

**T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**MANDİBULAR POSTERİOR BÖLGEDE FARKLI KEMİK  
SEVİYELERİNDEKİ TEK İMPLANTLAR  
ÜZERİNDE FARKLI ABUTMENT MATERYALLERİNİN  
OLUŞTURACAĞI STRESİN SONLU ELEMANLAR  
ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

**Dt. Baran TURSUN**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı  
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı  
Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU**

**ERZURUM  
2022**

**T.C.**  
**ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI**

**MANDİBULAR POSTERİOR BÖLGEDE FARKLI KEMİK**  
**SEVİYELERİNDEKİ TEK İMPLANTLAR ÜZERİNDE FARKLI**  
**ABUTMENT MATERYALLERİNİN OLUŞTURACAĞI STRESİN**  
**SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

**Dt. Baran TURSUN**

**Tez Savunma Tarihi** : 18/11/2022

**Tez Danışmanı** : Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU

**Jüri Üyesi** : Prof. Dr. Funda BAYINDIR

**Jüri Üyesi** : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ

**Jüri Üyesi** : Prof. Dr. Sadullah ÜÇTAŞLI

**Jüri Üyesi** : Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR

**Onay**

Bu çalışma yukarıdaki Jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

**Prof. Dr. Recep ORBAK**  
Fakülte Dekanı

**Uzmanlık Tezi**  
**ERZURUM - 2022**

# İÇİNDEKİLER

|                                                         |       |
|---------------------------------------------------------|-------|
| İÇİNDEKİLER .....                                       | I     |
| TEŞEKKÜR .....                                          | VI    |
| ÖZET .....                                              | VII   |
| ABSTRACT .....                                          | IX    |
| SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....                    | XI    |
| ŞEKİLLER DİZİNİ .....                                   | XII   |
| TABLolar DİZİNİ.....                                    | XVIII |
| 1. GİRİŞ.....                                           | 1     |
| 2. GENEL BİLGİLER .....                                 | 5     |
| 2.1. Dental İmplant.....                                | 5     |
| 2.1.1. Dental İmplantın Tanımı .....                    | 5     |
| 2.1.2. Dental İmplantın Tarihçesi.....                  | 5     |
| 2.1.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması .....      | 6     |
| 2.1.3.1. Kemik Seviyesi İmplantlar.....                 | 6     |
| 2.1.3.2. Doku Seviyesi İmplantlar.....                  | 6     |
| 2.1.4. Osseointegrasyon.....                            | 6     |
| 2.1.4.1. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler.....     | 7     |
| 2.1.4.2. Osseointegrasyonda Başarı ve Başarısızlık..... | 8     |
| 2.1.5. Tek Diş İmplantların Avantajları.....            | 8     |
| 2.1.6. Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler ..... | 9     |
| 2.1.6.1. Kuvvetler ve Kuvvet Türleri .....              | 9     |
| 2.1.6.2. Stres.....                                     | 10    |
| 2.1.6.3. Deformasyon ve Gerilim.....                    | 11    |
| 2.1.6.4. Moment Yükler.....                             | 12    |

|                                                                          |    |
|--------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.1.6.5. İmplantla İlgili Faktörler .....                                | 12 |
| 2.1.6.5.1. İmplantın Yiv Şekli ve Stres Dağılımı .....                   | 12 |
| 2.1.6.5.2. İmplantın Yiv Derinliği ve Genişliği .....                    | 13 |
| 2.1.6.5.3. İmplant Çap ve Uzunluğu .....                                 | 14 |
| 2.2. Kemik Değerlendirilmesi .....                                       | 15 |
| 2.2.1. Kemiğin Yapısı ve Özellikleri .....                               | 15 |
| 2.2.2. Kemik Yoğunluğu .....                                             | 16 |
| 2.2.3. Kemik Rezorpsiyonu .....                                          | 18 |
| 2.2.4. Kemik Miktarları Açısından Alveolar Kemik Sınıflandırılması ..... | 20 |
| 2.2.5. Varolan Kemik Miktarını Değerlendirme Yöntemleri .....            | 21 |
| 2.3. Çiğneme Kuvvetlerinin Peri-İmplant Kemik Üzerinde Etkileri .....    | 22 |
| 2.3.1. Kemiğin Mekanik Strese Yanıtı .....                               | 22 |
| 2.3.2. Okluzal Yüklerin Marjinal Kemik Kaybı Üzerindeki Etkisi .....     | 24 |
| 2.3.3. Okluzal Yüklerin İmplant Kaybı Üzerindeki Etkisi .....            | 24 |
| 2.4. Serbest Sonlanan Vakalarda İmplant Destekli Protez Planlaması ..... | 25 |
| 2.5. Dental Abutment .....                                               | 25 |
| 2.5.1. Abutment Tipleri .....                                            | 26 |
| 2.5.1.1. Prefabrike Abutmentler .....                                    | 26 |
| 2.5.1.2. Bireysel-Anatomik Abutmentler .....                             | 27 |
| 2.5.2. Abutment Materyalleri .....                                       | 28 |
| 2.5.2.1. Titanyum Abutment .....                                         | 29 |
| 2.5.2.2. Seramik Abutment .....                                          | 30 |
| 2.5.2.3. Zirkonya Abutment .....                                         | 31 |
| 2.5.2.4. PEEK Abutment .....                                             | 31 |
| 2.5.2.5. Titanyum base (Ti-base) Abutmentlar .....                       | 32 |

|                                                                                              |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.6. İmplant Destekli Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Üst Yapı Materyalleri.....        | 33 |
| 2.6.1. Tam Seramikler .....                                                                  | 33 |
| 2.6.1.1. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması.....                                             | 34 |
| 2.6.1.1.1. Cam Matriks Seramikler .....                                                      | 34 |
| 2.6.1.1.1.1. Feldspatik Seramikler.....                                                      | 34 |
| 2.6.1.1.1.2. Sentetik Seramikler .....                                                       | 35 |
| 2.6.1.1.1.3. Cam İnfiltrat Seramikler.....                                                   | 36 |
| 2.6.1.1.2. Polikristalin Seramikler .....                                                    | 36 |
| 2.6.1.1.2.1. Alümina .....                                                                   | 36 |
| 2.6.1.1.2.2. Zirkonya .....                                                                  | 36 |
| 2.6.1.1.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya..... | 37 |
| 2.6.1.1.3. Rezin-Matriks Seramikler .....                                                    | 38 |
| 2.7. Stres Analizi Yöntemleri.....                                                           | 38 |
| 2.7.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi.....                                                 | 39 |
| 2.7.2. Gerinim Ölçer Yöntemi .....                                                           | 39 |
| 2.7.3. Kırılma Vernik Kuvvet Analiz Yöntemi.....                                             | 40 |
| 2.7.4. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi.....                                                | 40 |
| 2.7.5. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi .....                                            | 40 |
| 2.7.6. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi .....                             | 40 |
| 2.7.7. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) .....                                                   | 41 |
| 2.7.7.1. SEA’da Kullanılan Biomekanik Terimler.....                                          | 41 |
| 2.7.7.1.1. Kuvvet .....                                                                      | 41 |
| 2.7.7.1.2. Gerilme.....                                                                      | 41 |
| 2.7.7.1.3. Stres.....                                                                        | 42 |

|                                                                                              |           |
|----------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 2.7.7.1.4. Çeki Gerilmesi .....                                                              | 42        |
| 2.7.7.1.5. Bası Gerilmesi .....                                                              | 42        |
| 2.7.7.1.6. Kayma Gerilmesi .....                                                             | 42        |
| 2.7.7.1.7. Gerinim .....                                                                     | 43        |
| 2.7.7.1.8. Elastisite (Young's) Modülü .....                                                 | 43        |
| 2.7.7.1.9. Poisson Oranı.....                                                                | 43        |
| 2.7.7.1.10. İzotropi ve Anizotropi.....                                                      | 43        |
| 2.7.7.2. SEA ve Diş Hekimliğinde Kullanımı .....                                             | 44        |
| 2.7.7.3. SEA'nın Avantajları .....                                                           | 44        |
| 2.7.7.4. SEA'nın Dezavantajları .....                                                        | 45        |
| <b>3. MATERYALVE METOT .....</b>                                                             | <b>46</b> |
| 3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması.....                                                 | 47        |
| 3.1.1. Kemik Yapılarının Modellenmesi .....                                                  | 47        |
| 3.1.2. İmplant ve Protetik Ara Parçaların Modellenmesi .....                                 | 48        |
| 3.1.3. İmplant Destekli Sabit Protezlerin Modellenmesi.....                                  | 50        |
| 3.1.4. Simanın Modellenmesi .....                                                            | 53        |
| 3.2. Sonlu Elemanlar Analizleri.....                                                         | 53        |
| 3.3. Sınır Şartları .....                                                                    | 56        |
| 3.4. Yükleme Koşulları.....                                                                  | 56        |
| <b>4. BULGULAR.....</b>                                                                      | <b>58</b> |
| 4.1. İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Streslerinin İncelenmesi .....                     | 58        |
| 4.2. Ti-Base Abutmentlerdeki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması .....            | 62        |
| 4.3. Hibrit Abutmentlerdeki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması .....             | 66        |
| 4.4. İmplant Üstü Kronlar Arasındaki von Mises Stres Değerlerinin<br>Karşılaştırılması ..... | 70        |

|                                                                             |            |
|-----------------------------------------------------------------------------|------------|
| 4.5. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Elastic Strain |            |
| Değerlerinin Karşılaştırılması.....                                         | 73         |
| 4.6. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Elastic Strain |            |
| Değerlerinin Karşılaştırılması.....                                         | 81         |
| <b>5.TARTIŞMA .....</b>                                                     | <b>90</b>  |
| <b>6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....</b>                                        | <b>101</b> |
| <b>KAYNAKLAR .....</b>                                                      | <b>102</b> |
| <b>EKLER .....</b>                                                          | <b>131</b> |
| <b>EK-1. ÖZGEÇMİŞ.....</b>                                                  | <b>131</b> |
| <b>EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU.....</b>                                     | <b>132</b> |

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, desteğini her zaman hissettiren, akademik ve mesleki becerilerimi kazanmamda bana yardımcı olan danışman hocam sayın Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU'na sevgi ve saygılarımı sunmak isterim.

Eğitim sürecim boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen bölümümüzün diğer öğretim üyeleri; Prof. Dr. Funda BAYINDIR, Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ, Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR, Doç. Dr. Esra KUL, Doç. Dr. Alper ÖZDOĞAN, Dr. Öğr. Üyesi Nurdan POLAT SAĞSÖZ ve Dr. Öğr. Üyesi Rüştü Ersoy SAKARYA'ya

Çalışmanın laboratuvar aşamaları ve yorumlanması esnasında yardımlarını hiç esirgemeyen Dr. Öğr. Üyesi İsmail Hakkı KORKMAZ'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca desteklerini hep hissettiğim dostlarım Dt. Oğuzhan SARI, Mohammad ABO HAORAN ve Muhammet KÜRÜM'e,

Çalışma hayatım boyunca tüm zorluklarla karşı hep yanımda olan eş kıdemlilerim Dt. Zeynep ŞEN ve Dt. Derya ASLAN'a,

Birlikte olmaktan büyük mutluluk duyduğum ve özlemle anacağım asistan arkadaşlarıma,

Çalışma hayatıma katkıları ve emekleri olan hemşire, teknisyen ve personelimize, Lisan eğitimim ve uzmanlık eğitimim boyunca her an yanımda olan, acısıyla tatlısıyla bir çok anı biriktirdiğim can dostum Uzm. Dt. Mehmetcan UYTUN'a,

Erzurum'daki yaşantımı kolaylaştıran ve her anımda yanımda olan candan öte dostlarım Cem ARIK ve Dt. Elif Gökçek ÖZDEMİR'e,

Tüm hayatım boyunca her kararında arkamda olan, her daim desteklerini hissettiğim canım aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

**Dt. Baran TURSUN**

## ÖZET

### **Mandibular Posterior Bölgede Farklı Kemik Seviyelerindeki Tek İmplantlar Üzerinde Farklı Abutment Materyallerinin Oluşturacağı Stresin Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi**

**Amaç:** Mandibular 36 numaralı diş bölgesine yerleştirilen uzunluğu ve çapı aynı olan implantlarda, üç farklı rezorbsiyon düzeyinde, ti-base abutment üzerine yerleştirilen üç farklı materyalden üretilen hibrid abutmentler ve lityum disilikat implant üstü kronlarda uygulanan kuvvet sonrası; implant, ti-base abutment, hibrid abutment, kron, implant çevresindeki kortikal kemik ve trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme, basma ve von Mises stresleri miktarlarının ve dağılımlarının sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır.

**Materyal Metot:** Çalışmada 4.1 x 12 mm boyutlarında implant ve titanyum base abutmentin, orijinal görüntüleri alınarak üç boyutlu modeller kullanılmıştır. Mandibular sol birinci molar diş bölgesine titanyum base abutment üzerine gelen hibrit abutment ve kron modellemeleri hazırlanmıştır. Rezorbsiyon düzeyleri taklit edilerek üç farklı kemik seviyesi (0 mm, 2 mm ve 4 mm) ve 3 farklı hibrit abutment materyalinin ( monolitik zirkonya, polieter-eter-keton (PEEK) ve lityum disilikat) kombinasyonları kullanılarak 9 farklı model oluşturulmuştur. Üst yapı materyali olarak ise tüm modellerde lityum disilikat cam seramik kullanılmıştır. İmplant ve kemik yapı arasındaki bağlantı %100 osteointegrasyon olarak kabul edilmiştir. Bu protezlerin bukkal tüberküllerinin üzerine, implantların uzun aksına 30° açı olacak şekilde toplamda 200N oblik kuvvet uygulanmıştır.

**Bulgular:** İmplantlar üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değeri 386 MPa ile model 1b (0 mm rezorbsiyon düzeyinde, PEEK hibrit abutment)'de oluşurken en düşük değer 357 MPa ile model 3 (4 mm rezorbsiyon düzeyinde)'te oluşmuştur. Kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maximum ve minimum principal strain değerleri

karşılaştırıldığında modellerin kendi içlerinde bir farklılık görünmezken, modeller arasında en yüksek değerlerin model 3 (4 mm rezorbsiyon düzeyinde)'te en düşük değerlerin ise model 1 (0 mm rezorbsiyon düzeyinde)'de olduğu gözlenmiştir. Hibrit abutmentlar arasında ise monolitik zirkonyanın 168 MPa ile en yüksek von Mises stres değerleri gösterirken, PEEK'in 27 MPa ile en düşük stres değerleri gösterdiği tespit edilmiştir.

**Sonuç:** Hibrit abutment materyallerinin değişmesinin implant, abutment, çevre kemik doku üzerindeki stres dağılımını değiştirmedeği tespit edilmiştir. Hibrit abutment materyali olarak kullanılan, PEEK materyalinin sadece kendi üzerindeki stres düzeyini azalttığı bulunmuştur. Rezorbsiyon seviyesi arttıkça implant üzerinde oluşan stres değerleri azalırken, ti-base abutment, hibrit abutment ve kron üzerinde oluşan stres değerleri ile kortikal ve trabeküler kemikte oluşan strain değerleri artmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Dental İmplant, Hibrit Abutment, Kemik Rezorbsiyonu, Sonlu Elemanlar Analizi, Titanyum Base.

## **ABSTRACT**

### **Investigation of Stress Caused by Different Abutment Materials on Single Implants at Different Bone Levels in Mandibular Posterior Region by Finite Element Analysis**

**Purpose:** After the force applied on the implants of the same length and diameter placed in the mandibular tooth area 36, hybrid abutments made of three different materials placed on the ti-base abutment and lithium disilicate crowns on implants at three different resorption levels; It is aimed to examine and compare the amounts and distributions of the highest tensile, compression and von Mises stresses in the implant, ti-base abutment, hybrid abutment, crown, cortical bone and trabecular bone around the implant by finite element analysis method.

**Material and Method:** In our study, three-dimensional models were used by taking the original images of the bone level 4.1 x 12mm implant and titanium base abutment. Hybrid abutment and crown models were prepared on the titanium base abutment to the mandibular left first molar tooth region. By imitating the resorption levels, 9 different models were created using three different bone levels (0 mm, 2 mm and 4 mm) and combinations of 3 different hybrid abutment materials (monolithic zirconium, polyether-ether-ketone (PEEK) and lithium disilicate). Lithium disilicate glass ceramic was used as the superstructure material in all models. The connection between the implant and the bone structure was accepted as 100% osseointegration. A total of 200N oblique force was applied to the buccal tubercles of these prostheses at an angle of 30° to the long axis of the implants.

**Results:** The highest von Mises stress value on the implants occurred in model 1b (2 mm resorption level, PEEK hybrid abutment) with 386 MPa, while the lowest value occurred in model 3 (4 mm resorption level) with 357 MPa. When the maximum and

minimum principal strain values in the cortical and trabecular bone were compared, no difference was observed within the models, while the highest values among the models were observed in model 3 (4 mm resorption level) and the lowest values in model 1 (0 mm resorption level). Among the hybrid abutments, it was observed that monolithic zirconia showed the highest von Mises stress values with 168 MPa, while PEEK showed the lowest stress values with 27 MPa.

**Conclusion:** It was determined that the change of hybrid abutment materials did not change the stress distribution on the implant, abutment, and surrounding bone tissue. It has been found that PEEK material, which is used as a hybrid abutment material, only reduces the stress level on itself. As the resorption level increased, the stress values on the implant decreased, while the stress values on the ti-base abutment, hybrid abutment and crown, and the cortical and trabecular bone increased.

**Keywords:** Bone Resorption, Dental Implant, Finite Element Analysis, Hybrid Abutment, Titanium Base.

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

|                                |                                                             |
|--------------------------------|-------------------------------------------------------------|
| 2D                             | : İki boyut                                                 |
| 3D                             | : Üç boyut                                                  |
| Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> | : Alüminyum oksit                                           |
| CAD                            | : Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)       |
| CAM                            | : Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim) |
| GPa                            | : Gigapaskal                                                |
| MPa                            | : Mega paskal                                               |
| PEEK                           | : Polieter-eter-keton                                       |
| MZ                             | : Monolitik Zirkonyum                                       |
| N                              | : Newton                                                    |
| oC                             | : Santigrat derece (sıcaklık birimi)                        |
| SEA                            | : Sonlu elemanlar analizi                                   |
| Ti-base                        | : Titanyum base                                             |
| TZP                            | : Tetragonal Zirkonya Kristalleri                           |
| Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>  | : Yttrium oksit                                             |
| Y-TZP                          | : Yttrium-stabilize tetragonal zirkonyum                    |
| Zr                             | : Zirkonyum                                                 |
| Zr <sub>2</sub> O <sub>3</sub> | : Zirkonyum oksit                                           |
| ZrSiO <sub>4</sub>             | : Zirkonyum silikat                                         |
| µm                             | : Mikrometre                                                |

## ŞEKİLLER DİZİNİ

| <u>Şekil No</u>                                                                                       | <u>Sayfa No</u> |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------|
| Şekil 2.1. Kuvvet Eksenlerinin Görünümü.....                                                          | 10              |
| Şekil 2.2. Moment (M) = Kuvvet (F) × Kuvvet Kolu.....                                                 | 12              |
| Şekil 2.3. Yaşam boyu süren kemik kaybı. ....                                                         | 16              |
| Şekil 2.4. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi ile ilgili sınıflaması .....                             | 17              |
| Şekil 2.5. Misch'in tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması. ....                                     | 18              |
| Şekil 2.6. Cawood ve Howell'ın alveolar kret sınıflaması. ....                                        | 21              |
| Şekil 2.7. Wical ve Swoope'un mandibular rezorpsiyonu ölçme yöntemi .....                             | 21              |
| Şekil 3.1. Çalışma Modellerinin Görüntüsü .....                                                       | 46              |
| Şekil 3.2. Elde Edilen Tomografi Görüntüsü .....                                                      | 47              |
| Şekil 3.3. Kortikal-Trabeküler Kemik Kompleksi.....                                                   | 48              |
| Şekil 3.4. Çalışma Modellerinde Kullanılan İmplant .....                                              | 49              |
| Şekil 3.5. Ti- Base Abutment .....                                                                    | 49              |
| Şekil 3.6. Model 1a. 0 mm rezorbsiyon düzeyinde, monolitik zirkon hibrit abutment ve kron modeli..... | 50              |
| Şekil 3.7. Model 1b. 0 mm rezorbsiyon düzeyinde, PEEK hibrit abutment ve kron modeli.....             | 51              |
| Şekil 3.8. Model 1c. 0 mm rezorbsiyon düzeyinde, lityum disilikat hibrit abutment ve kron modeli..... | 51              |
| Şekil 3.9. Model 2a. 2 mm rezorbsiyon düzeyinde, monolitik zirkon hibrit abutment ve kron modeli..... | 51              |
| Şekil 3.10. Model 2b. 2 mm rezorbsiyon düzeyinde, PEEK hibrit abutment ve kron modeli.....            | 52              |

|                                                                                                                |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 3.11.</b> Model 2c. 2 mm rezorbsiyon düzeyinde, lityum disilikat hibrit abutment ve kron modeli ..... | 52 |
| <b>Şekil 3.12.</b> Model 3a. 4 mm rezorbsiyon düzeyinde, monolitik zirkon hibrit abutment ve kron modeli ..... | 52 |
| <b>Şekil 3.13.</b> Model 3b. 4 mm rezorbsiyon düzeyinde, PEEK hibrit abutment ve kron modeli .....             | 53 |
| <b>Şekil 3.14.</b> Model 3c. 4 mm rezorbsiyon düzeyinde, lityum disilikat hibrit abutment ve kron modeli ..... | 53 |
| <b>Şekil 3.15.</b> Meshlenmiş Model Görüntüsü .....                                                            | 55 |
| <b>Şekil 3.16.</b> Sınır Şartları ve Yükleme Koşulları .....                                                   | 56 |
| <b>Şekil 3.17.</b> Model 1a için 25 adımda tamamlanan kuvvet yakınsaması .....                                 | 57 |
| <b>Şekil 4.1.</b> Model 1a İmplant Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri .....                             | 59 |
| <b>Şekil 4.2.</b> Model 1b İmplant Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri .....                             | 60 |
| <b>Şekil 4.3.</b> Model 1c İmplant Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri .....                             | 60 |
| <b>Şekil 4.4.</b> Model 2a İmplant Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri .....                             | 60 |
| <b>Şekil 4.5.</b> Model 2b İmplant Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri .....                             | 61 |
| <b>Şekil 4.6.</b> Model 2c İmplant Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri .....                             | 61 |
| <b>Şekil 4.7.</b> Model 3a İmplant Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri .....                             | 61 |
| <b>Şekil 4.8.</b> Model 3b İmplant Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri .....                             | 62 |
| <b>Şekil 4.9.</b> Model 3c İmplant Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri .....                             | 62 |
| <b>Şekil 4.10.</b> Model 1a İmplant Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri .....    | 63 |
| <b>Şekil 4.11.</b> Model 1b İmplant Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri .....    | 64 |

|                                                                                         |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 4.12.</b> Model 1c İmplant Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises   |    |
| Stres Değerleri .....                                                                   | 64 |
| <b>Şekil 4.13.</b> Model 2a İmplant Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises   |    |
| Stres Değerleri .....                                                                   | 64 |
| <b>Şekil 4.14.</b> Model 2b İmplant Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises   |    |
| Stres Değerleri .....                                                                   | 65 |
| <b>Şekil 4.15.</b> Model 2c İmplant Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises   |    |
| Stres Değerleri .....                                                                   | 65 |
| <b>Şekil 4.16.</b> Model 3a İmplant Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises   |    |
| Stres Değerleri .....                                                                   | 65 |
| <b>Şekil 4.17.</b> Model 3b İmplant Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises   |    |
| Stres Değerleri .....                                                                   | 66 |
| <b>Şekil 4.18.</b> Model 3c İmplant Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises   |    |
| Stres Değerleri .....                                                                   | 66 |
| <b>Şekil 4.19.</b> Model 1a Hibrit Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri ..... | 67 |
| <b>Şekil 4.20.</b> Model 1b Hibrit Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri ..... | 67 |
| <b>Şekil 4.21.</b> Model 1c Hibrit Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri ..... | 68 |
| <b>Şekil 4.22.</b> Model 2a Hibrit Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri ..... | 68 |
| <b>Şekil 4.23.</b> Model 2b Hibrit Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri ..... | 68 |
| <b>Şekil 4.24.</b> Model 2c Hibrit Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri ..... | 69 |
| <b>Şekil 4.25.</b> Model 3a Hibrit Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri ..... | 69 |
| <b>Şekil 4.26.</b> Model 3b Hibrit Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri ..... | 69 |
| <b>Şekil 4.27.</b> Model 3c Hibrit Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri ..... | 70 |
| <b>Şekil 4.28.</b> Model 1a Kron Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri.....         | 71 |
| <b>Şekil 4.29.</b> Model 1b Kron Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri .....        | 71 |

|                                                                                                |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 4.30.</b> Model 1c Kron Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri.....                | 71 |
| <b>Şekil 4.31.</b> Model 2a Kron Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri.....                | 72 |
| <b>Şekil 4.32.</b> Model 2b Kron Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri .....               | 72 |
| <b>Şekil 4.33.</b> Model 2c Kron Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri.....                | 72 |
| <b>Şekil 4.34.</b> Model 3a Kron Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri.....                | 73 |
| <b>Şekil 4.35.</b> Model 3b Kron Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri .....               | 73 |
| <b>Şekil 4.36.</b> Model 3c Kron Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri.....                | 73 |
| <b>Şekil 4.37.</b> Model 1a Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri ..      | 75 |
| <b>Şekil 4.38.</b> Model 1b Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri ..      | 75 |
| <b>Şekil 4.39.</b> Model 1c Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri ..      | 75 |
| <b>Şekil 4.40.</b> Model 2a Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri ..      | 76 |
| <b>Şekil 4.41.</b> Model 2b Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri ..      | 76 |
| <b>Şekil 4.42.</b> Model 2c Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri ..      | 76 |
| <b>Şekil 4.43.</b> Model 3a Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri ..      | 77 |
| <b>Şekil 4.44.</b> Model 3b Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri ..      | 77 |
| <b>Şekil 4.45.</b> Model 3c Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri ..      | 77 |
| <b>Şekil 4.46.</b> Model 1a Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri ..... | 78 |
| <b>Şekil 4.47.</b> Model 1b Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri ..... | 78 |
| <b>Şekil 4.48.</b> Model 1c Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri ..... | 79 |
| <b>Şekil 4.49.</b> Model 2a Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri ..... | 79 |

|                                                                                          |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 4.50.</b> Model 2b Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri | 79 |
| <b>Şekil 4.51.</b> Model 2c Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri | 80 |
| <b>Şekil 4.52.</b> Model 3a Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri | 80 |
| <b>Şekil 4.53.</b> Model 3b Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri | 80 |
| <b>Şekil 4.54.</b> Model 3c Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri | 81 |
| <b>Şekil 4.55.</b> Model 1a Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri   | 82 |
| <b>Şekil 4.56.</b> Model 1b Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri   | 83 |
| <b>Şekil 4.57.</b> Model 1c Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri   | 83 |
| <b>Şekil 4.58.</b> Model 2a Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri   | 83 |
| <b>Şekil 4.59.</b> Model 2b Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri   | 84 |
| <b>Şekil 4.60.</b> Model 2c Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri   | 84 |
| <b>Şekil 4.61.</b> Model 3a Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri   | 84 |
| <b>Şekil 4.62.</b> Model 3b Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri   | 85 |
| <b>Şekil 4.63.</b> Model 3c Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri   | 85 |
| <b>Şekil 4.64.</b> Model 1a Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri | 86 |
| <b>Şekil 4.65.</b> Model 1b Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri | 86 |
| <b>Şekil 4.66.</b> Model 1c Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri | 86 |

|                                                                                          |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Şekil 4.67.</b> Model 2a Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri | 87 |
| <b>Şekil 4.68.</b> Model 2b Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri | 87 |
| <b>Şekil 4.69.</b> Model 2c Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri | 87 |
| <b>Şekil 4.70.</b> Model 3a Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri | 88 |
| <b>Şekil 4.71.</b> Model 3b Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri | 88 |
| <b>Şekil 4.72.</b> Model 3c Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri | 88 |

## TABLÖLAR DİZİNİ

| <b><u>Tablo No</u></b>                                                                               | <b><u>Sayfa No</u></b> |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------|
| <b>Tablo 2.1.</b> Misch'in sınıflamasına göre kemik yoğunluğunun yüzde olarak bölgesel dağılımı..... | 18                     |
| <b>Tablo 3.1.</b> Materyallerin Elastisite Modülü ve Poisson Oranları .....                          | 54                     |
| <b>Tablo 3.2.</b> Tüm Modeller İçin Analizlerde Kullanılan Kontak Sayıları.....                      | 55                     |
| <b>Tablo 4.1.</b> İmplantlar Üzerindeki En Yüksek von Mises Stres Değerleri .....                    | 59                     |
| <b>Tablo 4.2.</b> Ti-base abutmentler Üzerindeki En Yüksek von Mises Stres Değerleri.....            | 63                     |
| <b>Tablo 4.3.</b> Hibrit abutmentler Üzerindeki En Yüksek von Mises Stres Değerleri .....            | 67                     |
| <b>Tablo 4.4.</b> Kronlar Üzerindeki En Yüksek von Mises Stres Değerleri .....                       | 70                     |
| <b>Tablo 4.5.</b> Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri .....     | 74                     |
| <b>Tablo 4.6.</b> Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri .....     | 82                     |
| <b>Tablo 4.7.</b> Tüm Modellerde Oluşan Stres ve Strain Değerleri.....                               | 89                     |



# 1. GİRİŞ

İmplant destekli sabit protezler tek diş eksikliklerinde sıklıkla tercih edilmektedir. Son zamanlarda diş hekimliğinde popülarlığı artan sabit dental protezler, tam veya kısmi dişsiz vakalar için iyi bir tedavi seçeneğı olarak görülür ve her türlü restorasyonda yüksek sağ kalım oranı, mekanik ve biyolojik avantajlar sağlarlar.<sup>1-4</sup> Bu başarının elde edilmesi amacıyla teknik ve biyomekanik parametrelerin dikkatlice değerdendirilmesi ve doğru seçimlerin yapılması çok önemlidir.<sup>5,6</sup>

Günümüzde mandibula posterior tek diş eksikliklerinde en çok kullanılan tedaviler arasında dental implantlar yer almaktadır. Bu kadar çok tercih edilmesinin yanında, estetik ve fonksiyon açısından hastanın ve hekimin beklentilerini karşılamadaki becerisi sorgulanabilir.<sup>7</sup> Bu yüzden diş hekimlerinin dental implant tedavileri hakkındaki güncel yaklaşımları takip etmeleri ve farklı vakalarda en uygun tedavileri uygulamaları gerekmektedir.

İmplant çevresindeki marjinal kemik kaybı miktarı, geç dönem implant başarısızlıklarıyla doğrudan ilişkili olduğundan, dental implantlarının çevresinde kemiğın korunması önemlidir.<sup>8,9</sup> İmplant ve kemik arasındaki temas, doğal dişlerden farklı olarak oklüzal yükleri doğrudan kemiğe aktardığından, dental implantlar üzerinde farklı değışkenlerin biyomekanik etkileri önemlidir.<sup>10</sup> Bazı durumlarda, bu oklüzal yük, kemiğın fizyolojik sınırını aşarak kemik rezorbsiyonunu hızlandırabilir.<sup>11</sup> Stres veya kuvvetin dağılımı kemik ile implanta gelen kuvvetin yönüne<sup>12</sup>, implantın şekli ve malzeme özellikleri ya da kronun şekline ve malzeme özelliklerine bağılı olarak etkilenmektedir.<sup>13</sup>

Bireysel abutmentlar, üretim yapan markaların değışik üretim şekilleriyle, titanyumdan veya görünümün önemli olduğu vakalarda seramikten üretilebilmektedir.<sup>14</sup> Prefabrike abutmentlara göre özellikle CAD-CAM teknolojisi sayesinde abutmentin

istenilen bölgelerinde farklı kalınlıklar elde edilebilmektedir.<sup>15</sup> Son yıllarda ön ve arka bölgelerde tek diş implant restorasyonları için iki parçalı abutment olarak ifade edilen “hibrit abutment” terimi geliştirilmiştir.<sup>16</sup> Hibrit abutmentler, implant abutment bağlantısında seramik materyalinin kırılma dezavantajını ortadan kaldırmak ve titanyum implant arayüzünde seramik dayanağın neden olabileceği deformasyon riskinden kaçınmak için geliştirilmiştir. Tek parçalı seramik dayanaklardan farklı olarak, hibrit dayanaklar gelişmiş mekanik özelliklerinden dolayı daha iyi kırılma direncine sahiptir.<sup>17,</sup>

18

Kemiğin durumu, osteoporoz gibi kemik yoğunluğunu veya kalitesini azaltan sistemik bozukluklar tarafından daha da bozulabilir.<sup>19-22</sup> Bununla birlikte, dental implantların osteoporotik kemikteki biyomekanik davranışını değerlendiren çalışmalar yeterli değildir.<sup>23, 24</sup> Birçok durumda, biyomekanik değişkenler kontrol edildiğinde bile kemik kaybı meydana gelir, çünkü kemik kaybının etiyolojisi çok faktörlüdür.<sup>8</sup> Albrektsson ve ark.<sup>25</sup>'ye göre, bir dental implantın çevresinde klinik olarak kabul edilebilir kemik kaybı sınırı fonksiyonun ilk yılında 1.5 mm, sonraki yıllarda enfeksiyon belirtisi olmaksızın yılda yaklaşık 0,2 mm'dir. Bununla birlikte, bazı klinik durumlarda, dental implantlar klinik olarak belirlenmiş kemik kaybı sınırlarının ötesinde ağız içerisinde tutulur. Peri-implantitiste olduğu gibi, aşırı kemik kaybı olan implantları korumak için çeşitli tedaviler önerilmiştir.<sup>26</sup> Aşırı kemik kaybı implantların biyomekanik ankrajını etkileyerek kron/kök oranını arttırır, sonuç olarak çevre yapılarda strese neden olabilir ve önerilen tedavi tehlikeye girebilir.<sup>27, 28</sup> Bu nedenle, farklı miktarlarda kemik kaybindan sonra dental implantların biyomekanik davranışının değerlendirilmesi, daha büyük yüklere katkıda bulunan farklı değişkenlerle ilişkisini belirlemek ve implant başarısızlığı riskinden kaçınmak için cerrahi-protetik planlamanın güvenli sınırını belirlemek önemlidir.<sup>29, 30</sup> İmplant üstü sabit protetik restorasyonlarda alt yapı

materyalinin ve abutmentin implant-destek sistemi ile çevre kemiğe stres dağılımında etkisi olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur.<sup>29, 31</sup>

Sonlu elemanlar analizi (SEA), biyolojik araştırmalarda biyomekanik analizler için yeni ve önemli bir araştırma aracıdır. Karmaşık yapıları modellemek ve mekanik özelliklerini analiz etmek için en iyi yöntemdir. Bu bağlamda, yaygın olarak iyi bir araç olarak kabul edilir. Bu, üst üste binen yapıların görselleştirilmesine ve anatomik kraniyofasiyal yapıların malzeme özelliklerinin belirlenmesine olanak tanır.<sup>32</sup> Teorik olarak ölçülebilen gerilim noktalarını gösterebildiği için, uygulanan kuvvetin yeri, büyüklüğü ve yönünün belirlenmesine de olanak tanır.<sup>33</sup> Ayrıca, analiz edilen materyallerin mekanik özelliklerini etkilemediği için tekrarlanması kolaydır.<sup>33, 34</sup> Son zamanlarda, dijital görüntüleme sistemlerinin (CT ve MRI) ilerlemesiyle, kemik geometrisi ve özelliklerinin kişiye özel verilerini, implantların 3 boyutlu yapılarını mikro düzeydeki görüntülerle bir SEA modeline aktarmak mümkün hale gelmiştir.<sup>35, 36</sup> Bu sayede yüksek doğrulukta anatomik modeller oluşturulabilir ve bu da güvenilir sonuçların elde edilmesine olanak sağlamaktadır.

Bu tez çalışmasında; mandibular 36 numaralı diş bölgesine yerleştirilen uzunluğu ve çapı aynı olan implantlarda, üç farklı rezorbsiyon düzeyinde, ti-base abutment üzerine yerleştirilen üç farklı materyalden üretilen hibrid abutmentler ve lityum disilikat implant üstü kronlarda uygulanan kuvvet sonrası; implant, ti-base abutment, hibrid abutment, kron, implant çevresindeki kortikal kemik ve trabeküler kemikte oluşan en yüksek von Mises stresleri, maksimum ve minimum asal şekil değişim miktarlarının ve dağılımlarının sonlu elemanlar analizi (SEA) yöntemiyle incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Çalışmamızın iki hipotezi vardır. Birinci hipotezimiz; kemik rezorpsiyonu görülen hastalarda implant ve çevre kemikteki stresleri azaltarak implantın uzun dönem başarısını ve kullanılabilirliğini arttırabilmek için ti-base abutment üzerine yerleştirilen PEEK

materyalinden üretilen hibrit abutmentin kullanılması dental dokularda ve implant sisteminde daha az stres birikimine sebep olacağı, ikinci hipotezimiz ise implant çevresindeki kemik rezorpsiyona uğradıkça implant-koron oranı azalacağı için implant ve onu çevreleyen kemikteki streslerin artacağı yönündedir.

## **2. GENEL BİLGİLER**

### **2.1. Dental İmplant**

#### **2.1.1. Dental İmplantın Tanımı**

İmplant; cerrahi olarak orofasiyal dokulara yerleştirilen, kaybedilmiş fonksiyonun geri kazanılması, terapötik, ankraj veya estetik amaçlarla kullanılan biyouyumlu alloplastik materyallerdir. Sabit ve hareketli proteze desteklik ve retansiyon sağlayan, maksilla veya mandibula kemiğinin içine veya üzerine yerleştirilen biyouyumlu materyallere ise dental implant denir.<sup>37</sup>

#### **2.1.2. Dental İmplantın Tarihçesi**

Yapılan arkeolojik araştırmalar sonucunda MÖ 3000 gibi çok eski bir tarihte, Eski Mısır uygarlığında dental implant uygulamalarına rastlanmıştır.<sup>38</sup> Maya uygarlığında deniz kabuklarının çekim boşluğuna yerleştirilerek yapılan ilk dental implantlar olduğu kayıtlara geçmiştir.<sup>39</sup>

Modern anlamda kemik içi implantın ilk uygulaması, 1809 tarihinde Maggiolo'nun altına diş kökü şekli verip çekim soketine yerleştirmesiyle gerçekleşmiştir. Greenfield 1906 tarihinde silindir şekli verdiği iridyum-platin alaşımından oluşan implantları tanıtmıştır. 1938 tarihinde ise Strock vida şeklindeki kobalt-krom-molibden alaşımından oluşan implantları geliştirmiştir. Aynı zamanda yine 1938 tarihinde Dahl, dental implantları kemiğin üzerine yerleştirmiş ve ilk subperiosteal implantın yapımını gerçekleştirmiştir.<sup>40</sup>

1952 yılında Brånemark tarafından başlatılan araştırmalar implantların kullanım yönünü değiştirmiştir. 1960'larda tavşan fibulasının kemik iliğine yerleştirilen ve daha sonra belirli bir süre fonksiyondan çıkarılan titanyum implantların, kemiğin implant çevresinde entegre bir kortikal tabaka oluşturduğu gözlemlenmiştir. Dr.Brånemark bu fenomeni "osseointegrasyon" olarak adlandırmıştır.<sup>41</sup>

### **2.1.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması**

Dental implantlar yıllardır tasarımlarına göre kategorize edilmiştir. İmplant tasarımları, adını implantın cerrahi olarak yerleştirilmesinden alır. Son 50 yıldır subperiostal, transosteal, endosseal yerleşimli olarak kullanılmaktadır.<sup>42</sup> Artan enfeksiyon riski nedeniyle endosseal implantlar artık diğer implant sistemlerinin yerine kullanılmaktadır. Platformlarının kemik dokusu ile olan ilişkilerine göre endosseal implantlar kemik seviyesi ve doku seviyesi olmak üzere iki şekilde gruplandırılır.<sup>43</sup>

#### **2.1.3.1. Kemik Seviyesi İmplantlar**

Bütün metalik yüzeyleri kemiğe gömülen bu seviyedeki implantların platformları kemik ile aynı seviyede konumlanmaktadır. Bu durum estetik bölgeye uygulanan implantlarda metal yansımalarının önüne geçerek avantaj oluşturmaktadır. Gelişen tasarım özellikleri ile implantın platformuna yakın mikroyivler implant-kemik bağlantısının daha da kuvvetlenmesine ve bu sayede krestal kemik stabilizasyonunun artmasına neden olmuştur.<sup>43</sup>

#### **2.1.3.2. Doku Seviyesi İmplantlar**

Titanyum pürüzsüz yüzeyli boyun yapıları olan doku seviyesi implantlar, platformları genellikle kemik seviyesinin üzerinde olacak şekilde kemiğe yerleştirilir. Bu tip implantların pürüzsüz boyun yapılarındaki avantajları, biyolojik aralık genişliğini boyunlarıyla doldurarak krestal kemik rezorbsiyonunu engellemek üzerinedir. İnce fenotipli gingival yapıya sahip hastalarda ise metal yansımaları en önemli dezavantaj olarak görülmektedir. Ancak posterior bölgede konuşma ve gülüş esnasında bu kısımların görünmemesi, bu implantları molar bölgelerde kullanılabilir hale getirmiştir.<sup>43</sup>

### **2.1.4. Osseointegrasyon**

Branemark ve arkadaşları osseointegrasyonu ‘ışık mikroskobu altında canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında gözlenen, hiçbir doku bulunmaksızın, fibröz bağ

dokusunun engellemediği, direkt, yapısal ve fonksiyonel bağlantı' şeklinde tanımlamışlardır.<sup>44, 45</sup> Zarb ise klinik ortamda daha yararlı olabileceğini düşünerek osseointegrasyonu; fonksiyonel yükleme sırasında alloplastik malzemelerin kemiğe klinik olarak asemptomatik ve rijit bir şekilde bağlanmasını sağlama ve sürdürme süreci olarak tanımlamıştır.<sup>46</sup>

#### **2.1.4.1. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler**

Osseointegrasyonu etkileyebilecek faktörler; hastaya bağlı faktörler, implant tasarımı ve uygulama şekline bağlı faktörler olarak iki başlık altında incelenebilir.

Hastaya bağlı faktörler;

- Yaş,
- Devam eden periodaontal hastalıklar,
- Ciddi mukozal lezyonlar,
- Tütün ürünlerinin tüketimi, alkol ve kötü amaçlı ilaç kullanımı,
- Zayıf kemik kalitesi,
- Önceden uygulanmış radyoterapi,
- Kontrol altına alınmamış sistemik hastalıklar,
- Kanama bozukluklarıdır.<sup>47</sup>

İmplant tasarımı ve uygulama şekline bağlı faktörler;

- İmplant malzemesinin karakteristiği,
- İmplant tasarımı,
- İmplantın yüzey özellikleri,
- İmplantın yükleme zamanı,
- İmplant yapılacak bölgedeki kemiğin kalite ve kantitesi,
- Uygulanacak cerrahi tekniktir.<sup>48</sup>

İmplantın primer stabilitesi öncelikle implant alanındaki kemiğin mekanik özelliklerine, daha sonra kullanılan cerrahi tekniğe ve implantın tasarımına bağlıdır. Düşük yoğunluklu kemiklerde primer stabilite; cerrahi travma, iyileşme koşulları ve implant malzemesine karşı görülen biyolojik yanıt ile ilgilidir. Sonuç olarak zamanla implant-kemik arayüzünde kemik oluşumu ile birlikte daha sağlam bir bağlantı sağlanmış olur.<sup>49</sup> Ayrıca iyileşme süresince implant-kemik arayüzünde yumuşak doku oluşumuna engel olmak ve osseointegrasyonu sağlamak için, mukoza altında implant çiğneme kuvvetlerinden ve travmadan uzak tutulmalıdır.<sup>50</sup>

#### **2.1.4.2. Osseointegrasyonda Başarı ve Başarısızlık**

İmplant destekli protezlerin ağız içerisinde uzun süre sağlıklı bir şekilde fonksiyon göstermelerindeki en büyük kriter, implantların yükleme dönemindeki seyri ve başarısıdır. Yapılan birçok araştırmaya bakıldığında implantoloji pratiğinin gelişmesiyle birlikte implantlar için yeni başarı kriterleri ortaya çıkmıştır. En son ve günümüzde en çok kabul edilen başarı kriterleri;

- 1- Klinik testlerde, implantlarda mobilite olmamalıdır.
- 2- Radyografide, implant çevresinde radyolusensi görülmemelidir.
- 3- İmplantların yapılmasıyla birlikte, ilk yıl için kemik kaybı 0,4 veya 0,5 mm, ilk yıldan sonraki her yıl için, yıllık dikey kemik kaybı 0,2 mm'den az olmalıdır.
- 4- İmplanttan kaynaklanan kalıcı ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi gibi semptomlar görülmemelidir.
- 5- İmplantın beş senedeki başarı yüzdesi %85'ten, on senedeki başarı yüzdesi ise %80'den az olmamalıdır.<sup>25, 51</sup>

#### **2.1.5. Tek Diş İmplantların Avantajları**

- 10 yıllık takipte %97'ye varan başarı oranı görülmektedir.

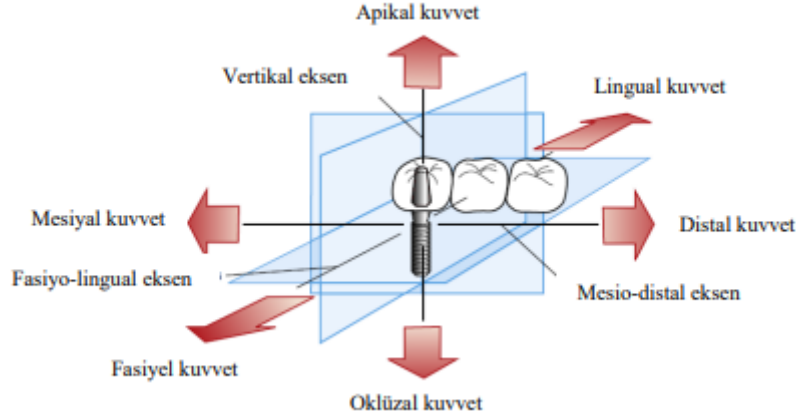
- Komşu dişlerdeki çürük görülme riskini önemli ölçüde azaltmaktadır.
- Komşu dişlerde endodontik sorunlar görülme oranı implant tedavisi uygulanan dişlerde daha azdır.
- İmplant tedavisi komşu dişlerde herhangi bir estetik soruna yol açmamaktadır.
- Dişsiz bölgede kemik yapısının korunmasına yardımcı olmaktadır.
- Komşu dişlerde hassasiyet oluşumuna sebebiyet vermemektedir.
- Psikolojik olarak doğal diş benzerliği nedeniyle avantaj sağlamaktadır.
- Komşu dişlerde kayıp görülme riski oldukça azalmıştır.<sup>52</sup>

#### **2.1.6. Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler**

İmplant üstü protezlerdeki kuvvet dağılımının biyomekaniğinin, doğal dişlerin dayanak olduğu protezlerdeki kuvvet dağılımından niteliksel olarak farklı olduğu düşünülmektedir. Temel fark, mikro hareketlere izin veren periodontal ligamentin, osseointegre implantlarda hiç bulunmamasından kaynaklanmaktadır. Temel mekanik ilkeler, biyomekaniği tanımlamak ve anlamak için temel gerekliliklerdir.<sup>53</sup>

##### **2.1.6.1. Kuvvetler ve Kuvvet Türleri**

Bir dental implantın uzun ömürlülüğü sadece bir kuvvetin yoğunluğundan ve süresinden değil, aynı zamanda yönünden de etkilenir. Etkisini anlamak için, kuvvetin vektörü genellikle mesiodistal, bukkolingual ve oklüzoapikal olan üç ana eksen boyunca üç bileşene ayrılır (Şekil 2.1.).<sup>54</sup>



**Şekil 2.1.** Kuvvet Eksenlerinin Görünümü<sup>54</sup>

İmplant destekli sabit protezlerde oklüzyon, kuvvetleri oklüzoapikal yönde yoğunlaştırmak için yönetilir. Diğer iki eksende yönlendirilen kuvvetler, dental implantın uzun ömürlülüğü için potansiyel bir tehlikedir. Kuvvetler, sıkıştırma (baskı), çekme (gerilme) ve kesme (makaslama) kuvvetleri olarak tanımlanabilir. Sıkıştırma kuvvetleri iki kütleyi birbirine doğru itmeye, çekme kuvvetleri ise onları birbirinden ayırmaya eğilimlidir. Kesme kuvvetleri bir kütlenin diğerine doğru kaymasına neden olur.<sup>54</sup> Kortikal kemik, sıkıştırma kuvvetlerine çekme ve kesme kuvvetlerinden daha dirençli ve dayanıklıdır.<sup>55</sup> Bununla birlikte yapıştırıcı siman, implant vidası, implant komponentleri ve implant-kemik ara yüzü de sıkıştırma kuvvetlerine çekme ve kesmeden daha fazla uyum sağlayabilir. Sıkıştırma kuvvetleri, bir kemik-implant birleşiminin bütünlüğünü koruma eğilimindeyken, gerilme ve kesme kuvvetleri bu birleşimin bütünlüğünü dağıtma veya bozma eğilimindedir.<sup>54</sup>

#### 2.1.6.2. Stres

Kuvvetin bir alana dağıtılma şekli mekanik stres olarak tanımlanır. Stresin yoğunluğu, kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin dağıtıldığı kesit alanı olan iki değişkene bağlıdır.<sup>54</sup> Kuvvetin yoğunluğu, eksen dışı yük ve kuronların yüksekliği gibi bazı kuvvet yoğunlaştırıcı faktörleri elimine ederek azaltılabilir. Stresin dağılımına önemli derecede

katkıda bulunan fonksiyonel alan da, dişsiz bölgedeki dental implant sayısını arttırarak ya da kullanılan implant geometrisindeki modifikasyonlarla optimize edilebilir.<sup>54</sup>

Stres birim alana düşen kuvvet miktarıdır. Bir cisme uygulanan dış kuvvete karşı o cismin içinde oluşan intermoleküler ya da interatomik dirençtir. Uygulanan kuvvet karşısında, kuvvetle eşit derecede ancak ters yönde oluşan tepki gerilmesi streştir. Hem uygulanan kuvvet hem de cisimdeki gerilme direnci tüm yüzeye yayılır.<sup>56</sup>

Stres ( $\sigma$ ) = Kuvvet (F) / Alan (A) formülüyle belirlenebilir.<sup>56</sup>

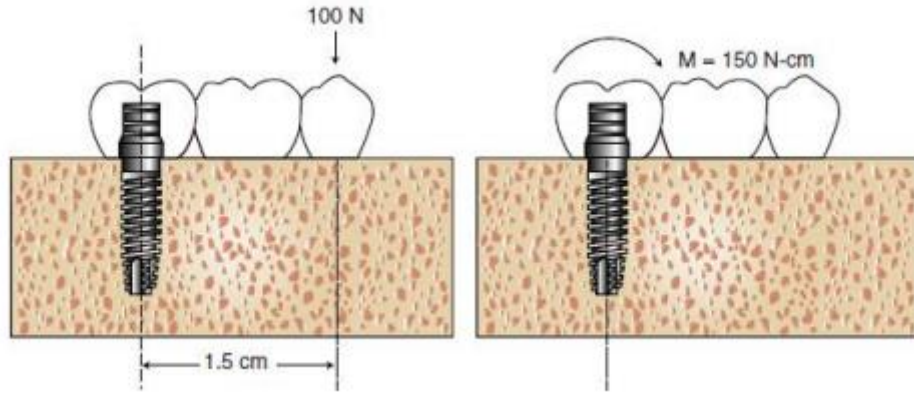
Birimi Paskal ( $\text{Pa}=\text{N}/\text{m}^2$ ) olup diş hekimliğinde milimetrik mesafelerle çalışıldığından genellikle Megapaskal birimi kullanılır.  $1\text{MPa}=10^6\text{ Pa}$ 'a eşittir. Basınçla stresin birimi aynı olmasına karşın basınçta sadece sıkışma tipi kuvvetlerin olması aralarındaki farktır.<sup>56</sup>

#### **2.1.6.3. Deformasyon ve Gerilim**

Bir diş implantına uygulanan yükler, implant ve çevresindeki dokularda deformasyona neden olabilmektedirler. Biyolojik dokular, deformasyonu karşılayabilirler veya hasar gördükleri için yanıt oluşturabilirler. İmplant diş hekimliğinde kullanılan materyallerin, özellikle implant materyallerinin deformasyon ve rijitlik özellikleri, bu yükler karşısında biyolojik dokuları etkileyebilmektedir. Deformasyon ise stres sonrası yapının geometrik konfigürasyonunun şekil veya boyutunda oluşan değişikliğe verilen isimdir. Doğrusal olarak gerçekleşen deformasyon uzunluk birimi başına yapının uzaması olarak tanımlanmaktadır. Bir de, yapının dikey yönde, kesme kuvvetleriyle oluşan stresin neden olduğu modifikasyonları tanımlayan bir kesme deformasyonu da bulunmaktadır. Deformasyon, fazla stres uygulanmış materyalin yapısı ve mekanik özelliklerinden de etkilenmektedir.<sup>54</sup>

#### 2.1.6.4. Moment Yükler

Bir noktanın etrafındaki bir kuvvetin momenti, o noktanın etrafında dönme veya bükülme eğilimi gösterir. Moment (M), bir sisteme uygulanan kuvvetin (F) etkilenen noktaya olan mesafesiyle çarpımıdır (Şekil 2.2.). Moment yükü aynı zamanda tork yükü veya torsiyonel yük olarak da adlandırılır ve implant sistemleri için yıkıcı olabilir.<sup>54</sup> Aşırı uzun kanatlı sabit restorasyonlar veya bar bölümleri nedeniyle implantlara yüklenen torklar, kemik rezorpsiyonuna, protez vidasının gevşemesine neden olabilir. Kantileverlerin bu olumsuz etkileri 30 yıldan fazla bir süredir bildirilmiştir.<sup>57, 58</sup>



Şekil 2.2. Moment (M) = Kuvvet (F) × Kuvvet Kolu<sup>54</sup>

#### 2.1.6.5. İmplantla İlgili Faktörler

##### 2.1.6.5.1. İmplantın Yiv Şekli ve Stres Dağılımı

Çoğu diş implantı, stabil bir yerleşim ve kuvvet aktarımı için geliştirilmiş çeşitli dizaynlarda üretilebilmektedirler. Yivli implantlar, rotasyon hareketiyle doğrusal olarak osteotomi bölgesine yerleştirilirler.<sup>59</sup> İmplant yerleştirildikten sonra o bölgedeki kemik, kemik homeostazı adı verilen, dış gerilmelere karşı sürekli yeniden şekillenmeye (remodelling) uğramaktadır. İmplantlar optimal fonksiyonel yükü aldıklarında, çevreleyen kemikte remodelling oluşmaktadır. Bununla birlikte, aşırı olumsuz stresler altında, alveolar kemikte "osteoklast oluşumunu" indükleyen mikro kırıklar meydana gelmektedir.<sup>60</sup> Kemik oluşumu, hasarı doldurmak için yeterince hızlı olmadığından, sorun

daha da büyür ve ciddi kemik kaybına ve nihayetinde implant başarısızlığına neden olabilir.<sup>61</sup> Bununla birlikte, optimal stres dağılımına ulaşmak zordur ve stresin çok az ya da fazla olması kemik erimesini indükleyebilir. Bu nedenle, olumsuz uyaranları azaltırken yüzey temas alanını ve elverişli kuvvetleri artırmak için implantlar yivli şekilde üretilmelidir. Son zamanlarda, bu geometrik parametrelerin çevre bölgelerdeki yük dağılımı üzerindeki etkisini anlamak için sonlu eleman analizi (SEA) kullanılmıştır.<sup>62</sup> Chang ve arkadaşları,<sup>63</sup> SEA'yı kullanarak, 300 N eksenel yükün immediat yüklenmesiyle farklı yiv tasarımlarının (yamuk, destek, kare ve standart V-yivi) implantlar ve çevreleyen kemik içindeki mikro hareket modelini değerlendirmişlerdir. Sonuçlar, tüm mikro hareketin kortikal ve süngerimsi kemiğin ara yüzüne yakın olduğunu ve kare yiv profilinin en uygun mikro hareket değerine sahip olduğunu ortaya koymaktadır. Eraslan ve arkadaşları<sup>64</sup>, 100 N'luk bir statik eksenel yük altında dört farklı yiv formu ile benzer bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada, maksimum stresin birinci yiv etrafındaki servikal kortikal bölgelerde yoğunlaştığını ve stres değerinin kare diş tipinde en düşük olduğunu bildirmişlerdir. Benzer şekilde, önceki diğer SEA ve hayvan çalışmaları kare yiv şeklindeki tasarımın en etkili stres dağılımını ve en yüksek kemik-implant temas alanını içerdiğini göstermektedirler.<sup>65, 66</sup>

#### **2.1.6.5.2. İmplantın Yiv Derinliği ve Genişliği**

Yiv şekli ve eğimine ek olarak, yiv derinliği ve genişliği de endosteal implantlar etrafındaki stres dağılımını etkileyen önemli tasarım parametrelerindendir. Misch'e göre yiv derinliği, yivin en dış ucundan en içteki gövdesine olan mesafedir. Yine Misch'e göre, yiv genişliği eksenel olarak ölçülen tek bir yivin en üst ve en alt ucu arasındaki mesafe olarak da tanımlanmaktadır. Başka bir deyişle, yiv derinliği yivin ana ve küçük çapları arasındaki farkla da hesaplanabilir. Daha önce tartışılan geometrik değişkenler gibi, yiv derinliği ve genişliği klinik olarak implantın yerleştirilmesini ve yüzey alanını

etkilemektedir. Yiv derinliği ne kadar sığ olursa, özellikle yüksek yoğunluklu kemikte implantasyon prosedürü de o kadar kolay olur.<sup>67</sup> Aksine, derin yivler, kemik-implant arayüzündeki fonksiyonel yüzey alanını arttırmaktadırlar, bu da düşük yoğunluklu kemikte veya oklüzal kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerde birincil stabiliteyi geliştirebilir. Progresif yivlerin kullanıldığı çeşitli implant sistemleri de mevcuttur. Bu yiv formunda yiv derinliği implantın apikal ucundan koronal boynuna kadar kademeli olarak azalır. Bu tasarımı kortikal bölgeden stresi uzaklaştırarak olası kemik erimesini önleyebileceği iddia edilmektedir.<sup>68</sup>

#### **2.1.6.5.3. İmplant ap ve Uzunluğu**

İmplant uzunluğunun artması genellikle krestal kemik arayüzünde çok önemli değildir ancak primer stabilite ve kemik-implant arayüzünün yüzey genişliği için bir avantaj sağlamaktadır. Artırılmış uzunluk aynı zamanda abutmentler yerine vidalanırken tork veya kesme kuvvetlerine karşı ekstra dayanıklı olmasını sağlar. Aynı zamanda, artan uzunluğu, çiğneme kuvvetlerinin etkisinde kretin tepesindeki implant çevresinde, transosteal bölgede oluşan stresi azaltmak için çok etkili olmadığı düşünülmektedir. Bu nedenle implant boyutunu artırmanın, kuvvet faktörlerinden kaynaklanan stresi azaltmak için çok da etkili bir yöntem olmayabileceği düşünülmektedir.<sup>69</sup>

Her bir implantın yüzey alanı, implantın genişliğiyle doğrudan ilişkilidir. Daha geniş kök formundaki implantlar, artan çevresel kemik temas alanlarından kaynaklanan dar implantlara (benzer tasarıma sahip) göre daha büyük bir kemik temas alanına sahiptirler. İmplant çapındaki her 0.25 mm'lik artış, bir silindir implant gövdesinde toplam yüzey alanını % 5 ila % 10 arasında artırabilir. Sonuç olarak, günümüzdeki verilere göre genişliğin yükseklikten daha önemli olduğu düşünülmektedir.<sup>70</sup>

## **2.2. Kemik Değerlendirilmesi**

### **2.2.1. Kemiğin Yapısı ve Özellikleri**

Dental implantların uzun vadeli başarısında en önemli faktörlerden biri; kemik yoğunluğu ve kalitesidir. Diş kaybından sonra gelişmiş alveolar kemik rezorpsiyonu genellikle implant cerrahisini sınırlandıran veya karmaşık tedavi gerektiren bir durumdur.<sup>71</sup>

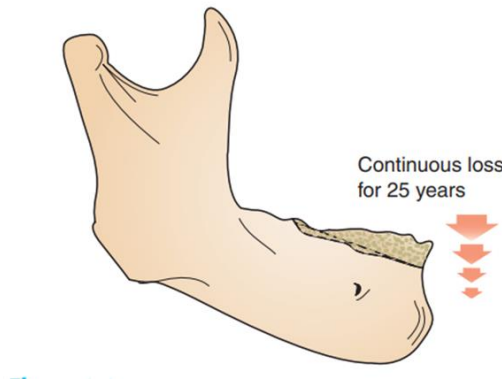
Kemik doku; %23 organik matriks, %77 hidroksiapatitten oluşan özelleşmiş mineralize bağ dokusudur.<sup>72</sup>

Kemik dokusu yoğunluğuna göre kortikal (kompakt) ve trabeküler (spongioz) kemik olarak sınıflandırılmaktadır. Kortikal kemik sekonder kemik yapısında yer alır ve 3–7 µm kalınlığındaki lamellerden, hücrelerden ve sert bir matriksten oluşan osteon veya havers sistemi adı verilen silindirik birimlerden oluşur. Trabeküler kemik ise birbirine bağlı, düzensiz anastomoz yapan trabeküllerden oluşur. Bu düzensiz trabeküllerin arası kemik iliği ile doludur. Kemiğin dış kısmında yoğun, sıkı bir tabaka olan kortikal kemik bulunurken, iç kısmında trabeküllerden oluşan süngerimsi bir ağ şeklinde trabeküler kemik bulunur ve bu kısım kemiğin iç yapısını oluşturur.<sup>72</sup> Kortikal kemik trabeküler kemiğe göre daha az boşluklu, daha sıkı ve rijittir. Kortikal kemik yüksek derecede primer stabilizasyon sağladığı için implant uygulamalarında bu bir avantaj olarak görülmektedir.

49

Kemik yapımında ve yeniden şekillendirilmesinde görev yapan farklı hücre türleri vardır. Bu hücreler osteoprogenitör (osteoblast öncülü) hücreler, osteoblastlar, osteositler ve osteoklastlardır. Osteoblastlar; periost ve endosteumun iç tabakasını oluşturan matriksi oluştururlar. İleri evrelerde osteoblastlar osteosit haline gelir ve kemiğin canlılığını korurlar. Osteosit hücreleri, olgun kemik hücresi olarak da adlandırılırlar. Osteoklast hücreleri ise kemiğin organik kısmının rezorpsiyonunda rol oynarlar. Hayat boyunca işlev gören bu hücreler, yeni kemik remodelling ve rezorpsiyonunu devam ettirirler.<sup>73</sup>

Kemik doku, canlılığı süresince farklı stresler altında kalması sonucu rezorpsiyon ve dekalsifiyon gibi aktiviteler gösterir. Kemik üzerinde oluşan %4' lük gerilme remodelling ve rezorpsiyon olaylarını dengelemektedir. Bu değerde değişiklik olduğunda denge bozulmaktadır. Alveoler kemik ve dişler arasındaki ömür boyu süren bir ilişki vardır. Wolff kanununa göre kemik dokusu üzerine gelen fonksiyonel kuvvetler sayesinde şekillenmektedir. Bir kemik işlevini kaybettiğinde yapısında önemli değişiklikler görülebilir. Bu nedenle kemik, mevcut şeklini ve yoğunluğunu korumak için fonksiyonel kuvvetler tarafından uyarılmalıdır. Diş çekildikten sonra mevcut kemikteki gerilim sona erdiği için bölgedeki kemik yoğunluğu ve trabekül sayısı azalır. Diş kaybından sonra kemik genişliği ilk yılda %30 oranında azalırken, kemik yüksekliğinde ise yaklaşık olarak 4 mm azalma görülür İlk yıldan sonra kemik kaybı hızı daha yavaş olmasına rağmen, kemik kaybı yaşam boyunca sürmektedir.<sup>62, 73</sup>



**Şekil 2.3.** Yaşam boyu süren kemik kaybı.<sup>62</sup>

### 2.2.2. Kemik Yoğunluğu

Kemik yoğunluğu ile implant başarısı arasındaki ilişki uzun yıllardır araştırılmaktadır.

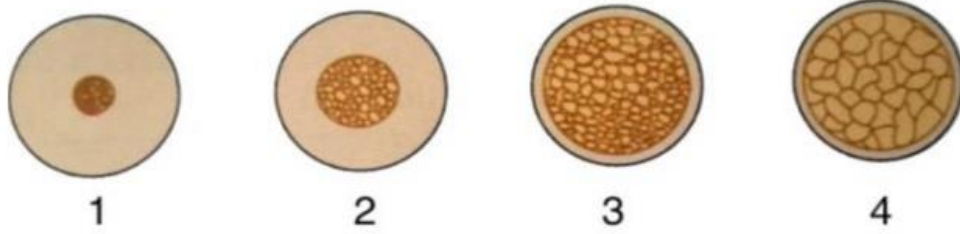
Çene kemiklerini sahip oldukları kaliteye göre yapılan sınıflandırmada<sup>74</sup>;

Tip 1: Ağırıklı olarak homojen kortikal kemik mevcuttur.

Tip 2: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın bir kortikal kemik mevcuttur.

Tip 3: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince bir kortikal kemik mevcuttur.

Tip 4: Düşük yoğunlukta trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemik mevcuttur.



**Şekil 2.4.** Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi ile ilgili sınıflaması<sup>74</sup>

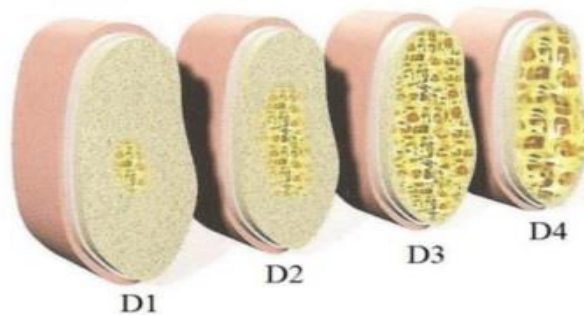
Misch'in yaptığı sınıflama ise<sup>75</sup>

D1 kemik: Kalsifiye yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dışsız anterior mandibulada bulunur.

D2 kemik: Dış bölgede kalın kortikal kemiğe, iç bölgede ise kalın trabeküler kemiğe sahiptir. Anterior ve posterior mandibulada, anterior maksillada ve nadiren posterior maksillada görülür.

D3 kemik: Dış bölgede ince poröz kortikal kemik ve altında ince dokulu trabeküler kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.

D4 kemik: Neredeyse hiç kortikal kemik yoktur. Kemiğin hemen hemen tamamı ince trabeküler kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada görülür.



**Şekil 2.5.** Misch'in tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması. <sup>76</sup>

**Tablo 2.1.** Misch'in sınıflamasına göre kemik yoğunluğunun yüzde olarak bölgesel dağılımı. <sup>76</sup>

| Kemik Tipi | Anterior | Posterior | Anterior  | Posterior |
|------------|----------|-----------|-----------|-----------|
|            | Maksilla | Maksilla  | Mandibula | Mandibula |
| D1         | 0        | 0         | 6         | 3         |
| D2         | 25       | 10        | 66        | 50        |
| D3         | 65       | 50        | 25        | 46        |
| D4         | 10       | 40        | 3         | 1         |

İmplant yerleşiminde kortikal kemiğin fazla, trabeküler kemiğin az ve trabeküllerin sık olması tercih edilmektedir. İmplant başarı oranı, yüksek kaliteli kemikte düşük kaliteli kemiğe göre çok daha fazla bulunmuştur. Kemik yoğunluğu azaldığında kemik dayanıklılığı da azalmaktadır. Düşük yoğunluklu kemikte implantların kısa ve uzun dönem kayıplarının daha fazla olduğu belirtilmiştir. <sup>76</sup>

Dişsiz üst çene arka bölgelerde kemik yoğunluğu diğer bölgelerdekinden daha zayıftır. Buradaki kemiğin erime paterni diğer tüm bölgelerden daha çabuk gerçekleşmektedir. Bu olayın başlıca nedeni ise dişlerin kaybedilmesinden sonra alveoler bölgenin kanlanması ve kas stimülasyonunda azalma olması olarak belirtilmektedir. <sup>76</sup>

### 2.2.3. Kemik Rezorbsiyonu

Yaşam boyunca var olan kemik devamlı rezorbe olur ve yerine yeni kemik oluşur. Önce osteoklastlar ile kemik kaybı meydana gelir ve daha sonra osteoblastlar sayesinde yeni kemik oluşur. Kortikal kemiğin anabolik ve katabolik tepki kapasitesi genellikle spongioz kemiğinkinden daha düşüktür. Örneğin kortikal kemikte yıllık %4'lük bir remodeling olurken, spongioz kemikte bu oran %20 kadardır. <sup>77</sup> Yeniden şekillenmede, biyolojik etkenler veya fiziksel kuvvetler görev yapar. Wolf prensibine göre, üzerine

etkiyen kuvvetlere göre bir tepki olarak uzayan kemik yeniden şekillenir, yani kemik fiziksel gerilmelere tepki verir. Uygulanan yükler sonucunda basınç alanında oluşan negatif potansiyel yeni kemik oluşumunu uyarır. Kısacası rezorpsiyon, düşük stresli bir bölgede osteoklastların etkisi olarak görülürken, yüksek stresli bir bölgede osteoblastlar tarafından yeni kemik yapımı görülür.<sup>77</sup>

Yapım ve yıkım mekanizmasının dengesi, bu doğal döngüyü değiştiren nedenlerle değişir ve rezorpsiyon başlar.<sup>78</sup> Rezorpsiyon, çok değişkenli, fizyolojik ve mekanik olay olup, anatomik, fiziksel, iltihabi ve sistemik faktörlerin birleşimiyle oluşabilmektedir.<sup>79</sup>

Rezidüel kret rezorpsiyonunun sebepleri; lokal ve sistemik olarak iki gruba ayrılabilir. Lokal faktörler; anatomik faktörler, fonksiyonel faktörler ve protetik faktörler olarak sınıflandırılabilir. Lokal faktörler, kemik rezorpsiyonunun başlangıç zamanlarında etkiliyken, sistemik faktörler ise kemik yapının çoğunun kaybında ortaya çıkarlar.<sup>80</sup>

Sistemik faktörler ise; yaş, cinsiyet (postmenopozal osteroporoz, hamilelik), hormonal dengesizlik (Cushing, Akromegali, hiperparatiroidizm, hipertiroidizm), yardımcı faktörler (mineral yetersizliği, beslenme alışkanlıkları, C vitamini yetersizliği, diabetes mellitus, malabsorbsiyon) şeklinde sınıflandırılır.<sup>81, 82</sup>

Yeterli kemik varsa, kemik kaybı daha uzun bir süre içinde gerçekleşir. Kemik dokunun, lokal ve sistemik ajanlara hassasiyetinin belirlenmesi trabeküler/kortikal kemik oranı ile ortaya konulur. Üst çenenin çoğunluğunda bulunan spongioz kemik, alt çenede bulunan kortikal kemiğe göre ısırma kuvvetlerinin neden olduğu baskıları daha fazla emer. Alt çenede, üst çeneye göre daha dar bir bölgeye kuvvet gelmesi de bu kuvvet absorpsiyonunda önemli role sahiptir. Bu sebeple alt çenedeki kemik yıkımı oranı üst çeneye göre 4 kat daha fazladır.<sup>81, 83</sup> Alt çenede posterior bölge, anterior bölgeye göre oluşan kemik yıkımının 4 katıdır.<sup>52</sup>

Cawood ve Howell<sup>84</sup>, 300 kafatasına baktıkları araştırmalarında şu sonuçlara varmışlardır:

- Bazal kemik, çok az boyut değiştirmektedir. şayet değiştirse de fazla kuvvet veya yanlış st yapı uygulaması yüzündendir.
- Alveolar kemik, horizontal ya da vertikal olarak remodelling gösterir.
- Remodelling yönü, bölgeye göre değişiklik gösterir.
  - Alt ene n bölgede kemik kaybı horizontal ve vertikal,
  - Alt ene arka bölgede kemik kaybı çoğunlukla vertikal,
  - st çene n bölgede kemik kaybı horizontal ve vertikal,
  - st çene arka bölgede kemik kaybı vertikal ve horizontal yönde değişir.
- Remodelling miktarı, bulunduğu neye ve bölgeye göre değişir.

#### **2.2.4. Kemik Miktarları Açısından Alveolar Kemik Sınıflandırılması**

Diş çekimini takiben oluşan kemik rezopsiyonu ile ilgili birçok farklı sınıflama yapılmıştır. Bunlardan nde geleni Cawood ve Howell sınıflamasıdır.<sup>84</sup> Alveolar kreti altı farklı şekilde gruplamışlardır:

Sınıf I: Dişli kret

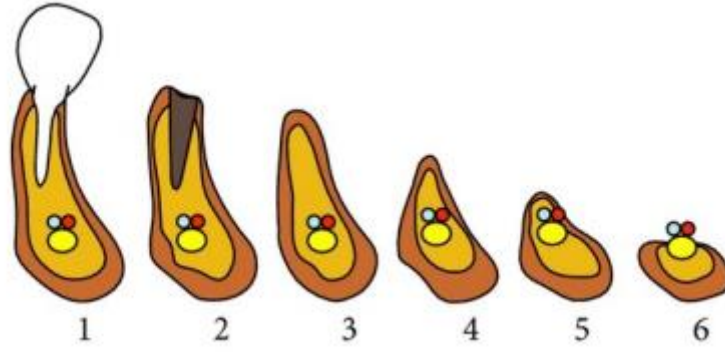
Sınıf II: Diş ekimi sonrası iyileşmesini yeni tamamlamış kret.

Sınıf III: Uygun genişlik ve yükseklikte olan, oval şekilli kret.

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

Sınıf V: Genişliği ve yüksekliği yetersiz olan düz şekilli kret.

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



**Şekil 2.6.** Cawood ve Howell'ın alveolar kret sınıflaması.<sup>84</sup>

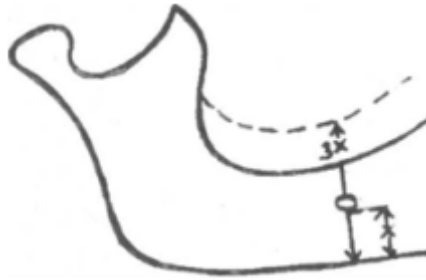
### 2.2.5. Varolan Kemik Miktarını Değerlendirme Yöntemleri

Mandibulanın alt kenarı boyunca mental foramenin yerinde farklılık görülmemiştir. Wical ve Swoope<sup>85</sup>, bu bilgi ışında mandibulada başlangıç kemik kütlesini belirlemek için, rezorbe kret miktarının 3 katının, başlangıç kemik miktarını, iki kemik seviyesi arasındaki miktarın ise rezorpsiyon derecesini gösterdiğini söylemişlerdir. Wical ve Swoope'un rezorpsiyon sınıflamasında<sup>85</sup> :

Sınıf I: Başlangıç kemik miktarının  $1/3$ 'ü kadar olan rezorpsiyon,

Sınıf II: Başlangıç kemik miktarının  $1/3$ 'ü ile  $2/3$ 'ü arasında olan rezorpsiyon,

Sınıf III: Başlangıç kemik miktarının  $2/3$ 'ü veya daha fazlası kadar rezorpsiyon şeklindedir.



**Şekil 2.7.** Wical ve Swoope'un mandibular rezorpsiyonu ölçme yöntemi<sup>85</sup>

## 2.3. Çiğneme Kuvvetlerinin Peri-İmplant Kemik Üzerinde Etkileri

### 2.3.1. Kemiğin Mekanik Strese Yanıtı

Osseointegrasyon ve başarısının devam etmesi, implant etrafındaki kemiğe aktarılan stres bağlıdır. Araştırmalar, yüklemekten sonraki birinci senede, çoğunlukla az miktarda rezorpsiyon varlığını gösterse de, başka çalışmalarda çok miktarda rezorpsiyon raporları da vardır.<sup>86, 87</sup>

Dental implantların fiziksel ya da biyolojik dayanma sınırını aşan okluzal kuvvetler, ‘overload’ olarak tanımlanmaktadır ve bu kuvvetlerin yönünü ve büyüklüğünü klinik olarak belirlemek çok zordur. Okluzal kuvvetlerin büyüklüğü ve rezorpsiyonun birbirleri arasındaki bağı gösteren hiçbir bir parametre yoktur. Bu nedenle okluzal yükler ile implant başarısı arasındaki bağlantı kesin olarak değerlendirilemez.<sup>87, 88</sup>

Alt ve üst çenedeki kemiğin yeniden şekillenme kapasitesi, vücuttaki diğer kemiklerde olduğu gibi, uygulanan kuvvetlerle ilişkili olup, uygulanan kuvvet, kemik üzerinde gerilime (stres) sebep olur.<sup>89</sup> Strese neden olan bu kuvvet, aynı zamanda gerilmeye (strain) neden olmaktadır. Kemikte oluşan şekil değiştirme, az miktarda oluşur, bu nedenle kemikte oluşan şekil değişikliğini tanımlamak amacıyla ‘mikrogerinim (microstrain)’ birimi kullanılmaktadır. 1000 mikrogerinim, kemikte %0,1 deformasyona karşılık gelmektedir.<sup>87, 88</sup>

Köpek femurunda yapılan bir çalışmada kemiğin kısa bölümüne paralel şekilde yerleştirilen dental implantlara kuvvet uyguladığında, 3-4 mm’lik bir bölgede kemik hücrelerinin tekrardan bir araya gelerek kuvvetlere karşı dirençli duruma geldikleri gözlemlenmiştir.<sup>90</sup>

Çalışmacılar, osteositlerin kemiğe uygulanan fiziksel kuvvete tepki verdiğini söylemişlerdir. Frost’un çalışmalarına göre, yük biraz arttığında yeniden şekillenerek

yüke yanıt verir. Eşiğin altındaki stres rezorpsiya, eşiğin üzerindeki stres ise kırılmaya neden olur.<sup>91, 92</sup>

Frost<sup>93</sup>, orta yaş insanlarda kortikal kemikte kuvvete bağlı olarak olabilecek değişiklikleri şöyle özetlemiştir; kuvvet gelmeyen kemik bölgelerinde, kemikteki şekil değiştirme değeri 50-100 mikrogerininin altında düştüğü için, kullanılmama atrofisi sebebiyle rezorpsiyon görülmektedir. Adaptasyon bölgesinde, form değiştirme miktarı 100-150 mikrogerinin arasında. Bu değerin, vücudun farklı alanlarında olduğu gibi, dental implantın çevresindeki kemikte de gerçekleşen yapım ve yıkımın dengelenmesi için gereken şekil değiştirme değeri olduğu düşünülmektedir. Şekil değiştirme miktarı 1500-3000 mikrogerinin arasında olduğu zaman, orta derecede aşırı yükleme oluşmaktadır. Bu gerinin değerin, kemikte fiziksel yorgunluk hasarına neden olabileceği söylenmektedir, ancak remodelling ile bu hasar onarılabilmektedir. 3000 mikrogerininin üzerindeki değerler, patolojik aşırı yükleme bölgesinde bulunarak kemikte mikroçatlaklara neden olmaktadır. Bu gerinin miktarında, implantların çevre kemiğinde erken yüklemeye bağlı kemik yıkımı görülebilmektedir. Gerinin değeri 25000 mikrogerininin üzerine çıktığında ise kemikte kırıklar oluşabilmektedir. Araştırmacının bulgularına bağlı olarak, önemli olan kemiğe uygulanan kuvvet değil de, deformasyona neden olan kuvvetin miktarıdır. Deformasyon miktarı, mevcut kemiğin hacmine göre de değişiklik gösterebilmektedir. Örneğin; genç erişkinlerde kemiğe uygulanan 1-2 MPa yük 50-100 mikrogerinime, 60 MPa yük 3000 mikrogerinime ve 120 MPa yük 25000 mikrogerinime neden olmaktadır. 25000 mikrogerinin de kemikte ani kırılmalara yol açabilmektedir.<sup>93</sup>

Araştırmacılar, maymunlarda yapılan deneylerde, kuvvet uygulanan implantların çevresinde, kuvvet uygulanmayan implantlara göre daha yoğun yapıda bir kemik gözlemiştir.<sup>94-96</sup> Buna karşılık Berglundh ve ark.nın<sup>97</sup> köpekler üzerinde yaptığı

deneylerde ise, kuvvet uygulanmaya başlanmasının 10. ayında dental implantların çevresinde kemik yoğunluğunun artmadığı, fakat kemik-implant arasındaki temasın arttığı gösterilmiştir.

### **2.3.2. Okluzal Yüklerin Marjinal Kemik Kaybı Üzerindeki Etkisi**

İn vivo ve in vitro çalışmalar bize gösteriyor ki, çok yüksek okluzal kuvvetler rezorpsiyon miktarını arttırmaktadır.<sup>98-100</sup>

Kemik içine yerleştirilen bir implanta herhangi bir yükleme yapılmazsa kısa dönemde statik yükleme yapıldığındaki gibi implantın marjinal ve apikal bölgelerinde yoğun lamellar kemik gözlenmektedir. Ancak dinamik yükleme altında implant çevresindeki marjinal kemikte kayıp gözlenmektedir.<sup>98</sup>

Araştırmacılar, implant üstü tüm restorasyonlar için, hastaların parafonksiyonel alışkanlıklarından ortaya çıkan aşırı okluzal yüklerin, marjinal kemik rezorpsiyonu ya da implant kaybı için büyük bir risk faktörü olduğu söylenmiştir.<sup>98-100</sup>

Yapılan bir klinik araştırma sonucu, 91 hastada yapılan 589 adet dental implantı değerlendirdikleri 7 yıllık takip çalışmalarında, marjinal kemik rezorpsiyonun en önemli nedeni olarak aşırı okluzal yükleri sebep göstermişlerdir.<sup>100</sup>

### **2.3.3. Okluzal Yüklerin İmplant Kaybı Üzerindeki Etkisi**

Aşırı okluzal kuvvetlerin, implantın kaybedilmesi olasılığını büyük ölçüde arttırdığı, yapılan in vivo ve in vitro çalışmalarla belirlenmiştir.<sup>99, 101</sup>

Yapılan bir çalışmada 69 insana uygulanan protezler bir sene boyunca gözlemlenmiştir. Hastalardaki fonksiyon dışı alışkanlıkların, anteriorda temas olmamasının ve her iki çenede sabit protezlerin bulunmasının, aşırı okluzal kuvvetlere neden olduğunu ve bu aşırı kuvvetlerin de dental implantların başarısızlığını arttırdığı gösterilmiştir.<sup>99</sup>

Parafonksiyonel alışkanlıkların, implant kaybına sebep olabileceğini öne süren araştırmalar vardır.<sup>99, 101, 102</sup> Büyük azı dişlerinin eksiklikleri yerine yapılan 1472 implantın değerlendirildiği çalışmada, parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda başarı yüzdesinin büyük oranda düştüğü tespit edilmiştir.<sup>101</sup>

#### **2.4. Serbest Sonlanan Vakalarda İmplant Destekli Protez Planlaması**

Tek eksik dişin yerine konulmasında birincil tedavi seçeneği implant destekli protezlerdir. Komşu dişlerin ve bu bölgedeki kemiğin korunması amacıyla en uygun tedavi seçeneği olduğu belirtilmektedir. Özellikle konjenital eksik dişlerde veya diş kayıplarından sonra psikolojik avantajı da önemlidir. Periodontal durumu ve ark şeklinin korunması için tek diş implant tedavisi çoğu durumda tercih edilen tedavi haline gelmiştir.<sup>52, 103</sup>

Birden fazla diş eksikliklerinde, doğal diş eksikliğinin az olması implant destekli sabit protez için avantaj sağlar. İdeal olan implantların dişlerle birleştirilmesi yerine tamamen implant destekli olmasıdır. Bu konsept tedavi planında daha fazla implant kullanımına yol açar. Dişsiz bölgeye yerleştirilen implant sayısının artırılması daha az gövde, daha retantif protez ve destekleyici kemiğe daha az stresle sonuçlanır. Sonuç olarak komplikasyonlar en aza indirilir ve protezin ömrü artar.<sup>54</sup>

Çoklu diş eksikliğinde implant destekli sabit protezlerde kantilever oluşturmaktan kaçınılmalı, terminal implantlar buna göre planlanmalıdır. Özellikle posterior bölgede üç adet gövdeye sahip protezler planlanmamalıdır. İki gövdeye sahip bir restorasyon tek gövde bir protezden sekiz kat daha fazla bükülürken, üç gövdeli bir protez iki gövdeli bir protezden 18 kat, tek gövdeliden 27 kat daha fazla bükülür.<sup>52</sup>

#### **2.5. Dental Abutment**

Abutment, implantların sabit veya hareketli proteze desteklik sağlayarak ağız ortamında görünür halde bulunan parçalarına verilen addır.<sup>37</sup> İmplant üzerine yapılacak

birbirinden farklı tasarımdaki protetik restorasyonların farklı ihtiyaçlarına cevap verebilmek için çeşitli abutmentlar (vidalı, simante, seramik, titanyum, internal bağlantılı, eksternal bağlantılı vb.) üretilmiştir. Günümüzde materyal olarak en çok kullanılan abutmentlar titanyum ve seramik abutmentlardır. Titanyum abutmentlar yüksek biyouyumluluğu ve başarısı nedeniyle sıkça tercih ediliyor olsa da gri renkleri nedeniyle periimplant dokuda renk değişikliğine yol açtıklarının fark edilmesiyle beraber seramik abutmentların popülerliği artmaya başlamıştır. Aynı zamanda periimplant dokularda yaşanabilecek olası geri çekilmeler sonucu abutment gövdesi açığa çıkabilmekte ve titanyum abutmentların ağız içersinde görülmesi estetik açıdan sorunlara sebep olabilmektedir.<sup>104, 105</sup>

### **2.5.1. Abutment Tipleri**

Abutmentlerin sınıflandırılması temel olarak<sup>15</sup>

1. Prefabrike abutmentler
2. Bireysel olarak hazırlanmış abutmentler olarak 2 ana başlık altında incelenebilmektedir.

#### **2.5.1.1. Prefabrike Abutmentler**

Prefabrike dayanaklar, çoğunlukla tüm hastalarda uygulanabilecek, üretici firma tarafından farklı malzemelerden hazırlanan, farklı platform genişliklerine, farklı dişeti çıkış profiline, farklı uzunluklara sahip implant ve implant üstü protezler arasında bağlantıyı sağlayan protetik parçalardır. Prefabrike abutmentler, titanyumdan üretilbileceği gibi, estetik bölgede kullanılmak için seramikten de üretilmektedir.<sup>15</sup>

Prefabrike abutmentların avantajları

- Kolay uygulanabilir,
- Laboratuvar ve hasta başı harcanan süre azdır,
- Restorasyona uyum sağlayan bir formdadır ve tutuculuğu iyidir,

- Çeneler arası mesafesinin uygun olduğu kolay vakalarda başarıyla kullanılır.<sup>106</sup>

Prefabrike abutmentlerin dezavantajları

- Restorasyon sınırları ile dişeti uyumu kötüdür,
- İmplant dışı doğru çok eğimli yerleştirilmişse uyumlama yapılamayabilir.<sup>106</sup>

#### **2.5.1.2. Bireysel-Anatomik Abutmentler**

Bireysel (custom) abutmentler, bütün vakalarda ihtiyaçları karşılayacak dayanak üretilmesini sağlamaktadırlar. Bireysel abutmentlar, üretim yapan markaların değişik üretim şekilleriyle, titanyumdan veya görünümün önemli olduğu vakalarda seramikten üretilmektedir.<sup>14</sup> Prefabrike abutmentlara göre özellikle CAD-CAM teknolojisi sayesinde abutmentin istenilen bölgelerinde farklı kalınlıklar elde edilebilmektedir. Hem titanyum hem de seramik bireysel abutmentlar için üretim sonrası uyumlama ihtiyacı yok denecek kadar azdır ve buna bağlı olarak komplikasyon görülme ihtimali de bireysel abutmentlerde daha azdır. Bireysel abutmentler hastanın dişeti şekline, oklüzyonuna ve implantın kemik içindeki yerleşimine göre hazırlanmaktadır.<sup>15</sup>

Bireysel abutmentler son zamanlarda kullanımı artan CAD-CAM sistemleri ile de oluşturulabilmektedir. CAD-CAM sistemleri ile üretilen bireysel dayanaklar hem prefabrike hem de döküm yapılarak üretilmiş bireysel dayanakların iyi özelliklerini bir araya getirmiştir. Bu sistemlerin geliştirilmesiyle diş hekimleri, diş etiyle ve çevre dişlerle uyum gösteren, doğal görüntüye sahip dayanak tasarımı ve üretimi gerçekleştirebilmektedir.<sup>107</sup>

Bireysel abutmentler tek veya iki parçalı olabilmektedir. Tek parçalı abutmentler, implant abutment bağlantısını da içine alacak şekilde tamamen seramik veya titanyum malzeme ile üretilmektedir. Son zamanlarda ön ve arka bölgelerde yapılacak olan tek

kuron implant restorasyonları için iki parçalı abutment olarak ifade edilen “hibrit abutment” terimi geliştirilmiştir. Özellikle estetik açıdan önemli bölgelerde, titanyum içyapılar üzerine uygulanan restorasyonların, hem mekanik hem de estetik açıdan başarılı sonuçlar verdiği belirtilmiştir.<sup>16</sup> Hibrit abutmentler; implanta vida ile bağlanan bir titanyum içyapıdan ve titanyum içyapıya CAD-CAM sisteminde bireysel olarak üretilmiş seramik kopingin rezin simanla bağlanmasıyla oluşmaktadır.<sup>108</sup> Hibrit dayanağın titanyum içyapısı, implant ile olan bağlantının stabilitesini sağlarken; CAD-CAM’de bireysel olarak hazırlanmış seramik koping doğal çıkış profili ve renge sahip olduğu için estetiği arttırmaktadır.<sup>109</sup> Hibrit dayanaklarda titanyum içyapı, implant platformuna ve abutment vidasına direkt olarak temas etmektedir. Bu sebeple, hibrit dayanakların, implant-abutment bağlanmasındaki deformasyon oluşma olasılığını azalttığı söylenmiştir.<sup>110</sup> Hibrit dayanaklar, implant abutment bağlantısında seramik malzemenin kırılma dezavantajını ortadan kaldırmak ve seramik dayanağın titanyum implant bağlantı bölgesinde oluşturabileceği deformasyonu ortadan kaldırmak için üretilmiştir. Tek parça seramik dayanakların aksine, hibrit dayanaklar gelişmiş mekanik özelliklere sahiptir ve bu nedenle kırılmaya karşı daha dirençlidir.<sup>17, 18</sup>

### **2.5.2. Abutment Materyalleri**

Abutmentlar üretim materyalleri açısından bakıldığında şu gruplara ayrılabilir:<sup>18</sup>

- Titanyum
- Değerli Metal Alaşımları
- Seramik
- Kompozit Resin
- Polimer Esaslı (PEEK)
- Zirkonya abutmentlar

### 2.5.2.1. Titanyum Abutment

Titanyum abutmentlar en çok kullanılan ve aynı zamanda firmalar tarafından en fazla üretilerek piyasaya sunulan implant çeşididir. Titanyum implantlar her iki çene için de altın standart olarak kabul edilen abutment türüdür. Klinik çalışmalar implant destekli protetik restorasyonlarda titanyum abutment kullanımında sağ kalım sürelerinin yüksek olduğunu, hastalarda görülen yakınmaların çok az bir kısmının titanyum abutment kaynaklı olduğunu göstermektedir.<sup>18</sup>

Ağız dokularına biyouyumlu, korozyona dirençli ve gerilme tipi kuvvetlere karşı dayanıklılığı yüksek olan titanyum aynı zamanda düşük molekül ağırlığına sahip olması gibi nedenlerle çokça tercih edilmektedir. Abutment materyali olarak kullanılan titanyum saf titanyum olmayıp Tip 5 alaşım olarak adlandırılmaktadır. Bu alaşım %6 alüminyum, %4 vanadyum, %0,25 demir, %0,2 oksijen ve %88-90 oranında titanyumdan oluşmaktadır. Bu titanyum alaşımının ticari saf titanyuma göre en önemli avantajının fiziksel mukavemeti olduğu bulunmuştur.<sup>111</sup>

Titanyum abutmentlarda en sık karşılaşılan komplikasyonun vida gevşemesi olduğu çalışmalarla gösterilmiş olup, bu komplikasyonun geri dönüşümlü olması yine bir avantaj olarak görülebilmektedir.<sup>18</sup> Günümüzde hastaların estetik taleplerinin artmasına bağlı olarak titanyum abutmentlarda periimplant mukozanın altından yansıyan grimsi gri görünüm bu abutment türü için büyük bir dezavantaj oluşturmaktadır. Bu durum yüksek mekanik ve klinik özelliklerine rağmen titanyum abutmentların estetik bölgelerde kullanım olanağını oldukça sınırlandırmaktadır.<sup>112</sup> Abutmentı örten labial mukoza kalınlığı apikale doğru hızla artar. Apikale doğru 0,2mm inildiğinde abutmentın labialindeki mukoza kalınlığı 1mm, 1mm derinliğe inildiğinde ise yine aynı mukoza kalınlığı 2mm olarak kaydedilmiştir. Yapılan bir çalışmada labial mukoza kalınlığı

2mm'yi aştıktan sonra titanyum ve zirkonya abutmentlar arasında reflektör ışığı altında çıplak gözle algılanabilen bir değişiklik görülmemiştir.<sup>113</sup>

#### **2.5.2.2. Seramik Abutment**

Son yıllarda, seramik implant abutmentleri estetik ve biyolojik olarak sahip oldukları özellikleri nedeniyle, titanyum abutmentlara alternatif olarak ortaya çıkmış ve artık çok geniş bir uygulama yelpazesinde kullanılmaktadır.<sup>114</sup> Seramik dayanakların kullanılması, doğal dişeti renginin elde edilmesinde büyük avantaj sağlar.<sup>114</sup> Estetik avantajlarının olmasıyla birlikte, seramik abutmentların bir kısım dezavantajları da vardır. Seramik abutmentlar, titanyum abutmentlara göre daha kırılındır ve gerilme kuvvetlerine karşı daha dayanıksızdırlar.<sup>115</sup> Yüksek dayanıma sahip seramik abutmentların üretilmesiyle seramik abutmentların, fiziksel dezavantajları azaltılmaya çalışılmıştır.<sup>114, 115</sup>

Seramik abutmentlar, fabrikasyon veya kişiselleştirilebilen şekillerde, dental laboratuvarında teknisyen tarafından veya CAD-CAM sistemiyle, zirkonya, hibrit seramik, lityum silikat seramik esaslı olarak üretilmektedir.<sup>104, 105</sup> Seramik abutmentlar, yüksek gülme hattına sahip, dişetinin ince fenotipli olduğu, estetik beklentilerin had safhada olduğu hastalarda kullanılabilmektedirler. Seramik abutmentlar, estetik özelliklerinin iyi olmasının yanı sıra; iyi cilalanabilir olmasından dolayı biyouyumlulukları yüksek, korozyon dirençleri ve bakteriyel plak tutunumları düşüktür. Servikal bölgede abutmentin konturu dişeti çıkış profiline “emergence profile” uygun olarak şekillendirilebilmeleri, estetik ve uyumlu bir protetik üst yapı hazırlanabilmesi yönünden avantaj sağlamaktadır.<sup>116</sup>

Titanyum abutmentlarda oluşan kırıklar çoğunlukla abutment vidasında oluşurken, seramik abutmentlarda abutmentin kendisinde oluşmaktadır. Bu sebeple seramik abutmentlarda oluşan kırıkların tamiri yapılamamaktadır. Seramik abutmentların

dezavantajlarından biri de titanyum abutmentlara göre maliyetlerinin yüksek olması sayılmaktadır.<sup>104, 105, 116</sup>

### **2.5.2.3. Zirkonya Abutment**

İmplant uygulamalarında abutment seçiminde göz önünde bulundurulması gereken kriterlerden biri de estetik gereksinimlerdir. Zirkonya abutmentlar titanyum abutmentların yetersiz kaldığı estetik gereksinim açığını kapatabilmeleri amacıyla piyasaya sunulmuştur.<sup>117</sup> İmplant kret tepesine yakın yapıldıysa veya diş eti fenotipinin ince olduğu vakalarda titanyum abutment seçimi yapılırsa dayanağın metal rengi diş eti altından yansıyarak olumsuz estetik sonuçlara neden olabilir. Bu tarz olgularda zirkonya dayanakların kullanımı ile daha yüksek estetik sonuçlar elde edilebilir.<sup>118</sup>

Dinamik yükleme altında yapılan çalışmalarda zirkonya abutment ve titanyum implant ara yüzü boyun kısmında meydana gelen aşınma ve deformasyonun, titanyum implant ve titanyum abutment ara yüzüne göre çok daha fazla olduğu görülmüştür. Zirkonya abutmentların titanyum abutmentlara göre işleme toleransı oldukça düşüktür. Aynı zamanda yükleme altındaki zirkonya abutmentlar aşınma, çizilme ve chipping gibi birçok sorun ile ilişkilendirilmektedir.<sup>119</sup>

### **2.5.2.4. PEEK Abutment**

Polietereterketon, ortopedide biyomateryal olarak uzun yıllardır kullanılan sentetik diş renginde polimerik bir materyaldir.<sup>120</sup> Eter-eter-keton monomer-monomer birimi, poli-eter-eter-keton oluşturmak üzere bis fenolatların aşamalı büyüme dialkilasyon reaksiyonu yoluyla polimerize olur.<sup>120</sup>

Ortopedik implantlar için en önemli özelliği insan kemiğine yakın düşük young modülüsüne sahip olmasıdır.<sup>121</sup> PEEK'in diğer materyallerle kolaylıkla birleştirilebilmesi mümkün olmaktadır. Örneğin PEEK'in karbon fiberle birleştirilmesi elastik modülüsünü 18 GPa değerlerine yükseltmektedir. Karbon ile güçlendirilmiş PEEK'in elastik modülü

aynı zamanda kortikal kemik ve dentinle karşılaştırılabilir<sup>122</sup>, böylece polimer, bir implant malzemesi olarak kullanılan titanyum ile karşılaştırıldığında daha az stres değerleri göstermektedir. Fiziksel özellikleri göz önünde bulundurulduğunda PEEK'in gerilim değerleri kemik, mine ve dentin özellikleriyle benzer değerler göstermektedir.<sup>123</sup> PEEK'in beyaz renkte olması ve mükemmel fiziksel özellikleri sayesinde, özellikle sabit protetik restorasyonlarda kullanımı önerilmektedir. PEEK, alt yapı materyali olarak kullanılarak metal seramiklere alternatif olabilmektedir.<sup>123</sup>

Kemik ve PEEK in elastik modüllerinin birbirine yakın olması yüzeye gelen stresi azaltır ve kemiğin remodelling özelliğini aktive eder. Bu sebeple PEEK implant abutmentleri titanyum abutmentlere alternatif olarak kullanılabilir.<sup>124</sup>

#### **2.5.2.5. Titanyum base (Ti-base) Abutmentlar**

Güncel abutment tasarımlarından biri olan titanyum base (Ti-base) abutmentlar özellikle estetik gereksinimin yüksek olduğu durumlarda tercih edilen bir türdür. Stok titanyum abutmentlardan farklı olarak kişiselleştirilebilir olan Ti-base abutmentlar hibrit abutment ve hibrit abutment kuron kavramlarının doğuşuna neden olmuşlardır. Hibrit abutment Ti-base abutment üzerine simante edilen kişiselleştirilmiş seramik abutmentlere verilen isimdir. Hibrit abutment kuron ise seramik abutment ve kuronun birbirine bitişik halde üretilip Ti-base abutment üzerine simante edilmesiyle elde edilmektedir.<sup>125</sup> Hibrit yapılar hem metal-metal bağlantısından kaynaklanan avantajları hem de seramik restorasyonun getirdiği daha estetik görünümünden kaynaklanan avantajları bünyesinde birleştirmektedir. Bu abutment türünde implant ile bağlantı kısmının titanyum olması nedeniyle mekanik dayanımın zirkonya abutmentlere kıyasla daha fazla olacağı bildirilmiştir.<sup>126</sup>

Uygulama ve üretim aşamalarında büyük kolaylık sağlayan Ti-base abutmentlar ile kişiye özel restorasyon/dayanak tasarımları hekim tarafından CAD-CAM sistemleri

kullanılarak yapılabilir. Ancak periimplant dokuda kalınlığın fazla olduğu ya da implantın derin yerleştirilmiş olduğu durumlarda Ti-base dayanakların boyu gerekli retansiyonu sağlayacak yeterli uzunluğu karşılayamamaktadır. Artmış estetik ihtiyaçların veya bukko-lingual yönde kemik kalınlığının az olduğu alt anterior bölgeye implant uygulaması gibi durumlarda ti-base dayanaklar yerine zirkonya dayanakların kullanımının daha iyi sonuçlar vereceği çalışmalarla gösterilmiştir.<sup>16, 112</sup>

## **2.6. İmplant Destekli Protetik Restorasyonlarda Kullanılan Üst Yapı Materyalleri**

İmplant destekli sabit protetik restorasyonlarda oklüzal yüzey malzemeleri, oklüzal temasların korunması ve kuvvetlerin iletimini etkiler. Üst yapı materyallerine baktığımızda; statik yük ve oklüzal kuvvetlere karşı koyabilme, çiğneme verimliliği, kırılma, aşınma, arklar arası uzaklığın yeterliliği, kenar uyumu ve estetik açıdan gözlemlenmelidir.<sup>52</sup>

En yaygın kullanılan materyaller seramik, akrilik ve metallerdir.<sup>52</sup>

### **I. Seramikler**

- a. Metal destekli seramik restorasyonlar
- b. Tam seramik restorasyonlar

### **II. Akrilik rezin restorasyonlar**

### **III. Metal restorasyonlar**

### **IV. Alternatif Restorasyon Materyalleri**

- a. Polyetheretherketon (PEEK)
- b. Kompozit

#### **2.6.1. Tam Seramikler**

Tam seramikler, biyouyumluluklarının ve estetik özelliklerinin çok iyi olmalarından kaynaklı olarak günümüzde sıklıkla tercih edilmektedirler. Bu

restorasyonlar metal porselen restorasyonların özelliklerini geliştirmek amacıyla üretilmişlerdir.<sup>127</sup>

#### **2.6.1.1. Tam Seramiklerin Sınıflandırılması**

Tam seramik restorasyonların, güncel materyallerin takip edilebilirliği açısından sınıflandırılması gerekmektedir. Bu amaçla birden çok sınıflandırma yapılmıştır. Literatürde tam seramik restorasyonlara dair kompozisyon, üretim metotları, klinik endikasyon, fırınlama dereceleri gibi konularda, çeşitli sınıflandırmalar bulunmaktadır.<sup>128</sup> 2011’de, rezin kompozitler tanıtıldıktan sonra CAD-CAM hibrit seramikler, güçlendirilmiş kompozitler, rezin nanoseramikler gibi seramik ve polimer yapıları barındıran materyallere dair yeni sınıflamalar yapılmıştır.<sup>129</sup> Gracis ve ark.<sup>130</sup> tam seramik materyalleri 3 ana gruba ayırmışlardır.

1. Cam-matriks seramikler: Cam fazı içeren, metalik olmayan inorganik seramik materyaller
2. Polikristalin seramikler: Cam fazı içermeyen, metalik olmayan inorganik seramik materyaller
3. Resin-matriks seramikler: Porselen, cam, seramik ve cam seramikler gibi yoğunlukla inorganik refraktör bileşenler içeren polimer matriksleri

##### **2.6.1.1.1. Cam Matriks Seramikler**

###### **2.6.1.1.1.1. Feldspatik Seramikler**

Bu seramik grubu kuartz, kaolin ve feldspattan oluşan üç çeşit malzeme grubuna dayanmaktadır. Potasyum feldspat miktarına bağlı olarak sadece restorasyonun içsel dayanımını artırmakla kalmayıp, ayrıca porseleni metal alt yapılara uyumunu sağlayan (termal genleşme kat sayısının düzenlenmesi) lösit kristallerini oluşturmaktadır. Bu materyaller metal alaşım ve zirkonya, lityum disilikat ve benzeri seramiklerin veneer

materyali olarak, ya da lamina, inley ve onley lerde tek başına estetik materyali olarak kullanılmaktadır.<sup>110</sup>

#### 2.6.1.1.1.2. Sentetik Seramikler

Sentetik seramikler, lösit içerikli, fluorapatit içerikli, lityum disilikat ve türevleri olarak üç alt grupta toplanmaktadır. İçeriklerinde temel olarak silikon dioksit ( $\text{SiO}_2$ ), potasyum oksit ( $\text{K}_2\text{O}$ ), sodyum oksit ( $\text{Na}_2\text{O}$ ) ve alüminyum oksit ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) materyallerinden oluşup üretici firmalara göre farklılık gösterebilirler.<sup>131</sup>

Lösit esaslı cam seramikler, cam matrisi üzerinde kontrollü kristalizasyon yöntemiyle geliştirilmişlerdir.<sup>132-134</sup> Lösit kristalleri, çatlakların büyümesini engelleyerek yapıyı daha dayanıklı hale getirirler ve sağlam bir bariyer oluşmasını sağlamaktadırlar.<sup>131</sup> Bükülme kuvvetlerine karşı dirençleri 120-160 MPa'dır ve aşınma katsayıları ve ışık geçirgenlikleri mineye yakın özellikler göstermekte, böylece yüksek estetik özelliklere sahip restorasyonlar elde edilebilmektedir.<sup>135</sup>

Lityum disilikat sistemi ( $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O-K}_2\text{OZnO-P}_2\text{O}_5\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-ZrO}_2$ ), materyaldeki gelişmelerle birlikte inlay, onlay restorasyonlarda, laminate veneerlerde, anterior-posterior tek kronlarda, 3 üyeli anterior köprülerde, tek üye implant üstü kronlarda geniş kullanım alanı bulmuştur.<sup>136</sup> 2005 yılında piyasaya sunulan IPS e.max, lityum disilikat seramiklerin geliştirilmesiyle daha üstün ışık geçirgenliği ve translusenslik özelliklerine sahip olmalarıyla birlikte bükülme dayanımları da 360-400 MPa ya çıkmıştır, böylece daha estetik restorasyonlar üretilirken daha dirençli restorasyonlar üretilmiş olmaktadır.<sup>136, 137</sup> IPS e.max CAD seramik materyalinin kırılma sertliği  $2.25 \text{ MPa m}^{1/2}$ , elastisite modülü 95 GPa ve vickers sertliği 5800 MPa olarak belirtilmiştir.<sup>138</sup> Uygun translusensi ve renk çeşitliliği nedeniyle malzeme, monolitik restorasyonlar veya üzerine veneer seramiği uygulanmış kor yapının ana malzemesi olarak kullanılabilir. IPS e.max CAD Abutment Solutions, tek diş implant destekli restorasyonlarda hibrit abutment

üretimi için tasarlanmış olup, MO ve LT seçenekleri ve çeşitli renk tonları mevcuttur. Piyasada farklı firmalar tarafından üretilmiş zirkonyayla güçlendirilmiş lityum disilikat seramik materyalleri ( $\text{Li}_2\text{O}_3\text{Si}$ ) (Vita Suprinity, Celtra Duo), kırılma dayanımlarını yükseltmek amacıyla geliştirilmişlerdir.<sup>130</sup> Kısmen kristalize formda bal renginde bulunan Suprinity blokların, kristalizasyon öncesi 120 MPa olan bükülme direnci kristalizasyon sonrası materyal yapısına lityum disilikat kristallerinin oluşmasıyla 420 MPa'ya ulaşmaktadır.<sup>130</sup>

#### **2.6.1.1.1.3. Cam İnfiltrasyon Seramikler**

İlk tam seramik sistem olan In-Ceram Alümina (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) 1989 yılında slip-casting tekniğiyle üretilmiş cam-infiltrasyon seramik materyaldir. İçeriğinde yoğun miktarda alüminyum oksit ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) bulunmaktadır. Pöröz yapıdaki alümina partiküllerine cam infiltrasyonu yapılarak boşluklar cam ile doldurulmuştur. Bu sayede materyallerin dayanıklılıkları arttırılmıştır.<sup>139</sup>

#### **2.6.1.1.2. Polikristalin Seramikler**

Polikristalin seramikler ince grenli kristalin yapıya sahiptirler. İnce grenli yapı, materyallere kırılma sertliği ve dayanıklılığının artmasını sağlar fakat translüensinin düşmesine sebep oldukları için estetik özellikleri çok iyi değildir.<sup>130</sup>

##### **2.6.1.1.2.1. Alümina**

Tam seramikler arasındaki 300 GPa ile en yüksek elastiklik modülüne sahiptirler. Alt yapı kor materyallerinde görülen kırıkların görülmesiyle ve mekanik özellikleri gelişmiş materyallerin keşfiyle alümina seramik kullanımı azalmıştır.<sup>140</sup>

##### **2.6.1.1.2.2. Zirkonya**

Zirkonya; monoklinik (M), tetragonal (T) ve kübik (K) olmak üzere 3 farklı kristal yapıya sahiptir. Doğada saf halde bulunmayan zirkonya genellikle bileşik halinde bulunmaktadır. En çok bilinen zirkonya bileşikler zirkonyum silikat ( $\text{ZrSiO}_4$ ) ve

zirkonyum oksit ( $ZrO_2$ ) bileşikleridir. Zirkonya materyali, metal alaşımlardan daha yüksek değerlerde bükülme dayanımı ve elastisite modülü özelliği göstermektedir.<sup>141</sup> Aşınmaya karşı dirençli olması, sert yapıda olması, estetik özelliklerinin yüksek olması ve başarılı biyouyumluluk özelliklerinin bulunmasıyla diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadırlar.<sup>142</sup> Tetragonal zirkonyum polikristalin zirkonyum, genellikle restorasyonlarda alt yapı olarak kullanılan formdur, saf zirkonyuma %2-3 oranında yitrium oksit ( $Y_2O_3$ ) ilavesi ile elde edilmektedir ve opak bir özellik göstermektedir. Yitrium içeren zirkonyum Y-TZP, yüksek kırılma dayanıklılığı göstermektedir ve 900-1400 MPa değerinde bükülme direnci ile fiziksel özellik olarak daha dayanıklı bir materyaldir.<sup>143</sup> Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyalar TZP şeklindedir, en yaygın form olan Y-TZP çeşitli işlemlerden ve sinterlenme işleminden geçtikten sonra en yüksek kırılma dayanımına sahip olmaktadır. Zirkonya seramikler, protetik alt yapı materyali olarak ve monolitik zirkonya restorasyonlar olarak kullanılabilirler. Monokromatik uniform materyal formundadırlar ve gerektiğinde infiltrasyon ile boyanabilmektedirler. Günümüzde mine ve dentinin renk çeşitliliklerini taklit etmek için polikromatik CAD-CAM blok ve diskleri (Katana Zirconia ML, Kuraray) kullanılmaktadır. Bunlara ek olarak, firmalar estetik özellikleri geliştirmek için translüsens özelliklerini arttırmaya başlamışlardır.<sup>143</sup>

#### **2.6.1.1.2.3. Zirkonya ile Güçlendirilmiş Alümina ve Alümina ile Güçlendirilmiş Zirkonya**

Stabilize olmayan zirkonyaya eklenen alümina, tetragonal ve monoklinik faz değişiminin ilk ve ikinci safasında mikro çatlak oluşumunu azaltarak, kırılma dayanımını arttırmaktadır. In-Ceram Zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş alümina örneğidir. Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya ise son zamanlarda oral implant üretiminde

kullanılmaktadır. Zirkonya alüminanın birleşim yüzdesi; üretici firmadan firmaya değişmektedir.<sup>143</sup>

#### **2.6.1.1.3. Rezin-Matriks Seramikler**

Rezin nanoseramik materyaller esas olarak, nano teknoloji ve seramik entegrasyonuna dayanmaktadır. Bu kategori, seramik partikülleriyle yüksek oranda doldurulmuş organik matriks seramik materyalleri içermektedir. Rezin matriks seramik materyaller, içerdikleri organik matriks yapısıyla geleneksel herhangi bir sınıflamaya dahil edilememişlerdir.<sup>139</sup> Rezin matriks seramikler, CAD-CAM sistemlerine özel farklı içeriklere sahip materyaller olarak üretilmektedirler. Şu anda, rezin matriks seramik materyaller inorganik içeriklerine göre 3 farklı alt gruba ayrılmaktadırlar.<sup>130</sup>

- Rezin Nanoseramikler
- Camsı Seramik İçerikli Rezin Matriks (Polimer İnfiltrasyon Seramik Ağ)
- Rezin Ağ Matriks Yapısına Sahip Zirkonya-Silika Seramikler

#### **2.7. Stres Analizi Yöntemleri**

Oluşturulan cisim üzerine yüklenen kuvvetlerin dağılım gösterdiği alanların ortaya konmasında ve cismin yüklenen kuvvetlere karşı tepkisinin ölçülmesinde kullanılan yöntemlere “stres analizi yöntemleri” denir.<sup>144</sup> İmplant tedavilerinin biyomekanik cevabının değerlendirilmesinde en güvenilir yöntem direkt klinik çalışmalardır. Ancak yapıların kompleksliği, intraosseöz yapıların biyomekanik davranışlarının direkt klinik değerlendirilmesini imkânsız hale getirmektedir. Ağız içerisinde oluşan çiğneme kuvvetleri, implant veya dişler aracılığıyla kemiğe ve kemik çevresindeki dokulara iletilmektedir. Ortaya çıkan gerilmelerin dağılımının ve miktarının saptanması, kullanılacak malzemenin şekil ve yapısının belirlenmesi, biyomekanik açıdan en uygun protetik planlamanın yapılabilmesi için önemlidir. Protezlerin farklı anatomik ve fizyolojik özellikteki dokular üzerine yerleştirilmesi nedeniyle,

materyallerin gücünü ölçmek ve klinik başarısızlıklara sebep olan lokal gerilimleri öngörmek ve stres dağılımlarının restorasyonlar üzerindeki etkisini ölçmek için çiğneme kuvvetlerinin etkisinin deneysel olarak gösterilmesi gerekmektedir.<sup>144</sup>

Diş hekimliğinde geçmiş dönemlerde; fotoelastik stres analizi, gerinim ölçer yöntemi, kırılgen vernik kuvvet analizi yöntemi, termografik kuvvet analiz yöntemi ve sonlu elemanlar analizi gibi farklı analiz yöntemleri kullanılmıştır.<sup>145</sup>

### **2.7.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi**

Transparan materyallerin oluşturduğu optik parametrelerin değerlendirilmesi yöntemiyle stres dağılımını incelemektedir. Bir cisimdeki stres durumunun oluşturduğu internal deformasyon, cisme uygulanan polarize ışığın yansımısını değiştirmektedir. Bu analiz polarize filtre ya da polariskop cihazı kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Polarizasyon sonucu oluşan bu optik renk değişiklikleri izokromatik saçaklanma olarak adlandırılır. Diş hekimliğinde bu analiz genel olarak doğal diş dokuları etrafında oluşan stres dağılımlarını ve hareketli bölümlü protez ya da sabit protezlerin abutmanları etrafında oluşan stres dağılımlarını incelemekte kullanılmaktadır. Yöntemin avantajları; ucuz olması, kullanımı kolay olması ve stresler hakkında genel bilgi vermesi olarak sıralanırken; in-vivo analizlerde çok başarılı olmaması, fotoelastik resin kullanımı gerekmesi ve nicel ölçümlerde bazı hatalar meydana gelmesi yöntemin dezavantajları olarak sıralanabilir<sup>146, 147</sup>

### **2.7.2. Gerinim Ölçer Yöntemi**

Mikrogerinimlerin ölçüldüğü, strain gauge veya elektriksel dirençlerin kullanımını içeren yöntemdir. Materyallere yük uygulandığında materyallerin elektriksel direncinde değişim yaşanmaktadır. Cisim üzerinde oluşan bu kuvvet; elektriksel dirençlerde azalmalar ya da artmalar meydana getirmekte ve bu veriler kaydedilerek stres miktarları belirlenmektedir. Bu yöntemde nicel değerlendirmelerin gözlemlenmesi,

değerlerin matematiksel prosedürlerde yer alabilmesi ve canlılarda yapılan deneylerde uygulanabilmesi yöntemin avantajlarını oluştururken, gerinim ölçerin boyutundan dolayı küçük objelerde kullanımının zor olması ve gerinim ölçümlerinde farklı durumlarda bazen benzer sonuçların alınması yöntemin dezavantajları olarak belirtilmektedir.<sup>147</sup>

### **2.7.3. Kırılğan Vernik Kuvvet Analizi Yöntemi**

Bu yöntemde stres analizi yapılacak cismin üzerine uygulanan özel bir vernik ile fırınlama işlemi gerçekleştirilir. Fırınlama sonrasında kuvvetlerin yoğunlukta olduğu alanlarda çatlaklar meydana gelmektedir.<sup>148</sup>

### **2.7.4. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi**

Bu yöntemde analizi yapılacak materyale kuvvet uygulandığında oluşan ısısal değişiklikler kullanılarak stres miktarları değerlendirilmektedir. Bu analize göre, homojen ve izotropik bir materyale kuvvet yüklendiğinde, materyalde oluşan ısısal değişiklikler ile oluşan stres doğru orantılı olmaktadır. Çiğneme esnasında; bu analiz için gerekli periyodik yükleme frekansına ulaşılabilmesine karşın, yöntemin dezavantajı olarak materyallerin statik yükleme koşullarını karşılayamaması söylenebilir.<sup>148</sup>

### **2.7.5. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi**

Bu yöntem donanım ve yazılım ile elde edilen sonuçların, herhangi bir malzemeye bağlantısı olmadan aktarılması üzerine kuruludur. Yöntemde bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, örnek üzerine yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedici bulunmaktadır. Gerinim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltajı düşürerek radyotelemetre'nin frekansını değiştirmekte ve sonuçları ortaya çıkarmaktadır.<sup>149</sup>

### **2.7.6. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi**

Cismin üç boyutlu görüntüsünün lazer ışını ile holografik filmler üzerine kaydedilmesini sağlayan optik özellikteki analizdir. Test modellerinde hasara neden

olmaz. Cismin genellikle gerçek boyutunda incelendiği, yüzey deformasyonlarının nanometre (nm) hassasiyetinde algılanarak kaydedildiği oldukça hassas bir analizdir.<sup>149</sup>

#### **2.7.7. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)**

SEA, 1960’lardan bu yana birçok mühendislik ve biomühendislik alanında, nümerik analizlerin gerçekleştirilmesinde geniş bir şekilde ve başarıyla kullanılan non-invaziv bir yöntemdir. Bu yöntem, kompleks yapıların modellenmesinde ve onların mekanik özelliklerinin analiz edilmesinde kullanılmaktadır.<sup>150</sup>

Karmaşık problemlerin çözümünde kullanılmak üzere mühendislik alanında geliştirilen SEA bir simülasyon ve sayısal modelleme yöntemidir. Bu yöntem, kuvvet analizi için farklı diş hekimliği alanlarında başarılı bir şekilde kullanılmaktadır.<sup>145</sup> Bu analiz yöntemi, farklı kuvvetlerin diş ve çevresindeki dokular üzerine olan etkilerinin tahmininde kullanılmaktadır.<sup>151</sup> Bu analiz sonucunda elde edilen veriler, araştırılacak sisteme kuvvet uygulaması sonrasında ilk başta gerçekleşen gerilme ve yer değiştirmeleri gösterir. Daha sonra gerçekleşecek etkileri incelemek için zamana bağlı çalışmalar da yapılabilmektedir. Bu analizin mantığının daha kolay anlaşılabilmesi ve analiz sonrası elde edilen sonuçların incelenebilmesi için birkaç terimin bilinmesinde fayda bulunmaktadır.<sup>152</sup>

##### **2.7.7.1. SEA’da Kullanılan Biomekanik Terimler**

###### **2.7.7.1.1. Kuvvet**

Cisimlerin şekil, yön ve doğrultuları üzerinde değişikliğe yol açan etkidir. Büyüklüğü, süresi, yönü ve tipi olup vektörel özellik taşıyan bir niceliktir.<sup>153</sup>

###### **2.7.7.1.2. Gerilme**

Kuvvet uygulanan bir cismin, uygulanan kuvvete karşı gösterdiği tepki olarak tanımlanır ve kuvvetin alana bölünmesiyle elde edilir.<sup>153</sup>

Von Mises Gerilmesi: Deformasyon başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises gerilmesi sünek malzemeler için kullanılır. Von Mises kriterleri, x, y ve z yönlerindeki üç "ana gerilmeyi" eşdeğer bir gerilmeye birleştirmek için bir formülü ifade eder, bu da daha sonra incelenen materyalin akma gerilmesi ile karşılaştırılır.<sup>4</sup> Üç asal gerilme değeri kullanılarak formüle edilmiştir.<sup>154</sup>

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

#### **2.7.7.1.3. Stres**

Dış hekimliği alanında yapılan stres analizi çalışmalarında genel olarak stres birimi için “Megapaskal” (MPa ya da N/mm<sup>2</sup>) kullanılmaktadır. Stresler; bası gerilmesi (compressive stress), çeki gerilmesi (tensile stress) ve kayma gerilmesi (shear stress) olmak üzere 3’e ayrılır.<sup>153, 155</sup>

#### **2.7.7.1.4. Çeki Gerilmesi**

Bir cisme aynı doğrultuda, birbirinden uzaklaşan fakat zıt yönde iki farklı kuvvet uygulandığında cisimde uzama meydana gelmekte olup, bu kuvvetin yarattığı deformasyona karşı oluşan tepki “çekme gerilmesi” olarak tanımlanmaktadır.<sup>155</sup>

#### **2.7.7.1.5. Bası Gerilmesi**

Bir cisme aynı doğrultuda, birbirine doğru fakat zıt yönde iki farklı kuvvet uygulandığında cisimde kısalma meydana gelmekte olup, bu kuvvetin yarattığı baskıya karşı oluşan tepki “sıkışma gerilmesi” olarak tanımlanmaktadır.<sup>155</sup>

#### **2.7.7.1.6. Kayma Gerilmesi**

Bir cisme birbirine doğru uygulanan paralel iki kuvvetin, cismin bir kısmının diğer tarafa doğru kaymasına neden olan stres tipidir.<sup>155</sup>

#### **2.7.7.1.7. Gerinim**

Cisimlerin kuvvet karşısında yaşadığı birim başına olan şekil değişimi olarak tanımlanmaktadır. Cismin kuvvet karşısında yaşadığı boyutsal değişimin, cismin orjinal boyutuna oranlanması ile elde edilir.<sup>153</sup>

#### **2.7.7.1.8. Elastisite (Young's) Modülü**

Bir cismin üzerindeki yüklerin kaldırılmasıyla, tekrar eski haline dönebilme yeteneği “elastisite” olarak tanımlanır. Uygulanan kuvvetin kaldırılmasıyla tekrar ilk haline dönen cisimler “elastik cisimler” olarak bilinmektedir.<sup>156</sup> Elastisite modülü, bir materyalin göreceli rijiditesini tanımlamaktadır. Bu parametre, gerilmenin gerinime oranlanması ile hesaplanmakta olup birimi gigapaskal (GPa)’dır. Bir cismin maruz kaldığı stres karşısında, az miktarda gerinime sahip olması onun elastisite modülünün daha yüksek olması anlamına gelmekte ve yüksek elastisite modülüne sahip cisimler kuvvetler altında daha az deformasyona uğramaktadır.<sup>156-158</sup>

#### **2.7.7.1.9. Poisson Oranı**

Bir cisme çekme kuvveti uygulandığında, cisim uzun ve ince bir hale dönüşürken; bası (sıkışma) kuvveti uygulandığında, kısa ve kalın bir hale dönüşmektedir. Sonuç olarak; kuvvetler karşısında cisimlerde hem lateral hem de aksiyel gerinim gerçekleşmektedir. Poisson oranı ise cismin enine deformasyonunun boyuna deformasyonuna oranlanması ile elde edilen bir değer olup 0-0,5 arasında değişmektedir.<sup>158</sup>

#### **2.7.7.1.10. İzotropi ve Anizotropi**

Uygulanan kuvvetler karşısında x, y ve z eksen yönündeki elastik özellikleri farklı olan cisimler anizotropik, birbirine benzeyen cisimler de izotropik olarak kabul edilmektedir. İzotropik materyaller, farklı doğrultudaki kuvvetler karşısında aynı

elastisite modülüne sahip olurken, anizotropik cisimlerde bu durumun tersi gerçekleşmektedir.<sup>159</sup>

#### **2.7.7.2. SEA ve Diş Hekimliğinde Kullanımı**

Oral kavite kompleks bir biomekanik sistemdir. Bu kompleks durumlardan dolayı oral çevre ile ilgili birçok biomekanik araştırma in-vitro koşullarda gerçekleştirilmektedir.<sup>160</sup> Deformasyon ve stresler, bir yapıya kuvvet uygulandığında meydana gelmektedir. Ancak stresler elastik limit düzeyini aşan miktarda olduklarında, yapısal başarısızlıklar oluşmaktadır. Bu noktada bu stresleri direkt olarak ölçmek, kompleks yapılarda başarısızlığın neden ve ne zaman başladığını anlayabilmek ve stomatognatik sistemin komponentlerinin uzun dönem dayanıklılığını sağlamak kolay olmamaktadır.<sup>160, 161</sup> Bu nedenle diş hekimliğinde, mühendislik bilimine ait uygulamalar ve bilgisayar teknikleri oral biomekaniklerin anlaşılmasında yardımcı unsurlar haline gelmektedir.<sup>160</sup> Son yıllarda diş hekimliğinde dental yapıların sonlu elemanlar analizinin de popüler hale gelmiş olmasıyla, SEA ortodonti, implantoloji, restoratif diş hekimliği, endodonti, protetik diş tedavisi gibi birçok alanda yapılan çalışmalarda kullanılmaktadır.<sup>150, 160</sup> SEA yöntemi 2 ve 3 boyutlu olarak uygulanabilmektedir. Diş hekimliği alanında yapılmış 2 boyutlu<sup>162, 163</sup> ve 3 boyutlu<sup>164-167</sup> çalışmalar mevcuttur. 2 boyutlu SEA'nın 3 boyutlu SEA'ya göre bazı dezavantajları mevcuttur. 2 boyutlu analizde kompleks dental yapıların modellenmesi ve biyomekanik özelliklerinin araştırılmasında limitasyonlar mevcutken, 3 boyutlu analiz bu sorunların üstesinden gelmektedir.<sup>168, 169</sup>

#### **2.7.7.3. SEA'nın Avantajları**

1. Katı ve sıvı yapılar için lineer ve non-lineer değerlendirme yapılabilir.
2. Herhangi bir problem daha küçük problemlere ayrılabilir, sorunlar basite indirgenebilir.

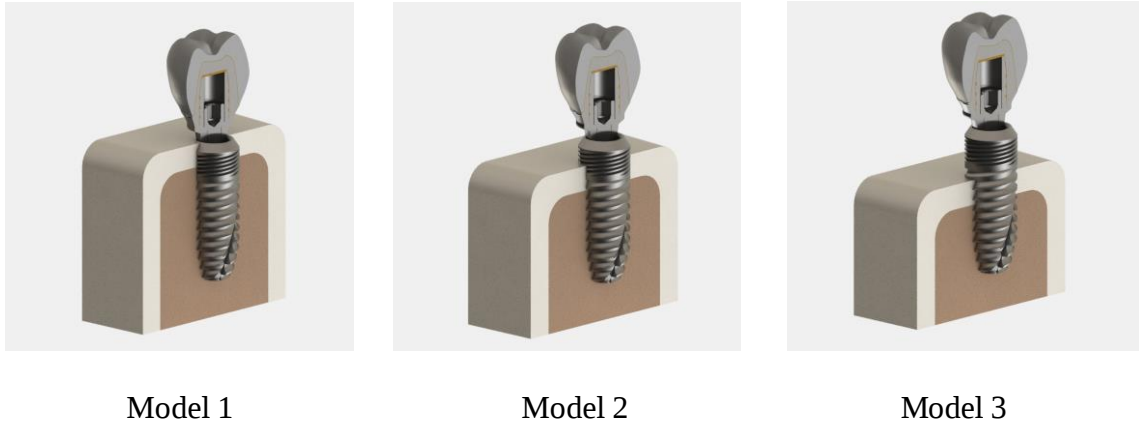
3. Non-invaziv bir tekniktir.
4. Kolaylıkla pre, intra ve post-operatif aşamalardaki biyolojik durumlar stimüle edilebilir ve kesin, güvenilir sonuçlar elde edilebilir.
5. Statik ve dinamik analizler yapılabilir.
6. Yapısında değişik malzeme ve geometri özellikleri barındıran cisimler kolaylıkla analiz edilebilir.
7. Zaman tüketimi azdır.
8. Aşırı enstrümantasyon gerektirmez.
9. Çalışma; istenildiği zaman defalarca tekrarlanabilir.<sup>167, 170-173</sup>

#### **2.7.7.4. SEA'nın Dezavantajları**

1. Yanlış veriler ve yorumlamalar tamamen hatalı sonuçlara yol açabilir.
2. Çalışmaların doğru olması materyallerin özelliklerinin programa doğru aktarılmasına benzer hassasiyetler gerektirir.
3. İnsan anatomisindeki güçlükler nedeniyle bazı durumlarda modelleme aşamasında güçlükler yaşanabilir.
4. Mine, dentin, periodontal ligament, kortikal ve spongios kemiğe ait fiziksel özellikler daha iyi tanımlanana kadar sonlu elamanlar analizinin etkisi sınırlı düzeyde kalacaktır.
5. Analizin yapılması için gerekli olan bilgisayar, yazılım ücretleri ve sistemlerin güncellenme ücretleri fazladır.<sup>172-174</sup>

### 3. MATERYALVE METOT

Bu tez çalışmasında; mandibular 36 numaralı diş bölgesine yerleştirilen uzunluğu 12 mm, çapı 4.1 mm olan tek implantlarda, kemikte üç farklı rezorbsiyon düzeyi (0 mm, 2 mm, 4 mm) modellenmiştir. Bu her üç model üzerinde, ti-base abutment üzerine yerleştirilen lityum disilikat, polieteter-eter-keton (PEEK) ve monolitik zirkonya materyallerinden üretilen hibrid abutmentlar modellenmiştir. Sonra abutmentlar üzerine lityum disilikat implant üstü kronlar modellenmiştir. Bu çalışmada implant, ti-base abutment, hibrid abutment, kron, implant çevresindeki kortikal kemik ve trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme, basma ve von Mises stresleri miktarlarının ve dağılımlarının sonlu elemanlar analizi (SEA) yöntemiyle incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır.



**Şekil 3.1.** Çalışma Modellerinin Görüntüsü

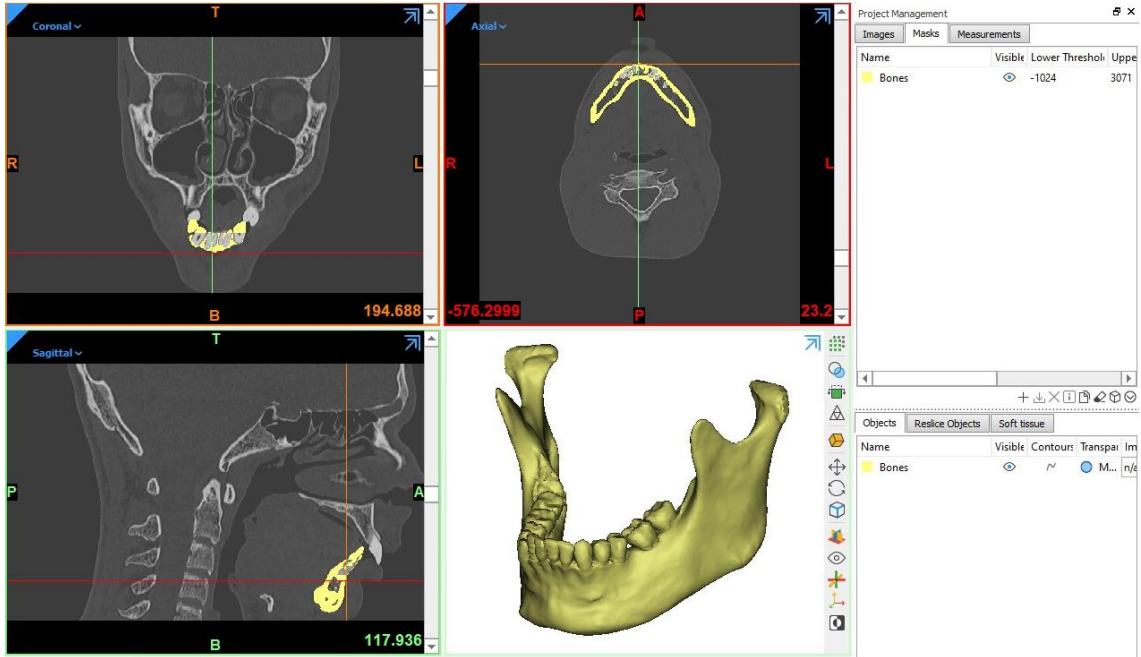
Çalışmamızın model oluşturma aşamaları Tinus Technologies şirketinde tüm analiz aşamaları Erzurum Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü ve Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya gerekli olan etik kurul onayı, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu'ndan alınmıştır (EK-1).

### 3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

Çalışma için implantların yerleştirileceği mandibulanın, implantların, ti-base abutment ve protetik üst yapı materyallerinin geometrik modelleri oluşturulmuştur. 3B katı bileşenlerin modellenmesi ve sonlu elemanlar analizleri için AMD Ryzen 9 5950X 3.70 GHz işlemci, 1 TB NVMe M.2 Harddisk, 64 Gb RAM donanımlı ve Windows 10 Ultimate Version işletim sistemi olan bilgisayar, SolidWorks (v2019; Solidworks, Dassault Systems) 3 boyutlu modelleme yazılımı ve Ansys (Ansys Workbench; Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) sonlu elemanlar analizi programı kullanılmıştır.

#### 3.1.1. Kemik Yapılarının Modellenmesi

Mandibula kemiğine ait geometrik özelliklerin elde edilebilmesi için mandibula posterior bölgesi dişsiz bir hastadan alınan Bilgisayarlı Tomografi görüntüsü kullanılmıştır. DICOM verisi olarak alınan bu görüntü 512x512 piksel çözünürlüğe, 402 kesite ve 0,3 mm'lik kesit kalınlığına sahiptir. DICOM verisinden voksellerin elde edilmesi için Mimics (Materialise, Leuven, Belgium) yazılımı kullanılmıştır.



Şekil 3.2. Elde Edilen Tomografi Görüntüsü

Mimics yazılımında 3 boyutlu modellerin oluşturulması için ilk olarak dokuların X-ışını emilimleri ile ilişkili olan Hounsfield değerlerinin belirlenmesi gerekir. Mimics yazılımında “Draw Profile Line” komutu kullanılarak kemik modellenmesi için gerekli olan eşik değerleri(threshold) belirlenmiştir. Belirlenen 500-3550 HU değerleri, “Newmask” komutu ile bir maske oluşturulduktan sonra “Threshold” komutu ile tanımlanmıştır. Maske üzerindeki düzensizlikler “Edit Masks” komutu ile temizlendikten sonra 3B model “Calculate Part” komutu ile 0,2 smooth factor değeri ile elde edilmiştir. Oluşturulan bu model üzerinden “Measure” komutu ile kemik geometrik boyutları ölçülmüştür.

Dış yüzeyde ortalama 2 mm kalınlıkta kortikal kemik olarak tanımlanan kemik modeli oluşturuldu. Kortikal kemiğin iç kısmını oluşturacak trabeküler kemik modeli oluşturuldu ve böylece kemik sistemi elde edilmiş oldu (Şekil 3.3).



**Şekil 3.3.** Kortikal-Trabeküler Kemik Kompleksi

### **3.1.2. İmplant ve Protetik Ara Parçaların Modellenmesi**

Çalışmamızda kullanılacak olan implantların tüm modellerde mandibular birinci büyük azı bölgesine yerleştirilmesi planlanmıştır. İmplantlar yerleştirilirken mandibular kanal elimine edilmiştir.

Çalışmamızda; kemik seviyesinde, 4.1 mm çapında ve 12 mm uzunluğunda implantlar tercih edilmiştir. Tüm modellerde kullandığımız implantların boyutları sabittir.



**Şekil 3.4.** Çalışma Modellerinde Kullanılan İmplant

Modellerimizde abutment olarak 4.5 mm çapında ve 0.7 mm diş eti yüksekliği seviyesinde ti-base abutment kullanılmıştır.



**Şekil 3.5.** Ti- Base Abutment

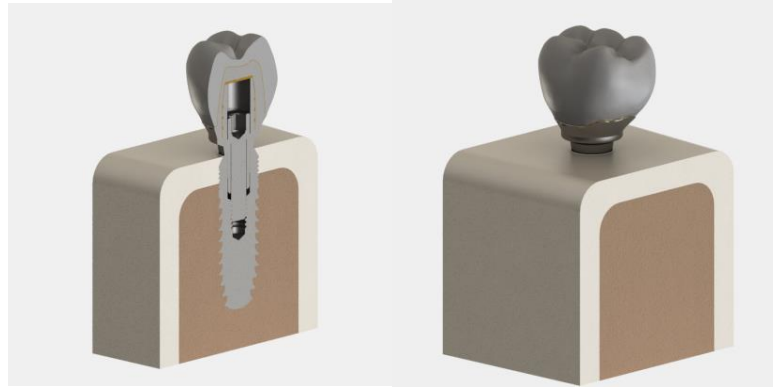
Çalışmamızda kullanılan implant modelleri, ti-base dayanaklar ve ara parçaların hepsi üretici firma tarafından .STL formatında temin edilmiştir. Bu .STL dosyalar 3B katı model olarak .SLDPRT dosyası uzantılı kaydedildikten sonra bileşenler montajlanmıştır. İlk olarak dental implant-abutment-vida-siman bileşenleri montajlandıktan sonra bu bileşenler uygun konumlarda kuron ve kemikler ile montajlanmıştır. Kemik ve kuronlar

ile diğer bileşenlerin gerçek durumda oluşturulan yüzey yüzeye temaslarını sağlamak için Boolean işlemi uygulanmıştır. Bu sayede kuronun iç kısmı siman için ve kemiklerin iç kısmı implantlar için tam uyumlu hale getirilmiştir.

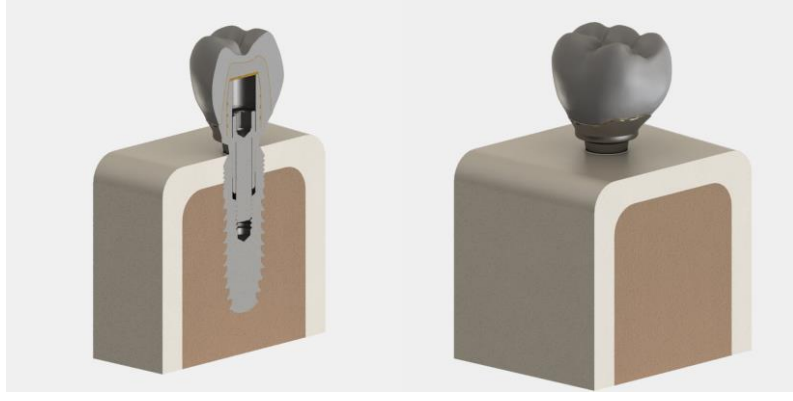
### 3.1.3. İmplant Destekli Sabit Protezlerin Modellenmesi

Bu tez çalışmasında 36 numaralı diş eksikliği olan posterior mandibular bölgeye implant destekli sabit protezler planlandı. Diş boyutları ve görüntüleri Wheeler Dental Anatomy<sup>175</sup> atlasından alındı. Bu görüntüler Rhinoceros yazılımında ölçeklendirilip modellendi ve anatomik olarak gerçeğe uygun protez modelleri elde edildi.

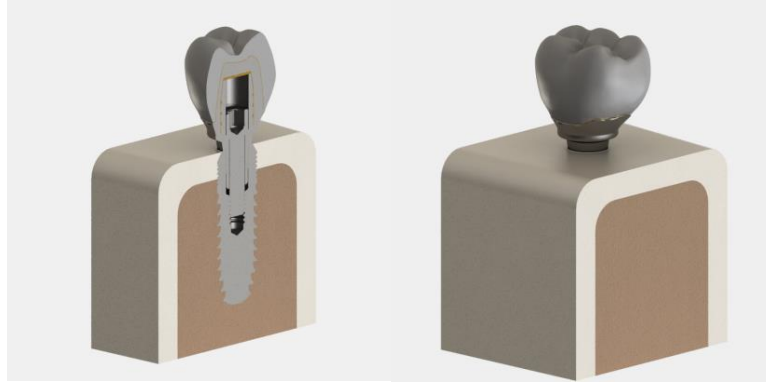
Bu tez çalışmasında üç farklı rezorbsiyon düzeyindeki ( 0 mm, 2 mm ve 4 mm) implantlara, ti-base abutment üzerine yerleştirilen lityum disilikat, polieter-eter-keton (PEEK), monolitik zirkonya materyallerinden üretilen hibrid abutmentler ve lityum disilikat materyalinden yapılan implant üstü kronlar kullanılmıştır.



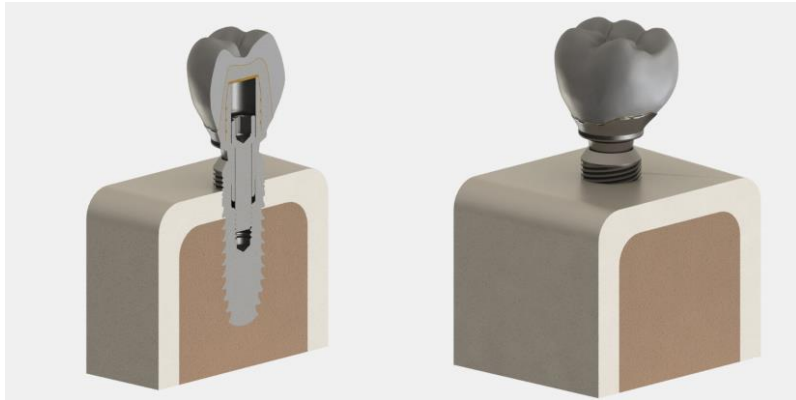
**Şekil 3.6.** Model 1a. 0 mm rezorbsiyon düzeyinde, monolitik zirkon hibrit abutment ve kron modeli



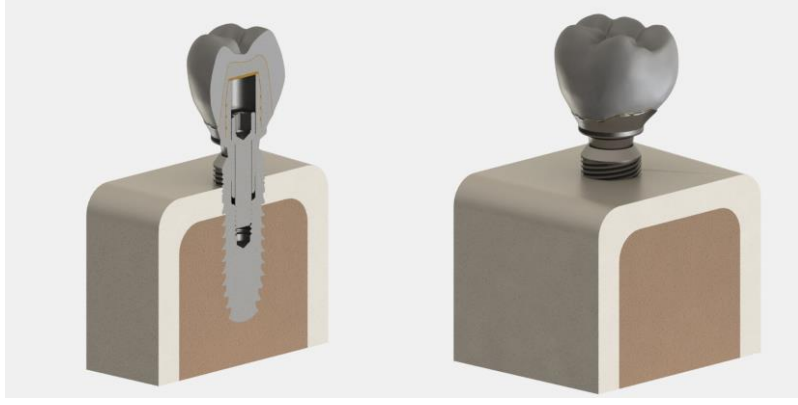
**Şekil 3.7.** Model 1b. 0 mm rezorbsiyon düzeyinde, PEEK hibrit abutment ve kron modeli



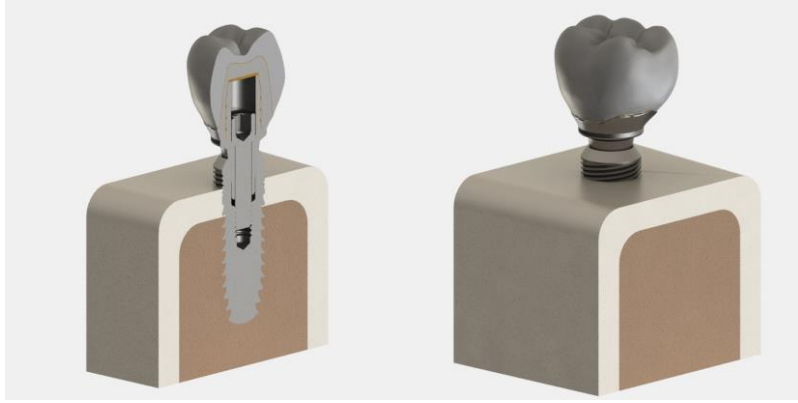
**Şekil 3.8.** Model 1c. 0 mm rezorbsiyon düzeyinde, lityum disilikat hibrit abutment ve kron modeli



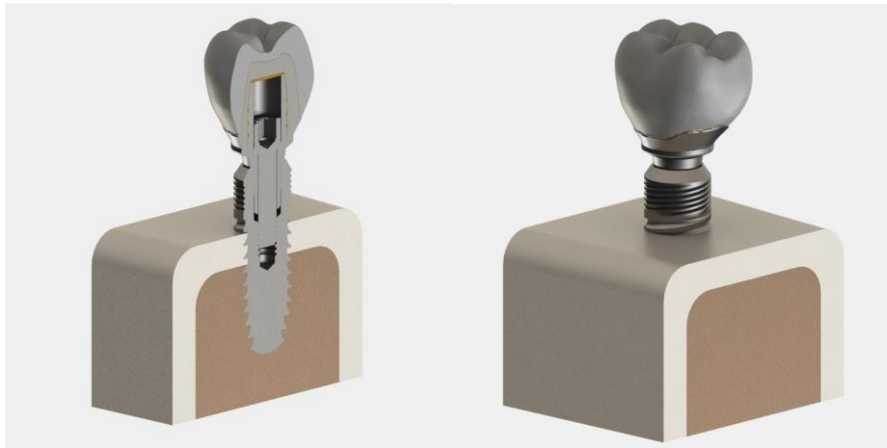
**Şekil 3.9.** Model 2a. 2 mm rezorbsiyon düzeyinde, monolitik zirkon hibrit abutment ve kron modeli



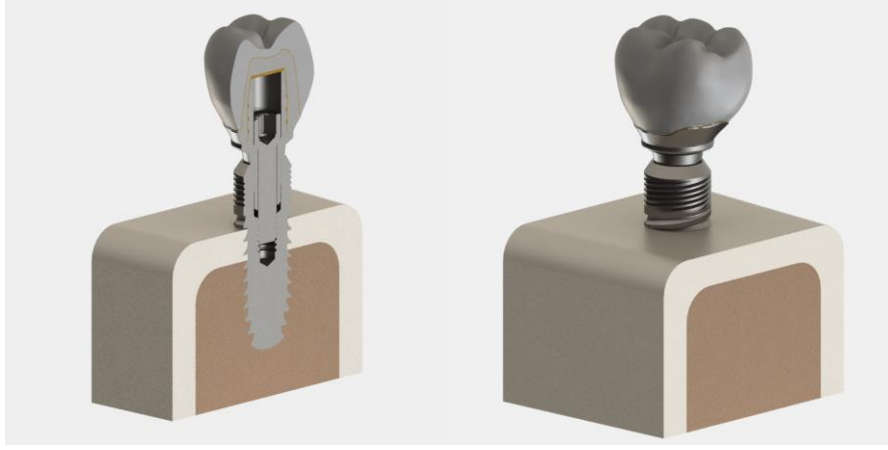
**Şekil 3.10.** Model 2b. 2 mm rezorbsiyon düzeyinde, PEEK hibrit abutment ve kron modeli



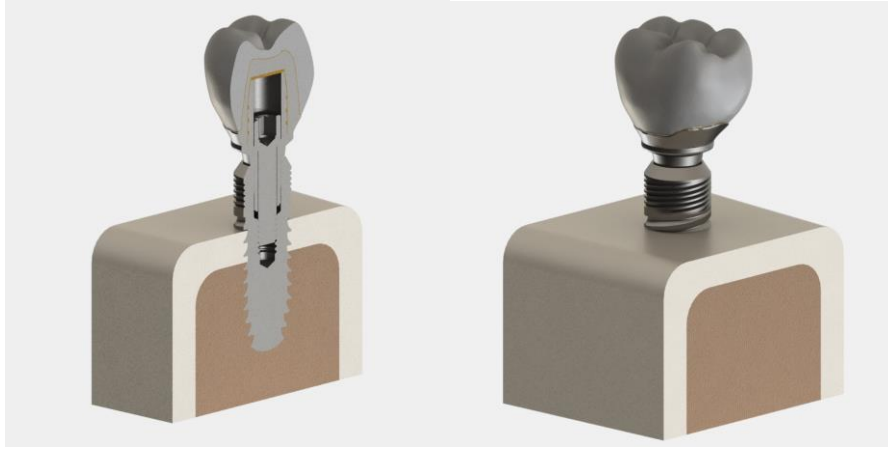
**Şekil 3.11.** Model 2c. 2 mm rezorbsiyon düzeyinde, lityum disilikat hibrit abutment ve kron modeli



**Şekil 3.12.** Model 3a. 4 mm rezorbsiyon düzeyinde, monolitik zirkon hibrit abutment ve kron modeli



**Şekil 3.13.** Model 3b. 4 mm rezorbsiyon düzeyinde, PEEK hibrit abutment ve kron modeli



**Şekil 3.14.** Model 3c. 4 mm rezorbsiyon düzeyinde, lityum disilikat hibrit abutment ve kron modeli

#### 3.1.4. Simanın Modellenmesi

Birçok SEA çalışmasında etkisinin çok düşük olması sebebiyle siman kalınlığı ve cinsi göz ardı edilmiştir. Bu tez çalışmasında Lee ve ark.<sup>176</sup> yaptığı çalışmaya benzer şekilde siman aralığı 0,1 mm altında tasarlanmıştır ve dual cure resin siman tercih edilmiştir.

#### 3.2. Sonlu Elemanlar Analizleri

Çalışma modelleri SolidWorks yazılımında hazırlandıktan sonra montaj dosyası .x\_t uzantılı olarak parasolid dosya formatında dışarı aktarılmıştır. Bu dosya Ansys yazılımının Workbench arayüzünde üzerinde Static Structural yapısal analiz modülüne

alktarılmıştır. Burada bir sonraki adımda bileşenlere ait malzeme özelliklerinin tanımlanması gerekir. Modelleri oluşturan yapıların her birine tanımlanan malzeme mekanik özellikleri (elastiklik modülü ve Poisson oranı) Tablo 3.1’de verilmiştir (Tablo 3.1.). Tüm malzemeler lineer elastik, homojen ve izotropik olarak tanımlanmıştır.

**Tablo 3.1.** Materyallerin Elastisite Modülü ve Poisson Oranları

|                                        | Elastisite Modülü (MPa) | Poisson Oranı |
|----------------------------------------|-------------------------|---------------|
| Titanyum <sup>177</sup>                | 110000                  | 0.35          |
| Kortikal Kemik <sup>177</sup>          | 13700                   | 0.3           |
| Trabeküler Kemik <sup>177</sup>        | 1370                    | 0.3           |
| IPS e.max <sup>178</sup>               | 95000                   | 0.2           |
| Peek <sup>179</sup>                    | 4000                    | 0.37          |
| Monolitik Zirkonya <sup>180</sup>      | 210000                  | 0.3           |
| Siman (Dual-cure resin) <sup>180</sup> | 6500                    | 0.3           |

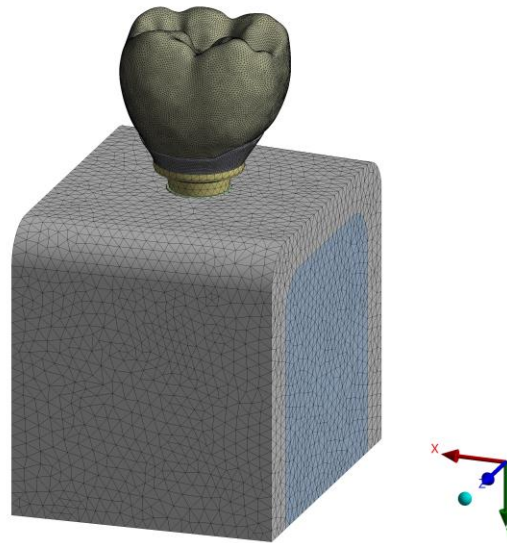
SEA’ nde sonraki adım malzemeler arasındaki kontak durumlarını belirlemektir. Benzer çalışmalarda<sup>181</sup> da belirtildiği gibi metal malzemeler arasında gerçek modeldeki gibi sürtünmeli (frictional) kontak tanımlanırken implant-kemik ve kuron-siman temaslarında sabitlenmiş (bonded) kontak tipi kullanılmıştır.

Tablo 3.2’de ise her bir model için kullanılan kontak tipleri ve sayıları verilmiştir. Sürtünmeli kontaklar için sürtünme katsayısı 0,3 ve çözüm formülasyonu için Augmented Lagrange yöntemi kullanılmıştır.

**Tablo 3.2.** Tüm Modeller İçin Analizlerde Kullanılan Kontak Sayıları

| Model   | Bonded | Frictional |
|---------|--------|------------|
| Model-1 |        |            |
| A       | 9      | 3          |
| B       | 9      | 3          |
| C       | 9      | 3          |
| Model-2 |        |            |
| A       | 9      | 3          |
| B       | 9      | 3          |
| C       | 9      | 3          |
| Model-3 |        |            |
| A       | 9      | 3          |
| B       | 9      | 3          |
| C       | 9      | 3          |

Sonlu eleman modellerinin elde edilemesi için yapılan meshleme işlemlerinde 10 düğüme sahip SOLID187 ve SOLID186 tetrahedral elemanlar kullanılmıştır. Bu eleman tipi düzensiz model geometrileri uygun ve kuadratik şekil değiştime davranışı sergilediği için kullanılmıştır. Ayrıca montajlanan Model-1 için genel mesh yapısının görünümü Şekil 3.15’de verilmiştir.



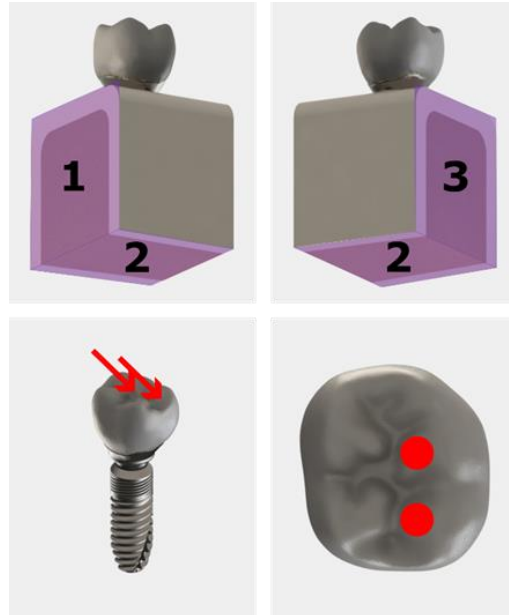
**Şekil 3.15.** Meshlenmiş Model Görüntüsü

### 3.3. Sınır Şartları

Mesh yapıları oluşturulan modeller için bir sonraki adımda benzer çalışmalar<sup>182, 183</sup> incelenerek sınır şartları belirlenmiştir. Şekil 3.16’de verilen kemik yüzeyleri fixed support ile sabitlenmiştir.

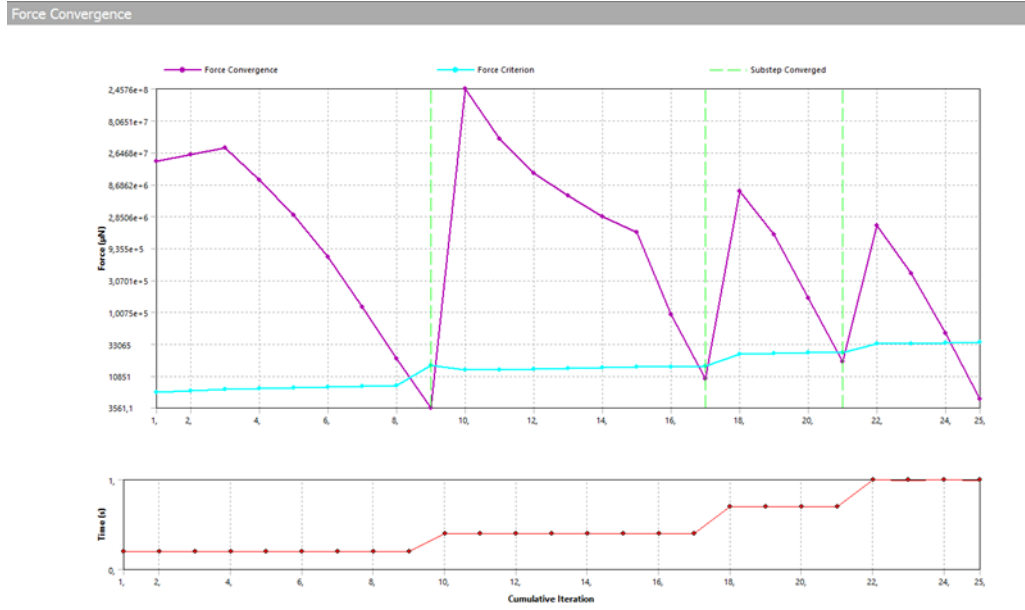
### 3.4. Yükleme Koşulları

Günlük yaşantıda özellikle de çiğneme esnasında dişler üzerine aksiyel ve oblik kuvvetler uygulanmaktadır. Benzer sonlu elemanlar analizi çalışmalarına göre dental yapılar üzerinde oluşan oblik kuvvetler aksiyel kuvvetlere göre kemik ve implant yapılarında daha yüksek stres ve strain değerlerine neden olmaktadır.<sup>183-185</sup> Bu yüzden çalışmamızda gerçekçi sonuçlar elde edebilmek için sadece oblik kuvvet altında değerlendirme yapılmıştır. Mandibular sol arka bölgedeki 6 numaralı dişin bukkal kaslarına eşit dağılım olacak şekilde 30° açıyla linguobukkal yönde toplam 200N oblik kuvvet uygulanmıştır.<sup>183, 186, 187</sup> (Şekil 3.16)



**Şekil 3.16.** Sınır Şartları ve Yükleme Koşulları

Toplamda 9 adet sonlu elemanlar analizi modeli hazırlanmış ve analiz edilmiştir. Modellerde metal parçalar arasında sürtümlü kontak tanımlandığından analizler nonlineer olarak çözülmüştür. Static structural modülü içerisinde üretilen çözümler statik sınır şartlarında elde edilmiştir. Tüm modeller için kuvvet yakınsaması ortalama 24 adımda tamamlanmıştır. (Şekil 3.17)



Şekil 3.17. Model 1a için 25 adımda tamamlanan kuvvet yakınsaması

## 4. BULGULAR

Çalışmamızda 9 adet farklı modelde, implantın uzun aksına 30° açıyla implant üstü protezlerin bukkal tüberküllerine toplamda 200N yükleme yapılarak implantlar, ti-base abutment, hibrit abutmentlar ve implant üstü protezler üzerindeki von Mises stres değerleri ile kortikal ve trabeküler kemikteki maximum principal strain (çekme) ve minimum principal strain (basma) değerleri karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar; ilgili bölgelerdeki streslerin yoğun olarak gözlendiği kısımları içeren grafiklerle sunulmuştur.

Görüntülerin sol taraflarındaki skalalar, renklere göre sayısal olarak stres değerlerini göstermektedirler. İmplantlar, ti-base abutmentlar, hibrit abutmentlar ve implant üstü protezler üzerindeki von Mises stres değerleri (MPa) skalalarda renklerle birbirlerinden ayrılmaktadır. Bu renklere göre von Mises stres değerleri maviden kırmızı renge doğru artmaktadır. Kemiklerde ise çekme strain değerleri pozitif değerler olup maviden kırmızı renge doğru artmasına karşın basma strain değerleri negatif değerlerdir ve mutlak değerleri alınmıştır. Basma streslerinde kırmızı renkler düşük, maviler ise yüksek değerleri göstermektedir.

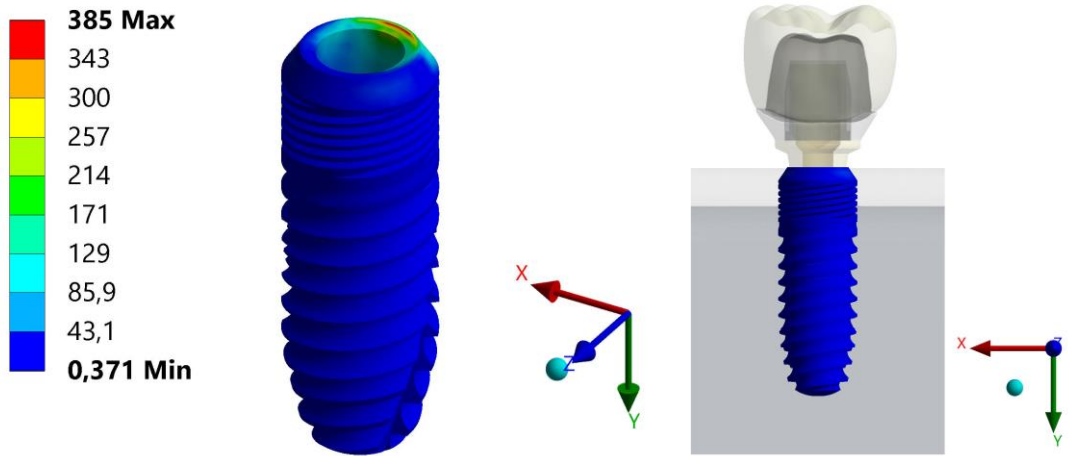
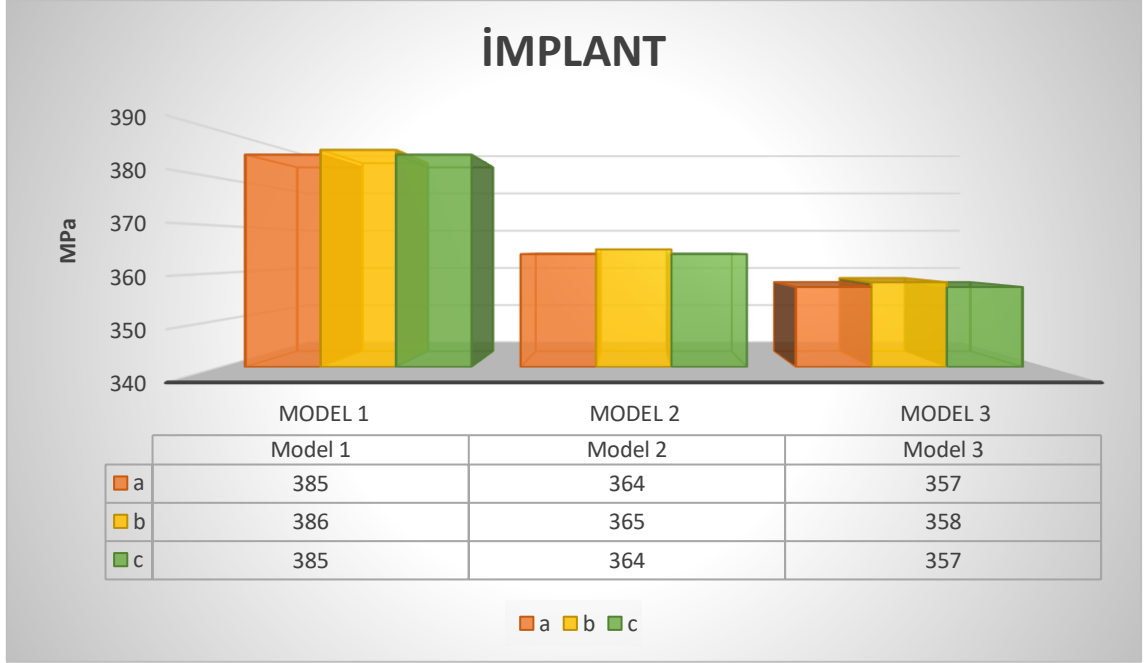
### 4.1. İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Streslerinin İncelenmesi

İmplantlar üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri Tablo 4.1.'de gösterilmiştir. Modeller kendi içlerinde karşılaştırıldığında oluşan en yüksek von Mises stres değerlerinde bir farklılık görülmemiştir. Ancak model 1, model 2 ve model 3 birbirleriyle karşılaştırıldığında en yüksek değer 386 MPa ile model 1'de oluşurken en düşük değer 357 MPa ile model 3'te oluşmuştur.

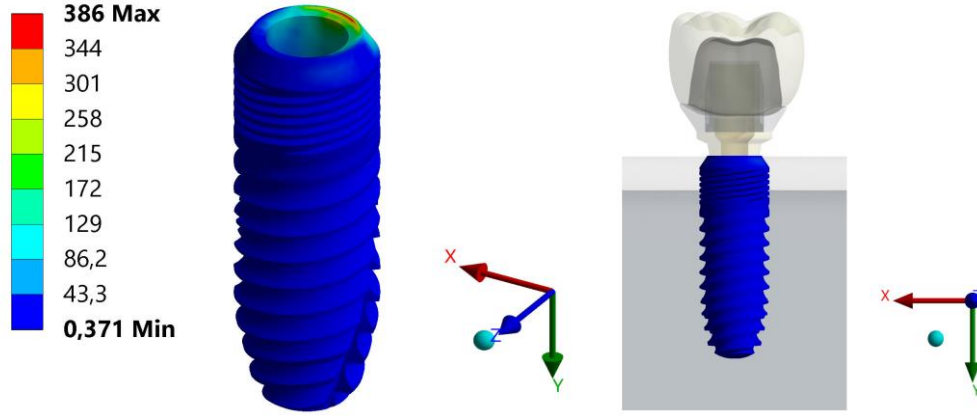
En yüksek stres değerlerinin implantın boyun bölgesinin bukkal yüzeyinde olduğu belirlenmiştir. Stresin implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı ve implantın apeksine doğru azaldığı tespit edilmiştir. Ancak rezorbsiyon düzeyi arttıkça stresin dağılımı

kortikal kemiğin bulunduğu alana doğru artış göstermiştir. Rezorbsiyon düzeyi arttıkça implantlar üzerindeki stresin azaldığı tespit edilmiştir.

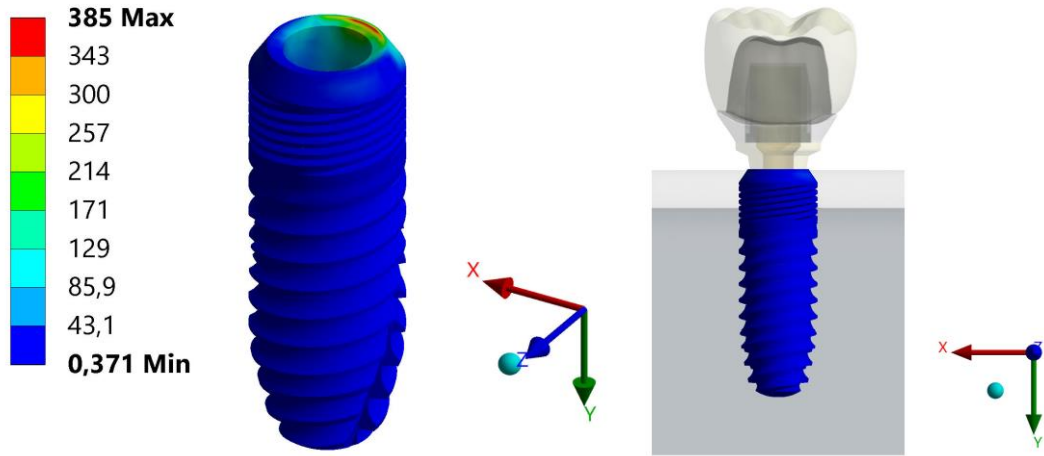
**Tablo 4.1.** İmplantlar Üzerindeki En Yüksek von Mises Stres Değerleri



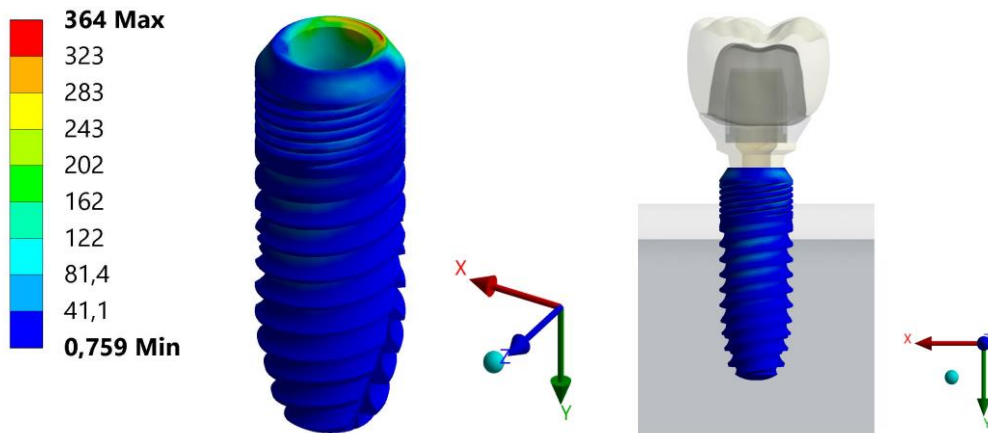
**Şekil 4.1.** Model 1a İmplant Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri



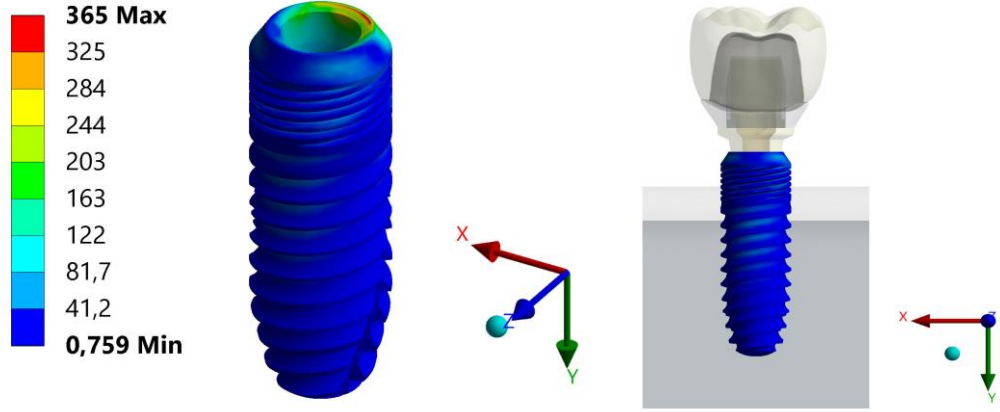
Şekil 4.2. Model 1b İmplant Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri



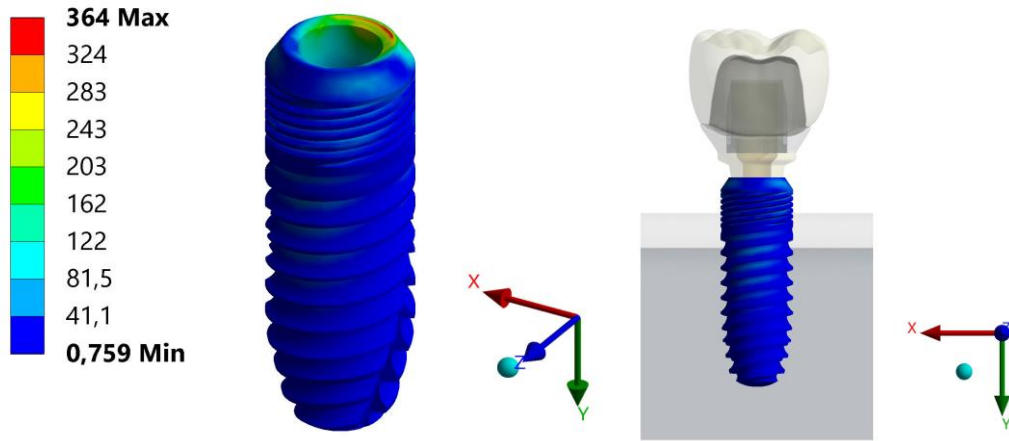
Şekil 4.3. Model 1c İmplant Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri



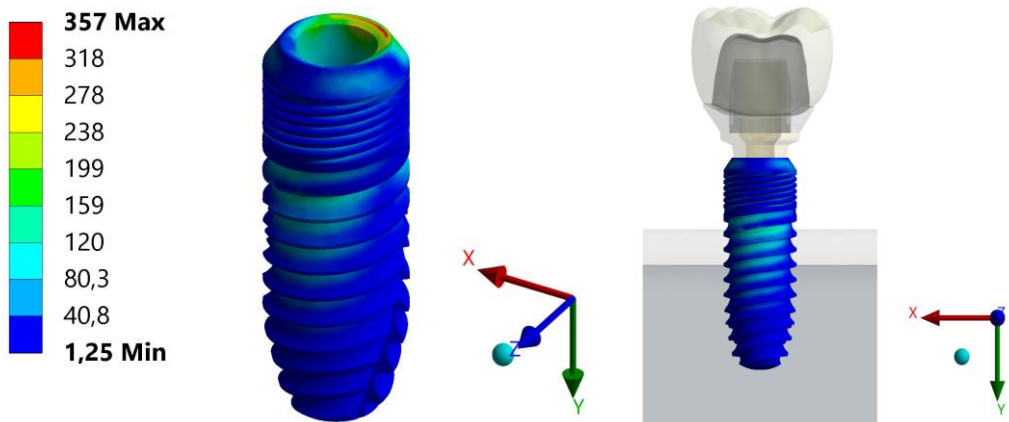
Şekil 4.4. Model 2a İmplant Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri



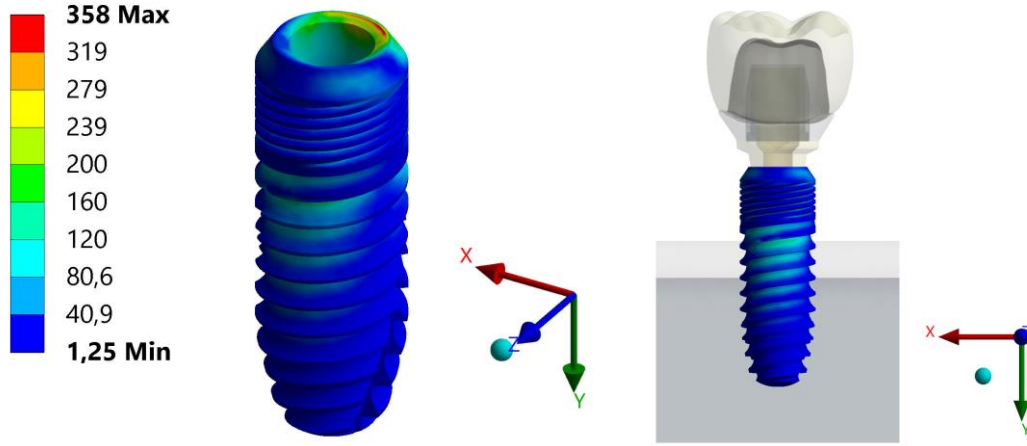
Şekil 4.5. Model 2b İmplant Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri



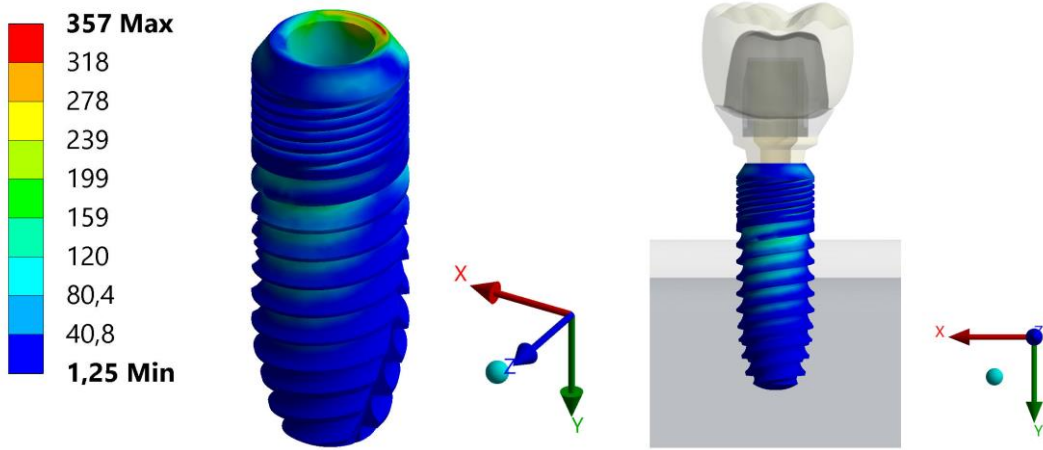
Şekil 4.6. Model 2c İmplant Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.7. Model 3a İmplant Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri



**Şekil 4.8.** Model 3b İmplant Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri

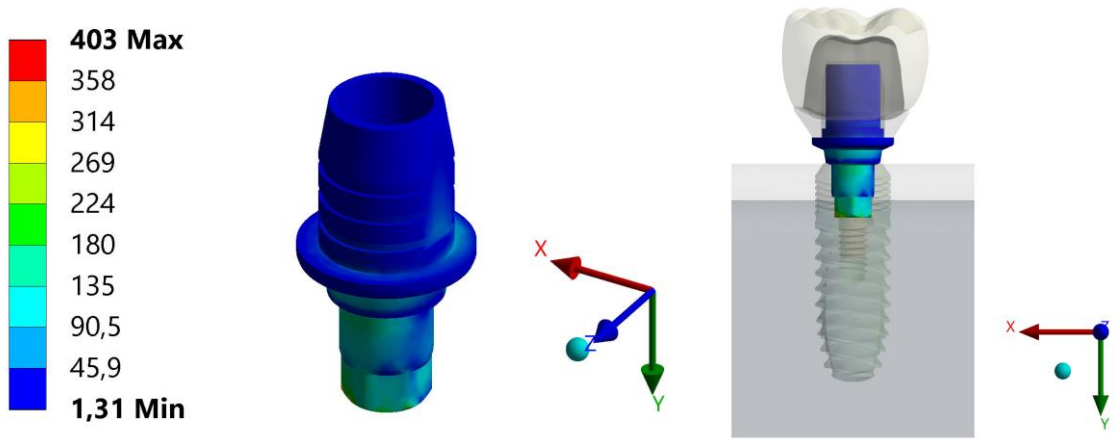
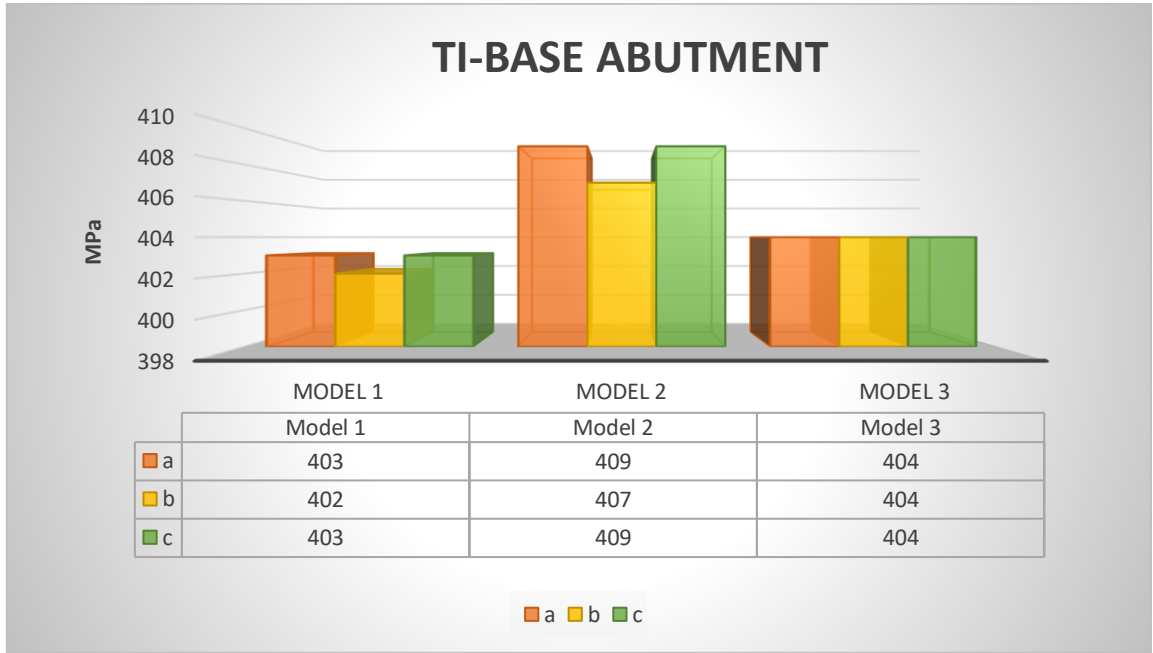


**Şekil 4.9.** Model 3c İmplant Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri

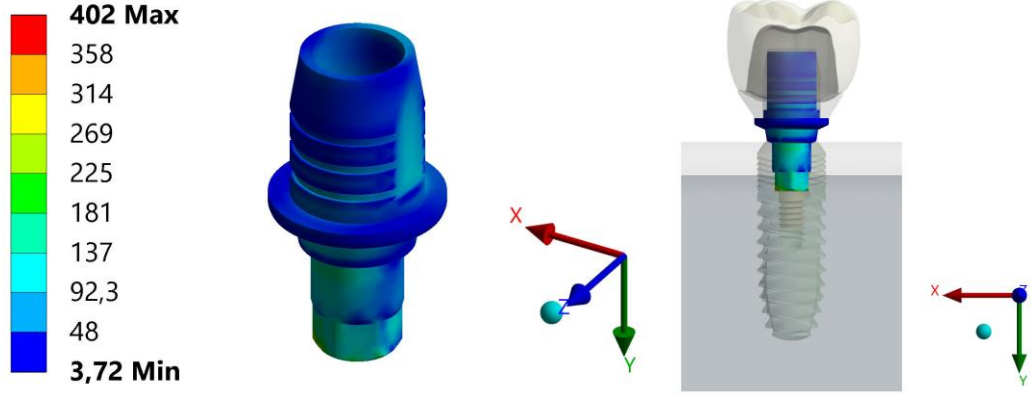
#### 4.2. Ti-Base Abutmentlerdeki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Ti-base abutmentler üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri Tablo 4.2.'de gösterilmiştir. Tüm modellerdeki von Mises stres değerlerine bakıldığında anlamlı bir fark görülmemiştir. Modellerde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değer 409 MPa ile model 2 abutmentinde oluşurken en düşük değer 402 MPa ile model 1 abutmentinde oluşmuştur.

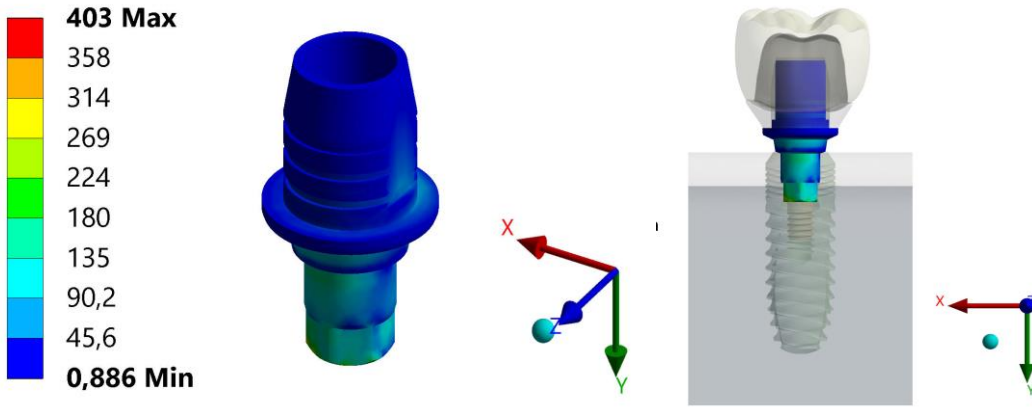
**Tablo 4.2.** Ti-base abutmentler Üzerindeki En Yüksek von Mises Stres Değerleri



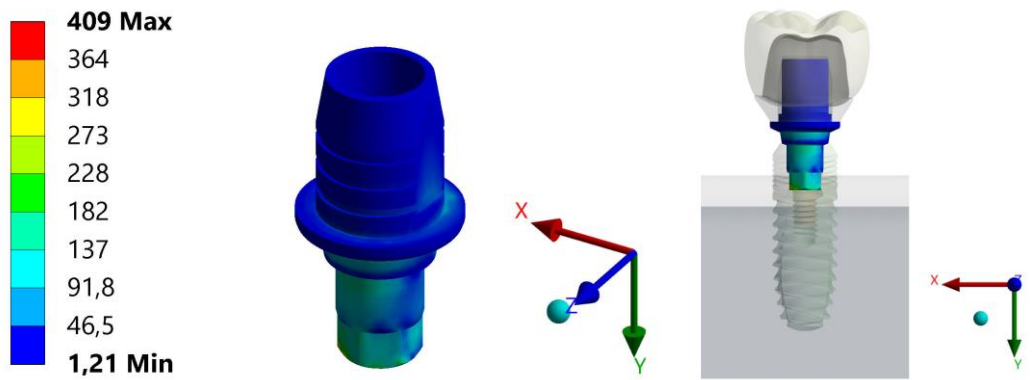
**Şekil 4.10.** Model 1a İmplant Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri



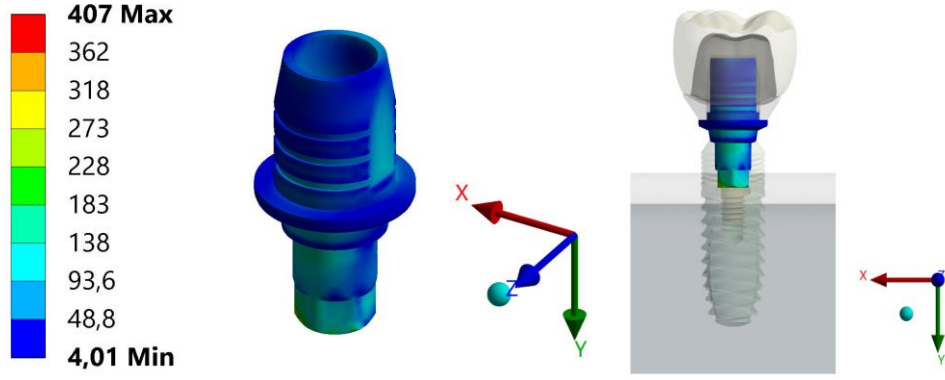
**Şekil 4.11.** Model 1b İmplant Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri



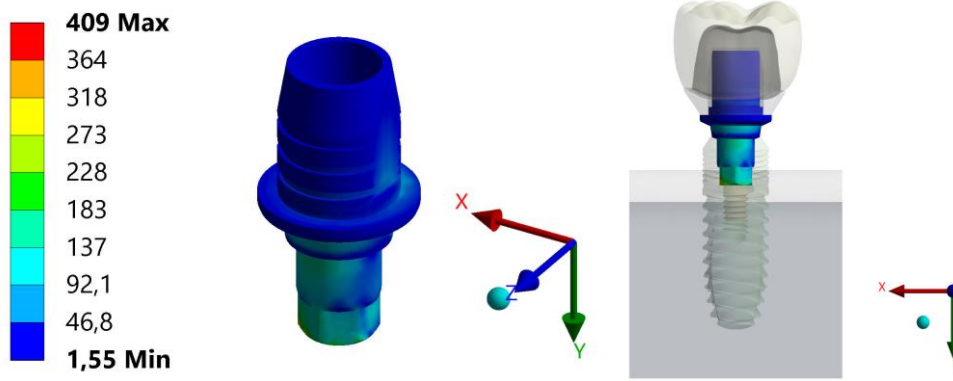
**Şekil 4.12.** Model 1c İmplant Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri



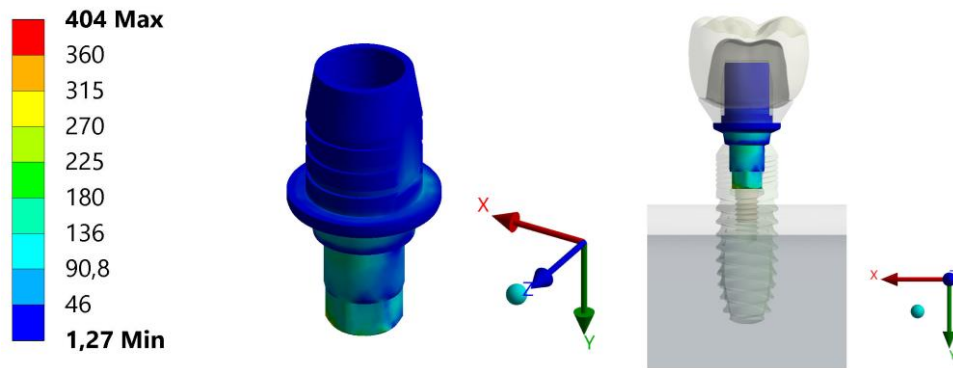
**Şekil 4.13.** Model 2a İmplant Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri



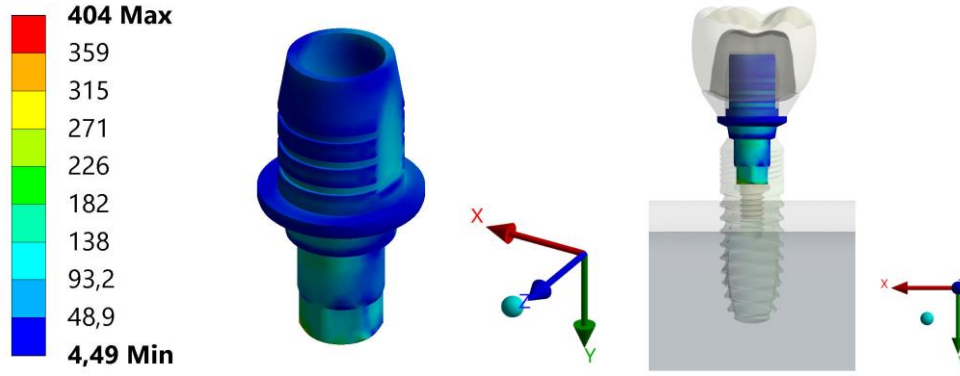
Şekil 4.14. Model 2b İmplant Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri



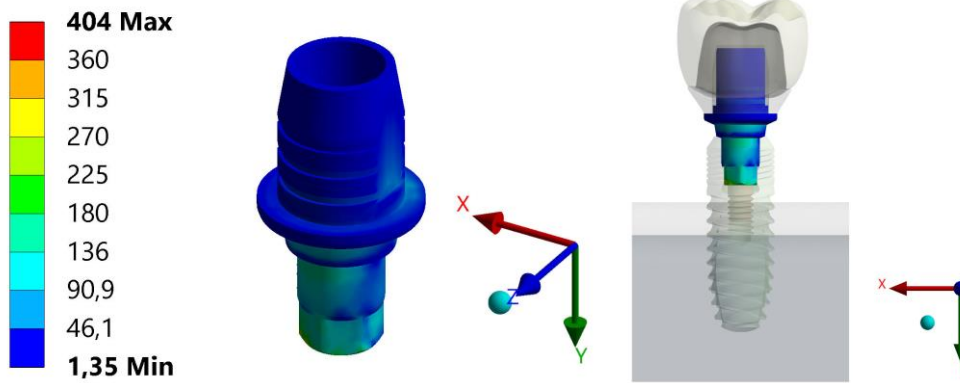
Şekil 4.15. Model 2c İmplant Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.16. Model 3a İmplant Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri



**Şekil 4.17.** Model 3b İmplant Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri



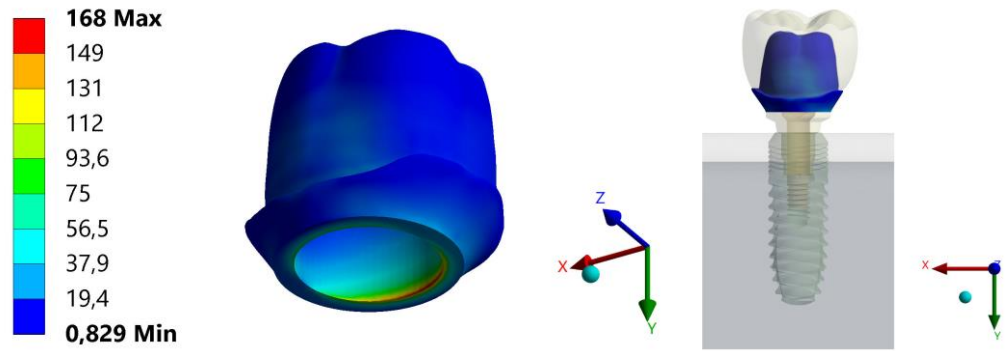
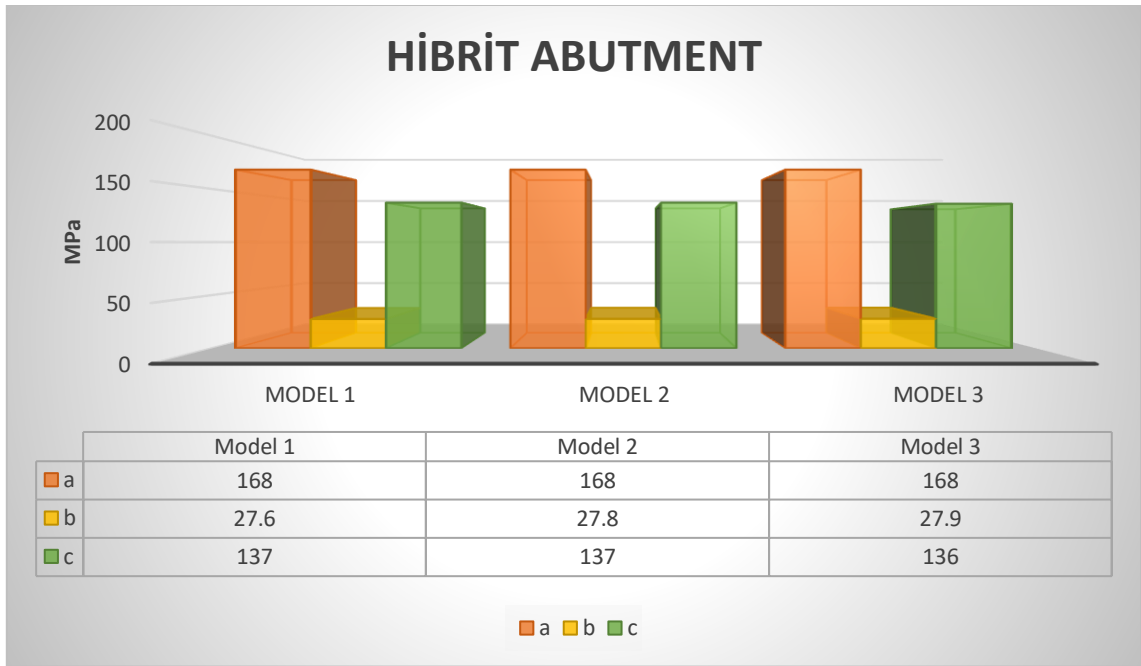
**Şekil 4.18.** Model 3c İmplant Üzerindeki Ti-Base Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri

#### 4.3. Hibrit Abutmentlerdeki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

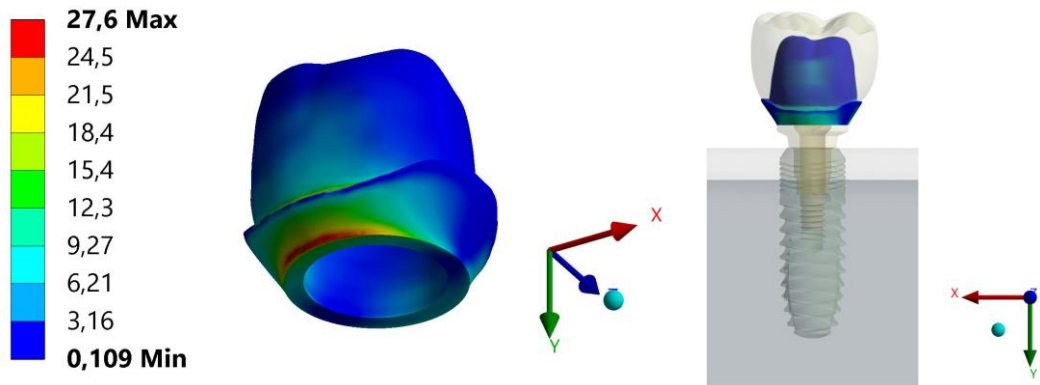
Hibrit abutmentler üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri Tablo 4.3.'de gösterilmiştir. Modeller kendi içlerinde karşılaştırıldığında her modelde oluşan en yüksek von Mises stres değeri 168 MPa ile monolitik zirkonyadan yapılan hibrit abutmentler üzerinde oluşurken en düşük değer 27 MPa ile PEEK materyalinden yapılan hibrit abutmenler üzerinde oluşmuştur.

En yüksek stres değerleri monolitik zirkonya ve eMax materyallerinden yapılan hibrit abutmentlerin ti-base abutmente oturan boyun kısımlarının bukkal tarafının iç bölgesinde iken PEEK materyalinden yapılan hibrit abutmentlerin ti-base abutmente oturan boyun kısımlarının bukkal tarafının dış bölgesinde olduğu belirlenmiştir.

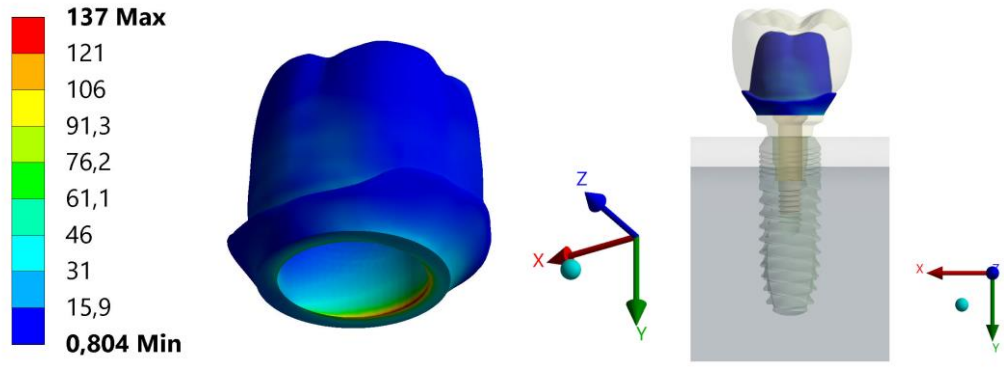
**Tablo 4.3.** Hibrit abutmentler Üzerindeki En Yüksek von Mises Stres Değerleri



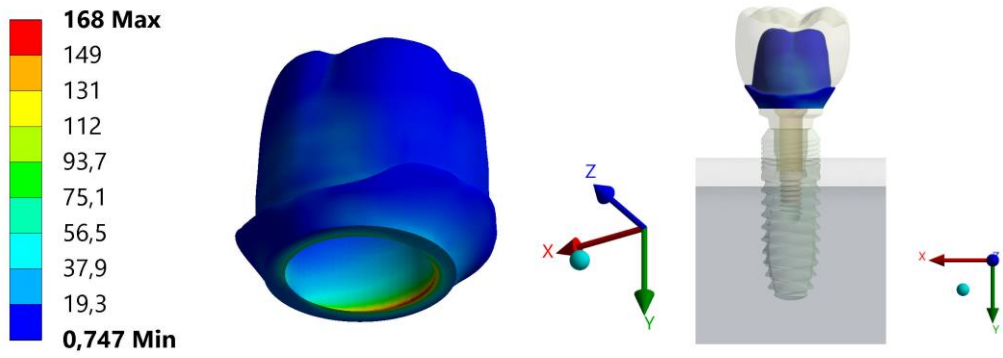
**Şekil 4.19.** Model 1a Hibrit Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri



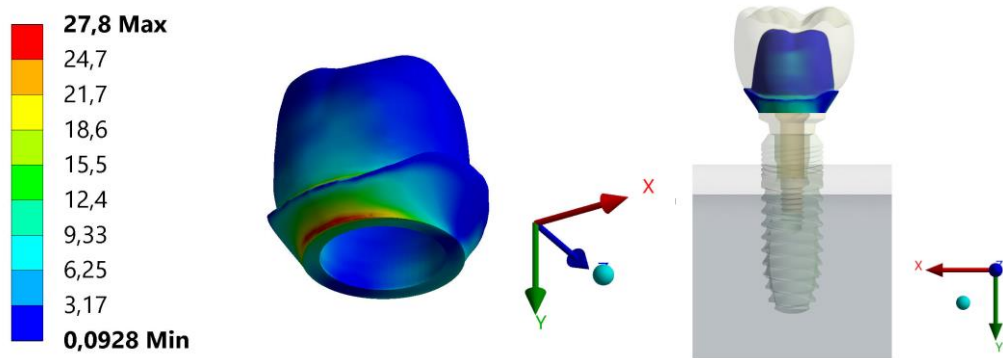
**Şekil 4.20.** Model 1b Hibrit Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri



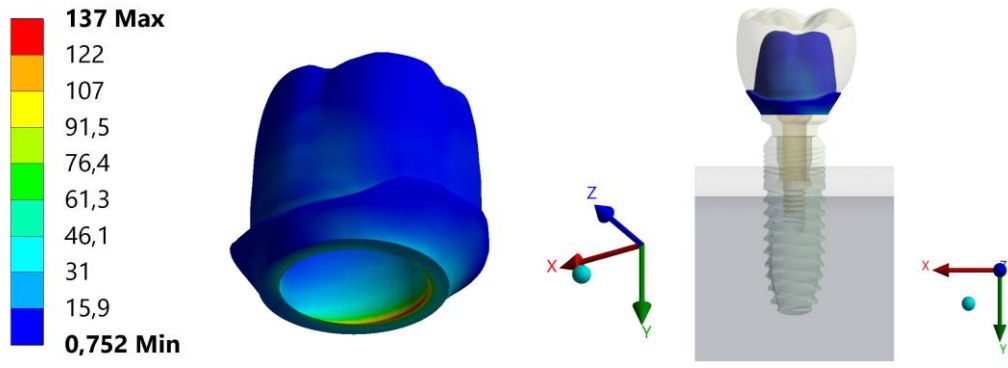
Şekil 4.21. Model 1c Hibrit Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri



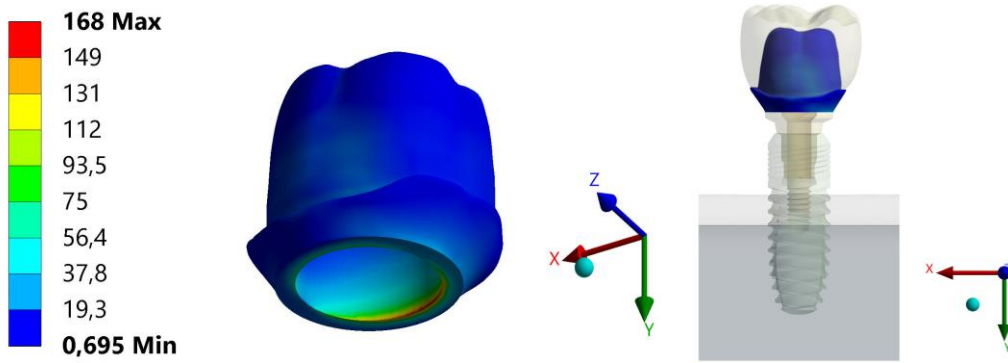
Şekil 4.22. Model 2a Hibrit Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri



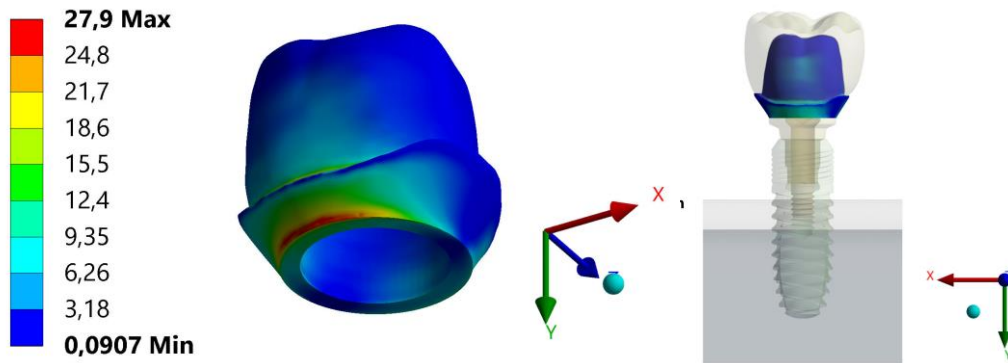
Şekil 4.23. Model 2b Hibrit Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri



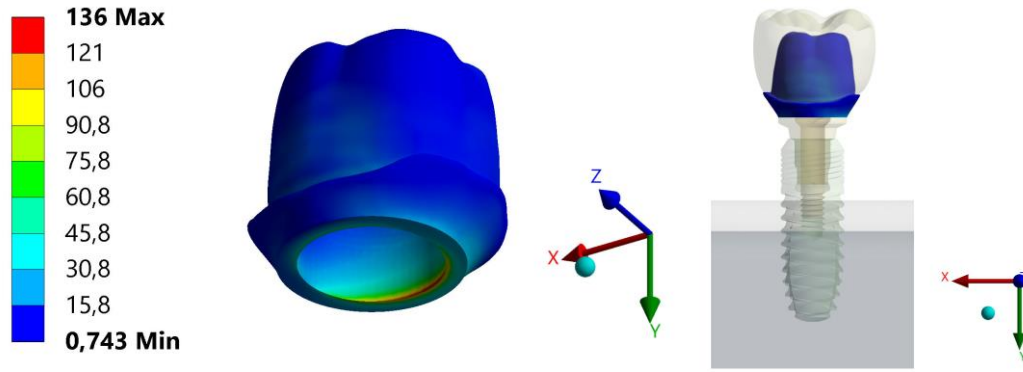
Şekil 4.24. Model 2c Hibrit Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.25. Model 3a Hibrit Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.26. Model 3b Hibrit Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri

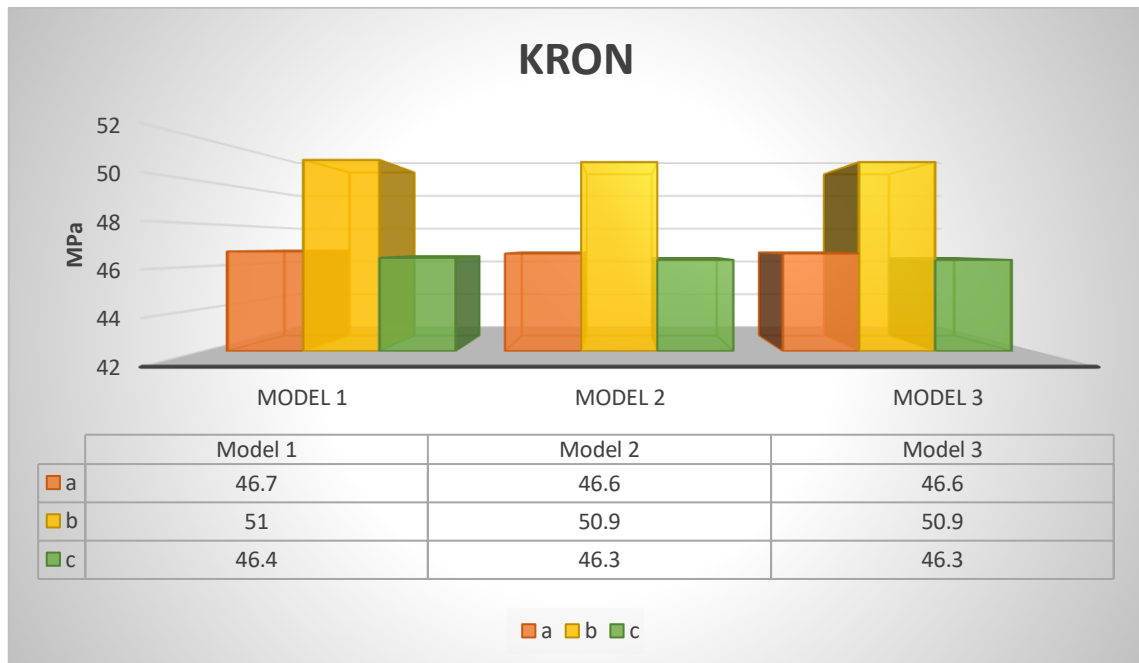


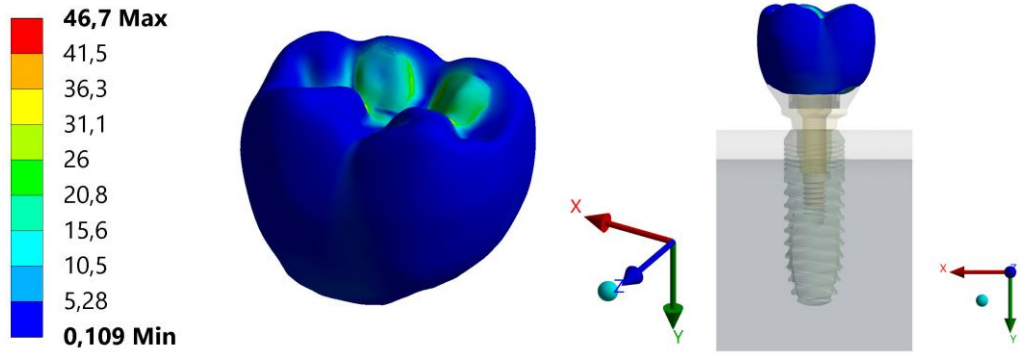
Şekil 4.27. Model 3c Hibrit Abutmentlerde Oluşan von Mises Stres Değerleri

#### 4.4. İmplant Üstü Kronlar Arasındaki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

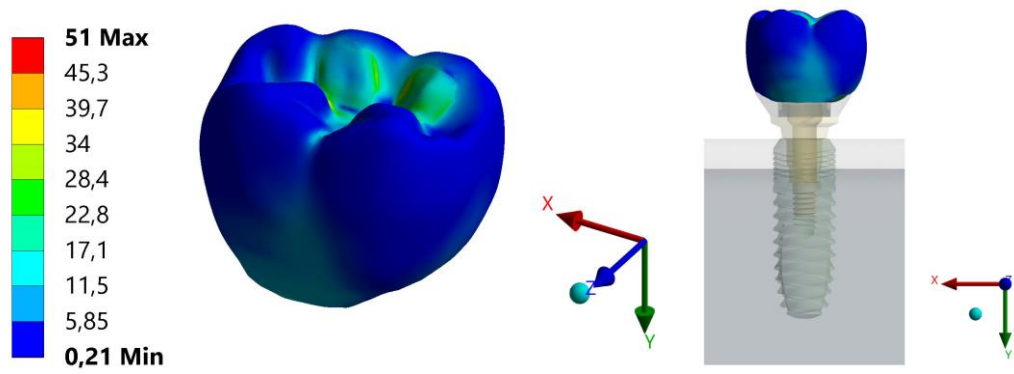
Kronlar üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri Tablo 4.4.'te gösterilmiştir. En yüksek von Mises stres değerleri PEEK materyalinde yapılan hibrit abutment kullanılan kronlarda görünmüştür. Ancak tüm modellerde oluşan stres değerleri birbirlerine oldukça yakındır.

Tablo 4.4. Kronlar Üzerindeki En Yüksek von Mises Stres Değerleri

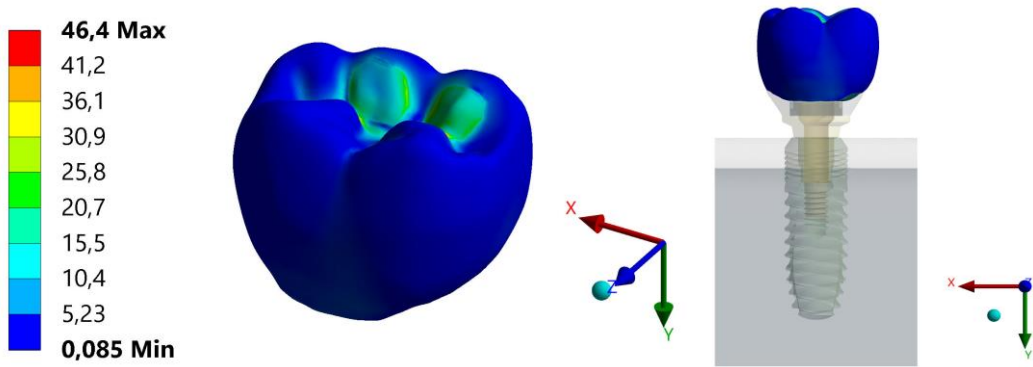




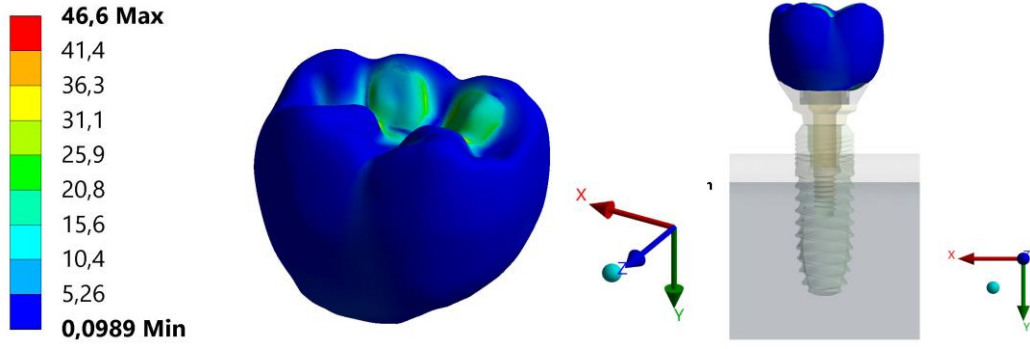
**Şekil 4.28.** Model 1a Kron Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri



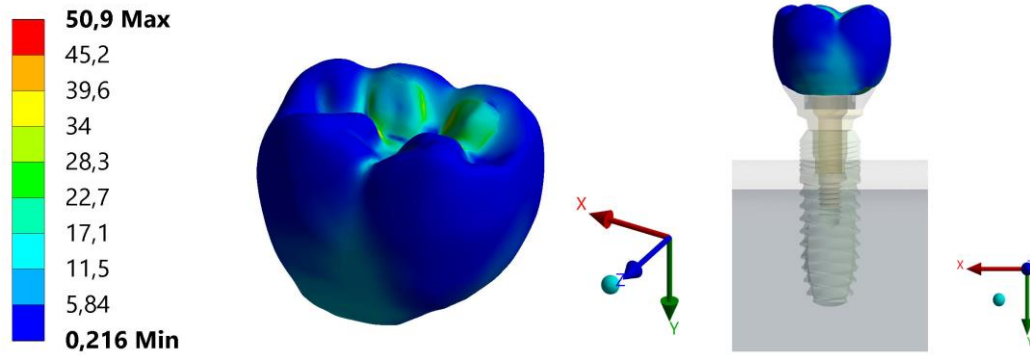
**Şekil 4.29.** Model 1b Kron Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri



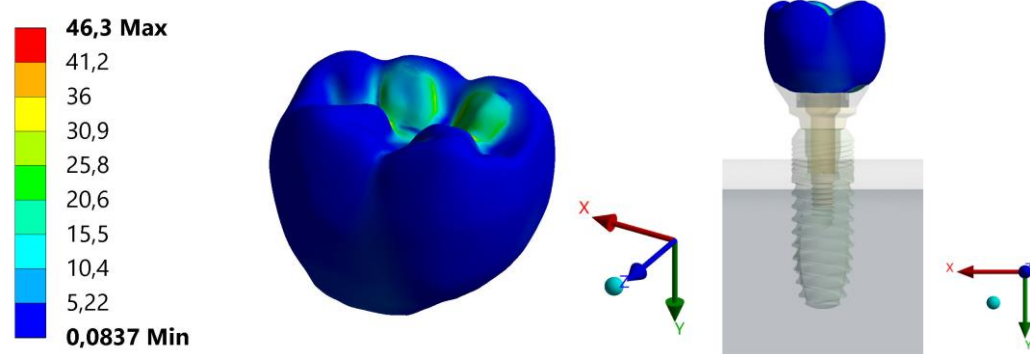
**Şekil 4.30.** Model 1c Kron Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri



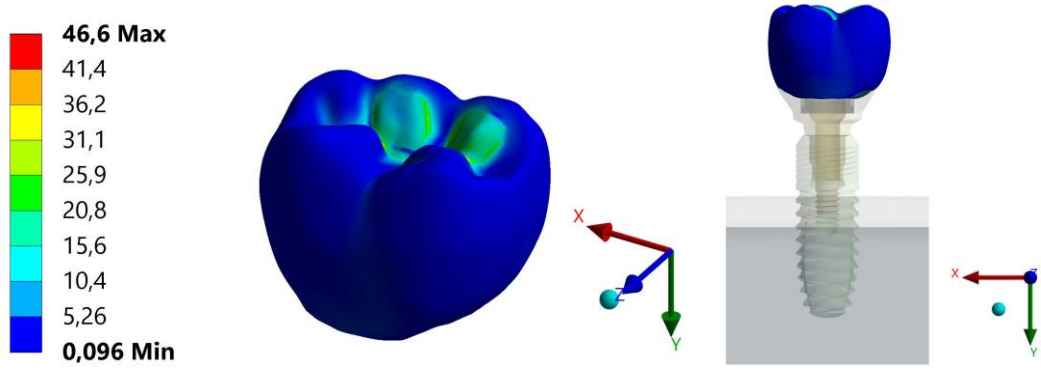
**Şekil 4.31.** Model 2a Kron Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri



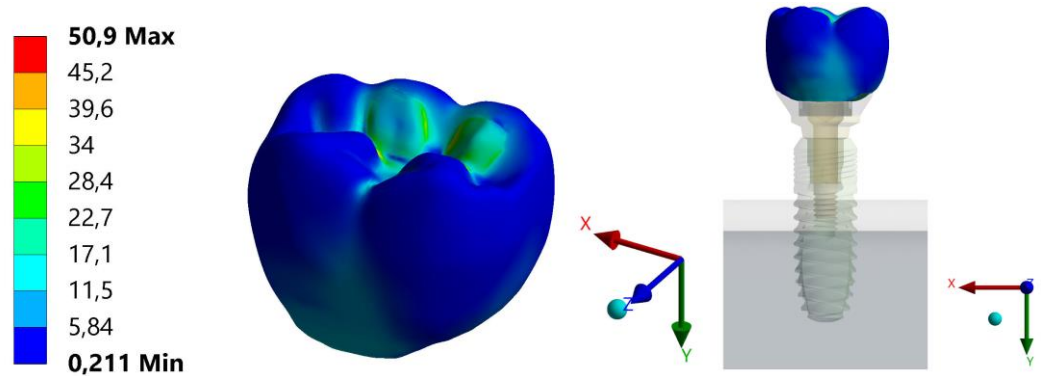
**Şekil 4.32.** Model 2b Kron Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri



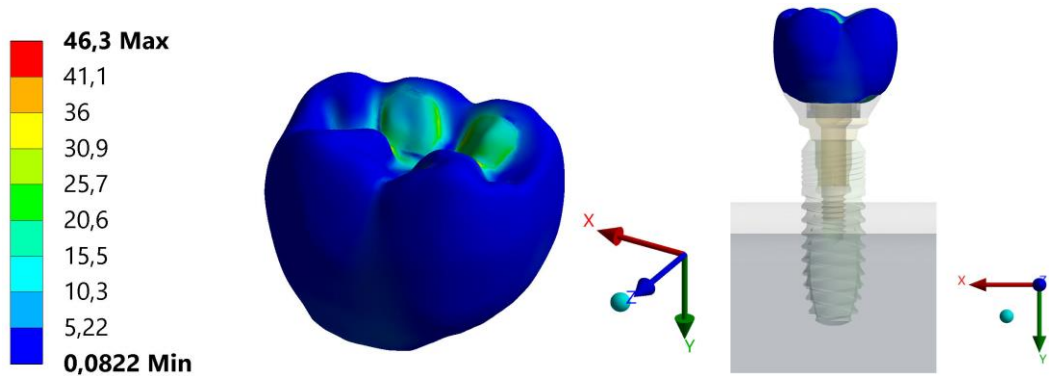
**Şekil 4.33.** Model 2c Kron Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.34. Model 3a Kron Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.35. Model 3b Kron Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri



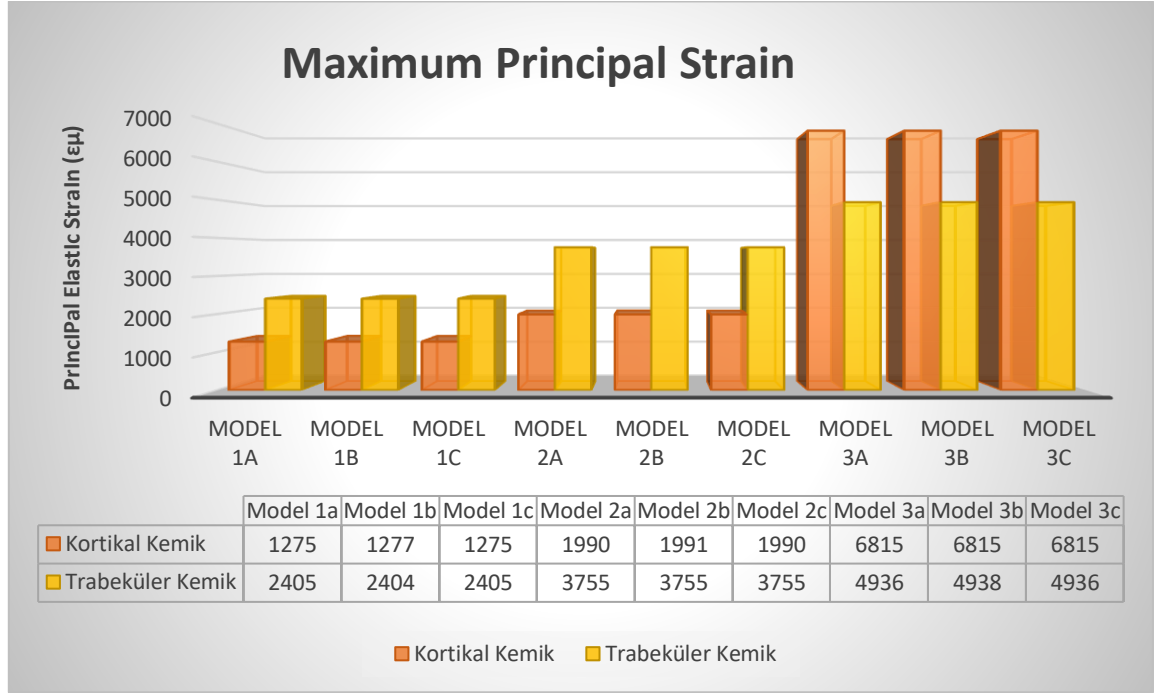
Şekil 4.36. Model 3c Kron Üzerinde Oluşan von Mises Stres Değerleri

#### 4.5. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Elastic Strain Değerlerinin Karşılaştırılması

İmplant üstü protezlere uygulanan oblik kuvvetler sonucu kortikal ve trabeküler kemikte oluşan çekme değerleri Tablo 4.5.'te gösterilmiştir. Fonksiyonel kuvvetler

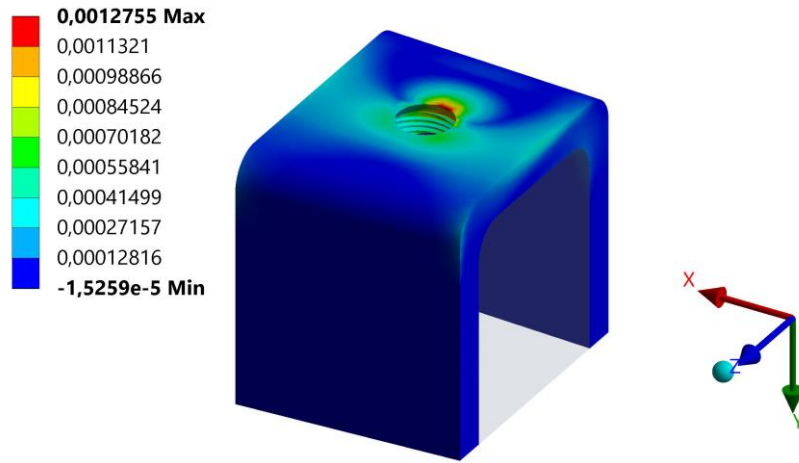
uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelenirken maksimum principal strain değerleri dikkate alınmıştır. Maximum principal strain değerleri pozitif değerler olup renk olarak maviden kırmızıya doğru gittikçe strain değerinin arttığını göstermektedir.

**Tablo 4.5.** Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri

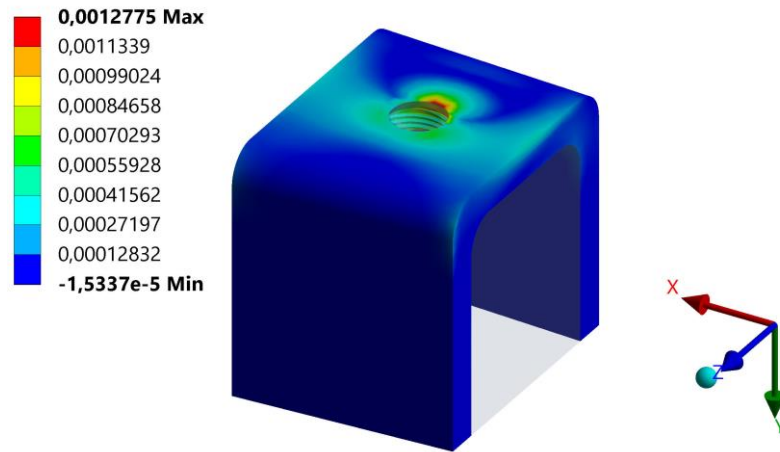


Kortikal kemikte oluşan maximum principal strain değerleri karşılaştırıldığında modellerin kendi içlerinde bir farklılık görünmezken, modeller arasında en yüksek değer model 3'te en düşük değer ise model 1'de olduğu gözlemlenmiştir. Model 3'te kortikal kemik üzerinde oluşan en yüksek çekme strain değerleri model 1'de oluşan en yüksek değerlerden % 435 daha fazla olduğu tespit edilmiştir. İkinci en yüksek değer ise model 2'de tespit edilmiştir. Bu değer de model 1'de oluşan strain değerinden % 56 daha fazladır.

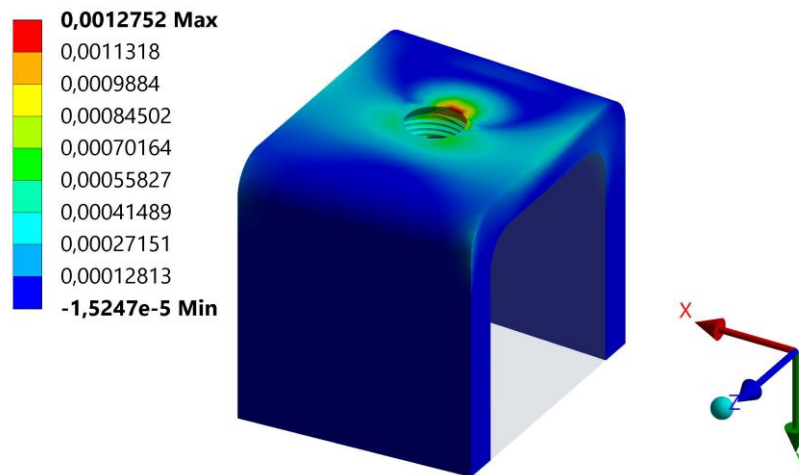
Model 1'de kortikal kemikte oluşan en yüksek elastik strain değerlerinin hepsinin bukkal yöndeki implant kemik birleşim alanlarında olduğu tespit edilmiştir.



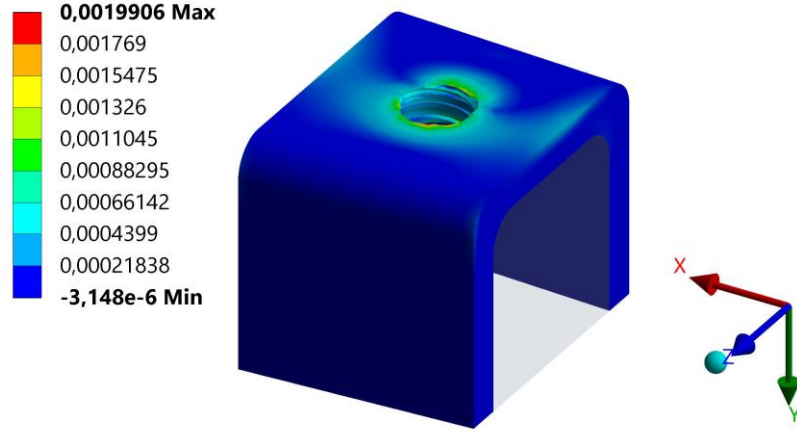
Şekil 4.37. Model 1a Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri



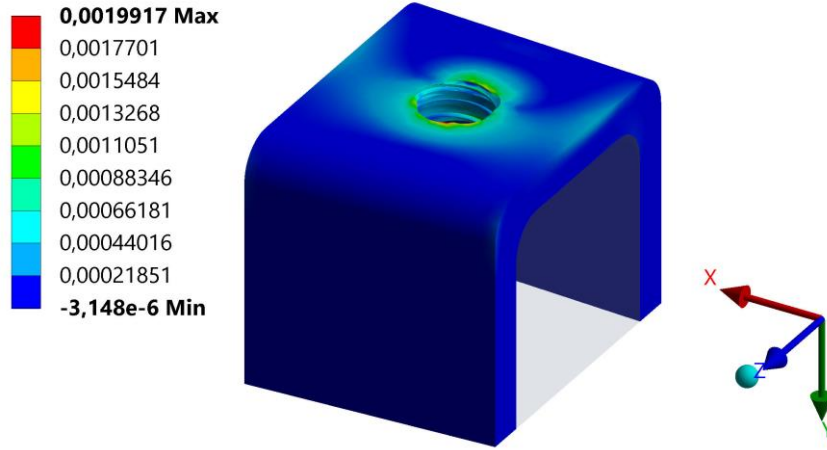
Şekil 4.38. Model 1b Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri



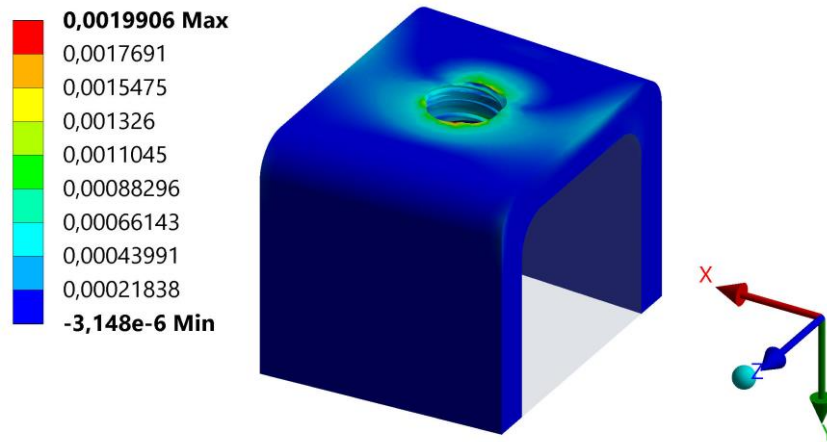
Şekil 4.39. Model 1c Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri



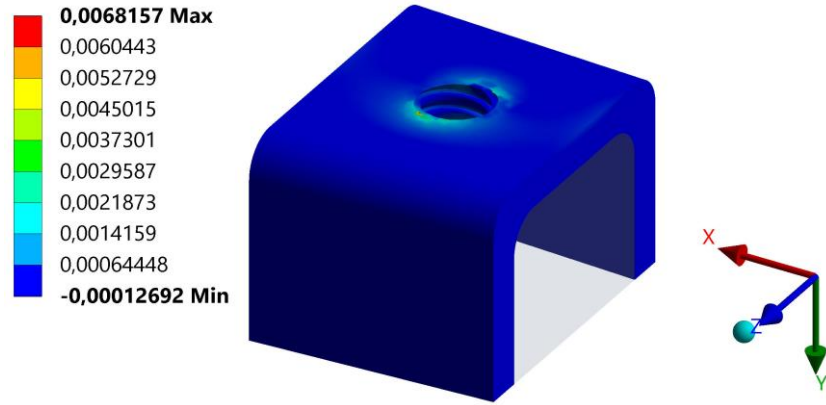
Şekil 4.40. Model 2a Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri



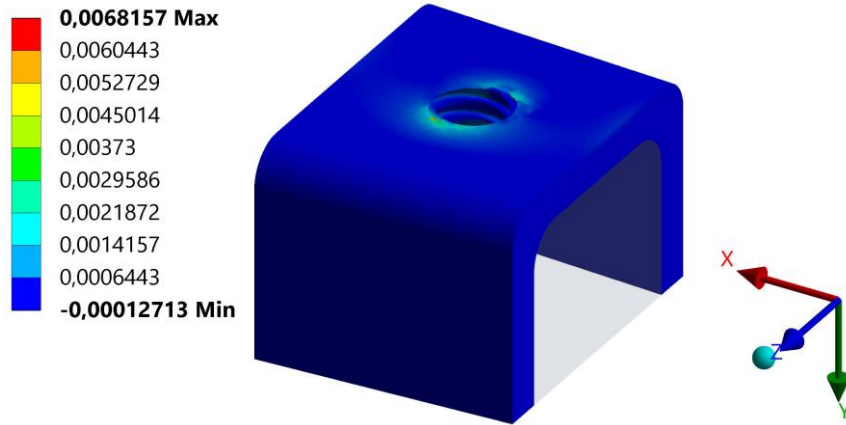
Şekil 4.41. Model 2b Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri



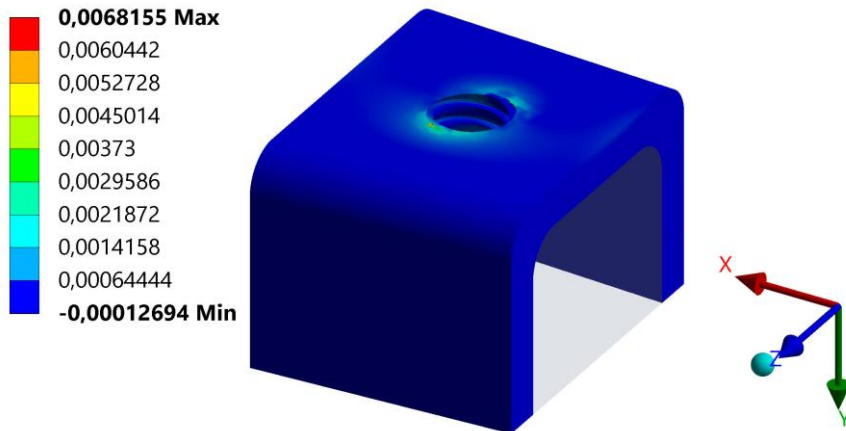
Şekil 4.42. Model 2c Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.43. Model 3a Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri

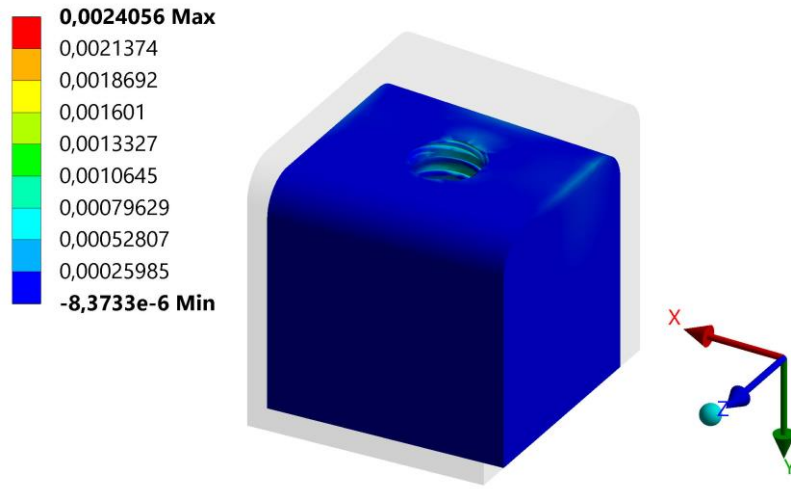


Şekil 4.44. Model 3b Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri

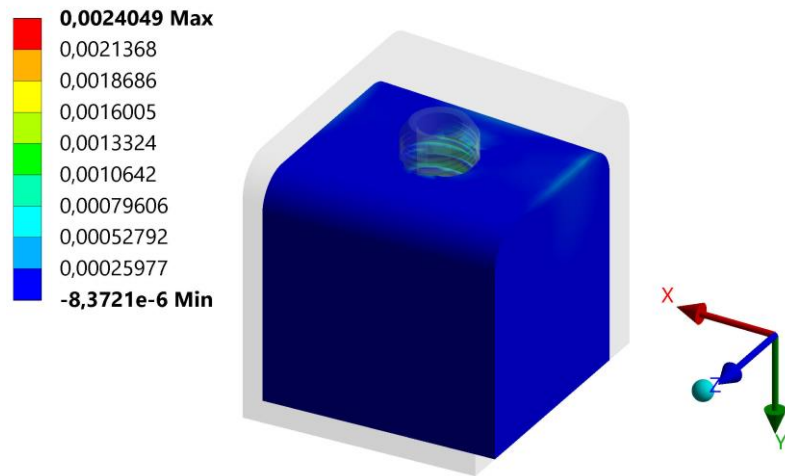


Şekil 4.45. Model 3c Kortikal Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri

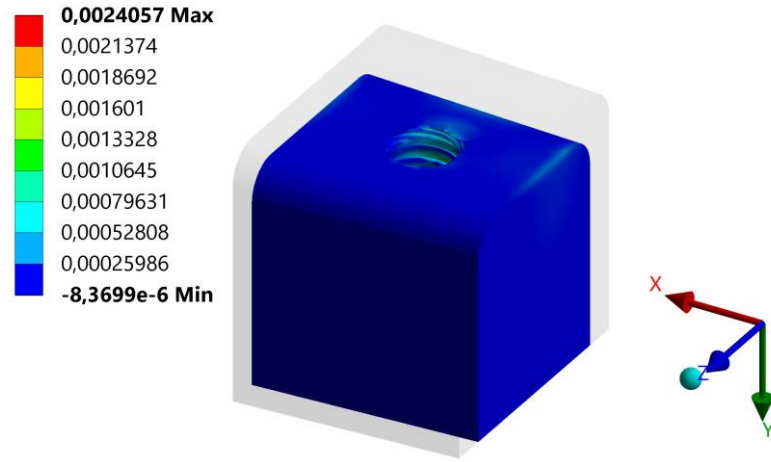
Trabeküler kemikte oluşan maximum principal strain değerleri karşılaştırıldığında modellerin kendi içlerinde bir farklılık görünmezken, modeller arasında en yüksek değer model 3'te en düşük değerin ise model 1'de olduğu gözlemlenmiştir. Model 3'te trabeküler kemik üzerinde oluşan en yüksek çekme strain değerleri model 1'de oluşan en yüksek değerlerden % 105 daha fazla olduğu tespit edilmiştir. İkinci en yüksek değer ise model 2'de tespit edilmiştir. Bu değer de model 1'de oluşan strain değerinden % 56 daha fazladır.



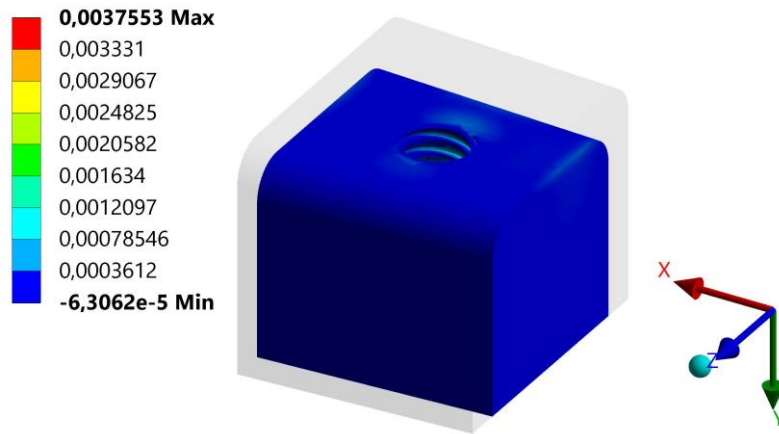
**Şekil 4.46.** Model 1a Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri



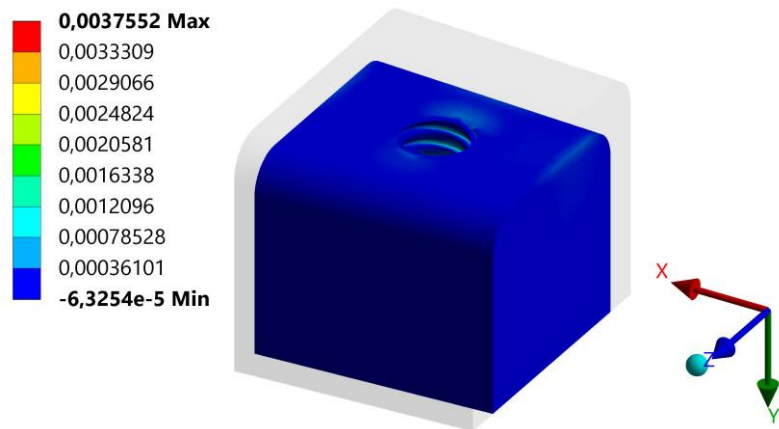
**Şekil 4.47.** Model 1b Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri



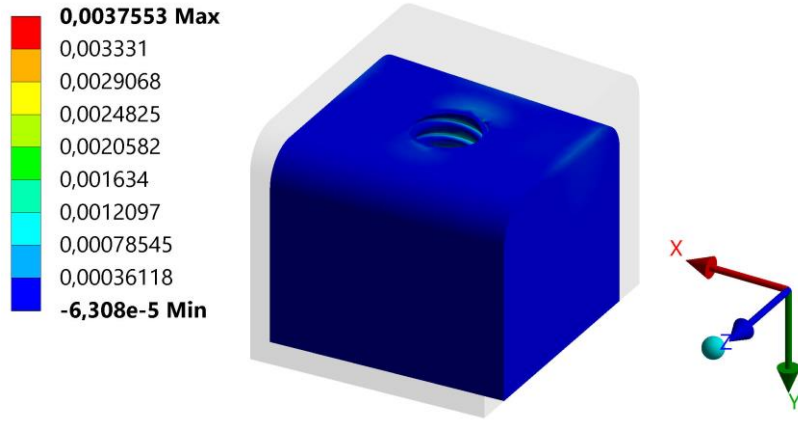
Şekil 4.48. Model 1c Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri



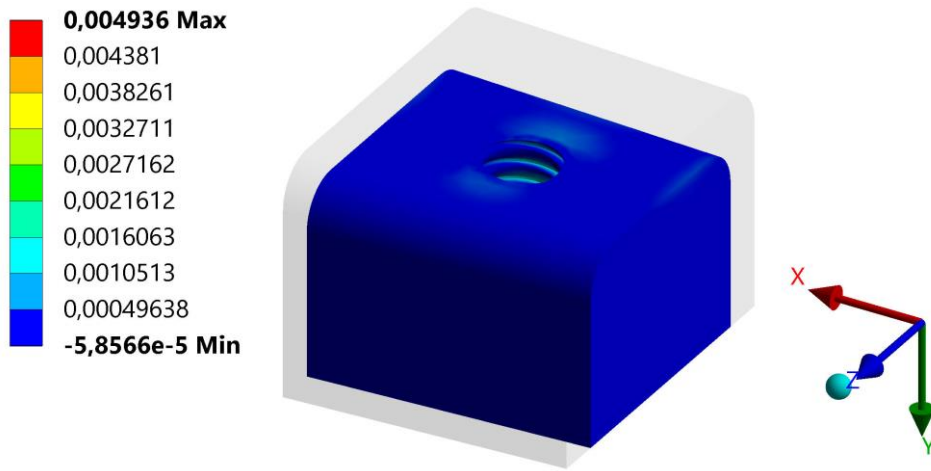
Şekil 4.49. Model 2a Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri



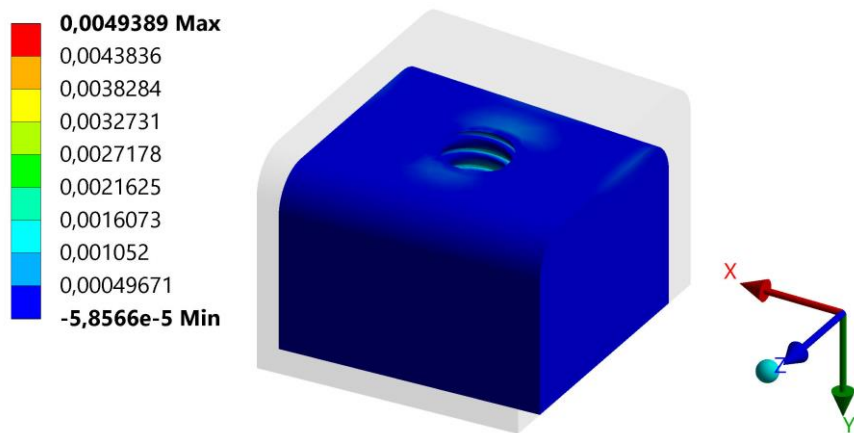
Şekil 4.50. Model 2b Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri



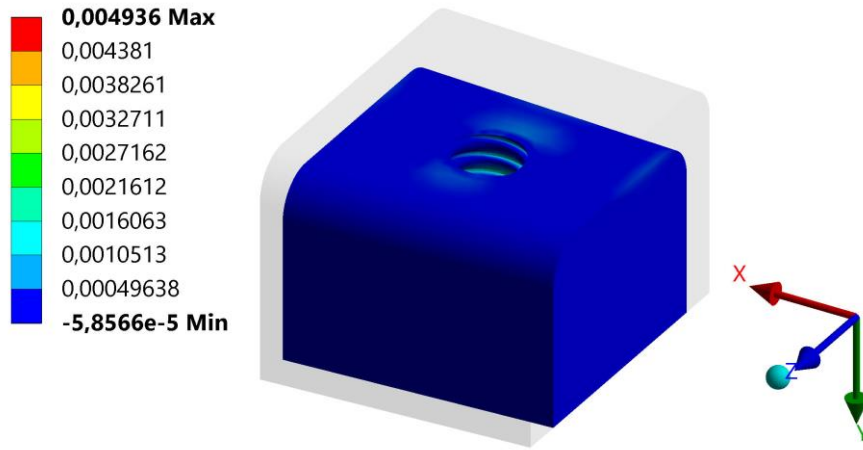
Şekil 4.51. Model 2c Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.52. Model 3a Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.53. Model 3b Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri

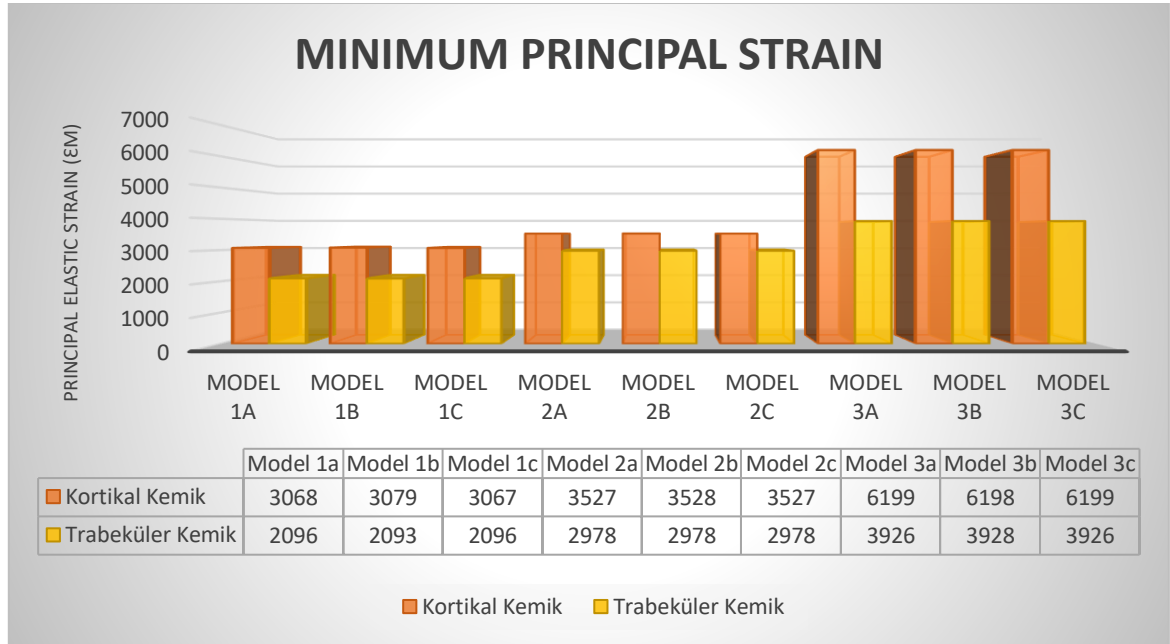


**Şekil 4.54.** Model 3c Trabeküler Kemikte Oluşan Maximum Principal Strain Değerleri

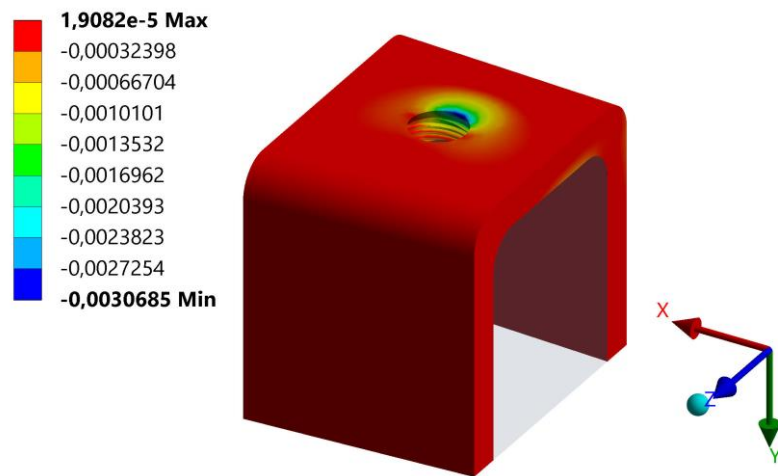
#### **4.6. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Elastic Strain Değerlerinin Karşılaştırılması**

İmplant üstü protezlere uygulanan oblik kuvvetler sonucu kortikal ve trabeküler kemikte oluşan basma değerleri Tablo 4.6.'da gösterilmiştir. Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelenirken minimum principal strain değerleri dikkate alınmıştır. Minimum principal strain değerleri negatif değerler olup mutlak değerleri alınmıştır ve renk olarak kırmızıdan maviye doğru gittikçe strain değerinin arttığını göstermektedir.

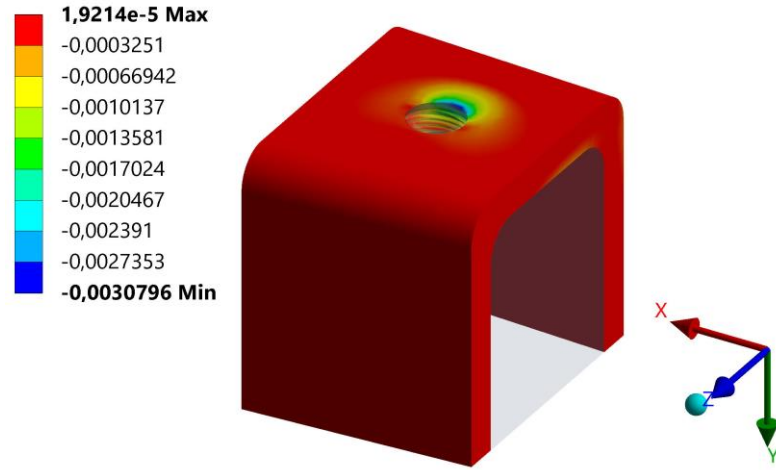
**Tablo 4.6.** Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



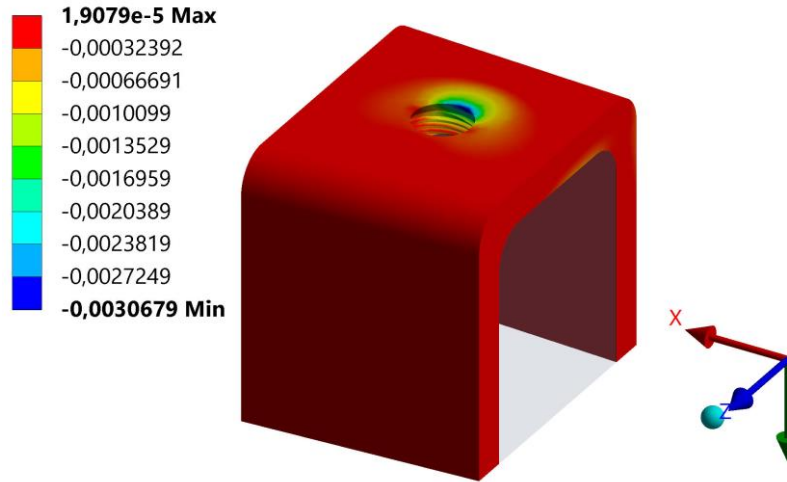
Kortikal kemikte oluşan minimum principal strain değerleri karşılaştırıldığında modellerin kendi içlerinde bir farklılık görünmezken, modeller arasında en yüksek değer model 3'te en düşük değerin ise model 1'de olduğu gözlenmiştir. Model 3'te kortikal kemik üzerinde oluşan en yüksek basma strain değerleri model 1'de oluşan en yüksek değerlerden % 102 daha fazla olduğu tespit edilmiştir. İkinci en yüksek değer ise model 2'de tespit edilmiştir. Bu değer de model 1'de oluşan strain değerinden % 15 daha fazladır.



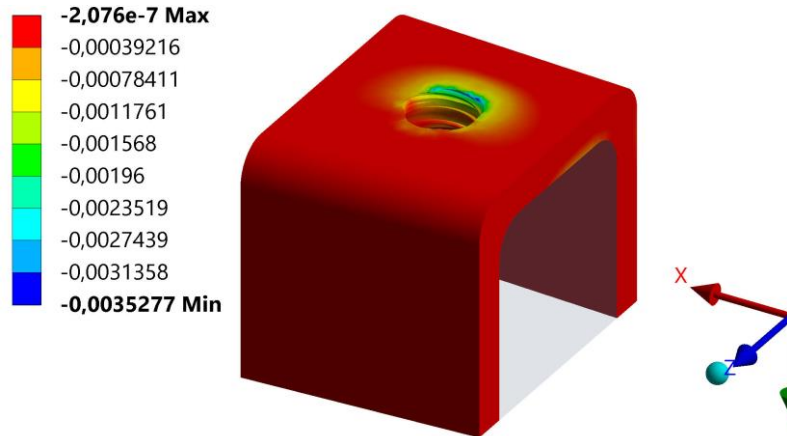
**Şekil 4.55.** Model 1a Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



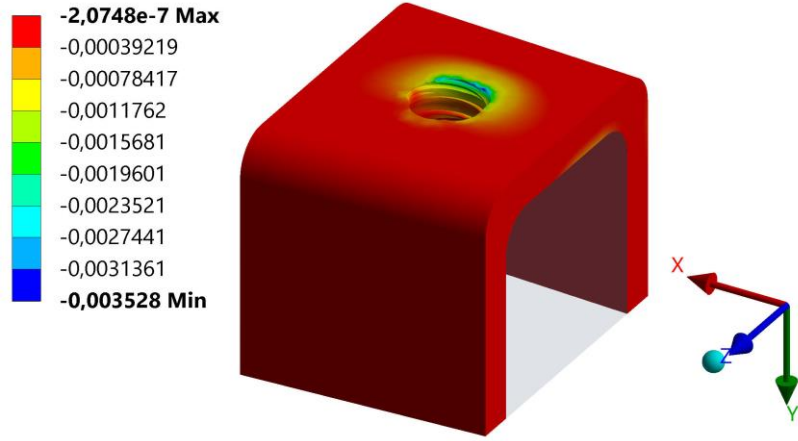
Şekil 4.56. Model 1b Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



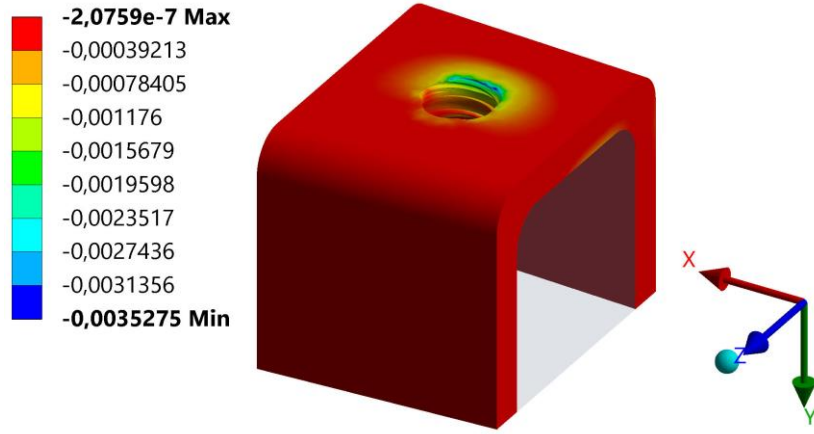
Şekil 4.57. Model 1c Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



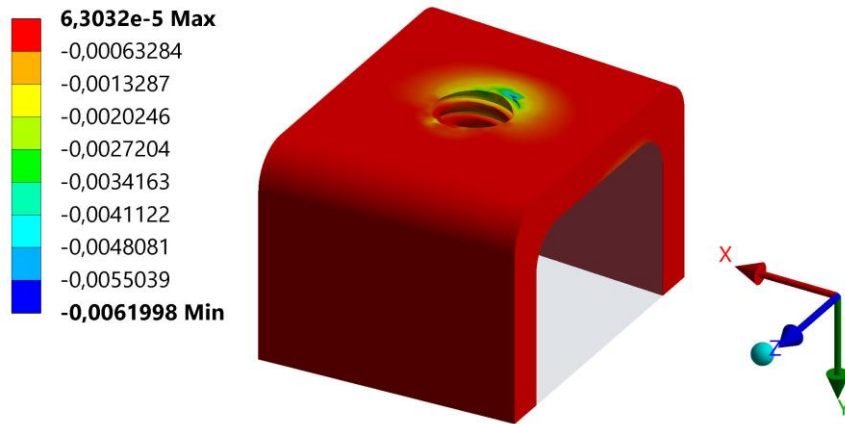
Şekil 4.58. Model 2a Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



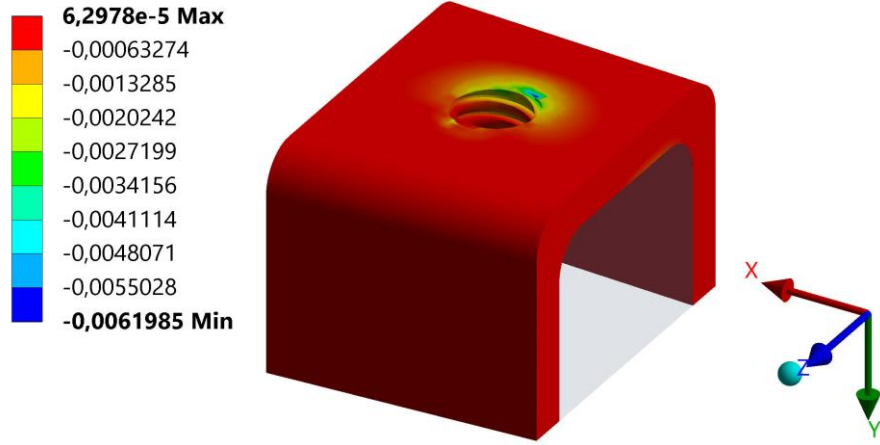
Şekil 4.59. Model 2b Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



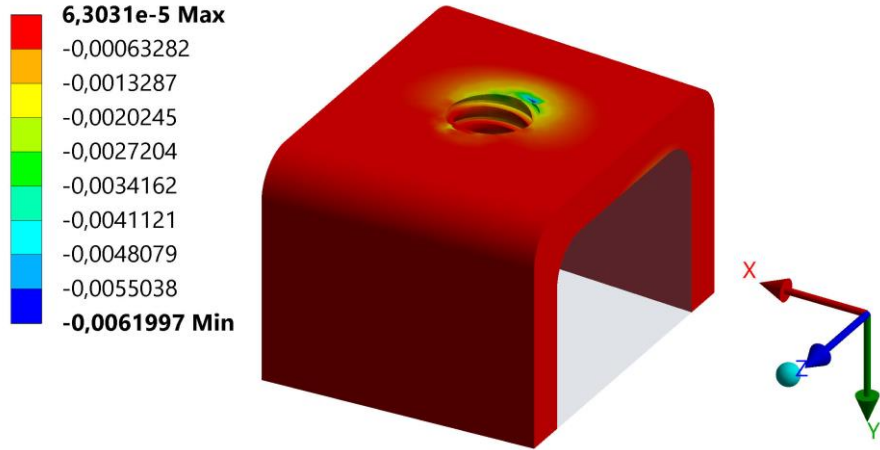
Şekil 4.60. Model 2c Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.61. Model 3a Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri

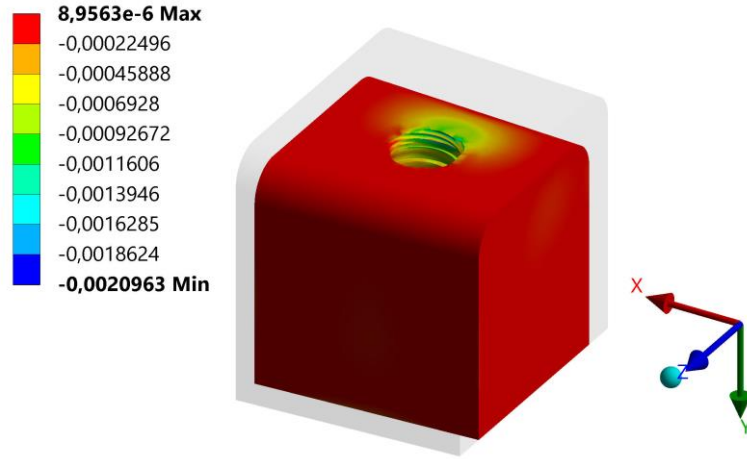


**Şekil 4.62.** Model 3b Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri

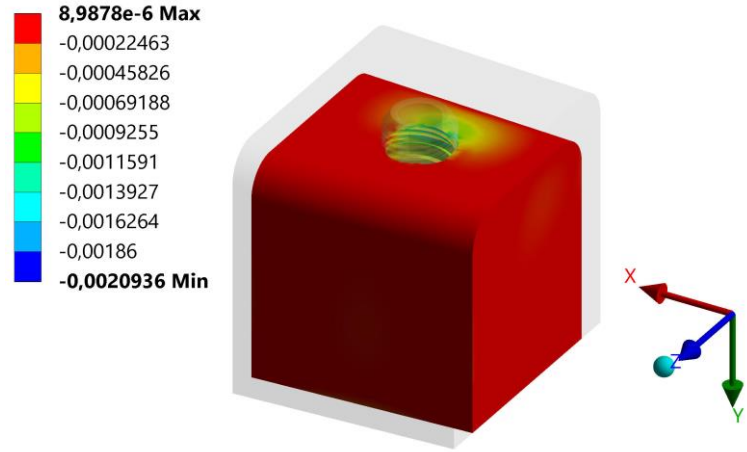


**Şekil 4.63.** Model 3c Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri

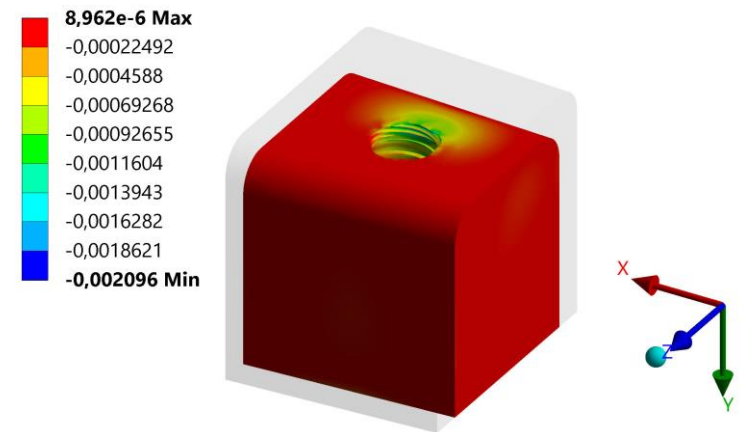
Trabeküler kemikte oluşan minimum principal strain değerleri karşılaştırıldığında modellerin kendi içlerinde bir farklılık görünmezken, modeller arasında en yüksek değer model 3'te en düşük değerin ise model 1'de olduğu gözlenmiştir. Model 3'te kortikal kemik üzerinde oluşan en yüksek basma strain değerleri model 1'de oluşan en yüksek değerlerden % 87 daha fazla olduğu tespit edilmiştir. İkinci en yüksek değer ise model 2'de tespit edilmiştir. Bu değer de model 1'de oluşan strain değerinden % 42 daha fazladır.



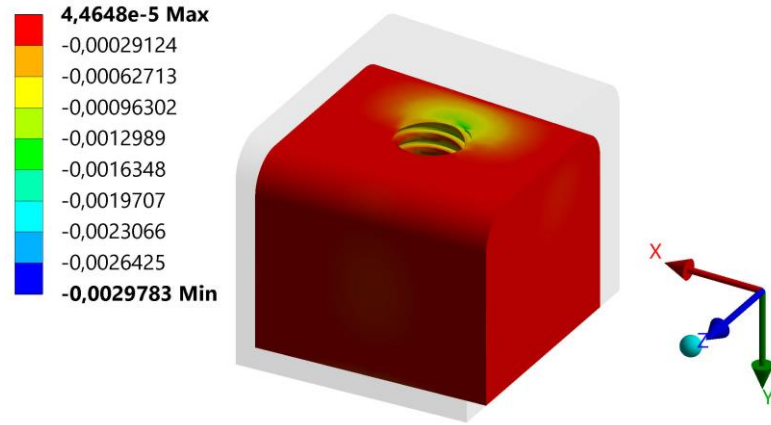
Şekil 4.64. Model 1a Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



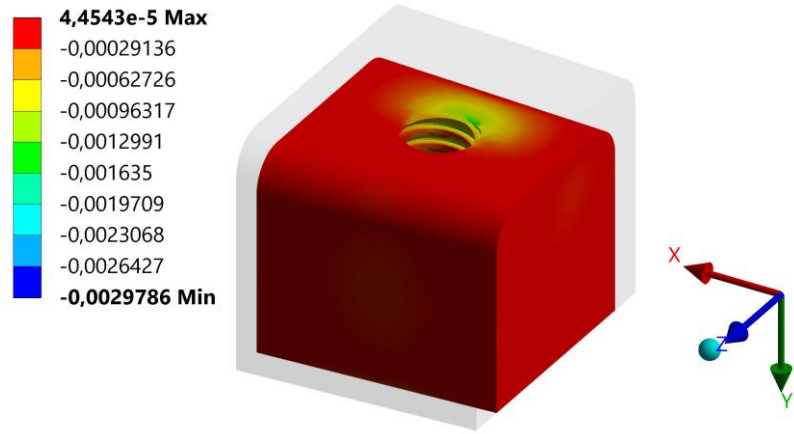
Şekil 4.65. Model 1b Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



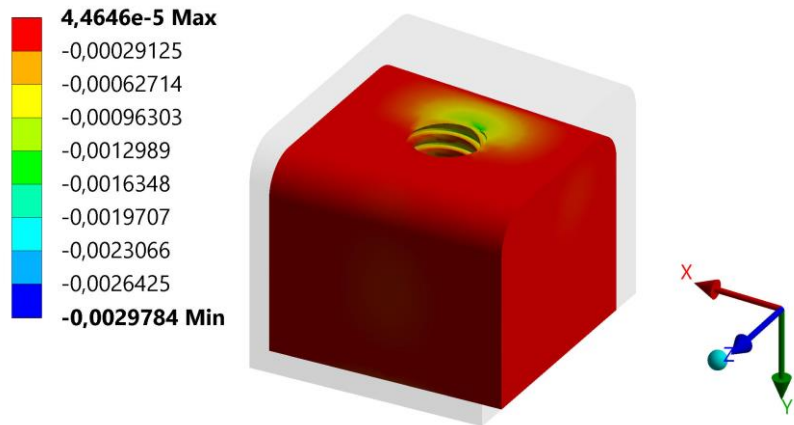
Şekil 4.66. Model 1c Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



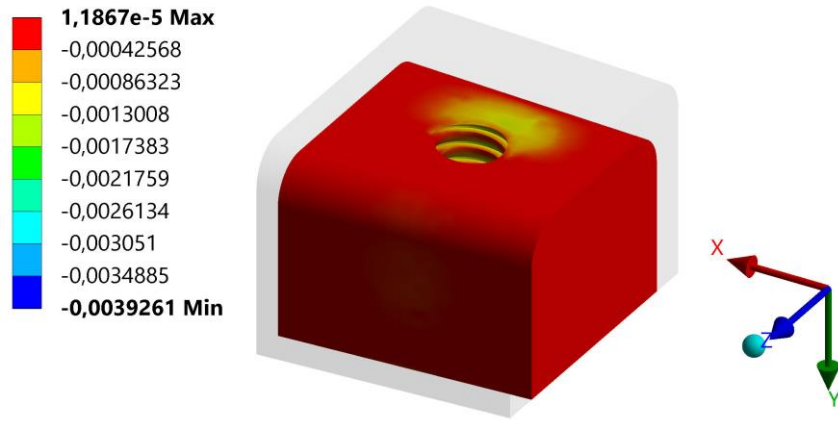
Şekil 4.67. Model 2a Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



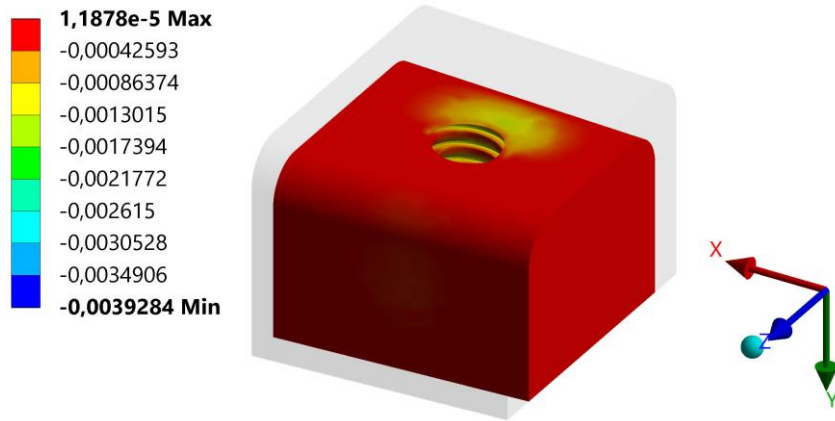
Şekil 4.68. Model 2b Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



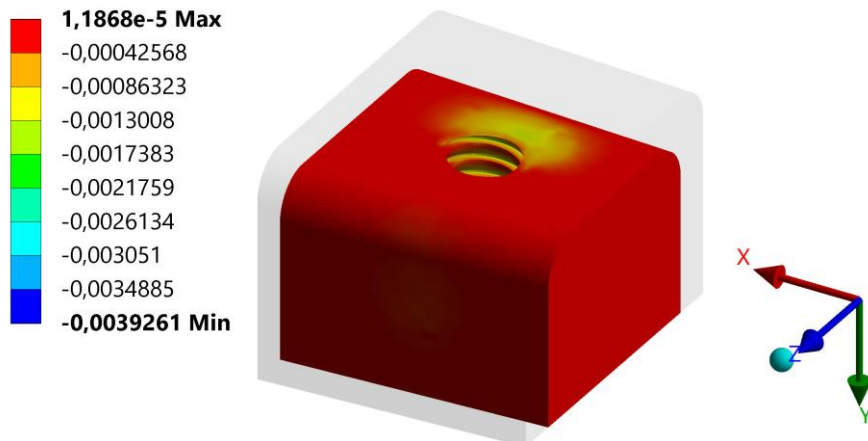
Şekil 4.69. Model 2c Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.70. Model 3a Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.71. Model 3b Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri



Şekil 4.72. Model 3c Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Principal Strain Değerleri

Tablo 4.7.'de tüm modellerde oluşan von Mises stres değerleri ve maximum ve minimum principal strain değerleri gösterilmiştir.

**Tablo 4.7.** Tüm Modellerde Oluşan Stres ve Strain Değerleri

|                                            |                   |      | Model 1 |      |      | Model 2 |      |      | Model 3 |      |      |
|--------------------------------------------|-------------------|------|---------|------|------|---------|------|------|---------|------|------|
|                                            |                   |      | a       | b    | c    | a       | b    | c    | a       | b    | c    |
| von-Mises Stress (MPa)                     | Kron              |      | 46,7    | 51   | 46,4 | 46,6    | 50,9 | 46,3 | 46,6    | 50,9 | 46,3 |
|                                            | Hibrit Abutment   |      | 168     | 27,6 | 137  | 168     | 27,8 | 137  | 168     | 27,9 | 136  |
|                                            | Ti- Base Abutment |      | 403     | 402  | 403  | 409     | 407  | 409  | 404     | 404  | 404  |
|                                            | İmplant           |      | 385     | 386  | 385  | 364     | 365  | 364  | 357     | 358  | 357  |
| Principal Elastic Strain ( $\mu\epsilon$ ) | Kortikal Kemik    | Max. | 1275    | 1277 | 1275 | 1990    | 1991 | 1990 | 6815    | 6815 | 6815 |
|                                            |                   | Min. | 3068    | 3079 | 3067 | 3527    | 3528 | 3527 | 6199    | 6198 | 6199 |
|                                            | Trabeküler Kemik  | Max. | 2405    | 2404 | 2405 | 3755    | 3755 | 3755 | 4936    | 4938 | 4936 |
|                                            |                   | Min. | 2096    | 2093 | 2096 | 2978    | 2978 | 2978 | 3926    | 3928 | 3926 |

a = Monolitik Zirkonya Hibrit Abutment

b = PEEK Hibrit Abutment

c = Lityum Disilikat Hibrit Abutment

Model 1: 0 mm rezorpsiyon

Model 2: 2 mm rezorpsiyon

Model 3: 4 mm rezorpsiyon

## 5.TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında mandibula posterior bölgede farklı rezorbsiyon düzeyleri ve farklı hibrit abutment materyallerinden oluşan 9 farklı model oluşturulmuştur. Bu 9 farklı modelin karşılaştırılmasında implantlar, ti-base abutmentlar, hibrit abutmentlar ve protezler üzerindeki stres dağılımları ve değerleri, kortikal ve trabeküler kemikler üzerindeki maximum ve minimum principal strain değerleri incelenmiştir. Sonuçlara göre farklı hibrit abutment materyalleri karşılaştırıldığında hibrit abutmentlarda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri monolitik zirkonya kullanılan modelde, en düşük von Mises stres değerleri PEEK hibrit abutment materyalinin kullanıldığı modelde görülmüştür. Ancak farklı hibrit abutment materyallerinin kullanılması implant sistemindeki von Mises stres değerlerinde ve kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maximum ve minimum principal strain değerlerinde bir değişiklik yaratmamıştır. Bu sonuçlara göre elastisite modülü düşük olan PEEK materyalinin kullanılması hibrit abutment üzerindeki stresi azaltırken, implant ve periferal kemikte stres ve strain dağılımlarını değiştirmede için 1. hipotezimiz kısmen kabul edilmiştir. Rezorpsiyon miktarı arttıkça implant çevresi kemikteki principal strain değerlerinin arttığı ancak implant üzerindeki von Mises streslerinin azaldığı görülmüştür. Bu sonuçlara göre 2. hipotezimiz kısmen kabul edilmiştir.

Mandibula arka bölgedeki diş eksiklikleri genellikle sabit restorasyonlar ile rehabilite edilmektedir. Dental implantlar, hastaların fonksiyonel ve estetik beklentilerinin artmasıyla tedavi seçeneklerinde önemli bir yer almaktadır. Yapılan çalışmalar hem tek diş eksikliği<sup>188, 189</sup>, hem de kısmi dişsizliklerde implant tedavilerinin başarılı olduğunu göstermiştir.<sup>190, 191</sup>

Çiğneme kuvvetleri çene kemiği içerisindeki implantlarda ve implant üstü protezlerde istenmeyen streslere neden olabilir ve bu da özellikle implantlarda

osseointegrasyonu bozarak implantların nihai başarısızlığına neden olabilir. Sonlu elemanlar analizi yardımıyla implant yapısı ve çevre kemik dokusunda oluşan stres ve strain değerlerinin doğru analiz edilebilmesi için gerçekçi çiğneme kuvvetlerinin şiddetini ve bu kuvvetlerin yönlerini belirlemek gerekmektedir.<sup>185</sup>

İmplant biyomekaniğinin değerlendirildiği SEA çalışmalarında, oblik kuvvetlerin, implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte yüksek stres birikimleri oluşturduğu belirtilmiştir.<sup>192</sup> Papavasiliou ve ark.<sup>193</sup> tek diş implantları değerlendirdikleri çalışmalarında, stres birikiminin implantın bukkal kortikal kemiğinde yoğunlaştığı sonucuna varmıştır. Quirynen ve ark.<sup>99</sup> periimplanter dokuları inceledikleri klinik araştırmalarında, implant üzerine gelen aşırı yüklerin marjinal kemik kaybı oluşturduğu sonucuna varmıştır. Meyer ve ark.<sup>194</sup>'nın yaptıkları SEA çalışmasında da implant üzerine gelen yük artışının kemik yıkımına sebep olacağı bildirilmiştir.

İmplantların doğal dişler gibi oblik kuvvetlere maruz kaldığı göz önüne alınması gereken bir parametredir.<sup>6</sup> Araştırmalarda, oblik kuvvetlerin vertikal kuvvetlere oranla daha çok gerilim yarattığı görülmektedir.<sup>195-197</sup> Oblik kuvvetler, vertikal ve horizontal kuvvet bileşenlerini de içerir. Bu nedenle vertikal kuvvetlere nazaran stres birikimleri daha belirgin biçimde ortaya çıkmaktadır. Bu da oblik kuvvetler uygulandığında gerçekliği yansıtan sonuçlar elde edilebileceğinin göstergesidir.<sup>198, 199</sup> Bu tez çalışmasında, kuvvetlerin lateral hareketlerde, alt çenede fonksiyonel tüberküllerin lingual eğimlerine gelmesi baz alınarak temas noktaları bu noktalar seçilmiş ve 200 N oblik kuvvet uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetlerin eğiklik derecesi oblik kuvvetleri en iyi şekilde aktardığı düşünülerek yapılan çalışmalardan örnek alınmış ve 30° linguobukkal olarak belirlenmiştir.<sup>200-203</sup> Dokuz farklı modelde de kuvvetler aynı noktalardan uygulanmıştır, böylece uygulanan kuvvetlerin, protetik üst yapıda dağılımlarının eşit şartlarda olması sağlanmıştır.

Abutment basamak tasarımı bu tez çalışması için yuvarlatılmış shoulder basamak tipi olarak seçilmiştir. Miura ve ark.<sup>204</sup> 2018’de yaptıkları monolitik zirkonya restorasyonlardaki basamak çeşitleri araştırmalarında yuvarlatılmış shoulder basamağın abutment materyalinden bağımsız olarak daha düşük maksimum asal gerilme değerleri oluşturduğunu ve stresi en aza indirmek için bu basamak tipinin uygun bir geometriye sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Marjinal adaptasyon, restorasyon marjinde prepare edilen diş ile restorasyon iç duvarı arasındaki dik mesafenin ölçülmesiyle belirlenir.<sup>205</sup> İnternal adaptasyon ise restorasyon iç duvarından prepare edilen yapının aksiyel duvarı arasındaki dik mesafe olarak tanımlanır.<sup>205</sup> Yuvarlatılmış shoulder ve chamfer basamak tipleri çeşitli seramik sistem üreticileri tarafından önerilmektedir. Ancak Yu ve ark.<sup>206</sup> 2019’da yaptıkları derleme ve meta-analizde chamfer basamak bitimli seramik restorasyonların shoulder bitimlilerden daha geniş marjinal boşluklara sahip olduklarını belirtmiştir. Bu sonuçlardan dolayı; bu çalışmada, restorasyon marjinde yuvarlatılmış shoulder bitim tercih edilmiştir. Tam seramik kuronlar için önerilen bitiş çizgisi (basamak) derinlikleri 0.5 ila 1.0 mm arasında değişmektedir.<sup>207, 208</sup> Bu çalışmadaki abutmentlerin basamak derinlikleri 0.5 mm olarak tasarlanmıştır.

Sünek malzemelerde asal gerilme streslerinden ziyade von Mises stresleri daha önemlidir. Akma (yield) dayanımı aşıldığında materyal elastik özelliğini kaybetmektedir ve bu durum akma dayanımı terimini von Mises stres değerleri için önemli kılmaktadır.<sup>209</sup> Chelland ve ark.<sup>210</sup> oklüzal yüklerin ideal koşullarda metalde yorgunluğa sebep olmadığını belirtmişlerdir. Grade 4 titanyum materyalinin dayanım noktası 485 MPa iken grade 5 titanyum materyalinin dayanım noktası 729-817 MPa arasında değişmektedir.<sup>211</sup> Bu tez çalışmasında kullanılan normal implant dışındaki bütün titanyum içerikli yapılar grade 5 titanyumdur ve bulunan stres değerlerinden hiçbiri belirtilen akma dayanım

değerlerini geçmemiştir. Bu sebeple, bu çalışmadaki en yüksek von Mises stresleri göz önünde bulundurulduğunda implant ve abutment yapılarında herhangi bir hasar söz konusu değildir.

Korkmaz ve Kul<sup>262</sup>, yaptıkları sonlu eleman analizi çalışmasında, titanyum abutment, zirkonya abutment ve ti-base abutmentleri karşılaştırmışlardır. Ve yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre ti-base abutment modellerinde diğer tasarımlara göre daha düşük gerilme ve gerinim değerleri elde edilmiştir. Dikey yüklemde, ti-base abutmentli implant bileşenleri üzerindeki stres ve bu stresin dental implantı çevreleyen kortikal ve trabeküler kemiğe aktardığı strain, titanyum ve zirkonyum abutment kullanılan modellerden daha düşüktü.

Lityum disilikat hem estetik hem de adeziv bakış açısından avantajlar sunar. Ek olarak, mükemmel mekanik özelliklerinden dolayı vidalı implant üstü kronların üretiminde genellikle zirkonya tercih edilse de, posterior alanlar için güvenilir bir tedavi seçeneği gibi görünmektedir.<sup>263</sup>

Holmgren ve ark.<sup>174</sup>, nın yaptıkları sonlu eleman analizi çalışması sonucunda, morfolojik sınırlar içerisinde, en geniş çaplı implant kullanıldığında, bu implantı çevreleyen kortikal kemikte en düşük stres seviyeleri elde edileceğini savunmuşlardır. Bu yüzden bu tez çalışmasında geniş çaplı implantlar kullanılmıştır.

Rahimi ve ark.<sup>212</sup> yaptıkları sonlu eleman analizi çalışmasında, boyun kısmında yiv olan ve boyun kısmı yivsiz olan implantları karşılaştırmışlardır. Boyun kısmı yivli olan implantlarda, kortikal kemikteki maksimum strain değerlerinde %3 oranında artış tespit etmişlerdir. İmplantın kortikal kemikteki ankrajının artmasının, spongioz kemikteki strain değerlerinin düşük oranda kalmasını sağladığını belirtmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan implantların da boyun kısmında yivler mevcuttur. Bu durum, kortikal kemikte

elde edilen yüksek strain değerlerine karşın spongioz kemikte daha düşük strain seviyeleri oluşmasını sağlamıştır.

İmplant çevresindeki marjinal kemik kayıpları implantların uzun dönem başarılarını belirleyen bir parametredir.<sup>213</sup> Yoon ve ark.<sup>214</sup> yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre kemik kaybı arttıkça implant-abutment bağlantısında streslerin arttığını bildirmişlerdir.

Kortikal kemiğin varlığı ve kalınlığı sonlu eleman analizlerinin sonuçlarını etkileyecek önemli özelliklerdendir.<sup>215</sup> İmplant tedavisinin değerlendirildiği uzun süreli çalışmalarda, implant çevresindeki marjinal kemik seviyesi değişimleri sıklıkla incelenen bir değişkendir.<sup>216</sup>

Clelland ve ark.<sup>217</sup> yaptıkları sonlu eleman analizi çalışmasında; maksilladaki kemik miktarının ve yapısının stres dağılımı üzerine etkisini incelemişlerdir. Kortikal kemik kalınlığının 1,5 mm'den 3 mm'ye artması ile kortikal kemikteki maksimum gerilme değerlerinin % 50 oranında azaldığını tespit etmişlerdir.

Bu tez çalışmasında, Qian ve ark.<sup>218</sup>'nin bulgularına uygun olarak, kademeli krestal kemik rezorpsiyonunun modellenmesi, klinik durumun simüle edilmesi ve kron/implant oranının değiştirilmesi, kemikteki stres seviyesini arttırdı.

Jafarian ve ark.<sup>219</sup> yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre ilk birkaç milimetrelik rezorbsiyonun stres artışına etkisinin önemsiz olduğu söylenmiştir. Ancak kemik rezorpsiyonunun daha fazla artmasıyla kron/implant oranı değişecek ve stres seviyesinde belirgin bir artış olacağı gösterilmiştir.

İmplantın uzun eksen dışındaki kuvvetlerde klinik kron boyu dikey kaldıraç etkisi gösterir ve kemik-implant ara yüzeyinde oluşan stresi artırır. Bu nedenle artmış klinik kron yüksekliği, implantın etrafındaki krestal kemiğe giden kuvvetleri ve buna bağlı olarak kemik kaybı riskini de artırabilir.<sup>220</sup> Kemik rezorbsiyonuna bağlı olarak kron

yüksekliğinde artış meydana gelirken kemik seviyesinde ise azalma gözlenir. Rezopsiyon miktarının artması klinik kron/implant oranının da artmasına sebep olmaktadır. Çalışmalarda anatomik kron/implant oranı ve klinik kron/implant oranı olarak iki farklı orandan bahsedilmektedir.<sup>221-224</sup> Anatomik kron/implant oranında fulkrum, implant boyun bölgesi ve abutment-kron kompleksi ara yüzündedir. Klinik kron/implant oranında ise fulkrum, en koronaldeki kortikal kemik seviyesi ile implant birleşimindedir.<sup>225</sup> İmplant-kron kompleksinin implant-kemik kompleksinden daha sert olması, klinik kron/implant oranının biyomekanik olarak protetik komplikasyonlar açısından daha gerçekçi sonuçlar sunabileceğini gösterir.<sup>226, 227</sup> Bu çalışmada da kemik-implant kompleksinin biyomekanik parametrelerin değerlendirilmesinde gerçeğe daha uygun olduğu düşünülmüştür ve kron yüksekliği, kortikal kemiğin marjinal kısmı ile protezin en koronal bölgesi olarak belirlenmiştir.

Nissan ve ark.<sup>228</sup> splintlenmiş implant destekli restorasyonların, farklı kron yüksekliği ve farklı kron/implant oranlarında fotoelastik stres analizi yöntemi ile stres dağılımına etkisini incelemiş; kron yüksekliğinin 15 mm ve üstü olduğu durumlarda implantları splintlemenin protez başarısızlığını engellemediğini, kron yüksekliğinin 15 mm veya daha büyük olduğu durumlarda kemik augmentasyonunun gerekliliğini savunmuşlardır. Verri ve ark.<sup>195</sup>, SEA çalışmasında değişik kron yüksekliklerinde tek üye implant destekli protezlerde vertikal ve oblik yüklerin stres dağılımlarına etkisini incelemişlerdir. Vertikal yüklemede tüm modellerde benzer stres değerlerine rastlanırken, oblik yüklemede artan stres değerlerinin kron yüksekliğindeki artışla korelasyon gösterdiği bulunmuştur. Kaleli ve Ural<sup>196</sup> iki farklı kron yüksekliğinde simante ve vidalı implant destekli restorasyonların vertikal ve oblik yüklemeler altında biyomekanik davranışlarını sonlu elamanlar analizi ile incelemiş, kron yüksekliğindeki artışın oblik yükler altında daha yüksek stres değerleri gösterdiğini bildirmişlerdir. Kron

yüksekliğinin atması kron/implant oranını değiştirmektedir ve implantların üzerindeki mekanik yükü artırabilmektedir.<sup>228, 229</sup> de Moraes ve ark.<sup>230</sup>, kron/implant oranın stres dağılımı üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmalarında, kron yüksekliğindeki artışın oblik yükleme altında implant-kemik ara yüzünde stres artışına neden olduğunu bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında, üç farklı rezorpsiyon düzeyi dolayısıyla üç farklı klinik kron/implant oranı incelenmiş ve benzer sonuçlar elde edilmiştir. Klinik kron/implant oranının artması oblik kuvvet altında tüm modellerde stres değerlerini artırmıştır.

Marjinal kemik seviyesi, dental implant tedavilerinde uzun süreli başarının temel bir kriteridir ve bu kemik seviyesinin pozisyonu; cerrahi travma<sup>231</sup>, proteze bağlı sebepler<sup>232</sup>, implant tasarımı<sup>233</sup>, kemik dokusu<sup>234</sup>, hasta alışkanlıkları<sup>235</sup>, implant-abutment bağlantısı<sup>236</sup> ve hastaların genel sağlığı<sup>237</sup> ile ilgili çok sayıda değişkenden etkilenir.

Korioth ve Johann<sup>238</sup>, kullanılan üst yapı materyalinin elastisite modülü düştükçe implant ve abutment birleşimindeki stres değerlerini artırdığını belirtmişlerdir. Chen ve ark.<sup>239</sup> ise rezin nano seramik ve lityum disilikatın kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırdıkları çalışmada kumlanmış rezin nano seramik ve lityum disilikat örnekler arasında anlamlı fark bulunmadığını belirtmişlerdir.

Lityum disilikatlar tek kronların rehabilitasyonunda uygun bir tedavi alternatifidir.<sup>240</sup> Kim ve ark.<sup>241</sup> monolitik lityum disilikat kronların posterior implant destekli restorasyonlarda iyi bir seçenek olduğunu çünkü kırılma dayanımlarının ortalama okluzal kuvvetten yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Bindl ve ark.<sup>242</sup> seramik CAD-CAM materyallerini kıyasladıkları bir çalışmada lityum disilikatın kırılma dayanımının lösit ve feldspatik porselenden daha yüksek olduğunu açıklamışlardır.

İmplant üstü protetik restorasyonlarda kullanılan malzemeler okluzal yükleri doğrudan implant ve kemiğe iletmektedir. Protezlerde hangi materyalin tercih edilmesi gerektiği hala bir tartışma konusudur. Literatüre bakıldığında materyal seçiminin implantın başarısına net bir katkısı olmadığını belirten çalışmalar olduğu gibi yüksek rijiditeli materyallerin seçiminde implant başarısının artacağını belirten çalışmalar da mevcuttur.<sup>5, 6, 10</sup> Aynı geometriye sahip iki materyalden rijit olanın kemik ve implant ara yüzünde daha az rijit olan materyallere oranla daha düşük stres yarattığı gözlenmiştir.<sup>6</sup>

Bu SEA çalışmasında, kullanılan hibrit abutmentlarda farklı materyaller kullanılması ile, kemik-implant ara yüzünde stres değişimi kaydedilmemiştir.

Beuer ve ark.<sup>243</sup> monolitik zirkonya restorasyonların karşıt doğal dişi aşındırma değerleri ve kırılma dirençlerini incelemiştir. Çalışma sonunda sadece mekanik cila yapılan monolitik restorasyonların en az aşındığı ve karşıt doğal dişi en fazla aşındırdığı bulunmuştur. Glaze işlemine tabi tutulmuş monolitik zirkonya restorasyonların tabakalı zirkonya restorasyonlara göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiklerini bulmuşlardır. Gunge ve ark.<sup>244</sup> yaptıkları çalışmada monolitik zirkonya kullanılarak üretilen restorasyonların başarı oranı 3 yıl sonunda %91.5 olarak bulunmuştur. Nakamura ve ark.<sup>245</sup> yaptığı çalışmada monolitik zirkonya restorasyonların dayanımları incelendiği çalışmasında düşük ısı bozunması gibi dezavantajlara rağmen posterior bölgede bile yeterli kırılma dayanımı gösterdiğini belirtmiştir.

Tam zirkonya dayanak kullanılan durumlarda implant ile dayanak parçasının birleşim yerinde zirkonyanın sertliğinden dolayı aşınmalar gerçekleşmektedir. Bu aşınmayı engellemek amacıyla zirkonya dayanağın implant ile birleşim yeri titanyumdan üretilmiştir. Firmadan firmaya değişmekle birlikte genellikle bu parça “Ti-base” olarak isimlendirilmektedir.<sup>246</sup> Truninger ve ark.<sup>247</sup> yaptığı çalışmada tek parça ve hibrit zirkonya dayanakların eğilme dayanımlarını incelediklerinde, hibrit zirkonya

dayanaklarda metalik desteğin sistemin stabilitesine olumlu katkı sağladığını bildirmişlerdir. Chun ve ark.<sup>248</sup> bir çalışmalarında hibrit zirkonya dayanakların posterior bölgede kullanılabilecek kadar kırılma dayanımı gösterdiğini belirtmiştir.

Elsayed ve ark.<sup>125</sup> çalışmalarında lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik dayanaklar ve zirkonya hibrit abutmentların yorma işlemi sonrasında kırma dayanımlarını karşılaştırmıştır. Buna göre lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik abutmentlar ve hibrit zirkonya abutmentlar dinamik yüklemeler altında yeterli dayanıklılığı göstermiştir.

Yapılan başka bir çalışmada hastanın üst çenesine yerleştirilen implantların üst yapısı PEEK alt yapı ile hibrit protez olacak şekilde üretilmiştir. Üretilen bu protezin 12 aylık takibinde PEEK hibrit abutmentlarda herhangi bir komplikasyon görülmemiştir.<sup>249</sup>

Kaleli ve ark.<sup>250</sup> yaptığı çalışmada lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik hibrit abutment, zirkonya hibrit, PEEK hibrit abutment ve polimer emdirilmiş seramik abutmentların stres birikim noktalarını incelemiştir. Vertikal ve oblik yükler altında, PEEK hibrit abutmentlara yapıştırılmış ti-base abutmentların, zirkonya hibrit abutmentlara yapıştırılmış ti-base abutmentlara göre daha yüksek von Mises stres değerleriyle karşılaşılmasına sebep olduğu görülmüştür. PEEK hibrit abutmentların yapılarının içlerinde stres değerlerinin daha düşük değerlerde olduğu tespit edilmiş fakat restoratif kron üzerinde daha büyük stres değerleri oluşturmuşlardır. Yapılan bu tez çalışmasında da benzer sonuçlar alınmıştır.

Kemikler açısından değerlendirme yapıldığında canlı ve kişiye özel yapılar oldukları için implant, abutment ve protetik restorasyonlar gibi net değerler vererek başarılı veya başarısız şeklinde yorum yapmak güçleşmektedir. Kortikal ve trabeküler kemiklerde oluşabilecek hasarları değerlendirmek için von Mises streslerinden ziyade maximum ve minimum principal strain değerlerini incelemek daha doğru olacaktır.<sup>251</sup>

Benzer çalışmalarda olduğu gibi bu tez çalışmasında da implantı çevreleyen kemik üzerinde strain analizi yapılmış ve belirli noktalardaki maksimum veya minimum principal strain değerleri karşılaştırılmıştır.<sup>176, 251-254</sup> Birçok kaynakta mekanostat teorisine göre kemikte oluşan 4000  $\mu\epsilon$  ve üstü strain değerlerinin osteointegrasyon bağlarının kopmaya başlama değeri olduğu belirtilmiştir.<sup>255, 256</sup> Kemikte kırık oluşturabilecek strain değeri ise ortalama 25000 $\mu\epsilon$  olarak hesaplanmıştır.<sup>251, 255</sup> Ayrıca kemikler yapısal olarak bası kuvvetlerine karşı (minimum principal strain) çeki kuvvetlerinden (maximum principal strain) daha dayanıklıdır.<sup>257, 258</sup> Katzenberger ve ark.<sup>259</sup> insan kaburgası kortikal kemiği üzerinde yaptıkları çalışmada, cinsiyet, yaş ve farklı yükleme koşullarının kortikal kemiğin çekme değerleri üzerindeki etkisini incelemişler ve özellikle farklı yaş gruplarında anlamlı farklar ortaya çıktığını tespit etmişlerdir. Ayrıca günlük yaklaşık 9 dakika oklüzal kuvvet uygulandığından, gerçek klinik koşullarda kemik kaybı risk bölgesindeki alanın ne kadar etkileneceği de belirsizdir.<sup>260</sup>

Sonlu elemanlar analizi (SEA), biyolojik araştırmalarda biyomekanik analizler için, karmaşık yapıları modellemek ve mekanik özelliklerini analiz etmek için kullanılan bir yöntemdir. SEA, biyomekaniği ve mekanik kuvvetlerin biyolojik sistemler üzerindeki etkisini incelemek için invaziv olmayan mükemmel bir araç olarak geniş çapta kabul görmüştür.<sup>150</sup> Üst üste binen yapıların görselleştirilmesini ve anatomik kraniyofasiyal yapıların malzeme özelliklerinin belirlenmesini sağlar.<sup>32</sup> Teorik olarak ölçülebilen stres noktaları atayabileceğinden, uygulanan bir kuvvetin konumunu, büyüklüğünü ve yönünü belirlemeye de olanak tanır.<sup>33</sup> Ayrıca, analiz edilen malzemelerin fiziksel özelliklerini etkilemediği için kolaylıkla tekrarlanabilir.<sup>33, 34</sup> Ancak SEA'nın bazı sınırlandırmaları da bulunmaktadır. Klinik durumun tamamen kopyalanamayacağı bilgisayarlı bir in vitro çalışmadır. Gerilme analizi genellikle statik yükleme altında yapılır ve gerçekte böyle

olmasa da malzemelerin mekanik özellikleri izotropik ve lineer elastik olarak ayarlanır. Bu nedenle, sonuçlar yalnızca niteliksel olarak kabul edilebilir.<sup>150</sup> Ayrıca çalışma modellerinde kemik ve implant arasındaki ossosseointegrasyonun %100 olarak gerçekleştiği kabul edilmiştir ancak klinik şartlarda bunun mümkün olmadığı bilinmektedir.

SEA yönteminde güvenilir sonuçlar elde edilmesinde diğer önemli bir konu ise eleman ve düğüm sayısı olmaktadır. Ayrıntılı modellerin oluşturulması ve eleman ve düğüm sayısının fazla olması analiz sonuçlarından elde edilecek değerlerin gerçek sonuçlara yakın olmasını sağlamaktadır. SEA yönteminde sonuçların daha güvenilir olarak elde edilebilmesi için eleman ve düğüm sayılarının en az 30.000-200.000 arasında ve eleman boyutlarının 150- 300  $\mu\text{m}$  olması gerekmektedir ve 300  $\mu\text{m}$ 'den büyük boyutlardaki elemanların yanıltıcı sonuçlar vereceği bildirilmiştir. Eleman boyutunun azalmasıyla, eleman sayısı artmaktadır bu yüzden modellerin analiz süreleri uzamaktadır.<sup>261</sup> Bu bilgilerin ışığında bu çalışmadaki modeller için ortalama eleman sayısı 450.000 olarak belirlenmiştir.

Bu çalışmanın limitasyonları: 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.

Genel olarak değerlendirildiğinde tez çalışmasında, klinik koşulların taklit edilmeye çalışıldığı matematiksel modeller üzerinde karşılaştırmalı olarak yoruma dayalı sonuçların elde edildiği ve sınırlı sayıda materyalin test edildiği in vitro bir çalışmadır. Bu çalışmada elde edilen sonuçların klinik olarak kabul edilebilir olması için, destek dokularda oluşabilecek etkilerini inceleyen uzun dönem klinik takiplerle desteklenmesi gerekir.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmamızdaki limitasyonlar göz önünde bulundurularak aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

1. Rezorbsiyon seviyesi arttıkça implant üzerinde oluşan von Mises stres değerleri azalırken, ti-base abutment, hibrit abutment ve kron üzerinde oluşan von Mises stres değerleri ile kortikal ve trabeküler kemikte oluşan strain değerleri artmıştır.
2. Rezorpsiyon düzeyinin 0 mm olduğu, monolitik zirkonya ve PEEK hibrit abutmentlerin kullanıldığı modellerde kortikal kemikte oluşan en yüksek strain değeri basma tipi strainlerdir.
3. Rezorpsiyon düzeyinin 0 mm olduğu, monolitik zirkonya ve PEEK hibrit abutmentlerin kullanıldığı modellerdeki trabeküler kemikte ve diğer tüm modellerde çekme tipi strain değerleri basma tipi strain değerlerinden daha fazladır.
4. Hibrit abutment materyallerinin değişmesi ti-base abutment ve implant üzerindeki von Mises stres ve çevre kemik üzerindeki strain dağılımını etkilemediği bulunmuştur.
5. Hibrit abutment materyali olarak kullanılan, elastisite modülü düşük olan PEEK materyalinin sadece kendi üzerindeki von Mises stres düzeyini azalttığı ve kron üzerindeki von Mises stres düzeyini kısmen arttırdığı bulunmuştur.
6. Hibrit abutmentler üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değeri ise elastisite modülü yüksek olan monolitik zirkonya materyali kullanılan modellerde görülmüştür.

## KAYNAKLAR

1. Wennerberg A, Albrektsson T. Current challenges in successful rehabilitation with oral implants. *J Oral Rehabil*, 2011, 38: 286-294.
2. Abou-Obaid AaI, Al-Otaibi HN, Akeel RF. Effect of Single Off-Axis Implant Placement on Abutment Screw Stability Under Lateral Loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2016, 31.
3. Silva-Neto JPd, Pimentel MJ, Neves FdD, Consani RLX, Santos MBFd. Stress analysis of different configurations of 3 implants to support a fixed prosthesis in an edentulous jaw. *Braz Oral Res*, 2013, 28: 67-73.
4. Bayraktar M, Gultekin BA, Yalcin S, Mijiritsky E. Effect of crown to implant ratio and implant dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. *Implant Dent*, 2013, 22: 406-413.
5. Şahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *J Dent*, 2002, 30: 271-282.
6. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2001, 85: 585-598.
7. Fugazzotto PA. Evidence-based decision making: replacement of the single missing tooth. *Dent Clin North Am*, 2009, 53: 97-129.
8. Chrcanovic B, Albrektsson T, Wennerberg A. Reasons for failures of oral implants. *J Oral Rehabil*, 2014, 41: 443-476.
9. Laurell L, Lundgren D. Marginal bone level changes at dental implants after 5 years in function: a meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2011, 13: 19-28.
10. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, 1983, 49: 843-848.

11. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*, 2003, 90: 121-132.
12. Magne P, Silva M, Oderich E, Boff LL, Enciso R. Damping behavior of implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res*, 2013, 24: 143-148.
13. de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent*, 2015, 114: 59-66.
14. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME. Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *Int J Prosthodont*, 2002, 15.
15. Yüzügüllü B, Mehmet A. Maksiller anterior bölgede estetik implant dayanak seçimi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 2008, 2: 116-122.
16. Conejo J, Kobayashi T, Anadioti E, Blatz MB. Performance of CAD/CAM monolithic ceramic Implant-supported restorations bonded to titanium inserts: A systematic review. *Eur J Oral Implantol*, 2017, 10: 139-146.
17. Kim E-S, Shin S-Y. Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *J Adv Prosthodont*, 2013, 5: 21-28.
18. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res*, 2009, 20: 4-31.
19. Høiberg M, Rubin KH, Hermann A, Brixen K, Abrahamsen B. Diagnostic devices for osteoporosis in the general population: a systematic review. *Bone*, 2016, 92: 58-69.
20. Giro G, Chambrone L, Goldstein A, Rodrigues JA, Zenóbio E, Feres M, Figueiredo LC, Cassoni A, Shibli JA. Impact of osteoporosis in dental implants: a systematic review. *World J Orthop*, 2015, 6: 311.

21. Chambrone L. Current status of the influence of osteoporosis on periodontology and implant dentistry. *Curr Opin Endocrinol Diabetes Obes*, 2016, 23: 435-439.
22. De Medeiros F, Kudo G, Leme B, Saraiva P, Verri F, Honório H, Pellizzer E, Junior JS. Dental implants in patients with osteoporosis: a systematic review with meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2018, 47: 480-491.
23. Xiao J-r, Kong L, Chen Y-x, Han X-x, Li Y-f. Selection of Optimal Expansion Angle and Length of an Expandable Implant in the Osteoporotic Mandible: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2013, 28.
24. 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. *J Oral Maxillofac Surg*, 2011, 69: e273-e281.
25. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int j oral maxillofac implants*, 1986, 1: 11-25.
26. Ramanauskaite A, Daugela P, Juodzbals G. Treatment of peri-implantitis: Meta-analysis of findings in a systematic literature review and novel protocol proposal. *Quintessence Int*, 2016, 47.
27. Rodríguez-Ciurana X, Vela-Nebot X, Segalà-Torres M, Rodado-Alonso C, Méndez-Blanco V, Mata-Bugueroles M. Biomechanical repercussions of bone resorption related to biologic width: a finite element analysis of three implant-abutment configurations. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2009, 29: 479.
28. Gehrke SA, Souza dos Santos Vianna M, Dedavid BA. Influence of bone insertion level of the implant on the fracture strength of different connection designs: an in vitro study. *Clin Oral Investig*, 2014, 18: 715-720.

29. Goiato MC, Andreotti AM, Dos Santos DM, Nobrega AS, de Caxias FP, Bannwart LC. Influence of length, diameter and position of the implant in its fracture incidence: A Systematic Review. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*, 2019, 13: 109.
30. Sánchez Pérez AJ, Moya Villaescusa MJ, Jornet García A, Gomez RS. Etiology, risk factors and management of implant fractures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2010 1;15(3):e504-8
31. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, Dos Santos MBF. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand*, 2013, 71: 1243-1249.
32. Sun J, Jiao T, Tie Y, Wang D. Three-dimensional finite element analysis of the application of attachment for obturator framework in unilateral maxillary defect. *J Oral Rehabil*, 2008, 35: 695-699.
33. Gao J, Xu W, Ding Z. 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. *Comput Methods Programs Biomed*, 2006, 82: 97-105.
34. Viceconti M, Zannoni C, Testi D, Petrone M, Perticoni S, Quadrani P, Taddei F, Imboden S, Clapworthy G. The multimod application framework: a rapid application development tool for computer aided medicine. *Comput Methods Programs Biomed*, 2007, 85: 138-151.
35. Lu S, Li T, Zhang Y, Lu C, Sun Y, Zhang J, Xu D. Biomechanical optimization of the diameter of distraction screw in distraction implant by three-dimensional finite element analysis. *Comput Biol Med*, 2013, 43: 1949-1954.
36. Pessoa RS, Muraru L, Júnior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SV. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately

placed implants—CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2010, 12: 219-234.

37. Ferro KJ, Morgano SM, Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, McGarry TJ, Twain M. The glossary of prosthodontic terms. 2017, 69-91.

38. Irish JD. A 5,500-Year-Old Artificial Human Tooth from Egypt: A Historical Note. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2004, 19.

39. Misch CE. Short dental implants: a literature review and rationale for use. *Dent today*, 2005, 24: 64-66, 68.

40. Pasqualini U, Pasqualini ME. The History of Implantology. *Treatise of Implant Dentistry: The Italian Tribute to Modern Implantology*, Ariesdue, 2009, 58-73.

41. Branemark PI. Vital microscopy of bone marrow in rabbit. *Scand J Clin Lab Invest*, 1959, 11 Supp 38: 1-82.

42. Reinhardt B, Beikler T. Dental implants. *Advanced Ceramics for Dentistry*, Elsevier, 2014: 51-75.

43. Mesquida J LJ, Al-Ardah A, Sun C-X, White SN, Sabeti MA. *History of Single Implants. Principles and Practice of Single Implant and Restorations*. Elsevier, 2014: 1-11.

44. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark P-I. Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand Suppl*, 1986, 57: 285-289.

45. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*, 1981, 10: 387-416.

46. Albrektsson T, Johansson C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J*, 2001, 10: S96-S101.

47. Palmer RM, Pleasance C. Maintenance of osseointegrated implant prostheses. *Dent Update*, 2006, 33: 84-92.
48. Albrektsson T, Eriksson A, Friberg B, Lekholm U, Lindahl L, Nevins M, Oikarinen V, Roos J, Sennerby L, Astrand P. Histologic investigations on 33 retrieved Nobelpharma implants. *Clin Mater*, 1993, 12: 1-9.
49. Pallaci P EI. *Esthetic Implant Dentistry. Soft and Hard Tissue Management*. Tokyo, Quintessence 2001, 36-44.
50. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent*, 1992, 67: 361-364.
51. Sagat G, Yalcin S, Gultekin BA, Mijiritsky E. Influence of arch shape and implant position on stress distribution around implants supporting fixed full-arch prosthesis in edentulous maxilla. *Implant Dent*, 2010, 19: 498-508.
52. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*. Elsevier Mosby, 2015, 112-134.
53. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1993, 8.
54. Resnik R. *Misch's contemporary implant dentistry e-book*. Elsevier Health Sciences, 2020, 98-124.
55. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech*, 1975, 8: 393-405.
56. Ronald L Sakaguchi JLF, John M Powers. *Craig's restorative dental materials*. St. Louis, Missouri : Elsevier, 2019: 29-65
57. Schweitzer JM, Schweitzer RD, Schweitzer J. Free-end pontics used on fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*, 1968, 20: 120-138.
58. Crabb H. A reappraisal of cantilever bridgework. *J Oral Rehabil*, 1974, 1: 3-17.

59. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent*, 1999, 82: 436-440.
60. Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech*, 2003, 36: 1247-1258.
61. Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res*, 1999, 13: 99-119.
62. Frost HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 1. Redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anat Rec*, 1990, 226: 403-413.
63. Chang P-K, Chen Y-C, Huang C-C, Lu W-H, Chen Y-C, Tsai H-H. Distribution of micromotion in implants and alveolar bone with different thread profiles in immediate loading: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2012, 27.
64. Eraslan O, İnan Ö. The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: a 3D finite element analysis. *Clin Oral Investig*, 2010, 14: 411-416.
65. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FH, Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol*, 2004, 75(9):1233-41
66. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil*, 2002, 29: 565-574.
67. Misch CE ST, Bidez MW. Scientific rationale for dental implant design. *Misch CE, Contemporary Implant Dentistry*. St. Louis, Mosby, 2008, 3: 200-229.
68. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res*, 2010, 21: 129-136.

69. Weinberg LA, Kruger B. An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 1996, 16.
70. Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent*, 1996, 76: 165-169.
71. Misch CE. *Dental implant prosthetics-E-book*. Elsevier Health Sciences, 2004, 234-256.
72. Gartner LP, Hiatt JL. *Color textbook of histology e-book*. Elsevier Health Sciences, 2006.
73. Roberts WE. Implants: Bone physiology and metabolism. *Cda j*, 1987, 15: 54-61.
74. Zarb GA, Zarb FL. Tissue integrated dental prostheses. *Quintessence Int*, 1985, 16: 39-42.
75. Misch CE. *Contemporary implant dentistry-E-Book*. Elsevier Health Sciences, 2007, 11-36.
76. Misch CE, Kutay Ö. *Dental implant protezler*. Nobel Tıp Kitabevleri, 2009, 47-69.
77. Clarke B. Normal bone anatomy and physiology. *Clin J Am Soc Nephrol*, 2008, 3: S131-S139.
78. Wilkins KE. Principles of fracture remodeling in children. *Injury*, 2005, 36: S3-S11.
79. Hudieb M, Wakabayashi N, Suzuki T, Kasugai S. Morphologic classification and stress analysis of the mandibular bone in the premolar region for implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2010, 25.

80. Reich KM, Huber CD, Lippnig WR, Ulm C, Watzek G, Tangl S. Atrophy of the residual alveolar ridge following tooth loss in an historical population. *Oral dis*, 2011, 17: 33-44.
81. Atwood DA. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. *J Prosthet Dent*, 2001, 86: 119-125.
82. Bodic F, Hamel L, Lerouxel E, Baslé MF, Chappard D. Bone loss and teeth. *Joint Bone Spine*, 2005, 72: 215-221.
83. Soikkonen K, Ainamo A, Xie Q. Height of the residual ridge and radiographic appearance of bony structure in the jaws of clinically edentulous elderly people. *J Oral Rehabil*, 1996, 23: 470-475.
84. Cawood J, Howell R. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1988, 17: 232-236.
85. Wical KE, Swoope CC. Studies of residual ridge resorption. Part I. Use of panoramic radiographs for evaluation and classification of mandibular resorption. *J Prosthet Dent*, 1974, 32: 7-12.
86. Manz MC. Factors associated with radiographic vertical bone loss around implants placed in a clinical study. *Ann Periodontol*, 2000, 5: 137-151.
87. Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *J Prosthet Dent*, 1999, 81: 553-561.
88. Heinonen A, Sievänen H, Kannus P, Oja P, Vuori I. Effects of unilateral strength training and detraining on bone mineral mass and estimated mechanical characteristics of the upper limb bones in young women. *J Bone Miner Res*, 1996, 11: 490-501.
89. Frost HM. Perspectives: bone's mechanical usage windows. *J Bone Miner Res*, 1992, 19: 257-271.

90. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GV. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1994, 9.
91. Frost H. A determinant of bone architecture. The minimum effective strain. *Clin Orthop Relat Res*, 1983: 286-292.
92. Frost HM. Bone “mass” and the “mechanostat”: a proposal. *Anat Rec*, 1987, 219: 1-9.
93. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod*, 2004, 74: 3-15.
94. Piattelli A, Ruggeri A, Franchi M, Romasco N, Trisi P. An histologic and histomorphometric study of bone reactions to unloaded and loaded non-submerged single implants in monkeys: a pilot study. *J Oral Implantol*, 1993, 19: 314-320.
95. Piattelli A, Corigliano M, Scarano A, Quaranta M. Bone reactions to early occlusal loading of two-stage titanium plasma-sprayed implants: a pilot study in monkeys. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 1997, 17.
96. Piattelli A, Corigliano M, Scarano A, Costigliola G, Paolantonio M. Immediate loading of titanium plasma-sprayed implants: An histologic analysis in monkeys. *J Periodontol*, 1998, 69: 321-327.
97. Berglundh T, Abrahamsson I, Lang NP, Lindhe J. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants: a model study in the dog. *Clin Oral Implants Res*, 2003, 14: 251-262.
98. Duyck J, Vrielinck L, Lambrichts I, Abe Y, Schepers S, Politis C, Naert I. Biologic response of immediately versus delayed loaded implants supporting ill-fitting prostheses: an animal study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2005, 7: 150-158.

99. Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and future success in the Brånemark® system. *Clin Oral Implants Res*, 1992, 3: 104-111.
100. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, Van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism: Part 1: A longitudinal clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res*, 2002, 13: 381-389.
101. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J, Kumar A. Success and failure rates of 9 mm or shorter implants in the replacement of missing maxillary molars when restored with individual crowns: preliminary results 0 to 84 months in function. A retrospective study. *J Periodontol*, 2004, 75: 327-332.
102. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res*, 1996, 7: 143-152.
103. Mericske-Stern R, Grütter L, Rösch R, Mericske E. Clinical evaluation and prosthetic complications of single tooth replacements by non-submerged implants. *Clin Oral Implants Res*, 2001, 12: 309-318.
104. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Örtengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont*, 2010, 23.
105. Kohal RJ, Att W, Bächle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontol 2000*, 2008, 47: 224-243.
106. Palmer RM SB, Howe LC, Palmer PJ. *Implants in clinical dentistry*. London, Martin Dunitz Lt, 2005: 132-146.
107. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg*, 2005, 63: 22-32.

108. Gehrke P, Johansson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F. In vitro fatigue and fracture resistance of one-and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2015, 30.
109. Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Cury AADB, Henriques GEP. Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 2014, 112: 1096-1102.
110. Guilherme NM, Chung K-H, Flinn BD, Zheng C, Raigrodski AJ. Assessment of reliability of CAD-CAM tooth-colored implant custom abutments. *J Prosthet Dent*, 2016, 116: 206-213.
111. Osman RB, Swain MV. A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials*, 2015, 8: 932-958.
112. Ferrari M, Tricarico MG, Cagidiaco MC, Vichi A, Gherlone EF, Zarone F, Sorrentino R. 3-Year randomized controlled prospective clinical trial on different CAD-CAM implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2016, 18: 1134-1141.
113. van Brakel R, Noordmans HJ, Frenken J, de Roode R, de Wit GC, Cune MS. The effect of zirconia and titanium implant abutments on light reflection of the supporting soft tissues. *Clin Oral Implants Res*, 2011, 22: 1172-1178.
114. Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hämmerle CH, Sailer I. Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2012, 27.
115. Quinn JB, Quinn GD. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dent Mater J*, 2010, 26: 135-147.
116. Firidinoğlu K, Toksavul S, Toman M. İmplant destekli sabit protezlerde seramik abutmant kullanımı. *EÜ Diş Hek Fak Derg*, 2007, 28: 145-150.

117. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *J Prosthodont*, 2009, 18: 17-22.
118. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*, 2004, 17.
119. Cavusoglu Y, Akça K, Gürbüz R, Cehreli MC. A pilot study of joint stability at the zirconium or titanium abutment/titanium implant interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2014, 29.
120. Toth JM, Wang M, Estes BT, Scifert JL, Seim III HB, Turner AS. Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials*, 2006, 27: 324-334.
121. Skinner HB. Composite technology for total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1988: 224-236.
122. Rees J, Jacobsen P. The elastic moduli of enamel and dentine. *Clin Mater*, 1993, 14: 35-39.
123. Sandler J, Werner P, Shaffer MS, Demchuk V, Altstädt V, Windle AH. Carbon-nanofibre-reinforced poly (ether ether ketone) composites. *Compos Part A Appl Sci Manuf*, 2002, 33: 1033-1039.
124. Lee WT, Koak JY, Lim YJ, Kim SK, Kwon HB, Kim MJ. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2012, 100: 1044-1052.
125. Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res*, 2018, 29: 20-27.

126. Fadanelli MA, Amaral FL, Basting RT, Turssi CP, Sotto-Maior BS, França FM. Effect of Steam Autoclaving on the Tensile Strength of Resin Cements Used for Bonding Two-Piece Zirconia Abutments. *J Oral Implantol*, 2017, 43: 87-93.
127. Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M. Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dent Mater*, 2008, 24: 185-191.
128. Helvey GA. Classifying dental ceramics: numerous materials and formulations available for indirect restorations. *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ: 1995)*, 2014, 35: 38-43.
129. Schlenz MA, Schmidt A, Rehmann P, Niem T, Wöstmann B. Microleakage of composite crowns luted on CAD/CAM-milled human molars: a new method for standardized in vitro tests. *Clin Oral Investig*, 2019, 23: 511-517.
130. Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*, 2015, 28.
131. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. *J Prosthet Dent*, 2004, 91: 136-143.
132. Höland W. Biocompatible and bioactive glass-ceramics—state of the art and new directions. *J Non-Cryst Solids*, 1997, 219: 192-197.
133. Höland W, Frank M, Rheinberger V. Surface crystallization of leucite in glasses. *J Non-Cryst Solids*, 1995, 180: 292-307.
134. Qualtrough A, Piddock V. Ceramics update. *J Dent*, 1997, 25: 91-95.
135. Cattell M, Chadwick T, Knowles J, Clarke R, Lynch E. Flexural strength optimisation of a leucite reinforced glass ceramic. *Dent Mater*, 2001, 17: 21-33.

136. Duymuş ZY, Özdoğan A. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler. *Ata Üni Diş Hek Fak Der*, 2015, 26.
137. Stappert CF, Att W, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different partial-coverage ceramic molar restorations: An in vitro investigation. *J Am Dent Assoc*, 2006, 137: 514-522.
138. Alkadi L, Ruse ND. Fracture toughness of two lithium disilicate dental glass ceramics. *J Prosthet Dent*, 2016, 116: 591-596.
139. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*, 2002, 15.
140. Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera® AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dent Mater*, 2008, 24: 1107-1113.
141. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*, 2009, 4.
142. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 2007, 98: 389-404.
143. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater*, 2008, 24: 289-298.
144. Adigüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Diş Hek Der*, 2010, 11: 18-23.
145. Zienkiewicz OC, Taylor RL, Zhu JZ. *The finite element method: its basis and fundamentals*. Elsevier, 2005, 32-55.
146. Standlee JP, Caputo AA, Hokama SN. Light cured composites. *CDA J*, 1988, 16: 25-28.

147. Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 2009, 17: 50-57.
148. Ulusoy M AK. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. *Ankara Üniversitesi Basımevi*, 2005, 2.
149. Ulusoy M, AK A. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. *Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara. Bölüm*, 2003, 16.
150. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res*, 2014, 4: 200-203.
151. Chen F, Terada K, Handa K. Anchorage effect of various shape palatal osseointegrated implants: a finite element study. *Angle Orthod*, 2005, 75: 378-385.
152. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1987, 92: 499-505.
153. Bidez MW, Misch CE. Clinical biomechanics in implant dentistry. *Dental Implant Prosthetics, ed*, 2005, 2: 95-106.
154. Terzioğlu SH, Kurşunoğlu SY. İmplant boyu ve çapının yükleme sonrası oluşan rezorpsiyona etkisinin 3 boyutlu sonlu eleman stres analiz yöntemi ile incelenmesi. *Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi*.
155. Soratur S. *Essentials of dental materials*. Jaypee Brothers Publishers, 2002, 167-192.
156. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences, 2012, 57-73.

157. Adiguzel O. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. . *Dicle Diş Hek Der*, 2010, 11: 5.
158. Manappallil JJ. *Basic dental materials*. JP Medical Ltd, 2015, 142-169.
159. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol*, 2000, 26: 77-81.
160. Piccioni MAR, Campos EA, Saad JRC, de Andrade MF, Galvão MR, Abi Rached A. Application of the finite element method in Dentistry. *RSBO Revista Sul-Brasileira de Odontologia*, 2013, 10: 369-377.
161. Raposo LH, Armstrong SR, Maia RR, Qian F, Geraldeli S, Soares CJ. Effect of specimen gripping device, geometry and fixation method on microtensile bond strength, failure mode and stress distribution: laboratory and finite element analyses. *Dent Mater*, 2012, 28: e50-e62.
162. Özçelik TB, Ersoy AE. An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. *J Prosthodont*, 2007, 16: 107-116.
163. de Paula GA, da Mota AS, Nogueira Moreira A, de Magalhães CS, Cornacchia M, Pereira T, Cimini Jr CA. The effect of prosthesis length and implant diameter on the stress distribution in tooth-implant-supported prostheses: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2012, 27.
164. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 2008, 100: 422-431.

165. Benazzi S, Nguyen HN, Schulz D, Grosse IR, Gruppioni G, Hublin J-J, Kullmer O. The evolutionary paradox of tooth wear: simply destruction or inevitable adaptation? *PLoS One*, 2013, 8: e62263.
166. Gurbuz T, Sengul F, Altun C. Finite element stress analysis of short-post core and over restorations prepared with different restorative materials. *Dent Mater*, 2008, 27: 499-507.
167. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth–implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res*, 2002, 13: 334-341.
168. Lin C-L, Chang C-H, Cheng C-S, Wang C-H, Lee H-E. Automatic finite element mesh generation for maxillary second premolar. *Comput Methods Programs Biomed*, 1999, 59: 187-195.
169. Romeed S, Fok S, Wilson N. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil*, 2006, 33: 209-215.
170. Borcic J, Braut A. Finite element analysis in dental medicine. *Finite Element Analysis: New Trends and Developments*, 2012, 10: 1.
171. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil*, 2002, 29: 565-574.
172. Logan DL. *A first course in the finite element method*. Cengage Learning, 2016.
173. Mohammed S, Desai H. Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: An overview. *J Oral Hyg Health*, 2014: 1-5.
174. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional

comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*, 1998, 24: 80-88.

175. Nelson S, Ash Jr M, Jr Nelson S. Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion. 9th. St. Louis: Saunders Elsevier, 2010: 189-199.

176. Lee H, Park S, Noh G. Biomechanical analysis of 4 types of short dental implants in a resorbed mandible. *J Prosthet Dent*, 2019, 121: 659-670.

177. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan M, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*, 2005, 93: 227-234.

178. Schmitter M, Mueller D, Rues S. Chipping behaviour of all-ceramic crowns with zirconia framework and CAD/CAM manufactured veneer. *J Dent*, 2012, 40: 154-162.

179. Mourya A, Nahar R, Mishra SK, Chowdhary R. Stress distribution around different abutments on titanium and CFR-PEEK implant with different prosthetic crowns under parafunctional loading: A 3D FEA study. *J Oral Biol Craniofac Res*, 2021, 11: 313-320.

180. Franco-Tabares S, Stenport VF, Hjalmarsson L, Johansson CB. Limited Effect of Cement Material on Stress Distribution of a Monolithic Translucent Zirconia Crown: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Prosthodont*, 2017, 31: 67–70-67–70.

181. Kul E, Korkmaz İH. Effect of different design of abutment and implant on stress distribution in 2 implants and peripheral bone: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent*, 2021, 126: 664. e661-664. e669.

182. de Souza Batista VE, Verri FR, de Faria Almeida DA, Junior JFS, Lemos CAA, Pellizzer EP. Evaluation of the effect of an offset implant configuration in the posterior maxilla with external hexagon implant platform: A 3-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 2017, 118: 363-371.

183. Lemos CAA, Verri FR, Noritomi PY, Kemmoku DT, de Souza Batista VE, Cruz RS, de Luna Gomes JM, Pellizzer EP. Effect of bone quality and bone loss level around internal and external connection implants: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent*, 2021, 125: 137. e131-137. e110.
184. Alencar SMM, Nogueira LBLV, Leal de Moura W, Rubo JH, Saymo de Oliveira Silva T, Martins GAS, Moura CDVS. FEA of Peri-Implant Stresses in Fixed Partial Denture Prostheses with Cantilevers. *J Prosthodont*, 2017, 26: 150-155.
185. Van Staden R, Guan H, Loo Y-C. Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2006, 9: 257-270.
186. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Mater Sci Eng*, 2016, 69: 715-725.
187. de Souza Batista VE, Verri FR, Almeida DAdF, Santiago Junior JF, Lemos CAA, Pellizzer EP. Finite element analysis of implant-supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2017, 20: 663-670.
188. Creugers N, Kreulen C, Snoek P, De Kanter R. A systematic review of single-tooth restorations supported by implants. *J Dent*, 2000, 28: 209-217.
189. Gotfredsen K. A 5-year prospective study of single-tooth replacements supported by the Astra Tech® implant: a pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2004, 6: 1-8.
190. Romeo E, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G. Long-term clinical effectiveness of oral implants in the treatment of partial edentulism: Seven-year life table analysis of a prospective study with ITI® Dental Implants System used for single-tooth restorations. *Clin Oral Implants Res*, 2002, 13: 133-143.

191. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C, Van Steenberghe D. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1999, 14: 639-645.
192. Pellizzer EP, Verri FR, De Moraes SLD, Falcón-Antenucci RM, De Carvalho PSP, Noritomi PY. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: analysis by 3-dimensional finite element method. *J Oral Implantol*, 2013, 39: 425-431.
193. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne S, Felton D. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent*, 1997, 25: 485-491.
194. Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *J Craniomaxillofac Surg*, 2001, 29: 100-105.
195. Verri FR, de Souza Batista VE, Santiago Jr JF, de Faria Almeida DA, Pellizzer EP. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. *Mater Sci Eng*, 2014, 45: 234-240.
196. Kaleli N, Ural Ç. Biomechanical Behaviors of Implant-Supported Zirconia Restorations Cemented to Novel Screw-Retained Abutment Systems: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Study. *Turkiye Klin Dishekim Bilim Derg*, 2020, 26: 219-230.
197. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand*, 1977, 35: 297-303.
198. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*, 2004, 91: 144-150.

199. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res*, 2003, 14: 97-102.
200. Yaşar MT, Kiliç E, Alkan A. Farklı Uzunluktaki Silindirik İmplantlarda Oluşan Stres Miktarının Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi. *Sağ Bil Derg*. 26: 64-70.
201. Arinc H. Effects of prosthetic material and framework design on stress distribution in dental implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis. *Med Sci Monit*, 2018, 24: 4279.
202. Grbović A, Mihajlović D. Practical aspects of finite element method applications in dentistry. *Balk J Dent Med*, 2017, 21: 69-77.
203. Chang H-S, Chen Y-C, Hsieh Y-D, Hsu M-L. Stress distribution of two commercial dental implant systems: A three-dimensional finite element analysis. *J Dent Sci*, 2013, 8: 261-271.
204. Miura S, Kasahara S, Yamauchi S, Egusa H. Effect of finish line design on stress distribution in bilayer and monolithic zirconia crowns: a three-dimensional finite element analysis study. *Eur J Oral Sci*, 2018, 126: 159-165.
205. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*, 1989, 62: 405-408.
206. Yu H, Chen Y-h, Cheng H, Sawase T. Finish-line designs for ceramic crowns: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*, 2019, 122: 22-30. e25.
207. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Quintessence Publishing Company Chicago, IL, USA, 1997, 56-82.
208. Rosenstiel SF, Land MF, Walter R. *Contemporary fixed prosthodontics*. Elsevier Health Sciences, 2022, 213-238.

209. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C, van Steenberghe D. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int j oral maxillofac implants*, 1999, 14: 639-645.
210. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont*, 1995, 4: 95-100.
211. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Mater Sci Eng A*, 1998, 243: 231-236.
212. Rahimi A, Bourauel C, Jager A, Gedrange T, Heinemann F. Load transfer by fine threading the implant neck—a FEM study. *J Physiol Pharmacol*, 2009, 60: 107-112.
213. Sakka S, Coulthard P. Implant failure: etiology and complications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 2011, 16: e42-44.
214. Yoon K-H, Kim S-G, Lee J-H, Suh S-W. 3D finite element analysis of changes in stress levels and distributions for an osseointegrated implant after vertical bone loss. *Implant Dent*, 2011, 20: 354-359.
215. 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, 13: 657-665.
216. Abrahamsson I, Berglundh T. Effects of different implant surfaces and designs on marginal bone-level alterations: a review. *Clin Oral Implants Res*, 2009, 20: 207-215.
217. Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Gilat A. Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *J Prosthodont*, 1993, 2: 183-189.

218. Qian L, Todo M, Matsushita Y, Koyano K. Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2009, 24.
219. Jafarian M, Mirhashemi FS, Emadi N. Finite element analysis of stress distribution around a dental implant with different amounts of bone loss: An in vitro study. *Dent Med Probl*, 2019, 56: 27-32.
220. Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM, Misch CM, Marinbach M, Dabrowsky T, English CE, Kois JC, Cronin Jr RJ. Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry—part 1. *Implant Dent*, 2005, 14: 312-321.
221. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin Oral Implants Res*, 2007, 18: 707-714.
222. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2006, 21.
223. Schulte J, Flores AM, Weed M. Crown-to-implant ratios of single tooth implant-supported restorations. *J Prosthet Dent*, 2007, 98: 1-5.
224. Lee K-J, Kim Y-G, Park J-W, Lee J-M, Suh J-Y. Influence of crown-to-implant ratio on periimplant marginal bone loss in the posterior region: a five-year retrospective study. *J Periodontal Implant Sci*, 2012, 42: 231-236.
225. Garaicoa-Pazmiño C, Suárez-López del Amo F, Monje A, Catena A, Ortega-Oller I, Galindo-Moreno P, Wang HL. Influence of crown/implant ratio on marginal bone loss: a systematic review. *J Periodontol*, 2014, 85: 1214-1221.

226. Blanes RJ. To what extent does the crown–implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clin Oral Implants Res*, 2009, 20: 67-72.
227. Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*, 2004, 15: 401-412.
228. Nissan J, Gross O, Ghelfan O, Priel I, Gross M, Chaushu G. The effect of splinting implant-supported restorations on stress distribution of different crown-implant ratios and crown height spaces. *J Oral Maxillofac Surg*, 2011, 69: 2990-2994.
229. Bagegni A, Spies BC, Kern M, Hazard D, Kohal R. The influence of prosthetic crown height and implant-abutment connection design selection on the long-term implant-abutment stability: A laboratory study. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2021, 113: 104095.
230. Moraes SLd, Verri FR, Junior JFS, Almeida DAdF, Mello CCd, Pellizzer EP. A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. *Braz Dent J*, 2013, 24: 635-641.
231. Qian J, Wennerberg A, Albrektsson T. Reasons for marginal bone loss around oral implants. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2012, 14: 792-807.
232. Cardaropoli G, Lekholm U, Wennström JL. Tissue alterations at implant-supported single-tooth replacements: a 1-year prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res*, 2006, 17: 165-171.
233. Canullo L, Fedele GR, Iannello G, Jepsen S. Platform switching and marginal bone-level alterations: the results of a randomized-controlled trial. *Clin Oral Implants Res*, 2010, 21: 115-121.

234. Galindo-Moreno P, Fernández-Jiménez A, Ávila-Ortiz G, Silvestre F, Hernández-Cortés P, Wang H. Marginal bone loss around implants placed in maxillary native bone or grafted sinuses: a retrospective cohort study. *Clin Oral Implants Res*, 2014, 25: 378-384.
235. Galindo-Moreno P, Fauri M, Ávila-Ortiz G, Fernández-Barbero JE, Cabrera-León A, Sánchez-Fernández E. Influence of alcohol and tobacco habits on peri-implant marginal bone loss: a prospective study. *Clin Oral Implants Res*, 2005, 16: 579-586.
236. Monje A, Suarez F, Galindo-Moreno P, García-Nogales A, Fu JH, Wang HL. A systematic review on marginal bone loss around short dental implants (< 10 mm) for implant-supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res*, 2014, 25: 1119-1124.
237. Peñarrocha-Diago M, Flichy-Fernandez A, Alonso-Gonzalez R, Peñarrocha-Oltra D, Balaguer-Martinez J, Penarrocha-Diago M. Influence of implant neck design and implant–abutment connection type on peri-implant health. Radiological study. *Clin Oral Implants Res*, 2013, 24: 1192-1200.
238. Koriath TW, Johann AR. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. *J Prosthet Dent*, 1999, 82: 67-72.
239. Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. *Dent Mater*, 2014, 30: 954-962.
240. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns. *J Am Dent Assoc*, 2010, 141: 10S-14S.
241. Kim JH, Lee S-J, Park JS, Ryu JJ. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant restoration. *Implant Dent*, 2013, 22: 66-70.

242. Bindl A, Lüthy H, Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater*, 2006, 22: 29-36.
243. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J-F, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater*, 2012, 28: 449-456.
244. Gunge H, Ogino Y, Kihara M, Tsukiyama Y, Koyano K. Retrospective clinical evaluation of posterior monolithic zirconia restorations after 1 to 3.5 years of clinical service. *J Oral Sci*, 2018, 60: 154-158.
245. Nakamura K, Harada A, Kanno T, Inagaki R, Niwano Y, Milleding P, Örtengren U. The influence of low-temperature degradation and cyclic loading on the fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2015, 47: 49-56.
246. Kim JS, Raigrodski AJ, Flinn BD, Rubenstein JE, Chung K-H, Mancl LA. In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. *J Prosthet Dent*, 2013, 109: 255-263.
247. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hämmerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant–abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res*, 2012, 23: 12-18.
248. Chun H-J, Yeo I-S, Lee J-H, Kim S-K, Heo S-J, Koak J-Y, Han J-S, Lee S-J. Fracture strength study of internally connected zirconia abutments reinforced with titanium inserts. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2015, 30.
249. Siewert B, Parra M. Eine neue Werkstoffklasse in der Zahnmedizin. *PEEK als Gerüstmaterial bei*, 2013: 148-159.
250. Kaleli N, Sarac D, Külünk S, Öztürk Ö. Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral

- bone: A three-dimensional finite element analysis study. *J Prosthet Dent*, 2018, 119: 437-445.
251. Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant loss. *Clin Oral Implants Res*, 2012, 23: 95-107.
  252. Lee H, Jo M, Sailer I, Noh G. Effects of implant diameter, implant-abutment connection type, and bone density on the biomechanical stability of implant components and bone: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent*, 2021, 98-113.
  253. Kul E, Korkmaz İH. Effect of different design of abutment and implant on stress distribution in 2 implants and peripheral bone: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent*, 2021, Nov;126(5):664.e1-664.e9.
  254. Harel N, Eshkol-Yogev I, Piek D, Livne S, Lavi D, Ormianer Z. Bone microstrain values of 1-piece and 2-piece implants subjected to mechanical loading. *Implant Dent*, 2013, 22: 277-281.
  255. Tyrovola JB, Odont X. The “mechanostat theory” of frost and the OPG/Rankl/RANK system. *J Cell Biochem*, 2015, 116: 2724-2729.
  256. Roberts WE, Huja S, Roberts JA In *Bone modeling: biomechanics, molecular mechanisms, and clinical perspectives*, Seminars in orthodontics. Elsevier: 2004; 123-161.
  257. Keaveny TM, Wachtel EF, Ford CM, Hayes WC. Differences between the tensile and compressive strengths of bovine tibial trabecular bone depend on modulus. *J biomech*, 1994, 27: 1137-1146.
  258. Li S, Demirci E, Silberschmidt VV. Variability and anisotropy of mechanical behavior of cortical bone in tension and compression. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2013, 21: 109-120.

259. Katzenberger MJ, Albert DL, Agnew AM, Kemper AR. Effects of sex, age, and two loading rates on the tensile material properties of human rib cortical bone. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2020, 102: 103410.
260. Graf H. Bruxism. *Dent Clin North Am*, 1969, 13: 659-665.
261. Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira E. The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil*, 1999, 26: 288-291.
262. Korkmaz IH, Kul E. Investigation of the Type of Angled Abutment for Anterior Maxillary Implants: A Finite Element Analysis. *J Prosthodont*. 2022, 31(8):689-696.
263. Mobilio N, Catapano S. The use of monolithic lithium disilicate for posterior screw-retained implant crowns. *J Prosthet Dent*. 2017, 118(6):703-705.

## EKLER

### EK-1. ÖZGEÇMİŞ

| Kişisel Bilgiler         |                                                                                                 |
|--------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Adı Soyadı:</b>       | Baran TURSUN                                                                                    |
| <b>Doğum tarihi:</b>     | 27 Şubat 1995                                                                                   |
| <b>Doğum Yeri:</b>       | Kadıköy                                                                                         |
| <b>Medeni Hali:</b>      | Bekar                                                                                           |
| <b>Uyruğu:</b>           | T.C.                                                                                            |
| <b>Adres:</b>            | Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi                                                    |
| <b>Tel:</b>              | 05369117675                                                                                     |
| <b>E-mail:</b>           | baronitursun@gmail.com                                                                          |
| Eğitim                   |                                                                                                 |
| <b>Lise:</b>             | Nevzat Ayaz Anadolu Lisesi                                                                      |
| <b>Lisans:</b>           | Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi                                                     |
| <b>Uzmanlık:</b>         | Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik<br>Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2019-2022) |
| Yabancı Dil Bilgisi      |                                                                                                 |
| <b>İngilizce:</b>        | 50 (Tıp Dil 2016)                                                                               |
| İlgi Alanları ve Hobiler |                                                                                                 |
| Yüzme, Snowboard, Tenis  |                                                                                                 |

## EK-2. ETİK KURUL ONAY FORMU



T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
ETİK KURULU

Sayı : 18

16.03.2021

### PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

05.03.2021 tarih ve 36 sayılı yazınız ekinde gönderilen Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU tarafından yürütülecek olan ve Arş. Gör. Dt. Baran TURSUN ile birlikte hazırlanan "*Mandibular Posterior Bölgede Farklı Kemik Seviyelerindeki Tek İmplantlar Üzerinde Farklı Abutment Materyallerinin Oluşturacağı Stresin Sonu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi*" başlıklı Uzmanlık Tezine ait etik kurul başvurusu kurumunuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.

Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM  
Etik Kurul Başkanı

Eki: Etik Kurul Kararı

Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı ERZURUM  
Tel : (442) 2360942



T.C.  
SıHURK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI  
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 16/03/2021  
Oturum Sayısı: 03/ 2021

**KARAR**

|                                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         |
|--------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>SORUMLU<br/>ARAŞTIRMACI</b> | <i>Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU</i><br><i>Arş. Gör. Dt. Baran TURSUN</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |
| <b>Araştırmanın Açık Adı</b>   | <i>Mandibular Posterior Bölgede Farklı Kemik Seviyelerindeki Tek İmplantlar Üzerinde Farklı Abutment Materyallerinin Oluşturacağı Stresin Sonu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi</i>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |
| <b>Karar No</b>                | 18.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |
| <b>Alınan Karar</b>            | Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU tarafından yürütülecek olan ve Arş. Gör. Dt. Baran TURSUN ile birlikte hazırlanan “Mandibular Posterior Bölgede Farklı Kemik Seviyelerindeki Tek İmplantlar Üzerinde Farklı Abutment Materyallerinin Oluşturacağı Stresin Sonu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi” başlıklı Uzmanlık Tezinin Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı “Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik” hükümlerine bağlı kalararak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına oybirliği ile karar verildi. |

  
Prof. Dr. Abdulvahit ERDEM  
Etik Kurul Başkanı

  
Prof. Dr. Recep ORBAK  
ÜYE

  
Prof. Dr. Mehmet YILDIZ  
ÜYE

  
Prof. Dr. Turgut DEMİR  
ÜYE

  
Prof. Dr. Binali ÇAKUR  
ÜYE