T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

# 'ALL-ON-FOUR' TEKNİĞİNE UYGUN OLARAK YERLEŞTİRİLMİŞ TİTANYUM İMPLANTLAR ÜZERİNE FARKLI MATERYALLERDEN ÜRETİLEN ÜST YAPILARIN STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ

BETÜL KÖKDOĞAN BOYACI

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

ARALIK 2015


GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Gazi
1926

# ‘ALL-ON-FOUR’ TEKNİĞİNE UYGUN OLARAK YERLEŞTİRİLMİŞ TİTANYUM İMPLANTLAR ÜZERİNE FARKLI MATERYALLERDEN ÜRETİLEN ÜST YAPILARIN STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ

**Betül KÖKDOĞAN BOYACI**

**DOKTORA TEZİ**
**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ**
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ARALIK 2015**

Betül Kökdoğan Boyacı tarafından hazırlanan " 'All-on-four' tekniğine uygun olarak yerleştirilmiş titanyum implantlar üzerine farklı materyallerden üretilen üst yapıların stres dağılımının sonlu elemanlar analiz yöntemiyle incelenmesi" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr.Turan KORKMAZ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı,

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

.....

Başkan: Prof. Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı,

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

.....

Üye: Prof. Dr. Şenay Canay

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı,

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

.....

Üye: Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı,

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

.....

Üye: Prof. Dr. Suat YALUĞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı,

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum

.....

Tez Savunma Tarihi: 28/12/2015

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Doktora Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

Doç. Dr. Ufuk KOCA ÇALIŞKAN

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

# ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu, bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Betül Kökdoğan Boyacı

28.12.2015

# ‘ALL-ON-FOUR’ TEKNİĞİNE UYGUN OLARAK YERLEŞTİRİLMİŞ TİTANYUM İMPLANTLAR ÜZERİNE FARKLI MATERYALLERDEN ÜRETİLEN ÜST YAPILARIN STRES DAĞILIMININ SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ

(Doktora Tezi)

Betül KÖKDOĞAN BOYACI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Aralık 2015

## ÖZET

Dişsiz çenelerin implantlarla tedavisi posterior bölgedeki zayıf kemik kalitesi, uzun süreli dişsizliğe bağlı kemik hacmindeki yetersizlik ve alveolar kemiğin anatomik sınırlamaları gibi problemlerden dolayı sıklıkla karmaşık hale gelmektedir. Bu gibi kısıtlamaların üstesinden gelebilmek için ‘All-on-four’ tekniği geliştirilmiştir. Bu tedavi tekniği, alt çene ve üst çenede 2 anterior ve 2 posterior olmak üzere toplam 4 implant ile desteklenen tam ark sabit bir protezi kapsamaktadır. Bu çalışmanın amacı, tam dişsiz alt çenede, ‘all-on-four’ tekniğine göre yerleştirilmiş implantlar üzerine yapılan iki farklı alt yapıda (zirkonya ve titanyum) ve 3 farklı kantilever uzunluğunda tasarlanan alt yapıların implant, implant çevresindeki kemik ve protezde oluşturduğu stresleri 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanarak değerlendirmektir. Posterior implantlar mental foramenin farklı pozisyonlarda olduğu varsayılarak 3 farklı pozisyonda yerleştirildi; implant üst yapıları, hibrit protezleri oluşturmak üzere kesik diş formunda titanyum ve zirkonya materyallerinden oluşturuldu ve üst yapı protezi monolitik lityum disilikat tek kronlardan oluşacak şekilde modellendi. Ark uzunluğu değiştirilmeden kantilever uzunlukları 7 mm; 10 mm ve 14 mm olacak şekilde modellendi. Premolarların ve birinci moların bukkal tüberküllerine oklüzal plandan linguale doğru 30° açı ile 100 N’dan toplam 300N oblik kuvvet çift taraflı olarak uygulandı. Kortikal ve trabeküler kemikte çekme ve basma stresleri, implant ve alt yapılarda ise von Mises stres miktarlarının ve dağılımlarının incelenmesi ve karşılaştırılması yapıldı. Çalışma sonucunda, kantilever uzunluğu arttıkça kortikal kemikte çekme ve basma stresleri, implantta von Mises stresleri artmıştır. Posterior implant çevresi kortikal kemikte, titanyum modelde zirkonya modele göre daha fazla çekme stresleri oluşmuş ve her iki modelde benzer basma stresleri meydana gelmiştir. Zirkonya alt yapıdaki von Mises stresleri titanyum alt yapıya göre daha yüksektir.

Bilim Kodu : 1050

Anahtar Kelimeler : All-on-four tekniği, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi, implant.

Sayfa Adedi : 135

Danışman : Prof. Dr. Turan KORKMAZ

# EVALUATION OF STRESS DISTRIBUTIONS OCCURING ON TITANIUM IMPLANTS PLACED WITH THE USE OF 'ALL-ON-FOUR' CONCEPT BY DIFFERENT FRAMEWORK MATERIALS WITH FINITE ELEMENT ANALYSIS

(Ph. D. Thesis)

Betül KÖKDOĞAN BOYACI

GAZI UNIVERSITY

INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

December 2015

## ABSTRACT

Implant treatment of edentulous arches can be complicated because of certain problems such as low bone quality in posterior region, insufficient bone volume as a result of long term edentation, and anatomic limitation of alveolar bone. "All-on-four" concept has been developed to overcome such limitations. "All-on-four" treatment concept consists of a full arch fixed prosthesis anchored with four implants in either the maxilla or mandible. The aim of this study is to evaluate the stresses occurring on implants, surrounding bone and prosthesis designed using 2 different sub-structures (zirconia and titanium) and three different cantilever length and located in edentulous mandible as simulating four implant supported hybrid prosthesis. Posterior implants are placed in 3 different position assuming that mental foramen is on distinct positions. Implant sub-structures are formed by using titanium and zirconia materials in the form of prepared teeth to constitute hybrid prostheses. Suprastructure prosthesis is modelled as monolithic lithium disilicate fixed partial dentures. The models are formed by placing implants into 3 different regions considering position of mental foramen in mandible, without changing arch length and ensuring that cantilever lengths are 7 mm; 10 mm, and 14 mm. A force of 100 N for each, a total of 300 N load was applied with a 30-degree angle to the occlusal plane from the lingual side, on the buccal cusps of the two premolars and the first molar teeth. The maximum and minimum principal stress values and their distrubitions were evaluated and compared in cortical and cancellous bone and the values of von Mises stress and stress distrubitions were evaluated on implants and frameworks. The results of the study showed that an increase in the cantilever length caused higher tensile and compressive stresses occurred on cortical bone and also increased the von Mises stresses on implants. It was observed that von Mises stresses on zirconia framework is higher than the titanium framework. It was concluded that the maximum principal stress on titanium models was higher than zirconia models in cortical bone.

Science Code : 1050
Key Words : All-on-four concept, three dimensional finite element analysis, implant.
Page Number : 135
Advisor : Prof. Dr. Turan KORKMAZ

# TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, yetişmemde emeği ve katkısı çok büyük olan değerli tez yöneticim Prof. Dr. Turan KORKMAZ' a,

Tezimin başlangıç aşamasından sonuna kadar olan tüm süreçte emeği geçen Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Cemal AYDIN' a,

Sonlu Elemanlar Analizi konusunda bilgilerini ve tecrübesini esirgemeyen Doç. Dr. Alper Çağlar ve Dr. Merve Bankoğlu GÜNGÖR' e,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum çalışma arkadaşlarım Yeliz Arslan ve Hakan ARINÇ başta olmak üzere sevgili asistan arkadaşlarıma,

Tüm hayatım boyunca sevgisini benden esirgemeyen, büyük emeklerle yetiştirip beni bugünlere getiren canım annem ve babam Havva ve Faruk KÖKDOĞAN'a,

Desteğini ve sevgisini her zaman hissettiren abim Yasin KÖKDOĞAN ve kardeşim Furkan KÖKDOĞAN'a,

Sevgisi, desteği, anlayışı ve sabrı ile her daim yanımda olan sevgili eşim Bünyamin BOYACI'ya sonsuz teşekkür ederim.

# İÇİNDEKİLER

**Sayfa**


ÖZET ..... iv

ABSTRACT ..... v

TEŞEKKÜR ..... vi

İÇİNDEKİLER ..... vii

ÇİZELGELERİN LİSTESİ ..... xi

ŞEKİLLERİN LİSTESİ ..... xii

RESİMLERİN LİSTESİ ..... xiii

SİMGELER VE KISALTMALAR ..... xv

1. GİRİŞ ..... 1

2. GENEL BİLGİLER ..... 3

2.1. İmplant Tanımı ve Tarihçesi ..... 3

2.2. İmplant Tedavisinde Endikasyon ve Kontrendikasyonlar ..... 3

2.3. İmplantların Sınıflandırılması ..... 4

2.4. Osseoentegrasyon ve Başarı Kriterleri ..... 5

2.5. İmplant Biyomekaniği ..... 6

2.5.1. Kemik tipi ve özellikleri ..... 7

2.6. İmplant Üstü Protezlerin Genel Sınıflandırması ..... 9

2.6.1. Sabit protezler-3 (SP-3) ..... 9

2.6.2. Sabit hibrit implant destekli protezler ..... 10

2.6.3. ‘All-on-four’ tekniği ..... 12

2.6.4. İmplant destekli hibrit protezlerde kullanılan alt yapı materyalleri ..... 16

2.6.5. İmplant destekli hibrit protezlerde kullanılan üst yapı materyalleri ..... 20

2.7. Stres Analiz Yöntemleri ..... 23

2.7.1. Kullanılan teknik terimler ..... 23

2.7.2. Stres analiz yöntemleri ..... 25

**Sayfa**

2.7.3. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde temel kavramlar ..... 29

3. GEREÇ VE YÖNTEM ..... 35

3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması ..... 35

3.1.1. İmplant ve protez parçalarının modellenmesi ..... 39

3.2. Çalışma Modelleri ..... 42

3.2.1. Çalışmada kullanılan parçaların katı modellemesinin yapılması ..... 49

3.2.2. Kemik implant bağlantı durumu ..... 52

3.2.3. Sınır koşulları ..... 52

3.2.4. Yükleme koşullarının oluşturulması ..... 52

4. BULGULAR ..... 55

4.1. Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri ..... 57

4.1.1. 1. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri ..... 57

4.1.2. 2. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri ..... 57

4.1.3. 3. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri ..... 57

4.1.4. 4. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri ..... 57

4.1.5. 5. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri ..... 58

4.1.6. 6. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri ..... 58

4.2. Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri ..... 63

4.2.1. 1. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri ..... 63

4.2.2. 2. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri ..... 63

4.2.3. 3. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri ..... 63

**Sayfa**

4.2.4. 4. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri ..... 63

4.2.5. 5. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri ..... 64

4.2.6. 6. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri ..... 64

4.3. Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri ..... 69

4.3.1. 1. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri ..... 69

4.3.2. 2. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri ..... 69

4.3.3. 3. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri ..... 69

4.3.4. 4. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri ..... 70

4.3.5. 5. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri ..... 70

4.3.6. 6. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri ..... 70

4.4. Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri .....75

4.4.1. 1. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri ..... 75

4.4.2. 2. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri ..... 75

4.4.3. 3. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri ..... 75

4.4.4. 4. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri bulguları ..... 75

4.4.5. 5. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri ..... 76

4.4.6. 6. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri ..... 76

4.5. İmplantlarda Oluşan von Mises Stresleri ..... 81

**Sayfa**

4.5.1. 1. Modelde implantlarda oluşan von Mises stresleri ..... 81

4.5.2. 2. Modelde implantlarda oluşan von Mises stresleri ..... 81

4.5.3. 3. Modelde implantlarda oluşan von Mises stresleri ..... 81

4.5.4. 4. Modelde implantlarda oluşan von Mises stresleri ..... 81

4.5.5. 5. Modelde implantlarda oluşan von Mises stresleri ..... 81

4.5.6. 6. Modelde implantlarda oluşan von Mises stresleri ..... 81

4.6. Alt yapılarda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan von Mises Stresleri ..... 86

4.6.1. 1. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri ..... 86

4.6.2. 2. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri ..... 86

4.6.3. 3. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri ..... 86

4.6.4. 4. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri ..... 86

4.6.5. 5. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri ..... 87

4.6.6. 6. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri ..... 87

5. TARTIŞMA ..... 99

6. SONUÇ VE ÖNERİLER ..... 113

KAYNAKLAR ..... 115

ÖZGEÇMİŞ ..... 133

# ÇİZELGELERİN LİSTESİ

**Çizelge** **Sayfa**

Çizelge 3.1. Elastiklik Modülü ve Poisson Oranları..... 50

Çizelge 3.2. Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları..... 51

Çizelge 4.1. Kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri 62

Çizelge 4.2. Kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri değerleri 68

Çizelge 4.3. Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stres değerleri 74

Çizelge 4.4. Trabeküler kemikteki seçili düğüm noktalarında basma stres değerleri .... 80

Çizelge 4.5. İmplantlarda oluşan von Mises stres değerleri ..... 85

Çizelge 4.6. Alt yapıdaki seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stres değerleri . 94

# ŞEKİLLERİN LİSTESİ

**Şekil** **Sayfa**

Şekil 4.1. Kortikal kemik çekme stresleri ..... 62

Şekil 4.2. Kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri ..... 68

Şekil 4.3. Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri..... 74

Şekil 4.4. Trabeküler kemikteki seçili düğüm noktalarında basma stresleri ..... 80

Şekil 4.5. Posterior implantlarda oluşan von Mises stresleri ..... 85

Şekil 4.6. Alt yapıdaki oluşan von Mises stresleri..... 94

## RESİMLERİN LİSTESİ

**Resim** **Sayfa**


Resim 2.1. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi sınıflaması ..... 8

Resim 2.2. Alt çenede All-on-four tekniği (Nobel Biocare) ..... 13

Resim 2.3. Mental foramen ve mental sinirin geriye dönüşü ..... 15

Resim 2.4. Mental foramenin pozisyonları ..... 16

Resim 3.1. Protezin modeldeki görünümü ..... 35

Resim 3.2. Tomografi görüntüsü ..... 36

Resim 3.3. 3D-Doctor yazılımı görüntüsü ..... 36

Resim 3.4. Mandibula modeli ..... 37

Resim 3.5. Trabeküler kemik ..... 38

Resim 3.6. Activity 880 optik tarayıcısı ..... 38

Resim 3.7. Çalışmada kullanılan implant (Brånemark Sistem Mk III TiUnite) ..... 39

Resim 3.8. Anterior ve posterior implant modelleri ..... 40

Resim 3.9. İmplantların kortikal ve trabeküler kemik model görünümleri ..... 40

Resim 3.10. Titanyum ve zirkonya alt yapılar ..... 41

Resim 3.11. Monolitik lityum disilikat kronlar ve akrilik rezinin modeldeki görünümü 42

Resim 3.12. 7 mm kantilever uzunluğu, titanyum alt yapı ve monolitik lityum disilikat kronlar ..... 43

Resim 3.13. 7 mm kantilever uzunluğu, zirkonya alt yapı ve monolitik lityum disilikat kronlar ..... 44

Resim 3.14. 10 mm kantilever uzunluğu, titanyum alt yapı ve monolitik lityum disilikat kronlar ..... 45

Resim 3.15. 10 mm kantilever uzunluğu, zirkonya alt yapı ve monolitik lityum disilikat kronlar ..... 46

Resim 3.16. 14 mm kantilever uzunluğu, titanyum alt yapı ve monolitik lityum disilikat kronlar ..... 47

Resim 3.17. 14 mm kantilever uzunluğu, zirkonya alt yapı ve monolitik lityum disilikat kronlar ..... 48

**Resim** **Sayfa**

Resim 3.18. Rhino'da yapılan modellemelerin 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılması ..... 49

Resim 3.19. 4, 5, 6, 7, 8 node'lu 3 boyutlu elemanlar ..... 51

Resim 3.20. Modelin sınır koşulları ..... 52

Resim 3.21. Yükleme koşulları ..... 53

Resim 4.1. Çekme ve basma stres değerleri ..... 56

Resim 4.2. 1. ve 2. Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ..... 59

Resim 4.3. 3. ve 4. Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ..... 60

Resim 4.4. 5 ve 6. Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri ..... 61

Resim 4.5. 1. ve 2. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri ..... 65

Resim 4.6. 3. ve 4. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri ..... 66

Resim 4.7. 5. ve 6. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri ..... 67

Resim 4.8. 1. ve 2. Modelde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ..... 71

Resim 4.9. 3. ve 4. Modelde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ..... 72

Resim 4.10. 5. ve 6. Modelde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri ..... 73

Resim 4.11. 1. ve 2. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri ..... 77

Resim 4.12. 1. ve 2. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri ..... 78

Resim 4.13. 1. ve 2. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri ..... 79

Resim 4.14. 1. ve 2. Modelde implantlarda oluşan von Mises stresleri ..... 82

Resim 4.15. 3. ve 4. Modelde implantlarda oluşan von Mises stresleri ..... 83

Resim 4.16. 5. ve 6. Modelde implantlarda oluşan von Mises stresleri ..... 84

Resim 4.17. 1. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri bulguları ..... 88

**Resim** **Sayfa**

Resim 4.18. 2. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri bulguları ..... 89

Resim 4.19. 3. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri bulguları ..... 90

Resim 4.20. 4. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri bulguları ..... 91

Resim 4.21. 5. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri bulguları ..... 92

Resim 4.22. 6. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri bulguları ..... 93

Resim 4.23. 1. ve 2. Modelde alt yapılarda oluşan von Mises streslerinin dağılımı ..... 95

Resim 4.24. 3. ve 4. Modelde alt yapılarda oluşan von Mises streslerinin dağılımı ..... 96

Resim 4.25. 5. ve 6. Modelde alt yapılarda oluşan von Mises streslerinin dağılımı ..... 97

# SİMGELER VE KISALTMALAR

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

| **Simgeler** | **Açıklamaları** |
|---|---|
| **N** | Newton |
| **GPa** | Gigapaskal |
| **MPa** | Megapaskal |
| **%** | Yüzde |
| **°** | Derece |
| **mm** | Milimetre |
| **ν** | Poisson Oranı |
| **σ** | Stres |
| **ε** | Gerinim |

| **Kısaltmalar** | **Açıklamaları** |
|---|---|
| **CAD/CAM** | Bilgisayar destekli tasarım/ Bilgisayar destekli üretim |
| **Y-TZP** | İtriyumla kısmen stabilize polikristalin zirkonya |

# 1. GİRİŞ

Diş eksikliklerinin tedavisinde dental implantların kullanımı, 1970'li yılların sonunda Brånemark'ın implantolojinin temel ölçütünü (osseoentegrasyon) tanımlaması ile başlamıştır (Brånemark ve diğerleri, 1977). Tam dişsiz, parsiyel dişli, tek diş eksikliği ve maksillofasiyal defekt gibi olgularda alveolar kemik ve diş gibi mevcut destek yapıların nitelik ve nicelik olarak yetersiz olduğu düşünüldüğünde implant endikasyonu konulmaktadır.

Dişsiz çenelerin implantlarla tedavisi, posterior bölgedeki zayıf kemik kalitesi, uzun süreli dişsizliğe bağlı kemik hacmindeki yetersizlik ve alveolar kemiğin anatomik sınırlamaları (Jivraj ve Chee, 2006; Carinci ve diğerleri, 2005) gibi problemlerden dolayı sıklıkla karmaşık hale gelmektedir (Agliardi, Panigatti, Clerico, Villa ve Maló, 2010).

'All-on-four' tedavi tekniği, alt çene ve üst çenede 2 anterior ve 2 posterior olmak üzere toplam 4 implant ile desteklenen tam ark sabit bir protezi tanımlamaktadır (Ho, 2012). Anterior implantlar mandibula ve maksillada lateral kesici bölgesine dik olarak, posterior implantlar mandibulada mental foramenin hemen önüne, maksillada ise maksiller sinüsün anterior duvarına paralel olarak distale eğimli yerleştirilir (Maló, Rangert ve Nobre, 2005). Anterior implantlar oklüzal düzleme dik, posterior implantlar ise yaklaşık 30-45° distale eğimli yerleştirilir. Bu implantlar üzerine düz ve/veya açılı çok üniteli abutmentlar (dayanaklar) kullanılır.

Bu tip tasarımlarda geleneksel olarak; metal bir alt yapı, akrilik rezin kaide, yapay dişler ve bu yapıları kemik içindeki implant ya da abutmentlara bağlayan vidalardan oluşan hibrit protez yapılmaktadır (Sadowsky, 1997). Renklenme ve aşınmalardan daha az etkilenmesi amacıyla ve estetiğin daha kalıcı olması için hibrit protezlerde metal ya da zirkonya alt yapı üzerinde porselen kullanılır. Günümüzde zirkonya blokların frezelenmesi ile geniş ve koarmaşık alt yapıları üretmek mümkündür. Frezelenmiş zirkonya alt yapı feldspatik porselen tabakalama sistemiyle restore edilebilir ya da tek kron şeklinde tasarlanabilir.

Çalışmalarda, 'All-on-four' tekniği kullanılarak yapılan protezlerin ve implantların yüksek başarı oranına sahip olduğu bildirilse de (Agliardi ve diğerleri, 2010; Maló, Rangert ve

Nobre, 2003; Maló ve diğerleri, 2005; Menini ve diğerleri, 2012; Heydecke ve diğerleri, 2012), yükleme altında implant, protez ve implant çevresi kemikte gözlenen stresleri hakkında henüz kapsamlı bir çalışma yapılmamıştır. Bu çalışmanın amacı; tam dişsiz alt çenede, 'All-on-four' tekniğine göre yerleştirilmiş implantlar üzerine yapılan iki farklı materyalle (zirkonya ve titanyum) ve 3 farklı kantilever uzunluğunda tasarlanan alt yapıların implant, implantın boyun bölgesi çevresindeki kemik ve protezde oluşturduğu stresleri sonlu elemanlar analiz yöntemiyle değerlendirmektir.

# 2. GENEL BİLGİLER

## 2.1. İmplant Tanımı ve Tarihçesi

İmplant, ‘kaybolan fonksiyonun yeniden kazandırılması amacı ile vücut içine yerleştirilen bir cisim’ olarak tanımlanmaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2003: 897). Dental implant; kaybedilen dişin yerine geçen, sabit ve hareketli protezlere destek sağlamak amacı ile kemik içine veya üzerine yerleştirilen biyouyumlu apareylerdir (Gül, 2009).

Dental implantların tarihçesi binlerce yıl öncesine dayanmaktadır. 4000 yıl önce eski Çin medeniyetinde bambu çubuklar, 2000 yıl önce Mısır uygarlığında kıymetli metaller diş implantı olarak kullanılmıştır. Ayrıca arkeolojik çalışmalarda, M.S. 600 yıllarına ait ve eksik olan üç kesici dişin yerine deniz hayvanlarına ait kabukların kullanıldığı alt çene kemiği bulunmuştur (Misch, 2009: 32). Dental implantlar 1960’lı yılların sonlarında tam dişsiz hastaların tedavisi için önerildiğinden beri, implant destekli tedaviye gereksinim artmıştır (Sevimay, Turhan, Kiliçarslan ve Eskitascioglu, 2005).

## 2.2. İmplant Tedavisinde Endikasyon ve Kontrendikasyonlar

İmplant tedavisinin endikasyonları şu şekilde sıralanabilmektedir (Hobo, Ichida ve Garcia, 1990);

1) Tam dişsiz hastalar,

2) Hareketli bölümlü protezi kullanmakta zorluk çeken hastalar,

3) Doğal dişlerin uygun olmayan sayı ve konumda olması,

4) Tek diş eksikliği,

5) Tam protezi taşıyan dokularda desteğin yetersiz olması,

6) Zayıf ağız-kas koordinasyonu,

7) Düşük doku toleransı (örneğin yapışık mukoza yerine daha çok alveolar mukoza varlığı),

8) Protezin stabilitesini bozan parafonksiyonel alışkanlıklar,

9) Aşırı bulantı refleksi,

10) Ortodontik ankraj,

11) Diş agenezisi.

İmplant tedavisinin kontrendikasyonları; kesin ve göreceli kontrendikasyonlar olarak iki ana başlık altında sıralanabilir (Hobo ve diğerleri, 1990).

Kesin kontrendikasyonlar

1) Yüksek dozda radyasyon alan hastalar (>5000 rad),
2) Psikiyatrik sorunu olan hastalar (psikoz, dismorfobi),
3) Hemolitik bozukluğu olan hastalar.

Göreceli kontrendikasyonlar

1) Sert veya yumuşak doku patolojisi olanlar,
2) İlaç, alkol ve benzeri madde bağımlısı olan kişiler,
3) Düşük dozda radyasyon almış hastalar (<4000 rad) olarak sıralanabilir.

### 2.3. İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantolojide kullanılan implantlar yerleştirilme yöntemlerine göre şu şekilde sınıflandırılabilir (Çalıkkocaoğlu, 2004: 788):

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

Çeşitli dişsizlik durumlarında en yaygın olarak kemik içi implantlar kullanılmaktadır (Çalıkkocaoğlu, 2004: 788).

Kullanılan materyallere göre ise; metal veya metal alaşımı (Ti ve TiAl6V4) ve seramikler (alümina esaslı ve zirkonya implantlar) olarak sınıflandırılabilir. Günümüzde kullanılan en popüler implant biyomalzemeleri titanyum ve titanyum alaşımlarıdır. Titanyum 47,9 atom ağırlığına ve 22 atom numarasına sahip saf bir elementtir (Anusavice, Shen ve Rawls, 2013: 499-518). Üstün biyouyumluluğu, korozyon direnci, uygun fiziksel ve mekanik özellikleri sayesinde diş hekimliğinde titanyum içerikli materyallerin kullanımı cazip hale

gelmiştir. Titanyum, yüzeyinde pasif oksit tabakası oluşumunu sağlayacak şekilde düşük elektriksel iletkenliğe sahip olduğu için biyouyumlu kabul edilir. Bu oksit tabakası korozyona karşı yüksek direnç sağlar (Sidambe, 2014).

Ticari saf titanyum (Commercial Pure Titanyum – CP Ti) ve Ti6Al4V alaşımı en yaygın kullanılan materyallerdir (Shrestha ve Joshi, 2014). ASTM (American Society for Testing Materials) titanyumu oksijen ve demir içeriğine göre 5 sınıfa ayırmaktadır (Sidambe, 2014):

Tip 1; kimyasal olarak saf ve yumuşak formdadır (Muddugangadhar ve diğerleri, 2011). Düşük interstisyel eleman içeriğinin bir sonucu olarak, oda sıcaklığında tüm gruplar içinde en düşük mekanik dayanıklılık, en yüksek yumuşaklık ve işlenebilirliğe sahiptir. Tip 1 saf titanyum, tüm standart üretim yöntemlerinde (kaynak, makineleme, soğuk işleme, sıcak işleme, kalıba dökme) kullanılabilmektedir (Natali, 2003: 72).

Tip 2 saf titanyum; en az 275 MPa değerinde akma dayanıklılığına sahip olduğu için endüstriyel uygulamalarda ideal bir materyaldir. Düşük interstisyel eleman içerir ve bunun sonucunda korozyon direnci yüksektir. Ayrıca, üstün aşınma direncine sahiptir. Tüm standart üretim yöntemlerinde kullanılabilmektedir. (Natali, 2003: 72).

Tip 3 saf titanyum, üstün korozyon direnci ve dayanıklılığa sahiptir.

Tip 4 saf titanyum en yüksek dayanıklılığa sahip sınıftır.

Tip 5 (Ti6Al4V alaşımı); % 6 alüminyum ve % 4 vanadyum içerir. Ti6Al4V; yüksek dayanıklılığa sahiptir, yorulma ve korozyona karşı oldukça dirençlidir (Shrestha ve Joshi, 2014). Ancak, Ti6Al4V yapısında bulunan vanadyum sebebiyle sitotoksik olmasından dolayı bu alaşım, belirli uygulamalar ve cihazlarla sınırlı kalabilmektedir (Sidambe, 2014).

Genellikle diş hekimliğinde Tip 2, Tip 4 ve Tip 5 titanyum implantlar kullanılmaktadır.

### 2.4. Osseoentegrasyon ve Başarı Kriterleri

Osseoentegrasyon; ‘yük altındaki implant yüzeyi ile canlı kemik arasında herhangi bir bağ dokusu olmadan, direkt yapısal ve işlevsel bağlantı’ olarak tanımlanmaktadır (Brånemark

ve diğerleri, 1977). Albrektsson'a göre osseintegrasyon, kemik ile implant arasında ışın mikroskobu düzeyindeki direkt bağlantıdır (Albrektsson, Brånemark, Hansson ve Lindström, 1981). Osseoentegrasyonun biyomekanik açıdan tanımı ise; 'kemikteki fonksiyonel yükleme sırasında, alloplastik materyallerin klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyonunun oluştuğu ve muhafaza edildiği bir süreçtir' (Zarb ve Albrektsson, 1991).

Osseoentegrasyonun sağlanmasında implant yerleştirilecek kemik dokusunun özelliği, implant materyalinin doku uyumluluğu ve tasarımı, cerrahi disiplin, yük iletimi ve implant yüzey özellikleri gibi birçok faktör rol oynamaktadır (Uzun ve Keyf, 2007). İmplant osseointegrasyonunun sağlanması ile ilgili günümüzde kabul gören başarı kriterleri şöyledir (Albrektsson, 1988):

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

## 2.5. İmplant Biyomekaniği

Biyomekanik, yapı ve fonksiyon arasındaki ilişkiyi araştırmak için canlı sistemlerde mühendislik mekaniğinin araç ve yöntemlerini kullanmaktır (Misch, 2009: 309). Biyomekanik bilimi, uygulanan kuvvetlere karşı biyolojik dokuların yanıtı ile ilgilenir. Kemik, değişen biyomekanik çevreye uyum sağlamak için uygulanan yüklere ve diğer faktörlere karşılık olarak kendi kendini sürekli yeniden şekillendirir. Kemik yapısı ile mekanik kuvvetler arasındaki bu fonksiyonel süreç, kemiğin yeniden şekillenmesi (kemik remodelasyonu) olarak bilinir. Mekanik streslerdeki azalma kemiğin kullanılmamasına ve rezorpsiyona sebep olurken, stresdeki belirli artış kemik apozisyonunu arttırır (Rungsiyakull C, Rungsiyakull P, Li Q, Li W ve Swain, 2011).

Oklüzal form implant çevresi kemik dokusundaki stres dağılımını önemli miktarda etkileyebilir. Uygun oklüzal tasarım, kemiğin yeniden şekillenmesine pozitif katkıda bulunur ve gerekli iyileşme süresini kısaltır (Rungsiyakull ve diğerleri, 2011). Oklüzal yüklerin kemik-implant ara yüzüne aktarımı implant tedavisinin sonuçlarını belirlemek için önemli bir faktördür (Moreira, Hermann, Pereira, Balbinoti, ve Tiossi, 2013). Oklüzal yüklerin miktarı ve yönü, kemik hacmi ve yoğunluğu, implant uzunluğu, çapı ve kemik içindeki açısı, protez tipi gibi birçok biyomekanik faktör implant tedavisinin başarısını etkilemektedir.

### 2.5.1. Kemik tipi ve özellikleri

Kemik, mineralize ekstraselüler matriks ile karakterize bir bağ dokusudur. Matriksin kalsiyum ve fosfat kristalleri ile mineralizasyonu son derece sert bir doku meydana getirir (Ross ve Pawlina, 2014:218). Kemik dokusu; ara madde (su, inorganik madde, organik madde), lifler (kollajen tip 1) ve hücrelerden (osteoprogenitör, osteoblast, osteosit ve osteoklast) oluşur (Öber ve İzzetoğlu, 2010: 91-92).

Mikroskopik olarak kemik; primer (immature= olgunlaşmamış kemik) ve sekonder yapıdan (lamellar/mature= olgunlaşmış kemik) oluşur (Öber ve İzzetoğlu, 2010: 91-92). Kemik dokusu, kortikal ve trabeküler olarak sınıflandırılmaktadır. Kemiğin dış kısmında yoğun, sıkı bir tabaka (kortikal kemik) bulunur ve trabeküllerden oluşan süngerimsi bir ağ (trabeküler kemik) kemiğin iç kısmını oluşturur (Ross ve Pawlina, 2014:219). Trabeküler kemik gözenekli bir yapıdadır ve kortikal kemiğe göre daha yumuşak ve daha az yoğunluktadır (Dağlık, 2012).

Kemiğin uygulanan kuvvetlere mekanik cevabı kendi yapısal yoğunluğuna dayanır. Kemiğin elastiklik modülü, birim kuvvet altında kemik deformasyonunu ifade eder ve kemiğin sertlik miktarını yansıtır. Kortikal kemik trabeküler kemiğe göre daha yüksek elastiklik modülüne ve daha çok yük taşıma kapasitesine sahiptir (Soğancı, 2012: 23).

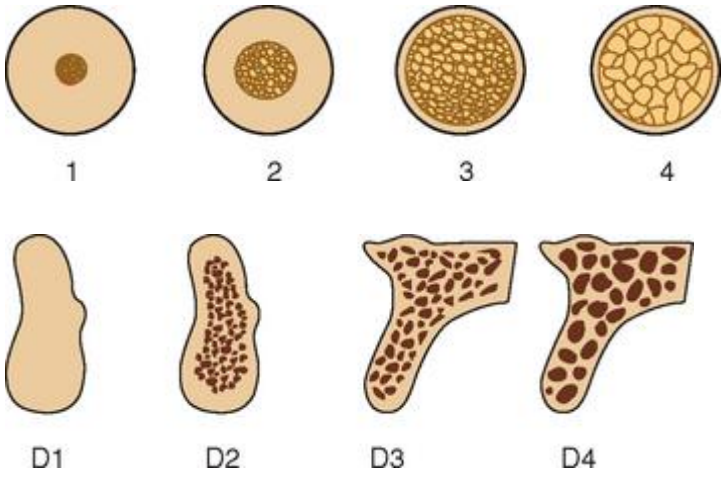
<u>Kemik kalitesinin sınıflandırılması</u>

Endosteal implantların osseoentegrasyonun sağlanması için sadece yeterli kemik miktarına değil (yükseklik, genişlik, şekil), aynı zamanda yeterli kemik yoğunluğuna da ihtiyaç

vardır (Sevimay ve diğerleri, 2005). İmplant uygulamalarında en uygun tedavi sonuçlarını almak için kemik yapısının en önemli faktör olduğu bildirilmiştir (Zarb ve Schmitt, 1995). Kemik kalitesi implant seçimi, primer stabilite ve yükleme zamanını belirlemek için önemli bir faktördür (Sevimay ve diğerleri, 2005).

Lekholm ve Zarb'ın (1985) yaptığı kemik kalitesi ile ilgili sınıflandırma, klinisyenler ve araştırmacılar tarafından implant yerleşimi için hastaları değerlendirmede standart olarak kabul edilmiştir.

- Tip 1 (D1) kemikte, tüm çene homojen kortikal kemikten oluşmuştur.
- Tip 2 (D2) kemikte, kalın (2 mm) bir kortikal kemikle çevrili yoğun trabeküler kemik mevcuttur.
- Tip 3 (D3) kemikte, ince (1 mm) bir kortikal kemikle çevrili uygun sertlikte yoğun trabeküler kemik mevcuttur.
- Tip 4 (D4) kemikte ise, ince (1 mm) bir kortikal kemiğin çevrelediği düşük yoğunlukta trabeküler kemik vardır.




Resim 2.1. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi sınıflaması

Tip 2 kemik daha çok mandibulada, Tip 3 kemik ise sıklıkla maksillada görülür. Kemik yapısının kalitesi, tedavinin prognozunu belirleyen kuvvetlerin dağılımını ve aktarımını etkiler (Faverani ve diğerleri, 2014). Streslerin dağılımı ilk olarak kemik-implant arayüzünde meydana gelir. İmplant ile kemik temas miktarı kemik yoğunluğu ile direkt ilişkilidir. Kemik temas yüzdesi, kortikal kemikte trabeküler kemiğe göre daha fazladır (Sevimay ve diğerleri, 2005).

## 2.6. İmplant Üstü Protezlerin Genel Sınıflandırması

İmplant üstü protezler, geleneksel bir yaklaşımla şu şekilde sınıflandırılabilir (Mish, 2009).

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

### 2.6.1. Sabit protezler-3 (SP-3)

SP-3 restorasyonlar doğal dişlerle birlikte bir kısım yumuşak dokuyu da yerine koyarlar. Dişeti rengi verilmiş SP-3 protezlerde dişler interdental papilla bölgesini taklit ederler, büyüklük ve şekil olarak daha doğal bir görünüme sahiptirler. Kemik kaybının fazla olduğu durumlarda sabit protez görünümü için dişeti renginde akrilik ya da porselen ilavesi sıklıkla endikedir.

SP-3 protezlerde temel iki yaklaşım söz konusudur; metal-porselen restorasyonlar veya metal alt yapı, akrilik ve yapay dişlerden oluşan karma (hibrit) restorasyonlardır (Mish, 2009).

Yeterli kemik miktarı ve uygun çeneler arası ilişki varsa, geleneksel bir metal seramik alt yapı tercih edilebilir. Eğer yüksek derecede kemik rezorpsiyonu varsa ve cerrahi tedavi bir seçenek değilse, tedavinin nihai tasarımı belirli bir miktarda kayıp yumuşak ve sert dokuları da kapsayan hibrit bir protez şeklinde olabilir (Wismeijer, Buser ve Belser, 2010: 50-51).

### 2.6.2. Sabit hibrit implant destekli protezler

Günümüzde, implant destekli çeşitli protez tipleri uygulanabilmesine rağmen, ilk olarak Brånemark ve ark. tarafından tam dişsiz mandibulanın restorasyonunda kullanılan distal kantilever içeren sabit tam ark protezler, güvenilir ve başarılı sonuçlar veren protez tipleridir (Adell, Eriksson, Lekholm, Brånemark ve Jemt, 1990).

Bu tip protezlerde genellikle mental foramenler arasına 4-6 implant yerleştirilmektedir (Adell, Lekholm, Rockler ve Brånemark, 1981; Brånemark, Svensson ve Van Steenberghe, 1995; Sadowsky, 1997). İmplantların alt çene ön bölgede mental foramenler arasına yerleştirilmesi, arka bölgede yetersiz kemik miktarı nedeniyle meydana gelen kısıtlamaların üstesinden gelmek için uygun bir seçimdir (Drago, 2012: 73).

Yerleştirilen implantlar üzerine geleneksel olarak; metal bir alt yapı (iskelet), akrilik rezin kaide, yapay dişler ve bu yapıları kemik içindeki implant ya da abutmentlara bağlayan vidalardan oluşan hibrit protez yapılmaktadır. Vidalar protezin abutmentlara rijit bir şekilde bağlanmasına izin verir ve protezin hekim tarafından çıkarılmasına olanak sağlar. Vida ulaşım delikleri genellikle anterior dişlerin singulum kısımlarında ve posterior dişlerin santral fossalarındadır.

*Arklar arası mesafe*

Restorasyon tipini belirleyen birinci faktör arklar arası mesafe miktarıdır. Kemik ve okluzal düzlem arasındaki mesafe 15 mm den daha fazla ise hibrit bir restorasyon tavsiye edilir (Pjetursson ve diğerleri, 2008). Dudak desteği, yüksek gülme hattı, konuşma sırasında düşük alt dudak çizgisi veya hastanın üstün estetik beklentisi gibi hastaya bağlı parametreler de değerlendirilmelidir (Misch, 2008).

*Çeneler arası ilişki*

İkinci önemli faktör ise çeneler arası ilişkidir. Diş kaybından sonra kemik rezorpsiyonunu morfolojik değişiklikler takip eder. Bu değişiklikler; alveolar sırtta daralma, yetersiz kemik hacmi ve uygun olmayan vertikal, anterioposterior ve transversal çeneler arası ilişki şeklindedir (Chiapasco, Casentini ve Zaniboni, 2009). Angle sınıf 3, atrofik maksilla gibi çeneler arası uyumsuzluk fazla olduğunda, ilave dudak desteği gerektiğinde, yüksek gülme

hattı varlığında ve rezorpsiyon fazla olduğunda (Wismeijer ve diğerleri, 2010: 31). implant destekli sabit bir protez kontraendike olabilir (Cabello ve González, 2014). Bu tip vakalarda, hastanın tercihi sabit protezden yana ise, hibrit protez seçimi iyi bir tedavi seçeneğidir. Çeneler arası ilişki sınıf 2 ve orta derecede vertikal veya horizontal atrofi varsa, atrofiyi kompanze etmek için pembe seramik veya akrilik içeren hibrit uygulaması da diğer bir seçenektir (Qamheya, Yeniyol ve Arısan, 2015).

*Anatomik faktörler*

Düşük kemik yoğunluğu içeren ve implant yerleşimine engel olan belli anatomik bölgelere sahip (nazal kavite, maksiller sinüs, mandibular kanal, mental foramen) dişsiz maksilla ve atrofik mandibuladaki implant tedavilerinde hibrit protez tercih edilmektedir (Agnini ve diğerleri, 2014).

Maksiller sinüs veya mental foramen gibi anatomik yapılardan kaçınmak için daha meziyale yerleştirilmek zorunda kalınan implantların restorasyonu sırasında hibrit protezlere kantileverlerin ilave edilmesi gerekebilmektedir (Agnini ve diğerleri, 2014).

Sabit hibrit implant destekli protezlerin avantajları

Kaybedilen kemik ve yumuşak doku birlikte telafi edilerek (Sadowsky, 1997), ideal yüz yüksekliğini hastaya geri kazandırma şansına sahiptir. Hibrit protezler iyi bir retansiyon sağlar (Sadowsky, 1997). Vidalı sistem kullanıldığı için siman artığı kalma riski yoktur. Protez hekim tarafından çıkarılabilir.

Sabit hibrit implant destekli protezlerin dezavantajları

Hibrit protezlerin en sık karşılaşılan problemi; protetik vidaların gevşemesi ya da kırılmasıdır (Sadowsky, 1997). Diğer problemler ise, rezin dişlerin metal/akrilik protezden ayrılması, aşınması ya da kırılması, metal/seramik veya zirkonya,/seramik protezlerde porselende küçük parçalar halinde ayrılmalar (chipping) ya da porselen kırığı ve bazı alt yapı kırıklarını içermektedir (Rojas-Vizcaya, 2011). Ayrıca, hasta yüksek gülme hattına sahipse gingivanın akril ya da seramik ile protetik tedavisi önem kazanır (Bidra ve Agar, 2010).

Dezavantaj olarak sayılabilecek diğer özellikler; protezin dokuya bakan yüzeylerinin hasta tarafından çok iyi bir şekilde temizlenmesi gerekliliği (Sadowsky, 1997), ince translusent rezinden metalin koyu renginin yansıması ve konuşma sırasında hava kaçışı gibi fonetik problemlerin görülebilmesidir (Mish, 2008).

### 2.6.3. 'All-on-four' tekniği

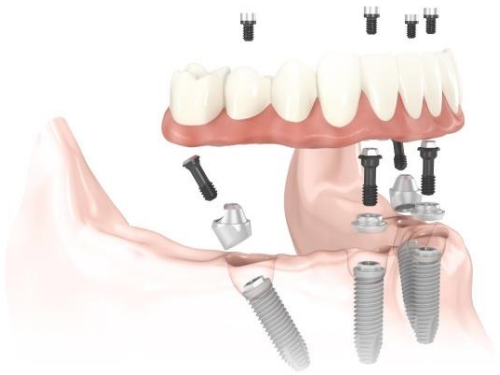
Dişsiz çenelerin implant tedavisi; posterior bölgedeki zayıf kemik kalitesi, uzun dönem dişsizlik sonucu kemik miktarındaki yetersizlik ve alveolar kemiğin anatomik sınırlamaları (Jivraj ve Chee, 2006; Carinci ve diğerleri, 2005) gibi problemlerden dolayı sıklıkla komplike hale gelmektedir (Agliardi ve diğerleri, 2010). İmplant yerleştirmek için gerekli olan kemik miktarını elde etmek için greft uygulanması uygun bir tedavi seçeneği olabilmektedir. Ancak, bu tedavi sıklıkla titiz cerrahi işlemler gerektirmekte, komplikasyon gelişebilmekte ve dolayısı ile maliyeti yüksek olabilmektedir. Bu nedenle, hasta tarafından kabul edilebilirliği düşük bir tedavi seçeneğidir (Agliardi ve diğerleri, 2010; Hinze, Thalmair, Bolz ve Wachtel, 2010).

Bu gibi kısıtlamaların üzerinden gelebilmek için; uzun distal kantilever, kısa implant ya da önemli anatomik bölgelere (zigoma veya ptreygoid kemik) implant yerleşimi gibi farklı tedavi alternatifleri düşünülmüştür (Hinze ve diğerleri, 2010). Ancak, bu tedavi yöntemleri önemli derecede uzmanlık gerektirir, cerrahi risk içerir ve komplikasyon oluşabilmektedir (Agliardi ve diğerleri, 2010). Bu alternatif metotların maliyetleri yüksektir ve tedavi sürecini uzatırlar (Doğan, Polat N, Polat, S, Şeker ve Gül, 2014).

Dişsiz mandibulanın anterior bölgesine implantların dik olarak yerleştirilmesi hastada estetik ve fonksiyonun sağlanması için kantilever uzunluğunun 10 ile 20 mm olmasını gerektirir (Khatami ve Smith, 2008). Uzun distal kantilever, minimal kemik hacmi ve alveolar kemik kaybı gibi problemleri çözebilmek için Maló ve diğerleri (2003), 'All-on four' tekniğini geliştirmişlerdir.

'All- on –four' tedavi tekniği, alt çene ve üst çenede 2 anterior ve 2 posterior toplam 4 implant ile desteklenen tam ark sabit bir protezi kapsamaktadır (Ho, 2012; Maló ve diğerleri, 2003, Maló ve diğerleri, 2005). Anterior implantlar mandibula ve maksillada lateral kesici bölgesine dik olarak, posterior implantlar mandibulada mental foramenin

hemen önüne, maksillada ise maksiler sinüsün anterior duvarına paralel olarak distale eğimli yerleştirilirler (Maló ve diğerleri, 2005). Anterior implantlar oklüzal düzleme dik, posterior implantlar ise yaklaşık 30-45° distale eğimli yerleştirilirler. Düz ve açılı çok üniteli (multiünit) abutmentlar kullanılır (Maló ve diğerleri, 2003; Maló ve diğerleri, 2005; Vairo, Baggi Girolamo ve Pastore, 2011).



Resim 2.2. Alt çenede All-on-four tekniği (Nobel Biocare)

Distal implantların eğimli yerleştirilmesi implantların alveolar kret boyunca daha iyi dağılımı ile sonuçlanır. İmplantların bu yerleşimi, daha iyi yük dağılımı sağlar ve anterior-posterior mesafeyi arttırarak protezin kısa bir kantilever ile 12 diş içermesine izin verir (Francetti, Agliardi, Testori, Romeo, Taschieri ve Fabbro, 2008; Francetti, Galindo ve Butura, 2012; Hinze ve diğerleri, 2010; Romeo, Corbella, Taschieri ve Del Fabbro, 2012). All-on-four tedavi tekniği, genel olarak düşük maliyetli tedavi seçeneği olması ile birlikte azalmış tedavi süresi sağlaması, geniş cerrahi yaklaşımlar ve hareketli protezler ile karşılaştırıldığında hastaya yüksek yaşam kalitesi sağlayan bir tedavi yaklaşımı olarak görülmektedir (Patzelt, Bahat, Reynolds ve Strub, 2014).

All-on-four tekniğinin endikasyonları (Bhardwaj, Srivastava, Palekar ve Choukse, 2014):

- İyi genel sağlık ve kabul edilebilir oral hijyen,
- En az 10 mm uzunluğunda 4 implantın yerleştirilmesi için yeterli kemik varlığı (Taruna, Chittaranjan, Sudheer, Tella ve Abusaad, 2014).
- En az 5 mm kemik genişliği, maksiller anterior bölgede 10 mm ve mental foramenler arası en az 8 mm kemik yüksekliği (Taruna ve diğerleri, 2014),

- All-on-four tekniğinde abutment, alt yapı ve protetik restorasyona yer sağlamak için arklar arası mesafenin en az 20 mm olması (Jensen, Adams, Cottam, Parel ve Phillips, 2011),

- İmmediat fonksiyonu sağlamak için implatlardan yeterli stabilitenin elde edilebilmesi (Ho, 2012).

All-on-four tekniğinin kontrendikasyonları (Bhardwaj ve diğerleri, 2014):

- Yetersiz kemik hacmi, düzensiz veya ince kemik kresti (Maló, de Araújo Nobre ve Lopes, 2007),

- İmplant yerleştirilmesi ve planlamasını engelleyebilecek artık dişlerin varlığı,

- Cerrahi müdehaleyi zorlaştıracak olan (en az 50 mm) hastalardaki yetersiz ağız açıklığı.

All-on-four tekniğinin avantajları (Bhardwaj ve diğerleri, 2014; Ho, 2012; Agliardi ve diğerleri, 2010, Taruna ve diğerleri, 2014):

- Açılı posterior implantlar anatomik yapıları korur,

- Kemik ankrajını arttıran uzun implant yerleşimi sağlar,

- Posterior kantilever uzunluğu kısalır,

- Dişsiz çenelerde kemik greftleme prosedürünü elimine eder,

- Yüksek başarı oranına sahiptir,

- Anterior-posterior abutmentlar arası mesafe artar,

- Nihai restorasyon sabit ya da hareketli hazırlanabilir,

- İmmediate fonksiyon ve estetik sağlar,

- İmplant sayısının azalması ile maliyet düşer.

All-on-four tekniğinin dezavantajları (Taruna ve diğerleri, 2014):

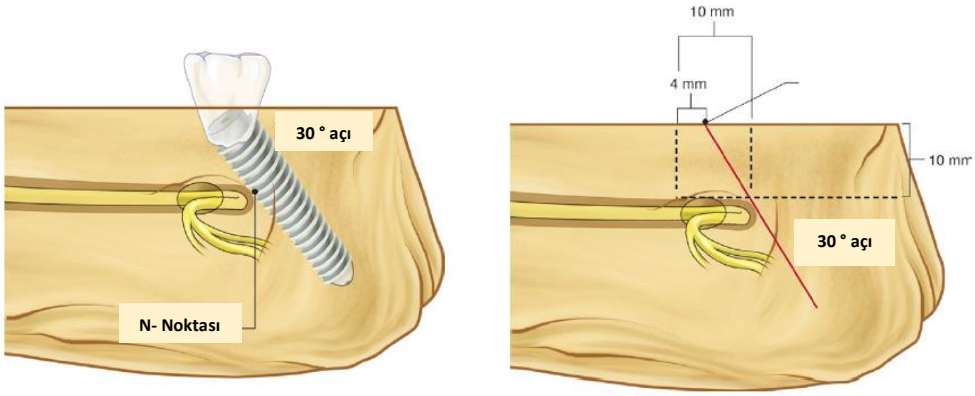
- Çok hasas bir tekniktir ve özenle hazırlanmış cerrahi splint gerektirir,

- Protez için istenen implant yerleşiminin implantların elle rastgele yerleştirilmesi ile her zaman mümkün olmayabilir,

- Kantilever uzunluğu belirli sınırın ötesine uzatılmamalıdır.

Posterior implant yerleşimi ve mental foramen

İmplant yerleşimine rehber olması için, metal foramenin en anterior duvarı, yani sinirin mandibuladan çıktıktan sonra 2 ile 4 mm sonra geriye döndüğü (anterior loop) kısmı sinir noktası (nerve point, N-point) olarak adladırılır (Jensen ve diğerleri, 2011; Krekmanov, 2000). Açılı implant N noktasının anteriorundan geçmelidir.

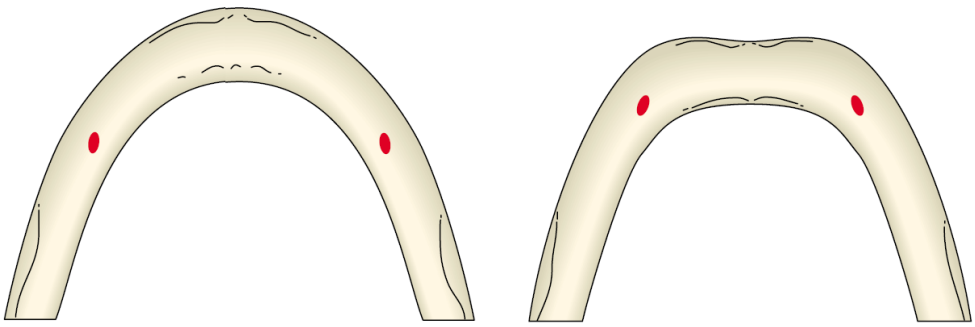



Resim 2.3. Mental foramen ve mental sinirin geriye dönüşü (Jensen ve diğerleri, 2011)

N noktasından 10 mm vertikal yükseklikte implant 30 °lik bir eğimle yerleştirildiği zaman 10 mm'lik distalisazyona izin verir. Bu genellikle 1 tam premolar diş kadar artmış anterior posterior mesafe sağlamaktadır (Jensen ve diğerleri, 2011). N noktası sıklıkla mental foramenin 2 ila 9 mm anteriorunda konumlanmaktadır (Krekmanov, 2000). Ritter ve diğerleri (2012), yaptıkları çalışmada mental sinirin geriye dönüşünün %31 sıklığında görüldüğünü ve bayanlara göre erkeklerde daha sıklıkta görüldüğünü belirtmiştir. Mental sinirin geriye döünüşünün ortalama 1,4 mm boyutlarında ölçüldüğünü ve maksimum 4,6 mm boyutlarda olduğunu bildirmişlerdir.

Mental foramenin ve geri dönüşünün lokasyonundaki farklılıklardan dolayı implant yerleştirilmesinden önce o bölgenin değerlendirilmesinin yapılması gereklidir (Greenstein ve Tarnow, 2006).

Oval şekilli mandibulada mental foramenler arasına implant yerleşimi, özellikle mental foramen daha posteriorda konumlandığında, uzun kantilever ihtiyacını ortadan kaldırarak uygun implant yerleşimine izin verir ve böylece çiğneme kuvvetleri implantlar arasında dağıtılmış olur. Fakat üçgen mandibulaya sahip hastalarda, molar bölgesindeki kantilever üzerinde oluşan kuvvetler implantlar üzerinde bükülme kuvvetlerine sebep olacak, kemikte ve implant komponentlerinde yüksek stres meydana getireceklerdir (Krekmanov, 2000).



Resim 2.4. Mental foramenin pozisyonları (Krekmanov, 2000)

### 2.6.4. İmplant destekli hibrit protezlerde kullanılan alt yapı materyalleri

İmplant destekli hibrit protezlerde iskelet materyali olarak en sık kullanılan alt yapı materyali, metal alaşımlarıdır. 2 veya daha fazla metal karışımı içeren metal alaşımları altın ve platin gibi saf metallere göre daha yaygın olarak kullanılmaktadır (Anusavice ve Cascone, 2003; Wataha ve Messer, 2004).

Maliyeti düşürmek için soy olmayan metal ve titanyum alaşımları yüksek soy metallere birer alternatif olarak sunulmuştur (Murphy, Absi, Gregory ve Williams, 2002). Nikel-krom gibi soy olmayan metal alaşımları diş destekli iskeletlerde yıllardır kullanılmaktadır (Kelly ve Rose, 1983).

Soy döküm alaşımları

Soy alaşımlar, oksidasyona ve asit korozyonuna karşı dirençlidir. Dental alaşımlar içerisinde 4 adet soy metal kullanılmaktadır; altın, palladyum, gümüş ve platin (Drago ve Howell, 2012).

Akma dayanımı, sertlik ve dökülebilirlik gibi fiziksel özellikler; klinisyen ve dental laboratuar teknisyeninin dental iskeletler için hangi alaşımın kullanılması gerektiğine karar verirken değerlendirdiği özelliklerdir (O'Brien, 2008:196-197).

Altın alaşımları

Diş hekimliğinde, tip 3 veya tip 4 altın alaşımları yaygın olarak kullanılmaktadır (Anusavice and Cascone, 2003). ISO/DIS 1562 standartlarına göre şöyle tanımlanmaktadır:

- Tip 3: Yüksek dayanıklılığa sahiptir ve onleylerde, ince koping, pontik, kronlarda kullanılır.
- Tip 4: Ekstra yüksek dayanıklılığa saiptir ve barlar, kroşeler, tek üye ve iskeletlerde tercih edilir.

%90 oranında altın içerikli platin ve paladyum ilaveli orijinal metal seramik alaşımları yaklaşık 50 yıl önce sunulmuştur. Fakat, sabit protezler için çok yumuşaktırlar ve porselen veneerin metal alaşım iskeletlerinden ayrıldığı bildirilmiştir (Hjalmarsson, 2009: 10). Yüzeyin yüzde birinden daha az olacak şekilde alaşıma demir, kalay veya irdiyum gibi oksit formlu elementler eklenerek, daha güçlü metal porselen bağlanma dayanımı sağlamıştır (Anusavice ve Cascone, 2003).

Paladyum-gümüş alaşımları

İmplant protezlerinde paladyum-gümüş alaşımlarının kullanımı artmaktadır. Bu alaşımlar tip 3 altın alaşımlara benzer mekanik özelliklere sahiptirler fakat maliyetleri daha düşüktür. Artmış gümüş miktarı dökülebilirliği arttırır, sertliği düşürür, aynı zamanda kararma direncini azaltır (Drago ve Howell, 2012).

Paladyum/gümüş alaşımları genellikle %50 ile %60 arasında paladyum içermektedir. Genel olarak tatmin edici kararma direnci ve korozyon direnci sergilerler (O'Brien, 2008:196-197). Bu grup alaşımların bir dezavantajı; porselen uygulamaları ile birlikte yeşil renge dönüşme yatkınlığından dolayı implant hibrit protezlerin iskeletinde bir seçenek olmamasıdır (Drago ve Howell, 2012).

Soy olmayan döküm alaşımları

Soy olmayan metal alaşımları yüksek sertlik, yüksek akma dayanımı ve yüksek elastiklik modülüne sahiptir (Drago ve Howell, 2012).

Kobalt-Krom Alaşımları

Kobalt-krom alaşımları 1929'dan beri diş hekimliğinde protez alt yapılarında kullanılmaktadır (Pjetursson ve diğerleri, 2008). Kobalt, krom gibi metaller, sert metaller olmalarına rağmen, istenen özellikleri içermeleri için bazı elementler (karbon, tungsten gibi) ilave edilmektedir. Bu elementler genellikle dökülebilirlik, işleme ve mekanik özellikleri geliştirmek için ilave edilir (McCabe ve Walls, 2013). Örneğin, karbon esnekliği, sertliği ve dayanıklılığı etkiler, fakat fazla karbon esnekliği azaltır, kırılganlığı ve çatlak riskini ise artırır (McCabe ve Walls, 2013). Ayrıca, tungsten ilavesi korozyon direncini arttırmaya yardımcı olur (Viennot, Dalard, Lissac ve Grosgogeat, 2005).

Kobalt-krom alaşımları, titanyum alaşımları hariç tüm döküm alaşımları içerisinde en yüksek ergime sıcaklığına sahiptir ve döküm, uyumlama ve parlatma gibi laboratuvar işlemlerinde çalışması zor ve zaman alıcıdır (Wataha ve Messer, 2004).

Kobalt-krom alaşımları implant destekli alt yapılarda yıllardır kullanılmaktadır (Helldén, Ericson ve Olsson, 2005).

Titanyum

Titanyum yapılar, 15 yılı aşkın süredir implant üst yapı tasarımları için altın dökümlerin alternatifi olarak kullanılmaktadır (Örtorp ve Jemt, 2004). Titanyum kıymetli alaşımlara göre daha az maliyetlidir ve biyolojik ortamda iyi tolere edilebilirler (Abrahamsson, Berglundh, Glantz ve Lindhe, 1998).

CP titanyum (Tip 1-4) ve Ti-6Al-4V (Tip 5); mükemmel biyouyumluluk, yüksek korozyon direnci, düşük termal genleşme ve iyi mekanik özelliklerinden dolayı biyomedikal uygulamalarda kullanılmaktadır (Örtorp, 2004). Endodontik eğelerde, implantlarda, cerrahi plak ve vidalarda, ortodontik tel ve braketlerde, kronlar ve iskeletlerde CP titanyum ve titanyum alaşımlar, geleneksel dental alaşımlara bir alternatif olarak kullanılmaktadır (Hjalmarsson, 2009:9). Titanyumun maksimum dayanım sınırı 240-550 MPa'dır (Elias, Lima, Valiev ve Meyers, 2008).

Tam Seramikler

Diş destekli protezlerde olduğu gibi, tam seramiklere olan ilgi son dönemlerde implant protezlerinde de artmaktadır. Mekanik dayanıklılığından dolayı, alümina ve zirkonya gibi oksit seramikler en iyi bilinen tam seramiklerdir (Anusavice ve Cascone, 2003).

Zirkonya birçok dental restorasyonun yapımında kullanılmaktadır ve düşük bakteriyal kolonizasyonu özelliğinden dolayı daha uygun bir protetik materyaldir (Guess, Att ve Strub, 2012). Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya; itriya ile güçlendirilmiş ($Y_2O_3$) polikristalin tetragonal zirkonyadır (Y-TZP). İtriyum, zirkonyayı stabilize etmek ve materyalin fiziksel özelliklerini düşük sıcaklıkta devam ettirmek için ilave edilir (Drago ve Howell, 2012). İtriyum oksit ile stabilize zirkonya, düşük korozyon potansiyeli, düşük ısısal iletkenlik, yüksek bükülme direnci (900-1200 MPa) ve yüksek sertlik (1200) gibi kimyasal ve fiziksel özelliklere sahiptir (Katsoulis ve diğerleri, 2014; Manicone, Rossi Iommetti and Raffaelli, 2007; Piconi ve Maccauro, 1999). Ayrıca, zirkonyanın düşük yoğunluğu metallerle karşılaştırıldığında geniş alt yapının ağırlığını azaltmaktadır.

Klinik diş hekimliğinde kulanılan 3 ana tip zirkonya vardır: Tam sinterize, yarı sinterize zirkonya ve non-sinterize zirkonya. Son 2 tip zirkonya daha yumuşak ve frezelemede daha düşük maliyetlidir. Frezelemeden sonra, zirkonya alt yapı 1350–1500° C sıcaklığında sinterlenir. Yarı sinterize zirkonya alt yapılar sinterleme sürecindeki büzülmesinden dolayı son alt yapıdan %20-25 daha büyük olacak şekilde frezelenir (Keough, Kay ve Sager, 2006).

Zirkonya alt yapı, estetik ve biyouyumluluk açısından metal alaşımlar ya da titanyum alt yapılardan üstündür (Cho ve Raigrodski, 2014). Yüksek bükülme dayanımı anterior ve

posterior bölgelerde olduğu gibi tam ark sabit restorasyonlar için alt yapı materyali olarak kullanılmasına izin verir (Pozzi, Tallarico ve Barlattani, 2015).

### 2.6.5. İmplant destekli hibrit protezlerde kullanılan üst yapı materyalleri

1977'de altın ve kobalt-krom alaşımları ile birlikte akrilik ve porselen veneerlerin kullanımı tanımlanmıştır (Brånemark ve diğerleri, 1977). Günümüzde, akrilik ve porselen veneerlerin her ikisi de birçok alaşımla birlikte kullanılmaktadır.

Renklenme ve aşınmalardan daha az etkilenmesi amacıyla ve estetiğin daha kalıcı olması için hibrit protezlerde metal alt yapı üzerinde porselen kullanılabilmektedir. Daha doğal bir görünüm için kesik diş formunda oluşturulan metal alt yapılar üzerine metal porselen kuronlar yapılarak, dişeti rengindeki restoratif materyal ile birlikte hazırlanabilmektedir.

Günümüzde zirkonya oksit blokların frezelenmesi ile geniş ve karmaşık alt yapıları üretmek mümkündür. Frezelenmiş zirkonya alt yapı üzerine feldspatik porselenden veneerleme (tabakalama) sistemi ile ya da tek kronlar simante edilerek restorasyon tamamlanır.

CAD/CAM sistemleri ile tek parça alt yapılar ve barlar üretilebilmektedir. (Katsoulis, Brunner ve Mericske-Stern, 2011). CAD/CAM teknolojisi, döküm işlemlerinin eksik yönlerini elimine etmekle birlikte, tek bir homojen titanyum veya zirkonya bloktan simante ya da vida retansiyonlu alt yapıların üretilmesini mümkün kılmaktadır (Hassel, Shahin, Kreuter ve Rammelsberg, 2008; Katsoulis ve diğerleri, 2014).

All-on-four tekniğine göre protez birkaç şekilde hazırlanabilir (Ho, 2012; Taruna ve diğerleri, 2014):

1. CAD/CAM'de tasarlanmış zirkonya veya titanyum alt yapılı sabit protez: Tek kronlar köprü alt yapıya simante edilir.
2. CAD/CAM'de tasarlanmış titanyum veya zirkonya alt yapılar ile sabit protez: Akrilik veneer ve akrilik dişler ile protez tamamlanır.
3. Döküm metal alt yapı ve veneer porselen ile sabit protez.
4. Hareketli protez.

Lityum disilikat

1990'lı yılların sonunda lityum disilikat cam seramik sistem; önceki tam seramik sistemlerin mekanik dezavantajlarının üstesinden gelmek ve hastanın estetik beklentilerini yerine getirmek için tek üye restorasyonlara, anterior ve posterior bölgede 3 üyeli köprülere bir alternatif olarak geliştirilmiştir. (Fabbri, Sorrentino, Brennan ve Cerutti, 2014; Makarouna, Ullmann, Lazarek ve Boening, 2011; Marquardt ve Strub, 2006; Pozzi ve diğerleri, 2015; Solá-Ruiz ve diğerleri, 2013; Wolfart, Harder, Eschbach, Lehmann ve Kern, 2009).

Bu tabakalı sistemler bazı önemli dezavantajlara sahiptir (Zhang, Lee, Srikanth ve Lawn, 2013):

1) Çok basamaklı üretim süreci gerektirir,

2) Veneer porselen düşük dayanıklılığa sahiptir ve sonuç olarak seramikte küçük parçalar halinde ayrılmalar görülebilir (Al-Amleh, Lyons ve Swain, 2010),

3) Veneer ile kor arasındaki bağlantı zayıf olabileceğinden tabakalar halinde ayrılma meydana gelebilir (Gostemeyer ve diğerleri, 2010; Guess ve diğerleri, 2008),

4) Rezidüel stresler veneerleme süreci sırasında gelişebilir (Baldassarri, Stappert, Wolff, Thompson ve Zhang, 2012; Mainjot, Schajer, Vanheusden ve Sadoun, 2011; Swain, 2009; Tholey, Swain ve Thiel, 2011).

Veneer porselenin tabakalar halinde ayrılması veya kopması tabakalı restorasyonların en çok görülen kırık şeklidir (Baldassarri ve diğerleri, 2012; Thalji ve Cooper, 2014; Tinschert ve diğerleri, 2008; Wolfart ve diğerleri, 2009). Veneer chippingi ya da veneer porselenin tabakalar halinde ayrılması ile sonuçlanan kırıkların ve kor materyaline doğru ilerleyen çatlakların, kor ile veneer ara yüzündeki zayıf noktalardan kaynaklandığı gözlenmiştir (Rekow ve diğerleri, 2011; Mochales ve diğerleri, 2011).

Tüm bu dezavantajların üstesinden gelmek için güncel bir yaklaşım olarak kor/veneer seramik yerine monolitik seramikler (monolitik zirkonya- monolitik lityum disilikat) kullanılmaktadır (Zhang ve diğerleri, 2013). Bu yeni sistemler son derece translusenttir ve özel renk boyamaları kullanılarak veneer porselen ihtiyacını ortadan kaldırır.

Lityum disilikatın dayanıklılığından dolayı monolitik kronların üretilmesinde kullanılabilmektedir (Fabbri ve diğerleri, 2014). Son gelişmeler lityum disilikat cam seramik sistemlerinin fiziksel ve optik özelliklerini geliştirmiştir. Bu sistem geniş bir renk ve translusensi seçeneklerine sahiptir ve ısı ve basınç altında kayıp mum tekniği ile presleme ya da CAD/CAM frezeleme tekniği ile üretilebilmektedir (Fabbri ve diğerleri, 2014; Tysowsky, 2009).

Preslenebilen lityum disilikat cam seramiklerin (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent AG) mikroyapısının yaklaşık %70'i cam matrikse gömülü olan lityum disilikat kristallerinden ($Li_2Si_2O_5$) oluşmaktadır. Lityum disilikat cam seramiklerin bükülme dayanımı 360 ile 400 MPa arasında değişmektedir (Cattell, Palumbo, Knowles, Clarke ve Samarawickrama, 2002; Höland, Schweiger, Frank ve Rheinberger, 2000; Fabbri ve diğerleri, 2014; Pozzi ve diğerleri, 2015; Sulaiman, Delgado ve Donovan, Baskıda).

Lityum disilikatın geleneksel veneer porseleninden daha güçlü ve tok olmasından dolayı, alt yapı tasarımından destek almasını gerektirmez ve monolitik tam kontur tekniği ile üretilibilir (Fabbri ve diğerleri, 2014). Oklüzal düzenleme ile alt yapıdan vida ulaşım deliklerinin pozisyonuna göre birbirine bağlı olmayan monolitik tek kronlar ya da çok üyeli birbirine bağlı monolitik kronlar tasarlanabilir (Fabbri ve diğerleri, 2014).

Monolitik lityum disilikat kronlar hakkındaki klinik çalışmalar yapısal bütünlük açısından umut verici sonuçlar göstermiştir. (Kern, Sasse, Wolfart, 2012; Raigrodski, 2004; Reich, Fischer, Sobotta, Klapper ve Gozdowski, 2009).

Basınçla şekillenen ya da CAD/CAM ile üretilen monolitik lityum disilikat kronların 2 ile 5 yıllık takipte yüksek başarı oranı gösterdiği (%100) bildirilmiştir (Gehrt, Wolfart, Rafai, Reich ve Edelhoff, 2013; Marquardt ve Strub, 2006). Fakat dişsiz hastaların tedavisinde CAD/CAM alt yapı üzerine simante edilen tam seramik tek kronlarla ilgili bilimsel veriler oldukça azdır (Maló, Araújo Nobre, Lopes, Francischone ve Rigolizzo, 2012).

## 2.7. Stres Analiz Yöntemleri

### 2.7.1. Kullanılan teknik terimler

Stres analizi ile ilgili çalışmalarda bazı mekanik kavramların bilinmesinde fayda vardır. Bu terimler arasındaki küçük farklılıkların bilinmesi, sonuçların alınması ve bu sonuçların doğru bir şekilde değerlendirilebilmesinde önemli rol oynar.

Kuvvet: Bir cisim üzerine uygulandığı zaman vücudu harekete yönlendiren ya da mevcut hareketini değiştiren etkidir (Supervision, 2005). Kuvvetler, cisimlerin teması yoluyla ya da cisimler arasındaki belirli bir mesafede uygulanabilir. Bir cisim üzerine uygulanan kuvvet sonucu, cismin rijit ya da bükülebilir olmasına göre yer değiştirir ya da deformasyona uğrar. Kuvvet; uygulama noktası, büyüklük ve uygulama yönü özellikleri ile ifade edilir ve birimi Newton (N)'dur (Sakaguchi ve Powers, 2012: 34).

$$Kuvvet\ (F) = Kütle\ (m)/İvme\ (a)$$

Stres (Gerilim): Stres; 'birime etki eden kuvvet; bir cisim üzerine uygulanan basma, çekme kuvveti veya başka bir cismi sıkıştırma kuvveti; bir kuvvetin cisim içerisinde neden olduğu deformasyon; dıştan uygulanan kuvvet ya da yüke gösterilen iç direnç' şeklinde tanımlanabilir (Supervision, 2005).

Stresi doğrudan ölçmek zordur, bu yüzden kuvvet ve kuvvetin uygulandığı alan ölçülür ve stres alan başına kuvvet oranından hesaplanır. Stres birimi, birim kuvvetin birim alana bölümüdür ve yaygın olarak Pascal olarak ifade edilir (1 Pa = 1 $N/m^2$ = 1 $MN/mm^2$). Genelllikle, birim olarak Megapaskal kullanılır (1 MPa=$10^6$ Pa) (Sakaguchi ve Powers, 2012: 35).

$$Stres\ (\sigma) = Kuvvet/Alan$$

Stres tipleri: Kuvvet herhangi bir açı veya yönden uygulanabilir ve sıklıkla bir yapıda karmaşık stresleri oluşturmak için birçok kuvvet birleşebilir. Stres tipleri; çekme, basma ve makaslama şeklindedir (Supervision, 2005).

Çekme stresi (tensile stress); materyali kuvvet yönünde uzatacak şekilde yüzey alanına dik yönde kuvvet uygulaması ile ortaya çıkan iç dirençtir (Supervision, 2005).

Basma stresi (compressive stress); yüzey alanına dik yönde fakat materyali sıkıştıracak şekilde kuvvet uygulanması sonucu oluşur (Anusavice ve diğerleri, 2013).

Makaslama stresi (shearing stress); bir cisme ters yönde farklı düzlemlerde uygulanan kuvvetler sonucunda, moleküllerin cismin yüzeyine paralel, ters yönde kayması sonucunda oluşan stresdir (Güngör, 2014).

Gerinim (strain): Yük altındaki bir materyalin, yük uygulanmadan önceki durumuna kıyasla şeklini ne oranda değiştirdiğini ifade eder. Gerinim genellikle yüzde (%) olarak ifade edilir. Gerinim miktarı, materyal tipi ve uygulanan yükün büyüklüğü ile değişecektir (Sakaguchi ve Powers, 2012: 34).

$$Gerinim\ (\varepsilon) = \frac{Deformasyon}{Orjinal\ uzunluk} = \frac{L - Lo(\Delta L)}{Lo}$$

Elastik limit: Elastik limit, kalıcı deformasyon olmadan malzemenin dayanabileceği maksimum stres olarak tanımlanır (Sakaguchi ve Powers, 2012: 34).

Elastik modül (young's modulus): Elastik stresin elastik gerinime oranı ile hesaplanan malzemenin sertliğidir (Anusevice ve diğerleri, 2013). Birimi GPa' dır (1 GPa=1000MPa). Elastik modülü, stres / germe eğrisinin eğimi ile belirlenebilir (Soares ve diğerleri, 2012: 31).

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F}{A}/\frac{\delta}{L} \qquad Elastik\ mod\text{ülü} = Gerilme/Gerinim$$

Poisson oranı: Elastik sınır içinde, lateral stresnin aksiyal strese oranına Poisson Oranı (v) denir (Sakaguchi ve Powers, 2012: 34).

$$Poisson\ Oranı\ = \frac{Endeki\ Birim\ Boyut\ Değişimi}{Boydaki\ Birim\ Boyut\ Değişimi}$$

Lineer elastik cisim: Deformasyon veya gerinim uygulanan kuvvetler altında yapının oransal olarak değişkenlik göstermesidir (Gül, 2009).

İzotrop cisim: Yapısal elemanın her yönde elastik özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Elastik özellikleri iki malzeme sabiti ile (elastik modül ve poisson oranı) ifade edilir (Gül, 2009).

Homojen cisim: Bir materyalin homojen olması, elastik özelliklerin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir (Güngör, 2014).

Asal stres (principle stres): Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğu zaman normal streslere 'asal stres' (Principle Stres) denir. Maksimum asal stres, ara (intermediate) asal stres ve minimum asal stres olmak üzere 3'e ayrılır. Genelde '$\sigma_1$' en büyük pozitif değeri, '$\sigma_3$' en küçük negatif değeri ve '$\sigma_2$' ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerler '$\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$' şeklinde sıralanır. $\sigma_1$ en yüksek çekme stresini, $\sigma_3$ en yüksek basma stresini simgeler (Güngör, 2014).

von Mises stresi (von Mises stres): von Mises stresi, metal gibi çekilebilir materyaller için, deformasyonun (şekil değiştirmenin) başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 asal stres değeri ile hesaplanır (Güngör, 2014). Von Mises değerleri ile tüm yapıda meydana gelen stres değerleri hakkında bilgi edinilebilir (Ramoğlu ve Ozan, 2014).

$$\sigma^{1} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

### 2.7.2. Stres analiz yöntemleri

Kemikte, implantlarda ve uygulanan restrorasyonlardaki stresleri incelemek için birçok farklı yöntem kullanılmaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2003: 96-120).

1. Fotoelastik stres analizi yöntemi

2. Gerinim ölçer ile stres analizi yöntemi

3. Kırılgan vernikle kaplama stres analizi yöntemi

4. Holografik interferometreyle stres analizi yöntemi

5. Termografik stres analizi yöntemi

6. Radyotelemetriyle stres analizi yöntemi

7. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi

Fotoelastik yöntem ile stres analizi

Karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve stresleri gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürme tekniğidir. Fotoelastik stres analiz yöntemi, ışığın polarizasyonu ve bazı maddelerin kuvvet altında ışığı çift kırması gibi iki fiziksel prensibe dayanır (Ulusoy ve Aydın, 2003: 96).

Fotoelastik kuvvet analiz yöntemiyle, stres büyüklüğünü ölçmek için transparan fotoelastik modeldeki kuvvet çizgileri incelenebilir (Pesqueira ve diğerleri, 2014). Fotoelastik materyalde kırmızı ve yeşil renkler arasındaki kuvvet çizgileri 'fringe' olarak tanımlanır. Kuvvet çizgilerinin sayısı arttıkça stres de oransal olarak artar. Kuvvet çizgileri birbirine yaklaştıkça stres değişimi fazla olur ve düzenli renk görünümü ise düzenli dağılım gösteren stres alanlarını ifade eder (Alnıaçık, 2011).

Gerinim ölçer ile stres analizi

Gerinim ölçer, hafif deformasyon altında akım oluşan direnci değiştiren küçük elektrikli dirençlerdir. Bunlar, uygulandıkları nesnenin şekil değişikliklerini ölçerler. Yakalanan elektrik sinyali veri elde etme ünitesine gönderilir, dijital bir sinyale dönüştürülür ve bilgisayar tarafından okunur. Göstergeler strese maruz herhangi bir nesnenin deformasyonunu tam olarak kayıt edebilir (Pesqueira ve diğerleri, 2014).

Kırılgan vernik tekniği ile kuvvet analizi

Analizi yapılacak modelin üzerine özel bir verniğin sürülmesinin ardından model fırınlanır ve ardından yüklenmesi sağlanır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgedeki çatlaklar kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterirler (Ulusoy ve Aydın, 2003:112).

Holografik interferometri ile kuvvet analizi

Stres veya herhangi başka bir nedenle meydana gelen yüzey değişmelerinin tespit edilebilmesi, holografik interferometre' nin doğmasını sağlamıştır. En çok kullanılan türü çift poz holografik interferometredir. Hologram plağı üzerine birden fazla çekim yapılabilmektedir. Hologram plağına, önce başlangıç konumunda olan cisim kaydedilir. Cisme ısı veya mekanik deformasyon uygulandıktan sonra yeni şeklin çekimi, aynı hologram plakasına yapılır. Böylece her iki çekim esnasında, cismin durumlarının girişim deseni elde edilir. Görüntünün yeniden oluşturulması sırasında, kaydedilmiş iki cisim dalgası birbiriyle girişim yaparak saçak alanı meydana getirirler. Bu saçakların şekli, yönü ve aralarındaki mesafe, iki pozlandırma arasında cisimde oluşan değişikliği tanımlar (Korkmaz, 1995).

Termografik kuvvet analiz yöntemi

Bu yöntemin esas aldığı prensibe göre; homojen, izotropik bir malzeme yüklendiğinde ısıda oluşan periyodik değişiklikler malzemenin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğru orantılıdır (Ulusoy ve Aydın, 2003:119).

Radyotelemetri ile kuvvet analizi

Bu yöntem bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir malzemeye bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir metottur. Yöntemde bir güç kaynağı, radyasyon iletici, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış stres ölçerler, stres ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedici mevcuttur (Ulusoy ve Aydın, 2003:119-120).

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi

Sonlu elemanlar analizi (SEA) havacılık endüstrisi tarafından 1960'ların başlarında geliştirilmiş ve kullanımı yaygınlaşmıştır (Yang ve Xiang, 2007). Robert Hooke tarafından 1960' larda 'Kuvvet ve Yer Değiştirme Oransallığı Kanunu'nun çıkarılmasından günümüze, gittikçe gelişen formları kullanılmıştır (Geng, Yan ve Xu, 2008:1). 1976 yılında, Weinstein ve diğerleri, implantoloji alanında sonlu elemanlar analizi kullanan ilk araştırmacılardır (Pesqueira ve diğerleri, 2014).

Sonlu elemanlar analiz yöntemi, kesintisiz bir bölgeyi bir dizi basit şekiller halinde bölme tekniğidir (Geng ve diğerleri, 2008:2). Biyomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modeli çıkartılıp bilgisayar ile bu modelin çözümlenmesi esasına dayanır (Ulusoy ve Aydın, 2003:113). Sonlu elemanlar yöntemi; statik veya dinamik; elastik, inelastik veya plastik davranıştaki katı, sıvı, gaz ve bunların kombinasyonları gibi birçok türde malzemeler üzerinde uygulanabilmektedir (Geng ve diğerleri, 2008:2).

Sonlu elemanlar stres analizi, karmaşık yapıların direncini ve stres dağılımını taklit ve test etmek için sanal modeller kullanır (Pesqueira ve diğerleri, 2014). Böylece, in vitro ya da in vivo deneysel analiz ile mümkün olmayan; kemiğin, implantların ve protetik parçaların ara yüzlerini taklit etmek ve biyomekanik davranışını değerlendirmek mümkün hale gelir (Rubo ve Capello Souza, 2010).

Bu yöntem; matematiksel fonksiyonları kullanarak ve sorunu birçok küçük ve basit elemanlara bölerek, mekanik problemlerin araştırılmasını sağlar (Yang ve Xiang, 2007; Pesqueira ve diğerleri, 2014). Sonlu elemanlar stres analizi, araştırmacılara; farklı yüklemeleri uygulamayı ve bu yükün diş, protez, implant ve kemik üzerinde neden olduğu stres seviyelerini ve yer değiştirmeyi elde etmeyi sağlar (Rubo ve Capello Souza, 2010).

Sonlu elemanlar analizinin yapılabilmesi için gerekli donanıma sahip bilgisayar ve yazılım programları masraflıdır ve yazılım programlarının düzenli aralıklarla güncellenmesi gereklidir (Ramoğlu ve Ozan, 2014).

Sonlu elemenların başarısında; kemik ve implant geometrilerinin uygun modellenmesi, materyallerinin özellikleri, kemik-implant ara yüzünün niteliği, yükleme ve sınır koşulları gibi faktörler önem taşımaktadır (Pessoa ve Jaecques, 2012:158).

### 2.7.3. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde temel kavramlar

Eleman

Sonlu elemanlar analizinde modeller sonlu sayıda 'eleman' olarak tanımlanan basit geometrik şekillere bölünür (Adıgüzel, 2010).

Modelin gerçeğe daha yakın sonuçlar verebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda elemana bölünmesi gereklidir. Elemanlar tek boyutlu (düz çizgiler), iki boyutlu (üçgenler, eşkenar dörtgenler) veya üç boyutlu (piramit veya tuğlaya benzer şekilli) veya değişik şekillerde olabilirler (Taşkınsel ve Gümüş, 2014).

Düğüm (Node)

Elemanların belli noktalardan birbirleri ile bağlandığı noktalara düğüm adı verilmektedir (Adıgüzel, 2010).

Ağ yapısı (Mesh) oluşturulması

Karmaşık geometrik yapı, bir bilgisayar sisteminde ağlara (mesh) dönüştürülür. Bu yapı, elemanlardan ve ilgili düğümlerden ve sınır koşullarından (boundary conditions) oluşur. Düğümler, köşe noktalarında birbirleri ile birleşen sonlu sayıda aynı büyüklükteki elemanlara bölünür (Dağlık, 2012). Yükleme ile oluşan her bir düğümdeki stres ve yer değiştirme (displacement), bir bilgisayar programı ile hesaplanabilir (Çağlar ve diğerleri, 2006).

Geometri ve katı modelleme

Dental implantların mekanik davranışını taklit etmede en büyük zorluklardan biri insan kemik dokusunun modellenmesidir. Doğru bir SE modeli için, doğru kemik ve implant geometrisi kadar implantın doğru pozisyonunu da önemlidir (Pessoa ve Jaecques, 2012:160). Son zamanlarda, dijital görüntüleme tekniklerinin gelişmesi ile daha etkili yöntemler anatomik doğru modellerin geliştirilmesi için kullanılmaktadır.

Yapıların mekanik modellemesi 2 ya da 3 boyutlu olarak gerçekleştirilebilir (Pesqueira ve diğerleri, 2014). 2 boyutlu modeller 3 boyutlu yapıların davranışını gerçek bir şekilde taklit edemezler, bu yüzden en son çalışmalar 3 boyutlu modelleme üzerine odaklanmıştır (B.A. Gultekin, P. Gultekin ve Yalcin, 2012: 22). 3 boyutlu analiz, daha tutarlı sonuçlar yaratarak, gerçek hayatta daha doğru ve karmaşık geometriye sahip modellerin geliştirilmesini sağlar (Yang ve Xiang, 2007).

Çok karmaşık modellerin oluşturulması önemli bir konudur. Çözümlemenin mümkün olması için nihai sonucu etkileyen bazı sadeleştirmeler ve varsayımlar yapılması gereklidir. Genellikle dental implant çalışmalarında kemiğin homojen ve izotropik olduğu varsayılarak kemik veya implant sistem geometrisinin basitleştirilmesi gibi bazı sadeleştirmeler ve varsayımlar kabul edilmektedir (Daas, Dubois, Bonnet, Lipinski ve Rignon-Bret, 2008; Pesqueira ve diğerleri, 2014; Rubo ve Capello Souza, 2010). Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde üç boyutlu katı modelin oluşturulmasında en sık kullanılan yöntemler; MR ve CT görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılarak modelin oluşturulması ve koordinat belirleme cihazlarıyla elde edilen nokta ve yüzey verilerinden model oluşturulmasıdır (Ramoğlu ve Oğuz, 2014).

Bilgisayarlı tomografi (BT) veya manyetik rezonans görüntüleme (MRG); görüntü verilerinde 2 veya 3 boyutlu bilgilerin sonlu elemanlar analizi ağlarına doğrudan dönüşümü için özel yazılım uygulamasını içermektedir (Geng, Tan ve Liu, 2001). Alt çene, kron ve implantların 3 boyutlu katı modelleri, BT görüntülerinden elde edilen veriler ile bilgisayar destekli tasarım (CAD) sistemi kullanılarak oluşturulmaktadır. (Hsu ve Chang, 2010). BT görüntüleri anatomik ve hastaya özgü sonlu eleman modelleri oluşturmak için bir değerli bir araç haline gelmiştir (Pessoa ve Jaecques, 2012:160).

İmplant destekli sabit restorasyonlarda, hem protez üstyapı seviyesindeki hem de implant alt yapısı düzeyindeki streslerin optimal biyomekanik dağılımını değerlendirmek için tüm

alt çenenin doğru ve gerçekçi bir şekilde modelleme ihtiyacı olduğu kabul edilmektedir (Hsu ve Chang, 2010).

Materyal özellikleri

Malzeme özellikleri bir yapı içindeki stres ve gerinim dağılımını büyük ölçüde etkilemektedir. Bu özellikler izotropik, enine izotropik, ortotropik ve anizotropik olarak sonlu elemanlar analizinde modellenebilir (Geng ve diğerleri, 2001). İzotropik bir malzemede Young modülü ve Poisson oranı olmak üzere sadece iki bağımsız materyal sabiti vardır ve özellikler her yönde aynıdır (Hsu ve Chang, 2010). Anizotropik bir materyal farklı yönlerde ölçüldüğünde farklı özellikler gösterir. Bu nedenle, bildirilen çoğu çalışmada, malzemelerin homojen, lineer (doğrusal) ve izotropik olduğu varsayımı yapılmıştır (Geng ve diğerleri, 2001).

İlk sonlu elemanlar analizi çalışmalarında süngerimsi kemik ağın belirlenmesi çok zor olduğundan süngerimsi kemik ağı göz ardı edilmiştir. Bu nedenle, iç kortikal kemik kabuk içinde solid bir süngerimsi kemik olduğu varsayılmıştır (Hsu ve Chang, 2010).

Sınır koşulları

Sınır koşulları, modellenen bir yapının dış etkilerini tanımlar (Soares ve diğerleri, 2012: 36). Sınır koşulu; kuvvet ve sınırlama uygulamasıdır. Yapısal analizde sınır koşulları, yer değiştirmenin veya rotasyonun olduğu bölgelere uygulanır (Gultekin ve diğerleri, 2012: 38). Sınırlamalar, kemik-implant ara yüzü ile reaksiyon kuvvetleriyle ilişkili gerinim ya da stres alanlarının örtüşmesini önlemek için ilgili bölgeden uzakta bulunan düğümlerin üzerine yerleştirilmelidir (Hsu ve Chang, 2010). Sınır koşulları altı serbestlik derecesi (DOF) ile ilişkilidir (3 translasyon ve 3 rotasyon) ve genellikle 3 boyutlu modellerde altı serbestlik derecesine sahip düğümlere uygulanır (Soares ve diğerleri, 2012: 36).

Mandibulanın modellendiği çoğu sonlu elemanlar analizi çalışmalarında sınır koşulları sabit olarak düzenlenmiştir (Geng ve diğerleri, 2001). Modelin etki alanının genişletilmesi sınır koşullarının yanlış modelleme etkisini azaltabilir. Ancak bu, bilgisayar ve modelleme zamanını arttıracaktır (Gultekin ve diğerleri, 2012: 38).

Teixeira ve diğerleri, 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile mandibulanın modellemesinde, implantlardan mezial ve distal olarak 4,2 mm den daha uzağının modellenmesinin sonuçların doğruluğunu arttırmadığını belirtmişlerdir (Teixeira, Sato, Akagawa ve Shindoi, 1998).

Yükleme koşulları

Sonlu elemanlar modelinde yüklerin uygulaması, modellenen yapının maruz kaldığı dış yükleme durumlarını temsil etmelidir (Soares ve diğerleri, 2012: 36). Isırma kuvvetleri; basma, çekme ve makaslama kuvvetleri olarak tanımlanabilir (Gultekin ve diğerleri, 2012: 39). Genellikle, implant ve protez basma kuvvetlerine karşı uyum sağlayabilir (Misch, 2008). Makaslama kuvvetleri, implant-kemik arayüzü çevresinde ve protezde stresi arttıran en zararlı kuvvetlerdir (Mish, Suzuki, Misch-Dietsh ve Bidez, 2005).

Oklüzal yükün yönü, implant üzerine gelen kuvvet miktarını önemli oranda etkiler. Sonlu elemanlar analizi uygulanacağı zaman, sadece aksiyel ve yatay kuvvetleri değil aynı zamanda oblik oklüzal yükleri de göz önünde bulundurmak önemlidir. Oblik kuvvetler daha gerçekçi ısırma yönünü gösterir ve belirli bir kuvvet için, kortikal kemikte yüksek strese neden olurlar (Geng ve diğerleri, 2001). Aşırı oklüzal yükleme, kemik kaybına ve mekanik komplikasyonlara sebep olabilir (Pesqueira ve diğerleri, 2014).

Maksimum oklüzal kuvvetler 200 ile 3500 N arasında değişmektedir Oklüzal kuvvetler, protetik restorasyonlarda doğal dentisyondan genellikle daha düşüktür. Hareketli bölümlü proteze sahip hastaların oklüzal kuvvetleri 65 ile 235 N arasında değişmektedir. Tam protez kullanan hastalar için molarlar ve premolarlardaki ortalama kuvvet yaklaşık 100 N dur. (Sakaguchi ve Powers, 2012: 34). McAlarney ve Stavropoulos (1995), implant destekli sabit protez kullanan hastaların ortalama maksimum ısırma kuvvetinin 143 N olduğunu bildirmişlerdir. Güncel bir literatürde ise ortalama ısırma kuvvetleri 300 N olarak belirlenmiştir (Meriç, Erkmen, Kurt, Tunç ve Eser, 2011). Isırma gücünün büyüklüğü, yaş, cinsiyet, dişsizlik, parafonksiyonel alışkanlıklarına göre değişebilir ve aynı ağızda posterior ve anterior bölgede farklı olabilir (Geng ve diğerleri, 2008).

Kemik-implant bağlantısı

Sonlu elemanlar analizinde kemik-implant ara yüzündeki yük transferi analizi, implant başarısını veya başarısızlığını belirleyen önemli bir basamaktır (Geng ve diğerleri, 2008: 61). İmplant tedavisinin uzun dönem başarısı ve öngörülebilirliği biyomekanik çevreden oldukça etkilenmektedir. Ara yüzdeki sıkı kemik-implant teması, uygulanan yüklerin implant destekli protezden doğrudan çevreleyen kemiğe iletilmesine izin verir.

Sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarının çoğu, kemik-implant ara yüzünde ideal bir osseointegrasyon olduğunu, yani kortikal ve trabeküler kemiğin implantla mükemmel bir şekilde bağlandığını kabul eder. Oysa klinik koşullarda bu tam olarak gerçekleşmez (Geng ve diğerleri, 2001).

Sonlu elemanlar analizinin değerlendirilmesi

Sonlu elemanlar analizinin en güçlü özelliklerinden biri sonuçların kolayca görsel ve erişilebilir hale getirilebilmesidir. Sonuçların görüntülenmesi, her rengin bir değer aralığına karşılık geldiği bir renk skalası kullanarak veri dağılımlarının gösterilmesi ile yapılabilir. Ayrıca, deformasyonlar ve yer değiştirmeler, orijinal modelin ana hatları ile yükleme altındaki modelin hatları karşılaştırarak gösterilebilir (Soares ve diğerleri, 2012: 36).

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda, Fempro bilgisayar programı oluşan 25 farklı stres değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve hangi kriterler ile karşılaştırılacağının bilinmesidir.

Analiz sonuçlarında artı değerler çekme, eksi değerler ise basma streslerini belirtmektedir. Bir elemanda mutlak değeri yüksek olan stres tipi değerlendirilmelidir.

Kırılgan materyaller hakkında asal streslerin değerlendirilmesi ile bilgi elde edilebilirken (Ramoğlu ve Oğuz, 2014), von Mises stresi sayesinde de ara yüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Ayrıca von Mises stres değerleri dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır (Güngör, 2014).

# 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Gazi Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda ve Ay Tasarım Ltd. Şti. (Ankara, Türkiye)'nde gerçekleştirildi.

Bu çalışmada, tam dişsiz alt çenede, 'All-on-four' tekniğine göre yerleştirilmiş implantlar üzerine 3 farklı kantilever uzunluğunda tasarlanan zirkonyum ve titanyum alt yapıların implant, implant çevresi kemik ve protezde oluşturduğu stresler, üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirildi (Resim 3.1).



Resim 3.1. Protezin modeldeki görünümü

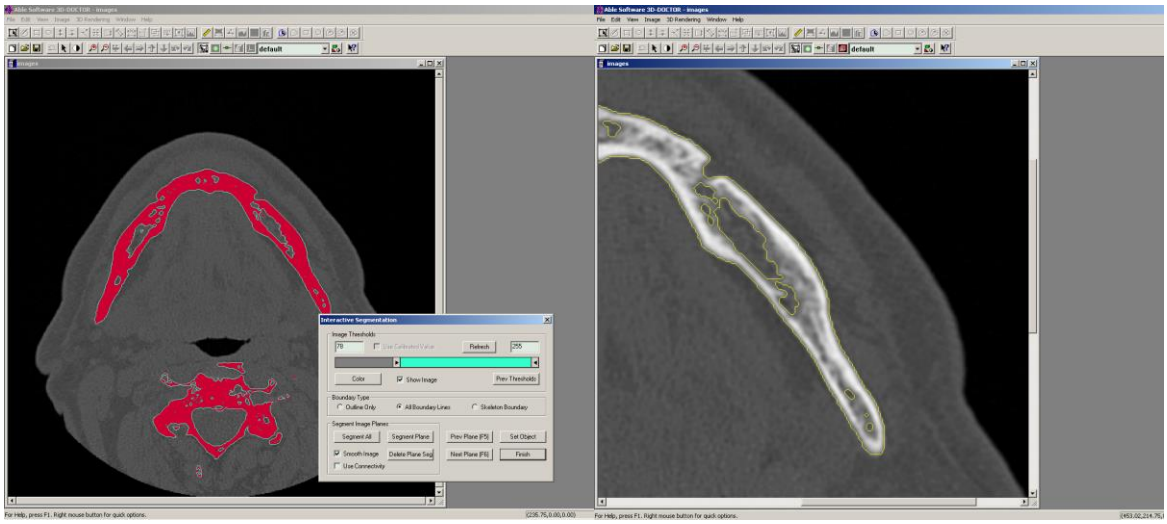
## 3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Kemik dokularının modellenmesi için, öncelikle bir hastanın tomografisi çekildi. Tomografi çekimi 3M Iluma CBCT cihazında 120KvP 3.8mA değerlerinde 40 saniyelik çekim modu kullanıldı (Resim 3.2).



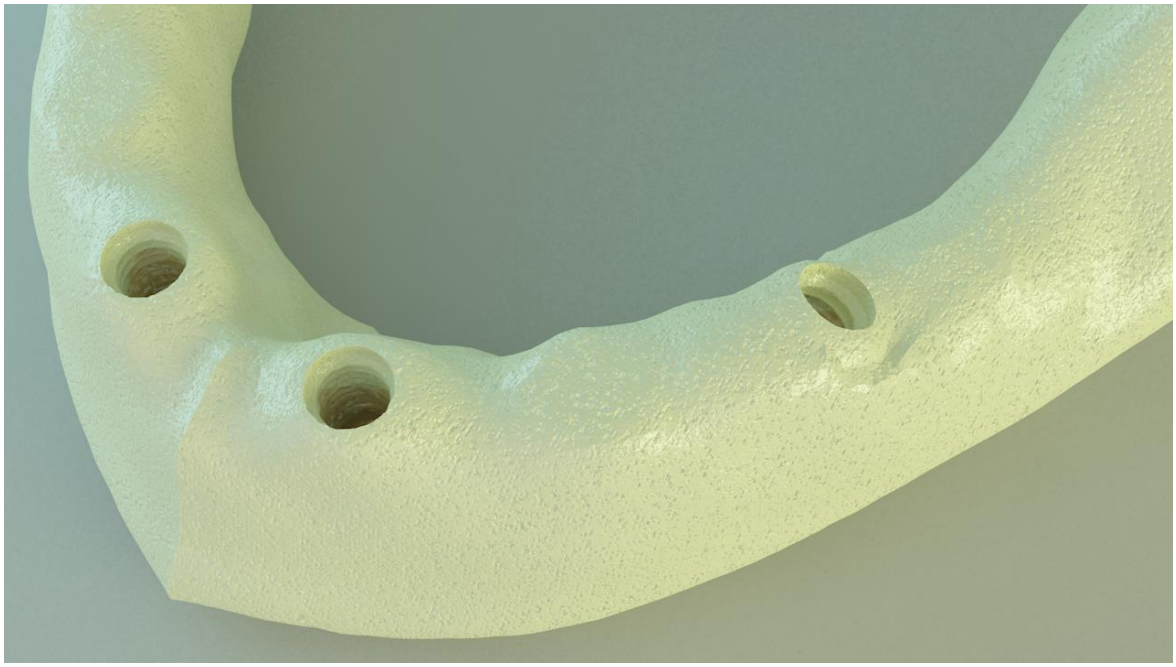
Resim 3.2. Tomografi görüntüsü

Çekilen filmlerde, 3D-Doctor yazılımında “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı (Resim 3.3).



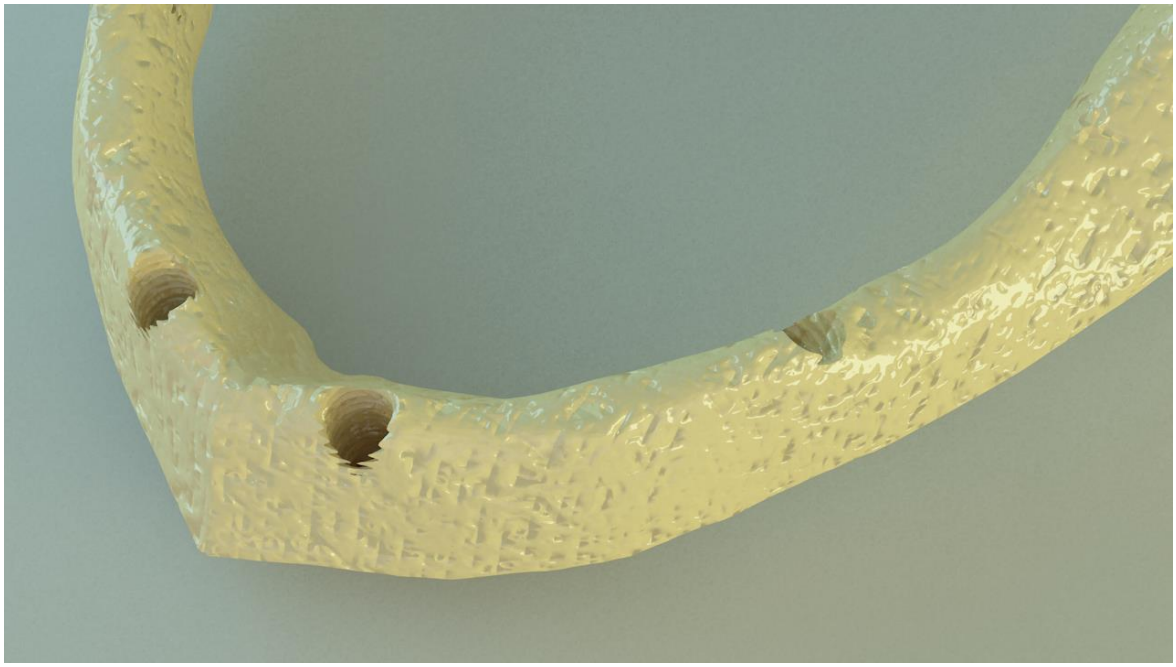
Resim 3.3. 3D-Doctor yazılımı görüntüsü

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3D Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edilerek kemik dokusu modellendi (Resim 3.4).



Resim 3.4. Mandibula modeli

Kemik dokusundan offset yöntemi ile (ofset: yapının her yerden eşit olarak büyümesi/küçülmesi işlemi) kortikal kemikten trabeküler kemik elde edildi (Resim 3.5). Ofset değeri olarak 2 mm alındı (Bonnet, Postaire ve Lipinski, 2009; Zampelis, Rangert ve Heijl, 2007). Kortikal kemik kalınlığı tip 2 bir kortikal kemikle çevrili yoğun trabeküler kemik tipine uygun olarak 2 mm olarak belirlendi. Bu şekilde mandibula kortikal kemik ve trabeküler kemik gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler ‘Rhinoceros’ yazılımında 3 boyutlu uzaydaki koordinatlarına yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlandı.



Resim 3.5. Trabeküler kemik

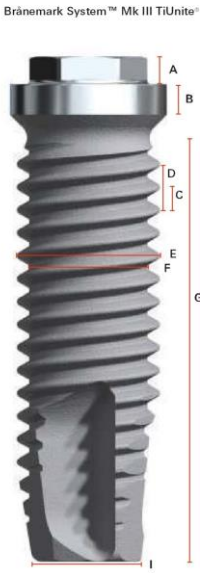
3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Germany) optik tarayıcısı (Resim 3.6) ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı.



Resim 3.6. Activity 880 optik tarayıcısı

### 3.1.1. İmplant ve protez parçalarının modellenmesi

Çalışmada kullanılan implant ve protez parçaları Smart Optics 3 boyutlu tarayıcısı ile tarandı. Stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 yazılımına aktarıldı. Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı.

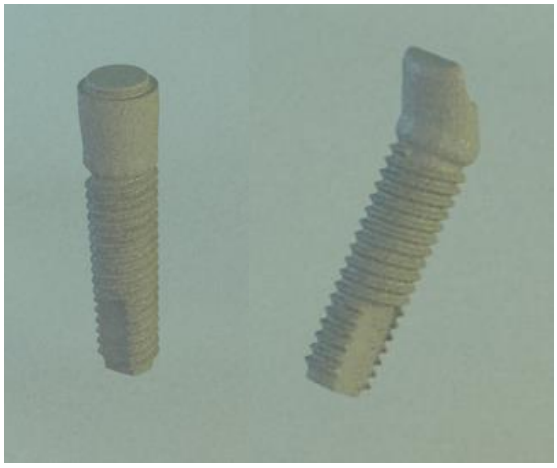



Resim 3.7. Çalışmada kullanılan implant (Brånemark Sistem Mk III TiUnite)

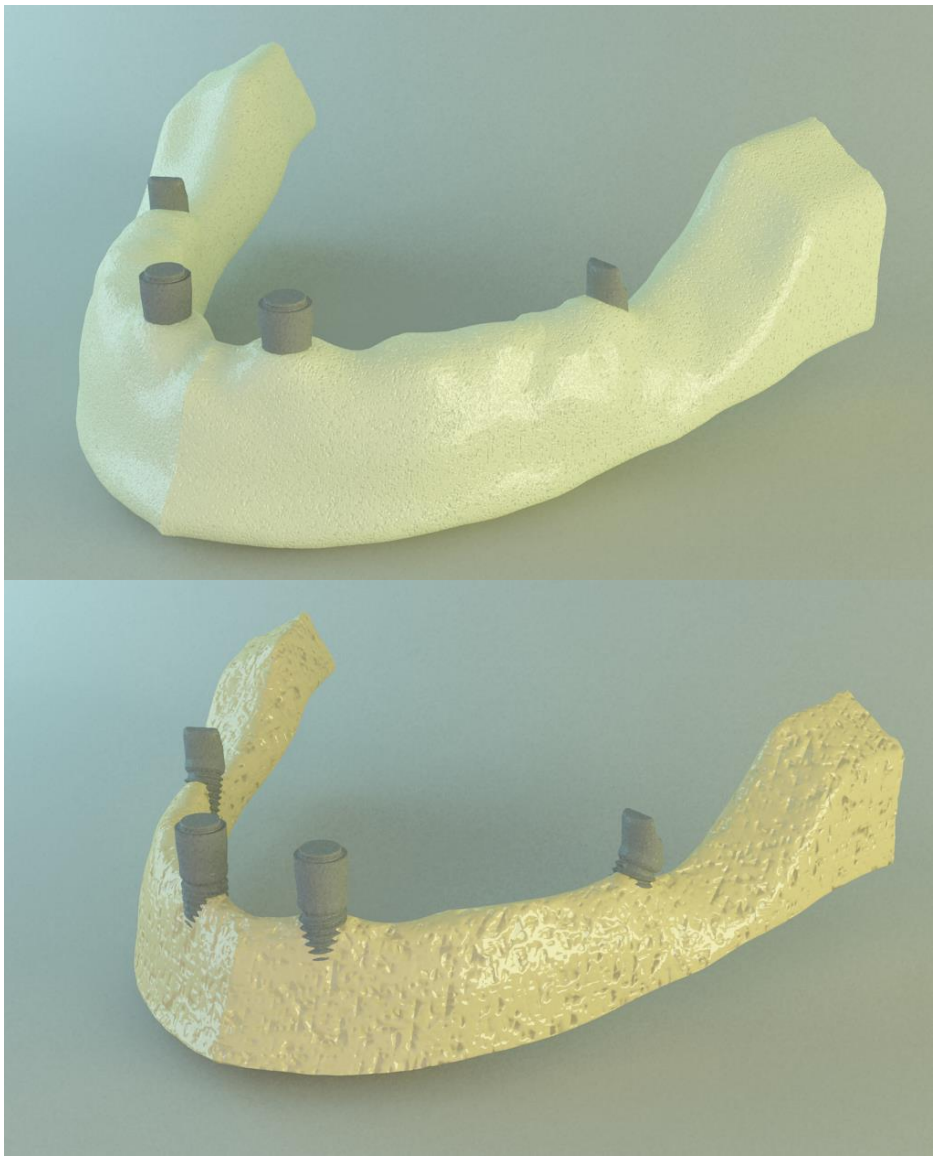
Brånemark Sistem Mk III TiUnite 4 mm çapında, 13 mm uzunluğunda implantlar (Hussein ve Rabie, 2015; Khatami ve Smith, 2008) (Resim 3.7) ve 30° eğimli ve düz abutmentlar orjinallerinden birebir modellendi. Anterior implantlar lateral kesici bölgesinde vertikal şekilde konumlandırıldı.

Posterior implantlar mental foramen önüne 30° eğimli bir şekilde konumlandırıldı (Resim 3.9). Posterior implantlar mental foramenin farklı pozisyonlarda olduğu varsayılarak 3 farklı pozisyonda yerleştirildi. Ark uzunluğu değişmeden kantilever uzunlukları 7 mm, 10 mm ve 14 mm olacak şekilde modeller elde edildi.

Abutment ve implant bir bütün olarak kabul edildi. Abutmentlar 4 mm çap ve 4 mm uzunlukta modellendi. Anterior abutmentlar 0°, posterior abutmentlar 30° olarak tasarlandı. Protetik vida ulaşım deliğinin uygun şekilde pozisyonlandırılabilmesi için anterior implantlarda abutmentlar 0°, distal implantlarda implantın uzun aksına göre 30° açılı abutmentlar kullanıldı (Resim 3.8).

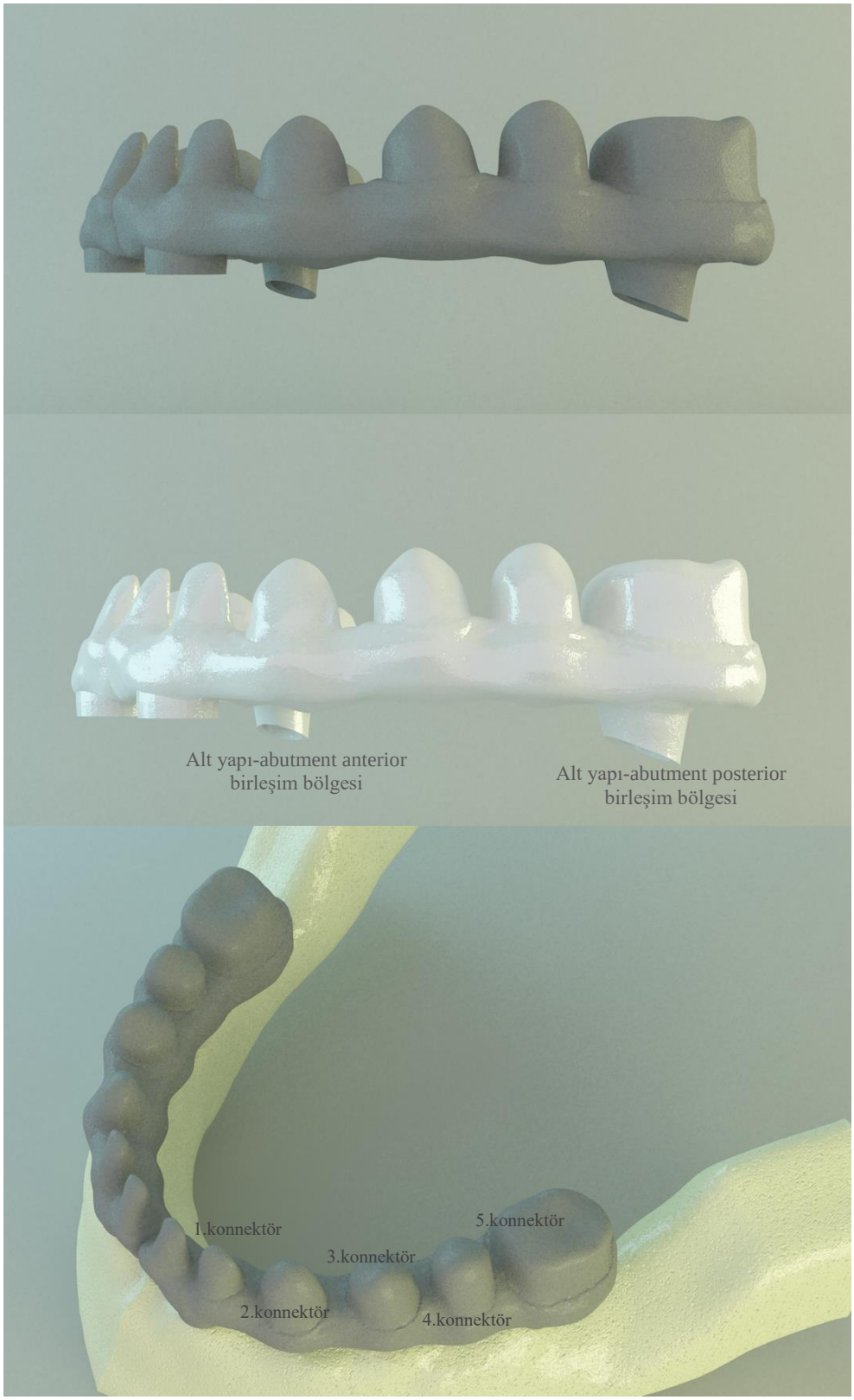


Resim 3.8. Anterior ve posterior implant modelleri



Resim 3.9. İmplantların kortikal ve trabeküler kemik model görünümleri

İmplant alt yapıları, hibrit protezleri oluşturmak üzere kesik diş formunda titanyum ve zirkonya materyallerinden oluşturuldu (Resim 3.10).




Resim 3.10. Titanyum ve zirkonya alt yapılar

Üst yapı protezi monolitik lityum disilikat tek kronlardan oluşacak şekilde modellendi. Diş eti kısmı akrilik rezinden tasarlandı (Resim 3.11). Alt yapı yüksekliği 8 mm, kron yüksekliği 2 mm, toplam protez yüksekliği 10 mm (Naini, Nokar, Borghei ve Alikhasi, 2011), alt yapı bukkolingual genişliği 8 mm ve dental ark uzunluğu 90 mm olarak belirlendi.



Resim 3.11. Monolitik lityum disilikat kronlar ve akrilik rezinin modeldeki görünümü

### 3.2. Çalışma Modelleri

Çalışmada; 6 farklı tasarımda, çift taraflı yükleme koşulunda toplam 6 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirildi.

**Model 1:**



Resim 3.12. 7 mm kantilever uzunluğu, titanyum alt yapı ve monolitik lityum disilikat kronlar

**Model 2:**



Resim 3.13. 7 mm kantilever uzunluğu, zirkonya alt yapı ve monolitik lityum disilikat kronlar

**Model 3:**



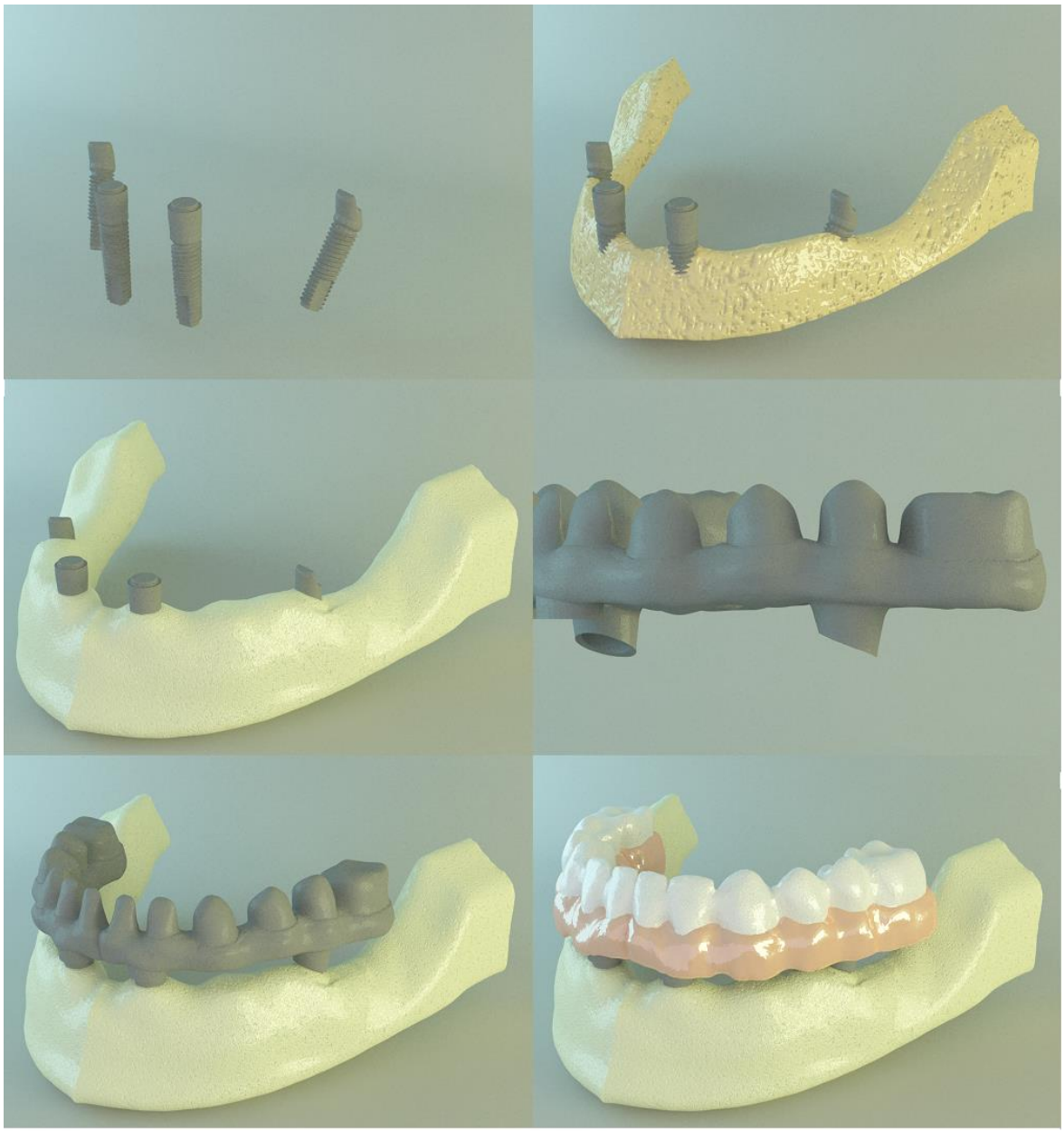
Resim 3.14. 10 mm kantilever uzunluğu, titanyum alt yapı ve monolitik lityum disilikat kronlar

**Model 4:**



Resim 3.15. 10 mm kantilever uzunluğu, zirkonya alt yapı ve monolitik lityum disilikat kronlar

**Model 5:**



Resim 3.16. 14 mm kantilever uzunluğu, titanyum alt yapı ve monolitik lityum disilikat kronlar

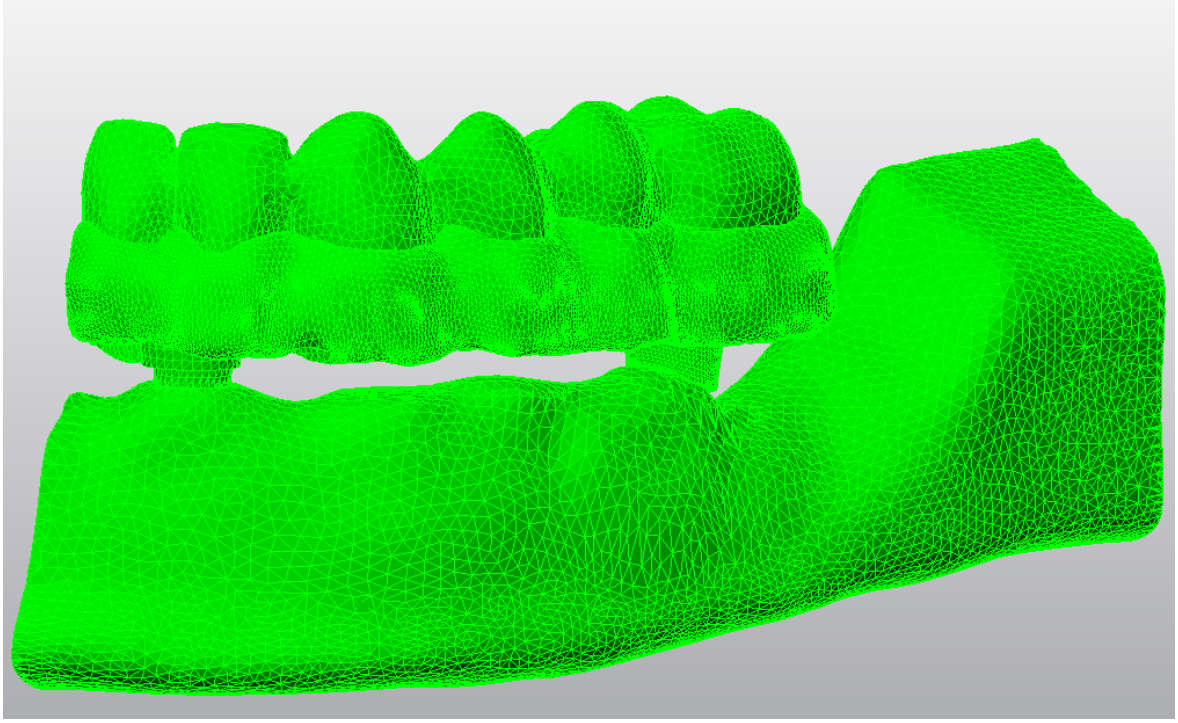
**Model 6:**



Resim 3.17. 14 mm kantilever uzunluğu, zirkonya alt yapı ve monolitik lityum disilikat kronlar

### 3.2.1. Çalışmada kullanılan parçaların katı modellemesinin yapılması

Modeller, ‘VRMesh’ yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, ‘stl’ formatında Algor Fempro yazılımına aktarıldı.



Resim 3.18. Rhino’da yapılan modellemelerin 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılması

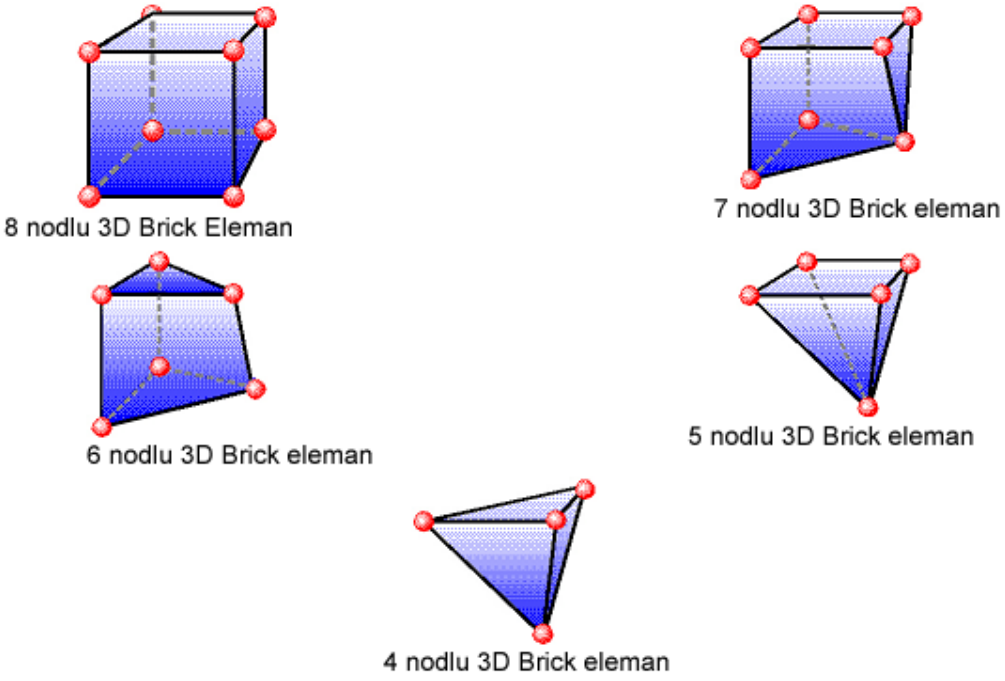
Stl formatı 3 boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır (Resim 3.18). Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin alt çeneye ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini (elastiklik modülü ve poisson oranı) tanımlayan materyal değerleri verildi (Çizelge 3.1).

Çizelge 3.1. Elastiklik Modülü ve Poisson Oranları

| | Elastiklik Modülü (GPa) | Poisson Oranı (v) | Kaynaklar |
|---|---|---|---|
| Kortikal Kemik | 13,7 | 0,30 | Bozkaya, S. Muftu ve A. Muftu, 2004; Bevilacqua ve diğerleri, 2008; Demenko, Linetsky, Nesvit, Linetska ve Shevchenko, 2014; Demenko, Linetskiy, Nesvit ve Shevchenko, 2011 |
| Trabeküler Kemik | 1,37 | 0,30 | Bevilacqua ve diğerleri, 2008; Sevimay ve diğerleri, 2005; Van Staden, Guan ve Loo, 2006 |
| CP titanyum | 117 | 0,30 | Geng ve diğerleri, 2001 |
| Monolitik Lityum disilikat | 95 | 0,23 | Ereifej, Rodrigues, Silikas ve Watts, 2011; Ma, Guess ve Zhang, 2013 |
| Zirkonya | 200 | 0,31 | Çağlar ve diğerleri, 2011; Kohal, Papavasiliou, Kamposiora, Tripodakis ve Strub, 2002 |
| Rezin | 2,7 | 0.35 | Geng ve diğerleri, 2001; Gultekin ve diğerleri, 2012 |

Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde ağ yapısı (mesh) oluşturma işlemi gerekmektedir.

Mesh üretiminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturuldu. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanıldı. Modeller ‘Bricks ve Tetrahedra’ elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. ‘Bricks ve Tetrahedra’ katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanıldı (Resim 3.19).




Resim 3.19. 4, 5, 6, 7, 8 node'lu 3 boyutlu elemanlar

Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışıldı. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirildi. Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçildi (Çizelge 3.2).

Çizelge 3.2. Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

| Modeller | Eleman Sayısı | Düğüm Sayısı |
|---|---|---|
| Model 1 (7 mm) | 805489 | 197304 |
| Model 2 (10 mm) | 810173 | 199052 |
| Model 3 (14 mm) | 814727 | 200008 |

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu

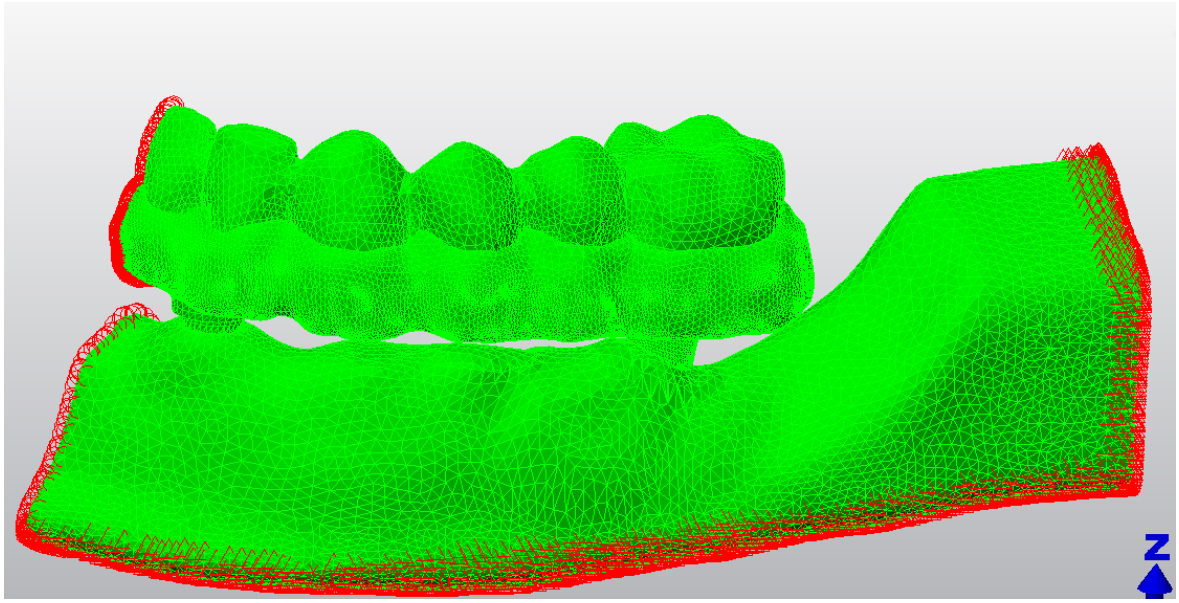
tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya geriniminin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

### 3.2.2. Kemik implant bağlantı durumu

İmplantların kemiğe % 100 osseointegre olduğu varsayıldığı için, kemik ve implantlar arasında tüm arayüz boyunca sıkı bir bağlantının varlığı kabul edildi.

### 3.2.3. Sınır koşulları

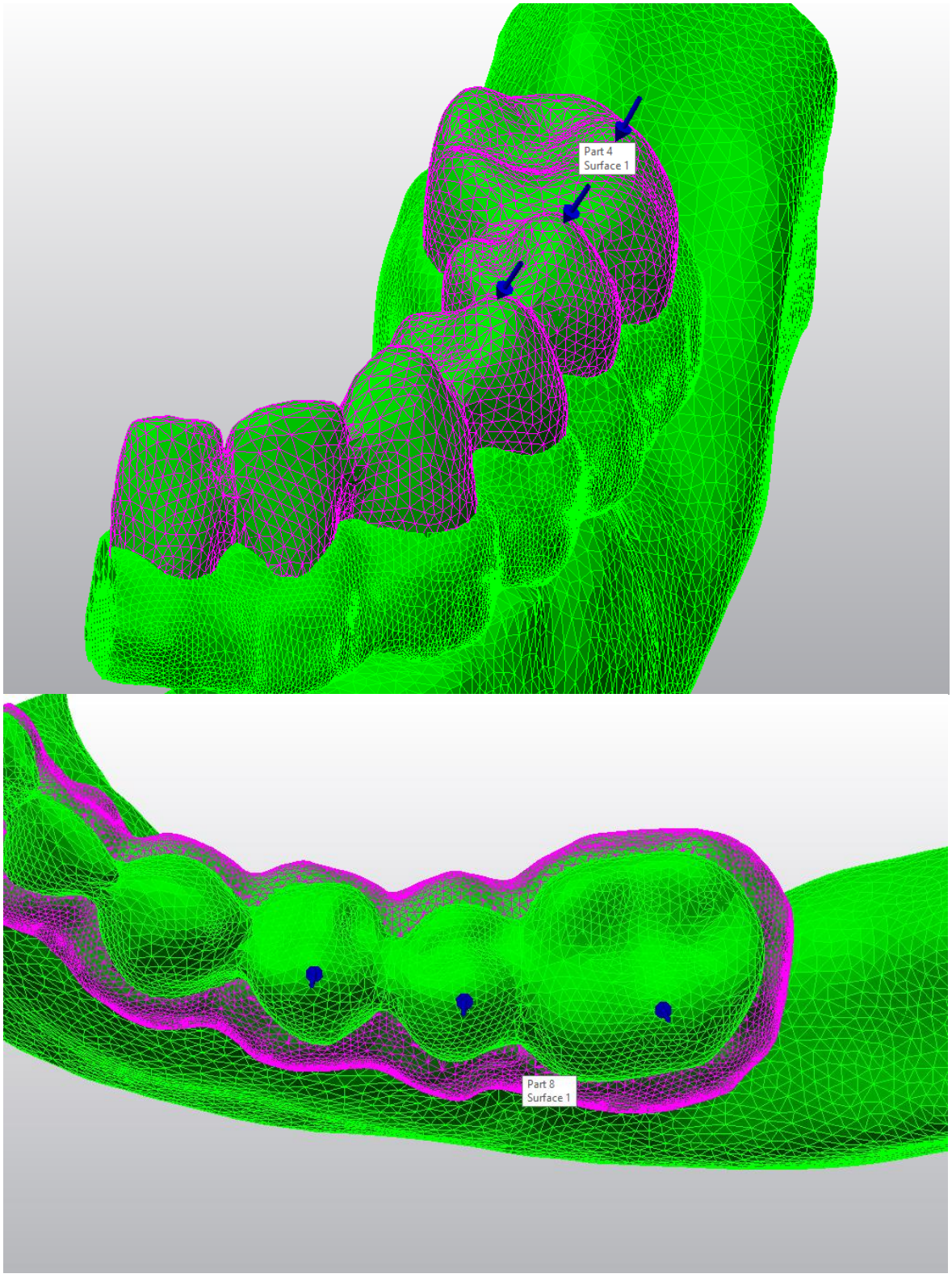
Model çene kemiğinin arka bölgesinden ve alt kısmından her (serbestlik derecesinde) DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlendi (Resim 3.20).




Resim 3.20. Modelin sınır koşulları

### 3.2.4. Yükleme koşullarının oluşturulması

Premolarların ve birinci moların bukkal tüberküllerine oklüzal plandan linguale doğru 30° açı ile 100N, toplam 300N kuvvet çift taraflı olarak uygulandı (Resim 3.21).

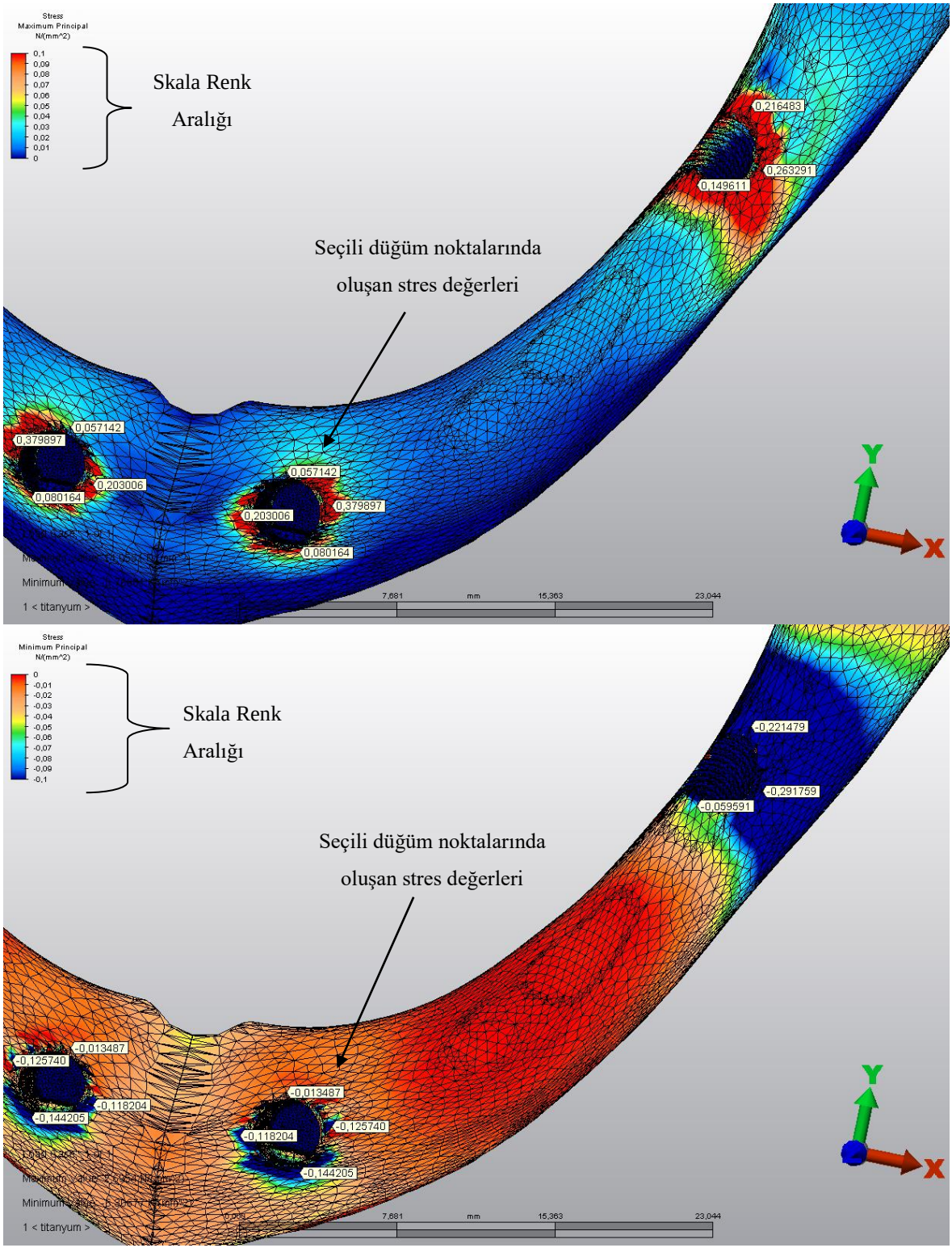



Resim 3.21. Yükleme koşulları

# 4. BULGULAR

Çalışmada; 6 farklı modelde; oblik yükleme altında; kortikal kemikte, trabeküler kemikte, implant ve abutmentlarda, alt yapılarda oluşan çekme, basma ve von Mises stresleri değerlendirildi.

Streslerin yoğun olarak gözlendiği alanlarda noktasal değerler belirlenerek karşılaştırıldı. Stres dağılımlarını gösteren görüntülerin sol üst tarafındaki skaladan renklere göre stres değerlerinin dağılımı görülebilmektedir. Şekillerde her renk bir stres aralığını (MPa) temsil etmektedir. Resim 4.1' de sol üst köşelerde yer alan skaladaki renklere göre, von Mises stres değerleri ve çekme stresleri maviden kırmızıya doğru artmaktadır. Basma stresleri ise negatif değerler ile gösterilmekte ve mutlak değeri kullanılmaktadır. Basma stresleri için mavi değerler daha yüksek stresleri belirtmektedir. Ayrıca modellerde implant çevresi kemikte mezial, distal, bukkal ve lingual bölgelerden seçilen düğüm noktalarındaki değerler de görülmektedir (Resim 4.1).




Resim 4.1. Çekme ve basma stres değerleri

## 4.1. Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

### 4.1.1. 1. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme streslerinin en yüksek lingual bölgede ve 0,199350 MPa değerinde oluştuğu görüldü. Anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek distal bölgede ve 0,054973 MPa değerinde oluştu (Resim 4.2).

### 4.1.2. 2. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme streslerinin en yüksek lingual bölgede ve 0,199552 MPa değerinde oluştuğu görüldü. Anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede ve 0,047403 MPa değerinde oluştu (Resim 4.2).

### 4.1.3. 3. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme streslerinin en yüksek lingual bölgede ve 0,334537 MPa değerinde oluştuğu görüldü. Anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede ve 0,053738 MPa değerinde oluştu (Resim 4.3).

### 4.1.4. 4. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme streslerinin en yüksek lingual bölgede ve 0,292011 MPa değerinde oluştuğu görüldü. Anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede ve 0,061188 MPa değerinde oluştu (Resim 4.3).

### 4.1.5. 5. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

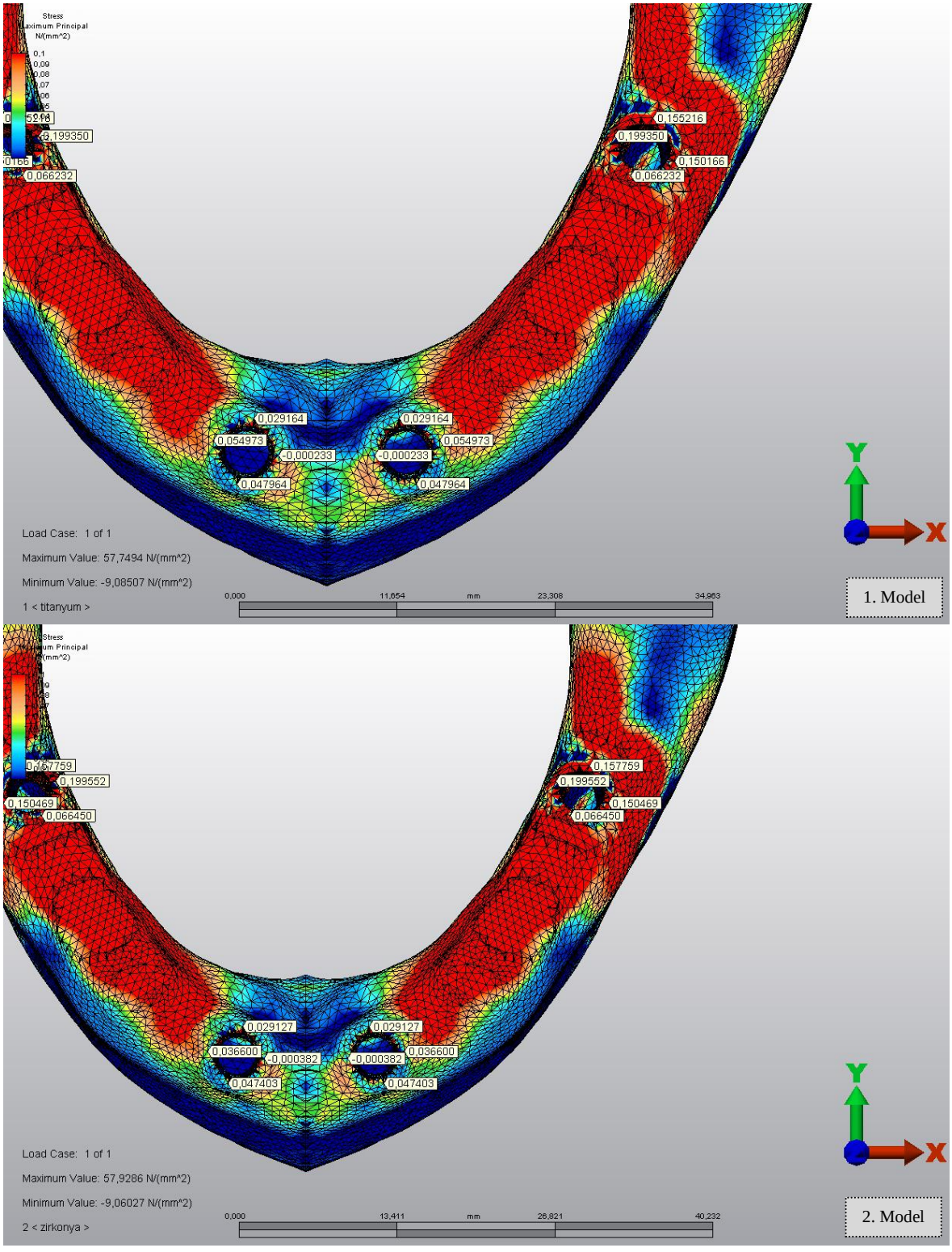
Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 0,426760 MPa değerinde oluştuğu görüldü. Anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek lingual bölgede ve 0,144802 MPa değerinde oluştu (Resim 4.4).

### 4.1.6. 6. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

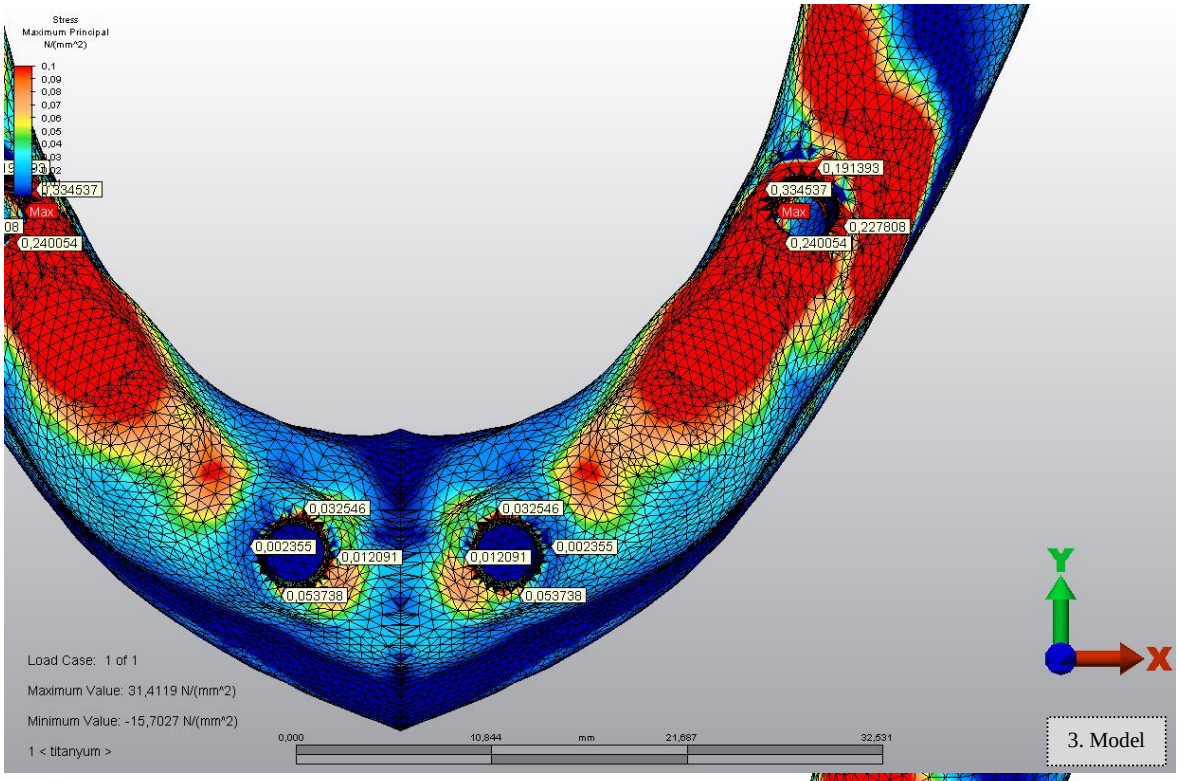
Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 0,314816 MPa değerinde oluştuğu görüldü. Anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede ve 0,149377 MPa değerinde oluştu (Resim 4.4).

Kantilever uzunluğu arttıkça posterior implant bölgesinde kortikal kemikte çekme stresleri arttığı tespit edildi. 14 mm kantilever uzunluğuna sahip titanyum modellerde posterior implant çevresi kortikal kemikteki çekme stresleri, 7 mm kantilever uzunluğuna göre yaklaşık 2 kat; zirkonya modellerde ise 1,5 kat arttığı belirlendi.

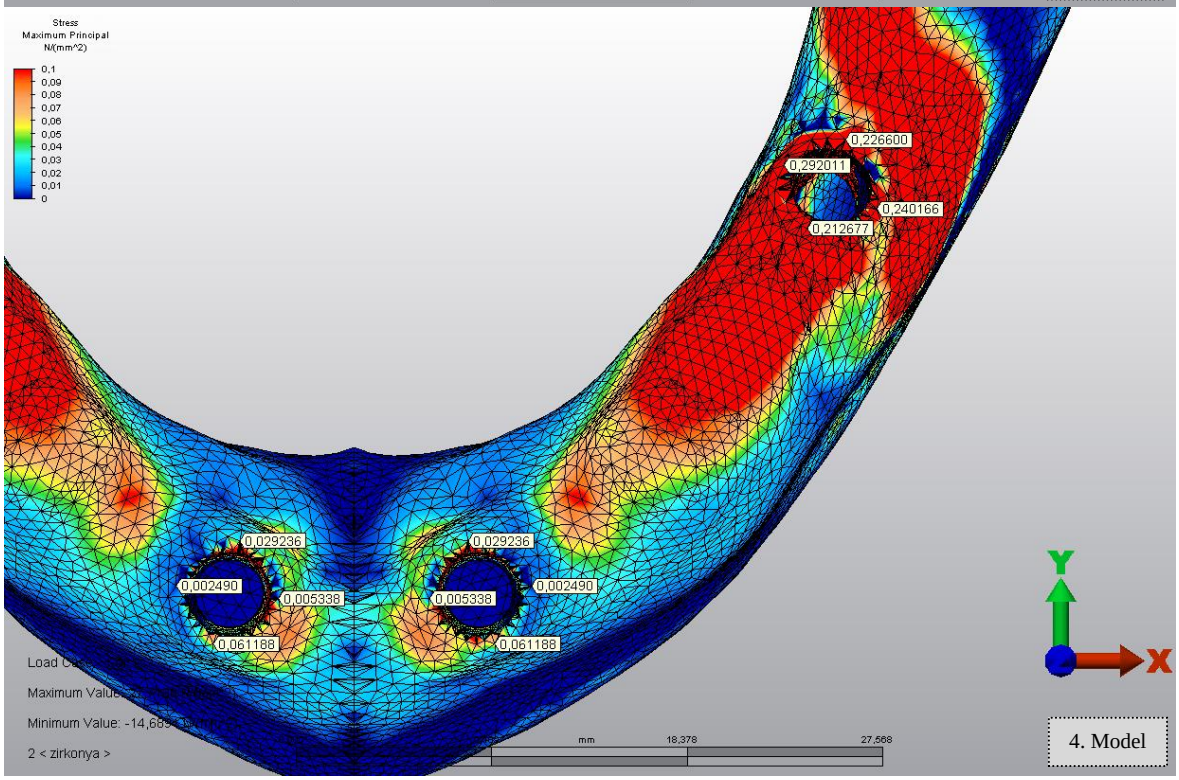
Anterior implant çevresi kortikal kemikte titanyum ve zirkonya modellerde 7 ve 10 mm kantilever uzunluklarında benzer çekme stresleri oluşurken, 14 mm kantilever uzunluğunda yaklaşık 3 kat çekme stresleri oluştu.




Resim 4.2. 1. ve 2. Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri

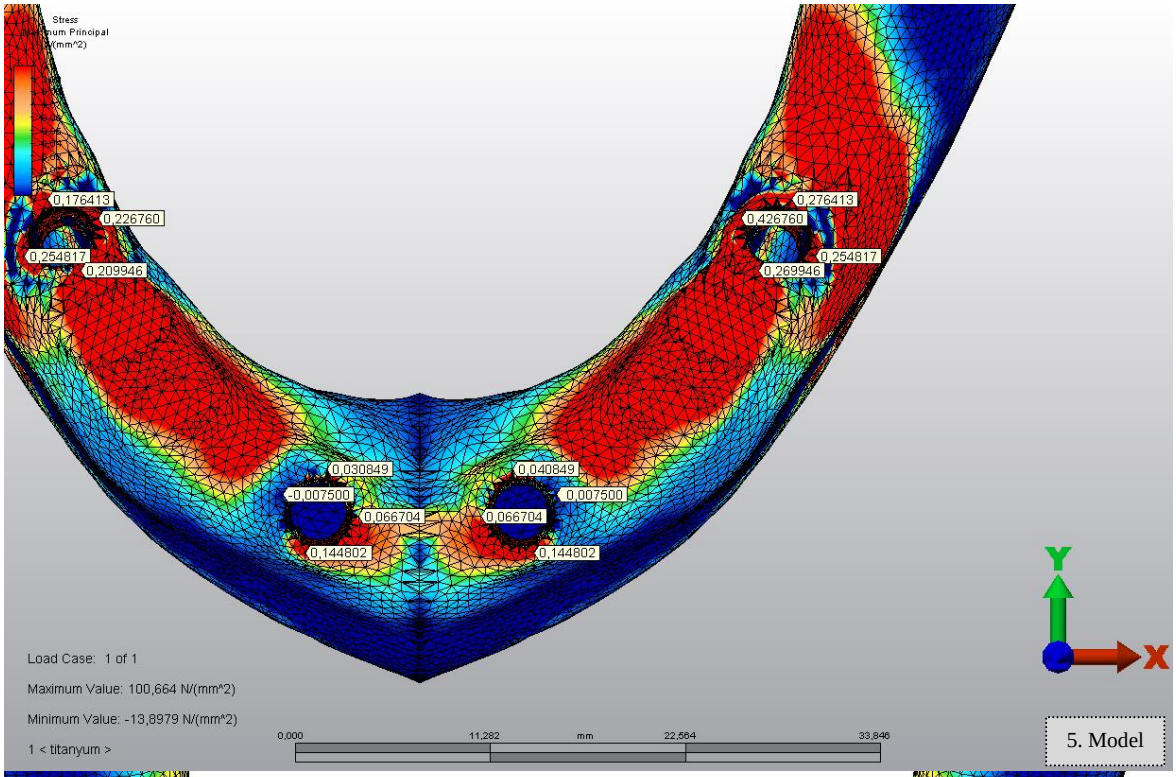



3. Model

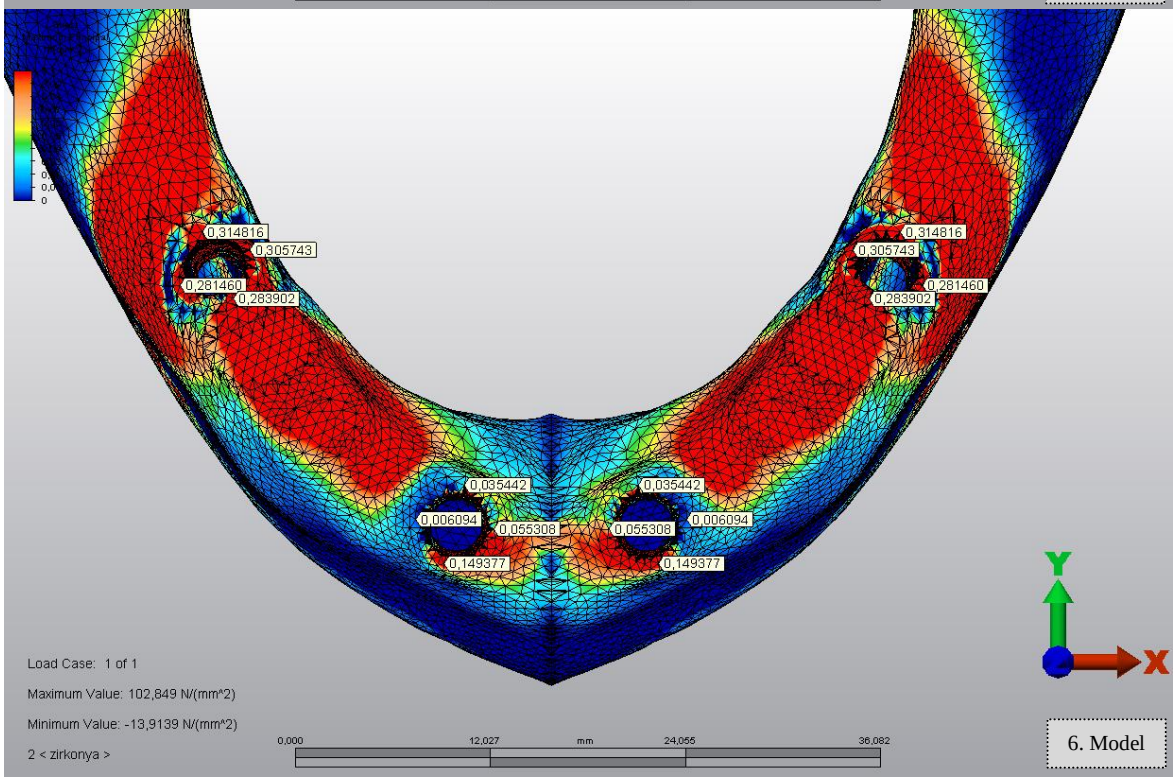



4. Model

Resim 4.3. 3. ve 4. Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri




5. Model

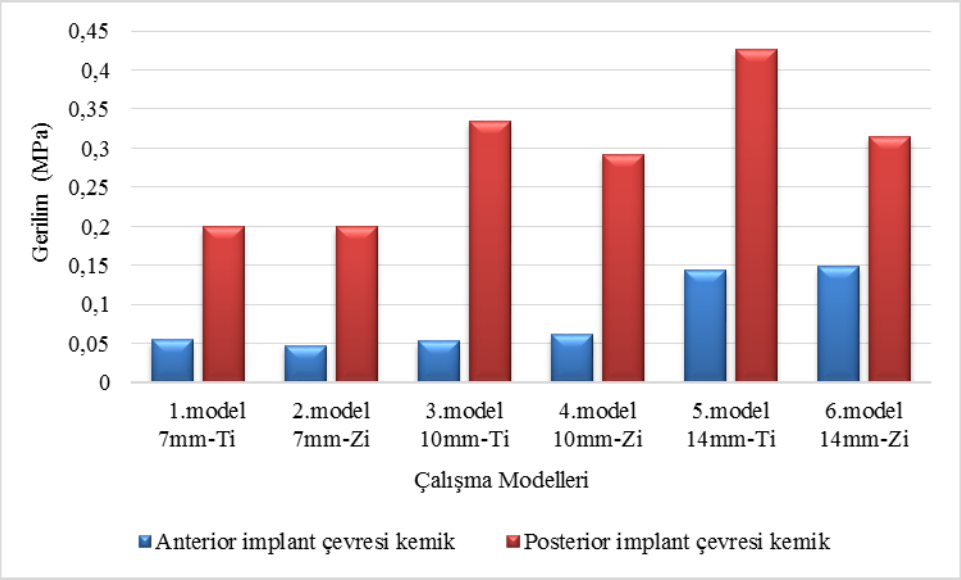



6. Model

Resim 4.4. 5 ve 6. Modelde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri

Çizelge 4.1. Kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

| Çalışma Modelleri | Anterior implant çevresi kemik (MPa) | | | | Posterior implant çevresi kemik (MPa) | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Bukkal | Lingual | Mezial | Distal | Bukkal | Lingual | Mezial | Distal |
| 1.model 7mm-Ti | 0,047964 | 0,029164 | -0,000233 | 0,054973 | 0,150166 | 0,19935 | 0,066232 | 0,155216 |
| 2.model 7mm-Zi | 0,047403 | 0,029127 | -0,000382 | 0,0366 | 0,150469 | 0,199552 | 0,06645 | 0,157759 |
| 3.model 10mm-Ti | 0,053738 | 0,032546 | 0,012091 | 0,002355 | 0,227808 | 0,334537 | 0,240054 | 0,191393 |
| 4.model 10mm-Zi | 0,061188 | 0,029236 | 0,005338 | 0,00249 | 0,240166 | 0,292011 | 0,212677 | 0,2266 |
| 5.model 14mm-Ti | 0,144802 | 0,040849 | 0,066704 | 0,0075 | 0,254817 | 0,42676 | 0,269946 | 0,276413 |
| 6.model 14mm-Zi | 0,149377 | 0,035442 | 0,055308 | 0,006094 | 0,28146 | 0,305743 | 0,283902 | 0,314816 |




Şekil 4.1. Kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

## 4.2. Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

### 4.2.1. 1. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri

Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede ve -4,129804 MPa değerinde oluştuğu görüldü. Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin mezial bölgede ve -0,661653 MPa değerinde oluştuğu görüldü (Resim 4.5).

### 4.2.2. 2. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri

Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede ve -3,13373 MPa değerinde oluştuğu görüldü. 1. Model ile kıyaslandığında benzer basma stresleri oluşmuştur. Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde basma streslerinin mezial bölgede ve -0,722206 MPa değerinde oluştuğu görüldü (Resim 4.5).

### 4.2.3. 3. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri

Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede ve -4,297038 MPa değerinde oluştuğu görüldü. Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin mezial bölgede ve -0,673470 MPa değerinde oluştuğu görüldü (Resim 4.6).

### 4.2.4. 4. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri

Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede ve -3,988584 MPa değerinde oluştuğu görüldü. 3. Model ile kıyaslandığında benzer basma stresleri oluşmuştur. 1. ve 2. Model ile kıyaslandığında benzer basma stresleri görülmektedir.

Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin mezial bölgede ve -0,725459 MPa değerinde oluştuğu görüldü (Resim 4.6).

### 4.2.5. 5. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri

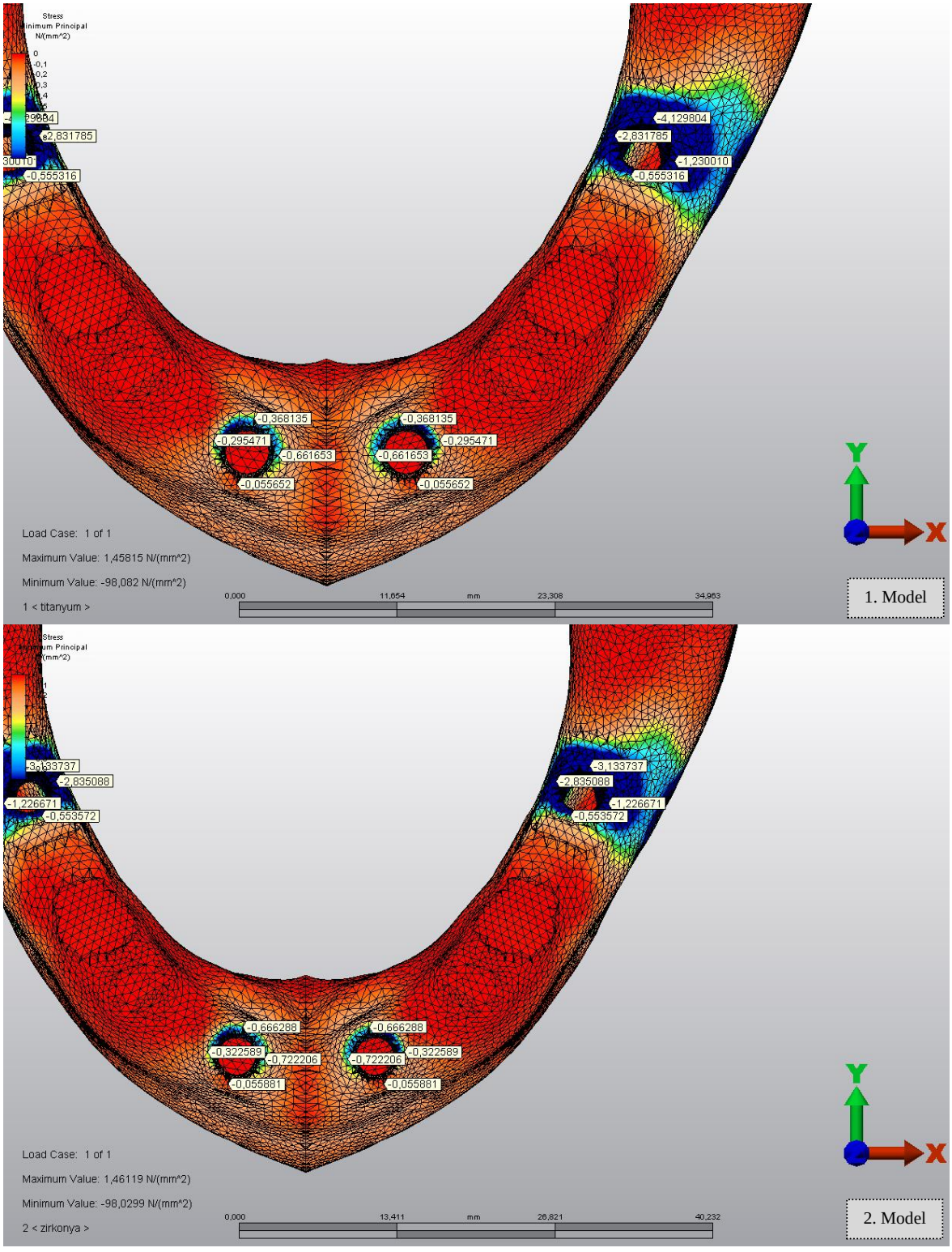
Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede ve -4,650668 MPa değerinde oluştuğu görüldü. Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin mezial bölgede ve -0,717511 MPa değerinde oluştuğu görüldü (Resim 4.7).

### 4.2.6. 6. Modelde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri

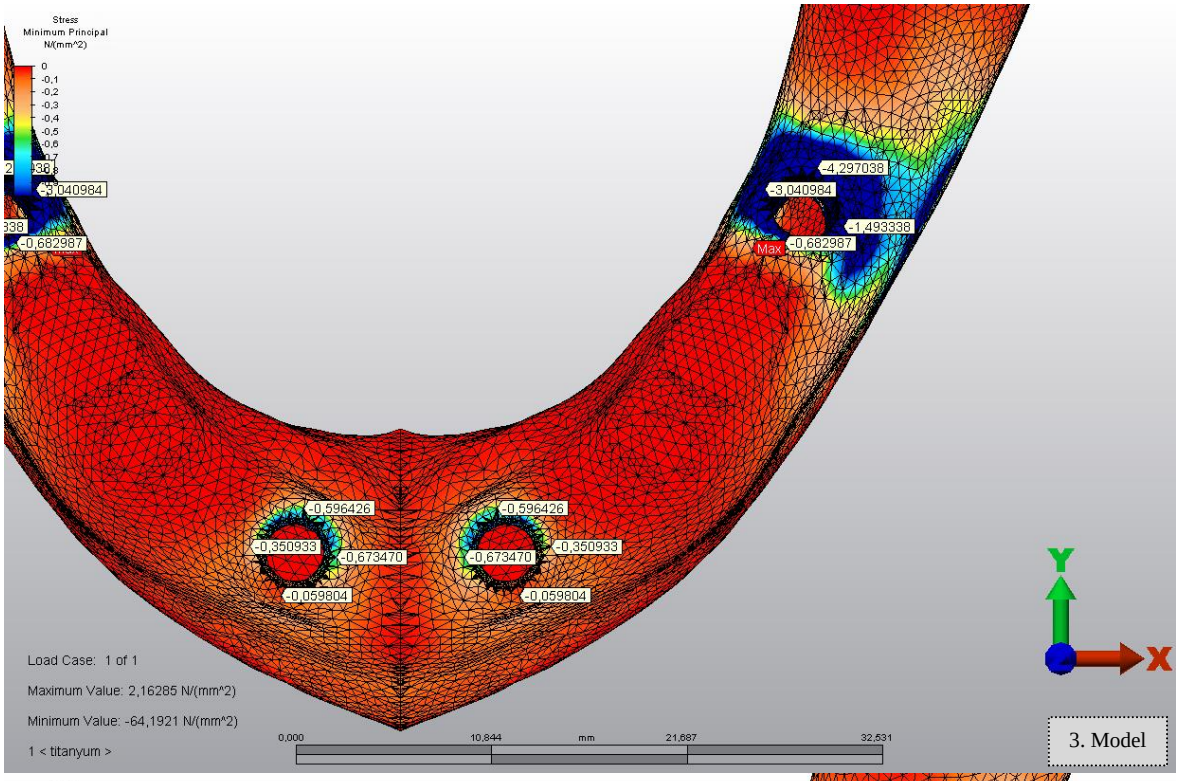
Posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin distal bölgede ve -4,502423 MPa değerinde oluştuğu görüldü. 5. Model ile kıyaslandığında benzer basma stresleri oluşmuştur. Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin mezial bölgede ve -0,769785 MPa değerinde oluştuğu görüldü (Resim 4.7).

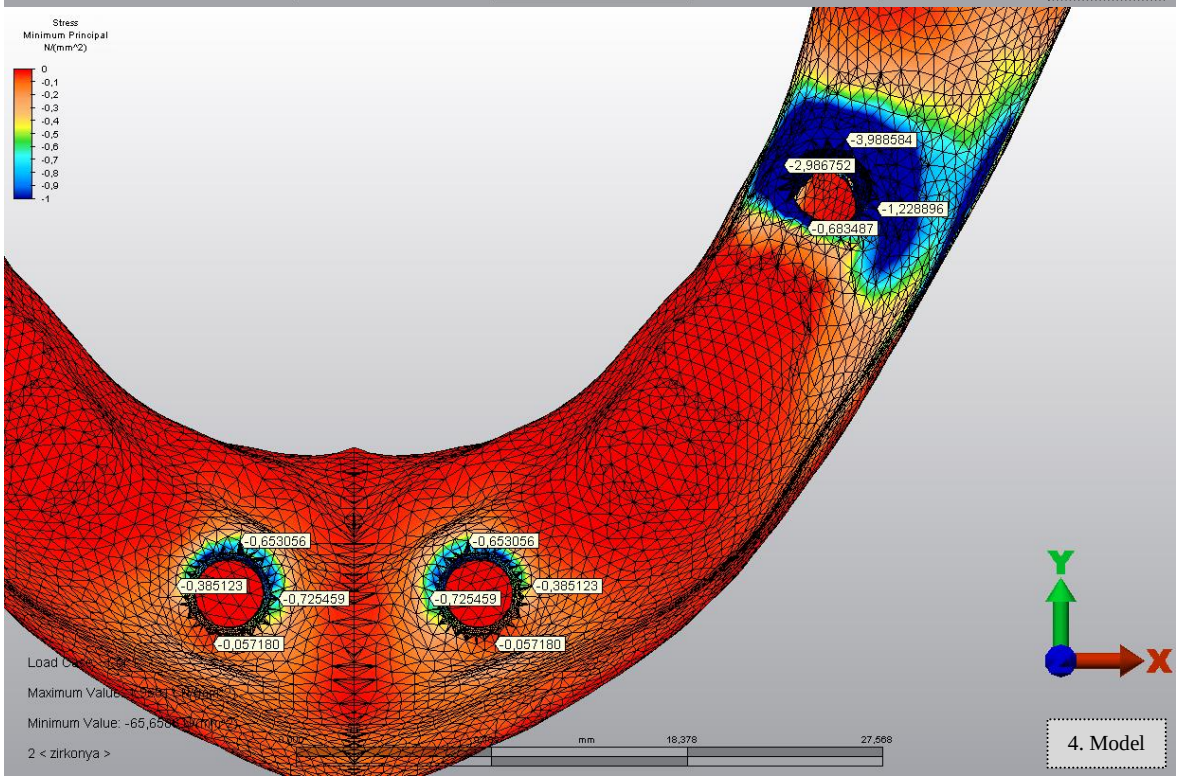
Posterior bölgede bulunan implant soketlerinin kortikal kemik kısmında oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde 14 mm kantilever uzunluğunda titanyum modelde basma stresleri 7 mm kantiver uzunluğuna göre yaklaşık 1,12 kat; zirkonya modellerde ise yaklaşık 1,5 kat arttığı izlendi.

Anterior implantta titanyum ve zirkonya modellerde tüm kantilever uzunluklarında benzer basma stresleri oluştuğu gözlendi.

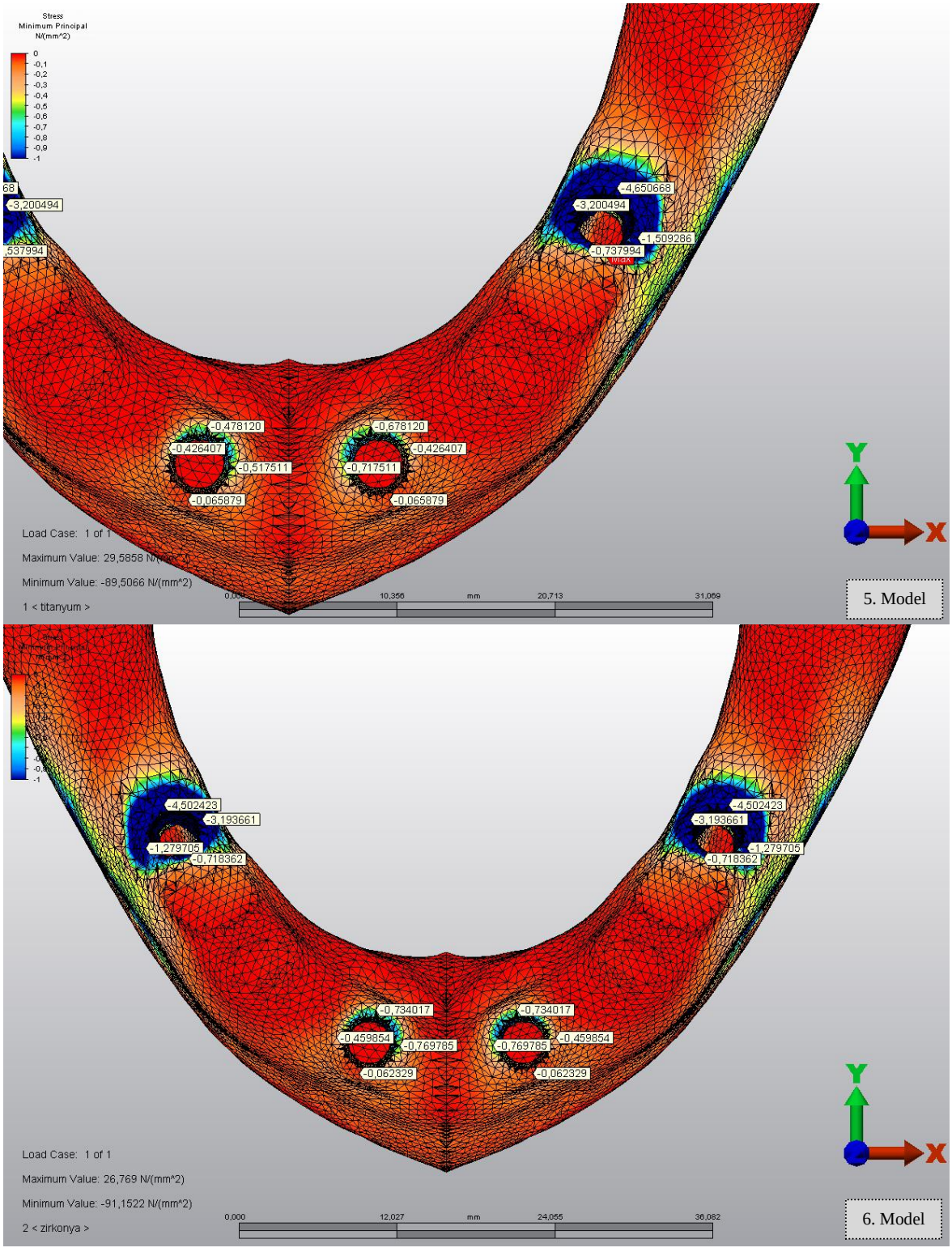



Resim 4.5. 1. ve 2. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



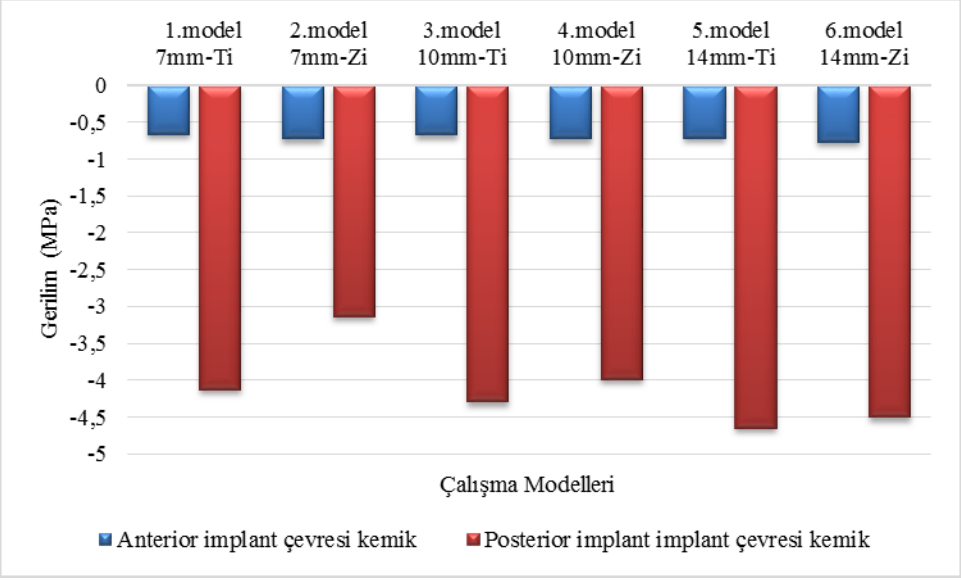

Resim 4.6. 3. ve 4. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri




Resim 4.7. 5. ve 6. Modelde kortikal kemikte oluşan basma stresleri

Çizelge 4.2. Kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri

| Çalışma Modelleri | Anterior implant çevresi kemik (MPa) | | | | Posterior implant çevresi kemik (MPa) | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Bukkal | Lingual | Mezial | Distal | Bukkal | Lingual | Mezial | Distal |
| 1.model 7mm-Ti | -0,055652 | -0,368135 | -0,661653 | -0,295471 | -1,23001 | -2,831785 | -0,555316 | -4,129804 |
| 2.model 7mm-Zi | -0,055881 | -0,666288 | -0,722206 | -0,322589 | -1,226671 | -2,835088 | -0,553572 | -3,133737 |
| 3.model 10mm-Ti | -0,059804 | -0,596426 | -0,67347 | -0,350933 | -1,493338 | -3,040984 | -0,682987 | -4,297038 |
| 4.model 10mm-Zi | -0,05718 | -0,653056 | -0,725459 | -0,385123 | -1,228896 | -2,986752 | -0,683487 | -3,988584 |
| 5.model 14mm-Ti | -0,065879 | -0,67812 | -0,717511 | -0,426407 | -1,509286 | -3,200494 | -0,737994 | -4,650668 |
| 6.model 14mm-Zi | -0,062329 | 0,734017 | -0,769785 | -0,459854 | -1,279705 | -3,193661 | -0,718362 | -4,502423 |




Şekil 4.2. Kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri

## 4.3. Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

### 4.3.1. 1. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

Posterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek çekme stresi bukkal bölgede ve 0,263291 MPa değerinde oluştu. Anterior bölgede lateral kesiciler bölgesine yerleştirilen implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek çekme streslerinin distal bölgede ve 0,080164 MPa değerinde oluştu (Resim 4.8).

### 4.3.2. 2. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

Posterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek çekme stresi bukkal bölgede ve 0,263176 MPa değerinde oluştu. 1. Model ile kıyaslandığında benzer çekme stresleri oluşmuştur. Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek çekme streslerinin distal bölgede ve 0,379386 MPa değerinde oluştuğu görüldü (Resim 4.8).

### 4.3.3. 3. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

Posterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek çekme stresi bukkal bölgede ve 0,273955 MPa değerinde oluştu. Anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek çekme streslerinin bukkal bölgede ve 0,739096 MPa değerinde oluştuğu görüldü (Resim 4.9).

### 4.3.4. 4. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

Posterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek çekme stresi bukkal bölgede ve 0,271737 MPa değerinde oluştu. Anterior bölgedeki implantlar değerlendirildiğinde en yüksek çekme stresleri implant soketinin bukkalinde ve 0,804825 MPa değerinde çekme stresleri oluşmuştur. 3. Model ile karşılaştırıldığında benzer çekme stresleri oluştu (Resim 4.9).

### 4.3.5. 5. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

Posterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek çekme stresi bukkal bölgede ve 0,400117 MPa değerinde oluştu. 4. Model ile kıyaslandığında benzer çekme stres değerleri izlendi. Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme streslerinin bukkal bölgede ve 0,813374 MPa değerinde oluştuğu görüldü (Resim 4.10).

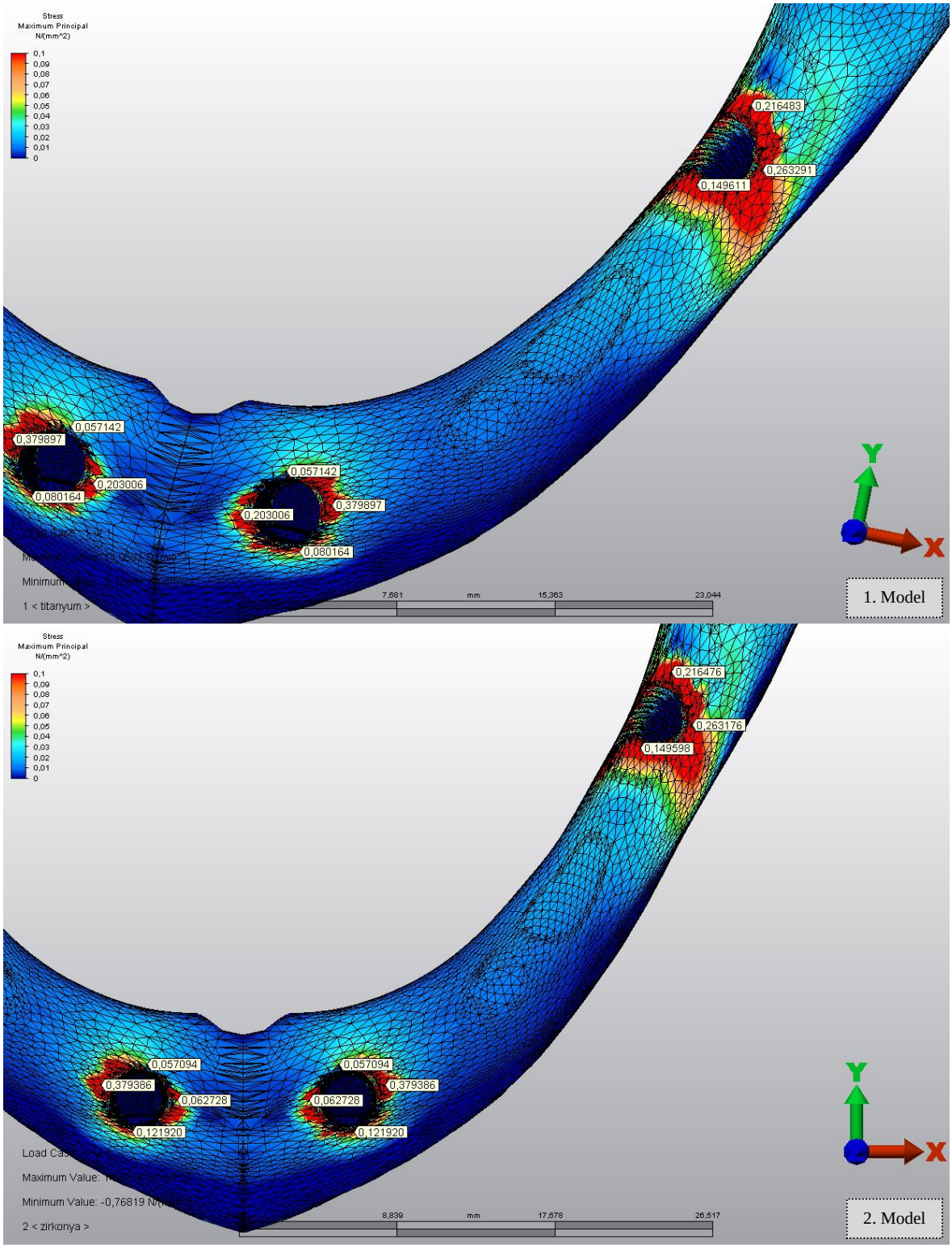
### 4.3.6. 6. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

Posterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek çekme stresi bukkal bölgede ve 0,383921 MPa değerinde oluştu. Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 0,963698 MPa değerinde oluştuğu görüldü (Resim 4.10).

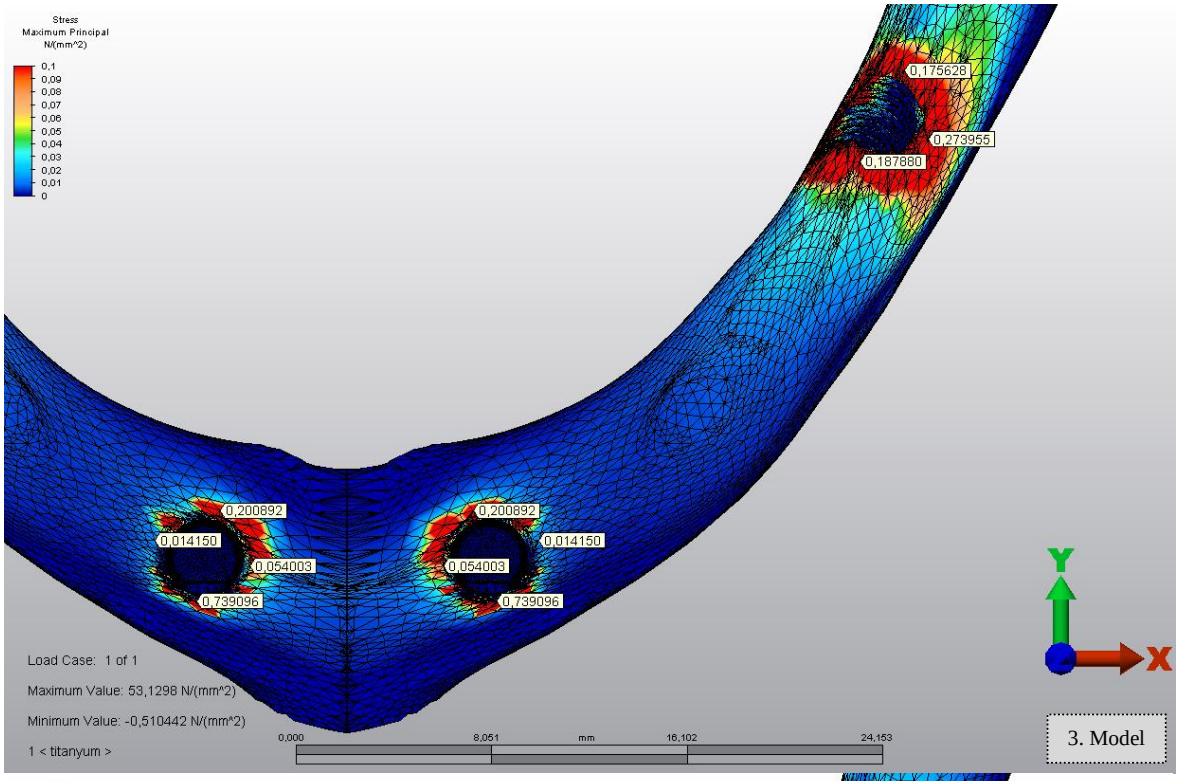
Titanyum ve zirkonya modellerde posterior bölgede bulunan implant soketlerinde 7 ve 10 mm kantilever uzunluklarında benzer çekme stresleri oluşurken, 14 mm kantilever uzunluğunda çekme stresleri yaklaşık 1,5 kat arttığı tespit edildi.

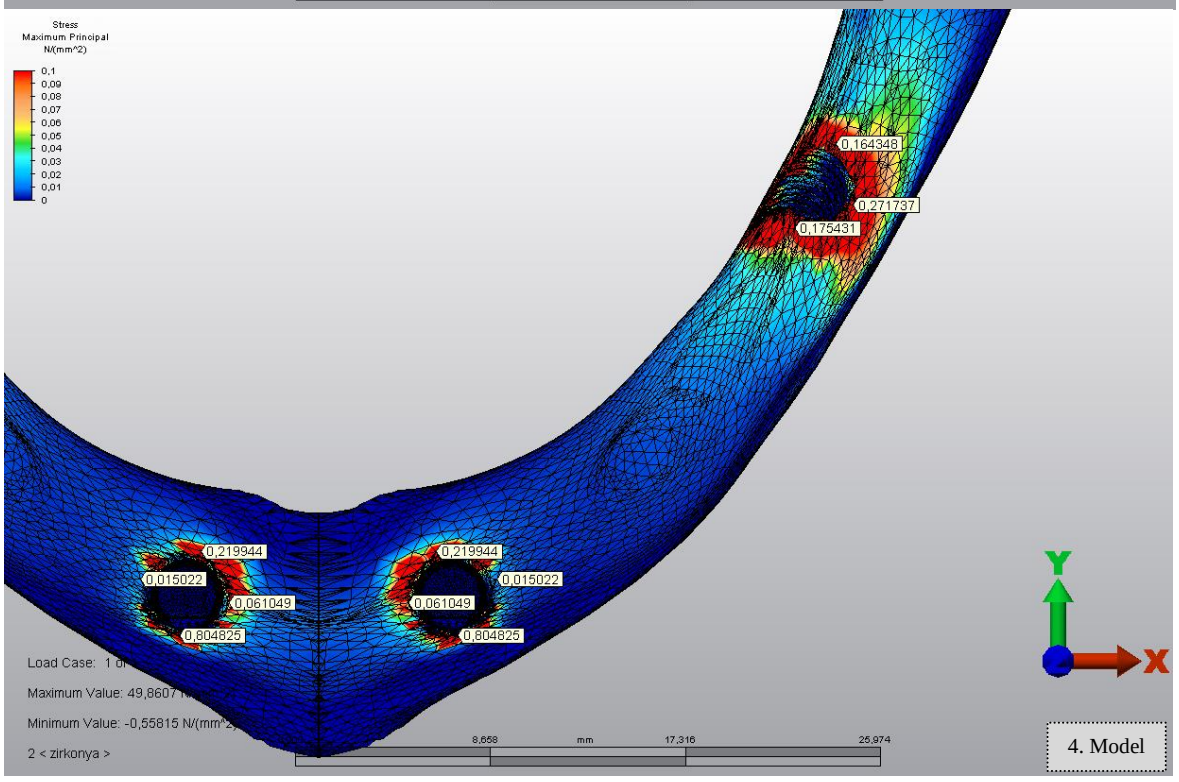
Titanyum modellerde anterior implant çevresinde 14 mm kantilever uzunluğundaki çekme stresleri 7 mm kantilever uzunluğununa göre yaklaşık 5 kat, 10 mm kantilever uzunluğundaki çekme stresleri 7 mm kantilever uzunluğuna göre yaklaşık 3 kat arttığı belirlendi.

Zirkonya modellerde anterior implant çevresinde 14 mm kantilever uzunluğundaki çekme stresleri 7 mm kantilever uzunluğununa göre yaklaşık 2,5 kat, 10 mm kantilever uzunluğundaki çekme stresleri 7 mm kantilever uzunluğuna göre yaklaşık 2 kat artmış olduğu belirlendi.

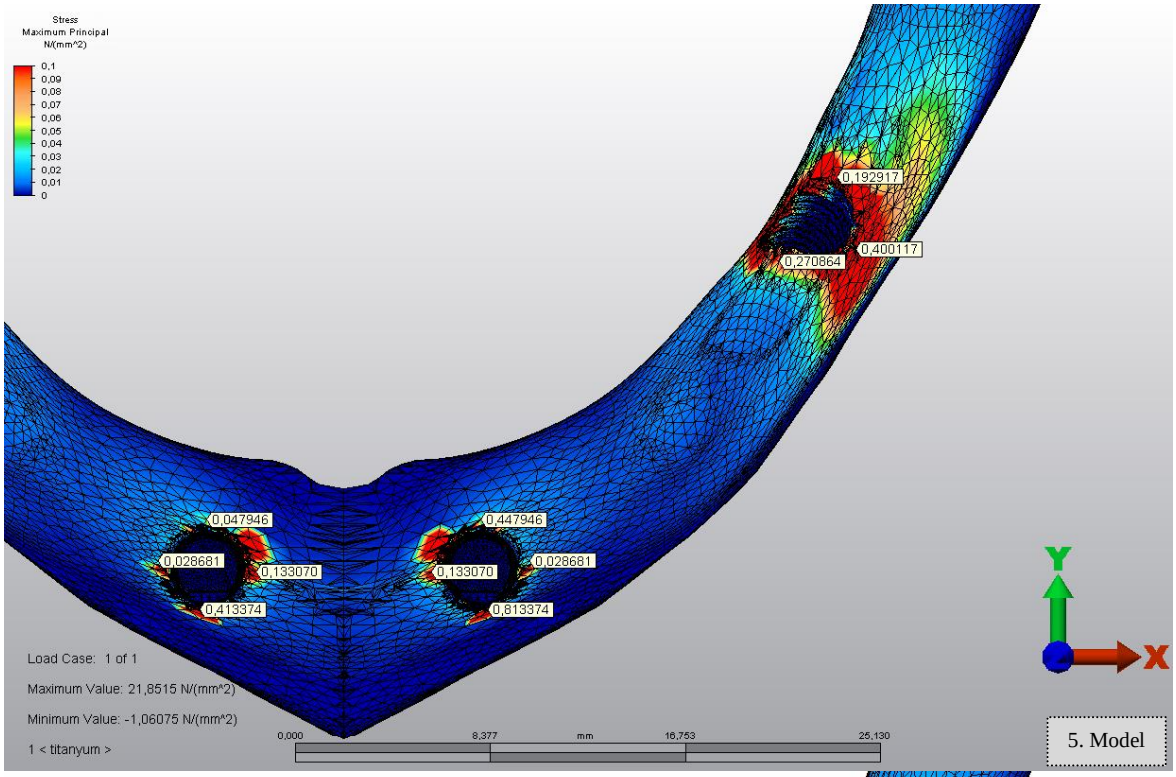


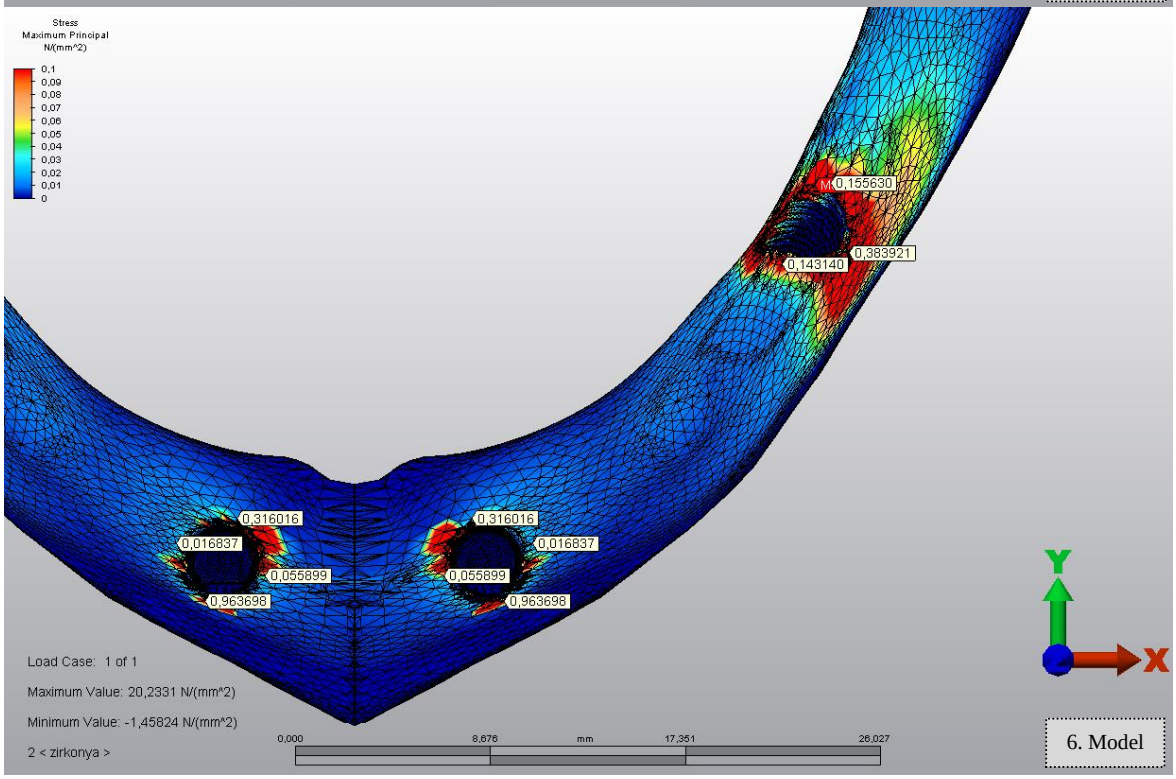

Resim 4.8. 1. ve 2. Modelde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri




Resim 4.9. 3. ve 4. Modelde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

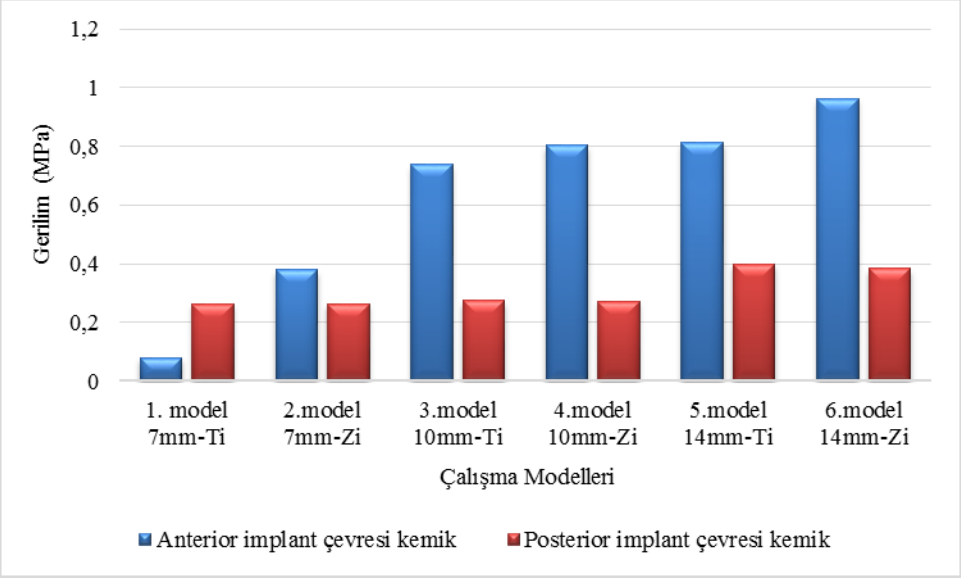



Resim 4.10. 5. ve 6. Modelde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

Çizelge 4.3. Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

| Çalışma Modelleri | Anterior implant çevresi kemik (MPa) | | | | Posterior implant çevresi kemik (MPa) | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Bukkal | Lingual | Mezial | Distal | Bukkal | Mezial | Distal |
| 1.model 7mm-Ti | 0,080164 | 0,057142 | 0,003006 | 0,009897 | 0,263291 | 0,149611 | 0,116483 |
| 2.model 7mm- Zi | 0,12192 | 0,057094 | 0,062728 | 0,379386 | 0,263176 | 0,149598 | 0,216476 |
| 3.model 10mm-Ti | 0,739096 | 0,200892 | 0,054003 | 0,01415 | 0,273955 | 0,18788 | 0,175628 |
| 4.model 10mm-Zi | 0,804825 | 0,219944 | 0,061049 | 0,015022 | 0,271737 | 0,175431 | 0,164348 |
| 5.model 14mm-Ti | 0,813374 | 0,447946 | 0,13307 | 0,028681 | 0,400117 | 0,270864 | 0,192917 |
| 6.model 14mm-Zi | 0,963698 | 0,316016 | 0,055899 | 0,016837 | 0,383921 | 0,14314 | 0,15563 |




Şekil 4.3. Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

## 4.4. Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

### 4.4.1. 1. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri

Posterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek basma stresi bukkal bölgede ve -0,291759 MPa değerinde oluştu. Anterior bölgede lateral kesiciler bölgesine yerleştirilen implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -0,144205 MPa değerinde oluştuğu görüldü (Resim 4.11).

### 4.4.2. 2. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri

Posterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek basma stresi bukkal bölgede ve -0,292500 MPa değerinde oluştu. Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin bukkal bölgede ve -0,197342 MPa değerinde oluştuğu görüldü (Resim 4.11).

### 4.4.3. 3. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri

Posterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek basma stresi bukkal bölgede ve -0,369353 MPa değerinde oluştu. Anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin bukkal bölgede ve -0,870976 MPa değerinde oluştuğu görüldü (Resim 4.12).

### 4.4.4. 4. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri bulguları

Posterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek basma stresi bukkal bölgede ve -0,379943 MPa değerinde oluştu. Anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan

stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin bukkal bölgede ve -0,945940 MPa değerinde oluştuğu görüldü (Resim 4.12).

### 4.4.5. 5. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri

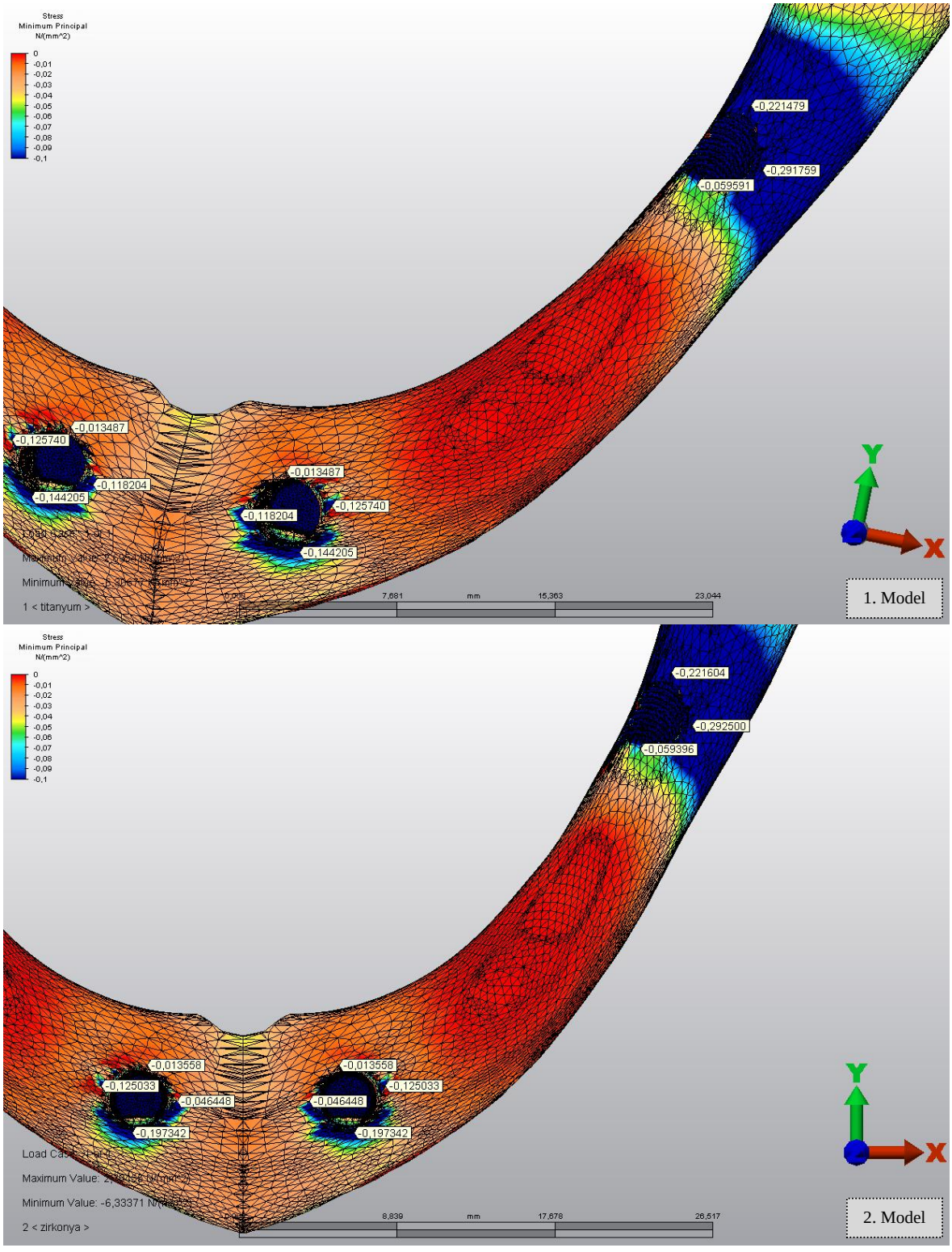
Posterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek basma stresi bukkal bölgede ve -0,418523 MPa değerinde oluştu. Anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek basma streslerinin bukkal bölgede ve -0,988873 MPa değerinde oluştuğu gözlendi (Resim 4.13).

### 4.4.6. 6. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri

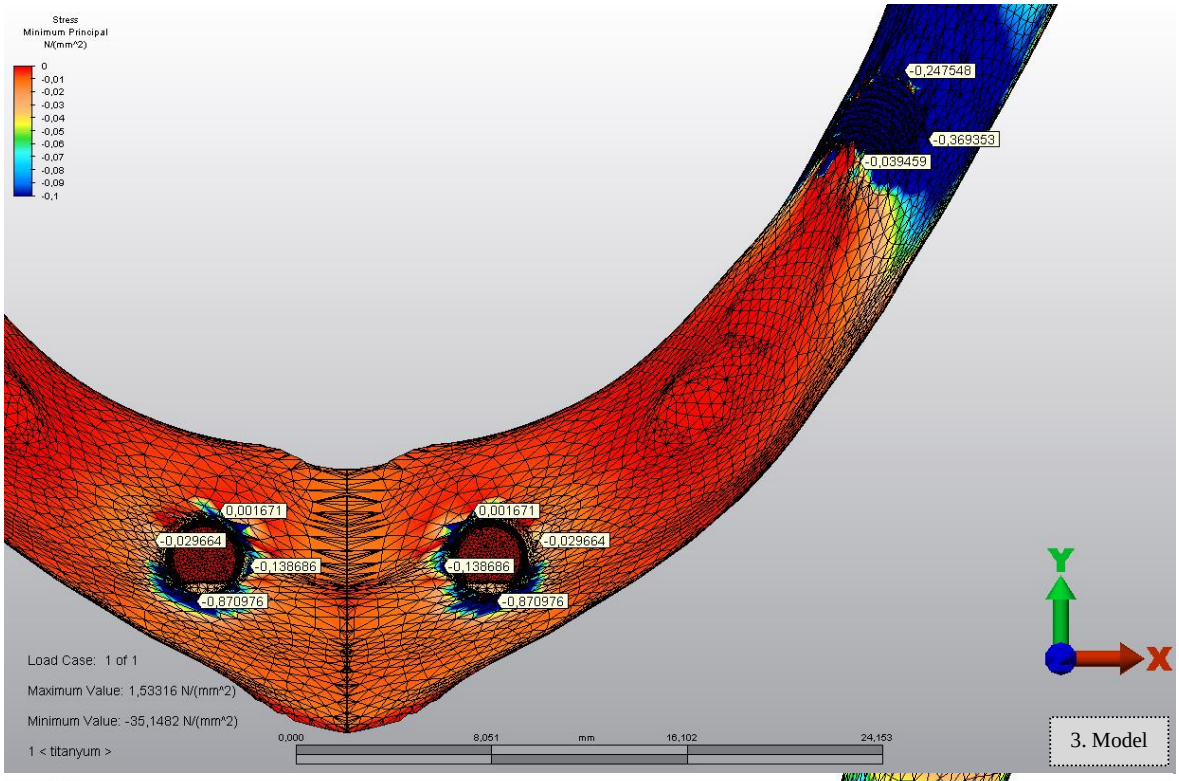
Posterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek basma stresi bukkal bölgede ve -1,234108 MPa değerinde oluştu. Anterior bölgedeki implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresleri bukkal bölgede ve 1,132052 MPa değerinde oluştu (Resim 4.13).

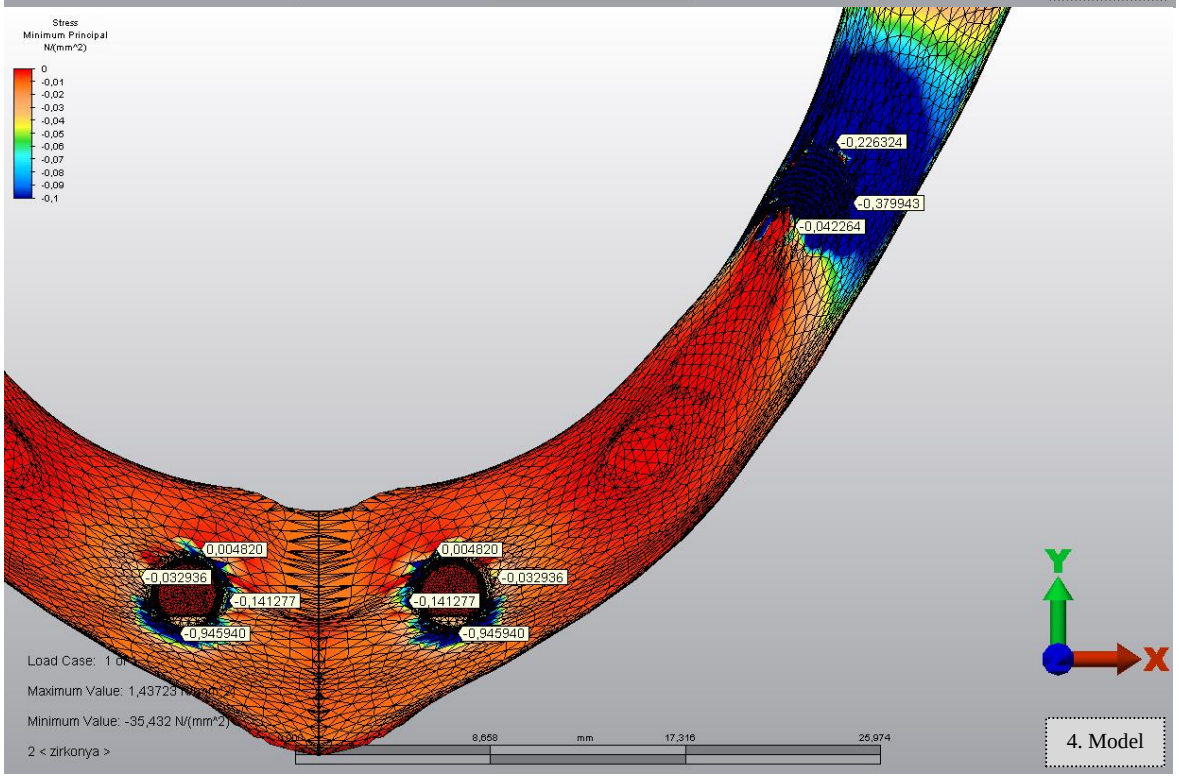
Trabeküler kemikte titanyum modellerde posterior implant çevresinde 14 mm kantilever uzunluğundaki basma stresleri 7 mm kantilever uzunluğununa göre yaklaşık 1.4 kat; zirkonya modellerde ise yaklaşık 4 kat arttığı tespit edildi.

Trabeküler kemikte titanyum modellerde anterior implant çevresinde 14 mm kantilever uzunluğundaki basma stresleri 7 mm kantilever uzunluğununa göre yaklaşık 7 kat; zirkonya modellerde ise 5,5 kat arttığı izlendi.

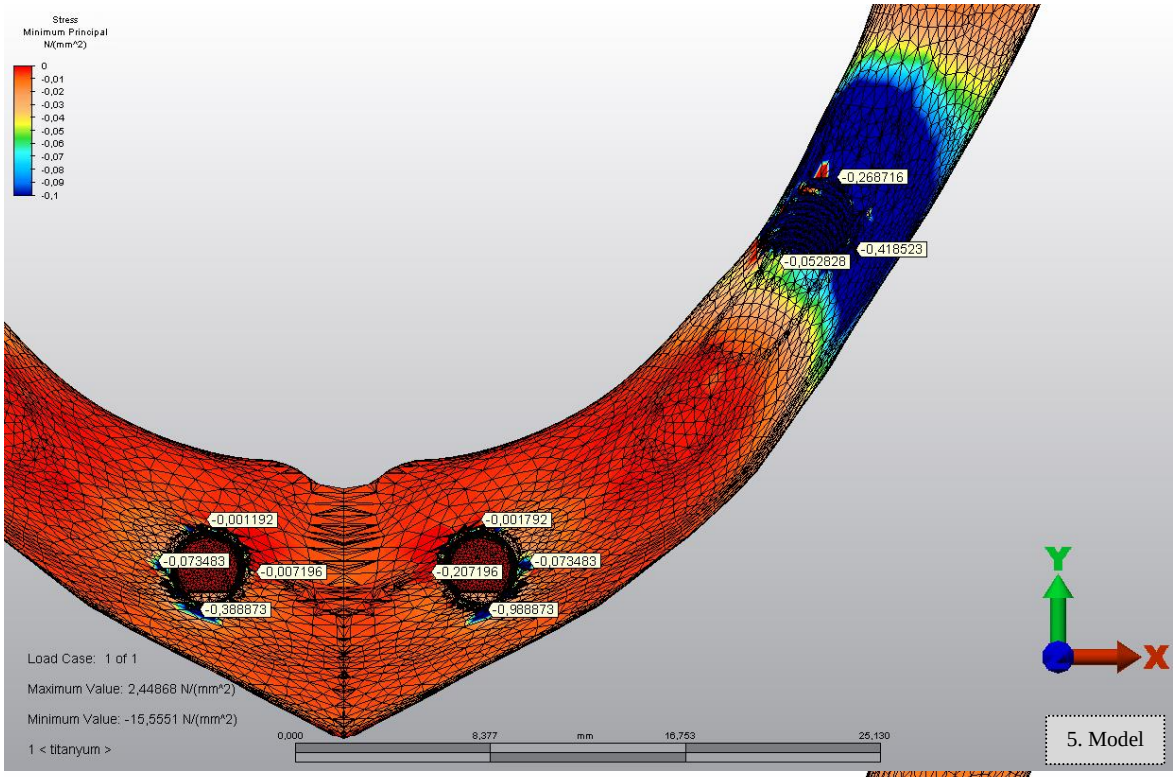



Resim 4.11. 1. ve 2. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri

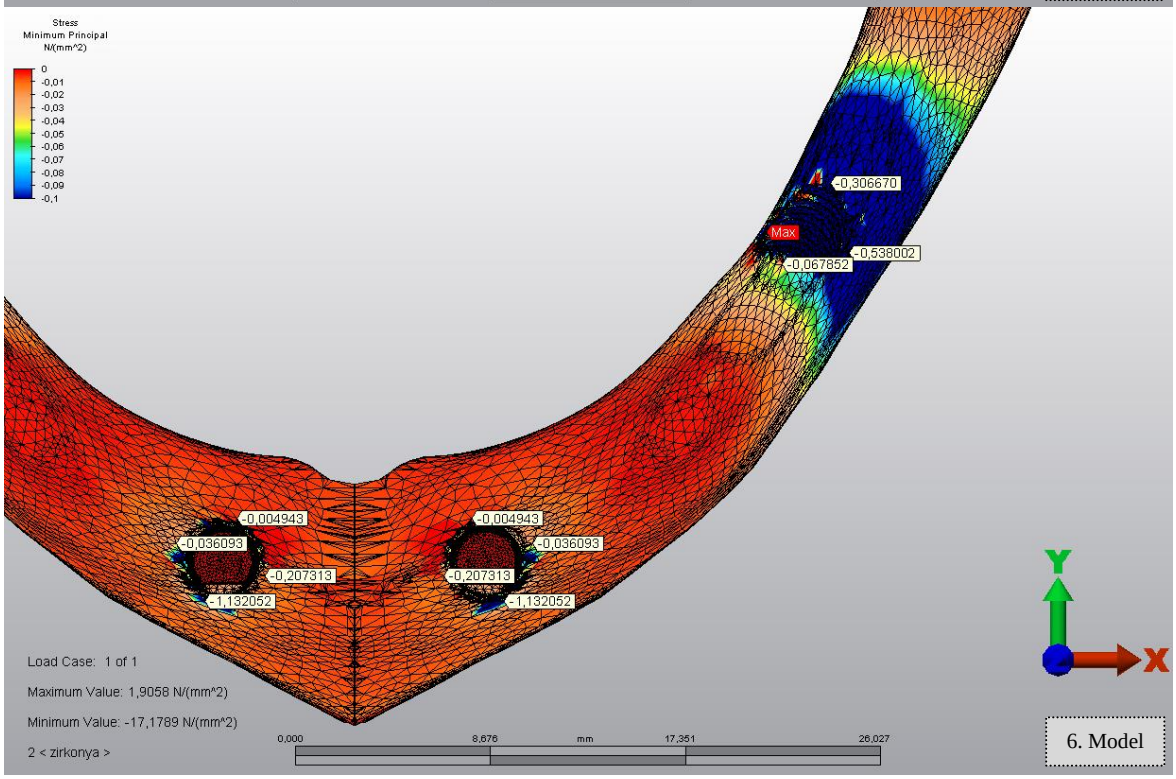



Resim 4.12. 1. ve 2. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri




5. Model

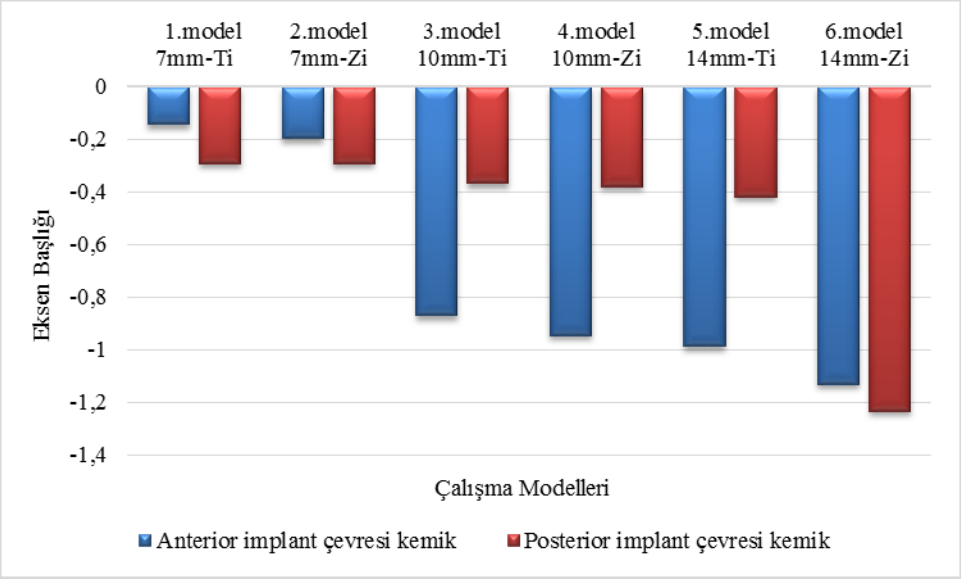



6. Model

Resim 4.13. 1. ve 2. Modelde trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri

Çizelge 4.4. Trabeküler kemikteki seçili düğüm noktalarında basma stresleri

| Çalışma Modelleri | Anterior implant çevresi kemik (MPa) | | | | Posterior implantçevresi kemik (MPa) | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Bukkal | Lingual | Mezial | Distal | Bukkal | Mezial | Distal |
| 1.model 7mm-Ti | -0,144205 | -0,013487 | -0,118204 | -0,02574 | -0,291759 | -0,259591 | -0,221479 |
| 2.model 7mm-Zi | -0,197342 | -0,013558 | -0,046448 | -0,125033 | -0,2925 | -0,059396 | -0,221604 |
| 3.model 10mm-Ti | -0,870976 | -0,001671 | -0,138686 | -0,029664 | -0,369353 | -0,039459 | -0,247548 |
| 4.model 10mm-Zi | -0,94594 | -0,00482 | -0,141277 | -0,032936 | -0,379943 | -0,042264 | -0,226324 |
| 5.model 14mm-Ti | -0,988873 | -0,001792 | -0,207196 | -0,073483 | -0,418523 | -0,052828 | -0,268716 |
| 6.model 14mm-Zi | -1,132052 | -0,004943 | -0,207313 | -0,036093 | -1,234108 | -0,067852 | -0,30667 |




Şekil 4.4. Trabeküler kemikteki seçili düğüm noktalarında basma stresleri

## 4.5. İmplantlarda Oluşan von Mises Stresleri

### 4.5.1. 1. Modelde implantlarda oluşan von Mises stresleri

Posterior implantta en yüksek von Mises stres değeri 237 MPa değerinde ve implantların 3. yivinde oluştu (Resim 4.14).

### 4.5.2. 2. Modelde implantlarda oluşan von Mises stresleri

Posterior implantta en yüksek von Mises stres değeri 237,04 MPa değerinde ve implantların 3. yivinde oluştu (Resim 4.14).

### 4.5.3. 3. Modelde implantlarda oluşan von Mises stresleri

Posterior implantta en yüksek von Mises stres değeri 411,547 MPa değerinde ve implantların 5. yivinde oluştu (Resim 4.15).

### 4.5.4. 4. Modelde implantlarda oluşan von Mises stresleri

Posterior implantta en yüksek von Mises stres değeri 385,517 MPa değerinde ve implantların 5. yivinde oluştu (Resim 4.15).

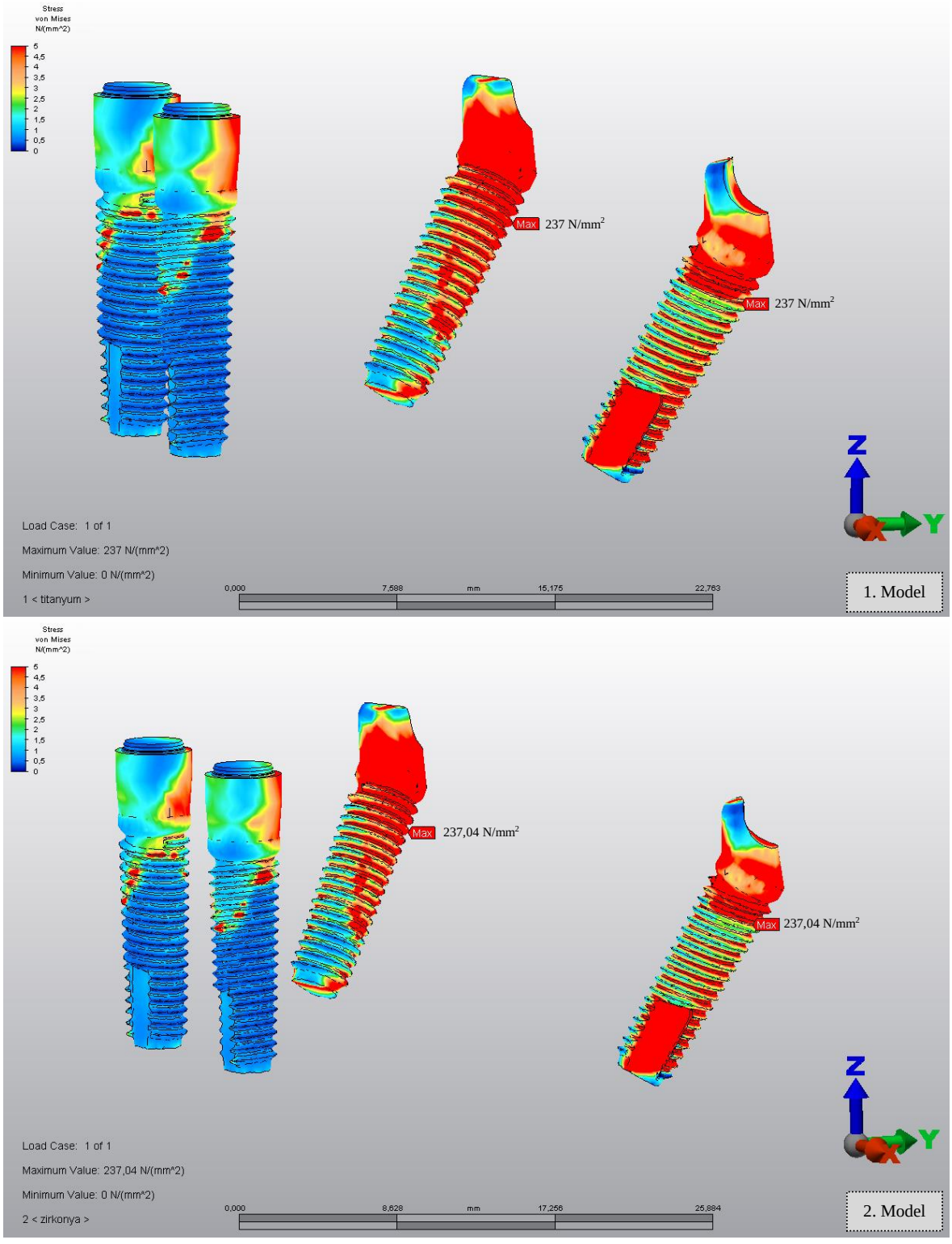
### 4.5.5. 5. Modelde implantlarda oluşan von Mises stresleri

Posterior implantta en yüksek von Mises stres değeri 470,897 MPa değerinde bulunmuş ve implantların 3. yivinde oluştu (Resim 4.16).

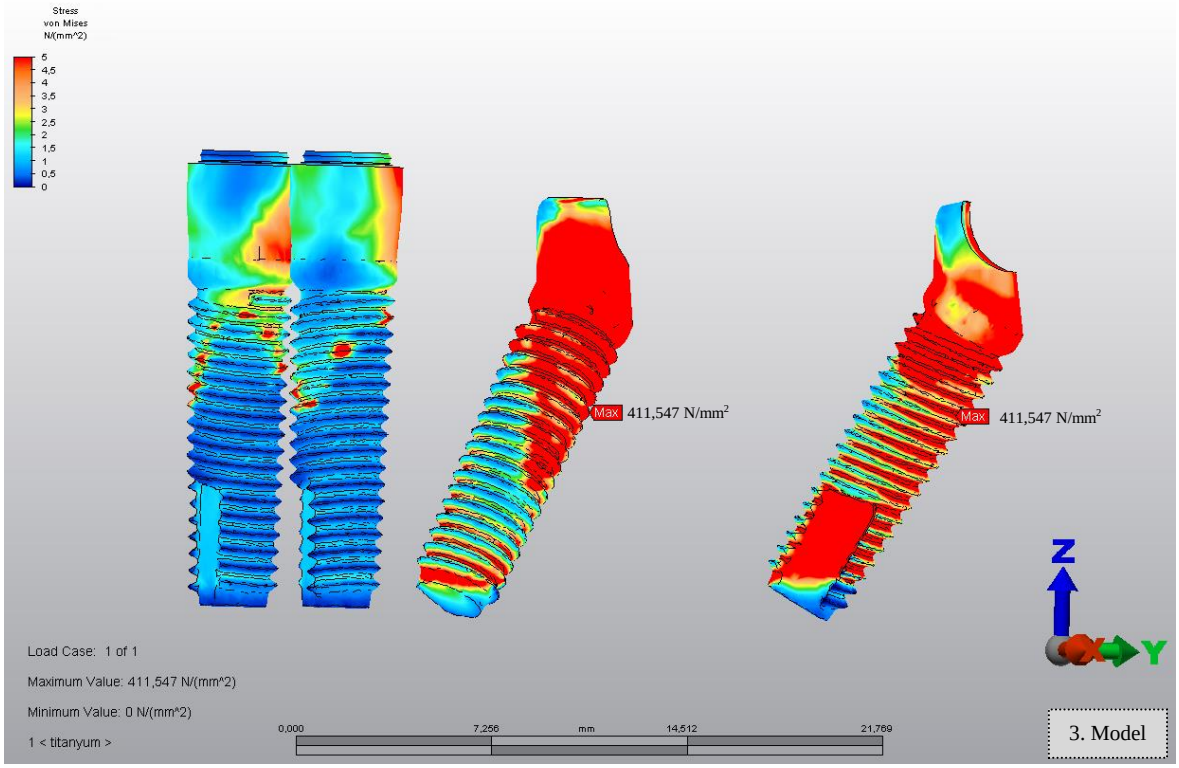
### 4.5.6. 6. Modelde implantlarda oluşan von Mises stresleri

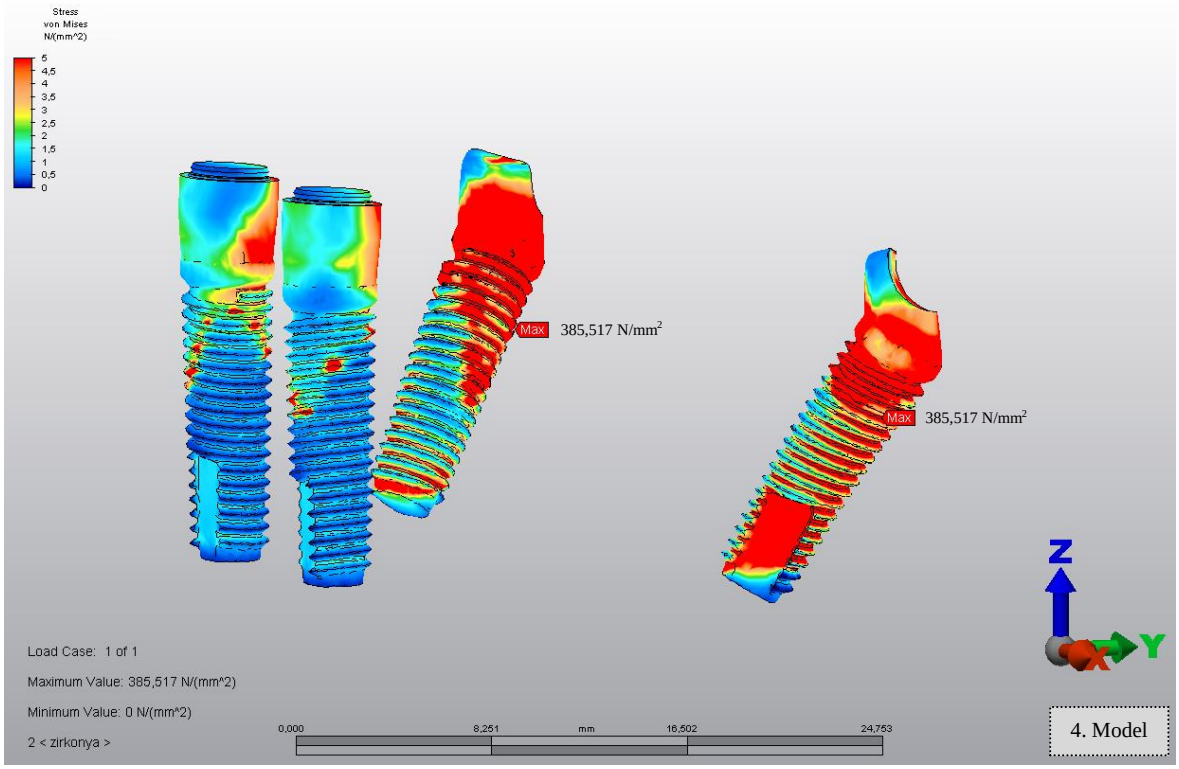
Posterior implantta en yüksek von Mises stres değeri 468,922 MPa değerinde ve implantların 3. yivinde oluştu (Resim 4.16).

Titanyum ve zirkonya modellerde posterior implant 14 mm kantilever uzunluğundaki von Mises stresleri 7 mm kantilever uzunluğununa göre yaklaşık 2 kat arttığı tespit edildi.

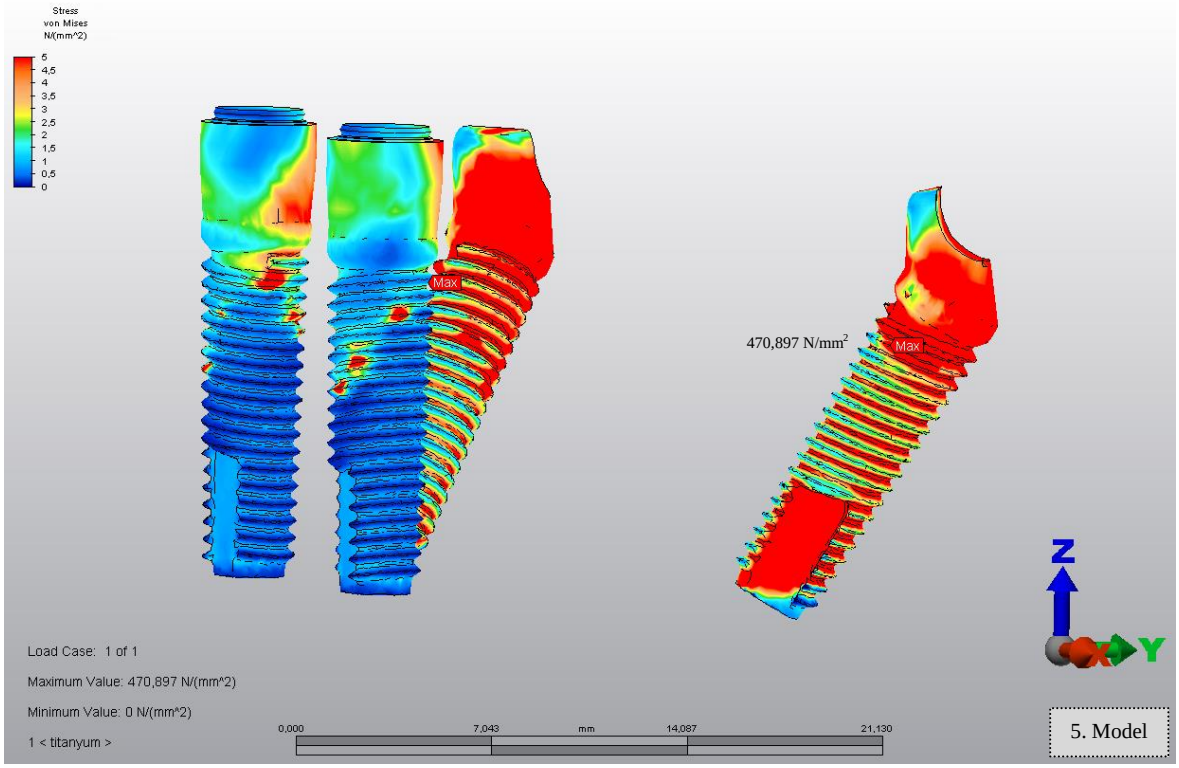


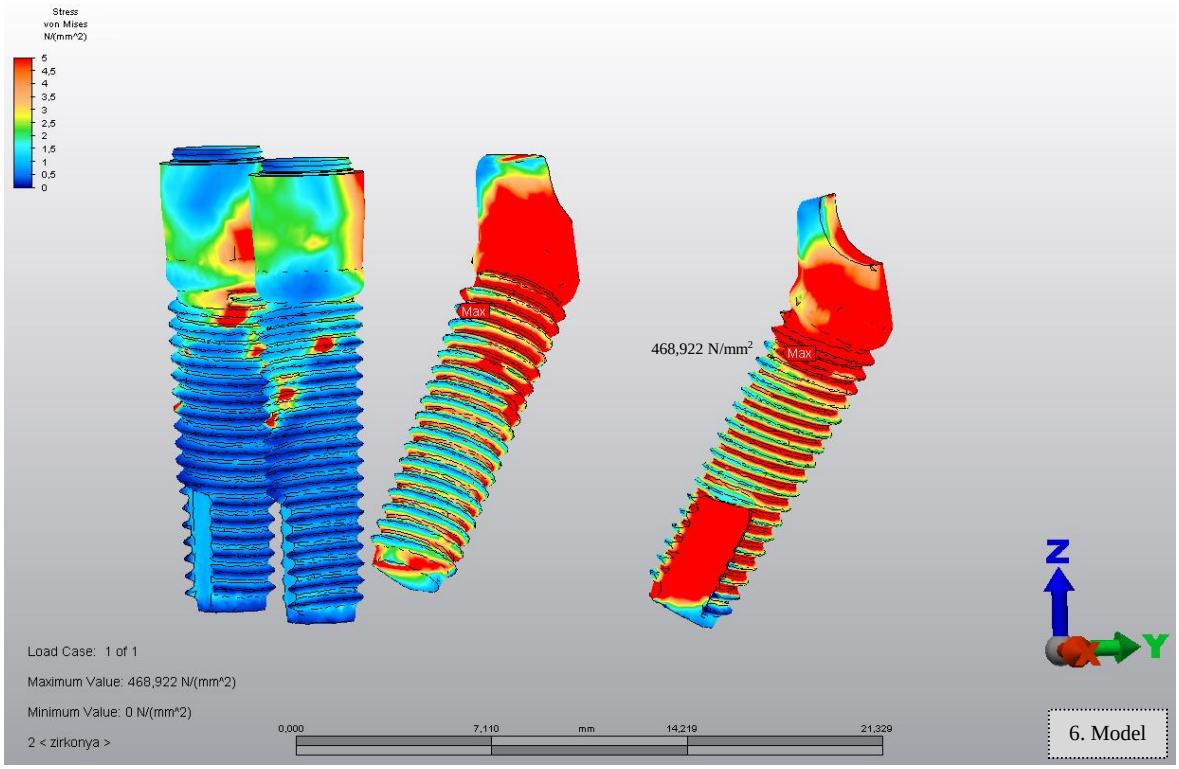

Resim 4.14. 1. ve 2. Modelde implantlarda oluşan von Mises stresleri




Resim 4.15. 3. ve 4. Modelde implantlarda oluşan von Mises stresleri

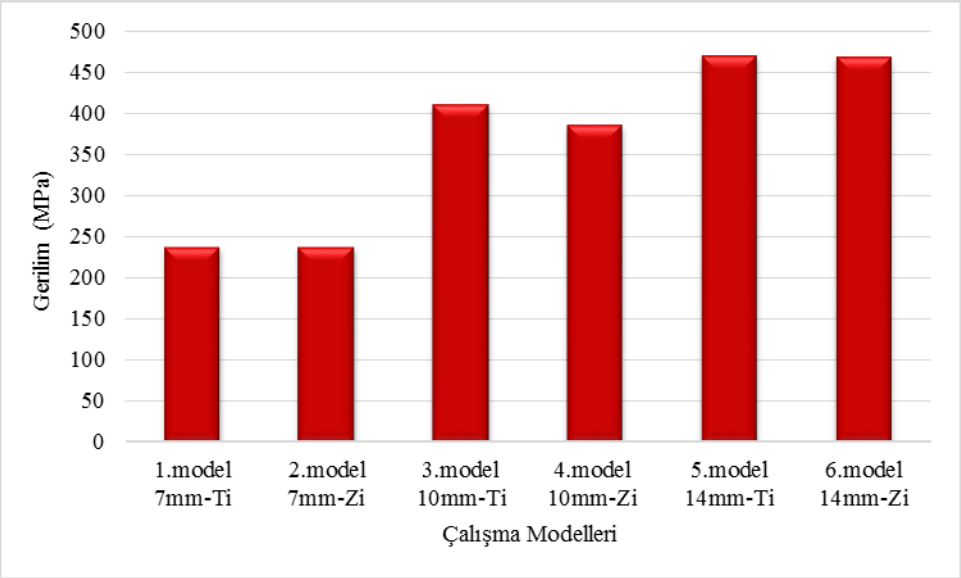



Resim 4.16. 5. ve 6. Modelde implantlarda oluşan von Mises stresleri

Çizelge 4.5. İmplantlarda oluşan von Mises stresleri

| Çalışma Modelleri | Posterior İmplant (MPa) |
|---|---|
| 1.model 7mm-Ti | 237 |
| 2.model 7mm-Zi | 237,04 |
| 3.model 10mm-Ti | 411,547 |
| 4.model 10mm-Zi | 385,517 |
| 5.model 14mm-Ti | 470,897 |
| 6.model 14mm-Zi | 468,922 |




Şekil 4.5. Posterior implantlarda oluşan von Mises stresleri

## 4.6. Alt yapılarda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan von Mises Stresleri

### 4.6.1. 1. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri

Alt yapıların konnektör bölgelerinde oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde en yüksek 3. konnektör bölgesinde 6,155685 MPa değerinde stres oluştu. Alt yapı –abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde anteriorda 6,264547 MPa, posteriorda 26,949835 MPa değerinde stresler meydana geldi (Resim 4.17).

### 4.6.2. 2. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri

Alt yapıların konnektör bölgelerinde oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde en yüksek 3. konnektör bölgesinde 9,329308 MPa değerinde stres oluştu. Alt yapı-abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde anteriorda 8,152461 MPa, posteriorda 26,772450 MPa değerinde stresler oluştu. 1. Model ile kıyaslandığında benzer von Mises stresleri bulundu (Resim 4.18).

### 4.6.3. 3. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri

Alt yapıların konnektör bölgelerinde oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde en yüksek 3. konnektör bölgesinde 7,109590 MPa değerinde stres oluştu. Alt yapı-abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde anteriorda 7,114159 MPa, posteriorda 27,120189 MPa değerinde stresler oluştu (Resim 4.19).

### 4.6.4. 4. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri

Alt yapıların konnektör bölgelerinde oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde en yüksek 3. konnektör bölgesinde 9,703245 MPa değerinde stres oluştu. Alt yapı-abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde anteriorda 9,410768 MPa, posteriorda 27,089399 MPa değerinde stresler oluştu (Resim 4.20).

### 4.6.5. 5. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri

Alt yapıların konnektör bölgelerinde oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde en yüksek 3. konnektör bölgesinde 7,984155 MPa değerinde stres oluşmuştur. Alt yapı-abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde anteriorda 7,562270 MPa, posteriorda 31,416100 MPa değerinde stresler oluştu (Resim 4.21).

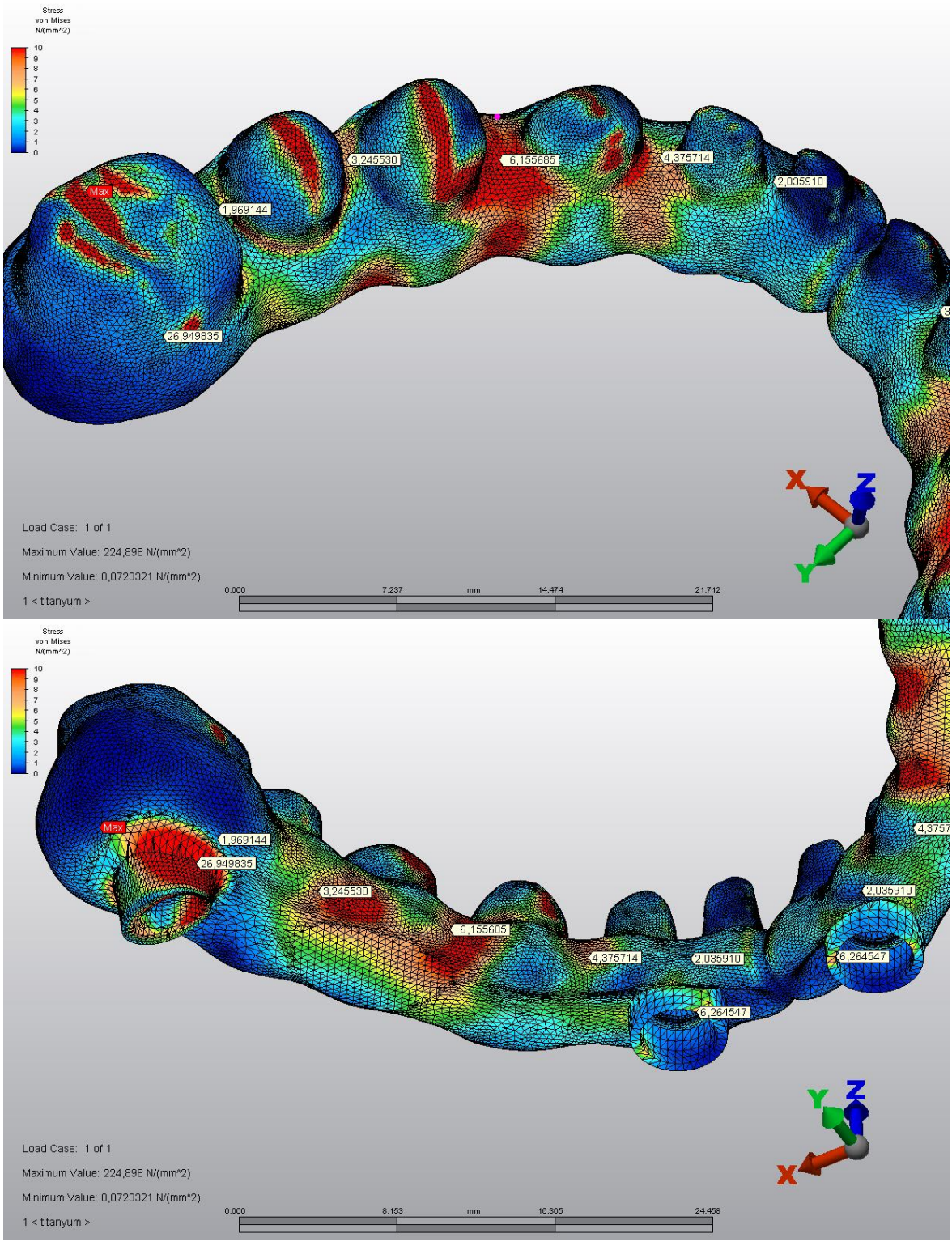
### 4.6.6. 6. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri

Alt yapıların konnektör bölgelerinde oluşan von Mises stresleri değerlendirildiğinde en yüksek 3. konnektör bölgesinde 9,766997 MPa değerinde stres oluştu. Alt yapı-abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde anteriorda 9,891279 MPa, posteriorda 34,214525 MPa değerinde stresleri oluştu (Resim 4.22).

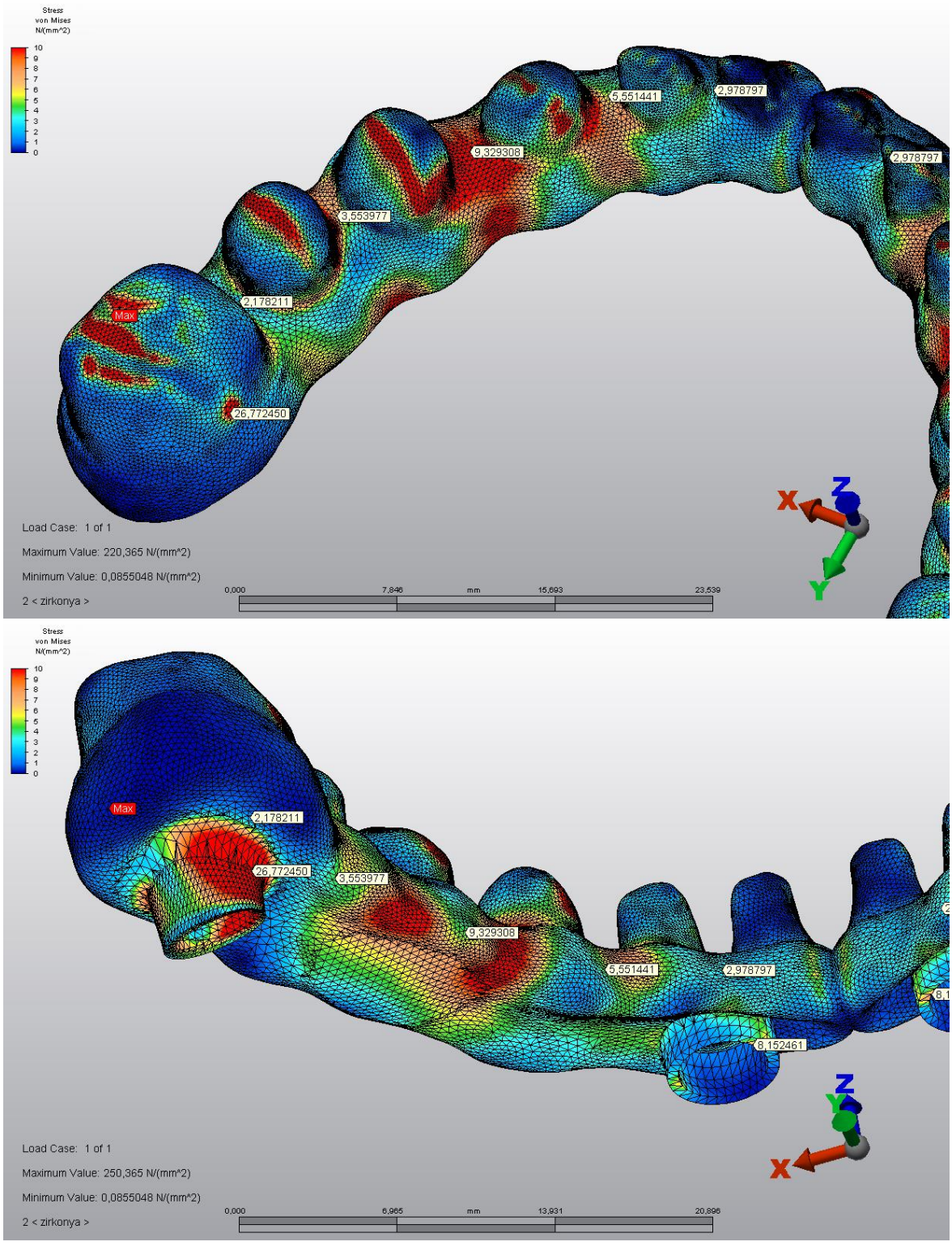
Konnektör bölgeleri değerlendirildiğinde her iki alt yapıda da seçili düğüm noktalarında en yüksek von Mises stresleri 3. konnektör bölgesinde oluştuğu görüldü. Titanyum modellerde alt yapının 3. konnektör bölgesinde 14 mm kantilever uzunluğundaki von Mises stresleri 7 mm kantilever uzunluğununa göre yaklaşık 1,3 kat arttığı tespit edildi. Zirkonya modellerde ise tüm kantilever uzunluklarında benzer von Mises stresleri izlendi.

Zirkonya modellerde alt yapı-abutment birleşim posterior bölgesinde 14 mm kantilever uzunluğundaki von Mises stresleri 7 mm kantilever uzunluğununa göre yaklaşık 1,3 kat artmış olduğu tespit edildi. Titanyum modellerde alt yapı-abutment birleşim posterior bölgesinde 14 mm kantilever uzunluğundaki von Mises stresleri 7 mm kantilever uzunluğundaki stresler ile benzerdir.

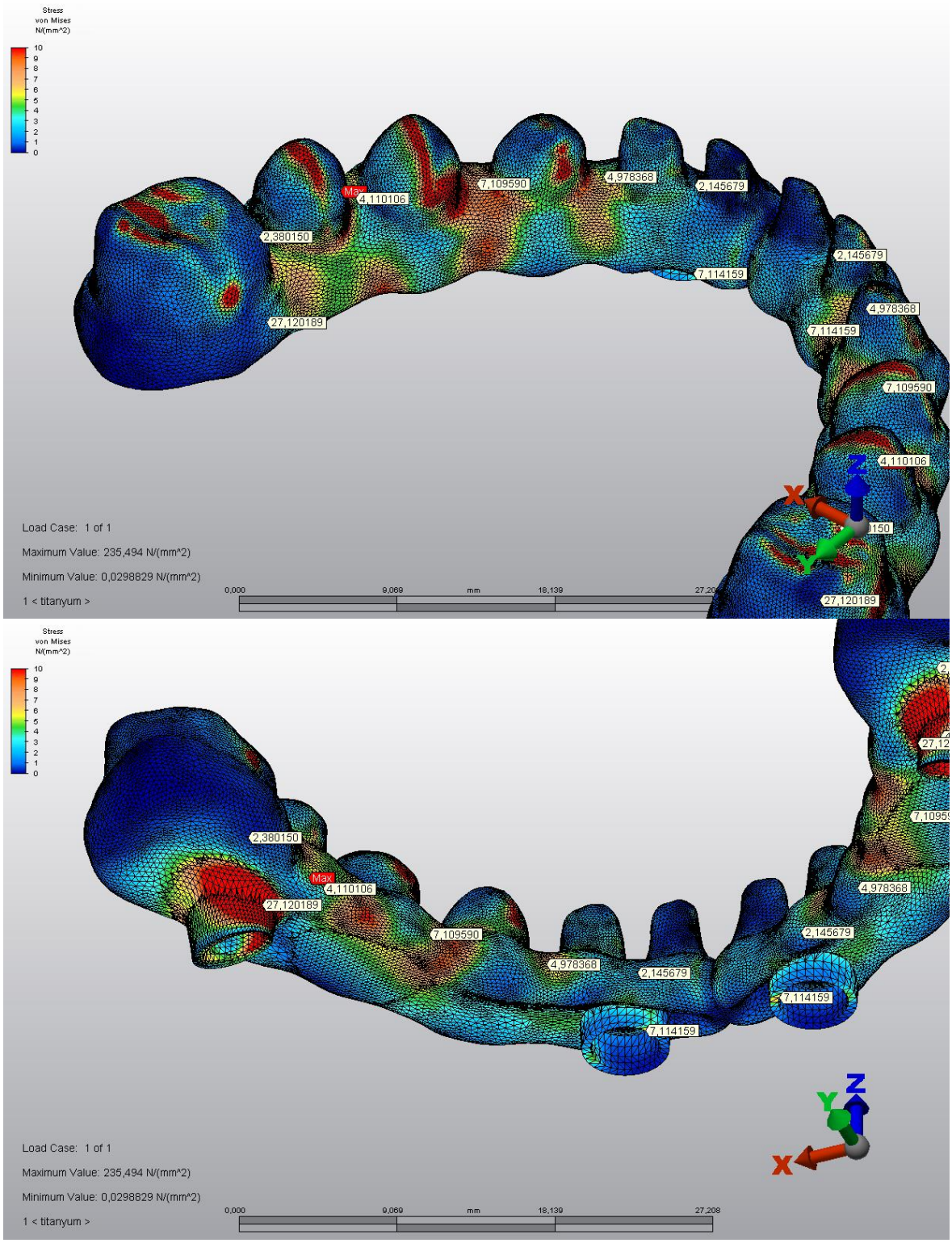
Zirkonya modellerde alt yapı-abutment birleşim anterior bölgesinde 14 mm kantilever uzunluğundaki von Mises stresleri 7 mm kantilever uzunluğuna göre yaklaşık 1,2 kat arttığı belirlendi. Titanyum modellerde alt yapı-abutment birleşim anterior bölgesinde tüm kantilever uzunluklarında benzer von Mises stresleri görüldü.



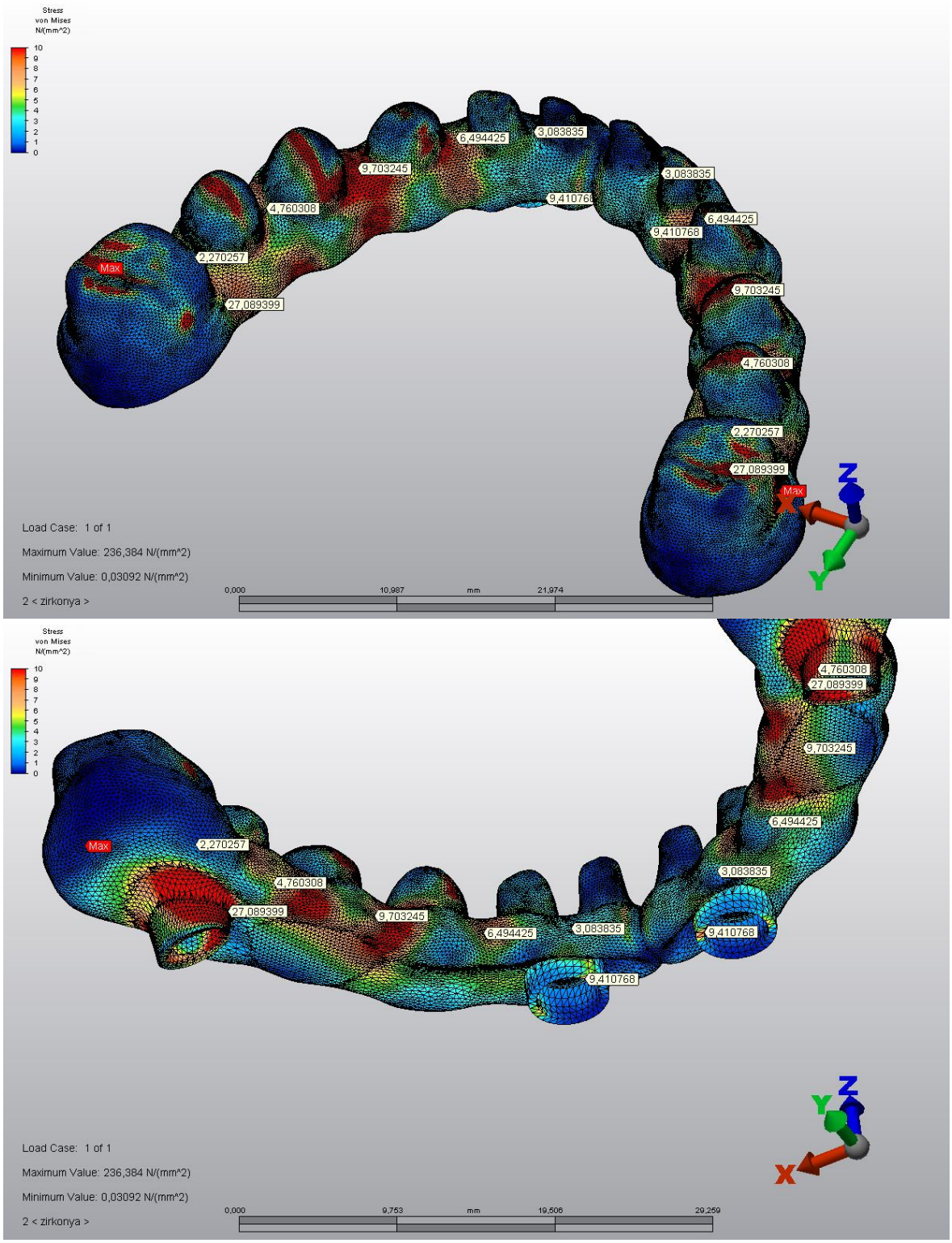

Resim 4.17. 1. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri



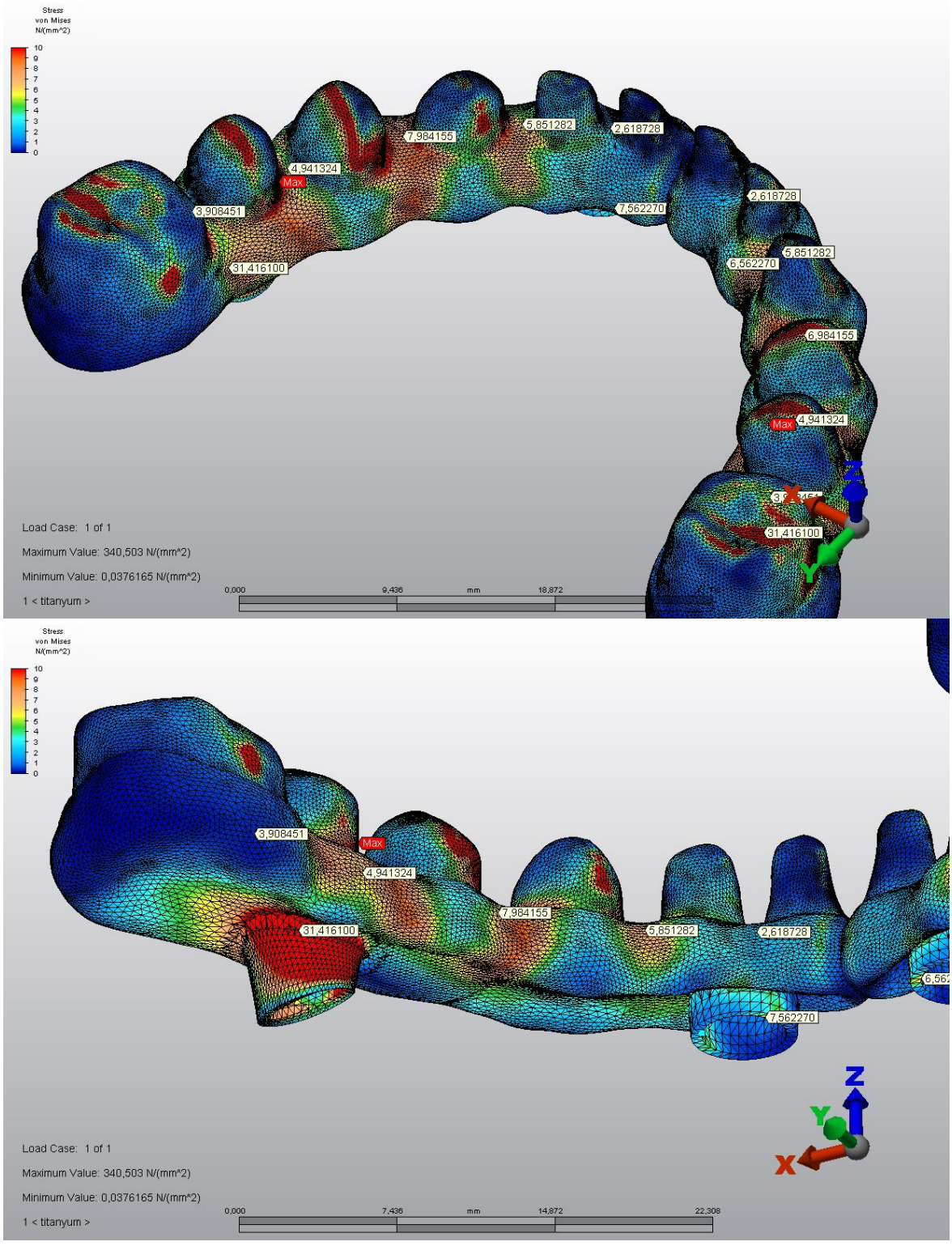

Resim 4.18. 2. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri



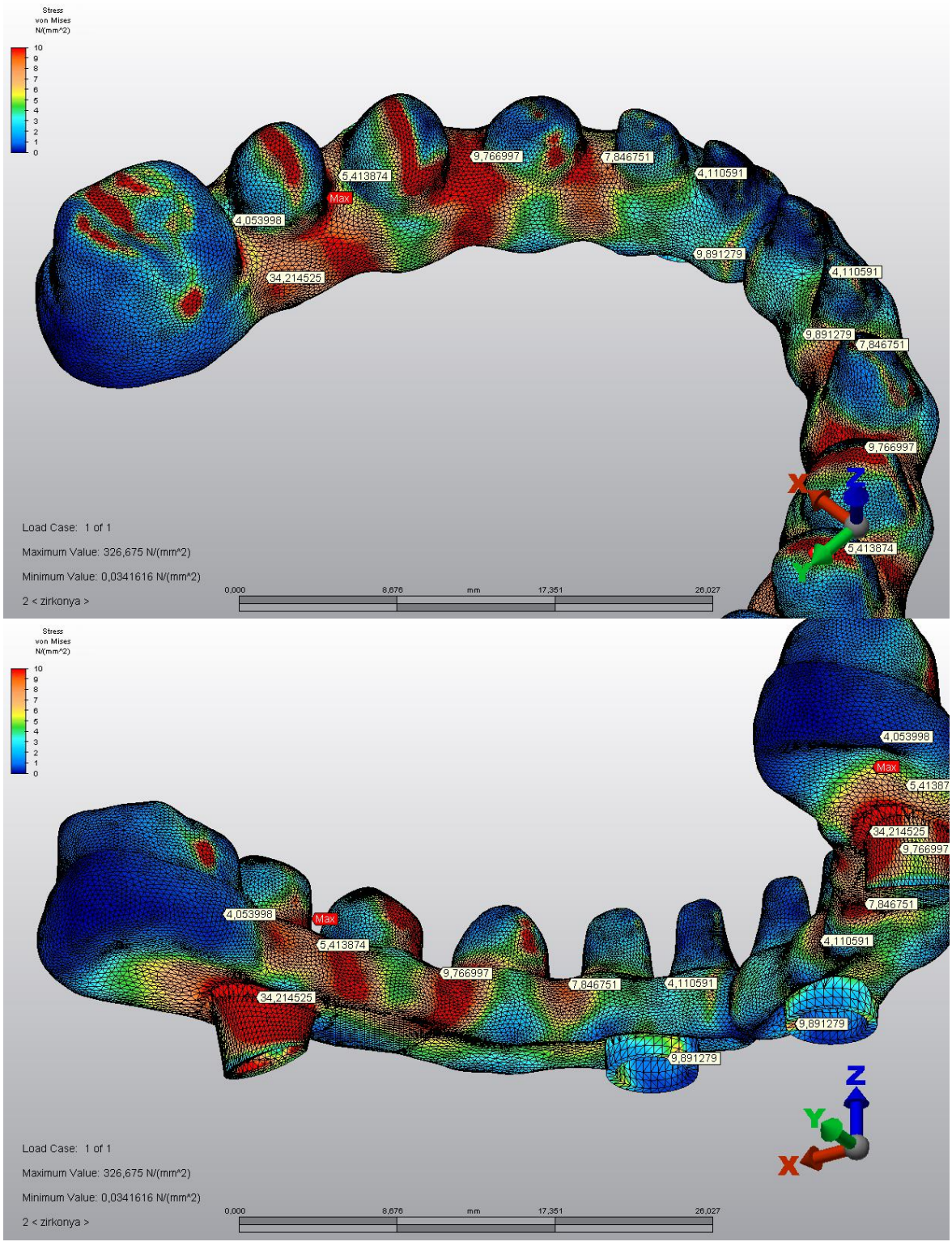

Resim 4.19. 3. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri




Resim 4.20. 4. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri



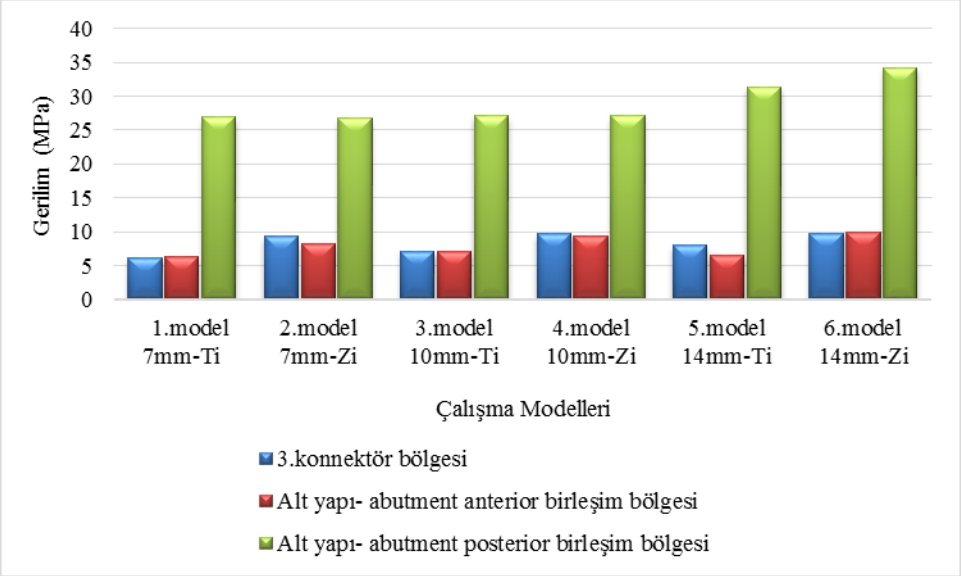

Resim 4.21. 5. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri



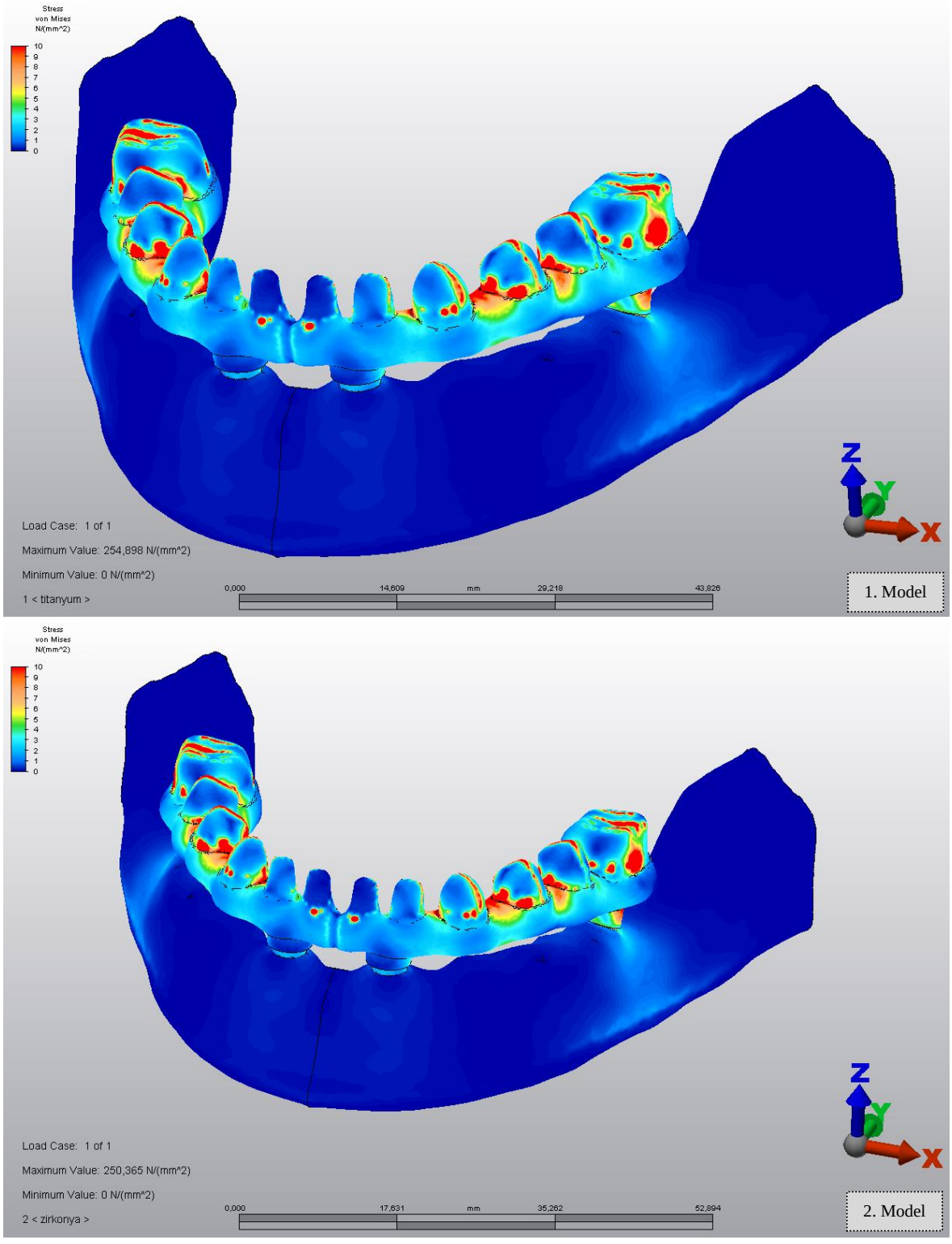

Resim 4.22. 6. Modelde alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri

Çizelge 4.6. Alt yapıdaki seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stres değerleri

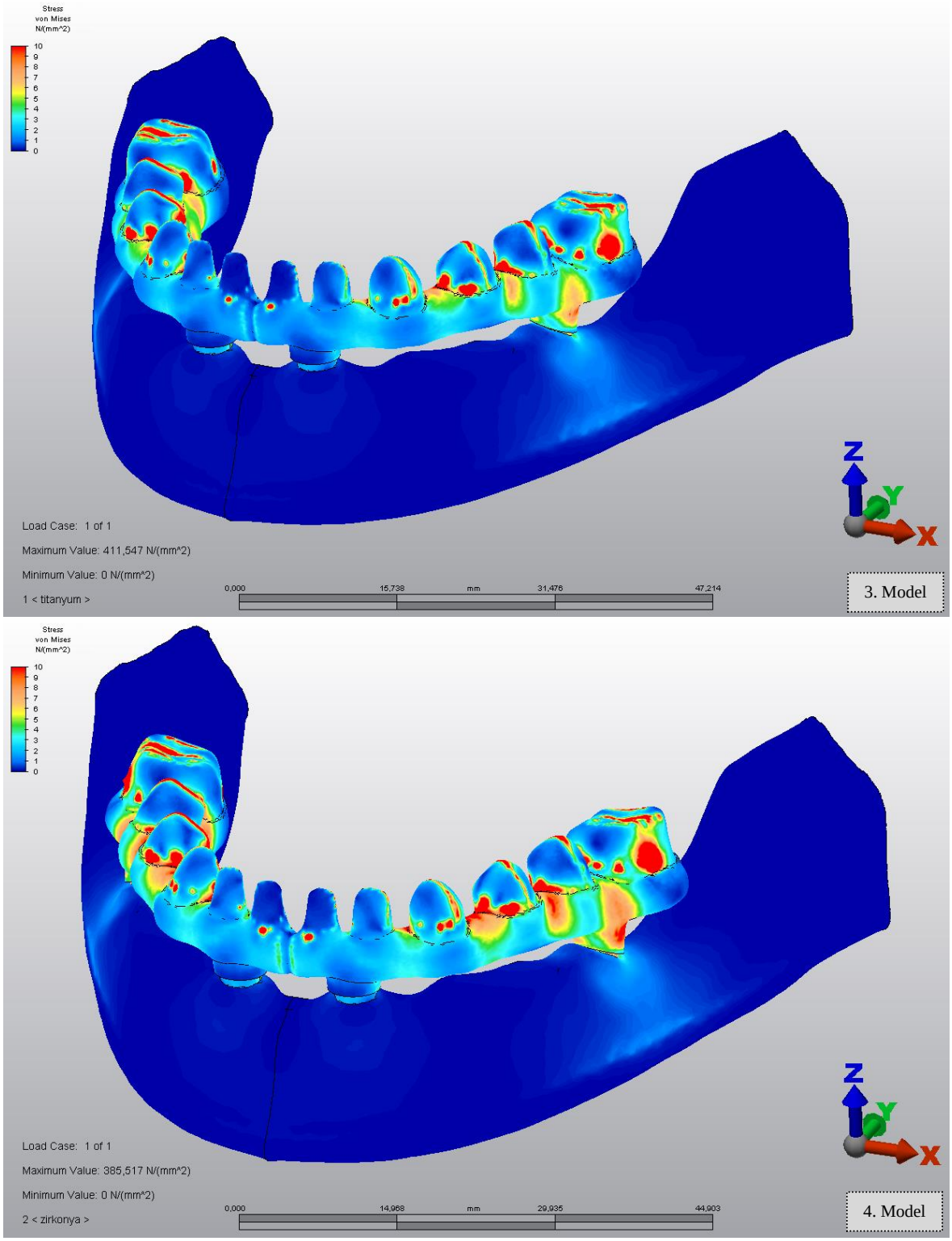
| Çalışma Modelleri | Alt yapı konnektör bölgesi | | | | | Alt yapı –abutment birleşim bölgesi | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | 1.konnektör | 2.konnektör | 3.konnektör | 4.konnektör | 5.konnektör | Anterior | Posterior |
| 1.model 7mm-Ti | 2,03591 | 4,375714 | 6,155685 | 3,24553 | 1,969144 | 6,264547 | 26,949835 |
| 2.model 7mm-Zi | 2,978797 | 5,551441 | 9,329308 | 4,553977 | 2,178211 | 8,152461 | 26,77245 |
| 3.model 10mm-Ti | 2,145679 | 4,978368 | 7,10959 | 4,110106 | 2,38015 | 7,114159 | 27,120189 |
| 4.model 10mm-Zi | 3,083835 | 6,494425 | 9,703245 | 4,760308 | 2,270257 | 9,410768 | 27,089399 |
| 5.model 14mm-Ti | 2,618728 | 5,851282 | 7,984155 | 4,941324 | 3,908451 | 6,56227 | 31,4161 |
| 6.model 14mm-Zi | 4,110591 | 7,846751 | 9,766997 | 5,413874 | 4,053998 | 9,891279 | 34,214525 |



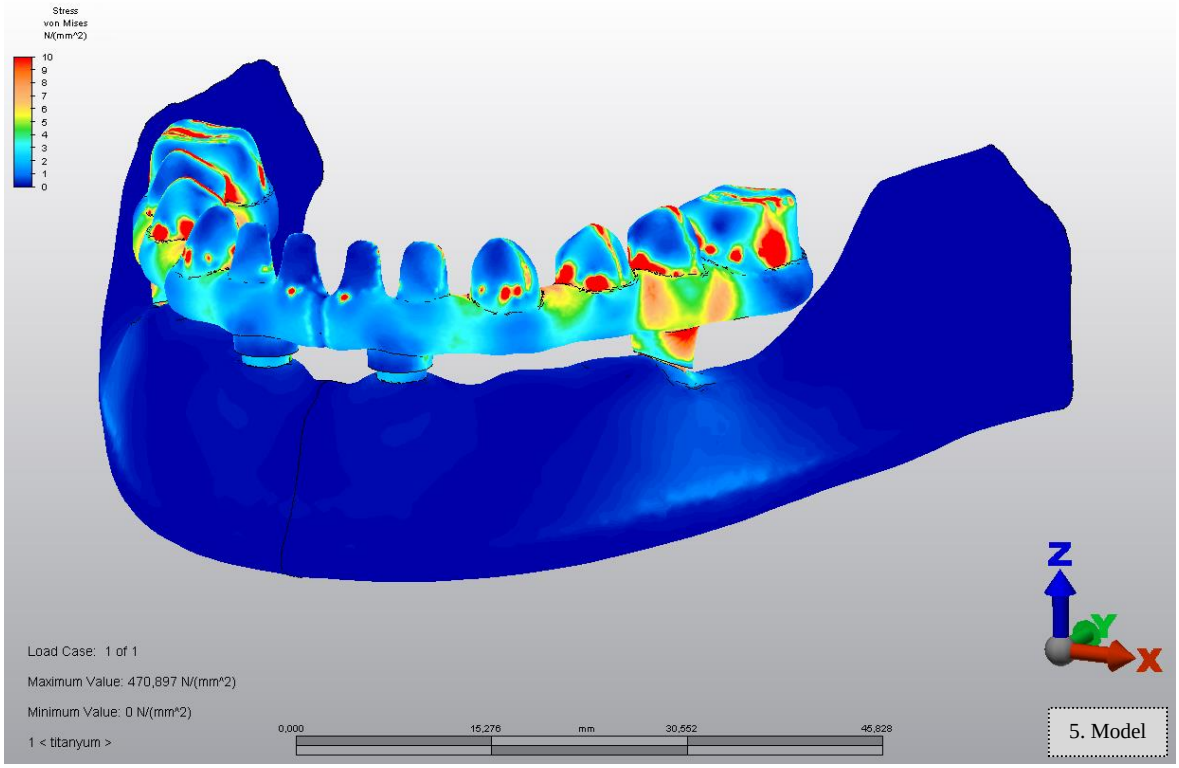

Şekil 4.6. Alt yapıdaki seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stres değerleri

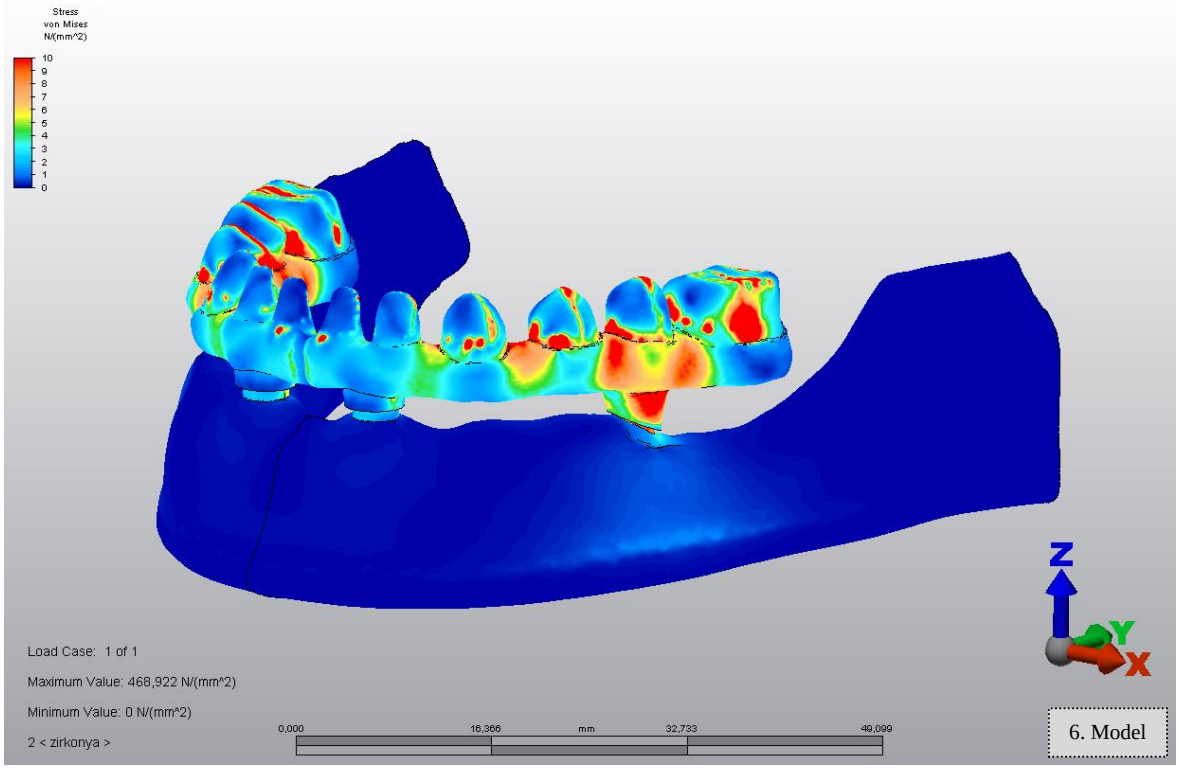



Resim 4.23. 1. ve 2. Modelde alt yapılarda oluşan von Mises streslerinin dağılımı




Resim 4.24. 3. ve 4. Modelde alt yapılarda oluşan von Mises streslerinin dağılımı




Resim 4.25. 5. ve 6. Modelde alt yapılarda oluşan von Mises streslerinin dağılımı

# 5. TARTIŞMA

Dental implantlar kısmi ve tam dişsiz hastaların tedavisinde uzun yıllardır yaygın olarak kullanılmaktadır. İmplant destekli sabit protezler, dişsiz arkların rehabilitasyonunda uzun dönemde elde edilen yüksek başarı oranları ile gelişmekte olan bir tedavi yöntemidir (Ayna, Gülses ve Açil, 2014). Dişsiz hastaların implant destekli sabit protezler ile rehabilitasyonu overdenture implant destekli protez tedavisi ile karşılaştırıldığında çiğneme fonksiyonunda iyileşme ve artmış ısırma kuvveti sağladığı, aynı zamanda hastanın özgüvenini arttırdığı belirtilmektedir (Bellini ve diğerleri, 2009).

Dişsiz arklarda alveolar kanal ve mental foramen, implantların mandibulanın posterior bölgesine yerleştirilmesini sınırlamaktadır. Brånemark sistem implantlar orijinal tekniğine göre mental foramenler arasına dikey pozisyonda yerleştirilmektedir (Block ve Winder, 1992). Bu durum molar bölgede hastanın çiğneme kapasitesini daha iyi sağlayabilmek için bilateral kantilever uzunluklarının 20 mm'ye kadar arttırılmasını gerektirebilir (Krekmanov, 2000). Böyle bir durumda molar bölgede kantilever üzerindeki yükler, implant ve kemiğin her ikisinde de yüksek stresler oluşturarak implantlar üzerinde bükülme kuvvetlerine sebep olacaktır (Rangert, Jemt ve Jörneus, 1989).

Mandibular implantların posteriora yerleşimini sınırlayan diğer bir etken mandibular sinirin geriye döndüğü (anterior loop) kısmıdır. Bu dönüş sıklıkla mental foramenin 2 ile 9 mm anteriorunda konumlanmaktadır (Krekmanov, 2000). Francetti ve diğerleri (2008), mental sinirin geriye döndüğü kısımda uzunluk ve şekil açısından geniş farklılıklar gözlemişlerdir. İmplantların foramenler arasına yerleştirildiği tedavilerde sinir hasarı yaratmamak için, distal implant mental foramenin ve mental sinirin geriye döndüğü kısmın anterioruna yerleştirilmelidir (Arzouman, Otis, Kipnis ve Levine, 1993). Bu nedenle, mental foramenin yerinin belirlenmesi ve mental sinirin geriye döndüğü kısmın klinik ve radyografik olarak değerlendirmesinin yapılması oldukça önemlidir (Francetti ve diğerleri, 2008).

Tam dişsiz çenelerin implant tedavisi düşük kemik hacmi, zayıf kemik kalitesi, kemik greftleme ihtiyacı ve alveolar kemiğin anatomik sınırlamaları (mental foramen ve mandibular sinir gibi) gibi problemler nedeni ile zorlaşmaktadır.

Bu gibi problemlerin üstesinden gelebilmek için, Maló ve diğerleri tarafından 'All-on-four' tekniği geliştirilmiştir (Maló ve diğerleri, 2003; Maló ve diğerleri, 2005). All-on-four

tedavi tekniği, anteriorda aksiyel olarak yerleştirilmiş 2 implant ve mental foramenin hemen önüne 30-45° distale eğimli yerleştirilmiş 2 posterior implant ile sabit tam ark bir protez yapımına izin verir (Babbush ve diğerleri, 2011; Maló, de Araújo Nobre, Lopes, Moss ve Molina, 2011). Bu yöntem ile birlikte önemli anatomik yapıların korunması kolaylaşır ve geç yükleme yapılan implant sistemlerinin bekleme süresi ortadan kalkar (Crespi, Vinci, Capparé, Romanos ve Gherlone, 2012; Galindo ve Butura, 2012).

Çalışmalarda, bu teknik kullanılarak yapılan sabit tam ark protez ile desteklenen implantların yüksek başarı oranına sahip olduğu (kümülatif başarı oranı %92.2 - %100) rapor edilmiştir (Agliardi ve diğerleri, 2010; Browaeys ve diğerleri, 2014; Heydecke ve diğerleri, 2012; Maló ve diğerleri, 2003; Maló ve diğerleri, 2005; Maló, de Araújo Nobre, Petersson ve Wigren, 2006; Maló, de Araújo Nobre ve Lopes, 2007; Menini ve diğerleri, 2012).

All-on-four tekniğine göre yerleştirilmiş implantlarda ve alt yapılarda oluşan stresler hakkında sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmalara literatürde rastlanıldı (Baggi, Pastore, Di Girolamo, and Vairo, 2013; Bellini ve diğerleri, 2009; Bevilacqua ve diğerleri, 2008; Bevilacqua ve diğerleri, 2011; Bonnet ve diğerleri, 2009; Carneiro, de Brito Jr, França, 2014; Correa ve diğerleri, 2012; Doğan ve diğerleri, 2014; Favot, Berry-Kromer, Haboussi, Thiebaud ve Zineb 2014; Hussein ve Rabie, 2015; Naini ve diğerleri, 2011; Sannino, 2015; Takahashi ve diğerleri, 2010). Ancak, alt çenede mental foramenin pozisyonundaki değişikliğe göre tasarlanan alt yapılarda ve implantlarda oluşan stresleri değerlendiren bir çalışma tespit edilemedi.

Bu tez çalışmasında, All-on-four tekniği kullanılarak tam dişsiz alt çenede mental foramenin 3 farklı pozisyonuna göre posterior implantlar 30 ° distale eğimli yerleştirildi. Dental ark uzunluğu değişmeden 3 farklı kantilever uzunluğunda (7 mm, 10 mm ve 14 mm) tasarlanan zirkonyum ve titanyum alt yapıların implant, implant çevresi kemik ve protezde oluşturduğu stresler, üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirildi.

Çiğneme sırasında, dental implantların çevresi kemikte oluşan aşırı stresler kemik rezorpsiyonuna sebep olabilir. Bu nedenle gelen çiğneme kuvvetleri karşısında implantlar çevresinde meydana gelen streslerin nerede yoğunlaştığını belirlemek önemlidir (Assunção ve diğerleri, 2013).

Kemikteki stres ve gerinim dağılımlarının klinik olarak değerlendirilmesi oldukça zordur (Begg ve diğerleri, 2009; Baggi ve diğerleri, 2013). Bu nedenle; implant çevresi alandaki stres ve gerinimi sayısal olarak değerlendirmek, tedavinin devamlılığı ve etkinliğini optimize ederek yük transferi ve aşırı yükleme riskini etkileyen tasarım parametrelerinin kontrolünü kolaylaştırabilmektedir. Son dönemlerde, sonlu elemanlar stres analizi biyomekanik faktörlerin etkisini değerlendirmek ve birçok klinik tedaviyi geliştirmek için protetik diş hekimliğinde başarılı şekilde kullanılmaktadır (Baggi ve diğerleri, 2013; Van Staden ve diğerleri, 2006).

İmplant-kemik-protez sistemlerinin geometrik karmaşıklığı sebebiyle, sonlu elemanlar stres analizi bu sistemlerdeki stres dağılımı analizi ve klinik performanslarını değerlendirmek için uygun bir yöntemdir (Assunção ve diğerleri, 2013). Bu nedenle, çalışmada implant, implant çevresi kemik ve alt yapılarda oluşan stresler, sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir.

İki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yönteminin uygulanması kolay, hızlı ve düşük maaliyetlidir ancak özellikle karmaşık geometriye sahip yapıların analizinde çok doğru sonuçlar vermeyebilir. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile tüm eksenlerdeki kuvvetler değerlendirilebileceği için gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebilmektedir (Assunção ve diğerleri, 2013; Geng ve diğerleri, 2001; Hsu ve Chang, 2010; Taşkınsel ve Gümüş, 2014; Pesqueira ve diğerleri, 2014; Ramoğlu ve Ozan, 2014; Soares ve diğerleri, 2012). Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi gerçek klinik koşulların karmaşıklığı göz önünde bulundurulduğunda diğer yöntemlere göre daha avantajlıdır (Akça ve İplikçioğlu, 2002). Bu nedenle, çalışmada üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanıldı.

Yapılan çalışmalarda, sonlu elemanlar stres analizlerinde daha başarılı sonuçlar elde edilebilmek için anatomik yapının ideal olarak modellenmesi gerektiği belirtilmiştir. Bu nedenle, eleman ve düğüm sayısının en az 30.000-200.000 arasında olması gerektiği vurgulanmıştır (Çağlar ve diğerleri, 2006; Teixeira ve diğerleri, 1998). Çalışmadaki modellerde ortalama 198.788 Düğüm ve 810.130 eleman kullanılmıştır. Bu çalışmada kullanılan düğüm ve eleman sayısı yönünden diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında sayıca fazla olduğu görülmektedir.

Naini ve diğerleri (2011), All-on-four tekniğinin 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile stres-gerinim dağılımını değerlendirdikleri çalışmada her iki kemikte (trabeküler ve kortikal) izotropik materyal özelliklerini kullanmışlardır. Birçok araştırmacı da problemin

çözümünü kolaylaştırmak için her iki kemik tipinde de izotropik materyal özellikleri kullanmayı tercih etmiştir (Geng ve diğerleri, 2001; Takahashi ve diğerleri, 2010; Zampelis ve diğerleri, 2007).

Oral kavitenin doğal olarak karmaşık bir yapıya sahip olmasından dolayı bu yapının sonlu elemanlar analizi ile yüksek doğrulukta modeller hazırlanması oldukça zordur. Bu nedenle, belirli sadeleştirmeler gereklidir. Sonlu elemanlar analiz çalışmaların çoğunda, kemik-implant teması çoğunlukla %100 olarak kabul edilir, ancak, klinik olarak kemik-implant teması %30 ile %70 arasındadır. (Geng ve diğerleri, 2001). Dental çalışmalardaki sonlu elemanlar analizinin çoğunluğunda materyaller izotropik, homojen ve linear elastik olarak kabul edilmektedir (Assunção ve diğerleri, 2013).

Çalışmanın sınırları dahilinde tüm yapılar homojen, izotropik, linear elastik ve kemik-implant teması %100 olarak varsayıldı. Bu nedenle, sonuçları yorumlarken sonlu elemanlar stres analizinin kendine ait sınırlamaları göz önünde bulundurulmalıdır.

Sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan materyallerin elastiklik modülleri ve poisson oranları için kabul edilmiş evrensel bir tablo yoktur (Borchers ve Reichart, 1983). Bu değerler alınırken farklı çalışmalarda en çok kullanılan değerler kabul edildi.

İmplant destekli tam ark sabit protezler için en uygun kemik tipi daha sıkı ve yoğun kemik içeren tip 1 ve tip 2 kemiktir (Faverani ve diğerleri, 2014). Çalışmada, diğer çalışmalara benzer olarak mandibulada kortikal kemik kalınlığı tip 2 kemik ve 2 mm olarak belirlendi (Bonnet ve diğerleri, 2009; Hong ve diğerleri, 2012; Hussein ve Rabie, 2015; Takahashi ve diğerleri, 2010; Zampelis ve diğerleri, 2007).

Zampelis ve diğerleri (2007), vidaların modellenmesinin gerekli olmadığını, implant çevresindeki kemiği araştırmak için yapılan çalışmalarda, protetik komponentlerdeki stres dağılımlarını analiz etmek için ayrıntılı bir üst yapı modelinin gerekli olduğunu göstermişlerdir.

Bu tez çalışmasında üst yapı ayrıntılı şekilde tasarlandı, ancak implant-abutment birleşik kabul edilip bağlantı vidaları modellenmedi.

Osseoentegre implantlar üzerine gelen oklüzal yüklerin implant destekli restorasyonların uzun dönem başarısında önemli bir faktör olduğu bilinmektedir (Bal ve diğerleri, 2013). Holmgren ve diğerleri (1998), daha gerçekçi ısırma yönü ve ısırma kuvvetlerin kortikal

kemikte yüksek lokalize streslere sebep olacağı için, oblik yükleri kullanmayı önermişlerdir (Demenko ve diğerleri, 2011). Birçok çalışma oblik kuvvetlerin oklüzal yükleri daha iyi yansıttığını göstermektedir (Holmgren ve diğerleri, 1998; Doğan ve diğerleri, 2014).

Demenko ve diğerlerinın (2011) yaptıkları bir çalışmada, mandibular molar dişe oklüzal düzleme yaklaşık 75°'lik açı ile 118,2 N çiğneme kuvveti uygulamışlardır.

Naini ve diğerleri (2011), 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz çalışmasında, All-on-four tekniğine göre oluşturulmuş modelde birinci molar bölgesine 100 N, toplam 300 N kuvvet uygulamıştır.

Doğan ve diğerleri (2014), All-on-four tekniğinde, kuvvetlerin implantlardaki ve implantları çevreleyen kemik dokudaki etkisini değerlendirdikleri sonlu elemanlar analizinde, premolarların ve birinci moların bukkal tüberküllerine oklüzal plandan linguale doğru 75°'lik açı ile 100 N, toplam 300 N kuvvet uygulamıştır.

Yapılan birçok çalışmada, ortalama posterior ısırma kuvveti değerini taklit etmek için implantların uzun aksına 30° eğimle bukkolingual yönde 100 N oblik yük uygulanmıştır (Assunção ve diğerleri, 2013; Barao ve diğerleri, 2013; Faverani ve diğerleri, 2014; Ferreira ve diğerleri, 2014a).

Klinik olarak implantlara ve protetik komponentlere kuvvetler çiğneme kasları tarafından çift taraflı (bilateral) olarak uygulanmaktadır (Faverani ve diğerleri, 2014; Ferreira ve diğerleri, 2014b).

Bu çalışmada çiğneme kuvvetlerini daha iyi taklit edebilmek için diğer çalışmalar ile benzer olarak, çift taraflı premolarlar ve birinci moların bukkal tüberküllerine bukkolingual yönde 30°'lik açı ile 100 N, toplam 300 N oblik yük uygulandı.

İmplant destekli tam ark sabit protez tasarımlarının sonlu elemanlar analiz çalışmaları tek üye tasarımlardan çok daha karmaşıktır (Geng ve diğerleri, 2001). İmplant destekli tam ark sabit protez vakalarında, stres dağılımını tek üye protezden daha karmaşık yapan metalik bir alt yapının birçok implantı birbirine bağlamasıdır. Bu nedenle, protezin bir noktasındaki yükleme tüm implantlardaki ve çevreleyen kemikteki stres konsantrasyonunu farklı derecelerde arttırır (Ferreira, Barão, Faverani, Hipólito ve Assunção, 2014a).

İmplant destekli sabit protezlerin alt yapılarında farklı tiplerde materyaller kullanılmaktadır. İmplant destekli hibrit protezlerin yapımında metal/akrilik, metal/seramik veya zirkonya/seramik kombinasyonları kullanılabilmektedir (Rojas-Vizcaya, 2011). Protez tasarımları ve materyallerin seçimi implant protezlerin stabilitesi ve dayanıklılığı için önemli bir faktördür (Meriç ve diğerleri, 2011). Bozini, Petridis, K. Garefis ve P. Garefis (2011), metal-seramik sabit protezlerin aksine metal-akrilik protezlerde protetik komplikasyonların daha yüksek sıklıkla görüldüğünü bildirmişlerdir.

All-on-four tekniğinde de metal/akrilik, metal/seramik (Ayna ve diğerleri, Baskıda) ve zirkonya/seramik (Ho, 2012) şeklinde alt/üst yapı kombinasyonları kullanılabilmektedir. Güncel olarak, All-on-four tedavi tekniğinde kesik diş formuna sahip titanyum (Maló ve diğerleri, 2011) ve zirkonya alt yapılar kullanılmaktadır (Ho, 2012). Bu çalışmada da, implant alt yapıları, hibrit protezleri oluşturmak üzere güncel çalışmalara uygun olarak kesik diş formunda titanyum ve zirkonya materyallerinden tasarlanmıştır.

İmplant destekli protezlerin üst yapı üretimi için en uygun materyal seçimi hakkında az sayıda literatür bulunmaktadır (Gomes, Barao, Rocha, de Almeida ve Assunção, 2011). Metal destekli porselen gibi rijit oklüzal materyali implant ve çevreleyen kemik dokusuna yük transferini arttırabilir (Assunção ve diğerleri, 2013). Gracis, Nicholls, Chalupnik ve Yuodelis (1991), implant destekli protezlerin üst yapılarında sert ve daha rijit materyallerin kullanımının implantlarda stres dağılımını arttırdığını belirtmiştir. Ancak, bazı çalışmalar ise (Çiftci ve Canay, 2001; Sertgöz, 1997), sertliği düşük olan restoratif materyallerin kullanımının implantlar ve destekleyen dokularda yüksek streslere sebep olduğunu göstermiştir. Gomes ve diğerleri (2011) ise, tek üye implant destekli protezlerin üst yapı materyalinin kemik dokularındaki stres dağılımında herhangi bir etkisi olmadığını gözlemlemişlerdir.

Sertgöz (1997), sonlu elemanlar analizinde farklı veneer (rezin, rezin kompozit ve porselen) ve alt yapı materyallerinin (altın, gümüş-paladyum, krom-kobalt ve titanyum alaşımı) implant destekli tam ark sabit protezlerdeki stres dağılımı üzerine etkisini değerlendirmiştir. Kobalt-krom alt yapı ve porselen veneer materyali kombinasyonunun stres dağılımını en uygun hale getirdiğini belirtmiştir.

Assunção ve diğerleri (2010), yüksek elastiklik modülüne sahip materyallerin biyomekanik açıdan implant destekli protezlerin üst yapıları için daha uygun olduklarını belirtmiştir.

Jacques, Moura, Suedam, Souza ve Rubo (2009), düşük elastiklik modülüne sahip bir materyalin düşük bükülme dayanıklılığı gösterdiğini, rijit alaşımlardan yapılan üst yapıların daha düşük deformasyona uğradığını ve böylece vida ve diğer protetik komponentlere aşırı yükleme yapmadığını belirtmiştir.

Ferreira ve diğerlerinin (2014a) yaptıkları güncel çalışma da bu bulguları desteklemektedir. Akrilik rezin dişler porselen dişlerle karşılaştırılığında alt yapılardaki stres değerlerini %50 arttırdığını belirtmişlerdir. Bu nedenle, özellikle uzun kantilevera sahip protezlerde uygun stres dağılımına katkı sağlamak ve implant destekli tam ark protezin rijiditesini arttırmak için akrilik diş yerine porselen dişleri kullanmanın daha iyi olacağını belirtmişlerdir.

Zhao, Pan, Guess, Zhang ve Swain (2012), monolitik anatomik tasarıma sahip lityum disilikat kronların tabakalı kronlara göre üstün kırılma direnci gösterdiğini belirtmiştir. Monolitik kronlar tek bir materyalden oluştuğu ve herhangi bir veneer tabakası içermediği için göreceli olarak güçlü olma eğilimindedir (Sulaiman ve diğerleri, Baskıda).

Pozzi ve diğerleri (2015), CAD/CAM vida retansiyonlu implant destekli zirkonyum dioksit tam ark alt yapıya bağlanan monolitik lityum disilikat kronların orta dönem takipte uygun başarılı sonuçlar gösterdiğini belirtmişlerdir.

Günümüzde de uygulanmakta olan alt yapı üzerine monolitik kron tekniği nedeni ile bu çalışmada zirkonya ve titanyum alt yapı üzerine monolitik lityum disilikat kronlar kullanılmıştır.

İmplantların eğimli olarak yerleştirilmesi ile geniş anterio-posterior mesafenin elde edilmesi, uzun kantilever ihtiyacının ortadan kalkması ve uygun oklüzal yük dağılımının sağlanması gibi birçok biyomekanik avantaj ortaya çıkmaktadır (Krekmanov, 2000; T. Grandi, Guazzi, Samarani ve G. Grandi, 2012).

İmplantların eğimli olarak yerleştirilmesi ile marjinal kemik kaybını arttıran bükülme kuvvetlerinde artış gözlenebilir (Agliardi ve diğerleri, 2010). Bununla birlikte çok üyeli implant destekli protez ile implantlar birbirine bağlandığı zaman, implant dağılımı ve protez yapısının rijiditesinden dolayı bükülme azalabilir (Doğan ve diğerleri, 2014; Francetti ve diğerleri, 2012; Hinze ve diğerleri, 2010; Khatami ve Smith, 2008).

Mish (2009), alt çenenin mental foramenler arasındaki bölümünün bükülme ve stres kuvvetlerine karşı daha stabil olduğunu ve çenede açılma fazı ve protrüziv hareket

boyunca meydana gelen gerilmelerin mental foramenlerin distalinde meydana geldiğini belirtmiştir. Sabit restorasyonlarda daha da distale gidilmesi durumunda meydana gelen alt çene hareketlerinin implantların prognozunu olumsuz yönde etkilediğini ve birbirine sabitlenmiş tam ark sabit restorasyonlarda implantların mental foramenler arasına yerleştirilmesi ile alt çenede daha az bükülme kuvvetlerinin meydana geldiğini belirtmiştir. Bu görüşe uygun şekilde, All-on-four tedavi tekniğinde implantlar mental foramenler arasına yerleştirilmektedir.

Modellerin farklı geometrisi ve farklı sınır koşulları nedeniyle sonlu elemanlar stres analizi sonuçları diğer çalışmalarla sayısal açıdan karşılaştırılamaz (Menicucci ve diğerleri, 1988). Ancak, elde edilen sonuçlar streslerin dağılım yerleri ve yoğunlukları bakımından kıyaslama yapılabilir.

Basma ve çekme stres değerleri kemik gibi kırılgan materyaller için önemlidir. Kemiğin en üst çekme veya basma dayanıklılığına eşit ya da daha büyük olan çekme ve basma stresleri oluştuğu zaman kırık meydana gelebilir (Akça ve İplikçioğlu, 2001). Kortikal kemiğin basma kuvvetlerine karşı en üst dayanıklılığı olan 170-190 MPa'ı, çekme streslerine karşı en üst dayanıklılığı olan 100-130 MPa'ı aştığında aşırı yükleme meydana gelebilir (Baggi, Pastore, Di Girolamo ve Vairo, 2013; Natali, 2003).

Çalışmada, kortikal kemikte en yüksek çekme ve basma stresleri 102,849 MPa ve 98,082 MPa olarak kaydedilmiştir. Bu değerler, kortikal kemiğin üst sınır çekme ve basma dayanıklılığı ile karşılaştırıldığında, kemikte kırılma olasılığı beklenilmemektedir.

Genellikle von Mises stresleri, yük transferi ve dağılma mekanizmalarını karakterize etmek için evrensel bir stres göstergesi olarak kullanılmaktadır. Von Mises stres değerleri, metalik implantlar gibi çekilebilir materyallerdeki deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanmaktadır. Von Mises stres değerleri, implant materyalinin akma (yield) noktasını aştığı zaman kırık riski oluşabilir. Bu nedenle implantlarda meydana gelen von Mises streslerinin yorumlanması önemlidir (Akça ve İplikçioğlu, 2001). Çalışmada en yüksek von Mises stres değerleri 14 mm kantilever uzunluğundaki titanyum alt yapıya sahip modeldeki posterior implantta 470,897 MPa değerinde meydana geldi. Titanyum implantta meydana gelen stresler, titanyumun en üst dayanıklılık değeri olan 550 MPa'ı (Elias ve diğerleri, 2008) geçmediği görüldü.

Pek çok çalışmada implantların eğimli yerleştiriminin iyi klinik sonuçlara sahip olduğu bildirilmiştir (Del Fabbro, Bellini, Romeo ve Francetti, 2012; Maló ve diğerleri, 2003; Maló ve diğerleri, 2005; Maló ve diğerleri, 2006; Mozzati, Arata, Gallesio, Mussano ve Carossa, 2013; Weinstein ve diğerleri, 2012). Yapılan araştırmalarda, eğimli yerleştirilen implantın osseoentegrasyon süreci üzerinde zararlı bir etkisinin olmadığı gösterilmiştir. Her iki çenede de eğimli ve dik yerleştirilmiş implantlar arasında marjinal kemik kaybı açısından herhangi bir farklılık olmadığına dikkat çekilmiştir (Aparicio, Perales ve Rangert, 2001; Capelli, Zuffetti, Del Fabbro ve Testori, 2007; Crespi ve diğerleri, 2012; Hinze ve diğerleri, 2010; Krekmanov, 2000; Maló ve diğerleri, 2011; Maló, de Araújo Nobre, Lopes, Francischone ve Rigolizzo, 2012).

Çağlar, Aydın, Özen, Yılmaz ve Korkmaz (2006), 3 boyutlu sonlu elemanlar yöntemi kullanarak üst çene posterior bölgede implantların meziodistal olarak eğimli yerleştirilmesinin implant destekli sabit protezdeki stres dağılımı üzerine etkisini araştırmışlar ve molar bölgedeki implant eğiminin artmış strese neden olduğunu rapor etmişlerdir. Ayrıca, mezial kantilever kullanımının implantların açılı yerleştirilmesinden daha yüksek stres değerleri oluşturduğunu belirtmişlerdir. İplikçioğlu ve Akça da (2002), mandibular posterior bölgedeki implant destekli sabit protezin bukkolingual eğiminin etkisini araştırmışlar ve benzer sonuçlar elde etmiştir.

Bu çalışmalara ek olarak Watanabe, Hata, Komatsu, Ramos ve Fukuda (2003), 2 boyutlu sonlu elemanlar yöntemi kullanarak implantların eğimli yerleştirilmesi ve yükleme yönünün kemik-implant ara yüzündeki etkisini araştırmışlardır. Yüklemenin yönü ve yerine bakılmaksızın, implant eğiminin artması ile kemik-implant ara yüzündeki basma streslerinin arttığını belirtmişlerdir. Farklı araştırmalarda da implant eğimi ile stres değerleri arasında benzer bir ilişki olduğu gözlenmiştir (Canay, Hersek, Akpinar ve Aşik, 1996; Frederick ve Caputo, 1996).

Begg, Geerts ve Gryzagoridis (2009) yaptıkları çalışmada, All-on-four tekniğinde 0°, 15°, 30° ve 45° distale eğimli implantların çevresindeki stres dağılımlarını fotoelastik stres analizi ile değerlendirmişlerdir. 0°, 15° ve 30° açı ile yerleştirilen implantların stres dağılımlarında anlamlı bir fark olmadığını, 45° eğimli yerleştirilmiş implant modelinde önemli derecede artmış stres olduğunu bildirmişler. Distal implantların daha az açı ile yerleştirilmesini önermişlerdir.

Naini ve diğerleri (2011), All-on-four tasarımda stres/gerinim analizi çalışmalarında posteriora eğimli implantları çevreleyen kemikteki stres değerlerinin %9 artığını belirtmişlerdir.

Zampelis ve diğerlerinin (2007) iki boyutlu sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları çalışmada, sabit bir restorasyonla birbirine bağlanan distal eğimli implantların stres dağılımına etkisi değerlendirilmiştir. Diğer çalışmalardan farklı olarak sabit restorasyonlarla splintlenmiş 45° distale eğimli yerleştirilmiş implantlar, vertikal olarak yerleştirilmiş implantlar ile karşılaştırıldığında, kemikte stres artışına yol açmadığını ve eğimli yerleştirilmiş distal implant kullanımının kantilever kullanımına göre biyomekanik açıdan avantajlı olduğu gösterilmiştir. Benzer şekilde; Naconecy, Geremia, Cervieri, Teixeira ve Shinkai (2010), 27° distale eğimli yerleştirilmiş implantların aksiyal yükleri azalttığını belirtmişlerdir.

K.S. Kim, Y.L. Kim, Bae ve Cho, (2011) yaptıkları çalışmada, All-on-four tekniğine göre yerleştirilmiş 2 distal implantın eğiminin stres dağılımına etkisini fotoelastik olarak incelemiştir. Diğer çalışmalarla benzer şekilde 30° eğimli yerleştirilmiş implant kullanımının posterior implantın distal krestal kemiğindeki maksimum stresleri aksiyal yerleştirilmiş implantlara göre yaklaşık %17 azalttığını bulmuştur.

Bevilacqua ve diğerlerinin (2008; 2011) yaptıkları çalışmalarda, eğimli yerleştirilmiş distal implant kullanımının daha uygun yük dağılımını sağladığı belirtilmiştir. Sabit protezlerde distal implantın 30°'lik eğimi uzun kantilevera sahip vertikal implant destekli sabit protezlerle karşılaştırıldığında, kortikal kemikte %52, trabeküler kemikte %47,6 stres miktarını azalttığını bildirmişlerdir (Bevilacqua ve diğerleri, 2008).

Takahashi, Shimamura ve Sakurai (2010), All-on-four tekniğinde 45° eğimli yerleştirilmiş implant kullanımının implant çevresi kortikal kemikte stresleri arttırdığını ancak, kısa kantilever ile birlikte kullanılan eğimli yerleştirilmiş implantların stresleri azalttığını bildirmişlerdir.

Silva-Neto, Pimentel, Neves, Consani ve Santos'un (2014) yaptıkları 3 boyutlu sonlu elemanlar analizinde, eğimli implantların yükleme yapılan bölgede streslerin azalmasında önemli etkisi olduğunu bildirmişlerdir. Diğer çalışmalarda da, distal implantlar 30°-45° eğimli yerleştirildiklerinde, kortikal kemik bölgesinde geniş stres dağılımının oluştuğu ve kaldıraç kolunun kısalması sayesinde streslerin azaldığı gösterilmiştir (Begg ve diğerleri,

2009; Bevilacqua ve diğerleri, 2008; Fazi, Tellini, Vangi ve Branchi, 2011; Kim ve diğerleri, 2011).

Bu çalışmada posterior implantlar 30° distale eğimli olarak yerleştirildi. Tüm modellerde basma streslerinin posterior implantın distal servikal bölgesinde yoğunlaştığı ve kantilever uzunluğunun kısalması ile kortikal kemikte seçili düğüm noktalarındaki çekme ve basma streslerinin ve implanttaki von Mises streslerinin azaldığı izlendi. Bu sonuçlar yukarda bahsedilen çalışmalarla benzerlik göstermektedir.

Tam dişsiz alt çeneye yapılan implant destekli sabit protezlerde kantilever uzantısının etkisi birçok çalışmada araştırılmıştır (Akça ve İplikçioğlu, 2002; G. Krennmair, Seemann, Weinländer, S. Krennmair ve Piehslinger, 2013; Sertgöz ve Güvener, 1996).

Uygulanan yük kantilever etkisinden dolayı en az iki katına çıkar ve posterior implantın bu basma kuvvetlerine ve dönme momentlerine karşı dayanıklı olması gerekir. Stres dağılımı ile ilgili olarak, distal kantileverdan yükleme yapıldığı zaman distal implantta ve implantı çevreleyen kemikte yüksek streslerin görüldüğü konusunda görüş birliği vardır. (Correa, Ivancik, Isaza ve Naranjo, 2012; Duyck ve diğerleri, 2000). Kantileverlar, implantlarda önemli biyomekanik stres oluştururlar ve protetik komplikasyonların azaltılması için kantilever uzunluğunun en aza indirgenmesi tavsiye edilmektedir. (Ho, 2012).

Yapılan çalışmalarda uzun posterior kantilever kullanımının kemikte özellikle distal implant çevresi bölgede yüksek stres yoğunluklarına sebep olabileceği gösterilmiştir (Baggi ve diğerleri, 2013; Begg ve diğerleri, 2009; Bevilacqua ve diğerleri, 2008; Del Fabbro ve diğerleri, 2012; Krekmanov ve diğerleri, 2000; Maló ve diğerleri, 2005; Silva ve diğerleri, 2010).

Rubo ve Capello Souza (2010), implantlardaki streslerin kantiveler uzunluğundaki artış ile orantılı şekilde arttığını göstermişlerdir.

Çalışmada diğer çalışmalarla benzer olarak 14 mm kantilever uzunluğununa sahip titanyum ve zirkonya modellerdeki posterior implantta von Mises stresleri 7 mm kantilever uzunluğununa göre yaklaşık 2 kat arttığı izlendi.

Düşük elastik modülüne sahip bir materyal düşük bükülme dayanıklılığı sağlar ve rijit temel alaşımlardan yapılmış alt yapılar daha düşük deformasyona uğrar. Rubo ve Capello Souza (2010), daha sert alt yapının daha iyi stres dağılımına izin verdiğini belirtmişlerdir.

Hussein ve Rabie'nin (2015) 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanarak yaptığı çalışmasında, All-on-four tekniğine göre yerleştirilmiş implantlar üzerine yapılan zirkonya protetik materyalinin abutment, implant ve çevreleyen kemiğe göre daha yüksek von Mises, basma ve çekme stres değerleri gösterdiğini belirtmiştir. Araştırmacı, von Mises, basma ve çekme streslerinin kortikal kemiğe trabeküler kemikten daha fazla aktarıldığını belirtmiştir.

Favot ve diğerleri (2014), dişsiz mandibulada All-on-four tekniğine göre yerleştirilmiş implantlar üzerine tasarlanan 4 farklı protez alt yapı materyalini (Zirkonya, Titanyum, Altın ve Nikel-Titanyum) araştırmışlardır. Zirkonya alt yapı en yüksek, NiTi en düşük stres göstermiştir. Alt yapıdaki streslerin materyalinin sertliğinin düşmesi ile azaldığını bildirmişlerdir. Zirkonya alt yapıdaki stres değerleri NiTi da gözlenen değerlerin neredeyse iki katı şeklinde çıktığını belirtmişlerdir.

Bu tez çalışmasında, alt yapılarda konnektör bölgerinde seçili düğüm noktaları değerlendirildiğinde en yüksek streslerin birinci premolar ve ikinci premolar diş arasında bulunan 3. konnektör bölgesinde oluştuğu görülmektedir. 3. konnektör bölgesi implantlar arasında kalan alt yapı uzunluğunun yaklaşık olarak orta bölgesine denk gelmektedir. Molar ve premolarlar bölgesinden yükleme yapıldığı ve kantilever bölgesine yakın olduğu için streslerin bu bölgede yoğunlaştığı düşünülmektedir.

Çalışmada zirkonya alt yapıda 3. konnektör bölgesindeki von Mises streslerinin titanyum alt yapıya göre yaklaşık 1,2 kat daha yüksek olduğu tespit edildi. Bunun nedeninin zirkonyanın elastiklik modülünün titanyumdan daha yüksek olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Titanyum modellerde kantilever uzunluğu arttıkça 3. konnektör bölgesindeki streslerin arttığı, zirkonyada ise oluşan streslerin benzer olduğu görüldü. Titanyum alt yapılarda oluşan seçili düğüm noktalarında oluşan stresler karşılaştırıldığında yaklaşık 32 MPa, zirkonya alt yapılarda ise yaklaşık 34 MPa'dır. Oluşan streslerin her iki materyallerin kırılma dayanıklılığını aşmadığı görüldü.

Van Zyl, Grundling, Jooste ve Terblanche (1995), mandibulada implant destekli sabit protezlerde kantilever uzunluklarını 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirdikleri çalışmada, 15 mm'yi geçen uzunluklarda von Mises streslerinde belirgin artış olduğunu bildirmişlerdir.

Silva ve diğerleri (2010), 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanarak yaptıkları çalışmada, kantilever varlığının stres değerlerini yaklaşık %100 arttırdığını belirtmişlerdir.

Bellini ve diğerleri (2009), 5 mm ve 15 mm kantilever uzunluğundaki All-on-four modellerdeki ve 15 mm kantilever uzunluğuna sahip geleneksel olarak yerleştirilmiş 5 implantı içeren modellerdeki kortikal kemikte oluşan stres dağılımını karşılaştırmışlardır. 5 mm kantilever uzunluğundaki model ile 15 mm kantilever uzunluğuna sahip eğimli implant içermeyen modelde stres dağılımı açısından önemli bir fark olmadığını ve streslerin distal implantın servikal bölgesi kenarında gözlendiğini belirtmişlerdir. 15 mm kantilever uzunluğundaki All-on-four modelde, 5 mm kantilever içeren All-on-four modele göre daha fazla stres değerleri oluştuğunu bildirmişlerdir.

Bevilacqua ve diğerleri (2011), kantilever uzunluğu (13, 9, 5 ve 0 mm) ve implant eğiminin (0, 15, 30 ve 45 °) maksiller sabit protezdeki stres dağılımına etkisini 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile araştırmışlardır. Distale eğimli implantların sağladığı kısa kantilever uzunluklarının implant çevresi kemikteki stres değerlerini azalttığını ve protetik komponentlere aşırı yüklerin gelmesini önlediği bildirmişlerdir.

Correa ve diğerleri (2012), 4 implant ile destekli 10 mm kantilever uzunluğuna sahip sabit protezlerin oklüzal yüklere karşı dayanıklı olduğunu belirtmişlerdir.

Cidade, Pimentel, Amaral, Nóbilo ve Barbosa (2014), implantın açısının artmasının distal implant çevresinde önemli bir stres artışı yapmadığını göstermiştir. Kantilever uzunluğunun azalması için implantın eğiminin arttırılmasının distal yük değerlerini azalttığını belirtmişlerdir.

Çalışmada farklı kantilever uzunluklarının (7 mm; 10 mm ve 14 mm) stres dağılımına etkisi değerlendirildiğinde, kantilever uzunluğu arttıkça posterior implant bölgesinde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarındaki çekme stresleri arttığı görüldü. 14 mm kantilever uzunluğuna sahip titanyum modellerde posterior implant çevresi kortikal kemikteki çekme stresleri, 7 mm kantilever uzunluğuna göre yaklaşık 2 kat; zirkonya modellerde ise 1,5 kat arttığı izlendi. 14 mm kantilever uzunluğuna sahip titanyum modelde posterior implant çevresi kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında zirkonya modele göre 1,3 kat daha fazla çekme stresi ve benzer basma stresleri oluştu. Diğer çalışmalarla benzer olarak, basma stresleri distal implantın servikal bölgesinde gözlendi.

# 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşıldı;

1. Kantilever uzunluğu arttıkça kortikal kemikte çekme ve basma stresleri, implantta von Mises stresleri arttı.
2. Posterior implant çevresi kortikal kemikte, titanyum modelde zirkonya modele göre daha fazla çekme stresleri oluşmuş ve her iki modelde benzer basma stresleri (sayısal olarak) meydana geldi.
3. Tüm modellerde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında meydana gelen stresler, trabeküler kemikte meydana gelen streslerden yüksektir.
4. En yüksek von Mises stresleri 14 mm kantilever uzunluğuna sahip titanyum modeldeki posterior implantta meydana geldi.
5. Tüm modellerde seçili düğüm noktalarındaki en yüksek basma stresleri posterior implantın distal servikal bölgesinde görüldü.
6. Zirkonya alt yapıdaki von Mises stresleri titanyum alt yapıya göre daha yüksektir.
7. Titanyum modellerde kantilever uzunluğu arttıkça alt yapıdaki von Mises stresleri arttı, zirkonya alt yapıda ise benzer von Mises stresleri oluştu.
8. Titanyum ve zirkonya alt yapılarda konnektör bölgerindeki seçili düğüm noktaları değerlendirildiğinde en yüksek stresler distal implantın mezialinde kalan 3. konnektör bölgesinde oluştu.
9. Titanyum ve zirkonya alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan maksimum stresler materyallerin kırılma dayanıklılığını aşmadı.

Çalışmada zirkonya alt yapıda, titanyum alt yapıya göre daha fazla stres oluşmuş ve kemiğe zirkonya alt yapıda daha az stres iletimi meydana geldiği izlendi. Bu nedenle All-on-four tekniği kullanılacağı zaman alt yapı materyali olarak daha rijit ve daha estetik olan zirkonya materyalinin kullanılması önerilebilir. Bu çalışmada, kantilever uzunluğu arttıkça kortikal kemikte çekme ve basma stresleri, implantta von Mises stresleri arttığı görüldü. Bu nedenle, All-on-four tekniği tercih edileceği zaman implantların yerleştirilmesinden önce mental foramenlerin pozisyonları doğru bir şekilde belirlenmeli ve uygun kantilever uzunluğu seçilmelidir.

# KAYNAKLAR


Abrahamsson, I., Berglundh, T., Glantz, P. O., and Lindhe, J. (1998). The mucosal attachment at different abutments. *Journal of Clinical Periodontology*, 25(9), 721-727.

Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., and Brånemark, P.I. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 10(6), 387–416.

Adell, R., Eriksson. B., Lekholm, U., Brånemark, P.I., and Jemt, T. (1990). A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 5(4), 347–359.

Adigüzel, Ö. (2010). Sonlu Elemanlar Analizi. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11, 18-23.

Agliardi, E., Panigatti, S., Clerico, M., Villa, C.**,** and Maló, P. (2010). Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: Interim results of a single cohort prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, 21(5), 459-465.

Agnini, A., Agnini, A. M., Romeo, D., Chiesi, M., Pariente, L., and Stappert, C. F. (2014). Clinical investigation on axial versus tilted implants for immediate fixed rehabilitation of edentulous arches: preliminary results of a single cohort study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(4), 527-539.

Akça, K., and Iplikçioğlu, H. (2001). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 16(5), 722-730.

Akça, K., and Iplikçioğlu, H. (2002). Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(4), 350-356.

Al-Amleh, B., Lyons, K.**,** and Swain, M. (2010). Clinical trials in zirconia: A systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(8), 641–652.

Albrektsson, T., Brånemark, P. I., Hansson, H. A., and Lindström, J. (1981). Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica*, 52(2), 155-170.

Albrektsson, T. (1988). A multicenter report on osseointegrated oral implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 60(1), 75-84.

Alnıaçık, G. (2011). *Farklı seviyelerde uygulanmış implantlar üzerine yapılan mandibular overdenture protezlerin oluşturduğu streslerin incelenmesi*, Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, 34.

Anusavice, K. J., and Cascone, P. (2003). *Phillips science of dental materials. (11th edition)*. St Louis: Missouri, Elsevier, 563-620.

Anusavice, K.J., Shen, C., and Rawls, H.R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials.* (Twelfth edition). St. Louis: Elsevier Saunders, 48-68, 499-518.

Aparicio, C., Perales, P., and Rangert, B. (2001). Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 3(1), 39-49.

Arzouman, M. J., Otis, L., Kipnis, V., and Levine, D. (1993). Observations of the anterior loop of the inferior alveolar canal. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 8(3), 295-300.

Assunção, W.G., Gomes, É.A., Delben, J.A., Ribeiro, R.F., and Barão, V.A.R. (2013). FEA in dentistry: A useful tool to investigate the biomechanical behavior of implant supported prosthesis. INTECH Open Access Publisher. http://www.researchgate.net/publication/256445251

Assunção, W.G., Gomes, É.A., Barão, V.A., Delben, J.A., Tabata, L.F., and de Sousa, E.A. (2010). Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: A finite element analysis. *The Journal of Craniofacial Surgery*, 21(3), 689-695.

Ayna, M., Gülses, A., and Açil, Y. (In Press). Comprehensive comparison of the 5-year results of 'All-on-four™' mandibular implant systems with acrylic and ceramic suprastructures, respectively. *Journal of Oral Implantology.* doi: http://dx.doi.org/10.1563/aaid-joi-D-14-00016

Babbush, C. A., Kutsko, G. T., and Brokloff, J. (2011). The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: A retrospective study. *Journal of Oral Implantology*, 37(4), 431-445.

Baggi, L., Pastore, S., Di Girolamo, M., and Vairo, G. (2013). Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(1), 9-21.

Bal, B.T., Çağlar, A., Aydin, C., Yilmaz, H., Bankoğlu, M., and Eser, A. (2013). Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 28(1), 27-38.

Baldassarri, M., Stappert, CF., Wolff, M.S., Thompson, V.P., and Zhang, Y. (2012). Residual stresses in porcelain-veneered zirconia prostheses. *Dental Materials*, 28(8), 873–879.

Barao, V.A.R., Delben, J.A., Lima, J., Cabral, T., and Assunção, W.G. (2013). Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible–A computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 46(7), 1312-1320.

Baumgaertel, S., and Hans, M.G. (2009). Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(2), 230-235.

Begg, T., Geerts, G.A., and Gryzagoridis, J. (2009). Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 24(4), 663-671.

Bellini, C.M., Romeo, D., Galbusera, F., Taschieri, S., Raimondi, M. T., Zampelis, A., and Francetti, L. (2009). Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentuous mandible: A biomechanical study. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 24(3), 511-517.

Bevilacqua, M., Tealdo, T., Pera, F., Menini, M., Mossolov, A., Drago, C., and Pera, P. (2008). Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *The International Journal of Prosthodontics*, 21(6), 539-542.

Bevilacqua, M., Tealdo, T., Menini, M., Pera, F., Mossolov, A., Drago, C., and Pera, P. (2011). The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(1), 5-13.

Bidra, A.S., and Agar, J.R. (2010). A classification system of patients for esthetic fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995), 31(5), 366-8.

Bhardwaj, S., Srivastava, R., Palekar, U., and Choukse, V. (2014). The "All-on-four" immediate function concept: A review. *National Journal of Dental Sciences and Research*, 2(1), 78-81.

Block, M.S., and Widner, J. S. (1992). Method for insuring parallelism of implants placed simultaneously with maxillary sinus bone grafts. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 49(4), 435-437.

Brånemark, P.I., Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallén, O., and Ohman, A. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, Supplementum, 16, 1-132.

Brånemark, P.I., Svensson, B., and Van Steenberghe, D. (1995). Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clinical Oral Implants Research*, 6(4), 227–31.

Browaeys, H., Dierens, M., Ruyffelaert, C., Matthijs, C., De Bruyn, H., and Vandeweghe, S. (In Press). Ongoing crestal bone loss around implants subjected to computer-guided flapless surgery and immediate loading using the All-on-4® concept. *Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2*014.

Bonnet, A.S., Postaire, M., and Lipinski, P. (2009). Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Medical Engineering and Physics*, 31(7), 806-815.

Borchers, L., and Reichart, P. (1983). Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *Journal of Dental Research*, 62(2), 155-159.

Bozini, T., Petridis, H., Garefis, K., and Garefis, P. (2011). A meta-analysis of prosthodontic complication rates of implant-supported fixed dental prostheses in edentulous patients after an observation period of at least 5 years. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 26(2), 304-318.

Bozkaya, D., Muftu, S., and Muftu, A. (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 523-530.

Cabello, G., and González, D. G. Fábrega J . (2014). The Edentulous Maxillary Arch: A Novel Approach to Prosthetic Rehabilitation with Dental Implants, Based Upon the Combination of Optimum Mechanical Resources. *Dentistry*, 4(217), 2161-1122.

Capelli, M., Zuffetti, F., Del Fabbro, M., and Testori, T. (2007). Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 22(4), 639-644.

Carinci, F., Farina, A., Zanetti, U., Vinci, R., Negrini, S., Calura, G., laino, Q., and Piattelli, A. (2005). Alveolar ridge augmentation: A comparative longitudinal study between calvaria and iliac crest bone grafts. *Journal of Oral Implantology*, 31(1), 39-45.

Carneiro, B. A., de Brito Jr, R. B., and França, F. M. G. (2014). Finite Element Analysis of Provisional Structures of Implant-Supported Complete Prostheses. Journal of Oral Implantology, 40(2), 161-168.

Cattell, M.J., Palumbo, R.P., Knowles, J.C., Clarke, R.L., and Samarawickrama, D.Y. (2002). The effect of veneering and heat treatment on the flexural strength of Empress 2 ceramics. *Journal of Dentistry*, 30(4), 161-9.

Castillo-de Oyagüe, R., Osorio, R., Lynch, C., Gilmour, A., and Toledano, M. (2011). Effect of alloy type and casting technique on the fracture strength of implant-cemented structures. *Medicina Oral Patologia Oral Y Cirugia Bucal*, 16(4), 619-625.

Çağlar, A., Aydin, C., Ozen, J., Yilmaz, C., and Korkmaz, T. (2006). Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 21(1), 36-44.

Çaglar, A., Bal, B. T., Karakoca, S., Aydın, C., Yılmaz, H., and Sarısoy, S. (2011). Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. The International journal of oral and maxillofacial implants, 26(5), 961-969.

Çalıkkocaoğlu, S. (2004). *Tam Protezler*. (4. Baskı). İstanbul: Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği; 788.

Canay, S., Hersek, N., Akpinar, I., and Aşik, Z. (1996). Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence International*, 27(9), 591-598.

Chiapasco, M., Casentini, P., and Zaniboni, M. (2009). Bone augmentation procedures in implant dentistry. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 24, 237.

Cho, Y., and Raigrodski, A. J. (2014). The rehabilitation of an edentulous mandible with a CAD/CAM zirconia framework and heat-pressed lithium disilicate ceramic crowns: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(6), 443-447.

Cidade, C.P.V., Pimentel, M.J., Amaral, R.C.D., Nóbilo, M.A.D.A., and Barbosa, J.R.D.A. (2014). Photoelastic analysis of all-on-four concept using different implants angulations for maxilla. *Brazilian Oral Research*, 28(1), 1-7.

Ciftci, Y., and Canay, S. (2001). Stress Distribution on the Metal Framework of the Implant-Supported Fixed Prosthesis Using Different Veneering Materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 14(5), 406-411.

Correa, S., Ivancik, J., Isaza, J.F., and Naranjo, M. (2012). Evaluation of the structural behavior of three and four implant-supported fixed prosthetic restorations by finite element analysis. *Journal of Prosthodontic Research*, 56(2), 110-119.

Crespi, R., Vinci, R., Capparé, P., Romanos, G. E., and Gherlone, E. (2012). A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the" all on four" immediate function protocol. The *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 27(2), 428-434.

Dağlık, D. (2012). *Alt çene tam ve kısmi dişsizlik vakalarında diş, implant ve diş-implant destekli hareketli protez uygulamalarında protetik yapılar ve çevre dokulardaki stres, gerinim ve yer değiştirmenin 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi*, Doktora tezi, Başkent Üniversitesi Sağlık bilimleri Enstitüsü, Ankara, 3-32.

Daas, M., Dubois, G., Bonnet, A. S., Lipinski, P., and Rignon-Bret, C. (2008). A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Medical Engineering and Physics*, 30(2), 218-225.

Demenko, V., Linetskiy, I., Nesvit, K., and Shevchenko, A. (2011). Ultimate masticatory force as a criterion in implant selection. *Journal of Dental Research*, 90(10), 1211-1215.

Demenko, V., Linetsky, I., Nesvit, V., Linetska, L., and Shevchenko, A. (2014). FE study of bone quality effect on load-carrying ability of dental implants. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(16), 1751-1761.

Del Fabbro, M., Bellini, C. M., Romeo, D., and Francetti, L. (2012). Tilted implants for the rehabilitation of edentulous jaws: A systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(4), 612-621.

Doğan, D., Polat, N., Polat, S., Şeker, E., and Gül, E. (2014). Evaluation of 'All-on-Four' concept and alternative designs with 3d finite element analysis method. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(4), 501-10.

Drago, C., and Howell, K. (2012). Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *Journal of Prosthodontic*s, 21(5), 413-424.

Drago, C. (2012). (Çeviri). *İmplant üstü restorasyonlar, adım adım uygulama aşamaları*. (Çev. B. Şermet ve E. Kürklü). Nobel tıp kitabevleri.73-145.

Duyck, J., Van Oosterwyck, H., Vander Sloten, J., De Cooman, M., Puers, R., and Naert, I. (2000). Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: An in vivo study. *Clinical Oral Implants Research*, 11(5), 465-475.

Elias, C.N., Lima, J.H.C., Valiev, R., and Meyers, M.A. (2008). Biomedical applications of titanium and its alloys. *Journal of the Minerals, Metals and Materials Society*, 60(3), 46-49.

Ereifej, N., Rodrigues, F. P., Silikas, N., and Watts, D. C. (2011). Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. *Dental Materials*, 27(6), 590-597.

Fabbri, G., Sorrentino, R., Brennan, M., and Cerutti, A. (2014). A novel approach to implant screw-retained restorations: Adhesive combination between zirconia frameworks and monolithic lithium disilicate. *The International Journal of Esthetic Dentistry*, 9(4), 490.

Faverani, L.P., Barão, V. A., Ramalho-Ferreira, G., Delben, J. A., Ferreira, M.B., Garcia, J.I., and Assunção, W.G. (2014). The influence of bone quality on the biomechanical behavior of full-arch implant-supported fixed prostheses. *Materials Science and Engineering. C, Materials for Biological Applications*, 37, 164-170.

Favot, L.M., Berry-Kromer, V., Haboussi, M., Thiebaud, F., and Zineb, T.B. (2014). Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behaviour of a rehabilitated edentulous mandible. *Journal of Dentistry*, 42(3), 287-297.

Fazi, G., Tellini, S., Vangi, D., and Branchi, R. (2010). Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 26(4), 752-759.

Feine, J.S., De Grandmont, P., Boudrias, P., Brien, N., LaMarche, C., Tache, R., and Lund, J.P. (1994). Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses: Choice of prosthesis. *Journal of Dental Research*, 73(5), 1105-1111.

Ferreira, M.B., Barão, V.A., Faverani, L.P., Hipólito, A. C., and Assunção, W. G. (2014a). The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Materials Science and Engineering. C, Materials for Biological Applications*, 35, 92-99.

Ferreira, M.B., Barao, V.A., Delben, J.A., Faverani, L.P., Hipolito, A.C., and Assuncao, W.G. (2014b). Non-linear 3D finite element analysis of full-arch implant-supported fixed dentures. *Materials Science and Engineering. C, Materials for Biological Applications*, 38, 306-314.

Francetti, L., Agliardi, E., Testori, T., Romeo, D., Taschieri, S., and Fabbro, M.D. (2008). Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by

axial and tilted implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 10(4), 255-263.

Francetti, L., Romeo, D., Corbella, S., Taschieri, S., and Del Fabbro, M. (2012). Bone level changes around axial and tilted implants in full-arch fixed immediate restorations: In terim results of a prospective study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(5), 646-654.

Frederick, D.R., Caputo, A.A. (1996). Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteritics. *Journal of Prosthodontics Dentistry*, 76(6), 624-632.

Galindo, D.F., and Butura, C.C. (2012). Immediately loaded mandibular fixed implant prostheses using the All-on-four protocol: A report of 183 consecutively treated patients with 1 year of function in definitive prostheses. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 27(3), 628-633.

Gehrt, M., Wolfart, S., Rafai, N., Reich, S., and Edelhoff, D. (2013). Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clinical Oral Investigations*, 17(1), 275-284.

Geng, J.P., Tan, K.B., and Liu, G.R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-598.

Geng, J., Yan, W., and Xu, W. (Editors). (2008). *Application of the finite element method in implant dentistry*. Springer Science and Business Media, 1-61.

Gomes, É.A., Barao, V.A., Rocha, E.P., de Almeida, É.O., and Assunção, W.G. (2011). Effect of metal-ceramic or all-ceramic superstructure materials on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: Three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 26(6), 1202-1209.

Gracis, S.E., Nicholls, J.I., Chalupnik, J.D. and Yuodelis, R.A. (1991). Shock-Absorbing Behavior of Five Restorative Materials Used on Implants. *The International Journal of Prosthodontics*, 4(3), 282-291.

Grandi, T., Guazzi, P., Samarani, R., and Grandi, G. (2012). Immediate loading of four (All-on-four) post-extractive implants supporting mandibular cross-arch fixed prostheses: 18-month follow-up from a multicentre prospective cohort study. *European Journal of Oral Implantology*, 5(3), 277-285.

Greenstein, G., Tarnow, D. (2006). The mental foramen and nerve: Clinical and anatomical factors related to dental implant placement: a literature review. *Journal of Periodontology*, 77(12), 1933-1943.

Guess, P.C., Kulis, A., Witkowski, S., Wolkewitz, M., Zhang, Y., and Strub, J.R. (2008). Shear bond strengths between different zirconia coresand veneering ceramics and their susceptibility tothermocycling. *Dental Materials*, 24(11), 1556–1567.

Guess, P.C., Att, W., and Strub, J.R. (2012). Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(5), 633-645.

Gostemeyer, G., Jendras, M., Dittmer, M.P., Bach, F.W., Stiesch, M., and Kohorst, P. (2010). Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. *Acta Biomaterialia*, 6(12), 4532–4538.

Gultekin, B.A., Gultekin, P., and Yalcin, S. (2012). Application of finite element analysis in implant dentistry. INTECH Open Access Publisher. pp: 22. http://dx.doi.org/10.5772/48339

Gül, E.B. (2009). *Farklı açılarda yerleştirilen implantlarla desteklenen barlı tutucularda kemikteki stres dağılımının incelenmesi,* Doktora tezi, Gazi üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2-37.

Güngör, B.M. (2014). *Maksiller anterior bölgeye uygulanan değişik zirkonyum implant destekli protezlerde abutment, implant ve implant çevre dokuda oluşan stres dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi*, Doktora tezi, Gazi üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi, Ankara, 25-34.

Haag, P., and Nilner, K. (2007). Questions and answers on titanium-ceramic dental restorative systems: A literature study. *Quintessence International*, 38(1), 5-13.

Hassel, A.J., Shahin, R., Kreuter, A., and Rammelsberg, P. (2008). Rehabilitation of an edentulous mandible with an implant-supported fixed prosthesis using an all-ceramic framework: A case report. *Quintessence Internationa*l, 39(5), 421-426.

Hassler, C.R., Rybicki, E.F., Cummings, K.D., and Clark, L.C. (1980). Quantification of bone stresses during remodeling. *Journal of Biomechanics*, 13(2), 185-190.

Helldén, L.B., Ericson, G., and Olsson, C.O. (2005). The Cresco Bridge and implant concept: Presentation of a technology for fabrication of abutment-free, passively fitting superstructures. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 25(1), 89-94.

Heydecke, G., Zwahlen, M., Nicol, A., Nisand, D., Payer, M., Renouard, F., and Joda, T. (2012). What is the optimal number of implants for fixed reconstructions: A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 23(6), 217-228.

Hinze, M., Thalmair, T., Bolz, W., and Wachtel, H. (2010). Immediate loading of fixed provisional prostheses using four implants for the rehabilitation of the edentulous arch: A prospective clinical study. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 25(5), 1011-1018.

Hjalmarsson, L. (2009). On cobalt-chrome frameworks in implant dentistry. *Swedish Dental Journal*, Supplement, (201), 3-83.

Ho, C.K. (2012). Implant rehabilitation in theedentulous jaw: The “All-on-four” immediate function concept. *Australasian Dental Practice, 23(2),* 138-148.

Hobo, S., Ichida, E., and Garcia, L.T. (1990). *Osseointegration and occlusal rehabilitation*. (2 nd edition). Tokyo: Quintessence Publishing, Co., Ltd.

Holmgren, E.P., Seckinger, R.J., Kilgren, L.M., and Mante, F. (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis: A two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology*, 24(2), 80-88.

Hong, H.R., Pae, A., Kim, Y., Paek, J., Kim, H.S., and Kwon, K.R. (2011). Effect of implant position, angulation, and attachment height on peri-implant bone stress associated with mandibular two-implant overdentures: A finite element analysis. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 27(5), 69-76.

Höland, W., Schweiger, M., Frank, M., and Rheinberger, V. (2000). A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *Journal of Biomedical Material Research*, 53(4), 297-303.

Hsu, M.L., and Chang, C.L. (2010). Application of finite element analysis in dentistry. *InTech*, 978-953. http://www.intechopen.com/

Hussein, M.O., and Rabie, M.E. (2015). Three-dimensional nonlinear contact finite element analysis of mandibular all-on-four design. *Journal of Oral Implantology*, 41(2), 12-18.

İplikçioğlu, H., and Akça, K. (2002). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of Dentistry*, 30(1), 41-46.

Isidor, F. (1997). Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clinical Oral Implants Research*, 8(1), 1-9.

Isidor, F. (2006). Influence of forces on peri-implant bone. *Clinical Oral Implants Research*, 17(S2), 8-18.

Jacques, L.B., Moura, M.S., Suedam, V., Souza, E.A. C., and Rubo, J.H. (2009). Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported prostheses. *Clinical Oral Implants Research*, 20(7), 737-741.

Jensen, O.T., Adams, M.W., Cottam, J.R., Parel, S.M., and Phillips, W.R. (2011). The all on 4 shelf: mandible. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 69(1), 175-181.

Jivraj, S., and Chee, W. (2006). Treatment planning of implants in posterior quadrants. *British Dental Journal*, 201(1), 13–23.

Katsoulis, J., Brunner, A. and Mericske-Stern, R. (2011). Maintenance of implant-supported maxillary prostheses: A 2-year controlled clinical trial. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 26(3), 648–656.

Katsoulis, J., Mericske-Stern, R., Rotkina, L., Zbären, C., Enkling, N., and Blatz, M.B. (2014). Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided-designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide and titanium: An in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, 25(2), 165-174.

Kelly, J.R., and Rose, T.C. (1983). Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: A literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 49(3), 363-370.

Keough, B.E., Kay, H.B., and Sager, R.D. (2006). A ten-unit all-ceramic anterior fixed partial denture using Y-TZP zirconia. *Practical Procedures and Aesthetic Dentistry*, 18(1), 37-43.

Kern, M., Sasse, M., and Wolfart, S. (2012). Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *The Journal of the American Dental Association*, 143(3), 234-240.

Khatami, A.H., and Smith, C.R. (2008). "All-on-four" immediate function concept and clinical report of treatment of an edentulous mandible with a fixed complete denture and milled titanium framework. *Journal of Prosthodontics*, 17(1), 47-51.

Kim, K.S., Kim, Y.L., Bae, J.M., and Cho, H.W. (2011). Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 26(5), 976-984.

Kohal, R. J., Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Tripodakis, A., and Strub, J. R. (2001). Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 189-194.

Korkmaz, T. (1995). *İki değişik gövde tasarımında sabit porselen restorasyonlar üzerine gelen oklüzal kuvvetlerin değişik bölgelerdeki dağılımlarının holografik interferometre yöntemi ile incelenmesi*. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi.

Krekmanov, L., Kahn, M., Rangert, B., and Lindström, H. (2000). Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 15(3), 405-414.

Krennmair, G., Seemann, R., Weinländer, M., Krennmair, S., and Piehslinger, E. (2013). Clinical outcome and peri-implant findings of four-implant-supported distal cantilevered fixed mandibular prostheses: Five-year results. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 28(3), 831-840.

Lekholm, U., and Zarb, G.A. (1985). *Patient selection and preparation*. In: Branemak PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publishing.

Ma, L., Guess, P. C., and Zhang, Y. (2013). Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses. Dental Materials, 29(7), 742-751.

Macro, Degidi. (2010). Immediate loading of the edentulous maxilla with definitive restoration supported by an intraoral welded titanium bar and tilted implants. The *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 25(6), 1175-1182

Makarouna, M., Ullmann, K., Lazarek, K., and Boening, K.W. (2011). Six-year clinical performance of lithium disilicate fixed partial dentures. *International Journal of Prosthodontics*, 24(3), 204-206.

McAlarney, M.E., and Stavropoulos, D.N. (1995). Determination of cantilever length-anterior-posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the prosthesis retaining screw-prosthesis joint. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 11(3), 331-339.

Mainjot, A.K., Schajer, G.S., Vanheusden, A.J., and Sadoun, M.J. (2011). Residual stress measurement in veneering ceramic by hole-drilling. *Dental Materials*, 27(5), 439–444.

Maló, P., Rangert, B., and Nobre, M. (2003). "All-on-Four" immediate-function concept with brånemark system implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research,* 5(1), 2-9.

Maló, P., Rangert, B., and Nobre, M. (2005). All-on-four immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: A 1-year retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 7(1), 88–94.

Maló, P., de Araújo Nobre, M., Petersson, U., and Wigren, S. (2006). A pilot study of complete edentulous rehabilitation with immediate function using a new implant design: Case series. *Clinical Implant Dentistry and Related Research,* 8(4), 223-232.

Maló, P., de Araújo Nobre, M., and Lopes, A. (2007). The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: Preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. The *Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(6), 26-34.

Maló, P., de Araújo Nobre, M., Lopes, A., Moss, S. M., and Molina, G. J. (2011). A longitudinal study of the survival of All-on-four implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *The Journal of the American Dental Association*, 142(3), 310-320.

Maló, P., de Araújo Nobre, M., Lopes, A., Francischone, C., and Rigolizzo, M. (2012). "All-on-4" immediate-function concept for completely edentulous maxillae: A clinical report on the medium (3 years) and long-term (5 years) outcomes. *Clinical Implant Dentistry and Related Research,* 14(1), 139-150.

Manicone, P.F., Rossi Iommetti, P., and Raffaelli, L. (2007). An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry,* 35(11), 819-826.

Marquardt, P., Strub, J.R. (2006). Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: Results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence International,* 37(4), 253-259.

McCabe, J.F., and Walls, A. (Eds.). (2013). *Applied dental materials*. John Wiley and Sons.

Menini, M., Signori, A., Tealdo, T., Bevilacqua, M., Pera, F., Ravera, G., and Pera, P. (2012). Tilted implants in the immediate loading rehabilitation of the maxilla: A systematic review. *Journal of Dental Research*, 91(9), 821-827.

Menicucci, G., Lorenzetti, M., Pera, P. and Preti, G. (1998). Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants,* 13(3), 369-376.

Meriç, G., Erkmen, E., Kurt, A., Tunç, Y., and Eser, A. (2011). Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Dental Sciences*, 6(1), 25-32.

Misch, C. E., Suzuki, J. B., Misch-Dietsh, F. M., and Bidez, M. W. (2005). A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: Literature support. *Implant Dentistry*, 14(2), 108-116.

Misch, C.E. (2008). *Comtemporary implant dentistry*. Mosby, Elsevier, 68-88, 544-546.

Misch, C.E. (2009). *Dental İmplant Protezler.* (Çev. Kutay Ö.). 1. Basım, İstanbul, Nobel Matbaacılık, 32, 253-254.

Mochales, C., Maerten, A., Rack, A., Cloetens, P., Mueller, W.D., Zaslansky, P., and Fleck, C. (2011). Monoclinic phase transformations of zirconia-based dental prostheses, induced by clinically practised surface manipulations. *Acta Biomaterialia*, 7(7), 2994–3002.

Moreira, W., Hermann, C., Pereira, J.T., Balbinoti, J.A., and Tiossi, R. (2013). A three-dimensional finite element study on the stress distribution pattern of two prosthetic abutments for external hexagon implants. *European Journal of Dentistry*, 7(4), 484.

Mozzati, M., Arata, V., Gallesio, G., Mussano, F., and Carossa, S. (2013). Immediate postextractive dental implant placement with immediate loading on four implants for mandibular-full-arch rehabilitation: A retrospective analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 15(3), 332-340.

Muddugangadhar, B.C., Amarnath, G.S., Tripathi, S., and Dikshit, S. (2011). Biomaterials for dental implants: An overview. *International Journal of Oral Implantology and Clinical Research*, 2(1), 13-24.

Murphy, W.M., Absi, E.G., Gregory, M.C., and Williams, K.R. (2002). A prospective 5-year study of two cast framework alloys for fixed implant-supported mandibular prostheses. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 133-138.

Naini, R.B., Nokar, S., Borghei, H., and Alikhasi, M. (2011). Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 26(4), 776-781.

Naconecy, M.M., Geremia, T., Cervieri, A., Teixeira, E.R., and Shinkai, R.S. (2010). Effect of the number of abutments on biomechanics of Brånemark prosthesis with straight and tilted distal implants. *Journal of Applied Oral Science*, 18(2), 178-185.

Natali, A.N. (Ed.). (2003). *Dental biomechanics. Materials in Dental Implantology*. CRC Press. 5, 72.

O'Brien, W.J. (2008). *Dental Materials and Their Selection* (4. edition). Chicago, Quintessence, 196-197.

Öber, A. ve İzzetoğlu, G.T. (2010). *Histoloji*. (2. Baskı). Ankara: Nobel Yayın Dağıtım, 91-92.

Örtorp, A. (2004). On titanium frameworks and alternative impression techniques in implant dentistry. *Swedish Dental Journal*, Supplement, (169), 3-88.

Örtorp, A., and Jemt, T. (2004). Clinical experiences of computer numeric control-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: A 5-year prospective study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 6(4), 199-209.

Qamheya, A. H. A., Yeniyol, S., and Arısan, V. (2015). Full Mouth Oral Rehabilitation by Maxillary Implant Supported Hybrid Denture Employing a Fiber Reinforced Material Instead of Conventional PMMA. *Case Reports in Dentistry*, 2015.

Patzelt, S., Bahat, O., Reynolds, M.A., and Strub, J.R. (2014). The all-on-four treatment concept: A systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(6), 836-855.

Pessoa, R.S., and Jaecques, S.V.N. (2012). Finite element analysis in dental implant Biomechanics. *Biomechanics of Dental Implants: Handbook of Researchers*, 1, 157-181.

Pesqueira, A.A., Goiato, M.C., Filho, H.G., Monteiro, D.R., Santos, D.M.D., Haddad, M.F., and Pellizzer, E.P. (2014). Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *Journal of Oral Implantology*, 40(2), 217-228.

Piconi, C., and Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.

Pier-Francesco, A., Adams, R.J., Waters, M.G., and Williams, D.W. (2006). Titanium surface modification and its effect on the adherence of Porphyromonas gingivalis: An in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, 17(6), 633-637.

Pjetursson, B.E., Tan, W.C., Tan, K., Brägger, U., Zwahlen, M., and Lang, N.P. (2008). A systematic review of the survival and complication rates of resin-bonded bridges after an observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 19(2), 131-141.

Pozzi, A., Tallarico, M., and Barlattani, A. (2015). Monolithic lithium disilicate full-contour crowns bonded on CAD/CAM zirconia complete-arch implant bridges with 3 to 5 years of follow-up. *Journal of Oral Implantology*, 41(4), 450-458.

Rahimi, A., Bourauel, C., Jager, A., Gedrange, T., and Heinemann, F. (2009). Load transfer by fine threading the implant neck: A fem study. *Journal of Physiology and Pharmacology*, 60(8), 107-112.

Raigrodski, A.J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 557-562.

Ramoğlu, S. ve Oğuz, O. (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 9(9), 175-180.

Rangert, B.O., Jemt, T., and Jörneus, L. (1989). Forces and moments on Brånemark implants. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 4(3), 241-247.

Reich, S., Fischer, S., Sobotta, B., Klapper, H. U., and Gozdowski, S. (2009). A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided

design/computer-assisted manufacturing-generated posterior lithium disilicate crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 23(3), 214-216.

Rekow, E.D., Silva, N.R., Coelho, P.G., Zhang, Y., Guess, P., and Thompson, V.P. (2011). Performance of dental ceramics: Challenges for improvements. *Journal of Dental Research*, 90(8), 937–952.

Ritter, L., Neugebauer, J., Mischkowski, R.A., Dreiseidler, T., Rothamel, D., Richter, U., and Zoller, J.E. (2012). Evaluation of the course of the inferior alveolar nerve in the mental foramen by cone beam computed tomography. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 27(5), 1014-1021.

Rojas-Vizcaya, F. (2011). Full zirconia fixed detachable implant-retained restorations manufactured from monolithic zirconia: Clinical report after two years in service. *Journal of Prosthodontics*, 20(7), 570-576.

Romanos, G.E., Gupta, B., and Eckert, S.E. (2012). Distal cantilevers and implant dentistry. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 27(5), 1131-1136.

Ross, M.H., and Pawlina, W. (2014). *Histoloji Konu Anlatımı ve Atlas.* (6. Baskıdan Çev. Baykal, B). Ankara: Palme Yayıncılık. 219.

Rubo, J.H., Capello Souza, E.A. (2010). Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 12(2), 105-113.

Rungsiyakull, C., Rungsiyakull, P., Li, Q., Li, W., and Swain, M. (2011). Effects of occlusal inclination and loading on mandibular bone remodeling: A finite element study. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 26(3), 527-537.

Sadowsky, S.J. (1997). The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: Design considerations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(1), 28-33.

Sakaguchi, R.L., Powers, J.M. (Editors). (2012). *Craig's Restorative Dental Materials.* (13th Edition). Elsevier Health Sciences, 34-35.

Sannino, G. (2015). All-on-4 Concept: A 3-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Oral Implantology*, 41(2), 163-171.

Sayan, F., Yıldız, Ş. (Editörler). (2006). *Yaşam boyu öğrenme*. Ankara: Pegem A Yayıncılık, 102-105.

Sertgöz, A., and Güvener, S. (1996). Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. The *Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(2), 165-169.

Sertgöz, A. (1997). Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *The International Journal of Prosthodontics*, 10(1), 19-27.

Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M.A., and Eskitascioglu, G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(3), 227-234.

Shrestha, S., and Joshi, S. (2014). Current concepts in biomaterials in dental implant. *Science Research*, 2, 7-12.

Sidambe, A.T. (2014). Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants: A review. *Materials*, 7(12), 8168-8188.

Silva, G.C., Mendonça, J.A., Lopes, L.R., and Landre Jr, J. (2010). Stress patterns on implants in prostheses supported by four or six implants: A three-dimensional finite element analysis. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 25(2), 239-246.

Silva-Neto, J.P.D., Pimentel, M.J., Neves, F.D.D., Consani, R. L. X., and Santos, M.B.F.D. (2014). Stress analysis of different configurations of 3 implants to support a fixed prosthesis in an edentulous jaw. *Brazilian Oral Research*, 28(1), 67-73.

Soares, C.J., Bicalho, A.A., Valdivia, A.D.C.M., Versluis, A., Barreto, B.D.C.F., Veríssimo, C., and Roscoe, M.G. (2012). Finite element analysis in dentistry: Improving the quality of oral health care. *INTECH Open Access Publisher*. http://www.intechopen.com/

Soğancı, G. (2012). *Farklı implant planlamalarının yapıldığı tam dişsiz yarık damaklarda oklüzal kuvvetler altında oluşan gerilmelerin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi*. Doktora tezi. Ankara, Gazi üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 23.

Solá-Ruiz, M.F., Lagos-Flores, E., Román-Rodriguez, J.L., Highsmith, Jdel. R., Fons-Font, A., and Granell-Ruiz, M. (2013). Survival rates of a lithium disilicate-based core ceramic for three-unit esthetic fixed partial dentures: A 10-year prospective study. *International Journal of Prosthodontics*, 26(2), 175-80.

Sulaiman, T.A., Delgado, A. J., and Donovan, T.E. (In Press). Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: A retrospective study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.

Supervision, T. (2005). The glossary of prosthodontic terms. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(1), 10-92.

Swain, M.V. (2009). Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partialdentures. *Acta Biomaterials*, 5(5), 1668–1677.

Takahashi, T., Shimamura, I., and Sakurai, K. (2010). Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-four Concept. *Journal of Prosthodontic Research*, 54(4), 179-184.

Taruna, M., Chittaranjan, B., Sudheer, N., Tella, S., and Abusaad, M. (2014). Prosthodontic perspective to All-on-four® concept for dental implants. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 8(10), 16.

Taşkinsel, E. ve Gümüş, H.Ö. (2014). Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 8, 131-135.

Teixeira, E.R., Sato, Y., Akagawa, Y., and Shindoi, N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(4), 299-303.

Thalji, G.N., and Cooper, L.F. (2014). Implant-supported fixed dental rehabilitation with monolithic zirconia: A clinical case report. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(2), 88-96.

Tholey, M.J., Swain, M.V., and Thiel, N. (2011). Thermal gradients andresidual stresses in veneered Y-TZP frameworks. *Dental Materials*, 27(11), 1102–1110.

Tinschert, J., Schulze, K.A., Natt, G., Latzke, P., Heussen, N., and Spiekermann, H. (2008). Clinical behavior of zirconi a-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *International Journal of Prosthodontics*, 21(3), 217–222.

Tysowsky, G.W. (2009). The science behind lithium disilicate: A metal-free alternative. *Dentistry Today*, 28(3), 112-113.

Ulusoy, M. ve Aydın, K. (2003). *Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler*. (2. Baskı). Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi, 96-120, 897.

Uzun, G. ve Keyf, F. (2007). İmplantların Yüzey Özellikleri ve Osseointegrasyon. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2, 43-50.

Vairo, G., Baggi, L., Di Girolamo, M., and Pastore, S. (2011). Stress distribution on edentulous mandible and maxilla rehabilitated by full-arch techniques: A comparative 3d finite-element approach. *INTECH Open Access Publisher*. http://www.intechopen.com/

Van Staden, R.C., Guan, H., and Loo, Y.C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 9(4), 257-270.

Van Zyl, P.P., Grundling, N.L., Jooste, C. H., and Terblanche, E. (1995). Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. The *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 10(1), 51-57.

Viennot, S., Dalard, F., Lissac, M., and Grosgogeat, B. (2005). Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restorations. *European Journal of Oral Sciences*, 113(1), 90-95.

Wataha, J.C. (2002). Alloys for prosthodontic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(4), 351-363.

Wataha, J.C., and Messer, R.L. (2004). Casting alloys. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 499-512.

Watanabe, F., Hata, Y., Komatsu, S., Ramos, T. C., and Fukuda, H. (2003). Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology*, 91(1), 31-36.

Weinstein, R., Agliardi, E., Fabbro, M. D., Romeo, D., and Francetti, L. (2012). Immediate rehabilitation of the extremely atrophic mandible with fixed full-prosthesis supported by four implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(3), 434-441.

Wismeijer, D., Buser, D., and Belser, U. (2010). *ITI Treatment guide*. Volume, 4, 50-51.

Wolfart, S., Harder, S., Eschbach, S., Lehmann, F., and Kern, M. (2009). Four-year clinical results of fixed dental prostheses with zirconia substructures (Cercon): End abutments vs. cantilever design. *European Journal of Oral Sciences*, 117(6), 741–749.

Yang, J., and Xiang, H.J. (2007). A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. *Journal of Biomechanics*, 40(11), 2377-2385.

Zampelis, A., Rangert, B., and Heijl, L. (2007). Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(6), 35-43.

Zarb, G., Albrektsson, T. (1991) Osseointegration – A requiem for the periodontal ligament? An editorial. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 11(1), 88–91.

Zarb, G.A., and Schmitt, A. (1995). Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(8), 661-671.

Zhang, Y., Lee, J.J.W., Srikanth, R., and Lawn, B.R. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials*, 29(12), 1201-1208.

Zhao, K., Pan, Y., Guess, P.C., Zhang, X.P., and Swain, M.V. (2012). Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. *Dental Materials*, 28(6), 653-660.

Zhou, X., Zhao, Z., Zhao, M., and Fan, Y. (1999). The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 17(1):29-32.

# ÖZGEÇMİŞ

**Kişisel Bilgiler**




Soyadı, adı : Kökdoğan Boyacı, Betül

Uyruğu : T.C.

Doğum tarihi ve yeri : 02.05.1987, Ankara

Medeni hali : Evli

Telefon : 0507 443 62 57

e-mail : betulkokdogann@gmail.com


**Eğitim**

| **Derece** | **Eğitim Birimi** | **Mezuniyet tarihi** |
|---|---|---|
| Doktora | Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D. | Devam ediyor |
| Lisans | Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi | 2006- 2011 |
| Lise | Etimesgut Anadolu Lisesi | 2001- 2005 |

**Yabancı Dil**

İngilizce

**Yayınlar**


1. Güngör, M.B., Arslan, Y., Nemli, S.K., Boyacı, B.K., and Aydın, C. (2015). Comparison of maximum intercuspal contacts of articulated casts and virtual casts requiring posterior fixed partial dentures. *Journal of Prosthodontics.* Yayınlanmak üzere kabul edildi.

2. Arslan, Y., Boyacı, B.K., Yazıcıoglu, H., and Güngör, M.B. (2015). Rehabilitation of bilateral maxillectomy with an obturator prosthesis: Case report. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Cases*, 1(3), 146-151.

3. Boyacı, B.K., Kocacıklı, M. (2015). Elastomerik ölçü materyallerinde güncel gelişmeler. *ADO Klinik Bilimler Dergisi.* Yayınlanmak üzere kabul edildi.

4. Kocacıklı, M., Boyacı, B.K. (2015). Elastomerik ölçü materyalleri dezenfeksiyonu ve raf ömrü. (2015). *İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi.* Yayınlanmak üzere kabul edildi.

**Uluslararası Toplantılarda Yapılan Poster ve Sözlü Sunumlar**

1. Akgünlü, F., Kökdoğan, B. The evaluation of association between pre-graduate level and oral health care in dentistry students. (2010). Türk Dişhekimleri Birliği (TDB) 17. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, Bursa, Türkiye. Sözlü Sunum.

2. Kökdoğan, B., Kocacıklı, M. Regulation the pathways in implant-retained cranio maxillofacial prosthesis in different cases: Case report. (2013). 101st Annual World Dental Congress of FDI. İstanbul, Turkey. Poster Sunumu.

3. Arslan, Y., Boyacı, B.K., Yazıcıoğlu, H., and Güngör, M.B. Rehabilitation of bilateral maxillectomy with an obturator prosthesis: Case Report. (2014). 38th Annual Conference of the European Prosthodontic Association and 21st Scientific Congress of the Turkish Prosthodontic and Implantology Association. İstanbul, Turkey. Poster Sunumu.

4. Boyacı, B.K. Prosthetic rehabilitation of patient with bilateral tempromandibular joiny ankylosis. (2015) . 20th Congress of the Balkan Stomatological Society (BaSS). Bucharest, Romania. Poster Sunumu.

5. Boyacı, B.K., Kocacıklı, M. Fabricating final prosthetic restoration of cleft palate patient after distraction surgery. (2015). 20th Congress of the Balkan Stomatological Society (BaSS). Bucharest, Romania. Poster Sunumu.

6. Güngör, M.B., Arslan, Y., Nemli, S.K., Boyacı, B.K., ve Aydın, C. (2015). Posterior diş desteğinin ortadan kalktığı durumda CEREC ile alınan kapanış kayıtlarının modellerin oklüzal kontaklarını tekrarlayabilirliğinin değerlendirilmesi. 22. Uluslararası Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Bilimsel Kongresi, Antalya, Türkiye, 2015. Sözlü sunum.

**Bilimsel Toplantı Katılımı**

1. Türk Diş Hekimliği Birliği 2. Ulusal Öğrenci Kongresi, Ankara, Nisan 2008.
2. Türk Diş Hekimliği Birliği 4. Ulusal Öğrenci Kongresi, Konya, Nisan 2010.
3. Türk Diş Hekimliği Birliği 17. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi,Bursa, Haziran 2010.
4. International Team for Implantology Türk Eğitim Etkinlikleri, Konya, Ekim 2011.
5. International Team for Implantology Bilimsel Toplantısı, Antalya, 2011.
6. 36$^{th}$ Annual Conference of the European Prosthodontic Association and 21$^{st}$ Scientific Congress of the Turkish Prosthodontic and Implantology Assocation, Rotterdam, September 6-8, 2012.
7. International Team for Implantology Türk Eğitim Etkinlikleri, Ankara, Kasım 2012.
8. International Team for Implantology Türkiye Azerbaycan Bölümü Toplantısı ve Genel Kurulu, Antalya, Aralık 2012.
9. International Team for Implantology Türkiye Azerbaycan Bölümü Toplantısı ve Genel Kurulu, Antalya, 6-7 Aralık 2013.



*GAZİ GELECEKTİR..*

