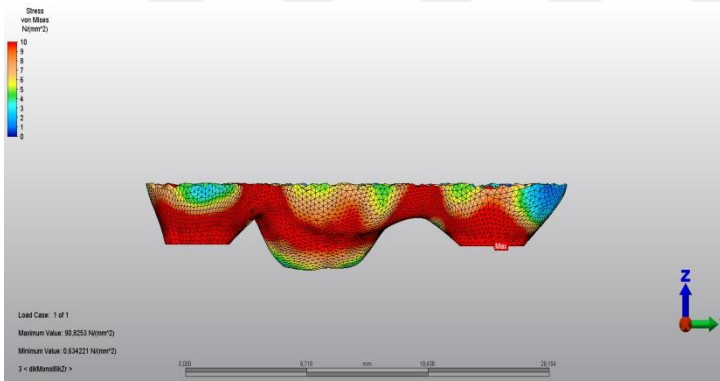


**Şekil 20:** Grup 1' de dikey yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

### 5.1.2. Grup 2 modeli için elde edilen bulgular

#### 5.1.2.1 Üst yapıda oluşan Von Mises stres bulguları

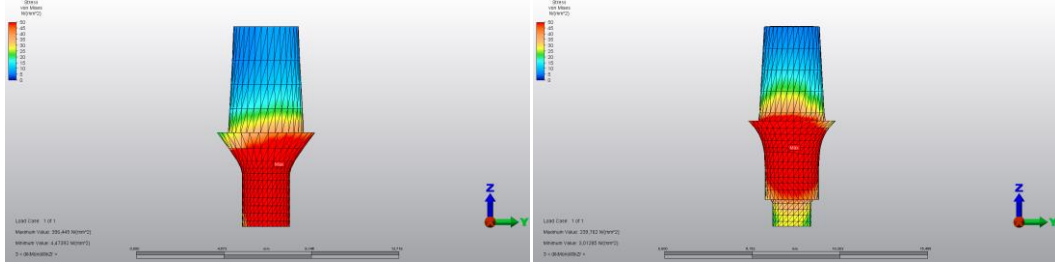
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri kole bölgesinde  $90,82 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 21)



**Şekil 21:** Grup 2' de dikey yükleme sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

#### 5.1.2.2. Abutmentlerde oluşan Von Mises stres bulguları

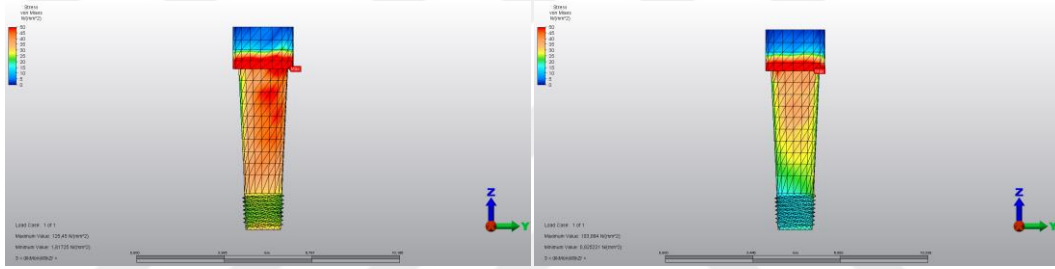
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda abutmentlerde oluşan maksimum Von Mises stres değeri boyun bölgesinde  $356,44 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 22)



**Şekil 22:** Grup 2' de dikey yükleme sonucunda abutmentlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

### 5.1.2.3. Vidalarda oluşan Von Mises stres bulguları

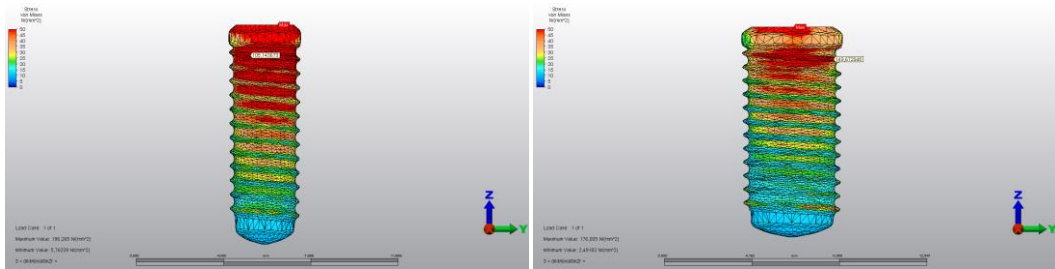
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres değeri  $125,45 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 23)



**Şekil 23:** Grup 2' de dikey yükleme sonucunda vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

### 5.1.2.4. İmplantlarda oluşan Von Mises stres bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde  $196,26 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 24)

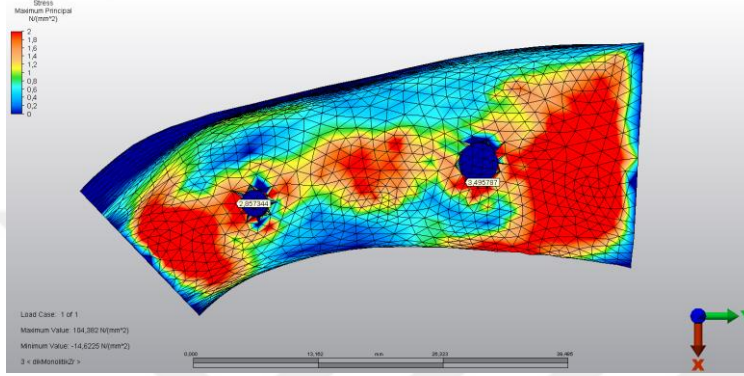


**Şekil 24:** Grup 2' de dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

### 5.1.2.5. Kemikte oluşan asal gerilme bulguları

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

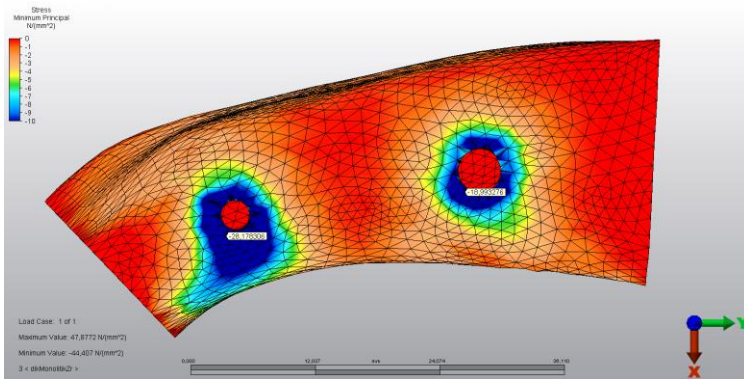
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda  $3,49 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 25)



**Şekil 25:** Grup 2' de dikey yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda  $-28,17 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 26)

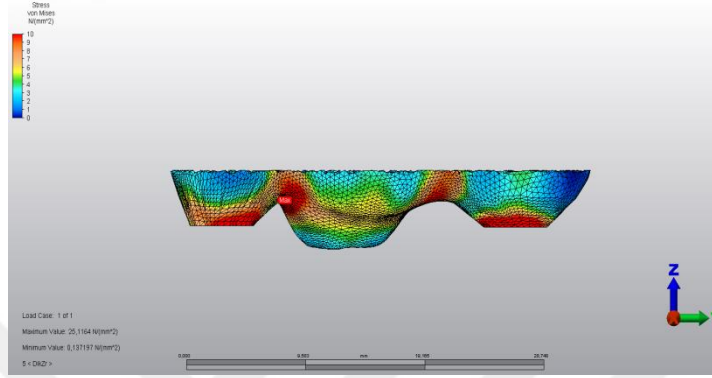


**Şekil 26:** Grup 2' de dikey yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

### 5.1.3. Grup 3 modeli için elde edilen bulgular

#### 5.1.3.1 Üst yapıda oluşan Von Mises stres bulguları

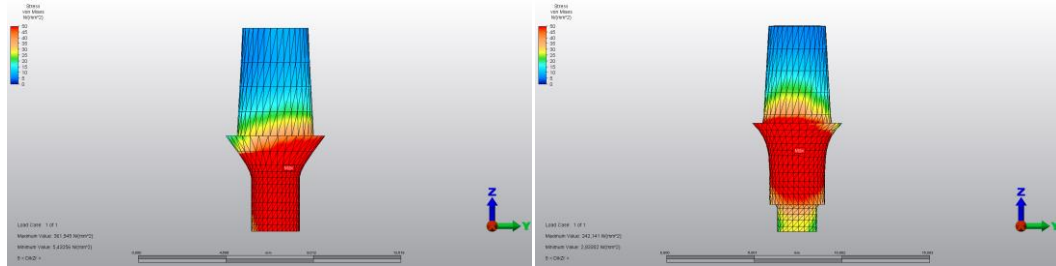
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri konektör bölgesinde  $25,11 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 27)



**Şekil 27:** Grup 3' de dikey yükleme sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

#### 5.1.3.2. Abutmentlerde oluşan Von Mises stres bulguları

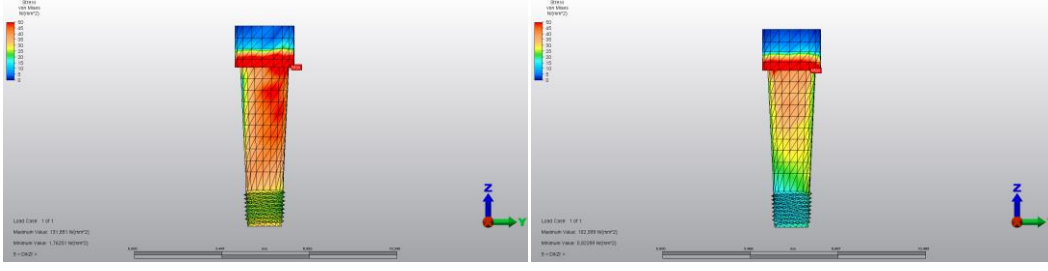
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda abutmentlerde oluşan maksimum Von Mises stres değeri boyun bölgesinde  $361,54 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 28)



**Şekil 28:** Grup 3' de dikey yükleme sonucunda abutmentlerde oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

#### 5.1.3.3. Vidalarda oluşan Von Mises stres bulguları

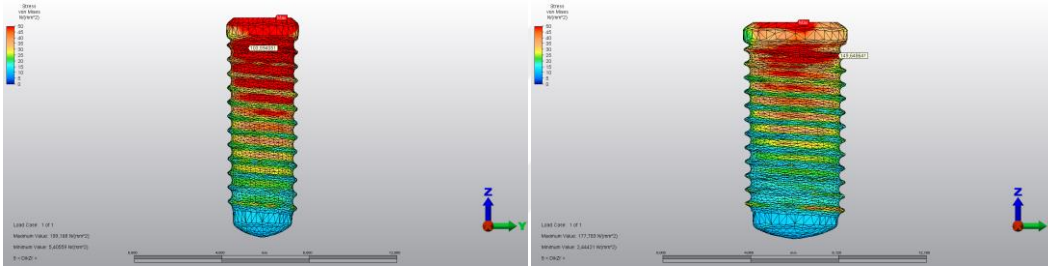
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres değeri  $131,51 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 29)



**Şekil 29:** Grup 3' de dikey yükleme sonucunda vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

#### 5.1.3.4. İmplantlarda oluşan Von Mises stres bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde  $199,16 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 30)

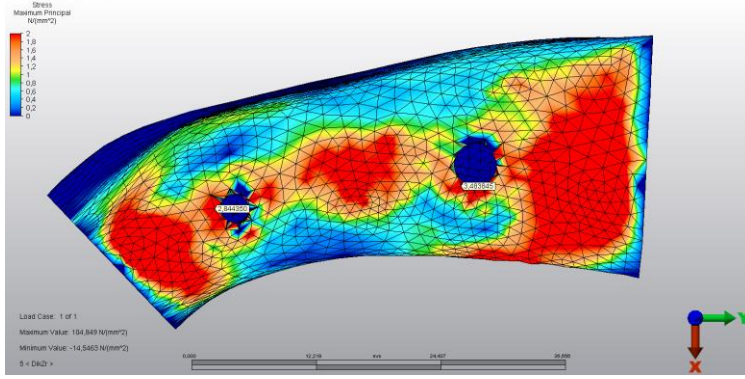


**Şekil 30:** Grup 3' de dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

#### 5.1.3.5. Kemikte oluşan asal gerilme bulguları

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

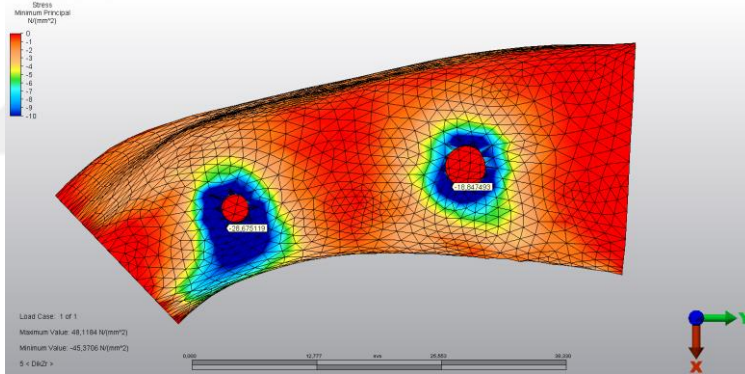
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında  $3,48 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 31)



**Şekil 31:** Grup 3' de dikey yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında  $-28,67 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 32)

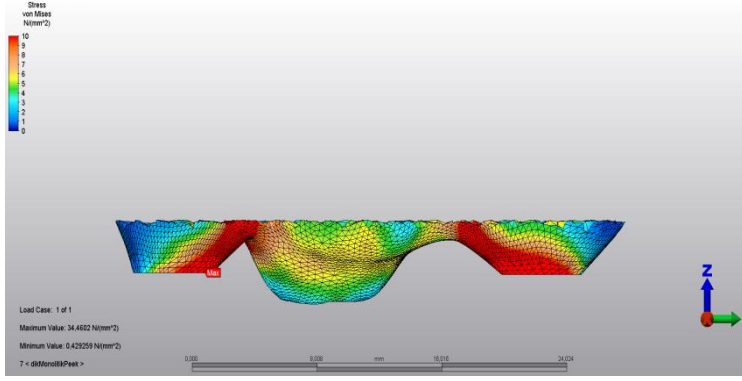


**Şekil 32:** Grup 3' de dikey yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

#### 5.1.4. Grup 4 modeli için elde edilen bulgular

##### 5.1.4.1 Üst yapıda oluşan Von Mises stres bulguları

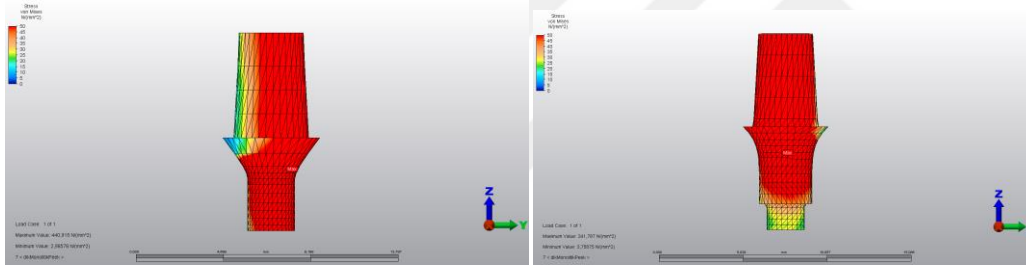
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri konnektör bölgesinde  $34,46 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 33)



**Şekil 33:** Grup 4' de dikey yükleme sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

#### 5.1.4.2. Abutmentlerde oluşan Von Mises stres bulguları

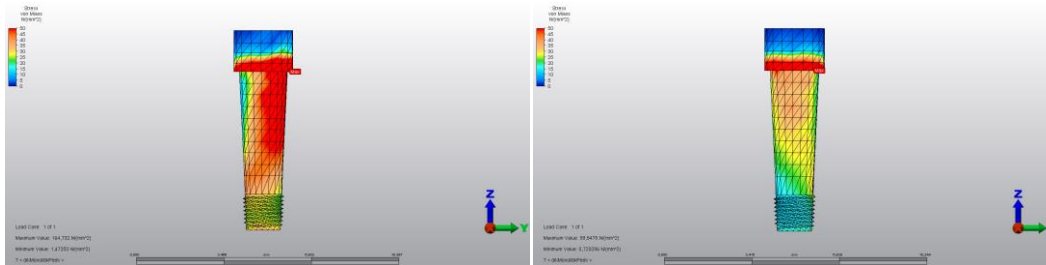
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda abutmentlarda oluşan maksimum Von Mises stres değeri boyun bölgesinde  $440,91 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 34)



**Şekil 34:** Grup 4' de dikey yükleme sonucunda abutmentlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

#### 5.1.4.3. Vidalarda oluşan Von Mises stres bulguları

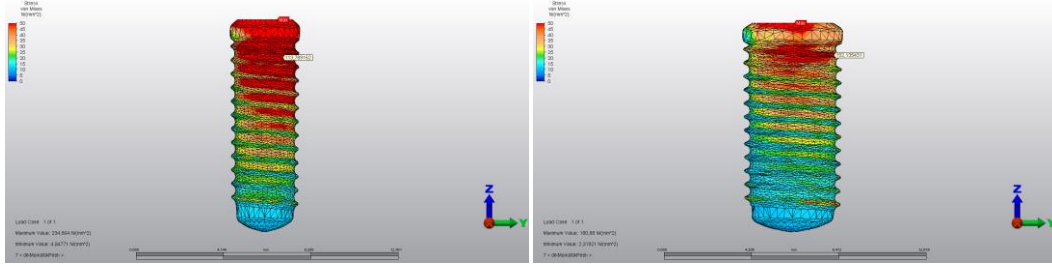
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres değeri  $164,73 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 35)



**Şekil 35:** Grup 4' de dikey yükleme sonucunda vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

#### 5.1.4.4. İmplantlarda oluşan Von Mises stres bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde  $234,56 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 36)

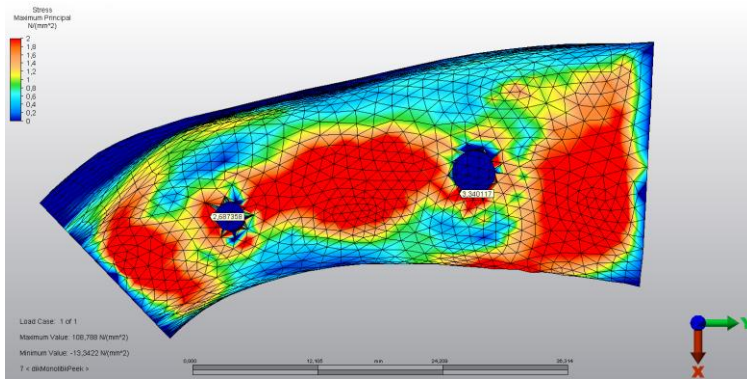


Şekil 36: Grup 4' de dikey yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

#### 5.1.4.5. Kemikte oluşan asal gerilme bulguları

- Maksimum asal gerilme bulguları

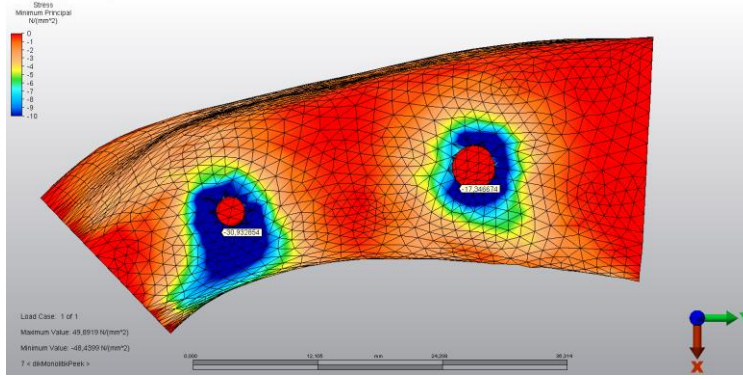
Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında  $3,34 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 37)



Şekil 37: Grup 4' de dikey yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- Minimum asal gerilme bulguları

Dikey kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında  $-30,93 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 38)



**Şekil 38:** Grup 4' de dikey yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

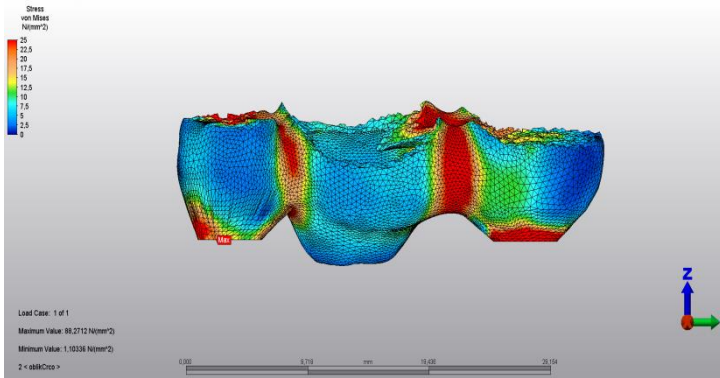
## 5.2. Oblik Kuvvet Sonucunda Elde Edilen Bulgular

Oklüzal düzlem ile  $30^0$  oblik kuvvet ikinci küçük azı dişin bukkal tüberkülü üzerinde belirlenmiş 2 noktadan toplam 100 N, birinci ve ikinci büyük azı dişlerin bukkal tüberküllerinde belirlenmiş 3 noktadan toplam 300 N olacak şekilde tüm dişlere 400 N kuvvet uygulanmıştır.

### 5.2.1. Grup 1 Modeli için elde edilen bulgular

#### 5.2.1.1 Üst yapıda oluşan Von Mises stres bulguları

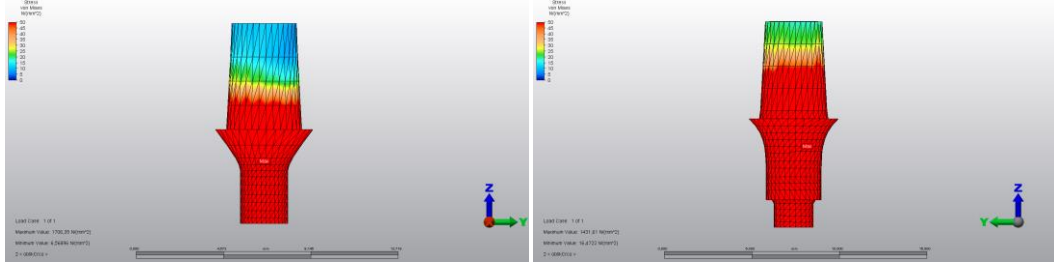
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri kole bölgesinde  $88,27 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 39)



**Şekil 39:** Grup 1' de oblik yükleme sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

### 5.2.1.2. Abutmentlerde oluşan Von Mises stres bulguları

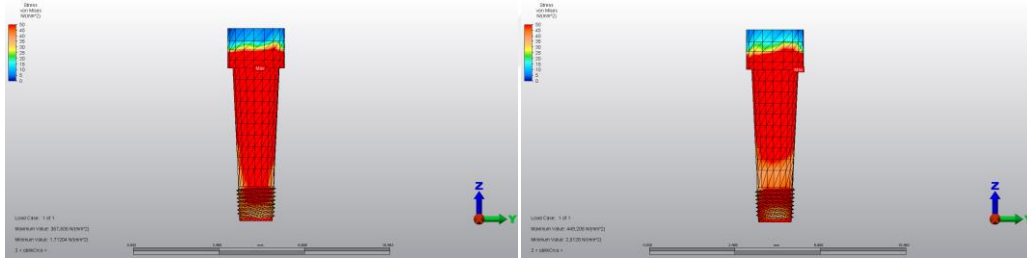
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda abutmentlarda oluşan maksimum Von Mises stres değeri boyun bölgesinde  $1706,35 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 40)



**Şekil 40:** Grup 1' de oblik yükleme sonucunda abutmentlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

### 5.2.1.3. Vidalarda oluşan Von Mises stres bulguları

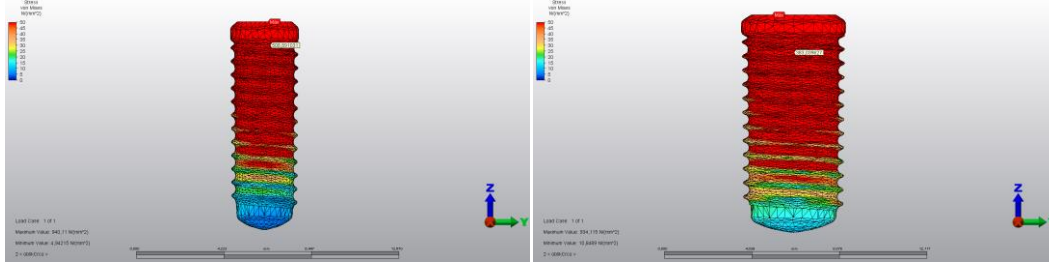
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres değeri  $449,20 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 41)



**Şekil 41:** Grup 1' de oblik yükleme sonucunda vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

### 5.2.1.4. İmplantlarda oluşan Von Mises stres bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde  $940,11 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 42)

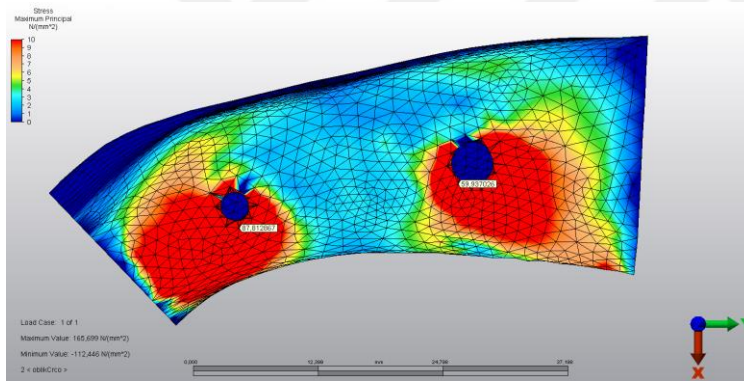


**Şekil 42:** Grup 1' de oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

#### 5.2.1.5. Kemikte oluşan asal gerilme bulguları

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

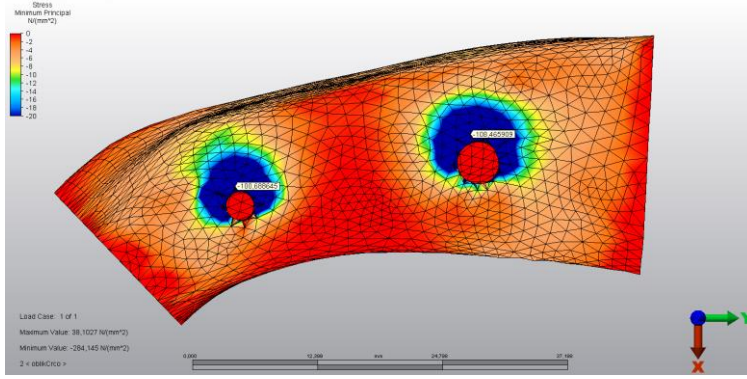
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda  $87,81 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 43)



**Şekil 43:** Grup 1' de oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda  $-108,46 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 44)

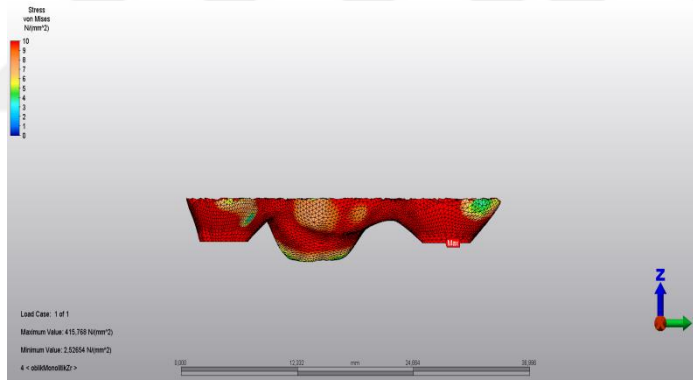


**Şekil 44:** Grup 1' de oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

## 5.2.2. Grup 2 modeli için elde edilen bulgular

### 5.2.2.1 Üst yapıda oluşan Von Mises stres bulguları

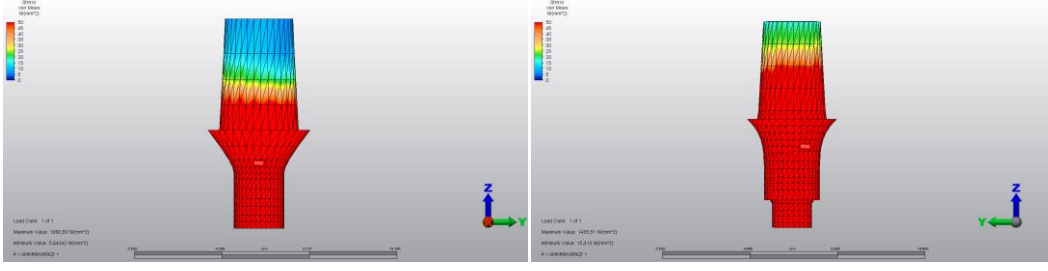
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri kole bölgesinde  $415,76 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 45)



**Şekil 45:** Grup 2' de oblik yükleme sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

### 5.2.2.2. Abutmentlerde oluşan Von Mises stres bulguları

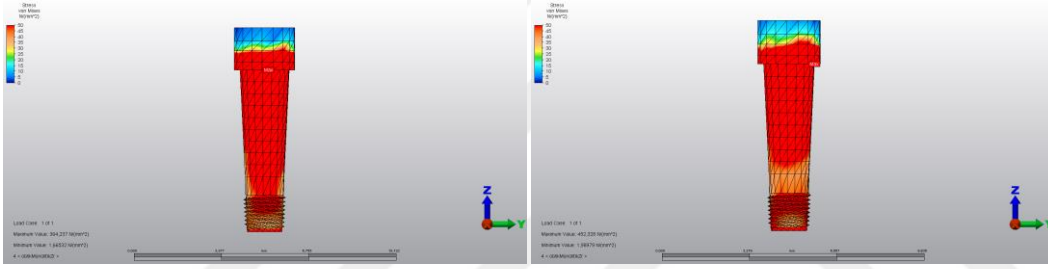
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda abutmentlerde oluşan maksimum Von Mises stres değeri boyun bölgesinde  $1680,53 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 46)



**Şekil 46:** Grup 2' de oblik yükleme sonucunda abutmentlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

### 5.2.2.3. Vidalarda oluşan Von Mises stres bulguları

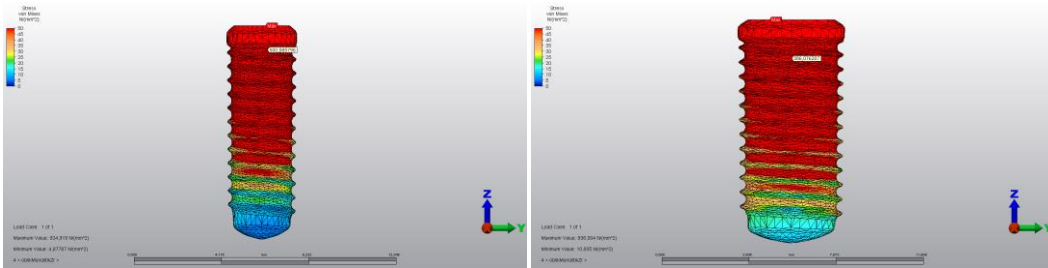
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres değeri  $452,32 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 47)



**Şekil 47:** Grup 2' de oblik yükleme sonucunda vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

### 5.2.2.4. İmplantlarda oluşan Von Mises stres bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde  $938,00 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 48)

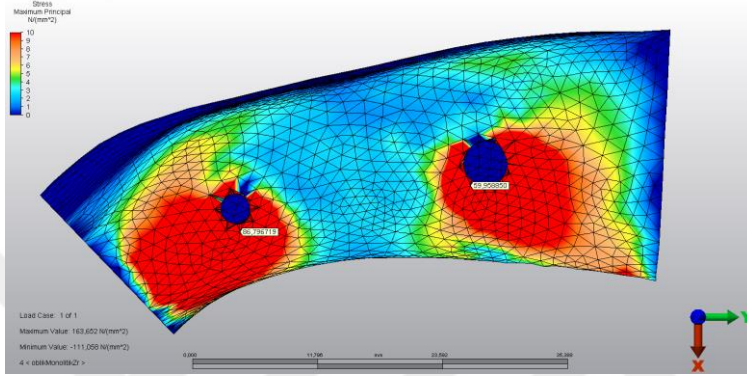


**Şekil 48:** Grup 2' de oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

### 5.2.2.5. Kemikte oluşan asal gerilme bulguları

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

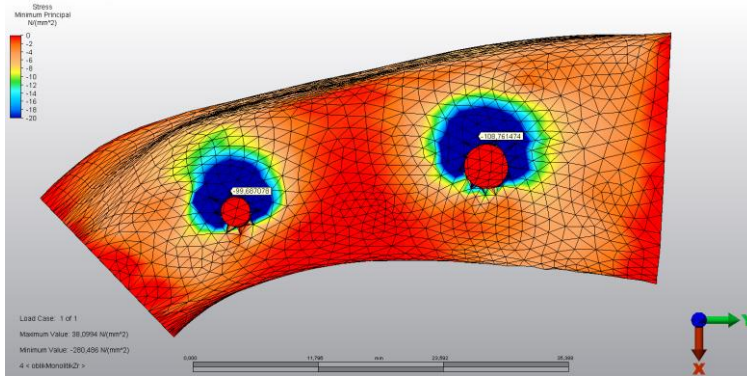
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında  $86,79 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçölmüştür. (şekil 49)



**şekil 49:** Grup 2' de oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında  $-108,76 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçölmüştür. (şekil 50)

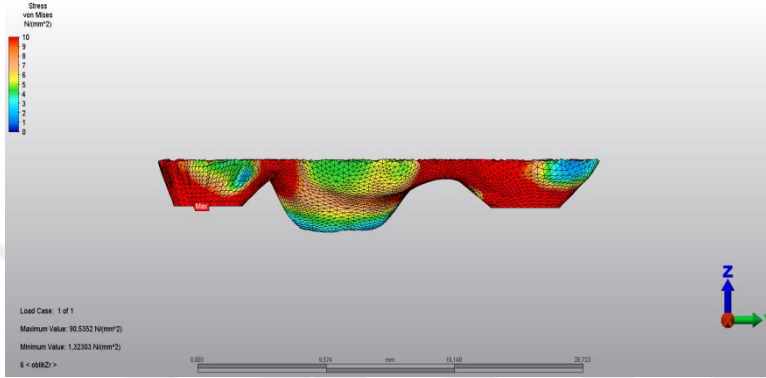


**şekil 50:** Grup 2' de oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

### 5.2.3. Grup 3 modeli için elde edilen bulgular

#### 5.2.3.1 Üst yapıda oluşan Von Mises stres bulguları

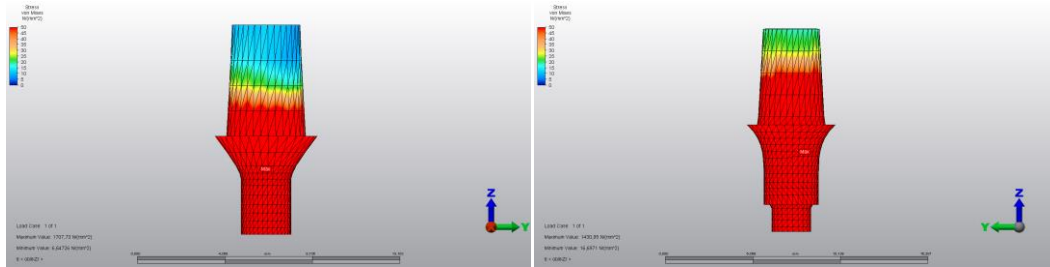
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri kole bölgesinde  $90,53 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 51)



**Şekil 51:** Grup 3' de oblik yükleme sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

#### 5.2.3.2. Abutmentlerde oluşan Von Mises stres bulguları

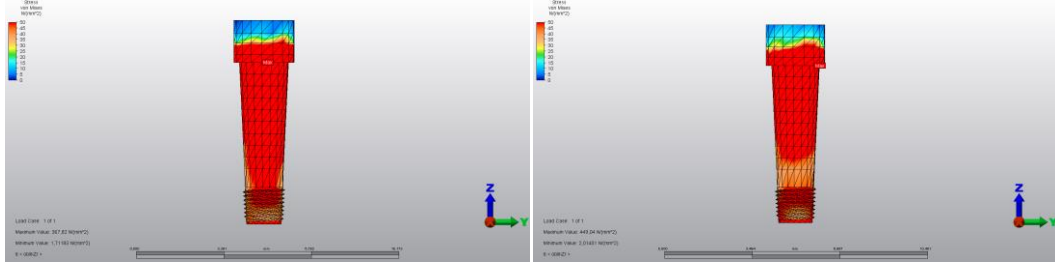
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda abutmentlerde oluşan maksimum Von Mises stres değeri boyun bölgesinde  $1707,73 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 52)



**Şekil 52:** Grup 3' de oblik yükleme sonucunda abutmentlerde oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

#### 5.2.3.3. Vidalarda oluşan Von Mises stres bulguları

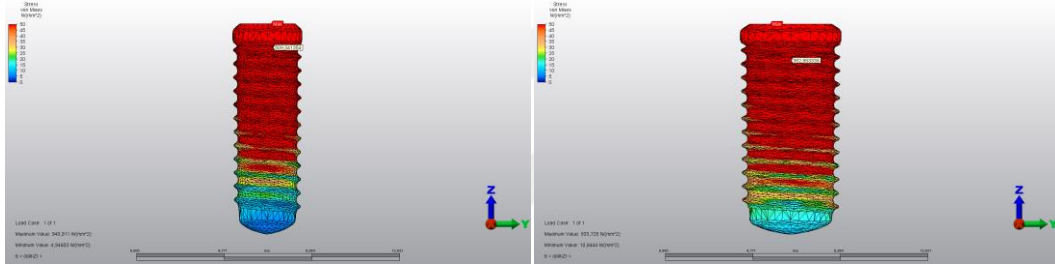
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres değeri  $449,04 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 53)



**Şekil 53:** Grup 3' de oblik yükleme sonucunda vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

#### 5.2.3.4. İmplantlarda oluşan Von Mises stres bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde  $940,91 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 54)

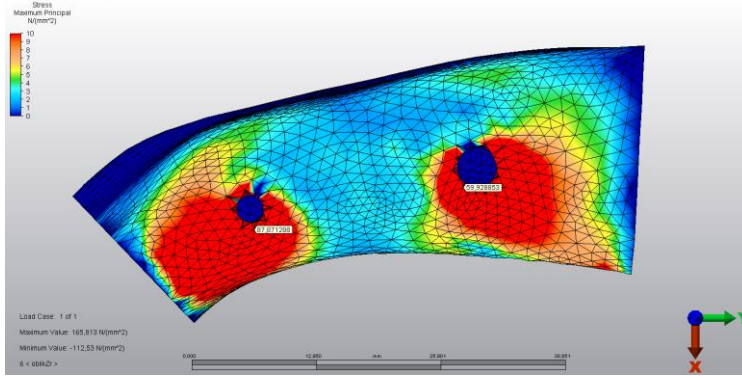


**Şekil 54:** Grup 3' de oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

#### 5.2.3.5. Kemikte oluşan asal gerilme bulguları

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

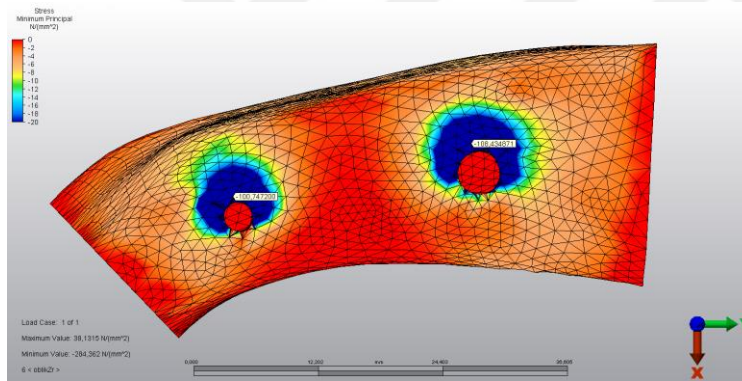
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında  $87,87 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 55)



**Şekil 55:** Grup 3' de oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

- **Minimum asal gerilme bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında  $-108,43 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 56)

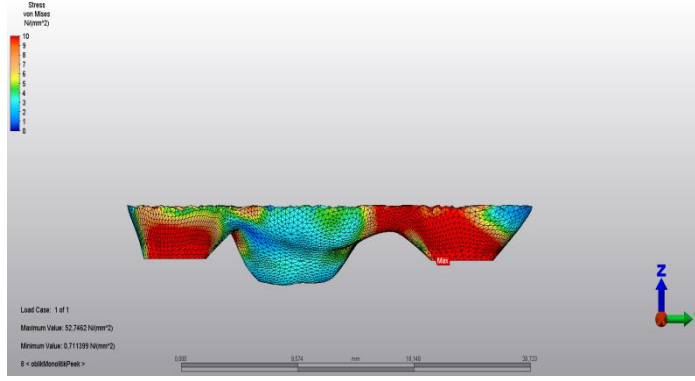


**Şekil 56:** Grup 3' de oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

#### 5.2.4. Grup 4 modeli için elde edilen bulgular

##### 5.2.4.1 Üst yapıda oluşan Von Mises stres bulguları

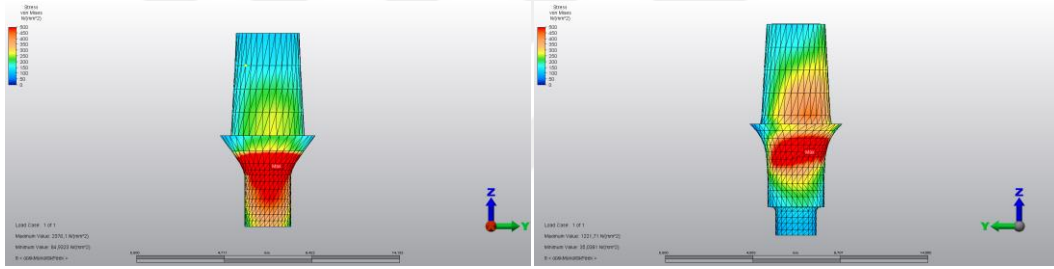
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres değeri kole bölgesinde  $52,74 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 57)



**Şekil 57:** Grup 4' de oblik yükleme sonucunda üst yapıda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

#### 5.2.4.2. Abutmentlerde oluşan Von Mises stres bulguları

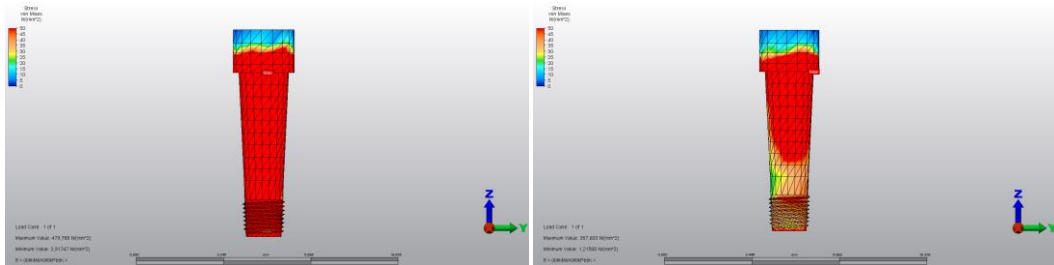
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda abutmentlerde oluşan maksimum Von Mises stres değeri boyun bölgesinde  $2376,10 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 58)



**Şekil 58:** Grup 4' de oblik yükleme sonucunda abutmentlerde oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

#### 5.2.4.3. Vidalarda oluşan Von Mises stres bulguları

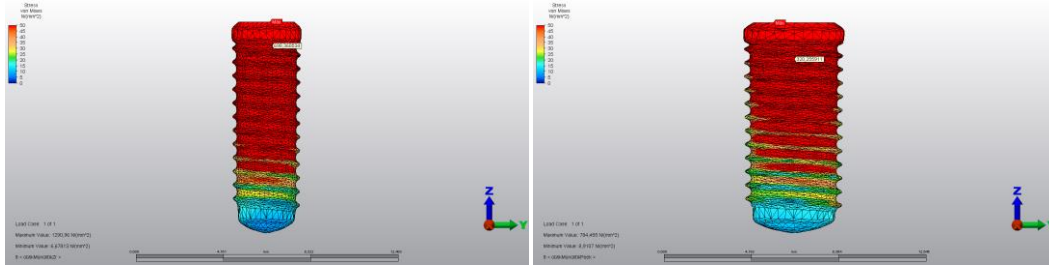
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres değeri  $479,78 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 59)



**Şekil 59:** Grup 4' de oblik yükleme sonucunda vidalarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

#### 5.2.4.4. İmplantlarda oluşan Von Mises stres bulguları

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres değeri implantların boyun bölgesinde  $1290,96 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 60)

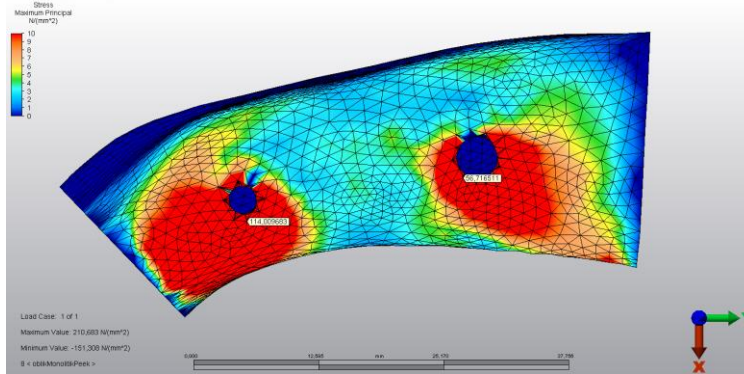


**Şekil 60:** Grup 4' de oblik yükleme sonucunda titanyum implantlarda oluşan maksimum Von Mises stres dağılımı

#### 5.2.4.5. Kemikte oluşan asal gerilme bulguları

- **Maksimum asal gerilme bulguları**

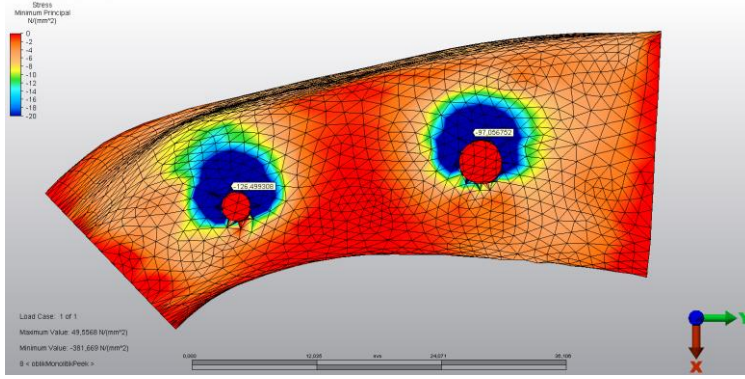
Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda  $114,00 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 61)



**Şekil 61:** Grup 4' de oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme dağılımı

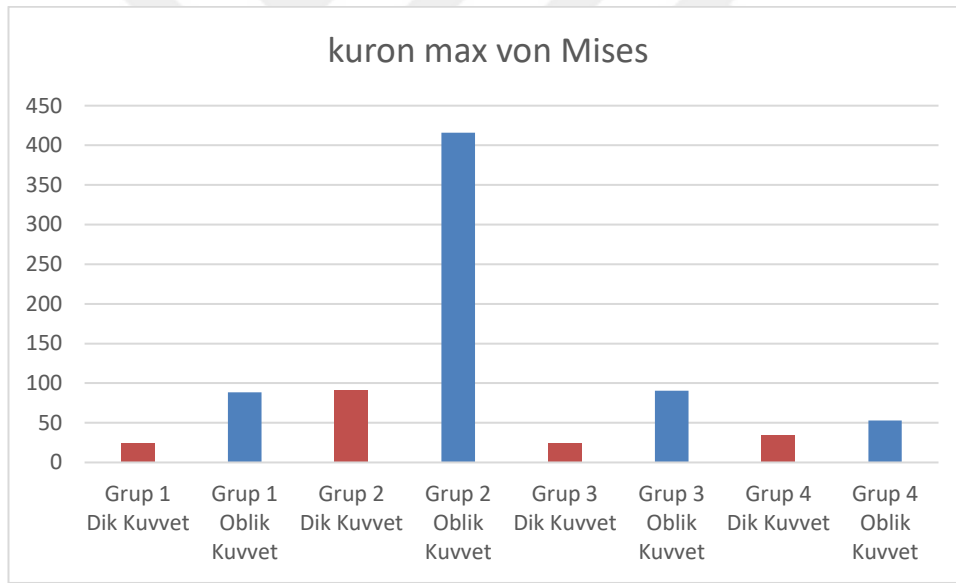
- **Minimum asal gerilme bulguları**

Oblik kuvvet uygulanması sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısımda  $-126,49 \text{ N/mm}^2$  olarak ölçülmüştür. (Şekil 62)



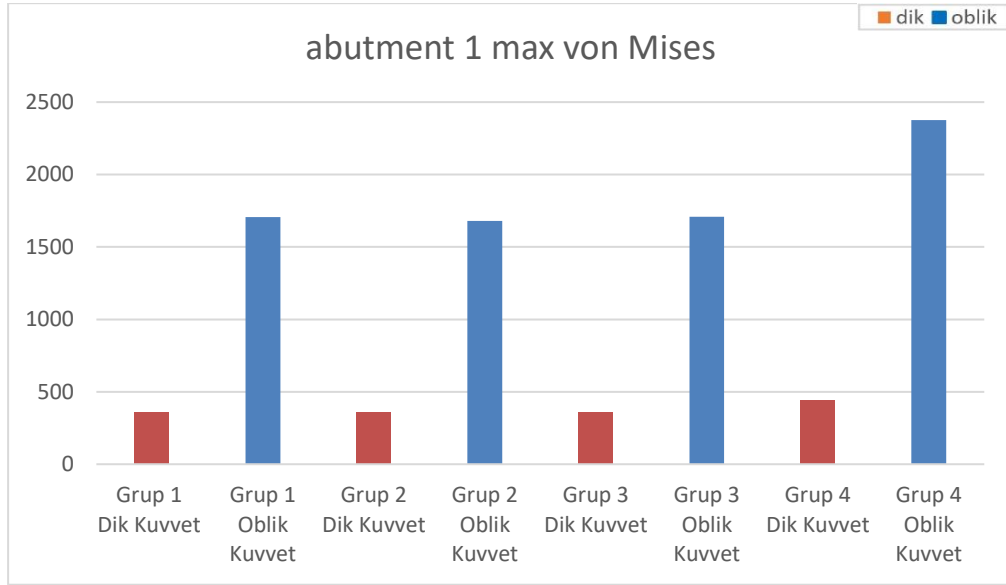
**Şekil 62:** Grup 4' de oblik yükleme sonucunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme dağılımı

### 5.3. Tüm Gruplarda Üst Yapıda Oluşan Maksimum Von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması

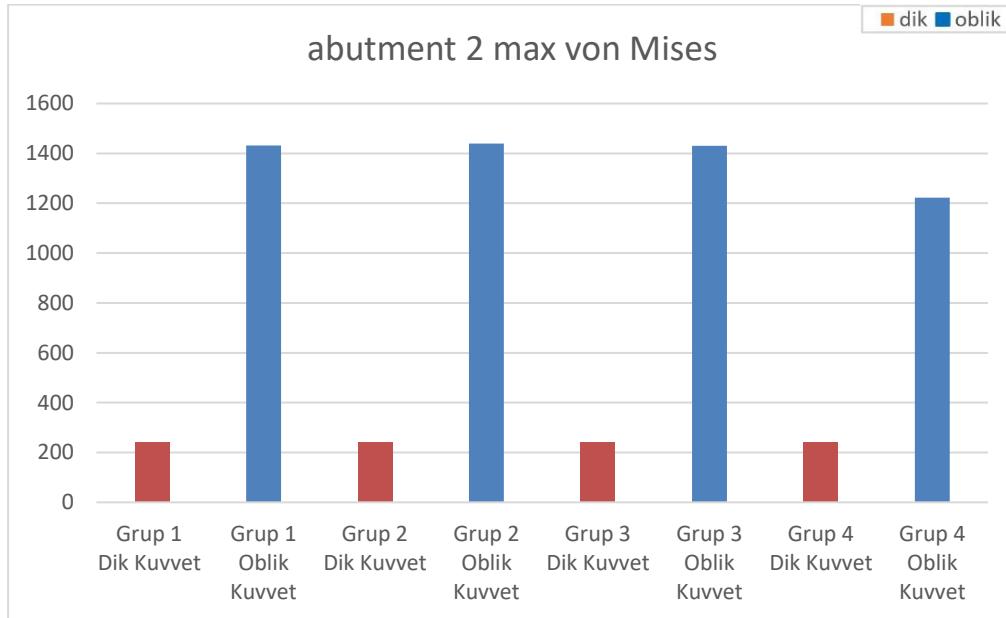


**Tablo 6:** Üst yapıda oluşan maksimum streslerin karşılaştırılması

#### 5.4. Tüm Gruplarda Abutmentlerde Oluşan Maksimum Von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması

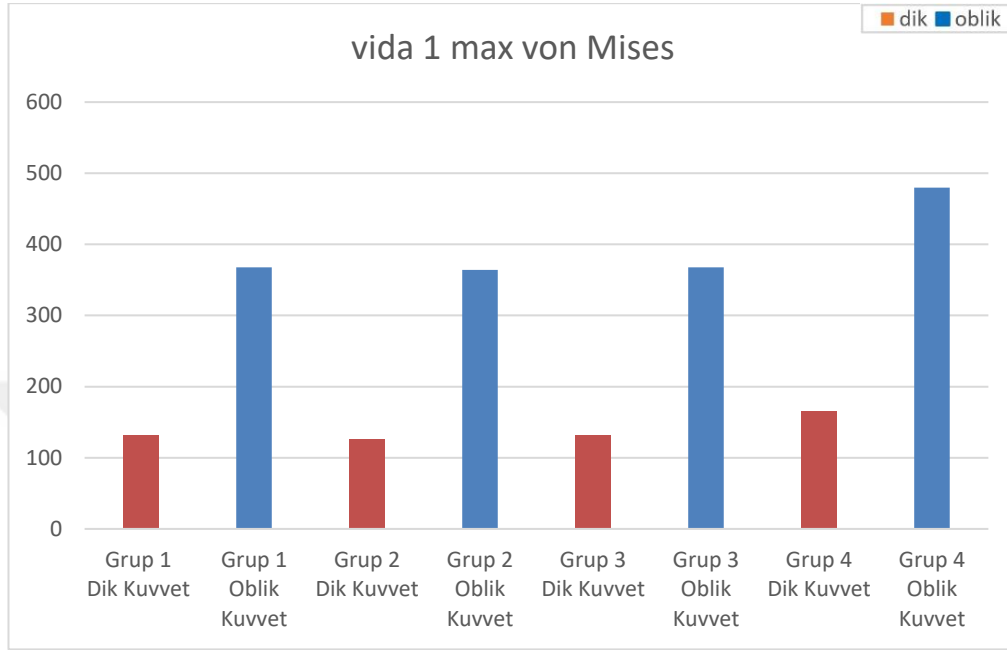


**Tablo 7:** Posterior abutmentta oluşan maksimum streslerin karşılaştırılması

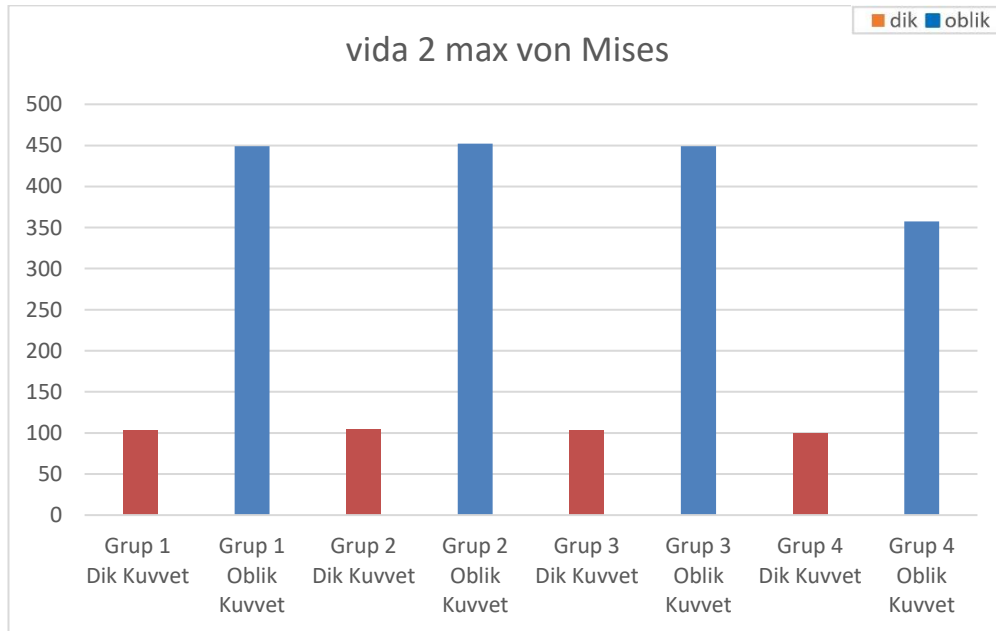


**Tablo 8:** Anterior abutmentta oluşan maksimum streslerin karşılaştırılması

### 5.5. Tüm Gruplarda Vidalarda Oluşan Maksimum Von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması

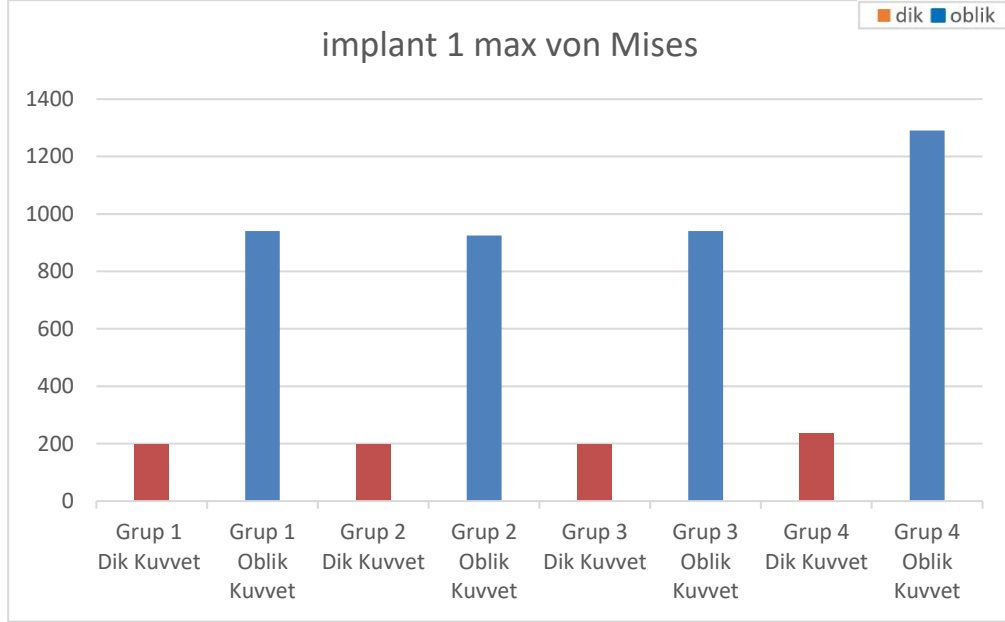


**Tablo 9:** Posterior vidada oluşan maksimum streslerin karşılaştırılması

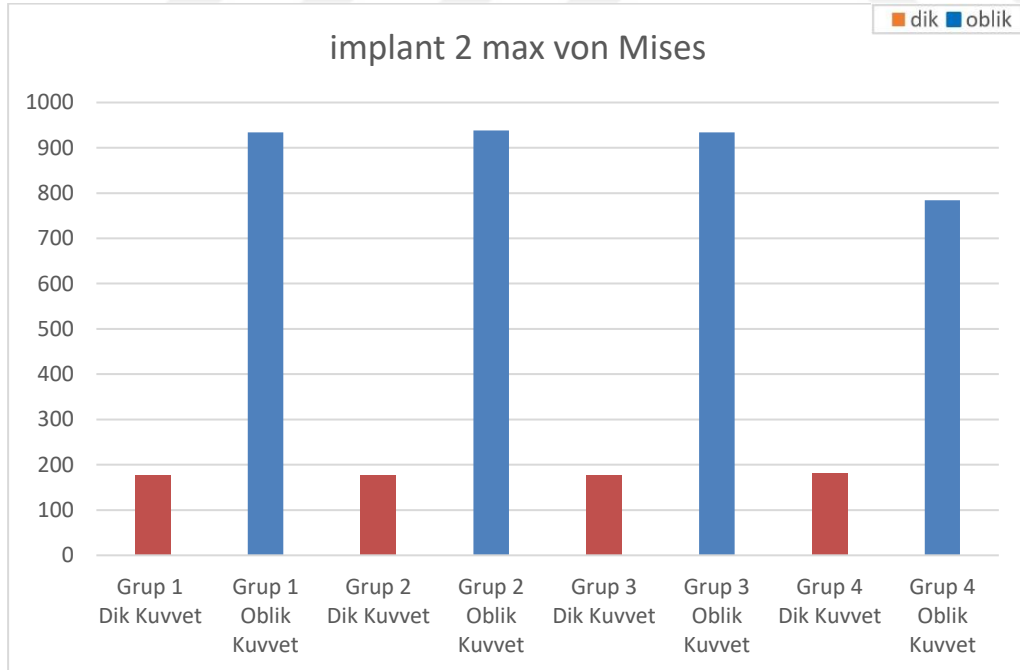


**Tablo 10:** Anterior vidada oluşan maksimum streslerin karşılaştırılması

## 5.6. Tüm Gruplarda İmplantlarda Oluşan Maksimum Von Mises Stres Bulgularının Karşılaştırılması

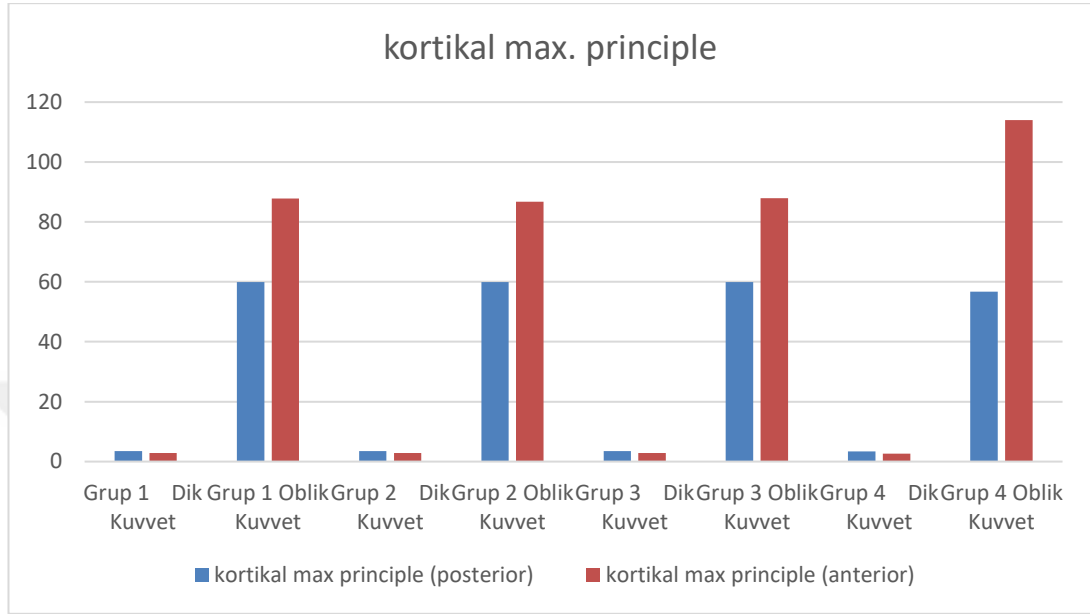


**Tablo 11:** Posterior implantta oluşan maksimum streslerin karşılaştırılması

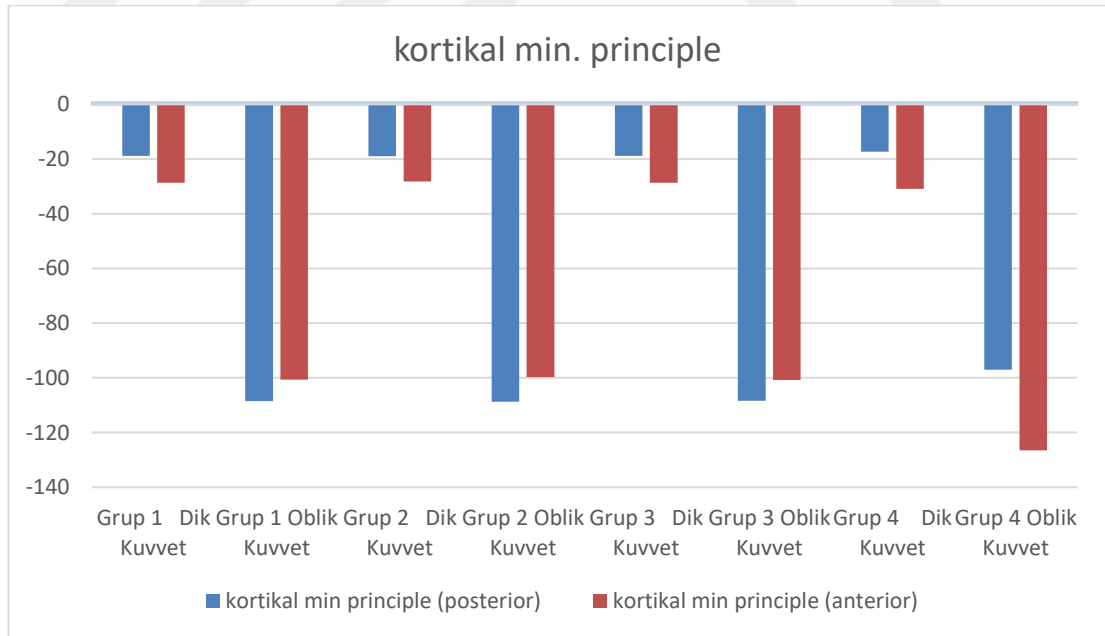


**Tablo 12:** Anterior implantta oluşan maksimum streslerin karşılaştırılması

### 5.7. Tüm Gruplarda Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Bulgularının Karşılaştırılması



**Tablo 13:** Kemikte oluşan maksimum gerilmelerin karşılaştırılması



**Tablo 14:** Kemikte oluşan minimum gerilmelerin karşılaştırılması

## 6. TARTIŞMA

Gelişen teknoloji ile kaybedilen dişler yerine yapılan geleneksel protezler, yerini hızla dental implantlara bırakmaktadır. Dental implantların en önemli avantajları arasında, alveol kemikteki devamlılığı koruması ve boşluğa komşu dişlerde preperasyon ile oluşan doku kaybına engel olması yer almaktadır (186).

Çalışmamızda mandibular posterior ikinci premolar ve ikinci molar bölgesine titanyum implant uygulaması yapıldı. Daha sonra titanyum abutmentler üzerine dört farklı protetik materyalden köprü tasarımı yapılarak okluzal kuvvetler uygulandı. Protetik üst yapı, abutment, vida, implant ve implant çevresindeki kemik dokuda oluşan stresler değerlendirmek için sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanıldı.

Yapılan birçok araştırmaya göre implant tedavilerinin uzun veya kısa vadede başarısındaki en önemli etkenlerden biri de biyomekaniktir (148, 187, 188). Başarısız kabul edilen implantların büyük bir çoğunluğunda, implantın boyun bölgesinde görülen kemik kayıplarının sebep olduğu yapılan araştırmalarla bildirilmiştir. Bu kemik kayıplarının sebebini açıklamak amacıyla birçok in vivo ve in vitro çalışmalar yapılmaktadır (187,188,189). Dental implantlarda doğal dişlerde bulunan periodontal ligament bulunmamaktadır. Bundan dolayı dental implantlarda protez üzerine gelen kuvvetler doğrudan kemiğe iletilir (190,191). İmplant planlaması yapılırken oluşabilecek kuvvetler göz önüne alınmalı, implant tedavisinin başarılı olması için gelen kuvvetlerin kemiğe homojen dağılımı sağlanmalıdır. Bu kuvvetleri; implantın yapıldığı materyal, protezin yapıldığı materyal, protezin ve implantın tasarımı, kronun implanta oranı gibi faktörlerin etkilediği yapılan araştırmalarla bildirilmiştir. Bu sebeple doğru implant ve protez seçeneklerini belirlemek tedavi için oldukça önemlidir (18,50,156,192,193,194).

Diş hekimliği alanı ile ilgili çalışmaların hemen hepsinde kullanılan kemik, diş, periodonsiyum gibi canlı dokuları in vivo ve in vitro çalışmalarda kullanmak bazen çok zor olabilmektedir. Bu yüzden canlı dokuların, bazı bilgisayar programları kullanarak modele edilmesi ve böylece stres analiz yöntemleri ile analizlerinin yapılması gerekebilmektedir. Stres analiz yöntemlerinin doğruluğu, bilgisayar ortamına aktarılacak modellerin, gerçeğe yakın geometriyle hazırlanmasına, tekniğin

doğru kullanılmasına bağlıdır. Analizi yapılacak modelin karmaşıklığı arttıkça, bilgisayar ortamına doğru şekilde aktarıp analiz etmek de o kadar zorlaşmaktadır (10, 16, 17, 21, 195, 196 ).

Stres analizi için birçok yöntem kullanılabilir ve bu analiz yöntemlerinin birbirlerine göre avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır (169, 170). Bu stres analiz yöntemlerinden; kırılma mekanik metodu ile yapılan analizlerde sayısal veri elde edilememektedir, fotoelastik gerilme analizinde kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri gerçeği yansıtmamaktadır, gerinim ölçüm yöntemi sadece ölçümleri yapan uçların temas bölgelerinde ölçüm yapmaktadır, lazer ışını ve radyoteleometri metotları ise uygulama zorluklarından dolayı çok fazla tercih edilememektedir. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde; bütün halindeki model parçalara ayrılarak her bir parça üzerinde analizler ile birtakım çözümlemeler elde edilir ve bu çözümlemeler matematiksel denklemler ile birleştirilerek sonuçlar değerlendirilir. Bu yöntemlerin birbiri arasındaki değerlendirmeler sonucunda sonlu elemanlar stres analizi metodunun, diğer metotlara daha üstün hale geldiği yapılan çalışmalarda belirtilmiştir (19,21,197-202).

Dental implantlar ile kemik arasındaki bağlantılar ile ilgili yapılan çalışmalarda in vivo ve in vitro çalışmalar yetersiz kalmaktadır. Bu bağlantıyı değerlendirmek için sonlu elemanlar stres analizi yöntemi en iyi seçeneklerden birisi olarak kabul edilmektedir (10,16,203). Öte yandan implantlarda ve kemikte oluşan stresleri de değerlendirmede kullanılan en yaygın teknik yine sonlu elemanlar stres analizidir (14).

Stres dağılımı ile ilgili dental implantolojide yapılan çalışmalarda farklı farklı sonlu elemanlar stres analizi yöntemleri kullanılmıştır (181,204,205). Günümüz çalışmalarında farklı materyallerden yapılan implant üstü protetik yapının streslere etkisini incelemede iki boyutlu (2D) ve üç boyutlu (3D) sonlu elemanlar stres analizi yöntemleri kullanılmıştır (181,206). Bunlar arasında da üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin, stresleri daha detaylı ve gerçeğe yakın analiz ettiği yapılan çalışmalarla bildirilmiştir (16,207,208).

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle elde edilen hassas sonuçlara rağmen, bu yöntemin bir takım avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır. Örneğin, gerçek cismin matematiksel modelleri kullanıldığı için gerçek cismin bütün ayrıntıları modele aktarılamaz. Fakat yapılan analizler bilgisayar ortamında yapıldığı için araştırmacı modeller üzerinde istediği şekilde değişiklik yapabilir, parametre ve eldeki geometriyi düzenleyebilir ve yapılan analizi dilediği kadar tekrar tekrar uygulayabilir. Bunu in vivo çalışmalarda yapmak mümkün değilken, in vitro çalışmalarda ise kısmen mümkün olabilmektedir. Matematiksel modellerin kullanıldığı bu yöntem, materyalin analizi için kullanışlı bir tekniktir (209).

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile gerçekçi sonuçlar elde etmek mümkün olmakla beraber, kullanılan bilgisayar programı ve analizi yapan kişiye bağlı faktörler nedeniyle elde edilen değerlerin yaklaşık değerler olduğu unutulmamalıdır (210). Bundan dolayı matematiksel modelin gerçeğine yakın ve doğru biçimde oluşturulması, uygulanacak analizin doğruluğu bakımından oldukça önemlidir (211).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin başarısı, oluşturulan modeldeki düğüm sayısı ve eleman sayısına bağlı ve doğru orantılı olduğunu Meijer ve ark. (212) ve Clelland ve ark. (213) yaptıkları çalışmalarda bildirmişlerdir. Düğüm ve eleman sayısının çokluğu gerçek modele daha yakın bir geometri oluşması açısından önemlidir. Düğüm ve eleman sayısının az olması ise; o model hakkında daha genel bilgiler elde etmemize sebep olur. Ancak düğüm ve eleman sayısının artması yapılan analizleri hem zorlaştırır hem de harcanan sürenin fazla olmasına neden olur (214).

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinde gerçeğe daha yakın sonuçların elde edilebilmesi için en az 30000 adet düğüm ve 200000 adet eleman sayısı kullanılması tavsiye edilmiştir (215-217). Çalışmamızda her bir model için en az 50000 adet düğüm sayısı ve en az 200000 adet eleman sayısı kullanılmıştır.

Canlı organizmalarda organik maddelerin homojen ve izotropik halde bulunması mümkün değildir. Herhangi bir dokunun izotropisi ve organik yapısı belirli limitlerle sınırlandırılmayacak kadar birçok etkenden etkilenebilmektedir. Ancak böyle durumlarda kullanılan malzemenin veya dokunun homojen ve izotrop olduğu varsayılarak ortalama değerlerin kullanılması, in vitro çalışmalardaki sonuçların

gerçeğe yakın olmasına engel teşkil etmemektedir (218,219). Bu bilgiler doğrultusunda, çalışmamızda kullanılan malzemeler homojen ve izotropik olarak kabul edilip değerlendirilmiştir. Ayrıca çalışmamızda osseointegrasyon %100 kabul edilmiştir (220). Ancak kemik ile implant arasında hiçbir zaman %100 osseointegrasyon oluşmadığı da unutulmamalıdır.(10)

Sonlu elemanlar stres analizi tekniğinde doğru sonuçlar elde edebilmek için ileri dijital görüntüleme tekniklerinden yararlanılır ve böylece homojen olmayan kemik modelleri de elde edilebilmektedir (10). Ayrıca kişinin kendisine ait olan bilgisayarlı tomografi verileri sayesinde kişiye özel hazırlanan modeller gerçeğe daha yakın modellemelerde yapılabilmektedir (221). İleri dijital görüntüleme teknikleri arasında bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve lazer tarama yöntemleri yer almaktadır. Bu teknikler kendi aralarında kıyaslandığında, yapılan araştırmalara göre en ayrıntılı görüntüyü veren tekniğin bilgisayarlı tomografi tekniği olduğu bildirilmiştir (222). Çalışmamızda bilgisayarlı tomografi ile hazırlanmış mandibula modeli kullanılmıştır.

Analizlerimiz gerçekleştirilirken mandibuladan alınmış farklı boyutlarda elde edilmiş birçok kemik kesiti kullanılmıştır. Çene kemiklerinden farklı boyutlarda kesitlerin alınması mümkündür. Sonlu elemanlar stres analizi ile ilgili yapılan çalışmalarda bütün çene kemiğinin modellenmesi değil, sadece implantların ve çevre kemik dokusunun modellenmesi ortak noktadır. Böylece kuvvet iletiminin ihmal edilecek kadar az olduğu bölgeler modellenmemiş olur. Bu da asıl modellenmesi gereken bölgenin daha detaylı modellenmesine, düğüm ve eleman sayılarının daha fazla olmasına olanak sağlar. Yapılan bir araştırmada implanttan 4,2 mm daha uzak bölgelerin analiz sonuçlarına etkisinin ihmal edilecek kadar az olduğu bildirilmiştir. (216).

Bütün bu araştırmaların sonucunda, sürekli güncellenen teknoloji ile beraber çalışmamızda modellerimiz; üç boyutlu, gerçeğe uygun anatomik formlar, olabildiğince detaylı ve titiz bir şekilde hazırlanmıştır.

Mandibular posterior bölgede çoğunlukla tip 2 kemiğe rastlanmaktadır (223). Çalışmamızda kortikal kemik kalınlığı 1,5 mm olarak trabeküler kemik kalınlığı 13

mm ayarlanarak mandibular posterior bölgeye implantlar yerletirilmiştir. Lekholm ve Zarb sınıflamasına uygun tip 2 kemik kullanılarak modellemeler yapılmıştır (12,177,178).

Çalışmamızda kemikte oluşan en yüksek stres değerleri, implantın kortikal kemiğe ilk temas ettiği kısımlarda (boyun bölgesinde) görülmüştür. Böylece kortikal kemiğin varlığı gelen kuvvetlerin çoğunluğunu kendisi karşılayarak, trabeküler kemiğe çok daha az stres iletilmesine neden olmuştur.

İmplantlar gelen kuvvetleri, periodontal aralıkları bulunmadığı için doğrudan kemiğe iletirler. Bu özellikleriyle doğal dişlerden ayrırırlar. Bu sebeple kemik implant bağlantısının korunmasında gelen çiğneme kuvvetlerinin de etkisi büyüktür (156).

Çiğneme kuvvetleri ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır ve bu kuvvetler ile ilgili farklı farklı sonuçlar bulunmuştur. Doğal dişli bireylerde oluşan okluzal kuvvet miktarı keser-premolar bölgesinde 176 N ile 229 N arasında, molarlar bölgesinde ise 383 N ile 880 N arasında değiştiği gözlenmektedir (214,224). Yapılan başka bir çalışmada ise oluşan kuvvetlerin 1. ve 2. molarlarda 390-800 N aralığında (ortalama 565 N), premolarlarda 288 N olduğu bulunmuştur (26). Ferrario ve ark. yaptıkları çalışmalarında doğal dentisyondaki ısırma kuvvetlerini, kesicilerde 94-146 N, birinci premolarlarda 179-254 N ve birinci molarlarda 234-306 N olarak bulmuşlardır (158). Doğal dişli bireylerde oluşan bu farklı okluzal kuvvetler, bireyin yaşı ve ağzında mevcut olan restorasyonlara göre büyük değişiklik göstermektedir. İmplant destekli sabit protezlerde, doğal dişleri olan bireyler gibi benzer kuvvetlere maruz kalırlar (157). Sonlu elemanlar stres analizi ile implantlar üzerinde çalışma yapılırken bu durum göz önüne alınmıştır. Böylece implantların da doğal dişler gibi sadece yatay ve dikey kuvvetlere maruz kalmadığı, oblik kuvvetlere de maruz kaldığı için bu durumun da göz önüne alınması gerekmektedir (10). Oblik kuvvetlerin daha fazla stres yarattığı yapılan çalışmalarda görülmüştür (225).

Yapılan çalışmalar okluzal kuvvetlerin değişkenlik gösterdiğini ortaya koymuştur. Bu çalışmada dikey yönde toplam 1000 N, oblik yönde ise toplam 500 N olacak şekilde kuvvet uygulanmıştır.

Rekow ve ark. (226), sonlu elemanlar stres analizi ile yaptıkları çalışmada siman aralığının stresler üzerinde etkili olduğunu belirtmişlerdir. Zang ve ark. (227), yaptığı çalışmada farklı siman aralıkları kullanmışlardır ve monolitik zirkonyanın kırılma direnci üzerine etkisine bakmışlardır. Siman aralığının arttıkça servikal bölgelerde oluşan streslerinde arttığını bildirmişlerdir. Fakat sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmaların büyük bir kısmında siman aralıkları ihmal edilmiştir (14, 157,228-231). Bu veriler ışığında Saint-Venant prensibine göre siman kalınlığı stres dağılımlarını etkilemediği için çalışmamızda değerlendirmeye alınmamıştır (220).

Çalışmamızda oblik kuvvet için literatürde kullanılan açılı aralığında  $30^0$ 'lık açılı tercih edilmiştir (12).

İmplant üstü protetik yapılar arasında metal alt yapı porselenler günümüzde hala en çok tercih edilen materyallerdir. En büyük avantajları arasında dayanıklı olmaları, porselene iyi bağlanmaları, ucuz olmaları ve kolay ulaşılabilirliği yer almaktadır. Fakat metal alt yapı porselenlerin birçok dezavantajı da bulunmaktadır. Korozyona uğramaları, alerji yapabilmeleri bu dezavantajların başında gelmektedir. Ayrıca metal ile porselen arasındaki termal genleşme katsayısındaki farklılıktan dolayı bağlantı problemleri, alaşımların içerdiği gümüşün seramiği renklendirmesi ve ışık geçirgenliklerinin olmamasından dolayı kötü estetik sonuçlar vermesi diğer dezavantajlarından sayılabilir (232). Bu özelliklerin tamamını göz önüne alarak, çalışmamızın bir grubunda altın standart olarak kabul edilen metal destekli porselenleri kullandık.

Günümüzde gelişen teknoloji ile estetik özellikleri kabul edilebilir seviyede, çiğneme kuvvetlerine yeteri kadar dirençli zirkonyalar ortaya çıkmıştır. Ancak zirkonyanın maruz kaldığı yüzey işlemleri bu materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etki oluşturur. Tetragonal fazın stabilize edilmesine rağmen materyalin sürekli monoklinik faza dönüşmesi dental olarak biyomekanik ihtiyacı tam olarak karşılayamamıştır (233).

Zirkonya alt yapı porselenler yüksek dayanıklılıkları ve geliştirilen optik özellikleri ile diş hekimliği alanında kullanımları gün geçtikçe artmaktadır. Alt yapı olarak mekanik özellikleri yüksek olan zirkonyalar, ışık geçirgenliği düşük

olmasından dolayı cam seramikler ile venerlenerek kullanılırlar. Fakat bu kullanım türünün en büyük dezavantajı ise, porselen yapı ile zirkonya arasındaki bağlantı problemidir. En sık karşılaşılan komplikasyon ise porselen ile zirkonya arasındaki ayrılmalardır (234,235-238).

Güncel olarak gelişen teknoloji ile birlikte, bu dezavantajı elimine etmek için alternatif monolitik materyaller geliştirilmiştir. Farklı monolitik materyaller arasında en başarılı klinik performansı gösteren materyal monolitik zirkonyalar olarak bildirilmiştir (234,236).

Yapılan in vitro çalışmalarda monolitik zirkonyaların yeterli dayanıklılık sergilediği bildirilmiştir (239). Alshahrani ve ark. (240), yaptığı çalışmada sabit protezlerde kullandığı monolitik zirkonyada, kırılma değerinin 1192 N ile 2131 N arasında değiştiğini bildirmişlerdir. Øilo ve ark. (241), yaptıkları in vitro çalışmada çiğneme simülasyonu üzerinden değerler hesaplamışlar ve monolitik zirkonya kuronları için 1700 N' den 6000 N' ye kadar değişen çok yüksek kırılma direnci değerleri bildirmişlerdir. Lundgren ve ark. (242), kantilever ile hazırlanmış sabit protezlerde monolitik zirkonya kullanmışlardır ve kantilevere uygulanan oklüzal kuvvetlerin 700 N' a kadar dayanabileceğini söylemişlerdir. Bankoğlu Güngör ve ark. (243), Cad-Cam monolitik kuronlar ile venerlenmiş seramiklerin kırılma dayanımlarının kıyaslandığı çalışmada en yüksek kırılma direnci, yitrium ile stabilize edilmiş monolitik zirkonya kuronlar olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca venerlenmiş zirkonya restorasyonlar monolitik seramiklerden daha düşük direnç göstermiştir. Bankoğlu Güngör ve ark. (238), yaptıkları klinik çalışmanın ön raporuna göre monolitik zirkonya tek dişli kuronların ve sabit diş protezlerinin yüksek sağ kalım oranları ve genellikle başarılı teknik sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Kim ve ark. (244), tarafından yapılan çalışma sonuçlarına göre; lityum disilikat preslenmiş zirkonya ve monolitik zirkonya kuronların, fluorapatit preslenmiş zirkonya ve monolitik lityum disilikat kuronlara göre daha iyi kırılma direncine sahip olduğu gösterilmiştir.

Christensen tarafından bruksizimli bireyler üzerinde yapılan çalışmada, BruxZir monolitik zirkonya kullanılarak 1.0 mm' den az oklüzal preparasyon yapılarak 118 adet molar kuron restorasyon uygulanmıştır. Çalışmanın 6 yıllık takibi sonrasında

restorasyonların hiç birinde fraktür bildirilmemiştir (245). Bidra ve ark. yaptıkları 5 yıllık retrospektif bir çalışmada 2039 adet monolitik zirkonyadan oluşan implant üstü sabit protezin sağ kalım sonuçlarını değerlendirmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, ilk yıl sağ kalım oranı %99.8, 5 yıllık sağ kalım oranı %99.3 olarak belirlenmiştir. Bütün bu çalışmalar neticesinde monolitik zirkonya, zirkonya altyapılı porselenlere kıyasla daha dayanıklı olsa da; düşük ışık geçirgenliklerinden dolayı yeteri kadar estetik beklentiyi karşılayamamışlardır. Fakat posterior bölgede ve bruksizmlili olan hastalarda kullanımı oldukça yaygındır (246).

Yapılan araştırmalar ile birlikte biyouyumlu materyal ihtiyacını karşılamak ve estetik beklentileri gidermek için hibrit seramikler ve son zamanlarda dental tedavilerde sıklıkla kullanılmaya başlanan polietereeterketonun (PEEK) üretilmesine ve geliştirilmesine başlanmıştır (131).

PEEK ve içeriği ile ilgili yapılan araştırmalarda herhangi bir sitotoksiste, mutajenlik, kanserojenlik ve toksik özellik barındırmasıyla ilgili kanıt bulunamamıştır (126). PEEK materyalinin ayrıca seri üretiminin kolay olması, dental frezlerle kolayca şekil alması gibi başka avantajları da bulunmaktadır (143). PEEK bu özelliklerinin yanında manyetik rezonans görüntüleme (MRI) imkanı sağladığından dolayı peri implant kemik oluşumunu izlemek içinde büyük avantaj sağlamaktadır (247).

PEEK materyali elastik olmasından dolayı, oluşan çiğneme kuvvetlerini hafifleterek implanta ilettiği öne sürülmüştür. Bu özelliğinden dolayı PEEK'in strese dayalı problemleri çözebileceği ifade edilmiştir (142). PEEK'in bu özelliklerinden dolayı hem abutment hem de protetik materyal olarak kullanılabileceği savunulmuştur (248).

Diş hekimliğinde kullanılan protetik materyaller arasında PEEK, metal alt yapılı seramiklere göre daha biyouyumludur. Fakat yeterli ışık geçirgenliği olmadığından dolayı veneer ile kaplanması gerektiğini savunan çalışmalar da vardır (136). PEEK, hafif bir materyal olduğundan dolayı metal altyapılı porselenlere iyi bir alternatiftir. Ayrıca altyapı olarak kullanılan alaşımlar gibi korozyona uğramazlar (249).

Suda çözünmemesi ve diğer maddelerle düşük reaktiviteye sahip olması nedeniyle PEEK, yine metal alerjisi olan veya metalik tada duyarlı hastalar için uygun olabilir (250).

Zirkonyalara veya metal alaşımlara alternatif olarak kullanılan PEEK, bu materyaller ile kıyaslandığında daha az maliyetli ve daha hafif malzemelerdir, tamirleri daha kolaydır (129).

CAD-CAM ile üretilmiş PEEK sabit protezlerin kırılma direncinin, lityum disilikat cam-seramik (950 N), alümina (851 N) (251) ve zirkonyaya (981-1331 N) kıyasla daha yüksek olduğu bildirilmiştir (252).

PEEK materyalinin radyolusent oluşu CT görüntülerinde osseointegrasyonun ve periimplant dokuların değerlendirilmesinde avantaj sağlamaktadır (253). Radyolusensitesi, peri-implant çevresinde siman artıklarının daha kolay tespit edilmesini sağlayacaktır (248).

PEEK'in üstün mekanik ve biyolojik özelliklerinden dolayı, polimerden yapılan protezler yakın gelecekte rutin bir şekilde uygulanırsa şaşırtıcı olmayacaktır ve sabit protezlerde tatmin edici bir sağkalım oranına sahip olması beklenmektedir (121). Bununla beraber PEEK materyaline ait uzun dönem takip çalışmaları yoktur. Ayrıca bu materyalin stres analizlerine ait çok az sayıda çalışma bulunmaktadır.

Gelişen teknoloji, yeni materyallerin diş hekimliğine girmesi, var olan materyallerin geliştirilmesine rağmen klinisyenin ihtiyacını giderecek kusursuz bir materyalden söz edilememektedir. Bu yüzden en uygun materyal ve materyalin elde edilme tekniği, materyale ulaşılabilirlik açısından çalışmalar hala süre gelmektedir (254).

Bu veriler ile yola çıkarak çalışmamızda, kron materyali olarak metal altyapılı porselenlere alternatif olabileceği düşünülerek; monolitik zirkonyalar, zirkonya altyapılı porselenler ve PEEK materyalinin sonlu elemanlar stres analizi vasıtasıyla kıyaslaması yapılmıştır.

Jr Sarot ve Ark. yaptığı çalışmada oblik kuvvetlerin dikey kuvvetlerden daha yıkıcı etkiye sahip olduğunu söylemişlerdir. Bunun aksine bildiren bir çalışmaya

rastlanmamıştır (255). Bizde çalışmamızda bütün gruplarda oblik kuvvetleri dikey kuvvetlerden daha yıkıcı bulduk.

Yapılan başka bir sonlu elemanlar analiz çalışmasında malzemenin elastik modülü arttıkça, restorasyon üzerine gelen kuvvetlerin arttığı savunulmuştur (255). Titanyum ve monolitik zirkonya ile kıyaslandığında PEEK; hem dik hem de oblik kuvvetleri önemli ölçüde azalttığı ve restorasyonun dayanıklılığını arttırdığı başka bir çalışmada elde edilen sonuçtur (256). Bizim çalışmamızın sonuçlarında da restorasyon üzerine gelen stresler kıyaslandığında en büyük stresin elastik modülü en yüksek olan monolitik zirkonyada olduğu görülmüştür.

Yapılan bir çalışmada, malzemenin elastik modülü arttıkça, o malzemenin kuvveti daha kısa sürede ilettikleri bildirilmiştir (257). Başka bir çalışmada ise bunun tam aksi bildirilmiştir (258). Zengxiang ve Ark. (259) yaptığı başka bir sonlu elemanlar stres analiz çalışmasında, PEEK materyalinin stres koruyucu etkisi bulunduğunu söylemişlerdir ve bu materyali restorasyon açısından avantajlı bulsalar da implant ve kemik açısından her zaman avantajlı bulmamışlardır. Rahmitasari ve Ark. (260) yaptığı çalışmada PEEK esnek bir materyal olduğu için eğer protez gövdesi olarak kullanılıyorsa, düşük elastik modülüne rağmen yüksek stres değerleri gösterebileceğini FEM çalışmalarında savunmuşlardır. Amo ve Ark. (261) yaptığı çalışmada ise monolitik zirkonya gibi yüksek elastik modülen sahip malzemelerin, kuvvetleri üzerine çekerek kemiğe iletilen streslerin azaldığını söylemişlerdir.

Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara göre tüm gruplar incelendiğinde; dikey kuvvetler altında en az stresler genel olarak monolitik zirkonyada, oblik kuvvetler altında ise premolar bölgede PEEK materyalinde molar bölgede ise monolitik zirkonyada bulunmuştur. Kemikteki streslere baktığımızda ise uygulanan hem dik hem de oblik kuvvetlerde sıkışma kuvvetleri etkisi altında olduğu görülmüştür. Premolar ve molar bölgesindeki implantlarda oluşan streslerin farklı olması, implant çaplarının farklılığından veya uygulanan kuvvet miktarlarının farklı oluşundan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin uygulanması klinik tabloyu tam olarak yansıtmayabilir fakat kıyaslama bakımından fikir vermektedir. Bu sebeple sonuçları

değerlendirirken sonlu elemanlar stres analizi yönteminin sınırlamaları akılda bulundurulması gerekmektedir.



## 7. SONUÇ

- Oblik kuvvetler dikey kuvvetlere oranla daha fazla stres oluşturmıştır.
- Dikey kuvvetler altında implantlarda oluşan Von Mises stres değeri en az monolitik zirkonyada, en fazla PEEK materyalinde bulunmuştur.
- Dikey kuvvetler altında premolar implant bölgesindeki abutmentta oluşan Von Mises stres değeri maksimum metal destekli seramikte, minimum monolitik zirkonya materyalinde bulunmuştur.
- Dikey kuvvetler altında molar implant bölgesindeki abutmentta oluşan Von Mises stres değeri maksimum PEEK, minimum monolitik zirkonya materyalinde bulunmuştur.
- Dikey kuvvetler altında premolar implant bölgesindeki vidada oluşan Von Mises stres değeri maksimum monolitik zirkonya, minimum PEEK materyalinde bulunmuştur.
- Dikey kuvvetler altında molar implant bölgesindeki vidada oluşan Von Mises stres değeri maksimum PEEK, minimum monolitik zirkonyada materyalinde bulunmuştur.
- Dikey kuvvetler altında köprülerde oluşan maksimum stres monolitik zirkonyada, minimum stres ise metal destekli seramikte bulunmuştur.
- Oblik kuvvetler altında premolar implant bölgesinde, abutmentlarda ve vidada oluşan Von Mises stres değeri maksimum monolitik zirkonyada, minimum PEEK materyalinde bulunmuştur.
- Oblik kuvvetler altında molar implant bölgesinde, abutmentlarda ve vidada oluşan Von Mises stres değeri maksimum PEEK, minimum monolitik zirkonyada materyalinde bulunmuştur.
- Oblik kuvvetler altında köprülerde oluşan maksimum stres monolitik zirkonyada, minimum stres ise PEEK materyalinde bulunmuştur.
- Premolar implant bölgesindeki kemikte, hem dikey hem oblik kuvvetler altında oluşan stresler sıkışma kuvvetlerinin etkisi altındadır ve maksimum stres PEEK minimum stres monolitik zirkonya materyalindedir.
- Molar implant bölgesindeki kemikte, hem dikey hem oblik kuvvetler altında oluşan stresler sıkışma kuvvetlerinin etkisi altındadır ve maksimum stres monolitik zirkonya minimum stres PEEK materyalindedir.

## 8. KAYNAKLAR

1. Magitot, E. (1892). The history of the mutilation of teeth. *Dent Items Int*, 15, 356.
2. Lobezzo F, Van der Zaag J, Van Selms MKA. Principle for the management of bruxism. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2008;35(7):509-23.
3. Fagan, M. J., Ismail, J. Y., Meffert, R. M., & Fagan, M. J. (Eds.). (1990). *Implant prosthodontics: surgical and prosthetic techniques for dental implants*. Year Book Medical.
4. Sandallı P, Grafelmann H, Özdemir T, İmplant Üstü Protezler 1999; 141-162.
5. Pesqueira, A. A, Goiato, M. C, Filho, H. G, Monteiro, D. R, Santos, D. M. D, Haddad, M. F, & Pellizzer, E. P. (2014). Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *Journal of Oral Implantology*, 40(2), 217-228.
6. Magne, P, Versluis, A., and Douglas, W. H. Rationalization of incisor shape: experimental-numerical analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1999; 81(3), 345–355.
7. Çiftçi Y, Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 2001; 14(5), 406–411.
8. Bankoğlu Güngör M. Maksiller Anterior Bölgeye Uygulanan Değişik Zirkonyum İmplant Destekli Protezlerde Abutment, İmplant Ve İmplant Çevre Dokuda Oluşan Stres Dağılımlarının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi İle Değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, 2014, Ankara (Danışman Prof. Dr. Handan YILMAZ).
9. Şahin S, Çehreli M. C, Yalçın, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - A review. *Journal of Dentistry*, 2002; 30(7-8), 271-282.
10. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2001; 85(6), 585–598.

11. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res* 1976; 55(5): 772–777.
12. Göre E. Bruksizmi Olan hastalarda implant üstü sabit protezler farklı oklüzyon tiplerinin implant başarısına etkisinin sonlu elemanlar analiz yöntemiyle değerlendirilmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul. 2010 (Danışman: Prof. Dr. Gülümser EVLİOĞLU).
13. Al-Sukhun, J., & Kelleway, J. (2007). Biomechanics of the mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(3).
14. Sevimay M. İmplant üstü kron tasarımlarında farklı materyallerin stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi: Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; Konya. 2002 (Danışman: Prof.Dr. Gürcan ESKİTAŞCIOĞLU).
15. Eraslan O, İnan O, Seçilmiş 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), 374–382.
16. DeTolla, D. H., Andreana, S., Patra, A., Buhite, R., & Comella, B. (2000). The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology*, 26(2), 77-81.
17. Bathe, K. J., & Wilson, E. L. *Numerical Methods in Finite Element Analysis*. Prentice-Hall, Engelwood Cliff, 1976.
18. Bozkaya D, Müftü S, Müftü A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 92(6):523–530.
19. Balatlıoğlu A. Akrilik Kaideli Ve Yumuşak Astarlı Tam Protezlerde Ve Destek Dokularında Gerilme Dağılımlarının Üç Boyutlu Sonlu Eleman Gerilme Analizi İle İncelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul. ( Danışman: Doç.Dr. Ömer KUTAY) 2000.
20. Ulm C, Kneissel M, Schedle A, Solar P, Matejka M, Schneider B, Donath K. Characteristic Features Of Trabecular Bone İn Edentulous Maxillae. *Clin Oral Implant Res* 1999; 10(6): 459-467.

21. Tosun T. Serbest Sonlanan Alt Çenelerde Pitt-Easy Bio-Oss İmplantları Üzerine Yapılan İmplant- İmplant Destekli Köprü Protezlerinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Biyomekanik Açıdan İncelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul. (Danışman: Prof.Dr. Peker SANDALLI )1997.
22. Clelland NL, Gilat A. The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. J Prosthodont 1992; 1(1):24-28.
23. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999;20(1):1-25.
24. Balık A. Farklı İmplant Abutment Bağlantılarının Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemiyle İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, İstanbul. (Danışman: Prof.Dr. Haluk KESKİN) 2007.
25. The Glossary of Prosthodontic Terms. J Prosthet Dent 2005; 94: 10-92.
26. Sakaguchi, R. L, & Powers, J. M. (2012). Craig's restorative dental materials-e-book. Elsevier Health Sciences.
27. Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. The Journal of oral implantology. 1992;18(4):343.
28. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark P. Osseointegration of titanium implants. Acta Orthopaedica Scandinavica. 1986;57(4):285-9.
29. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 1995;10(3).
30. Steigenga JT, Al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang H-L. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. Implant dentistry. 2003;12(4):306-17.
31. Derome J. A bit of history and dental histology today. Promot Dent 1973; 20: 12-8.
32. Güzel KG, Meşe A, Dündar B. Tür, form ve materyal açısından günümüz dental implantlarının tarihçesi. Türkiye Klinikleri J Med Ethics 2006; 14: 41-6.

33. Linkow LI, Miller RJ. Immediate loading of endosseous implants is not new. *Journal of Oral Implantology*. 2004;30(5):314-7.
34. Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson Å. Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*. 1969;3(2):81-100.
35. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977; 16: 1-132.
36. Albrektsson T, Sennerby L, Wennerberg A. State of the art of oral implants. *Periodontol* 2000 2008; 47: 15-26.
37. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. *Int Dent J* 2003; 53: 409-43.
38. Yeshwante, B., Patil, S., Baig, N., Gaikwad, S., Swami, A., & Doiphode, M. (2015). Dental implants—Classification, success and failure—An Overview. *IOSR J. Dent. Med. Sci. Ver. II*, 14, 2279-2861.
39. Misch, C. E. (2014). An implant is not a tooth: a comparison of periodontal indices. *Dental Implant Prosthetics-E-Book*, 46.
40. Rateitschak, K. H., & Wolf, H. F. (1995). *Color Atlas of Dental Medicine*. Thieme Medical Publishers.
41. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;49(6):843-8.
42. Uysal H, Akova T. Farklı İmplant Üstü Restoratif Materyallerin İmplant Kemik Ara Yüzeyine Dinamik Kuvvetler Altında İlettiği Streslerin İncelenmesi, Doktora Tezi Çukurova Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Adana, (Danışman Doç. Dr. Tolga AKOVA) 2002.
43. Soydan, N. (1993). *Gelinim ve Büyüme*. Doyuran Matbaası, İstanbul.
44. Çalikkocaoğlu, S. (1998). *Tam Protezler*. İstanbul: Profitez Akademisi ve Gnatoloji Derneği 2. Bilimsel Yayını, 766, 796.
45. Spiekermann H. *Color Atlas of Dental Medicine, Implantology*. New York: Thieme Medical Pub. Inc. 1995; s: 238- 266.

46. Branemark PI. Introduction to Osseointegration: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago, Illinois, Quintessence Publishing Co. Inc; 1985.
47. Geng, J., Yan, W., & Xu, W. (Eds.). (2008). Application of the finite element method in implant dentistry. Springer Science & Business Media.
48. Mesquida J, Lozada JL, Al-Ardah, A, Sun C-X, White SN, and Sabeti MA. History of Single Implants. Principles and Practice of Single Implant and Restorations Elsevier, 2014; 1-11.
49. Lekholm U, Zarb G. Patient selection and preparation. Osseointegration in Clinical Dentistry, 1985; 109–209.
50. Güneş N., Değişik Çap, Boy, Açıda Yerleştirilmiş Endosteal İmplantların, Farklı Kuvvet Yönleri Altında, Maksilla Ve Mandibulada Oluşturduğu Değişikliklerin Üç Boyutlu Modelleme Ve Sonlu Elemanlar Stres Analizi İle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Dicle Üni. Diyarbakır. 2013 (Danışman: Prof. Dr. Rezzan GÜNER).
51. Ellingsen, J. E, Thomsen, P, & Lyngstadaas, S. P. (2006). Advances in dental implant materials and tissue regeneration. Periodontology 2000, 41(1), 136-156.
52. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert, I, and Wennerberg, A. Quality of dental implants. International Dental Journal, 53(6 Suppl 2), 2003; 409–443.
53. Arınç H. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Alt Yapıda Kullanılan Farklı Materyaller Ve Konnektör Tasarımlarının Stres Dağılımına Etkisinin 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. (Danışman: Prof. Dr. Caner Yılmaz) 2015.
54. Misch C. E, Perel, M.L, Wang, H. L., Sammartino, G., Galindo-Moreno, P, Trisi, P, Schwartz-Arad, D. (2008). Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. Implant dentistry, 17(1), 5-15.

55. Albrektsson, T, Zarb, G., Worthington, P., and Eriksson, A. R. (1986). The longterm efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1(1), 11–25.
56. Buser, D, Mericske-Stern, R, Bernard, J. P., Behneke, A., Behneke, N., Hirt, H. P., and Lang, N. P. (1997). Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clinical oral implants research*, 8(3), 161–172.
57. Karoussis, I. K, Brägger, U., Salvi, G. E., Bürgin, W., and Lang, N. P. (2004). 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*, 15(1), 8–17.
58. Martin, W, Lewis, E, and Nicol, A. (2009). Local risk factors for implant therapy. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24 Suppl, 28–38.
59. Akça, K, Çehreli, M. C., and Iplikçioglu, H. (2002). A comparison of threedimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 115–21.
60. Iacono, V. J, Committee on Research the American Academy of Periodontology, S. and T. (2000). Dental implants in periodontal therapy. *Journal of periodontology*, 71(12), 1934-1942.
61. Esposito, M, Hirsch, J. M., Lekholm, U., and Thomsen, P. (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *European Journal of Oral Sciences*, 106(1), 527–551.
62. Gümüş HÖ. Üç Farklı Dental İmplant Yiv Tasarımının Ve İki Farklı Dental İmplant Çapının Degisik Yogunluktaki Kemik Üzerinde Olusturdıkları Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Protez Programı. Doktora Tezi. Ankara. (Danışman: Prof.Dr. Nur Hersek) 2007.

63. Nishimura I, Huang Y, Butz F, Ogawa T, Lin A, Wang CJ. Discrete deposition of hydroxyapatite nanoparticles on a titanium implant with predisposing substrate microtopography accelerated osseointegration. *Nanotechnology* 2007; 18: 5101-9.
64. Saruwatari L, Aita H, Butz F, Nakamura HK, Ouyang J, Yang Y, Chiou WA, Ogawa T. Osteoblasts generate harder, stiffer, and more delamination-resistant mineralized tissue on titanium than on polystyrene, associated with distinct tissue micro- and ultrastructure. *J Bone Miner Res* 2005; 20: 2002-16.
65. Takeuchi K, Saruwatari L, Nakamura HK, Yang JM, Ogawa T. Enhanced intrinsic biomechanical properties of osteoblastic mineralized tissue on roughened titanium surface. *J Biomed Mater Res A* 2005; 72: 296-305.
66. Öztürk B. Farklı İmplant-Abutment Bağlantı Tasarımlarında Oluşan Streslerin Ve Hareket Serbestliğinin; 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. (Danışman: Prof. Dr. Sedat Hakan Terzioğlu) 2015
67. Misch CE. The effect of bruxism on treatment planning for dental implants. *Dentistry today*. 2002;21(9):76-81.
68. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and occlusal rehabilitation: Quintessence Pub Co; 1989.
69. Pilliar RM. Implant surface design for development and maintenance of osseointegration. *Bio-implant interface: improving biomaterials and tissue reactions* Boca Raton, Fla: CRC Press LLC. 2003,43-58.
70. Haraldson T, Karlsson ULF, Carlsson GE. Bite force and oral function in complete denture wearers. *Journal of oral rehabilitation*. 1979;6(1):41-8.
71. Hobkirk JA, Psarros KJs. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1992;7(3).
72. Turgut S, Bağış B, Kılınç H, Bağış N. Bruksizm vakalarında dental implant uygulamaları. *TDBD*. 2016;137.
73. Misch Carl E, HL W. The procedures, limitations and indications for small diameter implants and a case report. *Oral Health*. 2004;94.16-30.

74. Eckert SE, Koka S, Wolfinger G, Choi YG. Survey of implant experience by prosthodontists in the United States. *Journal of Prosthodontics*. 2002;11(3):194-201.
75. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *International Journal of Prosthodontics*. 1995;8(5).
76. Uğurel C. Vidasız morse taper ve vida bağlantılı dental implant sistemlerinde implant-abutment bağlantılarının mekanik dayanımının in vitro olarak incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Doktora Tezi, İstanbul. (Danışman: Prof. Dr. Gülbahar Işık Özkol) 2013.
77. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang L. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical oral implants research*. 2005;16(1):26-35.
78. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2000;15(4).
79. Hsu JT, Fuh LJ, Lin DJ, Shen YW, Huang HL. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: experimental and three-dimensional finite element analyses. *Journal of periodontology*. 2009;80(7):1125-32.
80. Karunakaran, S., Paprocki, G. J., Wicks, R., & Markose, S. (2013). A review of implant abutments-abutment classification to aid prosthetic selection. *The Journal of the Tennessee Dental Association*, 93(2), 18-23.
81. Dupont, R. (1968). Large ceramo-metallic restorations. *International dental journal*, 18(2), 288-308.
82. McLean JW. *The science and art of dental ceramics volume 1*. Berlin: Quintessence Publishing Co, Inc. 1979.
83. Craig's *Restorative Dental Materials*. Twelfth Edition, Mosby Elsevier. Elsevier Inc. St. Louis, 2006
84. Akıllı YE, Farklı Materyallerden İmplant Ve Üst Yapılarının Kuvvet Dağılımının Sonlu Elemanlar Gerilim Analizi İle İncelenmesi. İstanbul Üni. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Oral İmplantoloji ABD. Yüksek Lisans/Doktora Tezi. İstanbul (Danışman: Prof. Dr. Z. Cüneyt Karabuda) 2010

85. Rosenstiel SM, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. Mosby, St. Louis. Second edition (1995)
86. Başer R. Transludent zirkonya materyalinden hazırlanan restorasyonlar ile diş minesinin aşınma etkileşimlerinin profilometre ile incelenmesi. Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İzmir, (Danışman: Prof. Dr. Mehmet Sonugelen) 2014.
87. Touati B, Miara P, Nathanson D. Esthetic dentistry and ceramic restorations. First published in the United Kingdom. 1999:30-1.
88. Ulu H. Farklı yüzey işlemlerinin monolitik zirkonyumun sertlik ve yüzey pürüzlülüğü ile rezin siman bağlantı dayanımına etkisinin incelenmesi. Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Erzurum, 2015.
89. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva Nelson RFA, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. International Journal of Prosthodontics. 2015;28(3).
90. Çelik M, Bural C, Bayrakdar G. Diş Hekimliğinde Zirkonya Uygulamaları. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2014;24.
91. Turp V, Gültekin P. Zirkonyanın Yapısı. Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics. 2017;3(2):77-83.
92. Kırmalı Ö, Özdemir A. Zirkonya esaslı seramikler. İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi 2012; 2: 15-18.
93. Şen N, Us YÖ, Turp V, Şen D. Monolitik Zirkonya. Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics. 2017;3(2):127-32.
94. Karataşlı B, Alpkılıç DŞ. Zirkonyanın Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları. Türkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics. 2017;3(2):94-103.
95. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dental materials. 2008;24(3):299-307.
96. Uludamar A, Aygün Ş, KULAK ÖZKAN Y. Zirkonya esaslı tam seramik restorasyonlar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2012;22.
97. Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. Dental Materials. 2005;21(5):476-82.

98. Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clinical oral implants research*. 2001;12(2):144-52.
99. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1992;68(2):322-6.
100. Egilmez F, Biçer AZY, Ergun G. Zirkonyumla güçlendirilmiş seramikler ve dental implantolojide kullanımı. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2010;13(2):72-80.
101. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials*. 2004;25(11):2153-60.
102. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(6):557-62.
103. Krell A, Hutzler T, Klimke J. Transmission physics and consequences for materials selection, manufacturing, and applications. *Journal of the European Ceramic Society*. 2009;29(2):207-21.
104. Dittmann R, Urban M, Braun P, Schmalzl A, Theelke B. Wear behavior of zirconia after hydrothermal accelerated aging. *Journal of Dental Research*. 2011;90.
105. Köseleler A. Monolitik zirkonyaların ışık geçirgenlikleri ve kırılma dayanımlarının incelenmesi. Kocaeli Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Kocaeli, 2017.
106. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental materials*. 2013;29(12):1201-8.
107. 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.
108. Baldissara P, Parisi C, Evangelisti E, Wandscher V, Lodi D. Fatigue resistance of cubic/tetragonal translucent zirconia crowns. *Dental Materials*. 2016;32:e73.

109. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA--the system for all-ceramic ZrO<sub>2</sub> crown and bridge frameworks. *International journal of computerized dentistry*. 2001;4(3):195-206.
110. Bultan, Ö, Öngül, D., & Türkoğlu, P. Zirkonyanın Mikroyapılarına Ve Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması. *Journal Of Istanbul University Faculty Of Dentistry*, 44(3), 197-204.
111. Blue Daniel S, Griggs Jason A, Woody Ronald D, Miller Barbara H. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90(3):247-54.
112. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *Journal of dentistry*. 2007;35(11):819-26.
113. Batson Emily R, Cooper Lyndon F, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(4):770-7.
114. Hjerpe J, Närhi T, Fröberg K, Vallittu PK, Lassila Lippo VJ. Effect of shading the zirconia framework on biaxial strength and surface microhardness. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2008;66(5):262-7.
115. Khayat, W., Chebib, N., Finkelman, M., Khayat, S., & Ali, A. (2018). Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(4), 626-631.
116. Huh YH, Park CJ, Cho LR. Evaluation of various polishing systems and the phase transformation of monolithic zirconia. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;116(3):440-9.
117. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*. 2016;30(4):644-52.
118. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(5):1141-50.

119. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Ha SR. Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(6):773-9.
120. Eschbach, L. (2000). Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury*, 31, D22-D27.
121. Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z., & Siddiqui, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of prosthodontic research*, 60(1), 12-19.
122. Staniland P, Wilde C, Bottino F, Di Pasquale G, Pollicino A, Recca A. Synthesis, characterization and study of the thermal properties of new polyarylene ethers. *Polymer* 1992; 33: 1976–81.
123. Rigby, R.B., 1985. *Engineering Thermoplastics Properties and Applications*. MarcelDekker, New York, NY, USA, pp. 15.
124. Kurtz, S.M., Devine, J.N., 2007. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinalimplants. *Biomaterials* 28, 4845–4869.
125. R. May, Polyetheretherketones, in: H.F. Mark, N.M. Bikales, C.G. Overberger, G. Menges, J.I. Kroschwitz (Eds.), *Encyclopedia of Polymer Science and Engineering*, John Wiley and Sons, New York, 1988, pp. 313-320.
126. Wenz LM, Merritt K, Brown SA, et al. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J Biomed Mater Res*. 1990;24: 207–215.
127. Briem, D., Strametz, S., Schröder, K., Meenen, N.M., Lehmann, W., Linhart, W., Ohl,A., Rueger, J.M., 2005. Response of primary fibroblasts and osteoblasts to plasmatreated polyetheretherketone (PEEK) surfaces. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* 16,671–677.
128. Diaz-Arnold, A.M., Vargas, M.A., Haselton, D.R., Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 81: 135-141, 1999.
129. Balcı B. Farklı Estetik Abutmentların Döngüsel Yorulma Yüklemesi Sonrasında Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi. Yüksek Lisans Tezi. Bezmialem Vakıf Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. (Danışman: Prof. Dr. Aslıhan Üşümez) 2015

130. Rzanny A, Gobel F, Fachet M. BioHPP summary of results for material tests. Research Report. Jena, Germany: University of Jena, Department of Materials and Technology, 2013. Available at: [http://www.bredent.co.uk/downloads/technical/BioHPP\\_clinical\\_research\\_data.pdf](http://www.bredent.co.uk/downloads/technical/BioHPP_clinical_research_data.pdf). Last accessed: June 24, 2016.
131. Green, S., & Schlegel, J. (2001). A polyaryletherketone biomaterial for use in medical implant applications. *Polym for the Med Ind Proc*, Brussels, 14-15.
132. Rodriguez, F., Cohen, C., Ober, C. K., & Archer, L. (2003). *Principles of Polymer Systems* 5th Edition. CRC Press.
133. Martin R, Ishida J. The relative effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bone strength. *J Biomech* 1989;22:419–26.
134. Stawarczyk, B, Beuer, F, Wimmer, T, Jahn, D, Sener, B, Roos, M, Schmidlin, P. R. (2013). Polyetheretherketone a suitable material for fixed dental prostheses. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 101(7), 1209-1216.
135. Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *J Oral Implantol* 2011; 37: 174–82
136. Cavalli V, Giannini M, Carvalho RM. Effect of carbamide peroxide bleaching agents on tensile strength of human enamel. *Dental Mater* 2004; 20: 733–9.
137. Maekawa M, Kanno Z, Wada T, Hongo T, Doi H, Hanawa T, et al. Mechanical properties of orthodontic wires made of super engineering plastic. *Dent Mater J* 2015; 34: 114–9.
138. Kurz, SM, Devine J.N., Peek Biomaterials in Trauma, Orthopedic and Spinal Implants. *Biomaterials*, 2007. 28(2): p. 4845-4869.
139. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hammerle CH, Fischer J. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dental Mater* 2010; 26: 553–559.

140. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barbera` M, Cabratosa-Termes J. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2014;112:680–2.
141. Strub JR, Beschmidt SM. Fracture strength of 5 different all ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 1998; 11(6): 602-609.
142. Siewert, B. , Parra, M, A new group of material in dentistry. PEEK as a framework material for 12-piece implant-supported bridges. *Zahnarztl Implantol*, 2013, 29: p.148-159
143. Sagomanyants, K.B, et al. The invitro response of human osteoblasts in polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. *Biomaterials*, 2008. 29(11): p. 1563-1572.
144. Babbush CA. *Dental Implants: The Art and Science*. Philadelphia, W. B. Saunders Co. 19-33, 2001.
145. Bahat O. (1993). Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 8(2), 151-61.
146. Natali AN. *Dental Biomechanics*. London, Taylor & Francis, 2003.
147. Misch C.E, (1999). *Contemporary Implant Dentistry* St. Louis. Mosby 2. baskı.
148. SC, Cowin. (1991). *Bone mechanics* Florida. CRC Pres.
149. Guess, P. C, Att, W., and Strub, J. R. (2012). Zirconia in Fixed Implant Prosthodontics. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(5), 633–645.
150. Kuhlberg, A., & Nanda, R. (2005). *Principles of biomechanics*. Nanda R. *Biomechanics and esthetic strategies in clinical orthodontics*. 2nd ed. St. Louis: Elsevier Co, 11.
151. Cochran, D.L. (2000). The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clinical Oral Implants Research*, 11 Suppl 1, 33-58.
152. Frost, H.M. (2004). A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthodontistsontists*. 74(1), 3-15.

153. Del Valle V, Faulkner G, Wolfaardt J. Craniofacial osseointegrated implantinduced strain distribution: a numerical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997 Mar- Apr;12(2):200-10.
154. Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N (1991). Dental implant design effect on bone remodeling. *Journal of Biomedical Materials Research*, 25(4), 467-83.
155. Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D (1996). Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(3), 351-9.
156. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical oral implants research*, 14(1), 97-102.
157. Mustafaoglu R., Farklı Altyapı ve Abutment Materyalleri kullanılan implant destekli sabit parsiyel protezlerde oluşan stres dağılımının üç boyutlu sonlu eleman analizi kullanılarak incelenmesi. Uzmanlık Tezi. Dicle Üni. Diş Hek. Fak. (Danışman: Doç.Dr.Emine Göncü Başaran) 2016.
158. Ferrario, V. F, Sforza, C., Serrao, G., Dellavia, C., & Tartaglia, G. M. (2004). Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of oral rehabilitation*, 31(1), 18-22.
159. Zaimoğlu A, Aksu E, Can G, Ersoy E (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi, Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Sayı:17.
160. O'Brien, W. J. (1997). *Dental materials and their selection*. Chicago: Quintessence Publ. Co. Inc, 29(3), 9015.
161. Walls, A., & McCabe, J. F. (2008). *Applied dental materials*. Blackwell Pub..
162. Van Noort (1994) *Dental Materials*, Mosby Company, Spain.
163. Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu Elemanlar Analizi: Derleme Bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11(1), 18-23.

164. Misch, C. E., & Scortecchi, G. M. (2005). Immediate load applications in implant dentistry. Misch CE. Dental implant prosthetics. San Luís: Elsevier Mosby, 531-67.
165. Anusavice, K. J., Dental ceramics. In 'Philips' Science of dental materials. Saunders, Missouri, USA, 2003. p. 655-719.
166. Zaimoğlu, A., & Can, G. (2004). Sabit protezler. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 24.
167. Shigley, J. E. (1989). and Mischke, CR. Mechanical Engineering Design, 5th., Ed., Me A+ fiç 4a,,+ Graw= HililInternational, 1(9).
168. Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. J Mech Behav Biomed Mater 2009; 2: 410-32.
169. Bilgin M Selim. Post kor sistemlerinin fraktür analizi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, Konya (Danışman: Doç. Dr. Atiye Nilgün Öztürk) 2008.
170. Çalikoğlu, S. (1992). Bölümlü Protezler, 2. Baskı, İstanbul Ü Basımevi, İstanbul.
171. Ulusoy M, Aydın K (1998) Bölümlü protezler, Ankara Ü Diş Hek Yayınları.
172. Özer A. Asetal Rezin Kaplı Bireysel İmplant Abutmentların Sabit Protezlerdeki Kuvvet Dağılımına Etkisi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.(Danışman: Prof. Dr. Ayşe Cavidan Akören) 2014
173. Raut, A., Rao, P. L., & Ravindranath, T. (2011). Zirconium for esthetic rehabilitation: an overview. Indian Journal of Dental Research, 22(1), 140.
174. Rubin C, Krishnamurthy N, Capicouto E, Y H (1983) Stres Analysis of the Human Teeth Using a Three-Dimensional Finite Element Model, J Dent Res,62,82-86.
175. Darendeliler S, Darendeliler H, Kınöğlu T (1992) Analıysis of a Central Maxillary Incisor by Using a Three-Dimensional Finite Method, J Oral Rehab,19,371-383.

176. Sağesen, H. L. E. M. İçi boş silindir (hollow cylinder) İmplant Destekli overdenturelarda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara. 2000
177. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafı A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. The Journal of prosthetic dentistry. 2005;94(4):321-9.
178. 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.
179. Eskitaşçıoğlu, G, Üşümez, A., Sevimay, M., Soykan, E. and Ünsal, E. (2004). The Influence of Occlusal Loading Location on Stresses Transferred to Implant-Supported Protheses and Supporting Bone: A Three Dimensional Finite Element Study. Journal of Prosthetic Dentistry, 91:144-50.
180. Sertgöz, A. (1997). Finite Element Analysis Study of the Effect of Superstructure Material on Stress Distribution in an Implant-Supported Fixed Prosthesis. International Journal of Prosthodontics, 10: 19-27.
181. Koca, Ö.L., Eskitaşçıoğlu, G. And Üşümez, A. (2005). Three-Dimensional Finite Element Analysis of Functional Stresses in Different Bone Locations Produced by Implants Placed in the Maxillary Posterior Region of the Sinus Flor. Journal of Prosthetic Dentistry, 93: 38-44.
182. Lee, H.E., Wang, C.H., Cheng, C.H. and Chang, C.H. (2002). Stresses at the Cervical Lesion of Maxillary Premolar-A Finite Element Investigation. Journal of Dentistry, 30: 283-290.
183. Kent, J.N., Quinn, J.H., Zide, M.F., Guerra, L.R. and Boyne, P.J. (1983). Alveolar Ridge Augmentation Using Nonresorbable Hydroxyl Apatite with or without Autogenous Cancellous Bone. Journal of Oral Maxillofacial Surgery, 41: 629-642.

184. Bullis G, Jokada M. Finite Element Analysis of the BruxZir Full-Arch Implant Prosthesis vs. the Titanium-Bar-Supported Acrylic Denture. *Inclusive Magazine*. 2017;6(1).
185. Schwitalla, AD, Abou-Emara, M, Lackmann, J, Spintig, T, Müller, W-D. (2015). The Application of PEEK in Dental Implant Suprastructures: A Finite Element Analysis The Application of PEEK in Dental Implant Suprastructures: A Finite Element Analysis. 2nd International PEEK Meeting, Washington, D.C. April 23-24
186. Newman M.G, Takai, H.H. and Carranza F.A, Carranza's Clinical Periodontology. 9 th Ed. 2002 Philadelphia: WB Saunders: p. 894
187. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. (1992). Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clinical Oral Implants Research*, 3(3), 104-11.
188. Holmes DC, Loftus JT (1997). Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *Journal of Oral Implantology*, 23(3), 104-11.
189. Block MS, Gardiner D, Kent JN, Misiek DJ, Finger IM, Guerra L (1996). Hydroxyapatite-coated cylindrical implants in the posterior mandible: 10-year observations *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 11(5) 626-33.
190. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 10(6), 387- 416.
191. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O (1998). Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(1), 82-90.
192. Akpınar I, Anil N, Parnas L (2000). A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27(6), 538-45.
193. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*. 18: 357-368.

194. Hansson S, Werke M (2003). The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *Journal of Biomechanics*, 36(9), 1247-58.
195. Farah JW, Craigh RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech* 1973; 6(5): 511–520.
196. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006; 9(4) 257-270.
197. Hedia, H. S.(2007) Effect of coating thickness and its material on the stress distribution for dental implants *Journal of Medical Engineering Technology*. 31(4), 280-7.
198. İplikçioğlu, H., Akça, K. (2002). 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*, 30:41-46.
199. Çankaya Ö. Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez 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, Oral İmplantoloji Anabilim Dalı. Doktora Tezi.(Danışman: Prof.Dr. Serdar Yalçın) 2005.
200. Sağat G. Üst çene total dişsizlik vakaları için implant destekli sabit protez uygulamalarında farklı alveol ark formları ve implant pozisyonlarının implantlar çevresindeki stres dağılımına olan etkisinin FEM analiz yöntemiyle araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Oral İmplantoloji Anabilim Dalı. Doktora Tezi. İstanbul. (Danışman: Prof.Dr. Serdar Yalçın) 2002.
201. Hancı, M., Bozdağ, E., & Arpacı, A. (2000). *Biyomekanik*. Logos Yayıncılık, İstanbul.
202. DeVree JH, Peters MC, Plasschaert AJ. A comparison of photoelastic and finite stress analysis in restored tooth structure. *J Oral Rehabil* 1983; 10(6): 505–517.

203. Yoshida N, Koga Y, Kobayashi K, Yamada Y, Yoneda T. (2000). A new method for qualitative and quantitative evaluation of tooth displacement under the application of orthodontic forces using magnetic sensors. *Medical Engineering and Physics* 22, 293-300.
204. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int* 21: 563-570,1990.
205. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: a mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clin Oral Implants Res.* 2002 Dec;13(6):657-65.
206. Clelland, N. L, Lee, J. K, Bimbenet, O. C, & Brantley, W. A. (1995). A three dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *Journal of prosthodontics*, 4(2), 95-100.
207. Ismail YH, Pahountis LN, Fleming JF. CoMParison of two-dimensional and three dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implantol.* 1987;4(2):25-31.
208. Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM. The influence of implant geometry on the stress distribution around dental implants. *J Biomed Mater Res.* 1982 Jul;16(4):369-79.
209. Türkoğlu P. Alt çeneye uygulanan implantların lineer ve doğrusal olmayan yerleşimlerinin sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Tedavi Anabilim Dalı. (Danışman: Prof. Dr. Murat Aydın) 2006.
210. Matsushita, Y, Kitah, M., Misuta, K., Ikeda, H. and Suetsugu, T. (1990). Two Dimensional Fem Analysis of Hydroxyapatite Implants: Diameter, Effects on Stress Distribution. *Journal of Oral Implantology*, 16-1, 6-11.
211. Maezawa N, Shiota M, Kasugai S, Wakabayashi N. Three-dimensional stress analysis of tooth/Implant-retained long-span fixed dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 710-718.

212. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional, finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol.* 1993 Jun;38(6):491-6.
213. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A Comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil.* 1993 Mar;20(2):147-57.
214. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991 Winter;6(4):391-8.
215. Yüzbaşıoğlu H.E. İmplantüstü sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi, Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. (Danışman: Y.Doç.Dr. Duygu Saraç) 2006
216. Sato, Y, Teixeira, E. R, Tsuga, K., and Shindoi, N. (1999). The Effectiveness of A New Algorithm on A Three-Dimensional Finite Element Model Construction of Bone Trabeculae in Implant Biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26, 640–643.
217. Teixeira, E. R, Sato, Y, Akagawa, Y, and Shindoi, N. (1998). A Comparative Evaluation of Mandibular Finite Element Models with Different Lengths and Elements for Implant Biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25, 299–303.
218. Sato, Y, Wadamoto, M, Tsuga, K, and Teixeira, E. R. (1999). The Effectiveness of Element Downsizing on A Three-Dimensional Finite Element Model of Bone Trabeculae in Implant Biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26, 288–291.
219. Samir EB. Textbook of orthodontics (2001).
220. Eskitaşçıoğlu G. Doğal Ve Protetik Restorasyonlu Dişlerde Farklı Sentrik Ve Kontak Tiplerinde Oluşan Fonksiyonel Gerilimlerin “Structural Analysis Program” İle İncelenmesi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. (Danışman: DOÇ.Dr. Bengül Yurdukuru) 1991

221. Gülay G. Farklı destek ve konnektör tasarımlarının üç üyeli posterior zirkonya köprüler üzerindeki stres etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, (Danışman: PROF. Sevil Meral Şahmalı) 2010.
222. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CD (1990). Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *Journal of Biomechanical Engineering*, 12(5), 389-97.
223. Coward TJ, Scott BJ, Watson RM, Richards R (2005). A comparison between computerized tomography, magnetic resonance imaging, and laser scanning for capturing 3- dimensional data from an object of standard form. *International Journal of Prosthodontics*, 18(5), 405-13.
224. Wakimoto, M., Matsumura, T., Ueno, T., Mizukawa, N., Yanagi, Y., & Iida, S. (2012). Bone quality and quantity of the anterior maxillary trabecular bone in dental implant sites. *Clinical oral implants research*, 23(11), 1314-1319.
225. Helkimo, E., Carlsson, GE., Helkimo, M. (1977). Bite force and state of dentition. *Acta Odontologica Scandinavia*, 35, 297–303.
226. Carneiro, B. A., de Brito, R. B., and França, F. M. G. (2014). Finite element analysis of provisional structures of implant-supported complete prostheses. *The Journal of Oral Implantology*, 40(2), 161–8.
227. Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dental Materials*. 2006;22(2):125-32.
228. Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Lawn B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dental Materials*. 2016;32(3):442-9.
229. Yeğin Z. Anterior maksillaya yerleştirilen implantlarda kullanılan farklı açılardaki abutmentlarda oklüzal yüklemeler sonucu oluşan kuvvet dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara, (Danışman: Prof. Dr. Yüksel Türköz) 2016.
230. Lan TH, Liu PH, Chou MM, Lee HE. Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(1):76-83.

231. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1996;76(6):633-40.
232. Gökçe, HS, & Beydemir, B. (2002). Yüksek dirençli seramik sistemlerin dayanıklılığı. *Gülhane Tıp Dergisi*, 44(4), 457-463.
233. Vigolo P, Givani A. (2000). Clinical evaluation of single-tooth mini implant restorations: a five-year retrospective study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(1), 50-4.
234. Juodzbals G, Kubilius R, Eidukynas V, Raustia AM. Stress distribution in bone: single-unit implant prostheses veneered with porcelain or a new composite material. *Implant dentistry*. 2005;14(2):166-75.
235. Karataşlı B. Farklı alt yapı materyalleri kullanımının stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ve mekanik testler ile karşılaştırmalı olarak incelenmesi. *İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul, (Danışman: Prof. Dr. Çetin Sevük) 2010.*
236. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dental materials*. 2015;31(6):603-23.
237. Nothdurft FP, Nonhoff J, Pospiech PR. Pre-fabricated zirconium dioxide implant abutments for single-tooth replacement in the posterior region: success and failure after 3 years of function. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2014;72(5):392-400.
238. Altamimi AM, Tripodakis APD, Eliades G, Hirayama H. Comparison of fracture resistance and fracture characterization of bilayered zirconia/fluorapatite and monolithic lithium disilicate all ceramic crowns. *International Journal of Esthetic Dentistry*. 2014;9(1).
239. Bankoğlu Güngör M, Karakoca Nemli S, Çağlar A, Aydın C, Yılmaz H. Clinical study on the success of posterior monolithic zirconia crowns and fixed dental prostheses: preliminary report. *Acta Odontol Turc*. 2017;34(3):104-8.

240. Alshahrani, F. A, Yilmaz, B, Seidt, J. D., McGlumphy, E. A., & Brantley, W. A. (2017). A load-to-fracture and strain analysis of monolithic zirconia cantilevered frameworks. *The Journal of prosthetic dentistry*, 118(6), 752-758.
241. Øilo M, Kvam K, Reisegg K, NR G. The Effects of Margin Curvature on Load at Fracture of Ceramic Crowns. *International Journal of Prosthodontics*. 2015;28(4).
242. Lundgren D, Laurell L. Occlusal force pattern during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross-arch extension. *Journal of oral rehabilitation*. 1986;13(1):57-71.
243. Güngör, M. B, & Nemli, S. K. (2018). Fracture resistance of CAD-CAM monolithic ceramic and veneered zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(3), 473-480.
244. Kim SY, Choi JW, Ju SW, Ahn JS, Yoon MJ, Huh JB. Fracture Strength After Fatigue Loading of Lithium Disilicate Pressed Zirconia Crowns. *The International journal of prosthodontics*. 2016;29(4):369-71.
245. Christensen GJ. Translucent zirkonias: tooth reduction & chairside adjustment issues. *Clinicians Report*. 2016;9(7):1-3.
246. Bidra, A. S, Tischler, M, & Patch, C. (2018). Survival of 2039 complete arch fixed implant-supported zirconia prostheses: A retrospective study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(2), 220-224.
247. Korn P, Elschner C, Schulz MC, et al: MRI and dental implantology: two which do not exclude each other. *Biomaterials* 2015; 53: 634-645
248. AL-Rabab'ah, M, Hamadneh, W, Alsalem, I, Khraisat, A, & Abu Karaky, A. (2017). Use of High Performance Polymers as Dental Implant Abutments and Frameworks: A Case Series Report. *Journal of Prosthodontics*.
249. Bechir, E. S, Bechir, A, Gioga, C, Manu, R, Burcea, A, Dascalu, I. T. (2016). The Advantages of BioHPP Polymer as Superstructure Material in Oral Implantology. *MATERIALE PLASTICE*, 53(3), 394-398.
250. Zoidis, P., & Papathanasiou, I. (2016). Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(5), 637-641.

251. Beuer F, Steff B, Naumann M, Sorensen JA. Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/computer-aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials. *Eur J Oral Sci* 2008;116:381–6.
252. Kolbeck C, Behr M, Rosentritt M, Handel G. Fracture force of tooth–tooth-and implant–tooth-supported all-ceramic fixed partial dentures using titanium vs. customised zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 1049–53.
253. Wiesli, M. G., & Özcan, M. (2015). High-performance polymers and their potential application as medical and oral implant materials: a review. *Implant dentistry*, 24(4), 448-457.
254. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dental Materials*, 2003, 19: 603-611.
255. Sarot, J. R., Contar, C. M. M., Da Cruz, A. C. C., & de Souza Magini, R. (2010). Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 21(7), 2079-2085.
256. Bechir, E. S., Bechir, A. N. A. M. A. R. I. A., Gioga, C. H. E. R. A. N. A., Manu, R., Burcea, A. L. E. X. A. N. D. R. U., & Dascalu, I. T. (2016). The advantages of BioHPP polymer as superstructure material in oral implantology. *Materiale Plastice*, 53(3), 394-8.
257. Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *International Journal of Prosthodontics*. 1991;4(3).
258. 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).
259. Zengxiang, F., Mingmao, H., Hongyan, Y., Xingli, H., & Binrui, M. (2006). FEM Simulation of Short Carbon Fibre Reinforced PEEK Internal Bone Plate Application to the Healing Process of Fracture Bones [J]. *Mechanical Science and Technology*, 6, 007.

260. Rahmitasari, F., Ishida, Y., Kurahashi, K., Matsuda, T., Watanabe, M., & Ichikawa, T. (2017). PEEK with Reinforced Materials and Modifications for Dental Implant Applications. *Dentistry journal*, 5(4), 35.
261. Dal Piva, A. M. D. O., Tribst, J. P. M., Borges, A. L. S., e Souza, R. O. D. A., & Bottino, M. A. (2018). CAD-FEA modeling and analysis of different full crown monolithic restorations. *Dental Materials*.



## 9. ÖZGEÇMİŞ

|                         |  |  |  |
|-------------------------|--|--|--|
| TÜRKİYE CUMHURİYETİ     |  |  |  |
| DİCLE ÜNİVERSİTESİ      |  |  |  |
| DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ |  |  |  |

|            |                       |              |            |
|------------|-----------------------|--------------|------------|
| Adı        | Mustafa               | Soyadı       | KARAKURT   |
| Doğum Yeri | Balıkesir             | Doğum Tarihi | 05.06.1992 |
| Uyruğu     | T.C                   | Tel          |            |
| E-posta    | mustafakrkt@gmail.com |              |            |

|                  |                                               |                |
|------------------|-----------------------------------------------|----------------|
| EĞİTİM DÜZEYİ    |                                               |                |
|                  | Mezun Olduğu Kurumun Adı                      | Mezuniyet Yılı |
| Doktora/Uzmanlık | Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi    | 2019           |
| Yüksek Lisans    | Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi | 2015           |
| Lise             | Gaziantep Anadolu Lisesi                      | 2010           |

|                     |                                            |                |
|---------------------|--------------------------------------------|----------------|
| İŞ DENEYİMİ         |                                            |                |
| Görevi              | Kurum                                      | Süre (Yıl-Yıl) |
| Araştırma Görevlisi | Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi | 2016-2019      |

|                        |        |       |           |           |           |     |     |     |
|------------------------|--------|-------|-----------|-----------|-----------|-----|-----|-----|
| Yabancı Dil Sınav Notu |        |       |           |           |           |     |     |     |
| ÜDS/YDS                | YÖKDİL | IELTS | TOEFL IBT | TOEFL PBT | TOEFL CBT | FCE | CAE | CPE |

|               |         |              |       |
|---------------|---------|--------------|-------|
|               | Sayısal | Eşit Ağırlık | Sözel |
| ALES Puanı    |         |              |       |
| (Diğer) Puanı |         |              |       |

## 10. ORJİNALLİK RAPORU

|                    |                                                                                                                                                                                                    |          |                  |
|--------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------|------------------|
| mustafa tez        |                                                                                                                                                                                                    |          |                  |
| ORJİNALLİK RAPORU  |                                                                                                                                                                                                    |          |                  |
| %17                | %7                                                                                                                                                                                                 | %2       | %15              |
| BENZERLİK ENDEKSİ  | İNTERNET KAYNAKLARI                                                                                                                                                                                | YAYINLAR | ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ |
| BİRİNCİL KAYNAKLAR |                                                                                                                                                                                                    |          |                  |
| 1                  | Submitted to Dicle University<br>Öğrenci Ödevi                                                                                                                                                     | %11      |                  |
| 2                  | acikarsiv.ankara.edu.tr<br>İnternet Kaynağı                                                                                                                                                        | %2       |                  |
| 3                  | www.tsn.org.tr<br>İnternet Kaynağı                                                                                                                                                                 | %1       |                  |
| 4                  | Submitted to Erciyes Üniversitesi<br>Öğrenci Ödevi                                                                                                                                                 | %1       |                  |
| 5                  | Submitted to Istanbul University<br>Öğrenci Ödevi                                                                                                                                                  | %1       |                  |
| 6                  | Submitted to Baskent University<br>Öğrenci Ödevi                                                                                                                                                   | <%1      |                  |
| 7                  | dfd.atauni.edu.tr<br>İnternet Kaynağı                                                                                                                                                              | <%1      |                  |
| 8                  | Onur Kocadal, Korcan Yüksel, Melih Güven.<br>"Evaluation of the clavicular tunnel placement<br>on coracoclavicular ligament reconstruction for<br>acromioclavicular dislocations: a finite element | <%1      |                  |