



**İMLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLERDE ALT YAPIDA KULLANILAN
FARKLI MATERYALLER VE KONNEKTÖR TASARIMLARININ STRES
DAĞILIMINA ETKİSİNİN 3 BOYUTLU SONLU ELEMANLAR
YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Hakan ARINÇ

**DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

EKİM 2015

Hakan Arınç tarafından hazırlanan “İmplant Üstü Sabit Protezlerde Alt Yapıda Kullanılan Farklı Materyaller ve Konnektör Tasarımlarının Stres Dağılımına Etkisinin 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Değerlendirilmesi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Caner YILMAZ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

.....

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

Başkan : Prof. Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

.....

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

Üye : Prof. Dr. Nur Emel HERSEK

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi

.....

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

Üye : Prof. Dr. Suat YALUĞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

.....

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

Üye : Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

.....

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

Tez Savunma Tarihi: 07/10/2015

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 çalışmada;

- 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 çalışmada 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.

Hakan ARINÇ

07.10.2015

**İMLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLERDE ALT YAPIDA KULLANILAN
FARKLI MATERYALLER VE KONNEKTÖR TASARIMLARININ STRES
DAĞILIMINA ETKİSİNİN 3 BOYUTLU SONLU ELEMANLAR
YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ
(Doktora Tezi)**

Hakan ARINÇ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ekim 2015

ÖZET

Bu çalışmada, implant üstü sabit protezlerde farklı alt yapı materyalleri ve konnektör kalınlıklarının stres dağılımına etkisinin araştırılması amaçlanmıştır. Bu doğrultuda oluşturulan modellerde 2, 3 ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip alt yapı tasarlandı ve sonlu elemanlar analizi yöntemine hazır hale getirildi. Krom-kobalt, Zirkonya, Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit ve Polimetil metakrilat olmak üzere dört farklı alt yapı materyali tanımlandı. Vertikal yönde ve oblik yönde kuvvet uygulandı. Oluşan stresler çekme, basma ve von Mises stresi olarak araştırıldı. Bu çalışma sonucunda; bütün modellerde kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stresleri, trabeküler kemikte oluşan streslerden daha yüksek bulunmuştur. Bütün modellerde, oblik yüklerde oluşan basma, çekme ve von Mises stresi değerleri, vertikal yüklerde oluşan streslerden daha yüksek bulunmuştur. Vertikal yüklemede; bütün modellerde anterior ve posterior implantlarda oluşan streslerin yakın olduğu görülürken, oblik yüklemede; bütün modellerde anterior implantta daha fazla stres olduğu bulunmuştur. Vertikal yüklemede; implantlarda oluşan en yüksek von Mises değerlerinin konnektör kalınlığından fazla etkilemediği, ancak farklı materyal kullanımının stres değerlerini etkilediği saptanmıştır. Oblik yüklemede; Zirkonya dışındaki modellerde konnektör kalınlığındaki değişim, implantlarda oluşan stresleri etkilememiştir. Zirkonya modelde implantlarda oluşan en düşük stres 2 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşmuştur. Vertikal yüklemede; PMMA modellerde kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değerleri diğer modellerde oluşan stres değerlerinden daha düşüktür. Konnektör kalınlığındaki değişim, kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değerlerini etkilememiştir. Oblik yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değerleri PMMA modellerde görülmüştür. Vertikal yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi değerleri, materyal seçiminden ve konnektör kalınlığındaki değişimden etkilenmemektedir. Oblik yüklemede; kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi değerleri PMMA ve Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modellerde daha yüksektir. Vertikal yüklemede; trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bütün modellerde benzer bulunmuştur. Oblik yüklemede; en yüksek çekme ve basma stresleri değerleri PMMA ve Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modellerinde oluşmuştur. En düşük stresler 2 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde oluşmuştur.

Bilim Kodu : 1050

Anahtar Kelimeler : Alt yapı materyali, konnektör tasarımı, sonlu elemanlar analizi, Krom-Kobalt, Zirkonya, Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit, Polimetil metakrilat.

Sayfa Adedi : 169

Danışman : Prof. Dr. Caner YILMAZ

THE EVALUATION OF THE EFFECT OF DIFFERENT FRAMEWORK MATERIALS
AND CONNECTOR DESIGNS USED IN IMPLANT SUPPORTED FIXED
PROSTHESIS ON STRESS DISTRIBUTION WITH 3 DIMENSIONAL FINITE
ELEMENT ANALYSIS METHOD
(Ph. D. Thesis)

Hakan ARINÇ

GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

October 2015

ABSTRACT

The aim of this study is to investigate the effects of different implant materials and framework designs on stress distribution in fixed prosthesis. In this context, a mandible model was created and implant models were placed to first premolar and first molar region. 2 mm, 3 mm and 4 mm connector thicknesses have been designed in the framework and the models have become ready for finite element analysis. Cobalt-Chrome, Zirconia, Polymethyl methacrylate and Zirconia reinforced composite have been used as the framework materials. The forces applied in vertical and oblique directions. The resulting stresses were investigated from different aspects. The results of this study showed that; in all models, tensile and compressive stress values that occur on cortical bone were higher than which appeared in cancellous bone. In all models, in oblique load, tension and von Mises stress values were higher than the stresses appeared in the vertical load. In the vertical load; in all models, the anterior and the posterior implants were showed similar stress values. For the oblique load; in all models anterior implant was showed higher values. In the vertical load; the thickness of framework has not been effect the highest stresses that formed in the implants, but it's found that the influence of the materials on stress values are positive. In oblique loading; The changes in thickness of the connector have not effected the stress values formed in the implants except the model of the Zirconia. Zirconia model with 2 mm connector thickness has been showed the lowest stresses in implants in Zirconia models. In the vertical load; the lowest tensile stress values in cortical bone have been formed in PMMA models. The changes in the connector thickness have not effected the tensile stress values occurs in the cortical bone. In oblique loading; the highest tensile stress values occurring in the cortical bone was observed in PMMA model. In the vertical load; the highest compressive stresses, which occurs in cortical bone, are not affected by changes in the thickness of the connector and the material selection. In oblique loading; the highest compressive stress values that occur in cortical bone is higher in PMMA and Zirconia reinforced composite models. In the vertical loading; tensile and compressive stresses that occur in cancellous bone was similar in all models. In oblique loading; the highest values of tensile and compressive stresses occur in zirconia reinforced composites and PMMA models. The lowest stresses occurred in the models have formed in connector thickness of 2 mm.

Science Code : 1050

Key Words : Framework material, connector design, finite element analysis, Chrome-Cobalt, Zirconia, Zirconia reinforced composite, Polymethyl methacrylate.

Page Number : 169

Advisor : Prof. Dr. Caner YILMAZ

TEŞEKKÜR

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

Tüm sorunlarımla ilgilenen ve sağlık sorunları yaşadığım günlerde yanımda olarak ilgisini esirgemeyen değerli hocam bölüm başkanımız Prof. Dr. Cemal AYDIN'a,

Sonlu Elemanlar Analizi konusunda bilgilerini ve tecrübesini esirgemeyen Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU'na,

Prof. Dr. Cihan AKÇABOY ve Prof. Dr. Yavuz BURGAZ başta olmak üzere yatay geçiş başvurumu değerlendirerek Gazi Üniversitesi'ne geçişimi kabul eden tüm hocalarıma,

Birlikte çok güzel günler geçirdiğimiz dostlarım Dt. Mert YAMALI, Dt. İrem TÜRKCAN ve Dt. Şenay ÇETİNTAŞ'a,

Diş hekimliğiyle tanıştığım ilk günden beri yanımda olan Dt. Betül KÖKDOĞAN BOYACI'ya,

Bu tezi hazırlama sürecinde bana ilham kaynağı olan ve yardımlarını esirgemeyen Dr. Dt. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR'e

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum sevgili asistan arkadaşlarıma,

Geç bulunmuş bir kardeş olan Bahram VAHEDİ'ye

Çalışmamın bilgisayar ve analiz kısmında emeği olan Ayberk YAĞIZ'a,

Doktora eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, desteğini ve sevgisini hiçbir zaman esirgemeyen anneme, kardeşime ve yardımlarını benden esirgemeyen teyzem ve enişteme,

Ve adını bu sayfaya sığdıramadığım tüm arkadaşlarıma teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xii
RESİMLERİN LİSTESİ	xiv
SİMGELER VE KISALTMALAR	xxvii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. İmplantların Tarihçesi	3
2.2. İmplantların Sınıflandırılması	4
2.2.1. Kemik seviyesinde (bone-level) implantlar	4
2.2.2. Doku Seviyesinde (Tissue-level) implantlar.....	4
2.3. İmplant Endikasyonları	5
2.4. Endikasyon Kısıtlamaları	5
2.5. İmplant Kontrendikasyonları.....	6
2.6. İmplantların Avantajları	6
2.7. İmplantların Dezavantajları.....	6
2.8. İmplant Biyomekaniği.....	6
2.9. Kemik Tipi	7
2.10. Metal Destekli Seramik Restorasyonlar	8
2.10.1. Metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan metal alaşımları	8
2.11. Tam Seramik Restorasyonlar	10
2.11.1. Tam seramik restorasyonların avantajları	10
2.11.2. Tam seramik restorasyonların dezavantajları	10
2.11.3. Tam seramik restorasyonların endikasyonları	11
2.11.4. Tam seramik restorasyonların kontrendikasyonları.....	11
2.11.5. Tam seramik sistemlerin üretim şekline göre sınıflandırılması.....	11
2.12. Kompozit Resinler	15
2.12.1. Kompozit resinlerin sınıflandırılması	16
2.13. Güçlendirilmiş Kompozit Resinler	17

2.13.1. Seromerler.....	18
2.13.2. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler.....	18
2.13.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş rezin kompozitler	19
2.14. Geçici Restorasyonlar	20
2.14.1. Geçici restorasyon yapımında kullanılan materyaller.....	20
2.15. Stres Analiz Yöntemleri	20
2.15.1. Sonlu elemanlar analiz yöntemi (SEA).....	21
3. GEREÇ VE YÖNTEM	25
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması	25
3.1.1. Mandibulanın Modellenmesi	26
3.1.2. İmplantların modellenmesi	31
3.1.3. İmplant üstü modellenmesi.....	32
3.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Eleman Analizi İçin Hazır Hale Getirilmesi	34
3.2.1. Analizi yapılacak matematiksel modellerin oluşturulması	35
3.2.2. Modellerde kontak yüzeylerin belirlenmesi.....	37
3.2.3. Sonlu elemanlar analizi programında modellere uygulanan yükler ve sınır koşulları	37
4. BULGULAR.....	41
4.1. Vertikal Yüklemede Oluşan Stres Değerleri.....	41
4.1.1. Vertikal yüklemede kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	43
4.1.2. Vertikal yüklemede trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	49
4.1.3. Vertikal yüklemede alt yapıda oluşan von Mises stresleri.....	55
4.1.4. Vertikal yüklemede implantlarda oluşan von Mises stresleri	62
4.1.5. Vertikal yüklemede anterior implantta oluşan von Mises stresleri.....	68
4.1.6. Vertikal yüklemede posterior implantta oluşan von Mises stresleri.....	74
4.1.7. Vertikal yüklemede kortikal kemikte oluşan basma stresi	80
4.1.8. Vertikal yüklemede trabeküler kemikte oluşan basma stresi.....	86
4.2. Oblik Yüklemede Oluşan Stres Değerleri.....	92
4.2.1. Oblik yüklemede kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	93
4.2.2. Oblik yüklemede trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	100
4.2.3. Oblik yüklemede alt yapıda oluşan von Mises stresleri.....	107
4.2.4. Oblik yüklemede implantlarda oluşan von Mises stresleri	114
4.2.5. Oblik yüklemede anterior implantta oluşan von Mises stresleri.....	120
4.2.6. Oblik yüklemede posterior implantta oluşan von Mises stresleri.....	126
4.2.7. Oblik yüklemede kortikal kemikte oluşan basma stresleri	133

Sayfa

4.2.8. Oblik yüklemede trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	139
5. TARTIŞMA	147
6. SONUÇ	153
KAYNAKLAR	157
ÖZGEÇMİŞ.....	169

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve poisson oranları ..	35
Çizelge 3.2. Modellerdeki düğüm ve eleman sayıları.....	37
Çizelge 3.3. Çalışmada oluşturulan modeller	40
Çizelge 4.1. Vertikal yüklemde yapılarda oluşan stres değerleri	42
Çizelge 4.2. Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)	44
Çizelge 4.3. Vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)	50
Çizelge 4.4. Vertikal yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış).....	57
Çizelge 4.5. Vertikal yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)	63
Çizelge 4.6. Vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)	69
Çizelge 4.7. Vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)	75
Çizelge 4.8. Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)	81
Çizelge 4.9. Vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)	87
Çizelge 4.10. Oblik yüklemde oluşan stres değerleri.....	93
Çizelge 4.11. Oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış).....	95
Çizelge 4.12. Oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)	102
Çizelge 4.13. Oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış).....	109
Çizelge 4.14. Oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış).....	115
Çizelge 4.15. Oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)	121

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.16. Oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)	128
Çizelge 4.17. Oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış).....	134
Çizelge 4.18. Oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)	141

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 4.1. Vertikal yüklemde yapılarda oluşan stres değerleri grafiği	42
Şekil 4.2. Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	43
Şekil 4.3. Vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	49
Şekil 4.4. Vertikal yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri	55
Şekil 4.5. Vertikal yüklemde implantlarda oluşan von Misses stresleri	62
Şekil 4.6. Vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	68
Şekil 4.7. Vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri.....	74
Şekil 4.8. Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	80
Şekil 4.9. Vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	86
Şekil 4.10.Oblik yüklemde yapılarda oluşan stres değerleri	92
Şekil 4.11. Oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	94
Şekil 4.12. Oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	100
Şekil 4.13. Oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri	107
Şekil 4.14. Oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri.....	114
Şekil 4.15. Oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	120
Şekil 4.16. Oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri.....	126
Şekil 4.17. Oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	133
Şekil 4.18. Oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	139

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. Kemik sınıflandırması	8
Resim 3.1. Mandibular 4 ve 6 numaralı dişler bölgesine yerleştirilen implantlar üzerine uygulanan köprü restorasyon modeli	25
Resim 3.2. Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı	26
Resim 3.3. Mandibula'nın Konik Hüzme Işınlı Tomografide taranmasıyla elde edilmiş kesit örneği	27
Resim 3.4. 3D-Doctor yazılımı	27
Resim 3.5. Oluşturulan mandibula modeli	28
Resim 3.6. Boolean işlemi ile mandibulada çalışılacak bölgenin ayrılması	28
Resim 3.7. Boolean işlemi ile hazırlanmış mandibula kesiti	29
Resim 3.8. Rhinoceros 4.0 (Robert Mcneel & Associates USA) yazılımı ile ofset yöntemi kullanılarak trabeküler kemik tanımlanmış model	29
Resim 3.9. Kortikal kemik modeli	30
Resim 3.10. Trabeküler kemik modeli	30
Resim 3.11. Çalışmada kullanılan mandibular kesitte kortikal ve trabeküler kemik	30
Resim 3.12. Çalışmada kullanılan köprü restorasyonu modeli	31
Resim 3.13. Çalışmada kullanılan sağda 4; solda 6 numaralı dişler bölgesine yerleştirilmesi planlanan implant modelleri	32
Resim 3.14. Çalışmada kullanılan 2 mm konnektör kalınlığına sahip alt yapı modeli	32
Resim 3.15. Çalışmada kullanılan 3 mm konnektör kalınlığına sahip alt yapı modeli	33
Resim 3.16. Çalışmada kullanılan 4 mm konnektör kalınlığına sahip alt yapı modeli	33
Resim 3.17. Çalışmada kullanılan 4 mm (üstte); 3 mm (ortada) ve 4 mm (altta) konnektör kalınlığına sahip alt yapı modelleri	33
Resim 3.18. Köprü restorasyonu ve implantların modeli	34
Resim 3.19. Meshlenmiş ve yüklemeye hazır hale getirilmiş model (oblik yüklerle birlikte)	34
Resim 3.20. Oblik yükler ve meshlenmiş model	36

Resim	Sayfa
Resim 3.21. Meshleme işleminde kullanılan eleman tipleri	36
Resim 3.22. Oblik yükler ve meshlenmiş modelde kırmızı renkte görülen periferik noktalara sıfır serbestlik derecesi verilmiştir.	38
Resim 3.23. Restorasyonların santral fossalarından uygulanan vertikal yükler (mezialden görünüm)	38
Resim 3.24. Restorasyonların bukkal tüberkül tepelerinden 30° açıyla yüklenen oblik yükler (mezialden görünüm)	39
Resim 4.1. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	45
Resim 4.2. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	45
Resim 4.3. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	45
Resim 4.4. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelindeki vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	46
Resim 4.5. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	46
Resim 4.6. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	46
Resim 4.7. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	47
Resim 4.8. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	47
Resim 4.9. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	47
Resim 4.10. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	48
Resim 4.11. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	48
Resim 4.12. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	48
Resim 4.13. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	51
Resim 4.14. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	51

Resim	Sayfa
Resim 4.15. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	51
Resim 4.16. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	52
Resim 4.17. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	52
Resim 4.18. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	52
Resim 4.19. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	53
Resim 4.20. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	53
Resim 4.21. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	53
Resim 4.22. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	54
Resim 4.23. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	54
Resim 4.24. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	54
Resim 4.25. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri	58
Resim 4.26. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri	58
Resim 4.27. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri	58
Resim 4.28. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri	59
Resim 4.29. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri	59
Resim 4.30. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri	59

Resim	Sayfa
Resim 4.31. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri	60
Resim 4.32. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri	60
Resim 4.33. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri	60
Resim 4.34. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri	61
Resim 4.35. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri	61
Resim 4.36. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri	61
Resim 4.37. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri	64
Resim 4.38. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri	64
Resim 4.39. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri	64
Resim 4.40. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri	65
Resim 4.41. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri	65
Resim 4.42. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri	65
Resim 4.43. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri	66
Resim 4.44. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri	66
Resim 4.45. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri	66
Resim 4.46. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri	67
Resim 4.47. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri	67
Resim 4.48. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri	67

Resim	Sayfa
Resim 4.49. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	70
Resim 4.50. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	70
Resim 4.51. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	70
Resim 4.52. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	71
Resim 4.53. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	71
Resim 4.54. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	71
Resim 4.55. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	72
Resim 4.56. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	72
Resim 4.57. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	72
Resim 4.58. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	73
Resim 4.59. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	73
Resim 4.60. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	73
Resim 4.61. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri	76
Resim 4.62. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri	76
Resim 4.63. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri	76
Resim 4.64. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri	77

Resim	Sayfa
Resim 4.65. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri	77
Resim 4.66. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri	77
Resim 4.67. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri	78
Resim 4.68. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri.....	78
Resim 4.69. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri.....	78
Resim 4.70. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri.....	79
Resim 4.71. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan Von Mises stresleri.....	79
Resim 4.72. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri.....	79
Resim 4.73. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	82
Resim 4.74. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	82
Resim 4.75. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	82
Resim 4.76. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	83
Resim 4.77. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	83
Resim 4.78. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	83
Resim 4.79. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	84
Resim 4.80. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	84

Resim**Sayfa**

Resim 4.81. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	84
Resim 4.82. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	85
Resim 4.83. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	85
Resim 4.84. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	85
Resim 4.85. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	88
Resim 4.86. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	88
Resim 4.87. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	88
Resim 4.88. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	89
Resim 4.89. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	89
Resim 4.90. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	89
Resim 4.91. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	90
Resim 4.92. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	90
Resim 4.93. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	90
Resim 4.94. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	91
Resim 4.95. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	91
Resim 4.96. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	91

Resim	Sayfa
Resim 4.97. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	96
Resim 4.98. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	96
Resim 4.99. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	96
Resim 4.100. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	97
Resim 4.101. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	97
Resim 4.102. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri	97
Resim 4.103. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri....	98
Resim 4.104. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri....	98
Resim 4.105. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri....	98
Resim 4.106. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	99
Resim 4.107. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	99
Resim 4.108. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri.....	99
Resim 4.109. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	103
Resim 4.110. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	103
Resim 4.111. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri.....	103
Resim 4.112. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	104
Resim 4.113. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	104
Resim 4.114. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	104

Resim**Sayfa**

Resim 4.115. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	105
Resim 4.116. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	105
Resim 4.117. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	105
Resim 4.118. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	106
Resim 4.119. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	106
Resim 4.120. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri	106
Resim 4.121. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri	110
Resim 4.122. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri	110
Resim 4.123. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri	110
Resim 4.124. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri	111
Resim 4.125. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri	111
Resim 4.126. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri	111
Resim 4.127. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri	112
Resim 4.128. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri	112
Resim 4.129. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri	112
Resim 4.130. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri	113

Resim	Sayfa
Resim 4.131. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri	113
Resim 4.132. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri	113
Resim 4.133. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri	116
Resim 4.134. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri	116
Resim 4.135. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri	116
Resim 4.136. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri	117
Resim 4.137. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri	117
Resim 4.138. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri	117
Resim 4.139. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri	118
Resim 4.140. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri	118
Resim 4.141. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri	118
Resim 4.142. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri	119
Resim 4.143. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri	119
Resim 4.144. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri	119
Resim 4.145. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	122
Resim 4.146. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	122
Resim 4.147. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	122
Resim 4.148. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	123

Resim	Sayfa
Resim 4.149. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	123
Resim 4.150. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	123
Resim 4.151. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	124
Resim 4.152. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	124
Resim 4.153. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	124
Resim 4.154. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	125
Resim 4.155. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	125
Resim 4.156. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri	125
Resim 4.157. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri	129
Resim 4.158. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri	129
Resim 4.159. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri	129
Resim 4.160. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri	130
Resim 4.161. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri	130
Resim 4.162. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri	130
Resim 4.163. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri	131
Resim 4.164. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri	131

Resim**Sayfa**

Resim 4.165. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri	131
Resim 4.166. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri	132
Resim 4.167. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri	132
Resim 4.168. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri	132
Resim 4.169. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	135
Resim 4.170. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	135
Resim 4.171. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	135
Resim 4.172. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	136
Resim 4.173. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	136
Resim 4.174. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	136
Resim 4.175. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	137
Resim 4.176. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	137
Resim 4.177. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri	137
Resim 4.178. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	138
Resim 4.179. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	138
Resim 4.180. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri.....	138
Resim 4.181. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	142

Resim**Sayfa**

Resim 4.182. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	142
Resim 4.183. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	142
Resim 4.184. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	143
Resim 4.185. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	143
Resim 4.186. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	143
Resim 4.187. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	144
Resim 4.188. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	144
Resim 4.189. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	144
Resim 4.190. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	145
Resim 4.191. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	145
Resim 4.192. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri	145

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
Al	Aluminyum
C°	Santigrat derece
Co	Kobalt
Cr	Krom
E	Elastillik modülü
Fe	Demir
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
N	Newton
Ni	Nikel
O	Oksijen
Si	Silisyum
Ti	Titanyum
V	Vanadyum
ν	Poisson oranı
Zr	Zirkonyum
%	Yüzde
Kısaltmalar	Açıklamalar
3D	3 boyutlu
Bis-GMA	Bisfenol-A glisidil metakrilat
CAD/CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
Cr-Co	Krom-Kobalt
N/mm²	Newton/milimetrekare
PMMA	Polimetil metakrilat
SEA	Sonlu Elamanlar Analizi

Kısaltmalar

Teg-DMA

UDMA

y-TZP

zrser

zrkomp

Açıklamalar

Trietilen glikol dimetakrilat

Urethan dimetakrilat

Yttriyumla kısmi stabilize zirkonya

Zirkonya destekli seramik

Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit

1. GİRİŞ

Diş eksikliklerinin tedavisinde dental implantların kullanılması sıklıkla başvuru bir tedavi yöntemidir. İmplantların yüksek uzun dönem başarı oranları gösterdiği bilinmektedir[1–6]. Bu başarının elde edilmesi ve sürdürülebilmesi için en uygun biyomekanik koşullar sağlanmalıdır[7, 8].

İmplant çevresinde periodontal ligament bulunmadığından implantlar üzerine gelen kuvvetler çene kemiğine doğrudan iletilmektedir[7, 9]. Okluzal kuvvetler sırasıyla proteze, implanta ve implant çevresindeki kemiğe iletilmektedir. Bu sebeple, yükün doğrultusu, miktarı, protetik materyal, protez tasarımı, implant materyali, implant tasarımı, implant sayısı, kemik implant arayüzünün mekaniği, kemik tipi ve özellikleri kemiğe iletilen yükleri etkileyen faktörler olarak sıralanabilir[7, 10–13].

Protez tasarımı ve materyal seçimi protetik yapılarda, implantlarda ve kemikte oluşan stres dağılımını etkilemektedir. Bu stresler implant çevresindeki kemikte yıkıma ve implant kaybına yol açabilir[12]. Konnektör kalınlığındaki değişimlerin stres değerlerini ve dağılımlarını etkilediği yapılan çalışmalarda gösterilmiştir[14–20].

Kortikal ve trabeküler kemikte oluşan ve in vivo çalışmalarla tespit edilmesi mümkün olmayan stres değerlerinin ve dağılımlarının 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi sıkça tercih edilmektedir.

Bu çalışmanın amacı, implant üstü köprü protezlerinde farklı alt yapı materyalleri ve konnektör kalınlıklarının stres dağılımına etkisinin 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

Protez, sözlük anlamı olarak; insan vücudunun eksik bir parçasının yapay olarak yerinin doldurulması; kaybedilen fonksiyonu iade etmek için veya mevcut fonksiyonu arttırmak için kullanılan terapötik cihaz; cerrahi işlem sonrası istenen sonucun alınmasına yardımcı cihaz anlamlarında kullanılmaktadır[21].

Dental protez; diş kaybı ve dişlerle ilişkili yapıların kaybını iade etmek için kullanılan yapay uygulamalardır. Dental protezler genel olarak sabit ve hareketli protezler olmak üzere iki alt gruba ayrılırlar[21, 22].

Sabit dental protezler; yapışma, vidalama, mekanik veya diğer şekillerde doğal diş, diş kökleri ve dental implant dayanakları gibi birincil desteklere bağlanan dental protezleri ifade etmektedir[21].

İmplant, kelime anlamı olarak, alloplastik materyal, ilaç veya doku gibi materyallerin, alıcı bireyin vücuduna aşılması veya yerleştirilmesi anlamına gelmektedir. Dental implant ise mukoza veya periost tabakası altına, kemiğin üstüne veya içerisine yerleştirilen; sabit veya hareketli dental protezlerin retansiyonunu sağlamak veya arttırmak amacıyla uygulanan; alloplastik materyalden yapılmış protetik aygıtlardır[21, 23, 24].

2.1. İmplantların Tarihçesi

Çin, Mısır ve Amerika'daki arkeolojik kazılarda, taş, metal, fil dişi, deniz kabuğu gibi materyallerle yapılmış implantlar bulunmuştur[23, 25].

1930'lardan 1960'lara kadar, yeni metalik alaşımlardan çeşitli subperiosteal implantlar kullanılmıştır. Bunlar eposteal (kemiğe veya kemik üstüne yerleşen) implantlar olarak sınıflandırılmıştır. Diğer tip implantlar ise; endosteal bıçak implantlar, transmandibular veya tel implantlardır. Bu uygulamalar genellikle birden fazla protez diş içeren durumlarda kullanılmıştır. Çeşitli tek aşamalı, kök şekilli pin, vida ve silindir tasarımı endosteal implantlar da geliştirilmiştir[26, 27].

Branemark 1960'ların sonlarında, osseointegrasyon fenomenini tanımlamış ve canlı kemik dokusu ile yük altındaki implantın yüzeyi arasında direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak adlandırmıştır[28–30]. Zarb ise osseointegrasyonu “Alloplastik materyallerin klinik olarak asemptomatik ve rijit bir sabitlenmeyle, fonksiyonel yükleme sırasında kemik içinde devamlılığını koruması” olarak tanımlamıştır[26, 31]. Osseointegrasyon kavramıyla birlikte, makineyle işlenmiş düz yüzeyli birinci nesil implantlar, daha sonra ise ikinci nesil implantlar geliştirilmiş ve yüzey özellikleri üzerine çalışılmaya başlanmıştır[13, 32, 33].

Gelişmeye devam eden titanyum implantlar, implant destekli protezlerde sıklıkla tercih edilmektedir[13, 33].

Albrektsson, Branemark ve Zarb yeni implant başarı kriterlerini tanımlamışlardır. Daha önceki başarı kriterlerine ek olarak mobilite, radyolusensi, vertikal kemik kaybında düşük değerler, semptom varlığı gibi durumların değerlendirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir[26, 31].

- Mobilite
- Ağrı, yabancı cisim hissi, hissizlik gibi bulgular
- İmplant çevresinde supurasyonla birlikte enfeksiyon
- İmplant çevresinde devamlı radyolusent radyografik görüntü
- 5 mm'den fazla sondlama derinliğine sahip diş eti cebi
- Sondlama sırasında kanama
- İlk yıldan sonra yıllık 0,2 mm'den fazla kemik kaybı implant başarısızlığını göstermektedir[2, 34–40].

2.2. İmplantların Sınıflandırılması

Dental tedavilerde kullanılabilecek bir çok implant tipi olmasına rağmen diğer implant sistemlerindeki artmış enfeksiyon riski sebebiyle günümüzde sadece endosseal implantlar kullanılmaktadır[41]. İmplantlar doku ile ilişkilerine göre kemik seviyesinde (bone-level) ve doku seviyesinde (tissue-level) olmak üzere iki gruba ayrılabilir[23, 42]:

2.2.1. Kemik seviyesinde (bone-level) implantlar

Kemik seviyesinde (bone-level) implantlarda platform, kemik seviyesinde konumlanmaktadır. Bu implantlar estetik bölgede kullanılmakta, derine gömüldükleri için herhangi bir metalik yüzey görünmemektedir. İmplant yüzeylerindeki güncel gelişmeler ve implantın kortikale yakın kısmında konumlanan mikroyivler sayesinde kemik bağlantısında artış meydana gelmiştir ve buna bağlı olarak krestal kemik daha stabildir[42].

2.2.2. Doku Seviyesinde (Tissue-level) implantlar

Doku seviyesinde (tissue-level) implantlar, genellikle pürüzsüz titanyum yüzeyden oluşan bir boyuna sahiptirler. İmplantların platformu genellikle kemik seviyesinin yukarısında konumlanmaktadır. Bu implantların en önemli avantajı, biyolojik formasyon genişliğinin krestal kemikte rezorbsiyon olması engelleyecek boyutta olmasıdır. En önemli dezavantajı ise, implantın metal yakasının estetik olmayan bir görüntüye yol açması ve ince gingival dokudan yansımasıdır. Fakat posterior bölgelerde, hem estetik alan içinde yer almamalarından hem de gülüş ve konuşma sırasında görülmemelerinden bu implantlar kullanılabilmektedirler[42].

Bu implantların bir diğer avantajı ise, tek aşamalı cerrahi ile yerleştirilebilmesidir ve ikincil bir cerrahi işleme gerek olmamasıdır. Bu da implant çevresindeki yumuşak dokuların büyümesi, şekillenmesi ve stabilitesi için daha fazla zaman ve fırsat sağlanması anlamına gelmektedir[42].

Özet olarak, kemik seviyesinde (bone-level) implantlar hem estetik hem estetik olmayan bölgelerde kullanılabilmekteyken doku seviyesinde (tissue-level) implantlar sadece estetik olmayan bölgelerde kullanılabilmektedir[42].

Diğer bir sınıflandırma sisteminde ise, implantlar paralel ve konik olarak ayrılmaktadır. Paralel implantlar silindriktir, konik implantlar ise diş köklerini andırmaktadır. Konik implantlar cerrahi sırasında, kemikten daha iyi retansiyon sağlamak ve daha stabil bir sonuç sağlamaktadır. Bu da tip III ve tip IV gibi kemiğin zayıf olduğu durumlarda önemlidir[42].

2.3. İmplant Endikasyonları

Günümüzde, neredeyse bütün hastalar implant ile tedavi edilebilmektedir. Yine de bazı sağlık durumları implant başarısızlığına yol açabilmektedir. İmplantı tehlikeye sokan birçok lokal ve sistemik faktör vardır[41, 43].

Genel olarak, aşağıdaki endikasyonlara sahip hastalar implantlar için en uygun hastalardır:

- Geleneksel yollarla tedavi edilemeyen hastalar
- Kalan diş sert dokularının korunması geleneksel tedavilerden daha avantajlı olan hastalar
- Geleneksel tedavilere göre daha iyi fonksiyonel sonuç elde edilecek hastalar
- Lokal ve nesnel bulguların implanta yönlendirdiği durumlarda implant tedavisi endikedir[41, 43].

2.4. Endikasyon Kısıtlamaları

- Uyumsuz hasta
- Yetersiz ağız hijyeni
- Yetersiz kemik desteği
- Kemik, oral mukoza veya periodontal dokuları ve iyileşmeyi ve implantın başarısını etkileyen spesifik rahatsızlıklar
- Bruksizm
- Makroglossi, kserostomia gibi diğer sistemik rahatsızlıklar
- Sigara, alkol kullanımı
- Kemoterapi altındaki hastalar
- Bifosfonat kullanan hastalarda implant endikasyonunda kısıtlamalar mevcuttur[41, 43].

2.5. İmplant Kontrendikasyonları

- Uygun olmayan kemik yapısı
- Radyoterapi
- Tümör eksizyonu sonrasındaki evre
- Metabolizmayı ciddi anlamda etkileyen hastalıklar(kalp ve dolaşım hastalıkları, böbrek, akciğer, kemik ve bağ doku hastalıkları)
- Zayıf immün sistem ve hematolojik sistem
- Mental kontrendikasyonlar
- Çene kemiklerinde yetersiz gelişme
- Hastanın tatmin edilemeyecek estetik beklentileri varsa implant kontrendikedir[41, 43].

2.6. İmplantların Avantajları

Kron-köprü gibi geleneksel restorasyon yöntemleriyle karşılaştırıldıklarında implantlar bazı avantajlara sahiptirler:

- Estetik ve fonksiyonel olarak hastanın doğal dişi gibi davranmaktadır.(sabit restorasyonda)
- Sabit ve güvenli bir retansiyona sahiptir.
- Kemiği korumaktadır.
- Tek diş boşluklarında komşu dişlerde preparasyon gerektirmemektedir.
- İyi ya da çok iyi bir prognoza sahiptir.
- Uzun ömürlüdür[13, 41].

2.7. İmplantların Dezavantajları

- Yerleştirilmesi sırasında cerrahi işlem gerektirmektedir.
- Anestezi, insizyon, implant yuvası hazırlanması ve suture atılması işlemlerinin komplikasyonlarıyla karşılaşılabilir.
- İki aşamalı implantlarda implant üstünün açılması için ikinci bir operasyon gerekmektedir[13, 41].

2.8. İmplant Biyomekaniği

Canlı sistemlerdeki yapı ve fonksiyon ilişkisini incelemek için mühendislik biliminin materyal ve yöntemlerinin kullanılması biyomekanik olarak adlandırılır[13, 44]. Dental biyomekanik ise oral yapıların biyolojik davranışlarıyla, dental restorasyonun fiziksel etkisinin arasındaki ilişkiyi ifade etmektedir[13, 21].

İmplantların doğal dişlere göre biyomekanik davranışlarındaki farklılıklarından dolayı bazı klinik problemler meydana gelebilmektedir. Doğal dişlerdeki periodontal ligament varlığı, şok emici olarak görev yapar ve stresin dağılmasında önemlidir. İmplant çevresinde ise periodontal ligament bulunmamaktadır. Bu sebeple kuvvetler doğrudan implant çevresindeki kemiğe iletilmektedir[7, 13]. Doğal dişler yük altında 100 µm civarında

hareket edebilirken, dental implantlar ise 10 µm civarında hareket edebilmektedirler. Bu sebeple implant üstü protezlerden kaynaklı kuvvetler çene kemiğine daha fazla iletilmektedir[9, 13]. İmplantlarda meydana gelen geç dönem başarısızlıklar genellikle biyomekanik komplikasyonlardan kaynaklanmaktadır[7, 8, 10–13].

Fonksiyonel yükler altında, okluzal kuvvetler ilk olarak proteze dağılırken sonrasında implanta ve implant çevresindeki kemiğe iletilmektedir. Kemiğe iletilen yükleri etkileyen faktörler; yükün doğrultusu, miktarı, protetik materyal, protez tasarımı, implant materyali, implant tasarımı, implant sayısı, kemik implant arayüzünün mekaniği, kemik tipi ve özellikleri olarak sıralanabilir[7, 13].

2.9. Kemik Tipi

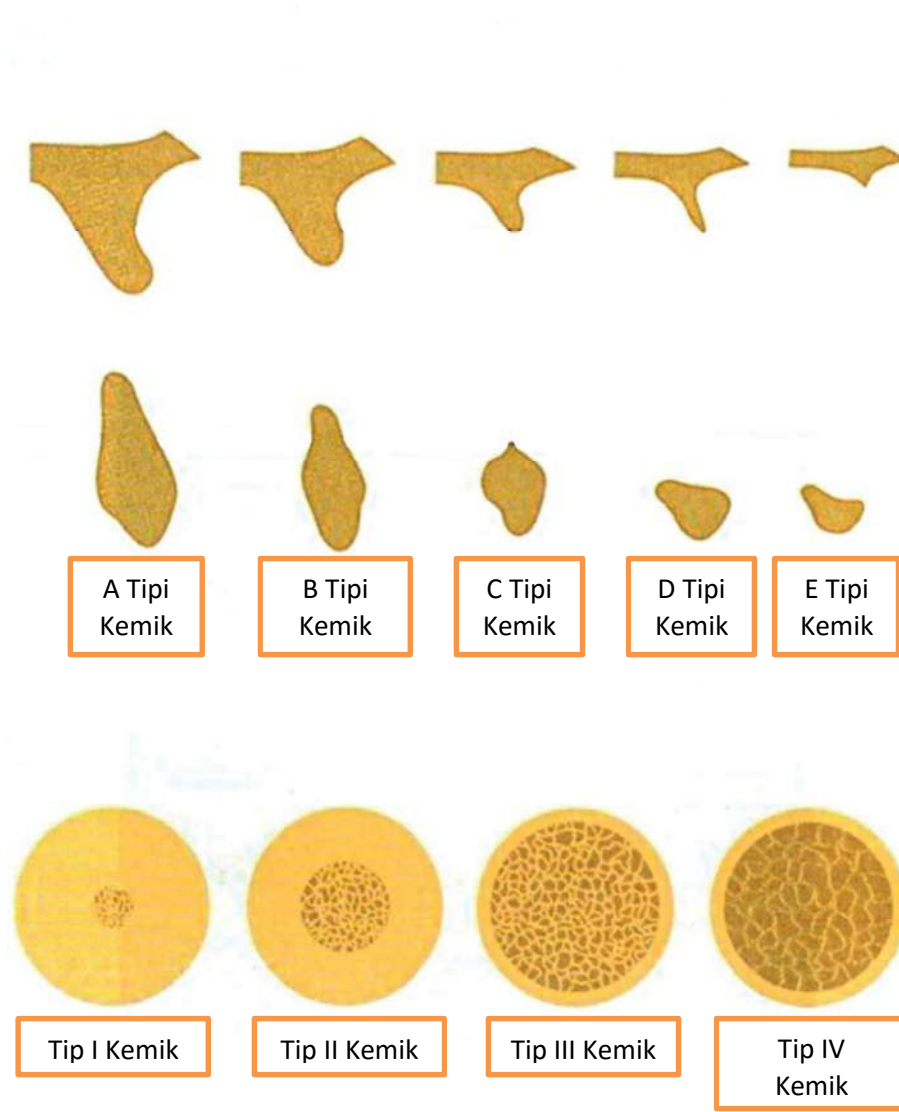
1985 yılında Zarb ve Lekholm çene kemiklerinin kalite ve kantitesini değerlendirmek için bir sınıflandırma sistemi oluşturmuşlardır. Kemik kalitesini I den IV e kadar, ve kemik kantitesini ise A'dan E ye kadar sınıflandırmışlardır[13, 31, 42].

Kalitatif olarak tip II ve tip III kemik tipleri implant yerleştirmek için daha çok tercih edilen kemik tipleridir. Tip I ve tip IV kemik tipinde osseointegrasyon ve rejeneratif süreçte problemlerle karşılaşılabilir[13, 31, 42]. Kemik sınıflandırması Resim 2.1.'de gösterilmiştir.

Kantitatif olarak, tip A ve tip B kemikler idealdir, ancak kemik kaybındaki artışa bağlı olarak daha fazla problemle karşılaşılabilir[13, 31, 42].

Genel olarak, implant uzunluğu arttıkça implantın prognozu iyileşmektedir. Fakat, 13- 14 mm'yi geçen implant uzunlukları sık tercih edilmemektedir. 8 mm'den kısa olan implantlar kısa implantlar olarak kabul edilmektedir ve bu implantların prognozu uzun implantlara göre daha düşüktür. Bu sebeple, 8-14 mm kemik uzunluğu, anatomik yapılarda bir engel yoksa, implant yerleşimi için idealdir[13, 31, 42]. İmplantın apeksi ile mandibular kanal arasında en az 2 mm olması gerektiği unutulmamalıdır[13, 31, 42].

İmplantın boyu kadar önemli bir faktör de implantın genişliğidir. 4 mm implant çapı için 6 mm genişliğinde bir kemiğe ihtiyaç vardır, ancak 7 mm genişliğinde bir kemik genişliği daha iyi bir prognoz sergilemektedir. Eğer 5 mm gibi geniş çaplı bir implant kullanılacaksa 7-8 mm kemik genişliğine ihtiyaç vardır[13, 31, 42].



Resim 2.1. Kemik sınıflandırması [31]

2.10. Metal Destekli Seramik Restorasyonlar

Metal destekli seramik restorasyonlar, diş veya implantlardan destek alan, metal alt yapı ve seramik üst yapıdan oluşan restorasyonlardır[45]. Metal seramik restorasyonlar, metalin sağlamlığını ve hatasızlığını, porselenin estetik özellikleri ile birleştirir[46].

2.10.1. Metal destekli seramik restorasyonlarda kullanılan metal alaşımları

Soy ve temel metal alaşımları olmak üzere iki ana grupta toplanabilir[45, 46]:

Soy metal alaşımları:

Altın-Platin-Paladyum alaşımları

Altın-Platin-Tantal alaşımları

Altın-Palladyum-Gümüş alaşımları

Altın-Palladyum alaşımları

Palladyum-Gümüş alaşımları

Temel Metal Alaşımları: Diş hekimliğinde temel metal alaşımları ekonomik gereklerin yanı sıra, daha gelişmiş fiziksel özelliklere sahip olmaları nedeniyle kullanılmaya başlanmıştır[45].

Temel metal alaşımlarının sabit protezlerde kullanılması, bu alaşımların hareketli bölümlü protezlerde başarıyla kullanılmaları ve 1970'li yıllarda soy metal alaşımlarındaki fiyat artışları sonucu alternatif alaşım sistemleri geliştirilmesi gereği ile olmuştur[45, 46]. Krom-kobalt- nikel alaşımları altın alaşımlarına alternatif olarak düşünülen ilk alaşımlardır[45].

Metal-seramik arasındaki uyumu sağlaması ve seramik ile bağlantıyı sağlayan nikel oksit tabakası oluşması sebebiyle tercih edilmektedir. Ni miktarı %70-80, Cr miktarı %13-20 arasında değişir. Bu alaşımlar ile bölümlü protezlerde kullanılan alaşımlar birbirine benzerler[45].

Sabit protez alaşımı olarak, Ni-Cr alaşımlarının yanında, uygun dökülebilirlik özellikleri katılarak, seramik ile bağlantı sağlayabilecek özellikte Cr-Co alaşımları da kullanılmaktadır[45].

Metal seramik restorasyonlarda kullanılan temel metal alaşımları[46]:

Nikel-Krom alaşımları

Nikel-Krom-Berilyum alaşımları

Kobalt-Krom alaşımları

Metal destekli seramik restorasyonlarda, metal alt yapı;

1. Seramiğe desteklik sağlayacak kadar dirençli,
2. Gerilim ve baskı kuvvetlerine karşı dirençli,
3. Marjinal uyumlu,
4. Estetik formu oluşturabilir,
5. Fonksiyonu sağlayacak şekilde,
6. Hijyenik olmalıdır[45].

Metal destekli seramiklerde başarısızlık:

- a. Metal deforme olduğunda veya kırıldığında,
- b. Seramik içinde bir kırık başladığında,
- c. Seramik ve metal arasındaki bağlantı bozulduğunda ortaya çıkabilir[45].

Metal alt yapılı porselen sistemleri sağlamış oldukları yararların yanı sıra bazı dezavantajları da beraberinde getirmiştir. Metal altyapının ışık geçirgenliğini engellemesi ve korozyon özelliği, bunun yanında restorasyonda ilave kalınlığa yol açması gibi dezavantajları araştırmacıların metal desteksiz seramikler için arayışa yönelmesine neden olmuştur. Sabit restorasyonlarda bu tür ihtiyaçları gidermek üzere metal desteksiz porselen sistemleri geliştirilmiştir[47–49].

2.11. Tam Seramik Restorasyonlar

Metal alt yapı olmadan kullanılan seramik sistemler başlangıçta anterior bölgede ve tek kron restorasyonlarda başarıyla uygulanmış ancak posterior bölgelerde sınırlı uygulama alanı bulmuştur. Tam seramik sistemlerde kaydedilen gelişim ile posterior çok üyeli sabit restorasyonlar ve implant üst yapılarında kullanılmaları mümkün olmuştur[48].

2.11.1. Tam seramik restorasyonların avantajları

- Biyouyumludurlar.
- Diş etinde irritasyona ya da renk değişimine sebep olmazlar.
- Estetikler.
- Işığın geçirgenlikleri sayesinde doğal diş yapısına daha yakın görünümündedirler.
- Doğal diş dokusuna benzer ısısal genleşme katsayısı ve ısı iletkenliğine sahiptirler.
- ısı iletkenliği metal destekli seramik restorasyonlara göre daha azdır ve pulpal hassasiyet yaratmazlar.
- Renk ve boyut olarak stabildirler.
- Aşınmaya karşı dirençleri yüksektir.
- Sıkışma kuvvetlerine karşı dayanıklıdır.
- İyon salınımı ve korozyon yönünden güvenilirdirler.
- Plak ve bakteri birikiminin az olması sebebi ile subgingival bölgelerde sağlıklı bir şekilde kullanılabilirler.
- Alerjik etki oluşturmazlar.
- Tat değişikliğine sebep olmazlar.
- Lamine veneer olarak hazırlandıklarında diş dokusundan minimal aşındırmayla iyi bir estetik sonuç alınabilir.
- Çoğunluğu radyografik çürük teşhisine imkan sağlar[50–53].

2.11.2. Tam seramik restorasyonların dezavantajları

- Kırılma dayanıklılıkları düşüktür. Bu nedenle ağızdaki uyumlamaları, çok dikkatli yapılmalıdır.
- Ekonomik değildir. Yapımı için özel alet ve malzeme gerektirirler.
- Gerilme kuvvetlerine karşı dirençleri düşüktür.

- Özen ve titiz çalışma gerektirir. Uzun zaman ayırmak gerekir.
- Her sistem posterior dişlerde uzun köprü yapımına uygun değildir[50–53].

2.11.3. Tam seramik restorasyonların endikasyonları

- Travma veya çürük nedeniyle madde kaybına uğramış dişler
- Renklenmelerin olduğu durumlar
- Aşınmış dişler
- Diastema vakaları
- Hafif çapraşıklıklar varlığı
- Malforme dişler
- Diş eksikliklerinde
- Sınıf 1, 2, 3, 4, 5 kavitelerde
- Aşırı harabiyeti olan endodontik tedavili dişler
- Metal alerjisi olan hastalar
- Estetiğin önem kazandığı durumlar[50–53].

2.11.4. Tam seramik restorasyonların kontrendikasyonları

- Klinik kron boyu kısa olan dişler
- Derin kapanışa sahip bireylerde
- Aşırı çapraşıklıklarda
- Bruksizm vakaları
- Servikale doğru aşırı daralma gösteren kronlar
- Periodontal hastalıklı dişler
- Çiğneme basıncının yüksek olduğu bölgeler ve kapanışın uygun olmadığı vakalar
- Preparasyon sonrası interokluzal aralığın 1-2 mm'den az olacağı vakalar
- Travmatik sporla uğraşan kişiler
- Ağız hijyeni yönünden motive edilemeyen hastalarda endike değildir[50–53].

2.11.5. Tam seramik sistemlerin üretim şekline göre sınıflandırılması

Isıya dayanıklı day'lar üzerinde fırınlanan porselen sistemleri:

Aluminöz porselenler, Magnesia kor, Cerastore\Alceram, Optec HSP, Hi-Ceram, In-Ceram.

Dökülebilir (cam) porselen sistemleri:

Dicor, Cerapearl.

Sıkıştırılabilir porselen sistemleri (Isı ile basınçlı olarak üretilen porselen sistemleri):

IPS-Empress, IPS Empress 2, Finesse.

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim tekniği (CAD-CAM sistemleri):

Cerec, Celay, Procera, Lava, Cercon.

2.11.6. Tam seramiklerin yapısına göre sınıflandırılması

- 1) Cam seramikler
- 2) Kristalin katkılarla güçlendirilmiş cam seramikler
 - Alümina
 - Tetrasilicic floromica
 - Lösit
 - Lityumdisilikat
 - MgO ve alümina (spinell)
 - Zirkonya ve alümina
- 3) Polikristalin seramikler (içinde cam olmayan seramikler)
 - Alüminyum oksit
 - Zirkonya

Cam seramikler

Cam seramikler, metal ve seramik kopinglerin veya alt yapıların üzerinde veneerleme materyali olarak kullanılmaktadır[54–56]. Ayrıca jaket kronlarda, inley, onley ve porselen veneerlerde kullanılmaktadır. Bu seramikler, biyouyumlu olması yanında abrazyona ve basma kuvvetlerine karşı dirençlidir.

Partikül dolduruculu seramikler

Cam matriks yapıya partiküllerin ilavesi, materyalin dayanımını arttırmakta fakat estetik özelliklerin etkilenmesine sebep olmaktadır. Dayanımları nedeniyle bu gruptaki seramikler veneerleme materyali veya koping olarak kullanılabilir[54, 57]. Doldurucusu lösit olan, düşük doldurucu miktarına sahip materyaller (örn. IPS Empress Esthetic) genellikle düşük stres durumundaki veneer, inley ve onleylerde kullanılırlar[54, 55].

Orta derecede doldurucu miktarına sahip cam seramiklerde (örn. IPS e.max Press) doldurucu lityum disilikattır. Bu restorasyonların dayanımı ve estetik özellikleri daha yüksektir. Sıklıkla veneer olarak, tek kronlarda veya kopinglerde kullanılırlar.

Partikül dolduruculu cam seramiklerden bir diğeri ise, cam infiltre alüminyum oksitlerdir. Bu seramikler düşük cam içeriğine sahip, yüksek mekanik özellikteki seramiklerdir[54]. (örn. Ceram Alumina)

Polikristalin seramikler

Yapılarında cam içeriği olmayan, alüminyum oksit ve zirkonyum oksit polikristalin seramikler grubuna girmektedir. (örn. Procera Alumina, Cercon)

Yeni geliştirilen tam seramik sistemleri, yüksek estetik özelliklere sahip, kırılma dayanıklılığı geliştirmiş, biyouyumlu ve genişleten klinik endikasyonlar sayesinde geleneksel olarak kullanılan seramiklere iyi bir alternatif oluşturmaktadır[54].

Tam seramik sistemlerdeki klinik başarı; madde özellikleri, preparasyon, kenar uyumu, simantasyon, bağlanma, renk ve estetik gibi etkenlere bağlı olarak değişebilir. Bu etkenler restorasyonun klinik ömrü açısından da önemlidir[54].

Zirkonya

Zirkonya, baddeleyit olarak da adlandırılan doğal bir mineraldir. Bu mineral %80-90 oranında zirkonyum oksit içermektedir. Çoğunlukla TiO_2 , SiO_2 ve Fe_2O_3 de içerir. Zirkonya 3 farklı kristal yapıda bulunmaktadır; oda sıcaklığında monoklinik, yaklaşık 1200 °C’de tetragonal ve 2370 °C de kübik şeklindedir. Zirkonyum oksit fırınlama işlemi sırasında bir kristalin durumdan bir diğerine dönüşmektedir. Fırınlama sıcaklığında zirkonya tetragonaldir ve oda sıcaklığında bir birim monoklinik hücresi tetragonale göre yaklaşık % 4,4 oranında daha fazla hacim kaplamak suretiyle monokliniktir[48].

1980’lerin sonunda az miktarda (kütle olarak %3-8) kalsiyum ve sonrasında yttriyum veya seryum eklenmesiyle oda sıcaklığında tetragonal form stabilize edilebilmiştir. Oda sıcaklığında stabilize edilmesine karşın tetragonal form “yarı dengelidir” ve bu materyalin içinde materyali monoklinik durumuna geri götürecek hapsolmuş enerji olduğu anlamına gelmektedir. Yayılma gösteren bir çatlakın öncesinde yüksek oranda lokalize stres bu çatlak ucunun yakınlığında seramik tanelerinin dönüşümünü tetiklemek için yeterlidir. Bu durumda özellikle kapalı çatlağı daraltmak üzere %4,4 lük hacim artışı yarar sağlamaktadır. Yani dönüşüm lokal stres şiddetini azaltmaktadır[48].

Zirkonya seramiklerin avantajları:[58]

- 1) Yüksek kırılma sertliği ve dayanımı gibi üstün mekanik özellikler sergilerler.
- 2) Biyouyumludurlar.
- 3) Termal iletkenlikleri katsayıları düşüktür. Pulpada termal etkiler kaynaklı irritasyonlara sebep olmaz.
- 4) Mikroorganizma tutunması azdır.
- 5) Radyopak görüntü verir.
- 6) Konvansiyonel simanlar kullanılabilir.

Zirkonya seramiklerin dezavantajları:[58]

- 1) Opaktırlar.
- 2) Aşındırma ve yüzey işlemleri materyali mekanik olarak olumsuz etkiler.
- 3) Bruksizm, derin kapanış, parafonksiyon varlığı gibi durumlarda kullanımı endike değildir.

Tam seramik restorasyonlar estetik gereksinimleri çok iyi karşılamasına rağmen en önemli dezavantajları kırılmaya olan yatkınlıklarıdır. Bu doğrultuda tam seramik kronların direnci çeşitli faktörlere bağlı olarak değişir. Bunlar preparasyon özellikleri, restorasyon tasarımı, kullanılan seramik materyali, alt yapı şekli, kalınlığı ve uzunluğu, alt yapı ve üst yapı bağlantısı kron marjini simantasyon tekniği gibi faktörlerdir[48].

Restorasyonda hangi seramik materyalinin kullanılacağı uygulanacak vaka ve materyal özellikleri göz önüne alınarak belirlenmelidir. Cam seramik ve alumina seramiklerin kırılma dirençleri zirkonya seramiklerden daha zayıftır. Bu nedenle bu seramik tipleri anterior bölgede ve en fazla üç üyeli restorasyonlarda tercih edilirken zirkonya seramikler yüksek kimyasal ve boyutsal stabiliteleri mekanik dayanıklılık ve kırılma direnci gibi üstün özelliklerinden dolayı posterior bölge ve çok üyeli restorasyonlarda kullanılabilirler[48].

Tam seramik sistemlerin başarısı alt yapı ve üst yapı bağlantısından büyük ölçüde etkilenmektedir. Seramik alt yapının kalınlığının üst yapı porseleninin kalınlığına oranı çatlak ilerlemesini ve olası başarısızlıkları belirleyen ana faktördür. Bu tabakaların kalınlaştırılması ve üst yapı porseleninin baskı gerilimlerine alt yapı seramiğinin ise çekme gerilimlerine maruz kalması sağlanmalıdır. Seramik alt yapı materyalinin kalınlığı arttırılırken restorasyonun aşırı konturlu olmamasına ya da dıştan fazla madde kaldırılmamasına dikkat edilmelidir[48].

Tam seramik sistemleri arasında en düşük bağlantı direnci y-TZP alt yapılarda görülür. Bu durum y-TZP ile üst yapı seramiğinin mekanik özelliklerinin önemli ölçüde farklı olması ve yüzey pürüzlendirmesinin y-TZP seramiklerde diğer seramiklere göre daha zor yapılmasından kaynaklanır[48].

Alt yapı materyali olarak metal alaşımlarının kullanıldığı metal destekli seramik restorasyonların biyolojik uyumluluklarındaki şüpheler ve estetik problemler oluşturmaları, tam seramik sistemlerin ise zayıf mekanik özellikler ve yüksek maliyetleri sabit protetik restorasyonlarda alternatif olarak kullanılabilecek materyal arayışlarını sürdürmüş, bu

nedenle restoratif rezinlerin güçlendirilmesini ve kullanılmasını beraberinde getirmiştir[59, 60].

2.12. Kompozit Reziner

Kompozit terim olarak birbiri içinde çözünmeyen kimyasal olarak birbirinden farklı iki ya da daha fazla materyalin birleşimi olarak tanımlanabilir. Kompozit malzeme oluştururken amaç kompoziti oluşturan kısımların her birinin tek başına sahip olamayacakları özellikleri yapıya kazandırmaktır[59]. Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler esas olarak organik bir matriks içerisine belli oranlarda ilave edilen inorganik doldurucular ve doldurucuların organik matrikse tutunmasını sağlayan bağlayıcı kısımdan oluşan dolgu maddeleridir[59, 61–63].

1962 yılında Doktor Bowen tarafından bis-GMA (bis-fenol A-glisidil metakrilat) bulunmuş ve bunun sonucu olarak da 1963 yılında ilk büyük dolduruculu dolgu materyalleri kullanılmaya başlamıştır[59, 64, 65]. İlk yıllarda pulpa hasarı riski, düşük aşınma direnci, radyolusent olması, dişe bağlanmalarındaki zayıflıklar, kenar uyumsuzlukları, akışkan kıvamı ve kontakt sağlamadaki başarısızlıklar gibi sebeplerle kompozitlerin kullanımı sınırlanmıştır[59, 63, 66, 67]. Ancak adeziv teknolojisindeki gelişmeler sonucu, dentine bağlantı kuvvetlerinin artırılması, materyalin doldurucu oranı ve kimyasal katkı oranları gibi özelliklerinin geliştirilmesi sonucunda günümüzde klinik kullanımı çok daha yaygın bir hal almıştır[59, 68, 69].

Kompozit rezinler esas olarak 3 temel komponentten oluşmaktadır[59, 61–63, 69]:

Organik yapı: Kimyasal olarak aktif olan komponenttir. Kompozit rezinler organik matriksin yapısına göre temel olarak 2'ye ayrılır[59]:

Metil metakrilat matriksli olanlar: Metakrilat suda ermeyen vizküz bir maddedir. Mikromolekül yapısına sahiptir. X ışını geçirgenlikleri vardır. Akrilikler yapı itibarıyla sert olup bükülmeye ve çekme kuvvetlerine karşı dirençlidirler. Polimetakrilatlar 600 kg/cm² kuvvete karşı dayanma gösterebilirler[59].

Bis-GMA matriksli olanlar: Bis-fenol A-glisidil metakrilat (bis-GMA) 2 metil metakrilat grubunun karbon-karbon çift bağı yapması sonucu oluşur. Hemen hemen renksiz vizküz bir sıvıdır. Bis-GMA'nın vizküzitesini azaltmak için di ve tri metakrilat eklenebilmektedir. Bu şekilde elde edilen rezine de trietilenglikol dimetakrilat (teg-DMA) adı verilir[59].

Son yıllarda iyi adezyon sağlayan ve renk değişimine daha dirençli olan üretilen dimetakrilat (UDMA) polimer matriks olarak kullanılmıştır. Bis-GMA ile hemen hemen eşit molekül ağırlığına sahip olmakla birlikte, daha düşük viskoziteye sahiptir. Günümüzde kullanılmakta olan çoğu kompozit rezinin matrikslerini UDMA oluşturmaktadır[59, 69].

İnorganik Yapı: Kompozit rezinlerin yapısında bulunan inorganik yapı matriks içine dağılmış olan çeşitli şekil ve büyüklükteki kuartz, borosilikat cam, lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko ve itriyum cam, baryum alüminyum silikat gibi inorganik doldurucu partiküllerden oluşur. Bu tür doldurucular rezinin fiziksel özelliklerini geliştirmek üzere kullanılırlar. İnorganik doldurucuların rezin içindeki oranının artması kompozit kalitesini olumlu yönde etkiler[59, 69–71].

Ara bağlayıcılar: Kompozit rezinlerde organik yapı ile inorganik yapı arasındaki bağlanma ara bağlayıcılar ile sağlanır. Bunlar silan adı verilen silisyum hidrojenli bileşiklerdir. Bunlar iki fonksiyonlu moleküllerdir. Bir taraftan organik matriksteki metakrilat grupları ile kovalent bağlar kurarken diğer taraftan doldurucuların yüzeyindeki su veya OH gruplarını absorbe ederek yüzeyde esterleşirler. Bu şekilde organik ve inorganik fazları birbirine bağlayarak suya dirençli kompozit materyallerinin oluşumunu sağlarlar[59, 69].

2.12.1. Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

- 1) Doldurucusuz Restoratif Resinler: Akrilik (tip I)
- 2) Dolduruculu Restoratif Resinler: Kompozitler (tip II)

Dış hekimliğinde restoratif materyal olarak kullanılan dolduruculu restoratif rezinler(kompozit rezinler) inorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelere polimerizasyon yöntemlerine, viskozitelerine ve uygulama şekillerine göre bir çok sınıflama altında incelenmektedirler[59, 69].

Partikül büyüklüklerine göre[59, 69],

- Makro dolduruculu sistemler (1,2 mm)
- Mikro dolduruculu sistemler (0,01-0,05 μ m)
- Karışık dolduruculu (Hibrit) sistemler

Polimerizasyon yöntemlerine göre[59],

- Kimyasal
- Işıkla
- Işıkla ve kimyasal yolla polimerize olan kompozitler (dual rezin) şeklinde alt sınıflara ayrılabilirler.

Vizközitetlerine göre ise iki grupta incelenebilirler[59, 69]:

- Kondanse olabilen kompozitler
- Akışkan kompozitler

Kompozit rezinler uygulama şekillerine göre de[59, 69];

- Direkt restoratif kompozit rezin kimyasal, ışık, hem kimyasal hem ışıkla (dual) sertleşebilen ve
- Indirekt protetik kompozit rezin (Isı, ışık, basınç ve/veya vakum ile sertleşebilen) olmak üzere ikiye ayrılmaktadır.

Direkt kompozit rezinler genellikle direkt restoratif amaçla kullanılırken, indirekt kompozit rezinler protetik restorasyonlarda kullanılmaktadırlar[59, 72–74].

Bununla birlikte, güncel restoratif gereksinimlerle birlikte temel yapıları kompozitlerle aynı olmakla birlikte matriks yapının güçlendirilmeye çalışıldığı güçlendirilmiş rezin kompozitler ortaya konulmuştur[59, 75, 76].

2.13. Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler

Kompozit rezinlerin kabul edilen en önemli problemleri arasında düşük abrazyon dirençleri ve polimerizasyon büzülmeleri sayılabilir. Son yıllarda bu sorunun çözülebilmesi için çalışmalar yapılmaktadır. [59, 69, 75].

Kompozit rezinlerin çok kullanılır hale gelmesi geliştirme çabalarını arttırarak alternatif monomer sistemlerin gelişmesine neden olmuştur. Yapılan restorasyonun polimerizasyon büzülmesini azaltmak aşınma direncini arttırmak ve termal iletkenlik katsayısını düşürmek amacıyla rezin içine bu amaçlar doğrultusunda kuartz, pirolitik silika, alüminyum silika, lityum alüminyum silika, borosilikat cam, zirkonyum silikat gibi doldurucular ilave edilmektedir. Ayrıca rezinin radyoopak görüntü vermesini sağlamak için ağır metaller ve oksitleyiciler de kullanılmaktadır[59, 69].

Son yıllarda mikrosızıntıyı azaltmak amacıyla geliştirilen yöntemlerden biri de restorasyonların ekstraoral polimerize edilerek ve dual rezin siman ile kaviteye

yapıştırılması esasına dayanan indirekt kompozit restorasyonların kullanımıdır. Bu restorasyonlarda polimerizasyon büzülmesi sadece yapıştırma simanı tabakasıyla sınırlı kaldığı için minimal kabul edilmektedir[59].

Güçlendirilmiş kompozit rezinler genel olarak içerdikleri materyale göre iki ana gruba ayrılmaktadır. Güçlendirme materyali fiber ise fiber destekli kompozitler, seramik parçacıkları ise seromerler ismini almaktadırlar. Fiber destekli kompozitler rezin matrisi içerisine ilave edilen değişik yapı ve şekildeki fiberlerden (cam, karbon, polietilen, kuartz, aramid gibi) meydana gelirken[59, 60, 75, 77] seromerler cam polimerler olarak bilinen seramik parçacıklarıyla güçlendirilmiş hibrit rezin kompozitlerdir[59].

2.13.1. Seromerler

Geleneksel kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini arttırmaya yönelik çalışmalar, “seramik polimerler”, “ikinci nesil laboratuvar kompozitleri” ya da “polyglass”lar olarak adlandırılan dental seromerlerin (CERamic Optimized polyMERS) geliştirilmesini sağlamıştır. Seromerler seramik altın alaşımları ve kompozit rezin restoratif materyallerinin avantajlarının birleştirilmesi hedeflenerek geliştirilmiş ışıkla polimerize organik matriks içine gömülmüş silanize mikro hibrit inorganik doldurucu içeren indirekt restoratif rezin materyalleridir[59].

Seromer materyalleri kompozisyon ve yapılarından dolayı seramiklerin avantajlarını kompozit rezin teknolojisinin avantajlarıyla birleştirmişlerdir. Materyalin inorganik kısmı estetik kalite, abrazyon direnci ve yüksek stabilite sağlarken, organik kısmı yüksek cilalanabilirlik, rezin simanlarla etkili bağlanma, kırılmalıkta azalma, uyulmama kolaylığı ve tek seansta tamir avantajları sunmaktadır. Diş hekimliğinde inley, onley, laminate veneer, metal desteksiz kron-köprüler ve implant üstü restorasyonlarda kullanılabilir[59].

2.13.2. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler

Fiber katkılı materyaller esneklik, sertlik, basınca karşı direnç gibi mekanik özelliklerinin çok iyi olmasının yanı sıra düşük özgül ağırlığı, translusensi, korozyona uğramaması ve bağlanma özelliklerinin iyi olması nedeniyle mühendislik, uçak ve roket sanayi gibi endüstrinin birçok dalında ve dış hekimliğinde de yaygın olarak kullanılmaktadır.

Diş hekimliğinde kullanılan fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler fiziksel ve mekanik özelliklerinin güçlendirilmesi amacıyla yapısına fiber katılmış rezin bazlı restorasyonlardır.

Bu kompozit rezin sistemleri fiber ve polimer kimyasının avantajlarını bir araya getirmektedir [59, 60, 75–77].

Güçlendirici komponent olan fiberler alt yapı, dayanıklılık ve sertlik sağlarken fiberleri saran rezin matris fiberlerin geometrik yapısını sabitler, nemin etkisinden korur ve güç sağlamak için onları önceden tespit edilen pozisyonda tutar. Böylece restorasyona destek ve uygulanabilirlik sağlar. [59, 60, 75, 76].

2.13.3. Zirkonya ile güçlendirilmiş rezin kompozitler

Günümüzde protetik amaçla kullanılan zirkonya ve kompozitlerin avantajlarını birleştirmek amacıyla zirkonyum oksit ile güçlendirilmiş PMMA esaslı CAD/CAM blokları kullanılmaya başlanmıştır. Üretici firmanın(Schütz Dental, Rosbach/ Almanya) belirttiğine göre bu materyaller doğal diş dokusuna yakın elastiklik gösterdiğinden çene kemiklerine gelen stresleri azaltmakta ve üst yapı olarak geleneksel kompozit kullanıldığından, geleneksel sabit protetik materyallere göre karşıt dişte daha az aşınmaya sebep olmaktadır.

Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı ve kompozit üst yapı materyali ile hazırlanmış restorasyonların avantajları:

- Doğal diş gibi davranmaktadır.
- Çok yüksek esneme direnci olduğundan köprülerde kullanıma uygundur.
- Karşıt dişlerde daha az aşınmaya sebep olur, brüksizm hastalarında kullanımları uygundur.
- Radyolojik görüntü vermektedir.
- İntraoral ve ekstraoral kompozitlerle kullanımı uygundur.
- Aşınma direnci yüksektir.
- Polisajlanabilme özellikleri yüksektir.
- Estetikler.
- Ağız içi düzeltme ve parlatma imkanı vardır.
- Ağız içinde tamir imkanı vardır.

Üretici firma (Schütz Dental, Rosbach/ Almanya) bu materyalin monolitik olarak kullanılabileceği gibi, üst yapı materyali olarak kompozit rezinlerin kullanılmasını önermiştir.

Endikasyonları:

- 3 üyeye kadar daimi köprü restorasyonları
- Daimi kron restorasyonları
- İnleyler

- Onleyler
- 2 yıl kadar kullanılabilecek kron ve 16 üyeye kadar geçici köprü yapılar
- 2 yıl kadar kullanılabilecek premolar pontikli kantilever köprüler
- İmplant üstü restorasyonlar
- Bruksizm veya kraniyomandibular disfonksiyon hastaları

2.14. Geçici Restorasyonlar

Geçici restorasyonlar, prepare dişlerde pulpanın korunması, estetiğin iadesi, vertikal yükseltme, okluzyonun korunması, diş etinin korunması ve şekillendirilmesi, dişsiz boşluğun korunması, daimi restorasyon yapımına kadar geçen süresde fonksiyonun sağlanması amaçlarıyla geçici bir süre kullanılan restorasyonlardır.

İmplant üstü rezin geçici protezler hastaların ameliyat sonrasında hızlı ve güvenli bir şekilde çiğneme fonksiyonu görmesini, estetik kaybının giderilmesini ve hastaların yeni bir proteze adapte olmasını sağlamak için kullanılmaktadır[78].

Bir geçici restorasyondan beklenen bazı özellikler[79]:

1. Pulpanın korunması
2. Konumsal stabilite
3. Okluzal fonksiyon
4. Kolay temizlenme
5. Taşkın veya kısa olmayan kron dişeti birleşimi
6. Direnç ve retansiyon
7. Estetik

2.14.1. Geçici restorasyon yapımında kullanılan materyaller

- Polimetil Metakrilat
- Polietil Metakrilat
- Poliviniletil Metakrilat
- Bis-akril Kompozit
- Işıkla sertleşen Urethan dimetakrilat
- Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler[80]

Kullanılan materyalin özellikleri gibi konnektör kalınlığındaki değişimlerin oluşan stresleri etkilediği bildirilmektedir[7, 16].

2.15. Stres Analiz Yöntemleri

İmplant tedavilerinin biyomekanik cevabının değerlendirilmesinde en güvenilir yöntem direkt klinik çalışmalardır. Ancak yapıların kompleksliği, intraosseo yapının biyomekanik davranışlarının direkt klinik değerlendirilmesini imkansız hale getirmektedir. Aynı zamanda metodoloji, potansiyel etik sorunlar, uzun çalışma periyotları gibi

sebeplerden bu tip çalışma yapmak neredeyse imkansızdır. Bu zorlukları aşmak için ölçme, analiz etme, deney modelleme için çeşitli çalışma yöntemleri geliştirilmiştir. Bunlar, fotoelastisite, gerinim ölçerler, holografik interferometri, kırılğan vernikle kaplama yöntemi, termografik stres analizi yöntemi, radyoteleometri, sonlu elemanlar stres analizi yöntemidir[9, 81].

Restoratif materyallerin klinik davranışları in vivo ve in vitro testler kullanılarak değerlendirilebilmektedir. Randomize klinik denemeler protetik restorasyonun prognozuyla ilgili bilgiyi güvenilir bir şekilde kanıtlayabilmektedir. Yine de, istatistik için yeterli sayıda geniş bir gönüllü sayısı, masrafların yüksekliği ve fazla zaman ihtiyacı vardır. Bu yüzden, hızlı ve standardize sonuçlar almak için laboratuvar simülasyonları önemli araçlardır. Aynı zamanda basitleştirilmiş örnekler (diskler ve mikro barlar gibi) materyalin gücünü ölçmek için ve klinik başarısızlığa sebep olan lokal stresleri öngörmek için, stres dağılımında restorasyon geometrisinin etkisini ölçmek için in vitro testler kullanışlıdır[82].

2.15.1. Sonlu elemanlar analiz yöntemi (SEA)

Sonlu elemanlar analizi (SEA) 1960'ların başında uzay endüstrisinde kullanılmaya başlanmış ve yaygınlaşmıştır[9].

1976 yılında Weinstein ve ark. İmplantoloji alanında SEA'i ilk kullanan araştırmacılar olmuştur[83]. Bundan sonra yeni komponentler, konfigürasyonlar, materyaller ve implant şekilleri geliştirmek için bazı çalışmalar yapılmıştır[9].

SEA kompleks yapıların stres dağılımını ve progressive rezistanslarını simule etmek ve test etmek için sanal modeller kullanmaktadır[9].

Bu yöntem karmaşık mekanik problemlerin basit alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içinde hesaplanmasıyla sonucun bulunduğu bir çözüm şeklidir. Böylece in vivo ve in vitro olarak deneylerle değerlendirilemeyecek olan kemiğin, implantların ve protetik komponentlerin ara yüzlerindeki davranışlarını taklit etme ve değerlendirme şansı vermektedir. Yapıların mekanik yapısı 2 veya 3 boyutlu olarak modellenebilmektedir. 3 boyutlu modeller daha karmaşık geometriye izin verdiğinden daha gerçekçi sonuçlar elde edebilmektedir[9].

Buna rağmen SEA bazı dezavantajlara sahiptir. Önemli bir sorun da çok karmaşık modellerin yaratılamamasıdır. Buna çözüm olarak modellerde basitleştirme yoluna gidilebilmektedir. Ancak bu da sonucu etkileyebilmektedir[9].

Kron ve köprü şeklinde örnek kullanıldığında, mekanik davranış klinik duruma daha yakın olabilmektedir; fakat karmaşık geometride stres dağılımının değerlendirilmesi sınırlıdır. Bu durumun üstesinden dental restorasyonlar gibi karmaşık yapılarda stres ve gerilimi değerlendirmede kullanılan ve görece ucuz ve hızlı bir yöntem olan sonlu elemanlar analiziyle (SEA) gelinebilmektedir. SEA;

- 1) Kompleks yapıların başarısızlık davranışlarını anlamak için
- 2) Matematiksel simülasyondaki deneyleri optimize etmek ve testi gerçekleştirmek için en iyi tasarımın seçimi için kullanılmaktadır.
- 3) Bu yöntemin temel adımları işlem öncesi (preprocessing), çözüm(solving), işlem sonrasıdır (postprocessing)[82].

İşlem öncesi aşamada yapının geometrik modellemesini, modeli eleman tipine uygun bir şekilde seçilmiş düğümlerle bağlı daha küçük elemanlara parçalamayı ve materyal özelliklerinin girilmesini içermektedir. İşlem öncesi aşamasının son adımı dış kuvvetlerin, basınçların, termal değişikliklerin veya diğer faktörlerin ve özelleştirilmiş düğümlerde sınırlandırılmış yer değiştirmenin uygulanmasıdır. Bilgisayar yazılımı istenen sonuca ulaşmak için binlerce değişkeni içeren bir dizi denklemi çözmektedir. İşlem sonrası aşaması ise sonuçların kalitatif ve numerik değerler içeren grafiksel gösterimini içermektedir[82].

Sonlu elemanlar analiziyle ilgili çalışmada kullanılan terimler

Kuvvet: Uygulandığı cismin hareketini başlatan, değiştiren veya durduran etkidir. Birimi Newton (N)'dur[13].

Gerilme (Stres): Uygulanan kuvvet, cisimde uygulanan kuvvetin tersi yönünde bir tepki oluşmasına sebep olur. Meydana gelen gerilme, birim alan başına düşen kuvvetin miktarı olarak tanımlanmaktadır. Birimi Paskal(Pa)'dır[13, 81].

Çekme stresi: Molekülleri birbirinden uzaklaşması için zorlayan aynı düzlemde, ters yönde iki kuvvetin uygulanmasıyla oluşan gerilmedir[13, 81].

Basma stresi: Molekülleri birbirine yaklaşması için zorlayan aynı düzlemde, ters yönde iki kuvvetin uygulanmasıyla oluşan gerilmedir[13, 81].

Gerinim: Boyutta meydana gelen değişimin orijinal boya oranıdır[13, 81].

Elastiklik Modülü: Gerilimin gerinime oranıdır. Birimi GPa'dır[13, 81].

Poisson oranı: Elastik sınırlar içerisinde lateral gerilmenin aksiyel gerilmeye oranıdır[13, 81].

Lineer elastik cisim: Orantı sınırına kadar orantılı gerilme ve gerinim özellik gösteren cismi ifade eder[13, 81].

İzotropik cisim: Her doğrultuda aynı elastik özellikler sergileyen cismi ifade etmektedir[8, 13, 84].

Homojen cisim: Cisim içinde elastik özelliklerin farklı yerlerde değişmediğini ifade etmektedir[13, 81].

Asal gerilme (Principal Stres): Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres değerleri, bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur ve oluşan basma ve çekme streslerine “asal gerilme” denir. En yüksek asal gerilme değeri (maximum principal) en yüksek çekme streslerini, en düşük asal gerilme değeri (minimum principal) ise en yüksek basma stresini temsil etmektedir[8, 84].

Von mises gerilmesi (von Mises Stresi): Von Mises gerilmesi; çekilebilir malzemelerde şekil değiştirmenin başlangıcını tanımlamaktadır. Bir cismin belli bir bölümündeki iç enerji, Yield noktasını aştığında, cisim şekil değiştirir[8, 84].

Bu çalışmada, implant üstü köprü protezlerinde kullanılan farklı alt yapı materyalleri ve konnektör kalınlıklarının, vertikal ve oblik yükler altında oluşan streslere etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda ve Ay Tasarım Ltd. Şti.(Ankara, Türkiye)'de gerçekleştirildi.



Resim 3.1. Mandibular 4 ve 6 numaralı dişler bölgesine yerleştirilen implantlar üzerine uygulanan köprü restorasyon modeli

Bu tez çalışmasında, mandibular 4 ve 6 numaralı dişler bölgesine yerleştirilen bone level implantlar üzerine uygulanan farklı konnektör kalınlıklarına sahip, krom-kobalt destekli seramik köprü restorasyon, zirkonya-seramik köprü restorasyon, zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı ve kompozit üst yapı ile üretilmiş köprü restorasyon ve geçici restorasyon amacıyla kullanılmakta olan polimetil metakrilat köprü restorasyonlarda; verikal ve oblik yükler altında implant, implant çevresindeki kortikal kemik ve trabeküler kemik, ve restorasyonların alt yapısında oluşan en yüksek çekme, basma ve von Mises stresleri miktarlarının ve dağılımlarının incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlandı.

Bu amaçla, stres analiz yöntemlerinden, bilgisayar ortamında çalışan ve en detaylı sayısal değerleri veren üç boyutlu sonlu eleman analizi yöntemi kullanıldı.

3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

Çalışmada implantların yerleştirileceği alt çene kemiğinin, titanyum implantların, dayanakların ve köprü restorasyonunun geometrik modelleri oluşturuldu (Resim 3.1.).

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500GB Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate

Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı (Resim 3.2.) ile 3 boyutlu tarama cihazından, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı.



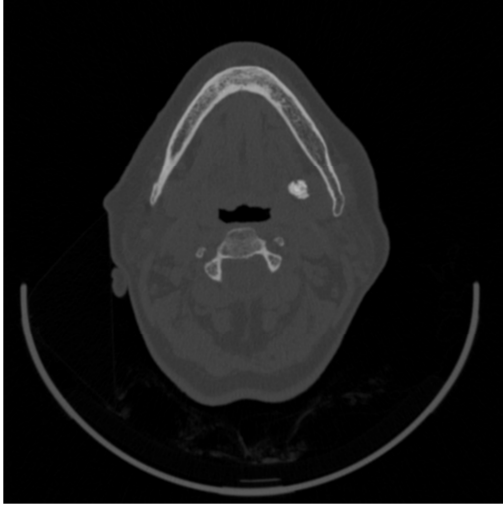
Resim 3.2. Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarıldı. .stl formatı 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, dış yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verildi.

3.1.1. Mandibulanın Modellenmesi

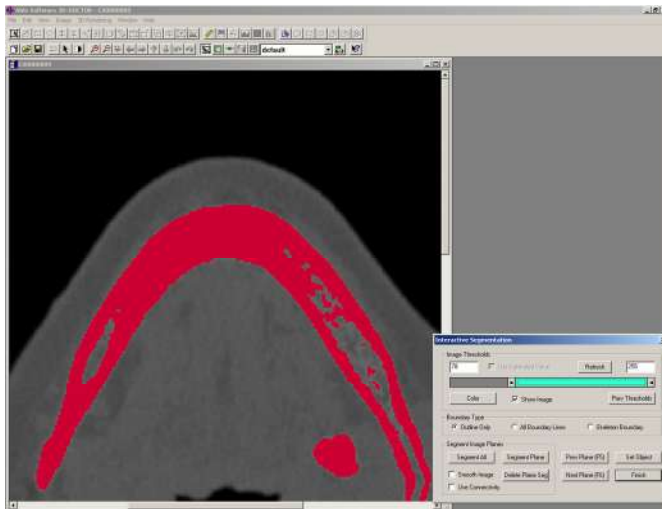
Alt çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Anatomi Bilim Dalı'ndan alınan kadavra alt çene kemiğinden yararlanıldı. Alt çene kemiği seçilirken kemik dikey boyutu 10 mm, bukko-lingual yöndeki genişliği 5 mm'den fazla olan A Divizyonu tipinde kemik seçimi yapıldı.

Çene kemiği, Konik Hüzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı. Taramada 120 kvp, 3,8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi (Resim3.3.). Daha sonra hacimsel veri 0,2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., , MA, USA) yazılımına alındı.



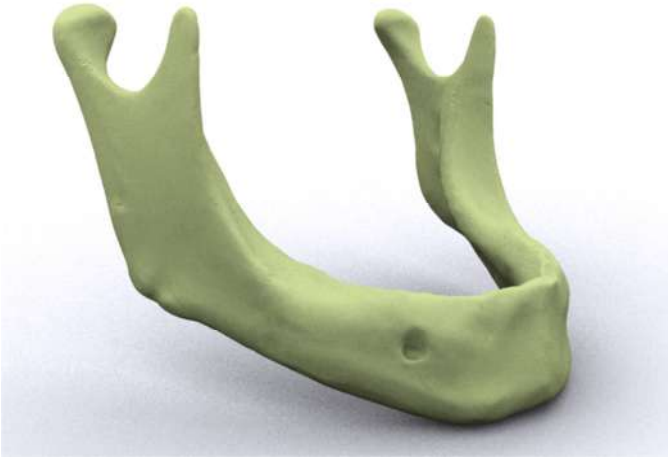
Resim 3.3. Mandibula'nın Konik Hüzme Işınlı Tomografide taranmasıyla elde edilmiş kesit örneği

3D-Doctor yazılımı (Resim 3.4.) magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.



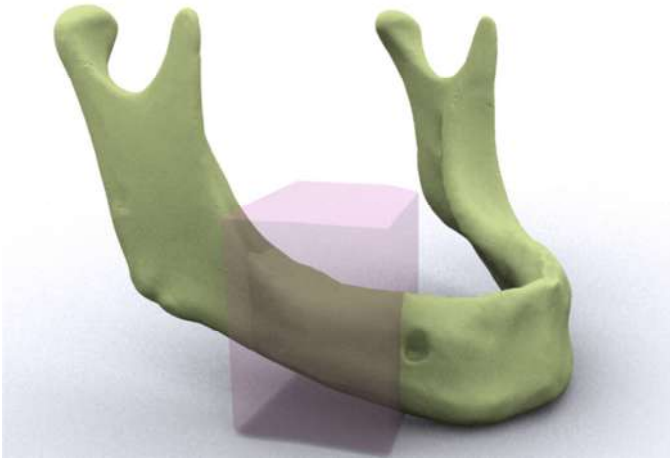
Resim 3.4. 3D-Doctor yazılımı

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

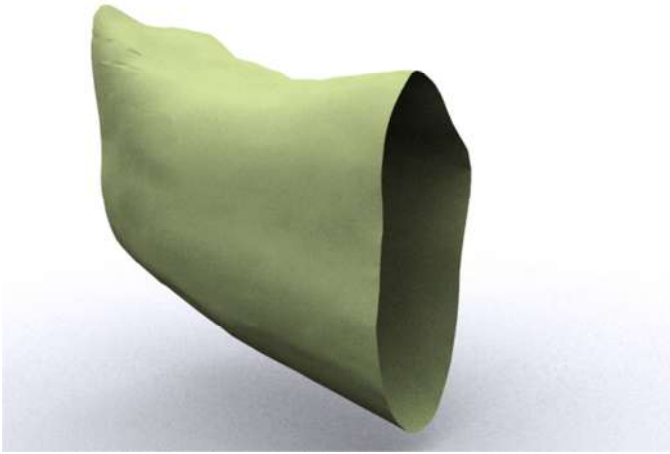


Resim 3.5. Oluşturulan mandibula modeli

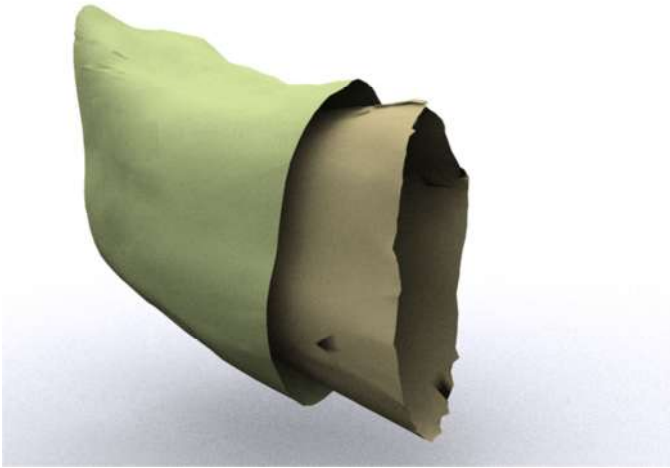
Bu aşamada bilgisayar oluşturulan modelin (Resim 3.5.) sadece dış yüzeyini, yani kortikal kemiği tanımaktadır. Trabeküler kemiğin oluşturulması için alt çene modelinde oluşturmak istediğimiz kortikal kemik kalınlığı kadar (2mm) pay bırakılıp trabeküler kemiğin sınırları belirlendi (Resim 3.8.). Bu işlemlerin yapılması için, .stl veriler Rhinoceros 4.0 (Robert Mcneel & Associates USA) yazılımına aktarılıp ofset yöntemi kullanıldı.



Resim 3.6. Boolean işlemi ile mandibulada çalışılacak bölgenin ayrılması



Resim 3.7. Boolean işlemi ile hazırlanmış mandibula kesiti



Resim 3.8. Rhinoceros 4.0 (Robert Mcneel & Associates USA) yazılımı ile ofset yöntemi kullanılarak trabeküler kemik tanımlanmış model

Yapılan çalışmada mandibulanın tümüne gereksinim olmadığından sadece gerekli bölgeler Boolean işlemi ile çıkarıldı (Resim 3.7.). Bu işlemi gerçekleştirmek için mandibula modelinin istenen bölgesi üzerinde bir küp çizildi, çizilen küp ile mandibulanın kesiştiği alan, gereğinden fazla mesh için hafıza harcanmasını gerektirmeyen mandibula modeli elde edildi (Resim 3.6.). Boolean işleminde bütün yapıların koordinatları muhafaza edildiği için bilgi kaybı olmamaktadır.

Çalışmada kullanılan kortikal kemik modeli Resim 3.9.'da; trabeküler kemik modeli Resim 3.10.'da; kortikal ve trabeküler kemik modeli Resim 3.11.'de gösterildi.



Resim 3.9. Kortikal kemik modeli



Resim 3.10. Trabeküler kemik modeli



Resim 3.11. Çalışmada kullanılan mandibular kesitte kortikal ve trabeküler kemik

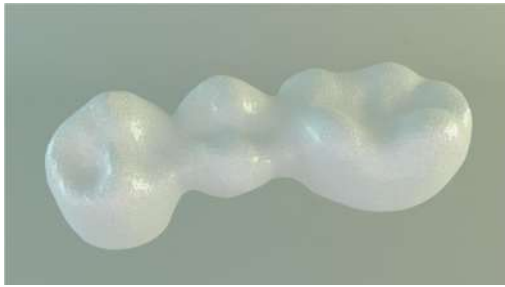
3.1.2. İmplantların modellenmesi

Kullanılacak implantların yerleştirilmesi için öncelikle alt çene modeli üzerinde bu dişlerin bulunması gereken bölgenin saptanması gereklidir.

Anatomik oluşumların rehber alındığı alt çenede mental sinirin çıkış noktası olan foramen mentale referans noktası seçildi. İmplant lokalizasyonları foramen mentalenin lokalizasyonuna göre belirlendi. Analiz modellerinde boşlukların kapatılması gerektiği için mentalenin lokalizasyonu tomografik görüntüler sayesinde saptandı. DICOM formatındaki tomografik kayıtlar üzerinde foramen mentale'nin konumu bilgisayar ortamında işaretlendi. İşaretlenen bölgenin koordinatları 3 boyutlu koordinat sistemi yardımıyla geometrik olarak saptandıktan sonra, bu koordinatlar hazırlanan çene modeline aktararak foramen mentale'nin konumu 3 boyutlu olarak lokalize edildi.

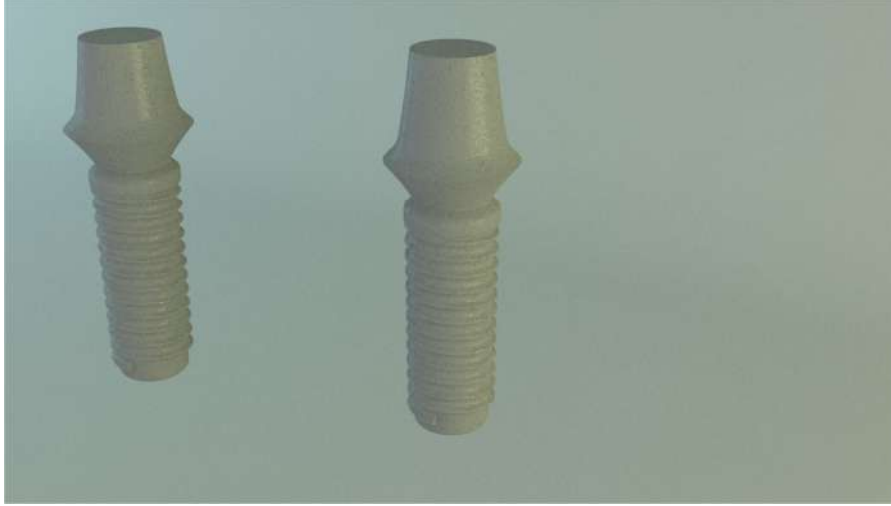
Foramen mentale'den çene kemiğinin tepe noktasına çizilen dik doğrunun, 2. küçükazı dişinin kuronunun mezial kenarından geçtiği düşünülerek kemik bölgesinin mezial sınırı belirlendi.

Tedarik edilen alçı modellerin smartOptics tarayıcısı ile macro modda taraması yapıldı. Daha sonra elde edilen üç boyutlu veriler, Wheeler standartlarına göre Rhinoceros yazılımında modifiye edildi. Diş modelleri istenen ölçülerde Rhinoceros yazılımında köprü haline getirildi (Resim 3.12.).



Resim 3.12. Çalışmada kullanılan köprü restorasyonu modeli

İmplant ve dayanak modelleri firmadan tedarik edildi ve smartOptics tarayıcısında tarandı. İmplant boyu 10 mm, çapı ise 4 mm olarak belirlendi. İmplantlar arası mesafe 15,5 mm olacak şekilde konumlandırıldı (Resim 3.13.).



Resim 3.13. Çalışmada kullanılan sağda 4; solda 6 numaralı dişler bölgesine yerleştirilmesi planlanan implant modelleri

3.1.3. İmplant üstü modellenmesi

İmplant üstü protezlerin modellenmesi sırasında alt yapı olarak krom-kobalt alaşımı, zirkonya, zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit, polimetil metakrilat materyali kullanılmıştır. Konnektör kalınlığı minimum 2 mm, 3 mm ve 4 mm olacak şekilde 3 farklı alt yapı tasarlandı (Resim 3.14.; Resim 3.15.; Resim 3.16.; Resim 3.17)



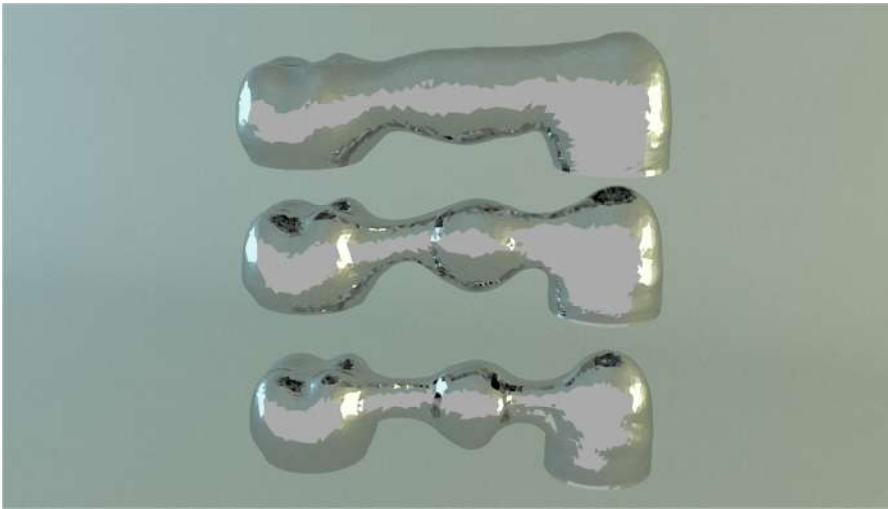
Resim 3.14. Çalışmada kullanılan 2 mm konnektör kalınlığına sahip alt yapı modeli



Resim 3.15. Çalışmada kullanılan 3 mm konnektör kalınlığına sahip alt yapı modeli



Resim 3.16. Çalışmada kullanılan 4 mm konnektör kalınlığına sahip alt yapı modeli

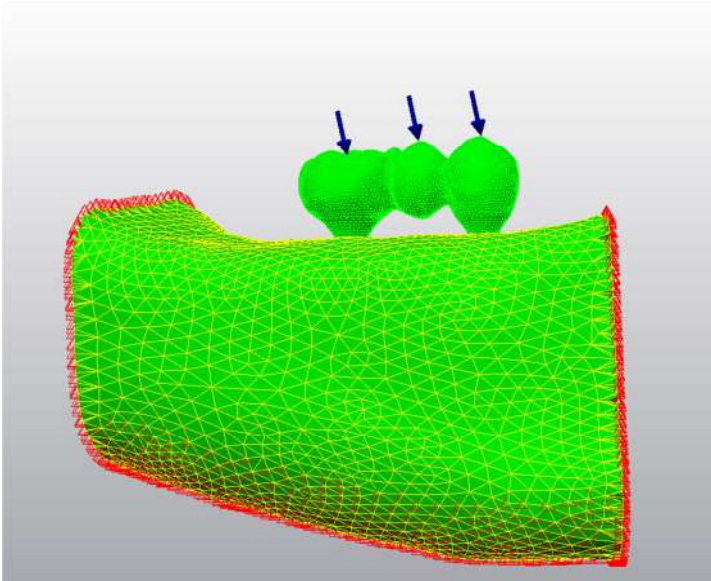


Resim 3.17. Çalışmada kullanılan 4 mm (üstte); 3 mm (ortada) ve 2 mm (altta) konnektör kalınlığına sahip alt yapı modelleri



Resim 3.18. Köprü restorasyonu ve implantların modeli

Üst yapı olarak ise krom-kobalt alaşımı ve zirkonya alt yapılar için feldspatik porselen kullanıldı. Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı için üst yapı materyali kompozit, polimetil metakrilat alt yapı için üst yapı materyali olarak polimetil metakrilat materyali kullanıldı. Metal kalınlığı 0,8 mm, porselen kalınlığı kuron boyutları dikkate alınarak en az 2 mm olarak hazırlandı. Kronların modellenmesinde Wheeler Diş Anatomi Atlası'ndan ve yapılan alçı model taramalarından yararlanıldı (Resim 3.18.). Koping ve dayanak arasındaki siman tabakası, tabakanın inceliğinden ve malzeme değerlerinin düşüklüğünden ötürü, analize minimum etki yapacağı düşünülerek göz ardı edildi.



Resim 3.19. Meshlenmiş ve yüklemeye hazır hale getirilmiş model (oblik yüklerle birlikte)

3.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Eleman Analizi İçin Hazır Hale Getirilmesi

Modeller, Rhinoceros yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarıldı. .stl formatı 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde

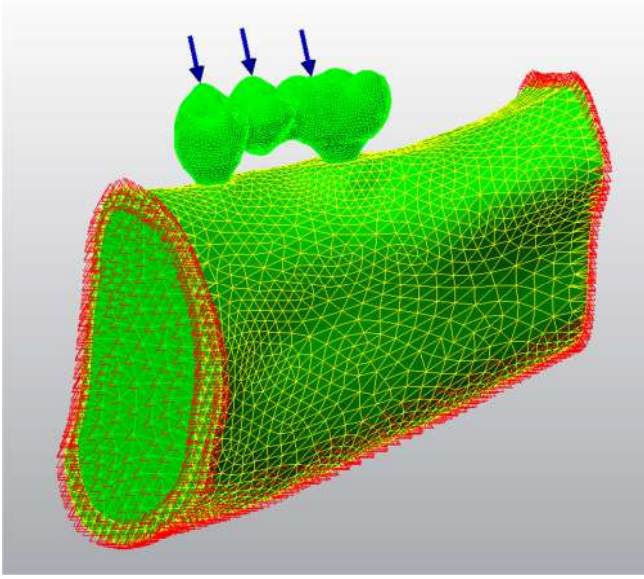
programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, diş implantları ve üst yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verildi. (Çizelge 3.1.)

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve poisson oranları

Malzeme	Elastiklik Modülü(GPa)(E)	Poisson Oranı(ν)	Literatür Numarası
Trabeküler Kemik	1,37	0,3	[10, 85–95]
Kortikal Kemik	13,7	0,3	[10, 85–95]
Titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V)	110,0	0,35	[1, 10, 85, 87, 89–91, 93, 96–106]
Cr-Co Alaşım	218,0	0,33	[1, 8, 14, 85, 87–90, 94, 101, 106–109]
Zirkonya	269,0	0,25	[88, 109]
Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit	3,05	0,3	Schütz Dental, Rosbach/ Almanya
Polimetil Metakrilat	2,7	0,35	[110]
Feldspatik Porselen	61,2	0,19	[111]
Kompozit (Variolink occlusal)	10,0	0,3	Schütz Dental, Rosbach/ Almanya

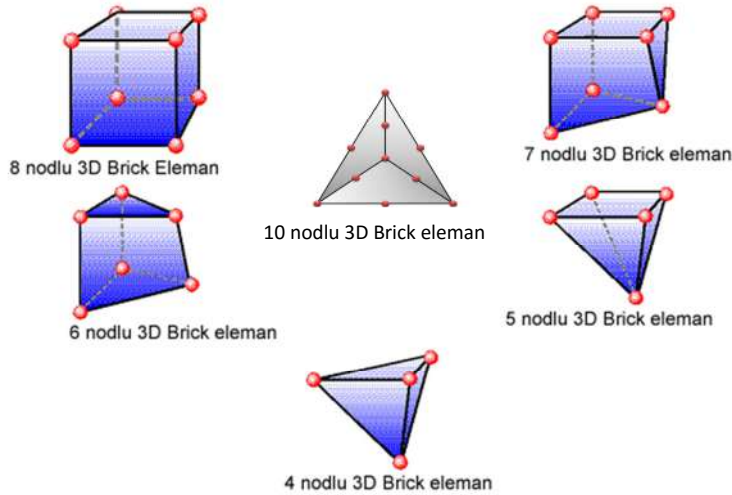
3.2.1. Analizi yapılacak matematiksel modellerin oluşturulması

Rhinoceros yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına .stl şeklinde yüzey verisi olarak atıldı. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir (Resim 3.19.; Resim 3.20.).



Resim 3.20. Oblik yükler ve meshlenmiş model

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturuldu (Resim 3.21.). Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanıldı. 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.



Resim 3.21. Meshleme işleminde kullanılan eleman tipleri

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçilen çene kemiği modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçildi.

Çene modelleri, diş implantları ve üst yapıları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları çizelge 3.2. de verildi.

Eleman ve düğüm sayıları:

Çizelge 3.2. Modellerdeki düğüm ve eleman sayıları

	2 mm konnektör kalınlığına sahip model	3 mm konnektör kalınlığına sahip model	4 mm konnektör kalınlığına sahip model
Düğüm sayısı	48717	48218	47977
Eleman sayısı	258599	256692	253599

3.2.2. Modellerde kontak yüzeylerin belirlenmesi

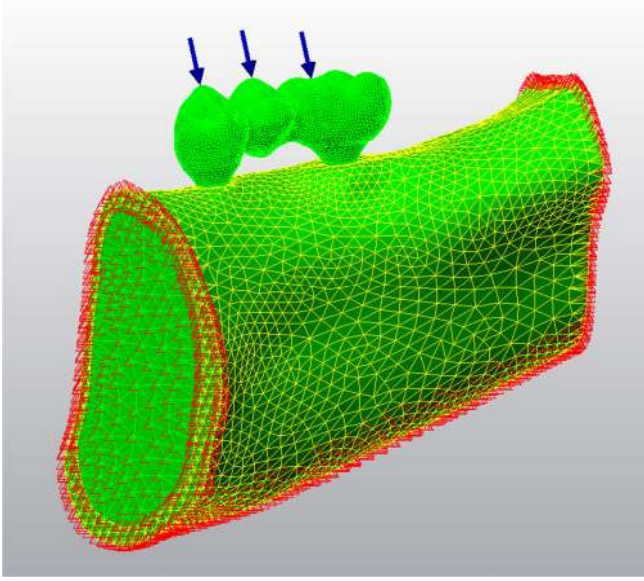
Oluşturulan matematiksel modellerin üzerinde analizlerin yapılabilmesi için modeli oluşturan parçaların birbirleri ile olan yüzey ilişkilerinin programa tanımlanması gerekir. Kortikal kemik ile trabeküler kemiğin, dental implantlar ile çene kemiğinin, implantlar ile dayanakların ve dayanaklar ile implant üstü protezlerin kesintisiz olarak kontakta oldukları kabul edildi. Siman tabakası dikkate alınmamıştır. Bütün yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik yapılar olarak kabul edildi.

İmplantlar ise çene kemiğine %100 osseointegre kabul edildi.

3.2.3. Sonlu elemanlar analizi programında modellere uygulanan yükler ve sınır koşulları

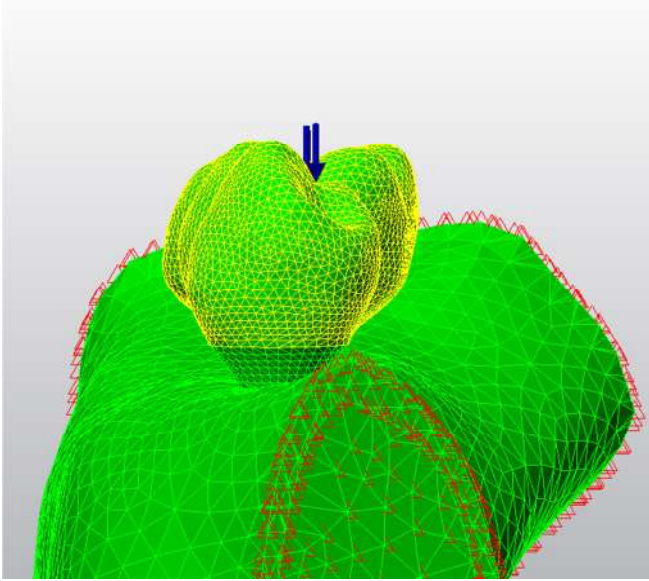
Uzayda duran modelin analizinin yapılabilmesi için periferik noktalardan bağlanması ve sınırlarının tanımlanması gerekmektedir.

Çalışmada kullanılan modellerin tümünde, mandibulanın ön, arka ve alt kısımlara sıfır serbestlik derecesi verildi (Resim 3.22.).

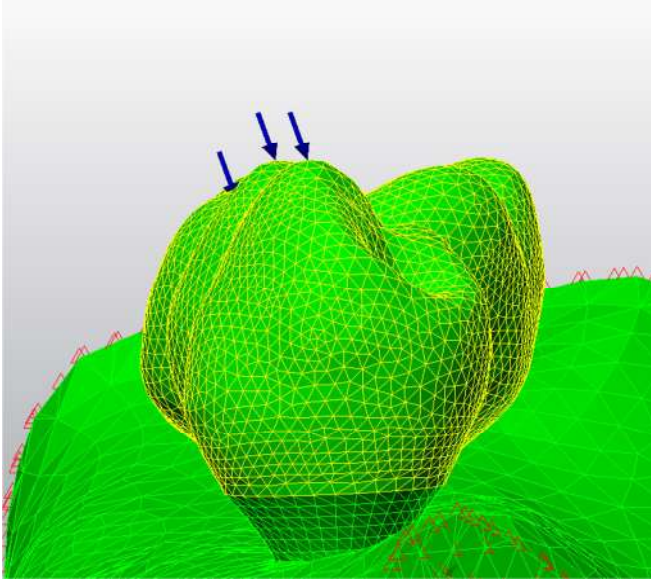


Resim 3.22. Oblik yükler ve meshlenmiş modelde kırmızı renkte görülen periferik noktalara sıfır serbestlik derecesi verilmiştir.

Her bir modelde santral fossalardan 100 N vertikal (Resim 3.23), bukkal tüberkül tepelerinden 300 N 30° açılı olacak şekilde (Resim 3.24.), vertikal ve oblik kuvvetler ayrı ayrı uygulandı.



Resim 3.23. Restorasyonların santral fossalarından uygulanan vertikal yükler (mezialden görünüm)



Resim 3.24. Restorasyonların bukkal tüberkül tepelerinden 30° açıyla yüklenen oblik yükler (mezialden görünüm)

Modellerde oluşan en yüksek Maximum Principal stresi ve Minimum Principal stresi değerleri alındı. Ayrıca implantlardan ve alt yapılardan da Maximum von Mises stresi değerleri alındı.

Oluşturulan modeller Çizelge 3.3'te gösterildi.

Çizelge 3.3. Çalışmada oluşturulan modeller

Konnektör Kalınlığı	Kullanılan Alt Yapı Materyali	Kullanılan Üst Yapı Materyali	Kuvvet yönü
2 mm	Cr-Co	Seramik	Vertikal
2 mm	Zirkonya	Seramik	Vertikal
2 mm	Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit (zirkomp)	Kompozit	Vertikal
2 mm	Polimetil metakrilat	Polimetil metakrilat	Vertikal
2 mm	Cr-Co	Seramik	Oblik
2 mm	Zirkonya	Seramik	Oblik
2 mm	Zirkomp	Kompozit	Oblik
2 mm	Polimetil metakrilat	Polimetil metakrilat	Oblik
3 mm	Cr-Co	Seramik	Vertikal
3 mm	Zirkomp	Seramik	Vertikal
3 mm	Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit	Kompozit	Vertikal
3 mm	Polimetil metakrilat	Polimetil metakrilat	Vertikal
3 mm	Cr-Co	Seramik	Oblik
3 mm	Zirkonya	Seramik	Oblik
3 mm	Zirkomp	Kompozit	Oblik
3 mm	Polimetil metakrilat	Polimetil metakrilat	Oblik
4 mm	Cr-Co	Seramik	Vertikal
4 mm	Zirkonya	Seramik	Vertikal
4 mm	Zirkomp	Kompozit	Vertikal
4 mm	Polimetil metakrilat	Polimetil metakrilat	Vertikal
4 mm	Cr-Co	Seramik	Oblik
4 mm	Zirkonya	Seramik	Oblik
4 mm	Zirkomp	Kompozit	Oblik
4 mm	Polimetil metakrilat	Polimetil metakrilat	Oblik

4. BULGULAR

4.1. Vertikal Yüklemede Oluşan Stres Değerleri

Vertikal yüklemede bütün yapılarda oluşan stres bulguları Çizelge 4.1. ve Şekil 4.1.' de gösterildi. Vertikal yüklemede bütün yapılarda oluşan stres bulguları değerlendirildiğinde, kortikal kemikte oluşan streslerin trabeküler kemikte oluşan streslerden daha yüksek olduğu tespit edildi.

Cr-Co modellerde 2 ve 4 mm konnektör kalınlığında en yüksek stres değerlerinin alt yapı bünyesinde olduğu, 3 mm konnektör kalınlığında alt yapıda oluşan stres değerinin daha az olduğu ve implantlarda oluşan stres değerlerine yakın değerler olduğu ve 3 mm konnektör kalınlığında implantlarda oluşan stres değerlerinin Cr-Co alt yapıdan daha yüksek olduğu görüldü. 4 mm konnektör kalınlığında alt yapıda oluşan en yüksek stres değerlerinin diğer Cr-Co modellerinden daha yüksek olduğu görüldü.

PMMA materyali klinik olarak alt yapı içermediğinden konnektör kalınlığındaki değişim açısından değerlendirilmedi.

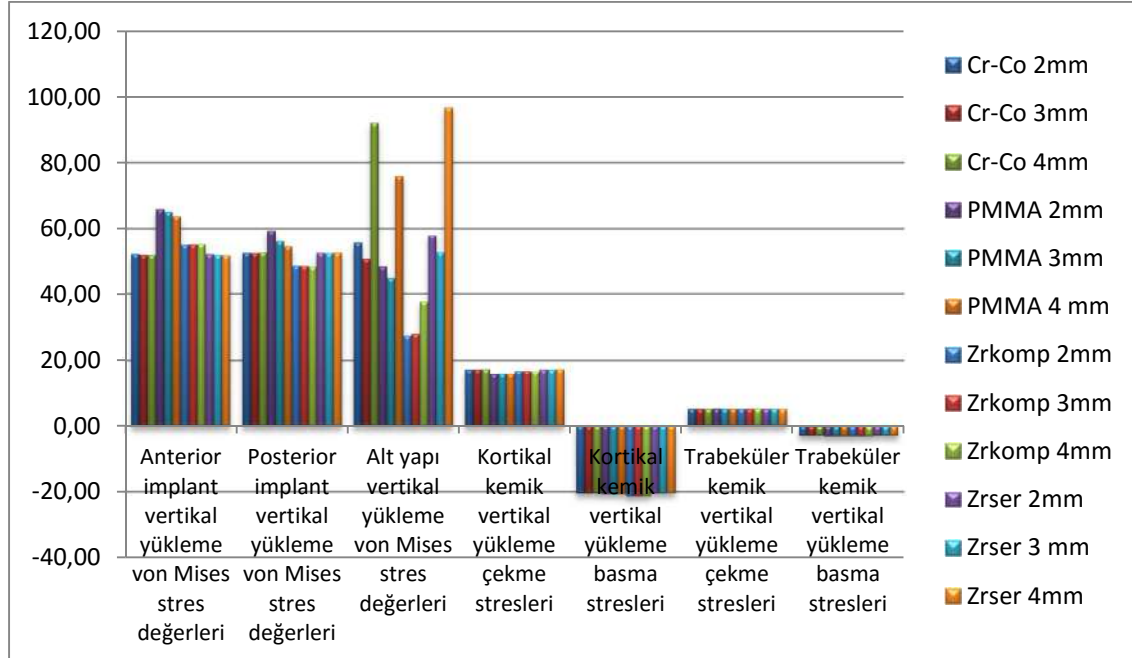
Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapıya sahip modellerde en yüksek stres değerlerinin implantlarda olduğu görüldü.

Zirkonya alt yapı kullanılan modellerde en yüksek stres değerlerinin alt yapıda olduğu görüldü. 4 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya alt yapı modelinde alt yapıda oluşan en yüksek stres değerinin diğer zirkonya modellerine göre daha yüksek olduğu görüldü.

Vertikal yüklemede alt yapıda oluşan en yüksek stresler incelendiğinde 4 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya modelinin en yüksek değere sahip olduğu görüldü.

Vertikal yüklemede implantlarda oluşan en yüksek stres değerleri incelendiğinde bu değerlerin konnektör kalınlığındaki değişimlerden fazla etkilenmediği, protez alt yapı materyalinin bu değerleri etkilediği ve en yüksek değerlerin PMMA modellerde olduğu görüldü. PMMA ve zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modellerinde vertikal yüklemede anterior implantta görülen en yüksek stres değerlerinin posterior implantta görülen en yüksek stres değerinden daha yüksek olduğu görüldü. Cr-Co ve zirkonya alt yapı modellerinde vertikal yüklemede posterior implantta en yüksek stres değerleri incelendiğinde anterior implanta göre daha yüksek değerler olduğu görüldü.

Kortikal ve trabeküler kemikte oluşan en yüksek stres değerleri incelendiğinde implant çevresindeki kemikte oluşan basma ve çekme streslerinin protez alt yapı materyalinin ve konnektör kalınlığının değişiminden etkilenmediği ve benzer değerler elde edildiği görüldü.



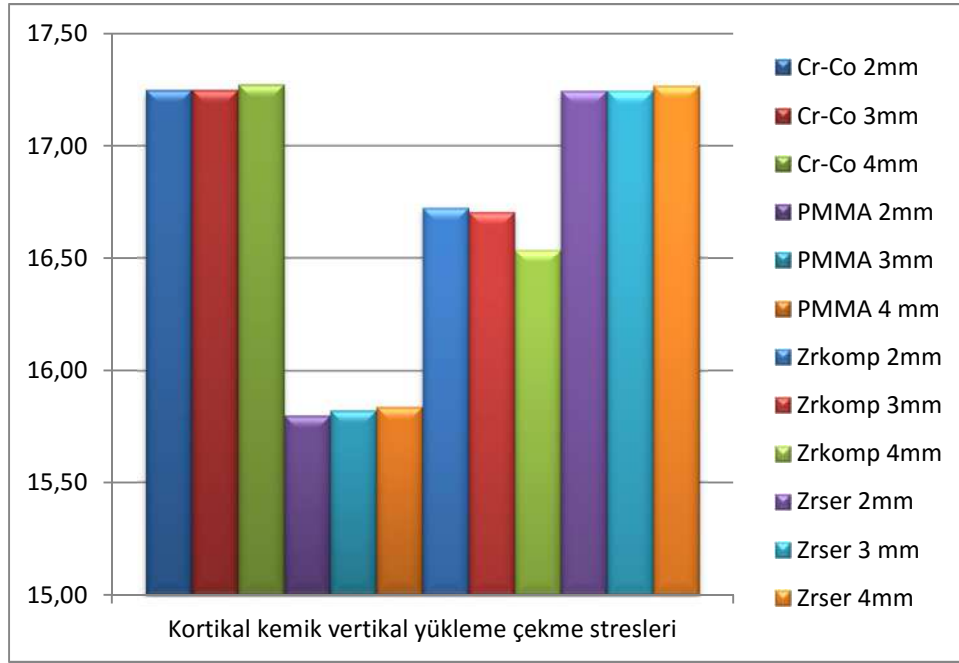
Şekil 4.1. Vertikal yüklemde yapılarda oluşan stres değerleri grafiği

Çizelge 4.1. Vertikal yüklemde yapılarda oluşan stres değerleri

	Anterior İmplant	Posterior İmplant	Alt Yapı	Kortikal Çekme	Kortikal Basma	Trabeküler Çekme	Trabeküler Basma
Cr-Co 2 mm	52,04 MPa	52,42 MPa	55,59 MPa	17,25 MPa	-20,51 MPa	5,11 MPa	-2,95 MPa
Cr-Co 3 mm	51,75 MPa	52,33 MPa	50,61 MPa	17,25 MPa	-20,50 MPa	5,11 MPa	-2,95 MPa
Cr-Co 4 mm	51,76 MPa	52,59 MPa	92,21 MPa	17,27 MPa	-20,44 MPa	5,11 MPa	-2,94 MPa
PMMA 2 mm	65,95 MPa	59,33 MPa	48,32 MPa	15,80 MPa	-20,69 MPa	5,20 MPa	-3,11 MPa
PMMA 3 mm	65,09 MPa	55,95 MPa	44,81 MPa	15,82 MPa	-20,69 MPa	5,19 MPa	-3,11 MPa
PMMA 4 mm	63,76 MPa	54,39 MPa	75,98 MPa	15,84 MPa	-20,68 MPa	5,19 MPa	-3,10 MPa
Zrkomp 2 mm	54,85 MPa	48,53 MPa	27,41 MPa	16,73 MPa	-21,33 MPa	5,18 MPa	-3,12 MPa
Zrkomp 3 mm	54,99 MPa	48,46 MPa	28,00 MPa	16,71 MPa	-21,38 MPa	5,18 MPa	-3,13 MPa
Zrkomp 4 mm	55,11 MPa	48,26 MPa	37,76 MPa	16,54 MPa	-21,29 MPa	5,19 MPa	-3,13 MPa
Zrser 2 mm	52,02 MPa	52,42 MPa	57,87 MPa	17,24 MPa	-20,50 MPa	5,11 MPa	-2,95 MPa
Zrser 3 mm	51,73 MPa	52,33 MPa	52,63 MPa	17,24 MPa	-20,50 MPa	5,11 MPa	-2,95 MPa
Zrser 4 mm	51,71 MPa	52,59 MPa	96,86 MPa	17,27 MPa	-20,41 MPa	5,11 MPa	-2,94 MPa

4.1.1. Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri

Vertikal yüklemde, kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresleri bulguları Şekil 4.2.' de gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek değer 4 mm konnektör kalınlığındaki Cr-Co destekli seramik modelinde 17,27 MPa olarak, en düşük değer ise 2 mm konnektör kalınlığındaki polimetil metakrilat modelinde 15,80 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin kortikal kemikteki çekme stresi değerleri Çizelge 4.2.'de gösterildi.

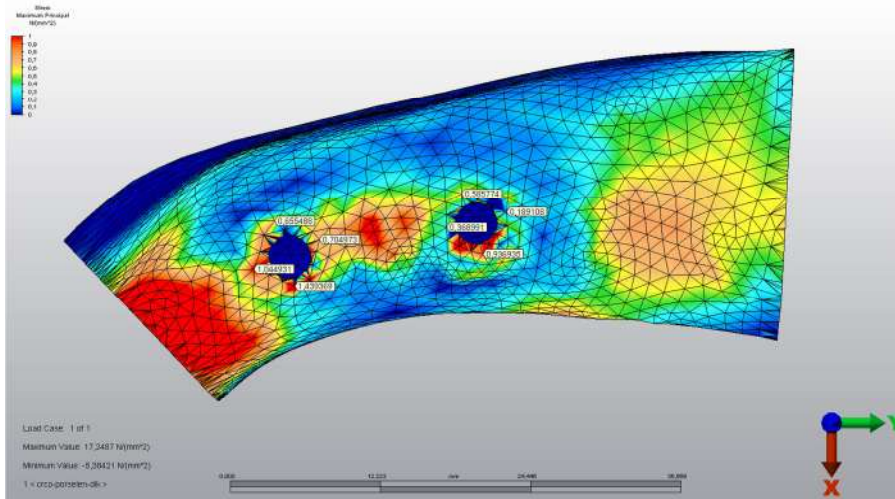


Şekil 4.2. Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri

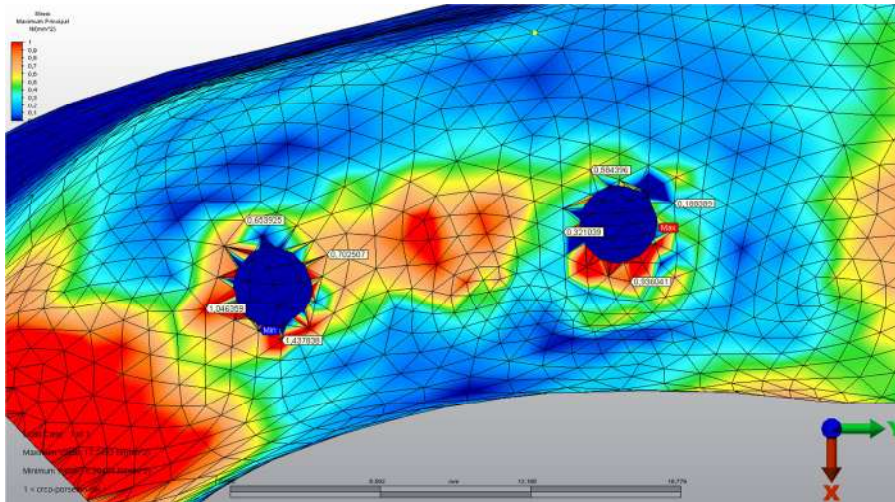
Bütün modellerdeki, çekme stresleri dağılımları Şekil 4.2.' de gösterildi. Bütün modellerdeki, çekme stresleri dağılımlarının implantların çevresinde bukkal bölgeye oranla lingual bölgede yoğunlaştığı belirlendi. Çekme streslerinin iki implant arasındaki kortikal kemiğin yaklaşık olarak orta bölgesinde yoğunlaştığı görüldü. PMMA modellerde oluşan en yüksek çekme stresi değerlerinin diğer modellerde oluşan en yüksek stres değerlerinden daha az olduğu görüldü. Konnektör kalınlığının vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresi değerlerini etkilemediği tespit edildi.

Çizelge 4.2. Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)

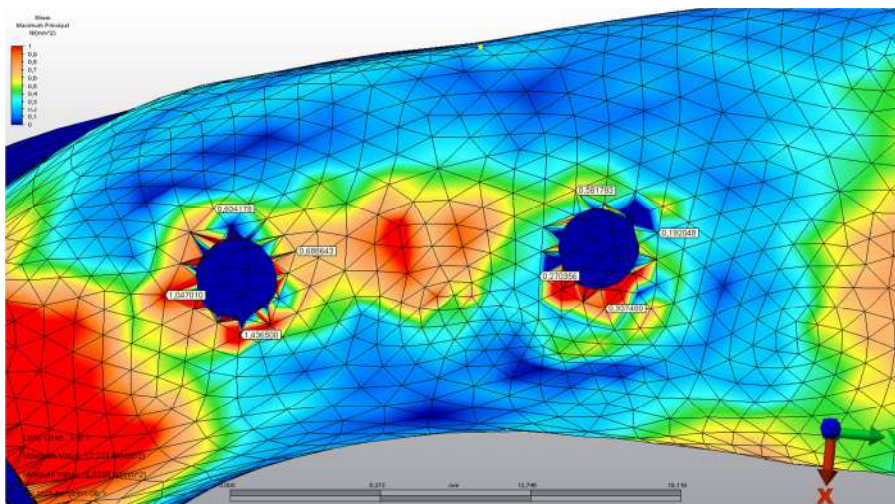
4 mm Cr-Co destekli seramik	17,27 MPa
4 mm Zirkonya destekli seramik	17,27 MPa
3 mm Cr-Co destekli seramik	17,25 MPa
2 mm Cr-Co destekli seramik	17,25 MPa
3 mm Zirkonya destekli seramik	17,24 MPa
2 mm Zirkonya destekli seramik	17,24 MPa
2 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	16,73 MPa
3 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	16,71 MPa
4 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	16,54 MPa
4 mm Polimetil metakrilat	15,84 MPa
3 mm Polimetil metakrilat	15,82 MPa
2 mm Polimetil metakrilat	15,80 MPa



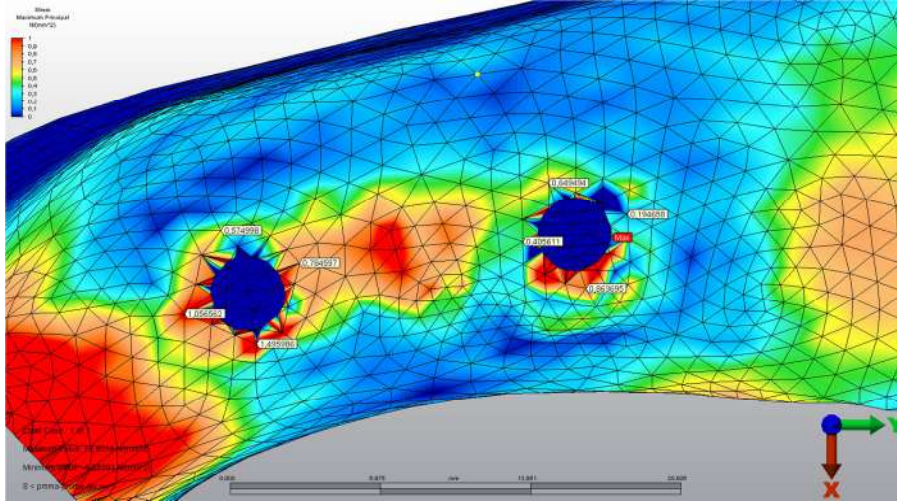
Resim 4.1. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



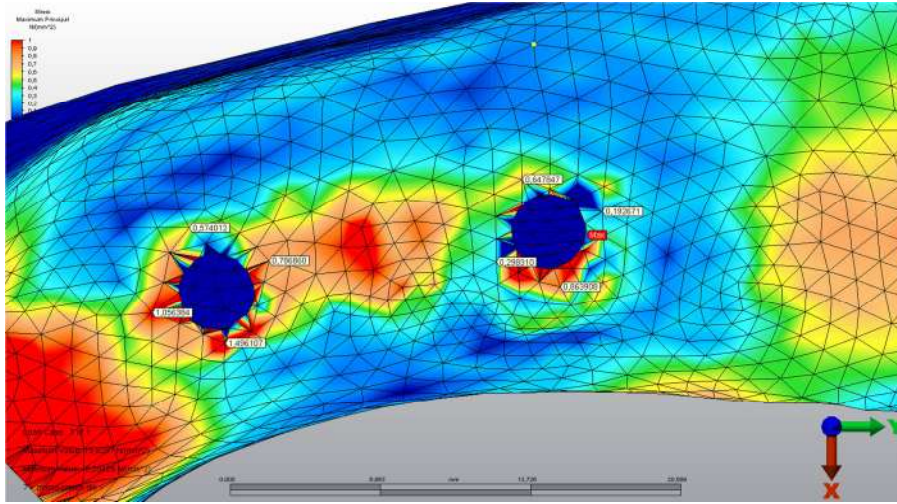
Resim 4.2. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



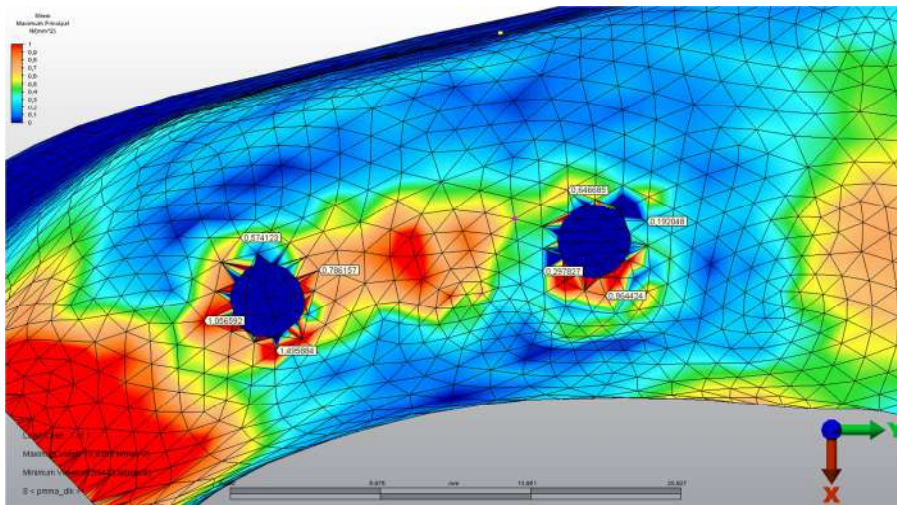
Resim 4.3. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



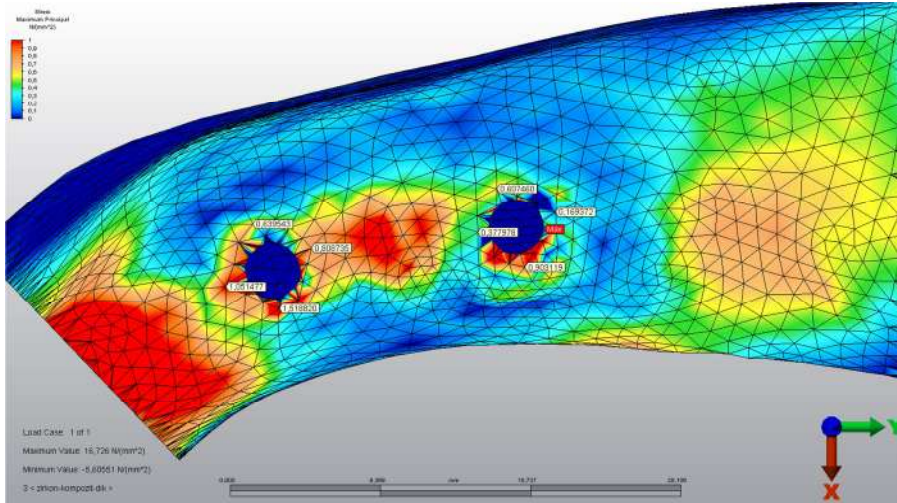
Resim 4.4. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelindeki vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



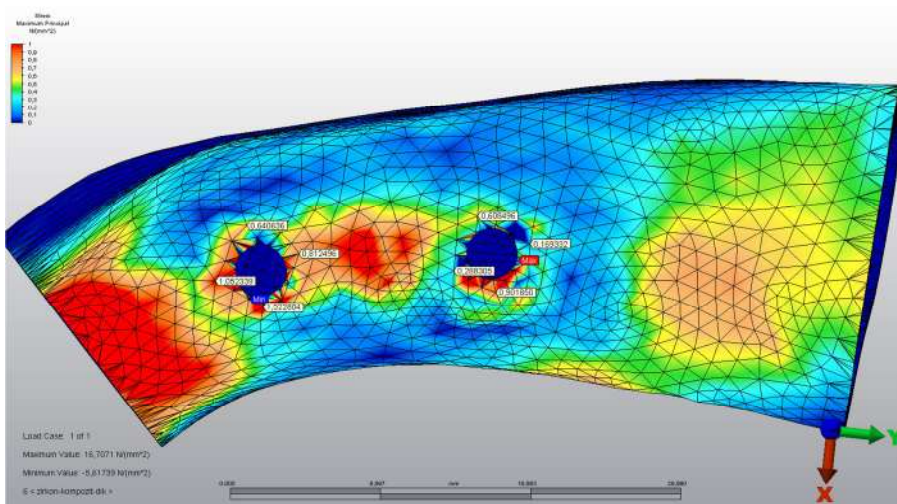
Resim 4.5. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



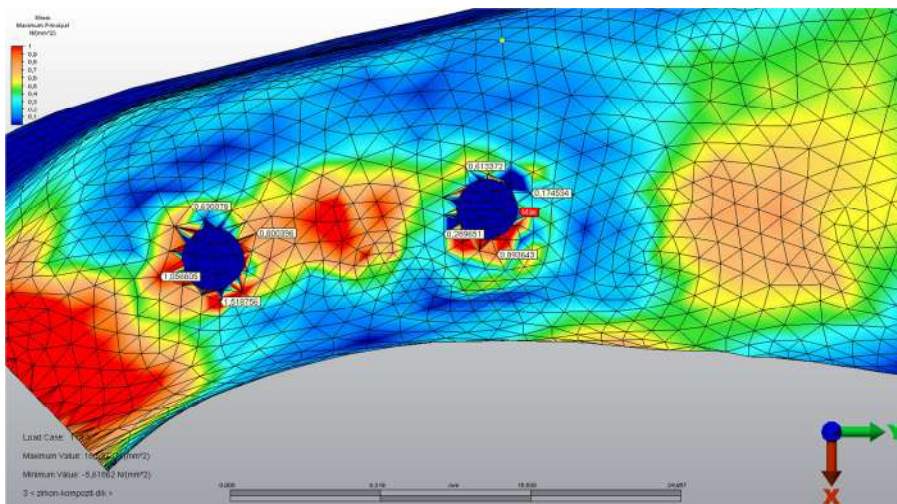
Resim 4.6. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



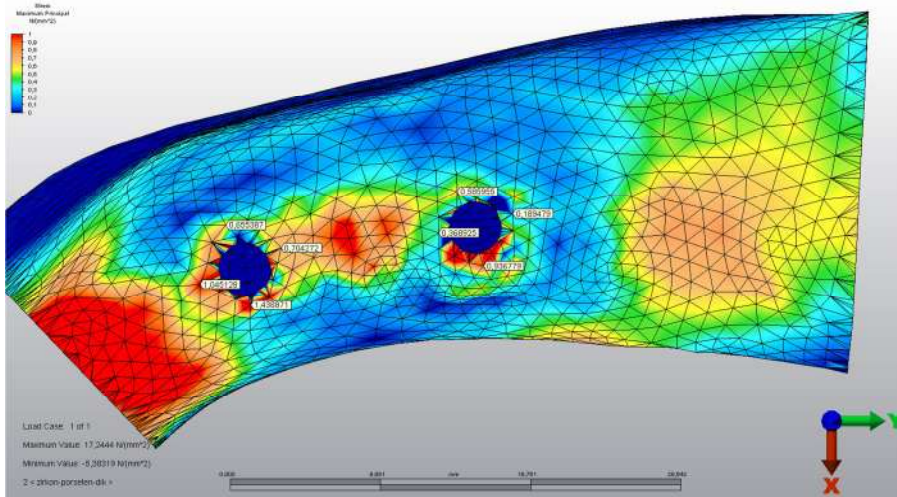
Resim 4.7. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



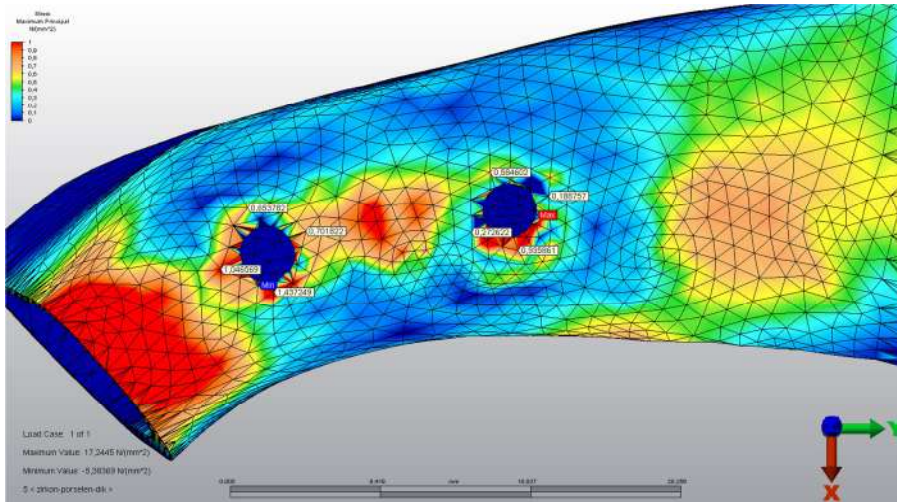
Resim 4.8. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



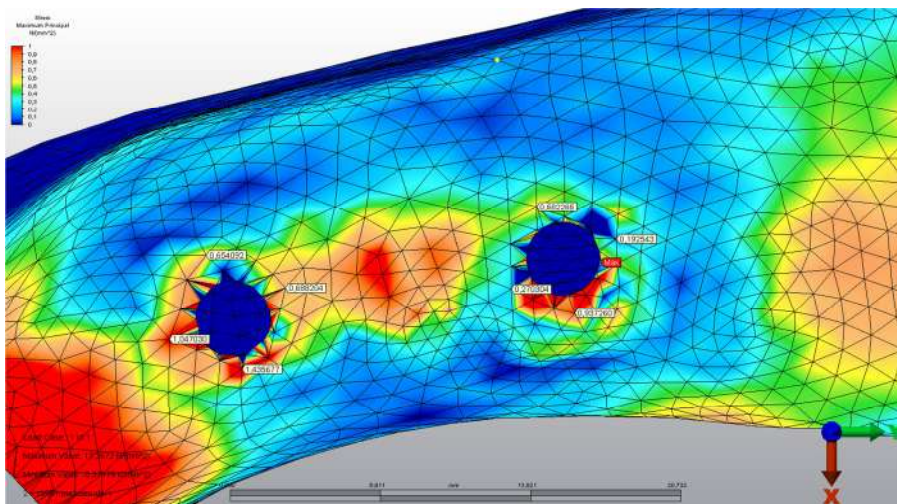
Resim 4.9. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



Resim 4.10. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



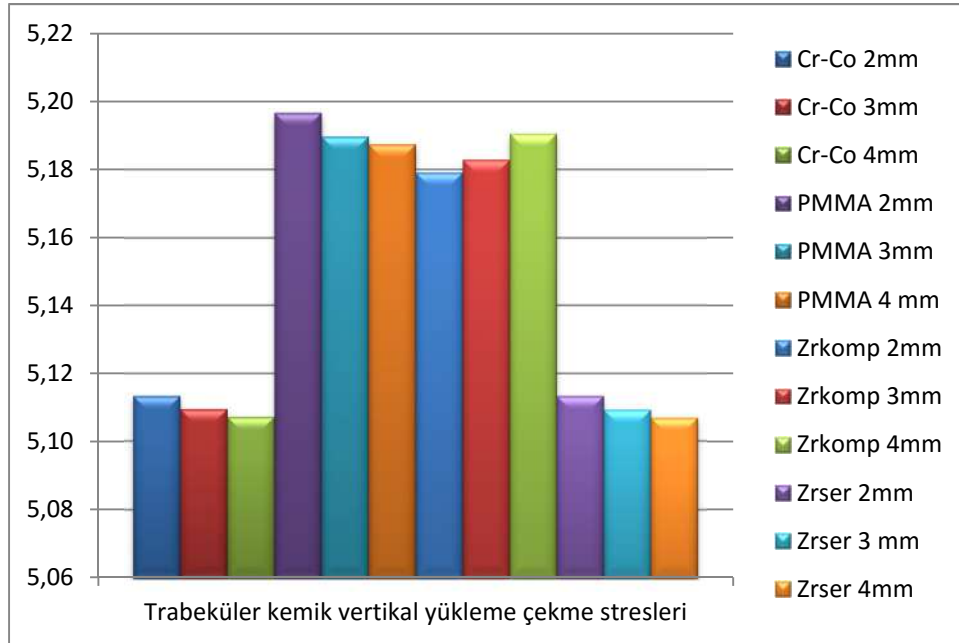
Resim 4.11. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



Resim 4.12. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri

4.1.2. Vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

Vertikal yüklemde, trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresleri bulguları Şekil 4.3. ' de gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek değer 2 mm konnektör kalınlığına sahip polimetilmetakrilat modelinde 5,20 MPa olarak, en düşük değer ise 4 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya destekli seramik modelinde 5,11 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin trabeküler kemikteki çekme stresi değerleri Çizelge 4.3.'de gösterildi.

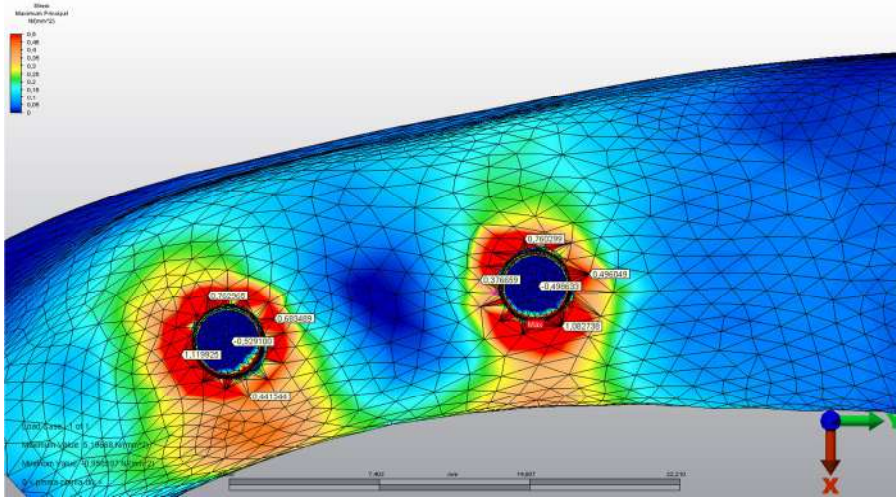


Şekil 4.3. Vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

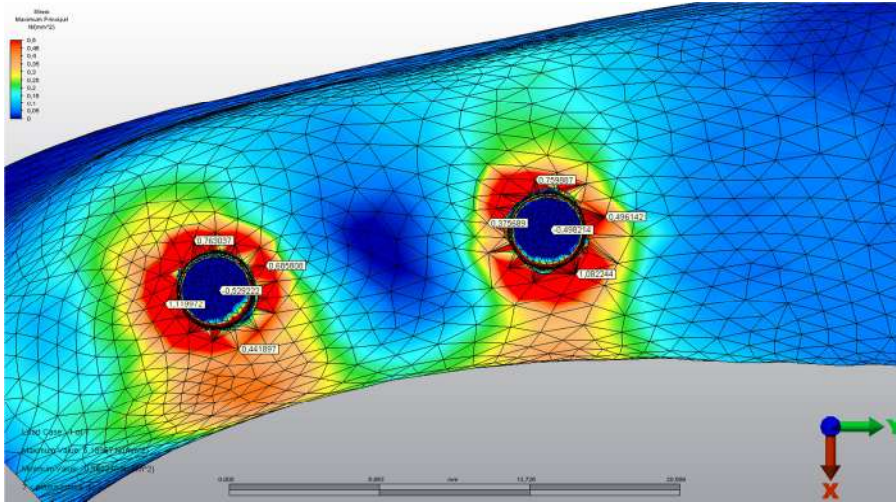
Bütün modellerdeki, çekme stresleri dağılımları Şekil 4.3.' de gösterildi. Bütün modellerdeki, çekme stresleri dağılımlarının implantlar çevresinde homojen olarak dağıldığı görüldü. Bütün modeller incelendiğinde en yüksek çekme stresleri incelendiğinde sonuçların benzer olduğu görüldü.

Çizelge 4.3. Vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)

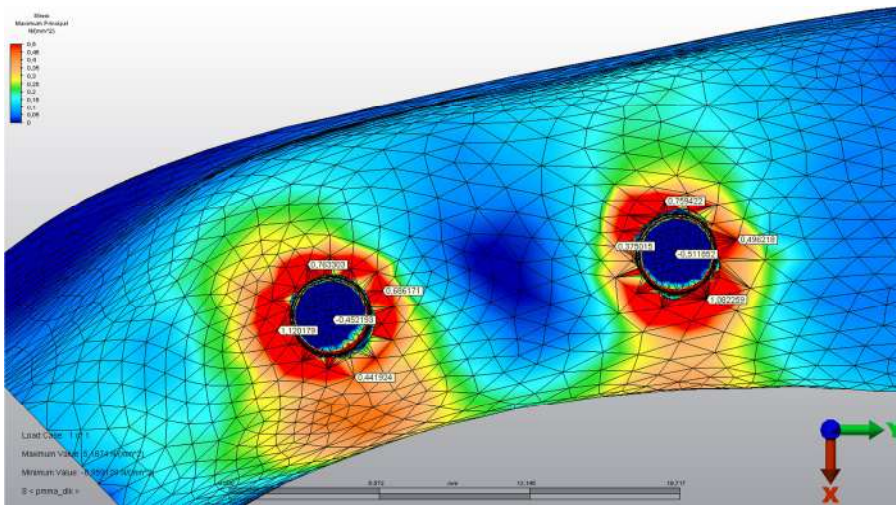
2 mm Polimetil metakrilat	5,20 MPa
4 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	5,19 MPa
3 mm Polimetil metakrilat	5,19 MPa
4 mm Polimetil metakrilat	5,19 MPa
3 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	5,18 MPa
2 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	5,18 MPa
2 mm Cr-Co destekli seramik	5,11 MPa
2 mm Zirkonya destekli seramik	5,11 MPa
3 mm Cr-Co destekli seramik	5,11 MPa
3 mm Zirkonya destekli seramik	5,11 MPa
4 mm Cr-Co destekli seramik	5,11 MPa
4 mm Zirkonya destekli seramik	5,11 MPa



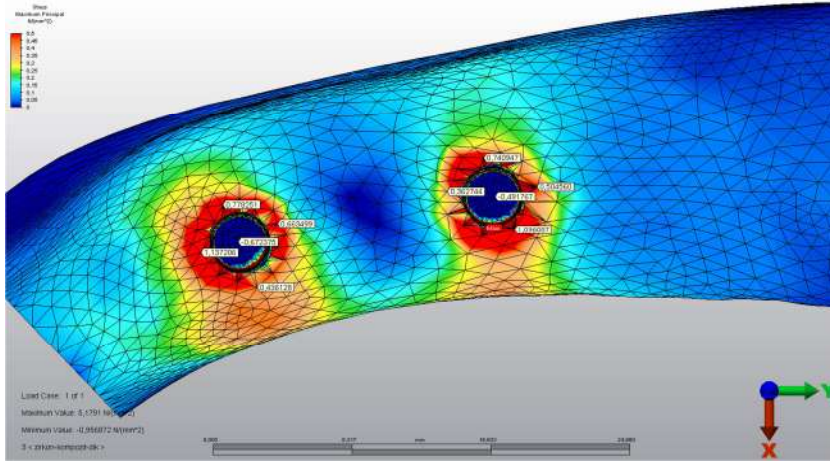
Resim 4.16. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



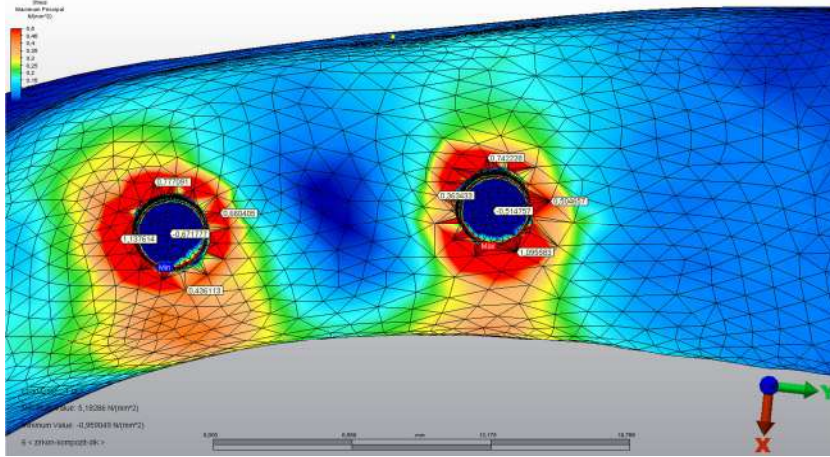
Resim 4.17. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



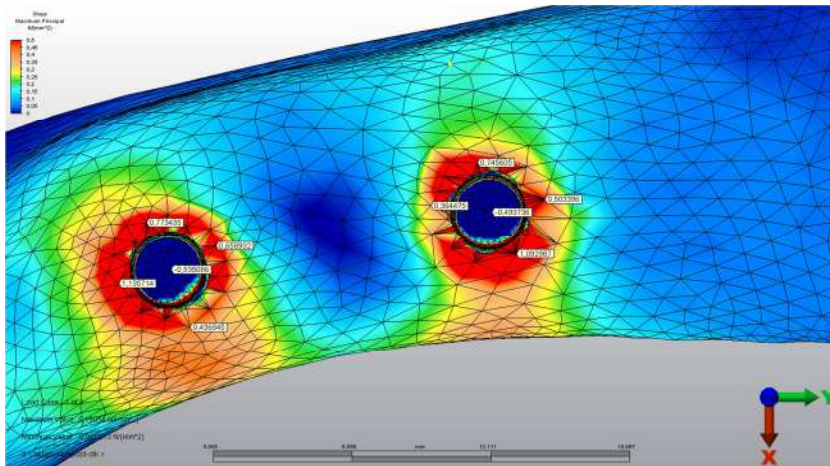
Resim 4.18. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



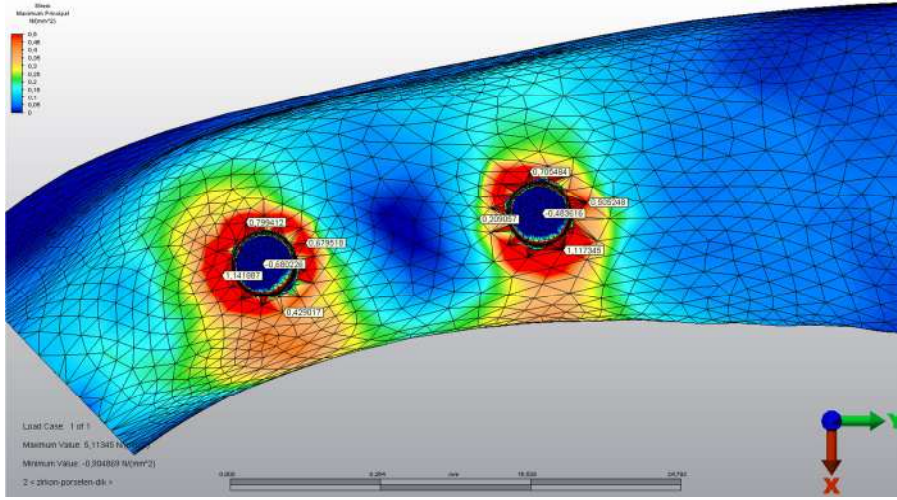
Resim 4.19. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



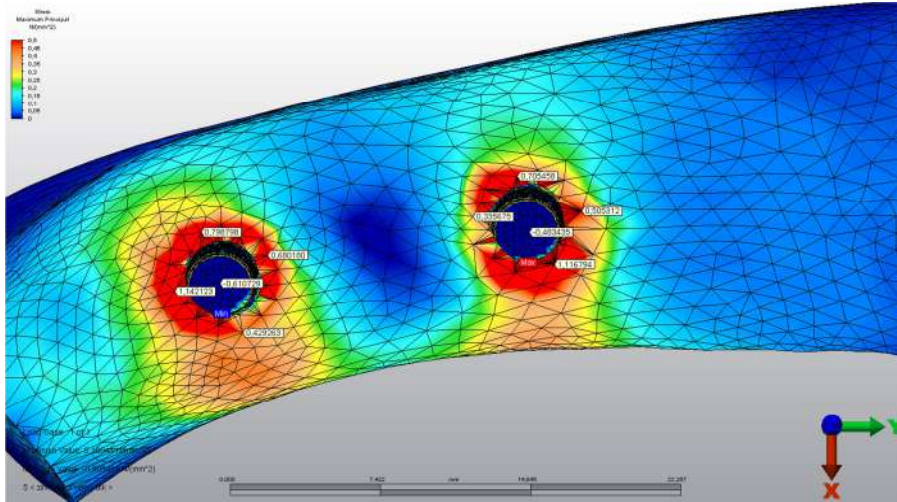
Resim 4.20. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



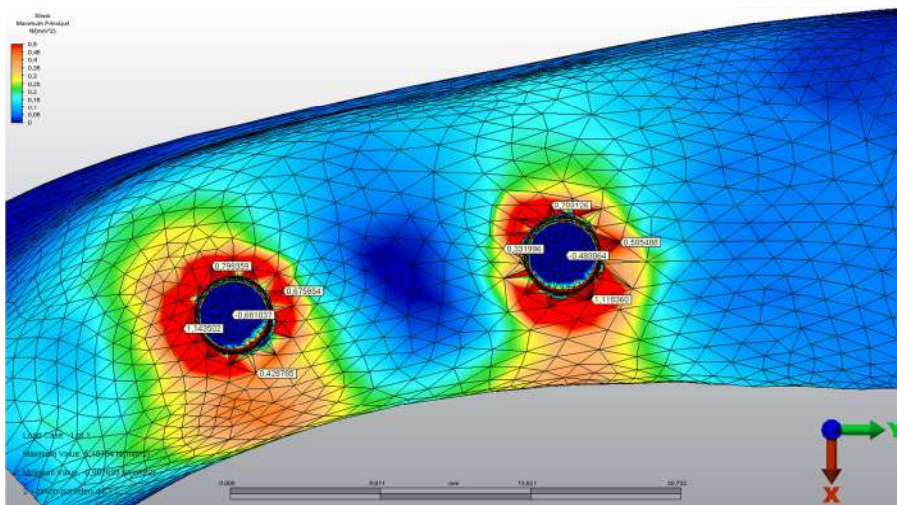
Resim 4.21. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



Resim 4.22. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



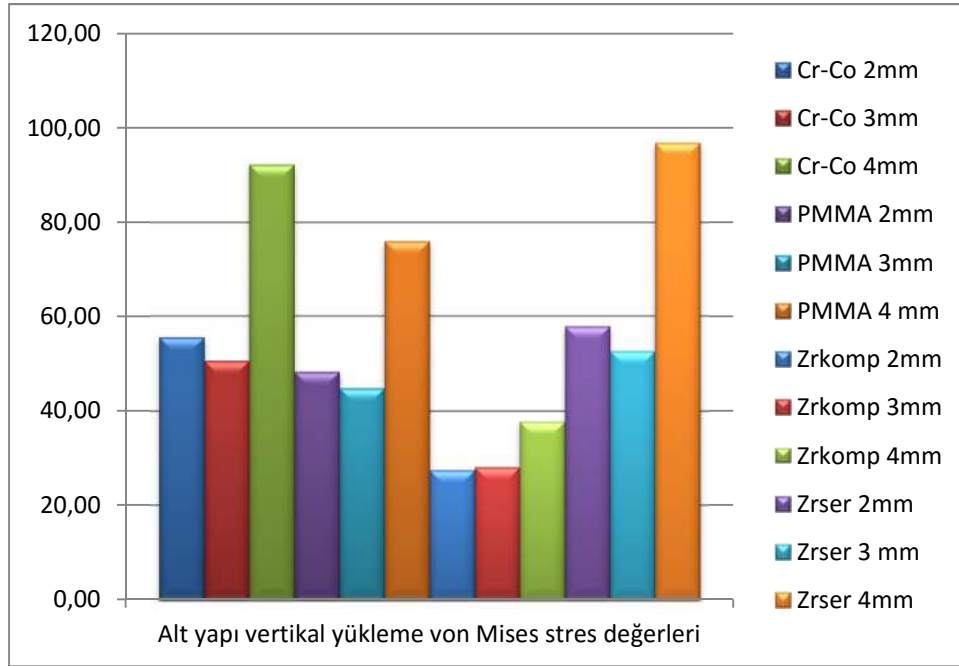
Resim 4.23. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



Resim 4.24. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

4.1.3. Vertikal yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri

Vertikal yüklemde, alt yapıda oluşan en yüksek stres bulguları Şekil 4.4 ' de gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek değer 4 mm Zirkonya destekli seramik modelinde 96,86 MPa olarak, en düşük değer ise 2 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit modelinde 27,41 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin alt yapıdaki stres değerleri Çizelge 4.4.'de gösterildi.



Şekil 4.4. Vertikal yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri

Bütün modellerdeki, stres dağılımları Şekil 4.4.' de gösterildi. Bütün modellerdeki, stres dağılımlarının kuvvetlerin uygulandığı bölgede yoğunlaştığı belirlendi. En yüksek stres değerinin 4 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya alt yapı kullanılan modelde 6 numaralı diş üzerinde kuvvet uygulanan bölgede oluştuğu saptandı. En yüksek von Mises streslerinin 4 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde oluştuğu görüldü.

Cr-Co modeller incelendiğinde en düşük stres değerlerinin 3 mm konnektör kalınlığına sahip modelde olduğu, en yüksek stres değerlerinin 4 mm konnektör kalınlığına sahip modelde olduğu görüldü. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co modeldeki en yüksek von Mises stresi değerinin, 3 mm konnektör kalınlığına sahip olan Cr- Co modelden %10 daha fazla olduğu görüldü. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co modelin en yüksek stres değerinin 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co modeldeki en yüksek von Mises stres değerinden %82 daha fazla olduğu görüldü.

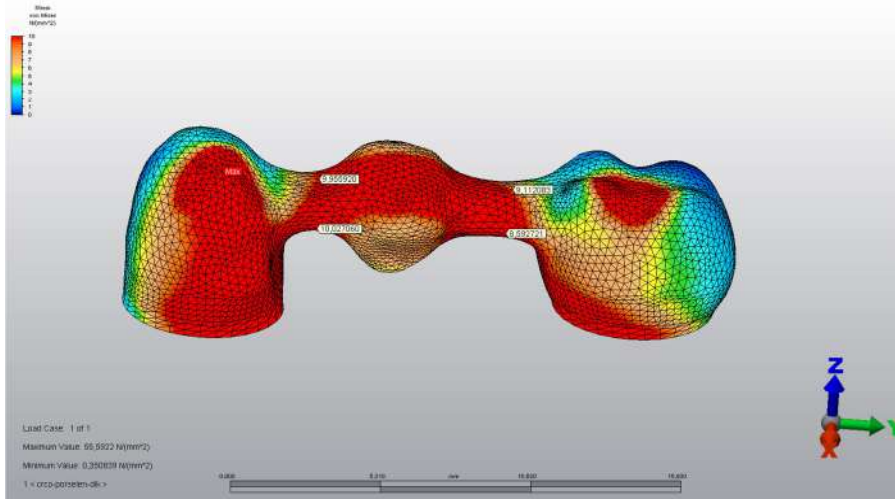
PMMA materyali klinik olarak alt yapı içermediğinden konnektör kalınlığındaki değişim açısından değerlendirilmedi.

Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modellerde en yüksek von Mises stresleri incelendiğinde 4 mm konnektör kalınlığına sahip modelde en yüksek stres değerlerinin oluştuğu görülürken, en düşük von Mises stres değerlerinin 2 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluştuğu görüldü. 4 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşan en yüksek von Mises stresi değerinin, 2 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşan en yüksek stres değerinden %38 daha yüksek olduğu görüldü. 2 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşan en yüksek stres değeri ile 3 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşan en yüksek stres değerinin benzer olduğu görüldü.

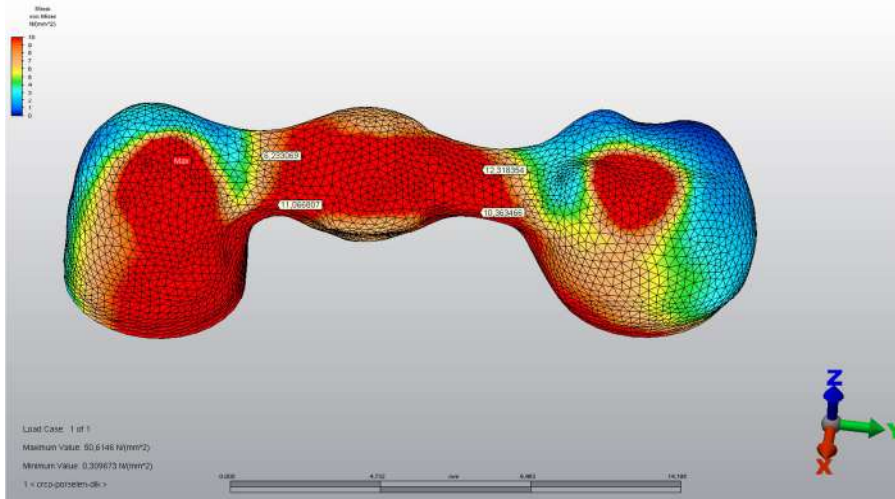
Zirkonya modellerde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri incelendiğinde 4 mm konnektör kalınlığına sahip modelde en yüksek stres değerlerinin oluştuğu görülürken, en düşük von Mises stresi değerlerinin 3 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluştuğu görüldü. 4 mm konnektör kalınlığına sahip modeldeki en yüksek von Mises stresi değerinin, 3 mm konnektör kalınlığına sahip modeldeki en yüksek stres değerinden %84 daha fazla olduğu görüldü. 2 mm ve 3 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde oluşan en yüksek von Mises stresi değerlerinin benzer olduğu görüldü.

Çizelge 4.4. Vertikal yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)

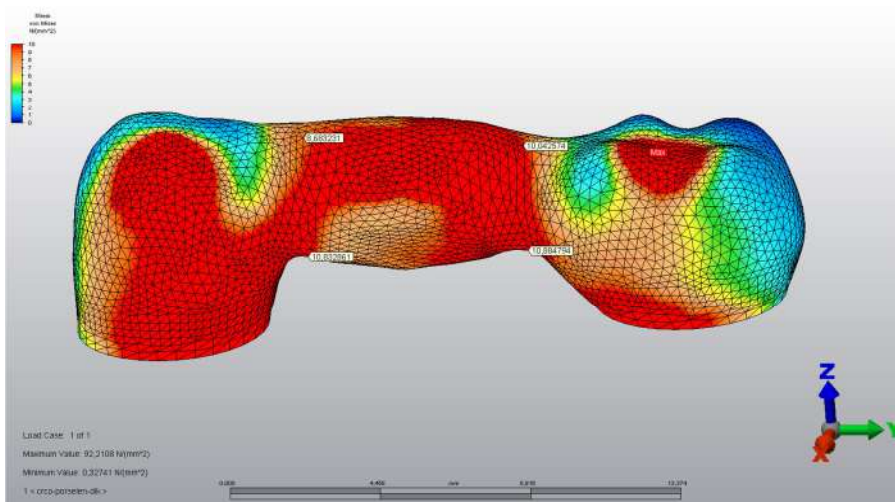
4 mm Zirkonya destekli seramik	96,86 MPa
4 mm Cr-Co destekli seramik	92,21 MPa
4 mm Polimetil metakrilat	75,98 MPa
2 mm Zirkonya destekli seramik	57,87 MPa
2 mm Cr-Co destekli seramik	55,59 MPa
3 mm Zirkonya destekli seramik	52,63 MPa
3 mm Cr-Co destekli seramik	50,61 MPa
2 mm Polimetil metakrilat	48,32 MPa
3 mm Polimetil metakrilat	44,81 MPa
4 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	37,76 MPa
3 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	28,10 MPa
2 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	27,41 MPa



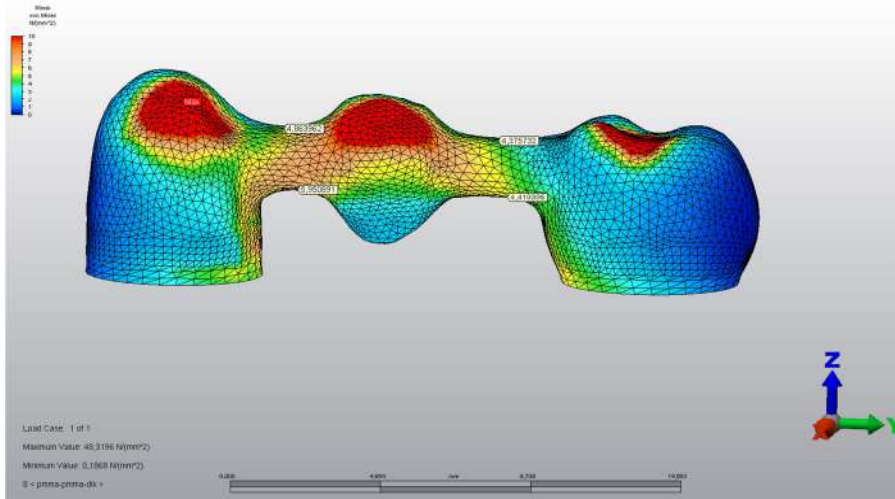
Resim 4.25. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri



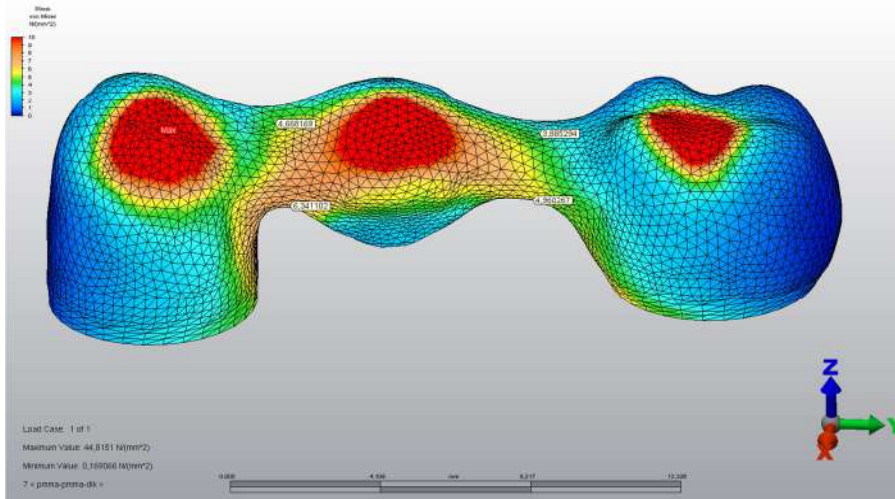
Resim 4.26. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri



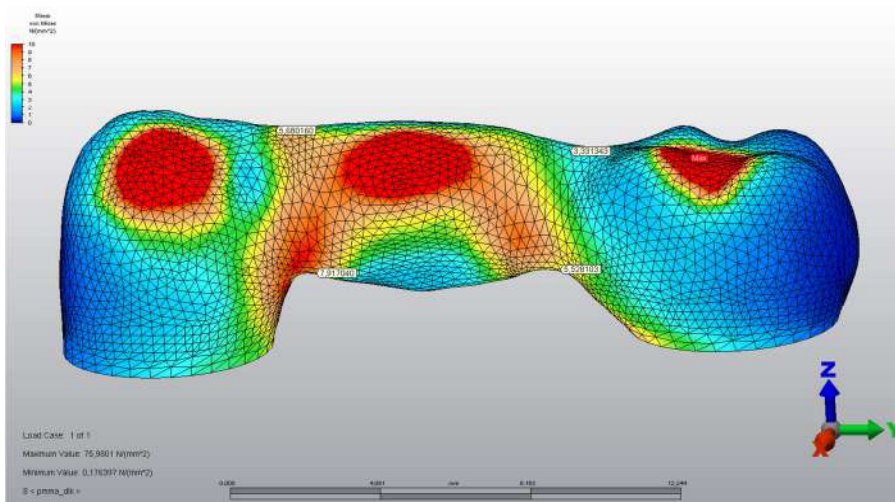
Resim 4.27. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri



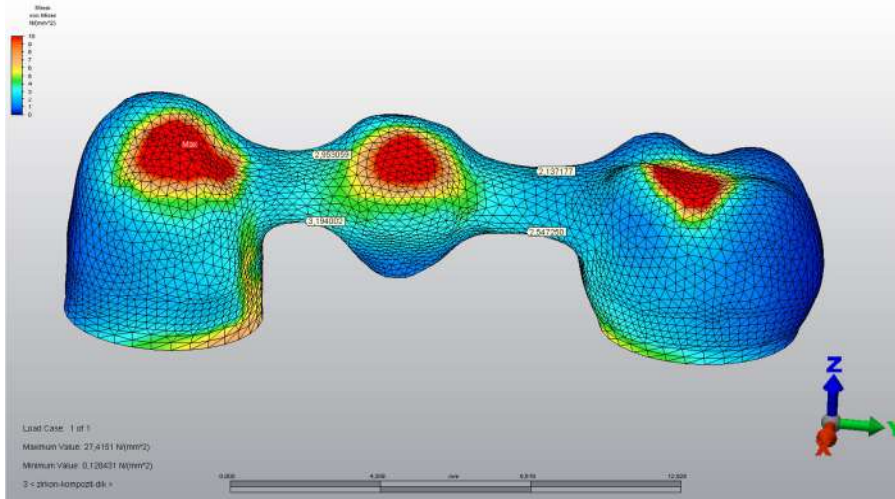
Resim 4.28. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri



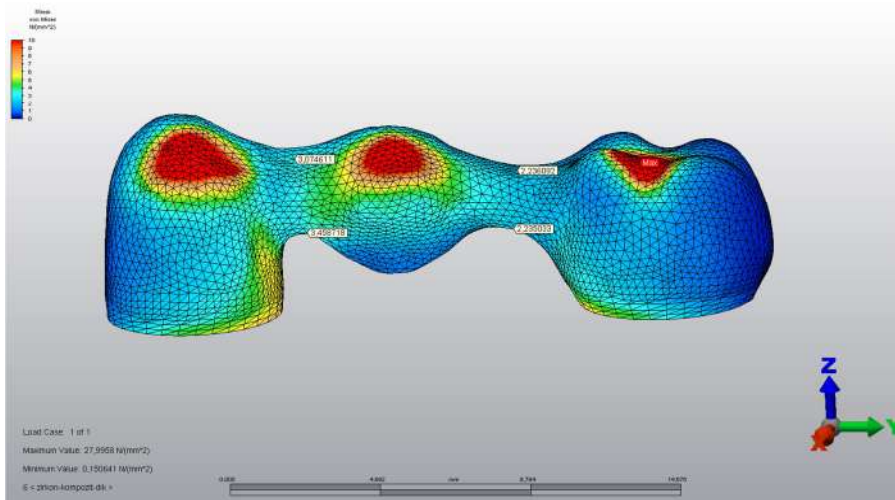
Resim 4.29. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri



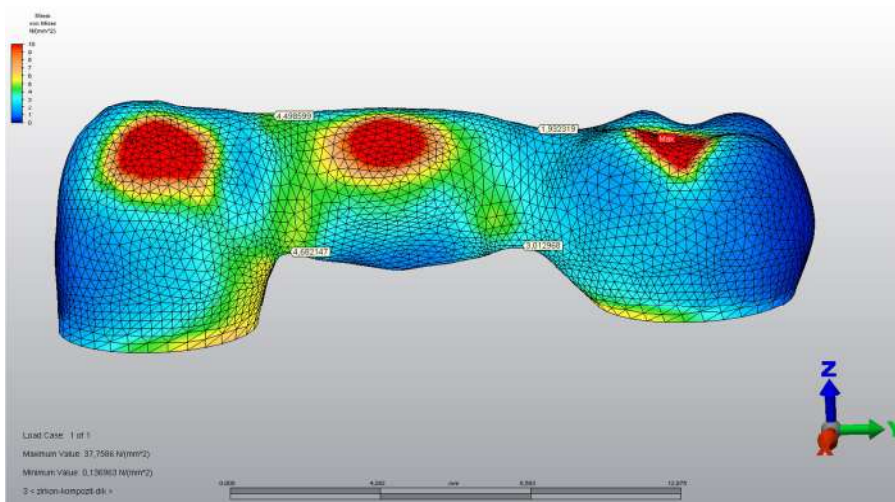
Resim 4.30. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri



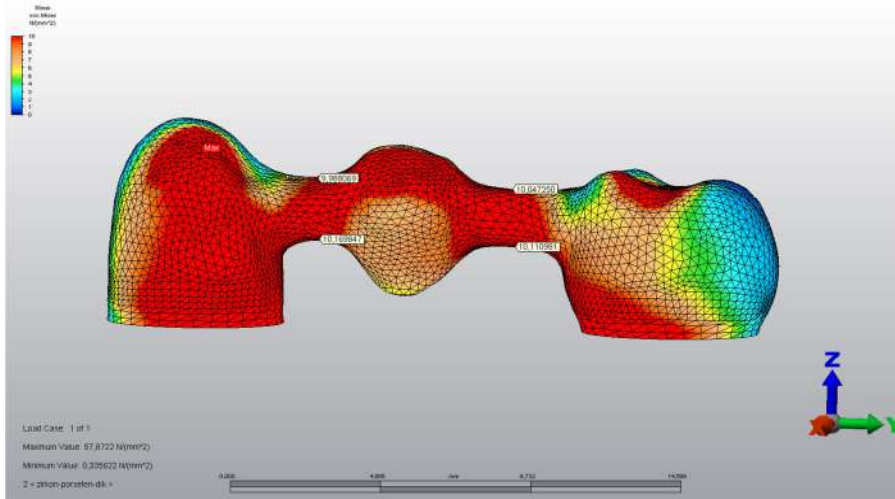
Resim 4.31. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri



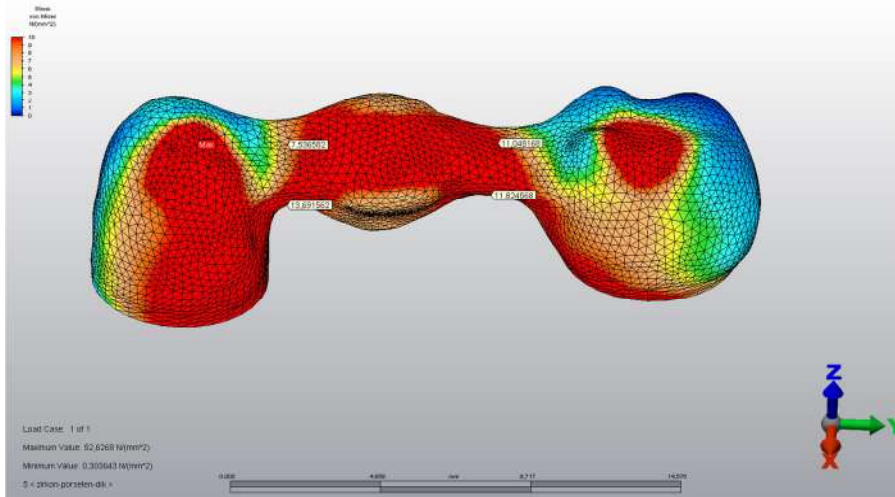
Resim 4.32. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri



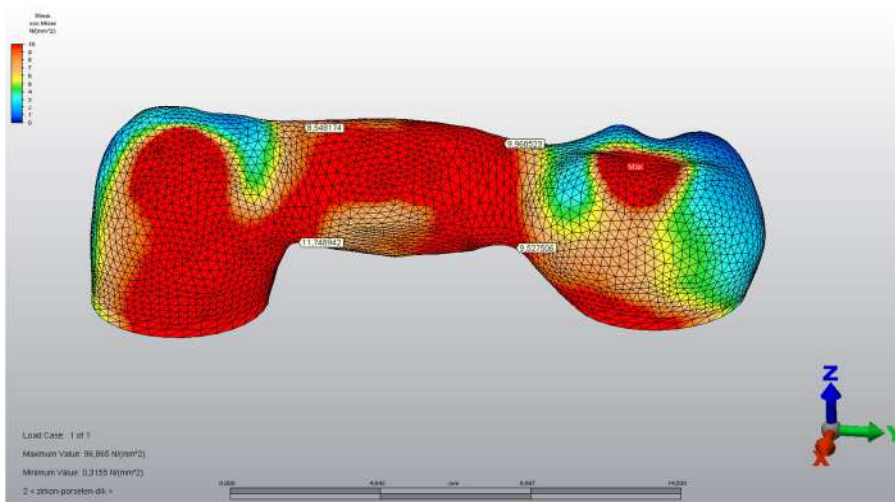
Resim 4.33. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri



Resim 4.34. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri



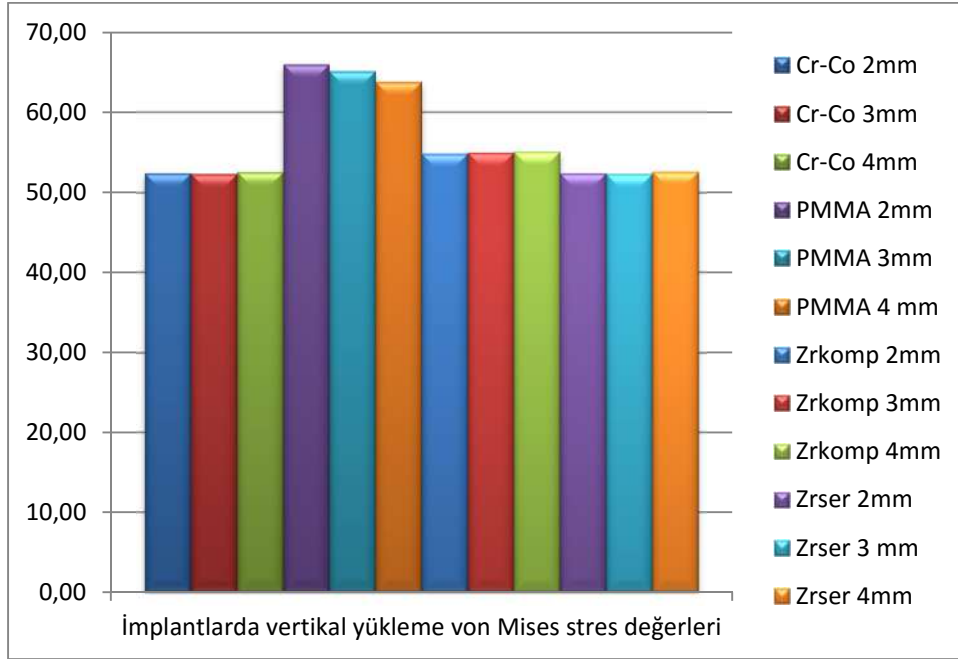
Resim 4.35. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri



Resim 4.36. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde alt yapıda oluşan çekme stresleri

4.1.4. Vertikal yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri

Vertikal yüklemde, implantlarda oluşan en yüksek stres bulguları Şekil 4.5. ' de gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek değer 2 mm Polimetil metakrilat modelinde 65,95 MPa olarak, en düşük değer ise 3 mm Zirkonya destekli seramik modelinde 52,33 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin implantlarda stres değerleri Çizelge 4.5.'de gösterildi.

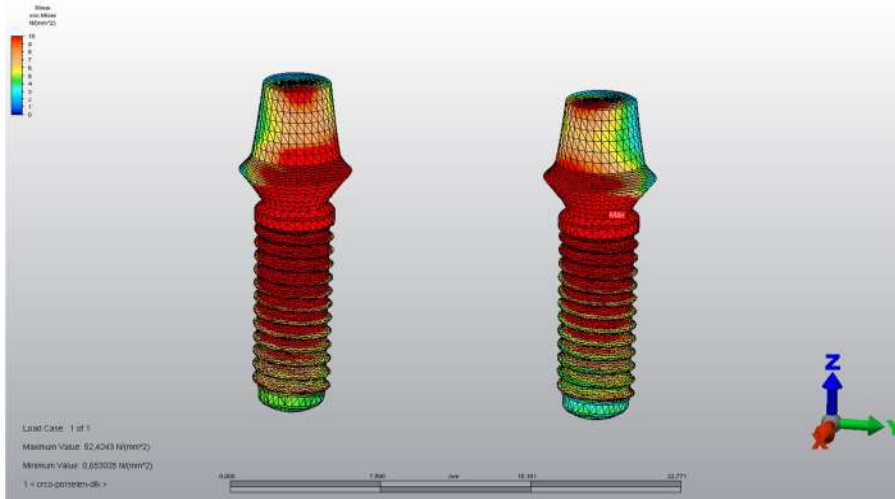


Şekil 4.5. Vertikal yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri

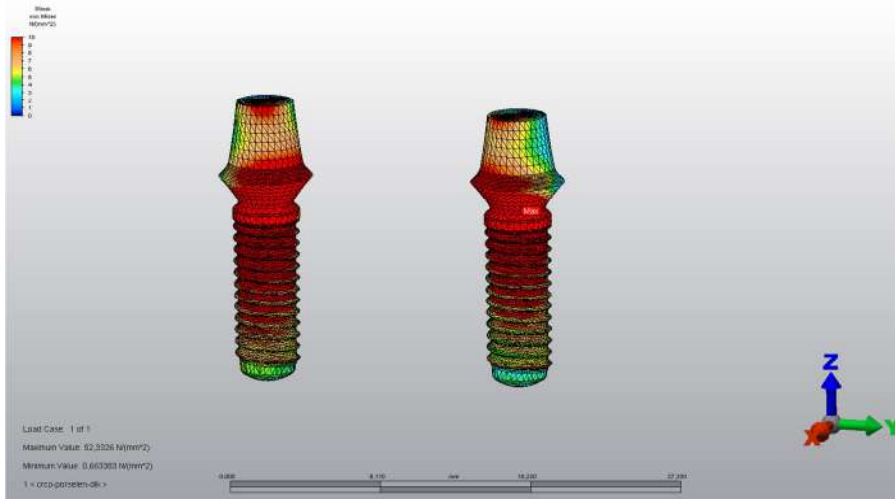
Bütün modellerdeki, stres dağılımları Şekil 4.5.' de gösterildi. Cr-Co ve zirkonya modellerdeki, stres dağılımlarının posterior implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görülürken, PMMA modellerdeki stres dağılımlarının anterior implant dayanağında okluzal bölgede yoğunlaştığı ve zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modellerinde anterior implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı belirlendi. En yüksek stres değerleri PMMA modellerde görüldü. En yüksek değer PMMA modelde en yüksek von Mises stresi değerinin, en düşük değerin görüldüğü 3 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya modeldeki en yüksek von Mises stresi değerinden %26 daha fazla olduğu görüldü. Diğer modellerdeki en yüksek von Mises stresleri incelendiğinde değerlerin benzer olduğu görüldü. Konnektör kalınlığının von Mises streslerine etkisinin olmadığı görüldü.

Çizelge 4.5. Vertikal yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)

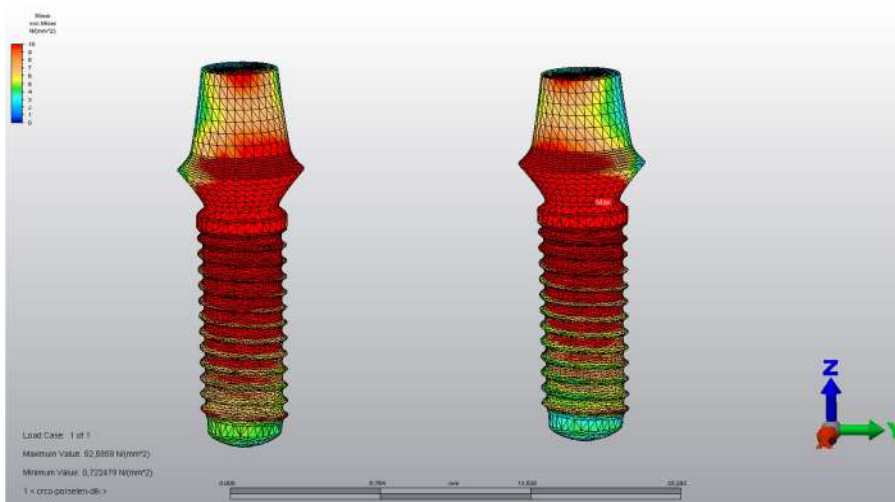
2 mm Polimetil metakrilat	65,95 MPa
3 mm Polimetil metakrilat	65,09 MPa
4 mm Polimetil metakrilat	63,76 MPa
4 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	55,11 MPa
3 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	54,99 MPa
2 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	54,85 MPa
4 mm Zirkonya destekli seramik	52,59 MPa
4 mm Cr-Co destekli seramik	52,59 MPa
2 mm Cr-Co destekli seramik	52,42 MPa
2 mm Zirkonya destekli seramik	52,42 MPa
3 mm Cr-Co destekli seramik	52,33 MPa
3 mm Zirkonya destekli seramik	52,33 MPa



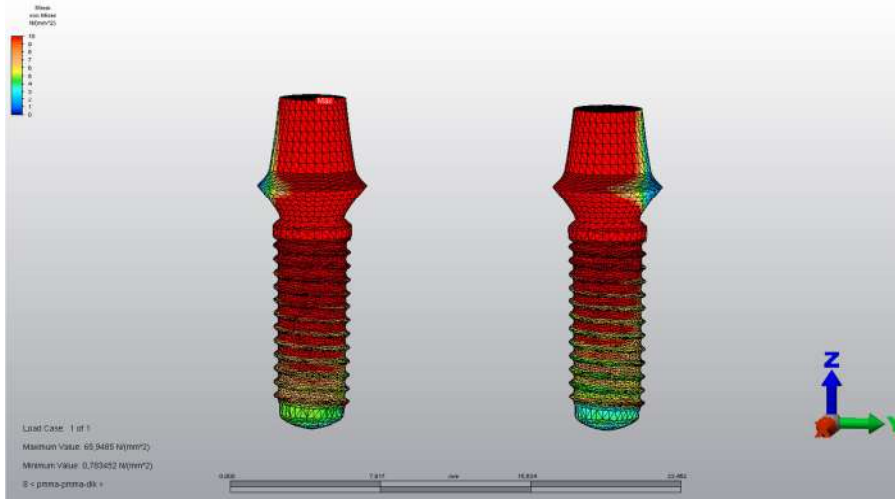
Resim 4.37. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri



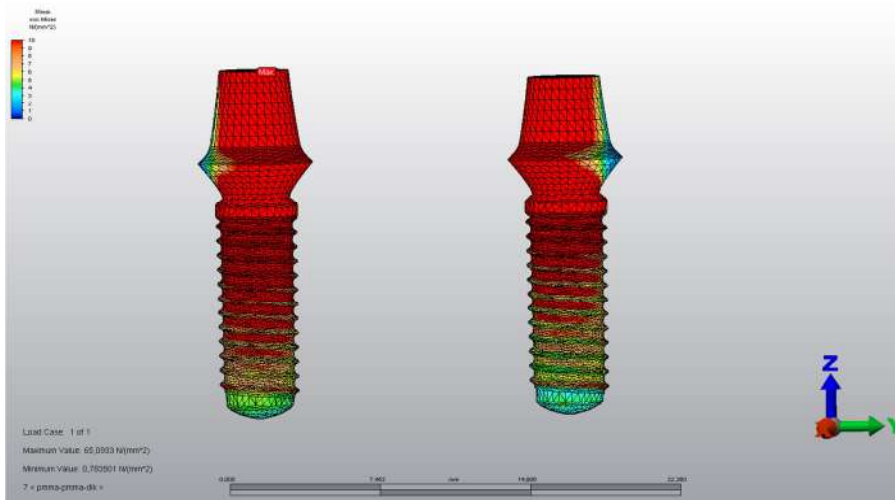
Resim 4.38. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri



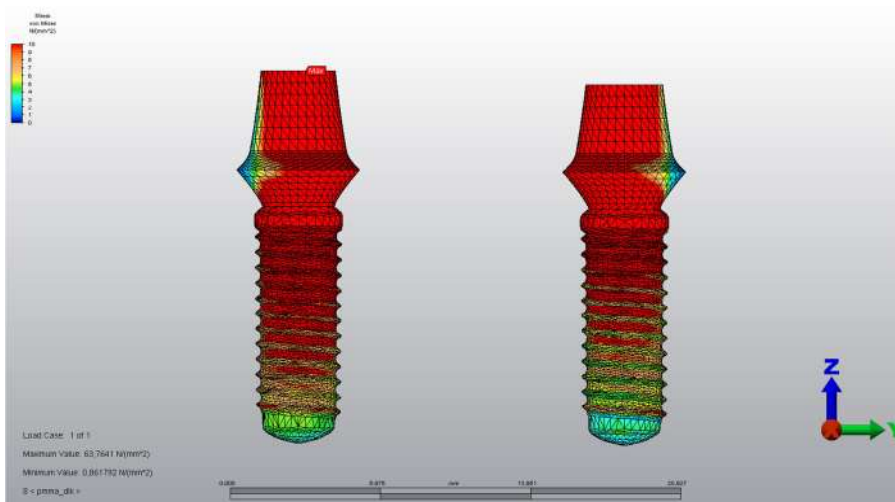
Resim 4.39. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri



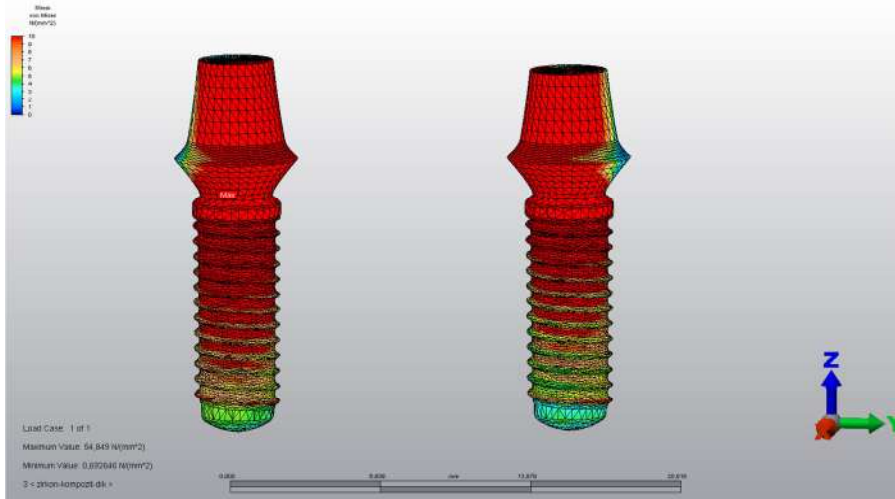
Resim 4.40. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri



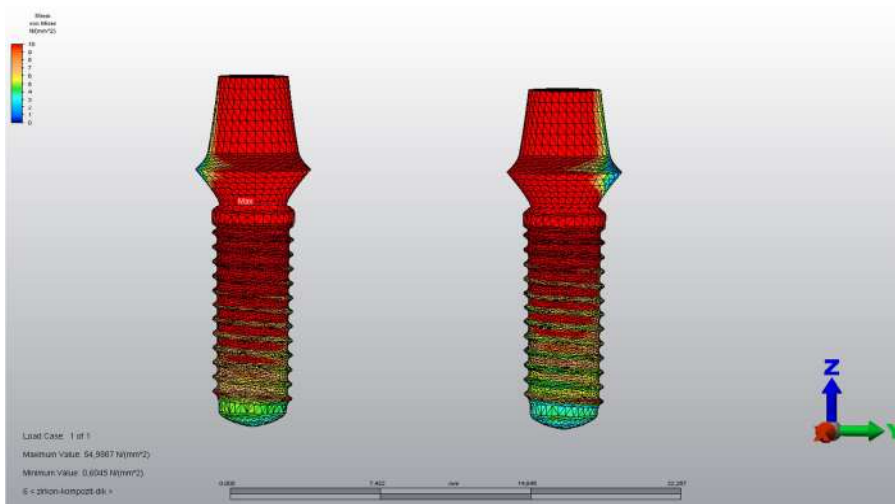
Resim 4.41. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri



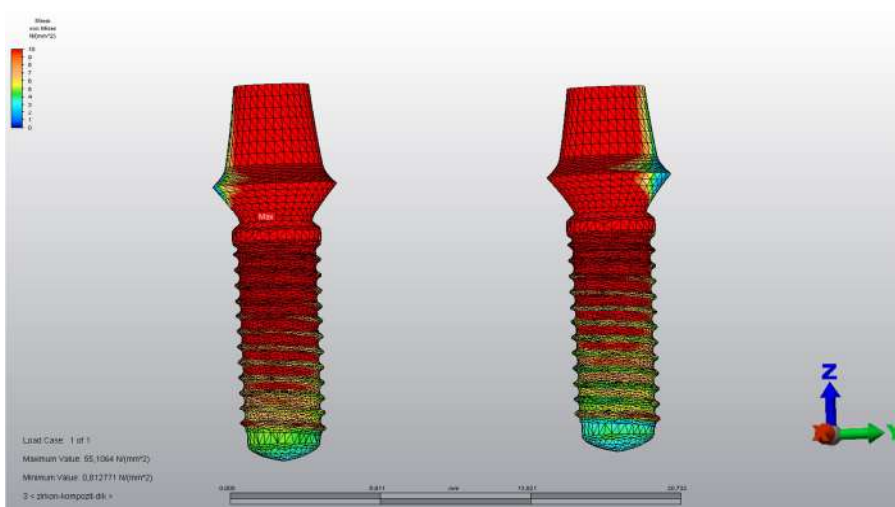
Resim 4.42. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri



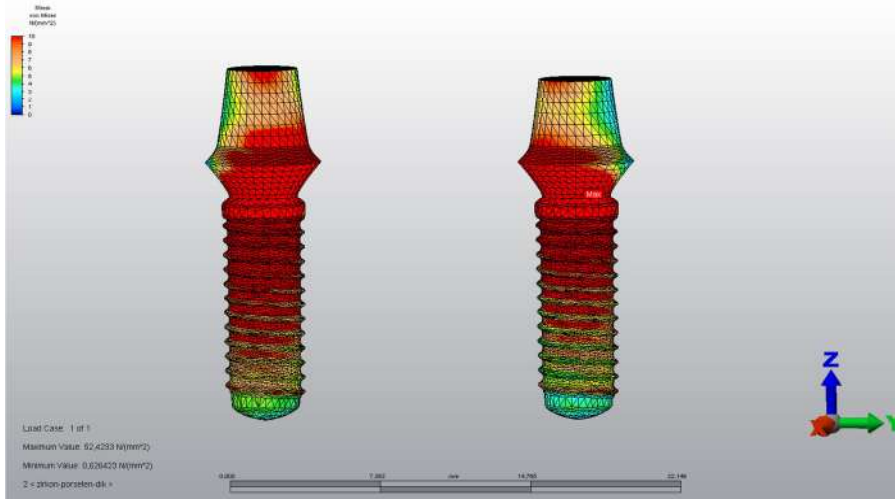
Resim 4.43. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri



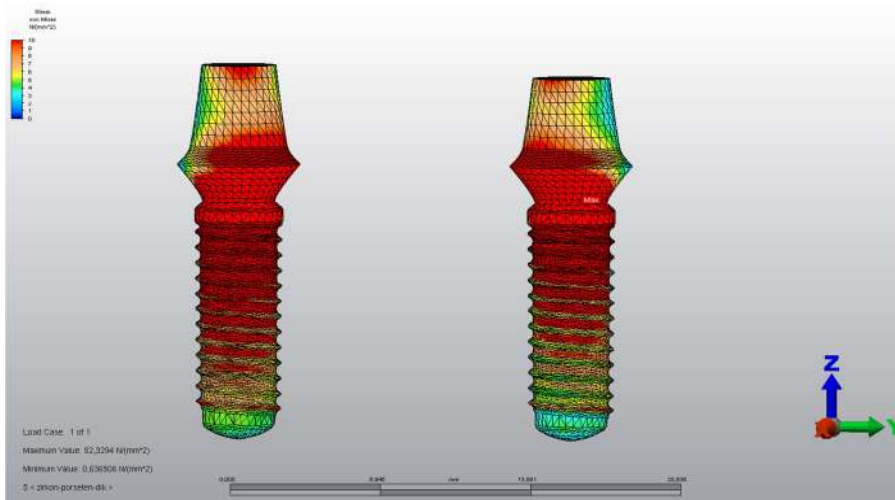
Resim 4.44. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri



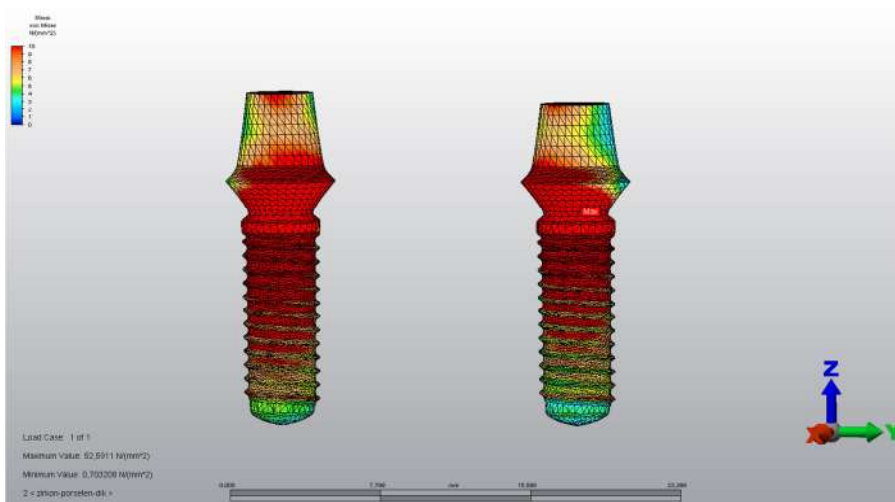
Resim 4.45. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri



Resim 4.46. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri



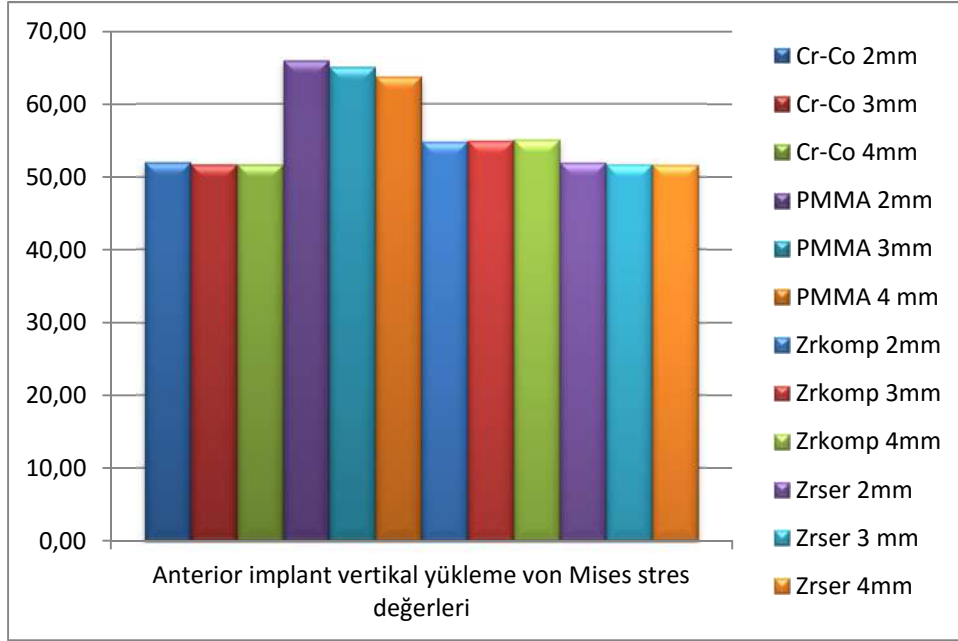
Resim 4.47. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri



Resim 4.48. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde implantlarda oluşan çekme stresleri

4.1.5. Vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri

Vertikal yüklemde, anterior implantta oluşan en yüksek stres bulguları Şekil 4.6. ' da gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek değer 2 mm Polimetil metakrilat modelinde 65,95 MPa olarak, en düşük değer ise 4 mm Zirkonya destekli seramik modelinde 51,71 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin anterior implanttaki stres değerleri Çizelge 4.6.'da gösterildi.

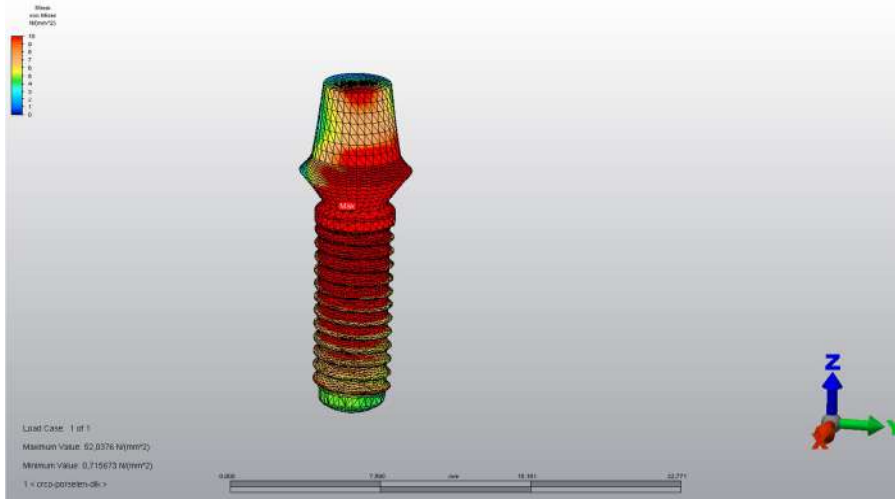


Şekil 4.6. Vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri

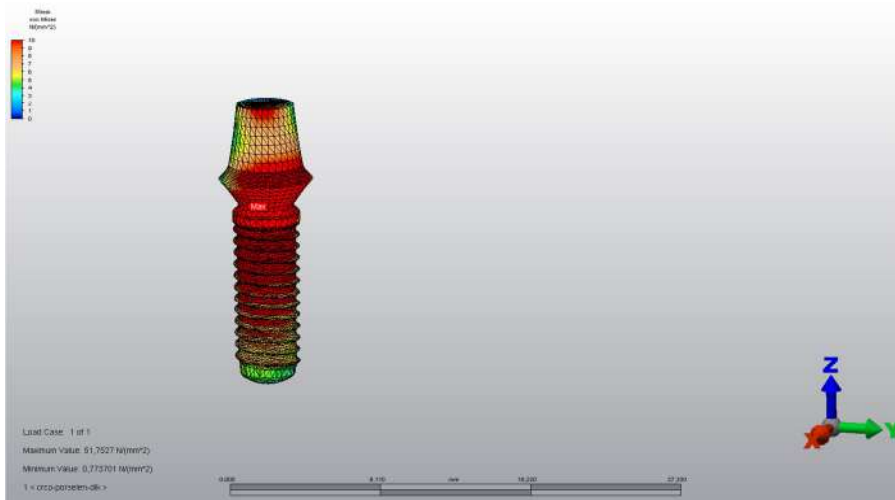
Bütün modellerdeki, stres dağılımları Şekil 4.6.' da gösterildi. PMMA modellerdeki, stres dağılımları incelendiğinde streslerin dayanağın okluzalinde yoğunlaştığı görüldü. Diğer modellerde streslerin daha çok boyun bölgesinde yoğunlaştığı görüldü. En yüksek stres değerinin PMMA modellerin dayanağının okluzal bölgesinde oluştuğu saptandı. PMMA modellerdeki en yüksek von Mises stresi değerlerinin diğer modellerden yüksek olduğu görüldü. Diğer modellerin en yüksek von Mises stresleri incelendiğinde değerlerin benzer olduğu görüldü. Konnektör kalınlığının en yüksek von Mises stresleri üzerine etkisinin olmadığı görüldü.

Çizelge 4.6. Vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)

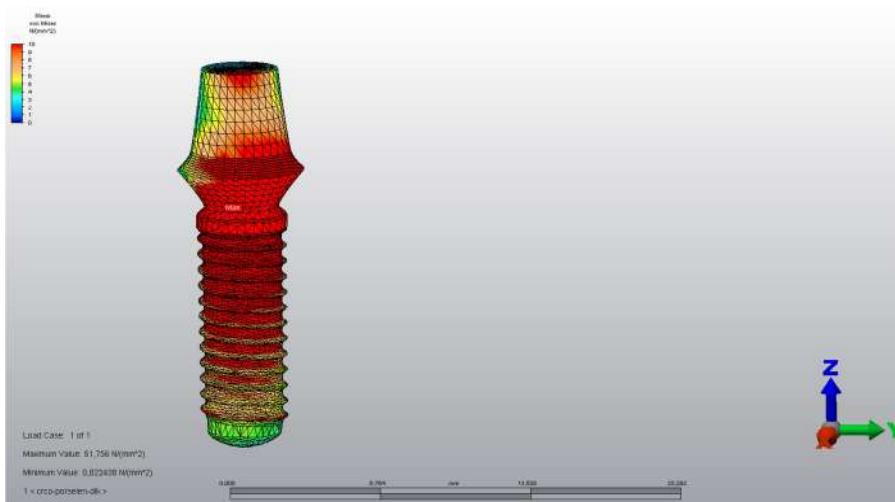
2 mm Polimetil metakrilat	65,95 MPa
3 mm Polimetil metakrilat	65,09 MPa
4 mm Polimetil metakrilat	63,76 MPa
4 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	55,11 MPa
3 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	55,00 MPa
2 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	54,85 MPa
2 mm Cr-Co destekli seramik	52,04 MPa
2 mm Zirkonya destekli seramik	52,02 MPa
4 mm Cr-Co destekli seramik	51,76 MPa
3 mm Cr-Co destekli seramik	51,75 MPa
3 mm Zirkonya destekli seramik	51,73 MPa
4 mm Zirkonya destekli seramik	51,71 MPa



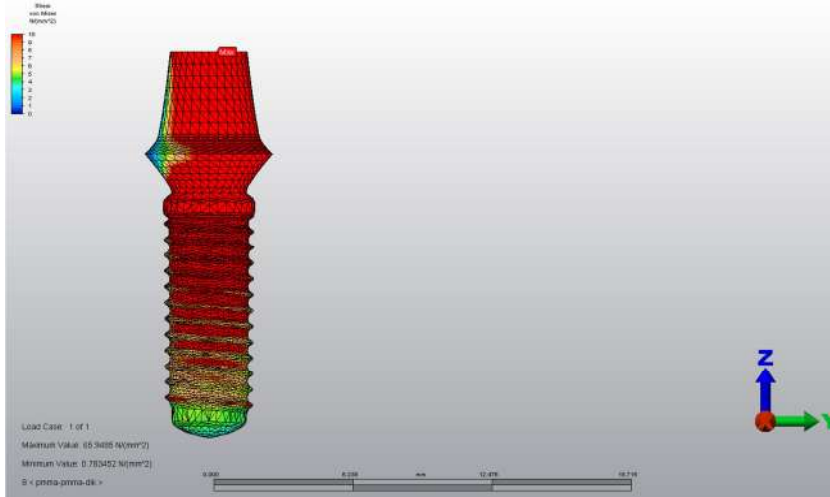
Resim 4.49. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



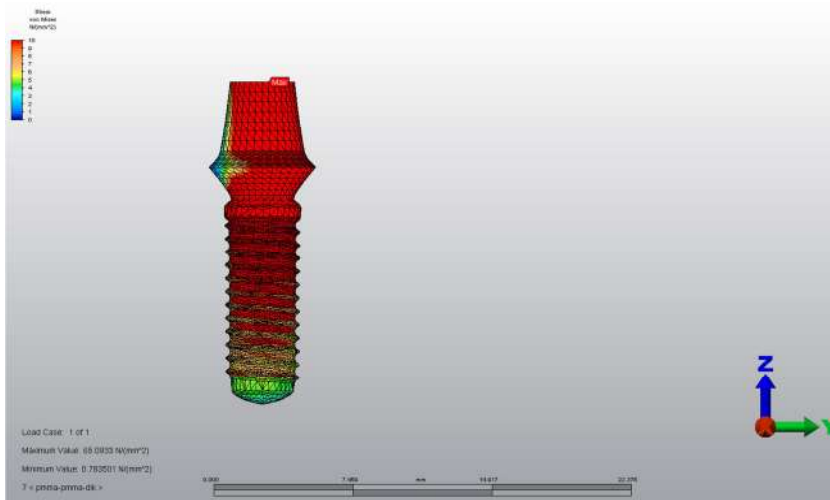
Resim 4.50. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



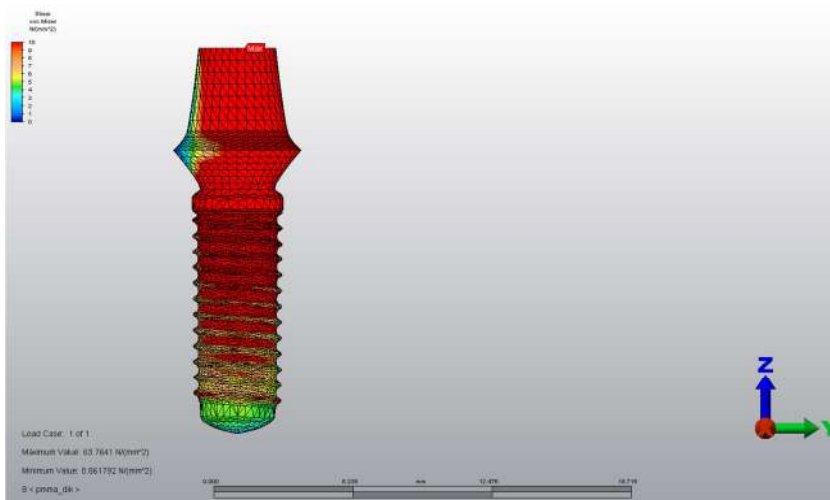
Resim 4.51. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



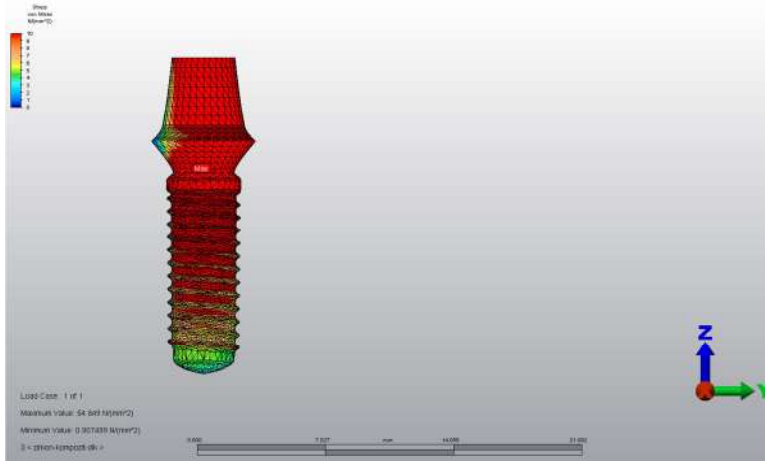
Resim 4.52. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



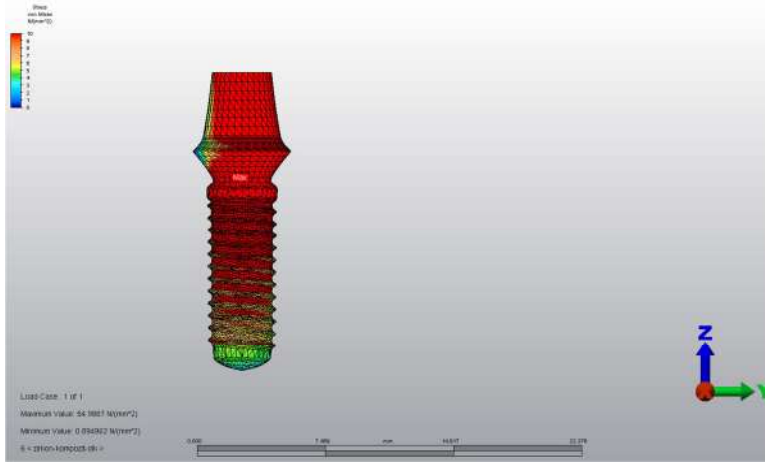
Resim 4.53. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



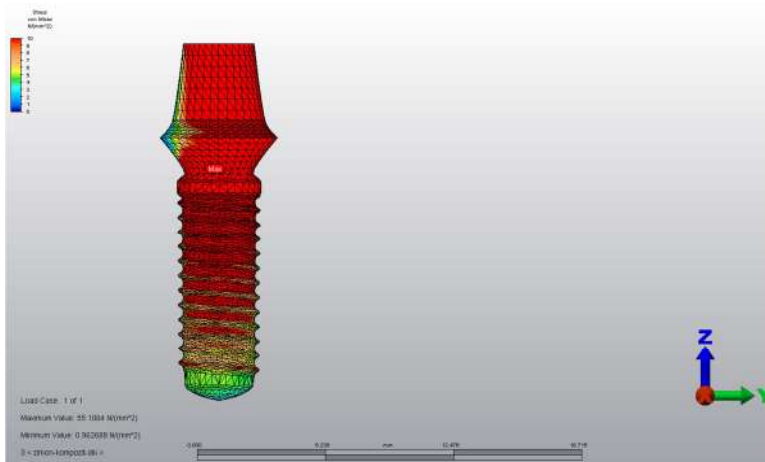
Resim 4.54. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



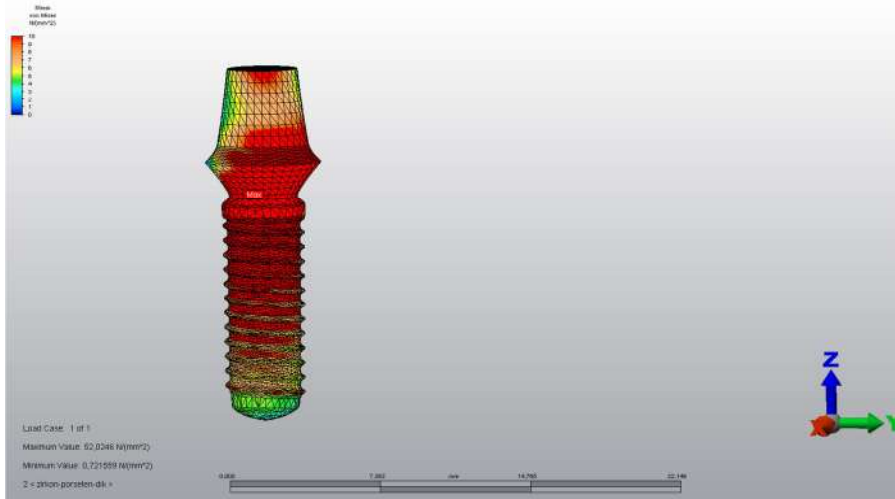
Resim 4.55. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



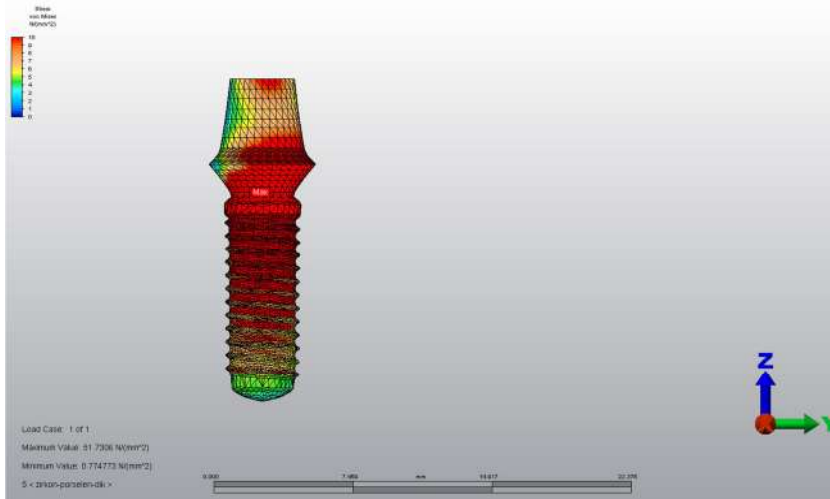
Resim 4.56. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



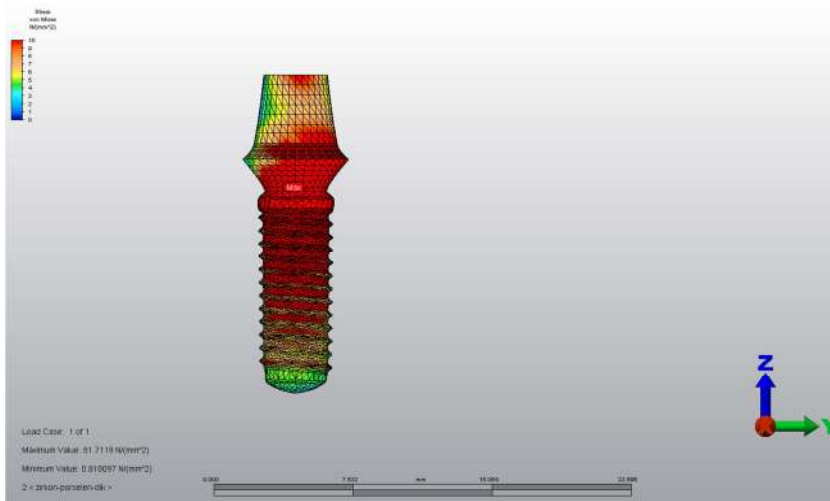
Resim 4.57. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



Resim 4.58. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



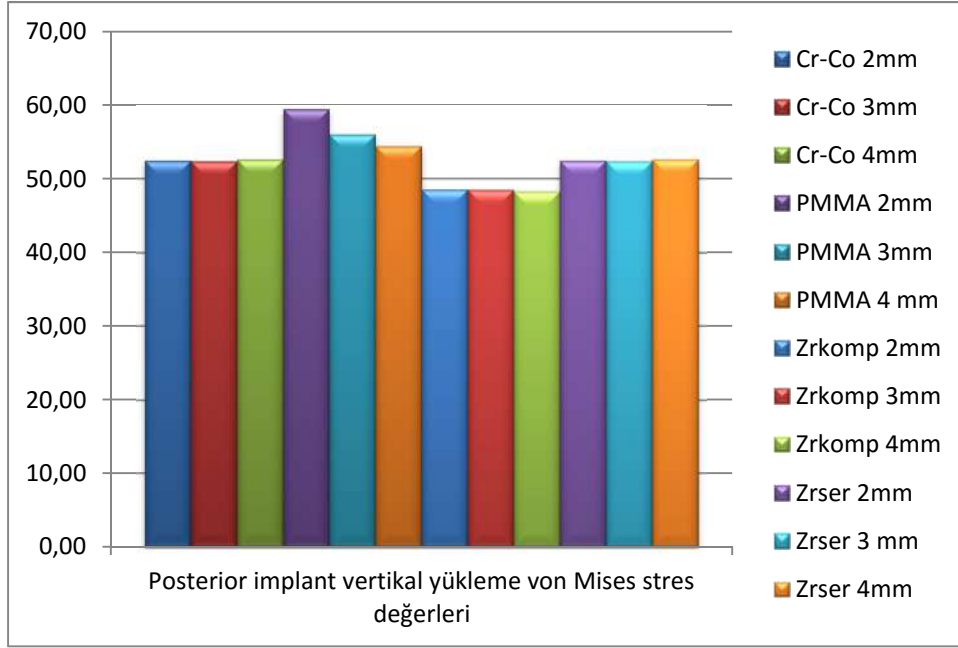
Resim 4.59. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



Resim 4.60. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri

4.1.6. Vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri

Vertikal yüklemde, posterior implantta oluşan en yüksek stres bulguları Şekil 4.7. ' de gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek değer 2 mm Polimetil metakrilat modelinde 59,3339 MPa olarak, en düşük değer ise 4 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit modelinde 48,263 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin posterior implanttaki stres değerleri Çizelge 4.7.'da gösterildi.

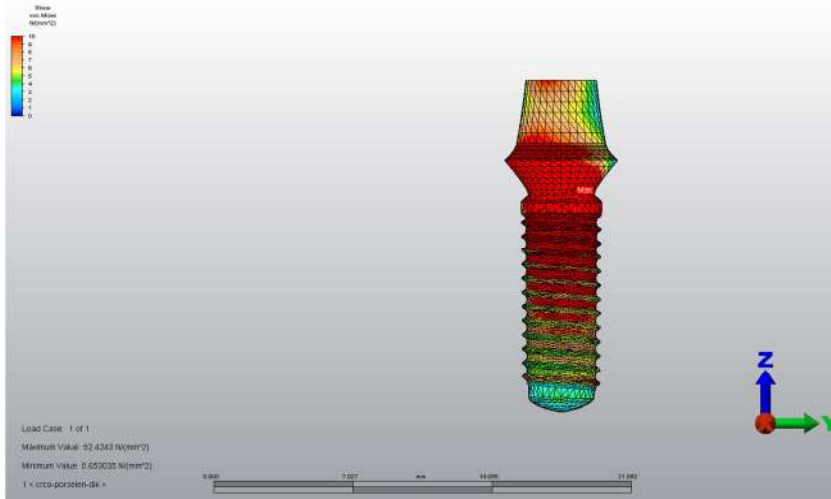


Şekil 4.7. Vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri

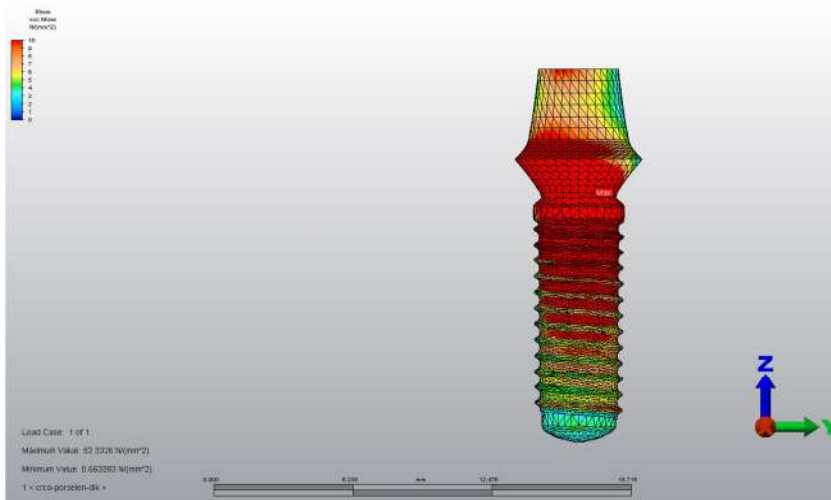
Bütün modellerdeki, stres dağılımları Şekil 4.7.' de gösterildi. PMMA modellerdeki, stres dağılımlarının dayanağın okluzal bölgesinde yoğunlaştığı belirlendi. Diğer modellerdeki stres dağılımlarının implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı görüldü. En yüksek stres değerlerinin PMMA modellerde olduğu saptandı. En düşük stres değerlerinin zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modellerde olduğu görüldü. Konnektör kalınlığının en yüksek von Mises stres değerlerini etkilemediği görüldü.

Çizelge 4.7. Vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Misses stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)

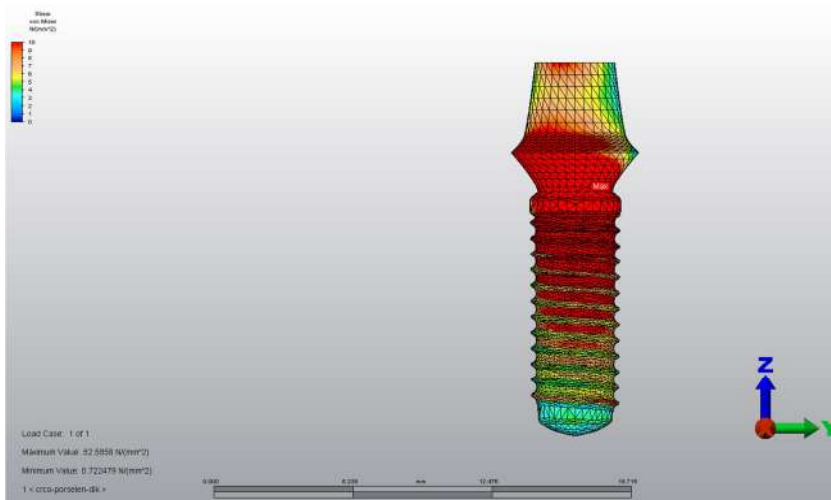
2 mm Polimetil metakrilat	59,33 MPa
3 mm Polimetil metakrilat	55,95 MPa
4 mm Polimetil metakrilat	54,39 MPa
4 mm Zirkonya destekli seramik	52,59 MPa
4 mm Cr-Co destekli seramik	52,59 MPa
2 mm Cr-Co destekli seramik	52,42 MPa
2 mm Zirkonya destekli seramik	52,42 MPa
3 mm Cr-Co destekli seramik	52,33 MPa
3 mm Zirkonya destekli seramik	52,33 MPa
2 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	48,53 MPa
3 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	48,46 MPa
4 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	48,26 MPa



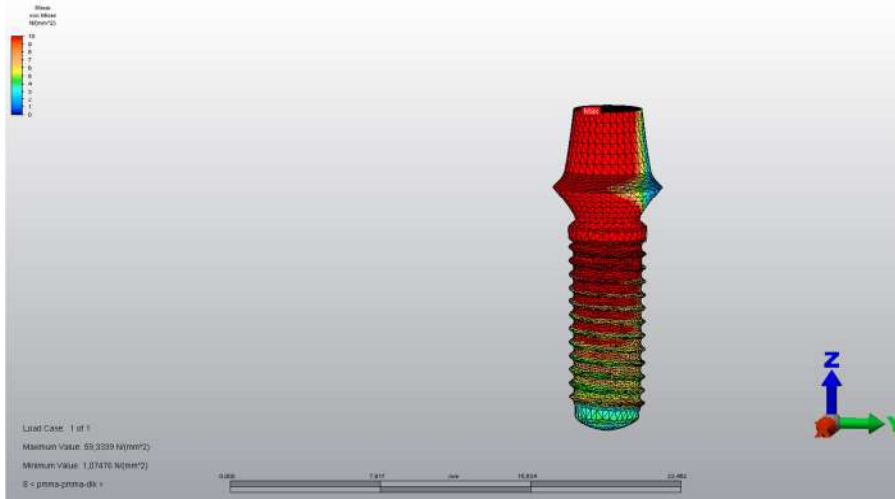
Resim 4.61. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



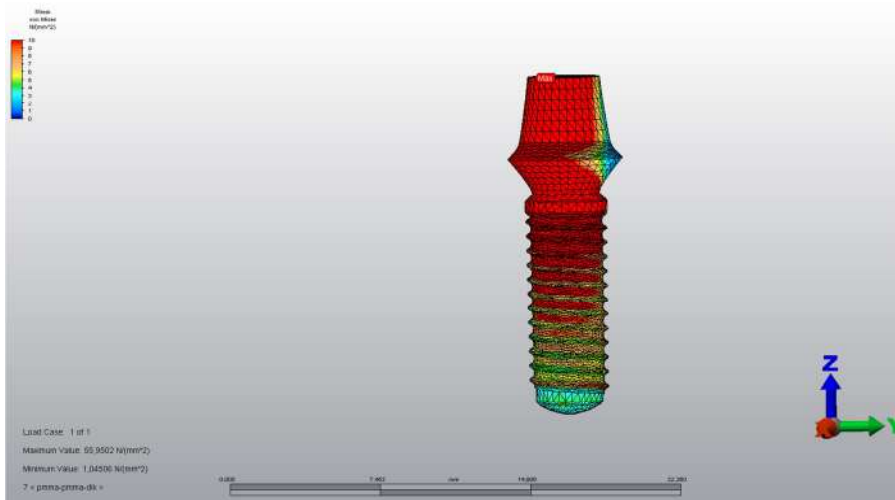
Resim 4.62. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



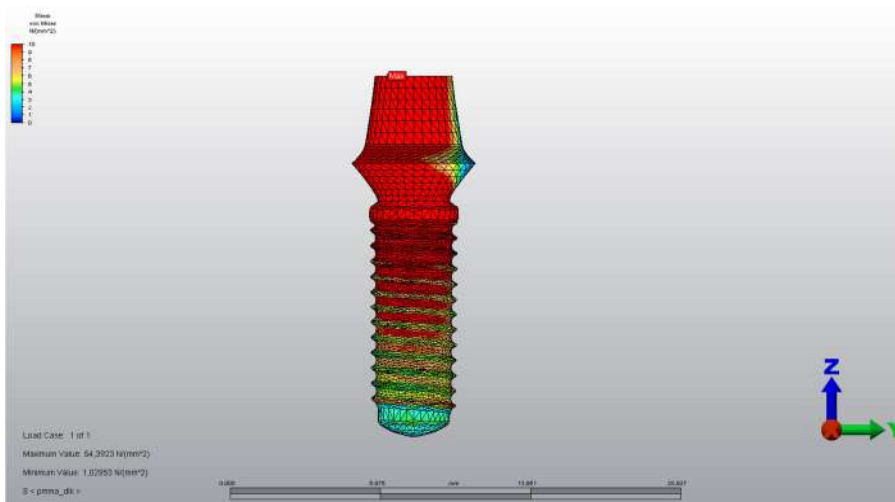
Resim 4.63. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



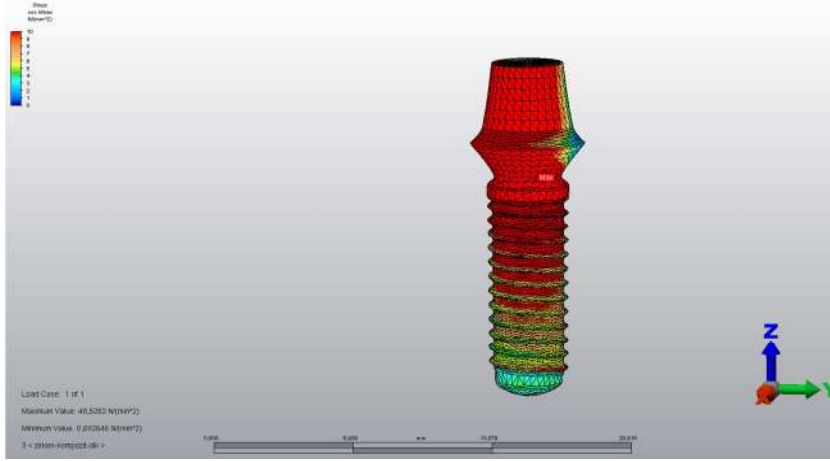
Resim 4.64. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



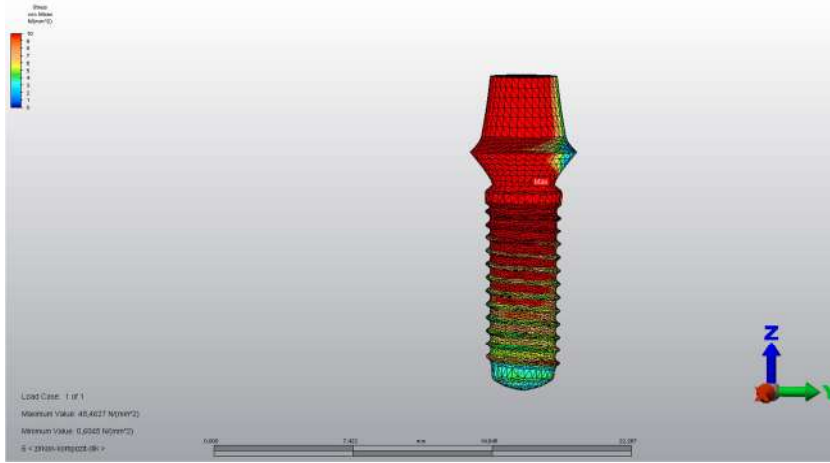
Resim 4.65. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



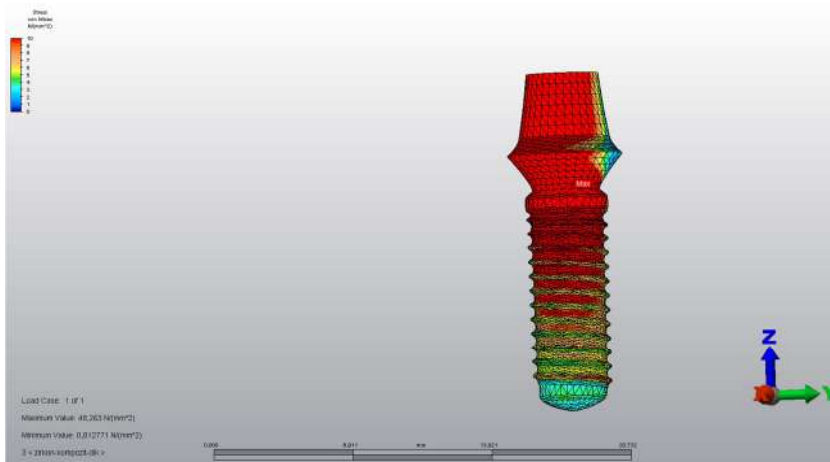
Resim 4.66. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



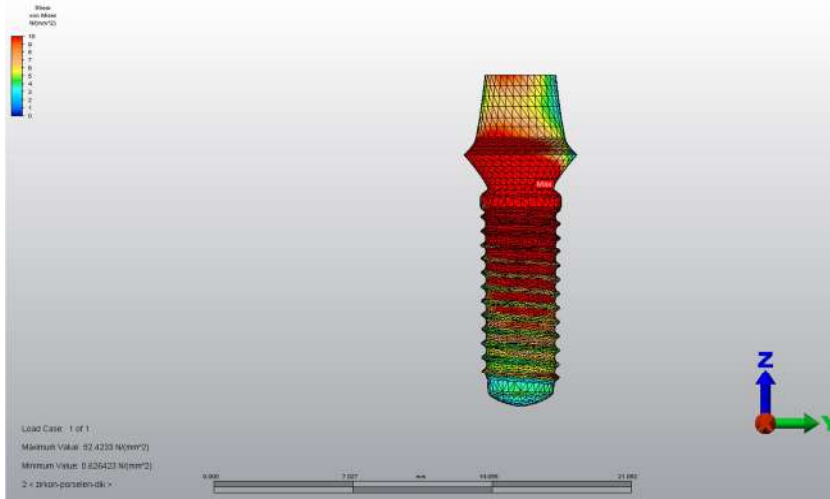
Resim 4.67. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



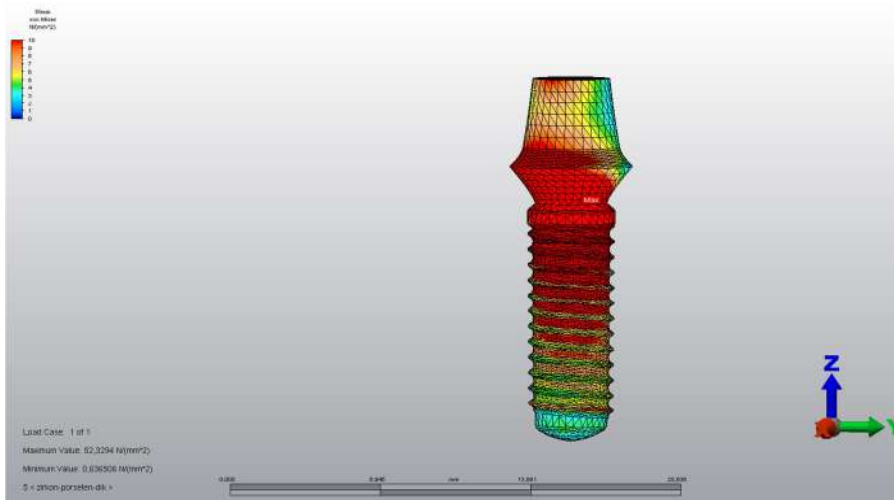
Resim 4.68. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



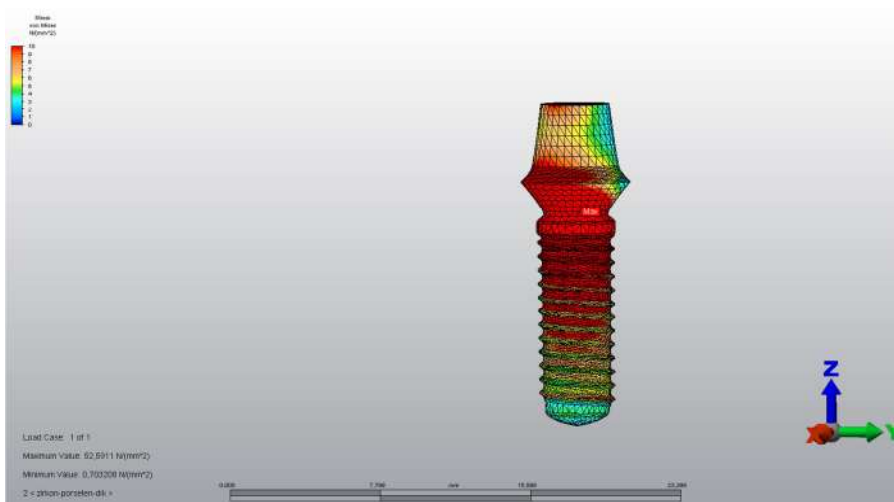
Resim 4.69. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



Resim 4.70. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



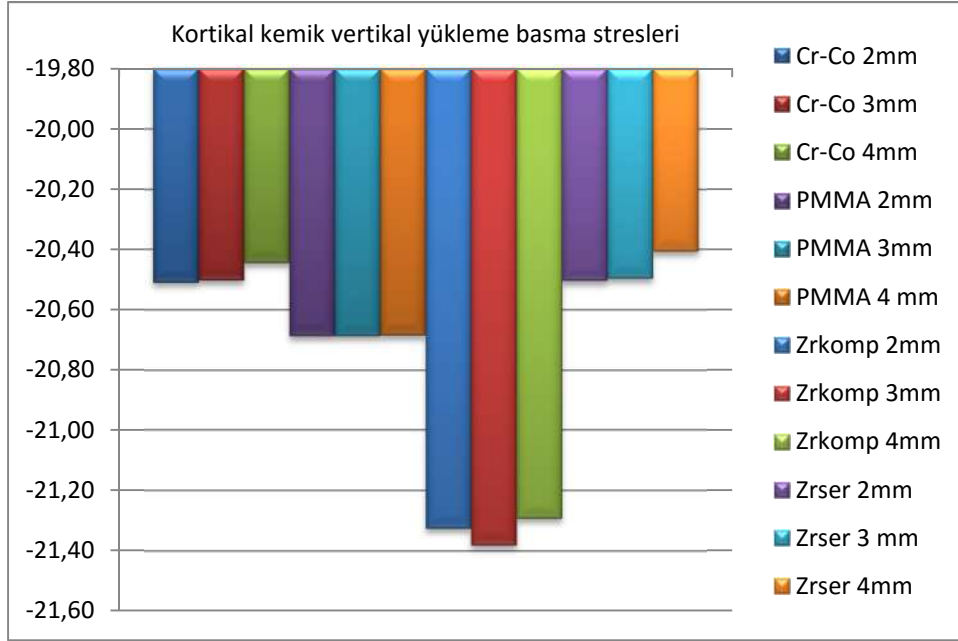
Resim 4.71. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan Von Mises stresleri



Resim 4.72. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri

4.1.7. Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresi

Vertikal yüklemde, kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi bulguları Şekil 4.8. 'de gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek değer 3 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit modelinde -21,38 MPa olarak, en düşük değer ise 4 mm Zirkonya destekli seramik modelinde -20,41 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin kortikal kemikteki basma stresi değerleri Çizelge 4.8.'de gösterildi.

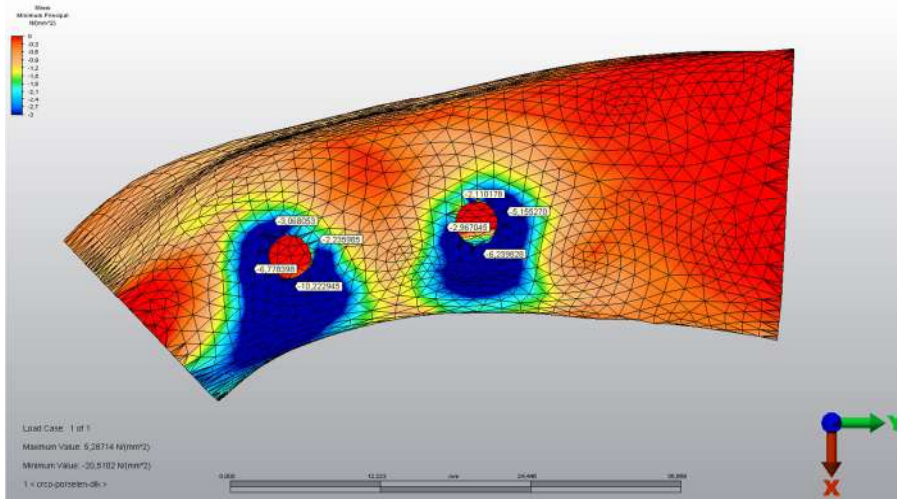


Şekil 4.8. Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri

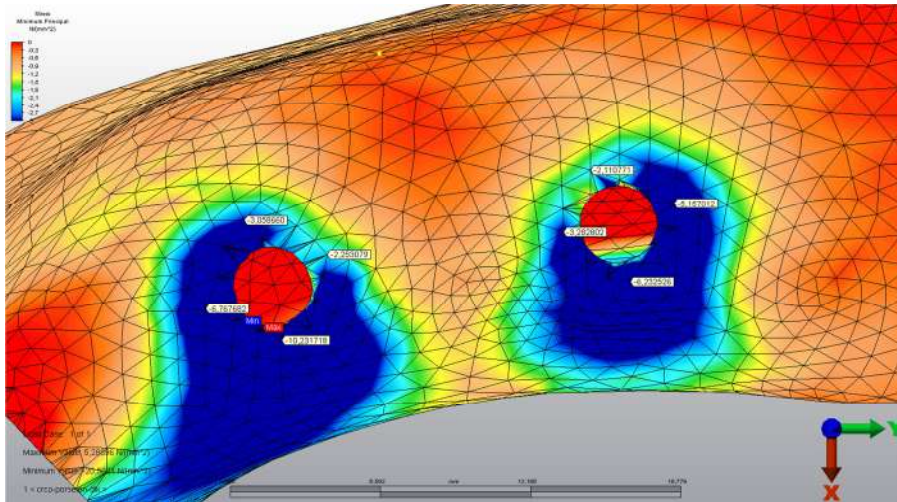
Bütün modellerdeki, basma stresi dağılımları Şekil 4.8.' de gösterildi. Bütün modellerdeki, basma stresi dağılımlarının bukkal bölgeye oranla lingual bölgede yoğunlaştığı belirlendi. En yüksek stres değerinin zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modellerinde oluştuğu görüldü. Konnektör kalınlığının basma streslerine etkisinin olmadığı görüldü. Farklı materyallerde oluşan en yüksek basma stresleri kıyaslandığında değerlerin benzer olduğu görüldü.

Çizelge 4.8. Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)

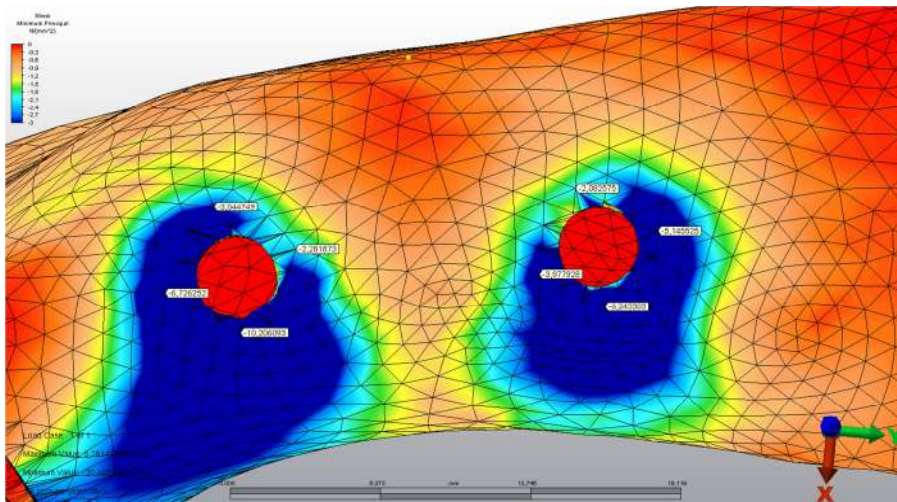
3 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	-21,38 MPa
2 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	-21,33 MPa
4 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	-21,29 MPa
3 mm Polimetil metakrilat	-20,69 MPa
2 mm Polimetil metakrilat	-20,69 MPa
4 mm Polimetil metakrilat	-20,68 MPa
2 mm Cr-Co destekli seramik	-20,51 MPa
2 mm Zirkonya destekli seramik	-20,50 MPa
3 mm Cr-Co destekli seramik	-20,50 MPa
3 mm Zirkonya destekli seramik	-20,50 MPa
4 mm Cr-Co destekli seramik	-20,44 MPa
4 mm Zirkonya destekli seramik	-20,41 MPa



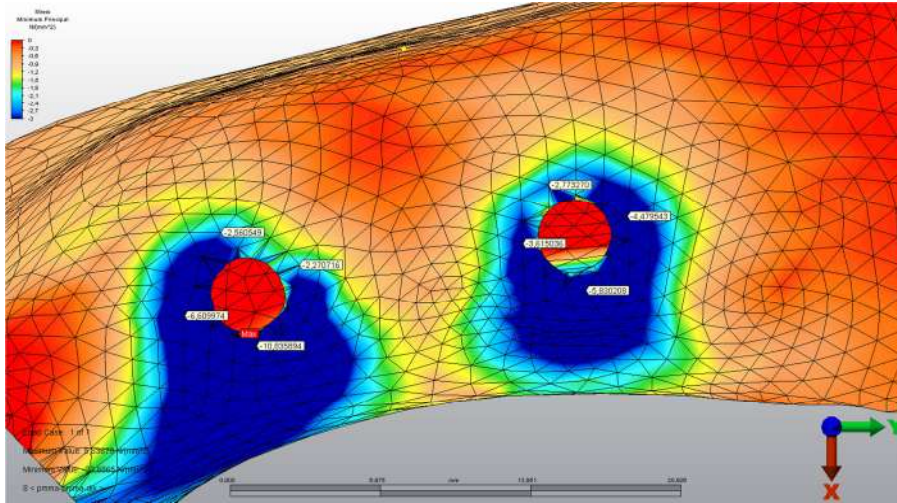
Resim 4.73. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



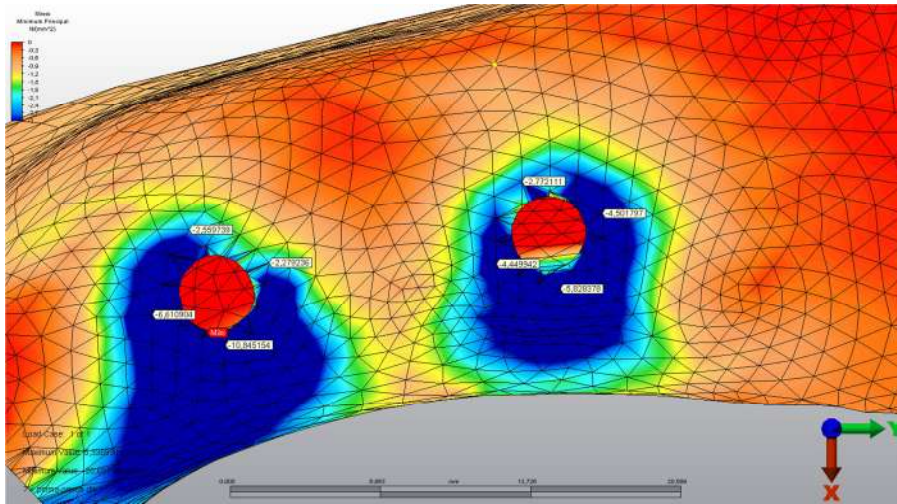
Resim 4.74. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



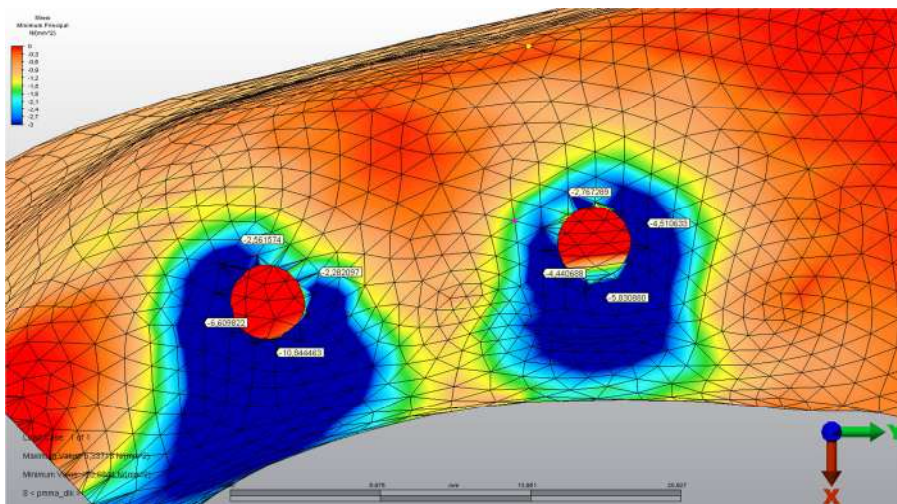
Resim 4.75. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



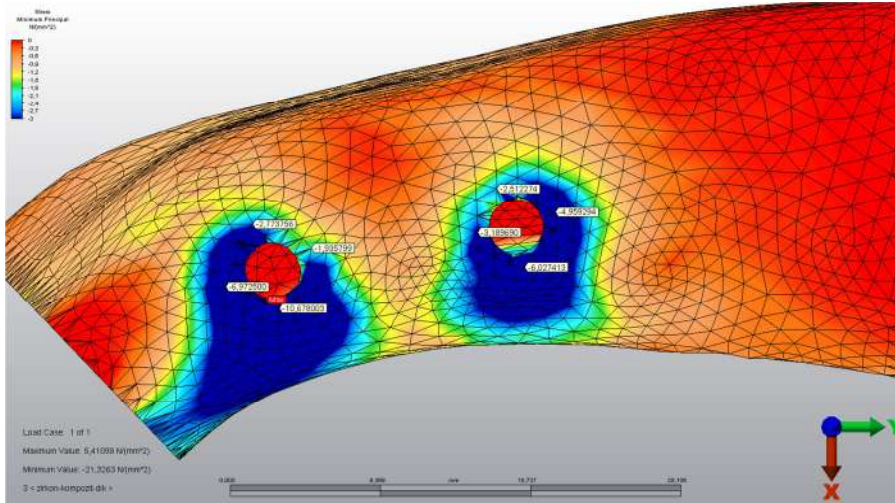
Resim 4.76. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



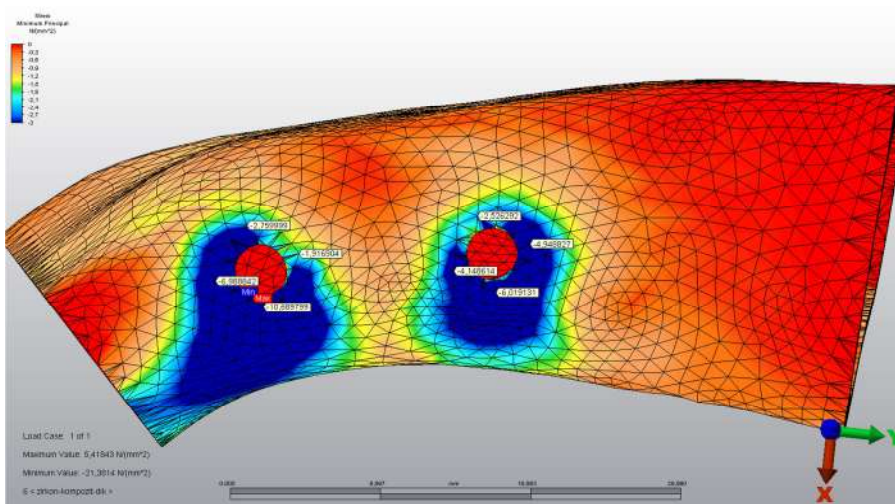
Resim 4.77. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



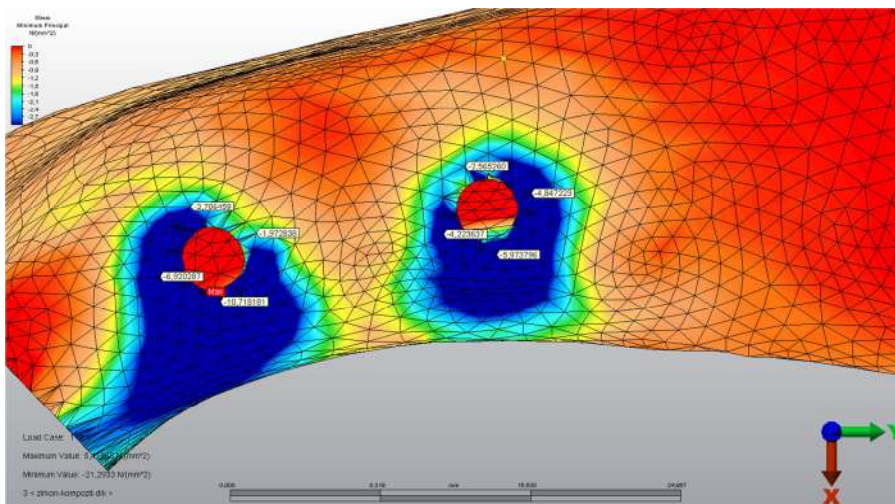
Resim 4.78. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



Resim 4.79. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



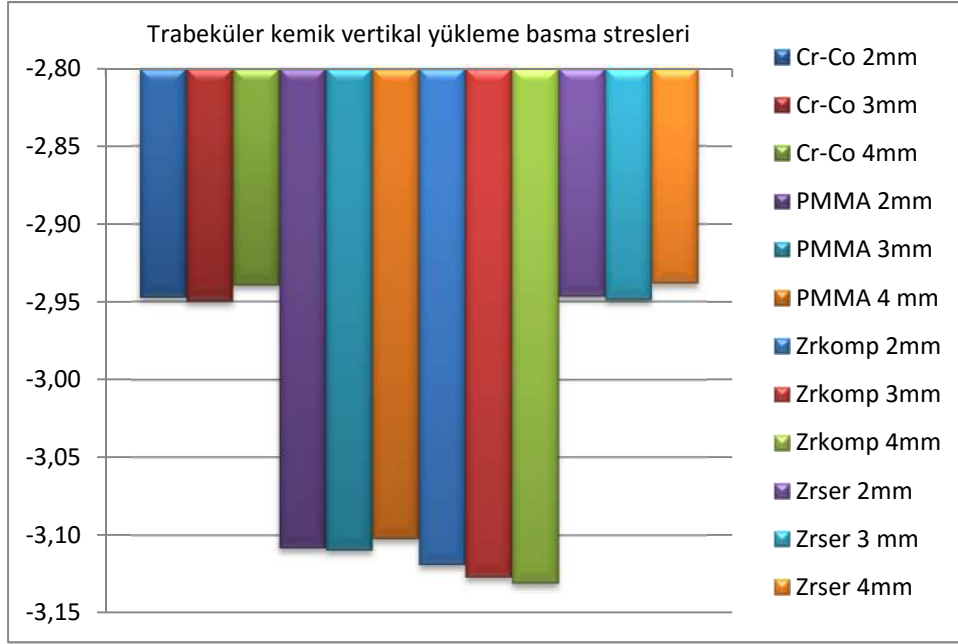
Resim 4.80. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



Resim 4.81. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri

4.1.8. Vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresi

Vertikal yüklemde, trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi bulguları Şekil 4.9.'da gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek değer 4 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit modelinde -3,13 MPa olarak, en düşük değer ise 4 mm Zirkonya destekli seramik modelinde -2,94 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin trabeküler kemikteki basma stresi değerleri Çizelge 4.9.'da gösterildi.

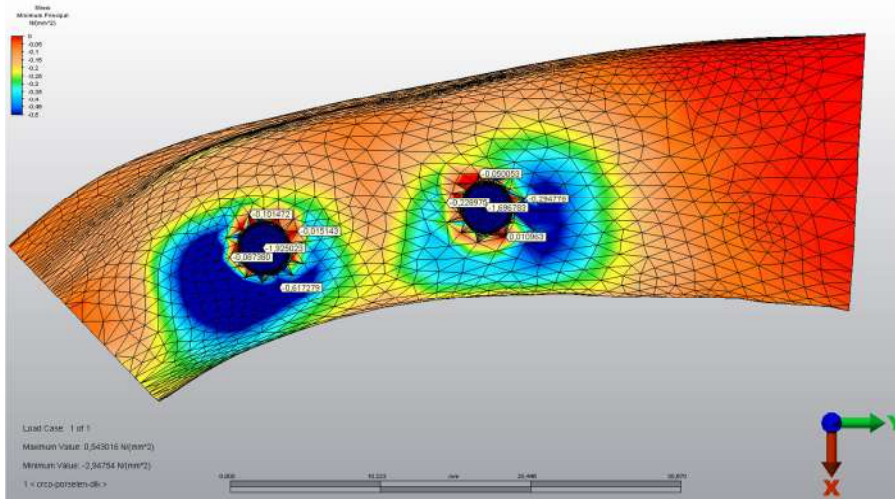


Şekil 4.9. Vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri

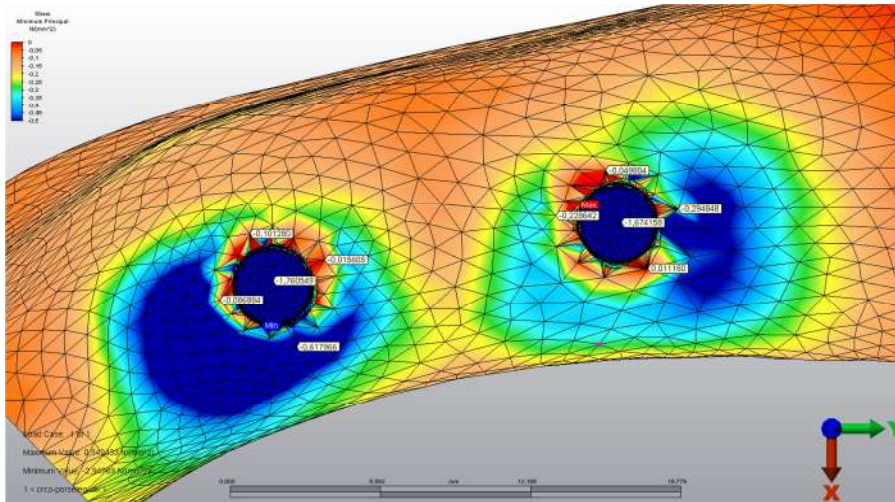
Bütün modellerdeki, basma stresi dağılımları Şekil 4.9.'da gösterildi. Bütün modellerdeki, basma stresi dağılımlarının bukkal bölgeye oranla lingual bölgede yoğunlaştığı belirlendi. En yüksek stres değerinin zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modellerinde olduğu görüldü. Konnektör kalınlığının basma streslerine etkisinin olmadığı görüldü. Farklı materyallerde oluşan en yüksek basma stresleri kıyaslandığında değerlerin benzer olduğu görüldü.

Çizelge 4.9. Vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)

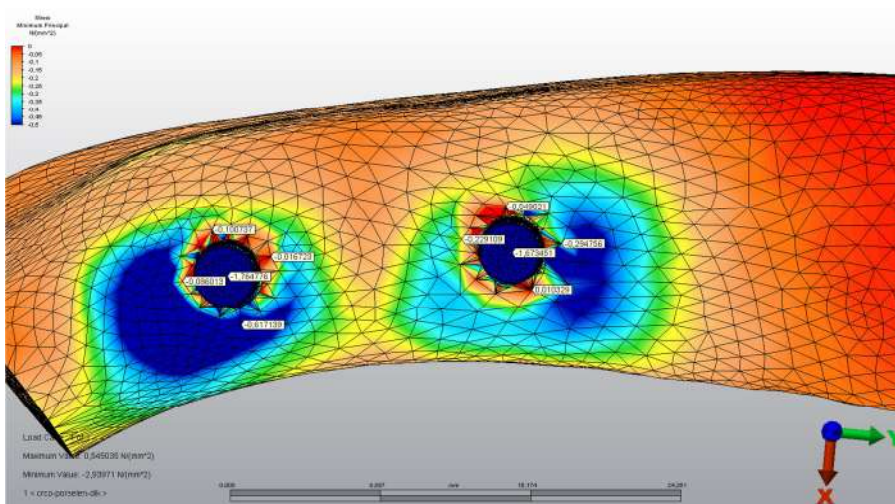
4 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	-3,13 MPa
3 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	-3,13 MPa
2 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	-3,12 MPa
3 mm Polimetil metakrilat	-3,11 MPa
2 mm Polimetil metakrilat	-3,11 MPa
4 mm Polimetil metakrilat	-3,10 MPa
3 mm Cr-Co destekli seramik	-2,95 MPa
3 mm Zirkonya destekli seramik	-2,95 MPa
2 mm Cr-Co destekli seramik	-2,95 MPa
2 mm Zirkonya destekli seramik	-2,95 MPa
4 mm Cr-Co destekli seramik	-2,94 MPa
4 mm Zirkonya destekli seramik	-2,94 MPa



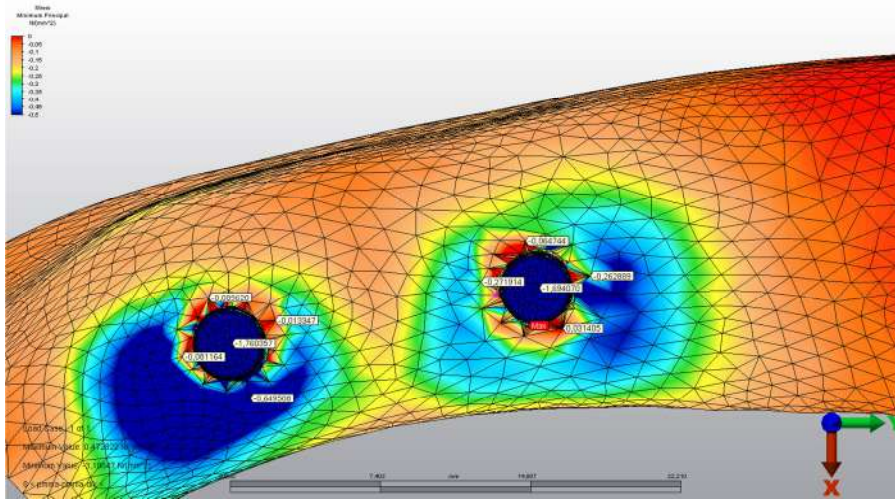
Resim 4.85. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



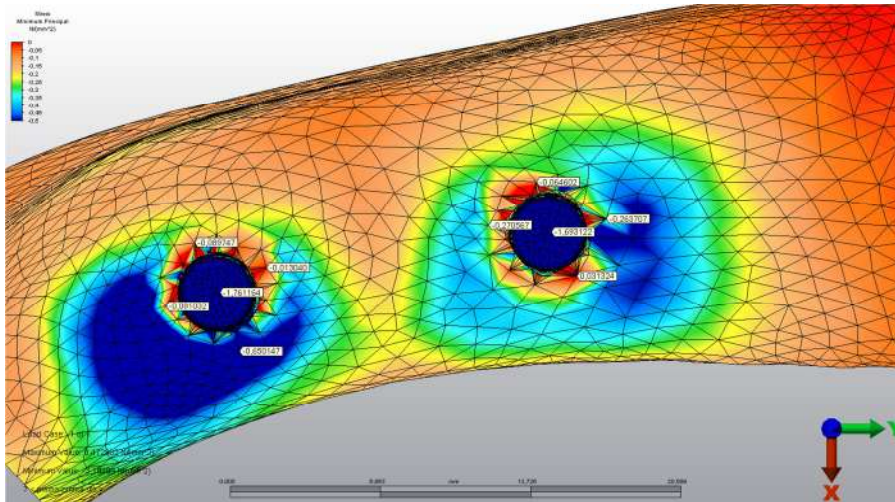
Resim 4.86. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



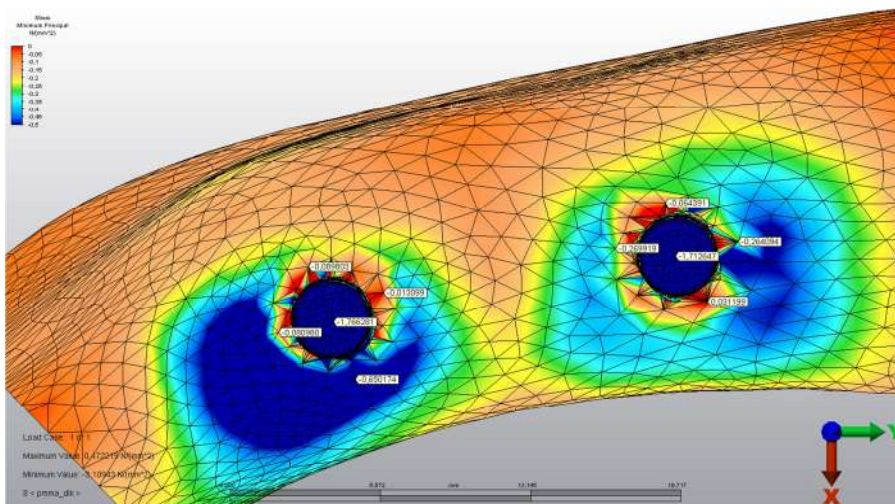
Resim 4.87. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



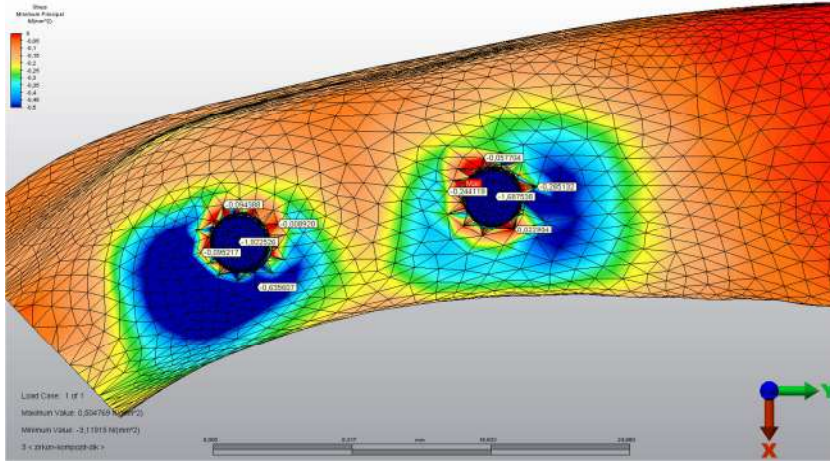
Resim 4.88. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



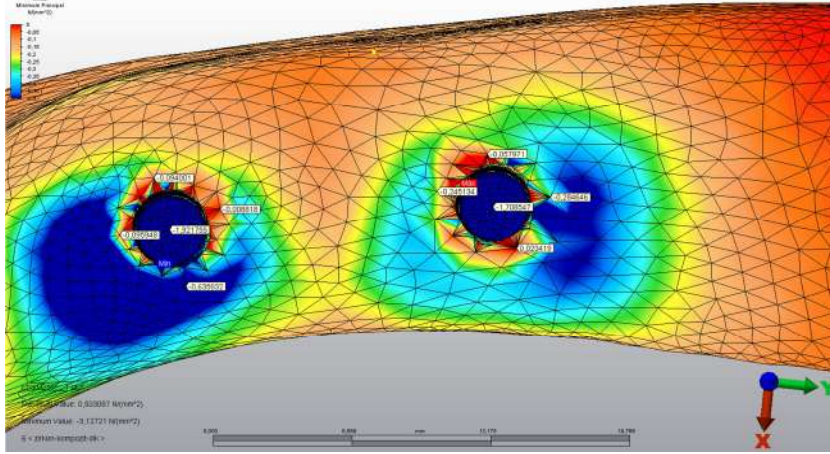
Resim 4.89. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



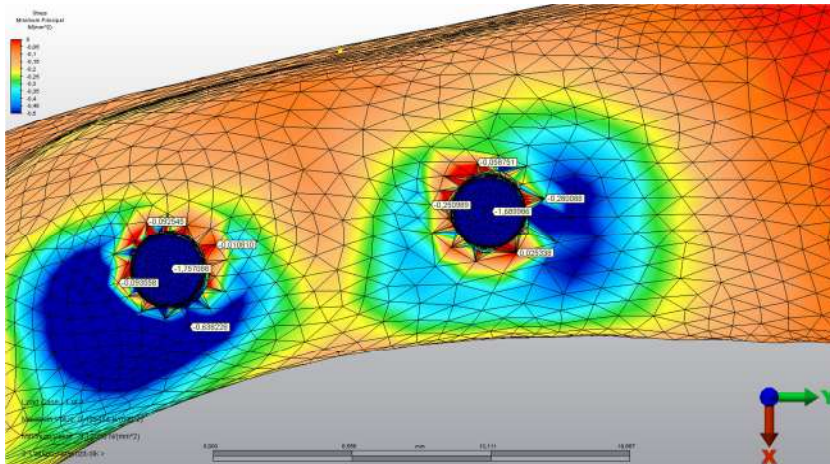
Resim 4.90. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



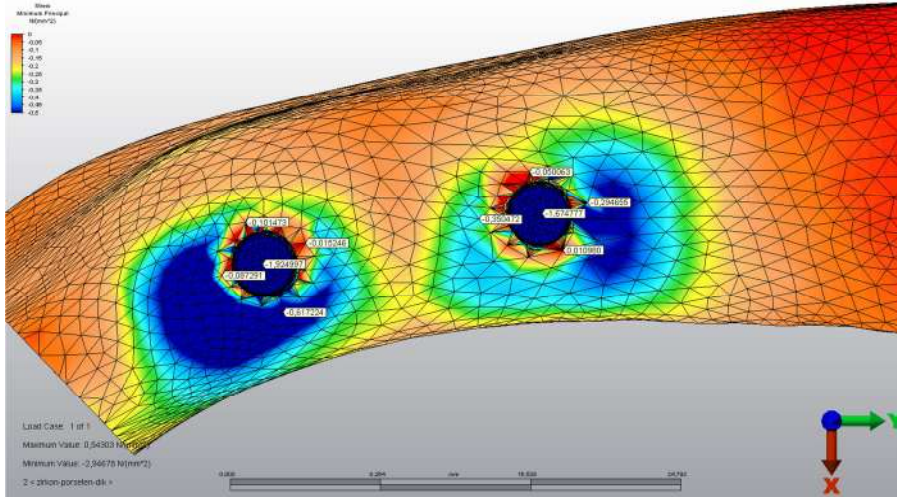
Resim 4.91. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



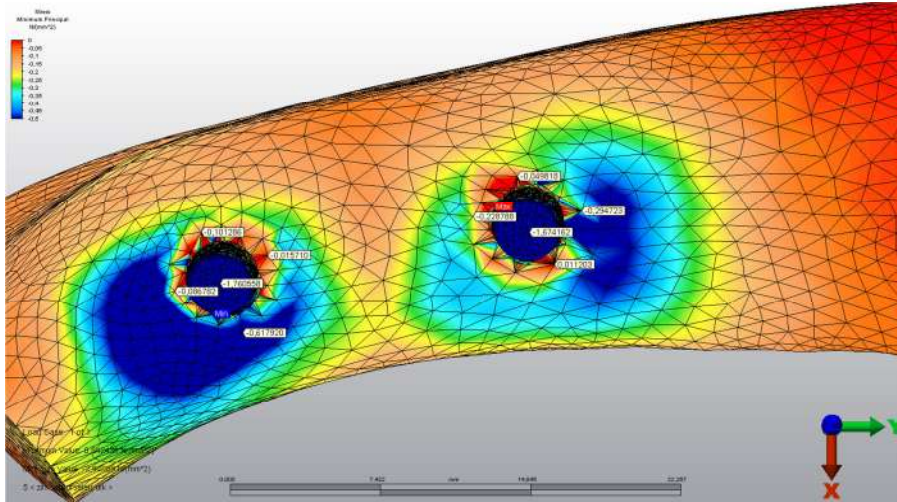
Resim 4.92. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



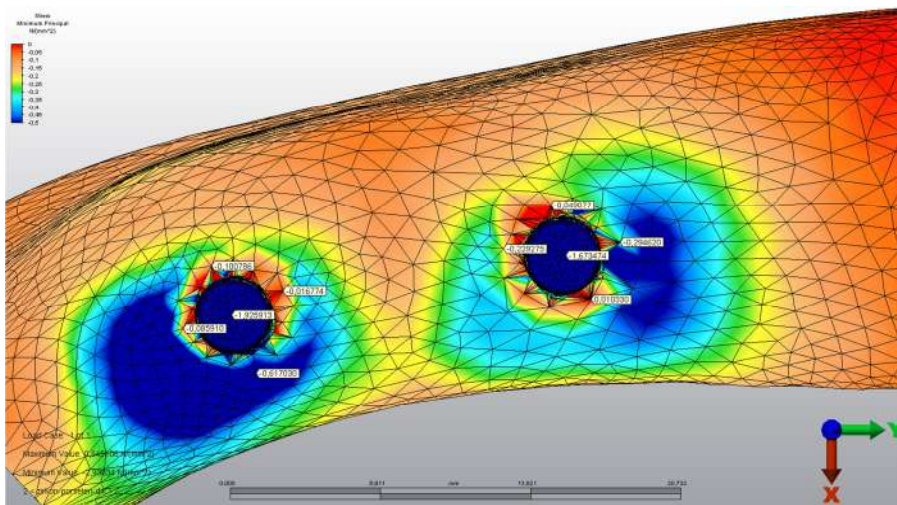
Resim 4.93. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



Resim 4.94. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



Resim 4.95. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



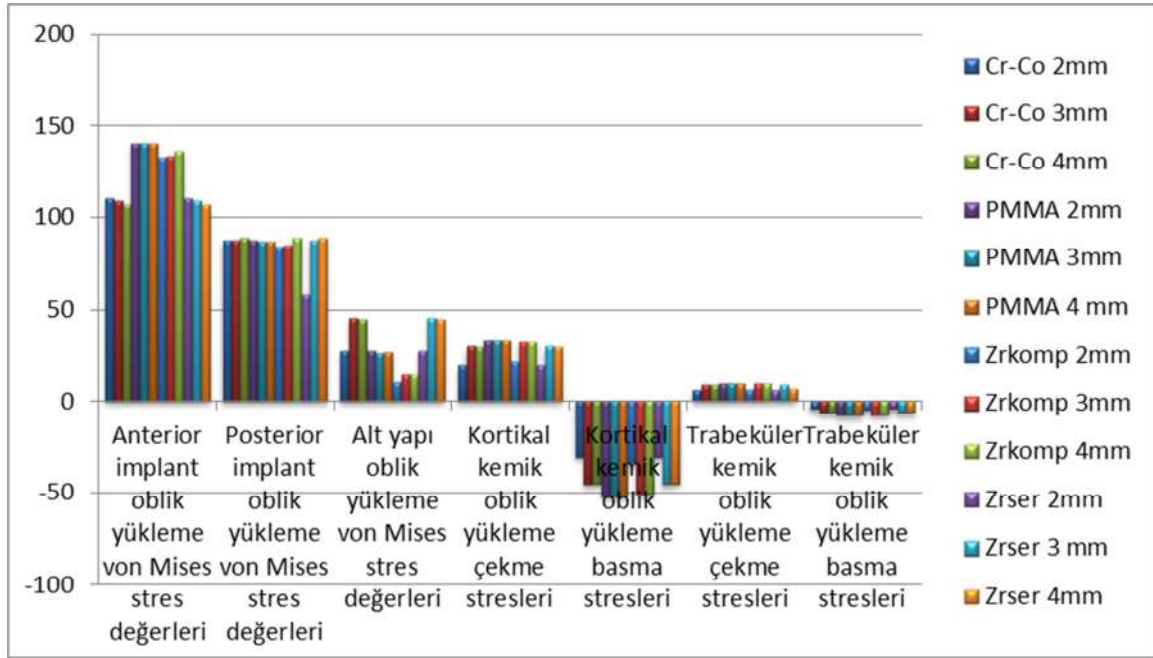
Resim 4.96. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri

4.2. Oblik Yüklemede Oluşan Stres Değerleri

Oblik yüklemede bütün yapılarda oluşan stres bulguları Çizelge 4.10. ve Şekil 4.10.' da gösterildi. Oblik yüklemede bütün yapılarda oluşan stres bulguları değerlendirildiğinde, kortikal kemikte oluşan streslerin trabeküler kemikte oluşan streslerden daha yüksek olduğu tespit edildi. En yüksek stres değerlerinin implantlarda olduğu görüldü. Anterior implantlarda posterior implantlara göre daha fazla stres olduğu görüldü.

Alt yapılarda oluşan stres değerleri incelendiğinde zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modellerinde daha düşük stres değerlerinin olduğu görüldü.

Anterior implantlarda oluşan stres değerleri incelendiğinde PMMA modellerde daha yüksek stres değerlerinin olduğu görüldü.



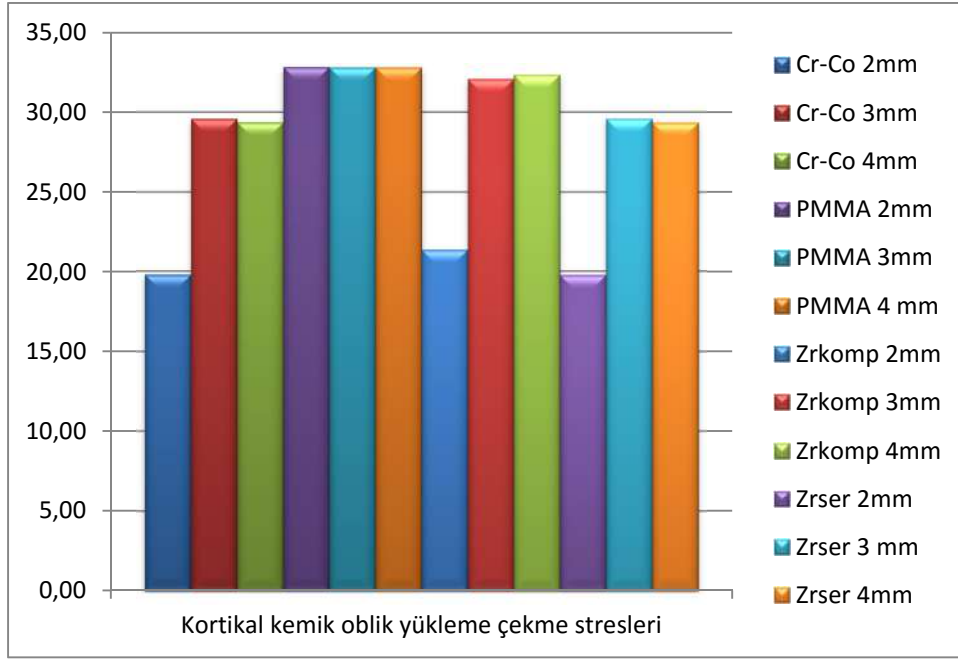
Şekil 4.10.Oblik yüklemede yapılarda oluşan stres değerleri

Çizelge 4.10. Oblik yüklemde oluşan stres değerleri

	Anterior İmplant	Posterior İmplant	Alt Yapı	Kortikal Çekme	Kortikal Basma	Trabekül er Çekme	Trabekül er Basma
Cr-Co 2 mm	109,95 MPa	86,97 MPa	27,43 MPa	19,78 MPa	-30,58 MPa	5,86 MPa	-4,43 MPa
Cr-Co 3 mm	108,75 MPa	87,29 MPa	45,24 MPa	29,60 MPa	-45,76 MPa	8,77 MPa	-6,62 MPa
Cr-Co 4 mm	106,88 MPa	88,77 MPa	44,54 MPa	29,36 MPa	-45,42 MPa	8,72 MPa	-6,54 MPa
Zrser 2 mm	140,42 MPa	86,94 MPa	27,28 MPa	32,82 MPa	-52,26 MPa	9,87 MPa	-7,95 MPa
Zrser 3 mm	140,11 MPa	86,73 MPa	26,08 MPa	32,81 MPa	-52,23 MPa	9,85 MPa	-7,94 MPa
Zrser 4 mm	140,10 MPa	86,74 MPa	26,49 MPa	32,80 MPa	-52,21 MPa	9,65 MPa	-7,94 MPa
Zrkomp 2 mm	132,49 MPa	83,81 MPa	10,62 MPa	21,34 MPa	-33,79 MPa	6,37 MPa	-5,07 MPa
Zrkomp 3 mm	133,23 MPa	84,15 MPa	14,45 MPa	32,09 MPa	-50,87 MPa	9,59 MPa	-7,63 MPa
Zrkomp 4 mm	135,87 MPa	88,86 MPa	14,78 MPa	32,34 MPa	-51,26 MPa	9,70 MPa	-7,72 MPa
PMMA 2 mm	109,91 MPa	57,98 MPa	27,22 MPa	19,78 MPa	-30,58 MPa	5,86 MPa	-4,43 MPa
PMMA 3 mm	108,68 MPa	87,33 MPa	45,28 MPa	29,59 MPa	-45,75 MPa	8,77 MPa	-6,62 MPa
PMMA 4 mm	106,75 MPa	88,86 MPa	44,83 MPa	29,35 MPa	-45,40 MPa	6,73 MPa	-6,54 MPa

4.2.1. Oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri

Oblik yüklemde, kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stresleri bulguları Şekil 4.11. 'de gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek değer Polimetil metakrilat modelinde 32,82 MPa olarak, en düşük değer ise 2 mm Zirkonya destekli seramik modelinde 19,78 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin kortikal kemikteki çekme stresi değerleri Çizelge 4.11.'de gösterildi.

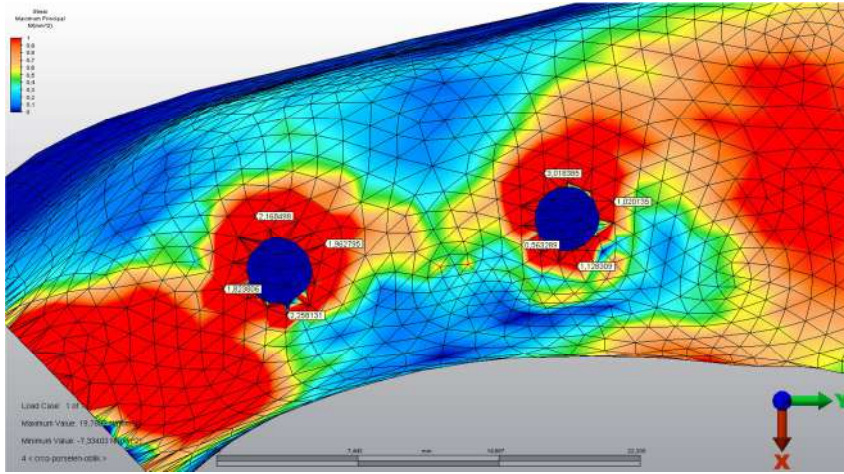


Şekil 4.11. Oblik yüklemede kortikal kemikte oluşan çekme stresleri

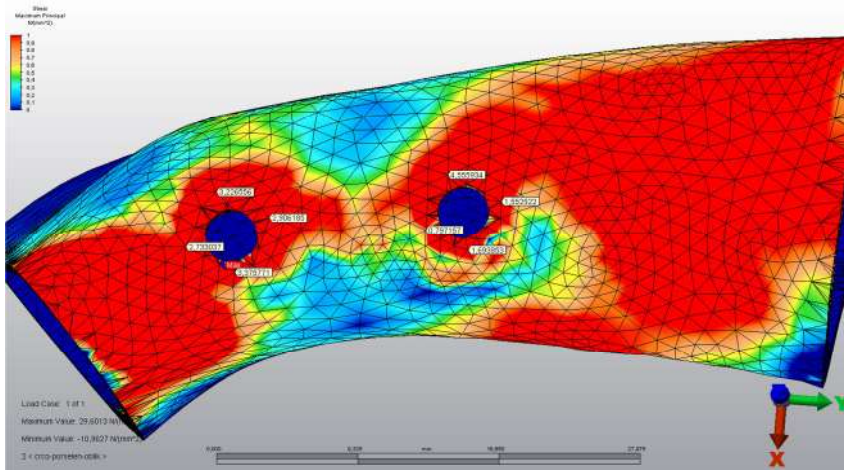
Bütün modellerdeki, çekme stresleri dağılımları Şekil 4.11.' de gösterildi. Bütün modellerdeki, çekme stresleri dağılımlarının implant çevresinde lingual bölgeye oranla bukkal bölgede yoğunlaştığı belirlendi. En yüksek çekme stresleri değerlerinin PMMA modellerde implant socketinin bukkal bölgesinde olduğu saptandı. Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modellerindeki en yüksek çekme stresi değerleri incelendiğinde 4 mm ve 3 mm konnektör kalınlığına sahip modellerin değerlerinin benzer olduğu ve bu değerlerin PMMA modellere benzer olduğu görüldü. 4 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinin en yüksek çekme stresi değerinin, 2 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modeldeki en yüksek çekme stresi değerinden %51 daha fazla olduğu görüldü. 3 mm ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co ve zirkonya modellerin en yüksek çekme stresi değerleri incelendiğinde değerlerin benzer olduğu görüldü. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co, zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit ve zirkonya alt yapı modellerinin stres değerlerinin de benzer olduğu görüldü.

Çizelge 4.11. Oblik yüklemede kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)

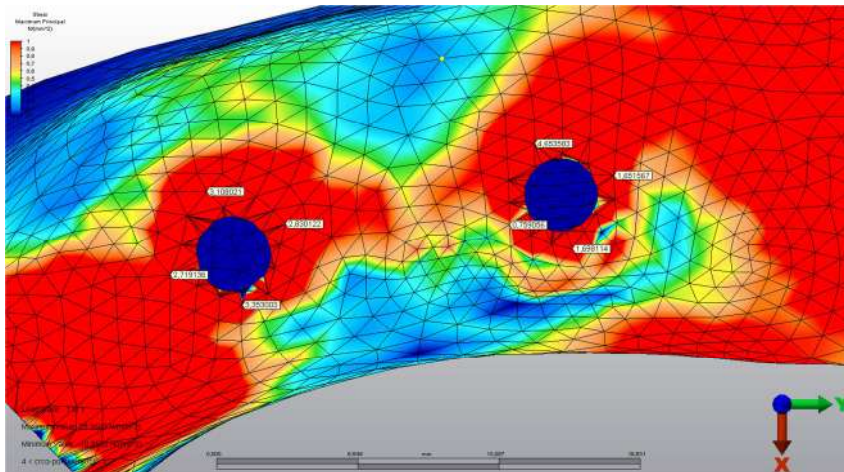
2 mm Polimetil metakrilat	32,82 MPa
3 mm Polimetil metakrilat	32,81 MPa
4 mm Polimetil metakrilat	32,80 MPa
4 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	32,34 MPa
3 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	32,10 MPa
3 mm Cr-Co destekli seramik	29,60 MPa
3 mm Zirkonya destekli seramik	29,59 MPa
4 mm Cr-Co destekli seramik	29,36 MPa
4 mm Zirkonya destekli seramik	29,35 MPa
2 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	21,34 MPa
2 mm Cr-Co destekli seramik	19,78 MPa
2 mm Zirkonya destekli seramik	19,78 MPa



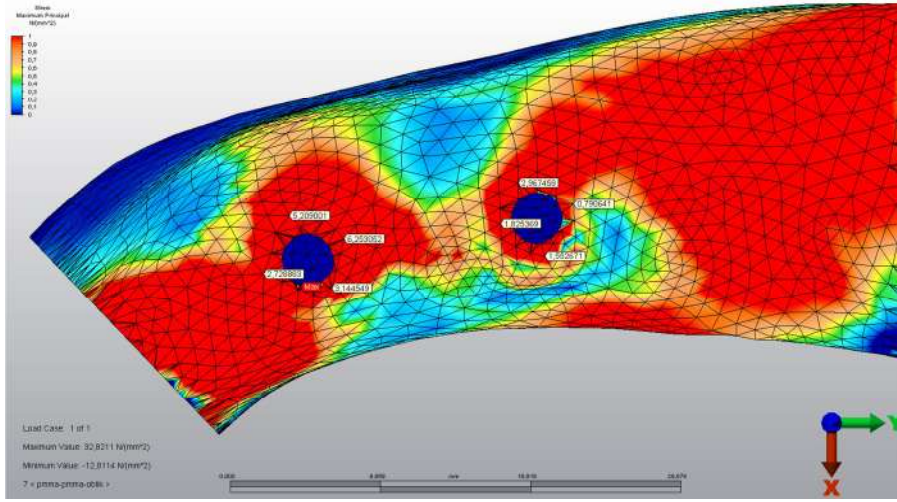
Resim 4.97. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



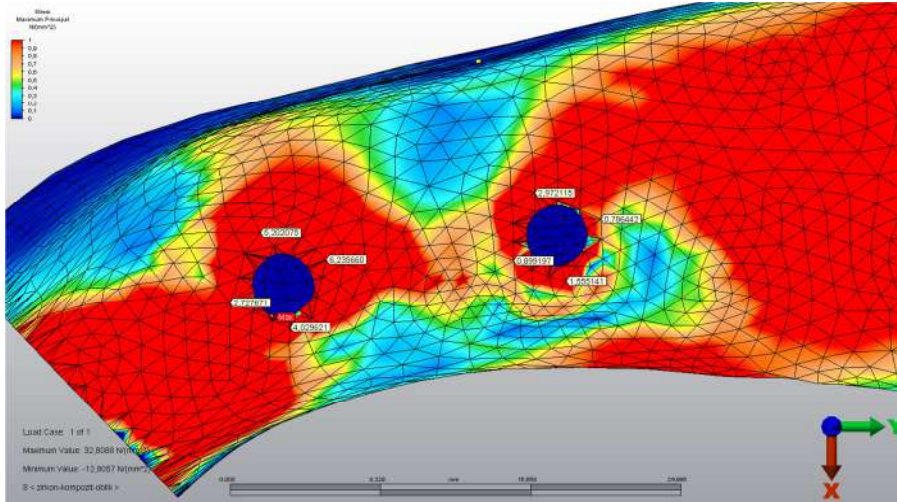
Resim 4.98. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



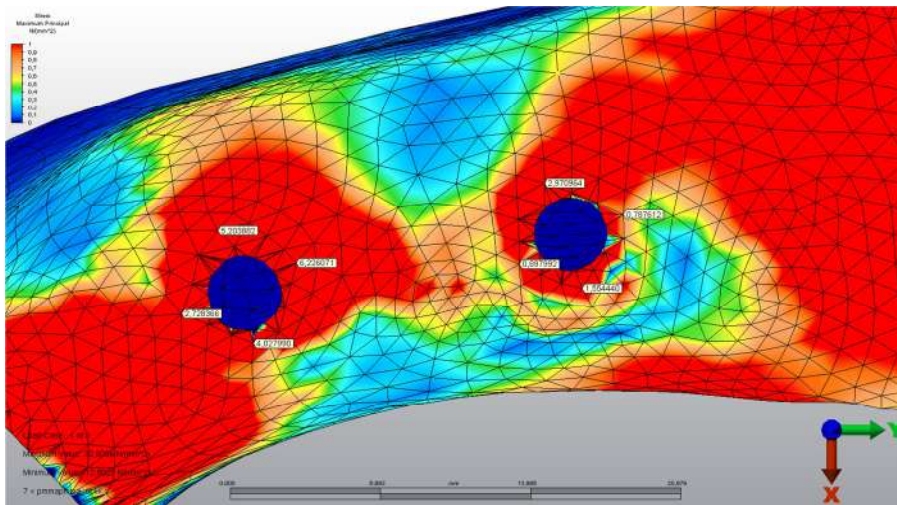
Resim 4.99. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



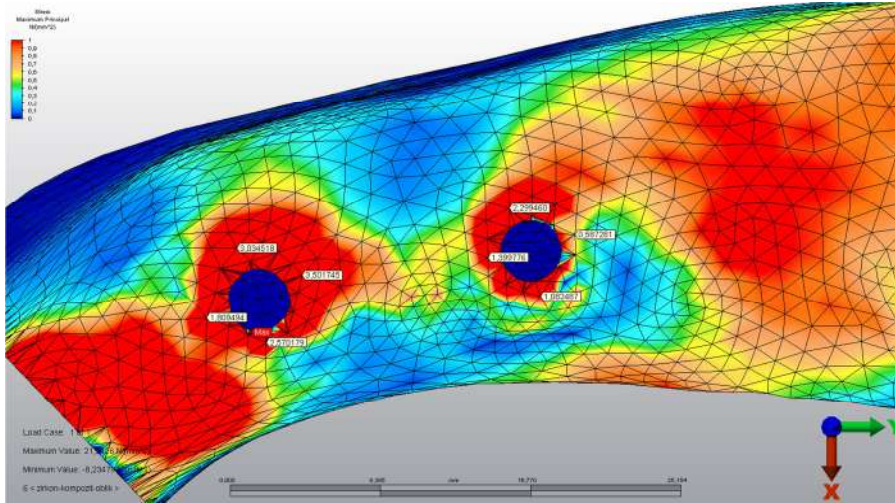
Resim 4.100. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



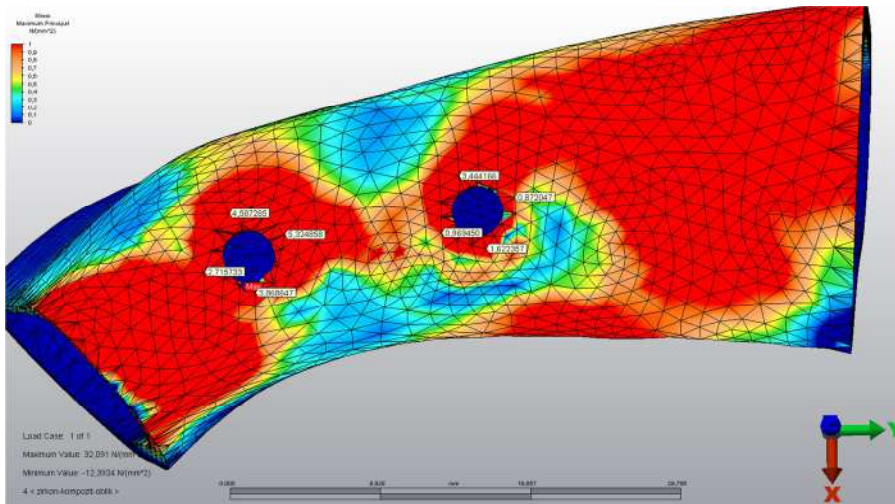
Resim 4.101. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



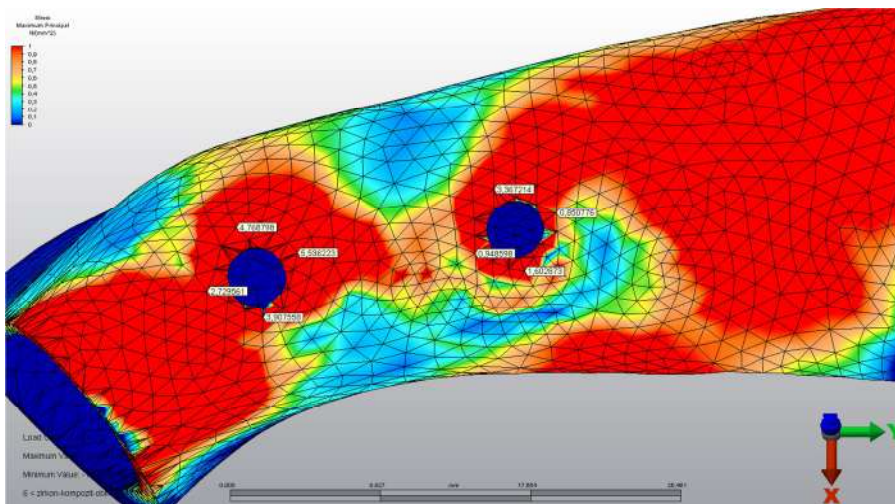
Resim 4.102. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



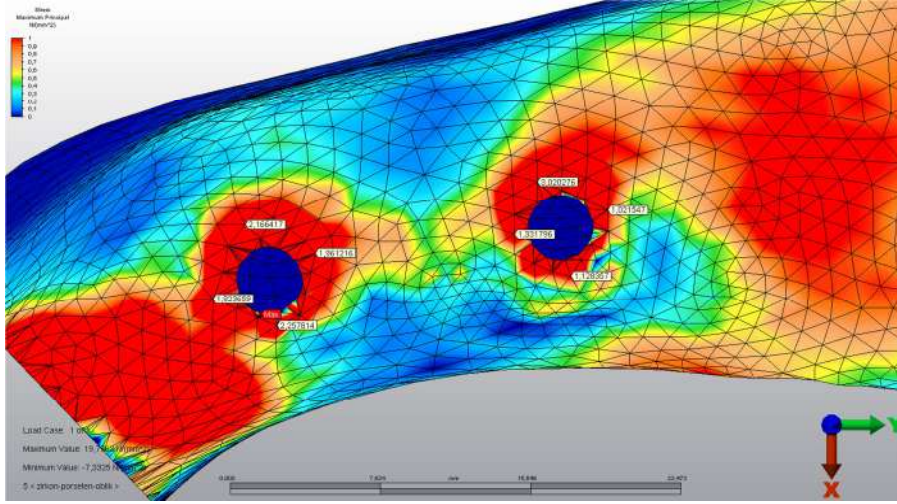
Resim 4.103. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



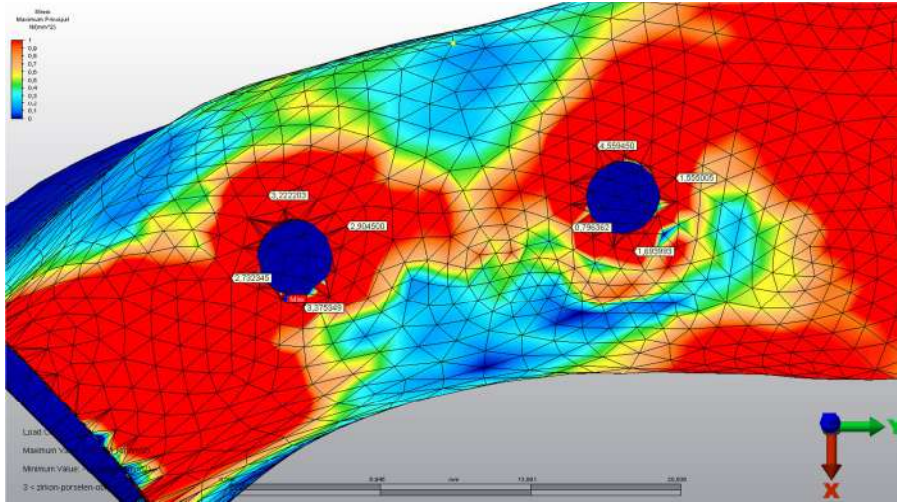
Resim 4.104. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



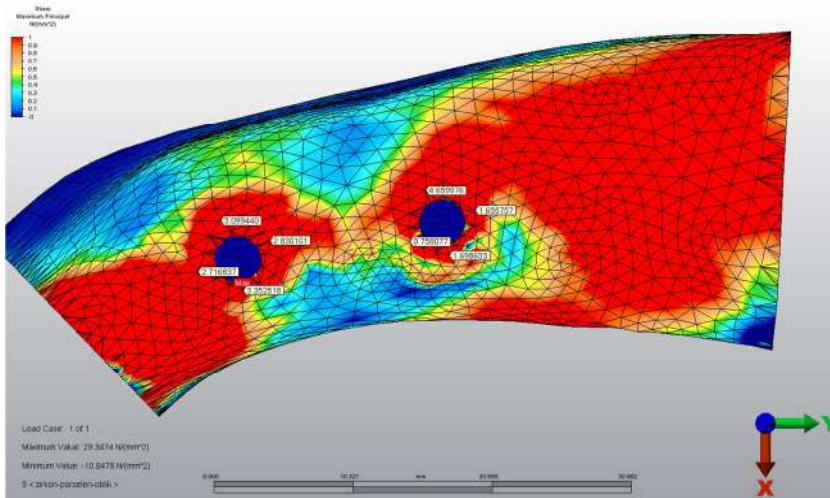
Resim 4.105. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



Resim 4.106. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



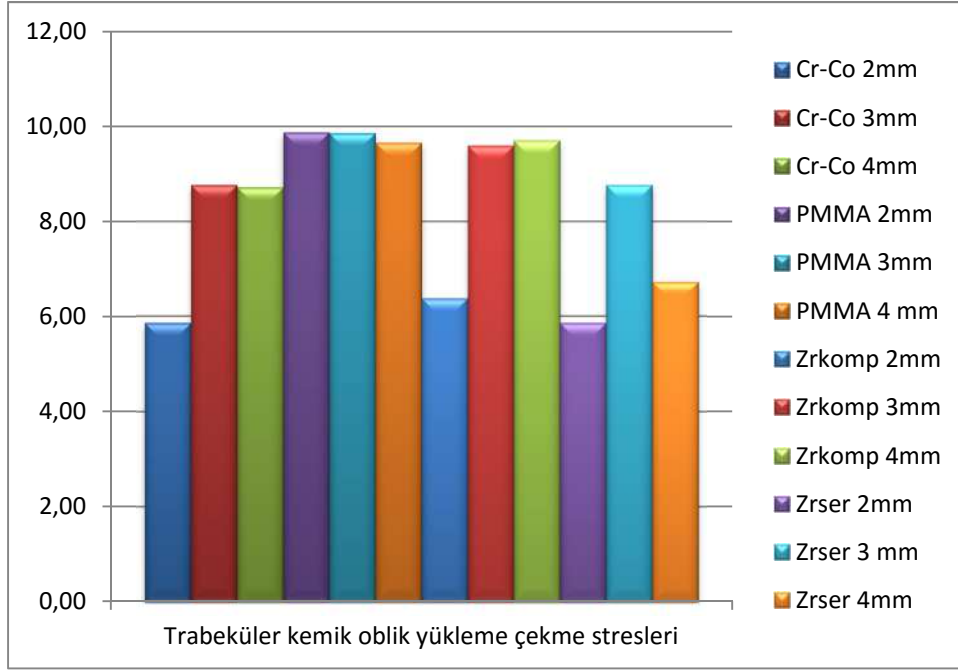
Resim 4.107. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



Resim 4.108. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri

4.2.2. Oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

Oblik yüklemde, trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stresleri bulguları Şekil 4.12.' de gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek değer Polimetil metakrilat modelinde 9,87 MPa olarak, en düşük değer ise 2 mm Cr-Co destekli seramik modelinde 5,86 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin trabeküler kemikteki çekme stresi değerleri Çizelge 4.12.'de gösterildi.



Şekil 4.12. Oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

Bütün modellerdeki, çekme stresleri dağılımları Şekil 4.12.' de gösterildi. Bütün modellerdeki, çekme stresleri dağılımlarının implant çevresinde dağıldığı ve lingual bölgede bukkal bölgeye oranla daha fazla yoğunlaştığı belirlendi. En yüksek çekme stresleri değerleri incelendiğinde en yüksek değerlerin PMMA ve zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modellerinde oluştuğu görüldü. En düşük çekme stresi değerlerinin 2 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde oluştuğu görüldü.

PMMA materyali klinik olarak alt yapı içermediğinden konnektör kalınlığındaki değişim açısından değerlendirilmedi.

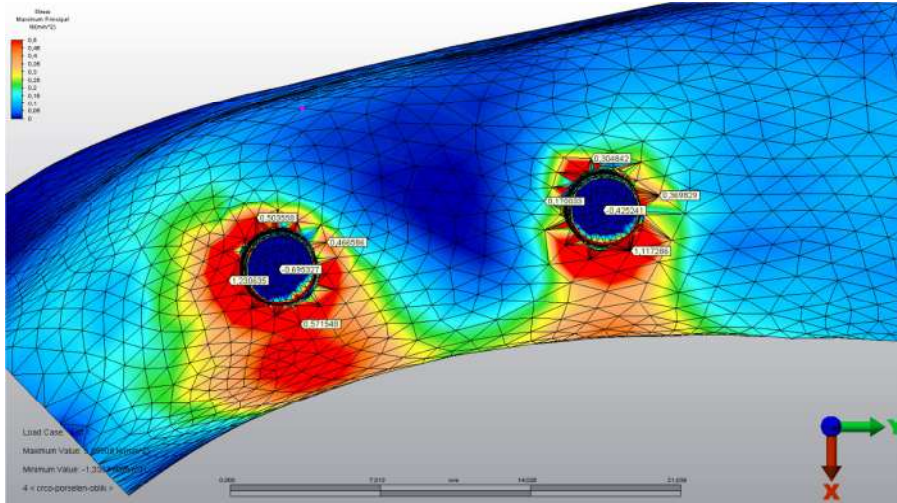
Cr-Co modellerde oluşan en yüksek çekme stresi değerleri incelendiğinde 3 mm ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde oluşan stres değerlerinin benzer olduğu görülürken, bu değerlerin 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oluşan en yüksek çekme stresi değerinden %49 daha yüksek olduğu görüldü.

Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modellerinde oluşan en yüksek çekme stresleri değerleri incelendiğinde 3 mm ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde benzer değerlerin oluştuğu ve bu değerlerin, 2 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oluşan en yüksek çekme stresi değerinden %52 daha yüksek olduğu görüldü.

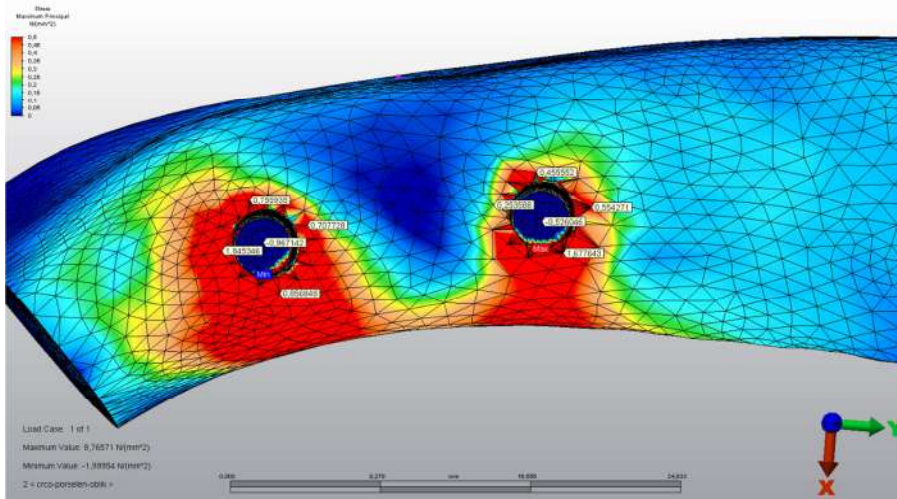
Zirkonya alt yapı modellerinde oluşan en yüksek çekme stresi değerleri incelendiğinde 3 mm konnektör kalınlığına sahip modeldeki en yüksek çekme stresi değerinin, 4 mm konnektör kalınlığına sahip modeldeki en yüksek çekme stresi değerinden %30 daha yüksek olduğu görüldü. 3 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya alt yapı modelinde oluşan en yüksek çekme stresi değerinin 2 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşan en yüksek çekme stresi değerinden %50 daha yüksek olduğu görüldü.

Çizelge 4.12. Oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)

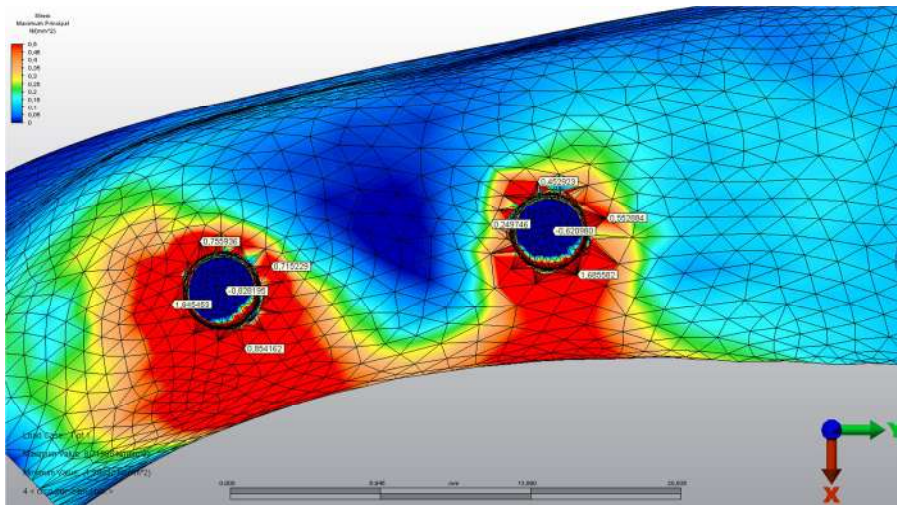
2 mm Polimetil metakrilat	9,87 MPa
3 mm Polimetil metakrilat	9,85 MPa
4 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	9,70 MPa
4 mm Polimetil metakrilat	9,65 MPa
3 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	9,59 MPa
3 mm Zirkonya destekli seramik	8,77 MPa
3 mm Cr-Co destekli seramik	8,77 MPa
4 mm Cr-Co destekli seramik	8,72 MPa
4 mm Zirkonya destekli seramik	6,73 MPa
2 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	6,37 MPa
2 mm Zirkonya destekli seramik	5,86 MPa
2 mm Cr-Co destekli seramik	5,86 MPa



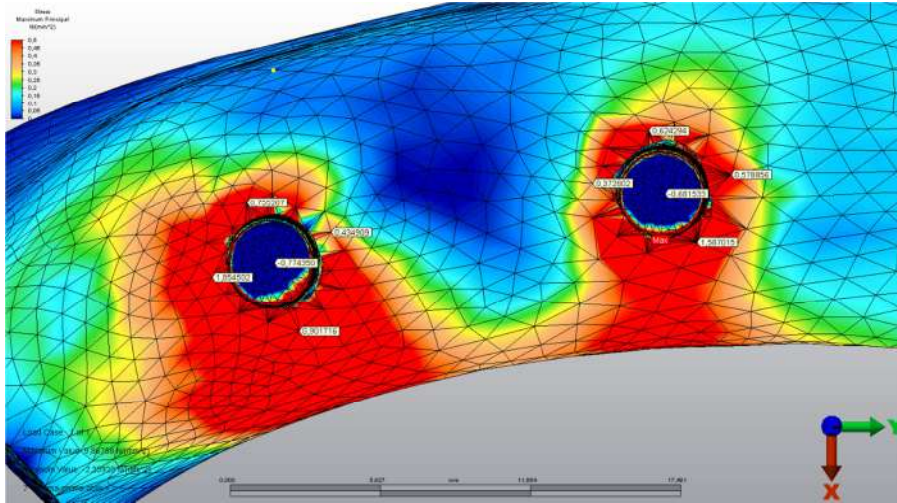
Resim 4.109. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



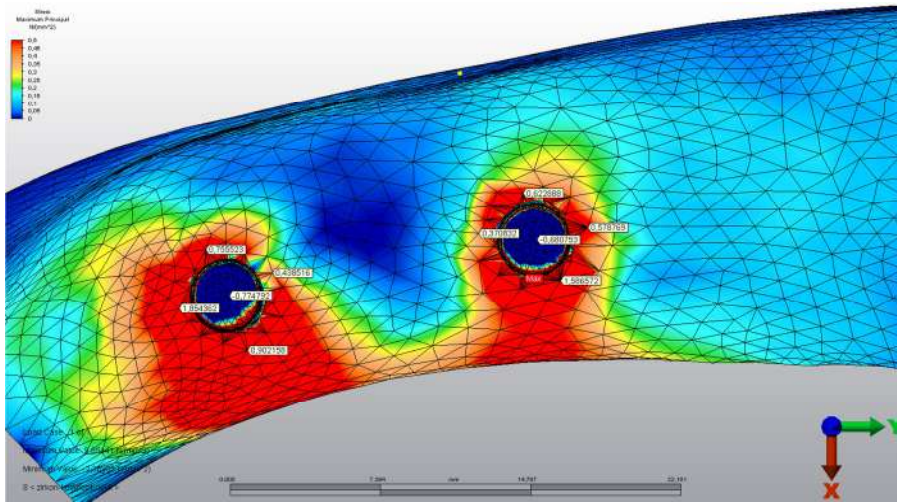
Resim 4.110. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



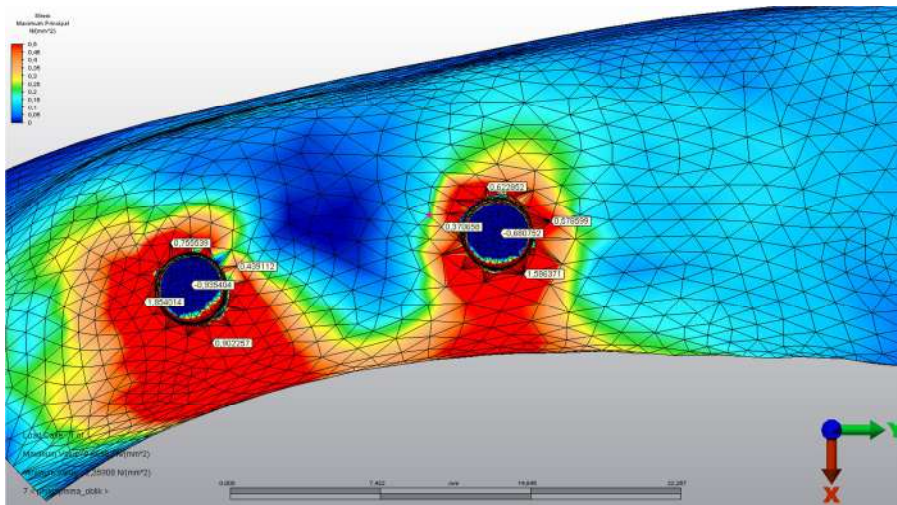
Resim 4.111. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



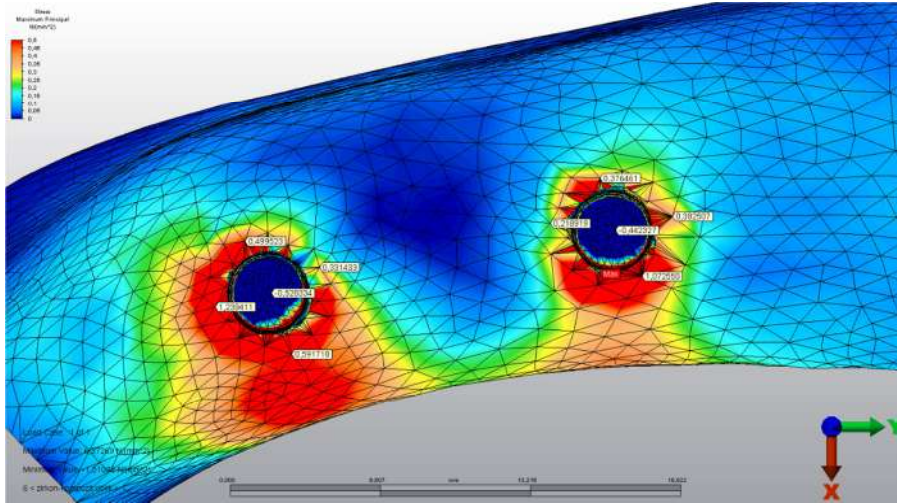
Resim 4.112. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



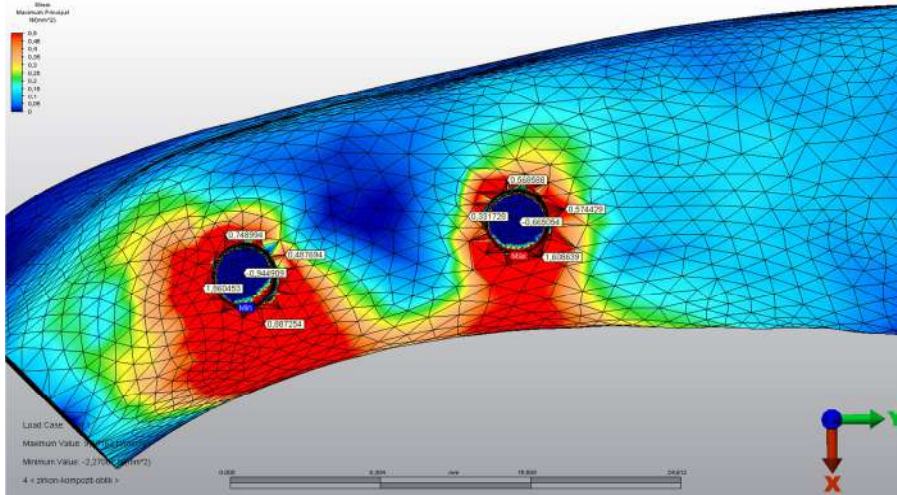
Resim 4.113. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



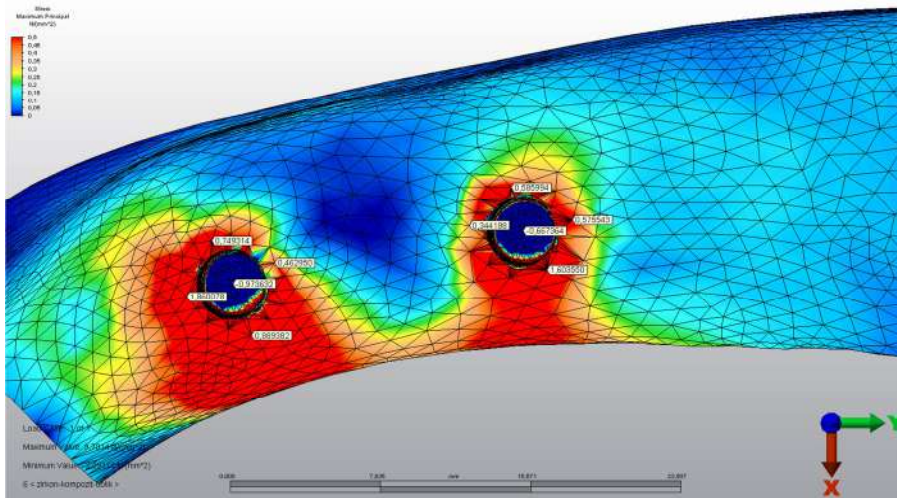
Resim 4.114. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



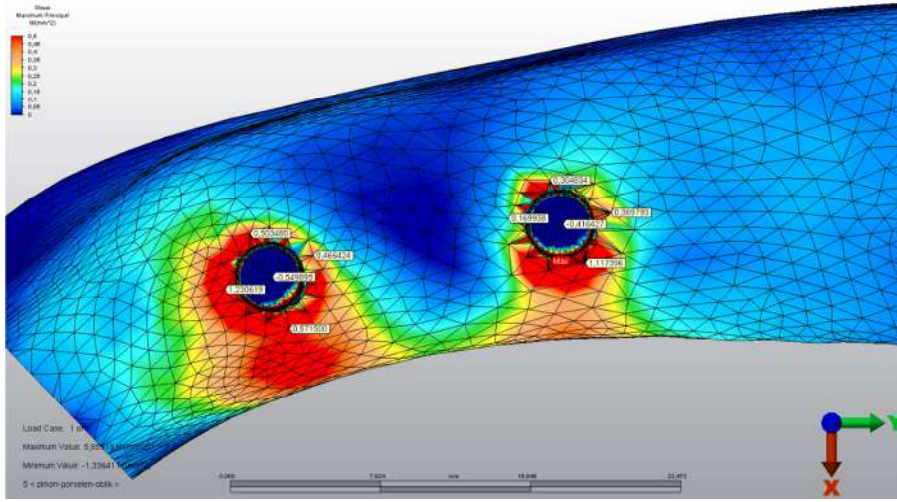
Resim 4.115. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



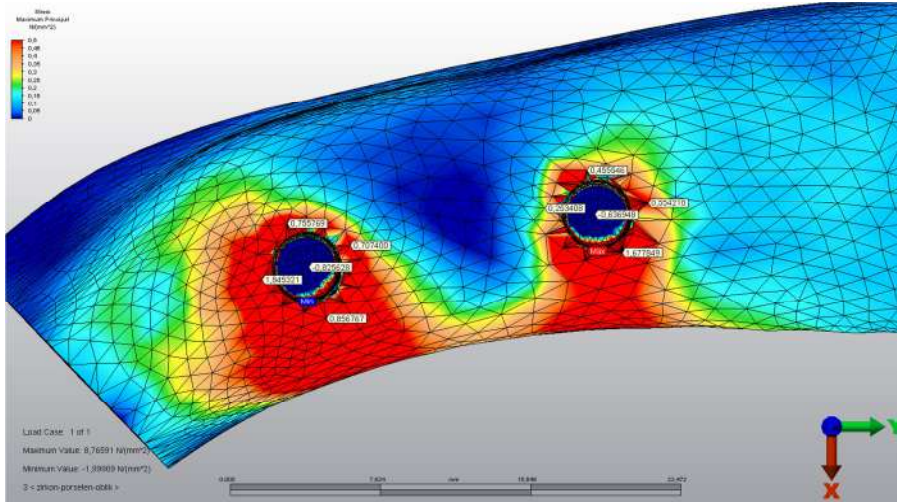
Resim 4.116. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



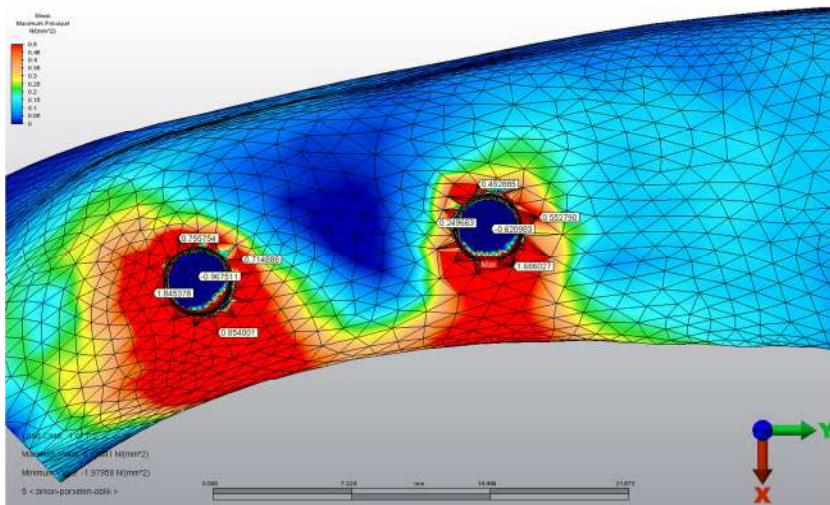
Resim 4.117. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



Resim 4.118. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



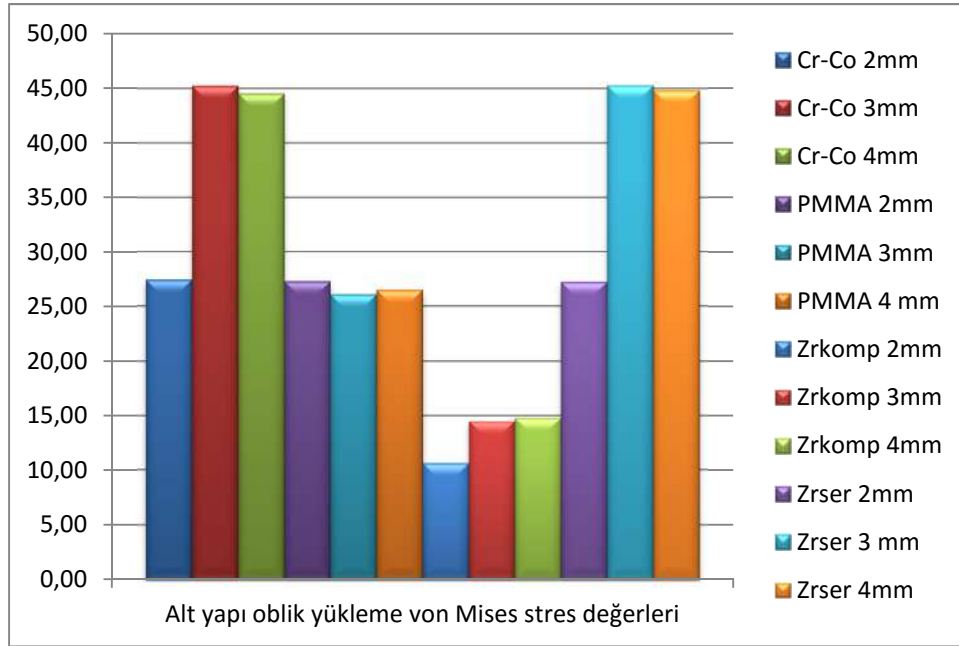
Resim 4.119. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



Resim 4.120. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

4.2.3. Oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri

Oblik yüklemde, alt yapıda oluşan en yüksek stres bulguları Şekil 4.13.' de gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek değer 3 mm Zirkonya destekli seramik modelinde 45,28 MPa olarak, en düşük değer ise 2 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit modelinde 10,62 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin alt yapıdaki stres değerleri Çizelge 4.13.'de gösterildi.



Şekil 4.13. Oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri

Bütün modellerdeki, stres dağılımları Şekil 4.13' de gösterildi. Cr-Co ve zirkonya alt yapı modellerindeki, stres dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değerlerinin konnektör bölgesinde olduğu görülürken, PMMA ve zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modellerindeki en yüksek stres değerlerinin destek kronlarda yükleme yapılan bölge çevresinde olduğu belirlendi. En yüksek stres değerlerinin 3 ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co ve zirkonya alt yapı modellerinde olduğu saptandı. En düşük von Mises stresi değerlerinin zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modellerde olduğu görüldü.

3 mm ve 4 mm Cr-Co ve zirkonya alt yapı modellerindeki en yüksek von Mises stres değerleri incelendiğinde değerlerin benzer olduğu görüldü. 2 mm Cr-Co ve PMMA modellerin en yüksek von Mises stresleri değerleri incelendiğinde değerlerin benzer olduğu görüldü. 4 mm ve 3 mm zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modellerinin en

yüksek von Mises stresi değerleri incelendiğinde alt yapıda oluşan stres değerlerinin benzer olduğu görüldü.

2 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde oluşan en yüksek von Mises stres değerlerinin aynı materyalde kullanılan diğer konnektör kalınlıklarına sahip modellerden daha düşük streslerden daha düşük olduğu görüldü.

Cr-Co modellerde oluşan en yüksek von Mises stresi değerleri incelendiğinde 3 mm ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip modellerin stres değerlerinin benzer olduğu, 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co modelin en yüksek von Mises stresi değerinin, 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co modelin en yüksek von Mises stresi değerinden %65 daha yüksek olduğu görüldü.

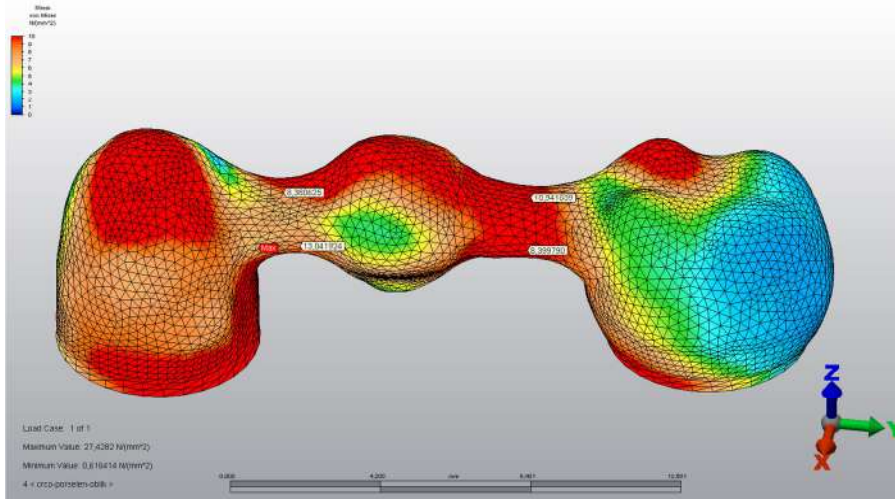
PMMA materyali klinik olarak alt yapı içermediğinden konnektör kalınlığındaki değişim açısından değerlendirilmedi.

Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modeller incelendiğinde 3 mm ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde alt yapıda oluşan en yüksek von Mises stresi değerlerinin benzer olduğu görüldü. 4 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşan en yüksek von Mises stresi değerinin 2 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşan en yüksek von Mises stresi değerinden %39 daha yüksek olduğu görüldü.

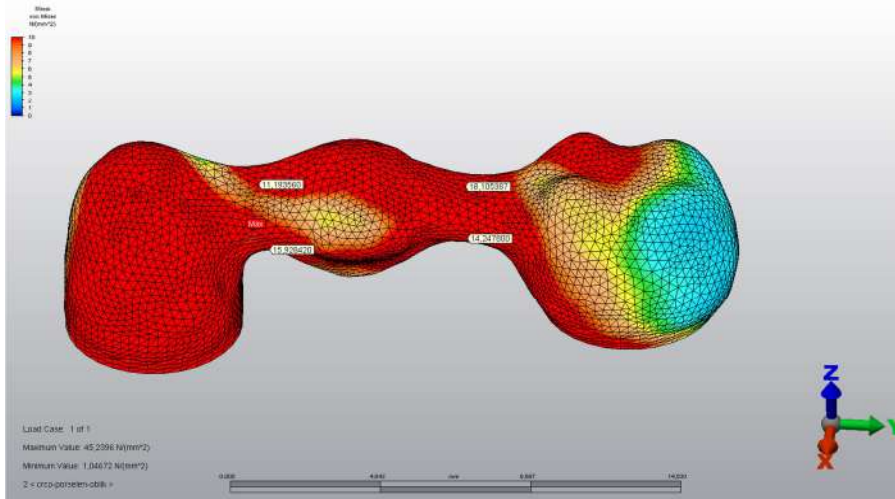
Zirkonya modeller incelendiğinde 3 mm ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde alt yapıda oluşan en yüksek von Mises stresi değerlerinin benzer olduğu görüldü. 3 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşan en yüksek von Mises stresi değerinin, 2 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşan en yüksek von Mises stresi değerinden %66 daha yüksek olduğu görüldü.

Çizelge 4.13. Oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)

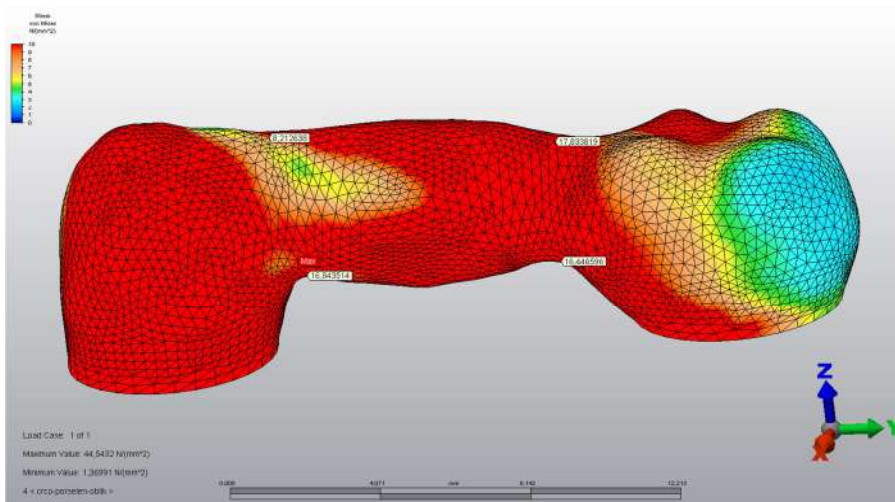
3 mm Zirkonya destekli seramik	45,28 MPa
3 mm Cr-Co destekli seramik	45,24 MPa
4 mm Zirkonya destekli seramik	44,83 MPa
4 mm Cr-Co destekli seramik	44,54 MPa
2 mm Cr-Co destekli seramik	27,43 MPa
2 mm Polimetil metakrilat	27,28 MPa
2 mm Zirkonya destekli seramik	27,22 MPa
4 mm Polimetil metakrilat	26,49 MPa
3 mm Polimetil metakrilat	26,07 MPa
4 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	14,78 MPa
3 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	14,45 MPa
2 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	10,62 MPa



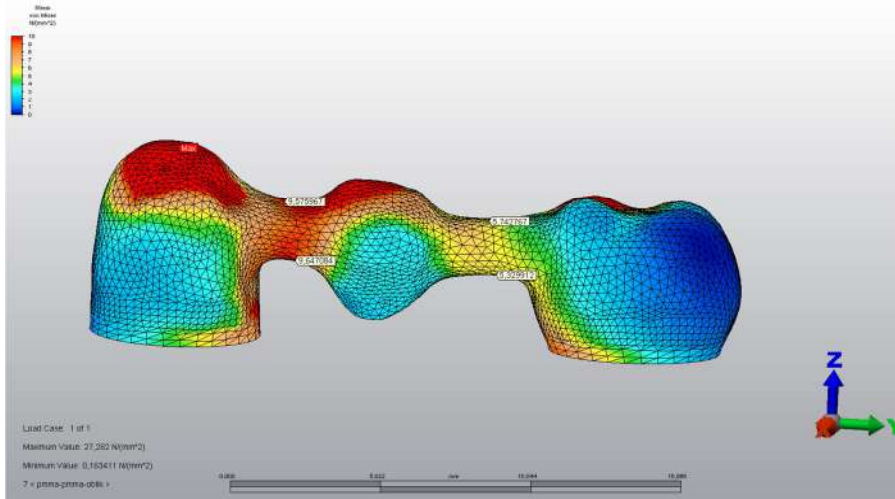
Resim 4.121. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri



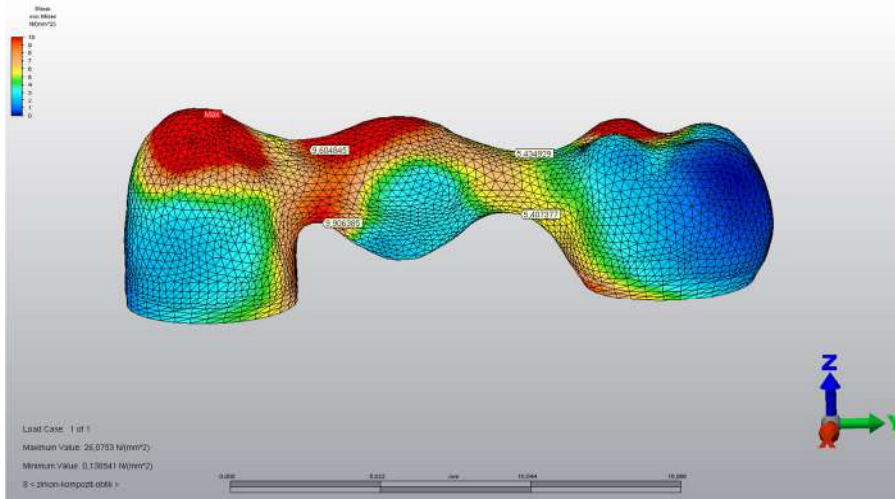
Resim 4.122. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri



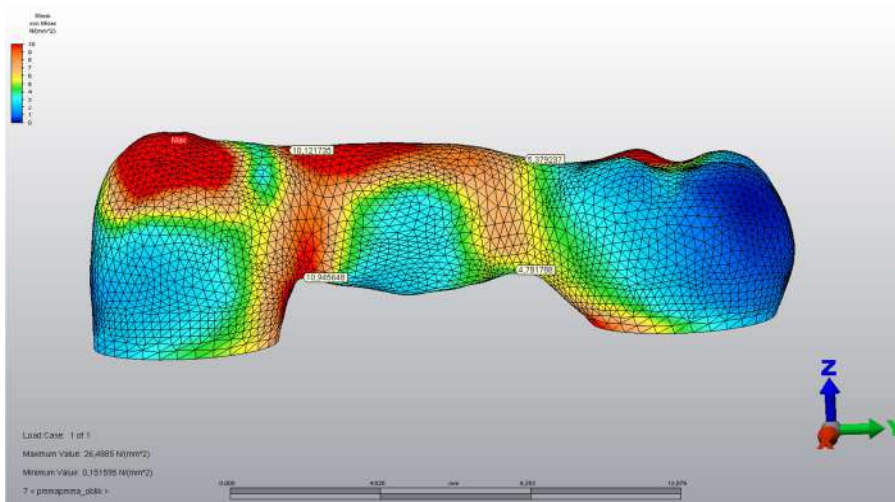
Resim 4.123. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri



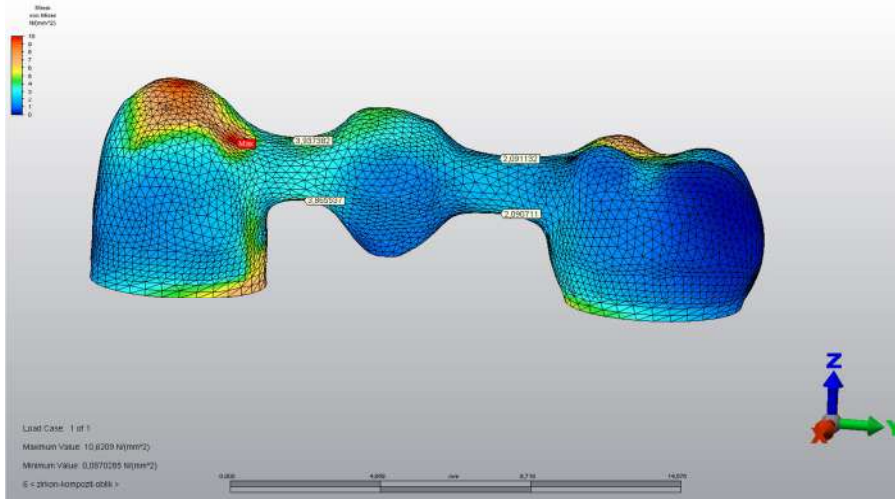
Resim 4.124. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri



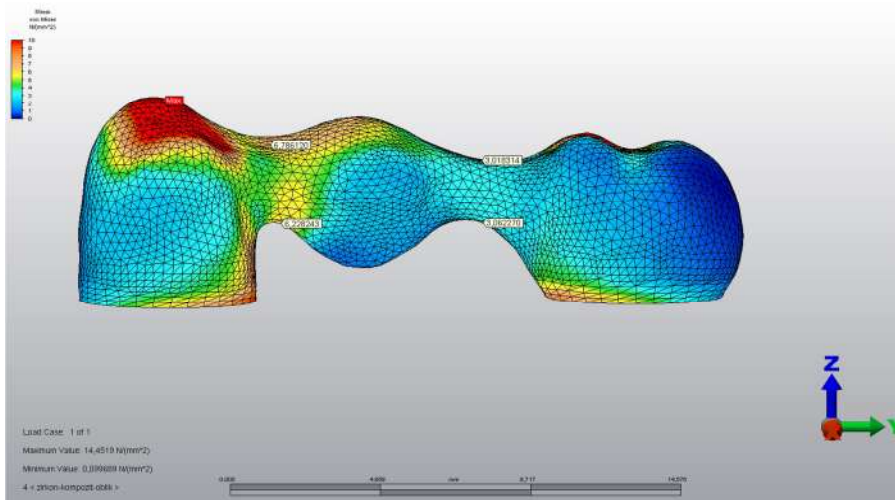
Resim 4.125. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri



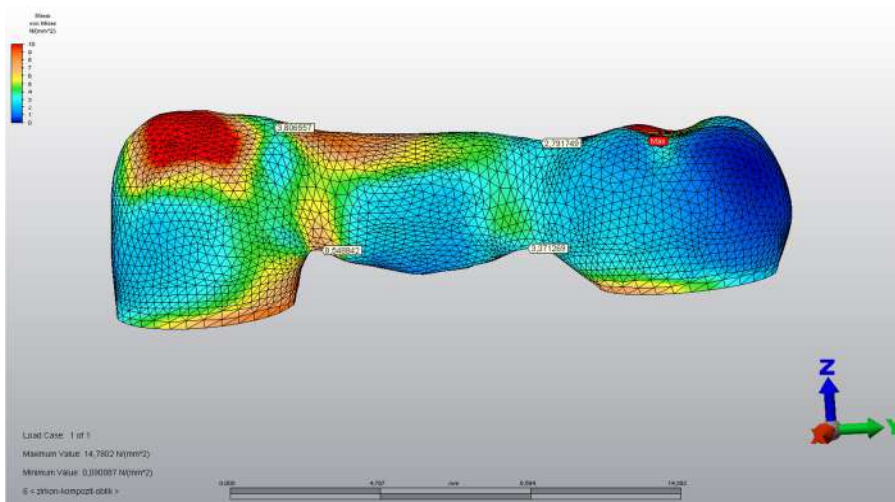
Resim 4.126. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri



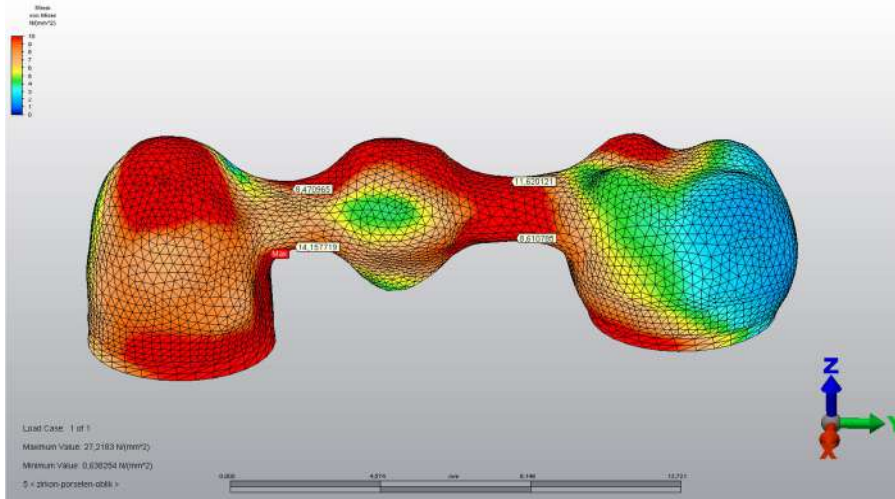
Resim 4.127. 2 mm konektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri



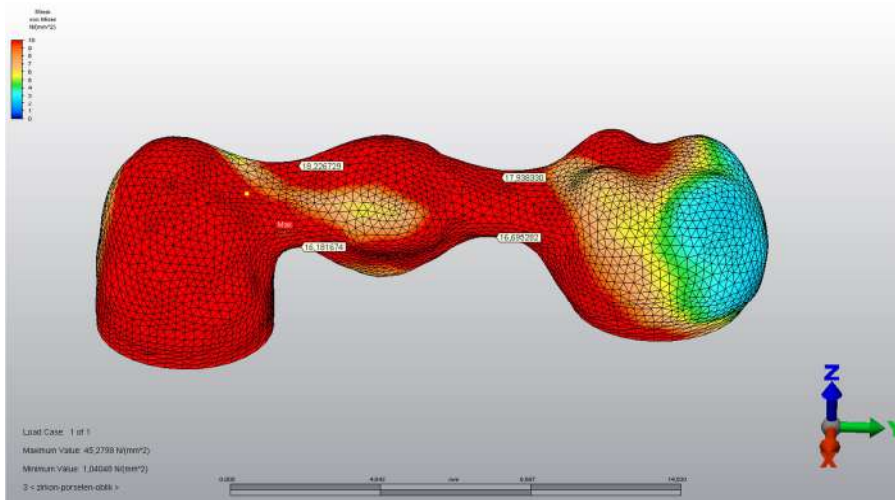
Resim 4.128. 3 mm konektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri



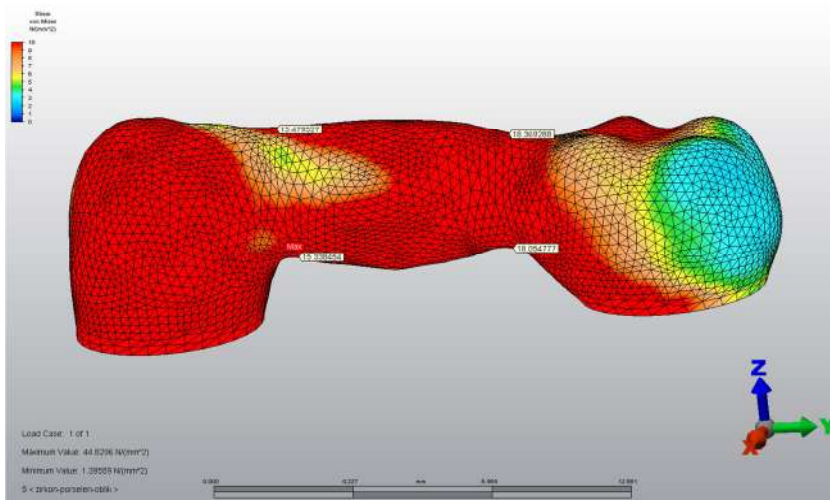
Resim 4.129. 4 mm konektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri



Resim 4.130. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri



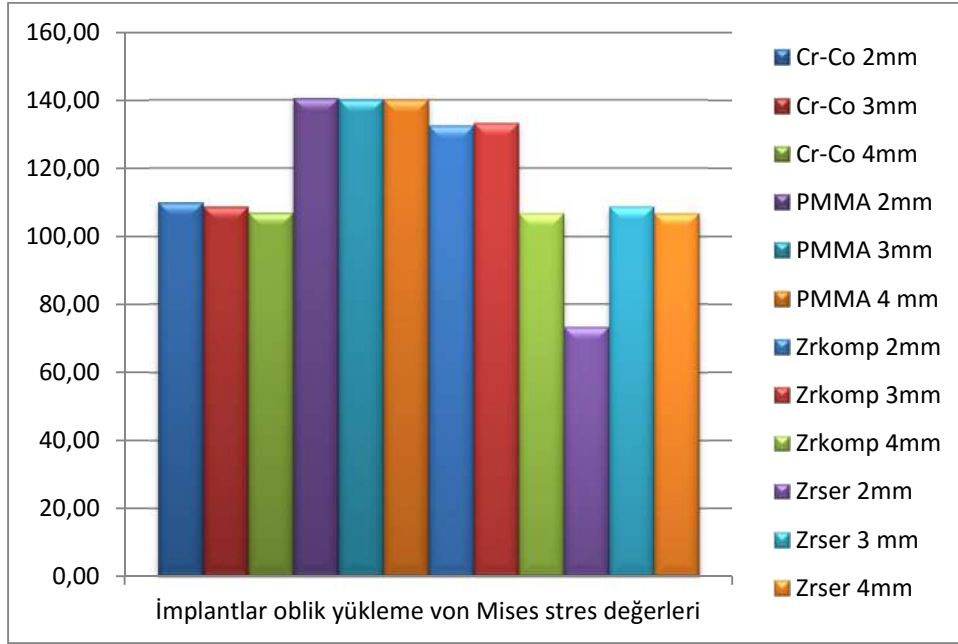
Resim 4.131. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri



Resim 4.132. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde alt yapıda oluşan von Mises stresleri

4.2.4. Oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri

Oblik yüklemde, implantlarda oluşan en yüksek stres bulguları Şekil 4.14.' de gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek değer Polimetil metakrilat modelinde 140,42 MPa olarak, en düşük değer ise 2 mm Zirkonya destekli seramik modelinde 73,27 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin implantlarda stres değerleri Çizelge 4.14.'de gösterildi.



Şekil 4.14. Oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri

Bütün modellerdeki, stres dağılımları Şekil 4.14.' de gösterildi. Bütün modellerdeki, en yüksek stres değerlerinin anterior implantta boyun bölgesinde yoğunlaştığı belirlendi. En yüksek stres değerlerinin PMMA modellerde olduğu görüldü. En düşük stres değerinin 2 mm zirkonya modelde olduğu görüldü.

PMMA materyali klinik olarak alt yapı içermediğinden konnektör kalınlığındaki değişim açısından değerlendirilmedi.

2 mm ve 3 mm zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modellerde oluşan en yüksek von Mises stresi değerlerinin benzer olduğu görüldü. 2 mm, 3 mm ve 4 mm Cr-Co, 3 mm ve 4 mm zirkonya, 4 mm zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modellerinde oluşan en yüksek stres değerlerinin benzer olduğu görüldü.

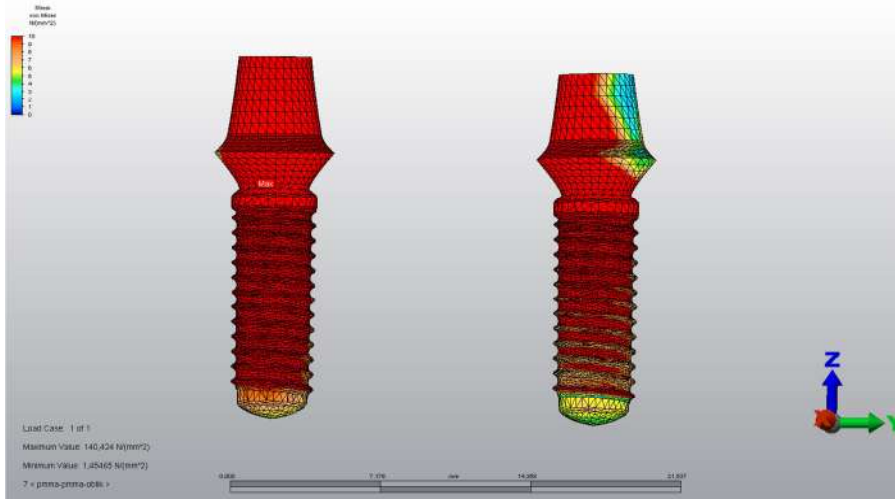
Cr-Co modellerde oluşan en yüksek von Mises stresi değerleri incelendiğinde konnektör kalınlığının en yüksek stres değerlerini etkilemediği görüldü.

Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modellerde oluşan en yüksek von Mises stresi değerleri incelendiğinde 2 mm ve 3 mm konnektör kalınlığındaki en yüksek stres değerlerinin benzer olduğu görüldü. 3 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşan en yüksek stres değerinin, 4 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşan en yüksek stres değerinden %24 daha yüksek olduğu görüldü.

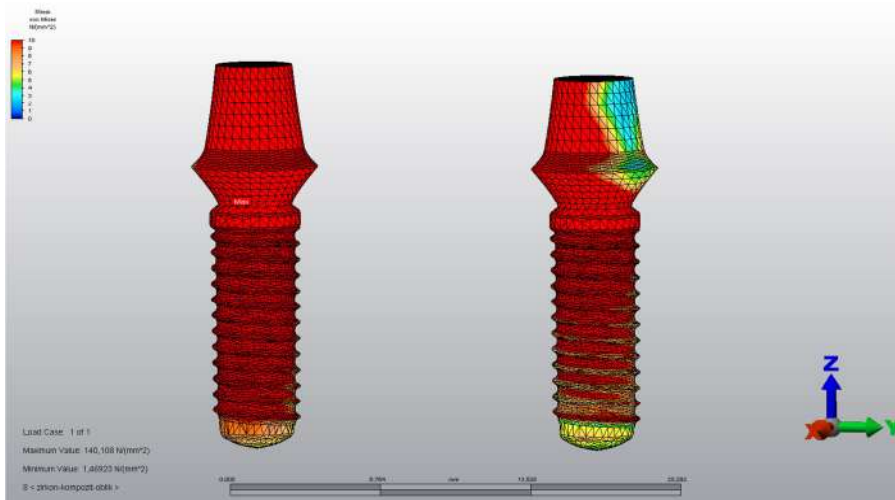
Zirkonya modellerde oluşan en yüksek von Mises stresi değerleri incelendiğinde, 3 mm ve 4 mm konnektör kalınlığında sahip modellerde oluşan stres değerlerinin benzer olduğu görülürken, 3 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya modelde oluşan en yüksek von Mises stresi değerinin, 2 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya modelde oluşan en yüksek von Mises stresi değerinden %48 daha yüksek olduğu görüldü.

Çizelge 4.14. Oblik yüklemede implantlarda oluşan von Mises stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)

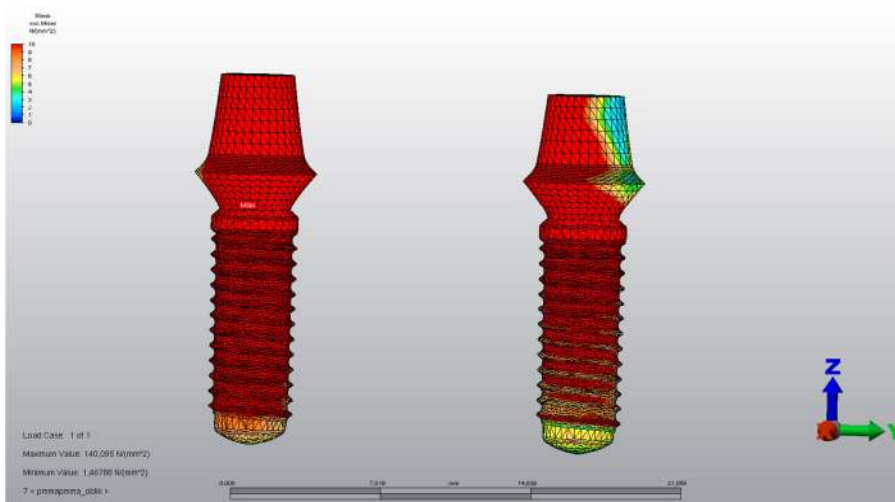
2 mm Polimetil metakrilat	140,42 MPa
3 mm Polimetil metakrilat	140,11 MPa
4 mm Polimetil metakrilat	140,09 MPa
3 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	133,23 MPa
2 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	132,49 MPa
2 mm Cr-Co destekli seramik	109,91 MPa
3 mm Cr-Co destekli seramik	108,75 MPa
3 mm Zirkonya destekli seramik	108,68 MPa
4 mm Cr-Co destekli seramik	106,88 MPa
4 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	106,75 MPa
4 mm Zirkonya destekli seramik	106,75 MPa
2 mm Zirkonya destekli seramik	73,27 MPa



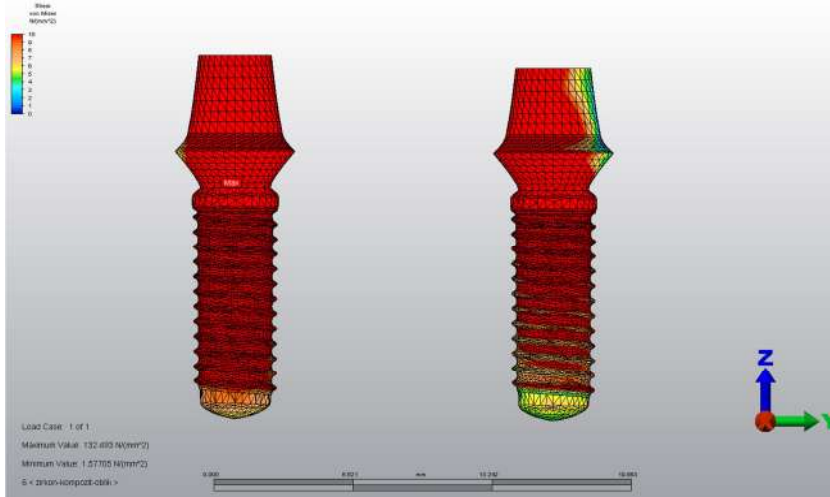
Resim 4.136. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri



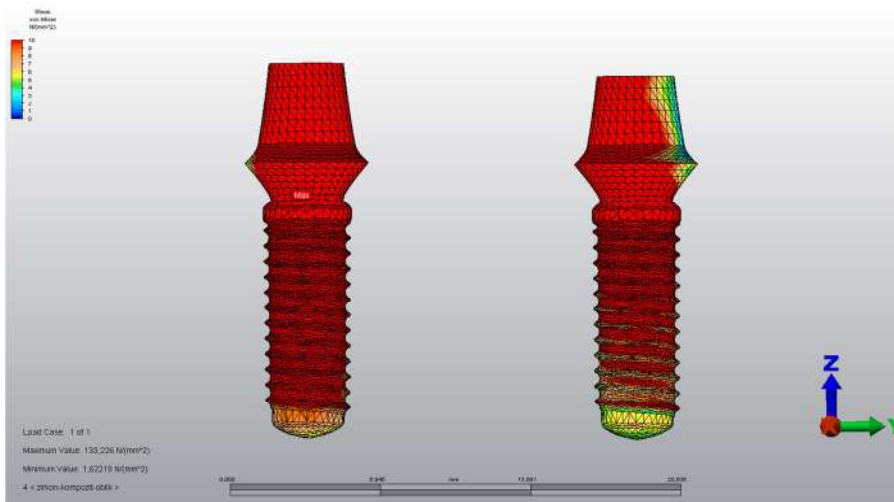
Resim 4.137. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri



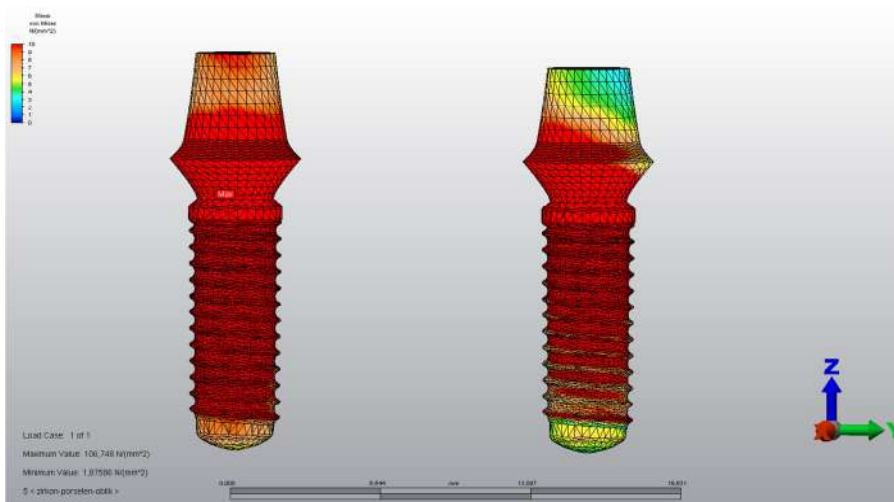
Resim 4.138. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri



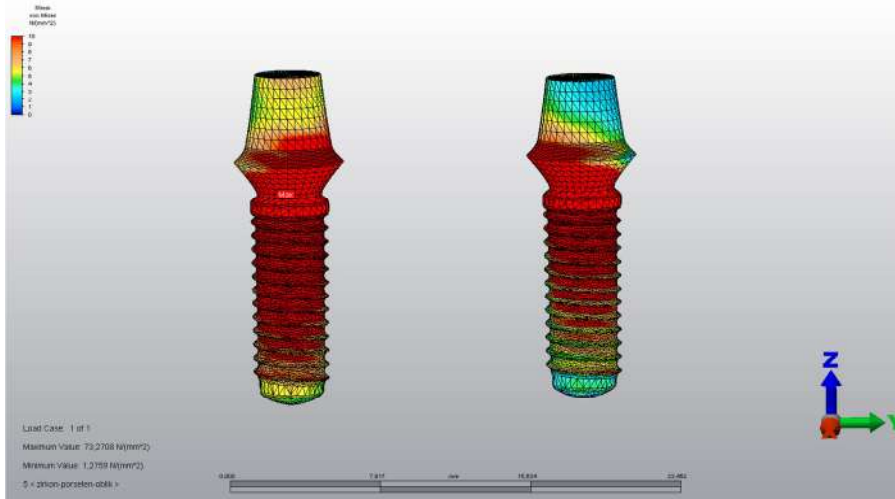
Resim 4.139. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri



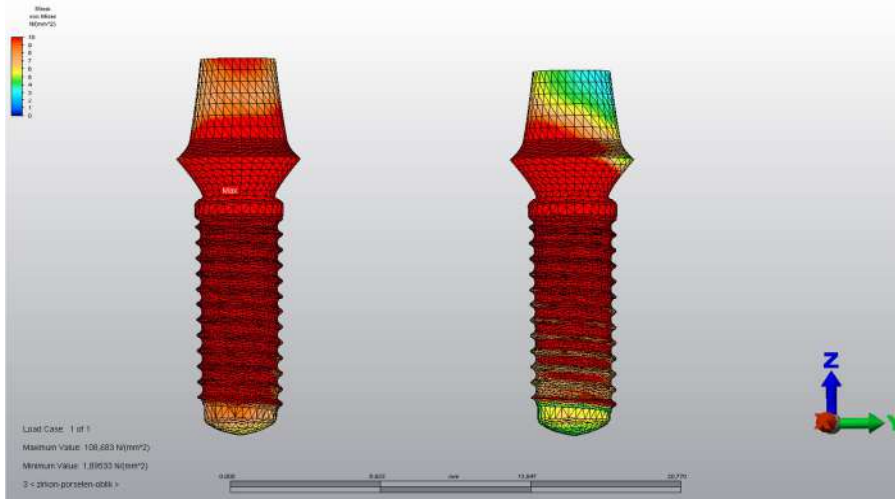
Resim 4.140. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri



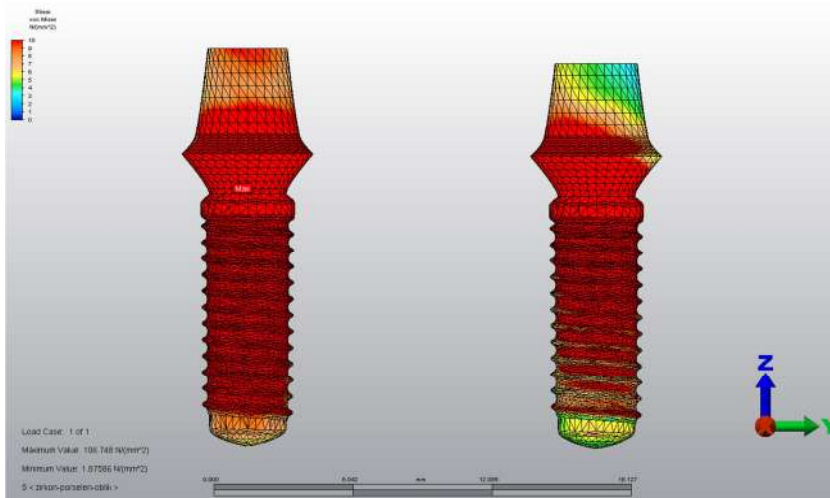
Resim 4.141. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri



Resim 4.142. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri



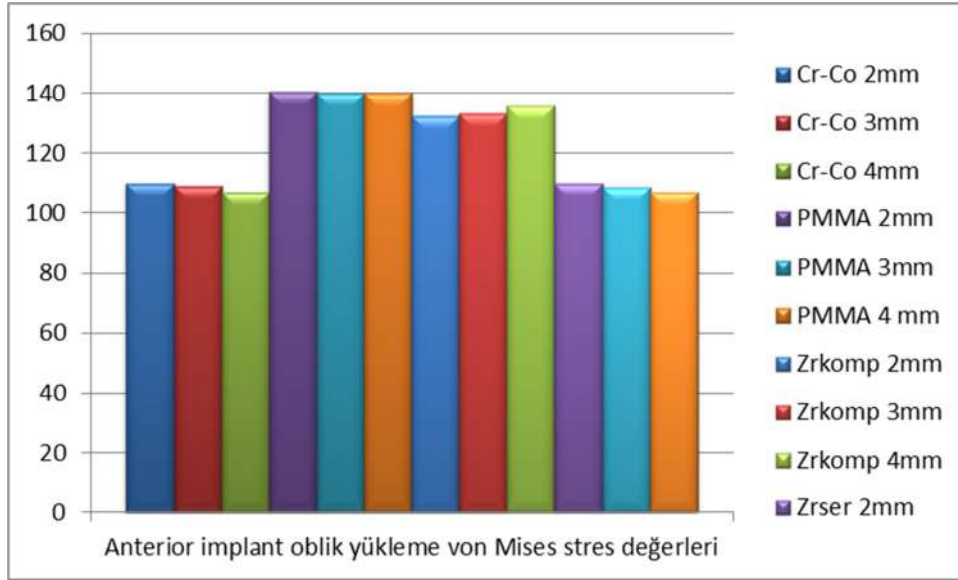
Resim 4.143. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri



Resim 4.144. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde implantlarda oluşan von Mises stresleri

4.2.5. Oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri

Oblik yüklemde, anterior implantta oluşan en yüksek stres bulguları Şekil 4.15.'de gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek değer Polimetil metakrilat modelinde 140,42 MPa olarak, en düşük değer ise 4 mm Zirkonya destekli seramik modelinde 106,75 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin anterior implanttaki stres değerleri Çizelge 4.15.'de gösterildi.



Şekil 4.15. Oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri

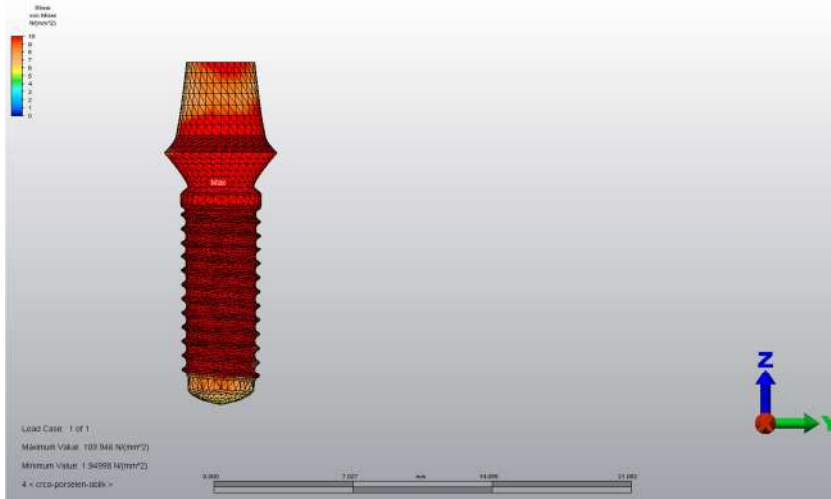
Bütün modellerdeki stres dağılımları Şekil 4.15.' de gösterildi. Bütün modellerdeki stres değerleri incelendiğinde PMMA ve sahip zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modellerinde oluşan en yüksek stres değerlerinin benzer olduğu görüldü. Cr-Co ve zirkonya modellerde oluşan en yüksek stres değerlerinin benzer olduğu görüldü. En yüksek stres değerlerini konnektör kalınlığının etkilemediği görüldü. En yüksek stres değerlerinin PMMA modellerde oluştuğu saptandı.

En yüksek stres değerlerinin 3 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde oluştuğu, en düşük stres değerlerinin 2 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde oluştuğu görüldü.

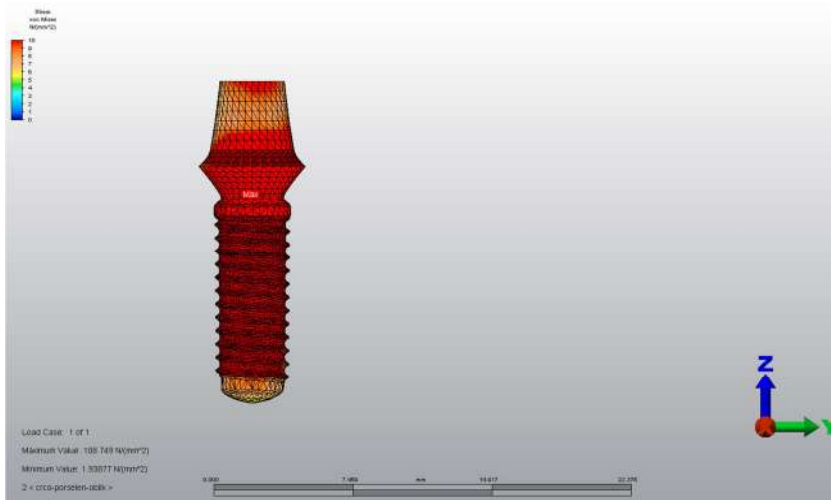
Bütün modeller incelendiğinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan en yüksek von Mises stresi değerlerinin implantın boyun bölgesine yakın bir bölgede oluştuğu saptandı. PMMA modellerde ve zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modellerde implantta oluşan stres dağılımlarının daha fazla olduğu görüldü.

Çizelge 4.15. Oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)

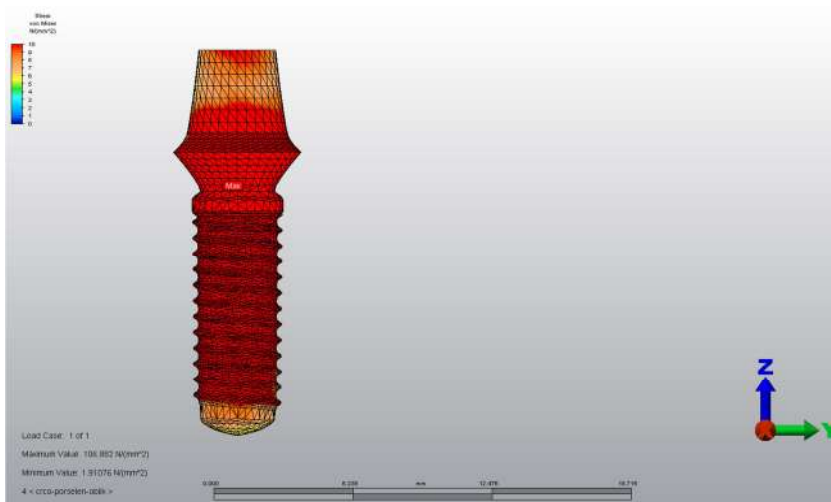
2 mm Polimetil metakrilat	140,42 MPa
3 mm Polimetil metakrilat	140,11 MPa
4 mm Polimetil metakrilat	140,09 MPa
4 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	135,87 MPa
3 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	133,23 MPa
2 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	132,49 MPa
2 mm Cr-Co destekli seramik	109,95 MPa
2 mm Zirkonya destekli seramik	109,91 MPa
3 mm Cr-Co destekli seramik	108,75 MPa
3 mm Zirkonya destekli seramik	108,68 MPa
4 mm Cr-Co destekli seramik	106,88 MPa
4 mm Zirkonya destekli seramik	106,75 MPa



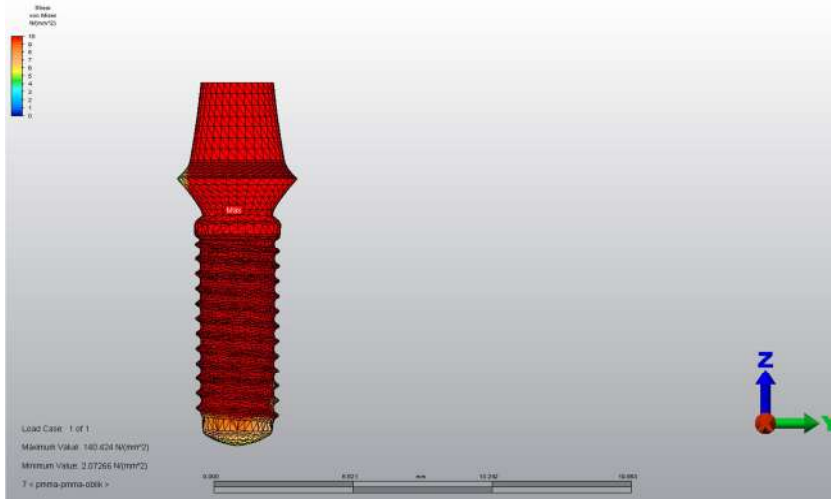
Resim 4.145. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



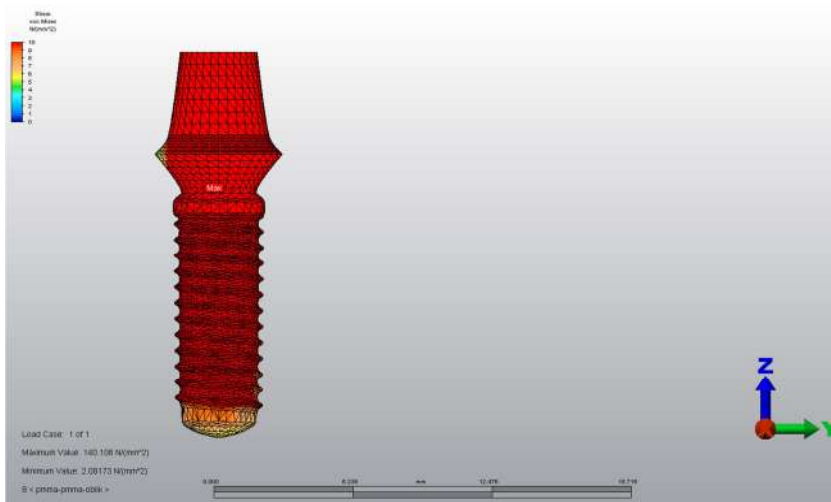
Resim 4.146. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



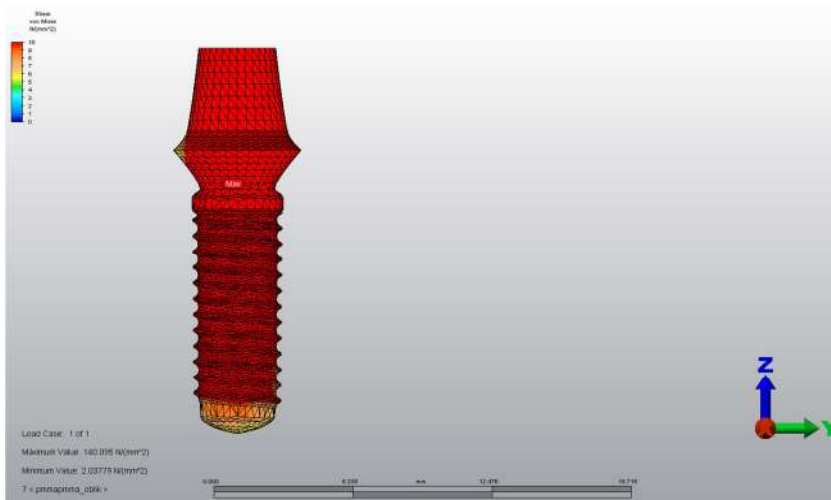
Resim 4.147. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



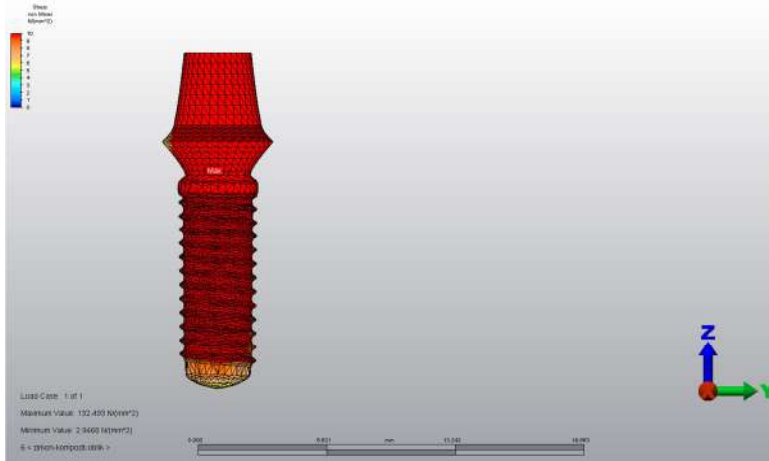
Resim 4.148. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



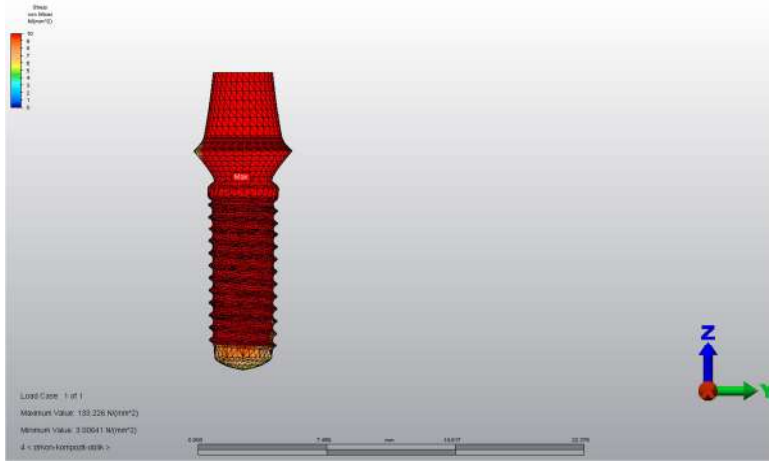
Resim 4.149. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



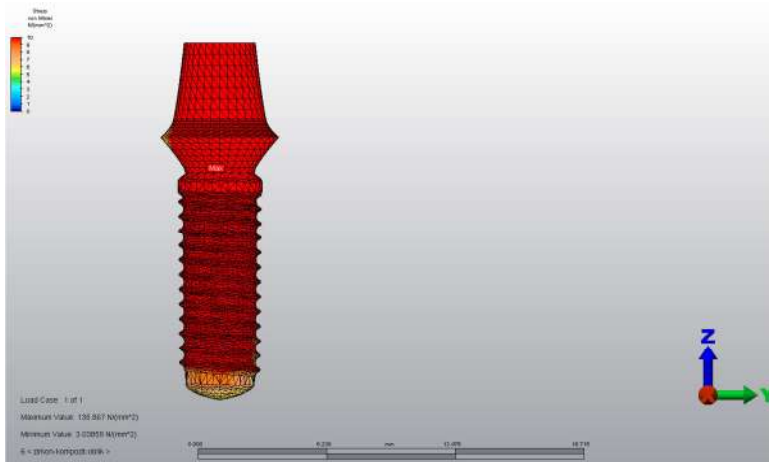
Resim 4.150. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



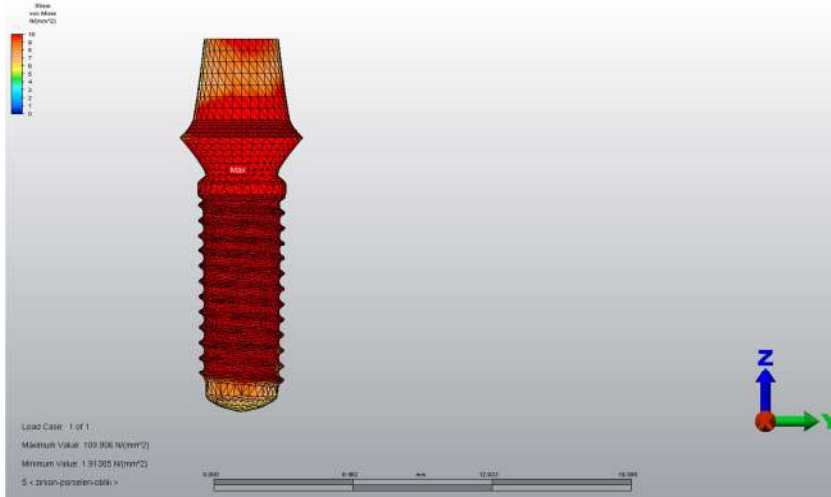
Resim 4.151. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



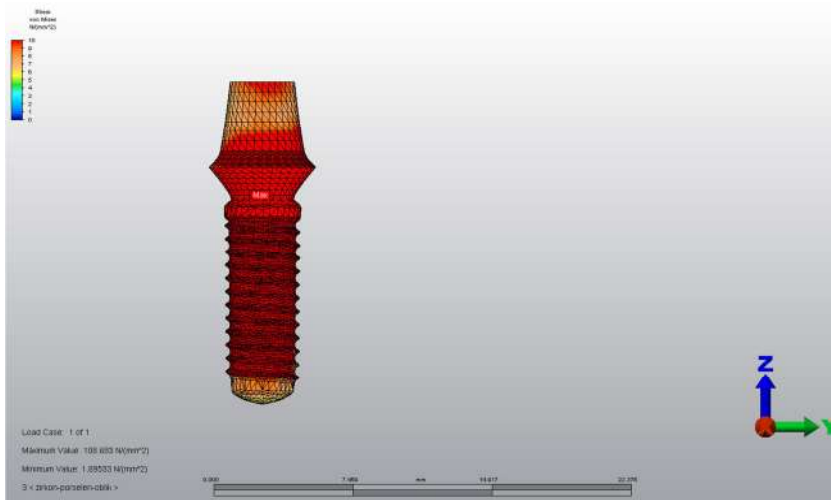
Resim 4.152. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



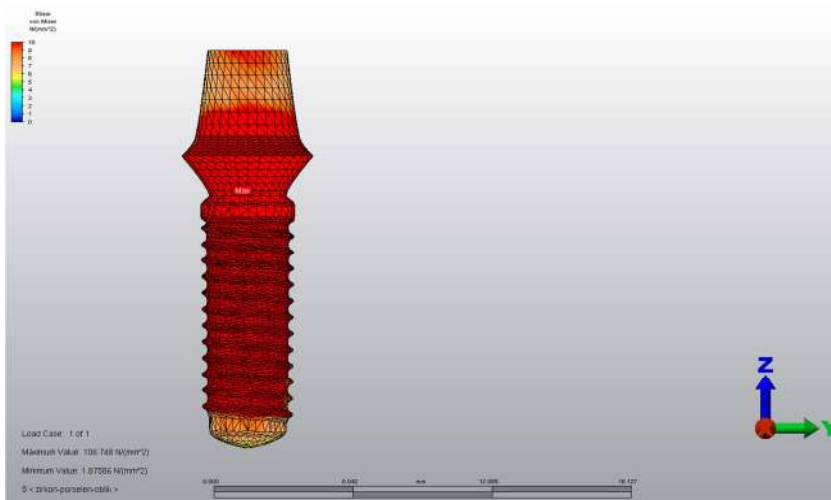
Resim 4.153. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



Resim 4.154. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



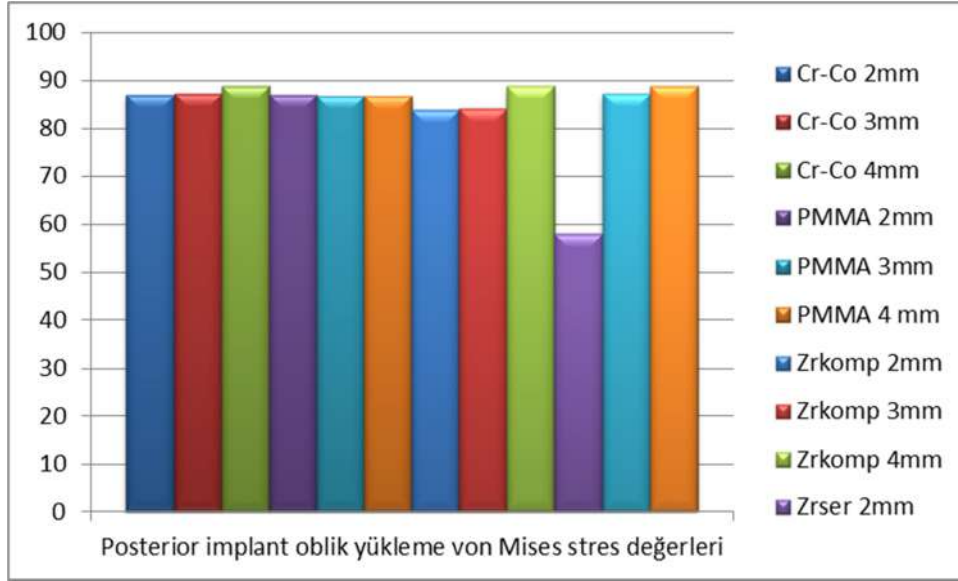
Resim 4.155. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri



Resim 4.156. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde anterior implantta oluşan von Mises stresleri

4.2.6. Oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri

Oblik yüklemde, posterior implantta oluşan en yüksek stres bulguları Şekil 4.16.'da gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek değer 4 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit modelinde 88,86 MPa olarak, en düşük değer ise 2 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit modelinde 57,96 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin posterior implanttaki stres değerleri Çizelge 4.16.'de gösterildi.



Şekil 4.16. Oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri

Bütün modellerdeki, stres dağılımları Şekil 4.16.'da gösterildi. En yüksek stres değerlerinin 4 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde oluştuğu saptandı. En düşük stres değerlerinin 2 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde oluştuğu görüldü. Bütün modeller incelendiğinde 2 mm, 3 mm ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modelde, 3 mm ve 4 mm zirkonya modelde, 2 mm, 3 mm ve 4 mm Cr-Co modelde, PMMA modelde oluşan en yüksek stres değerlerinin benzer olduğu görüldü.

Cr-Co modeller incelendiğinde stres değerlerinin benzer olduğu görüldü.

PMMA materyali klinik olarak alt yapı içermediğinden konnektör kalınlığındaki değişim açısından değerlendirilmedi.

Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modeller incelendiğinde, 2 mm ve 3 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde oluşan en yüksek stres değerlerinin benzer olduğu görüldü. 4 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşan en yüksek stres değerinin, 2 mm

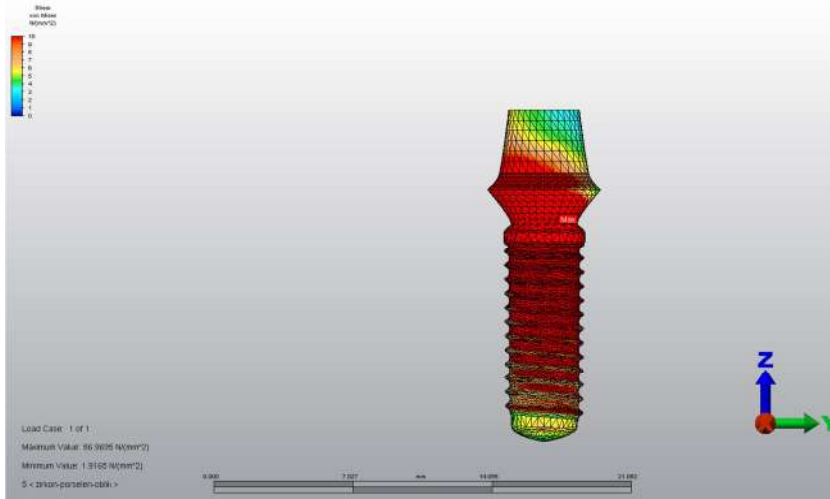
konnektör kalınlığına sahip modelde oluşan en yüksek stres değerinden %6 daha yüksek olduğu görüldü.

Zirkonya modeller incelendiğinde, 3 mm ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde oluşan en yüksek stres değerlerinin benzer olduğu görüldü. 4 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşan en yüksek stres değerinin, 2 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşan en yüksek stres değerinden %53 daha yüksek olduğu görüldü.

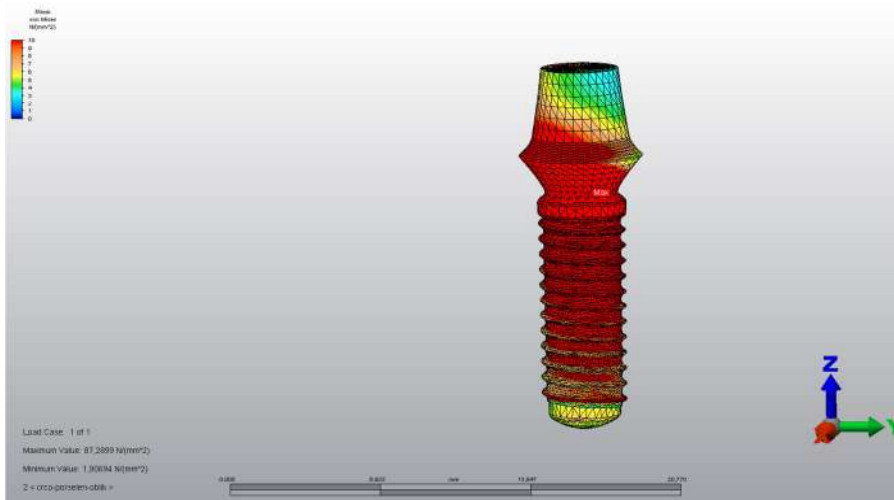
Oblik yüklemede posterior implantta oluşan en yüksek von Mises stresi değerlerinin implantın lingual boyun bölgesinde oluştuğu görüldü.

Çizelge 4.16. Oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)

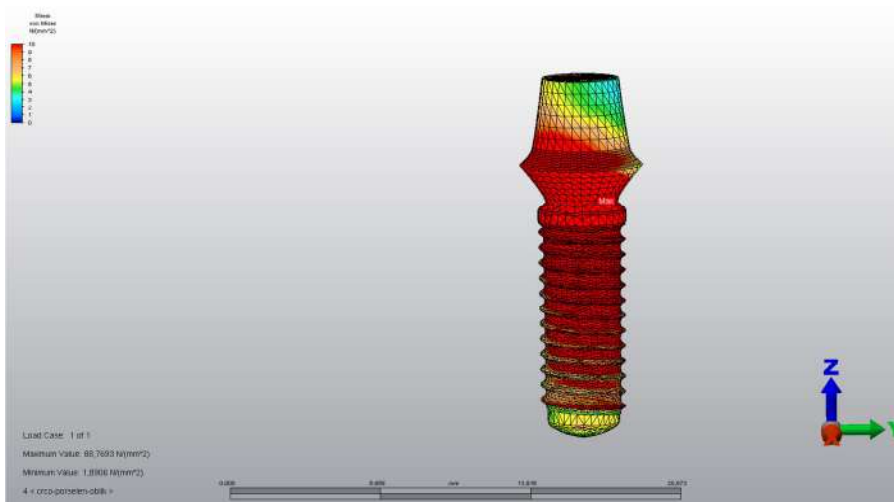
4 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	88,86 MPa
4 mm Zirkonya destekli seramik	88,86 MPa
4 mm Cr-Co destekli seramik	88,77 MPa
3 mm Zirkonya destekli seramik	87,33 MPa
3 mm Cr-Co destekli seramik	87,29 MPa
2 mm Cr-Co destekli seramik	86,97 MPa
2 mm Polimetil metakrilat	86,94 MPa
4 mm Polimetil metakrilat	86,74 MPa
3 mm Polimetil metakrilat	86,73 MPa
3 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	84,15 MPa
2 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	83,81 MPa
2 mm Zirkonya destekli seramik	57,98 MPa



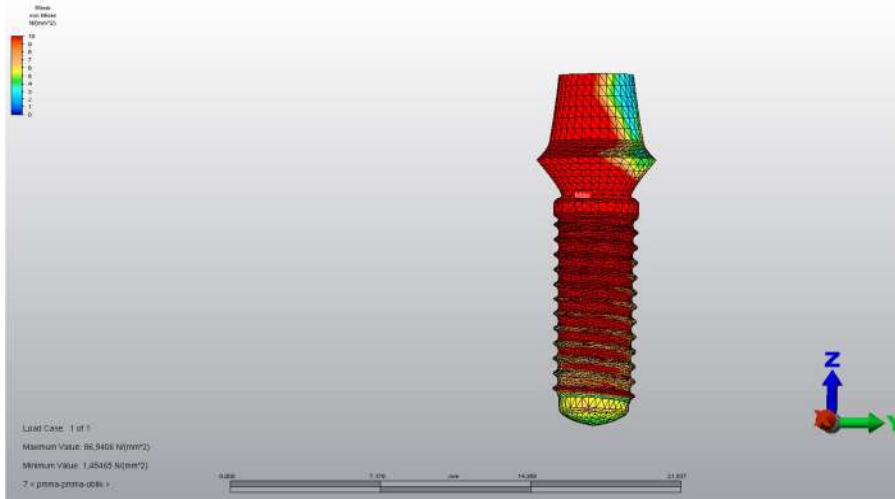
Resim 4.157. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



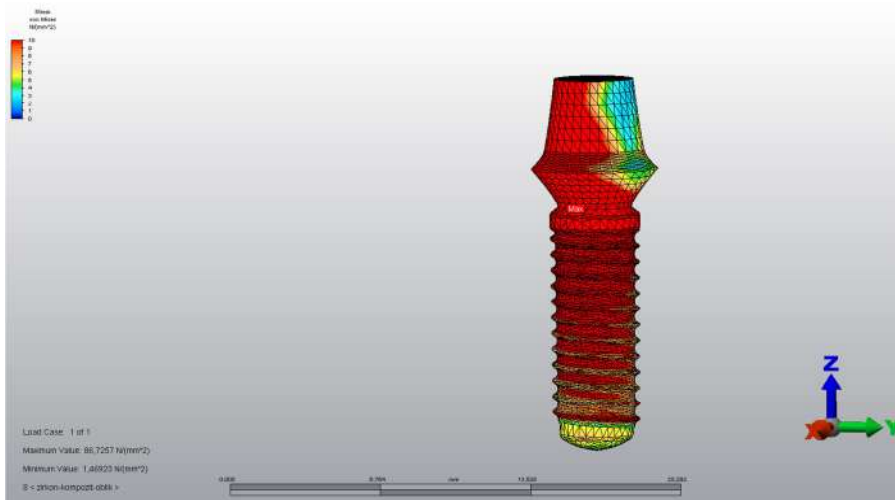
Resim 4.158. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



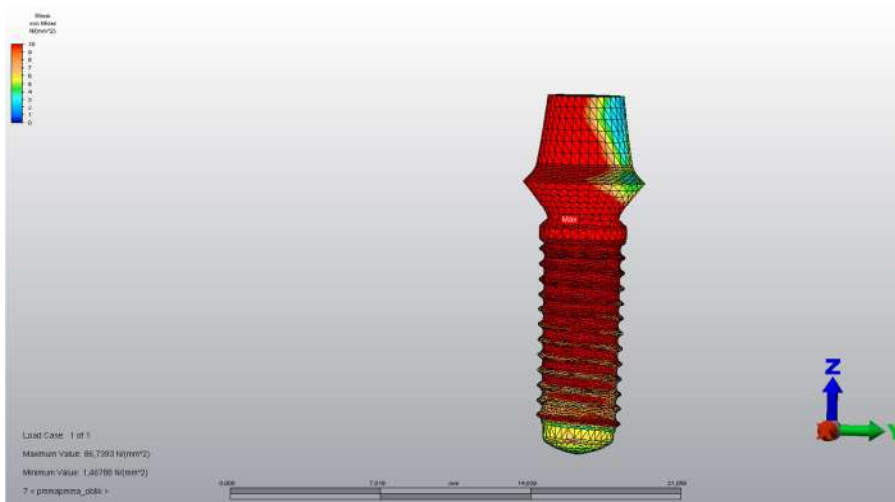
Resim 4.159. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



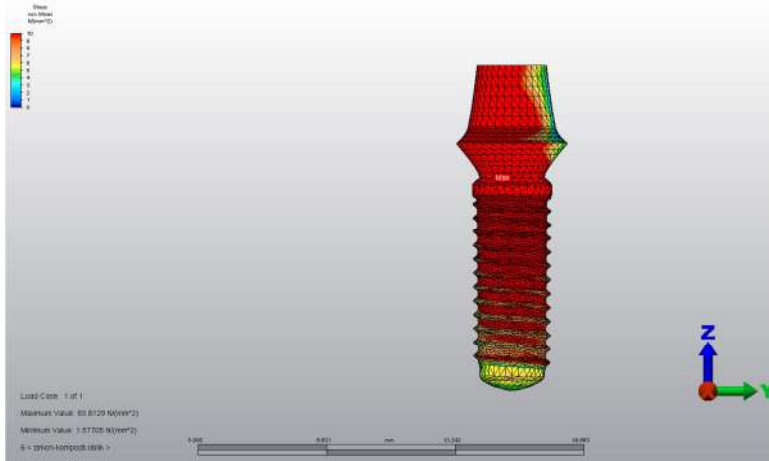
Resim 4.160. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



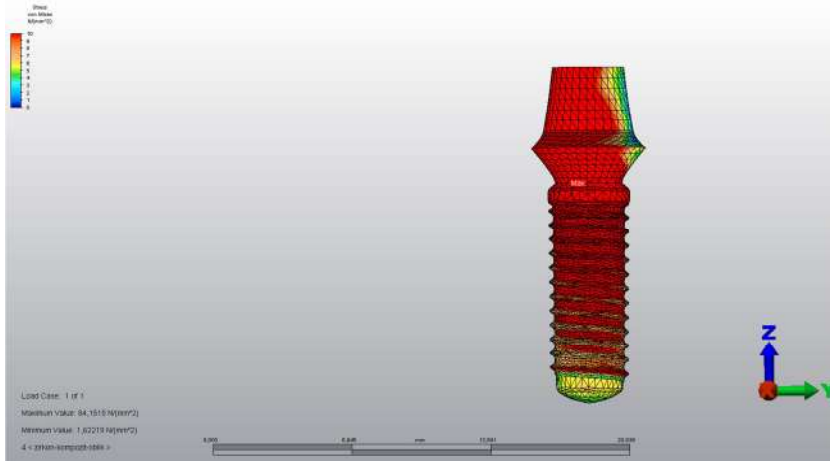
Resim 4.161. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



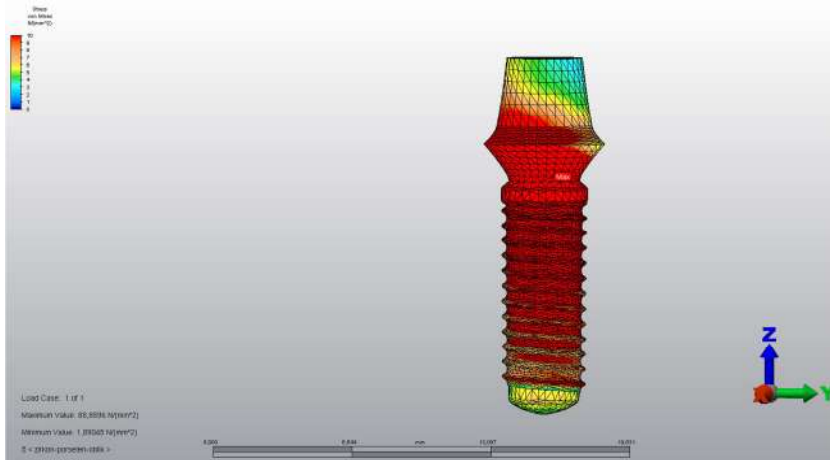
Resim 4.162. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



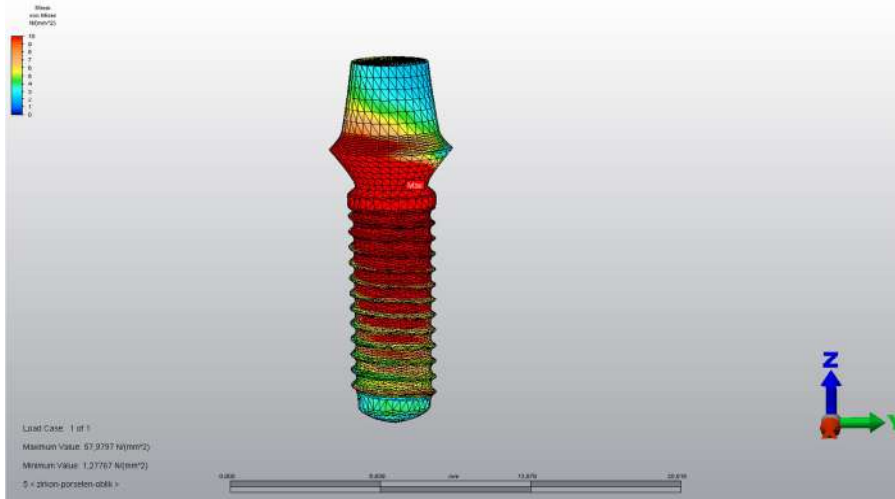
Resim 4.163. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



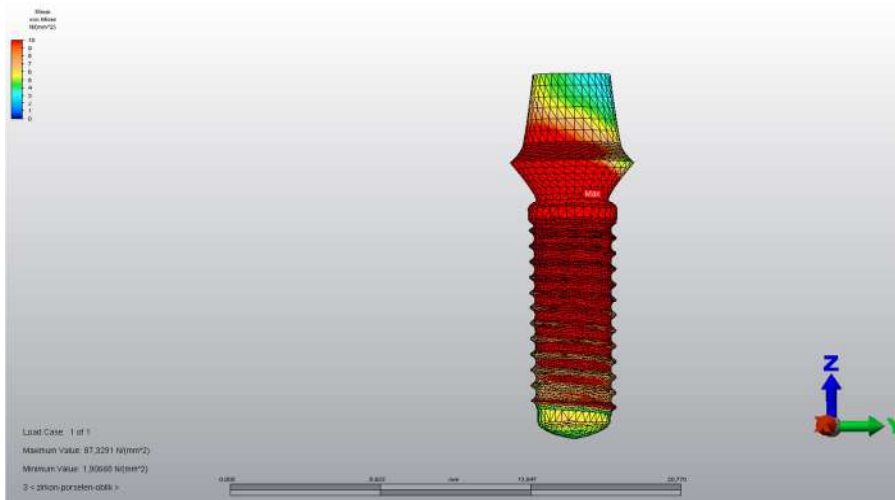
Resim 4.164. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



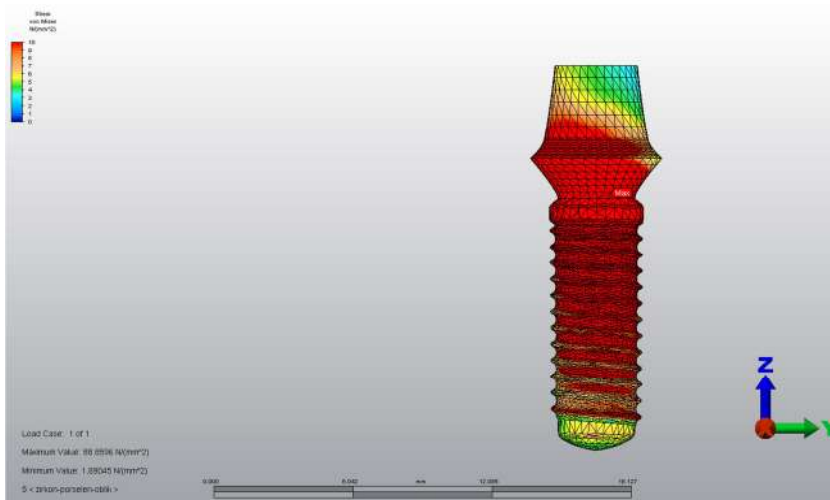
Resim 4.165. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



Resim 4.166. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



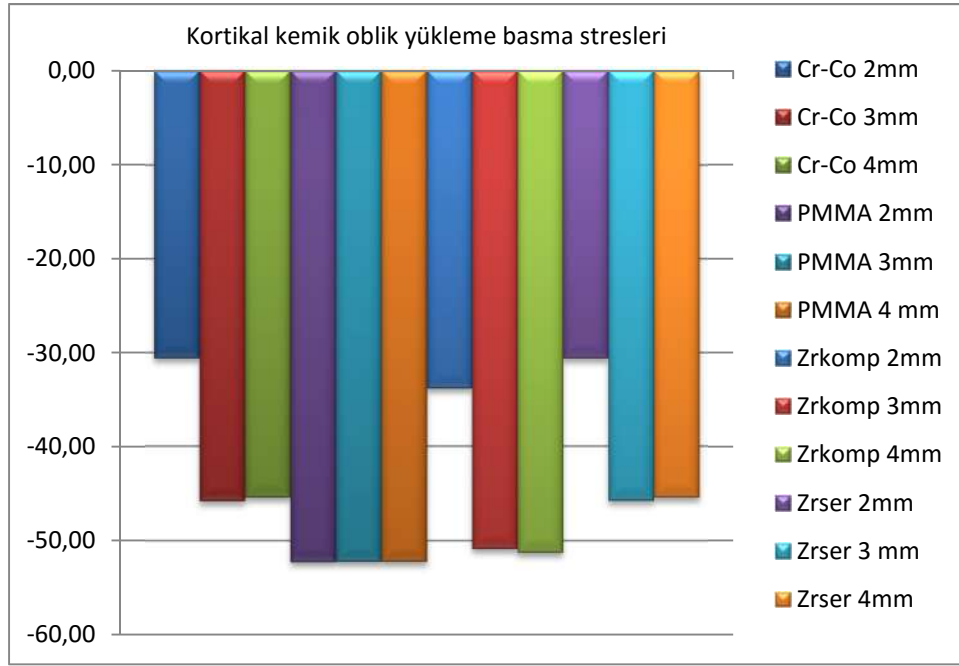
Resim 4.167. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri



Resim 4.168. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde posterior implantta oluşan von Mises stresleri

4.2.7. Oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri

Oblik yüklemde, kortikal kemikte oluşan en yüksek basma stresi bulguları Şekil 4.17.'de gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek değer Polimetil metakrilat modelinde -52,26 MPa olarak, en düşük değer ise 2 mm Zirkonya destekli seramik modelinde -30,58 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin kortikal kemikteki basma stresi değerleri Çizelge 4.17.'de gösterildi.



Şekil 4.17. Oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri

Bütün modellerdeki, basma stresi dağılımları Şekil 4.17.' de gösterildi. Bütün modellerdeki, basma stresi dağılımlarının bukkal bölgeye oranla lingual bölgede yoğunlaştığı belirlendi. En yüksek stres değerlerinin PMMA modellerde olduğu görüldü. PMMA modelde, 4 mm zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modelde, 3 mm zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modelde oluşan en yüksek stres değerlerinin benzer olduğu görüldü. 3 mm ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co ve zirkonya modellerde oluşan en yüksek stres değerlerinin benzer olduğu görüldü. 2 mm Cr-Co ve zirkonya modellerde oluşan en yüksek stres değerlerinin benzer olduğu görüldü.

3 mm ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co modellerde oluşan en yüksek stres değerlerinin benzer olduğu görüldü. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co modelde oluşan en yüksek stresi değerinin, 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co modelde oluşan en yüksek stres değerinden %50 daha yüksek olduğu görüldü.

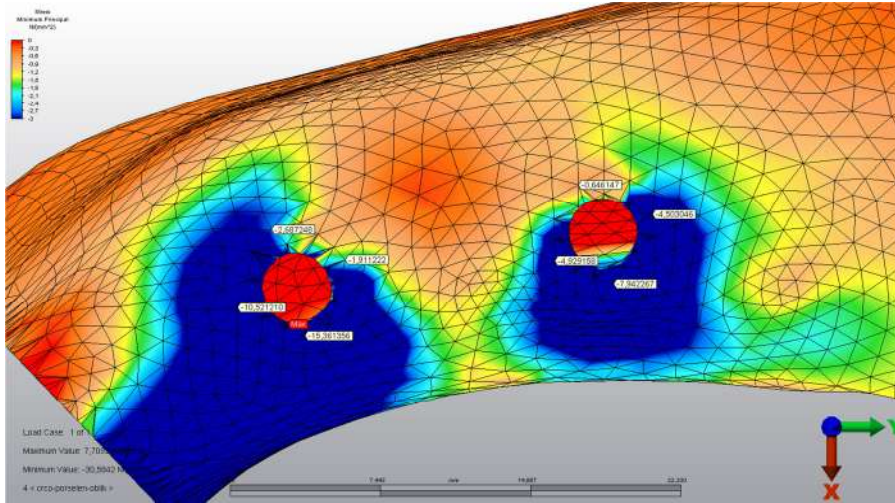
PMMA materyali klinik olarak alt yapı içermediğinden konnektör kalınlığındaki değişim açısından değerlendirilmedi.

3 mm ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modellerde oluşan en yüksek stres değerlerinin benzer olduğu görüldü. 4 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modelde oluşan en yüksek stresi değerinin, 2 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modelde oluşan en yüksek stres değerinden %52 daha yüksek olduğu görüldü.

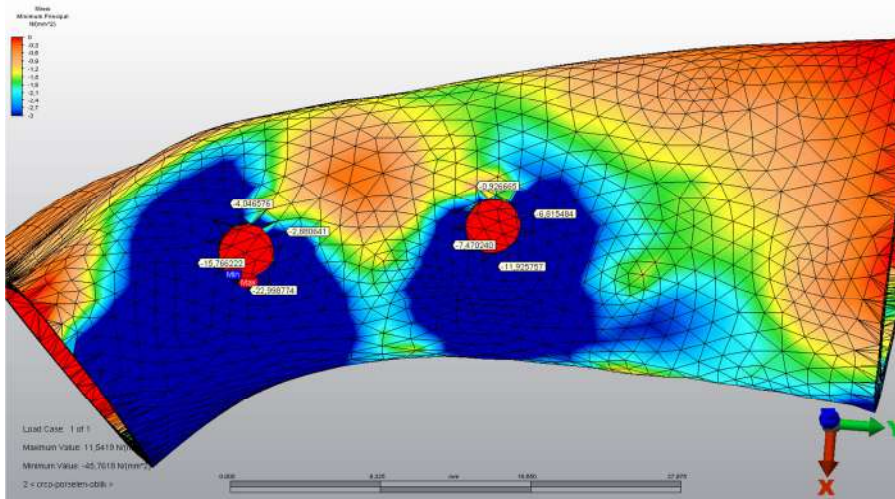
3 mm ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya modellerde oluşan en yüksek stres değerlerinin benzer olduğu görüldü. 3 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya modelde oluşan en yüksek stresi değerinin, 2 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya modelde oluşan en yüksek stres değerinden %50 daha yüksek olduğu görüldü.

Çizelge 4.17. Oblik yüklemede kortikal kemikte oluşan basma stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)

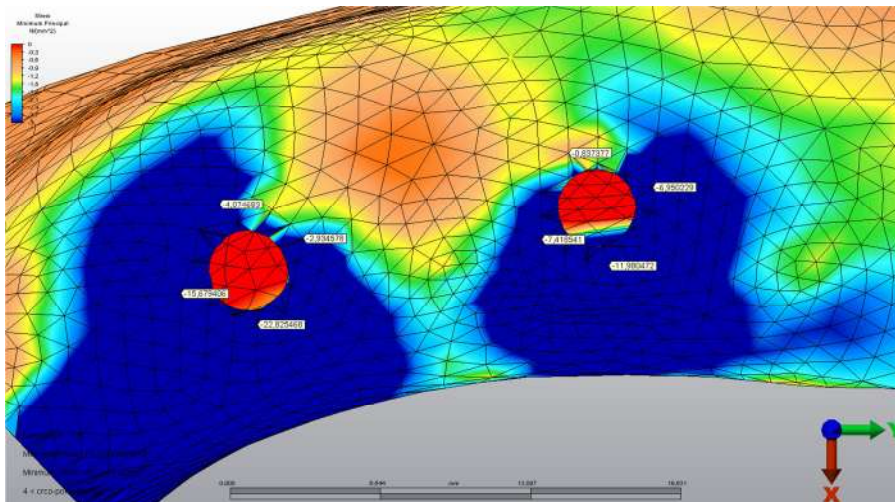
2 mm Polimetil metakrilat	-52,26 MPa
3 mm Polimetil metakrilat	-52,23 MPa
4 mm Polimetil metakrilat	-52,21 MPa
4 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	-51,26 MPa
3 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	-50,87 MPa
3 mm Cr-Co destekli seramik	-45,76 MPa
3 mm Zirkonya destekli seramik	-45,75 MPa
4 mm Cr-Co destekli seramik	-45,41 MPa
4 mm Zirkonya destekli seramik	-45,40 MPa
2 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	-33,79 MPa
2 mm Cr-Co destekli seramik	-30,58 MPa
2 mm Zirkonya destekli seramik	-30,58 MPa



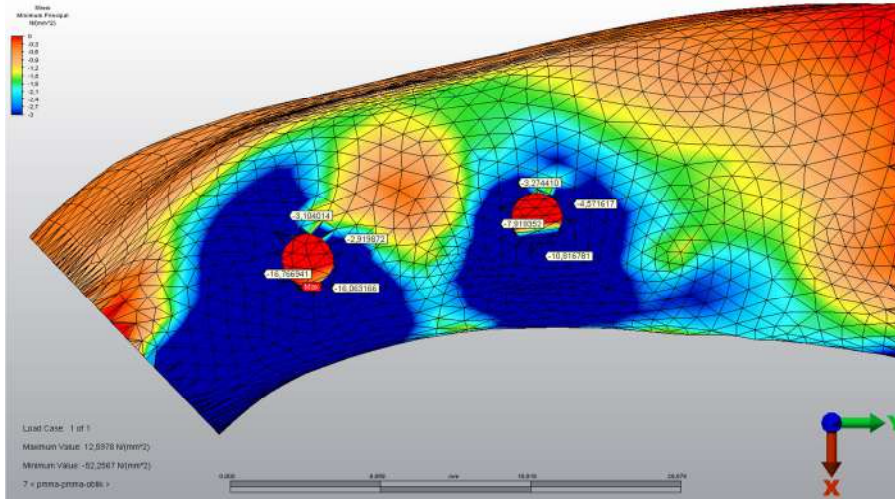
Resim 4.169. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



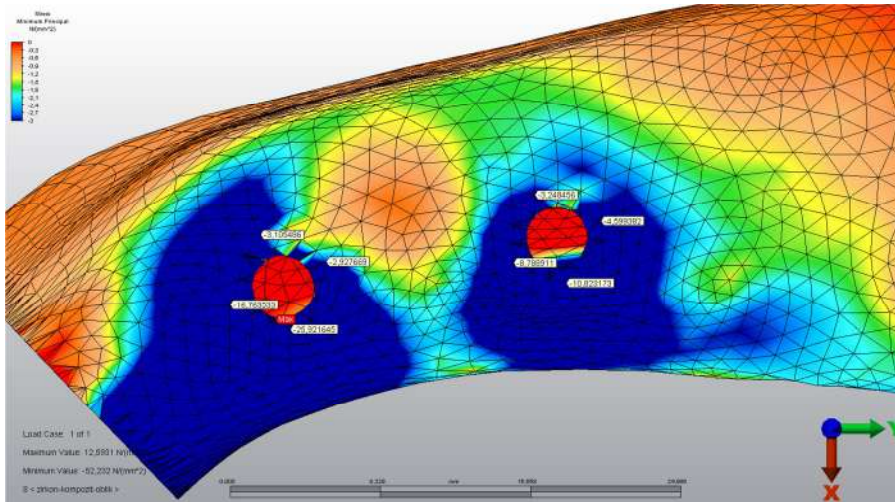
Resim 4.170. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



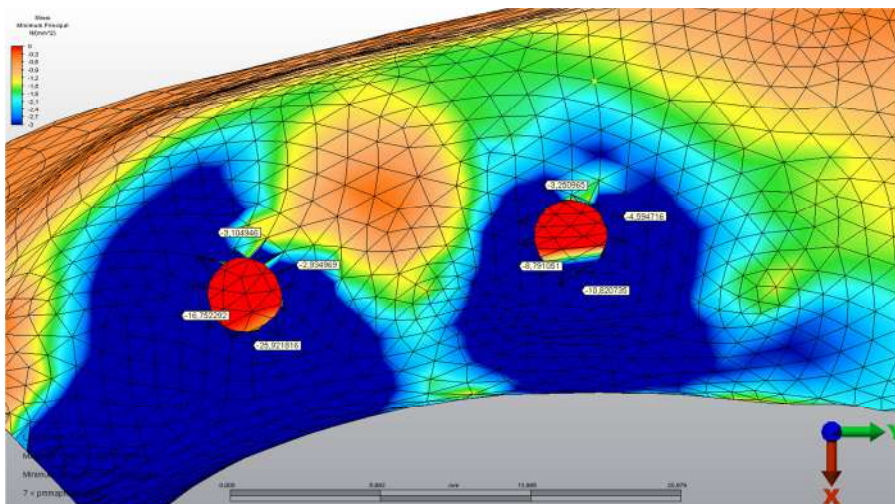
Resim 4.171. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



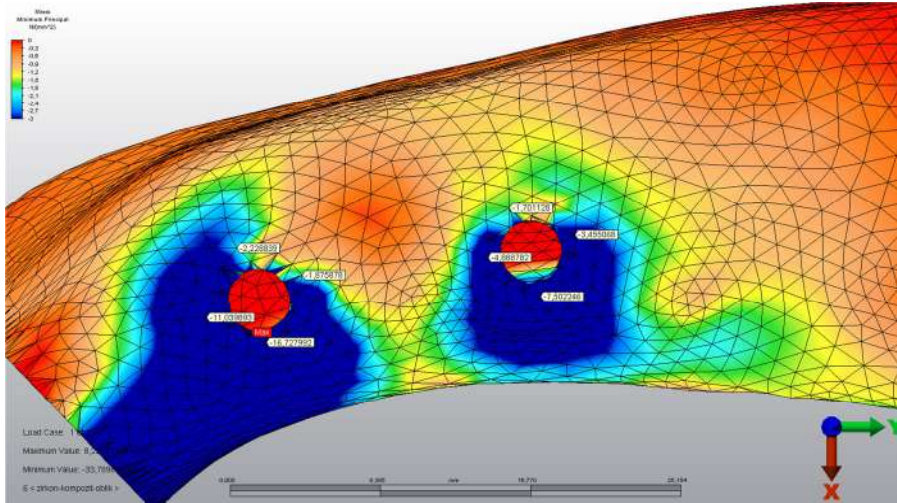
Resim 4.172. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



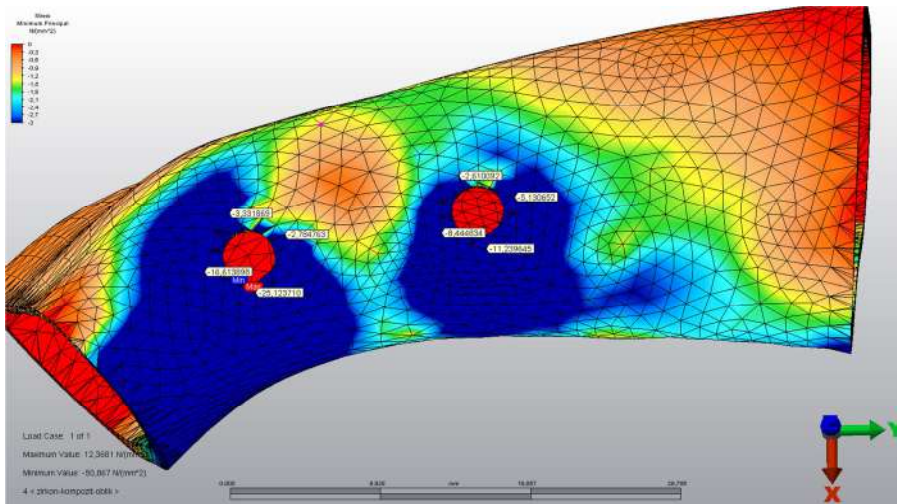
Resim 4.173. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



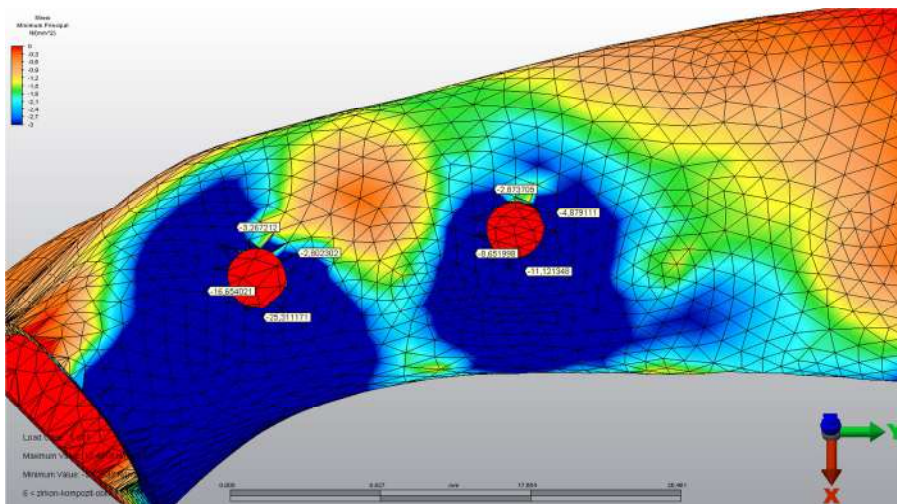
Resim 4.174. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



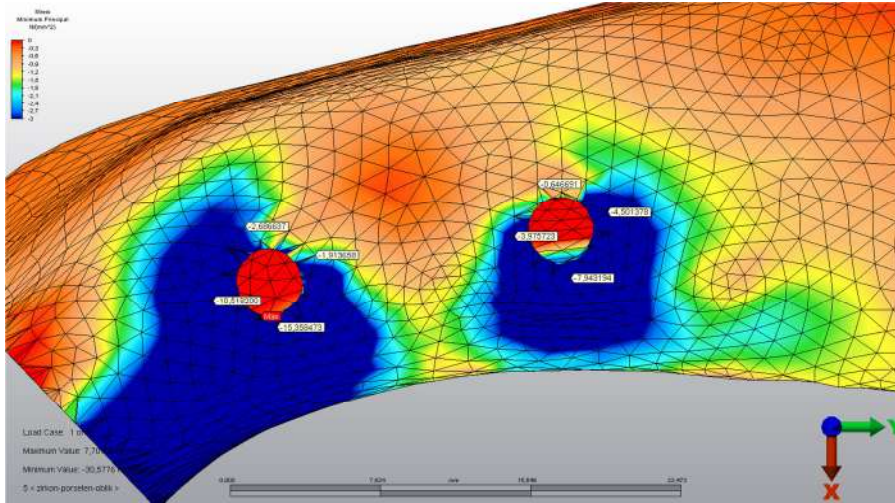
Resim 4.175. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



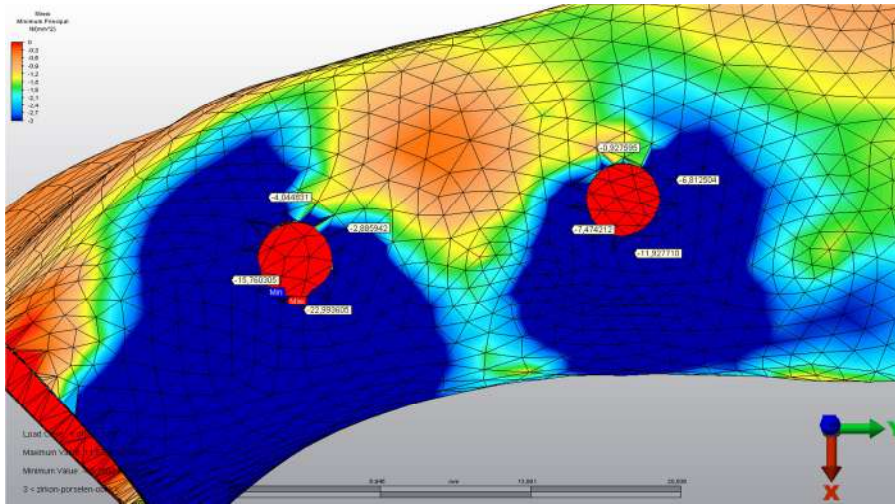
Resim 4.176. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



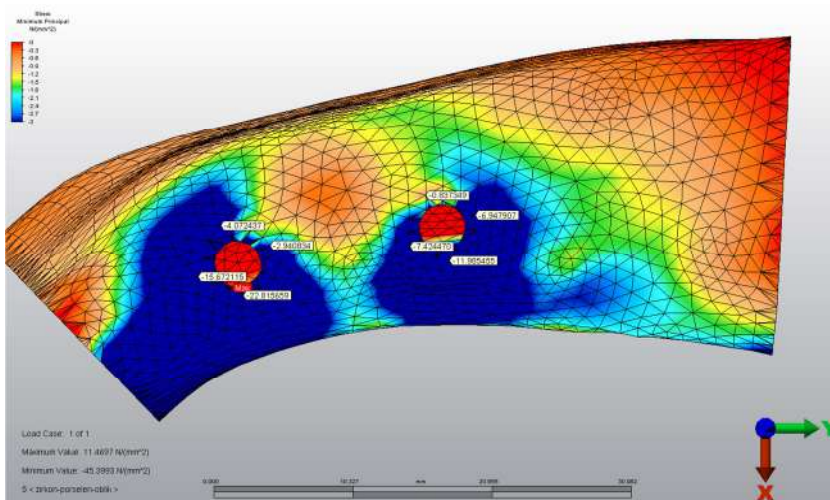
Resim 4.177. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



Resim 4.178. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



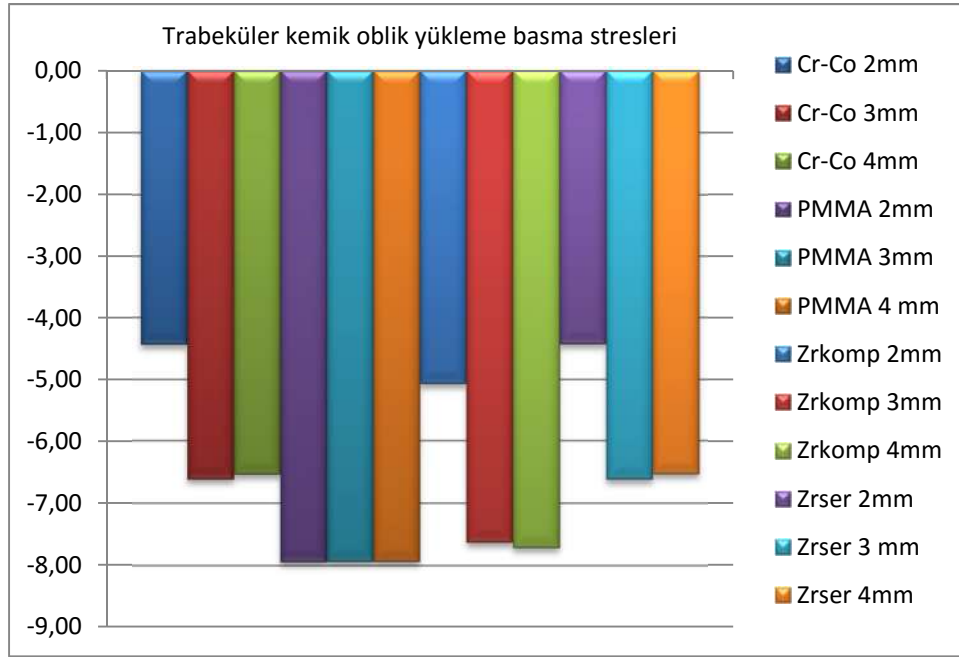
Resim 4.179. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri



Resim 4.180. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri

4.2.8. Oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri

Oblik yüklemde, trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stresi bulguları Şekil 4.18.'de gösterildi. Bu yüklemde; en yüksek değer Polimetil metakrilat modelinde -7,95 MPa olarak, en düşük değer ise 2 mm Zirkonya destekli seramik modelinde -4,43 MPa olarak bulundu. Diğer modellerin trabeküler kemikteki basma stresi değerleri Çizelge 4.18.'de gösterildi.



Şekil 4.18. Oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri

Bütün modellerdeki, basma stresi dağılımları Şekil 4.18.'de gösterildi. Bütün modellerdeki, basma stresi dağılımlarının bukkal bölgeye oranla lingual bölgede yoğunlaştığı belirlendi. En yüksek stres değerlerinin PMMA modellerde olduğu görüldü. PMMA modellerde, 3 mm ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modellerde oluşan en yüksek stres değerlerinin benzer olduğu görüldü. 3 mm ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co ve zirkonya modellerde oluşan en yüksek stres değerlerinin benzer olduğu görüldü. 2 mm Cr-Co ve zirkonya modellerde oluşan en yüksek stres değerlerinin benzer olduğu görüldü. 3 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde en yüksek stres değerlerinin olduğu görüldü. 2 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde en düşük stres değerlerinin olduğu görüldü.

3 mm ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co modellerde oluşan en yüksek stres değerlerinin benzer olduğu görüldü. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co modelde

oluşan en yüksek stres değerinin 2 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşan en yüksek stres değerinden %49 daha yüksek olduğu görüldü.

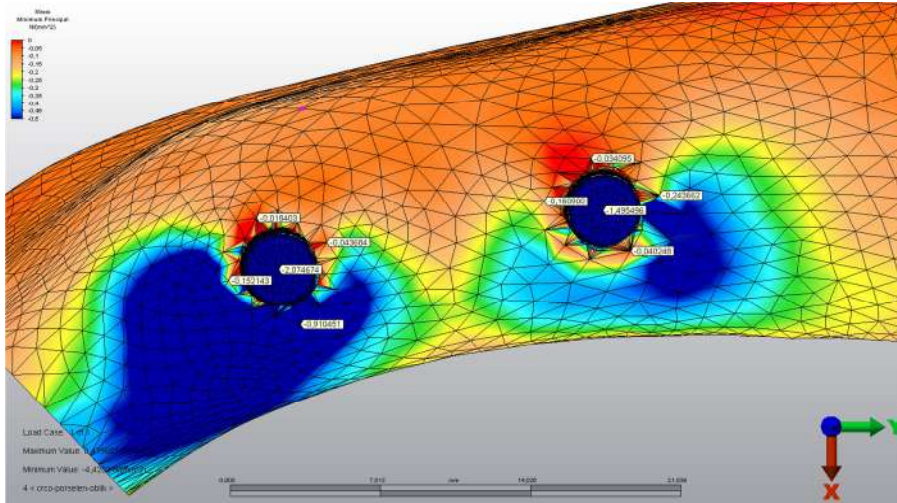
PMMA materyali klinik olarak alt yapı içermediğinden konnektör kalınlığındaki değişim açısından değerlendirilmedi.

3 mm ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modellerde oluşan en yüksek stres değerlerinin benzer olduğu görüldü. 4 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modelde oluşan en yüksek stres değerinin 2 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşan en yüksek stres değerinden %52 daha yüksek olduğu görüldü.

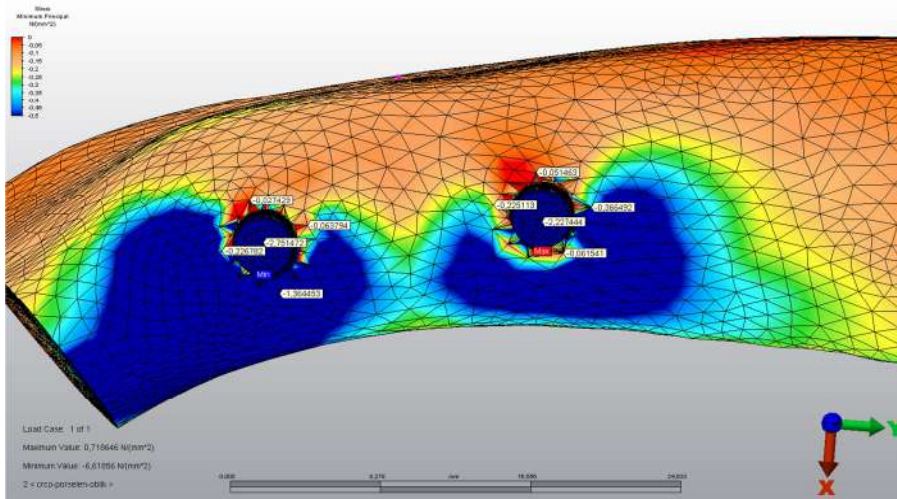
3 mm ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya modellerde oluşan en yüksek stres değerlerinin benzer olduğu görüldü. 3 mm konnektör kalınlığına sahip zirkonya modelde oluşan en yüksek stres değerinin 2 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşan en yüksek stres değerinden %50 daha yüksek olduğu görüldü.

Çizelge 4.18. Oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri (yüksekten düşüğe doğru sıralanmış)

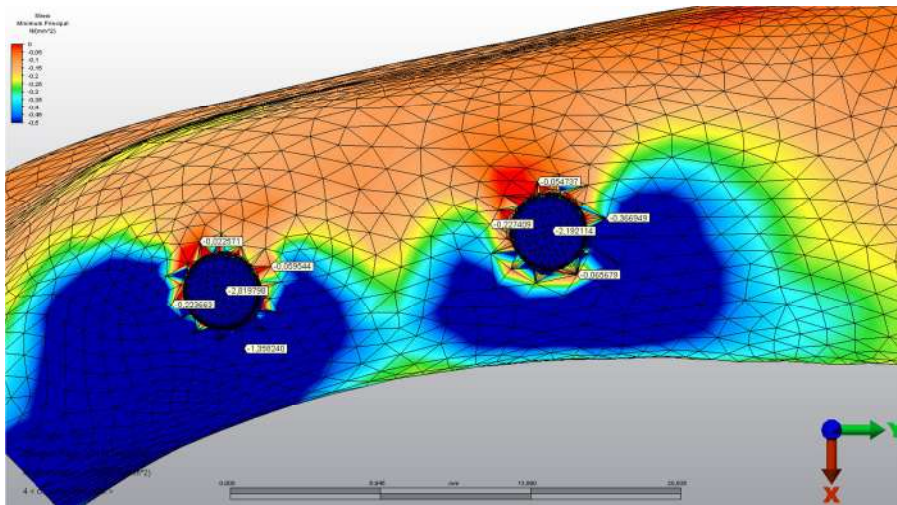
2 mm Polimetil metakrilat	-7,95 MPa
3 mm Polimetil metakrilat	-7,94 MPa
4 mm Polimetil metakrilat	-7,94 MPa
4 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	-7,72 MPa
3 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	-7,63 MPa
3 mm Cr-Co destekli seramik	-6,62 MPa
3 mm Zirkonya destekli seramik	-6,62 MPa
4 mm Cr-Co destekli seramik	-6,54 MPa
4 mm Zirkonya destekli seramik	-6,54 MPa
2 mm Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit destekli kompozit	-5,07 MPa
2 mm Cr-Co destekli seramik	-4,43 MPa
2 mm Zirkonya destekli seramik	-4,43 MPa



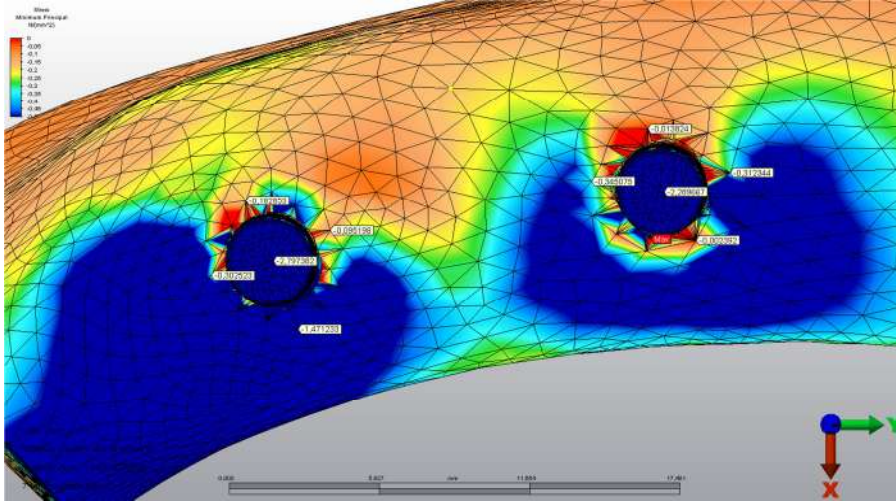
Resim 4.181. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



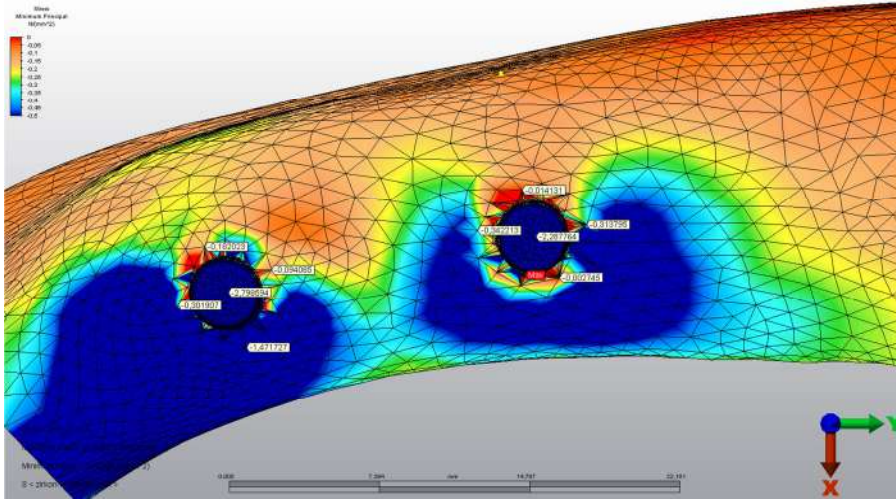
Resim 4.182. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



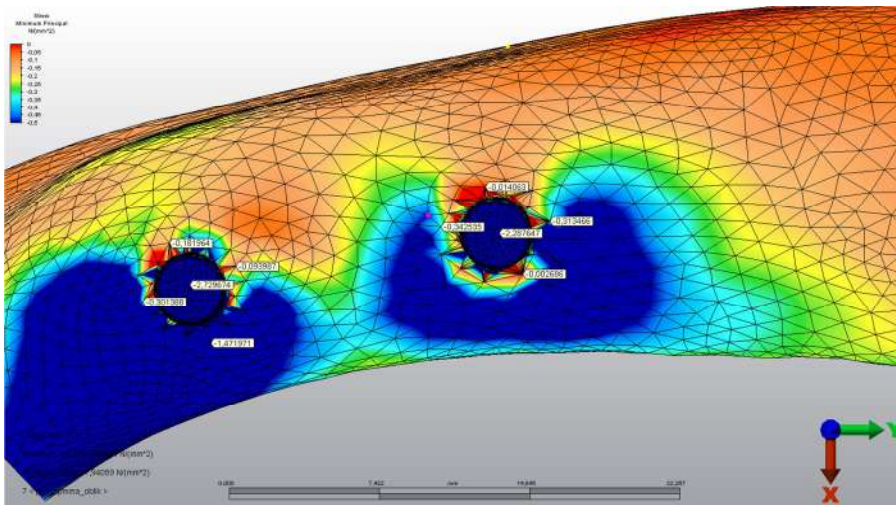
Resim 4.183. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Cr-Co alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



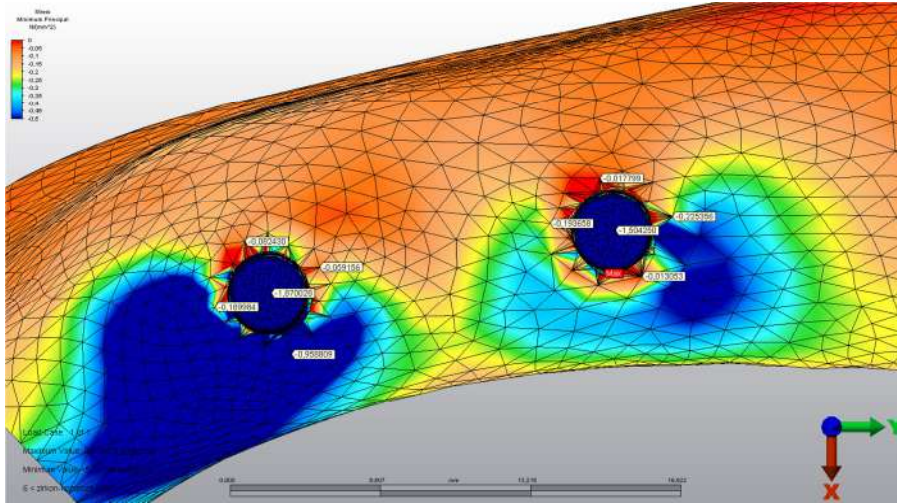
Resim 4.184. 2 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



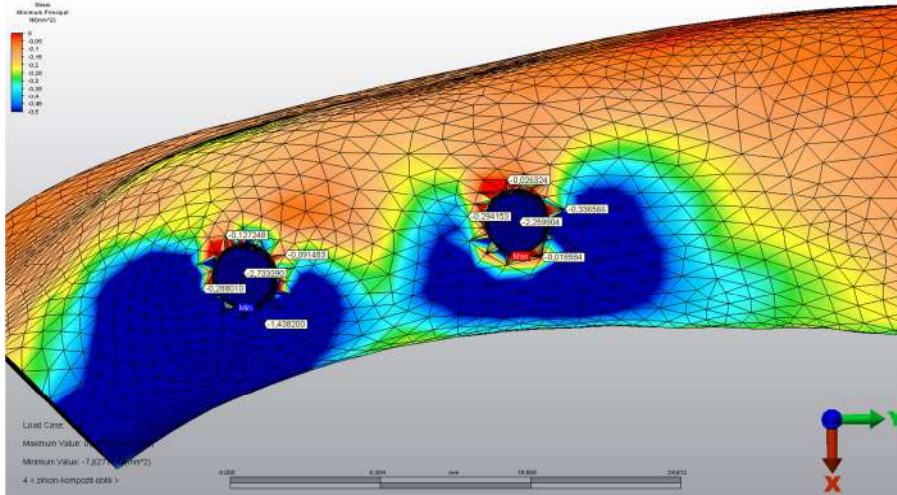
Resim 4.185. 3 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



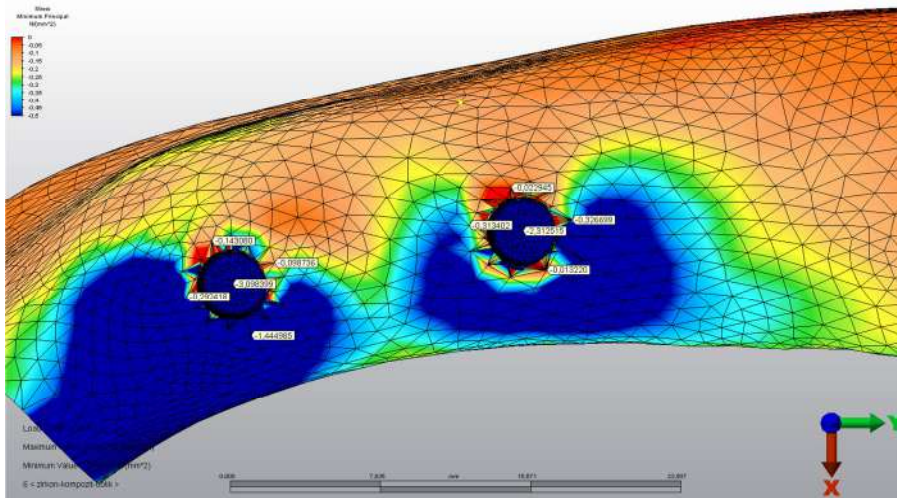
Resim 4.186. 4 mm konnektör kalınlığına sahip PMMA alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



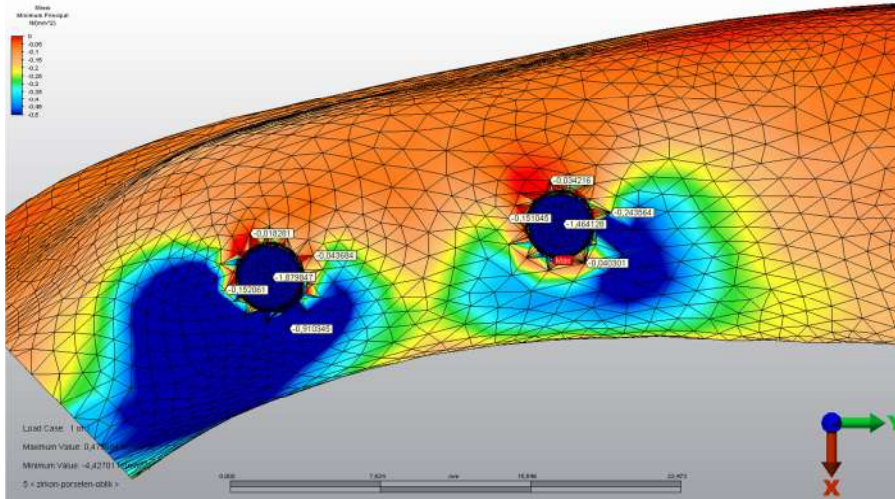
Resim 4.187. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



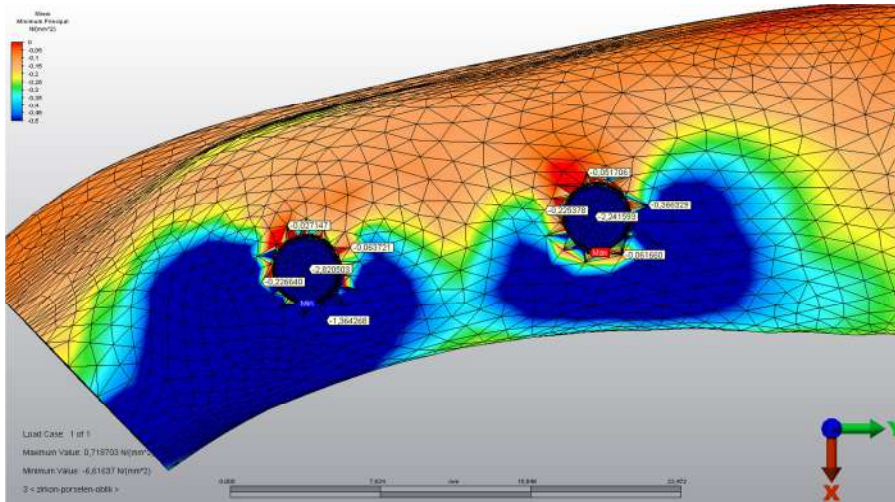
Resim 4.188. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



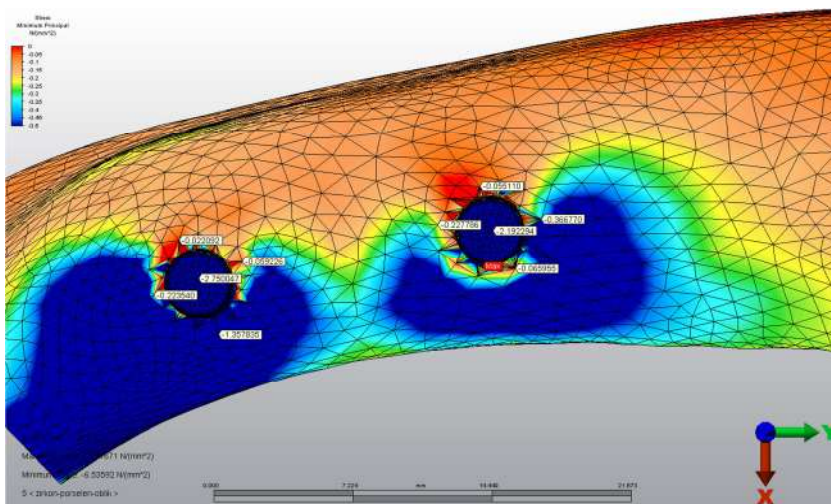
Resim 4.189. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



Resim 4.190. 2 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



Resim 4.191. 3 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



Resim 4.192. 4 mm konnektör kalınlığına sahip Zirkonya alt yapı modelinde oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri

5. TARTIŞMA

Kemik tipi, implant osseointegrasyonunda ve uzun dönem başarısında önemli faktörlerdendir[103]. Kalitatif olarak tip II ve tip III kemik tipleri implant yerleştirmek için daha çok tercih edilen kemik tipleridir. Tip I ve tip IV kemik tipinde osseointegrasyon ve rejeneratif süreçte problemlerle karşılaşılabilir. Kantitatif olarak, tip A ve tip B kemikler idealdir, ancak kemik kaybındaki artışa bağlı olarak daha fazla problemle karşılaşılabilir[112]. Yapılan bir çalışmada dört kemik tipinde (tip I, tip II, tip III, tip IV) mental foramenler arasına yerleştirilen implantlar prefabrike bar sistemleriyle protetik bir şekilde modellenmiş ve sonlu eleman analizi yöntemiyle karşılaştırılmıştır. Tip III ve tip IV kemik tipleri aksiyel ve bukkolingual yükleme altında maksimum stres birikimi göstermiştir. Tip I ve tip II kemikte stres yoğunluğu daha düşük bulunmuştur[103]. Bu bulgular ışığında, çalışmamızda 2 mm kortikal kemik kalınlığına sahip, 10 mm'den uzun kemik yüksekliği ve 5 mm'den geniş kemik genişliğine sahip tip II A divizyon kemik modellenmiştir.

İmplantın boyutu kemiğe olan bağlantıyı etkilemektedir[113]. İmplant boyu arttıkça implantın prognozu da iyileşmektedir. 8 mm'nin altındaki implant uzunlukları kısa implantları oluşturmaktadır ve uzun implantlar kısa implantlara göre daha iyi prognoz sergilemektedir[13, 31, 42, 112]. Daha geniş implantlar stres dağılımını olumlu etkiler ve implantın boyu kadar önemlidir[102, 112]. Himmlová ve arkadaşları 2004 yılında yaptıkları bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında, implant uzunluğunun artmasıyla stresin azaldığı ancak implant çapı kadar etkilemediğini belirtmişlerdir[113]. Yapılan bir başka çalışmada ise kron/implant oranı, implant genişliği ve implant uzunluğunun stres analizi sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmiştir. Kron boyunun kron/implant oranının değişmesinden daha etkili olduğunu belirtilmiş, implant boyundaki değişimin implant çapındaki değişim kadar stres dağılımını etkilemediğini ve daha geniş implant kullanımının daha başarılı sonuçlar verdiği gösterilmiştir[1]. Bizim çalışmamızda da 4 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda kemik seviyesinde implantlar modellenmiştir.

Biyomekanik faktörlerin implantın uzun dönem başarısında önemli olduğu bilinmektedir[114].

Fotoelastisite, gerinim ölçer ve sonlu elemanlar analizi gibi çalışma yöntemleri implant çevresi bölgede ve implant destekli restorasyonların komponentlerinde oluşan stresleri

değerlendirmek için kullanılmaktadır[9, 89] Stres analizi yöntemleri, stres seviyesini yoğunluk ve lokasyon açısından yüksek doğrulukla tahmin edebilmektedir[9].

Sonlu elemanlar analizi yeni komponentler, yapılandırmalar, materyaller ve implant şekilleri geliştirmek için kullanılmaktadır [9]. Fonksiyonel streslerin alveolar kemik yüksekliğinin seviyesini koruduğu bildirilmiştir. Bu stres değerlerinden yüksek değerlerin kemik dejenerasyonuna sebep olduğu, düşük değerlerin ise atrofiye sebep olduğu belirtilmiştir. Kemik seviyelerinin devamlılığı düzgün implant tasarımı ve protez tasarımıyla sağlanabilir. Bunu daha iyi anlayabilmek için bilgisayar destekli analizler ve çalışmalar önemlidir[115]. İnan ve ark. yaptıkları bir çalışmada implant çevresindeki destek kemik dokusunda oluşan kuvvet dağılımını fotoelastisite ve sonlu elemanlar analizi yöntemleri kullanarak değerlendirmişlerdir ve her iki stres analiz yöntemi ile de stres dağılımının değerlendirilebileceğini, fakat sonlu elemanlar analizinin daha detaylı ve kapsamlı bilgi sağladığını belirtmişlerdir[116]. Eraslan ve ark. porselen ve akrilik rezin materyallerinin çevre kemik dokudaki stres dağılımını değerlendirmek amacıyla yaptıkları bir çalışmada fotoelastik yöntem ve sonlu elemanlar stres analizi yöntemini karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak sonlu elemanlar stres analizi yönteminin fotoelastik yöntemine göre daha detaylı bilgi sağladığı ve modeldeki tüm yapılarıdaki stres dağılımlarının incelenebilmesine imkan sağladığını bildirmişlerdir[117]. Bu çalışmada da implantlar, implant çevresindeki kortikal kemik, trabeküler kemik ve implant üstü protez alt yapısında oluşan stresleri değerlendirmek amacıyla sonlu elemanlar analizi tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizinde sonuçların güvenilir olması için, eleman ve düğüm sayısının en az 30.000-200.000 arasında olması tavsiye edilmektedir. 300 μm ' den daha büyük eleman boyutu, aldatici sonuçların elde edilmesine neden olabilmektedir[118–120]. Çalışmamızda da eleman ve düğüm sayısı 47977-258599 arasındadır.

İsmail ve ark. yaptıkları bir çalışmada blade tipi implantlar kullanarak 2 boyutlu ve 3 boyutlu sonlu elemanlar yöntemlerini karşılaştırmışlar, iki boyutlu sonlu elemanlar yönteminin normal dağılımlarını detaylı yansıtmadığını, asal gerilme dağılımlarının değerlendirilmesinde yeterli olduğunu belirtmişlerdir. Üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemiyle geometri ve yükleme bakımından gerçek sonuçlara daha fazla yaklaşıldığını bildirmişlerdir. Yapılan bir başka çalışmada, iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi üç farklı model üzerinde karşılaştırılmış, sonuçta 3 boyutlu sonlu elemanlar yönteminin daha

başarılı olduğu ve tercih edilmesi gerektiği belirtilmiştir. Bu nedenle çalışmamızda 3 boyutlu sonlu elemanlar yöntemi kullanılmıştır.

En yüksek stres değerlerinin belirlenmesi, kullanılan materyallerin dayanımını değerlendirmek bakımından önemlidir. Kortikal kemiğin en yüksek (ultimate) dayanım kapasitesi, çekme stresleri için 121-135 MPa arasında, basma stresleri için ise 167-205 MPa arasında değişmektedir. Trabeküler kemiğin stresler karşısındaki dayanım kapasitesi daha düşüktür ve 1-20 MPa arasında değişmektedir[13, 121, 122]. Titanyumun dayanım kapasitesi (endurance limit) 259.9 MPa olarak bildirilmiştir[13, 123]. Cr- Co bükülme direnci 680-700 MPa arasında değişmektedir[14]. Zirkonya'nın bükülme direnci ise 900-1.200 MPa arasında değişmektedir[13, 124]. Çalışmada elde edilen en yüksek stres değerlerinin, yukarıdaki değerleri aşmadığı görülmüştür.

Möllers ve ark. 2011 yılında konnektör bölgesindeki streslerin alt yapı tasarımı ve veneer materyaliyle ilişkili olması hipoteziyle yaptıkları bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında, veneer materyali olan modellerde daha küçük alt yapı boyutlarında çekme streslerinin daha az biriktiğini bulmuşlardır. Veneer uygulanmadan yükleme yapıldığında bu durumun tam tersi olduğunu bulmuşlardır. Veneer materyalinin elastiklik modüllerindeki düşüşün alt yapıda daha yüksek streslerle sonuçlandığını belirtmişlerdir. Veneer materyalinin protez başarısında etkili olduğunu ve alt yapıyla birlikte veneer materyalinin de değerlendirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir[20]. Çalışmamızda da benzer şekilde; veneer materyali daha düşük elastiklik modülüne sahip olan zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı ve PMMA gruplarında, implantlarda ve implant çevresindeki kortikal kemikte; zirkonya ve Cr-Co alt yapı gruplarından daha yüksek stres değerleri olduğu görülmüştür. Daha rijit materyallerin bükülmeye karşı dirençleri daha yüksek olduğundan, alt yapılara daha az stres ilettiği düşünülmektedir[125, 126].

Bacchi ve ark. 2013 yılında farklı protetik materyalleri ve implantlar arasındaki seviye farkının stres dağılımına etkisini inceledikleri bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında, daha sert materyallerin alt yapıda ve retansiyon vidasında daha yüksek stres konsantrasyonlarına yol açtığı, veneer porseleninde daha düşük stres değerleri görüldüğü ve implant çevresindeki kemik dokusunda kayda değer bir fark oluşmadığını belirtmişlerdir. Protez alt yapı materyalinin protetik yapıda ve retansiyon vidasındaki stresleri etkilediği ancak kemik dokusunda etkisinin olmadığı sonucuna varılmıştır[109]. Çalışmamızda veneer materyalleri ve retansiyon vidasında oluşan stresler

değerlendirilmemiştir. Daha sert materyallerin benzer şekilde alt yapıda daha yüksek stres birikimine yol açtığı görülmüştür. Daha sert materyallerin deformasyona karşı dirençlerinin yüksek oluşu ve yüksek stres değerleri taşıyabilmesinin, alt yapıya iletilen stres değerlerini düşürebileceği düşünülmektedir[125, 126].

Yapılan bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında 2 farklı kompozit materyali, bir cam seramik ve bir de metal destekli porselen kullanılarak kron modelleri oluşturulmuş ve farklı yüklemeler yapılmıştır. Kronlardaki maksimum stres değerleri yükleme bölgesi çevresinde görülmüştür[127]. Çalışmamızda vertikal yüklemelerde benzer sonuçlar elde edilmiştir. Oblik yüklemelerde ise Cr-Co ve zirkonya modellerde maksimum stres değerleri konnektör bölgesinde oluşurken, PMMA ve zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modellerde yükleme bölgeleri çevresinde oluştuğu görülmüştür. Bunun sebebinin köprü protezi tercih edilmesi ve elastisite modüllüsündeki farklılıklar olduğu düşünülmektedir.

Fiberle güçlendirilmiş kompozit materyallerle, Cr-Co alt yapıli seramik 3 üyeli köprü protezlerin kıyaslandığı bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında, metal alt yapıli seramik örneklerin implant-dayanak kompleksi dışındaki diğer yapılarda fiberle güçlendirilmiş kompozit köprülere göre daha fazla stres değerleri gösterdiği bildirilmiştir. Fiberle güçlendirilmiş kompozit köprülerin, implant-kemik arayüzündeki stresleri düşürerek kemik dokudaki kayıpların önüne geçilebileceğini ve normal fizyolojik sınırlarda kemik stimülasyonunun sağlanabileceği sonucuna varılmıştır[128]. Çalışmamızda vertikal yüklemelerde benzer sonuçlar alınmıştır. Ancak oblik yüklemelerde benzer materyal özelliklerine sahip zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit ve PMMA gruplarında daha yüksek stresler oluştuğu görülmüştür. Bunun sebebinin oblik yüklerin daha yüksek olması ve bu materyallerin bükülmeye karşı dirençlerinin Cr-Co ve zirkonya materyallerinden daha düşük olmasından kaynaklandığını düşünülmektedir. Oluşan streslerin materyal dayanım sınırlarını geçmediği saptanmıştır.

Yapılan bir çalışmada farklı okluzal materyaller (rezin, resin kompozit ve porselen) ve dört farklı alt yapı materyali (altın, gümüş-palladyum, kobalt-krom ve titanyum alaşımı) kullanılarak yapılmış bir sonlu elemanlar analizi ile implant üstü sabit protezlerin ve çevreleyen kemiğin stres dağılımı değerlendirilmiştir. Elastik modüllüsleri daha düşük olan üst yapı materyallerinin implantı çevreleyen kortikal ve trabeküler kemikteki stres değerlerinde önemli bir fark yaratmadığı, stresleri protezlerin retansiyon vidalarında birikmesine sebep olduğu ve protetik başarısızlık riski potansiyelini yükselttiği sonucuna

ulaşılmıştır[106]. Çalışmamızda benzer şekilde elastik modülüsü düşük materyal kullanımı protez alt yapısında stres değerlerini düşürürken implant dayanak kompleksinde ve kemikte stresler artmıştır. Bunun sebebi bu materyallerin bükülmeye karşı dirençlerinin düşük olması ve uygulanan kuvvetin bu bükülme sayesinde alt yapıya daha kolay iletilebilmesi olabilir.

Metal-seramik ve tam seramik materyallerinin farklı kombinasyonlarının tek üye implant üstü protezlerde stres dağılımına etkisinin araştırıldığı bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında, destek kemikte oluşan streslerin benzer olduğu gösterilmiştir. Farklı üst yapı materyallerinin kullanılmasının tek üyeli implant destekli protezlerde destek kemikteki stres dağılımını etkilemediği ve zirkonya destekli seramik modelin retansiyon vidasında daha az stres oluşturduğu sonucuna varılmıştır[129]. Çalışmamızda bu çalışmadan farklı olarak kullanılan protetik materyallerin kemikte meydana gelen stresleri etkilediği görülmüştür. Bunun sebebinin, köprü restorasyonu kullanılması olduğu düşünülmektedir. Yapılan bir çalışmada, 3 diş kaybı durumunda implant üstü köprü ve kron protezleri stres dağılımı bakımından kıyaslanmış, her diş boşluğuna birer implant yerleştirilerek yapılan bağımsız kronların, köprü protezlerinden daha başarılı sonuçlar verdiği belirtilmiştir[91].

İmplant üstü tam ark köprü protezlerinin tek parçalı veya çok parçalı olmasının stres dağılımını nasıl etkilediğinin araştırıldığı bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında, bütün modellerde implant çevresindeki kemikte biriken streslerin posterior implantlara doğru artış gösterdiği sonucuna ulaşılmıştır[90]. Çalışmamızda Cr-Co ve zirkonya modellerde benzer şekilde posterior implantta daha yüksek stres değerleri elde edilirken, daha düşük elastiklik modülüslerine sahip zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit ve PMMA gruplarında anteriordaki implantta daha yüksek stres değerleri gözlenmiştir.

Yapılan bir çalışmada farklı konnektör kalınlıklarının tam seramik köprülerdeki stres dağılıma etkisi sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmiş, sonuç olarak bütün modellerdeki maksimum stresin konnektör bölgesinde bulunduğu görülmüştür. Ayrıca, 5 mm konnektör kalınlığındaki stres miktarı 3 mm konnektör kalınlığındaki stres miktarında %24 daha düşük bulunmuştur. Konnektör kalınlığı arttıkça stres değerlerinin azaldığı görülmüştür. Konnektörlerin, tam seramik protezlerde stresin yoğun biriktiği ve kırılmanın en yaygın olduğu bölgeler olduğu belirtilmiş, konnektör kalınlığının azaltılması ile stres değerlerinin arttığı ve kırılma riskinin yükseldiği sonucuna varılmıştır[16]. Çalışmamızda konnektör kalınlığına kıyasla kullanılan protetik materyalin stres dağılımını daha fazla etkilediği

görülmüştür. Bunun sebebi çalışmamızda sadece altyapı konnektör kalınlığı değiştirilirken, Mokhtarikhoe ve ark.'nın üst yapı konnektör kalınlığını değiştirmiş olması olabilir.

İmplant destekli sabit protezlerde stres dağılımının nasıl olduğunun sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirildiği bir çalışmada, posterior dişlerde vertikal ve oblik yükleme yapılmıştır. Çalışma sonucunda oblik kuvvetlerin daha fazla stres yarattığı görülmüştür. [78]. Çalışmamızda benzer şekilde oblik yüklemede daha yüksek stresler oluştuğu görülmüştür.

Oblik yüklerin vertikal ve horizontal yüklere göre klinik durumu daha iyi yansıttığı belirtilmektedir[14].

PMMA materyali klinik olarak alt yapı içermediğinden konnektör kalınlığındaki değişim açısından değerlendirilmemiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin uygulanması, gerçek durum hakkında bilgi verir fakat sonuçlarının kesin olarak alınmaması gerekmektedir. Bu çalışmada kullanılan tüm modeller; homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edilmiştir. İmplantların kemikle bağlantısının %100 olduğu varsayılmıştır. Kemikle implant arasında hiçbir zaman %100 bağlantının oluşmadığını bildirilmektedir. Siman boşluğu ve özellikleri çalışmayı önemli derecede etkilemeyeceği düşünülerek değerlendirilmemiştir. Abutment implant bir bütün olarak varsayılmıştır. Bu nedenle çalışma sonuçlarını değerlendirirken sonlu elemanlar stres analizinin sınırlamaları akılda bulundurulmalıdır.

6. SONUÇ

Çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşıldı;

1. Kullanılan farklı alt yapı materyallerinde oluşan stresler değerlendirildiğinde;
 - a. Vertikal yüklemede;
 - Kortikal kemikte PMMA modellerde diğer modellerden daha düşük çekme stresleri oluşmuştur.
 - Kortikal kemikte farklı materyallerde benzer basma stresleri oluşmuştur.
 - Trabeküler kemikte farklı materyallerde benzer basma ve çekme stresleri oluşmuştur.
 - İmplantlarda PMMA materyalinin kullanıldığı modellerde diğer materyallerden daha yüksek stresler oluşmuştur. Diğer materyaller arasında fark oluşmamıştır.
 - Anterior implantta PMMA materyalinin kullanıldığı modellerde diğer materyallerden daha yüksek stresler oluşmuştur. Diğer materyaller arasında fark oluşmamıştır.
 - Posterior implantta PMMA materyalinin kullanıldığı modeller diğer materyallerden daha yüksek stresler oluşmuştur. Zirkonya ve Cr-Co kullanılan modellerde benzer stresler oluşmuştur. En düşük stresler zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit materyal kullanılan modellerde oluşmuştur.
 - Alt yapıda biriken stresler değerlendirildiğinde zirkonya ve Cr-Co materyalleri kullanılan modellerde benzer stresler oluştuğu görülmüştür . En düşük stresler zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit materyali kullanılan modellerde oluşmuştur.
 - b. Oblik yüklemede;
 - Kortikal kemikte PMMA materyali kullanılan modellerde en yüksek çekme ve basma stresleri oluşmuştur. Zirkonya ve Cr-Co materyalleri kullanılan modellerde benzer stresler oluşmuştur ve bu stresler zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit modellerden daha düşüktür.
 - Trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde stresler yüksekten düşüğe doğru PMMA kullanılan materyalde, zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit materyalde ve en düşük zirkonya materyalinde olacak şekilde sıralanmıştır.
 - Trabeküler kemikte oluşan basma stresleri incelendiğinde PMMA materyali kullanılan modellerde en yüksek stresler oluşmuştur. Cr-Co ve zirkonya materyali kullanılan modellerde benzer stresler oluşmuştur ve bu stresler zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit materyali kullanılan modellerden düşüktür.
 - İmplantlarda oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek stresler PMMA materyali kullanılan modellerde oluşmuştur. Cr-Co ve zirkonya materyali kullanılan modellerde benzer stresler oluşmuştur ve bu stresler zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit materyali kullanılan modellerden düşüktür.

- Anterior implantlarda oluşan stresler değerlendirildiğinde PMMA materyali kullanılan modellerde diğer modellerden daha yüksek stresler oluşmuştur. Diğer materyaller kullanılan modellerde benzer stresler oluşmuştur.

- Posterior implantlarda benzer stresler oluşmuştur.

- Alt yapıda oluşan stresler değerlendirildiğinde Cr-Co ve zirkonya materyali kullanılan modellerde benzer stresler oluşmuştur. Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit materyali kullanılan modellerde en düşük stresler oluşmuştur.

2. Farklı konnektör kalınlığına sahip modellerde oluşan stresler değerlendirildiğinde;

a. Vertikal yüklemde;

- Kortikal ve trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri; implantlarda, anterior ve posterior implantta oluşan von Mises stresleri konnektör kalınlığındaki değişimden etkilenmemiştir.

- Alt yapıda oluşan von Mises stresleri incelendiğinde Cr-Co ve zirkonya materyali kullanılan modellerde en yüksek stresler 4 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde oluşmuş, en düşük stresler 2 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde oluşmuştur. Zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit materyali kullanılan modellerde ise en yüksek von Mises stresleri 4 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşmuş, 2 mm ve 3 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde benzer stresler oluşmuştur.

b. Oblik yüklemde;

- Kortikal kemikte oluşan basma ve çekme stresleri, trabeküler kemikte oluşan basma stresleri, posterior implantta ve alt yapıda oluşan von Mises stresleri incelendiğinde en düşük stresler 2 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde oluşmuştur. 3 mm ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde benzer stresler oluşmuştur.

- Trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri incelendiğinde Cr-Co ve zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit materyalleri kullanılan modellerde 3 mm ve 4 mm konnektör kalınlığına sahip modellerde benzer stresler oluşmuştur ve bu stresler 2 mm konnektör kalınlığına sahip modelden daha yüksektir. Zirkonya materyali kullanılan modellerde ise en yüksek stresler 3 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşmuştur. En düşük stresler ise 2 mm konnektör kalınlığına sahip modelde oluşmuştur.

- İmplantlarda oluşan von Mises stresleri incelendiğinde konnektör kalınlığındaki değişimler stresleri etkilememiştir.

3. Tüm yapılarda oblik yüklemde vertikal yüklemekten daha yüksek stresler oluşmuştur.

4. Bütün modellerde, vertikal ve oblik yükleme altında, kortikal kemikte oluşan basma ve çekme stresleri trabeküler kemikte oluşan basma ve çekme streslerinden daha yüksektir. Her iki yükleme tipinde, bütün modellerde meydana gelen stresler kortikal ve trabeküler kemiğin dayanım kapasitesini aşmamıştır.

5. Vertikal yüklemde, anterior ve posterior implantta oluşan stresler benzerdir. Oblik yüklemde, anterior implantta daha yüksek stresler oluştuğu bulunmuştur.

Bu sonuçlara göre; değerlendirilen materyaller stres dağılımı bakımından başarılı bulunmuştur. Konnektör kalınlıklarındaki ve protetik materyallerdeki değişim, veriktal ve oblik yükler altında farklı stres dağılımlarıyla sonuçlanmaktadır. Bu sonuçlar, sonlu elemanlar analizi yönteminin kısıtlamalarından kaynaklı olarak klinik tabloyu tam olarak yansıtmayabilir ancak değerlendirme açısından fikir vericidir. Materyal değişimi ve konnektör kalınlığındaki değişimin sonuçlarının daha iyi anlaşılabilmesi için daha fazla in vivo ve in vitro çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Elde ettiğimiz sonuçlar ışığında;

- 1) Oblik kuvvetler, klinik duruma daha çok benzediği için; implant üstü sabit protezlerde doğru endikasyonla uygulanan Cr-Co alt yapıli seramik köprü restorasyonu ve zirkonya destekli seramik köprü restorasyonu stres dağılımı açısından daha başarılı olabilir.
- 2) Uzun dönem geçici sabit protez uygulanması düşünüldüğünde, zirkonya ile güçlendirilmiş kompozit alt yapı ve kompozit üst yapıyla hazırlanan geçici protezler polimetil metakrilat protezlere kıyasla stres dağılımı açısından daha başarılı olabilir.

KAYNAKLAR

1. Bayraktar, M., Gültekin, B. A., Yalçın, S., and Mijiritsky, E. (2013). Effect of crown to implant ratio and implant dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. *Implant Dentistry*, 22(4), 406–413.
2. Misch, C. E., Perel, M. L., Wang, H.-L., Sammartino, G., Galindo-Moreno, P., Trisi, P., and Valavanis, D. K. (2008). Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dentistry*, 17, 5–15.
3. Adell, R., Eriksson, B., Lekholm, U., Brånemark, P. I., and Jemt, T. (1990). Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 5(4), 347–359.
4. Eckert, S. E., Parein, A., Myshin, H. L., and Padilla, J. L. (1997). Validation of dental implant systems through a review of literature supplied by system manufacturers. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 77(3), 271–279.
5. Friberg, B., Jemt, T., and Lekholm, U. (1991). Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 6(2), 142–146.
6. Bae, M.-S., Sohn, D.-S., Ahn, M.-R., Lee, H.-W., Jung, H.-S., and Shin, I.-H. (2011). Retrospective Multicenter Evaluation of Tapered Implant With a Sandblasted and Acid-Etched Surface at 1 to 4 Years of Function. *Implant Dentistry*, 20(4), 280-284.
7. Şahin, S., Çehreli, M. C., and Yalçın, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - A review. *Journal of Dentistry*, 30(7-8), 271-282.
8. 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.
9. Pesqueira, A., Goiato, M., Gennari-Filho, H., Monteiro, D., dos Santos, D., Haddad, M., and Pellizzer, E. (2012). The use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *Journal of Oral Implantology*, 40(2), 217-228.
10. Eraslan, O., İnan, O., and Seçilmiş, A. (2010). The Effect of Framework Design on Stress Distribution in Implant-Supported FPDs: A 3-D FEM Study. *European Journal of Dentistry*, 4(4), 374–382.

11. Magne, P., Versluis, A., and Douglas, W. H. (1999). Rationalization of incisor shape: experimental-numerical analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(3), 345–355.
12. Çiftçi, 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.
13. Bankoğlu Güngör, 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, 2014).
14. Özen, J., Çağlar, A., Beydemir, B., Aydın, C., and Dalkız, M. (2007). Three-dimensional finite element stress analysis of different core materials in maxillary implant-supported fixed partial dentures. *Quintessence International (Berlin, Germany : 1985)*, 38(6), e355–e363.
15. Lin, J., Shinya, A., Gomi, H., and Shinya, A. (2012). Finite element analysis to compare stress distribution of connector of lithia disilicate-reinforced glass-ceramic and zirconia-based fixed partial denture. *Odontology*, 100(1), 96–99.
16. Mokhtarikhoe, S., Jannesari, A., Behrooz, H., and Mokhtarikhoe, S. (2008). Effect of connector width on stress distribution in all ceramic fixed partial dentures (a 3D finite element study). *Conference proceedings : 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, 2008*, 1829–1832.
17. Oh, W., Götzen, N., and Anusavice, K. J. (2002). Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *Journal of Dental Research*, 81(9), 623–627.
18. Rezaei, S. M. M., Heidarifar, H., Arezodar, F. F., Azary, a, and Mokhtarykhoe, S. (2011). Influence of Connector Width on the Stress Distribution of Posterior Bridges under Loading, *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences*, 8(2), 67–74.
19. Ootaki, M., Shin-Ya, A. A., Gomi, H., Shin-Ya, A. A., and Nakasone, Y. (2007). Optimum design for fixed partial dentures made of hybrid resin with glass fiber reinforcement by finite element analysis: effect of vertical reinforced thickness on fiber frame. *Dental Materials Journal*, 26(2), 280–289.
20. Möllers, K., Pätzold, W., Parkot, D., Kirsten, A., Güth, J. F., Edelhoff, D., and Fischer, H. (2011). Influence of connector design and material composition and veneering on the stress distribution of all-ceramic fixed dental prostheses: A finite element study. *Dental Materials*, 27(8), e171–5.
21. The Academy of Prosthodontics. (2005). The Glossary of Proshodontic Terms. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(1), 10–92.

22. McCord, F., and Smales, R. (2012). Oral diagnosis and treatment planning: part 7. Treatment planning for missing teeth. *British Dental Journal*, 213(7), 341–351.
23. Özgür, L. (2012). Abutment-İmplant Birleşimi Farklı Olan Dental İmplantlardaki Stres Dağılımının Deneysel ve Klinik Olarak Değerlendirilmesi. (Doktora Tezi, Ege Üniversitesi, 2012).
24. Dalkız, M. (2009). *Pratik Diş Hekimliği İmplantolojisi*. İstanbul: Vestiyer Yayın Grubu.
25. White, S. N., and Sabeti, M. A. (2014). *History of Single Implants. Principles and Practice of Single Implant and Restorations*. Elsevier Inc.
26. Mesquida, J., Lozada, J. L., Al-Ardah, A., Sun, C.-X., White, S. N., and Sabeti, M. A. (2014). History of Single Implants. *Principles and Practice of Single Implant and Restorations* Elsevier, 1-11.
27. Linkow, L. I., and Mahler, M. S. (1977). Implants for fixed and removable prostheses. *Dental Clinics of North America*, 21(2), 443–458.
28. Geng, J., Yan, W., and Xu, W. (2008). *Application of the Finite Element Method in Implant Dentistry*. Verlag GmbH Heidelberg: Zhejiang University Press, Hangzhou and Springer.
29. Branemark, P. I., Zarb, G. A., Albrektsson, T., and Rosen, H. M. (1986). Tissue-Integrated Prostheses. Osseointegration in Clinical Dentistry. *Plastic and Reconstructive Surgery*.
30. Branemark, 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*, 16, 1–132.
31. Lekholm, U., and Zarb, G. (1985). Patient selection and preparation. *Osseointegration in Clinical Dentistry*, 109–209.
32. Albrektsson, T., and Sennerby, L. (1991). State of the art in oral implants. *Journal of Clinical Periodontology*, 18(6), 474–481.
33. Jokstad, A., Braegger, U., Brunski, J. B., Carr, A. B., Naert, I., and Wennerberg, A. (2003). Quality of dental implants. *International Dental Journal*, 53(6 Suppl 2), 409–443.
34. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., and Eriksson, A. R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1(1), 11–25.
35. Buser, D., Mericske-Stern, R., Bernard, J. P., Behneke, A., Behneke, N., Hirt, H. P., and Lang, N. P. (1997). Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part

- 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clinical oral implants research*, 8(3), 161–172.
36. Karoussis, I. K., Brägger, U., Salvi, G. E., Bürgin, W., and Lang, N. P. (2004). Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: A 10-year prospective cohort study of the ITI® Dental Implant System. *Clinical Oral Implants Research*, 15(1), 8–17.
37. Martin, W., Lewis, E., and Nicol, A. (2009). Local risk factors for implant therapy. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24 Suppl, 28–38.
38. Akça, K., Çehreli, M. C., and Iplikçioğlu, H. (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 115–21.
39. Iacono, V. J., Committee on Research the American Academy of Periodontology, S. and T. (2000). Dental implants in periodontal therapy. *Journal of periodontology*, 71(12), 1934–1942.
40. Esposito, M., Hirsch, J. M., Lekholm, U., and Thomsen, P. (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *European Journal of Oral Sciences*, 106(1), 527–551.
41. Reinhardt, B., and Beikler, T. (2014). Dental Implants. *Advanced Ceramics for Dentistry*, Elsevier, 51–75.
42. Mesquida, J., Lozada, J. L., Al-Ardah, A., Sun, C.-X., Sabeti, M. A., and Rokn, A. R. (2014). *Factors Involved in Single Implants. Principles and Practice of Single Implant and Restorations*. Elsevier.
43. Sönmez N. Ş., Gül, E. B. ve Nalbant, P. D. (2006). Yaşlı hastaların protetik yönden değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 45–52.
44. 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.
45. Ersoy, A. E. (2015). Metal Destekli Seramik Restorasyonlar. *Diş Hekimliğinde Sabit Protezler*. Yenişehir, ANKARA: Akademisyen Kitabevi Yayın Dağıtım ve Pazarlama A.Ş., 93–102.
46. Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., Jacobi, R., and Brackett, S. E. (2010). Metal-Seramik Restorasyonlar. (çev. K. Ünsal ve A. Üşümez), *Sabit Protezin Temelleri*. Londra, Berlin, Şikago, Paris, Milano, Barselona, İstanbul, Sao Paulo, Tokyo, Yeni Delhi, Moskova, Prag, Varşova: Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti., 3. Baskı, 455–482.
47. Ural, Ç. (2011). Diş Hekimliği Pratiğinde Tamamı Seramik ve Cad-Cam Uygulamaları. *Dirim Tıp Gazetesi*, 1, 27–38.

48. Ersoy, A. E. (2015). Tam Seramik Restorasyonlar. In *Diş Hekimliğinde Sabit Protezler*. Yenişehir, ANKARA: Akademisyen Kitabevi Yayın Dağıtım ve Pazarlama A.Ş., 103–116.
49. Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., Jacobi, R., and Brackett, S. E. (2010). Tüm-Seramik Restorasyonlar. (çev. K. Ünsal ve A. Üşümez), *Sabit Protezin Temelleri*. Londra, Berlin, Şikago, Paris, Milano, Barselona, İstanbul, Sao Paulo, Tokyo, Yeni Delhi, Moskova, Prag, Varşova: Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti. (3. Baskı., 431–453.
50. Pilathadka, S., and Vahalova, D. (2007). Contemporary all-ceramic materials, part-1. *Acta medica (Hradec Kralove) / Universitas Carolina, Facultas Medica Hradec Kralove*, 50(2), 101–104.
51. McLean, J. W., and Odont, D. (2001). Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 61–66.
52. Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 557–562.
53. Conrad, H. J., Seong, W.-J., and Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389–404.
54. Vargas, M. A., Bergeron, C., and Diaz-Arnold, A. (2011). Cementing all-ceramic restorations: recommendations for success. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 142, 20S–4S.
55. Robert Kelly, J. (2004). Dental ceramics: Current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*.
56. Spear, F., and Holloway, J. (2008). Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics? *Journal of the American Dental Association (1939)*, 139, 19S–24S.
57. Kelly, J. R. (2008). Dental ceramics: what is this stuff anyway? *Journal of the American Dental Association (1939)*, 139, 4S–7S.
58. Kırmalı, Ö., ve Özdemir, A. K. (2012). Zirkonya Esaslı Seramikler. *İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 2, 15–18.
59. Ersoy, A. E. (2015). Güçlendirilmiş Kompozit Rezinler ve Sabit Protezlerde Kullanımları. *Diş Hekimliğinde Sabit Protezler*. Yenişehir, ANKARA: Akademisyen Kitabevi Yayın Dağıtım ve Pazarlama A.Ş., 125–136.
60. Çulhaoğlu, A. K., ve Zaimoğlu, A. (2013). Fiberle güçlendirilmiş indirekt kompozit kronların kırılma dirençlerinin IPS Empress tam seramik kronlar ile karşılaştırılması, 30(1), 25–31.

61. Puckett, A. D., Fitchie, J. G., Kirk, P. C., and Gamblin, J. (2007). Direct Composite Restorative Materials. *Dental Clinics of North America*.
62. Roulet, J., Wilson, N., and Fuzz, M. (2006). *Operatif Diş Hekimliğinde Gelişmeler*. 211-235.
63. Altun, C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(1), 77–82.
64. Gorgen, V., and Guler, C. (2014). Residual Monomer in Dentistry: A Literature Review. *Medicine Science International Medical Journal*, 1.
65. Turner, W. E. (1994). Fiber Reinforcement, 304–336.
66. Gökçe, K., ve Özel, E. (2005). Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi*, 15(3), 52–60.
67. Dayangaç, B. (2000). *Kompozit rezin restorasyonlar*. Ankara: Güneş Kitabevi LTD. Şti.
68. Önal, B. (2004). *Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları*. İzmir.
69. Shen, C., and Ralph, R. (2012). *Phillips' Science of Dental Materials* (Twelfth Ed.).
70. Yıldırım Biçer, A. Z., Karakış, D., Doğan, A., ve Şahin, Y. (2014). Farklı kimyasal ortamların indirekt kompozitlerin sertlik ve aşınma dirençlerine etkisi, *Acta Odontologica Turcica*, 31(3), 134-139.
71. Soygun, K., Ünal, M., Özer, A., Gülnahar, E., ve Bolayır, G. (2014). Farklı Akışkan Bulk Fill Kompozitlerin Mikrosertliklerinin Araştırılması. *Cumhuriyet Dental Journal*, 17, 64.
72. Correa, M. B., Peres, M. A., Peres, K. G., Horta, B. L., Barros, a. D., and Demarco, F. F. (2012). Amalgam or composite resin? Factors influencing the choice of restorative material. *Journal of Dentistry*, 40(9), 703–710.
73. Dionysopoulos, D., Tolidis, K., Gerasimou, P., and Koliniotou-Koumpia, E. (2014). Effect of preheating on the film thickness of contemporary composite restorative materials. *Journal of Dental Sciences*, 9(4), 313–319.
74. Layliev, E., and Golub-evans, J. (2012). Direct Veneers, 405-435.
75. Pehlivan, N., ve Karacaer, Ö. (2014). Diş Hekimliğinde Kullanılan Kompozit Rezinlerin Güçlendirilmesi, *Acta Odontologica Turcica*, 31(3), 160-166.
76. Candan, Ü., ve Eronat, N. (2008). Fiberle Güçlendirilmiş Resin Kompozitler, *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29, 1–12.

77. Gönülol, N., Kalyoncuoğlu, E., ve Bulucu, B. (2010). Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit ile Adeziv Köprü Uygulamaları (Üç Olgu Sunumu). *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1(20), 43–48.
78. Carneiro, B. A., de Brito, R. B., and França, F. M. G. (2014). Finite element analysis of provisional structures of implant-supported complete prostheses. *The Journal of Oral Implantology*, 40(2), 161–8.
79. Ersoy, A. E. (2015). Geçici Restorasyonlar. *Diş Hekimliğinde Sabit Protezler*. Yenişehir, ANKARA: Akademisyen Kitabevi Yayın Dağıtım ve Pazarlama A.Ş. 63–68.
80. Shillingburg, H. T., Hobo, S., Whitsett, L. D., Jacobi, R., and Brackett, S. E. (2010). Geçici Restorasyonlar. (çev. K. Ünsal ve A. Üşümez), *Sabit Protezin Temelleri* (3. Baskı.). Londra, Berlin, Şikago, Paris, Milano, Barselona, İstanbul, Sao Paulo, Tokyo, Yeni Delhi, Moskova, Prag, Varşova: Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti., 223–253
81. Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu Elemanlar Analizi. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11, 18–23.
82. Della Bona, Á., Borba, M., Benetti, P., Duan, Y., Griggs, J. A., Della Bona, Á., and Griggs, J. A. (2013). Three-dimensional finite element modelling of all-ceramic restorations based on micro-CT. *Journal of Dentistry*, 41(5), 412–419.
83. Weinstein, A. (1976). Stress analysis of porous rooted dental implants. *Journal of Dental Research*, 55, 772–777.
84. Çağlar, A. (2003). Kısmi dişsizlik vakalarında uygulanan implant destekli sabit protezlerde mesio-distal olarak farklı açılarda yerleştirilen implantların stres dağılımına etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi. (Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, 2003).
85. Sevimay, M., Üşümez, A., and Eskitaşçıoğlu, G. (2005). The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite-element study. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 73(2), 140–147.
86. Eraslan, O., Sevimay, M., Üşümez, A., and Eskitaşçıoğlu, G. (2005). Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures - A finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32, 273–278.
87. Sevimay, M., Turhan, F., Kılıçarslan, M. A, ve Eskitaşçıoğlu, 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(March), 227–234.
88. Taylor, P., Bacchi, A., Leonardo, R., Consani, X., and Mesquita, M. F. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported

- partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis, *Acta Odontologica Scandinavica* (August 2015).
89. Alper, B., Gültekin, P., and Yalçın, S. (2012). Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry. In F. Ebrahimi (Ed.), *Finite Element Analysis - New Trends and Developments*. InTech.
 90. Alvarez-arenal, A., Brizuela-Velasco, A., Dellanos-Lanchares, H., and Gonzalez-Gonzalez, I. (2014). Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed complete denture? A 3-dimensional-model finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 508–514.
 91. Chen, X.-Y., Zhang, C.-Y., Nie, E.-M., and Zhang, M. (2012). Treatment Planning of Implants When 3 Mandibular Posterior Teeth Are Missing. *Implant Dentistry*, 21(4), 340–343.
 92. Ferreira, M. B., Barão, V. A., Delben, J. A., Faverani, L. P., Hipólito, A. C., and Assunção, W. G. (2014). Non-linear 3D finite element analysis of full-arch implant-supported fixed dentures. *Materials Science and Engineering*, 38(1), 306–314.
 93. Tsumita, M., Kokubo, Y., Von Steyern, P. V., and Fukushima, S. (2008). Effect of framework shape on the fracture strength of implant-supported all-ceramic fixed partial dentures in the molar region. *Journal of Prosthodontics*, 17(4), 274–285.
 94. Bacchi, A., Consani, R. L. X., Mesquita, M. F., and Dos Santos, M. B. F. (2013). Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta odontologica Scandinavica*, 71(5), 1243–9.
 95. Koosha, S., and Mirhashemi, F. S. (2013). An Investigation of Three types of Tooth Implant Supported Fixed Prosthesis Designs with 3D Finite Element Analysis. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*, 10(1), 51–63.
 96. İplikçioğlu, H., Akça, K., and Haldun, Ç. (2002). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of Dentistry*, 30, 41–46.
 97. Akça, K., and İplikçioğlu, 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, 350–356.
 98. Stegaroiu, R., Kusakari, H., Nishiyama, S., and Miyakawa, O. (1998). Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 13, 781–790.
 99. Sertgöz, A., ve 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(August), 165–169.

100. Göre, E., ve Evlioğlu, G. (2012). Assessment of the effect of two occlusal concepts for implant-supported fixed prostheses by Finite Element Analysis in patients with bruxism. *Journal of Oral Implantology*, 40(Figure 1), 120115182119007.
101. Moraes, S. L. D., Pellizzer, E. P., Verri, F. R., Santiago, J. F., and Silva, J. V. L. (2013). Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in retention screws of different crown-implant ratios. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 18(7), 37–41.
102. Santiago Junior, J. F., Pellizzer, E. P., Verri, F. R., and De Carvalho, P. S. P. (2013). Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: A 3-D finite element study. *Materials Science and Engineering*, 33(8), 4700–4714.
103. De Almeida, E. O., Rocha, E. P., Freitas, A. C., and Freitas, M. M. (2010). Finite element stress analysis of edentulous mandibles with different bone types supporting multiple-implant superstructures. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 25(6), 1108–1114.
104. Satoh, T., Maeda, Y., and Komiyama, Y. (2005). Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 20(4), 533–539.
105. Lanza, M. D. S., Seraidarian, P. I., Jansen, W. C., and Lanza, M. D. (2011). Stress analysis of a fixed implant-supported denture by the finite element method (FEM) when varying the number of teeth used as abutments. *Journal of Applied Oral Science*, 19(6), 655–661.
106. 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.
107. Barbosa, M., Adelino, V., Perez, L., Carolina, A., and Gonçalves, W. (2014). The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. *Materials Science & Engineering*, 35, 92–99.
108. Dargahi, J., Najarian, S., and Talebi, M. (2005). Analysis of the effects of different materials in a tooth implant-supported fixed prosthesis using finite element method. *Biomedical materials and engineering*, 15(4), 317–331.
109. Bacchi, A., Consani, R. L. C., Mesquita, F. M., and M, dos Santos, B. F. (2013). Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Science*, 55(3), 239–244.
110. PMMA. (2015). Retrieved September 24, 2015, from <http://www.mit.edu/~6.777/matprops/pmma.htm>

111. Meriç, G., Erkmen, E., Kurt, A., Eser, A., and Özden, A. U. (2012). Biomechanical comparison of two different collar structured implants supporting 3-unit fixed partial denture: A 3-D FEM study. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70(1), 61–71.
112. Sabeti, M. A., and Rokn, A. R. (2014). *Factors Involved in Single Implants. Principles and Practice of Single Implant and Restorations*. Elsevier Inc.
113. Himmllová, L., Dostálová, T., Kácovský, A., and Konvičková, S. (2004). Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1), 20–25.
114. Pessoa, R. S., and Jaecques, S. V. N. (2011). Finite element analysis in dental implant Biomechanics. In *Biomechanics of dental implants: Handbook of Researchers*. New York: Nova Science Publishers Inc., 157–181.
115. Dalkız, M., Zor, M., Aykul, H., and Toparlı, M. (2002). The Three-Dimensional Finite Element Analysis of Fixed Bridge Restoration. *Implant Dentistry*, 11(3), 293–300.
116. İnan, Ö., Sevimay, M., Eraslan, O., and Eskitaşçıoğlu, G. (2009). Comparison of Finite Element and Photoelastic Stress Analysis Methods. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 15(2), 93–101.
117. Eraslan, O., İnan, Ö., and Eskitaşçıoğlu, G. (2009). The Effect of Artificial Tooth Materials on Stress Distrubition in Complete Dentures. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 15(2), 81–86.
118. Sato, Y., Teixeira, E. R., Tsuga, K., and Shindoi, N. (1999). The Effectiveness of A New Algorithm on A Three-Dimensional Finite Element Model Construction of Bone Trabeculae inImplant Biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26, 640–643.
119. Teixeira, E. R., Sato, Y., Akagawa, Y., and Shindoi, N. (1998). A Comparative Evaluation of Mandibular Finite Element Models with Different Lengths and Elements for Implant Biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25, 299–303.
120. Sato, Y., Wadamoto, M., Tsuga, K., and Teixeira, E. R. (1999). The Effectiveness of Element Downsizing on A Three-Dimensional Finite Element Model of Bone Trabeculae in Implant Biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26, 288–291.
121. Reilly, D. T., and Burstein, A. H. (1975). The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of Biomechanics*, 8(6), 393–405. doi:10.1016/0021-9290(75)90075-5
122. Akça, K., and İplikçioğlu, H. (2001). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 16(5), 722–730.
123. Clelland, N. L., Ismail, Y. H., Zaki, H. S., and Pipko, D. (1991). Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 6(4), 391–398.

124. Piconi, C., Condo, S. G., and Kosmač, T. (2014). *Alumina- and Zirconia-based Ceramics for Load-bearing Applications. Advanced Ceramics for Dentistry.* Elsevier.
125. Benzing, U. R., Gall, H., and Weber, H. (1995). Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *The International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 10, 188–198.
126. Lambodaran, G., Chander, N. G., and Vasantakumar, M. (2013). Finite element stress analysis on the influence of cuspal angle and superstructure materials in an implant-supported prosthesis. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*, 24(4), 423–7.
127. Nakamura, T., Imanishi, a, Kashima, H., Ohyama, T., and Ishigaki, S. (2001). Stress analysis of metal-free polymer crowns using the three-dimensional finite element method. *The International Journal of Prosthodontics*, 14(5), 401–405.
128. Erkmen, E., Meriç, G., Kurt, A., Tunç, Y., and Eser, A. (2011). Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: A 3D FEA study. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(1), 107–116.
129. Gomes, É. A., Barão, V. A. R., 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 & Maxillofacial Implants*, 26(6), 1202–9.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ARINÇ, Hakan
 Uyruğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 04.05.1989 Altındağ
 Medeni hali : Bekar
 Telefon : +905067114884
 e-mail : dt.arinc@hotmail.com



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam ediyor
Doktora	Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	2011-2012 (yatay geçiş)
Yüksek Lisans	Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2011
Lisans	Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2011
Lise	Balıkesir Edremit Anadolu Lisesi	2006
İlköğretim	Konya Özel İdeal İlköğretim Okulu	2003

Yabancı Dil

İngilizce

Projeler ve burslar

Tubitak araştırma bursu

Proje No : 115S060

Proje Adı : Farklı Dezenfeksiyon Ajanlarının ve Yaşlandırma İşleminin Renklendirilmiş Maxillofasiyal Silikon Elastomerin Sertlik ve Renk Stabilitesi Üzerine Etkisi. (devam ediyor)



GAZİ GELECEKTİR...