



T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**REZORBE ÜST ÇENEDE DÖRT İMPLANT ÜZERİ
TEDAVİ KONSEPTİNDE ÜST YAPI
ALTERNATİFLERİNİN STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN 3-
BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİYLE
İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Sefa KILIÇ

Samsun

Haziran-2019



T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**REZORBE ÜST ÇENEDE DÖRT İMPLANT ÜZERİ
TEDAVİ KONSEPTİNDE ÜST YAPI
ALTERNATİFLERİNİN STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN 3-
BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİYLE
İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Sefa KILIÇ

**Danışman
Doç. Dr. Tolga KÜLÜNK**

Samsun

Haziran-2019

T.C.

**ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Sefa KILIÇ tarafından Doç. Dr. Tolga KÜLÜNK danışmanlığında hazırlanan ‘Rezorbe üst çenede dört implant üzeri tedavi konseptinde üst yapı alternatiflerinin stres dağılımına etkisinin 3-boyutlu sonlu elemanlar stres analiziyle incelenmesi’ başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 27/06/2019 tarihinde yapılan sınav ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan :

(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye :

(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye :

(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye :

(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

Üye :

(Unvanı, Adı Soyadı, Üniversite)

ONAY

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulu’nca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

27/06/2019

Prof. Dr. Ahmet UZUN

**Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü**

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tez çalışmam boyunca bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, bana destek olan ve yol gösteren tez danışmanım Doç.Dr. Tolga KÜLÜNK'e,

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda görev yapan değerli hocalarım, Anabilim dalı başkanımız Prof.Dr. Duygu SARAÇ'a, Prof.Dr. Gözlem CEYLAN'a, Prof.Dr. Şinasi SARAÇ'a, Prof.Dr. Murat YENİSEY'e, Prof.Dr. Çağrı URAL'a, Doç.Dr. Murat KURT'a, Doç.Dr. Şafak KÜLÜNK'e, Doç.Dr.Göknil ERGUN KUNT'a ve Doç.Dr. İbrahim DURAN'a

Doktora eğitimim boyunca beraber çalıştığım ve desteğini gördüğüm tüm çalışma arkadaşlarıma,

Tüm hayatım boyunca sonsuz sevgi, özveri ve hoşgörülerini ile her zaman yanımda olan, maddi-manevi destekleriyle bugünlere gelmemi sağlayan sevgili babam Yusuf Kemal KILIÇ'a ve annem Fatma KILIÇ'a, sevgili eşim Keriman KILIÇ'a canım kardeşimlerim Sebile KILIÇ, Adem KILIÇ ve Emine KILIÇ'a

Sonsuz Teşekkürlerimi Sunarım...

*Bu tez çalışması Ondokuz Mayıs Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Başkanlığı'na PYO.DIS.1904.18.007 numaralı proje ile desteklenmiştir.

ÖZET

REZORBE ÜST ÇENEDE DÖRT İMPLANT ÜZERİ TEDAVİ KONSEPTİNDE ÜST YAPI ALTERNATİFLERİNİN STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN 3- BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİYLE İNCELENMESİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı, tam dişsiz rezorbe üst çenede dört implant üzeri tedavi konseptine göre yerleştirilen implantlar üzerine farklı protetik alt yapı ve üst yapı materyalleri kullanılarak tasarlanan protezlerin, implant, implant çevresindeki kemik ve alt yapıda oluşturacağı stresleri sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirmektir.

Materyal ve Metot: Çalışmamızda aşırı rezorbe dişsiz üst çeneye dört implant üzeri tedavi konseptine göre yerleştirilen implantlar üzerine beş farklı alt yapı materyali (Zirkonyum, Titanyum, PEEK, PEKK ve FRP) ve üç farklı üst yapı materyali (Akrilik rezin, Kompozit rezin ve Porselen) kullanılarak protetik restorasyon modellenmiştir. Vertikal ve oblik olarak iki yönde 150 N büyüklüğünde kuvvet yüklemesinde, implant, implant çevresindeki kemik ve alt yapı da oluşan stresler, sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle değerlendirilmiştir.

Bulgular: İmplantüstü protezlerde kullanılan alt yapı ve üst yapı materyallerinin ve farklı yönlerde kuvvet uygulanmasının kemikte, implantta ve alt yapıda oluşan streslerde fark yarattığı görüldü. Alt yapı olarak kullanılan materyalin elastisite modülü arttıkça, kemiğe ve implanta iletilen streslerin azaldığı ve alt yapının kendi içinde oluşan stresler arttığı tespit edildi.

Sonuç: Çalışmamızın sonuçlarına göre dört implant üzeri tedavi konseptine göre yapılacak protetik restorasyonlarda; alt yapıda ve üst yapıda kullanılan materyalin elastisite modülü arttıkça implant ve çevre dokularda uzun dönem başarı ve sağ kalım için riskin azaldığı gözlemlendi. Zr ve Ti materyallerinin alt yapı, porselen materyalinin üst yapıda kullanımının daha uygun olduğu düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Dört implant üzeri tedavi konsepti, Sonlu elemanlar stres analizi

Sefa KILIÇ, Doktora Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Haziran-2019

ABSTRACT

EVALUATION OF PROSTHETIC ALTERNATIVES ON STRESS DISTRIBUTION IN ATROPHIC MAXILLA IN ALL-ON-FOUR TREATMENT CONCEPT BY 3-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS

Aim: The aim of this study is to evaluate the stresses of the prostheses, implant, implant and bone around the implants which are designed with different framework materials according to All on Four treatment concept on the implants in the edentulous and resorbed maxilla with finite element stress analysis.

Material and Method: In our study, prosthetic restoration was modeled on five framework materials (Zirconium, Titanium, PEEK, PEKK and FRP) and three different superstructure materials (Acrylic resin, Composite resin and Porcelain) on implants placed on All on four treatment concepts in the extreme atrophic edentulous maxilla. In the vertical and oblique force loading of 150 N in two directions, the stresses of the implant, bone around the implant and framework were evaluated with finite element stress analysis.

Results: Implants and framework materials used in implant supported prostheses and application of force in different directions were seen to make a difference in bone, implants and under stress. As the modulus of elasticity of the material used as the framework increased, the stresses transmitted to the bone and the implant decreased, and as the elasticity module of the material used increased, the stresses within the framework increased.

Conclusion: According to the results of our study prosthetic restorations will be performed according to All-on-4 treatment concept; As the modulus of elasticity of the material used in the framework and veneering increased, the risk for long-term success and survival in the implant and surrounding tissues decreased. It is thought that the use of Zr and Ti materials in the framework and the porcelain material in the veneering is more suitable.

Keywords: All on Four, Finite element stress analysis

Sefa KILIÇ, Doctora Thesis

Ondokuz Mayıs University - Samsun, June-2019

SİMGELER VE KISALTMALAR

CAD: Computer Aided Desing/Drafting - Bilgisayar Destekli Tasarım

CAM: Computer Aided Manufacturing - Bilgisayar Destekli Üretim

Cr-Co: Krom kobalt

ZrO₂: Zirkonyum oksit

Y₂O₃: Yitriyum oksit

MgO: Magnezyum oksit

TZP: Tetragonal Zirkonya polikristal

Y-TZP: Yttrium-stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristal

3D: 3 Dimension - 3 Boyutlu

CT: Bilgisayarlı Tomografi

PEEK: Polyetheretherketone

PEKK: Polyetherketoneketone

FRP: Fiber Reinforced Polimer

Ti: Titanyum

Zi: Zirkonyum

Max: maksimum

Min: minimum

µm: mikrometre

mm: milimetre

N: Newton

P: Pascal

MPa: Megapascal

GPa: Gigapascal

SESA: Sonlu Elemanlar Stres Analizi

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1.Dental İmplantların Tanımı Ve Gelişimi	3
2.2.Dental İmplantların Endikasyonları Ve Kontraendikasyonları	5
2.2.1.Dental İmplantların Endikasyonları	5
2.2.2.Dental İmplantların Kontrendikasyonları	5
2.3.Dental İmplantların Sınıflaması.....	6
2.4.Dental İmplantlarda Osseointegrasyon	7
2.5.Dental İmplantlarda Biyomekanik.....	7
2.6. Kemik Dokusunun Tipi Ve Özellikleri.....	8
2.6.1.Kemik kalitesinin sınıflandırılması.....	9
2.7. Dental İmplant Destekli Protezler Protetik sınıflandırma.....	10
2.7.1. Tam Dişsiz Vakalarda Protetik Tedavi Planlaması	10
2.8.İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Kullanılan Materyaller	13
2.8.1. Alt Yapı Materyalleri.....	13
2.8.2. Üst Yapı Materyalleri	16
2.9.Dört İmplant Üzeri Tedavi Konsepti(All-On-4 Tekniği)	17
2.9.1.All-on-four Tekniğinin Endikasyonları	18
2.10. Stres Analiz Yöntemleri.....	19
3.GEREÇ VE YÖNTEM	27
3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması.....	27
3.2. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi	34
3.3. Sınır Koşulları	39
3.4. Modelin Yükleme Koşulları	39
4. BULGULAR	44
4.1. Kortikal Kemige Ait Bulgular	44

4.1.1. Kortikal Kemikte Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress)	44
4.1.2. Kortikal Kemikte Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress).....	68
4.2. Trabeküler Kemiğe Ait Bulgular	92
4.2.1. Trabeküler Kemikte Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress)	92
4.2.2. Trabeküler Kemikte Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress).....	116
4.3. İmplantlar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları (σ_{VM})	140
4.4. Abutmentler Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları (σ_{VM})	163
4.5. Alt yapılarıdaki İmplant-Abutment Birleşim Bölgelerinde Görülen Von Mises Bulguları (σ_{VM})	186
4.6. Altyapılar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları (σ_{VM}).....	208
5.TARTIŞMA	230
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	242
KAYNAKLAR	244
ÖZGEÇMİŞ	256

1. GİRİŞ

Protetik tedaviler kaybedilen dişleri ve dokuları yerine koymayı amaçlar. Kaybedilen fonksiyon ve estetiğin iadesinde seçilmesi gereken en uygun yöntem dayanıklı, estetik ve klinik olarak başarısı kanıtlanmış bir yöntem olmalıdır. Bu durum ancak yeni yöntemlerin tanıtılması veya mevcut yöntemlerin geliştirilmesi ile mümkün olabilir.

Tam dişsiz vakalarda uygulanan implantlar, üzerine yapılan protezlerin tutuculuğunu ve stabilitesini arttırmakta böylece hastanın yaşam kalitesine olumlu katkı sağlamaktadır. Üst çenede kemik yoğunluğu alt çeneye göre daha düşüktür. Dişsiz kretlerde görülen rezorbsiyon miktarına göre implant yerleşimleri ve buna uygun implant üstü protetik tedavi yaklaşımları da değişmektedir. Aşırı kret rezorbsiyonu görülen üst çene tam dişsiz vakalarda implant tedavisi öncesi kemik grefti uygulamaları kemik yüksekliğini ve genişliğini arttırmak için tercih edilen bir yöntemdir. Ancak maliyetinin yüksek, işlem basamaklarının hasta bakımından zor ve tedavi süresinin uzun olması nedeniyle dört implant üzeri tedavi konsepti(All-on-4) geliştirilmiştir. Dört implant üzeri tedavi konseptinde, yerleştirilen implantlar üzerine aynı seans akrilik esaslı okluzal vidalı geçici protez takılmakta, 4 ay sonra daimî protezleri yerleştirilmektedir. Aşırı kret rezorbsiyonu olan vakalarda artan interokluzal mesafe nedeniyle farklı alt yapı ve üst yapılardan oluşan hibrit protezler planlanmaktadır.

İmplantlar doğal dişler gibi periodontal ligamente sahip değildir, kemik ile doğrudan temas halindedir. Bu nedenle implantlar ve doğal dişler farklı biomekanik davranışlar sergilerler. Sonuç olarak, implant tarafından alınan okluzal yükler doğrudan çevredeki kemik yapısına aktarılır. Bu ilişki implantların başarısını belirleyen ana faktörlerden biri olan implantlarda ve periferik kemiklerdeki stres dağılımını etkiler. İmplant ve periferik kemik arasındaki stres veya enerji transferi, yükleme yönü, implant veya protezin tasarımı ve üst yapıda kullanılan malzeme özellikleri gibi çeşitli faktörlerden etkilenir.

Restoratif materyaller ve protetik dizayn implant çevresinde stres oluşturmaktadır. Diş hekimliğinde diş ve çevre dokulara benzer özellik gösteren materyallere dönüşüm başlamıştır. İmplant üstü okluzal vidalı hibrit protezlerde de yaygın olarak kullanılan metal alt yapı seçeneğine alternatif olarak diş/kemik renkli

güncel materyaller de kullanılmaya başlanmıştır. Polimerik termoplastik rezinler (PEEK ve PEKK) ve fiber destekli kompozitler güncel olarak kullanılmaya başlanan materyallerdir.

Günümüz diş hekimliğinde sert ve kırılğan materyallerden diş ve çevre kemik dokuya benzer fiziksel, mekanik ve estetik özellikler sergileyen materyallere dönüşüm vardır. Ağız içinde oluşan streslere dayanabilecek estetik ve dayanıklı materyal arayışı devam etmektedir. Günümüzde CAD/CAM tekniği, implant üstü protetik restorasyonların başarısını arttırmak ve kısa sürede tedaviyi sonuçlandırmak amacıyla yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Üretim tekniğinin implant üstü restorasyonlar, dolayısıyla implanta gelebilecek stresleri etkileyebileceği düşünülmektedir. Üst yapı materyali sadece protezin ömrünü değil uyguladığı stresle implantın sağ kalımını da etkilemektedir.

Bu çalışmanın amacı, dişsiz ve rezorbe üst çenede dört implant üzeri tedavi konseptine(All-on-4) göre yerleştirilmiş implantlar üzerinde kullanılacak farklı alt yapı ve üst yapı materyallerinin implant, çevre doku ve alt yapı üzerinde oluşturacağı stresi sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirmektir. Çalışmamızda, aşırı rezorbe dişsiz üst çene kemiğine dört implant üzeri(All-on-4) konseptine göre yerleştirilen implantlar üç boyutlu olarak modellenmiştir. Protetik restorasyon için; Alt yapı materyalleri olarak, Zirkonya, Titanyum, PEEK, PEKK ve FRP ve üst yapı materyalleri olarak, Akrilik Resin, Kompozit Resin ve Porselen kullanılarak vertikal ve oblik olarak iki yönde uygulanan kuvvet sonucunda implant, implant çevresindeki kemik ve alt yapı da oluşan stresler, sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle değerlendirilmiştir.

Çalışmanın hipotezi ise, dişsiz ve rezorbe üst çenede dört implant üzeri tedavi konseptine(All-on-4) göre yerleştirilmiş implantlar üzerinde kullanılacak farklı alt yapı ve üst yapı materyallerinin implant, çevre doku ve alt yapılar üzerinde oluşacak stresi etkileyeceğidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1.Dental İmplantların Tanımı Ve Gelişimi

Dental implantlar sabit ya da hareketli protezlere retansiyon ve stabilite sağlamak amacıyla, ağız mukozası ve/veya periostun altına, çene kemiklerinin içine ve/veya üzerine yerleştirilen alloplastik maddelerden oluşan protetik apareylerdir (Yavuzılmaz ve ark., 2003) .

Dental implantların tarihi, insan çene kemiğine eksik olan dişlerin yerine deniz kabukları veya mermerin yerleştirildiği eski Mısır'a kadar uzanır. İlk implantların belgelenmiş diğer örnekleri soy metallere üretilmiş ve doğal kökleri yeniden oluşturmak için şekillendirilmişlerdir (Lee ve ark., 2005).

Dental implantların, Güney ve Kuzey Amerika'da, Orta Asya ve Akdeniz bölgelerinde 2.000 yıldan daha önceki ilk uygarlıklardan başlayarak birkaç yüzyıllık geçmişi vardır. Arkeolojik bulgular, bu uygarlıkların eksik dişlerin yerine oyulmuş taş, kabuk, kemik ve altın yerleştirdiklerini göstermiştir (Gaviria ve ark., 2014).

1930'larda, Honduras'taki arkeolojik kazılarda bulunan MS'den yaklaşık 600 yıl öncesinde Maya Medeniyetine ait implant yerleştirilmiş bir çene parçası, bilinen en eski dental implant örnekleridir. Örnek, üç eksik alt kesici dişin yuvalarına yerleştirilen diş şeklinde oyulmuş üç parça deniz kabuğundan oluşmaktadır. Daha sonra yapılan incelemelerde implantlardan ikisinin çevresinde kompakt kemik olduğu da gözlemlendi (Sullivan, 2001).

Ortaçağ'da allogreft ve ksenogreft kullanılarak diş implantasyonu yapıldı. Ancak, bu uygulama bulaşıcı hastalıkların ve hatta ölümlerin nedeni olarak tanımlandığı için çok popüler olmamıştır (Gaviria ve ark., 2014).

Modern dental implant öyküsü, II. Dünya Savaşı sırasında başladı. Dr. Norman Goldberg, orduya hizmet ettiği yıllarda, vücudun diğer kısımlarının yerine kullanılan metalleri kullanarak dental restorasyonların yapılabileceğini düşündü. Daha sonra, 1948'de Dr. Aaron Gershkoff ile birlikte, ilk başarılı sub-periosteal implantı ürettiler. Bu başarı, dünyanın dört bir yanındaki dişhekimliği okullarında ve diş hekimliği topluluklarında öğretilen implant diş hekimliğinin temelini oluşturmuştur (Gaviria ve ark., 2014).

Dental implantolojideki en önemli gelişmelerden biri 1957'de, Per-Ingvar Brånemark adındaki bir İsveç ortopedi cerrahının kemik iyileşmesi ve rejenerasyonu üzerine çalışmaya başladığı ve kemiğin titanyuma reddedilmeden etkili bir şekilde bağlanabileceğini keşfetmesiyle oldu. Bu nedenle, Brånemark bu fenomene “osseointegrasyon” adını verdi ve hem insan hem de hayvan deneklerini kullanarak birçok çalışma yaptı. 1965 yılında, ilk titanyum diş implantlarını, ileri düzey çene deformiteleri nedeniyle eksik dişleri olan 34 yaşındaki bir insan hastaya yerleştirdi. Brånemark, hastanın mandibulasına dört titanyum implant yerleştirdi ve birkaç ay sonra implantları sabit bir diş protezi için temel olarak kullandı. Dental implantlar, hastanın ömrünün sonuna kadar 40 yıldan fazla süre hizmet vermiştir (Gaviria ve ark., 2014).

Brånemark, titanyum implantların kullanımıyla ilgili 1978 ve 1981 yılları arasında birçok çalışma yayınladı ve dental implantların geliştirilmesi ve pazarlanması için bir şirket kurdu. Brånemark'ın keşfi diş hekimliğinde öyle bir derin etki yarattı ki, şu ana kadar 7 milyondan fazla Brånemark Sistem implantın yerleştirildi ve yüzlerce başka firma da diş implantı üretimine başladı (Gaviria ve ark., 2014).

1982 yılının Mayıs ayında, Brånemark 15 yıllık insan ve hayvan araştırmasının sonuçlarını Toronto'da Klinik Diş Hekimliğinde Osseointegrasyon Konulu Konferans verdi. Konferanstan kısa bir süre sonra İsveçte, Amerika Birleşik Devletleri'nden gelen araştırmacılara kendi metodu hakkında eğitim verdi (Gaviria ve ark., 2014) .

1982'de ABD Gıda ve İlaç İdaresi titanyum dental implantların kullanımını onayladı ve 1983'te Dr. Matts Anders Prodera (Nobel Biocare, Zürih, İsviçre) bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretimini(CAD/CAM) geliştirdi. Geçtiğimiz yüzyıldaki son gelişmeler, kaliteyi ve bağlanmayı iyileştirmek için malzeme ve tekniklere odaklanmıştır; ve 1980'lerin ortalarından sonra, dental implantolojideki önemli gelişmelerin odak noktası estetik restorasyonlar olmuştur (Bhasin ve ark., 2015).

Modern seramiklerin gelişimi 1992 yılında başladı; ve dental implant şirketleri, seramik yüzey işlemleri ve seramik benzeri elementleri kemik osseointegrasyonunu daha da arttırmak amacıyla implantlarda kullanmaya başladılar (Gaviria ve ark., 2014).

Bugün, her yıl yaklaşık olarak 450.000 osseointegre dental implant yerleştirilmekte, minimum riskler ve buna bağlı komplikasyonlarla birlikte% 95'lik bir

başarı oranı (implant destekli kronla tek diş restorasyonu) beklentisi ile yapılmaktadır (Gaviria ve ark., 2014).

2.2.Dental İmplantların Endikasyonları Ve Kontrendikasyonları

2.2.1.Dental İmplantların Endikasyonları

- Hareketli protezin tutuculuğunun yetersiz olduğu vakalar
- Hareketli protezde stabilitenin sağlanamayacağı durumlar
- Hareketli protez kullanımından fonksiyonel olarak rahatsız olacak hastalar
- Psikolojik olarak hareketli protez kullanımını reddeden hastalar
- Hareketli protezin stabilitesini bozan parafonksiyonel alışkanlıklar
- Ağızdaki mevcut dayanakların sayısının ve dağılımının yetersiz olduğu durumlar
- Sabit protezlerde kullanılacak dayanağın olmadığı durumlar
- Ortodontik ankraj amaçlı
- Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksikliği
- Diş agenezisi
- Konservatif tedavi isteği (hastanın sağlıklı dişlerine müdahale edilmemesi isteği)

2.2.2.Dental İmplantların Kontrendikasyonları

Lokal Kontrendikasyonlar

- Dişler ve alveolar kemik hastalıkları
- Baş ve boyun bölgesine radyoterapi uygulamaları
- Oklüzyon ve artikülasyon disfonksiyonları
- Anatomik oluşumların malformasyonları (Sinüs sarkması)
- Makroglossi
- Kemik hacminin yetersiz olduğu durumlar
- Periodontal hastalıklar
- Yetersiz ağız hijyeni

Sistemik Kontrendikasyonlar

- Zekâ geriliği
- Hastanın yaşı
- Psikiyatrik hastalıklar
- İmmün sistem hastalıkları
- Sinir sistemi hastalıkları
- Kronik böbrek hastalıkları
- Romatizmal hastalıklar
- Hemapoetik sistem hastalıkları
- Kemik hastalıkları (osteoporoz, osteopetrozis gibi)
- Alkol ve ilaç bağımlılığı olarak sınıflandırılabilir

2.3.Dental İmplantların Sınıflaması

Klinik diş hekimliğinde geliştirilmiş ve kullanılan, subperiosteal, intramukozal, endodontik, transmandibular ve endosteal(kemik içi) olmak üzere beş ana tip dental implant tipi vardır. Endosteal(kemik içi implantlar günümüzde en çok kullanılan ve üzerinde geliştirme yapılan implant çeşitidir. Endosteal(kemik içi) dental implantlar tipik olarak vida şeklindedir, maksillaya veya mandibula yerleştirilir ve diş kökünün yerini alır.

Tipik olarak, diş implantları korozyona dayanıklı ve diğer sınıflardan daha güçlü olduğu için ticari olarak grade 4 saf titanyumdan yapılır. Bununla birlikte, esas olarak Ti6Al4V olan titanyum alaşımları(% 6 alüminyum ve % 4 vanadyum), saf titanyumdan daha güçlü ve daha yorulmaya dirençli olduğu için de kullanılır (Sidambe, 2014).

Döküm formu, implantın genel şekline göre(Silindir şeklinde veya konik) farklılık gösterir. Endosteal implantların tasarımındaki çeşitli parametreler, örneğin gövde şekli, büyüklüğü, kimyasal yüzey bileşimi ve diğer faktörlerin yanı sıra yüzey özellikleri de implantların başarı oranlarını etkiler.

2.4.Dental İmplantlarda Osseointegrasyon

Osseointegrasyon; Yük altındaki implant yüzeyi ile canlı kemik arasında herhangi bir bağ dokusu olmadan, direkt yapısal ve işlevsel bağlantı olarak tanımlanmaktadır (Branemark, 1977).

Osseointegrasyonun sağlanmasında implant yerleştirilecek kemik dokusunun özelliği, implant materyalinin doku uyumluluğu ve tasarımı, cerrahi disiplin, yük iletimi ve implant yüzey özellikleri gibi birçok faktör rol oynamaktadır (Uzun, 2007).

Dental implantlarda meydana gelen osseointegrasyon ile ilgili başarı kriterleri Albrektsson ve arkadaşları(1986) tarafından şu şekilde açıklanmıştır (Albrektsson ve ark., 1986):

- Klinik gözlemlerde başka bir implanta ya da restorasyona bağlı olmaksızın mobilite görülmemelidir.
- Radyografik bulgularda implantın çevre dokularında radyolüsent bir görüntü olmamalıdır.
- Fonksiyonel yükleme sonrası oluşan yıllık vertikal kemik kaybı miktarı, ilk yıldan sonra 0,2 mm'den fazla olmamalıdır.
- Ağrı, iltihap, nöropati, parestezi, mandibular kanal hasarı gibi belirgin semptomlar olmamalıdır.
- Başarı oranları ilk 5 yıllık takipte %85, ilk 10 yıllık takipte ise %80'in üzerinde olmalıdır.

2.5.Dental İmplantlarda Biyomekanik

Biyomekanik, yapı ve fonksiyon arasındaki ilişkiyi araştırmak için canlı sistemlerde mühendislik mekaniğinin araç ve yöntemlerini kullanmaktır (Misch ve Kutay, 2009).

Dental implantlar ile doğal dişler arasındaki yapısal farklardan en önemlisi, implantların çevresinde periodontal ligament bulunmamasıdır. Doğal dişlerin kökleriyle alveol kemik arasında bulunan periodontal ligament, dişe gelen fonksiyonel yükler karşısında amortisör gibi davranıp çene kemiğine daha az kuvvet iletilmesine neden

olur. Doğal dişlerden farklı olarak implantlar kemikle doğrudan ilişkili oldukları için gelen kuvvetleri direkt kemiğe iletirler (Tunalı, 2000).

İmplant tedavilerinin başarısında, kemiğin hacmi ve yoğunluğu, implantın özellikleri, kemikteki konumu, üzerine yapılacak protezin tipi gibi biyomekanik faktör etkilidir.

Dental implant destekli protezlerde fonksiyon sırasında meydana gelen yükler protez parçaları ile abutmentlere, abutmentler implantlara, implantlarda gelen kuvvetleri kemiğe iletir. Bu iletilen kuvvet çeşitli faktörlere bağlıdır (Şahin ve ark., 2002):

- Kuvvetin yönü
- Kuvvetin büyüklüğü
- Protez tipi
- Protez materyali
- İmplant dizaynı
- Destek implantların sayısı ve dağılımı
- Kemik yoğunluğu
- Kemik-implant arayüzünün mekanik özellikleri

2.6. Kemik Dokusunun Tipi Ve Özellikleri

Kemik, mineralize kollajen çatısı olan özelleşmiş canlı ve dinamik bir bağ dokusudur. Kemik dokusu; hücreler arası madde üzerine inorganik tuzların çökmesiyle oluşan bir dokudur. Kemik dokusu; ara madde (su, inorganik madde, organik madde), lifler (kollajen tip 1) ve hücrelerden (osteoprogenitör, osteoblast, osteosit ve osteoklast) oluşur.

Kemik dokusu yoğunluğuna göre kortikal (kompakt) ve trabeküler (spongioz) kemik olarak sınıflandırılmaktadır. Kortikal kemiğin periostunda kollajen lifler, osteoblastlar ve osteoklastlar mevcuttur. Kortikal kemiğin altında yer alan trabeküler kemik ise gözenekli bir yapıya sahiptir. Kortikal kemiğe oranla yumuşaktır ve daha az yoğundur (Carlsson ve ark., 1986).

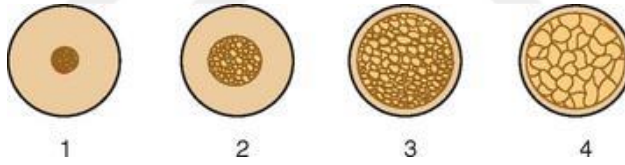
İmplant tedavilerinde başarılı sonuçların alınabilmesi yumuşak ve sert dokuların ideal hacimde ve kalitede olmasına bağlıdır. İmplant endikasyonu için öncelikli olan implant yapılacak bölgedeki kemiğin miktarı ve kalitesidir.

2.6.1.Kemik kalitesinin sınıflandırılması

Endosteal implantların osseoentegrasyonun sağlanması için sadece yeterli kemik miktarına değil (yükseklik, genişlik, şekil), aynı zamanda yeterli kemik yoğunluğuna da ihtiyaç vardır(Sevimay ve ark., 2005).

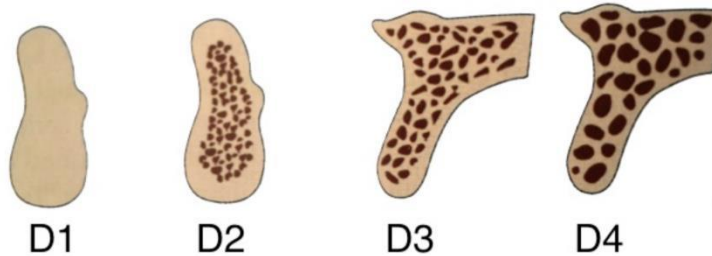
Lekholm ve Zarb'ın (1985) yaptığı kemik kalitesi ile ilgili sınıflandırma, klinisyenler ve araştırmacılar tarafından implant yerleşimi için hastaları değerlendirmede standart olarak kabul edilmiştir (Lekholm, 1985).

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



Şekil 1: Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi sınıflaması

Misch kemiğin makroskopik trabeküler ve kortikal özelliklerini dikkate alarak kemik yoğunluğu sınıflaması yapmıştır (Misch, 1999).



Şekil 2: Misch' in kemik yoğunluğu sınıflaması

- **D1 Kemik:** Yoğun, kalınlığı fazla ve mineralize kortikal kemik. Anterior mandibulada %6 oranında görünür.
- **D2 Kemik:** Poröz kortikal kemik ile yoğun trabeküler kemik. Anterior mandibulada %66, posterior mandibulada %50 oranında görülür.
- **D3 Kemik:** Daha ince poröz kortikal kemik ile ince trabeküler kemik. Anterior maksillada %65, posterior maksillada %50 oranında görülür.
- **D4 Kemik:** İnce trabeküler kemik. Posterior maksillada %40 oranında görülür.

2.7. Dental İmplant Destekli Protezler Protetik sınıflandırma

- SP-1: Sabit protez, sadece kronu restore eder, doğal diş gibi görünür.
- SP-2: Sabit protez, kronun ve kökün bir kısmını restore eder, kronun konturları oklüzal yarıda normaldir ancak gingival yarıda uzatılmış ya da aşırı konturlanmıştır.
- SP-3: Sabit protez, eksik kronu, dişeti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eder, protezde genellikle plastik diş ve akrilik dişeti kullanılır ancak metal- porselen de olabilir.
- HP-4: Hareketli protez, sadece implant destekli implant üstü protezlerdir.
- HP-5: Hareketli protez, implant ve yumuşak doku desteklidir.

2.7.1. Tam Dişsiz Vakalarda Protetik Tedavi Planlaması

- İmplant-doku destekli overdenture protezler:
- İmplant-doku destekli ball ataşmanlı protezler
- İmplant-doku destekli magnet ataşmanlı protezler
- İmplant-doku destekli bar ataşmanlı protezler
- İmplant destekli köprü ve overdenture protezler:
- İmplant destekli overdenture protezler
 - İmplant destekli ball-bar ataşmanlı protezler
 - İmplant destekli bar-klips ataşmanlı protezler
- İmplant destekli vida ile takılıp çıkarılabilen köprü ve overdenture protezler
 - Hekim tarafından takılıp çıkarılabilen köprüler

- Hekim tarafından takılıp çıkarılabilen overdenture protezler
- İmplant destekli sabit köprüler (Sadowsky, 1997).

Sabit Protezler 3(SP-3)

Eksik dişlerle beraber bir miktar yumuşak doku kaybının olduğu durumlarda endikedir. Kemik kaybının fazla olduğu durumlarda daha doğal bir sabit protez görünümü için dişetini taklit eden akrilik ya da porselen kullanımı çoğu zaman endikasyonlar arasındadır (Misch ve Kutay, 2009). SP-3 protezlerde temel iki yaklaşım söz konusudur; metal-porselen restorasyonlar veya metal alt yapı, akrilik ve yapay dişlerden oluşan karma (hibrit) restorasyonlardır (Misch, 1999).

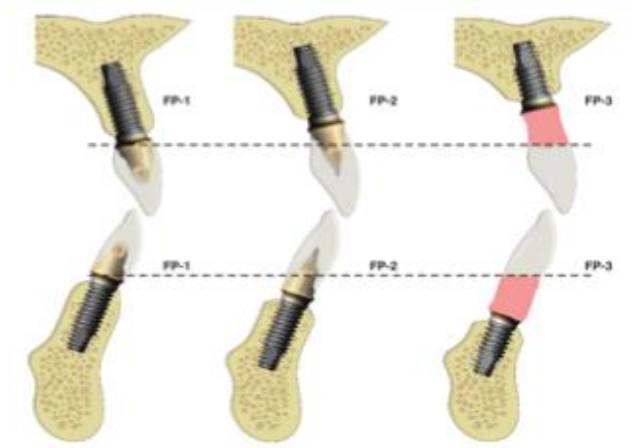
İmplant Destekli Sabit Hibrit Protezler

Tam dişsizlik durumlarında arklar arası mesafe planlama açısından en önemli faktörlerden birisidir. 15 mm'den fazla olan Arklar arası mesafesi artışı vertikal bir alveol kemiği ve yumuşak doku kaybı sonucu oluşur. Bu mesafede sabit bir restorasyon yapımı zorlaşır. 15 mm'den fazla olan arklar arası mesafe varlığında sabit protez yapımında kullanılan alternatif metot da hibrit protezlerdir. Hibrit protezler, döküm bir iskelet üzeri yapay dişler ve bunları birarada tutan akrilikten oluşur. Hibrit restorasyon dizaynı Zarb ve arkadaşları tarafından yaygınlaştırılmıştır(Zarb ve Symington, 1983).

Hibrit protez yapımının tercih edilmesindeki belirleyici faktörler şu şekilde sıralanabilir:

Arklar Arası Mesafe

İmplantüstü restorasyon planlamasındaki en önemli faktördür. 15 mm den fazla olan mesafede geleneksel metal-porselen restorasyon gereğinden daha uzun hazırlanması gerekir. Bu da çeşitli biyomekanik problemlere neden olur. 15 mm den daha fazla arklar arası mesafede sabit restorasyon hibrit protezlerle mümkündür (Misch ve Kutay, 2009; Skalak, 1983).



Şekil 3: Arklar arası mesafeye göre restorasyon çeşitleri

Çeneler Arası İlişki

Diş kaybı sonrası dişsiz maxillada damağa doğru rezorbsiyon meydana gelir. Dişsiz premaxilla damağa doğru rezorbe olduğu için, maksillofasiyal pozisyon sınıf III ilişkiye dönüşebilir (Misch ve Kutay, 2009). Sınıf 3 iskeletsel ilişki ve maksillanın atrofik olduğu durumlar gibi çeneler arası ilişkilerin yeterince uyumlu olmadığı durumlarda, dudak desteğinin artırılması gereken vakalarda, gülme hattının yüksek olduğu hastalarda ve rezorbsiyonun fazla olduğu durumlarda klasik implant destekli sabit protezler (SP-1 ve SP-2) kontraendike olabilir. Bu durumda sabit protez seçeneği hibrit protezlerdir (Wismeijer ve ark., 2010).

Anatomik Faktörler

Kemik yoğunluğu az olan ve implant yerleşimine engel olan belli anatomik bölgelere sahip atrofik maksilla ve mandibuladaki implant tedavilerinde Maksiller sinüs veya mental foramen gibi anatomik yapılardan kaçınmak için hibrit protezler iyi bir seçenektir (Agnini ve ark., 2014).

İmplant destekli sabit hibrit protezlerlerin avantajları (Sadowsky, 1997):

- Hibrit restorasyonlar, dişlerle birlikte yumuşak ve sert dokusunda restorasyonunu sağlayarak ideal yüz yüksekliğini geri kazandıran retansiyonu yüksek restorasyonlardır.
- Hibrit restorasyonlar hekim tarafından takılıp-çıkarılabilen vida tutuculu restorasyonlardır. Siman artığı kalma riski yoktur.

İmplant destekli sabit hibrit protezlerin dezavantajları:

- Hibrit protezler vida tutuculu protezler oldukları için bu vidaların gevşemesi ve kırılması sık görülür (Sadowsky, 1997).
- Akrilik rezin dişlerin kullanıldığı restorasyonlarda bu dişlerin aşınması, kırılması veya metal-akrilik restorasyondan ayrılması meydana gelebilir.
- Akrilik rezinden koyu iskeletin renginin yansması.
- Konuşma sırasında hareketli protezlere göre daha fazla hava kaçıışı sonucu oluşan fonetik problemler (Misch ve Kutay, 2009).
- Metal-seramik veya zirkonya-seramik restorasyonlarda oluşabilen porselen kırığı ya da chipping oluşması (Rojas-Vizcaya, 2011).
- Restorasyonun iskeletinde meydana gelen kırıklar (Rojas-Vizcaya, 2011).
- Hibrit protezlerin dokuya bakan yüzlerinin temizliğinin zorluğu (Misch ve Kutay, 2009).

2.8. İmplant Destekli Hibrit Protezlerde Kullanılan Materyaller

2.8.1. Alt Yapı Materyalleri

Soy Metal Alaşımları

Altın Alaşımları

Dental restorasyonlarda kullanılan altın alaşımları tip 3 ve tip 4 alaşımlardır. Tip 3 alaşımları, yüksek dayanıklılığa sahiptir. Kron, onleyler, ince kopingler ve pontiklerde kullanılır. Tip 4 alaşımlar ise, bar, kroşe ve iskelet gibi çok yüksek dayanıklılık gereksinimi olan yerlerde kullanılır.

Paladyum-Gümüş Alaşımları

Tip 3 altın alaşımlarıyla benzer fiziksel özelliktedirler. % 50-60 oranında palladyum içerirler. Kararmaya ve korozyona dayanıklıdırlar. Maliyetleri altın alaşımlarına oranla daha düşük olduğundan daha fazla tercih edilirler. Porselen uygulaması sonrası yeşil renge dönüşebildiklerinden hibrit implantüstü restorasyon iskeleti olarak pek tercih edilmezler.

Soy Olmayan Metal Alaşımları

Krom-Kobalt Alaşımları

Genel olarak kobalt esaslı alaşımlar yüksek aşınma direnci, yüksek sıcaklık direnci ve yüksek korozyon direncine sahip malzemelerdir. Alaşımdaki krom, korozyona karşı direnç sağlar kobalt ise sertlik ve dayanıklılık sağlar. Fiziksel özelliklerini ve dökülebilirliğini iyileştirmek için karbo, tungsten, nikel, molibden gibi elementler eklenir. Karbon ilavesi esnekliği, sertliği ve dayanıklılığı etkiler. Tungsten ilavesi korozyona direnci artırır. Molibden ilavesi tanecik özelliklerini iyileştirir. İmplant alt yapılarında iskelet olarak kullanılır (Kuzucu ve ark., 1997).

Titanyum Alaşımları

Titanyum, 1930'lardan beri biyomalzeme üretiminde kullanılır. . Fiziksel ve kimyasal açıdan üstün özellikler gösteren titanyum, kobalt alaşımlarına göre daha hafif bir malzemedir. Korozyona neden olan kimyasal maddelerle tepkimeyi engelleyici katı bir oksit tabakası oluşturmasından dolayı titanyum korozyona karşı dirençlidir (Park ve Kim, 2003). Bugün titanyum ve alaşımları dental implant, kuron köprü alt yapısı ve parsiyel protez iskeleti ve hibrit protez iskeleti yapımında kullanılmaktadır. Metalin mekanik özelliklerini geliştirmek için; örneğin, alüminyum, vanadyum ve demir gibi metallerle alaşımı yapılır.

CP(Commercial Pure Titanyum) titanyum (Tip 1-4) ve Ti-6Al-4V (Tip 5) olmak üzere beş tip tiptir, Ti- 1 (0.15 Fe; 0.12 O₂), Ti-2 (0.20 Fe; 0.18 O₂), Ti-3 (0.25 Fe; 0.25 O₂), Ti-4 (0.30 Fe; 0.35 O₂). Sınıf sayısı büyüdükçe demir ve oksijen miktarı artar. Saf titanyuma az miktarda karbon, azot, oksijen ve demir katılması belirgin derecede mekanik özellikleri geliştirmektedir. Oksijen miktarının değişmesi metalin elastik modülünü değiştirmektedir. Oksijen miktarının artışı, metalin akma dayanıklılığı ve sertliğini arttırır, uzamayı azaltır. Az miktarda oksijen, demir veya vanadyumun metale eklenmesi, sertliği ve direnci arttırmaktadır. Oksijen veya azotun katılması ile çekme direnci ve esneklik sınırı artar, darbe direnci ise azalır, oksijen içeriğinin artmasıyla ise şekillendirilmesi daha zorlaşmaktadır (Blackburn, 1970).

Zirkonya

Dental restorasyonlarda kullanılan üç tip zirkonya içerikli seramik vardır. Bunlar, zirkonya ile sertleştirilmiş alümina seramikler (ZTA), magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (Mg-PSZ) ve yttrium katyonlu tetragonal zirkonya polikristali (YTZP)'dir (Christel ve ark., 1989). Zirkonyanın monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere üç fazı bulunmakla birlikte; oda sıcaklığında monoklinik fazı stabil değildir. Bu sebeple dental restorasyonlarda genelde yttria ile stabilize edilen zirkonya (Y-TZP) kullanılır. Yttria eklenmesinin amacı; zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil olarak kalmasını sağlamaktır(Drago ve Howell, 2012). Yttrium katyonlu tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP), yüksek dayanıklılık ve kırılma sertliği gibi üstün mekanik özelliklere sahip bir seramiktir. Zirkonya alt yapı, metal alaşımlar veya titanyum alt yapılarla karşılaştırıldığında, estetik ve biyouyumluluk açısından daha üstün özellik gösterir(Cho ve Raigrodski, 2014). Yüksek bükülme dayanımı anterior ve posterior bölgelerde olduğu gibi tam ark sabit restorasyonlar için alt yapı materyali olarak kullanılmasına olanak tanır(Pozzi ve ark., 2015).

Polyetheretherketone (PEEK)

Poli-eter-eter-eton (PEEK) son yıllarda tıbbi alanda özellikle ortopedide başarıyla kullanılmıştır. % 20 seramik dolgu içeren modifiye edilmiş bir PEEK malzemesi, yüksek biyouyumluluk, iyi mekanik özellikler, yüksek sıcaklık dayanımı ve kimyasal stabilite gösteren yüksek performanslı bir polimerdir. Elastikiyet modülü kemiğe çok yakındır, kemik gibi elastiktir ve dokulara aktarılan gerilmeleri azaltabilir. Bu polimer malzemenin ek avantajları, alerjik reaksiyonların ve metalik tadın olmaması, yüksek parlatma özelliklerinin olması , düşük plak afinitesinin olması, aşınma direncinin iyi olması ve dayanıklılık/ağırlık oranının çok iyi olmasıdır.

Polyetherketoneketon(PEKK)

PEKK, PEEK'in kuvvetlendirilmesiyle elde edilen yüksek performanslı bir termoplastik polimerlerdir. PEEK'e göre yüksek basınca dayanımı ve uzun dönem yorulma özellikleri daha iyidir. PEKK hafifliği ve çok çeşitli üst yapı materyalleri ile uyumlu olmasından dolayı implant destekli sabit hibrit protezlerde kullanılmaktadır. Üretim metodlarının çok yönlülüğünde(kazınabilme, sıcak pres) kullanım miktarını artıran etmenlerdendir (Han ve ark., 2016). Hareketli parsiyel protez iskeletleri, implant

destekli sabit hibrit protez iskeletleri, implant/doğal diş destekli sabit kron ve köprü alt yapısı olarak kullanılırlar.

FRP(Fiberle Güçlendirilmiş Polimer)(MDP)

Dental alaşımlarının estetik problemleri, mekanik, termal, elektriksel, alerjik ve biyolojik özelliklerindeki uyumsuzluklar metalik olmayan biyomalzemelerin elde edilmesine ilişkin araştırmaları artırmıştır. MDP, epoksi rezin ile bir arada tutulan çok katmanlı cam lifi ile güçlendirilmiş bir çok boyutlu polimerdir. Bu biyomateryal düşük özgül ağırlığa sahiptir, işlenebilir ve yanmaz özelliktedir, yüksek bükülme ve basma kuvvetlerine mukavemetlidir. Doğal diş veya implant destekli dayanaklardaki kron ve köprülerin elde edilmesinde, ayrıca implant destekli restorasyonların iskeletinin elde edilmesinde kullanılırlar.

2.8.2. Üst Yapı Materyalleri

1977'de altın ve kobalt-krom alaşımları ile birlikte akrilik ve porselen veneerlerin kullanımı tanımlanmıştır (Branemark, 1977). Günümüzde, akrilik rezin, kompozit rezin ve porselen birçok altyapı ile birlikte kullanılmaktadır.

All-on-four tekniğine göre protez birkaç şekilde hazırlanabilir (Taruna ve ark., 2014):

- CAD/CAM'de üretilmiş alt yapı üzerine tek kronlar köprü alt yapıya simante edilir.
- CAD/CAM'de üretilmiş alt yapılar üzerine akrilik, kompozit veya porselen dişler ile protez tamamlanır.
- Döküm metal alt yapı üzerine veneer porselen ile protez bitirilir.

Akrilik Resin Yapay Dişler

Akrilik resin yapay dişlerde ana matriks polimetilmetakrilat(PMMA) veya kopolimerlerinden oluşur. Vinil akrilik ve epoksi reçinelerde az oranda kullanılırlar. Aşınma direncini arttırmak için saf PMMA'yı az miktarda silikon dioksit benzeri inorganik dolgu maddesi parçacıkları ile desteklemektedir Çapraz bağlantı ajanlarının kullanılmasıyla aşınma problemi azaltılmış, organik çözücülerde erime problemi ortadan kalmış ve çözücülere, distorsiyona ,ısıya dirençli bir yapı ortaya çıkmıştır.

Kompozit Rezin Yapay Dişler

Kompozit rezin yapay dişlerde ana matris Üretan-di-metakrilat(UDMA) polimerinden oluşur. Aşınma direncini daha fazla artırmak, daha üstün estetik ve mekanik özellikler kazandırmak için çapraz bağlı akrilik rezin, mikro dolgulu kompozit rezin veya nano dolgulu kompozit rezin ilave edilebilmektedir.

Porselen Yapay Dişler

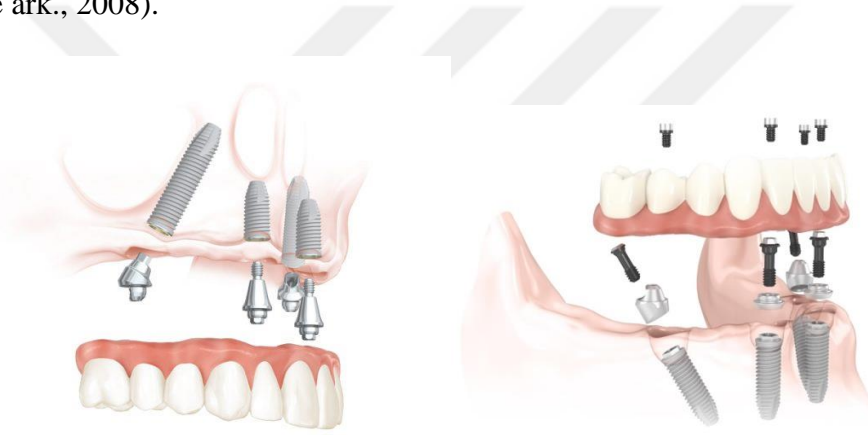
Porselen dişlerde ana yapı feldspat'tan oluşur. İlave olarak %15 quartz ve %4 kaolin bulunur. Bu karışımlar içerisine renk pigmentleri ilave edilir ve kalıplanır. Kullanılan kalıplar genellikle bronzdur. İki veya üç parçalı olabilir. Üçüncü parça mineye şeffaflık vermesi amacıyla kullanılır. İki tür porselen yapay diş yapım metodu vardır. Açık havada pişirme ve vakumla basınç altında pişirmedir. Vakumla basınç altında olan tekniğin amacı dişin içinde hava kabarcığı olmadığından pörozite önlenmiş olur.

2.9.Dört İmplant Üzeri Tedavi Konsepti(All-On-4 Tekniği)

Diş kayıplarıyla birlikte posterior bölgedeki kemik kalitesi zayıflar ve kemik miktarında azalmalar meydana gelir. Bunlarla birlikte alveolar kemiğin anatomik sınırlamaları sonucu implant tedavisi güçleşir (Agliardi ve ark., 2010). Rezorbe çenelerde tedavi seçenekleri , greftleme, uzun distal kantilever, kısa implant ve zigoma veya pterygoid implantlardır. Ancak, bu tedavi yöntemleri(zigoma veya pterygoid implant) önemli derecede uzmanlık gerektirir, cerrahi risk içerir ve komplikasyon oluşturabilmektedir. Greftlemede ise maliyetin fazlalığı, uzun zaman sürmesi ve birden fazla cerrahi operasyon gereksinimi dezavantajdır (Özdemir Doğan ve ark., 2014). Uzun distal kantilever, minimal kemik hacmi ve alveolar kemik kaybı gibi problemleri çözebilmek için Maló ve arkadaşları, 'All-on four' tekniğini geliştirmişlerdir (Maló ve ark., 2003).

'All- on –four' tedavi tekniği, alt çene ve üst çenede 2 anterior ve 2 posterior toplam 4 implant ile desteklenen tam ark sabit bir protezden oluşan bir tedavi konseptidir.. Anterior implantlar mandibula ve maksillada lateral kesici bölgesine dik

olarak, posterior implantlar mandibulada mental foramenin hemen önüne, maksillada ise maksiler sinüsün anterior duvarına paralel olarak distale eğimli yerleştirilirler. Anterior implantlar oklüzal düzleme dik, posterior implantlar ise yaklaşık 30-45° distale eğimli yerleştirilirler. Anterior bölgede düz ve posterior bölgede ise açılı çok üniteli (multiünit) abutmentlar kullanılır (Maló ve ark., 2005). Distal implantların eğimli yerleştirilmesi daha iyi yük dağılımı sağlar ve anterior- posterior mesafeyi artırarak protezin kısa bir kantilever ile 12 diş içermesine olanak tanır (Francetti ve ark., 2008). All-on-four tedavi tekniği, diğer cerrahi seçeneklere oranla tedavi süresinin kısa ve daha düşük maliyetli bir tedavi seçeneği ve hareketli protezlere oranla hastaya yüksek yaşam kalitesi sağlayan bir tedavi yaklaşımı olarak görülmektedir (Patzelt ve ark., 2014; Testori ve ark., 2008).



Şekil 4: Alt ve üst çenede All-on-four tekniği

2.9.1.All-on-four Tekniğinin Endikasyonları

- Genel sağlığın iyi olması ve oral hijyenin kabul edilebilir düzeyde olması
- En az 5 mm kemik genişliği, maksiller anterior bölgede 10 mm ve mental foramenler arası en az 8 mm kemik yüksekliği
- Abutment, alt yapı ve protetik restorasyona yer sağlamak için minimum 20 mm arklar arası mesafe
- İmmediat yüklemenin gerçekleştirilebilmesi için implatlardan yeterli stabilitenin elde edilebilmesi (Bhardwaj ve ark.).
- All-on-four tekniğinin kontrendikasyonları:
- Kemik hacminin yetersiz olması, düzensiz veya ince kemik krestli varlığı

- Cerrahi işlemleri zorlaştıracak olan (50 mm den küçük) hastalardaki yetersiz ağız açıklığı (Bhardwaj ve ark.).

-

All-on-four tekniğinin avantajları:

- Açılı posterior implantlar anatomik yapıları korur.
- Kullanılan uzun implantlar kemik ankrajını artırır.
- Posterior kantilever uzunluğu kısalmır.
- Dişsiz çenelerde kemik greftleme ihtiyacına gerek duyulmaz.
- Başarı oranı yüksektir.
- Anterior-posterior abutmentlar arası mesafe artar.
- Nihai restorasyon sabit ya da hareketli hazırlanabilir.
- İmmEDIATE fonksiyon ve estetik sağlar,.

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

- Protez için istenen implant yerleşiminin implantların elle rastgele yerleştirilmesi ile her zaman mümkün olmayabilir, cerrahi rehber kullanımı zorunlu olabilir
- Distal kantilever uzunluğu sınırlıdır (Ho, 2012).

2.10. Stres Analiz Yöntemleri

Radyoemetri ile Stres Analiz Yöntemi

Bir güç kaynağı, radyasyon iletici, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış stres ölçerler, stres ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydediciden oluşan sistem ve yazılım vasıtasıyla elde edilen verilerin analiz edildiği yöntemdir.

Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Kuvvet sonucu meydana gelen stresleri gözle görülebilir ışık taslaklarına dönüştürerek, gerilimin direkt gözlenmesine olanak sağlayan bir analiz yöntemidir.

Kırılğan vernik kaplama stres analiz yöntemi

Özel bir vernik stres analizi yapılacak olan modele sürülüp fırınlanması yapıldıktan sonra kuvvet uygulanır. Oluşan çatlakların miktarı ve doğrultusu ile stresin yoğunluğu ve doğrultusu hakkında analiz yapıldığı bir yöntemdir.

Holografik İnterferometri ile Stres Analiz Yöntemi

Cismin üç boyutlu görüntüsünü ışık taslaklarına dönüştürülmesine *hologram* denir. Hologram plakasına birden fazla çekim yapılabilmesinden faydalanarak kuvvet uygulanmadan önce ve sonra birer görüntüsü aynı hologram plakası üzerine alınır. Kaydedilmiş iki görüntünün birbiriyle girişimi ve farklılıkları, stres sonucu meydana gelen farklılıkların karşılaştırıldığı analiz yöntemidir.

Termografik Stres Analiz Yöntemi

İzotropik ve homojen bir materyale düzenli kuvvet uygulanması sonucu ısısında oluşan değişimler incelenerek materyaldeki asal streslerle ilişkilendirildiği analiz yöntemidir.

Gerilim Ölçer Stres Analiz Yöntemi

Kuvvet uygulanan cisimlerdeki meydana gelen değişiklikleri, yapıdaki elektrisel direnç değişimi yardımıyla analiz edildiği bir yöntemdir.

Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi(SEA)

Biyomekanik sistemin matematiksel modele aktarılarak bilgisayar ile bu modelin çözümlenmesi esasına dayanan bu analiz yöntemidir. Sonlu elemanlar metodu, fiziksel modelleri tarif eden matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindedir.

Sonlu elemanlar analizi (SEA) 1960'ların başlarında havacılık endüstrisi tarafından geliştirilmiştir (Yang ve Xiang, 2007). 1976 yılında, Weinstein ve arkadaşları implantoloji alanında sonlu elemanlar analizi kullanan ilk araştırmacılarıdır (Weinstein ve ark., 1976).

Bu yöntem ile analizler tek boyutta, iki boyutta ve üç boyutta yapılabilmektedir. Sonlu elemanlar analiz yöntemi karmaşık bir mekanik sorunun çözümünde rahatlıkla kullanılan bir teknik olup, incelenecek olan bölgeyi küçük ve basit alanlara (elemanlara)

ayırarak incelemenin daha kolay olmasına olanak veren ve çözümünü bu küçük parçalar içerisinde sağlayabilen matematiksel bir analizdir. Kısacası sonlu elemanlar analizi *parçadan bütüne gitme* prensibine dayanır.

Sonlu elemanlar analiz (SEA) yönteminin ana ilkesi “sonlu elemanlar” olarak tanımlanan alt bölgelerden oluşan bir yapı kullanmaktır. Karmaşık geometrik yapılar bilgisayar ortamında, bir ağ yapıya dönüştürülür. Bu yapıyı elemanlar (elements), bunlara bağlı düğüm noktaları (nodes) ve belirleyici sınır koşulları (boundary conditions) oluşturur. Belirli bir başlangıç noktasına göre, tüm düğümlerin eksenler üstündeki koordinatları saptanarak bilgisayara aktarılır. Model oluşturulurken, elemanların materyal özelliklerini belirleyen poisson oranı ve elastik modül (young’s modülü) değerleri bilgisayar programına aktarılır. Modelde düğüm noktalarına dışarıdan en basit dış etken ve sınır koşulların uygulanmasıyla meydana gelen değişiklik durumları için matrisler oluşmakta, bu matrisler bilgisayar yardımıyla çözülmektedir. Bu sayede asal gerilmeler (principal stress), aksenal gerilmeler (axial stress), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilmeler (equivalent principal stress) elde edilir. Bu veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır.

SEA'da modeller biyolojik yapıları tamamıyla taklit etmediği için, kemik yapıdaki gerilme miktarına bağlı apozisyon veya rezorpsiyon gibi biyolojik değişimler incelenemez. Çalışmalarda kabul edilen kemik ve implant arası %100 osseoentegrasyon gerçekte izlenmemektedir ve in-vivo şartlarla görülen farklılıkların esas nedeni olarak gösterilmektedir (Meijer ve ark., 1992).

Temel kavramlar

Eleman(Element)

Sonlu elemanlar analizinde modeller sonlu sayıda basit geometrik şekillere bölünür. Modelleri oluşturan bu en küçük yapıya *eleman(element)* denir. Elemanlar tek boyutlu (düz çizgiler), iki boyutlu (üçgenler, eşkenar dörtgenler) veya üç boyutlu (piramit veya tuğlaya benzer şekilli) ve değişik şekillerde olabilirler.

Düğüm(Node)

Elemanların birbirine bağlandığı noktalara *düğüm(node)* denir.

Ağ Yapısı(Mesh) Oluşturma

Elemanlar ve düğüm noktalarından oluşan tüm yapıya ağ(mesh) denir.

Geometri ve Katı Modelleme

Analizi yapılacak materyalin bir bütün olarak tüm özellikleriyle bilgisayar ortamına aktarılmasıdır. Bu modelleme 2 veya 3 boyutlu olarak gerçekleştirilebilir. Teknolojik gelişmelerin yardımıyla da analizlerde artık 3 boyutlu modelleme üzerine yoğunlaşmıştır. Katı yada anatomik modellerden bilgisayarlı tomografi(BT) veya manyetik rezonans görüntüleme(MRG) yardımıyla elde edilen görüntülerin sonlu elemanlar analizine aktarılması, özel geliştirilen yazılımlarla kolaylaşmıştır.

Sınır Şartları (Boundary conditions)

Sınır şartları, hazırlanan modelin belirli düğüm noktalarından sabitlenmesiyle sağlanan yer değiştirme kısıtlamaları ve yükleme koşulları ile elde edilir. Yükleme koşullarına bağlı olarak kuvvetin şiddeti, yönü ve açısı belirlenir (Geng ve ark., 2001).

Stres(Gerilim)

Dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, cisimde bu kuvvete karşı eşit büyüklükte ve zıt yönde bir direnç gelişir. Bu durumda bir yapının içindeki stres; birim alan başına düşen kuvvetin miktarı olarak tanımlanır ve kuvvet birimi MPa'dır .
$$\text{Stres} = \frac{\text{Kuvvet}}{\text{Alan}}$$

Üç farklı stres türü vardır;

- **Çekme (Uzama) Stresi:** Ters yönde ve aynı doğrultuda iki kuvvetin cisme uygulanması ile meydana gelen strestir. Uygulanan kuvvetler cismin yapıtaşlarını birbirinden ayırıcı etki yapar.
- **Sıkışma (Basma) Stresi:** Ters yönde ve aynı doğrultuda iki kuvvetin cisme uygulanması ile meydana gelen strestir. Uygulanan kuvvetler ile cismin yapıtaşları birbirine yaklaşmaya zorlanır.
- **Makaslama (Kayma) Stresi:** Birbirine paralel, farklı doğrultuda ve zıt yöndeki iki kuvvetin cisme uygulanması ile oluşur.

Strain(Gerinim)

Gerilim uygulandığında, cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki değişimdir ve cismin fiziksel bir deformasyonu şeklinde tanımlanır. Strain bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür, birimi yoktur.

Strain = şekil değişikliği/Orijinal uzunluk

Elastisite Modülü (Young's Modülü)

Stresin straine oranıdır. Maddenin sertliğiyle orantılıdır ve birimi GPa (Gigapascal)'dır. Maddenin elastisite modülü arttıkça kuvvet karşısında görülen deformasyon azalır.

Elastisite modülü = Stres/Strain

Poisson Oranı(ν)

Elastik sınır içinde yüklemeye dik yöndeki strainin yükleme yönündeki straine oranıdır. Materyallerin **poisson oranı** 0 ile 0,5 aralığında kabul edilir. ($0 < \nu < 0,5$)

Von Mises Stres(Equivalent Stresses)

Uzayabilen materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır ve materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmemizi sağlar. İki veya üç boyutta oluşan stresleri birleştirerek, tek yönde yüklenen materyalin çekme (tensile) dayanıklılığını verir.

Asal Gerilim Değeri(Principal Stresses)

Kırılgan materyallerde (kemik, greft materyalleri, porselenler) oluşan stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları değerlendirmek için kullanılırlar. İki çeşitir;

- En yüksek asal gerilim değeri (*maximum principal stress*), modelde oluşan gerilme (çekme) tip gerilimi ifade eder.
- En düşük asal gerilim değeri(*minimum principal stress*), modelde oluşan sıkışma tip gerilimi ifade eder.

Çekme Dayanımı

Bir materyali uzatma eğiliminde olan bir kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı koyan bir kuvvettir. Cisimler düşük miktardaki kuvvetler karşısında elastik

deformasyona uğrar ve kuvvet ortadan kalktığı zaman eski haline geri dönebilir. Cismin üzerindeki gerilme artarsa kalıcı şekil değişikliğine uğrayarak plastik deformasyon gösterebilir .

Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Avantajları

- Sonlu elemanlar analiz yöntemi ile oldukça karmaşık geometriye sahip cisimler rahatlıkla ve güvenli bir şekilde analiz edilebilir.
- Bağlantı noktası fazla olan cisimler (delikli veya köklere sahip cisimler) rahatlıkla analiz edilebilir.
- Yapısında değişik malzeme ve geometri özelliklerini barındıran cisimler ek bir zorluk çıkartmadan analizleri gerçekleştirilebilir.
- Neden – sonuç ilişkisine bağlı sorunlar, yapının bütününe değil de, küçük bir yapıda çözümlenerek, bütün yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sorunu basite indirerek, sorunların anlaşılmasına ve çözülmesine olanak sağlar.
- Sınır şartları oldukça kolay uygulanır.
- Sonlu eleman stres analiz yöntemi karmaşık yapılarda ve problemlerde sebep – sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkin bir şekilde kullanılabilir. Analitik ve deneysel metotlardan çok daha hassas sonuçlar vermektedir.

Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Dezavantajları

- Analizlerin yapılabilmesi için gerekli olan donanıma sahip bilgisayar ve software programlarının maliyet ücretleri fazladır.
- Gelişen teknolojiyle doğru orantılı olarak mevcut olan software programlarının düzenli olarak güncellenmesi gerekmektedir.
- Bu yöntemler; yapılan araştırmaların doğruluğu, malzeme özelliklerinin sisteme yüklenmesi gibi kilit noktalara bağlıdır.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin uygulanmasındaki temel aşamalar sırasıyla şunlardır:

- Yapının modellenmesi ve elemanlara bölünmesi
- Analiz verilerinin yüklenmesi

- Analizin çözümlenmesi

Yapının modellenmesi ve elemanlara bölünmesi

Analizde kullanılacak tüm yapılar bilgisayar ortamına aktarılarak bir geometrik model oluşturulur. Geometrik modeller bilgisayar destekli tasarım programları kullanılarak elde edilir ve karmaşık yapıların modellenmesinde, üç boyutlu bilgisayarlı tomografi tarayıcısı veya üç boyutlu lazer tarayıcısının- dan faydalanılabilir. Hazırlanan geometrik model mümkün olduğunca fazla sayıda elemana bölünür. Eleman sayısı ne kadar çok olursa analizde gerçeğe o kadar yakın sonuçlar elde edilebilir. Sonlu elemanlar modeli gerçek bir objenin matematiksel modeli olduğundan doğal davranışın tüm detaylarının aktarılması mümkün olmayabilir. Ancak model bilgisayar ortamında olduğu için değişkenler ve yükleme koşulları istenildiği gibi değiştirilebilir. Bu nedenle iyi oluşturulmuş bir matematiksel model, yapılacak analiz için çok değerli bir araçtır.

Analiz verilerinin yüklenmesi

Bu aşamada modellenmesi yapılan elemanların materyal özellikleri, yükleme koşulları ve sınır şartları programa yüklenir. Gereken minimum materyal özellikleri poisson oranı ve young modülü iken inceleme konusuna göre genleşme katsayısı, sürtünme katsayısı, termal iletkenlik gibi değerler de kullanılabilir. Oluşturulan modelin belirli düğüm noktalarından sabitlenmesiyle sağlanan yer değiştirme kısıtlamaları ve yükleme koşulları sınır şartlarını oluşturmaktadır.

Analizin çözümlenmesi

Her elemanın iç çözümlenmesinden tüm yapının çözümlenmesine bilgisayar programları yardımıyla ulaşılır. Analiz sonucunda elde edilen stress değerleri matematiksel hesaplamalar sonucunda edilmektedir ve bu değerlerin varyansı bulunmamaktadır. Bu nedenle bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır. Sonuçlar dikkatli bir şekilde incelenerek yorumlanır. SESA yönteminde stresin sayısal değeri doğru olmayabilir ama stresin hangi bölgede ve ne kadar oluşacağı sorusuna cevap bulunabilmektedir. Sonlu elemanlar stres analiz sonuçlarında önemli olan doğru kesitlerin elde edilip, düğümlerdeki stres miktarlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve diğer örneklerle kıyaslama yapılarak anlamlı sonuçlar elde edilmesidir.

Sonlu elemanlar stres analizi için oluşturulan modellerin farklı yükleme koşullarındaki analizi sonucu farklı değişkenlere ilişkin veriler elde edilebilir. Bu veriler asal gerilimler (principal stresses), eksensel gerilimler (axial stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) olabilir. Veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır.

Kırılgan materyaller (kemik ve porselen gibi) için asal gerilim (principal stress) değerleri önemlidir. Bu verilerden elde edilecek en yüksek asal gerilim (maksimum principal stress) modelde oluşan en yüksek çekme tipi gerilimini, en düşük asal gerilim (minimum principle stress) ise modelde oluşan en yüksek sıkışma tipi gerilimini ifade eder. Metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için ise von Mises stres sonuçları önemlidir. İmplant materyali olarak kullanılan titanyumda oluşan stresler incelenirken özellikle von Mises stresleri değerlendirilir. Von Mises değerleri genel olarak tüm yapıda oluşan makaslama streslerini oluşturan bileşke stres değerleri hakkında da fikir vermektedir. Von Mises stresleri plastik deformasyondan sorumlu distorsiyon enerjisi ile ilgilidir. Yield noktasını tanımlamak için kullanılır. Yield noktası aşıldıktan sonra materyal elastik davranış gösteremez ve daimi deformasyon oluşur. SEA genellikle materyal özellikleri linear elastik varsayıldığı için değerlendirmelerde von Mises streslerine bakılmaktadır.

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi.

Bu çalışmada; aşırı kret rezorbsiyonu olan üst çenede 4 implant üstü tedavi yaklaşımına göre uygulanan implantüstü sabit protezlerde günümüzde kullanılan materyallerin ve farklı güncel materyallerin çene kemiğinde ve implant çevresinde oluşturdukları stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri incelendi. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi.

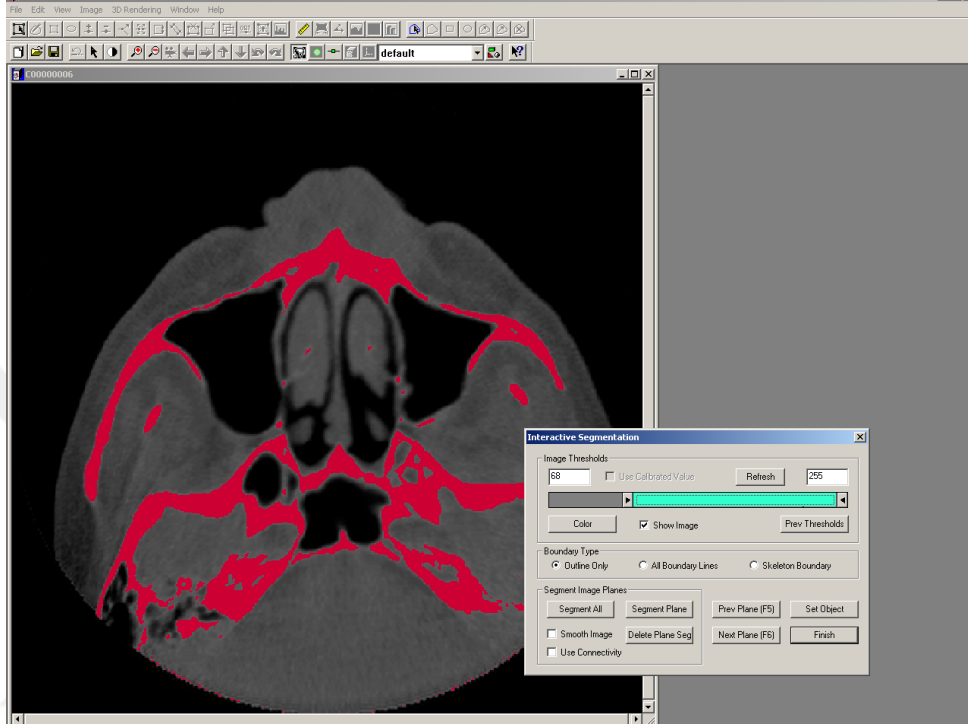
3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Üst çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz bir erişkin çene modeli kullanıldı. Çene modeli Konik Huzme 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. 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.



Şekil 5: Tomografi görüntüsü

3D-Doctor yazılımı 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.

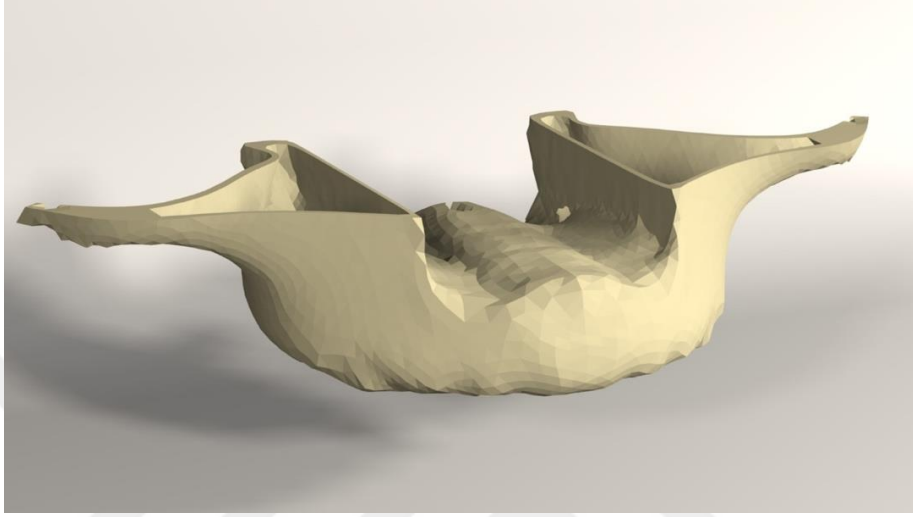


Şekil 6: 3-D Doctor yazılımı görüntüsü

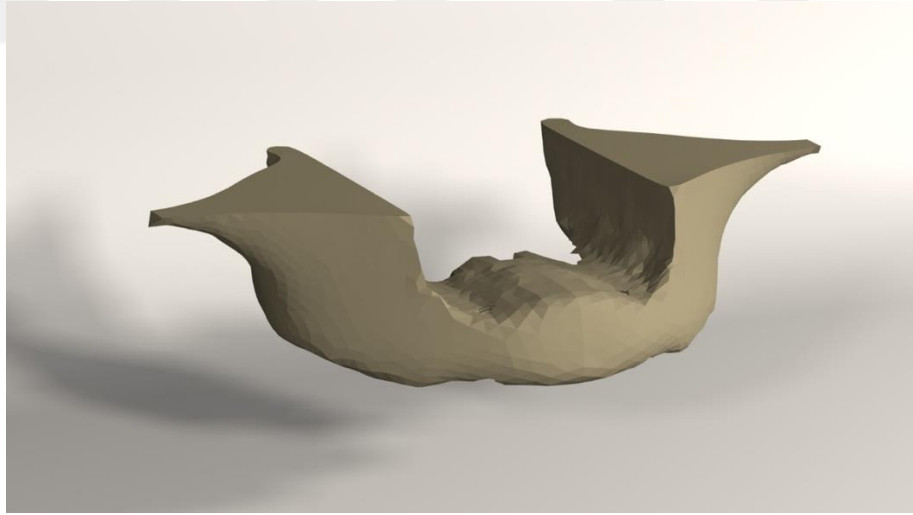
3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler “Complex Render” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildi. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün 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. VR Mesh yazılımında çene modeliyle ilgili boyutsal ve topografik düzenlemeler yapıldı.

U şeklinde orta genişlikte ve orta uzunluktaki alveol kavsi şekli çalışmamızda kullanılmak üzere seçildi. Alveol kretinin genişlik ve uzunluk değerleri olarak ise Bilgin’in çalışmasında bildirdiği tanım aralıklarının orta değerleri seçildi(Bilgin,1989). Modellerin hazırlanması sırasında kullanılan alveol kreti boyutları tabloda verilmiştir.

Modelleme sırasında alveol kreti genişliği 6 mm, yüksekliği 25 mm olarak alınmıştır. 6 mm'lik kret genişliği çizimi yapılırken Bilgin'in çalışmasından yola çıkarak kret tepesinden geçen çizginin içine ve dışına üçer milimetrelik mesafe bırakılmıştır. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra "3d Complex Render" yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu.



Şekil 7: Maxilla kemik dokusu

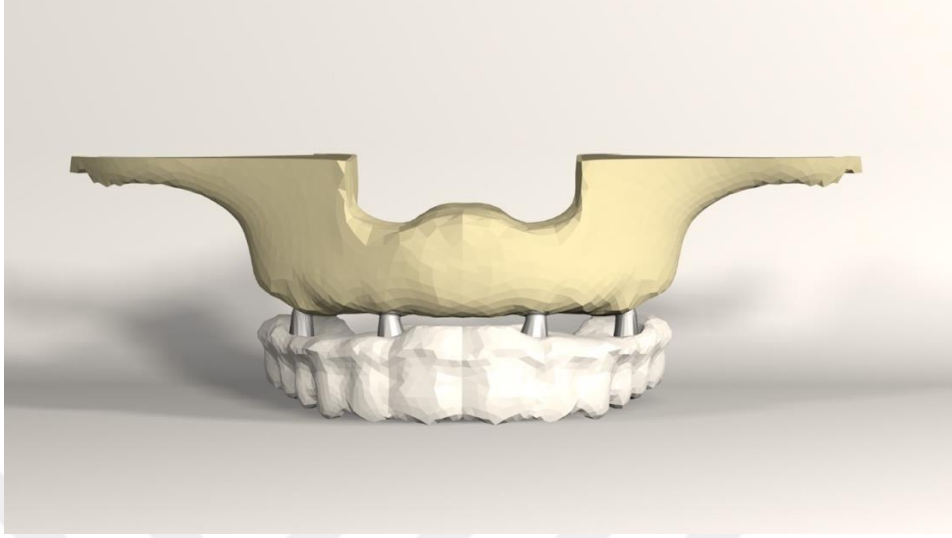


Şekil 8: Spongioz kemik

Kemik dokusundan offset yöntemi ile spongioz kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu.

Bu şekilde maxilla kortikal kemik, spongioz kemik protez alt parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtabilecek biçimde modele taşındı. Yapılan

modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu.



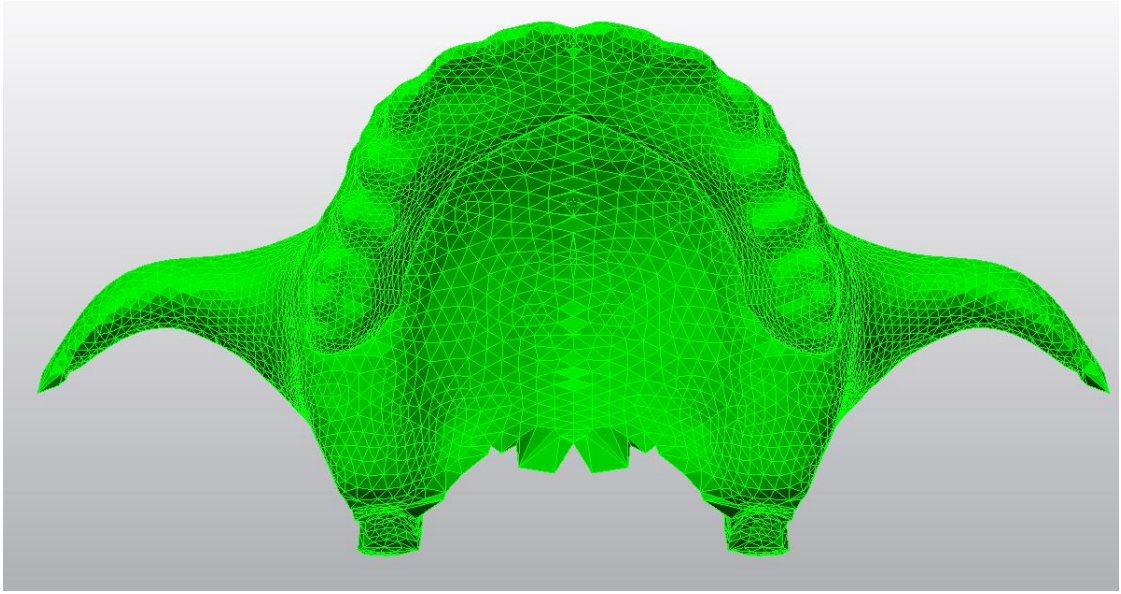
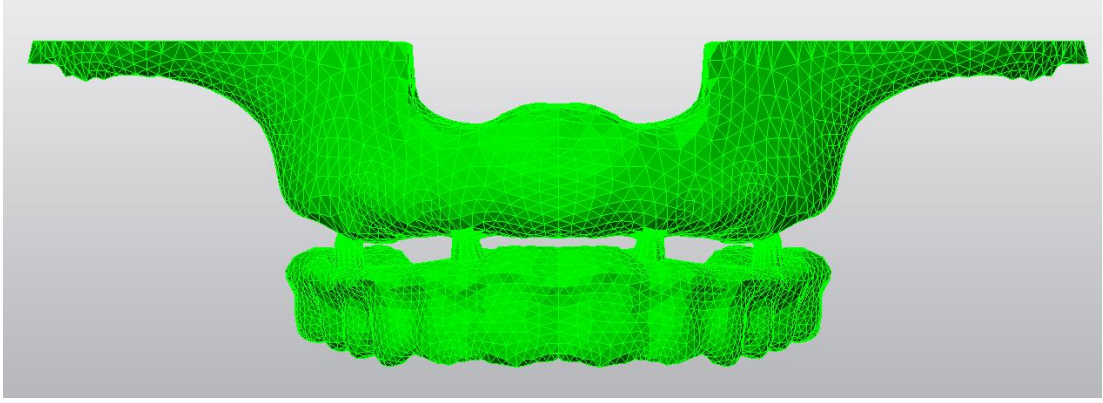
Şekil 9: Maxilla modeli

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



Şekil 10: Activity 880 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 aktarılmıştır. Rhino'da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı.



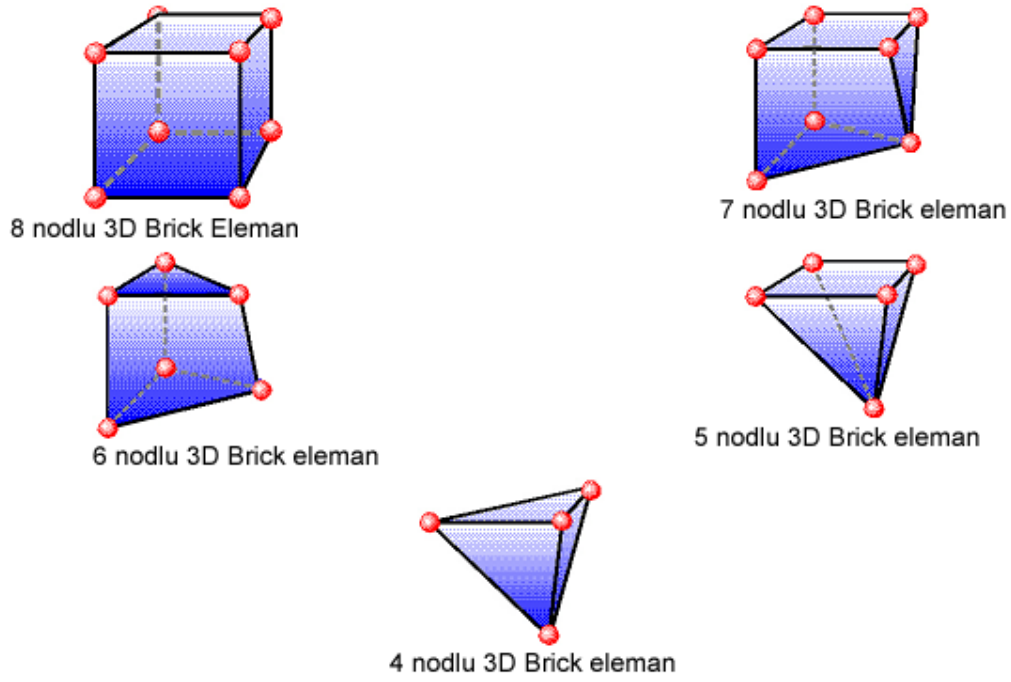
Şekil 11-12: Rhino'da yapılan modellemelerin 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılması

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 maksillaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir (Tablo 1).

Tablo 1. Elastiklik modülü ve poisson oranları (Değerler üretici firmalardan elde edilmiştir.)

	Elastik Modülü (Young Modulus) (MPa)	Poisson Oranı (Poisson's Ratio)
Kortikal kemik	13700	0.30
Trabeküler kemik (D3)	1370	0.30
Titanyum (implant)	110000	0.35
Peek alt yapı	3500	0.36
Ti alt yapı	110000	0.28
Zirkon alt yapı	205000	0.22
Pekk alt yapı	5100	0.25
Fiber alt yapı (FRP)	19100	0.22
Akrilik rezin	2700	0.35
Kompozit rezin	12000	0.33
Porselen	68900	0.28

Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir. Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemi zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır.(Resim 3.9)



Şekil 13. 4, 5, 6, 7, 8 node'lu 3 boyutlu elemanlar

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir:

- **Düğüm sayısı = 98349**
- **Eleman sayısı = 489196**

Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir.

3.2. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi

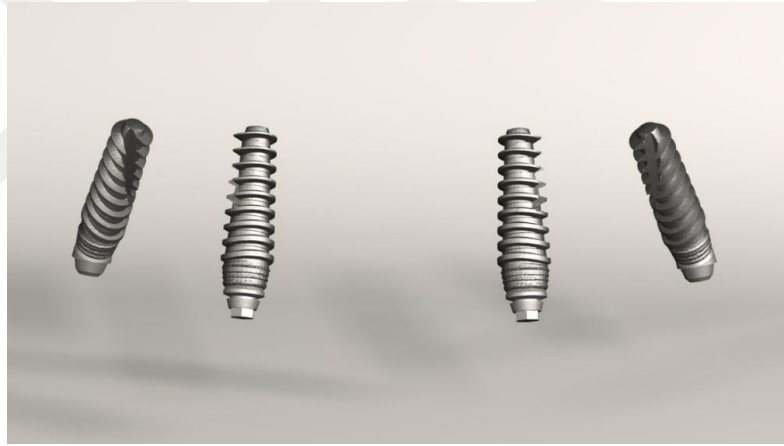
Çalışmada tedarik edilen implant ve protez parçaları SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak tarandı. .stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi.

Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı.

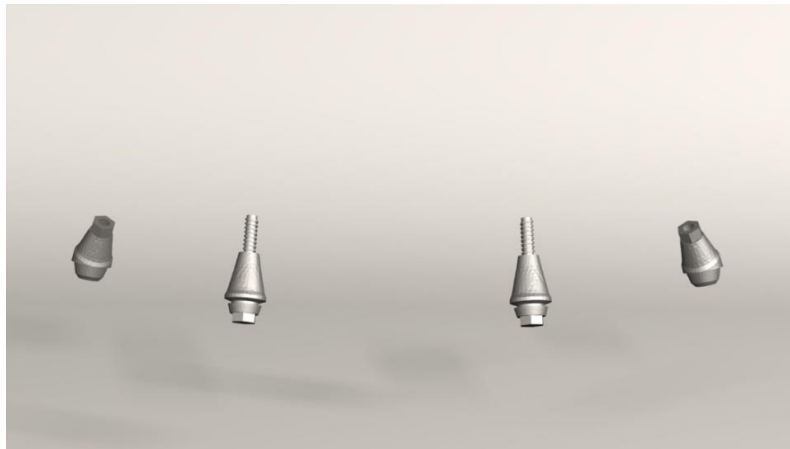
Seçilen implantlar anterior bölge için 4.3 mm çap, 13 mm uzunlukta, posterior bölge için 4.3 mm çap, 13 mm uzunlukta bone level implantlardır(Nobel Biocare, Switzerland).

Protetik vida deliğinin uygun şekilde pozisyonlandırılabilmesi için anterior implantlarda abutmentlar 0° , distal implantlarda implantın uzun aksına göre 30° açılı multiunit abutmentlar kullanıldı.

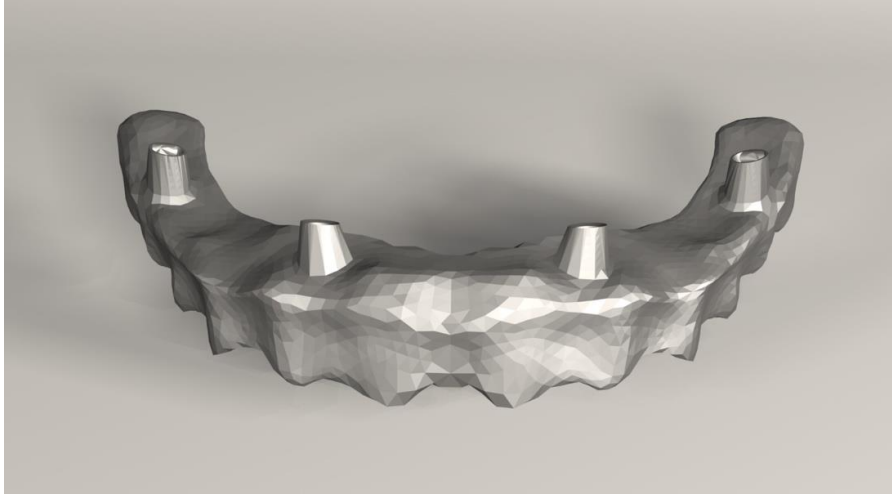
All-on-Four konseptine uygun olarak 4 implantlı bir model bilgisayar ortamında 3 boyutlu olarak hazırlandı. ve bu model üzerinde iki implant kretin anterior bölgesine aksiyel, diğer iki implant kretin posterioruna açılı (30°) yerleştirildi. Yerleştirilen implantlar üzerine okluzal vidalı hibrit protez modellendi.



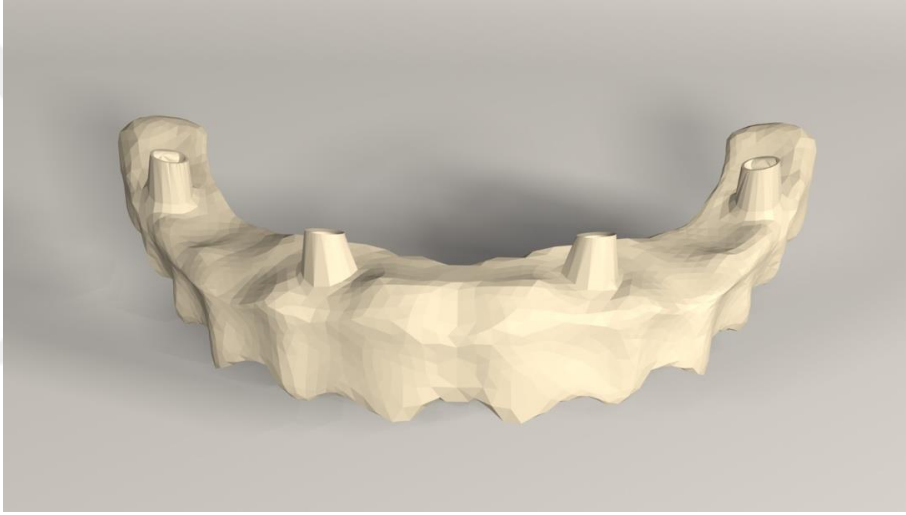
Şekil 14: Modellenen implantlar



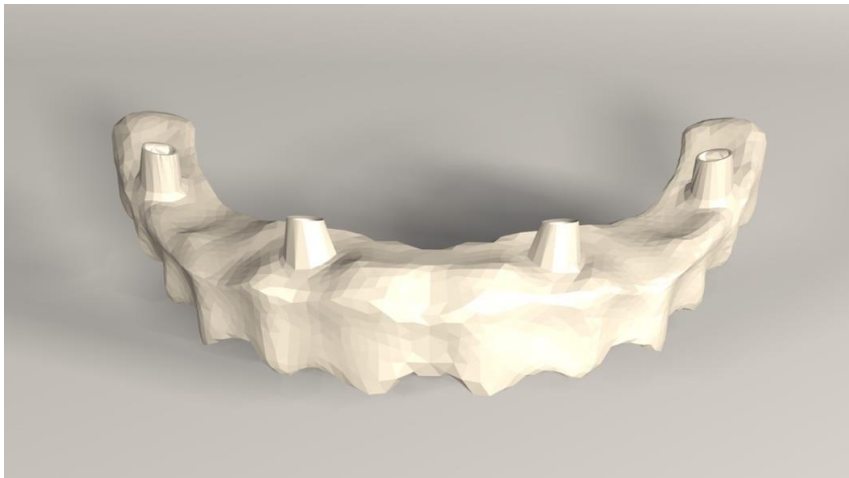
Şekil 15: Modellenen 0° ve 30° multiunit abutmentler



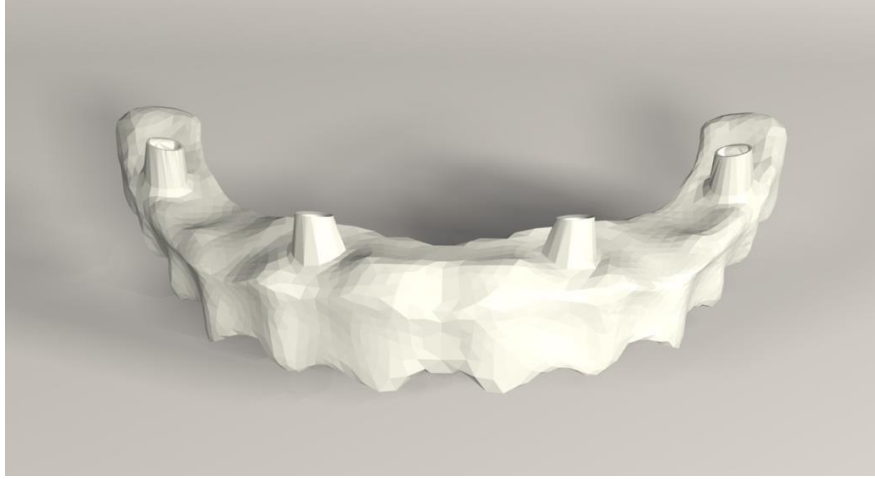
Şekil 16: Titanyum altyapı



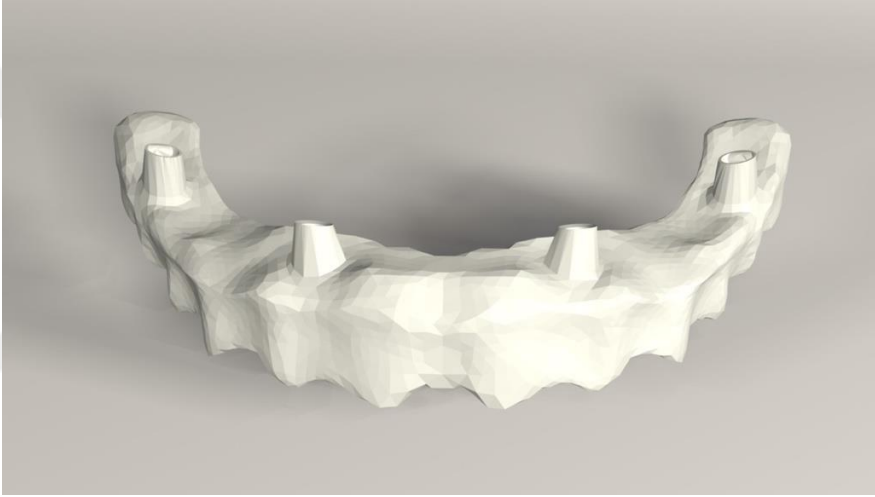
Şekil 17: Peek alt yapı



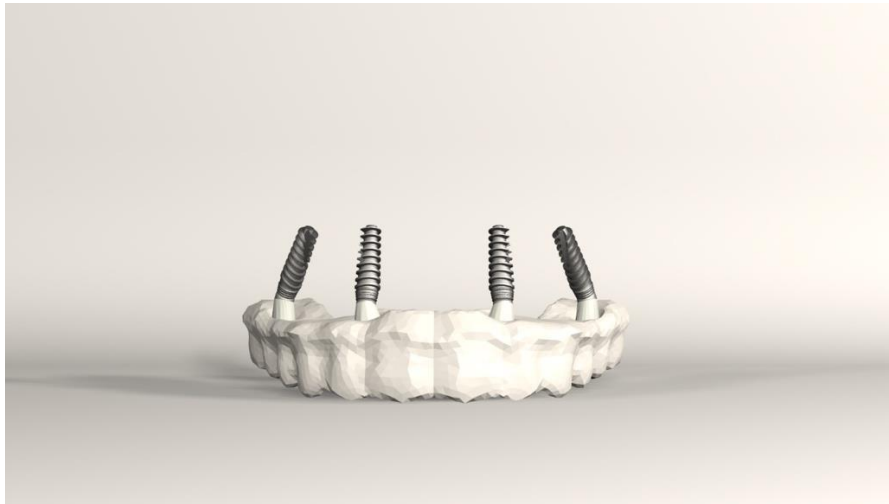
Şekil 18: Zirkon alt yapı



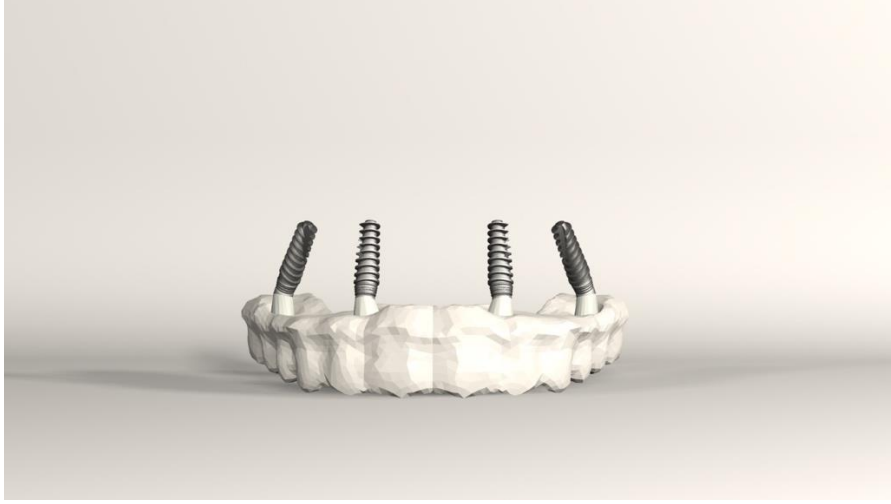
Şekil 19: Pekk alt yapı



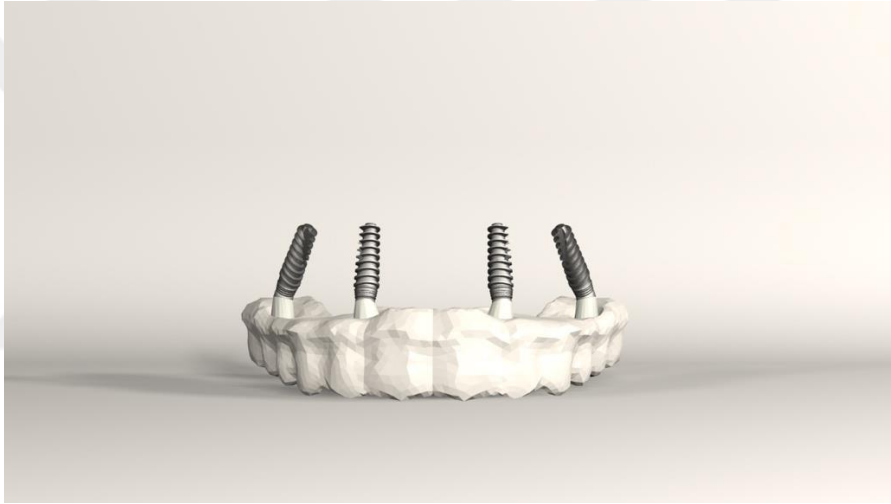
Şekil 20: FRP alt yapı



Şekil 21: Akrilik rezin yapay dişli model



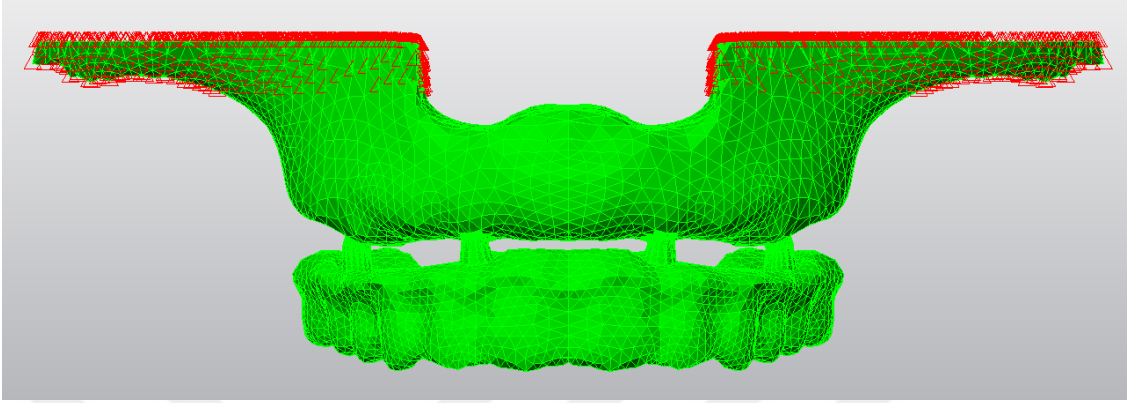
Şekil 21: Kompozit rezin yapay dişli model



Şekil 23: Porselen yapay dişli model

3.3. Sınır Koşulları

Model çene kemiğinin alt kısmından her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir.

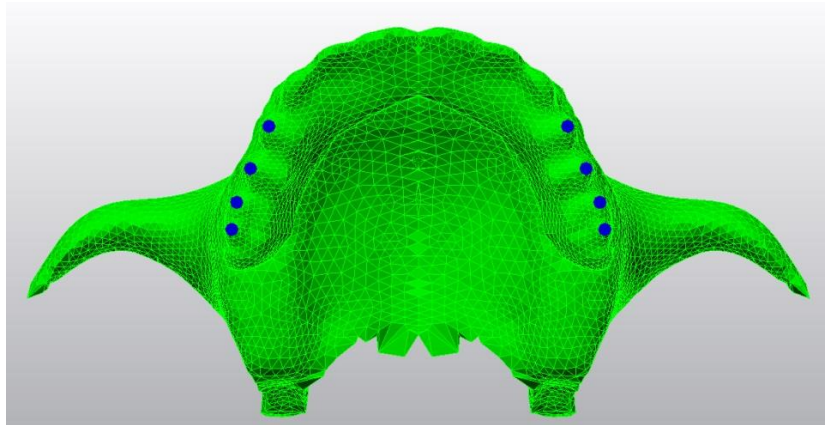


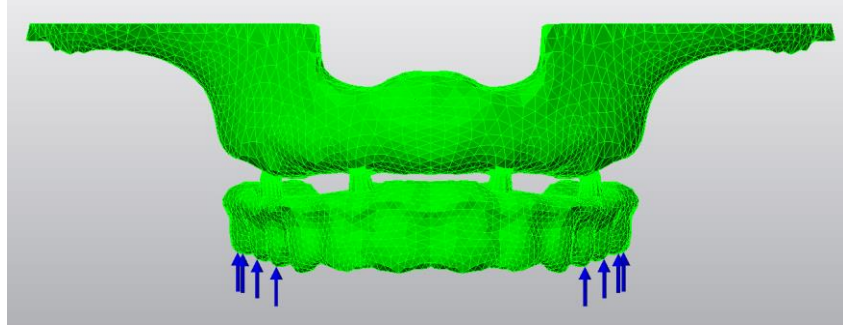
Şekil 24: Modelin sınır koşulları

3.4. Modelin Yükleme Koşulları

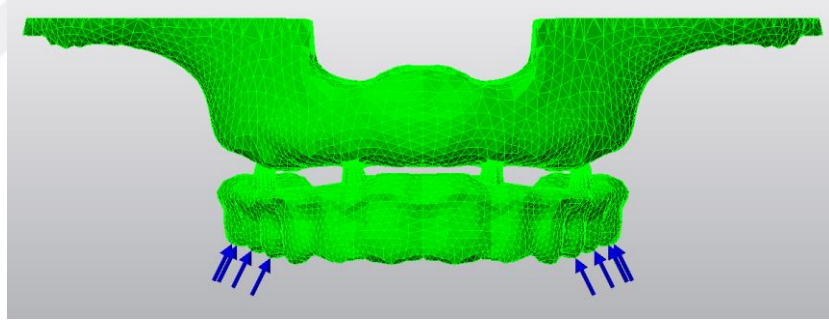
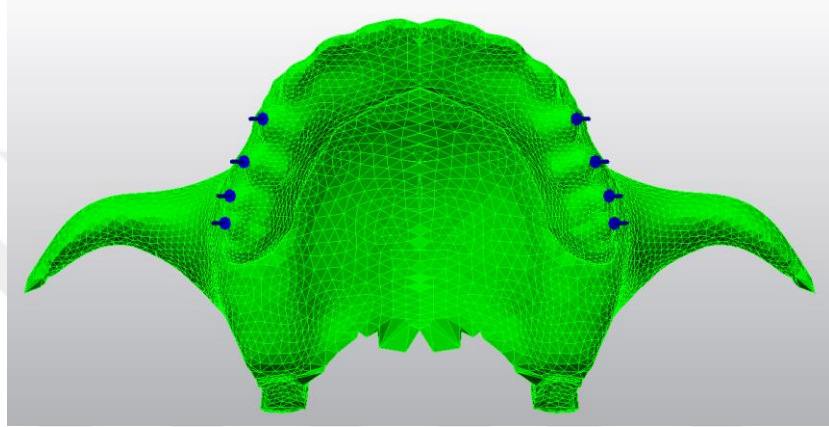
Posterior dişlerden dik ve 30 derece bukkal palatinal yönde oblik 150 N yükleme yapıldı.

Yapılan çalışmada, 3 farklı protez üst yapısı ile (akrilik rezin, kompozit rezin ve porselen) ile 5 farklı alt yapı malzemesinde (titanyum, peek, pekk, zirkon ve fiber trinia) 15 tane modele iki farklı kuvvet yönünde (150N dik ve 150N 30 derece oblik) yükleme koşulunda toplamda 30 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir.





Şekil 25-26: Dik kuvvet



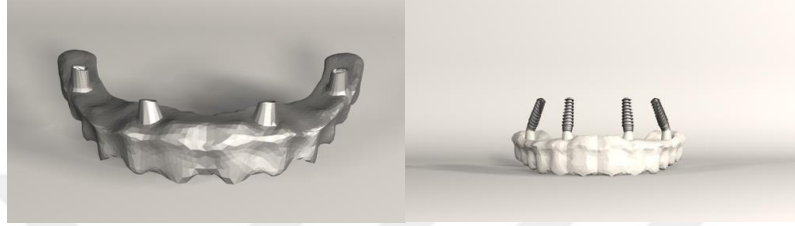
Şekil 27-28: Oblik kuvvet

1.Model



Şekil 29: Zirkonyum alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model

2.Model



Şekil 30: Titanyum alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model

3.Model



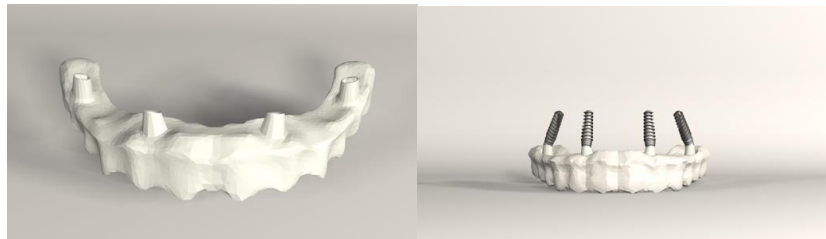
Şekil 31: Peek alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model

4.Model



Şekil 32: Pekk alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model

5.Model



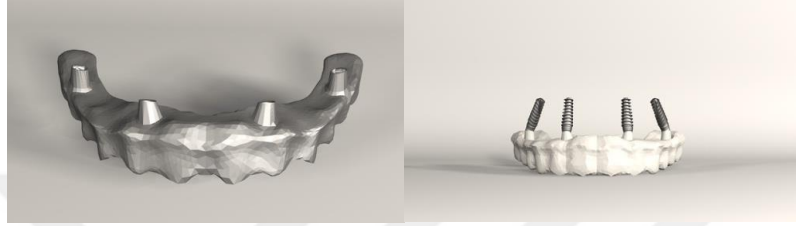
Şekil 33: FRP alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model

6.Model



Şekil 34: Zirkonyum alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model

7.Model



Şekil 35: Titanyum alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model

8.Model



Şekil 36: Peek alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model

9.Model



Şekil 37: Pekk alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model

10.Model



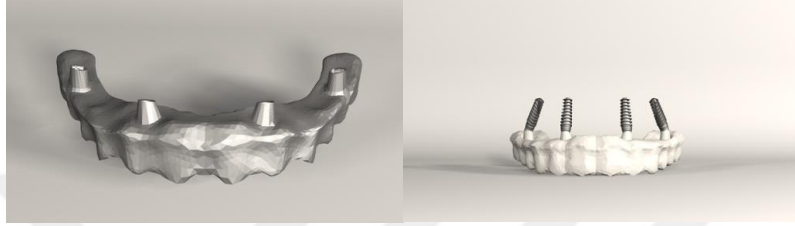
Şekil 38: FRP alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model

11.Model



Şekil 39: Zirkonyum alt yapı-porselen yapay dişli model

12.Model



Şekil 40: Titanyum alt yapı-porselen yapay dişli model

13.Model



Şekil 41: Peek alt yapı-porselen yapay dişli model

14.Model



Şekil 42: Pekk alt yapı-porselen yapay dişli model

15.Model



Şekil 43: FRP alt yapı-porselen yapay dişli model

4. BULGULAR

Çalışmamızda, dört implant üzeri tedavi konseptine göre yerleştirilen implantlar üzerine 3 farklı protez üst yapı materyali(akrilik rezin, kompozit rezin ve porselen) ve 5 farklı alt yapı materyali(Ti, PEEK, PEKK, Zr ve FRP) kullanılarak tasarlanan protetik restorasyonların posterior bölgeden dik ve oblik(150N dik ve 150N 30 derece oblik) yükleme altında, kortikal kemikte ve trabeküler kemikte oluşan basma ve çekme stresleri ile implant, abutment ve alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri stres değerleri, dağılım grafikleri ve tablolar kullanılarak gösterilmiştir.

4.1. Kortikal Kemik Ait Bulgular

4.1.1. Kortikal Kemikte Seçili Düşüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress)

1. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemede, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 8,437489 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,573296 MPa değerindedir (Şekil 44).

Oblik yüklemede, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 8,100698 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,898197 MPa değerindedir (Şekil 45).

2. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemede, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 8,912924 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,486056 MPa değerindedir (Şekil 46).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 7,678117 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek mesial bölgede ve 3,337221 MPa değerindedir (Şekil 47).

3. Model'e Ait Bulgular(PEEK alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 11,286631 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 2,695462 MPa değerindedir (Şekil 48).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek distal bölgede ve 4,167842 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek mesial bölgede ve 6,242358 MPa değerindedir (Şekil 49).

4. Model'e Ait Bulgular(PEKK alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 11,798368 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 2,665518 MPa değerindedir (Şekil 50).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek distal bölgede ve 3,484428 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek mesial bölgede ve 6,160030 MPa değerindedir (Şekil 51).

5. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 11,311627

MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 2,610333 MPa değerindedir (Şekil 52).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 4,897229 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek mesial bölgede ve 5,518477 MPa değerindedir (Şekil 53).

6. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 8,393099 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,593766 MPa değerindedir (Şekil 54).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 7,935253 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,868577 MPa değerindedir (Şekil 55).

7. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 8,730086 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,525786 MPa değerindedir (Şekil 56).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 7,393597 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler

incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 3,059707 MPa değerindedir (Şekil 57).

8. Model'e Ait Bulgular(PEEK alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 8,959908 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 2,703036 MPa değerindedir (Şekil 58).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek distal bölgede ve 2,711587 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek mesial bölgede 4,440336 MPa değerindedir (Şekil 59).

9. Model'e Ait Bulgular(PEKK alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 9,446332 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 2,655310 MPa değerindedir (Şekil 60).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek distal bölgede ve 2,531336 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek mesial bölgede ve 4,482396 MPa değerindedir (Şekil 61).

10. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 9,922880 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 2,546247 MPa değerindedir (Şekil 62).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 4,185813 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek mesial bölgede ve 4,337263 MPa değerindedir (Şekil 63).

11. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı- porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 8,260996 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,665105 MPa değerindedir (Şekil 64).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 7,472071 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,755081 MPa değerindedir (Şekil 65).

12. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 8,297819 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,643173 MPa değerindedir (Şekil 66).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 6,830380 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,844116 MPa değerindedir (Şekil 67).

13. Model'e Ait Bulgular(PEEK alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 7,421310

MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,789586 MPa değerindedir (Şekil 68).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 3,744281 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,955913 MPa değerindedir (Şekil 69).

14. Model'e Ait Bulgular(PEKK alt yapı-porselen yapay dişli model)

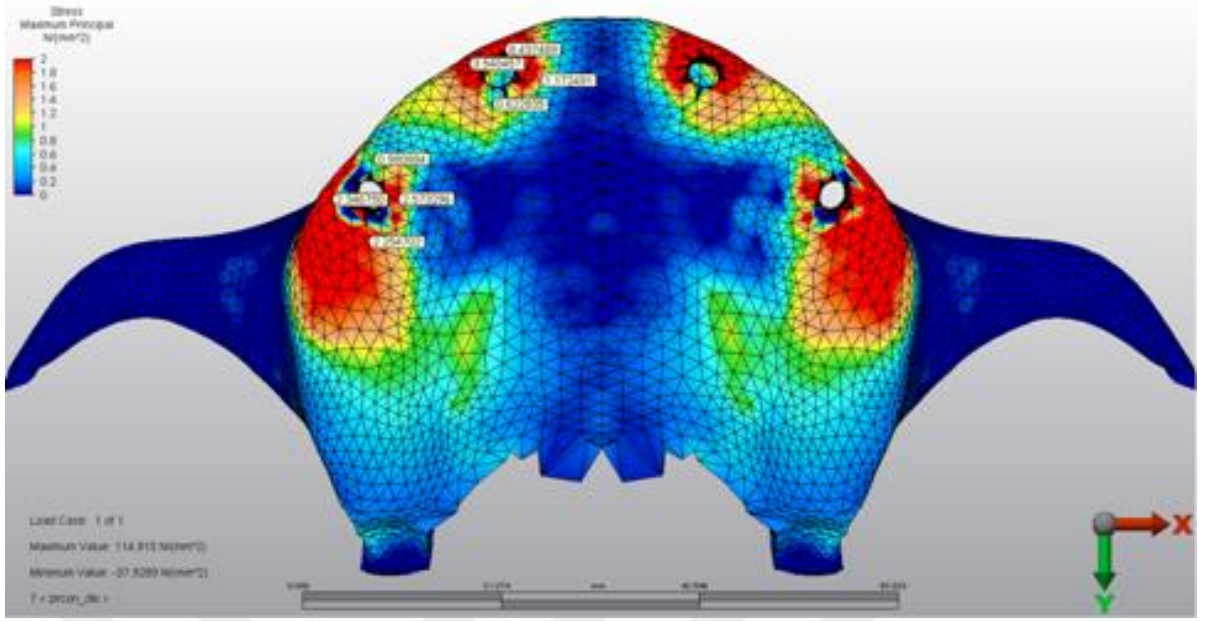
Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 7,609740 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,750841 MPa değerindedir (Şekil 70).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 3,644717 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 3,019170 MPa değerindedir (Şekil 71).

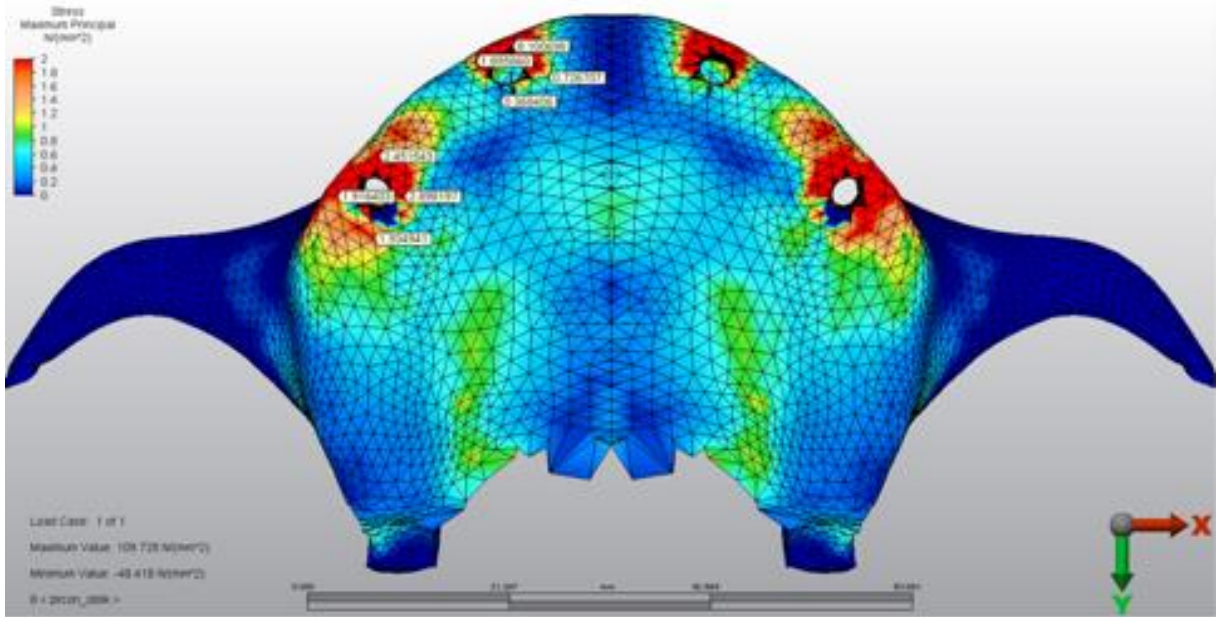
15. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 8,216314 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,651052 MPa değerindedir (Şekil 72).

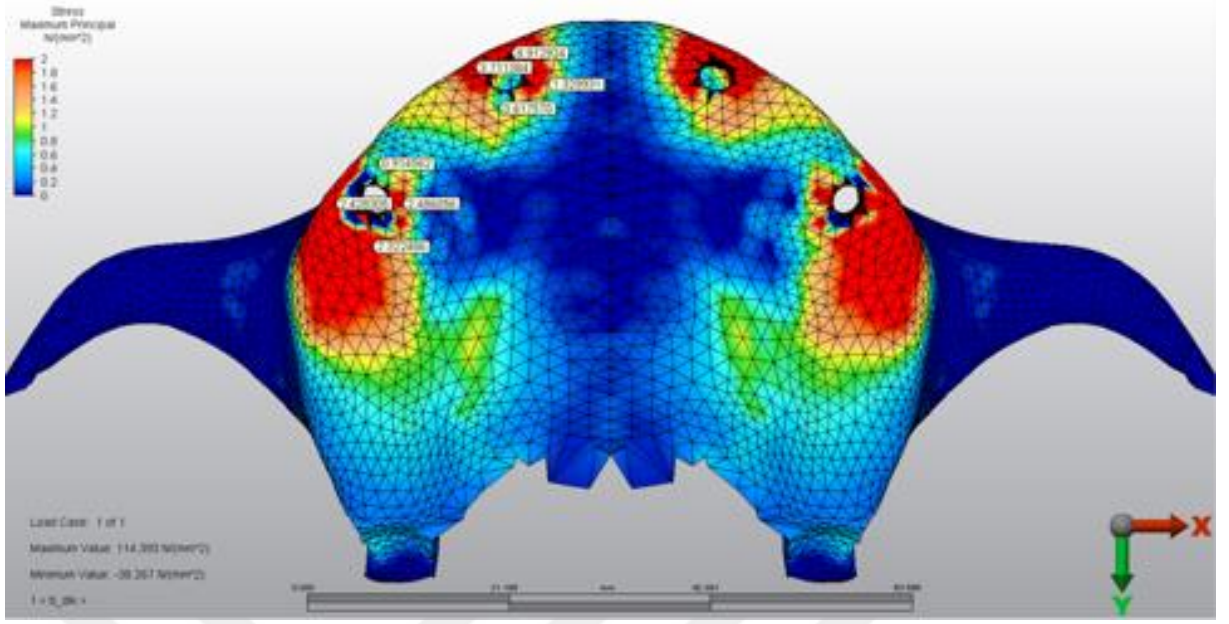
Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 4,466717 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 3,019170 MPa değerindedir (Şekil 73).



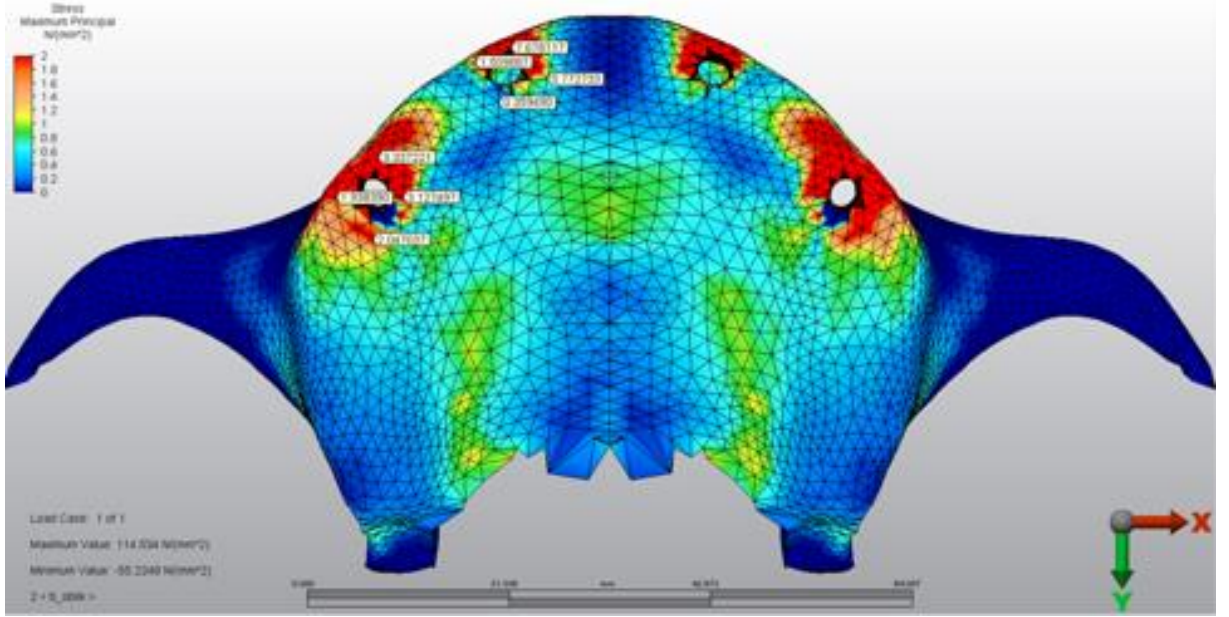
Şekil 44: 1.Model'de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



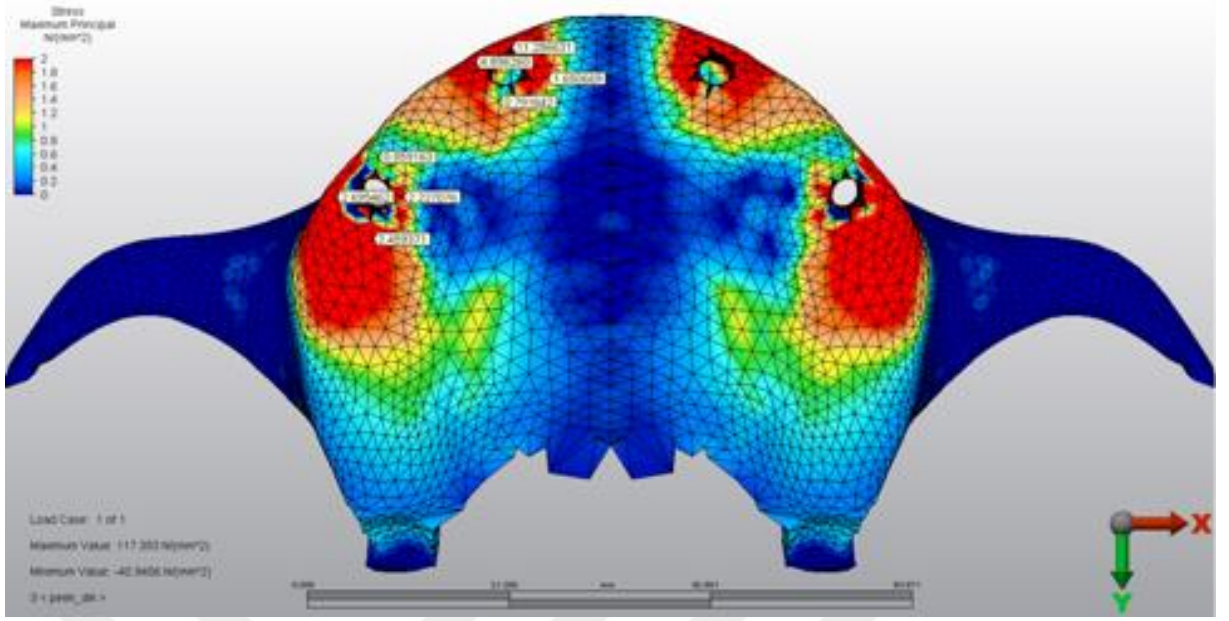
Şekil 45: 1.Model'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



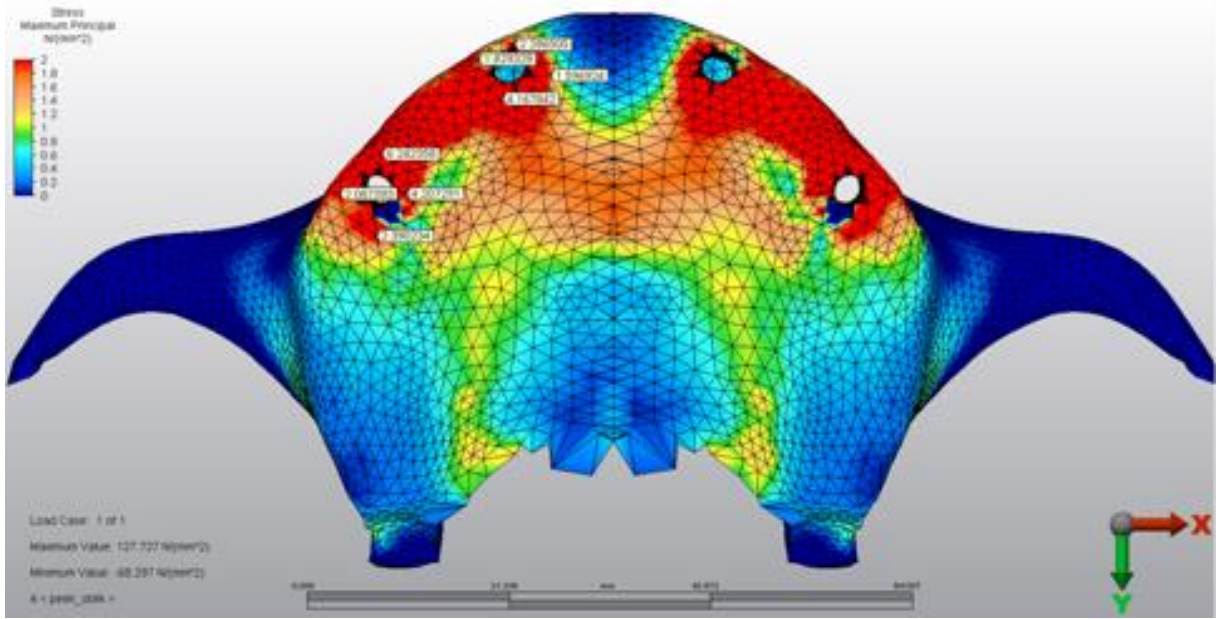
Şekil 46: 2.Model'de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{\max})



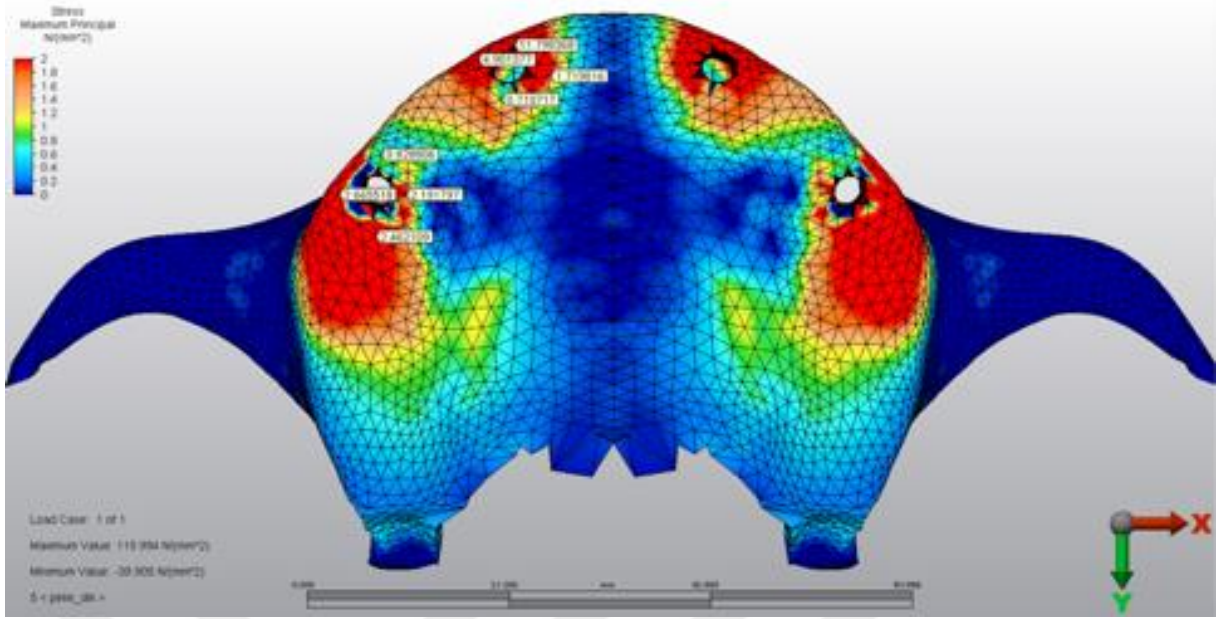
Şekil 47: 2.Model'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{\max})



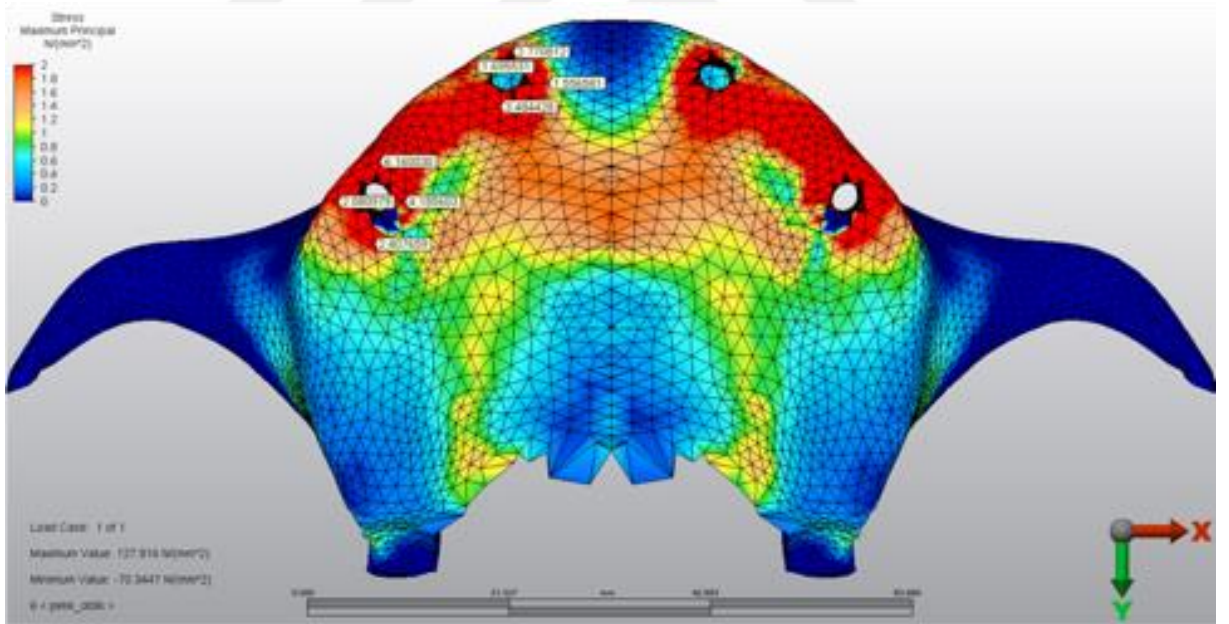
Şekil 48: 3.Model’de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{\max})



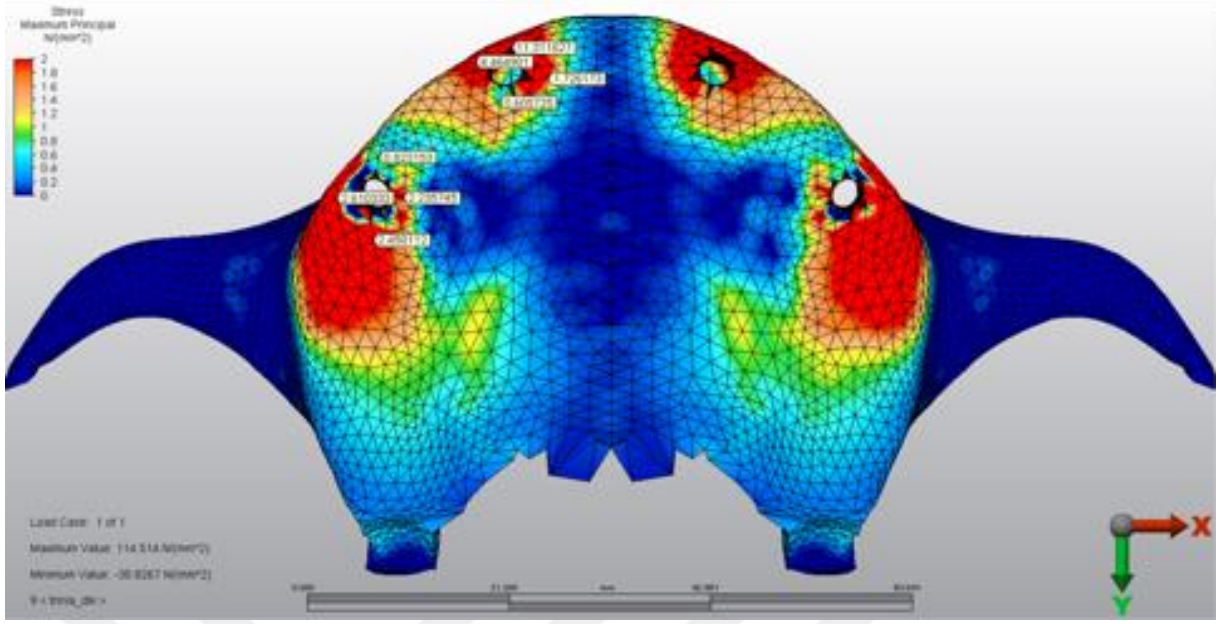
Şekil 49: 3.Model’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{\max})



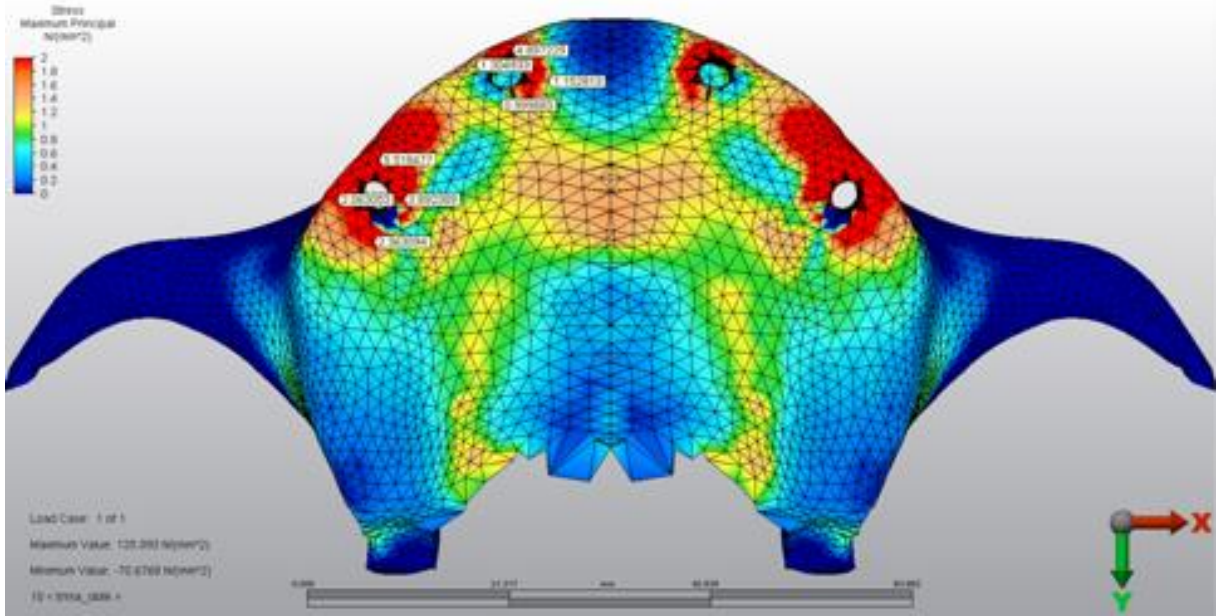
Şekil 50: 4.Model’de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{\max})



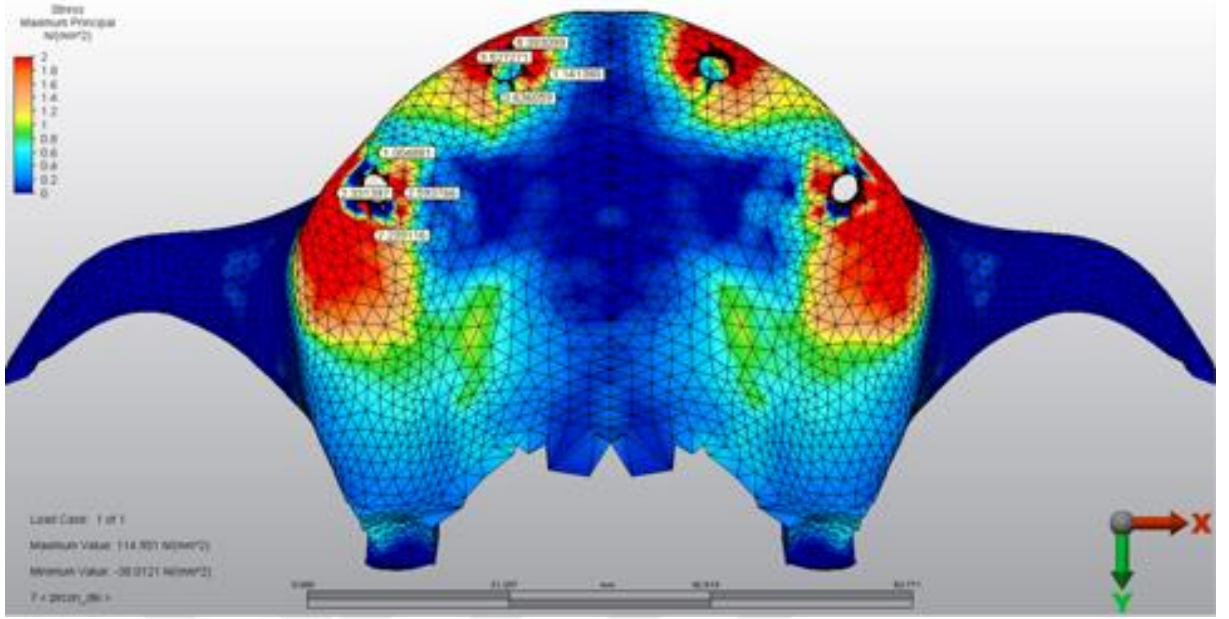
Şekil 51: 4.Model’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{\max})



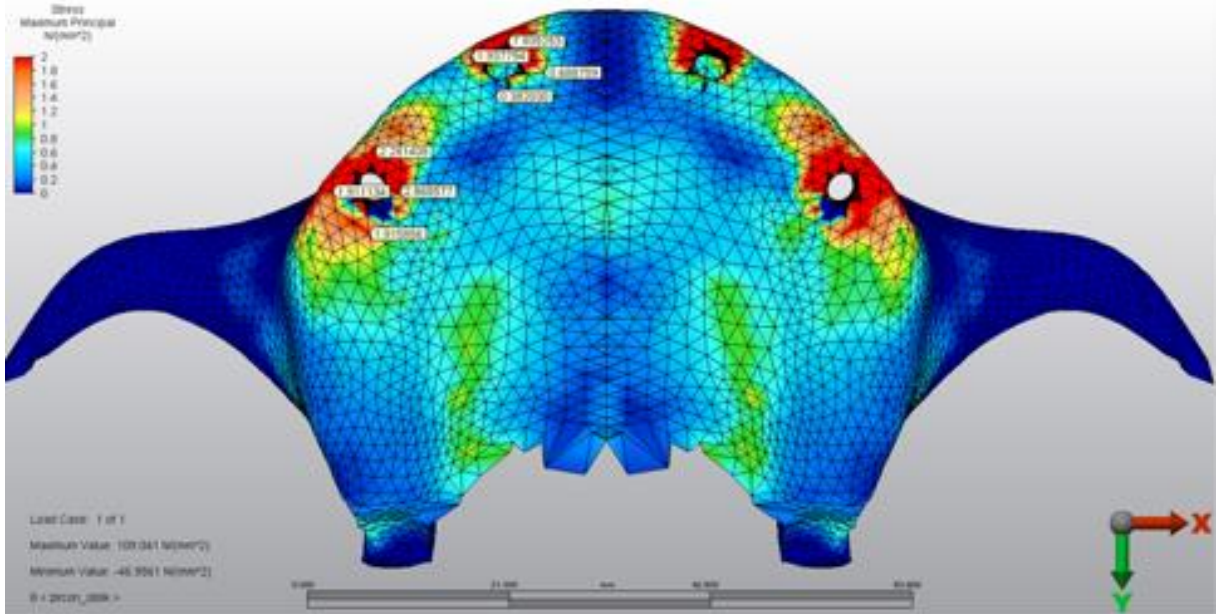
Şekil 52: 5.Model’de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



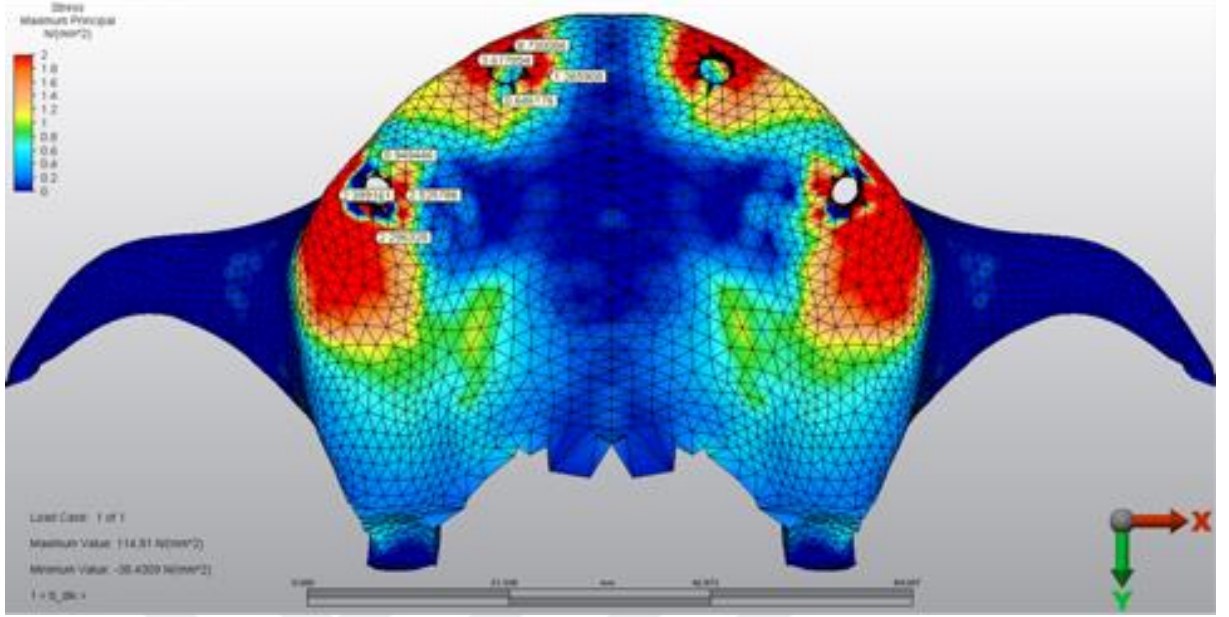
Şekil 53: 5.Model’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



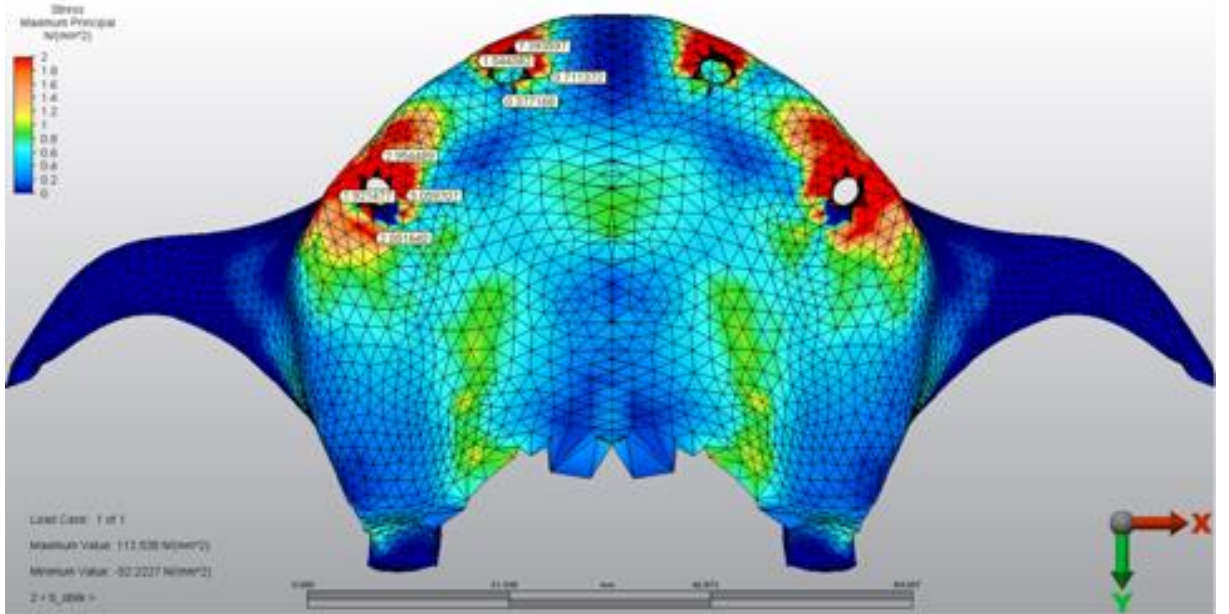
Şekil 54: 6.Model’de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



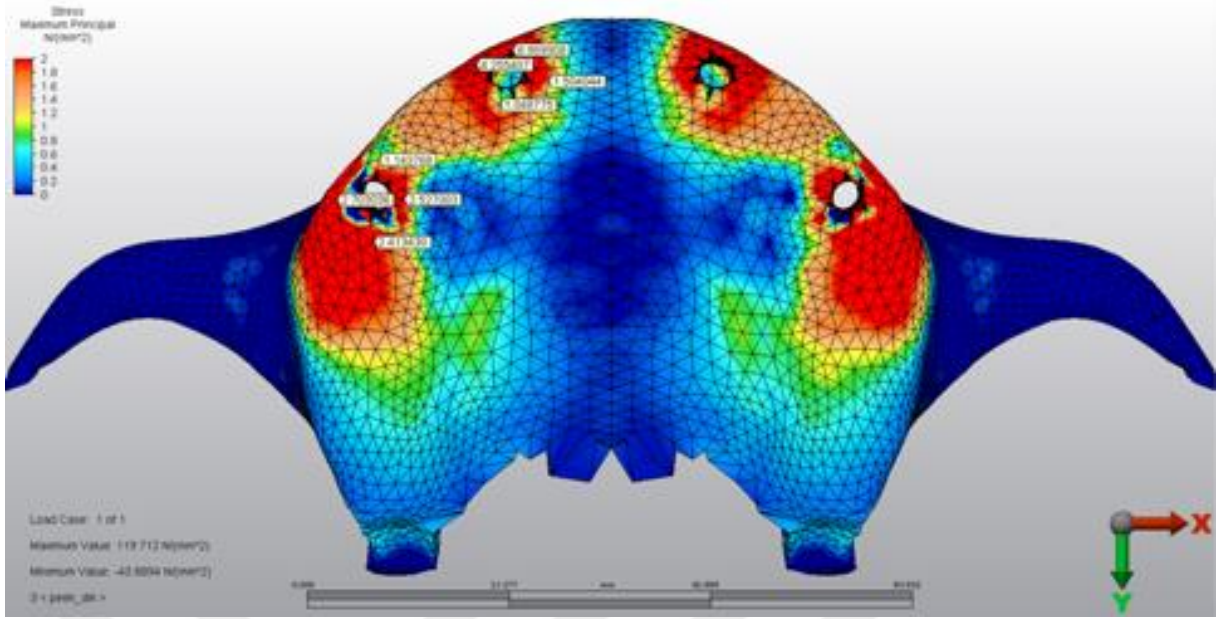
Şekil 55: 6.Model’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



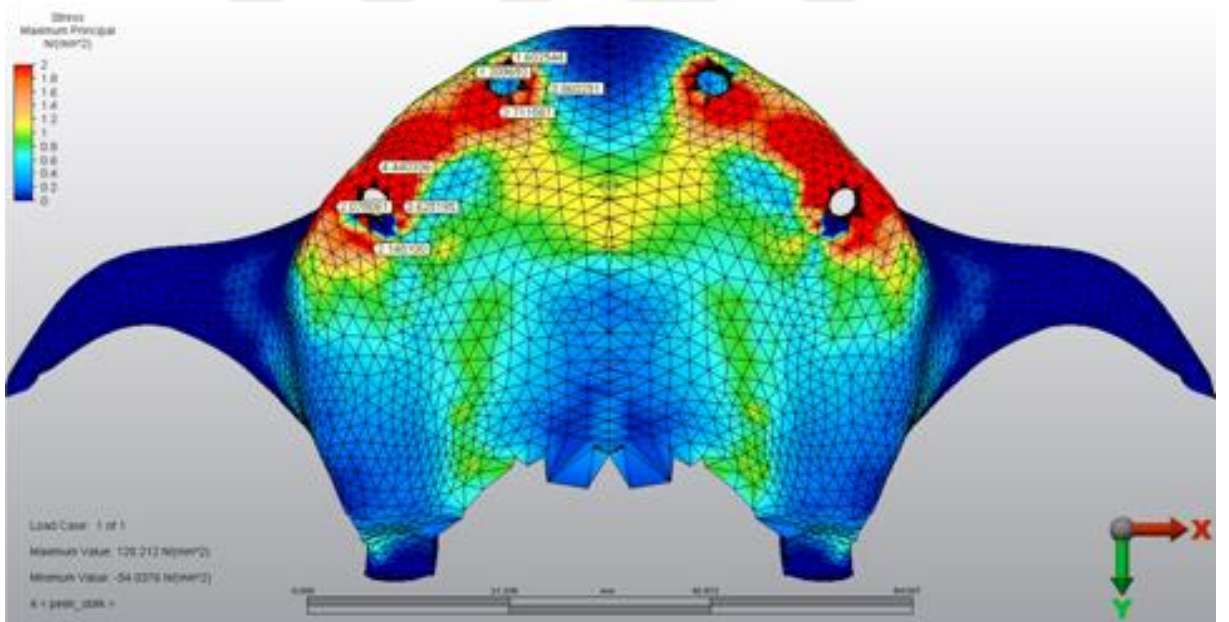
Şekil 56: 7.Model’de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{\max})



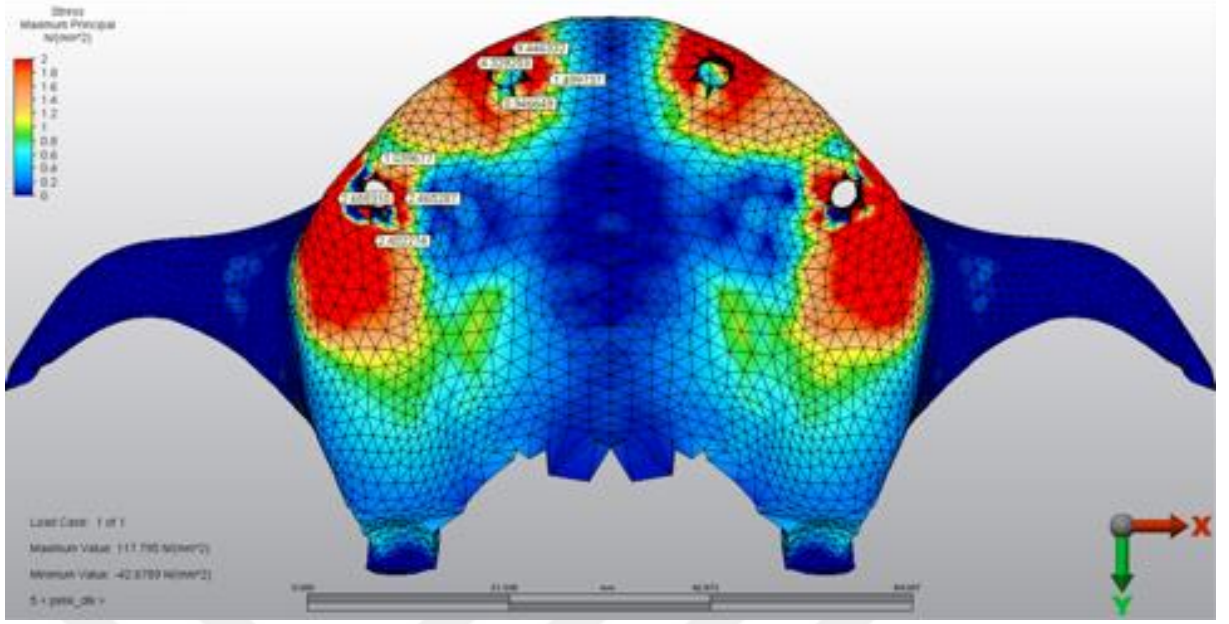
Şekil 57: 7.Model’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{\max})



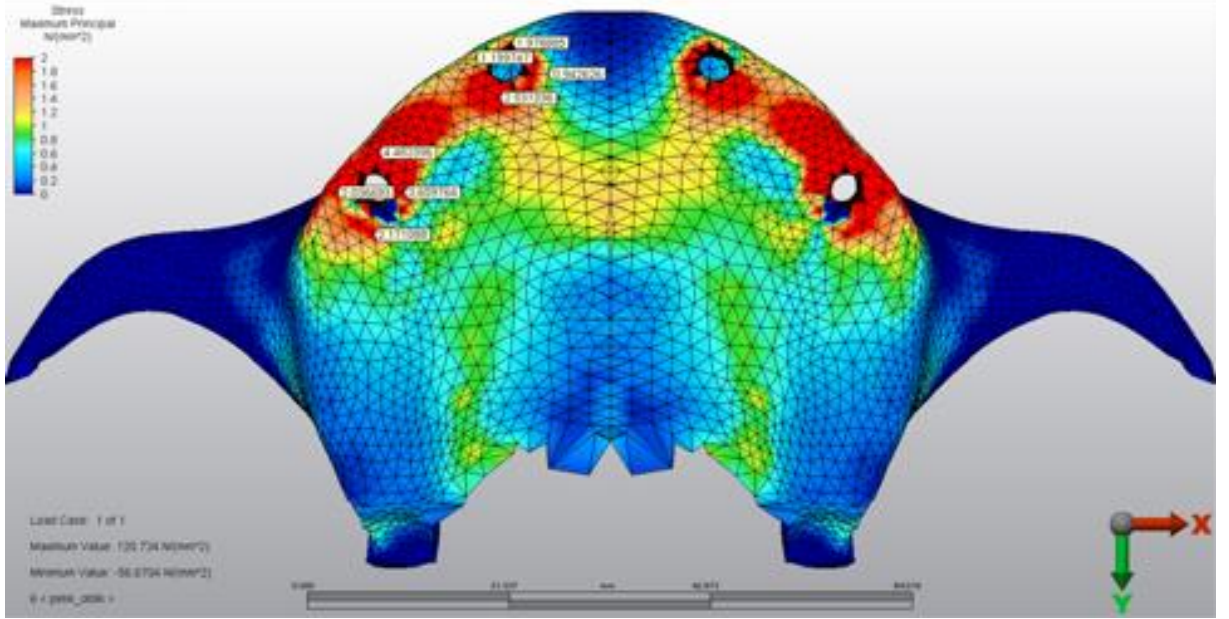
Şekil 58: 8.Model’de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



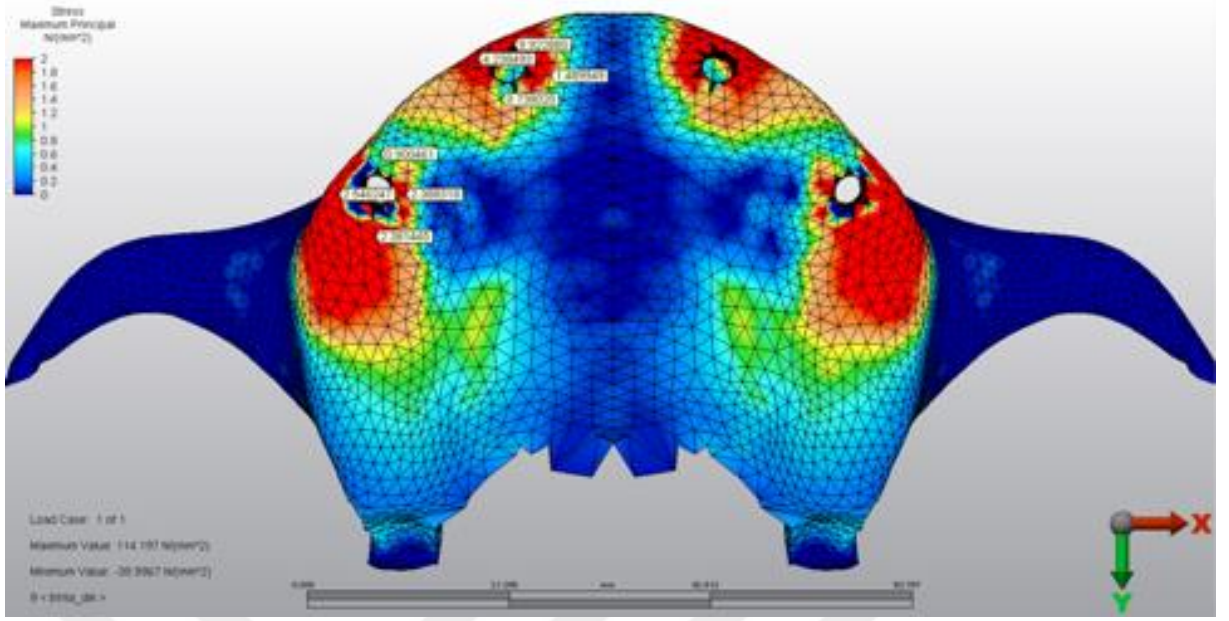
Şekil 59: 8.Model’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



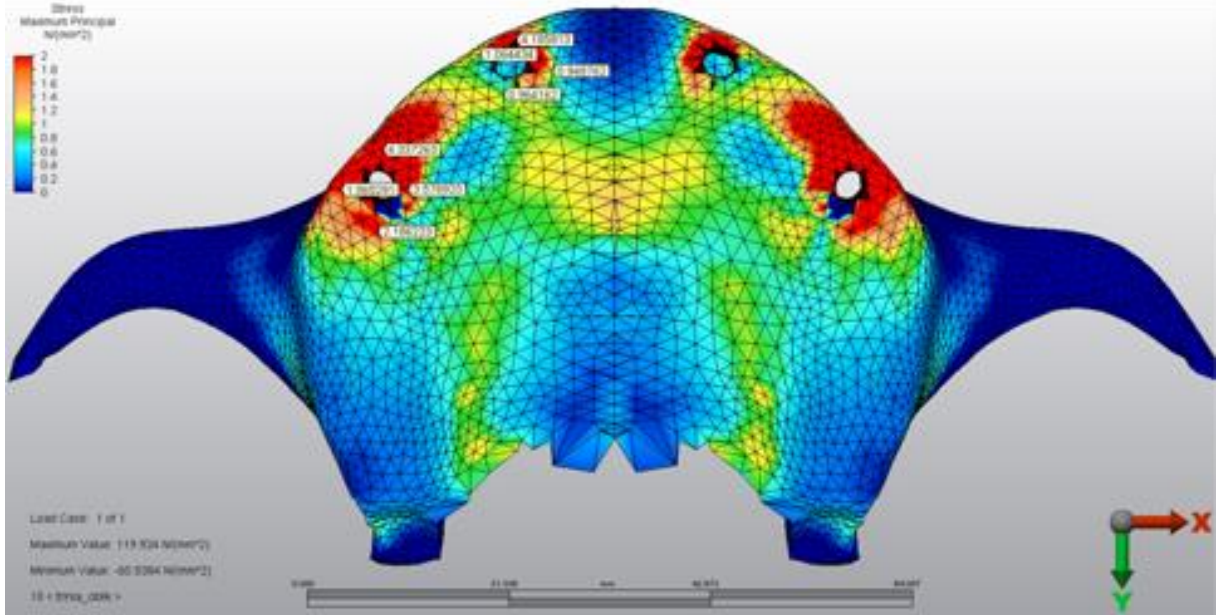
Şekil 60: 9.Model'de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



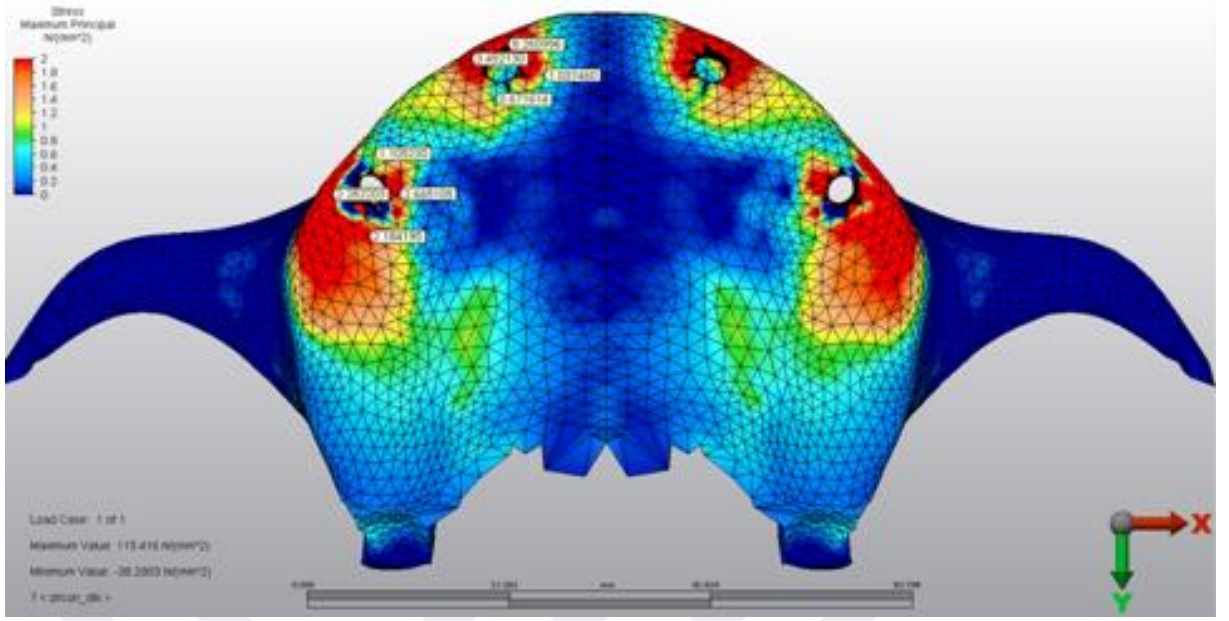
Şekil 61: 9.Model'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



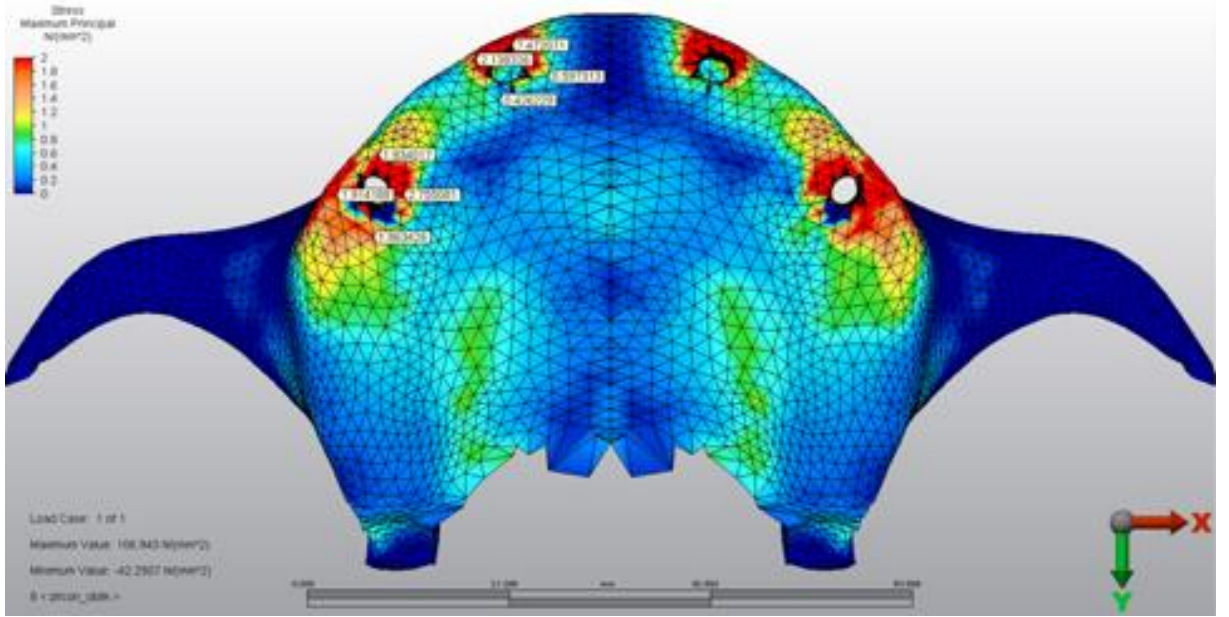
Şekil 62: 10.Model'de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



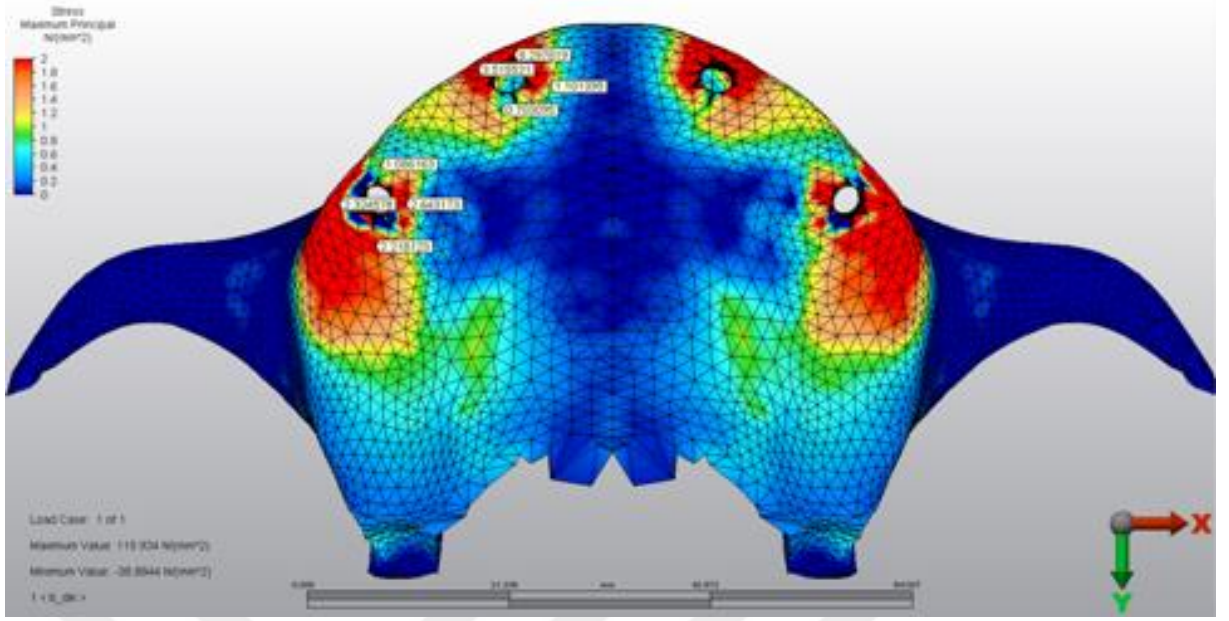
Şekil 63: 10.Model'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



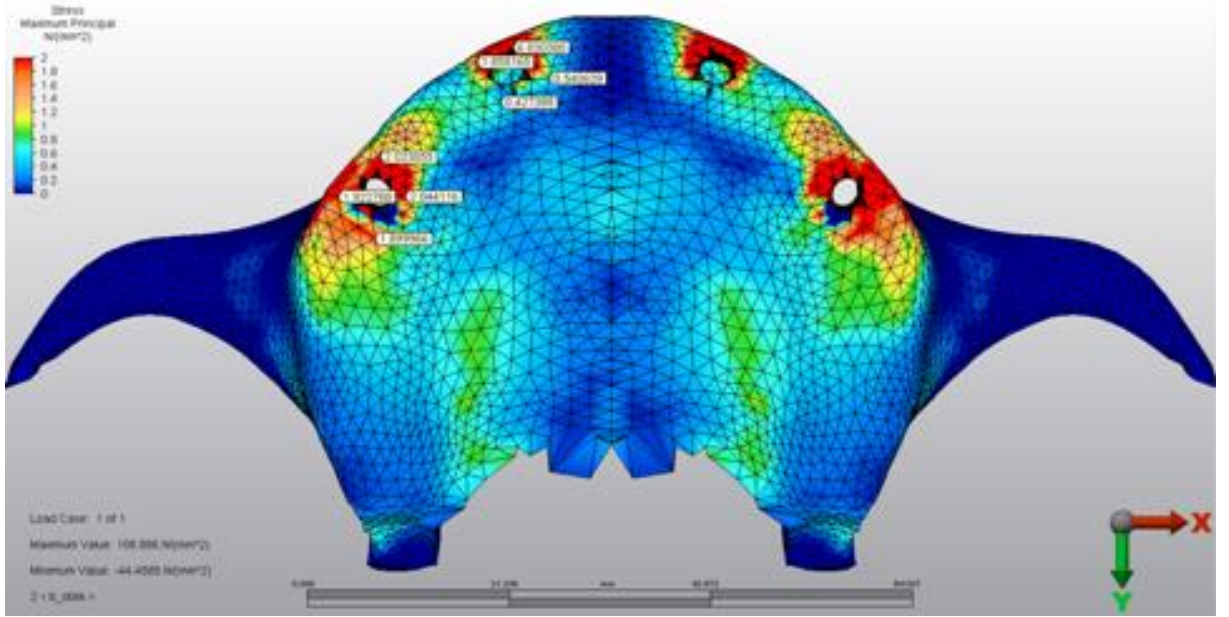
Şekil 64: 11.Model'de dik yüklemede kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



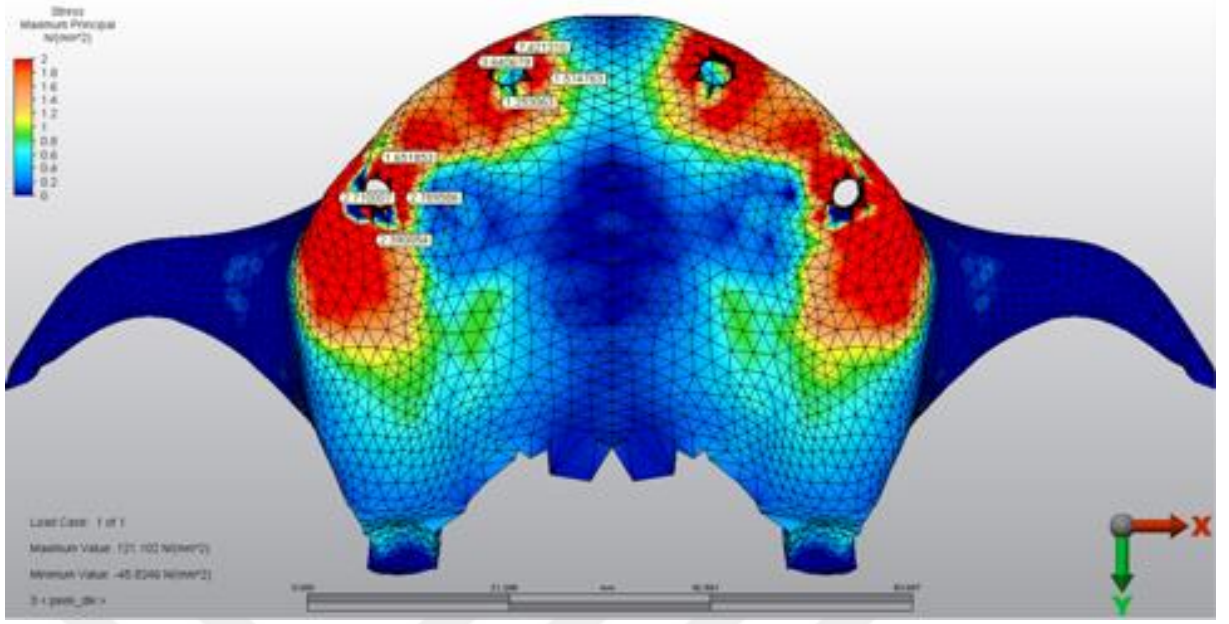
Şekil 65: 11.Model'de oblik yüklemede kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



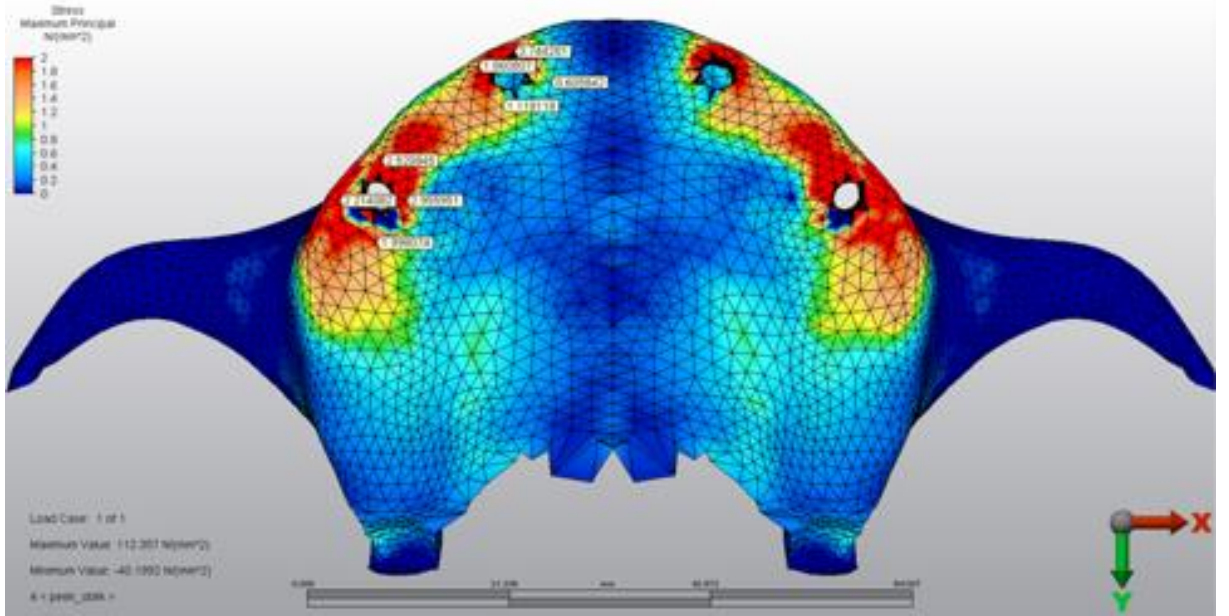
Şekil 66: 12.Model'de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



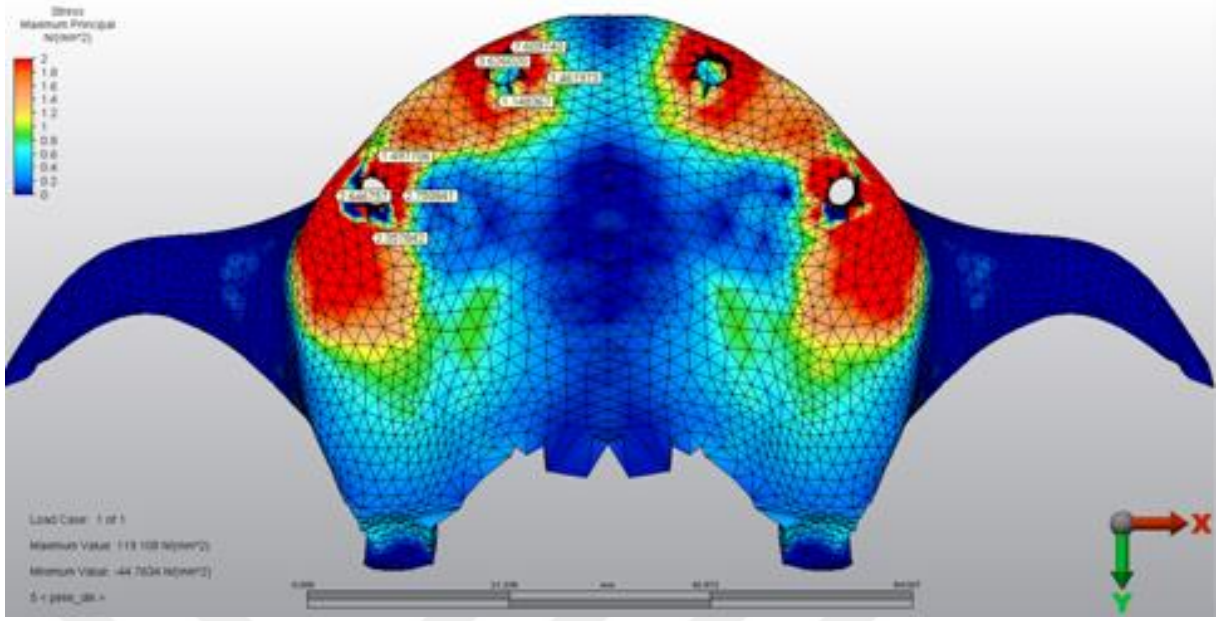
Şekil 67: 12.Model'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



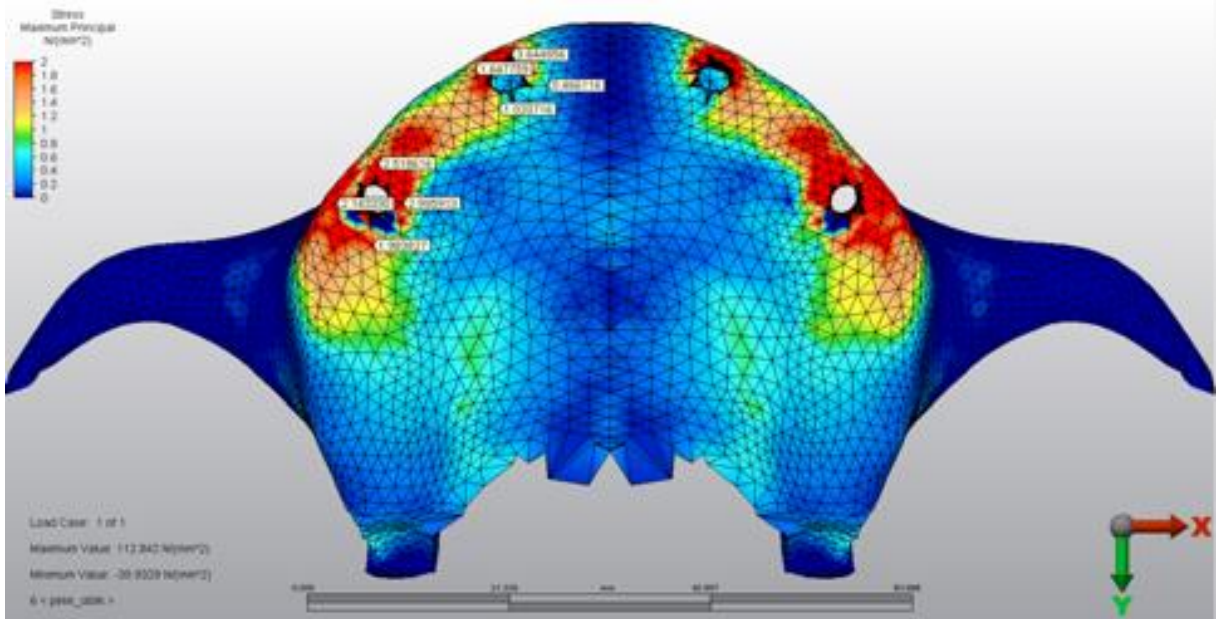
Şekil 68: 13.Model'de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{\max})



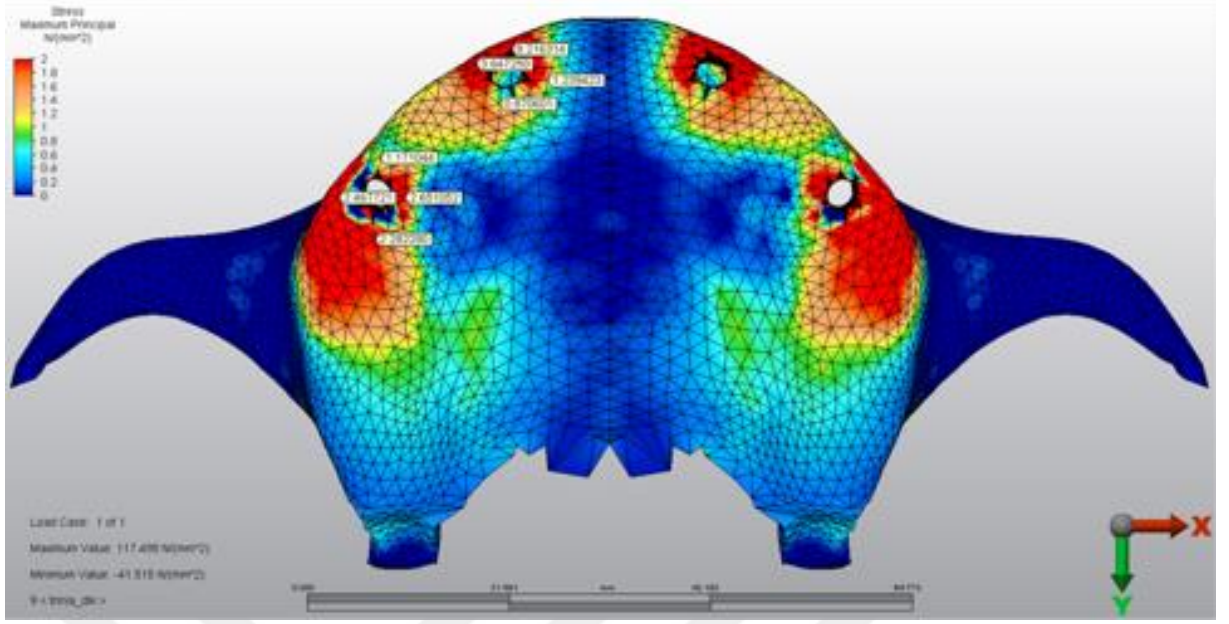
Şekil 69: 13.Model'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{\max})



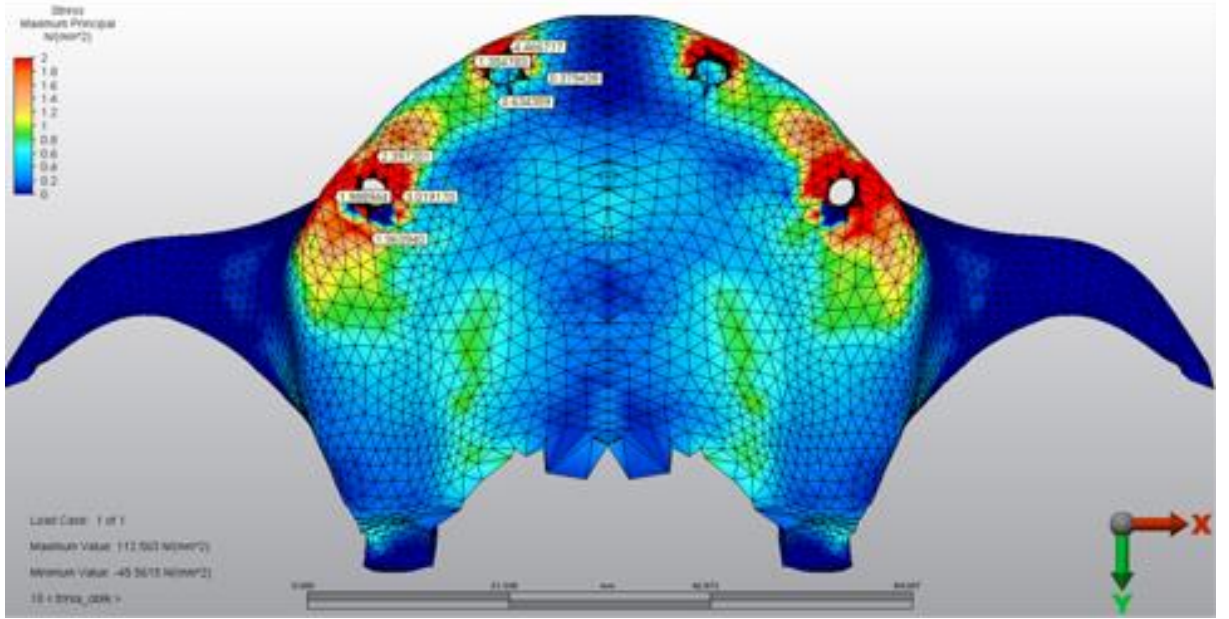
Şekil 70: 14.Model'de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



Şekil 71: 14.Model'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



Şekil 72: 15.Model'de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



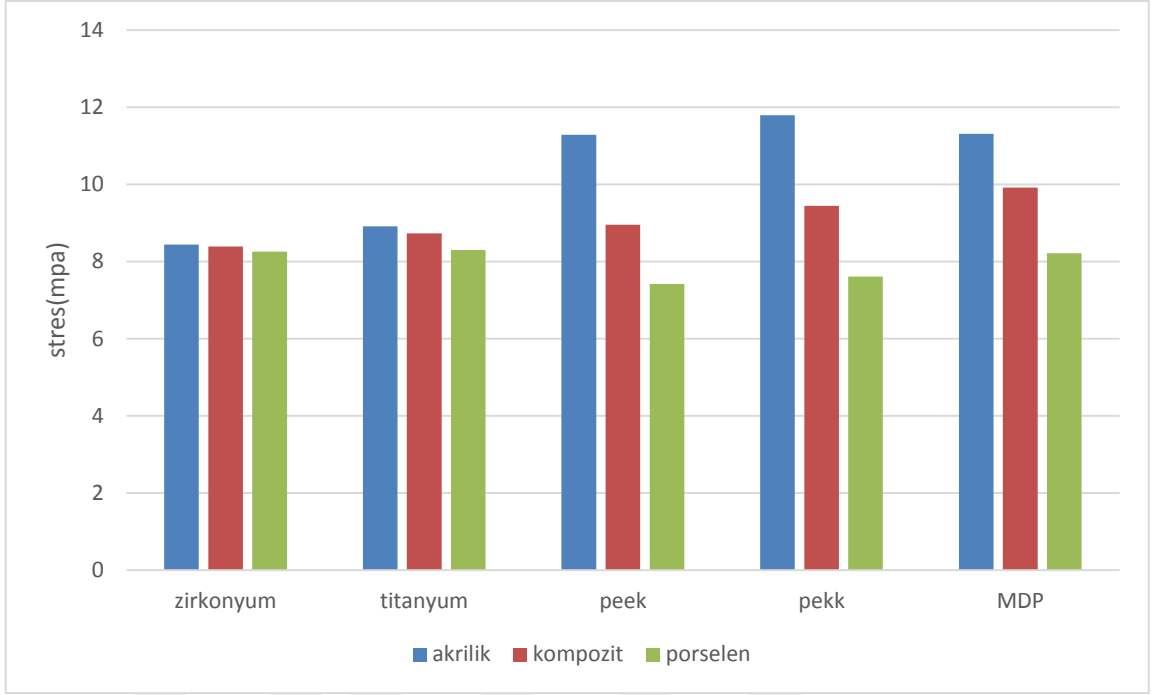
Şekil 73: 15.Model'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})

Tablo 2. Dik yükleme kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri(σ_{max})

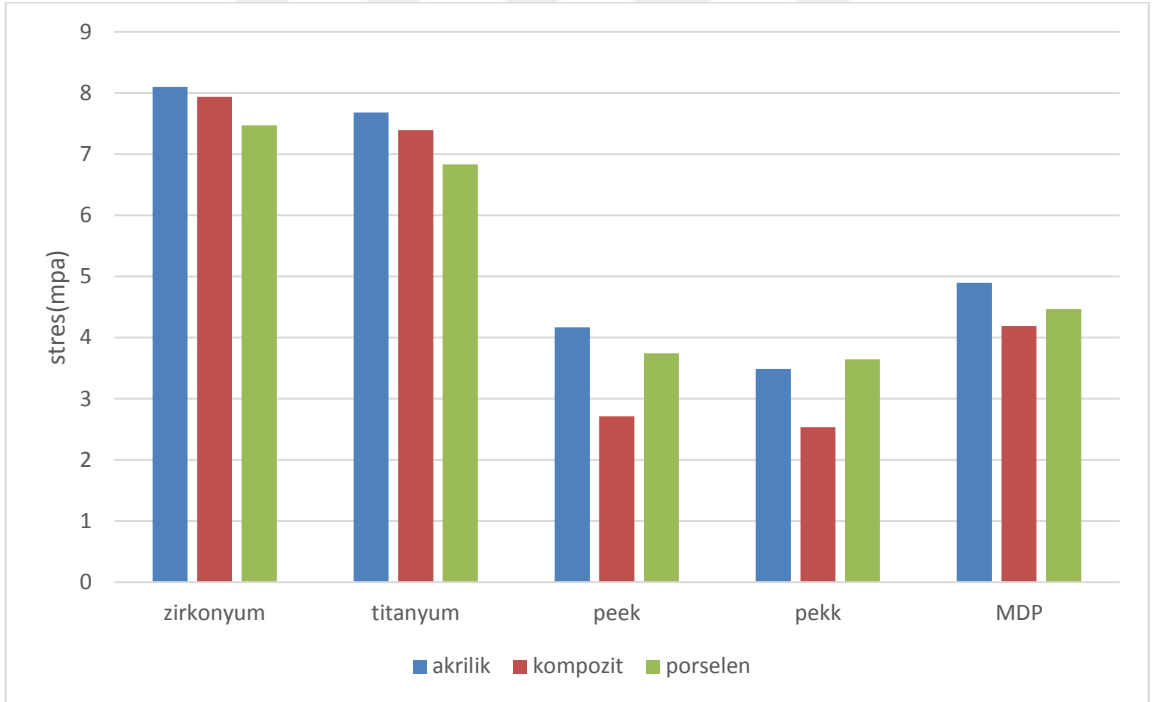
Çalışma Modelleri		Anterior implant çevresi kemik (MPa)				Posterior implant çevresi kemik (MPa)			
		Mezial	Distal	palatinal	bukkal	Mezial	Distal	palatinal	bukkal
Akrilik	Zirkonyum	8,437489	0,622835	1,172491	3,540457	0,980884	2,254702	2,573296	2,346750
	Titanyum	8,912924	0,617570	1,329931	3,711384	0,914562	2,322486	2,486056	2,428305
	Peek	11,286631	0,791642	1,650669	4,896260	0859163	2,459371	2,227076	2,695462
	Pekk	11,798368	0,710717	1,719816	4,901377	0,828806	2,462109	2,191797	2,665518
	FRP	11,311627	0,605725	1,726173	4,464901	0,823153	2,450112	2,235745	2,610333
Kompozit	Zirkonyum	8,393099	0,636059	1,141380	3,527271	1,004881	2,239116	2,593766	2,331397
	Titanyum	8,730086	0,646176	1,265908	3,677854	0,948446	2,296328	2,525786	2,399161
	Peek	8,959908	1,048775	1,504044	4,255407	1,143768	2,413430	2,527003	2,703036
	Pekk	9,446332	0,946649	1,499737	4,329253	1,039677	2,402274	2,465287	2,655310
	MDP	9,922880	0,738020	1,489949	4,238493	0,900461	2,381445	2,388318	2,546247
Porselen	Zirkonyum	8,260996	0,671614	1,037460	3,452330	1,105230	2,184185	2,665105	2,282203
	Titanyum	8,297819	0,703095	1,101395	3,515521	1,086163	2,218123	2,643173	2,324578
	Peek	7,421310	1,253063	1,574763	3,640679	1,651853	2,390054	2,789586	2,710007
	Pekk	7,609740	1,148367	1,461973	3,626020	1,497706	2,357842	2,750841	2,646757
	MDP	8,216314	0,870601	1,239423	3,647250	1,171044	2,282280	2,651052	2,467721

Tablo 3. Oblik yükleme kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri(σ_{max})

Çalışma Modelleri		Anterior implant çevresi kemik (MPa)				Posterior implant çevresi kemik (MPa)			
		Mezial	Distal	palatinal	bukkal	Mezial	Distal	palatinal	bukkal
Akrilik	Zirkonyum	8,100698	0,368406	0,726707	1,895860	2,451543	1,934941	2,898197	1,916403
	Titanyum	7,678117	0,359490	0,772733	1,509887	3,337221	2,047037	3,127497	1,938390
	Peek	2,286500	4,167842	1,596924	1,829328	6,242358	2,390234	4,207291	2,087393
	Pekk	2,770812	3,484428	1,556581	1,695531	6,160030	2,407659	4,185603	2,080979
	MDP	4,897229	0,999883	1,152813	1,304933	5,518477	2,363094	3,892389	2,063053
Kompozit	Zirkonyum	7,935253	0,382030	0,6887599	1,937794	2,281408	1,915856	2,868577	1,911134
	Titanyum	7,393597	0,377168	0,711372	1,544082	2,954489	2,001640	3,059707	1,921477
	Peek	1,,602544	2,711587	0,860251	1,209692	4,440336	2,148100	3,625195	2,078061
	Pekk	1,978885	2,531336	0,942626	1,199747	4,482396	2,171088	3,659764	2,036693
	MDP	4,185813	0,964162	0,948762	1,064434	4,337263	2,186223	3,578923	1,965291
Porselen	Zirkonyum	7,472071	0,426229	0,597313	2,138326	1,834017	1,863426	2,755081	1,914188
	Titanyum	6,830380	0,427388	0,540639	1,858165	2,023055	1,899966	2,844116	1,922788
	Peek	3,744281	1,118118	0,605842	1,860807	2,520845	1,998074	2,955951	2,214082
	Pekk	3,644856	1,647759	0,466116	1,647759	2,518616	1,983827	2,995913	2,143330
	MDP	4,466717	0,634359	0,379438	1,354783	2,397201	1,963940	3,019170	1,988944



Şekil 74: Dik yükleme kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri(σ_{max})



Şekil 75: Oblik yükleme kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri(σ_{max})

4.1.2. Kortikal Kemikte Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress)

1. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -8,205959 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -18,557006 MPa değerindedir (Şekil 76).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -4,561473 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -23,289246 MPa değerindedir (Şekil 77).

2. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -9,084773 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede -18,998050 MPa değerindedir (Şekil 78).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -3,991594 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -25,678962 MPa değerindedir (Şekil 79).

3. Model'e Ait Bulgular(Peek alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -11,402198 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -21,285158 MPa değerindedir (Şekil 80).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek mesial bölgede ve -2,158103 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -31,004546 MPa değerindedir (Şekil 81).

4. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -12,071806 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -20,945468 MPa değerindedir (Şekil 82).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek mesial bölgede ve -1,991841 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede -32,012220 MPa değerindedir (Şekil 83).

5. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -11,869307 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -20,243119 MPa değerindedir (Şekil 84).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -1,262428 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -32,126564 MPa değerindedir (Şekil 85).

6. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte

oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -8,205959 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -18,541306 MPa değerindedir (Şekil 86).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -4,502672 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -22,817429 MPa değerindedir (Şekil 87).

7. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -8,632031 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -18,956786 MPa değerindedir (Şekil 88).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -3,864326 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -24,656737 MPa değerindedir (Şekil 89).

8. Model'e Ait Bulgular(Peek alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -8,305844 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -21,851942 MPa değerindedir (Şekil 90).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek mesial bölgede ve -0,670673 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler

incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -24,625303 MPa değerindedir (Şekil 91).

9. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -8,938616 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -21,402868 MPa değerindedir (Şekil 92).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -1,594126 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -18,312978 MPa değerindedir (Şekil 93).

10. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -9,864379 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -20,245116 MPa değerindedir (Şekil 94).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -0,831752 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -28,005068 MPa değerindedir (Şekil 95).

11. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı- porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -7,263227 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -18,446620 MPa değerindedir (Şekil 96).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -4,471577 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -21,198723 MPa değerindedir (Şekil 97).

12. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -7,454559 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -18,769676 MPa değerindedir (Şekil 98).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -3,936270 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede -21,821466 MPa değerindedir (Şekil 99).

13. Model'e Ait Bulgular(Peek alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -6,210388 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -22,186788 MPa değerindedir (Şekil 100).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -1,794952 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -17,422773 MPa değerindedir (Şekil 101).

14. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -6,436200

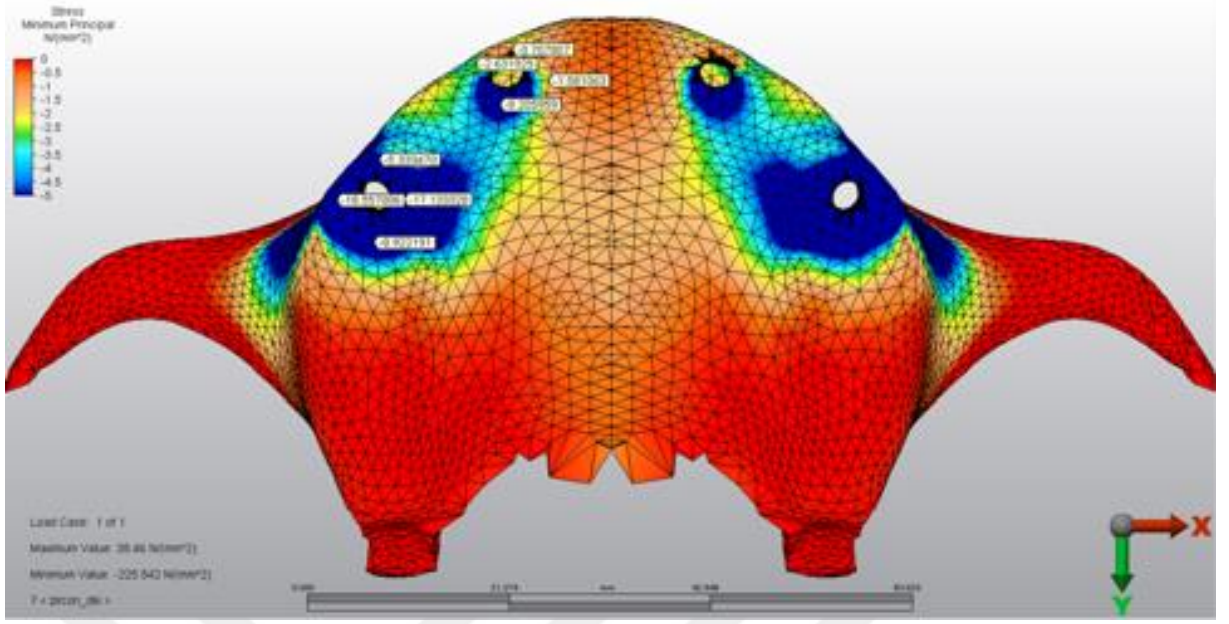
MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -21,626249 MPa değerindedir (Şekil 102).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -1,794952 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -17,422773 MPa değerindedir (Şekil 103).

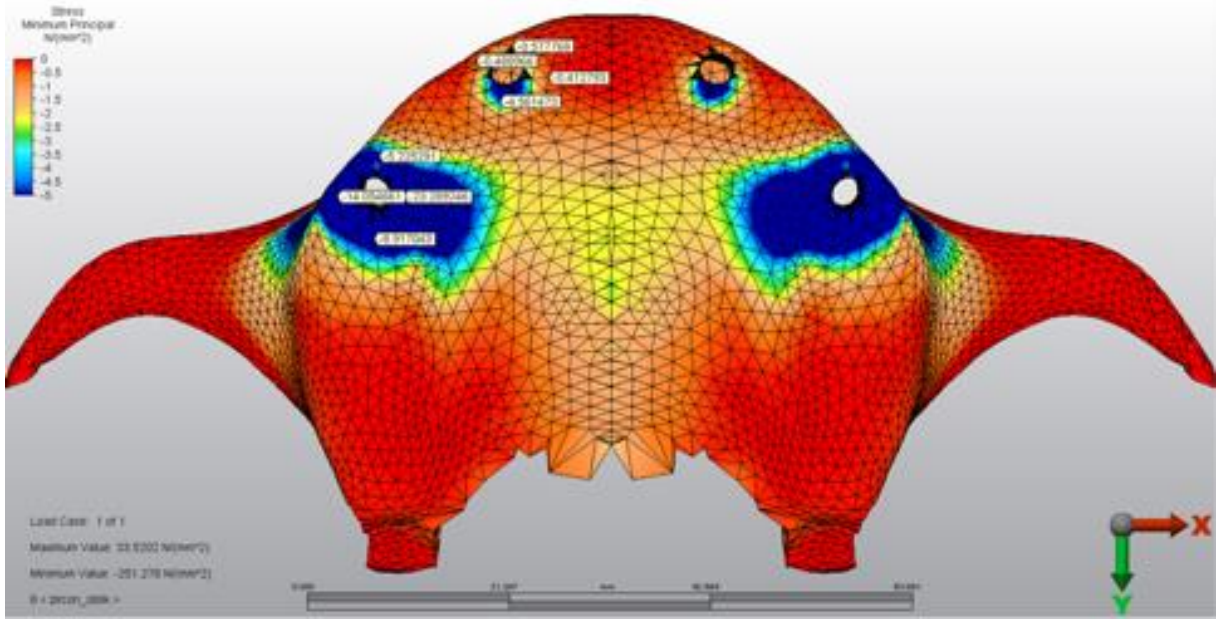
15. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -7,283112 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -20,041204 MPa değerindedir (Şekil 104).

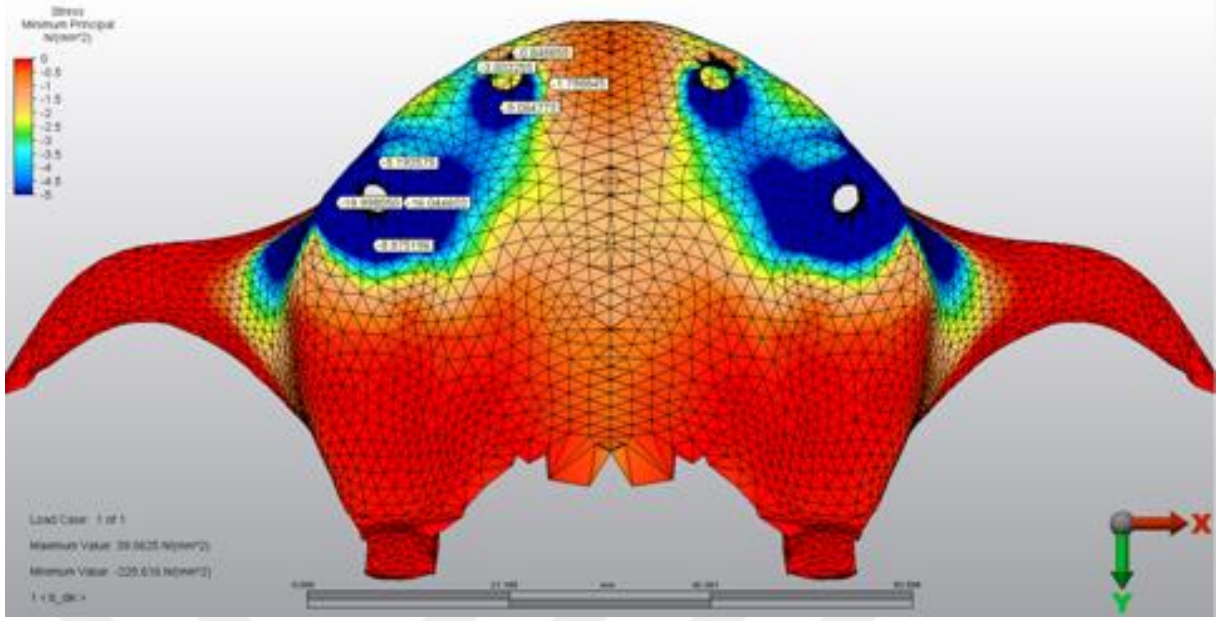
Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -2,057399 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -21,579316 MPa değerindedir (Şekil 105).



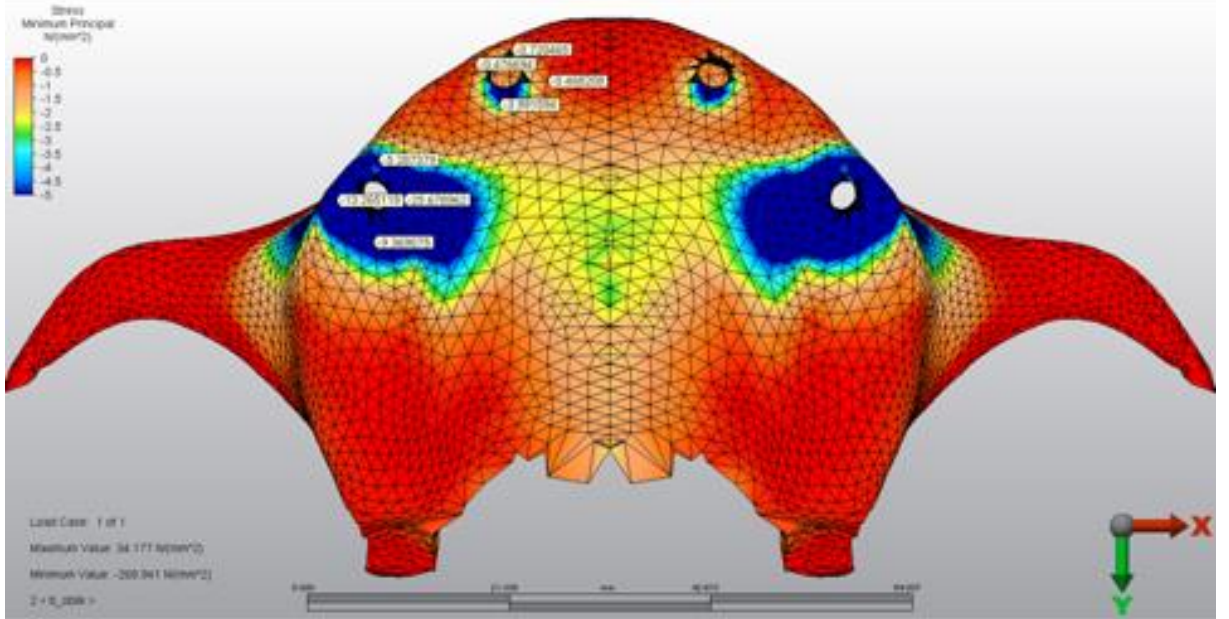
Şekil 76: 1.Model’de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



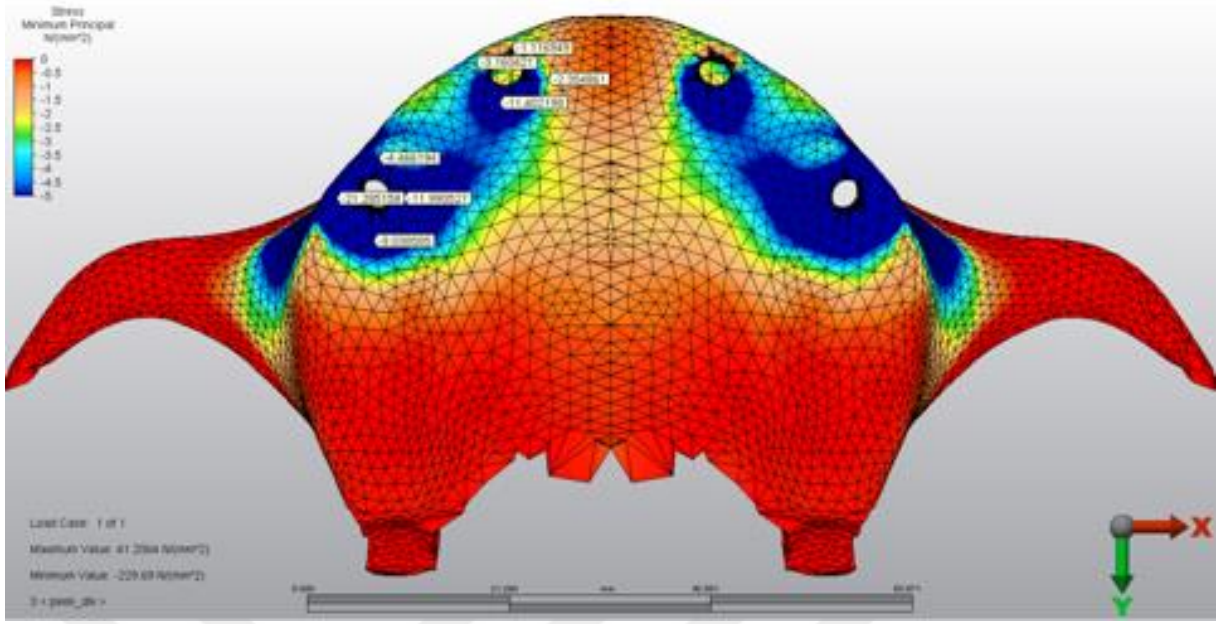
Şekil 77: 1.Model’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



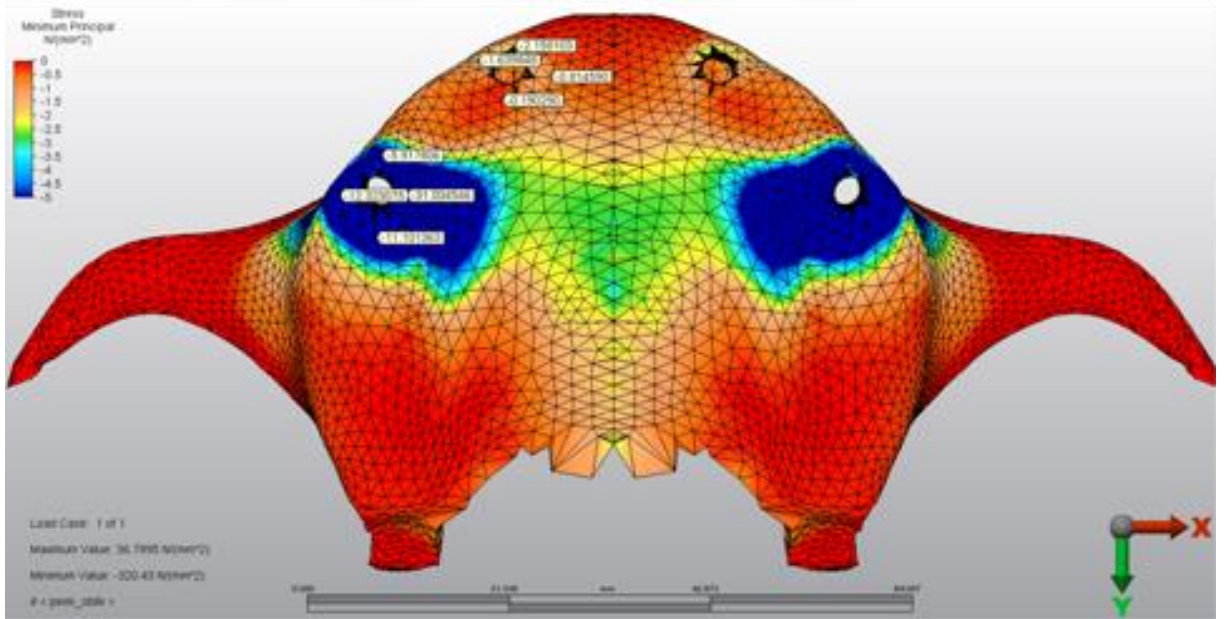
Şekil 78: 2.Model'de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



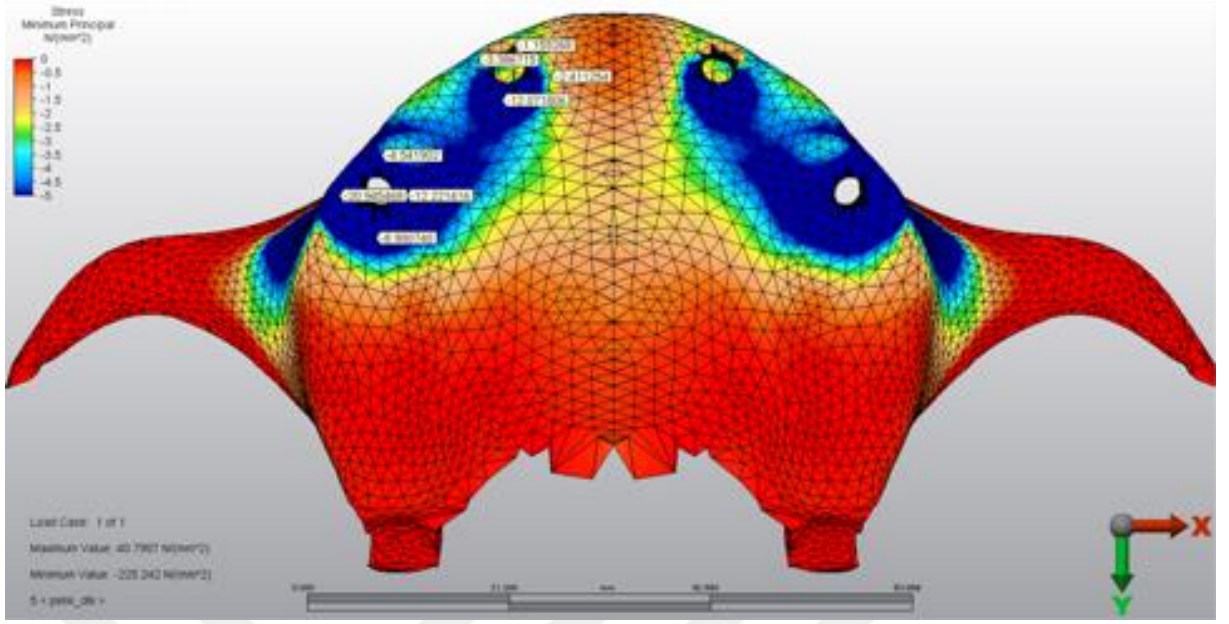
Şekil 79: 2.Model'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



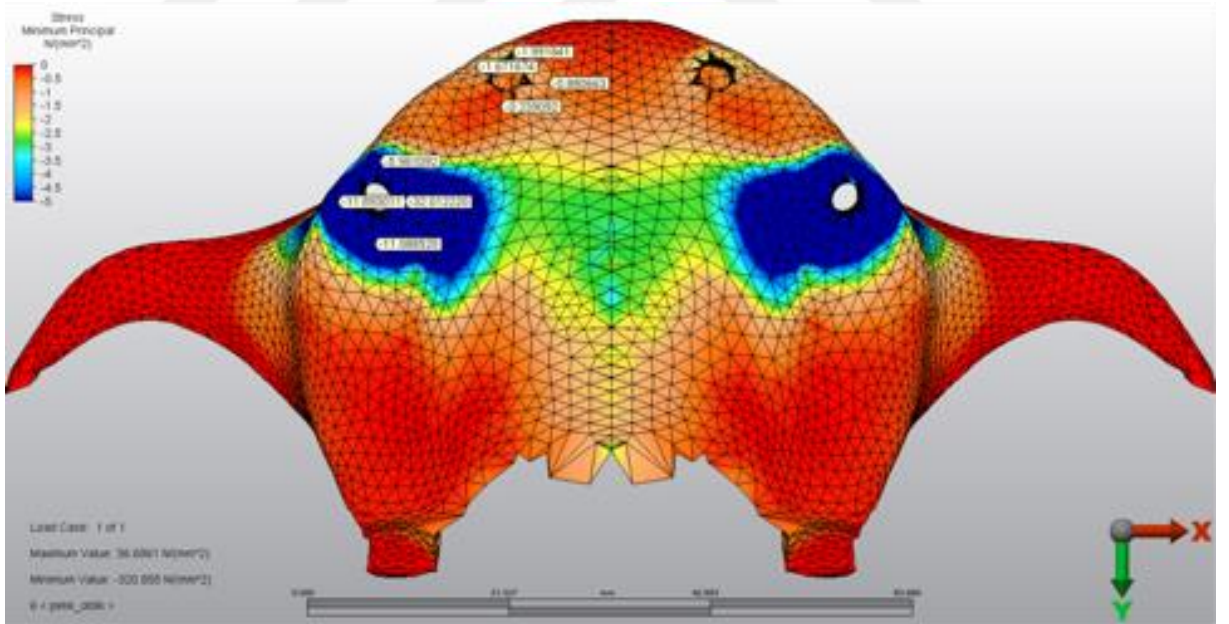
Şekil 80: 3.Model’de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



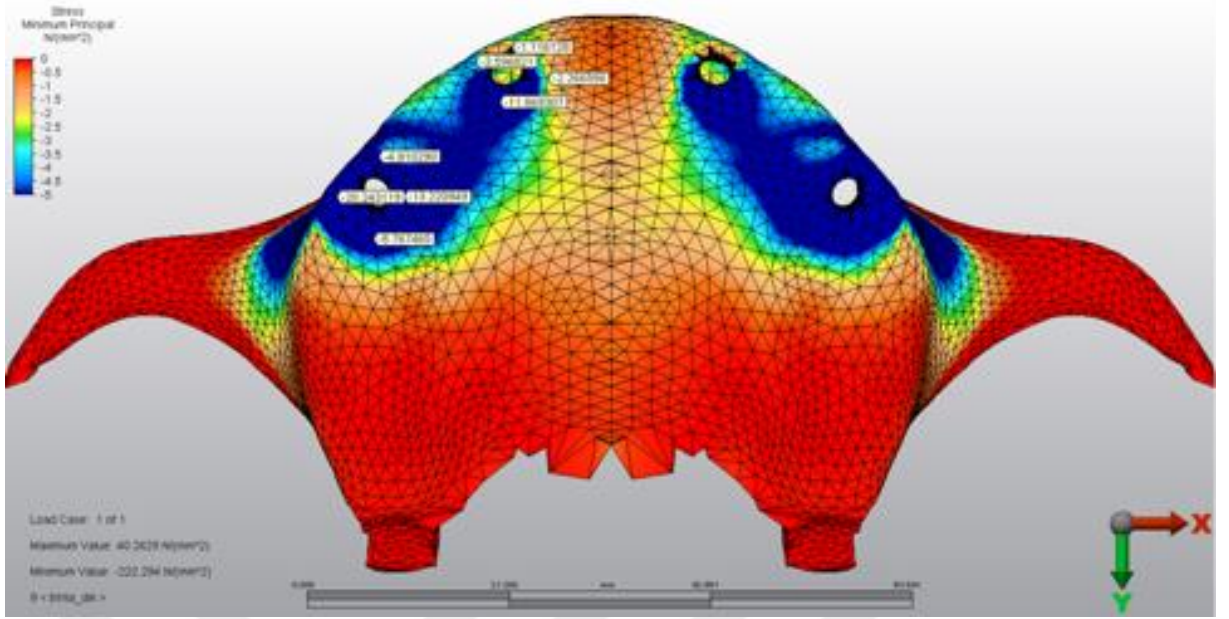
Şekil 81: 3.Model’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



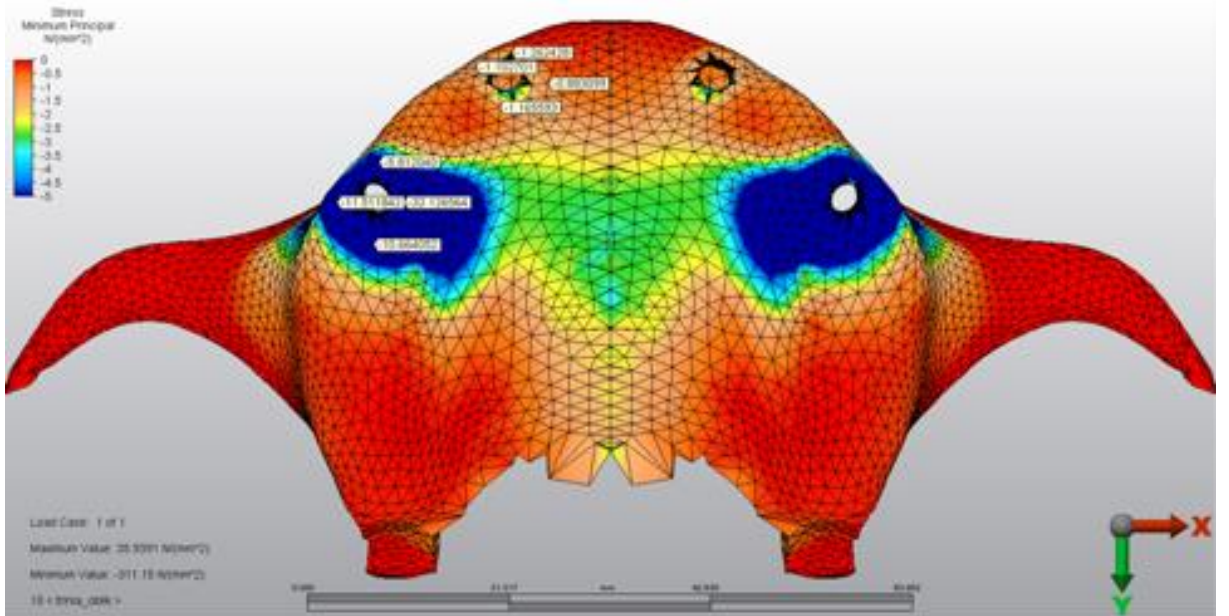
Şekil 82: 4.Model’de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



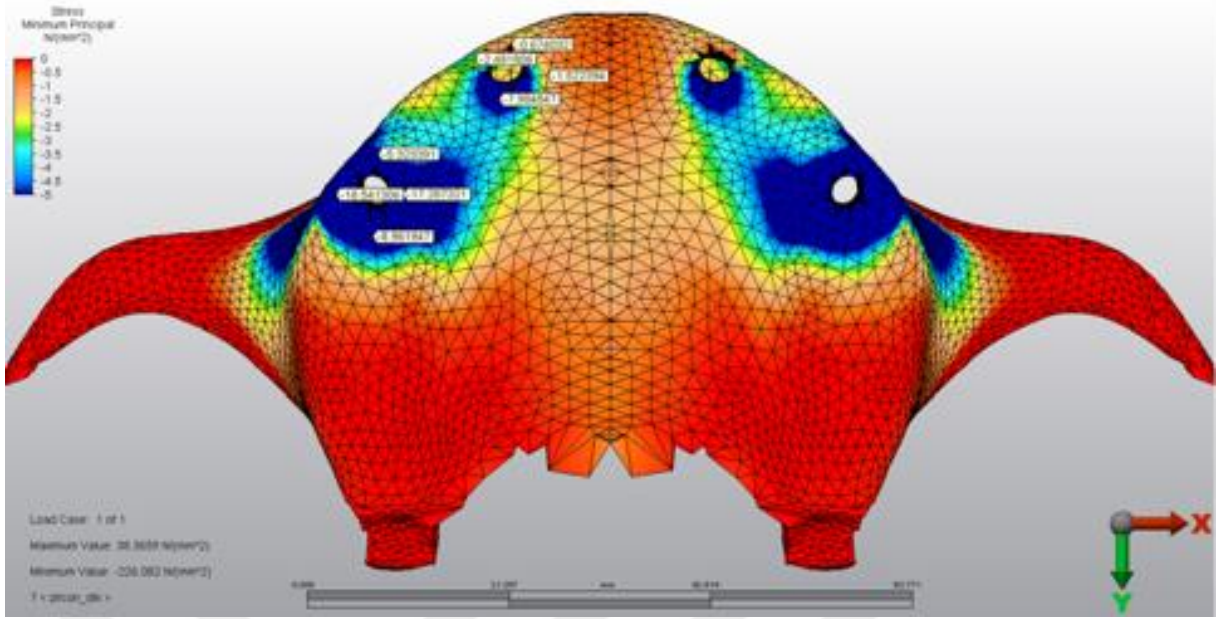
Şekil 83: 4.Model’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



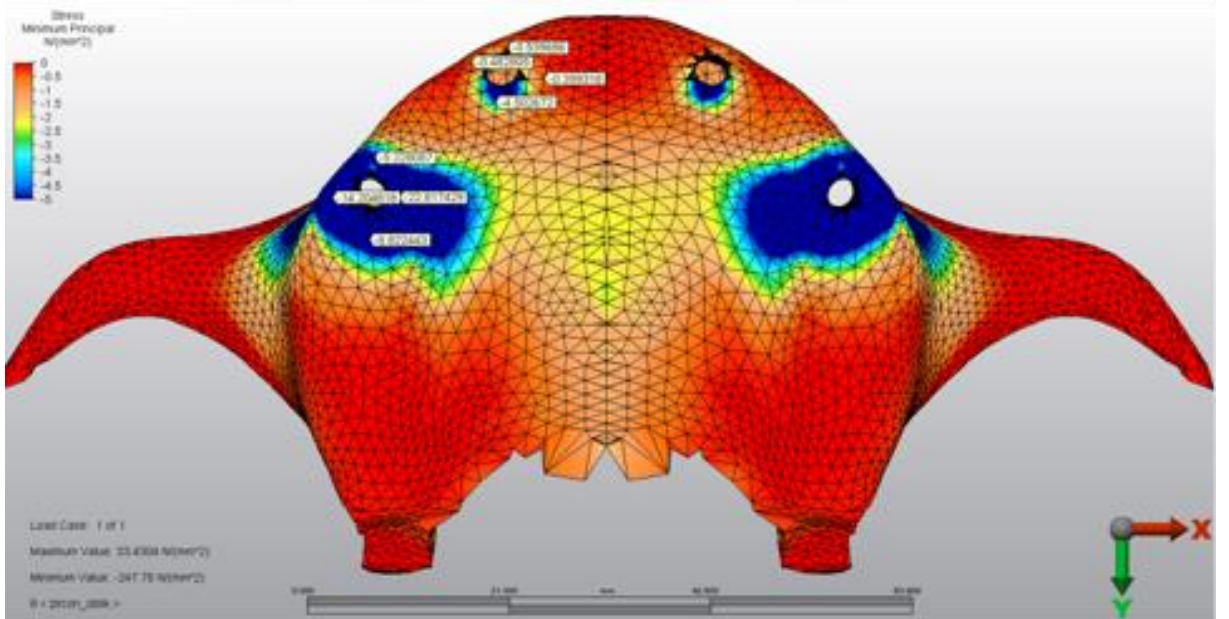
Şekil 84: 5.Model’de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



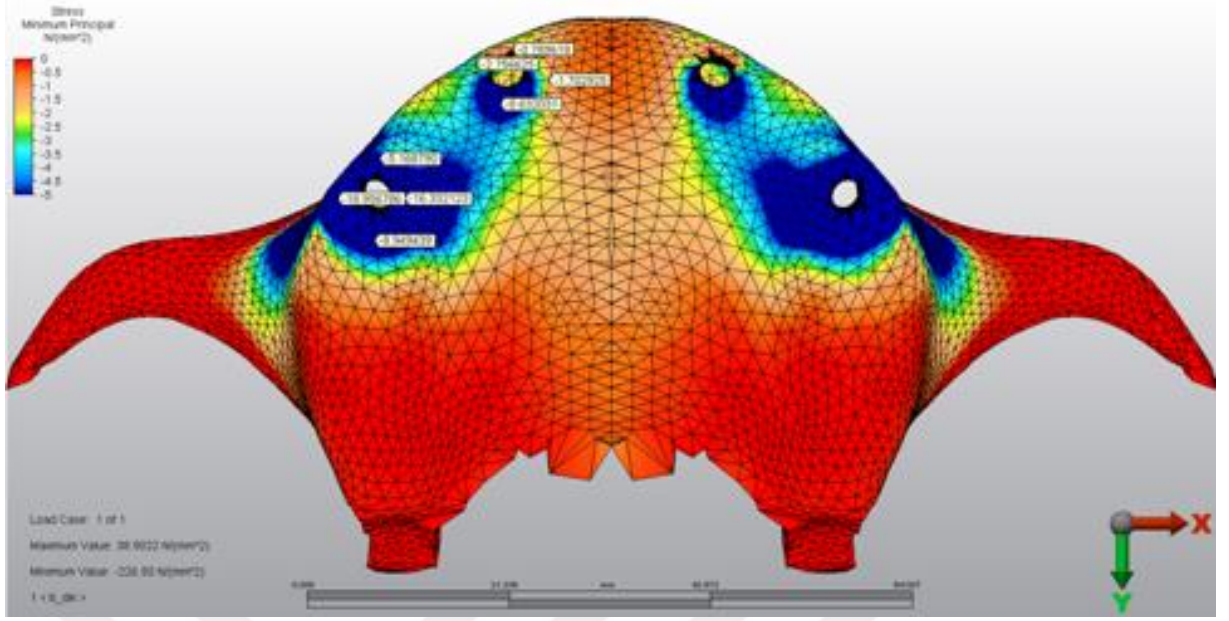
Şekil 85: 5.Model’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



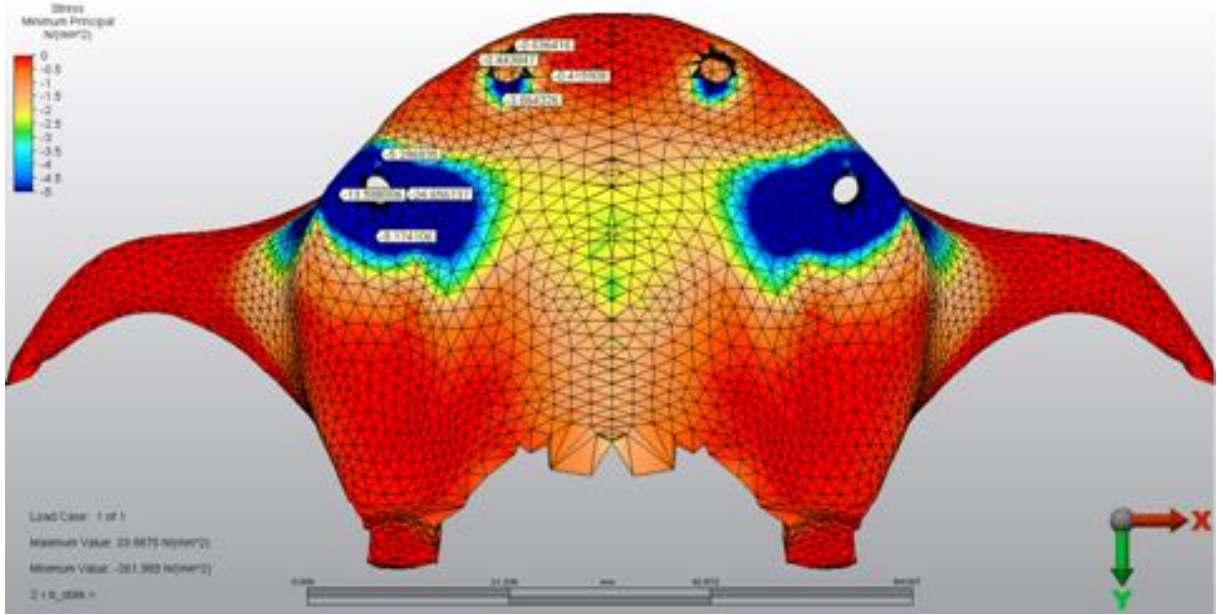
Şekil 86: 6.Model’de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



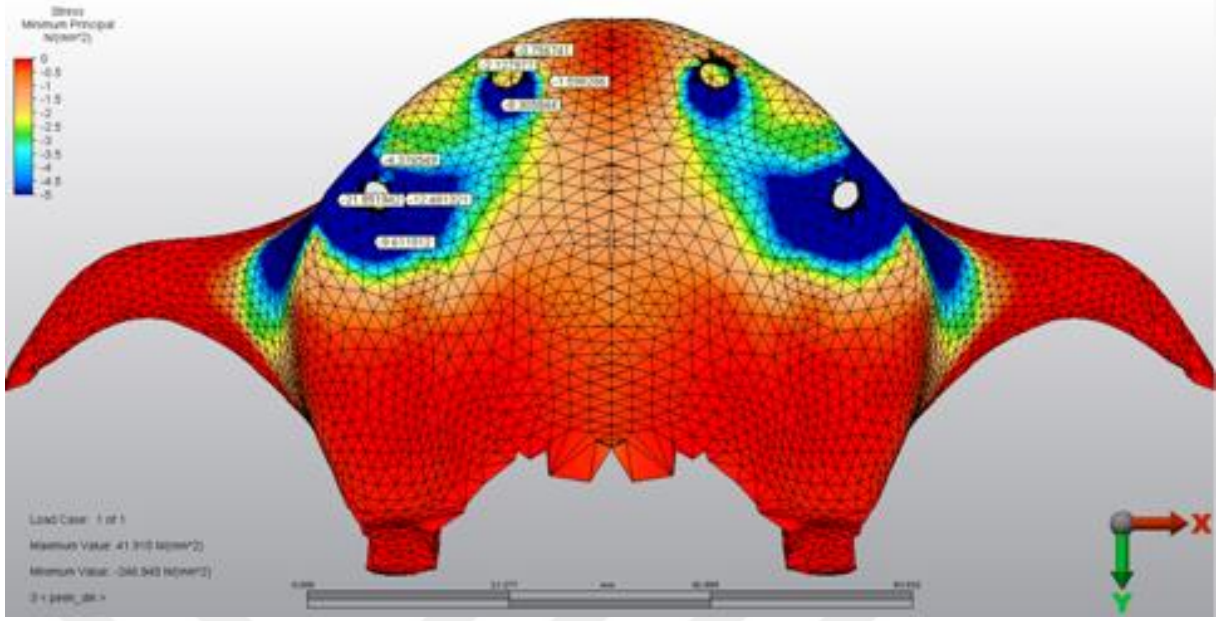
Şekil 87: 6.Model’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



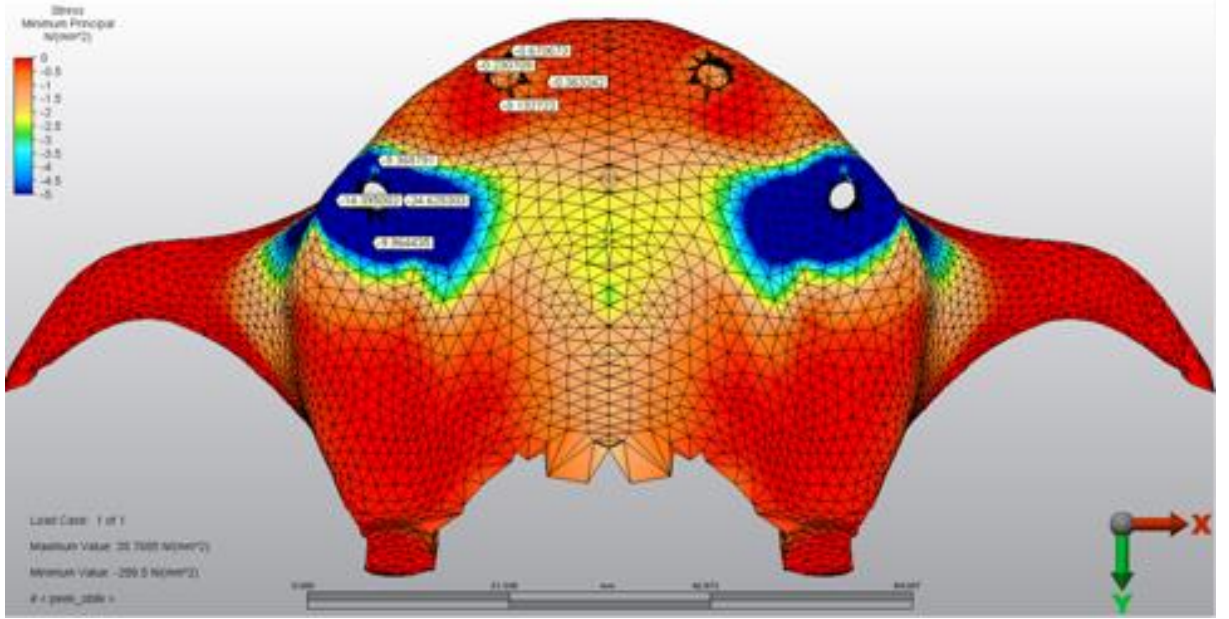
Şekil 88: 7.Model’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



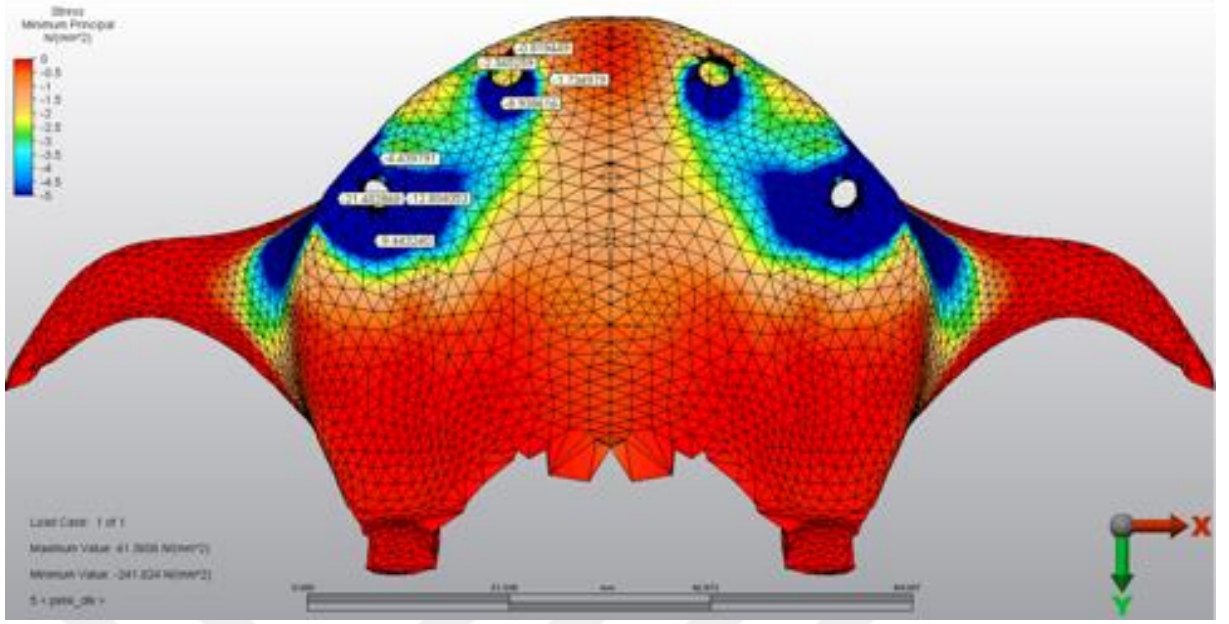
Şekil 89: 7.Model’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



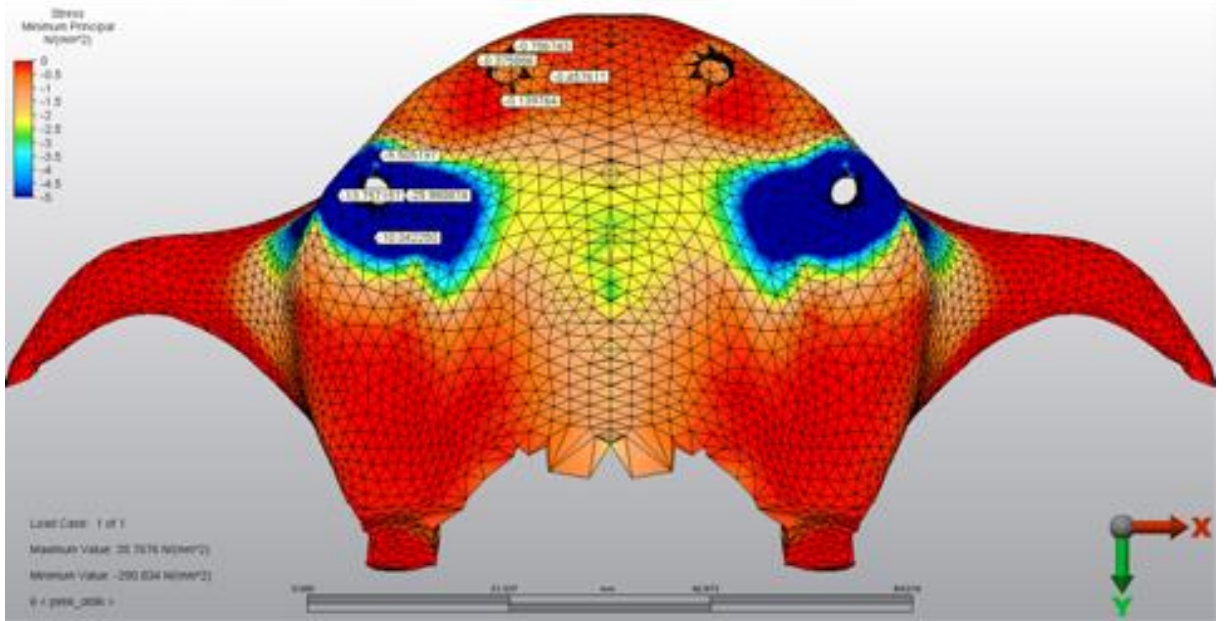
Şekil 90: 8.Model'de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



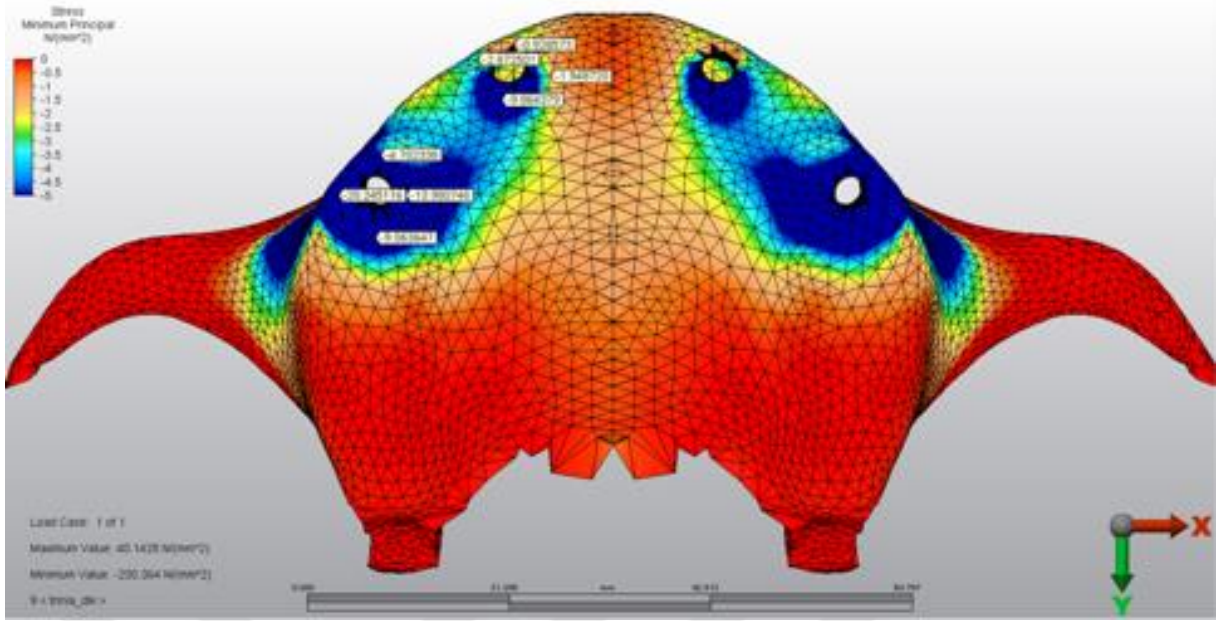
Şekil 91: 8.Model'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



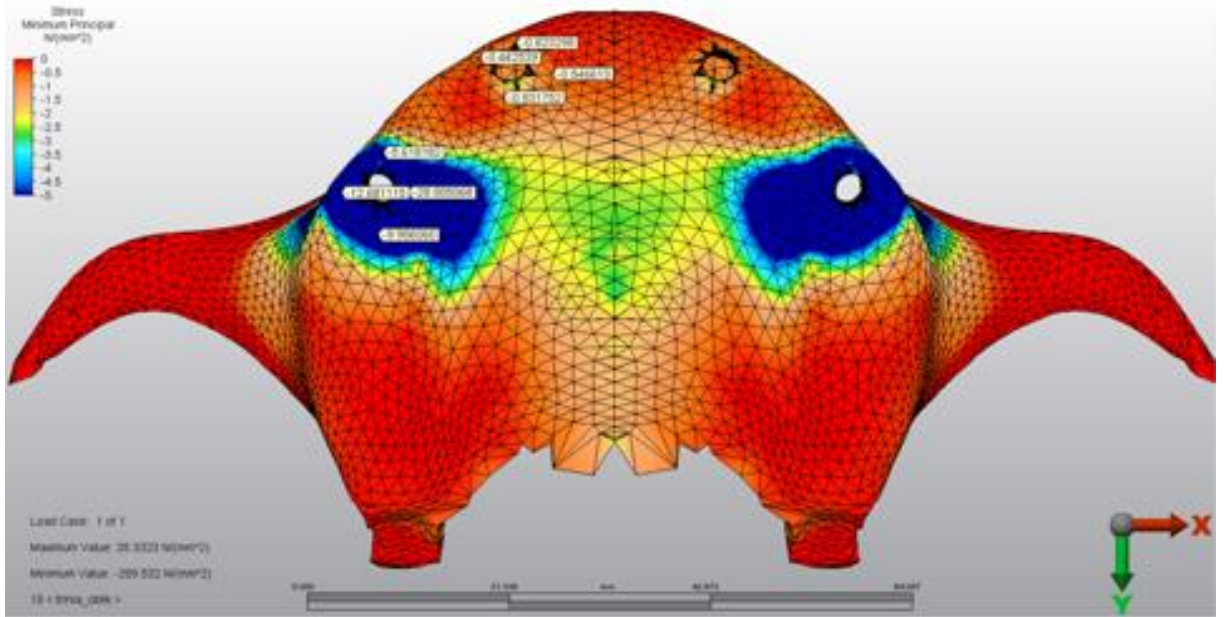
Şekil 92: 9.Model'de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



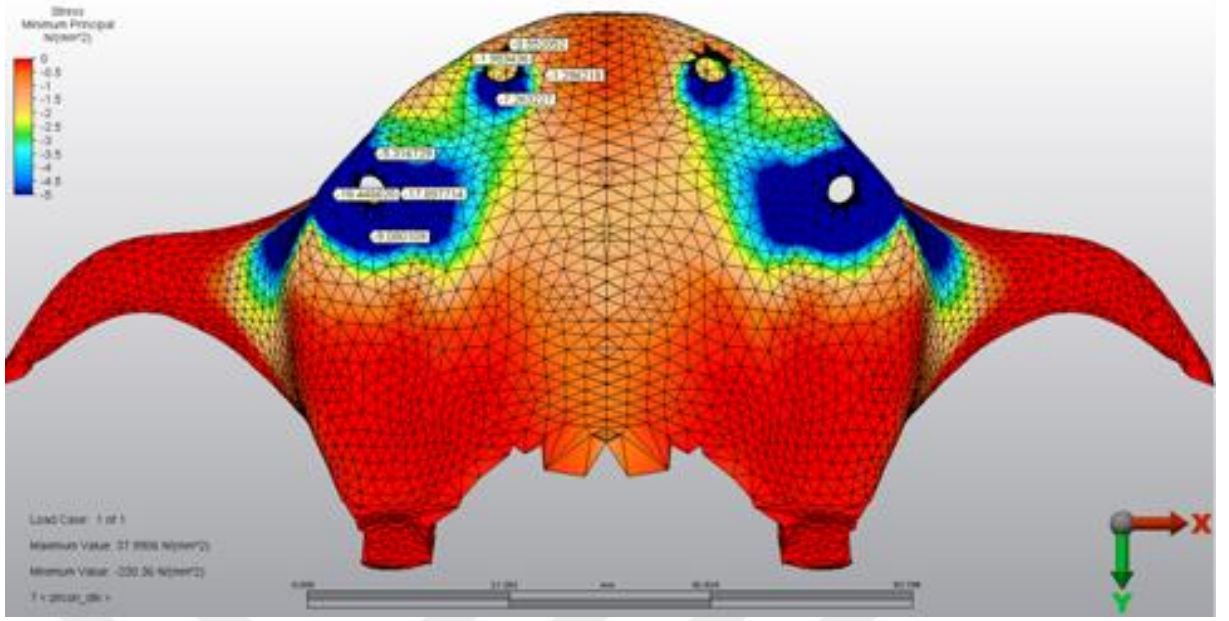
Şekil 93: 9.Model'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



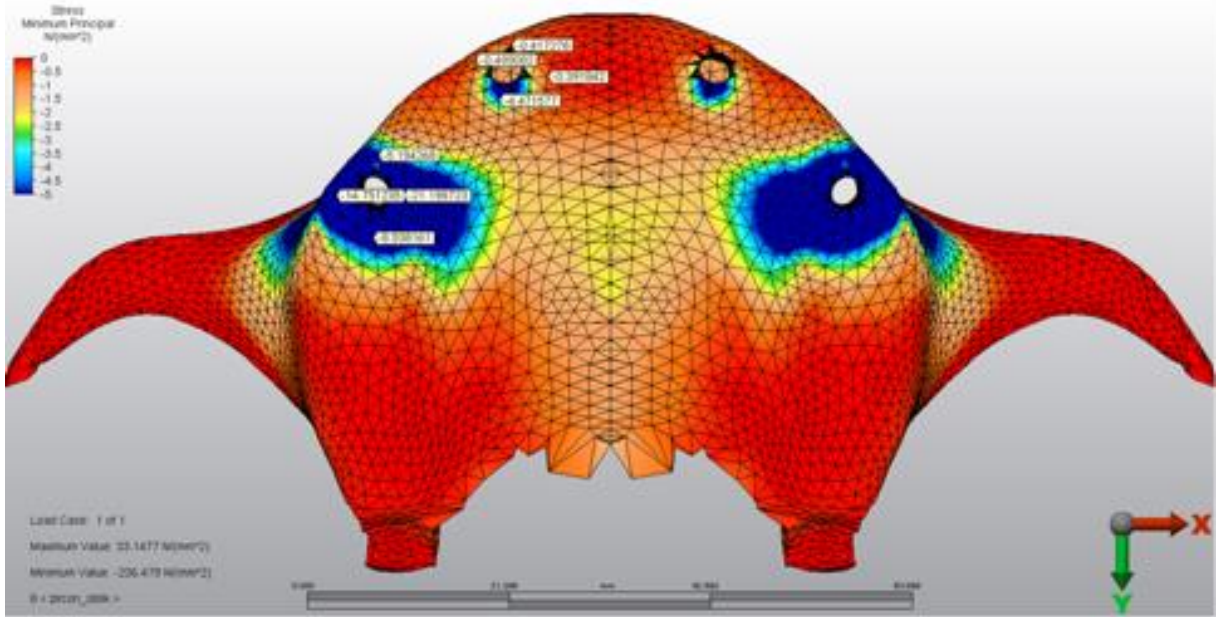
Şekil 94: 10.Model'de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



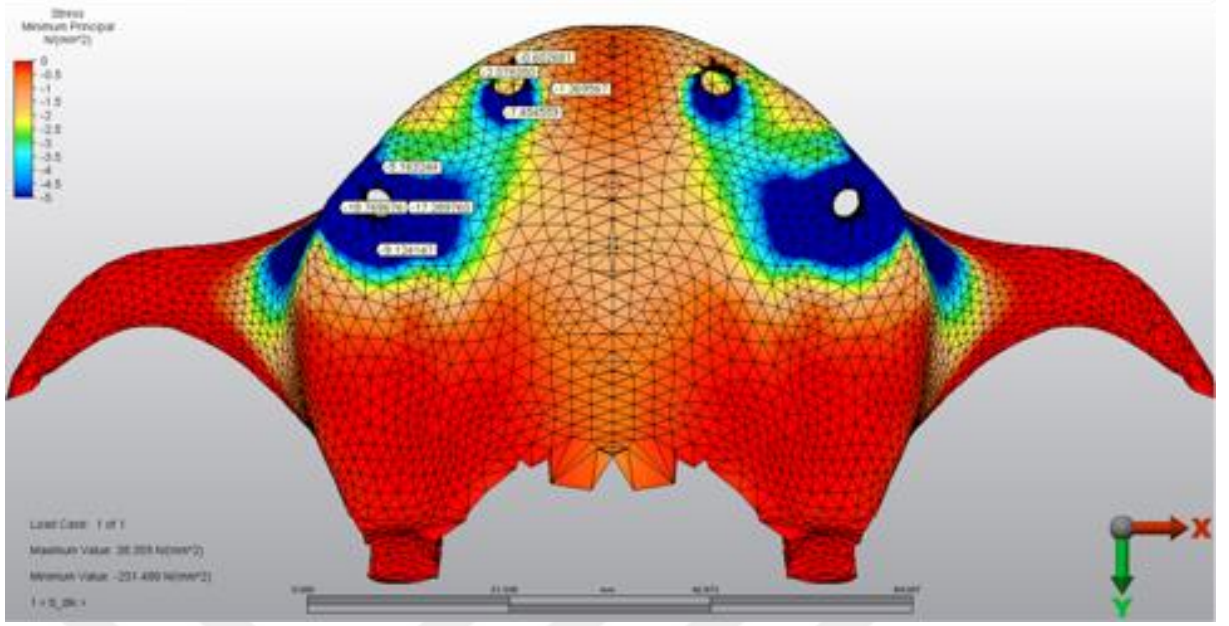
Şekil 95: 10.Model'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



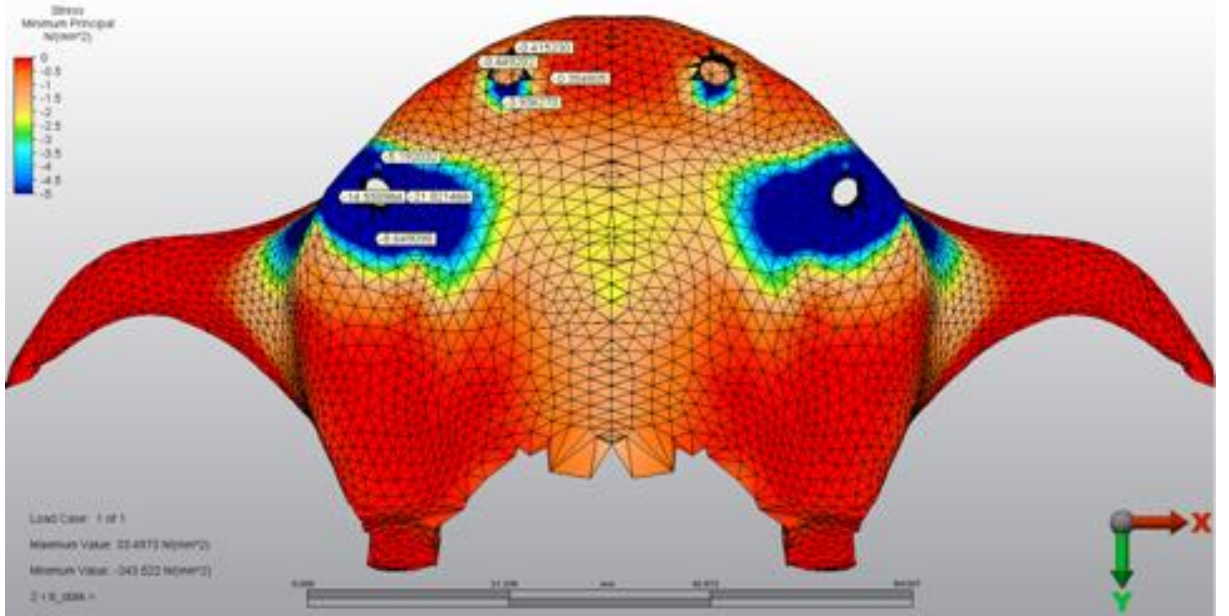
Şekil 96: 11.Model'de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



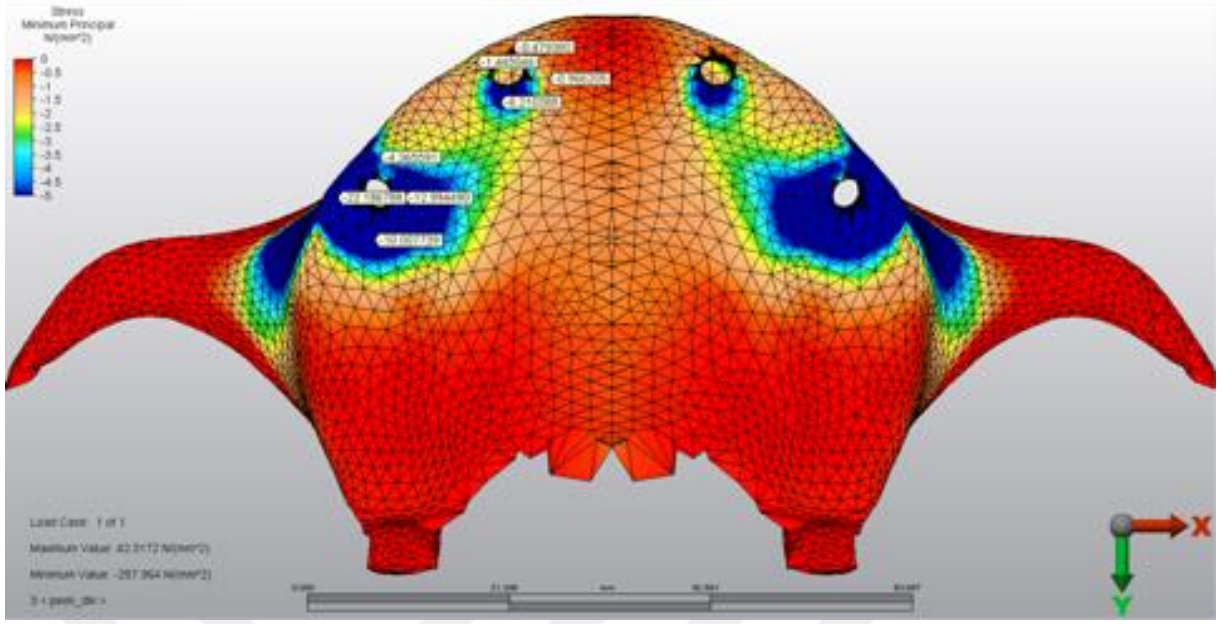
Şekil 97: 11.Model'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



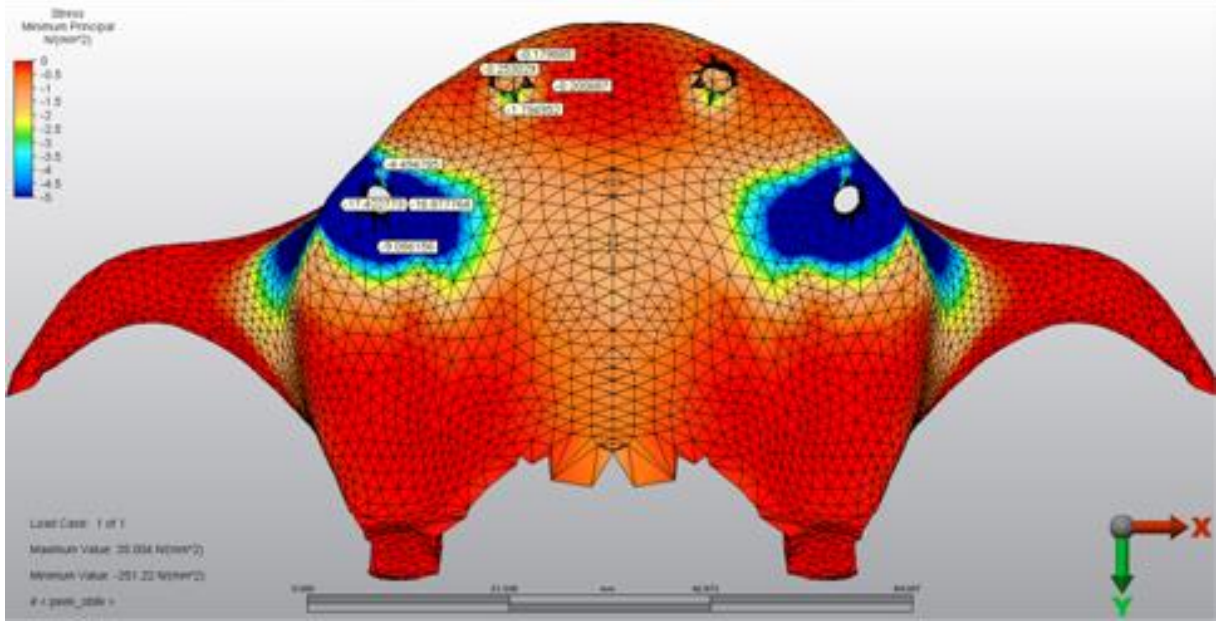
Şekil 98: 12.Model'de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



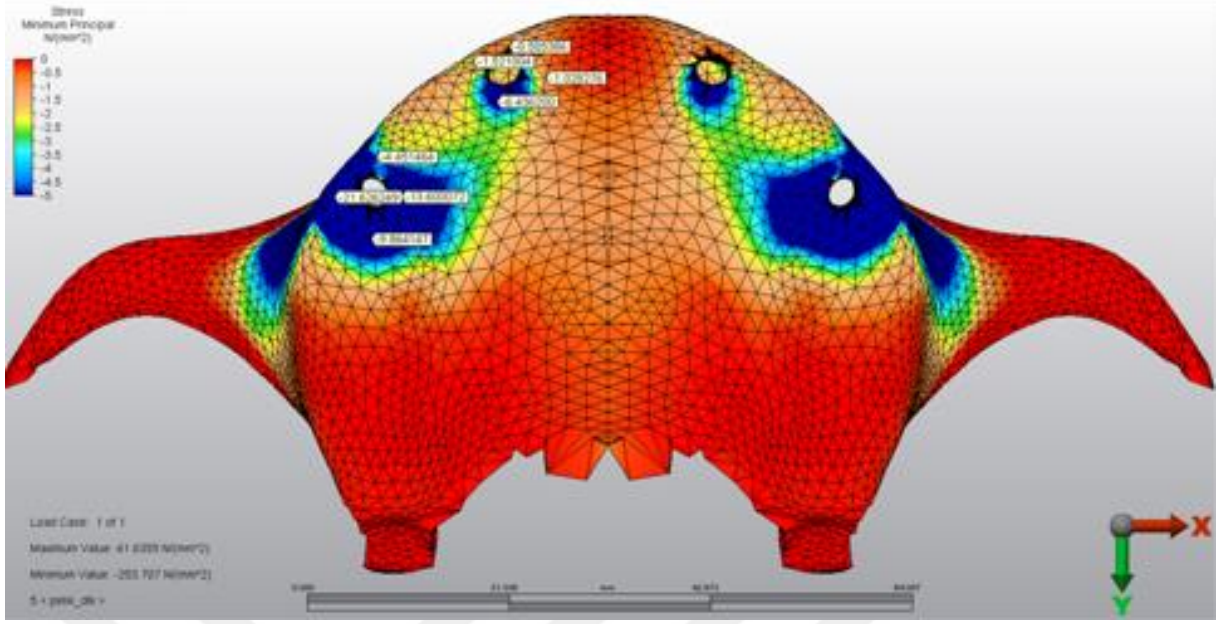
Şekil 99: 12.Model'de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



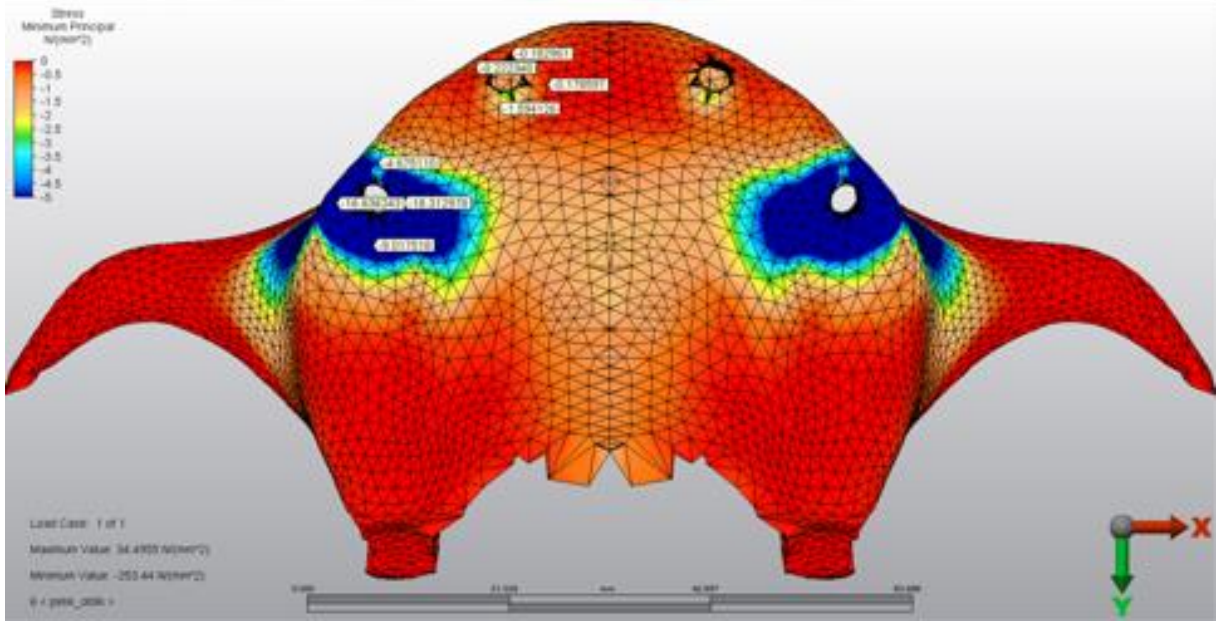
Şekil 100: 13.Model’de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



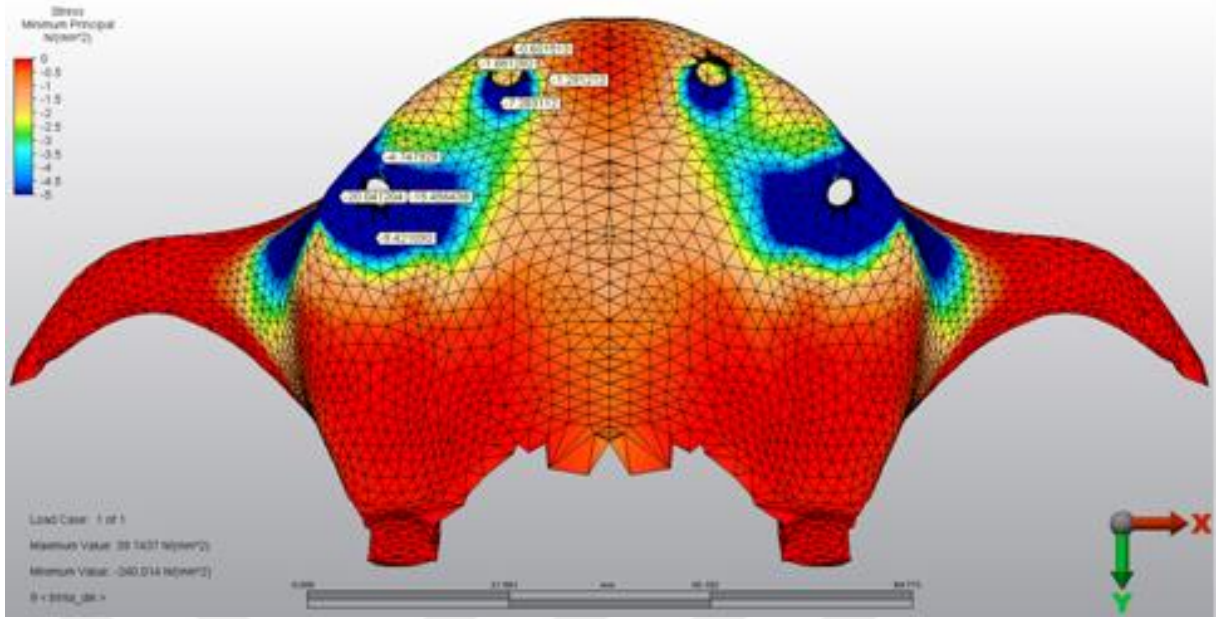
Şekil 101: 13.Model’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



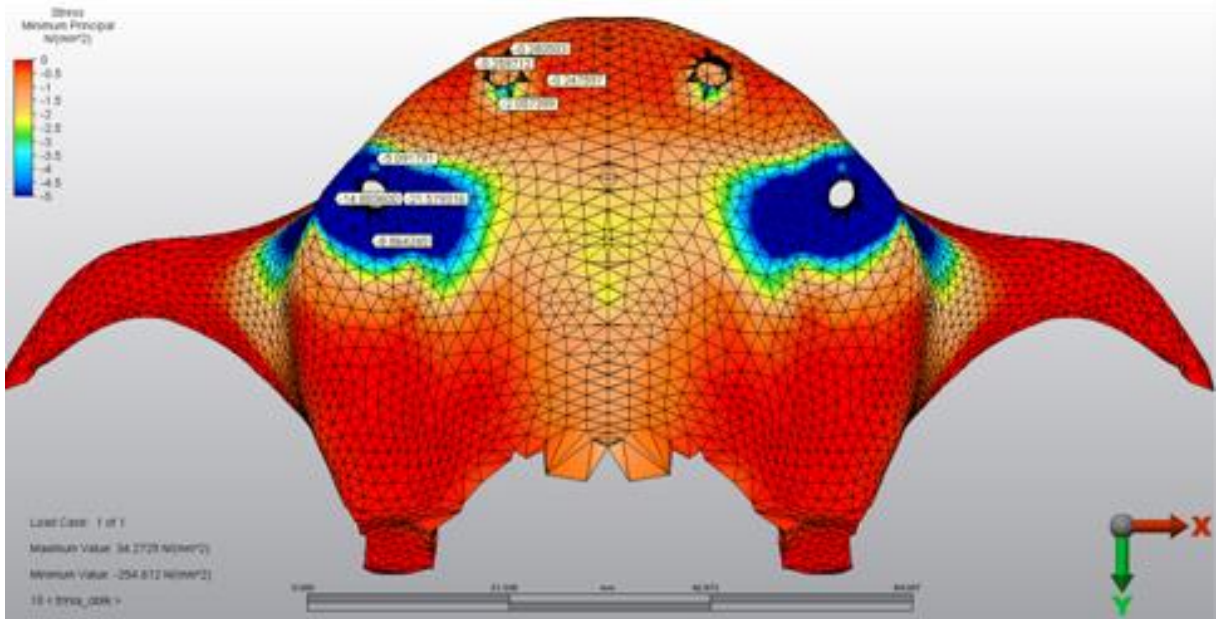
Şekil 102: 14.Model’de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



Şekil 103: 14.Model’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



Şekil 104: 15.Model’de dik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})



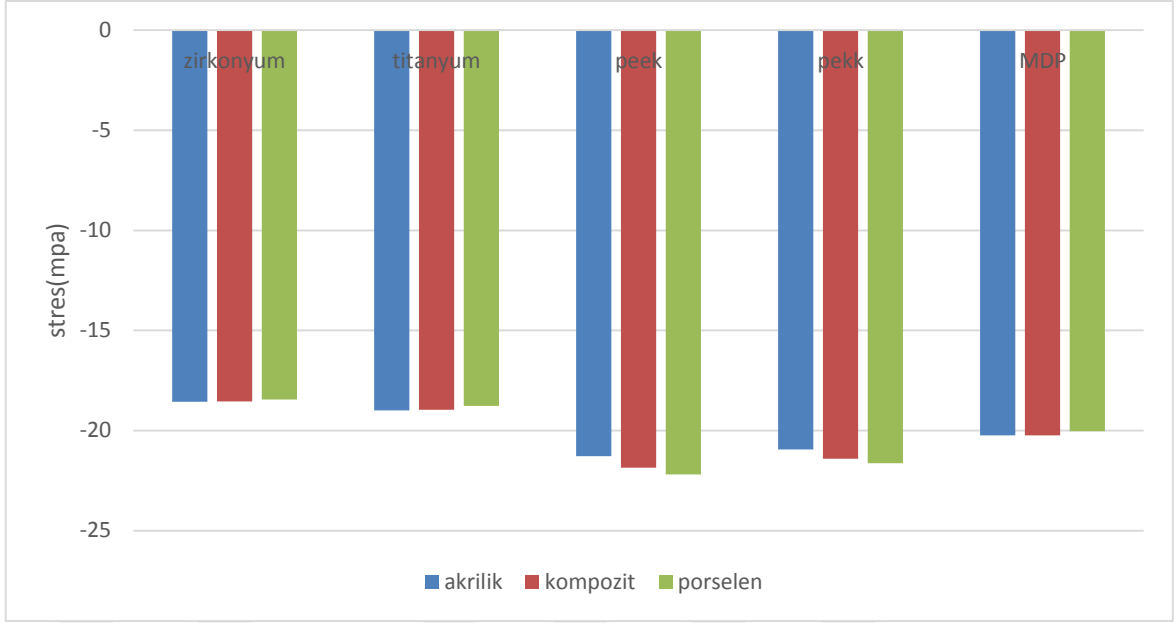
Şekil 105: 15.Model’de oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri (σ_{\min})

Tablo 4. Dik yükleme kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri(σ_{min})

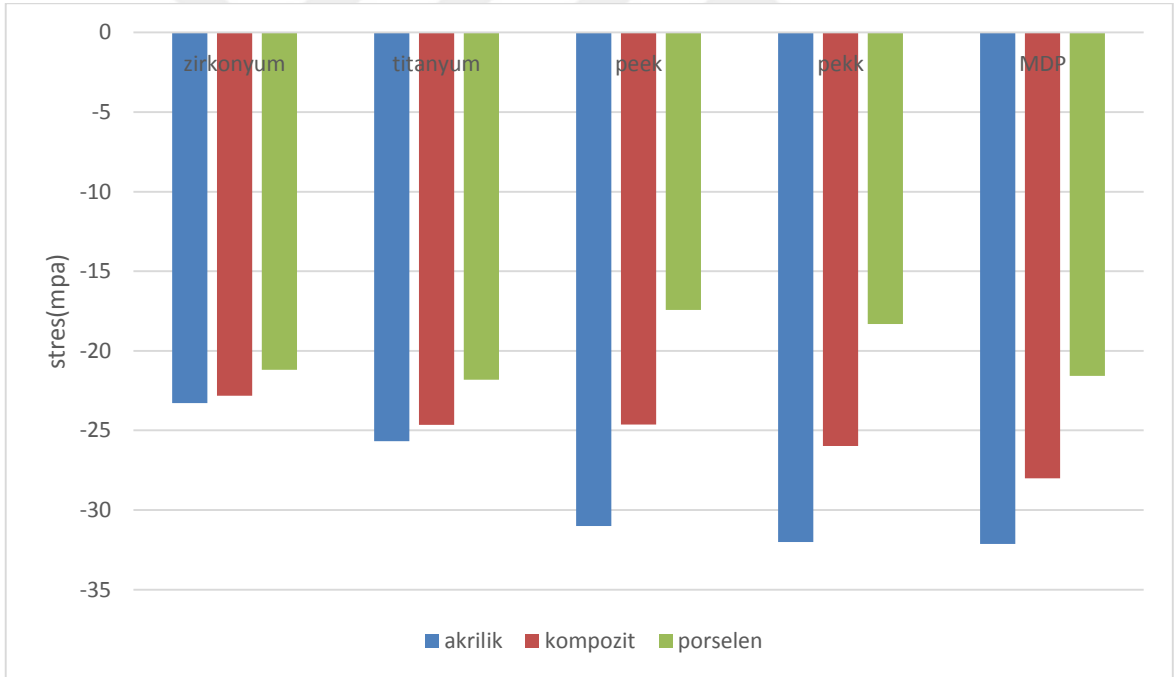
Çalışma Modelleri		Anterior implant çevresi kemik (MPa)				Posterior implant çevresi kemik (MPa)			
		Mezial	Distal	palatinal	bukkal	Mezial	Distal	palatinal	bukkal
Akrilik	Zirkonyum	-0,707807	-8,205959	-1,581063	-2,631925	-5,333470	-8,922191	-17,133328	-18,557006
	Titanyum	-0,848855	-9,084773	-1,798845	-3,003255	-5,192575	-8,875196	-16,044603	-18,998050
	Peek	-1,116949	-11,402198	-2,354861	-3,160421	-4,466194	-9,038585	-11,990527	-21,285158
	Pekk	-1,155268	-12,071806	-2,411254	-3,386715	-4,541902	-8,900740	-12,221416	-20,945468
	FRP	-1,116128	-11,869307	-2,266586	-3,596821	-4,810290	-8,767465	-13,220949	-20,243119
Kompozit	Zirkonyum	-0,674032	-7,984847	-1,522394	-2,481806	-5,323391	-8,961947	-17,287321	-18,541306
	Titanyum	-0,789618	-8,632031	-1,702925	-2,756625	-5,168790	-8,949439	-16,332123	-18,956786
	Peek	-0,756741	-8,305844	-1,598286	-2,127977	-4,376549	-9,611912	-12,481321	-21,851942
	Pekk	-0,819449	-8,938616	-1,734979	-2,345259	-4,439791	-9,443240	-12,804053	-21,402868
	FRP	-0,928573	-9,864379	-1,948720	-2,872501	-4,702338	-9,063647	-13,980746	-20,245116
Porselen	Zirkonyum	-0,552052	-7,263227	-1,296218	-1,983436	-5,316729	-9,080109	-17,897714	-18,446620
	Titanyum	-0,602681	-7,454559	-1,369567	-2,078350	-5,163244	-9,124147	-17,289760	-18,769676
	Peek	-0,479380	-6,210388	-0,966205	-1,445046	-4,365591	-10,007739	-12,994490	-22,186788
	Pekk	-0,505386	-6,436200	-1,028276	-1,521004	-4,451464	-9,864147	-13,600072	-21,626249
	FRP	-0,601513	-7,283112	-1,291213	-1,881282	-4,747929	-9,421093	-15,456438	-20,041204

Tablo 5. Oblik yükleme kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri(σ_{min})

Çalışma Modelleri		Anterior implant çevresi kemik (MPa)				Posterior implant çevresi kemik (MPa)			
		Mezial	Distal	palatinal	bukkal	Mezial	Distal	palatinal	bukkal
Akrilik	Zirkonyum	-0,577768	-4,561473	-0,412793	-0,488966	-5,225291	-8,917043	-23,289246	-14,054661
	Titanyum	-0,720465	-3,991594	-0,468208	-0,476694	-5,287379	-9,369075	-25,678962	-13,265119
	Peek	-2,158103	-0,190290	-0,814590	-1,639848	-5,917806	-11,101363	-31,004546	-12,323075
	Pekk	-1,991841	-0,239092	-0,880663	-1,671674	-5,981092	-11,088520	-32,012220	-11,893011
	FRP	-1,262428	-1,165593	-0,883099	-1,102701	-5,812030	-10,664052	-32,126564	-11,511842
Kompozit	Zirkonyum	-0,539686	-4,502672	-0,399318	-0,482805	-5,228087	-8,822443	-22,817429	-14,204818
	Titanyum	-0,636416	-3,864326	-0,415908	-0,443847	-5,286835	-9,174106	-24,656737	-13,588006
	Peek	-0,670673	-0,132722	-0,363242	-0,230709	-5,365791	-9,964435	-24,625303	-14,395002
	Pekk	-0,786743	-0,139764	-0,457611	-0,375886	-5,505197	-10,042250	-25,980874	-13,757157
	FRP	-0,823298	-0,831752	-0,546613	-0,442539	-5,618182	-9,986060	-28,005068	-12,681115
Porselen	Zirkonyum	-0,417278	-4,471577	-0,391842	-0,499082	-5,194268	-8,538161	-21,198723	-14,751235
	Titanyum	-0,415230	-3,936270	-0,354805	-0,449202	-5,192032	-8,649098	-21,821466	-14,550984
	Peek	-0,179885	-1,794952	-0,200687	-0,253029	-4,494785	-9,086156	-16,877764	-17,422773
	Pekk	-0,182961	-1,594126	-0,178597	-0,222340	-4,675110	-9,017518	-18,312978	-16,636243
	FRP	-0,280503	-2,057399	-0,247597	-0,259712	-5,091791	-8,864240	-21,579316	-14,883600



Şekil 106: Dik yükleme kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri(σ_{min})



Şekil 107: Oblik yükleme kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri(σ_{min})

4.2. Trabeküler Kemiğe Ait Bulgular

4.2.1. Trabeküler Kemikte Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress)

1. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,454431 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 1,627798 MPa değerindedir (Şekil 107).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,406527 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 1,898951 MPa değerindedir (Şekil 108).

2. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,479829 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 1,604510 MPa değerindedir (Şekil 109).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek palatinal bölgede ve 0,403445 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,058846 MPa değerindedir (Şekil 110).

3. Model'e Ait Bulgular(Peek alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabekülerl kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,584582 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler

incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 1,615079 MPa değerindedir (Şekil 111).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek palatinal bölgede ve 0,344430 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,358218 MPa değerindedir (Şekil 112).

4. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,584582 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 1,615079 MPa değerindedir (Şekil 113).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek palatinal bölgede ve 0,360645 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,423058 MPa değerindedir (Şekil 114).

5. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,590711 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 1,606824 MPa değerindedir (Şekil 115).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek palatinal bölgede ve 0,396453 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,450552 MPa değerindedir (Şekil 116).

6. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,450614 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 1,637148 MPa değerindedir (Şekil 117).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek palatinal bölgede ve 0,349624 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 1,866146 MPa değerindedir (Şekil 118).

7. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,468447 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 1,598361 MPa değerindedir (Şekil 119).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek palatinal bölgede ve 0,366755 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 1,987206 MPa değerindedir (Şekil 120).

8. Model'e Ait Bulgular(Peek alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,467191 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 1,640779 MPa değerindedir (Şekil 121).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek palatinal bölgede ve 0,193557 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 1,979407 MPa değerindedir (Şekil 122).

9. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,491801 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 1,628265 MPa değerindedir (Şekil 123).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,199394 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 1,645934 MPa değerindedir (Şekil 124).

10. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,520628 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 1,609754 MPa değerindedir (Şekil 125).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek palatinal bölgede ve 0,307727 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,181835 MPa değerindedir (Şekil 126).

11. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı- porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,438995

MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 1,673123 MPa değerindedir (Şekil 127).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,382886 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 1,761504 MPa değerindedir (Şekil 128).

12. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabekülerl kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,440455 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 1,653365 MPa değerindedir (Şekil 129).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,348637 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 1,806468 MPa değerindedir (Şekil 130).

13. Model'e Ait Bulgular(Peek alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,387672 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 1,656464 MPa değerindedir (Şekil 131).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,204716 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 1,569689 MPa değerindedir (Şekil 132).

14. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-porselen yapay dişli model)

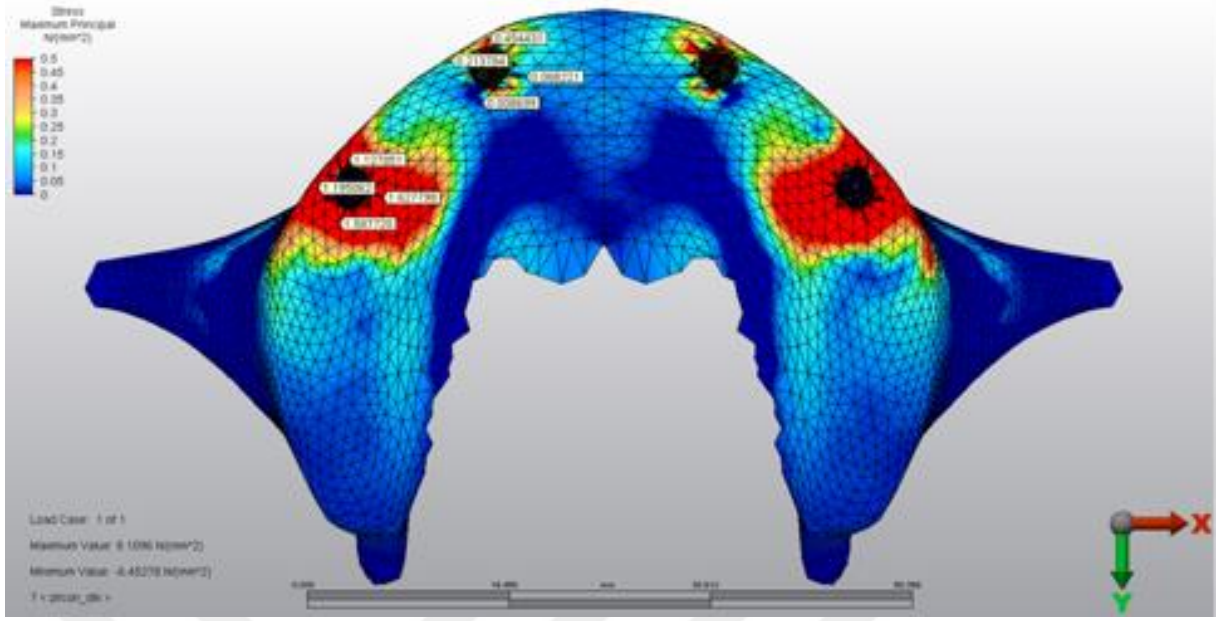
Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,397674 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 1,644192 MPa değerindedir (Şekil 133).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,199394 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 1,645934 MPa değerindedir (Şekil 134).

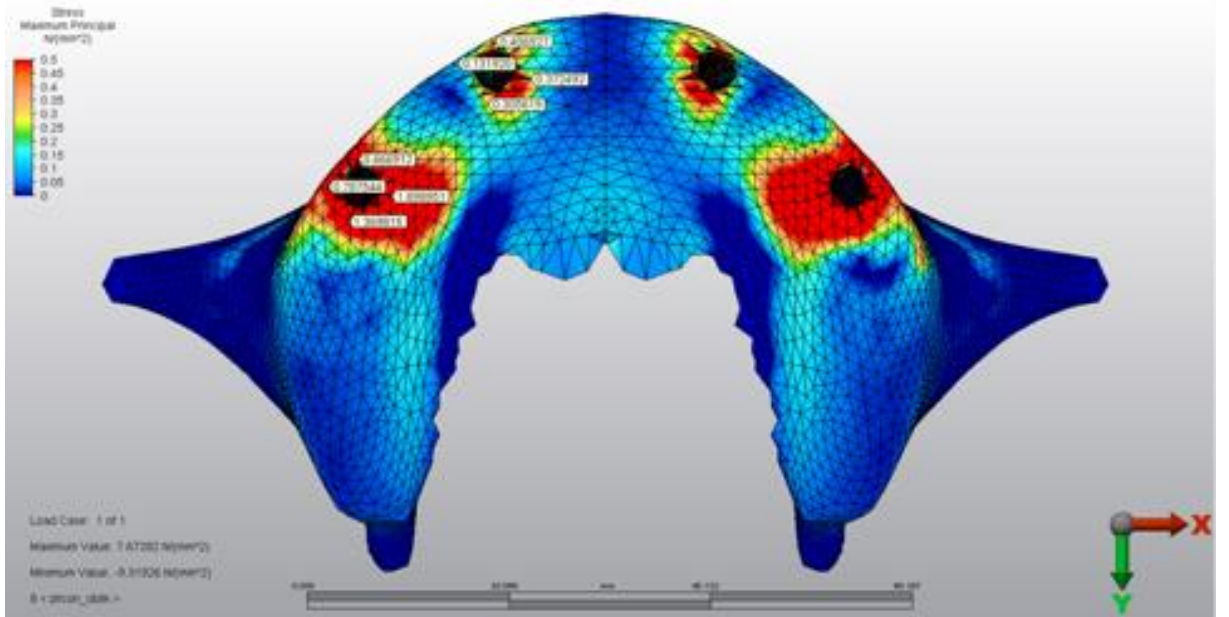
15. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,431486 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 1,611016 MPa değerindedir (Şekil 135).

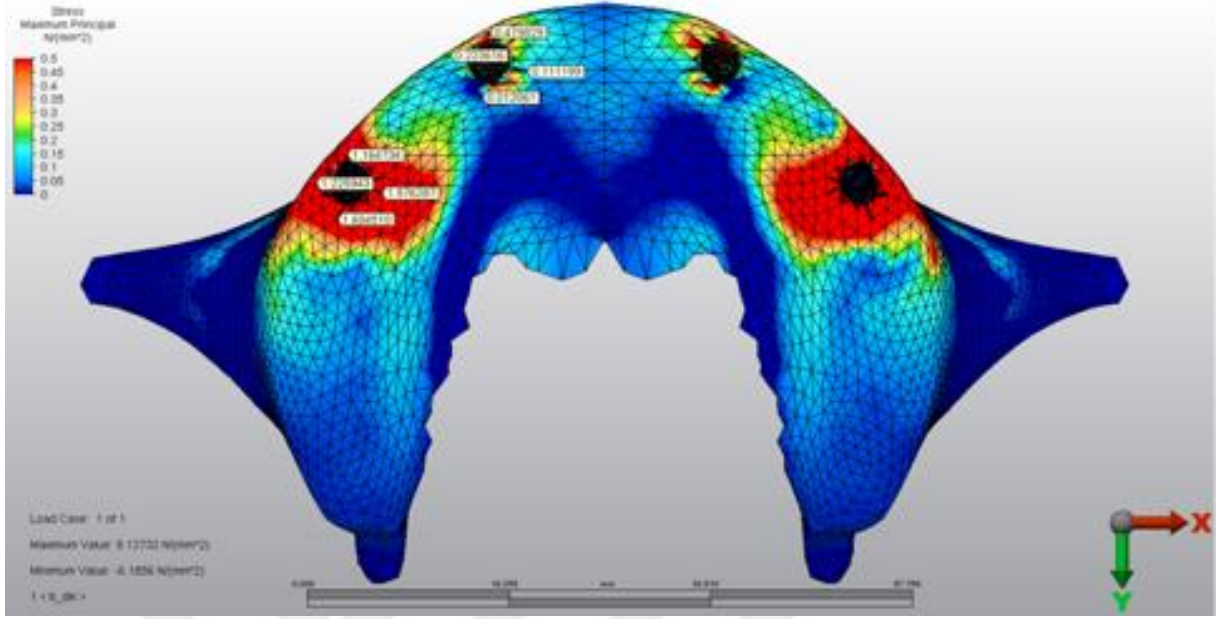
Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme stresleri en yüksek mesial bölgede ve 0,234512 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 1,812086 MPa değerindedir (Şekil 136).



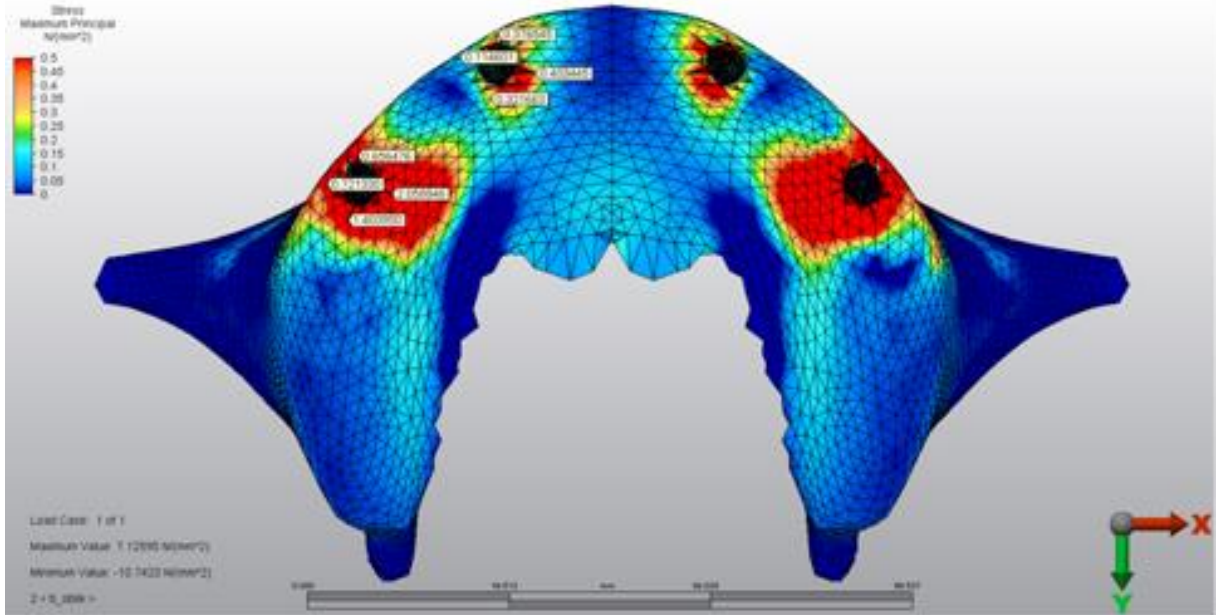
Şekil 107: 1.Model'de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



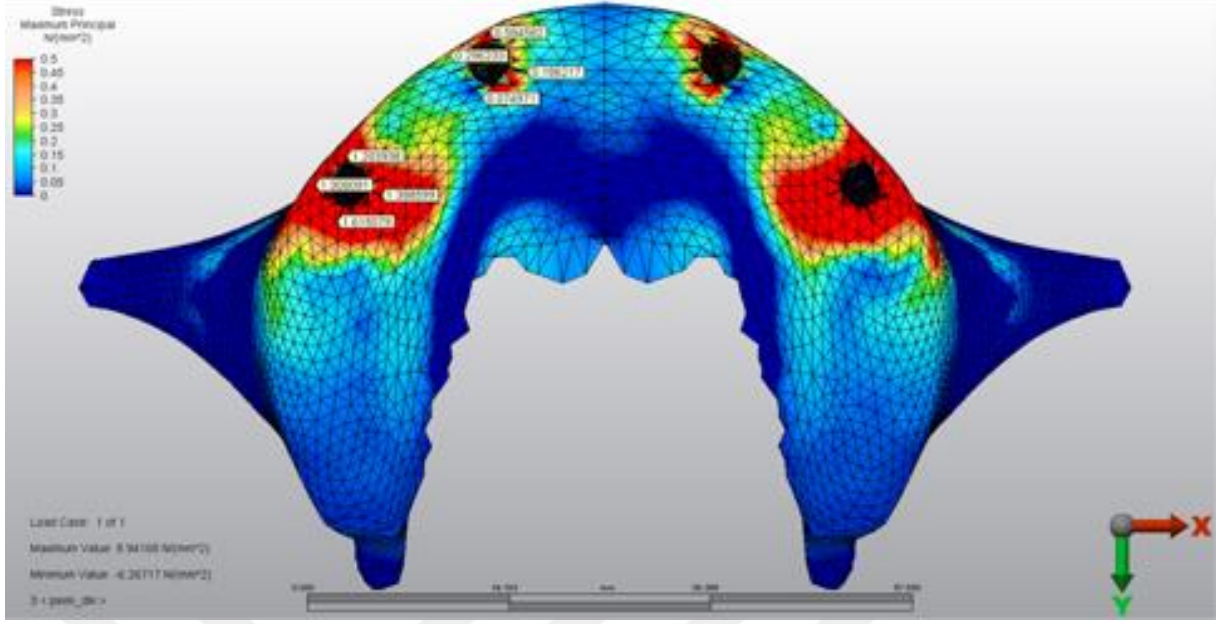
Şekil 108: 1.Model'de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



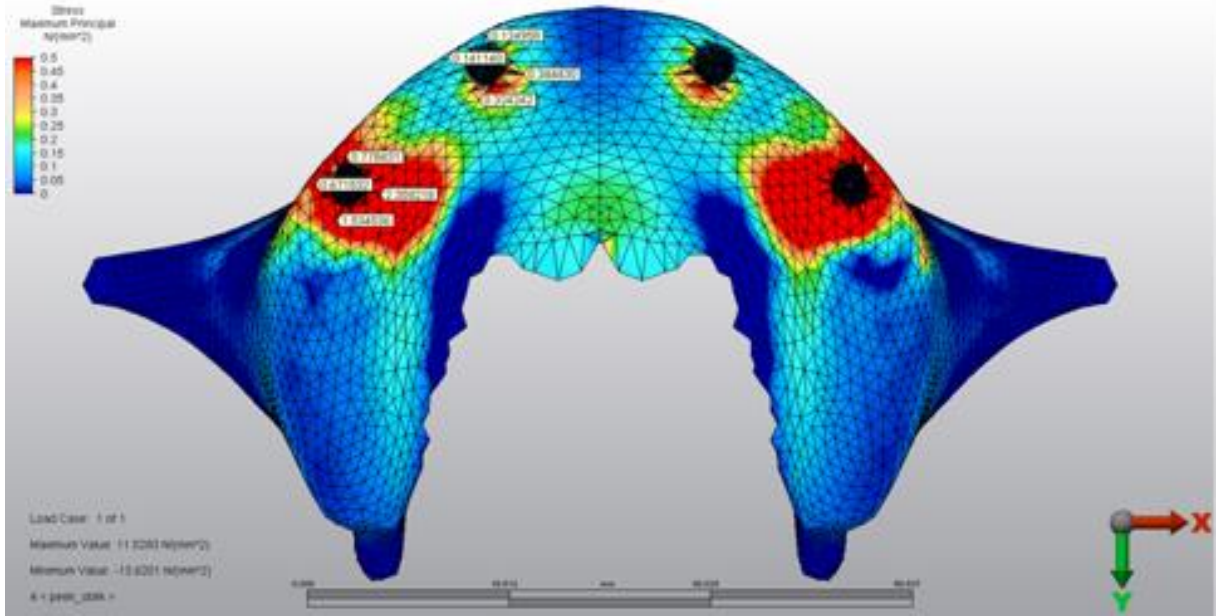
Şekil 109: 2.Model'de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



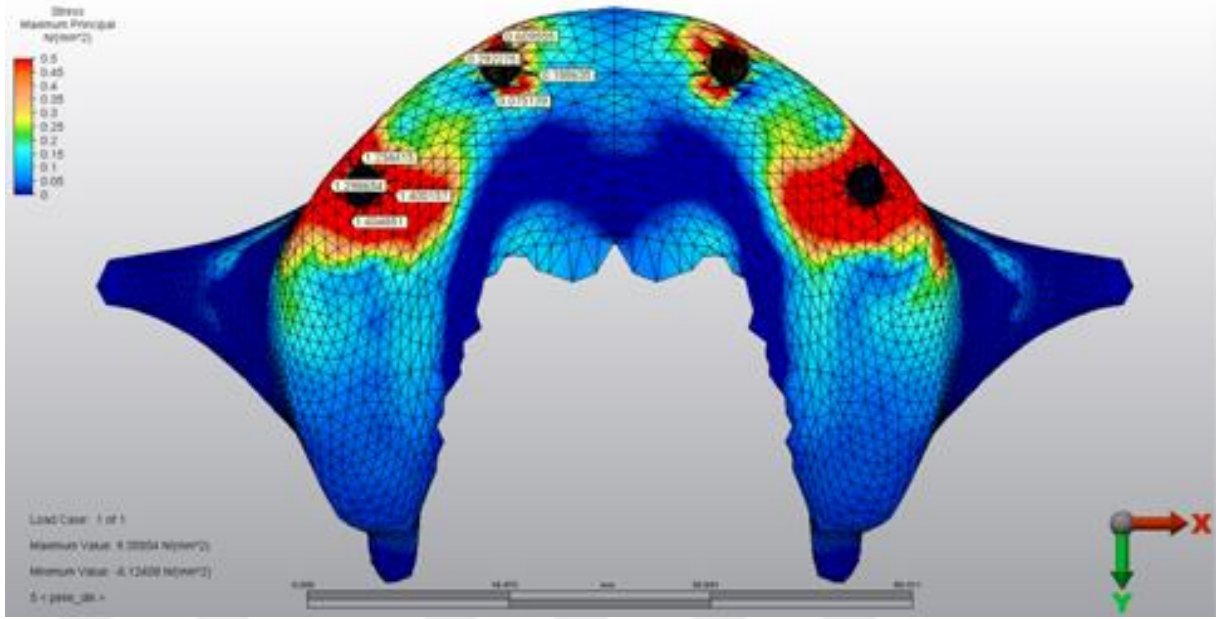
Şekil 110: 2.Model'de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



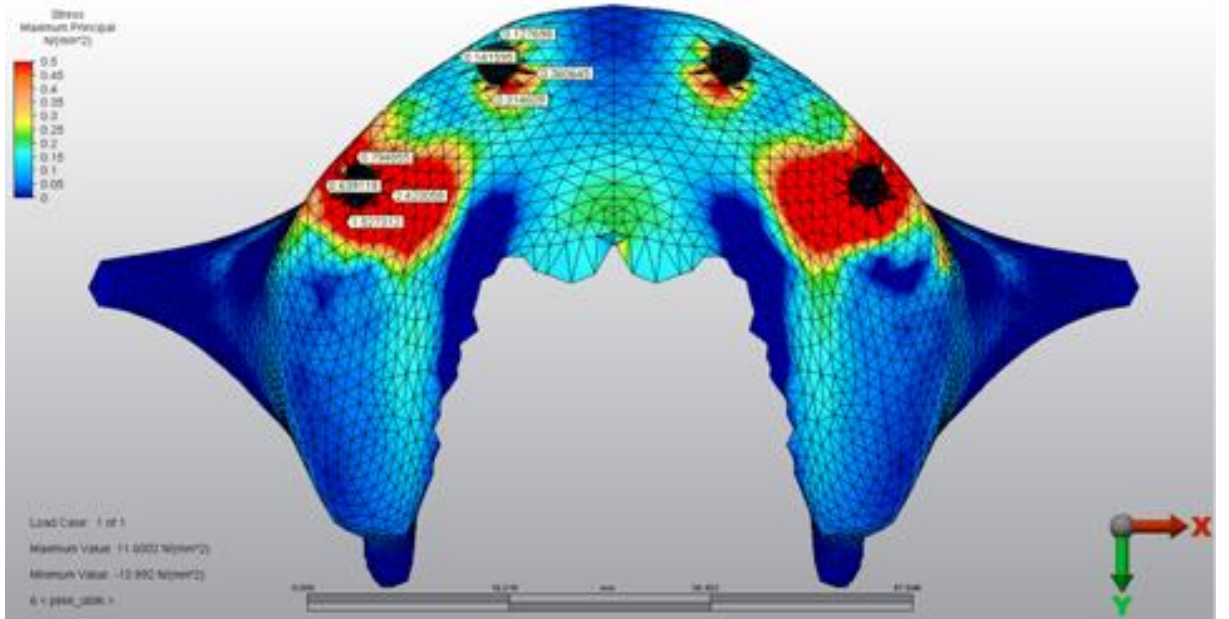
Şekil 111: 3.Model'de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



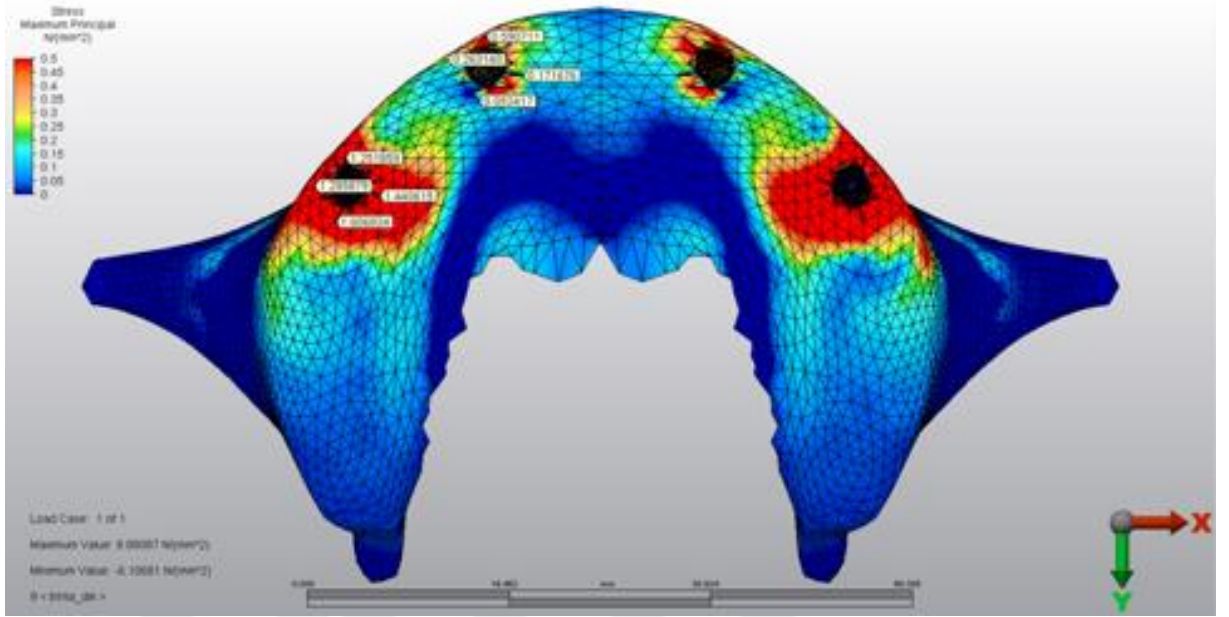
Şekil 112: 3.Model'de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



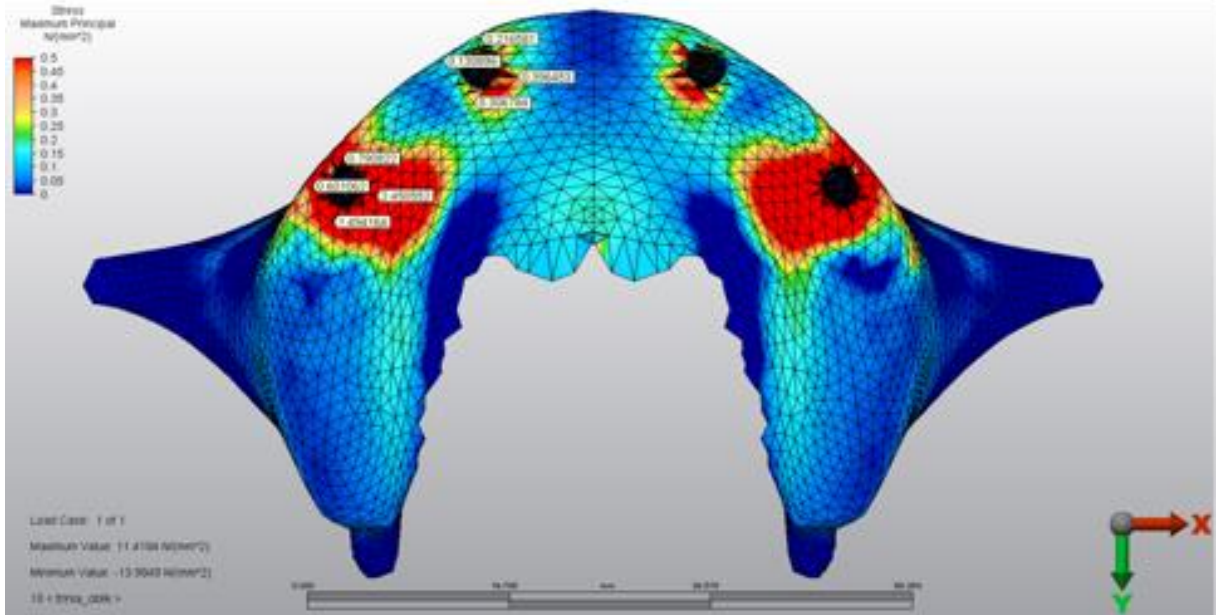
Şekil 113: 4.Model'de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



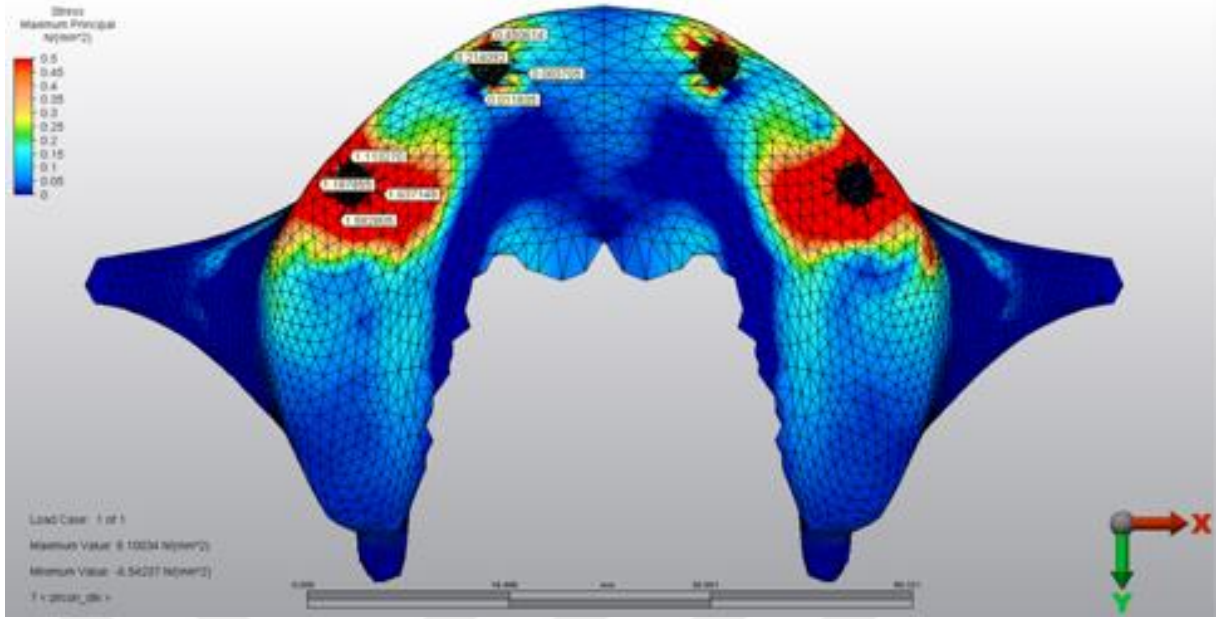
Şekil 114: 4.Model'de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



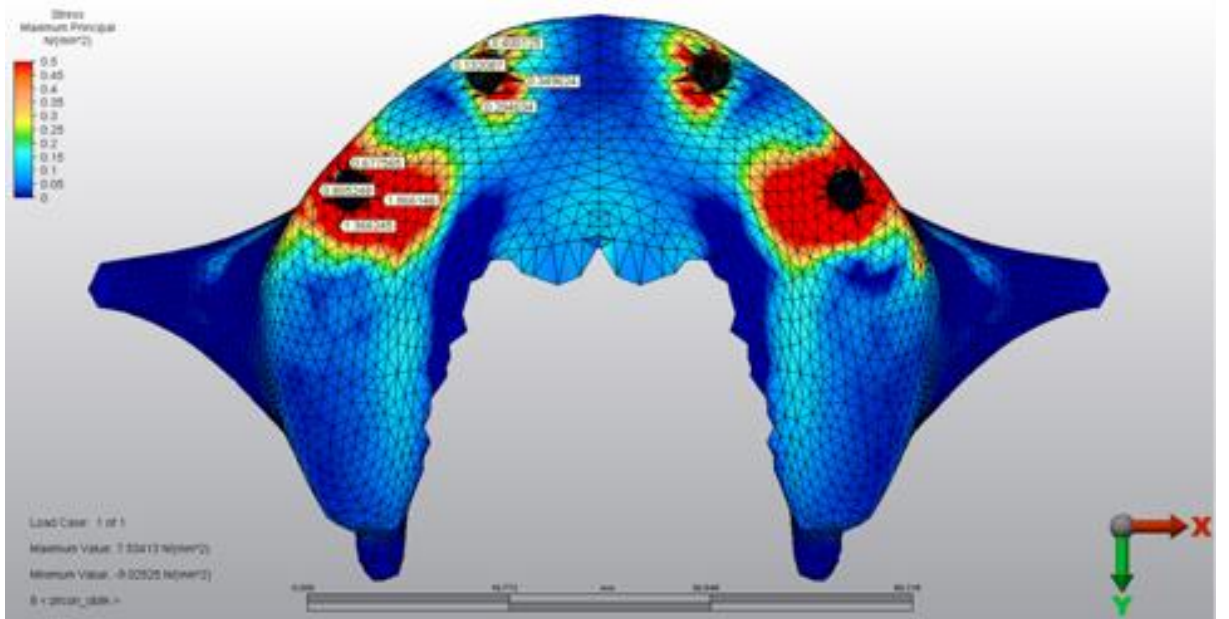
Şekil 115: 5.Model’de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



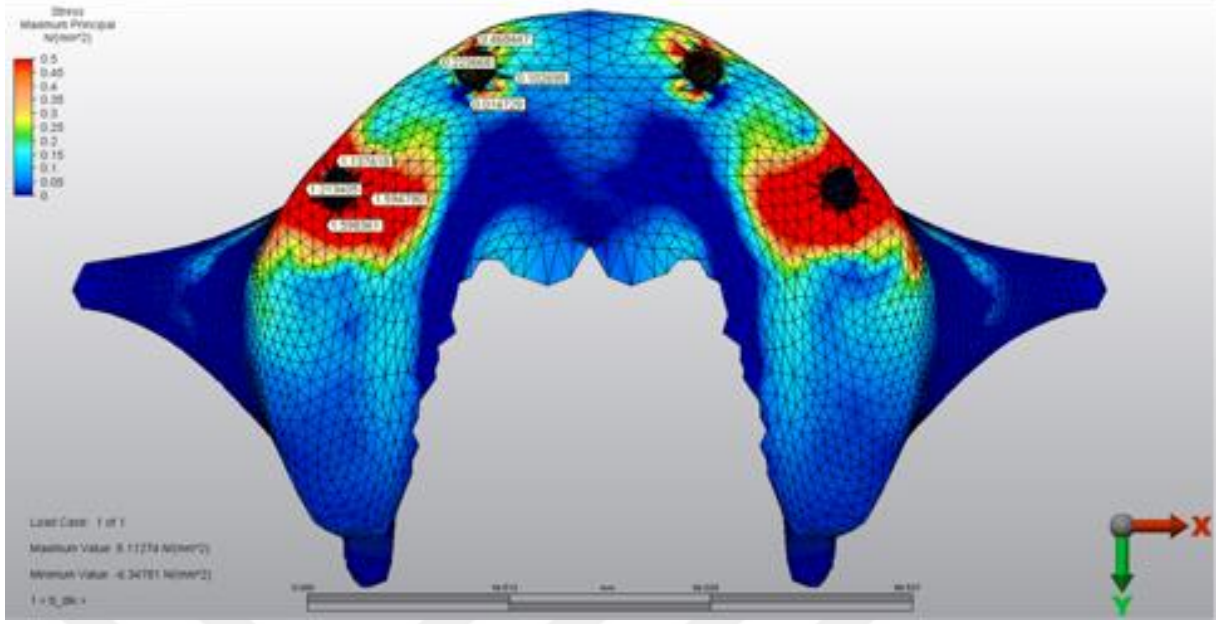
Şekil 116: 5.Model’de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



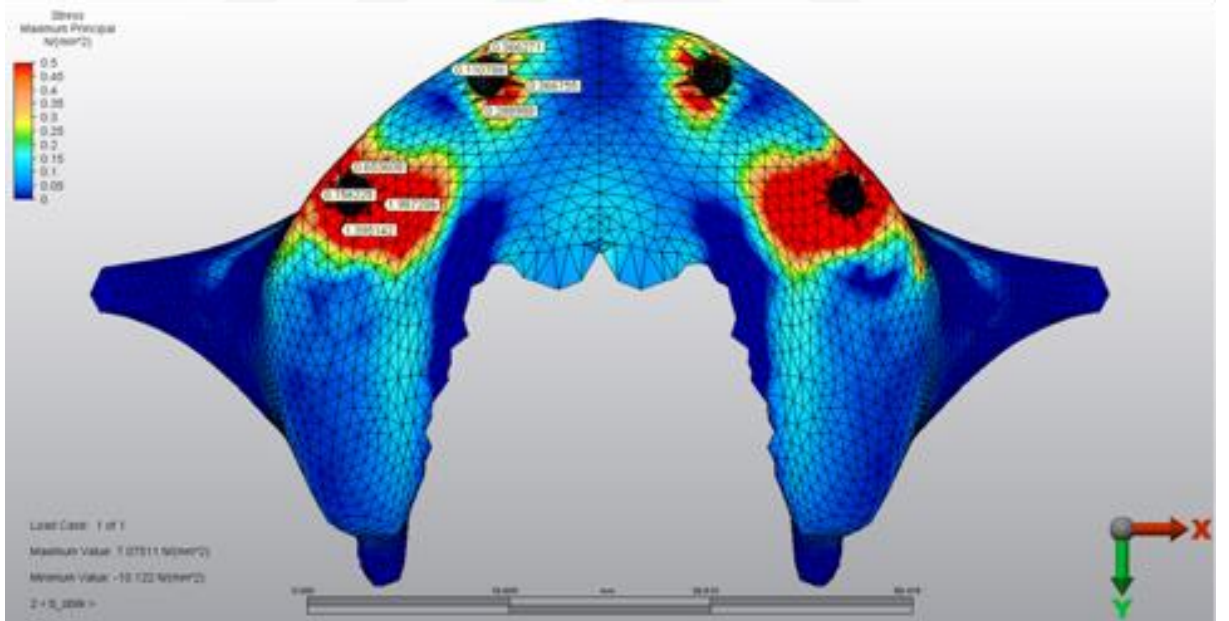
Şekil 117: 6.Model'de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



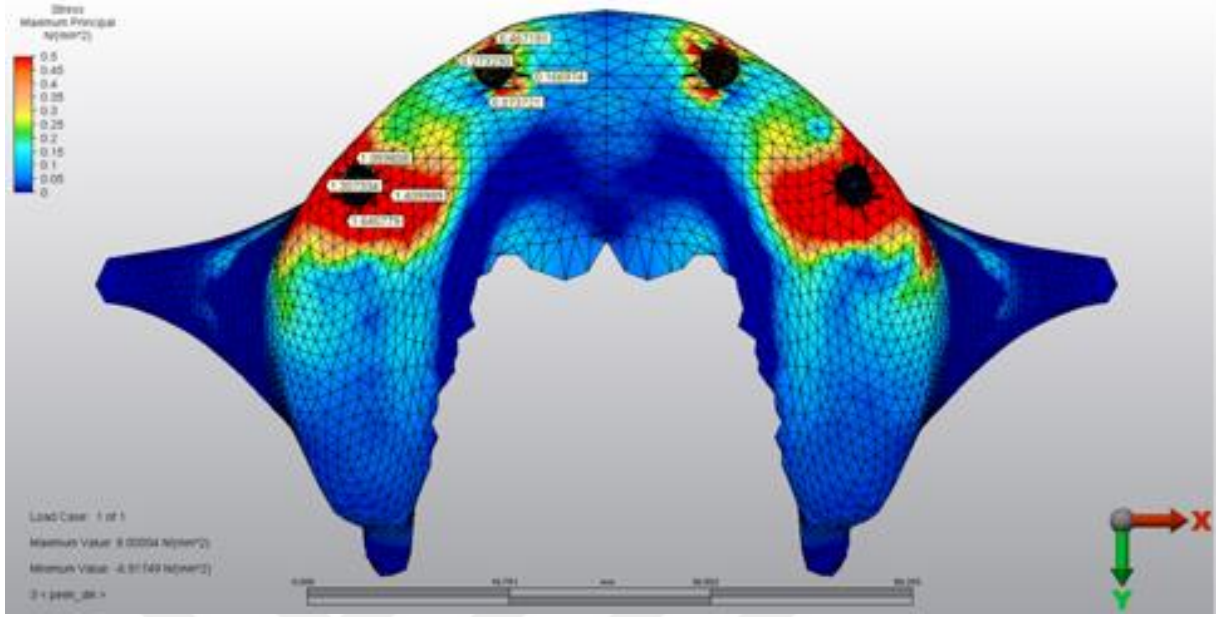
Şekil 118: 6.Model'de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



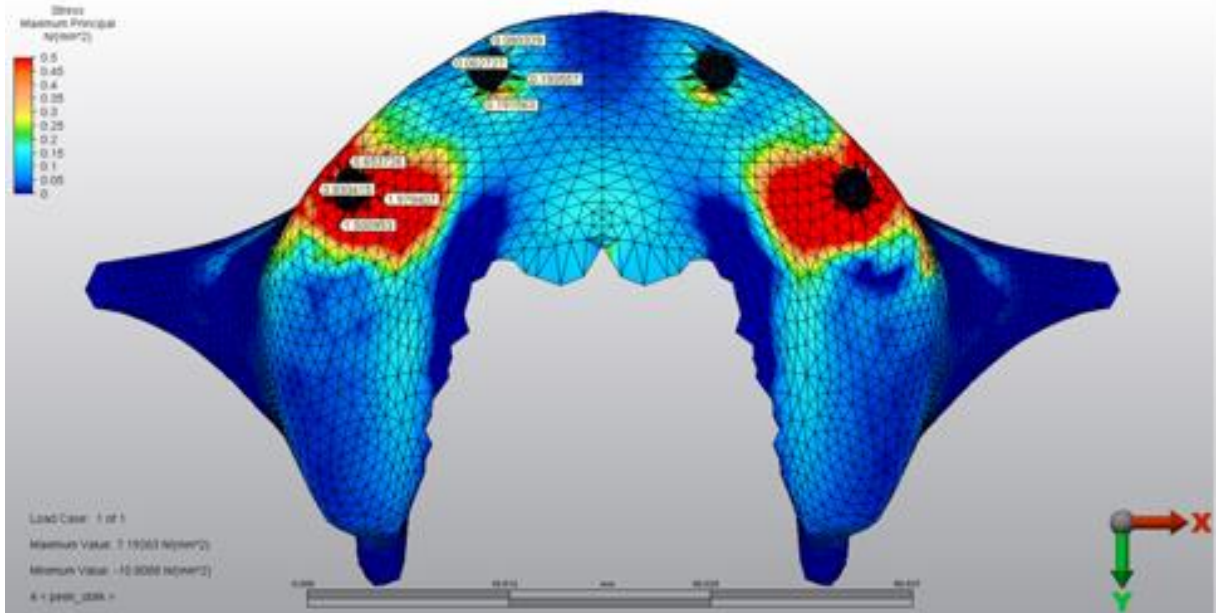
Şekil 119: 7.Model'de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



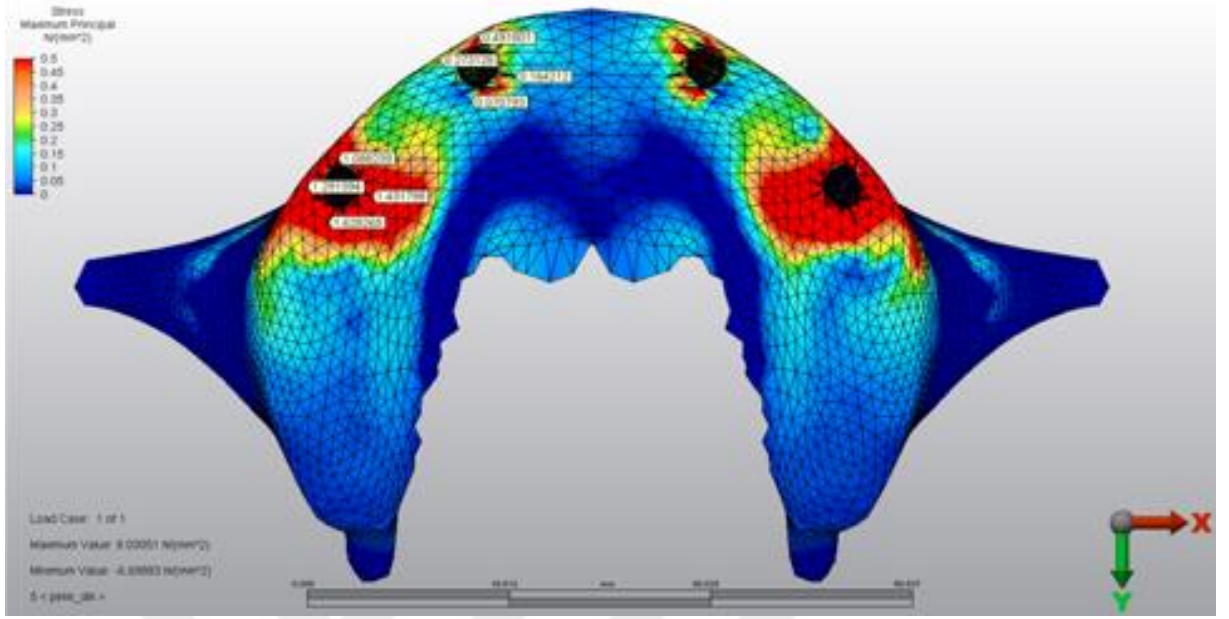
Şekil 120: 7.Model'de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



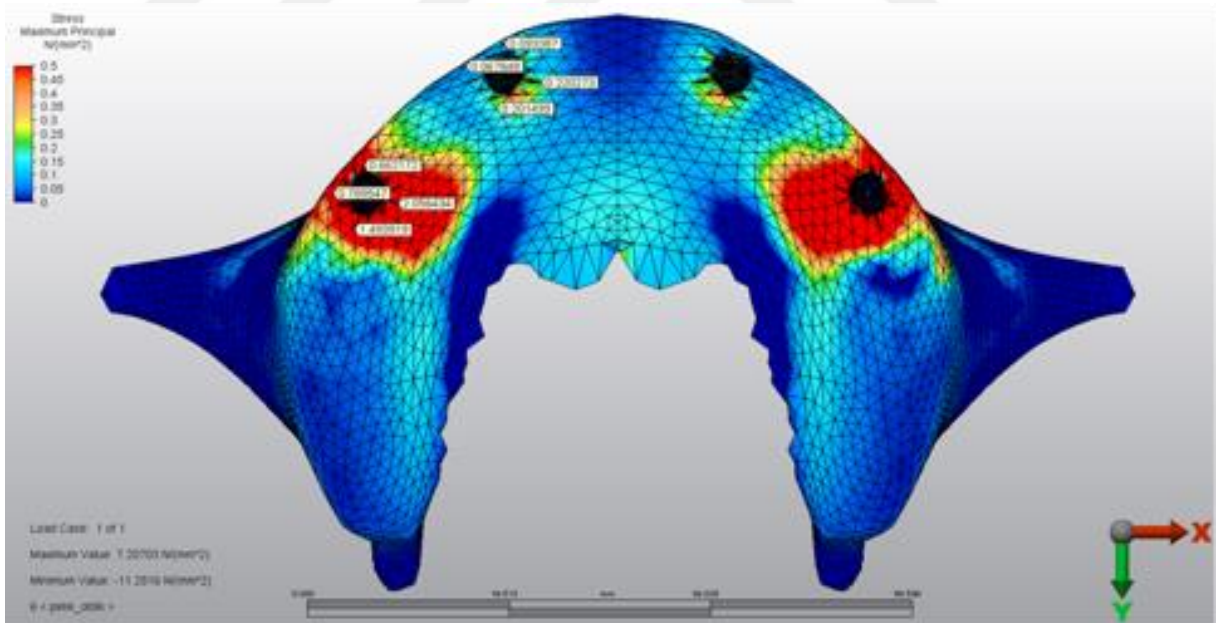
Şekil 121: 8.Model'de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



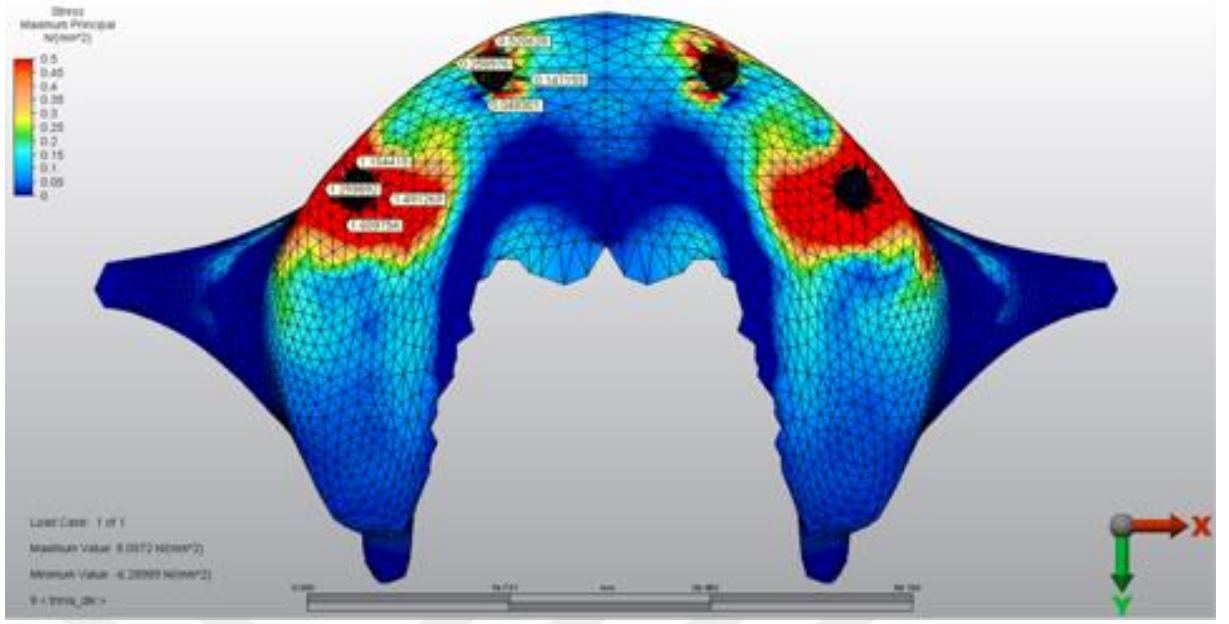
Şekil 122: 8.Model'de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



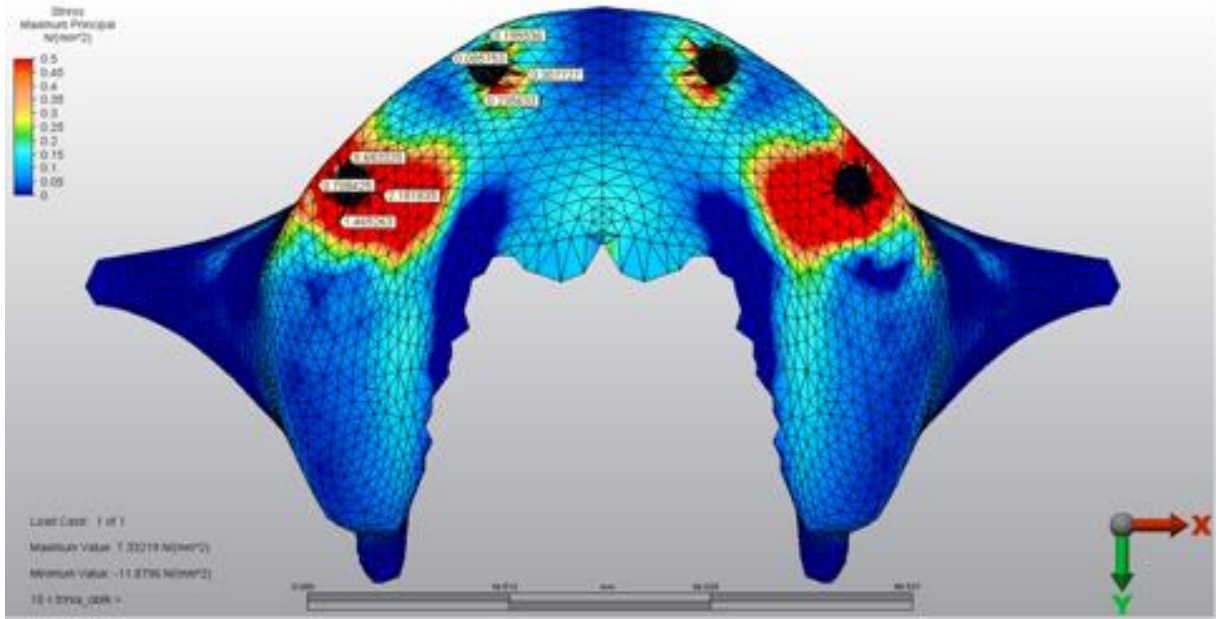
Şekil 123: 9.Model’de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



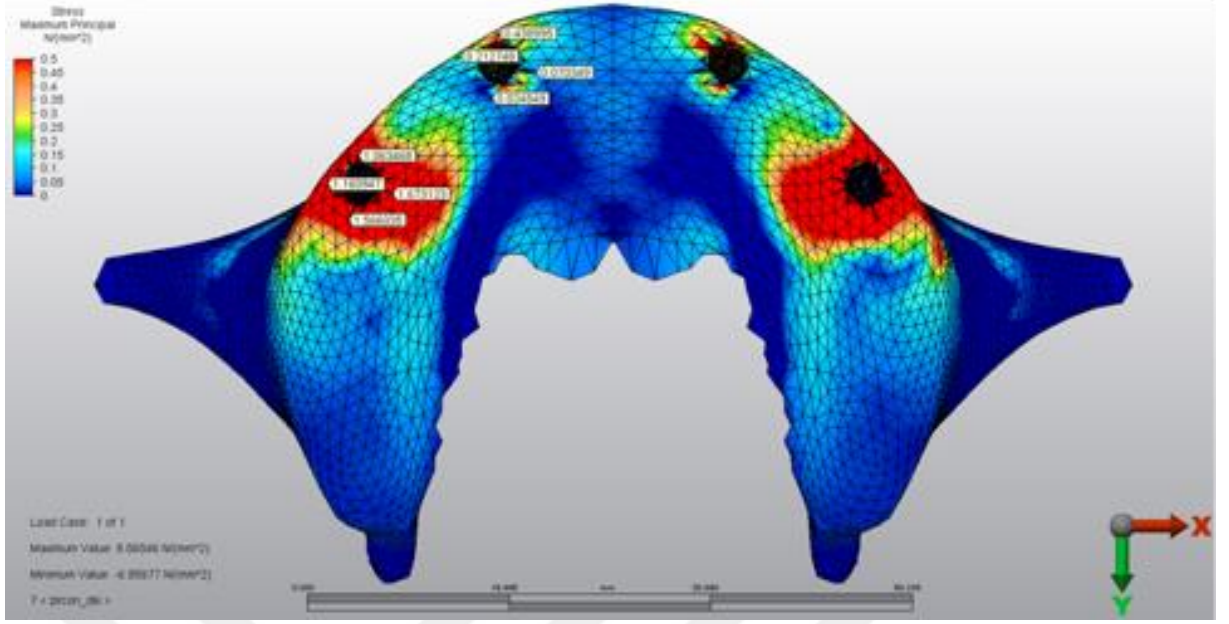
Şekil 124: 9.Model’de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



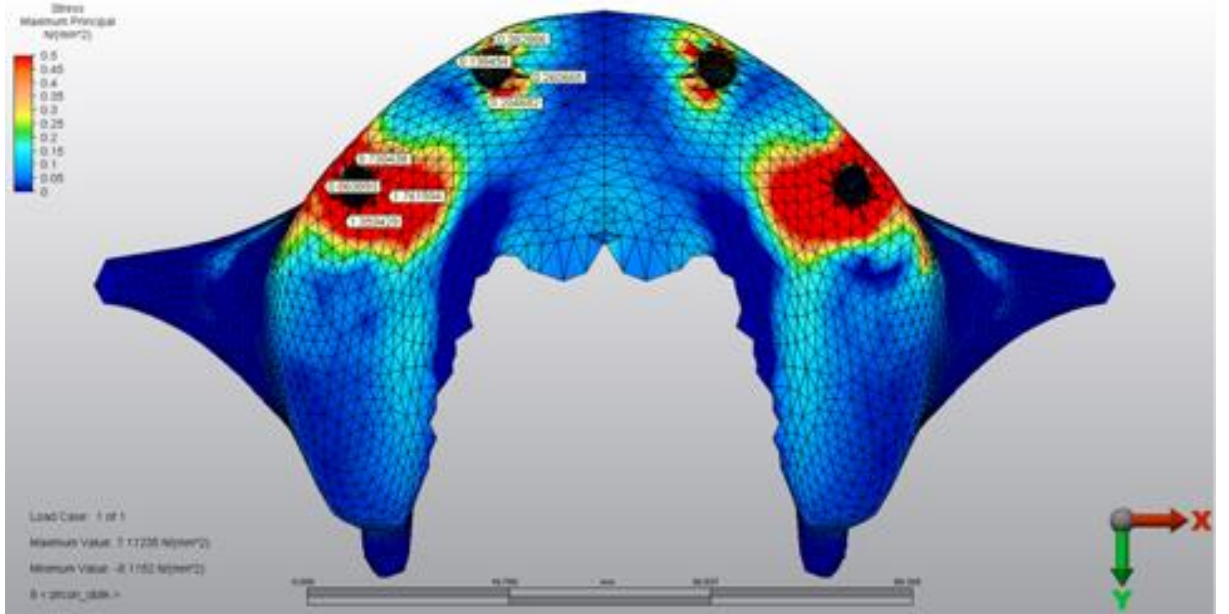
Şekil 125: 10.Model’de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



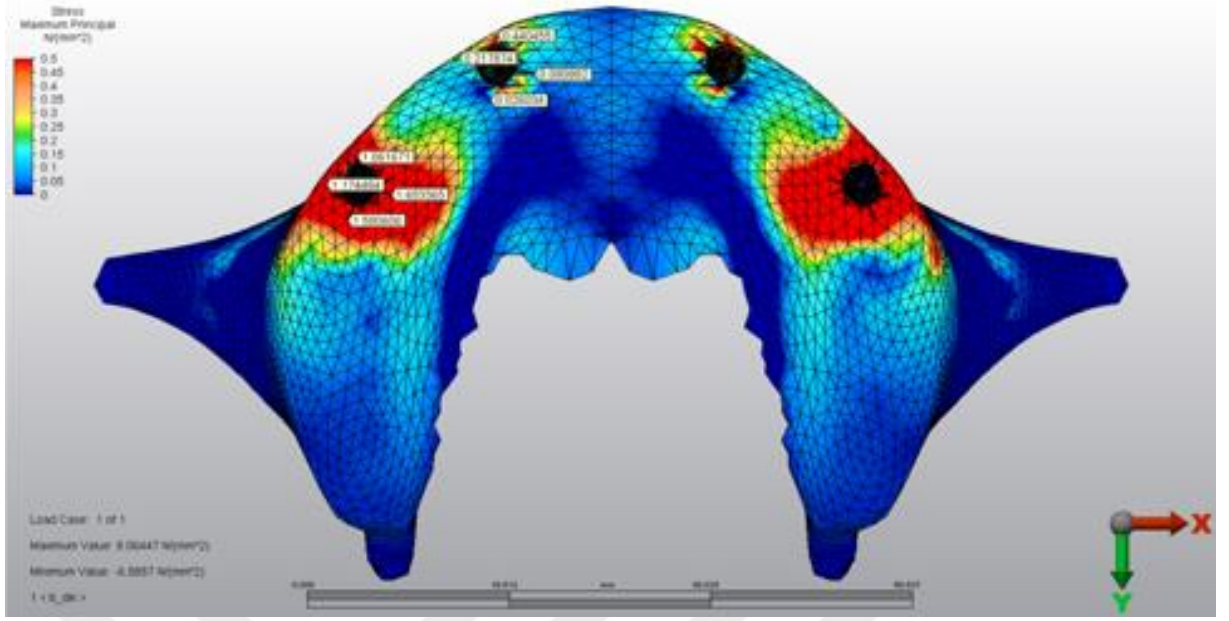
Şekil 126: 10.Model’de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



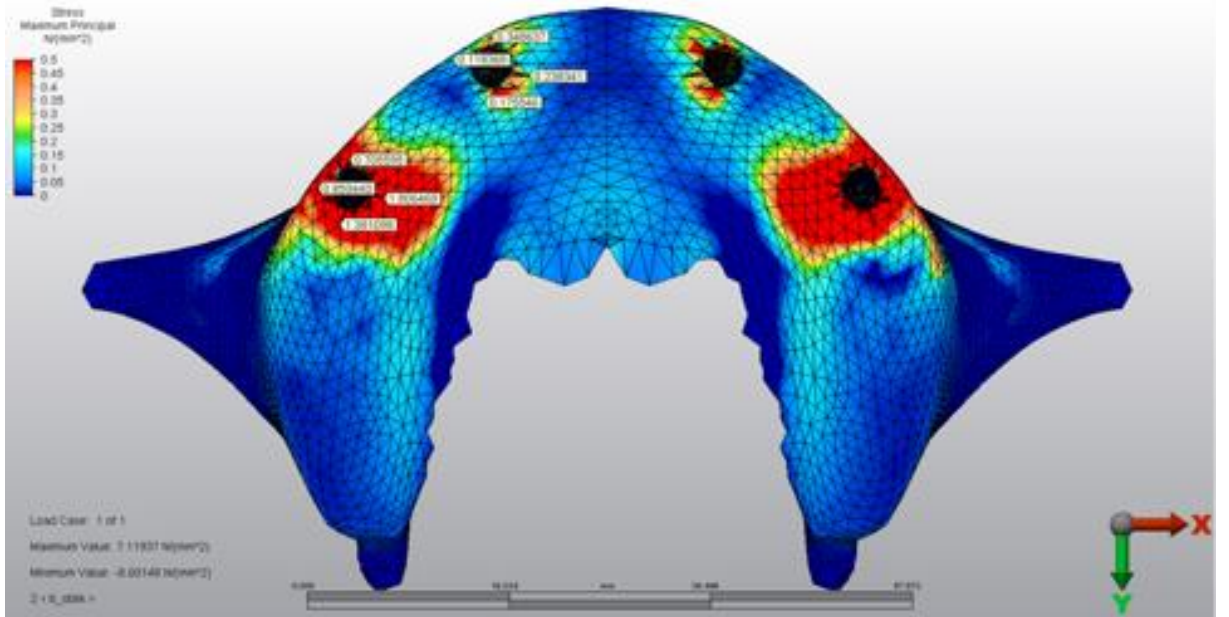
Şekil 127: 11.Model’de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{\max})



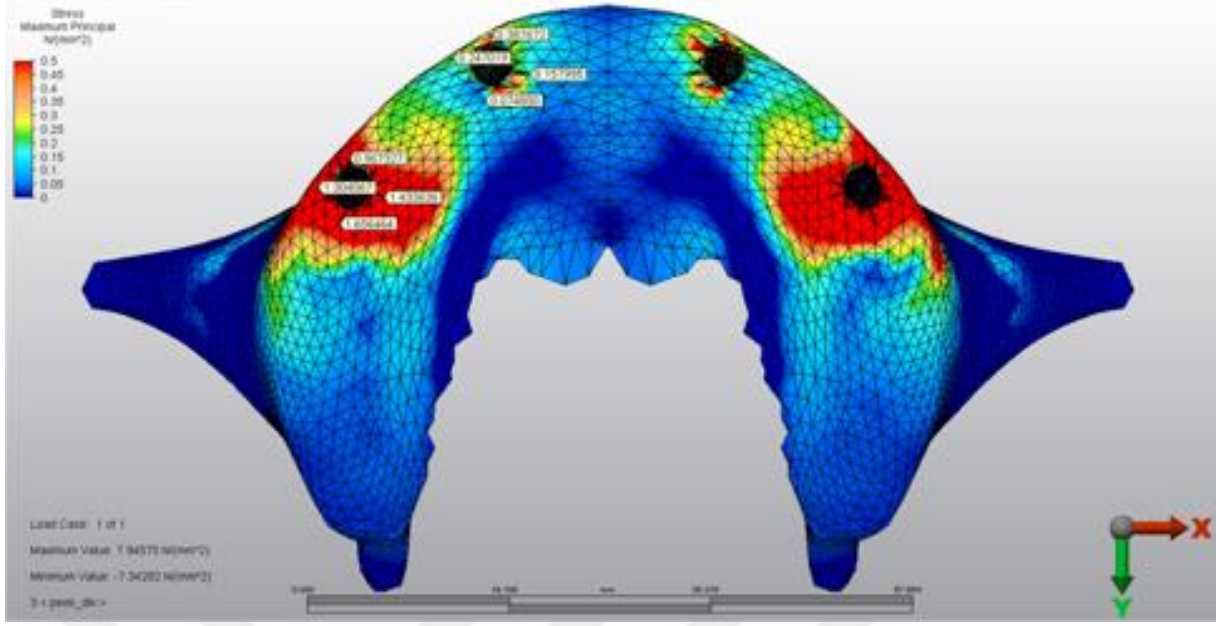
Şekil 128: 11.Model’de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{\max})



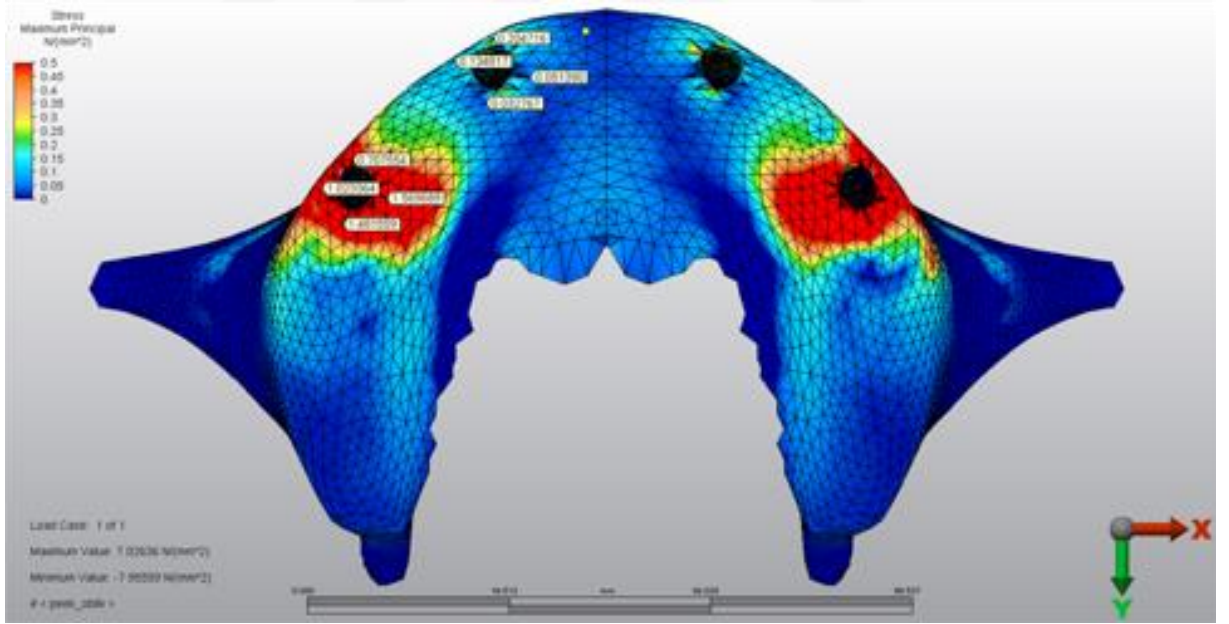
Şekil 129: 12.Model'de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



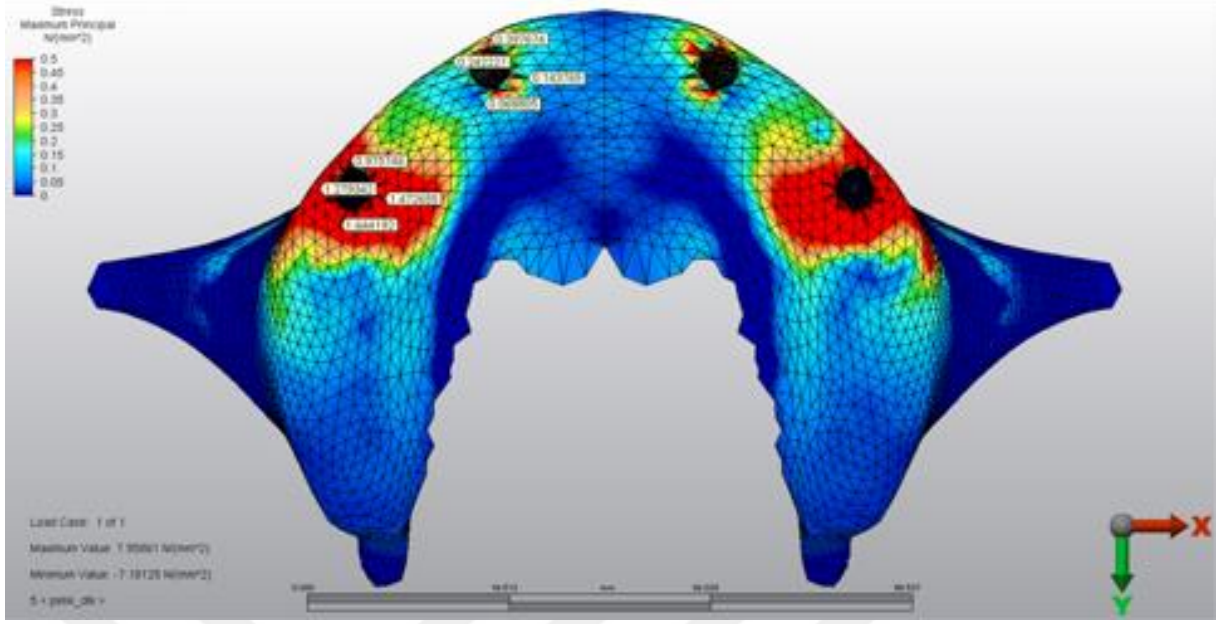
Şekil 130: 12.Model'de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



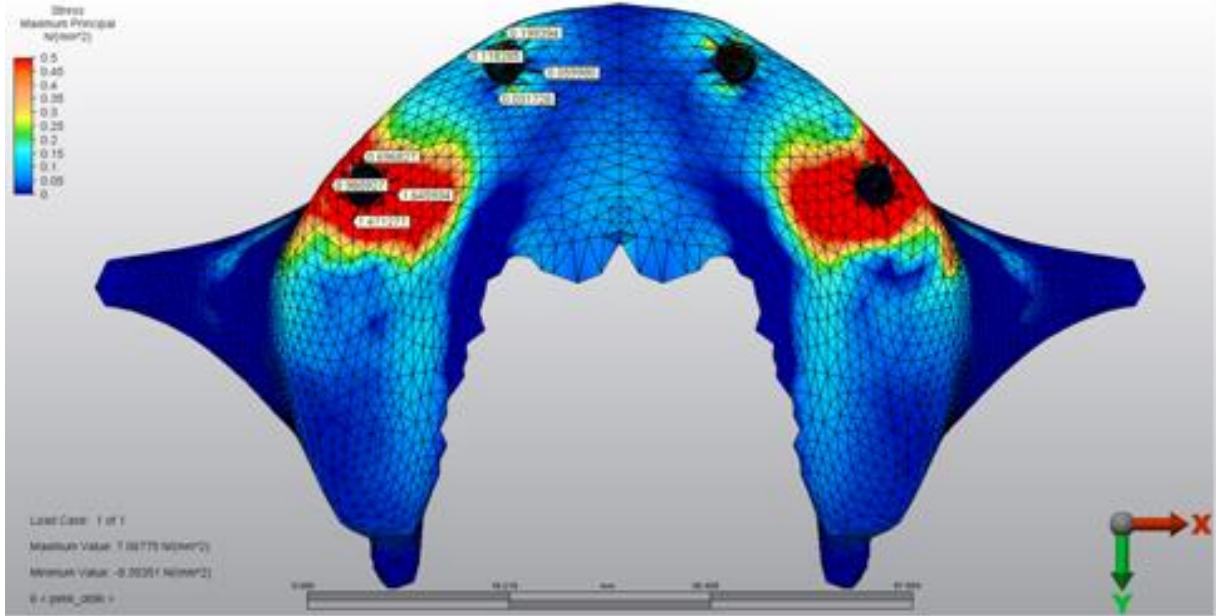
Şekil 131: 13.Model'de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{\max})



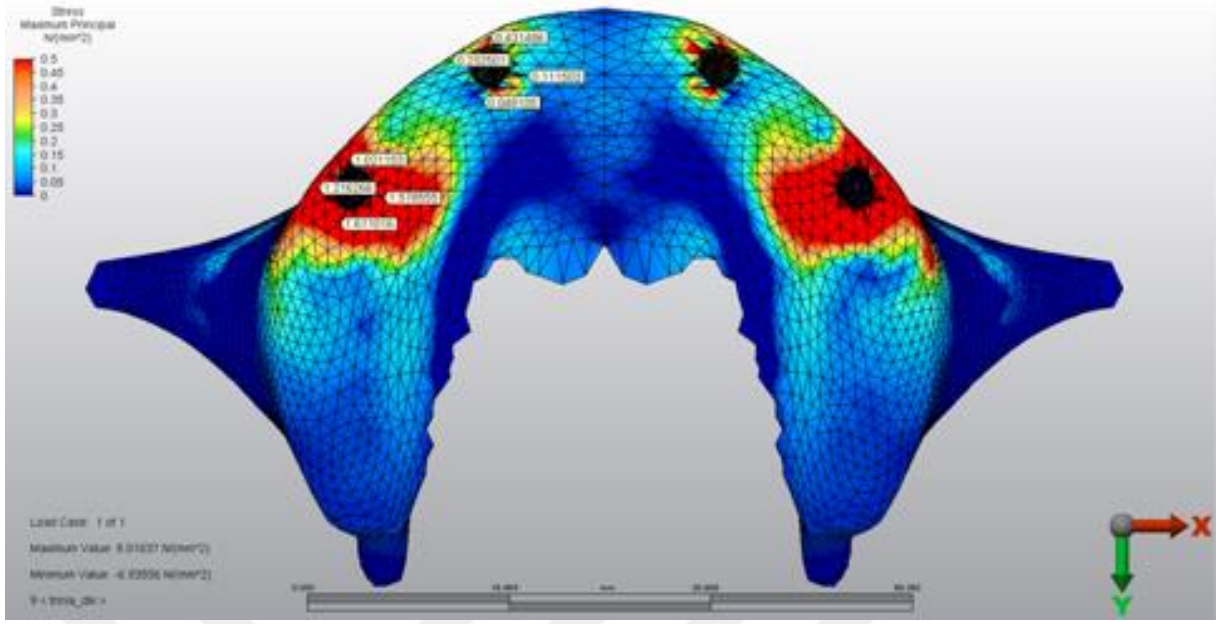
Şekil 132: 13.Model'de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{\max})



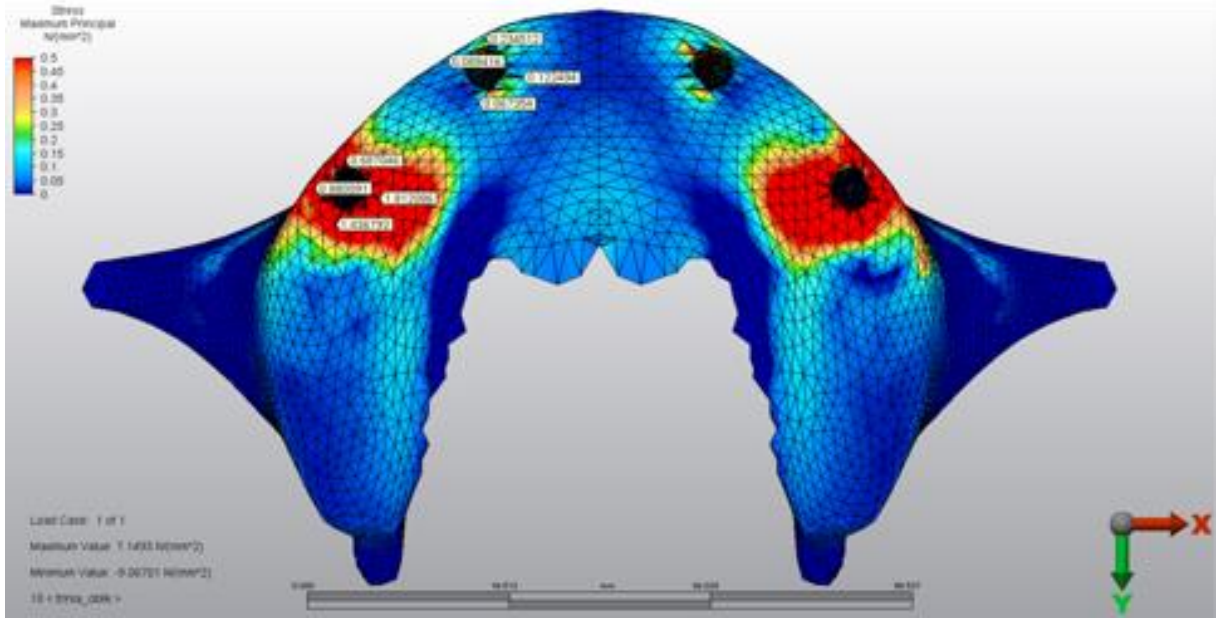
Şekil 133: 14.Model’de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



Şekil 134: 14.Model’de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



Şekil 135: 15.Model’de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})



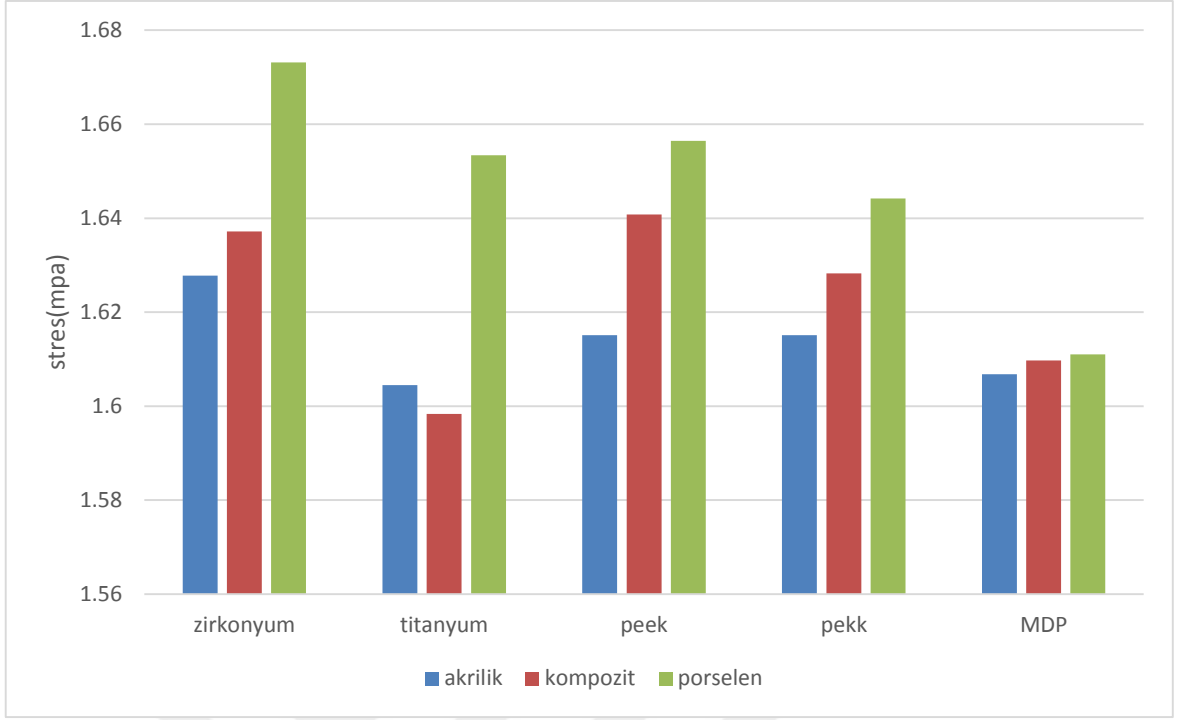
Şekil 136: 15.Model’de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri (σ_{max})

Tablo 6. Dik Yükleme trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri(σ_{max})

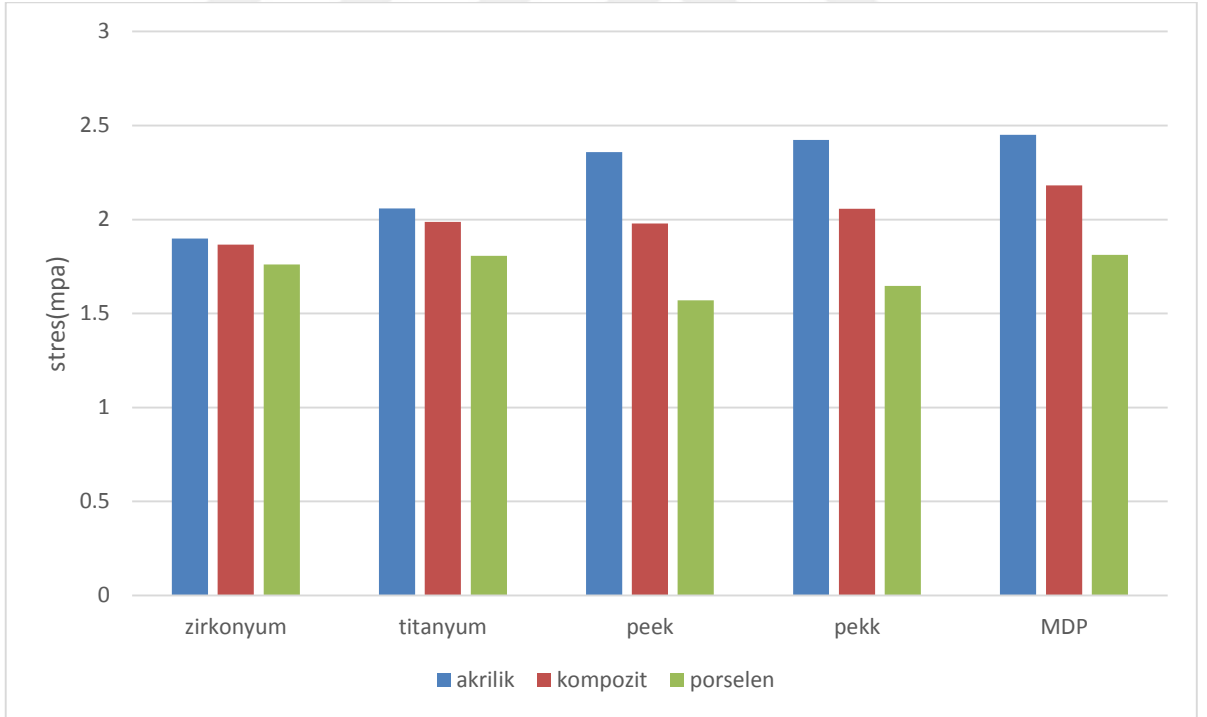
Çalışma Modelleri		Anterior implant çevresi kemik (MPa)				Posterior implant çevresi kemik (MPa)			
		Mezial	Distal	palatinal	bukkal	Mezial	Distal	palatinal	bukkal
Akrilik	Zirkonyum	0,454431	0,008699	0,088221	0,213784	1,127851	1,587720	1,627798	1,195062
	Titanyum	0,479829	0,012061	0,111199	0,223616	1,164734	1,604510	1,576287	1,225943
	Peek	0,584582	0,074971	0,186217	0,296233	1,203938	1,615079	1,388599	1,308091
	Pekk	0,584582	0,074971	0,186217	0,296233	1,203938	1,615079	1,388599	1,308091
	FRP	0,590711	0,052417	0,171676	0,263140	1,251859	1,606824	1,440615	1,285879
Kompozit	Zirkonyum	0,450614	0,011835	0,083705	0,214092	1,113270	1,187855	1,637148	1,187855
	Titanyum	0,468447	0,014729	0,102695	0,223668	1,137618	1,598361	1,594790	1,213405
	Peek	0,467191	0,073721	0,166974	0,273230	1,059808	1,640779	1,409989	1,307334
	Pekk	0,491801	0,070793	0,164212	0,273128	1,088239	1,628265	1,431798	1,291394
	FRP	0,520628	0,048301	0,147193	0,258976	1,154415	1,609754	1,491269	1,259892
Porselen	Zirkonyum	0,438995	0,024549	0,070349	0,212748	1,063468	1,566035	1,673123	1,160947
	Titanyum	0,440455	0,026034	0,080882	0,217874	1,061671	1,580606	1,653365	1,174484
	Peek	0,387672	0,074800	0,157995	0,247019	0,967327	1,656464	1,433636	1,304067
	Pekk	0,397674	0,068805	0,143769	0,242227	0,975746	1,644192	1,472655	1,279342
	FRP	0,431486	0,048105	0,111503	0,232501	1,021153	1,611016	1,578555	1,216266

Tablo 7. Oblik Yükleme trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (σ_{max})

Çalışma Modelleri		Anterior implant çevresi kemik (MPa)				Posterior implant çevresi kemik (MPa)			
		Mezial	Distal	palatinal	bukkal	Mezial	Distal	palatinal	bukkal
Akrilik	Zirkonyum	0,406527	0,305619	0,372492	0,131920	0,666912	1,369815	1,898951	0,787544
	Titanyum	0,376545	0,321663	0,403445	0,114601	0,656476	1,403950	2,058846	0,721330
	Peek	0,124958	0,324242	0,344430	0,141140	0,778431	1,534536	2,358218	0,671532
	Pekk	0,127698	0,314609	0,360645	0,141595	0,794855	1,527312	2,423058	0,639118
	FRP	0,216581	0,306784	0,396453	0,130896	0,790822	1,494164	2,450552	0,601062
Kompozit	Zirkonyum	0,400125	0,284634	0,349624	0,132087	0,677565	1,366245	1,866146	0,805248
	Titanyum	0,366271	0,288988	0,366755	0,110788	0,653608	1,395142	1,987206	0,756225
	Peek	0,080329	0,191563	0,193557	0,062727	0,653726	1,500953	1,979407	0,830415
	Pekk	0,093387	0,201499	0,220273	0,067848	0,662172	1,493919	2,056434	0,789547
	FRP	0,195536	0,235633	0,307727	0,085753	0,682020	1,465263	2,181835	0,708425
Porselen	Zirkonyum	0,382886	0,204682	0,260665	0,138454	0,730438	1,359429	1,761504	0,863893
	Titanyum	0,348637	0,175546	0,238341	0,118368	0,705595	1,381098	1,806468	0,850440
	Peek	0,204716	0,032767	0,051390	0,134817	0,707554	1,481559	1,569689	1,023364
	Pekk	0,199394	0,031728	0,059980	0,118285	0,696827	1,471277	1,645934	0,980927
	FRP	0,234512	0,067354	0,122494	0,089416	0,687046	1,436792	1,812086	0,880091



Şekil 137. Dik Yükleme trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri(σ_{max})



Şekil 138. Oblik Yükleme trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri(σ_{max})

4.2.2. Trabeküler Kemikte Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress)

1. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -8,205959 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -18,557006 MPa değerindedir (Şekil 139).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -4,561473 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -23,289246 MPa değerindedir (Şekil 140).

2. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -9,084773 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -18,998050 MPa değerindedir (Şekil 141).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -3,991594 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -25,678962 MPa değerindedir (Şekil 142).

3. Model'e Ait Bulgular(PEEK alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -11,402198 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -21,285158 MPa değerindedir (Şekil 143).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek mesial bölgede ve -2,158103 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -31,004546 MPa değerindedir (Şekil 144).

4. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -12,071806 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -20,945468 MPa değerindedir (Şekil 145).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek mesial bölgede ve -1,991841 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -32,012220 MPa değerindedir (Şekil 146).

5. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -11,869307 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -20,243119 MPa değerindedir (Şekil 147).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek mesial bölgede ve -1,262428 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -32,126564 MPa değerindedir (Şekil 148).

6. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte

oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -7,984847 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -18,541306 MPa değerindedir (Şekil 149).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -4,502672 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -22,817429 MPa değerindedir (Şekil 150).

7. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -8,632031 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -18,956786 MPa değerindedir (Şekil 151).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -3,864326 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -24,656737 MPa değerindedir (Şekil 152).

8. Model'e Ait Bulgular(Peek alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -8,305844 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -21,851942 MPa değerindedir (Şekil 153).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek mesial bölgede ve -0,670673 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler

incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -24,625303 MPa değerindedir (Şekil 154).

9. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -8,938616 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -21,402868 MPa değerindedir (Şekil 155).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -1,594126 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -18,312978 MPa değerindedir (Şekil 156).

10. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -9,864379 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -20,245116 MPa değerindedir (Şekil 157).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -0,831752 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -28,005068 MPa değerindedir (Şekil 158).

11. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı- porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -7,263227 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -18,446620 MPa değerindedir (Şekil 159).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -4,471577 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -21,198723 MPa değerindedir (Şekil 160).

12. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabekülerl kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -7,454559 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -18,769676 MPa değerindedir (Şekil 161).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -3,936270 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -21,821466 MPa değerindedir (Şekil 162).

13. Model'e Ait Bulgular(Peek alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -6,210388 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -22,186788 MPa değerindedir (Şekil 163).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -1,794952 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -17,422773 MPa değerindedir (Şekil 164).

14. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -6,436200

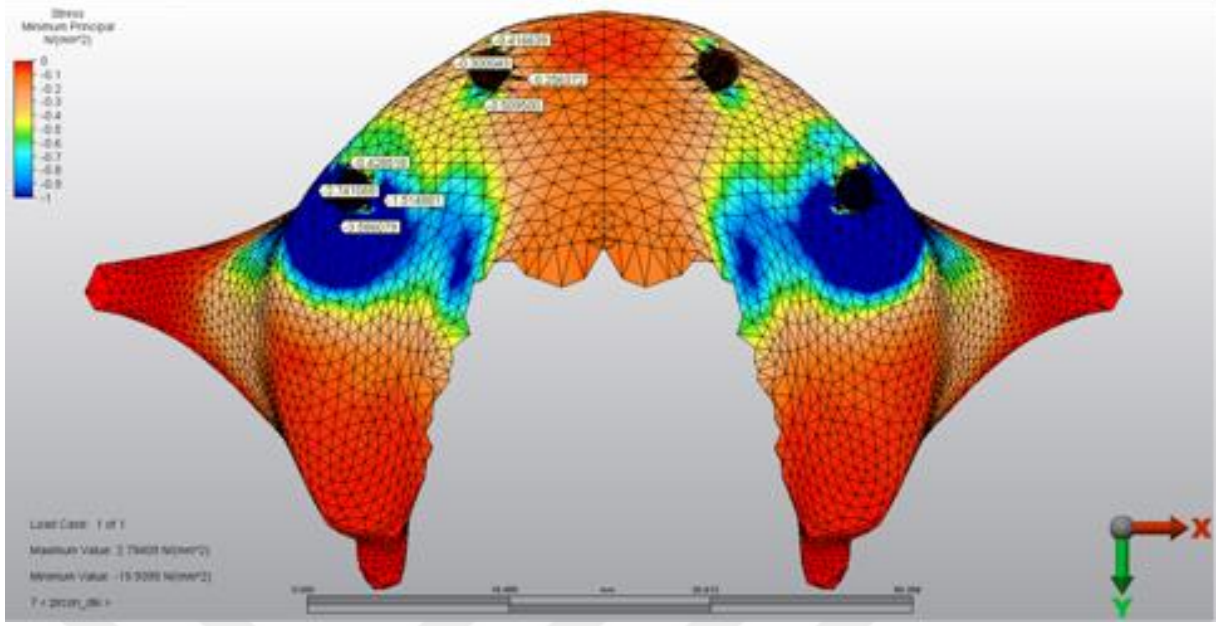
MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -21,626249 MPa değerindedir (Şekil 165).

Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -1,594126 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -18,312978 MPa değerindedir (Şekil 166).

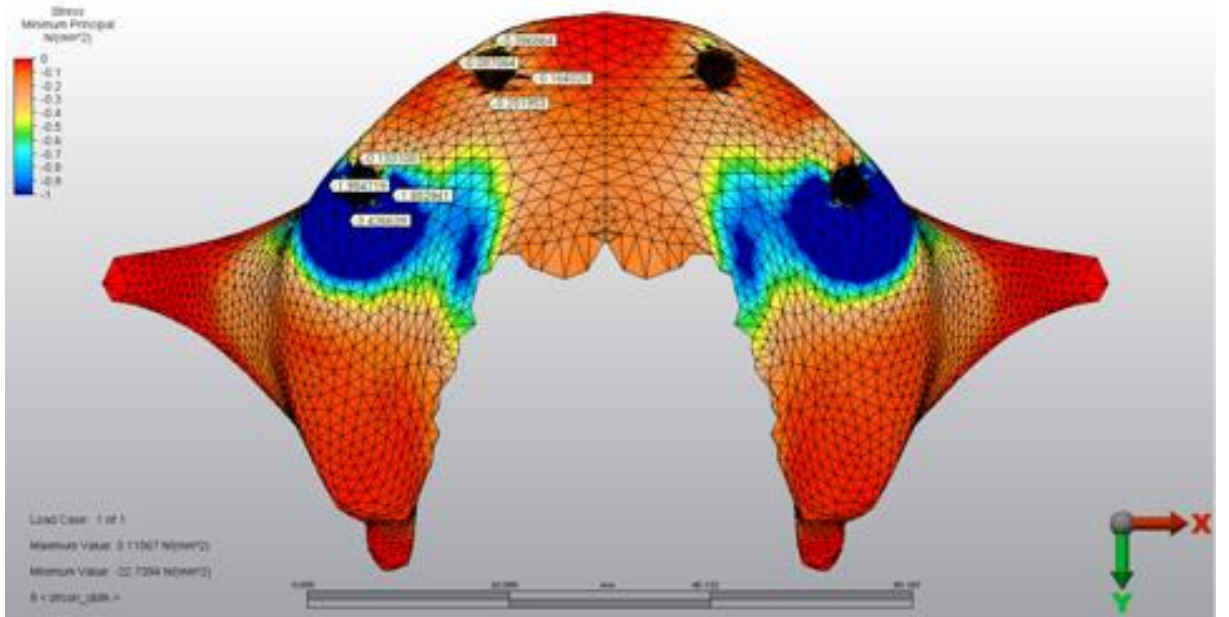
15. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -7,283112 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -20,041204 MPa değerindedir (Şekil 167).

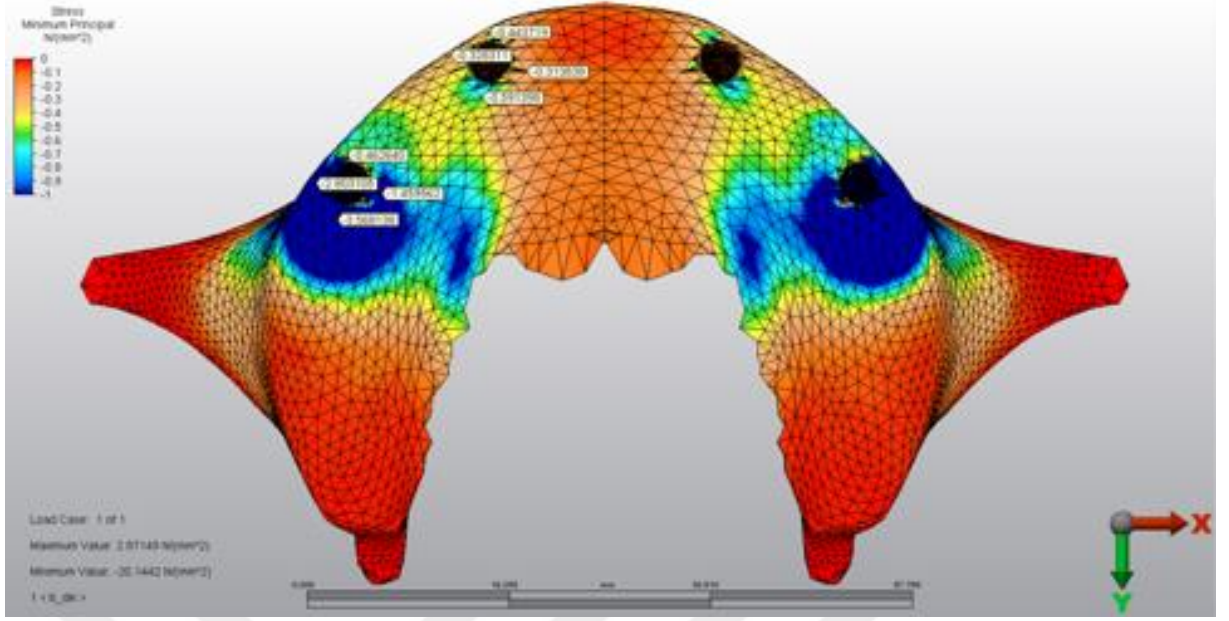
Oblik yüklemde, anterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma stresleri en yüksek distal bölgede ve -2,057399 MPa, posterior implantların soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -21,579316 MPa değerindedir (Şekil 168).



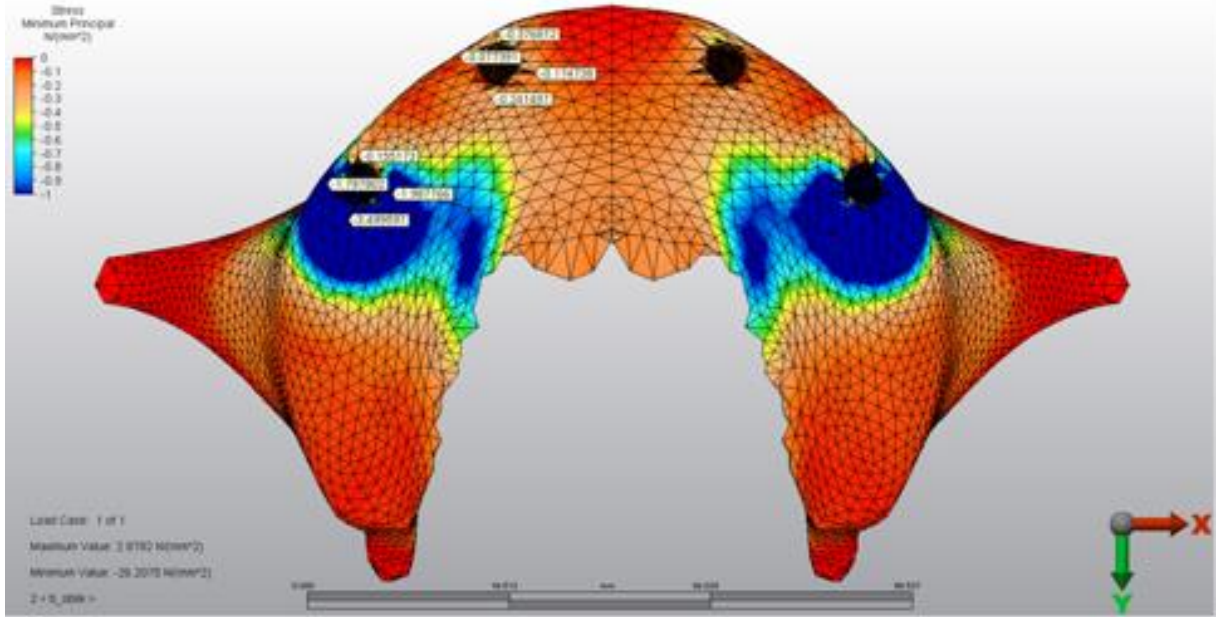
Şekil 139: 1.Model'de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{min})



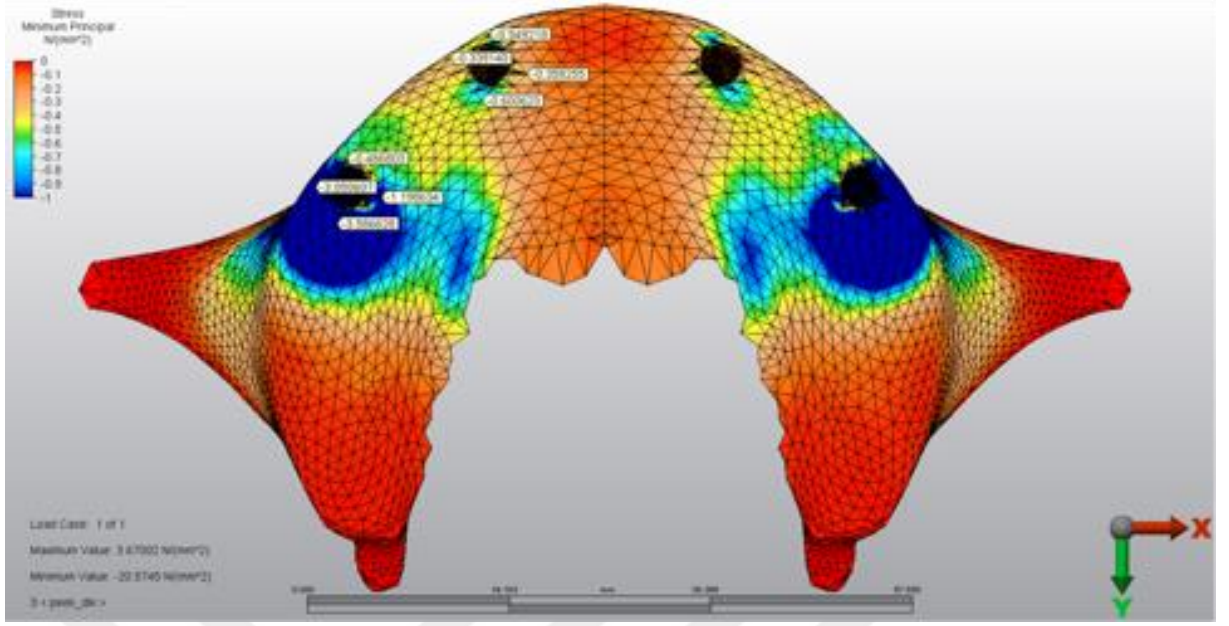
Şekil 140: 1.Model'de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{min})



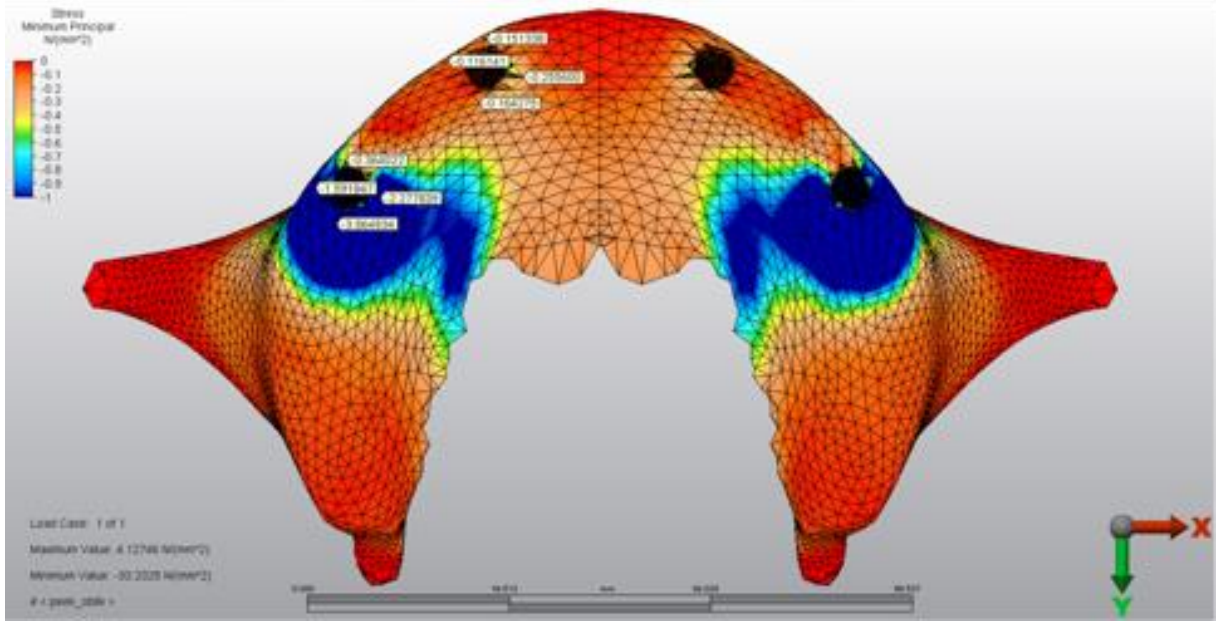
Şekil 141: 2.Model'de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{min})



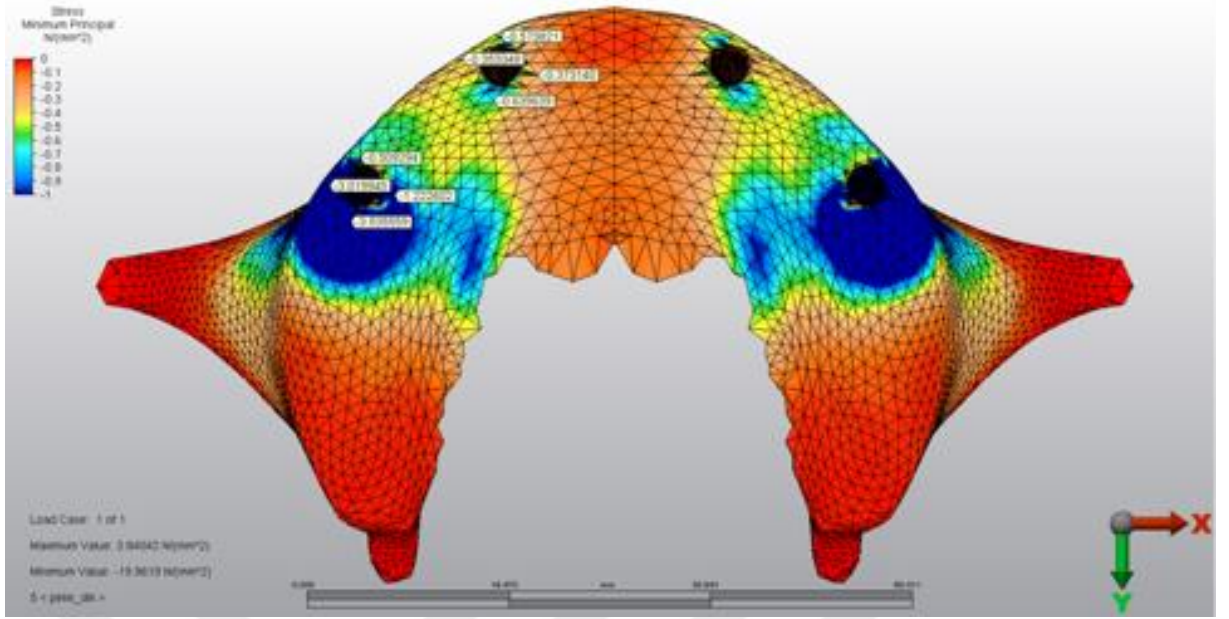
Şekil 142: 2.Model'de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{min})



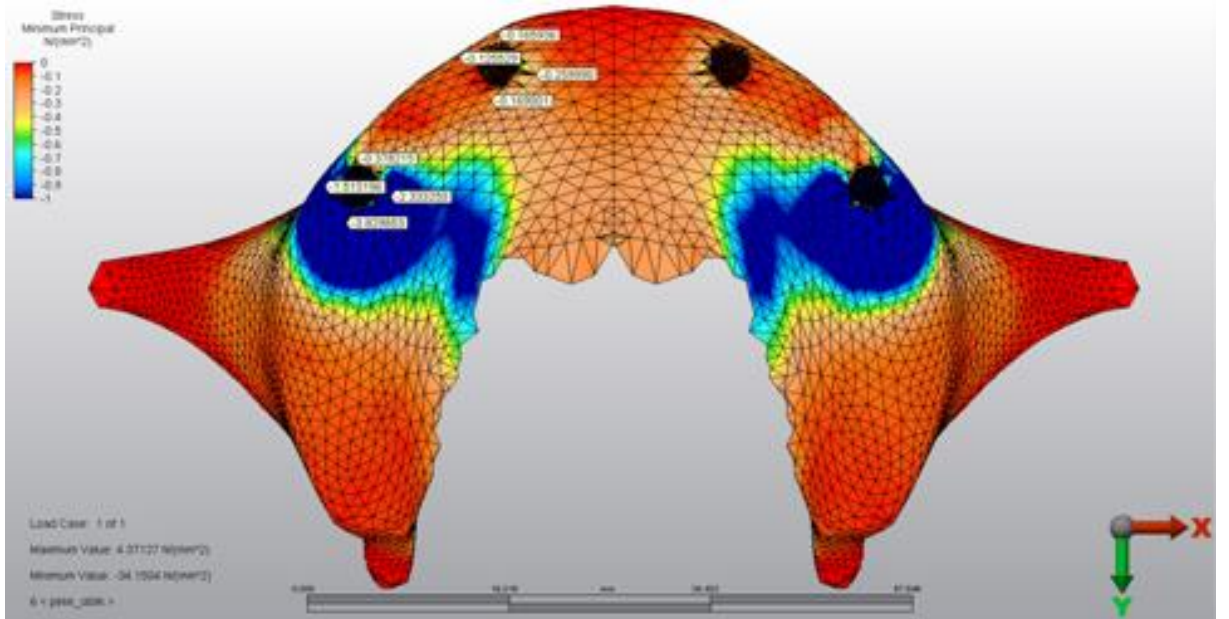
Şekil 143: 3.Model'de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{\min})



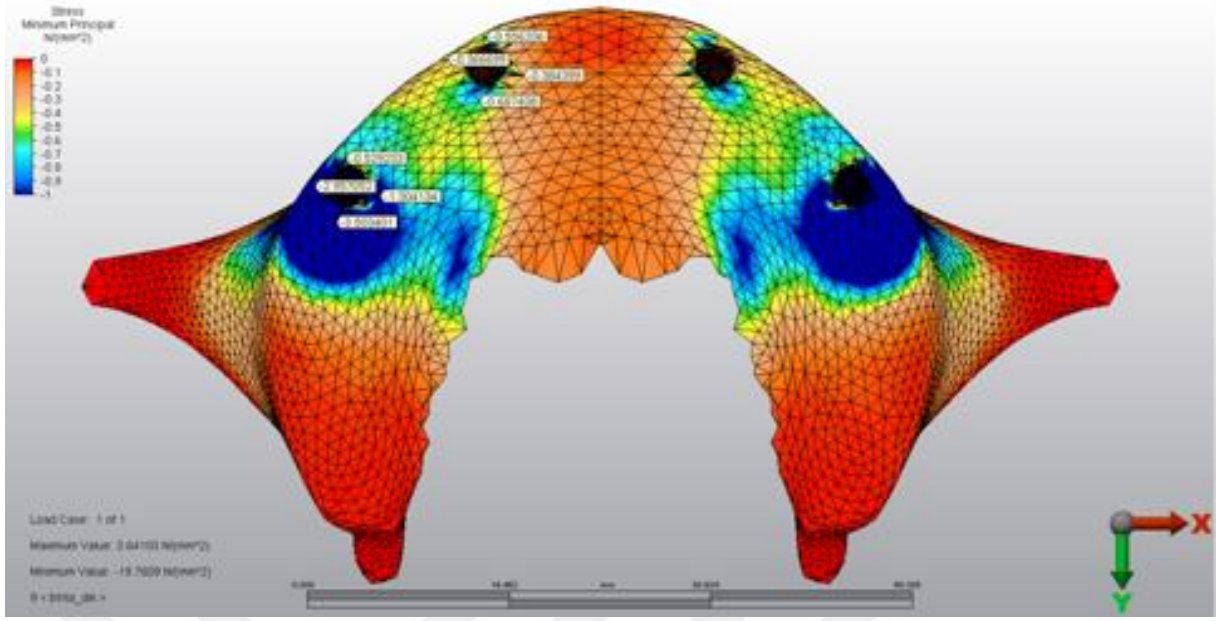
Şekil 144: 3.Model'de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{\min})



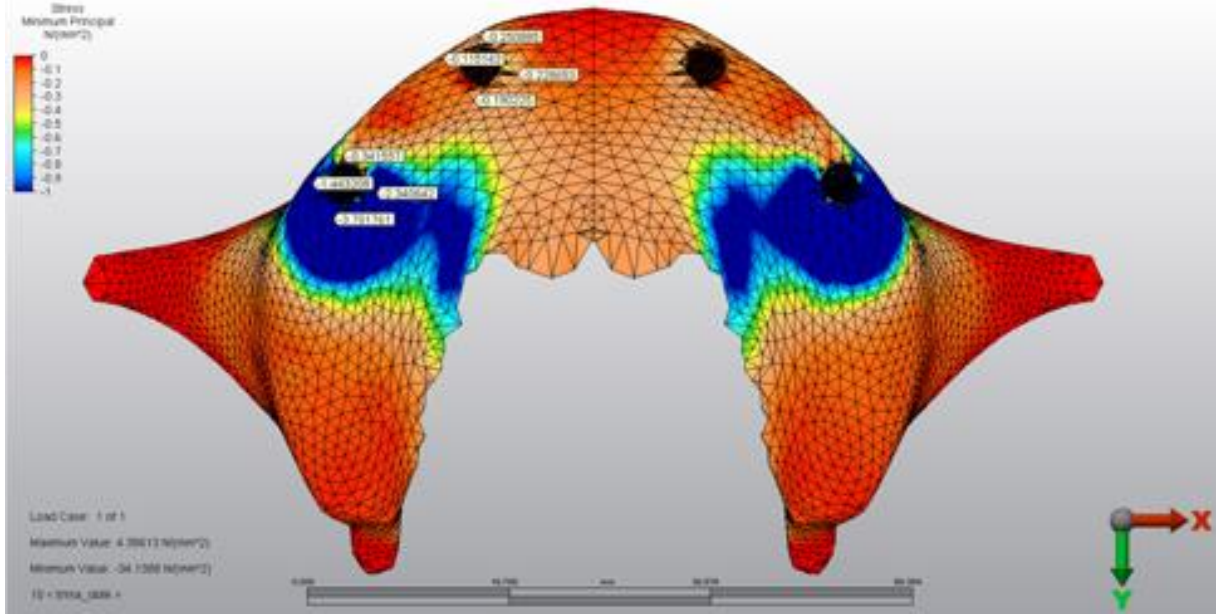
Şekil 145: 4.Model’de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{\min})



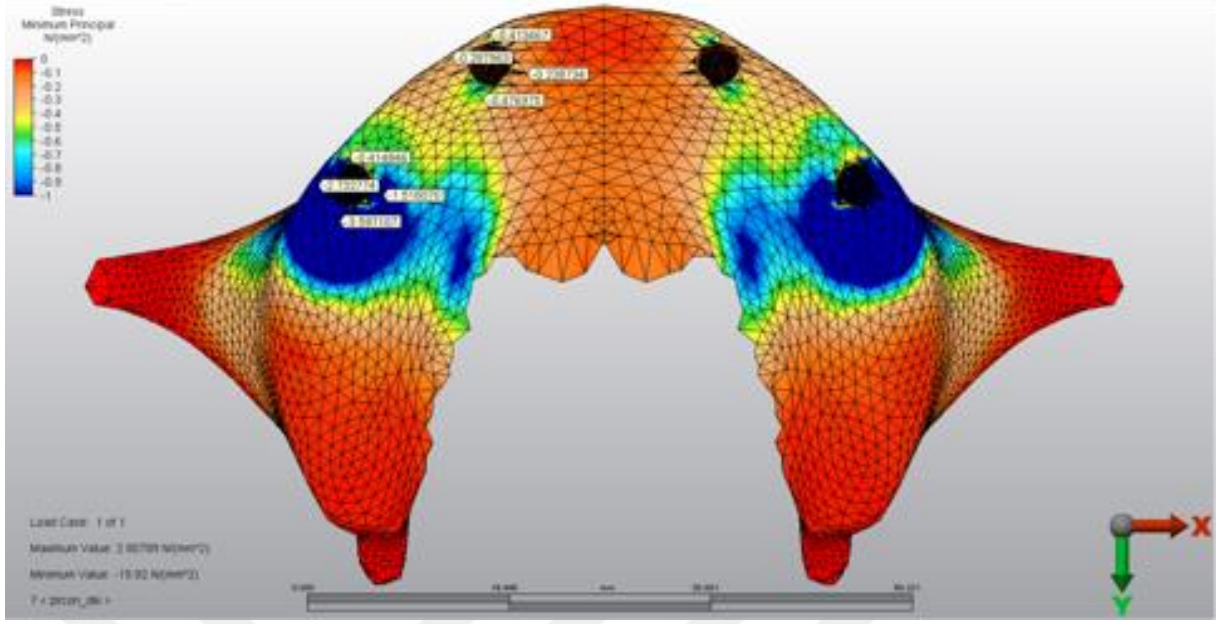
Şekil 146: 4.Model’de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{\min})



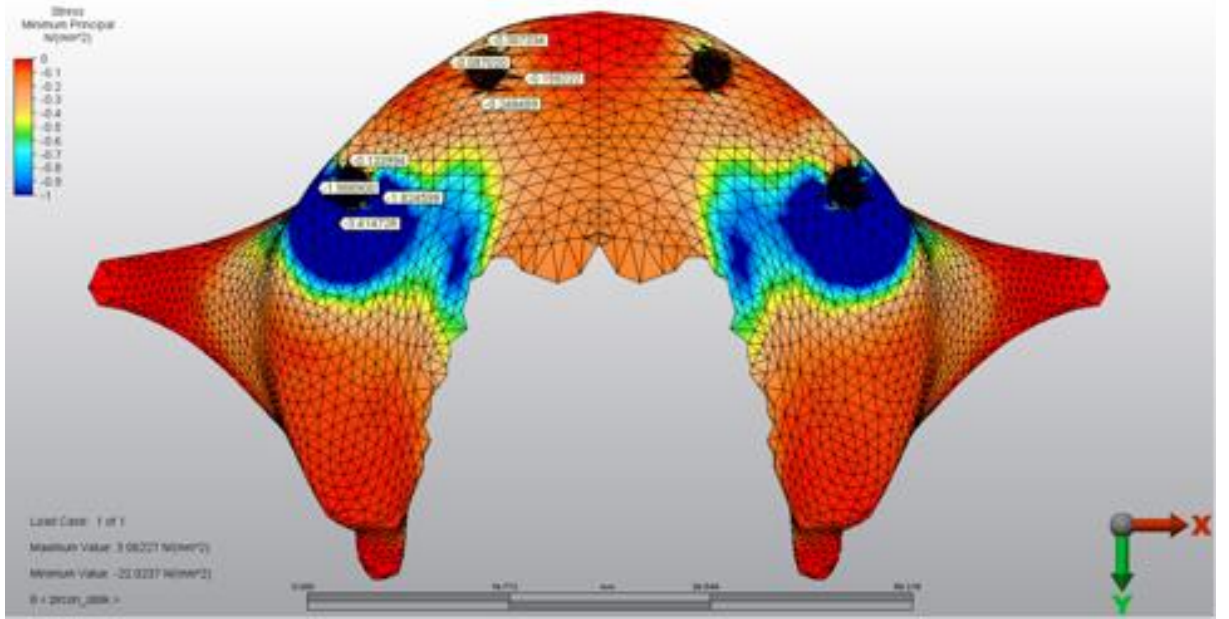
Şekil 147: 5.Model’de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{\min})



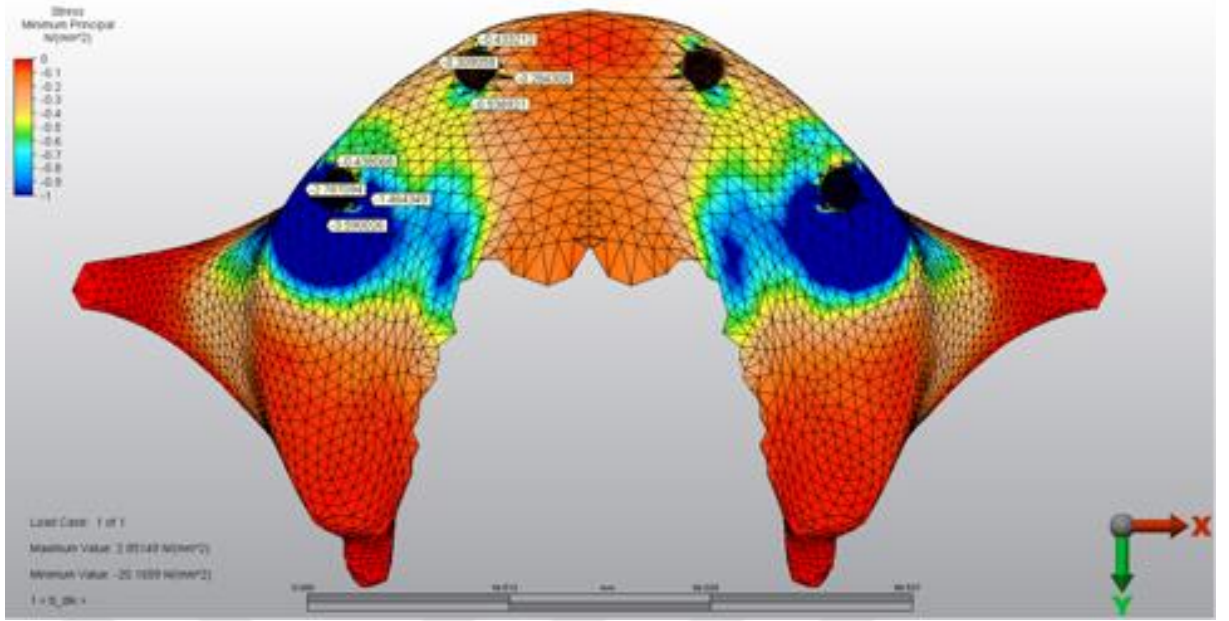
Şekil 148: 5.Model’de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{\min})



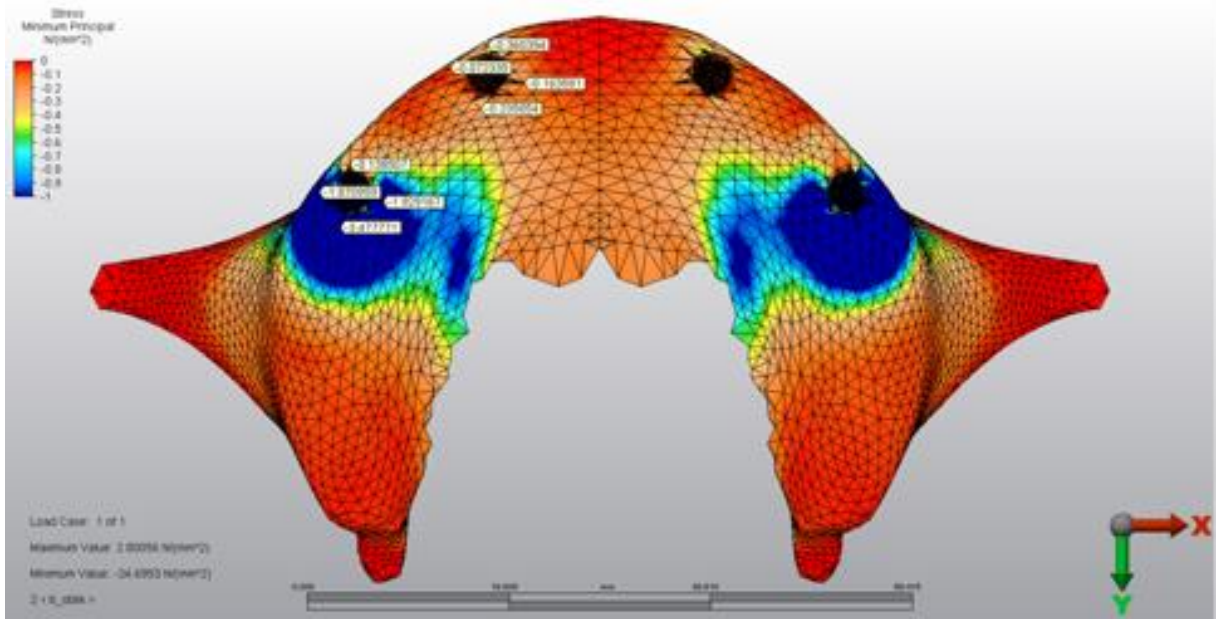
Şekil 149: 6.Model'de dik yüklemede trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{\min})



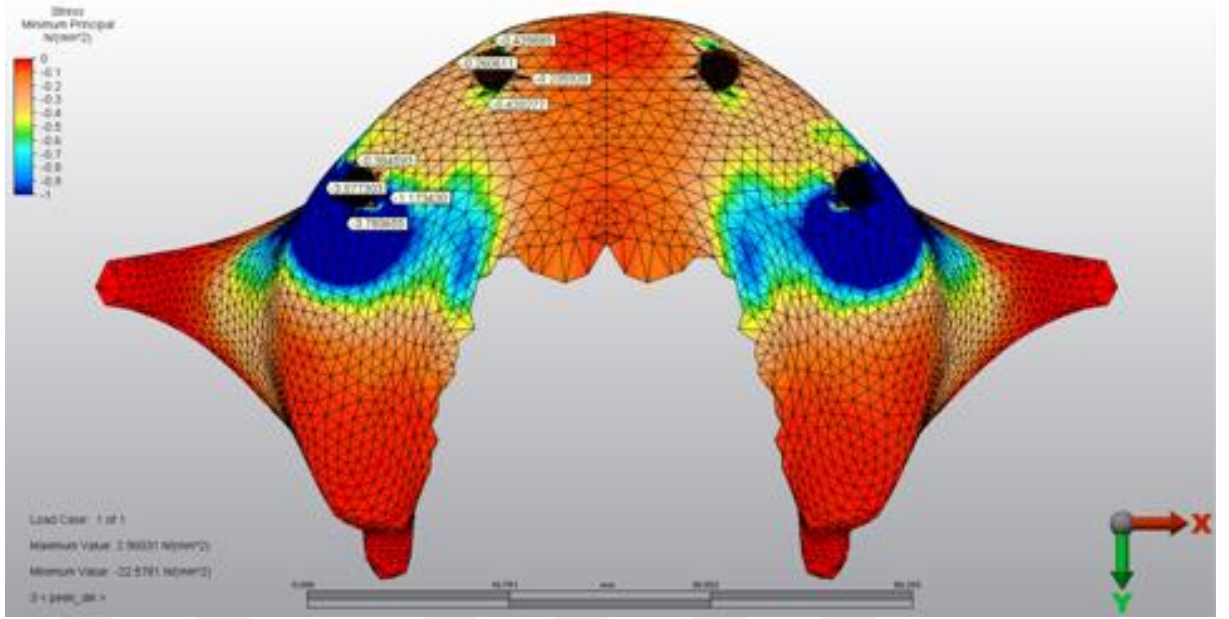
Şekil 150: 6.Model'de oblik yüklemede trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{\min})



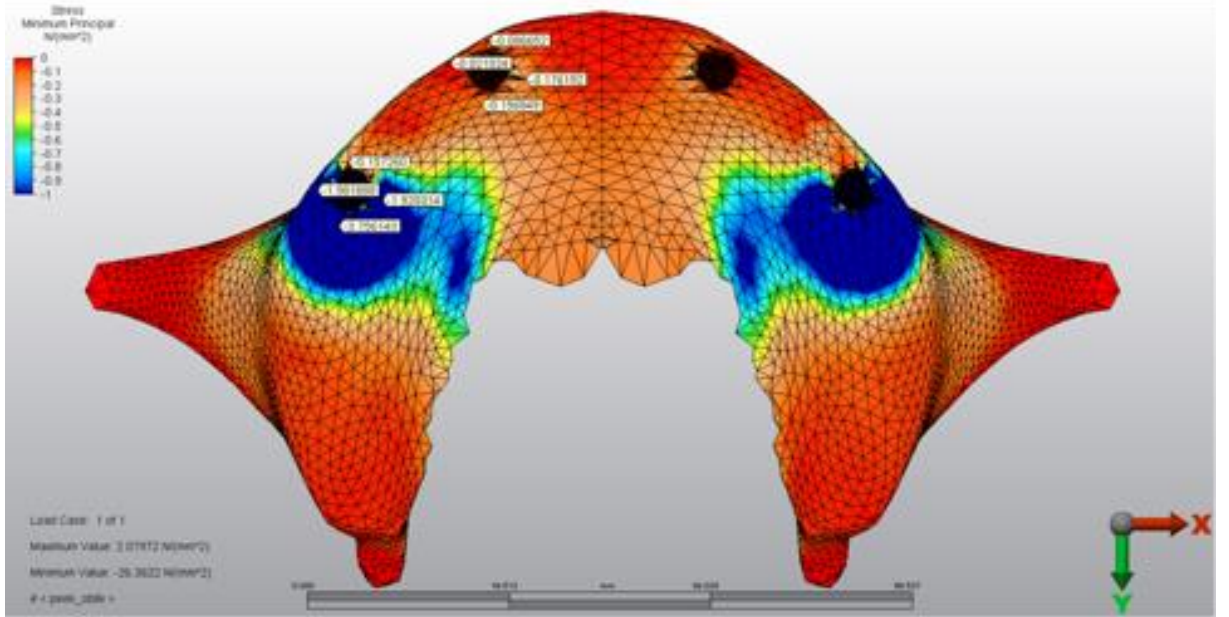
Şekil 151: 7.Model'de dik yüklemede trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{min})



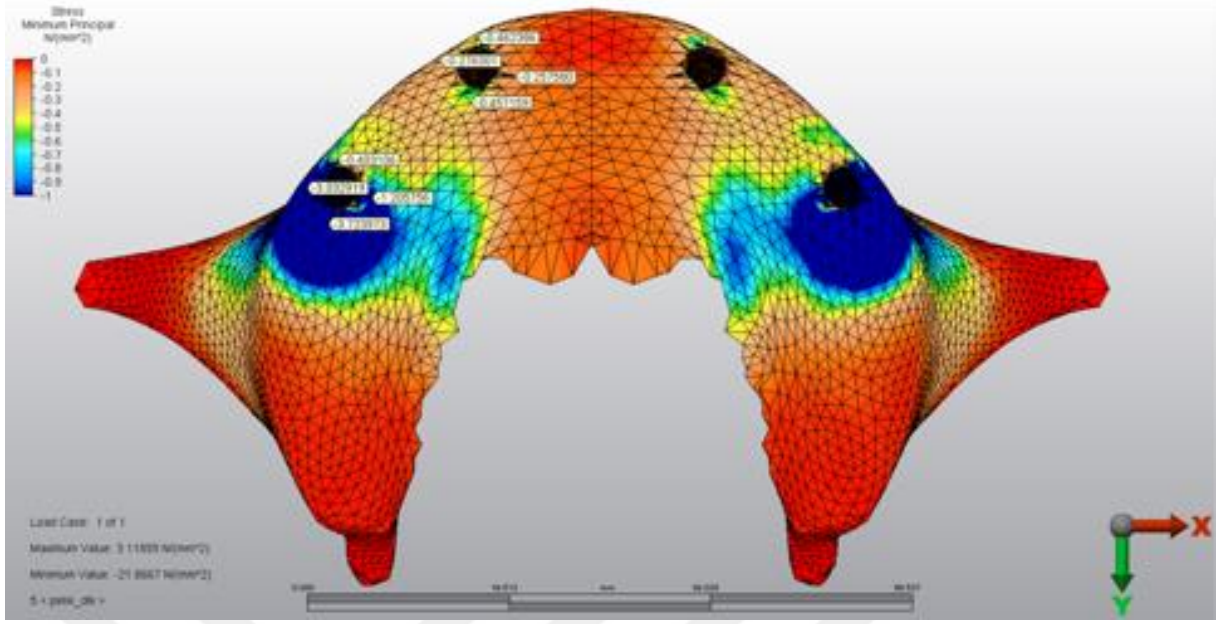
Şekil 152: 7.Model'de oblik yüklemede trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{min})



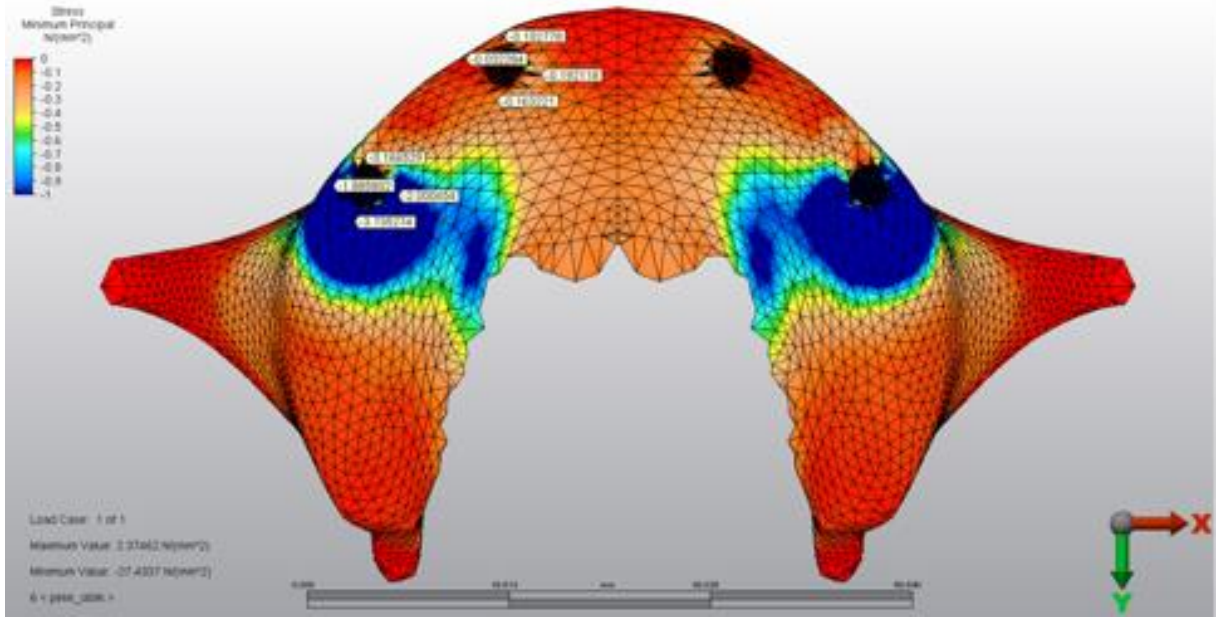
Şekil 153: 8.Model'de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{min})



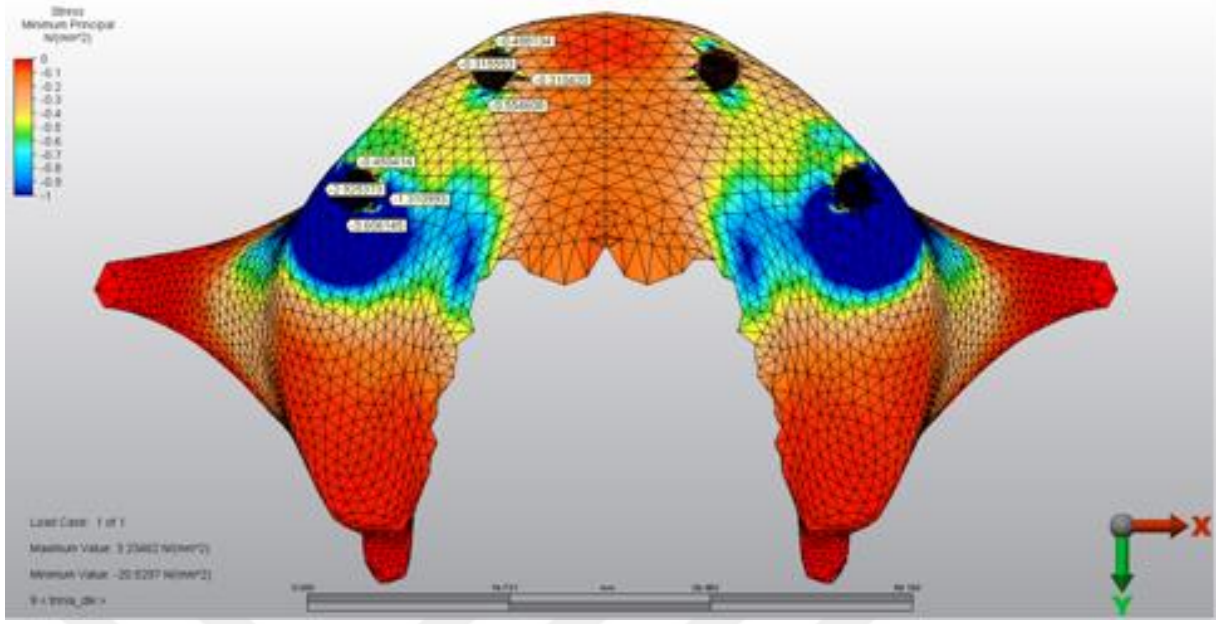
Şekil 154: 8.Model'de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{min})



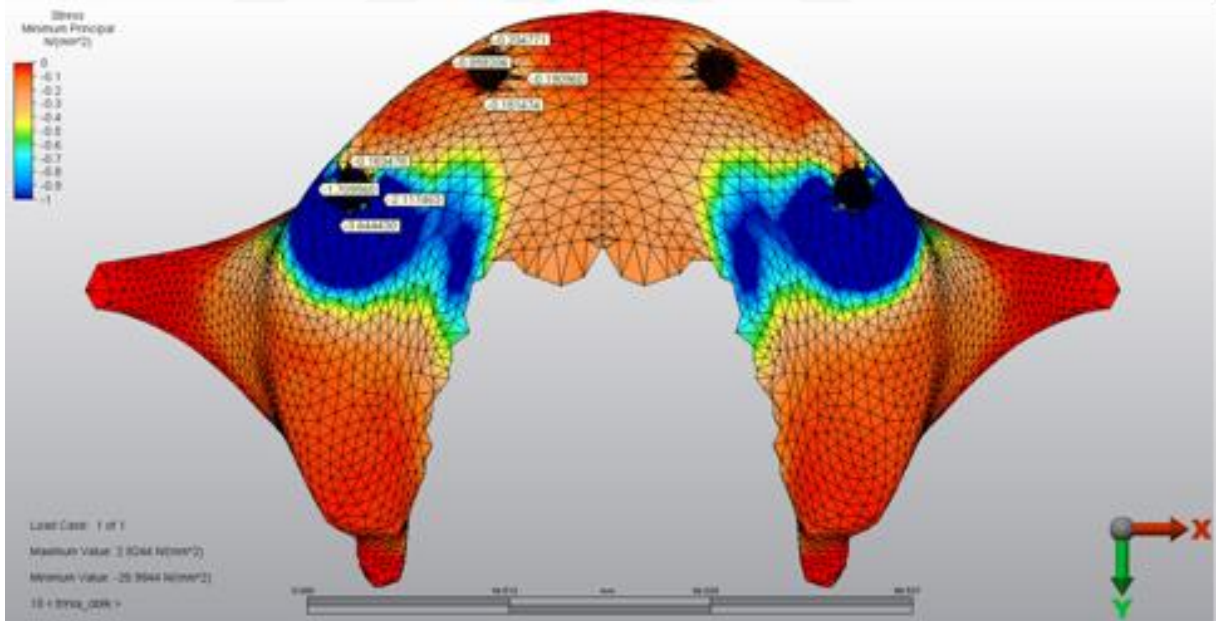
Şekil 155: 9.Model'de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{min})



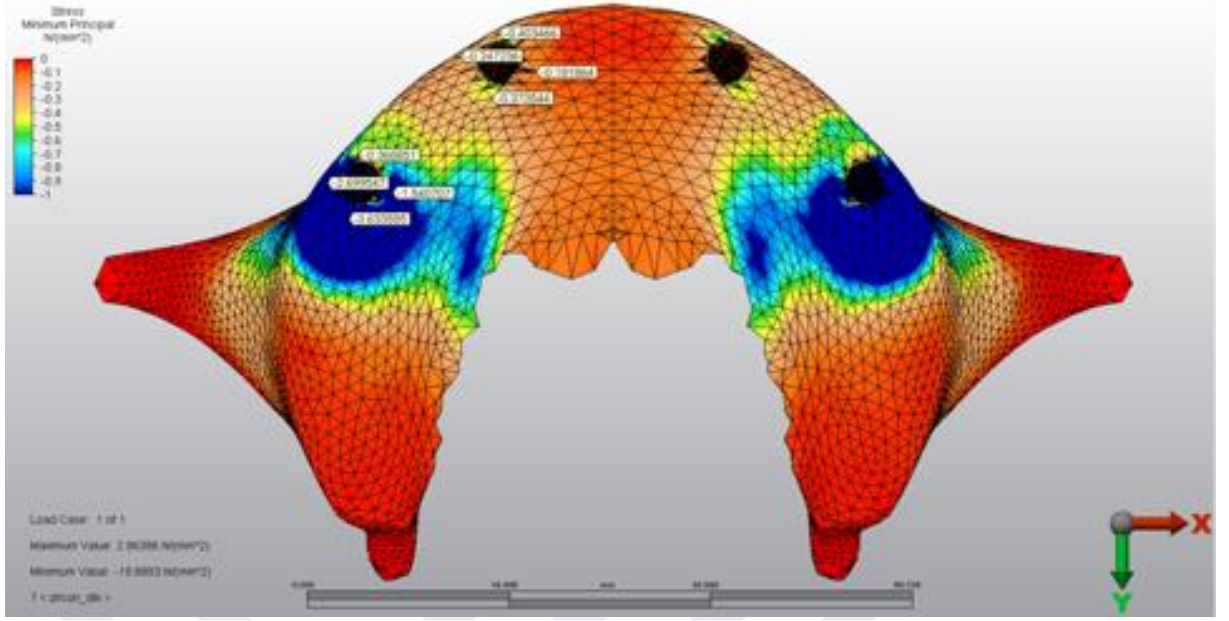
Şekil 156: 9.Model'de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{min})



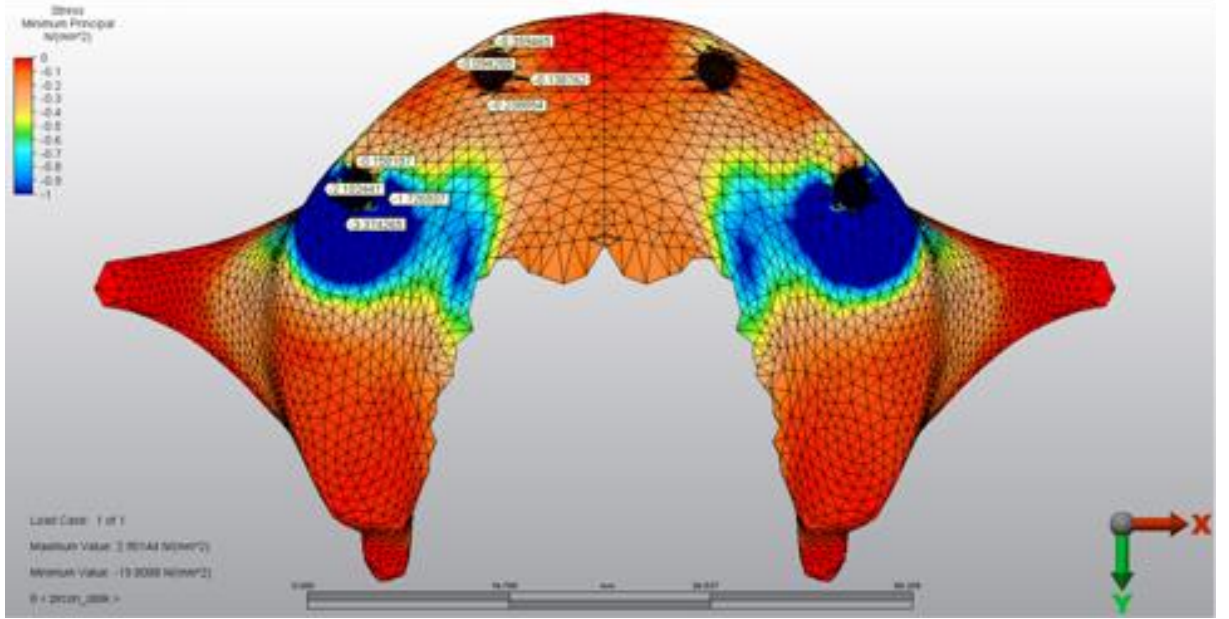
Şekil 157: 10.Model'de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{\min})



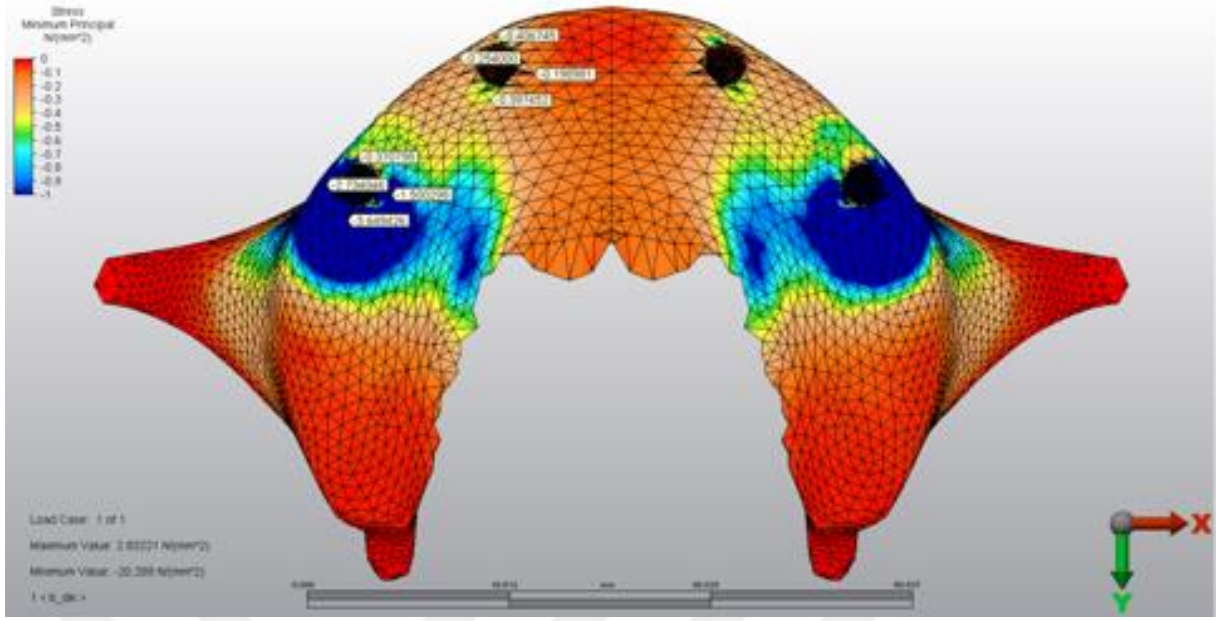
Şekil 158: 10.Model'de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{\min})



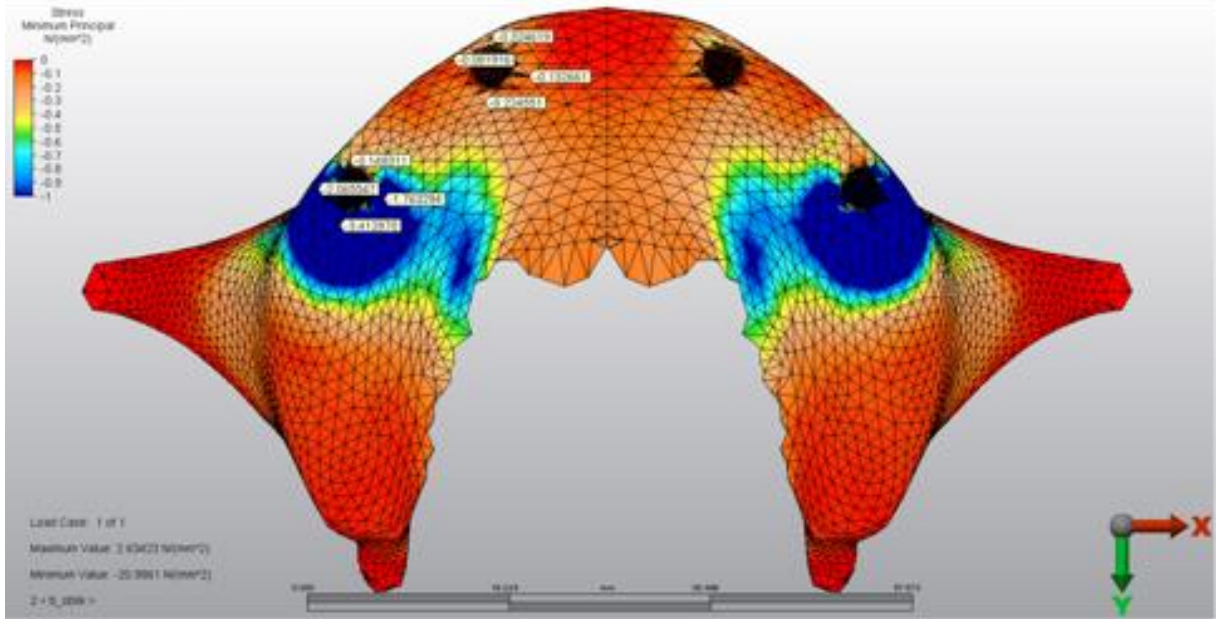
Şekil 159: 11.Model'de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{\min})



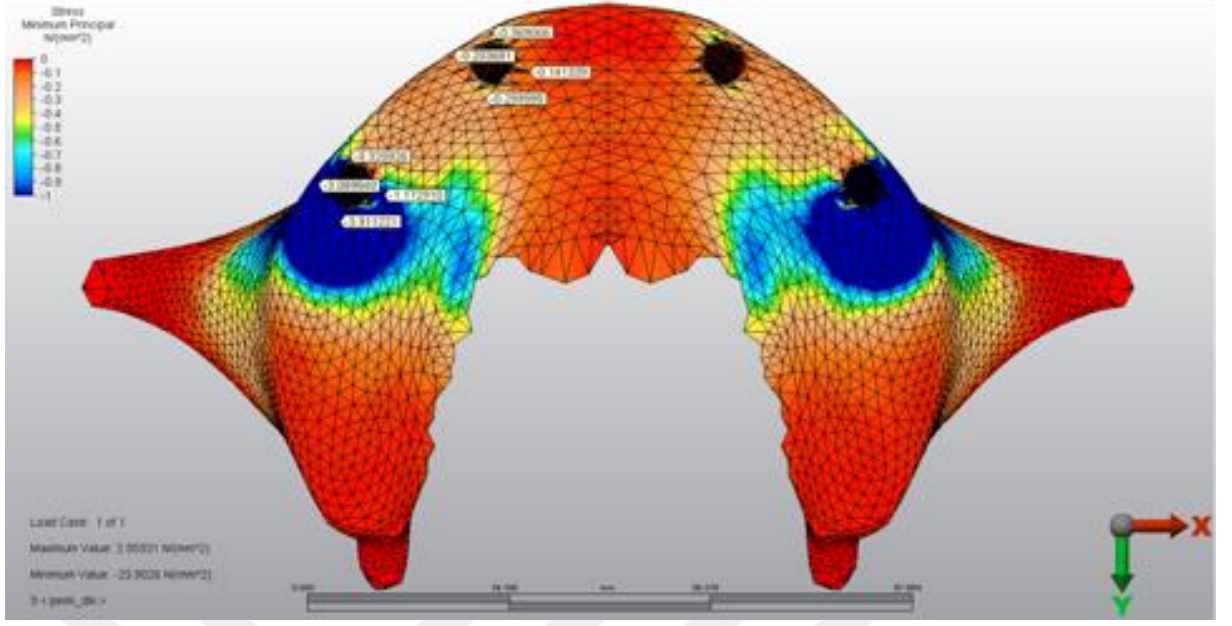
Şekil 160: 11.Model'de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{\min})



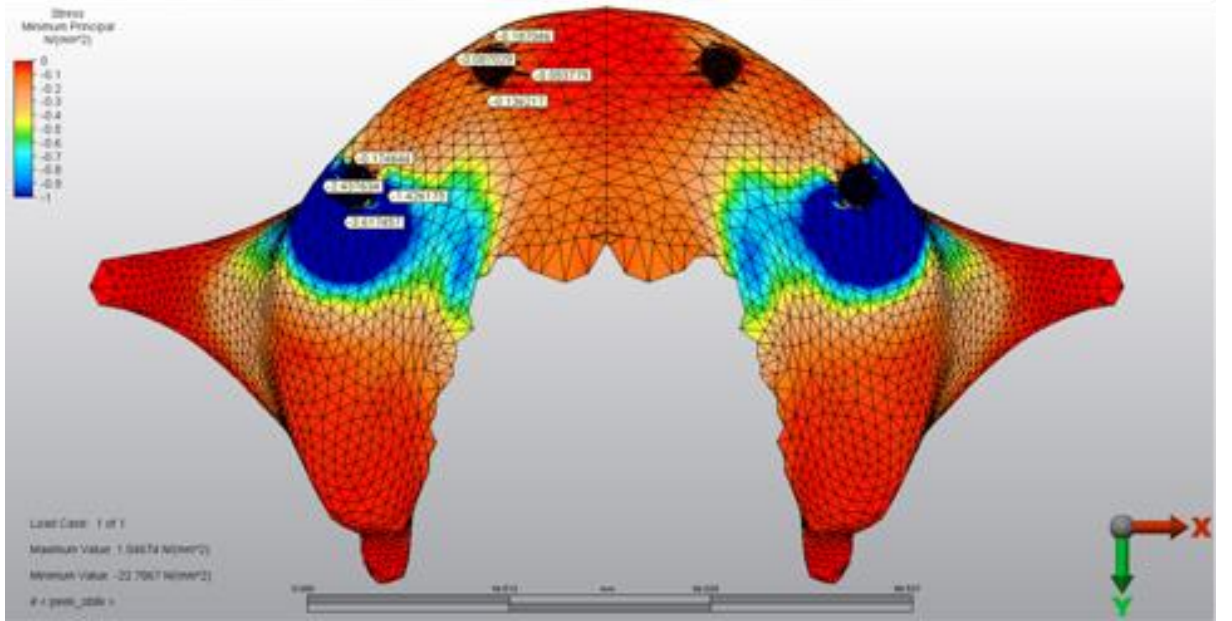
Şekil 161: 12.Model’de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{\min})



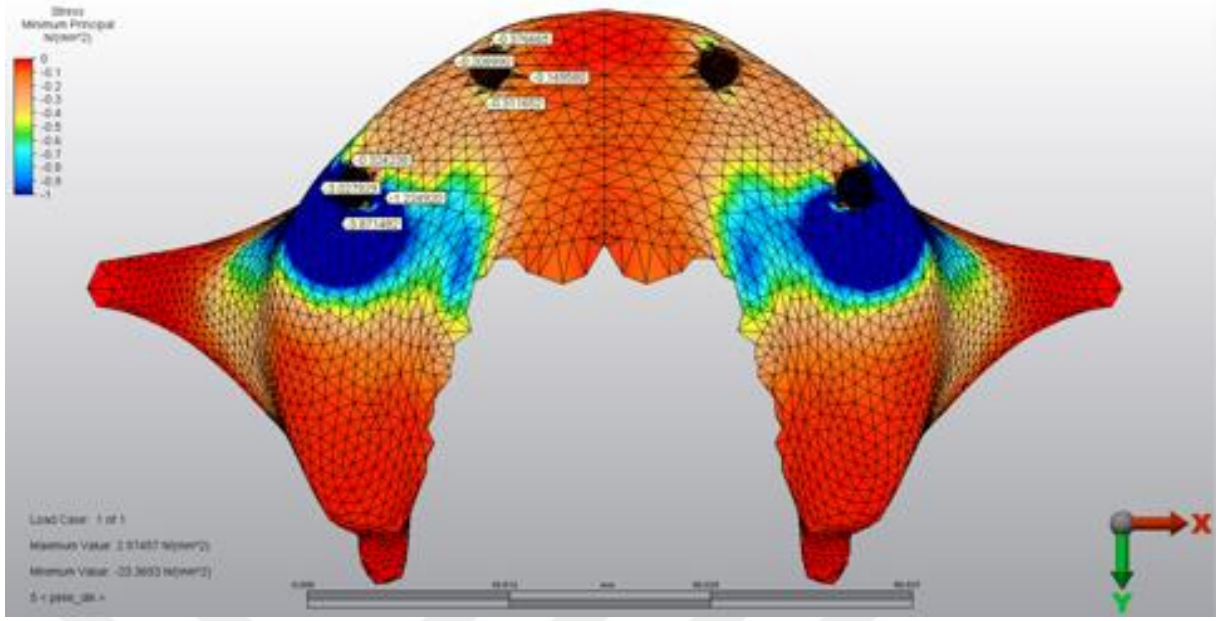
Şekil 162: 12.Model’de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{\min})



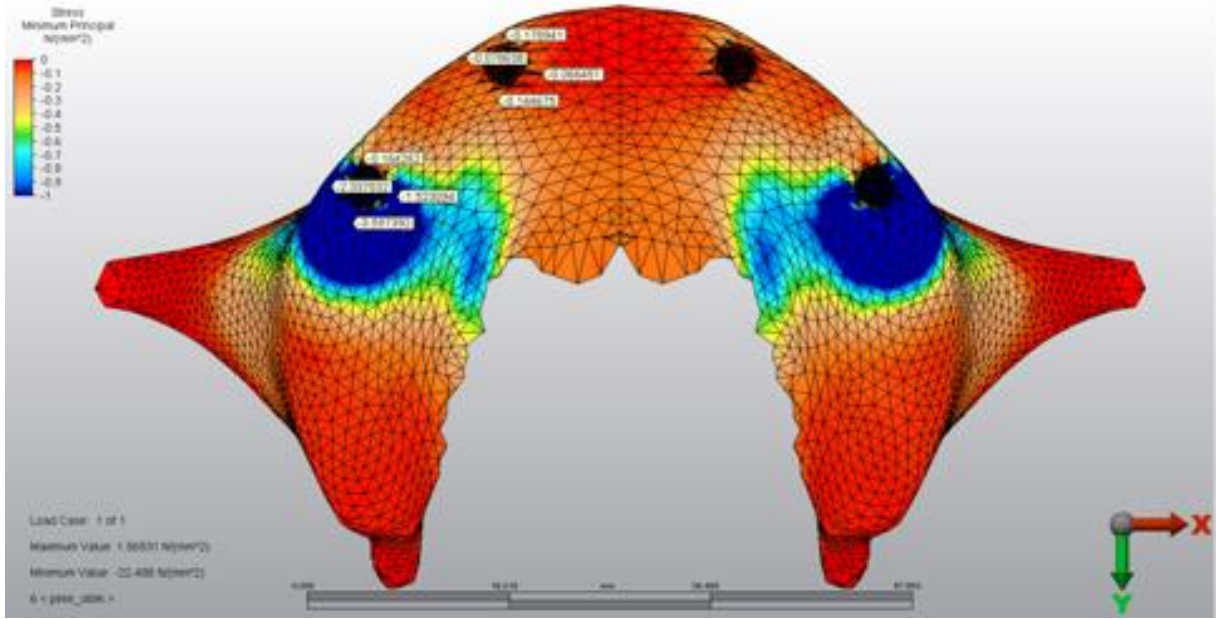
Şekil 163: 13.Model’de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{\min})



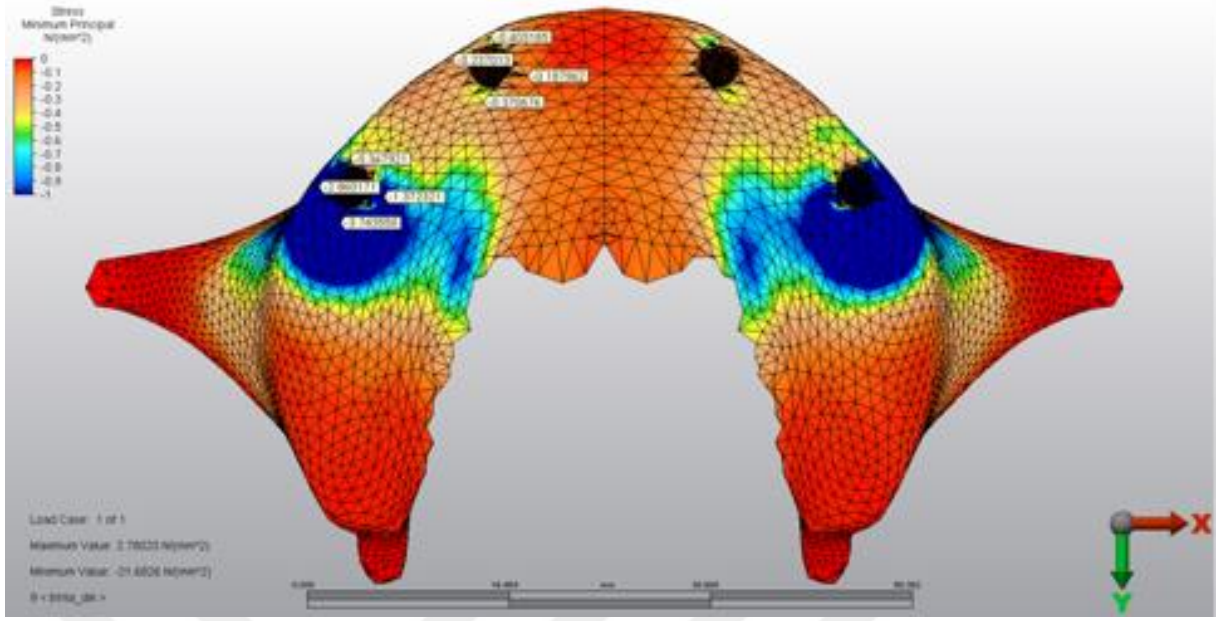
Şekil 164: 13.Model’de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{\min})



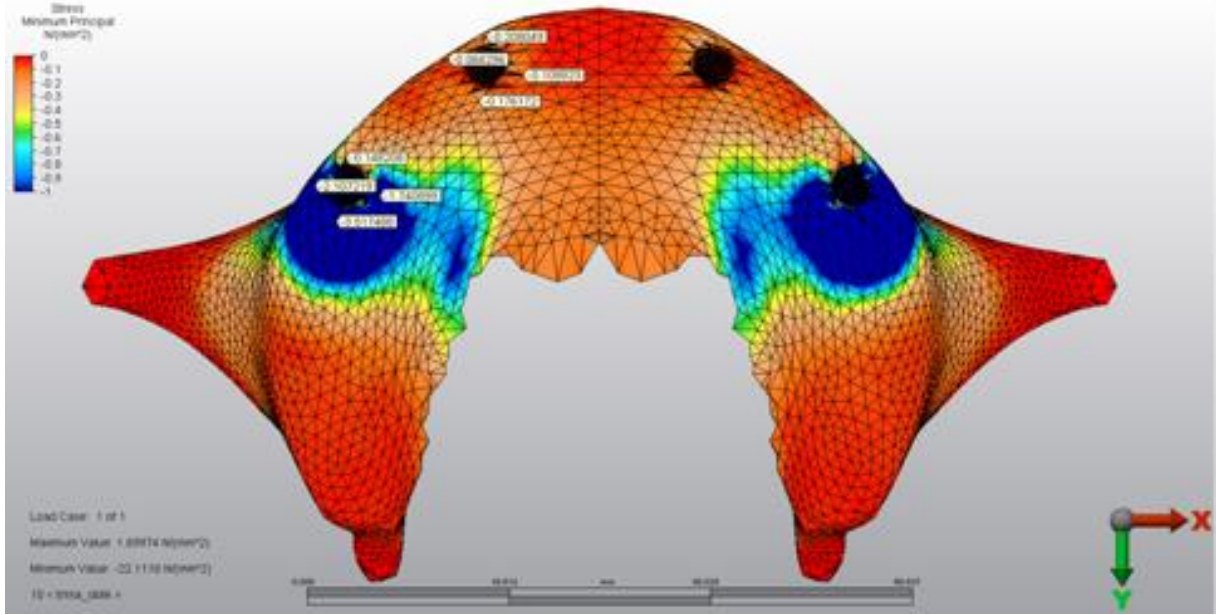
Şekil 165: 14.Model’de dik yüklemede trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{\min})



Şekil 166: 14.Model’de oblik yüklemede trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{\min})



Şekil 167: 15.Model’de dik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{\min})



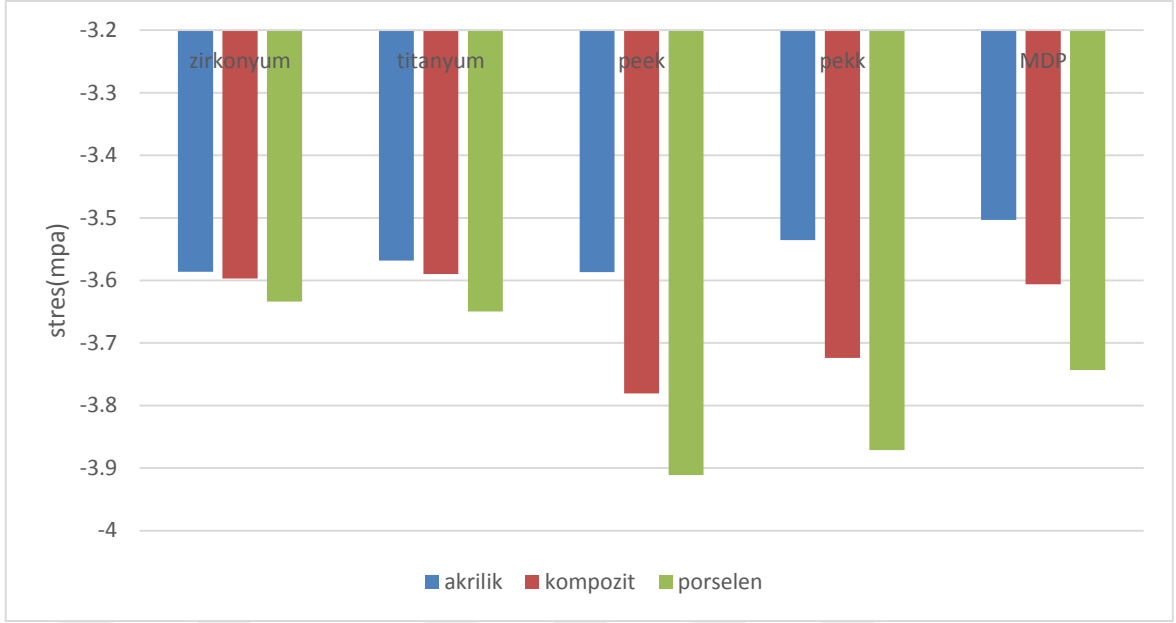
Şekil 168: 15.Model’de oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan basma stresleri(σ_{\min})

Tablo 8. Dik Yükleme Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Basma Stresleri(σ_{min})

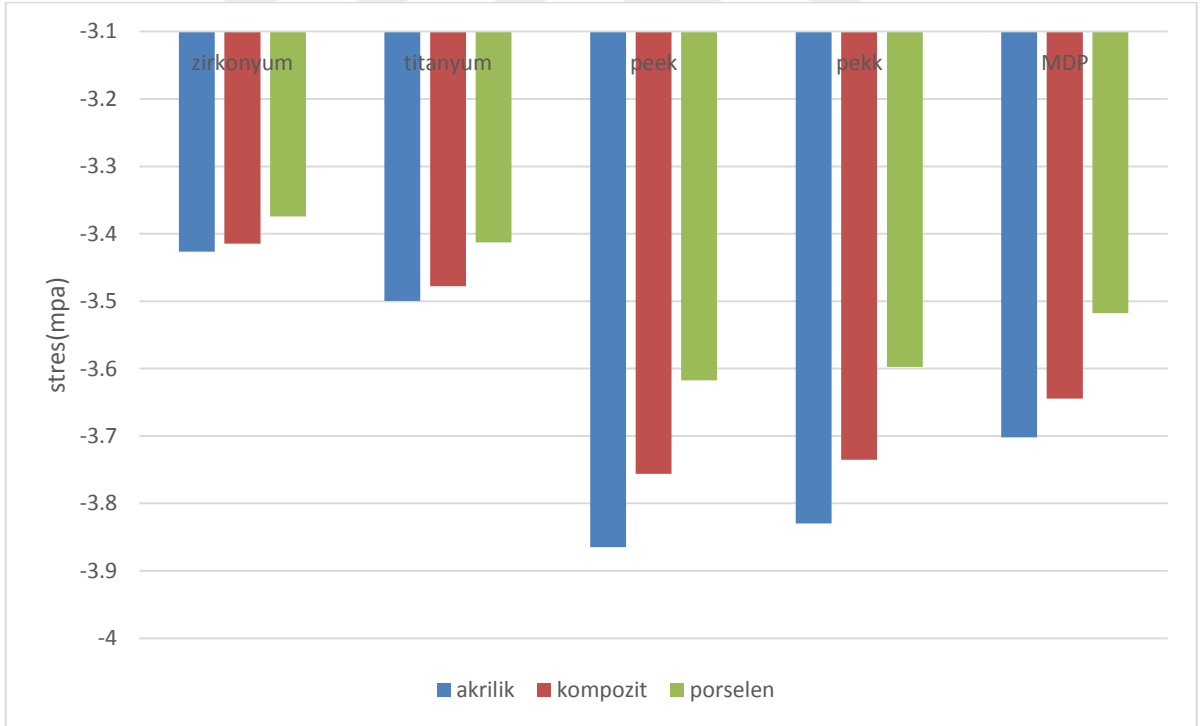
Çalışma Modelleri		Anterior implant çevresi kemik (MPa)				Posterior implant çevresi kemik (MPa)			
		Mezial	Distal	palatinal	bukkal	Mezial	Distal	palatinal	bukkal
Akrilik	Zirkonyum	-0,416639	-0,509500	-0,256372	-0,300043	-0,428518	-3,586079	-1,514881	-2,741068
	Titanyum	-0,443719	-0,591398	-0,313838	-0,328311	-0,462640	-3,568138	-1,459562	-2,803105
	peek	-0,549218	-0,600623	-0,358255	-0,339140	-0,486803	-3,586628	-1,198634	-3,050607
	Pekk	-0,573821	-0,639639	-0,373140	-0,353348	-0,509294	-3,535559	-1,222602	-3,019945
	FRP	-0,556206	-0,687408	-0,384399	-0,366699	-0,529233	-3,503401	-1,304134	-2,957052
Kompozit	Zirkonyum	-0,413467	-0,476975	-0,238734	-0,287963	-0,414846	-3,597107	-1,518070	-2,732774
	Titanyum	-0,433212	-0,538921	-0,284308	-0,309058	-0,438068	-3,590026	-1,464349	-2,787094
	Peek	-0,439885	-0,420277	-0,235928	-0,260611	-0,384593	-3,780655	-1,173430	-3,077303
	Pekk	-0,462386	-0,457159	-0,257580	-0,276301	-0,403106	-3,723973	-1,205756	-3,032919
	FRP	-0,488134	-0,554608	-0,310420	-0,315553	-0,450414	-3,606145	-1,310993	-2,925373
Porselen	Zirkonyum	-0,403466	-0,373544	-0,181864	-0,247236	-0,368851	-3,633585	-1,540707	-2,699547
	Titanyum	-0,406745	-0,397452	-0,198981	-0,254000	-0,370798	-3,649426	-1,500298	-2,734046
	Peek	-0,369066	-0,299995	-0,141339	-0,203681	-0,320926	-3,911221	-1,172910	-3,089840
	Pekk	-0,376665	-0,311652	-0,149580	-0,208990	-0,324238	-3,871482	-1,224920	-3,027929
	FRP	-0,403185	-0,370676	-0,187962	-0,237013	-0,347921	-3,743550	-1,372321	-2,860171

Tablo 9. Oblik Yükleme Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Basma Stresleri(σ_{min})

Çalışma Modelleri		Anterior implant çevresi kemik (MPa)				Posterior implant çevresi kemik (MPa)			
		Mezial	Distal	palatinal	bukkal	Mezial	Distal	palatinal	bukkal
Akrilik	Zirkonyum	-0,396864	-0,251953	-0,164025	-0,087064	-0,133108	-3,426639	-1,852941	-1,954719
	Titanyum	-0,376812	-0,241497	-0,174738	-0,077391	-0,155173	-3,499597	-1,987766	-1,797802
	Peek	-0,151338	-0,164275	-0,255600	-0,116141	-0,364022	-3,864834	-2,277839	-1,591847
	Pekk	-0,165936	-0,169001	-0,259990	-0,125529	-0,378215	-3,829853	-2,333250	-1,513196
	FRP	-0,250885	-0,190225	-0,228653	-0,115143	-0,341557	-3,701761	-2,340642	-1,443208
Kompozit	Zirkonyum	-0,387334	-0,248489	-0,158222	-0,087020	-0,133994	-3,414728	-1,824598	-1,988900
	Titanyum	-0,360394	-0,235854	-0,163581	-0,072335	-0,138507	-3,477771	-1,929167	-1,870959
	Peek	-0,086652	-0,156849	-0,176192	-0,021024	-0,157260	-3,756143	-1,920314	-1,981888
	Pekk	-0,102778	-0,163221	-0,192118	-0,032284	-0,166529	-3,735274	-2,000454	-1,885802
	FRP	-0,204771	-0,181474	-0,190960	-0,058206	-0,183478	-3,644430	-2,117463	-1,709560
Porselen	Zirkonyum	-0,359465	-0,238854	-0,138762	-0,094255	-0,158187	-3,374265	-1,726937	-2,102441
	Titanyum	-0,324619	-0,224551	-0,132661	-0,081916	-0,148311	-3,412870	-1,763294	-2,065547
	Peek	-0,187046	-0,136217	-0,053779	-0,087029	-0,174644	-3,617457	-1,426175	-2,437634
	Pekk	-0,178941	-0,144675	-0,066451	-0,078638	-0,164262	-3,597392	-1,523094	-2,337532
	FRP	-0,208049	-0,176172	-0,108823	-0,066296	-0,148208	-3,517488	-1,740899	-2,107219



Şekil 169: Dik Yükleme Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Basma Stresleri(σ_{min})



Şekil 170: Oblik Yükleme Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Basma Stresleri(σ_{min})

4.3. İmplantlar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları (σ_vM)

1. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 85,444996 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 259,693140 MPa değerindedir (Şekil 171).

Oblik yüklemde, , anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 157,019867 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 352,366423 MPa değerindedir (Şekil 172).

2. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, , anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 84,784554 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 278,492880 MPa değerindedir (Şekil 173).

Oblik yüklemde, , anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 152,354526 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 416,331646 MPa değerindedir (Şekil 174).

3. Model'e Ait Bulgular(Peek alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 120,690873 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 323,403182 MPa değerindedir (Şekil 175).

Oblik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 49,586210 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 551,631913 MPa değerindedir (Şekil 176).

4. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, , anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 124,250449 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 317,193273 MPa değerindedir (Şekil 177).

Oblik yüklemde, , anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 58,226168 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 566,580789 MPa değerindedir (Şekil 178).

5. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 110,254807 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 311,612602 MPa değerindedir (Şekil 179).

Oblik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 99,751542 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 566,821551 MPa değerindedir (Şekil 180).

6. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 88,422884 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 261,897600 MPa değerindedir (Şekil 181).

Oblik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 152,436700 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 340,417154 MPa değerindedir (Şekil 182).

7. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 87,234662 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 270,499659 MPa değerindedir (Şekil 183).

Oblik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 144,856785 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 389,986891 MPa değerindedir (Şekil 184).

8. Model'e Ait Bulgular(Peek alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 101,834579 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 324,611126 MPa değerindedir (Şekil 185).

Oblik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 33,043911 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 434,167109 MPa değerindedir (Şekil 186).

9. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 105,762882 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 314,623184 MPa değerindedir (Şekil 187).

Oblik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 39,964576 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 445,151257 MPa değerindedir (Şekil 188).

10. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 95,397400 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 285,243578 MPa değerindedir (Şekil 189).

Oblik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 83,207108 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 472,436548 MPa değerindedir (Şekil 190).

11. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı- porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 99,047644 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 270,073024 MPa değerindedir (Şekil 191).

Oblik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 136,869357 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 303,637718 MPa değerindedir (Şekil 192).

12. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 96,017832 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 274,260013 MPa değerindedir (Şekil 193).

Oblik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 124,087369 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 325,898750 MPa değerindedir (Şekil 194).

13. Model'e Ait Bulgular(Peek alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler

incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 87,782372 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 324,850969 MPa değerindedir (Şekil 195).

Oblik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 51,085050 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 332,719819 MPa değerindedir (Şekil 196).

14. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-porselen yapay dişli model)

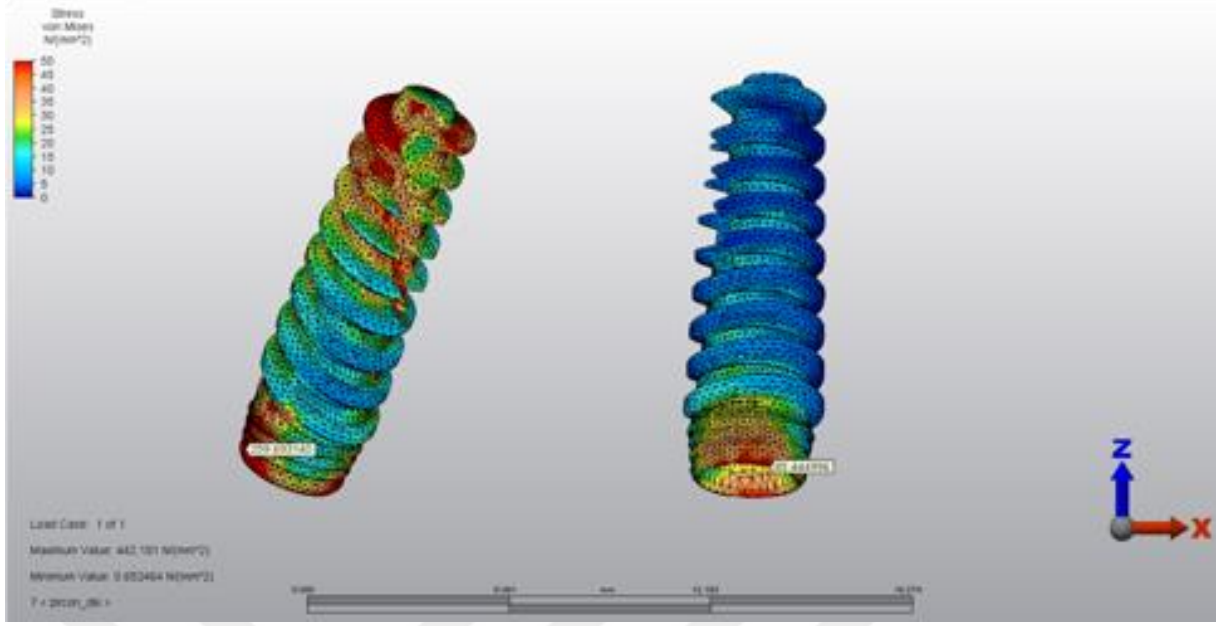
Dik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 89,765 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 311,581032 MPa değerindedir (Şekil 197).

Oblik yüklemde, anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 50,506990 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 318,315161 MPa değerindedir (Şekil 198).

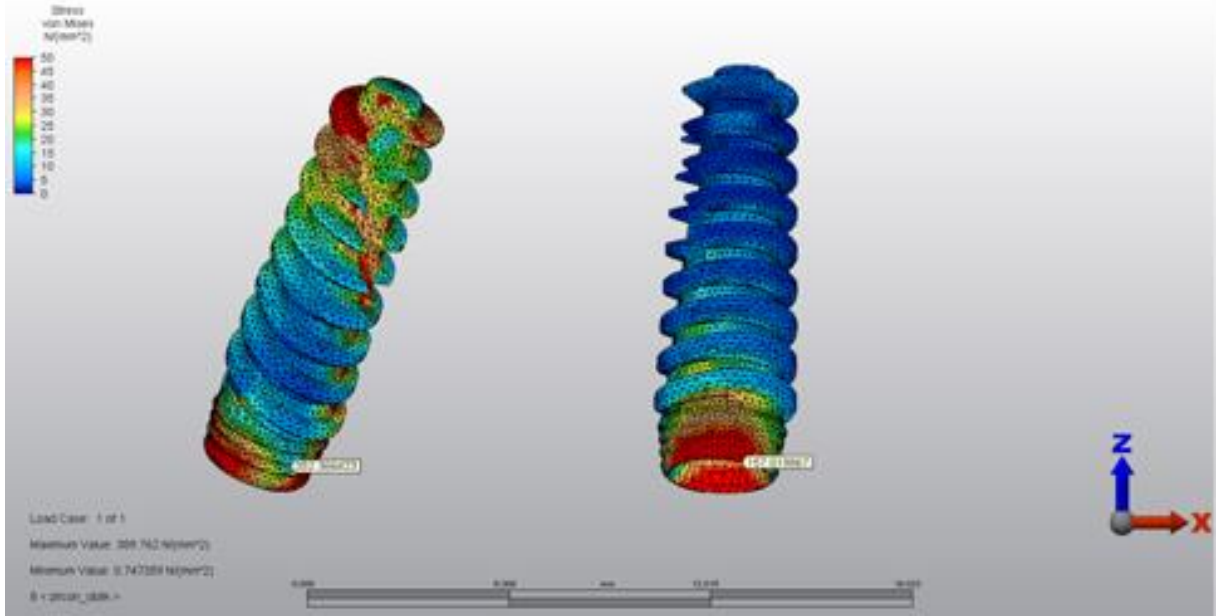
15. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, , anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 95,397400 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 285,243578 MPa değerindedir (Şekil 199).

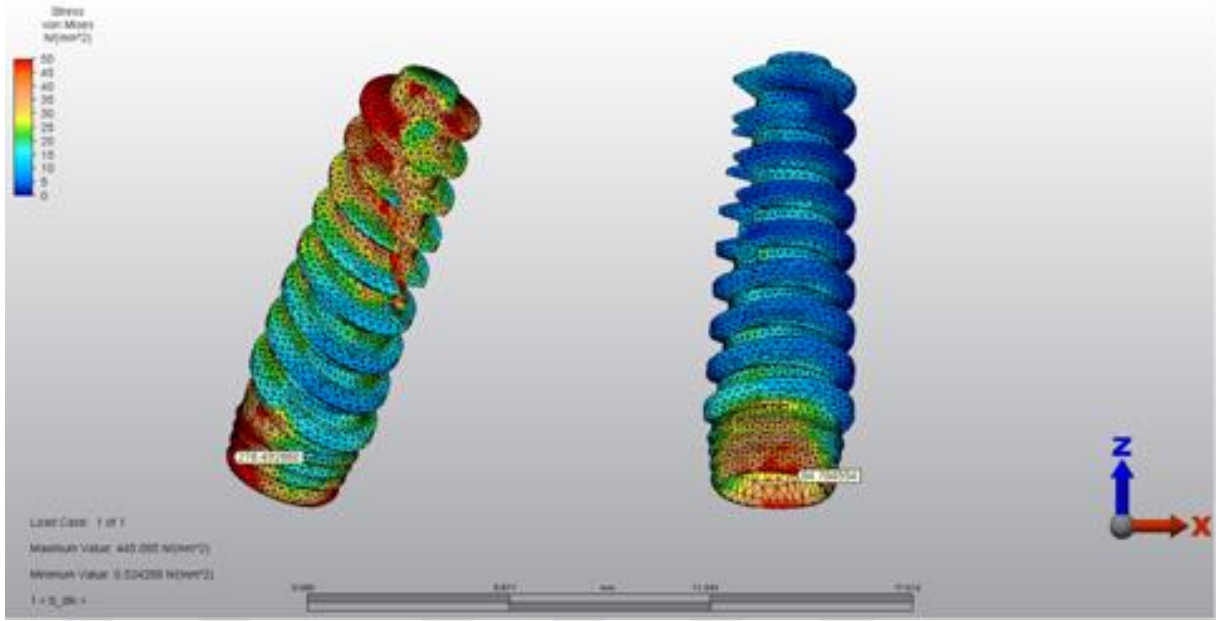
Oblik yüklemde, , anterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 70,514301 MPa, posterior implantların boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 355,084935 MPa değerindedir (Şekil 200).



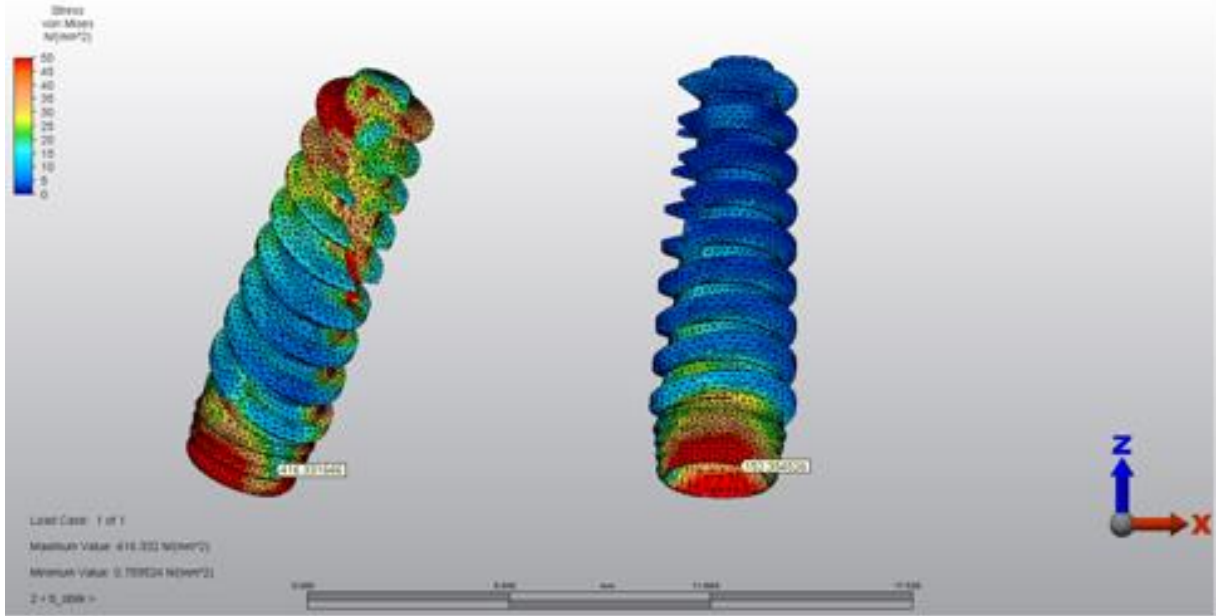
Şekil 171: 1.Model'de dik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



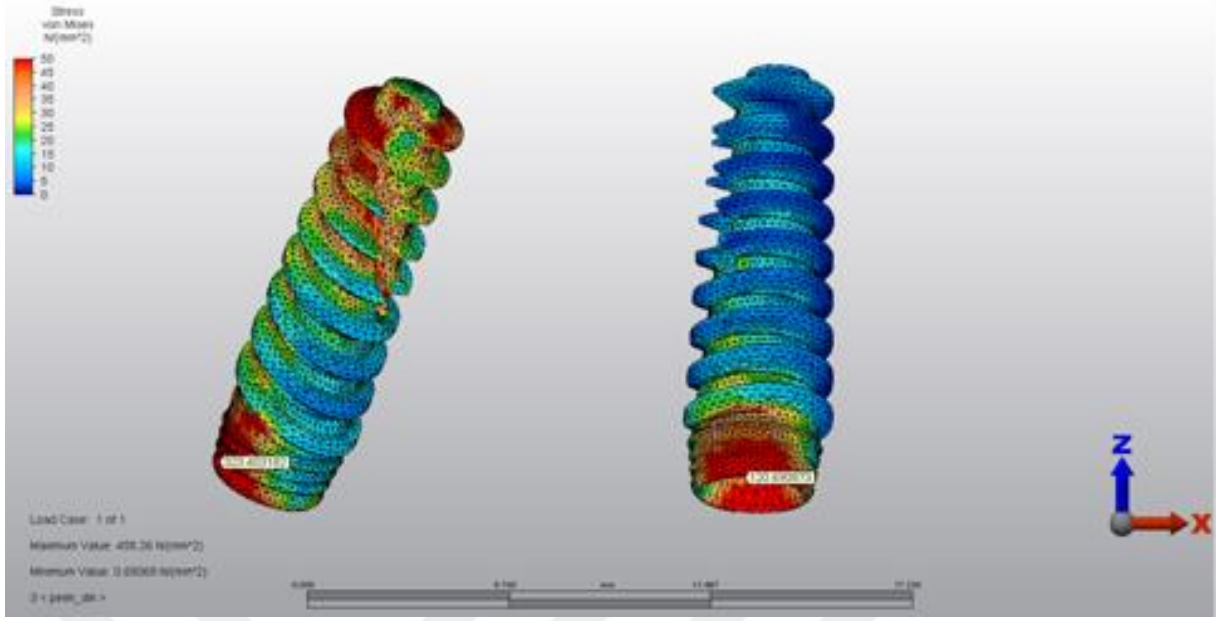
Şekil 172: 1.Model'de oblik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



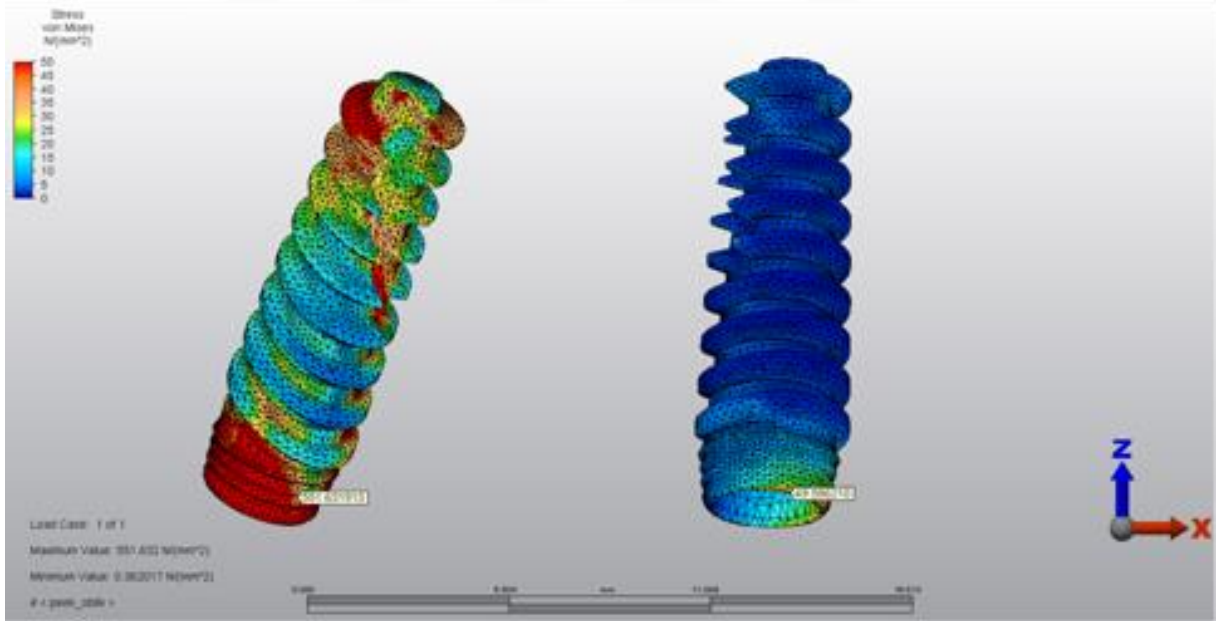
Şekil 173: 2.Model’de dik yüklemede implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



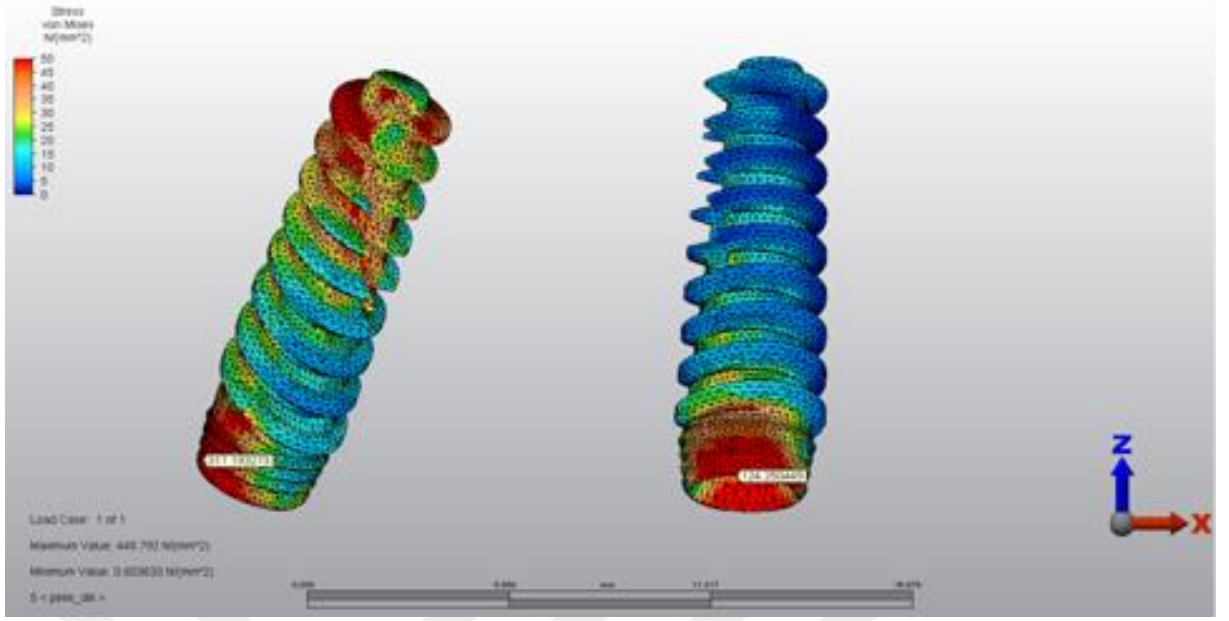
Şekil 174: 2.Model’de oblik yüklemede implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



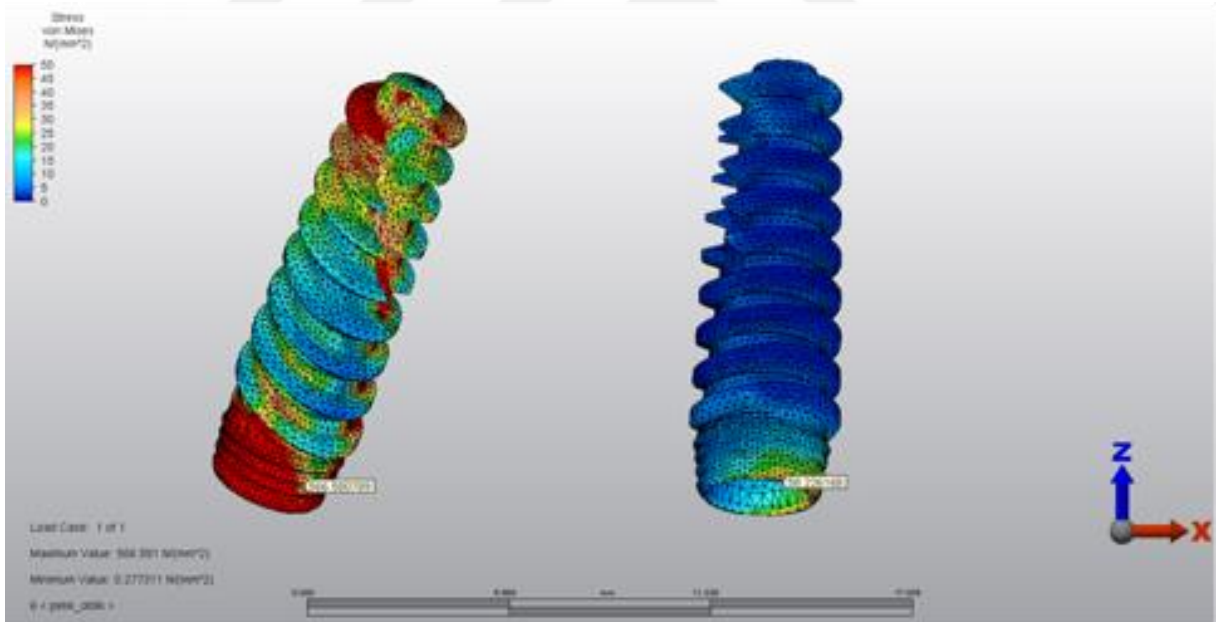
Şekil 175: 3.Model’de dik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



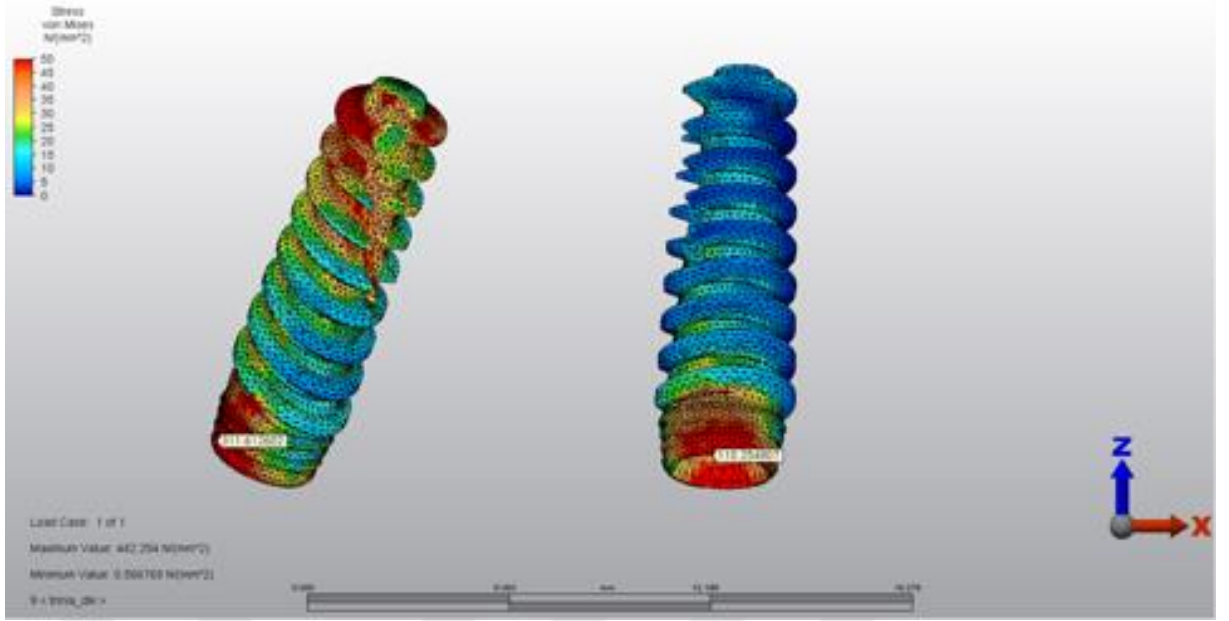
Şekil 176: 3.Model’de oblik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



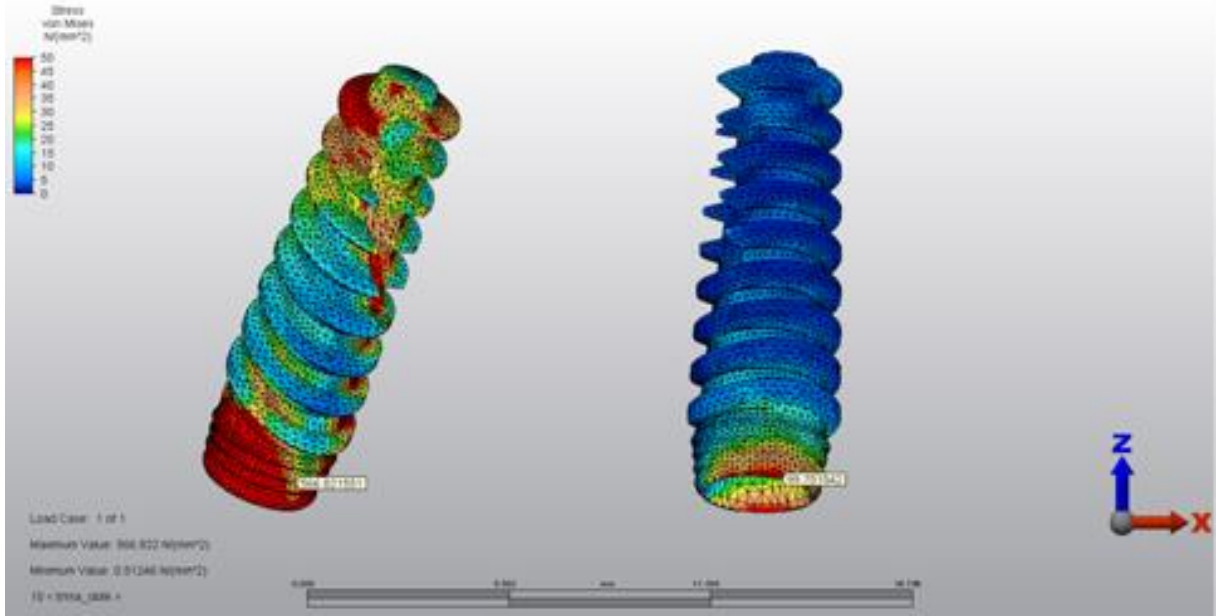
Şekil 177: 4.Model’de dik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



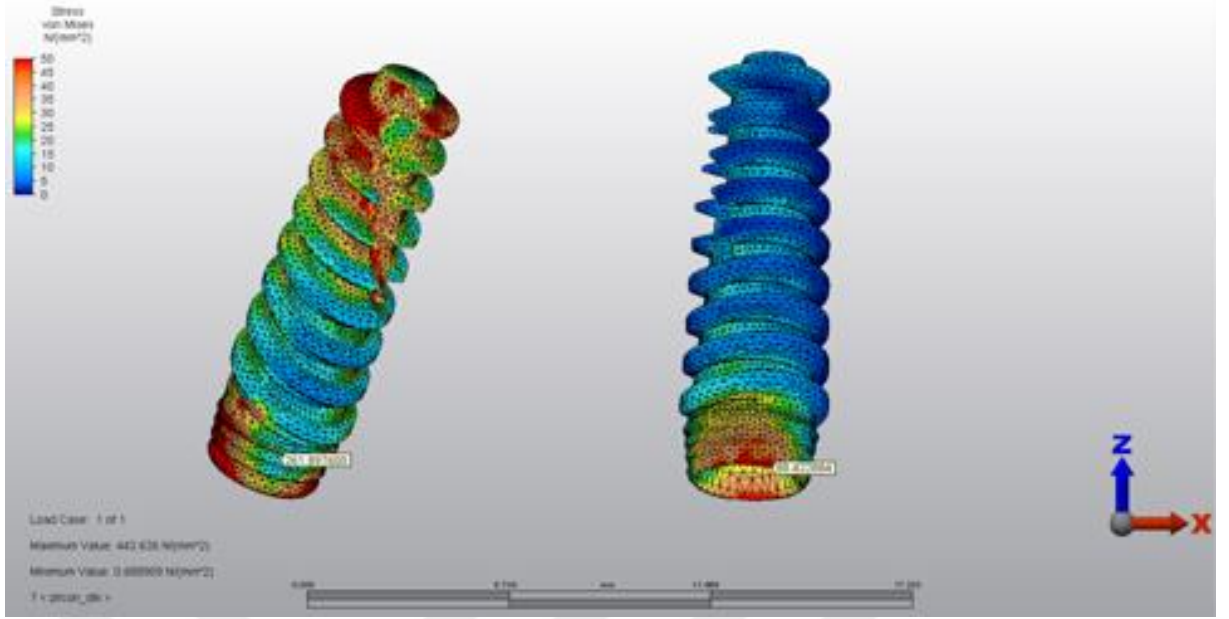
Şekil 178: 4.Model’de oblik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



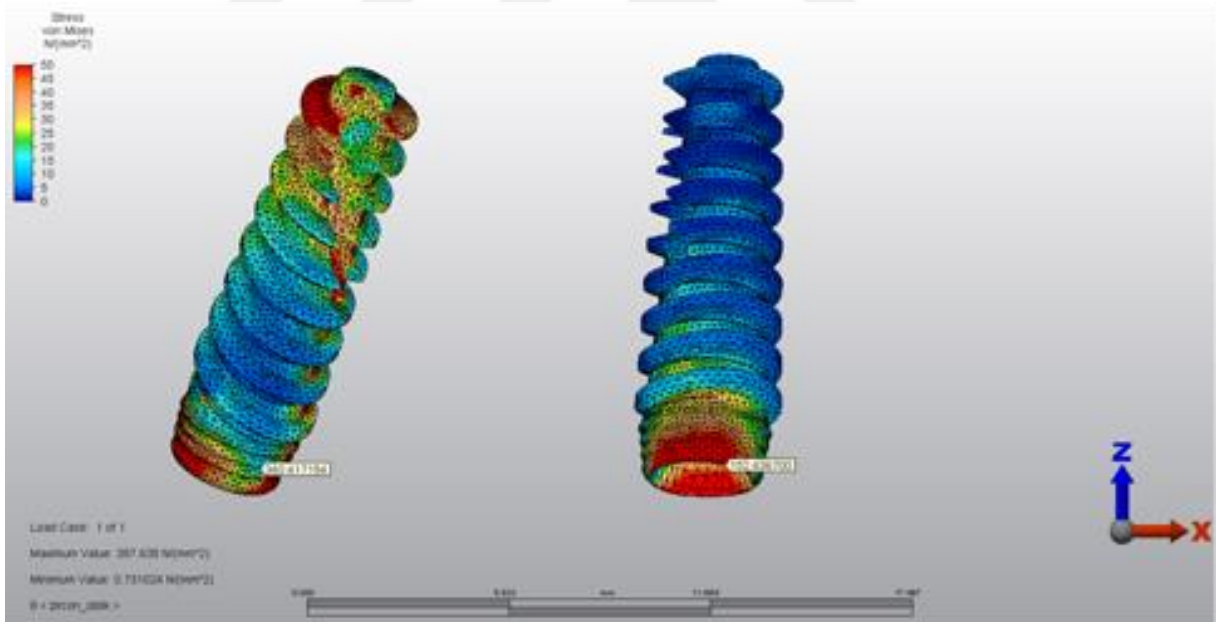
Şekil 179: 5.Model'de dik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



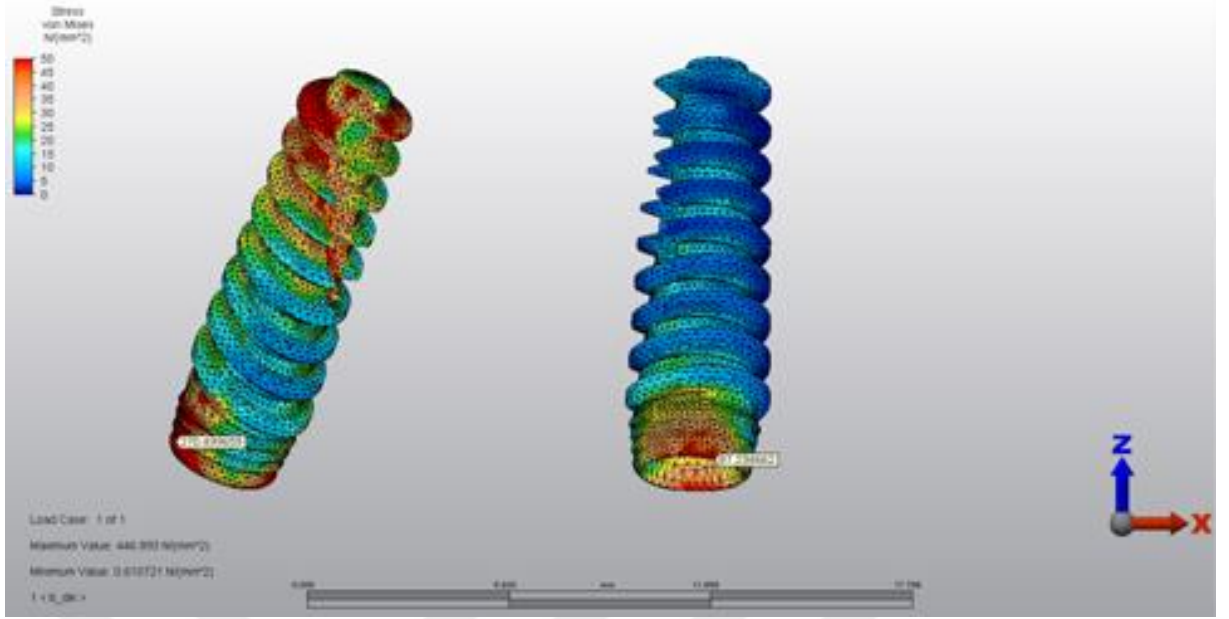
Şekil 180: 5.Model'de oblik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



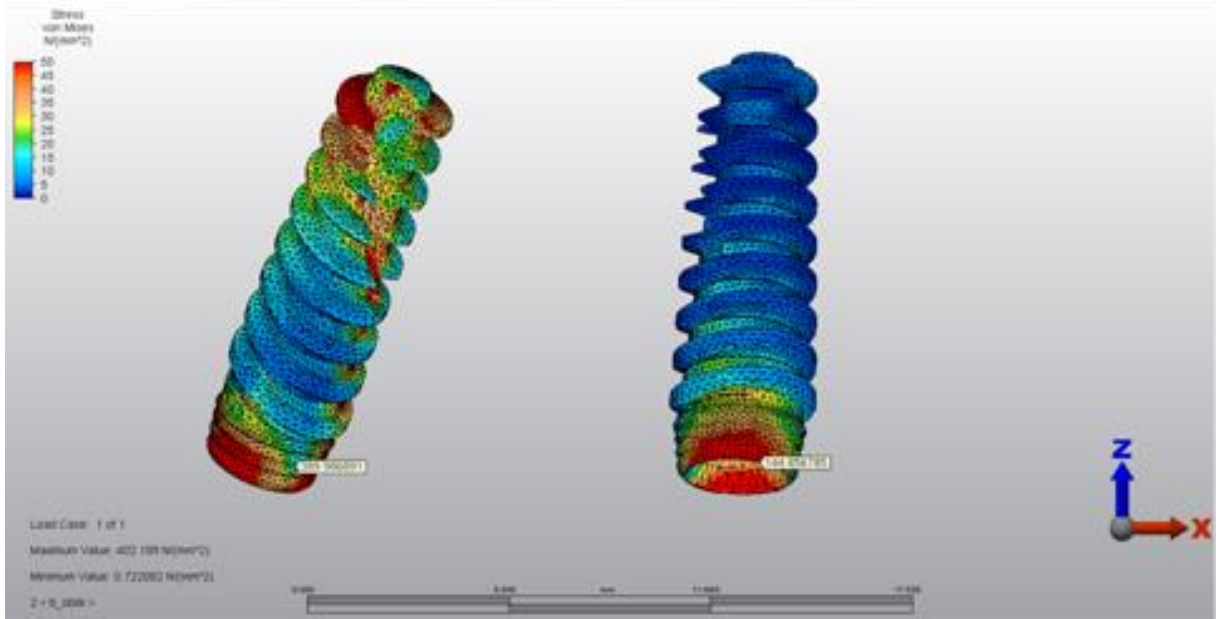
Şekil 181: 6.Model'de dik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



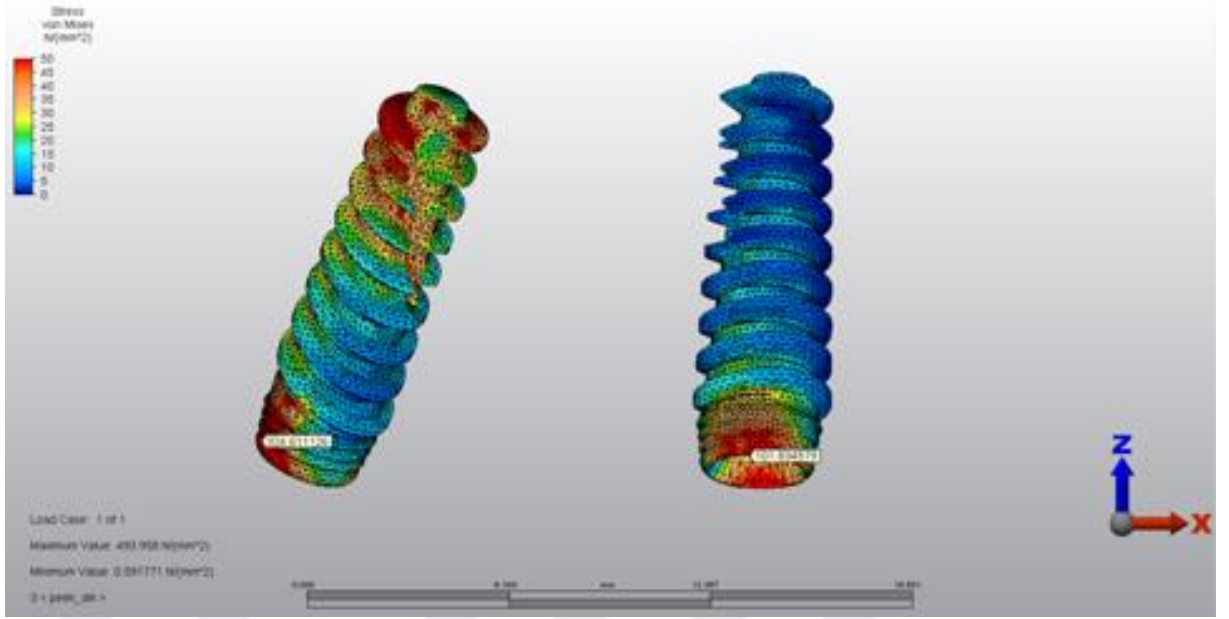
Şekil 182: 6.Model'de oblik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



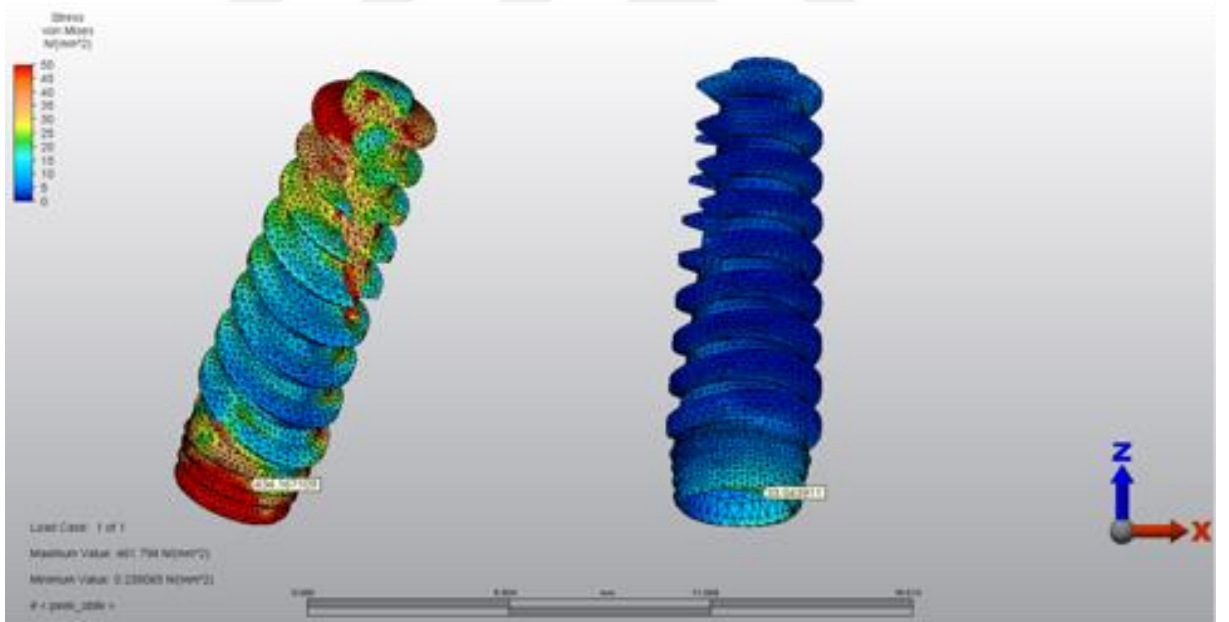
Şekil 183: 7.Model’de dik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



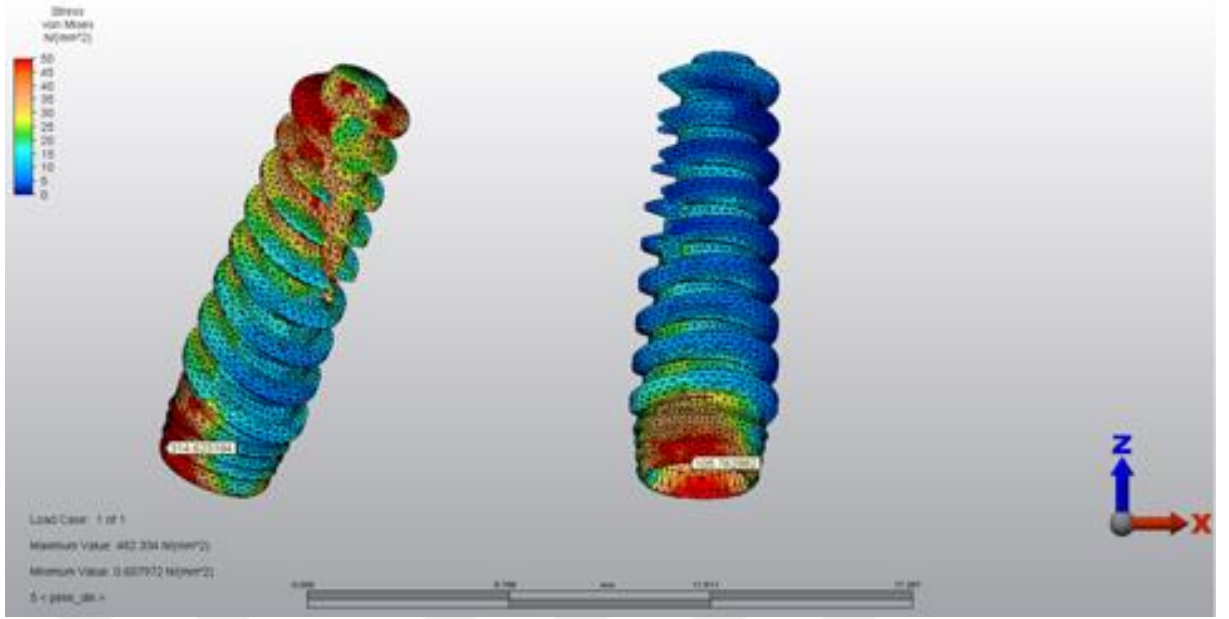
Şekil 184: 7.Model’de oblik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



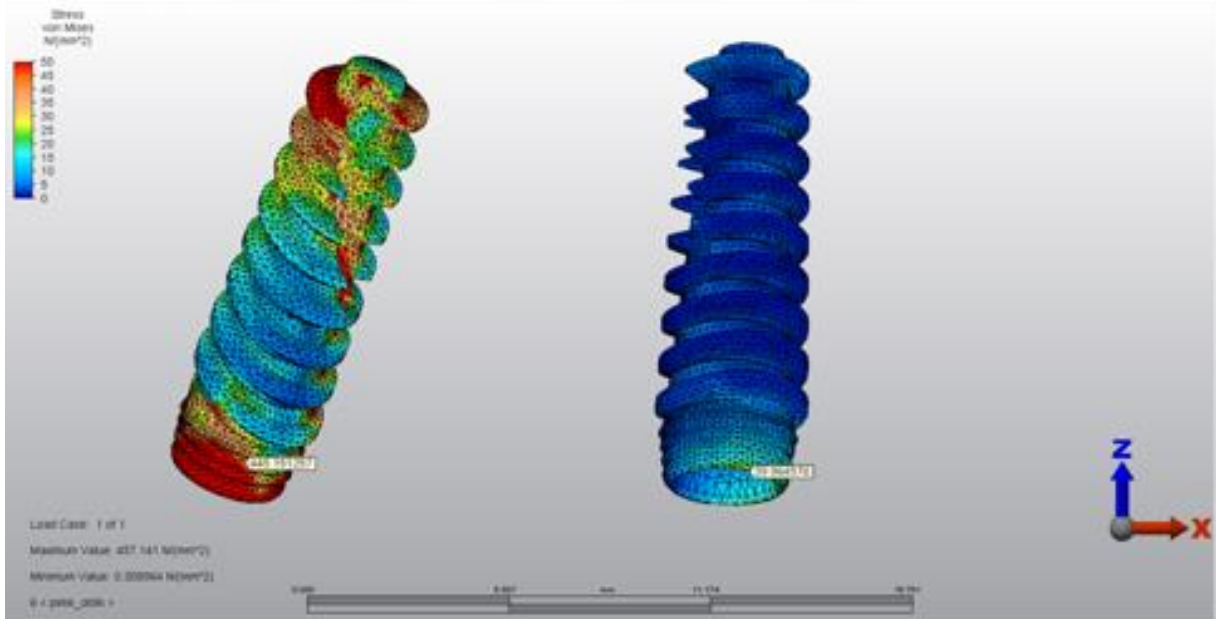
Şekil 185: 8.Model’de dik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



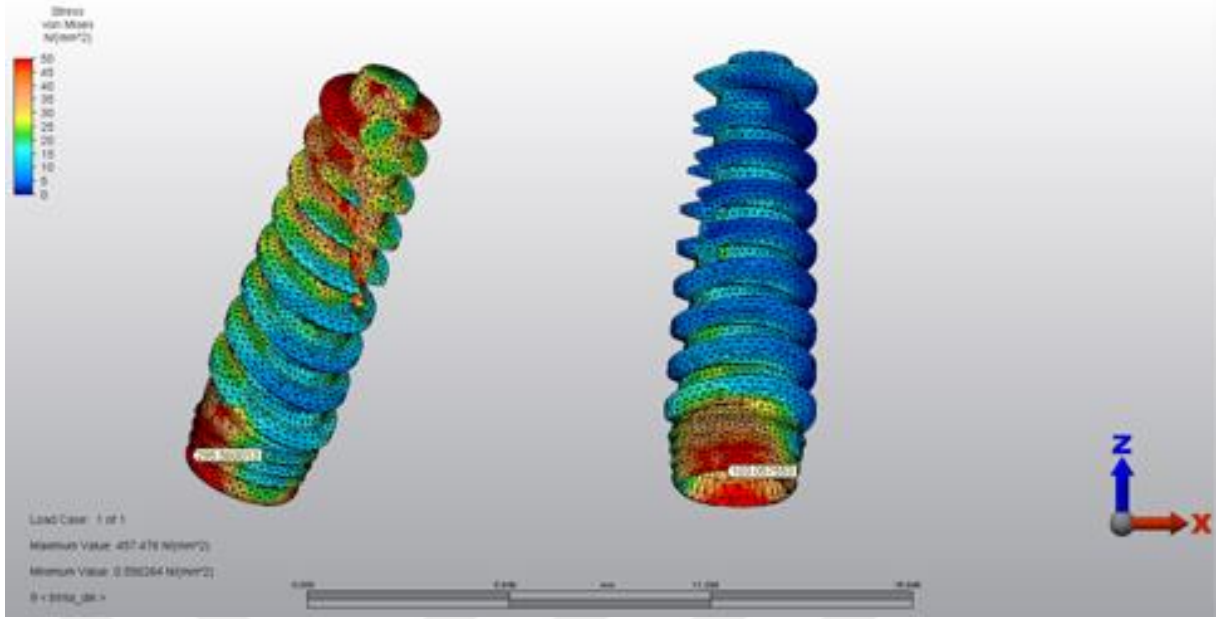
Şekil 186: 8.Model’de oblik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



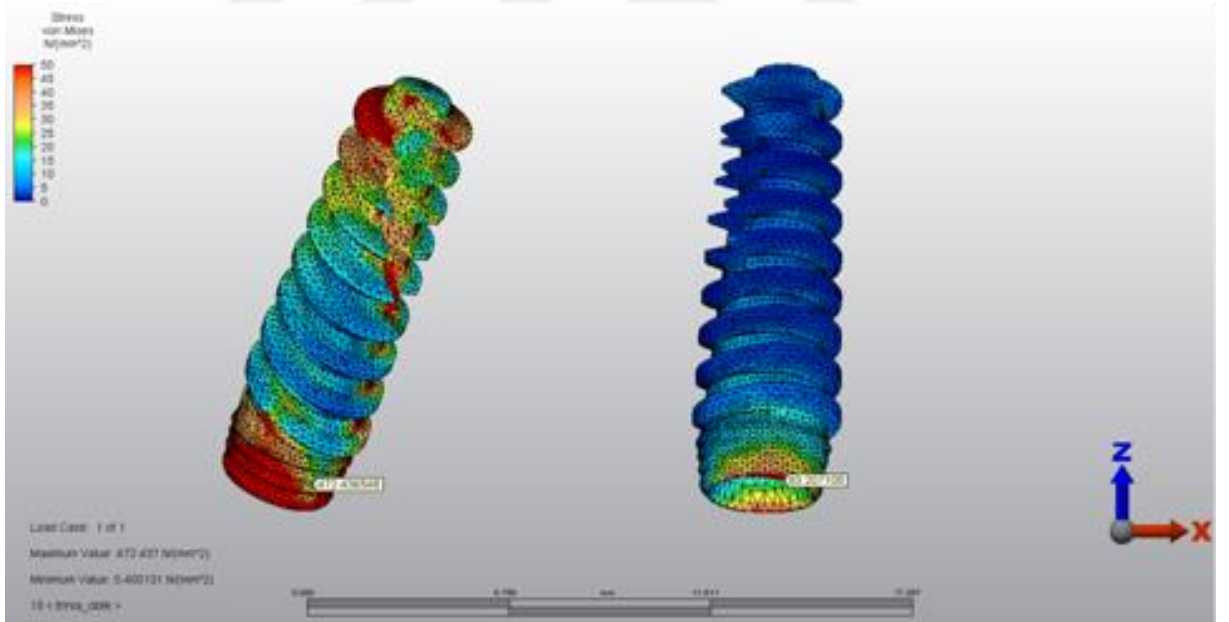
Şekil 187: 9.Model’de dik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



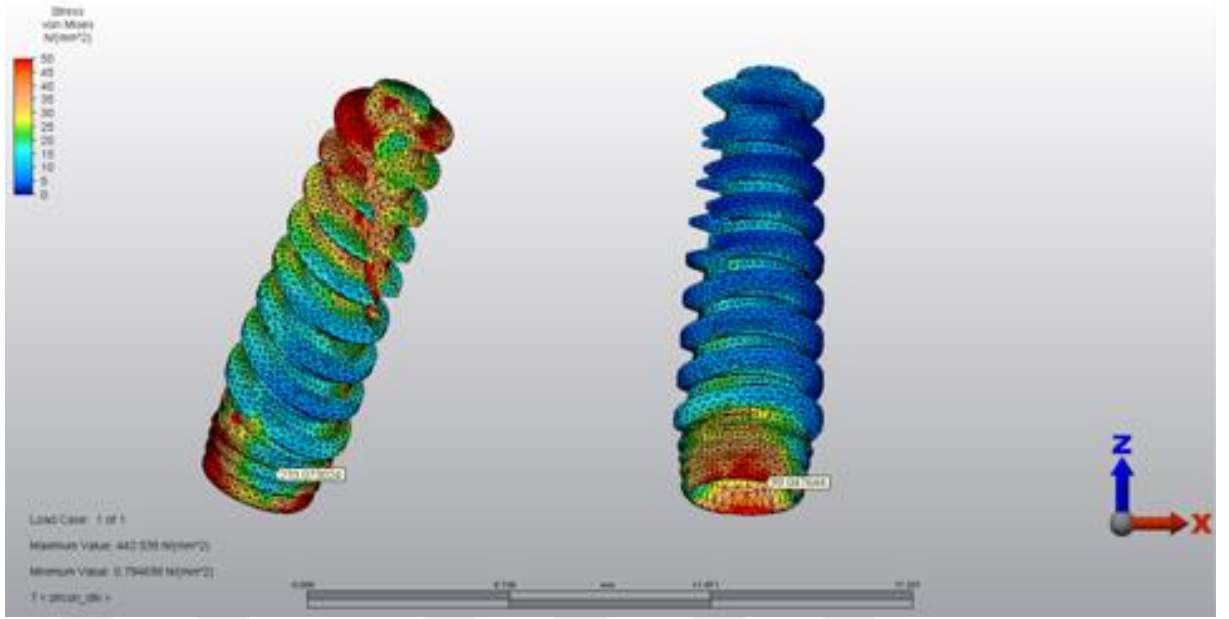
Şekil 188: 9.Model’de oblik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



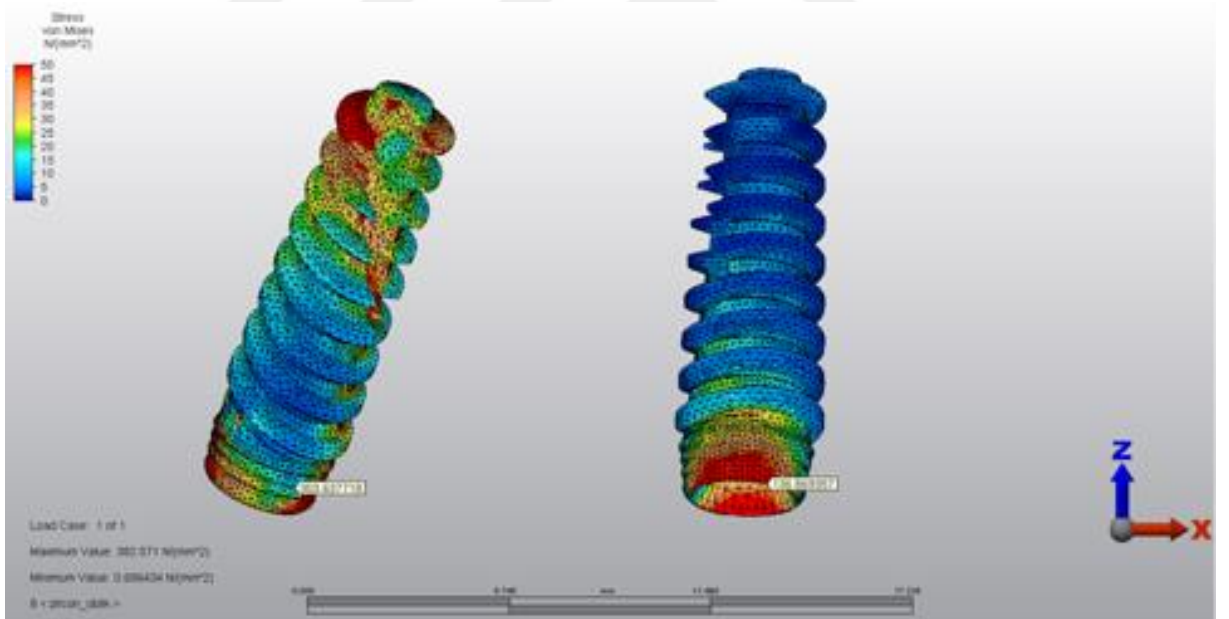
Şekil 189: 10.Model’de dik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



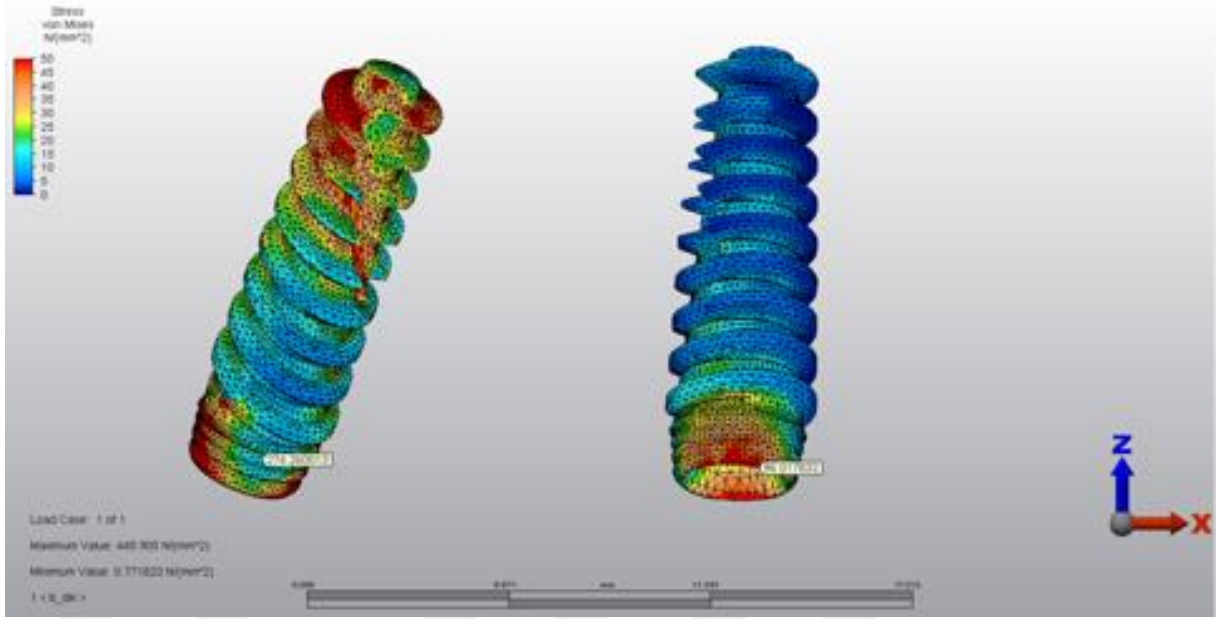
Şekil 190: 10.Model’de oblik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



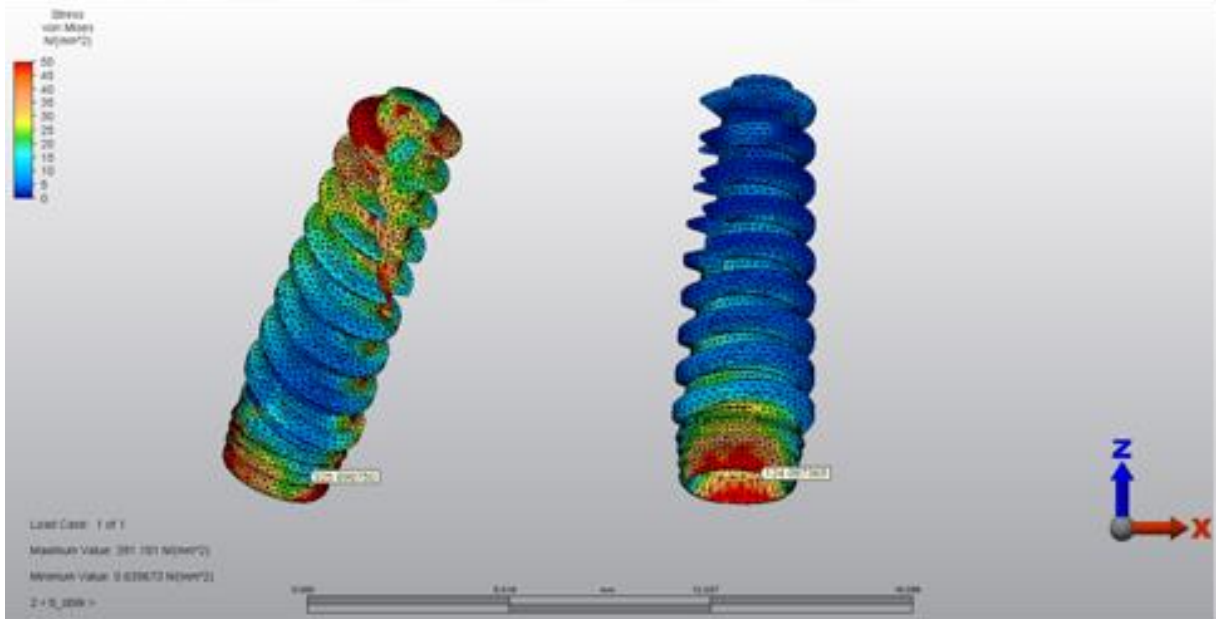
Şekil 191: 11.Model'de dik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



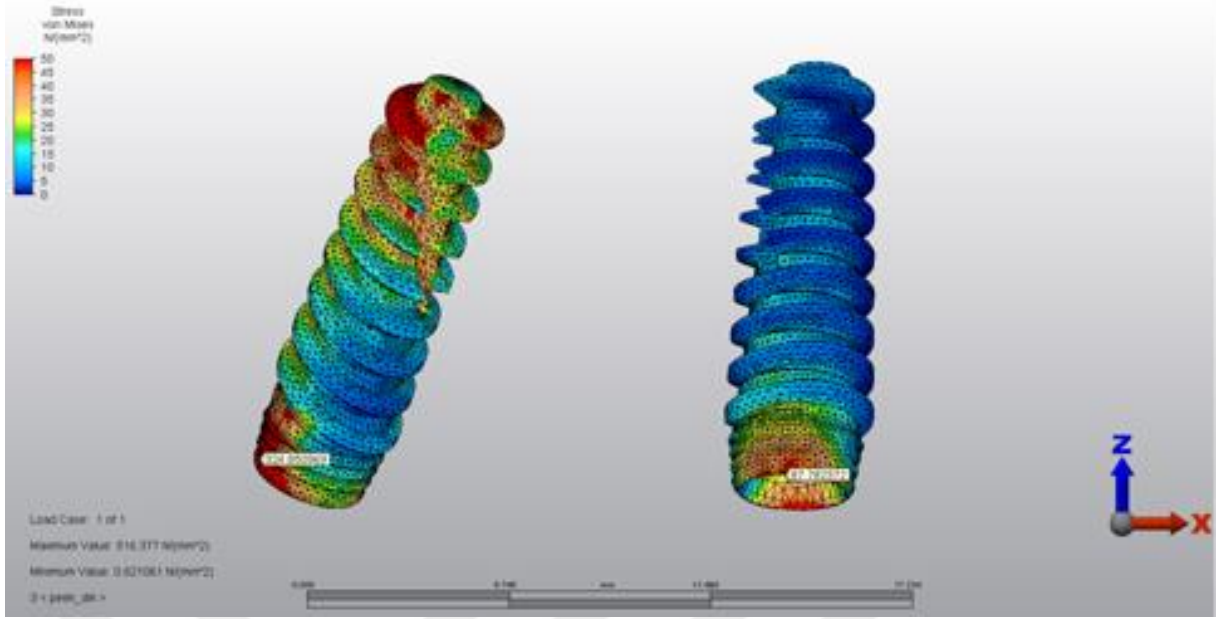
Şekil 192: 11.Model'de oblik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



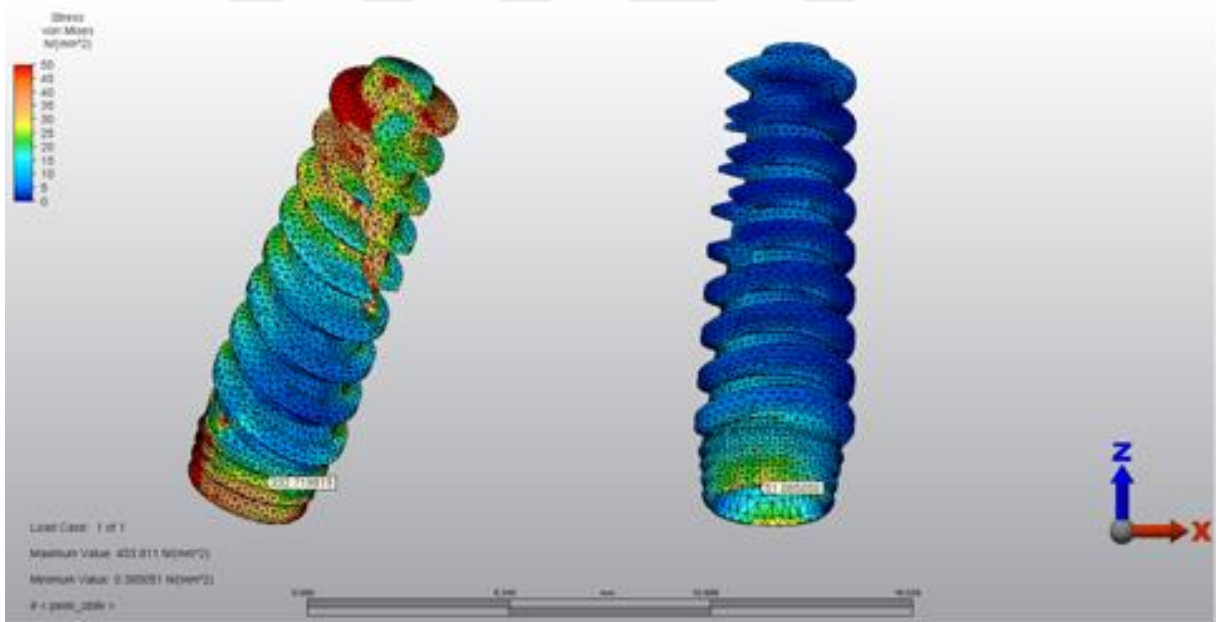
Şekil 193: 12.Model'de dik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



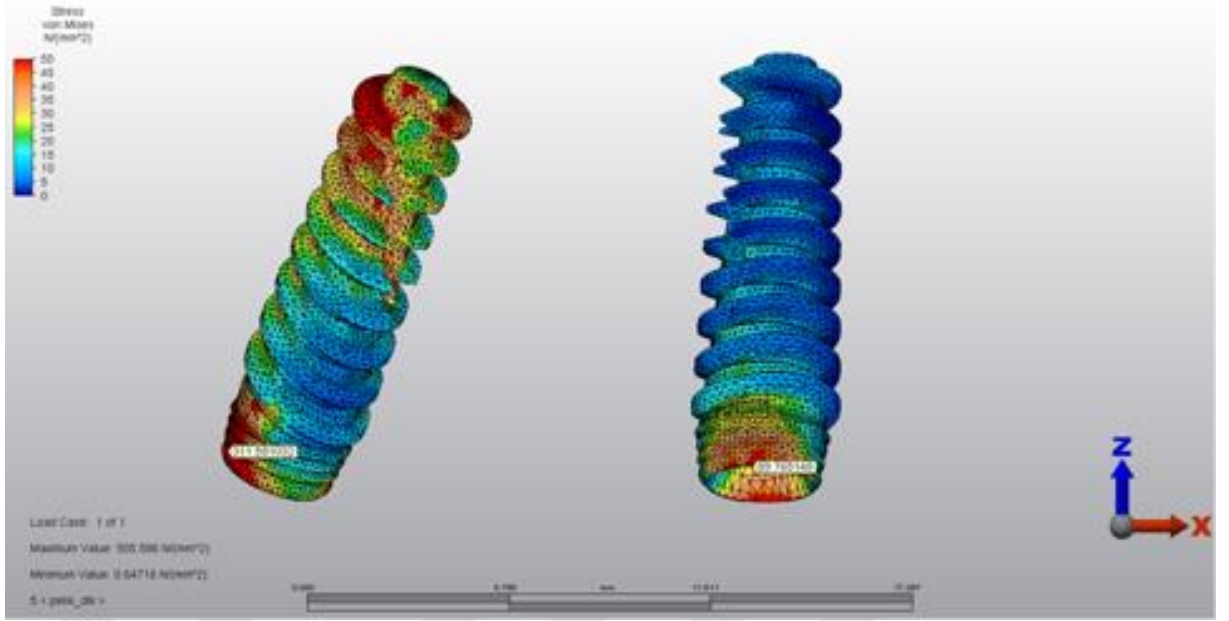
Şekil 194: 12.Model'de oblik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



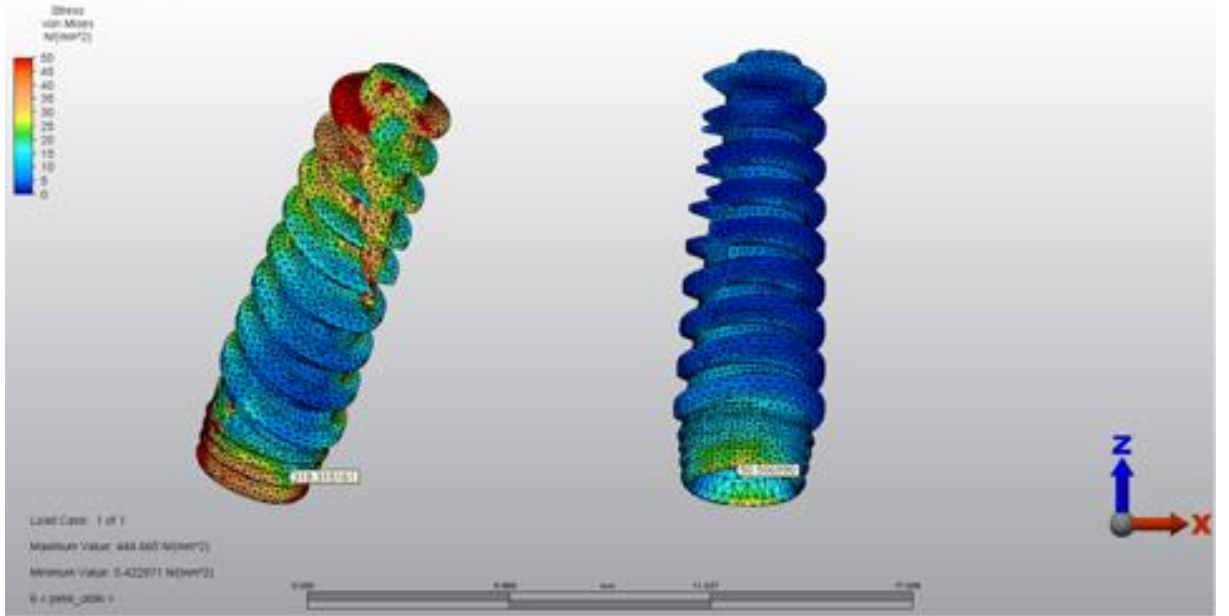
Şekil 195: 13.Model'de dik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



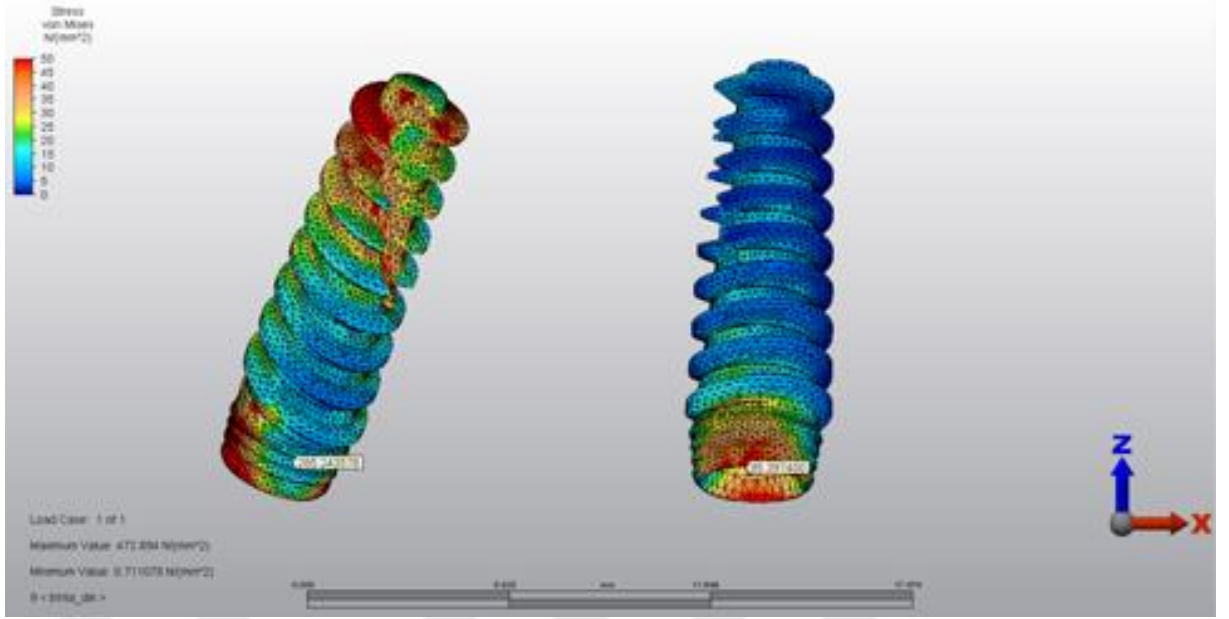
Şekil 196: 13.Model'de oblik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



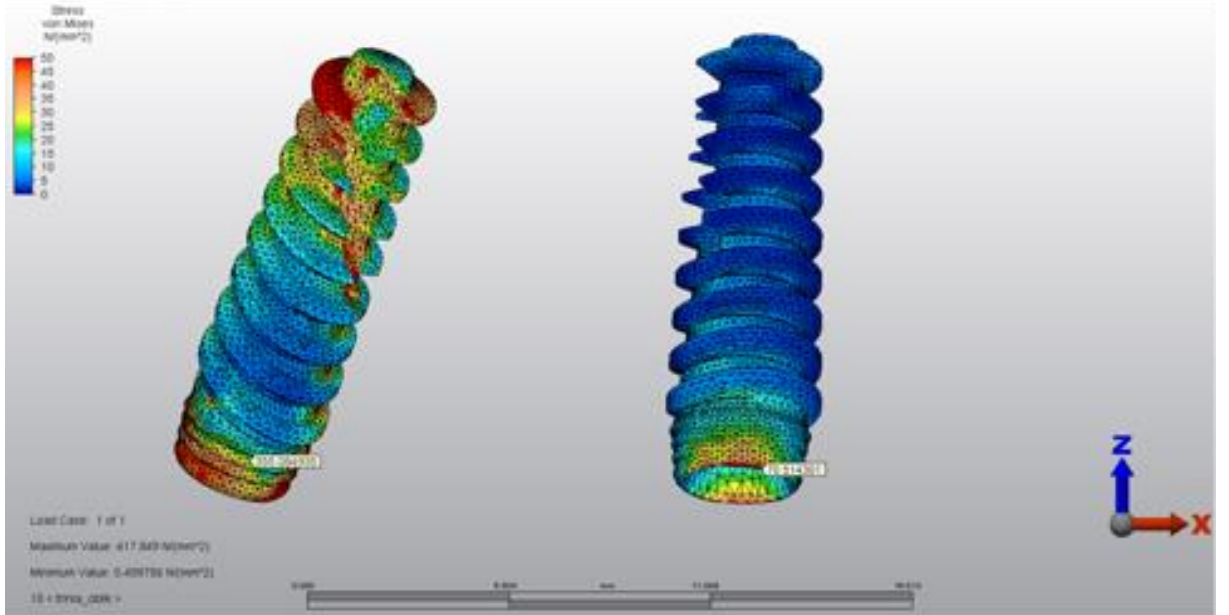
Şekil 197: 14.Model'de dik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



Şekil 198: 14.Model'de oblik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



Şekil 199: 15.Model’de dik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



Şekil 200: 15.Model’de oblik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})

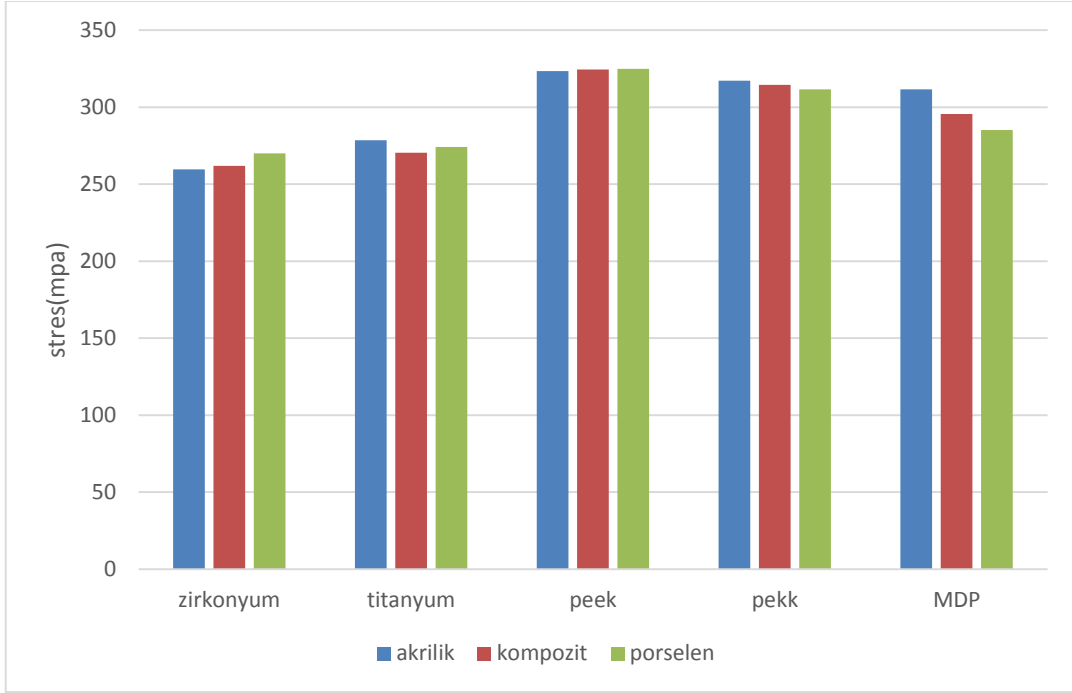
Tablo 10. Dik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})

Çalışma Modelleri		Anterior implant (MPa)	Posterior implant (MPa)
Akrilik	Zirkonyum	85,444996	259,693140
	Titanyum	84,784554	278,492880
	peek	120,690873	323,403182
	Pekk	124,250449	317,193273
	FRP	110,254807	311,612602
Kompozit	Zirkonyum	88,422884	261,897600
	Titanyum	87,234662	270,499659
	Peek	101,834579	324,611126
	Pekk	105,762882	314,623184
	FRP	103,057553	295,560013
porselen	Zirkonyum	99,047644	270,073024
	Titanyum	96,017832	274,260013
	Peek	87,782372	324,850969
	Pekk	89,765148	311,581032
	FRP	95,397400	285,243578

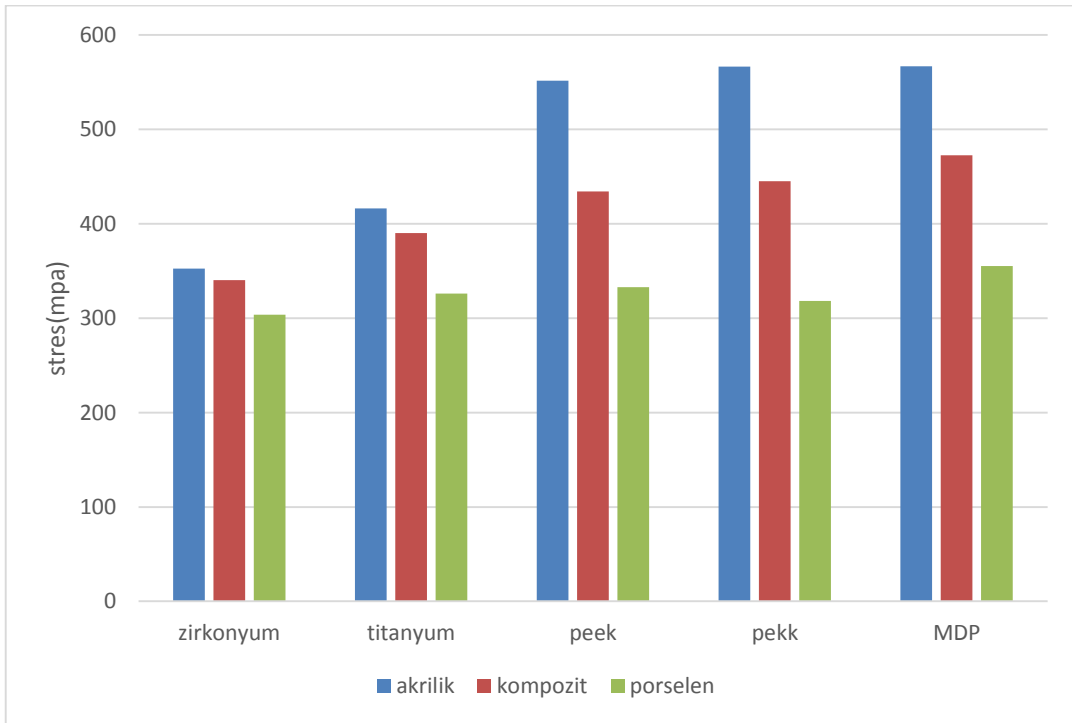
Tablo 11. Oblik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})

Çalışma Modelleri		Anterior implant (MPa)	Posterior implant (MPa)
Akrilik	Zirkonyum	157,019867	352,366423
	Titanyum	152,354526	416,331646
	peek	49,586210	551,631913
	Pekk	58,226168	566,580789
	FRP	99,751542	566,821551
Kompozit	Zirkonyum	152,436700	340,417154
	Titanyum	144,856785	389,986891
	Peek	33,043911	434,167109
	Pekk	39,964576	445,151257
	FRP	83,207108	472,436548
porselen	Zirkonyum	136,869357	303,637718
	Titanyum	124,087369	325,898750
	Peek	51,085050	332,719819
	Pekk	50,506990	318,315161
	FRP	70,514301	355,084935

Şekil 201. Dik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



Şekil 202. Oblik yüklemde implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



4.4. Abutmentler Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları (σ_{VM})

1. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 51,4468 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 359,186 MPa değerindedir(Şekil 203).

Oblik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 99,0699 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 484,763 MPa değerindedir (Şekil 204).

2. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 51,5829 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 332,397 MPa değerindedir(Şekil 205).

Oblik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 97,0207 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 527,967 MPa değerindedir (Şekil 206).

3. Model'e Ait Bulgular(PEEK alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 325.78 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 1664,74 MPa değerindedir (Şekil 207).

Oblik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 467,388 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 853,056 MPa değerindedir (Şekil 208).

4. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 276,542 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 1435,34 MPa değerindedir (Şekil 209).

Oblik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 393,462 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 694,997 MPa değerindedir (Şekil 210).

5. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 132,366 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 650,889 MPa değerindedir (Şekil 211).

Oblik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 213,687 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 494,796 MPa değerindedir (Şekil 212).

6. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 5315,92 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 371,658 MPa değerindedir (Şekil 213).

Oblik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 95,8061 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 478,735 MPa değerindedir (Şekil 214).

7. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 52,9085 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 355,068 MPa değerindedir (Şekil 215).

Oblik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 91,6443 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 512,862 MPa değerindedir (Şekil 216).

8. Model'e Ait Bulgular(Peek alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 231,666 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 1420,87 MPa değerindedir (Şekil 217).

Oblik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 351,545 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 816,855 MPa değerindedir (Şekil 218)

9. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 203,029 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 1213,07 MPa değerindedir (Şekil 219).

Oblik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 299,175 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 624,684 MPa değerindedir (Şekil 220).

10. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 110,672 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 552,201 MPa değerindedir (Şekil 221).

Oblik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 182,343 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 435,816 MPa değerindedir (Şekil 222).

11. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı- porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 59,2806 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 410,343 MPa değerindedir (Şekil 223).

Oblik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 84,6754 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 456,288 MPa değerindedir (Şekil 224).

12. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 57,749 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 410,533 MPa değerindedir (Şekil 225).

Oblik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 76,9286 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 470,56 MPa değerindedir (Şekil 226).

13. Model'e Ait Bulgular(PEEK alt yapı- porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en

yüksek Von Mises stres değeri 192,511 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 1269,93 MPa değerindedir (Şekil 227).

Oblik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 252,275 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 998,852 MPa değerindedir (Şekil 228).

14. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-porselen yapay dişli model)

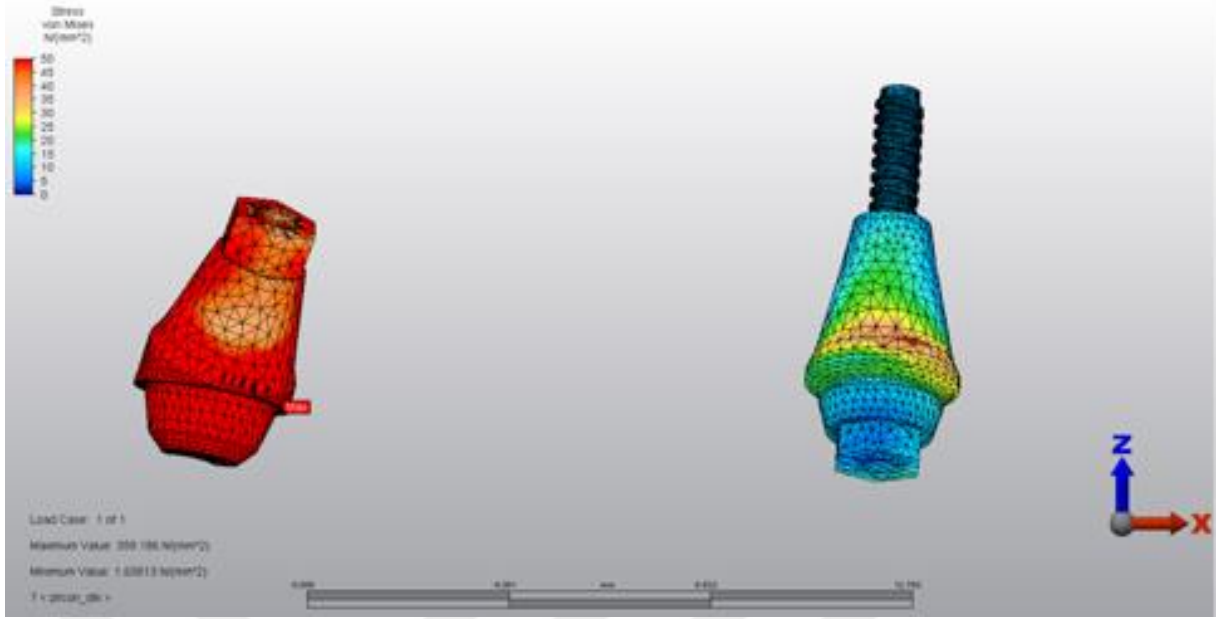
Dik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 152,943 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 1061,81 MPa değerindedir (Şekil 229).

Oblik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 211,399 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 800,708 MPa değerindedir (Şekil 230).

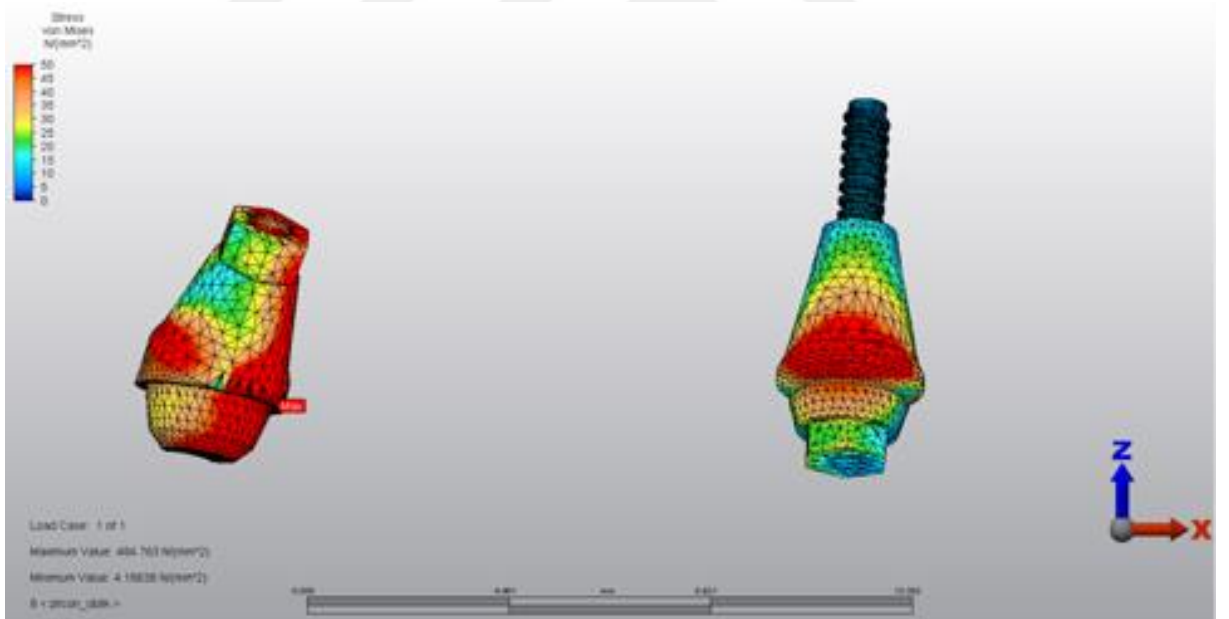
15. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 80,4625 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 440,018 MPa değerindedir (Şekil 231).

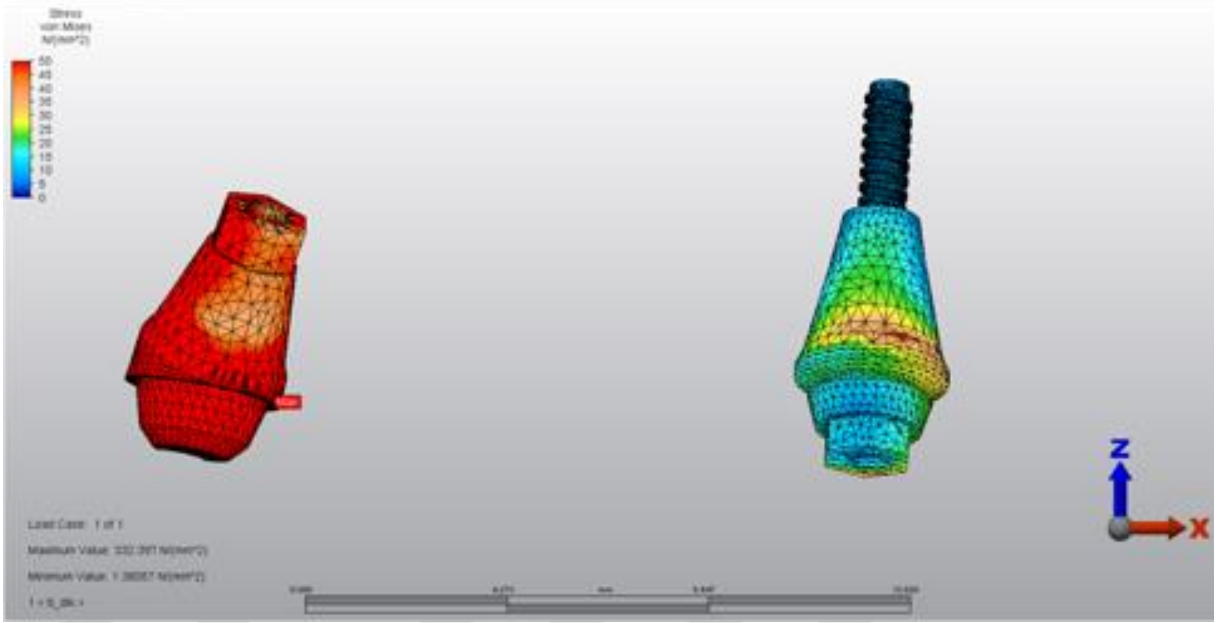
Oblik yüklemde, anterior abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 122,255 MPa, posterior multiunit abutmentler üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri 362,199 MPa değerindedir (Şekil 232).



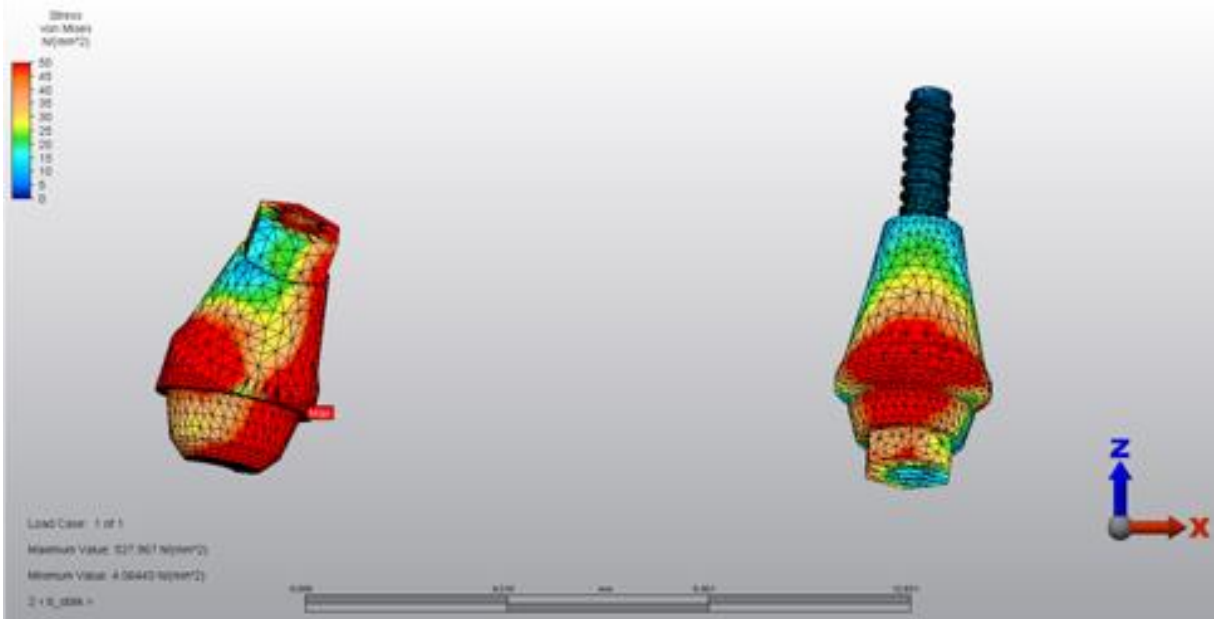
Şekil 203: 1.Model’de dik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



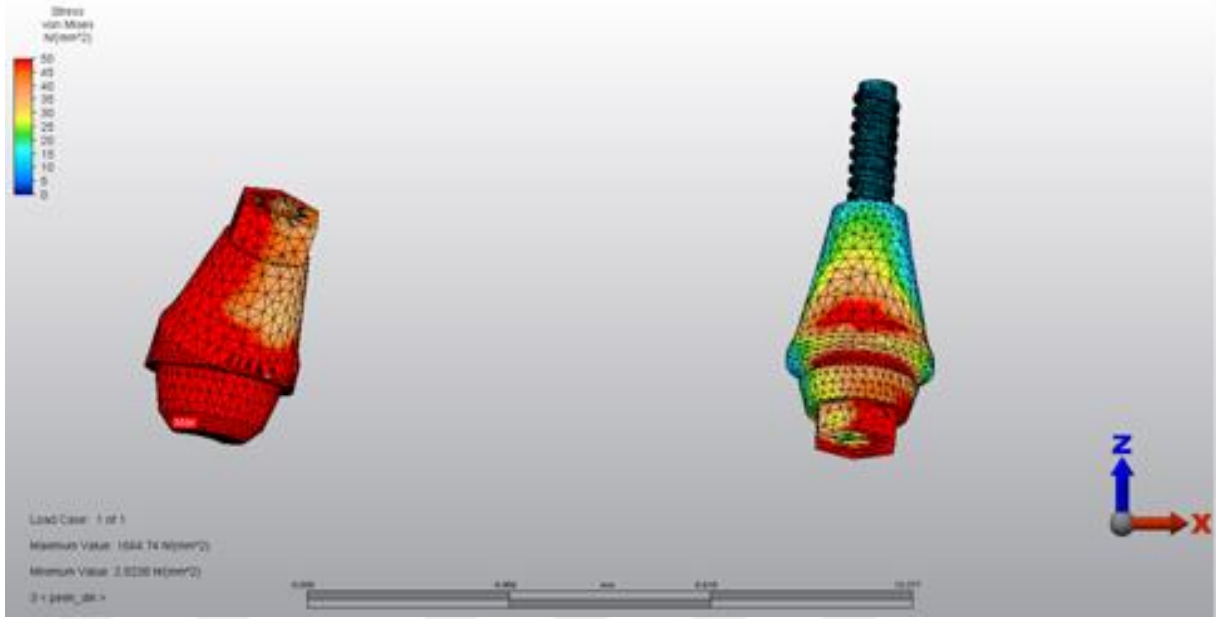
Şekil 204: 1.Model’de oblik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



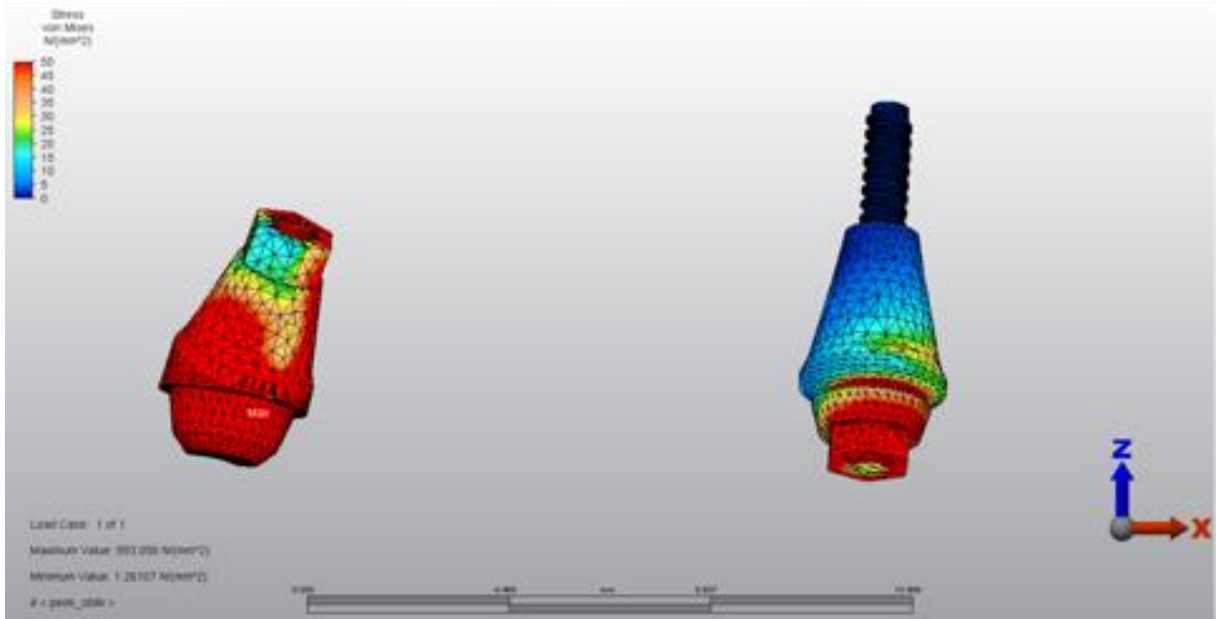
Şekil 205: 2.Model'de dik yüklemeye abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



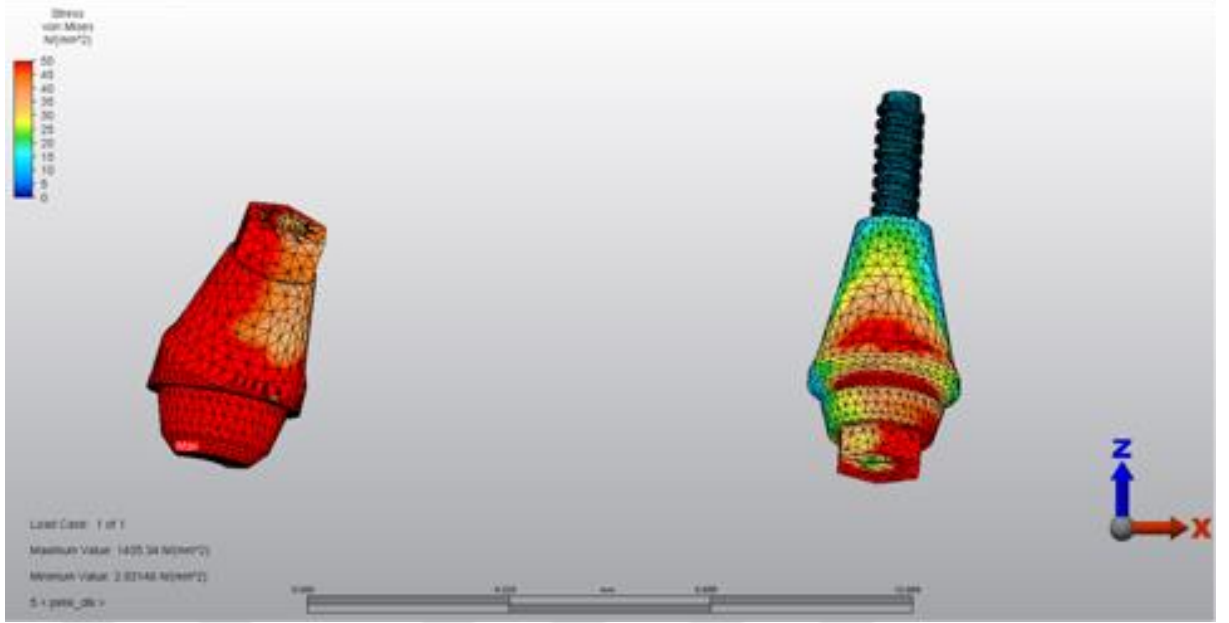
Şekil 206: 2.Model'de oblik yüklemeye abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



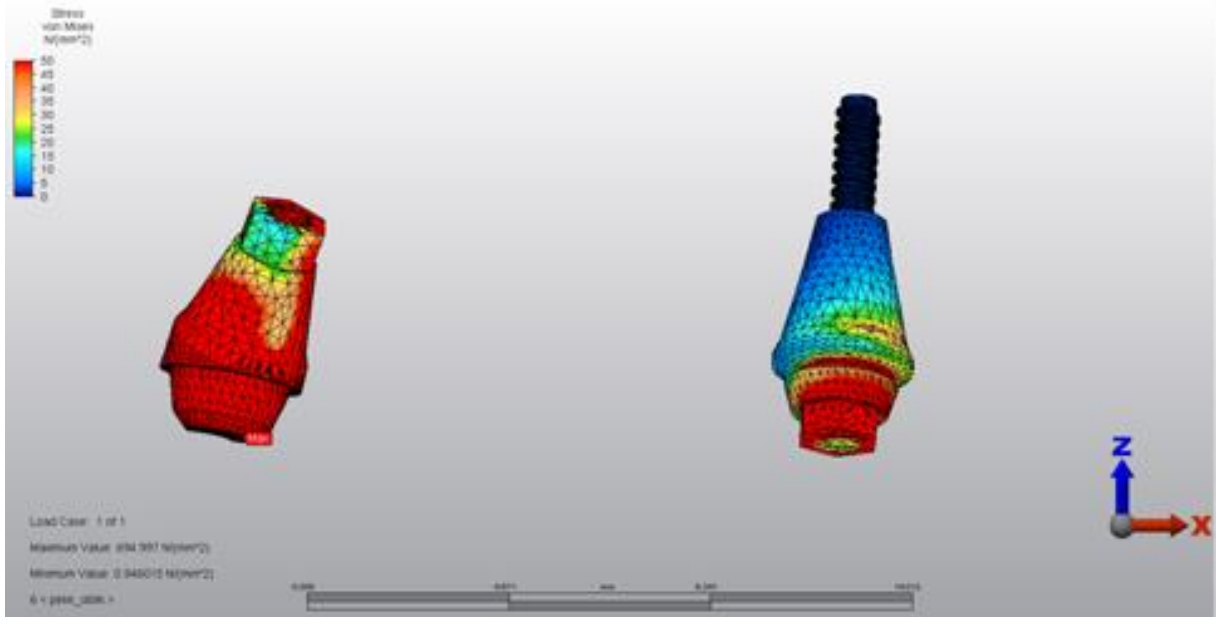
Şekil 207: 3.Model’de dik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



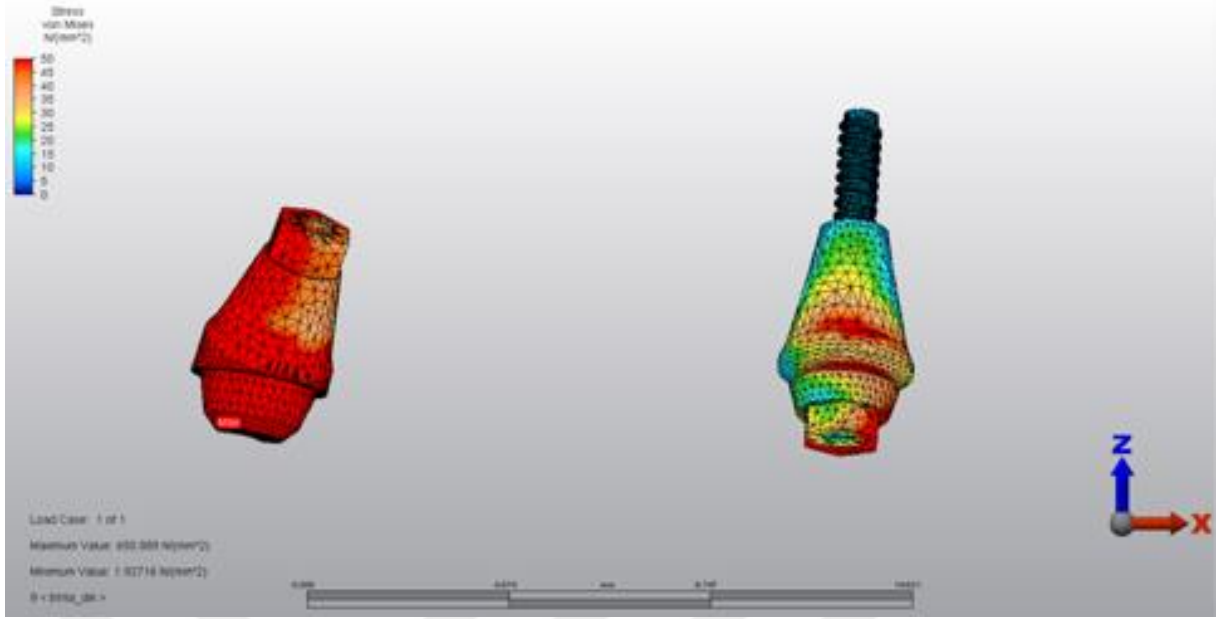
Şekil 208: 3.Model’de oblik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



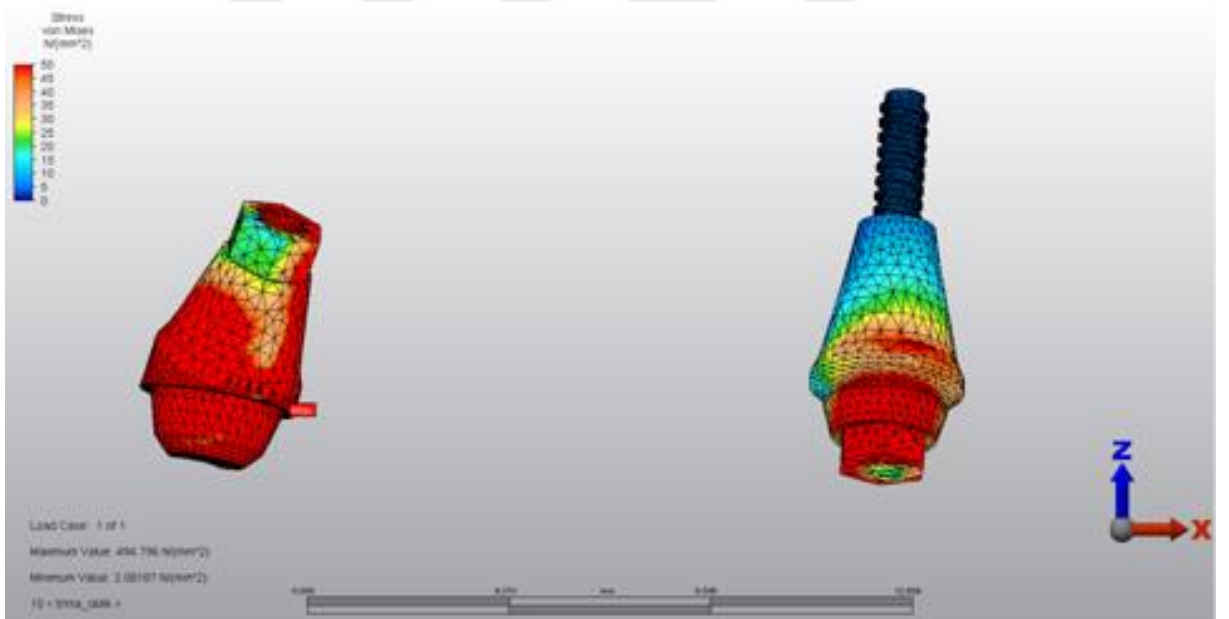
Şekil 209: 4.Model'de dik yüklemede abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



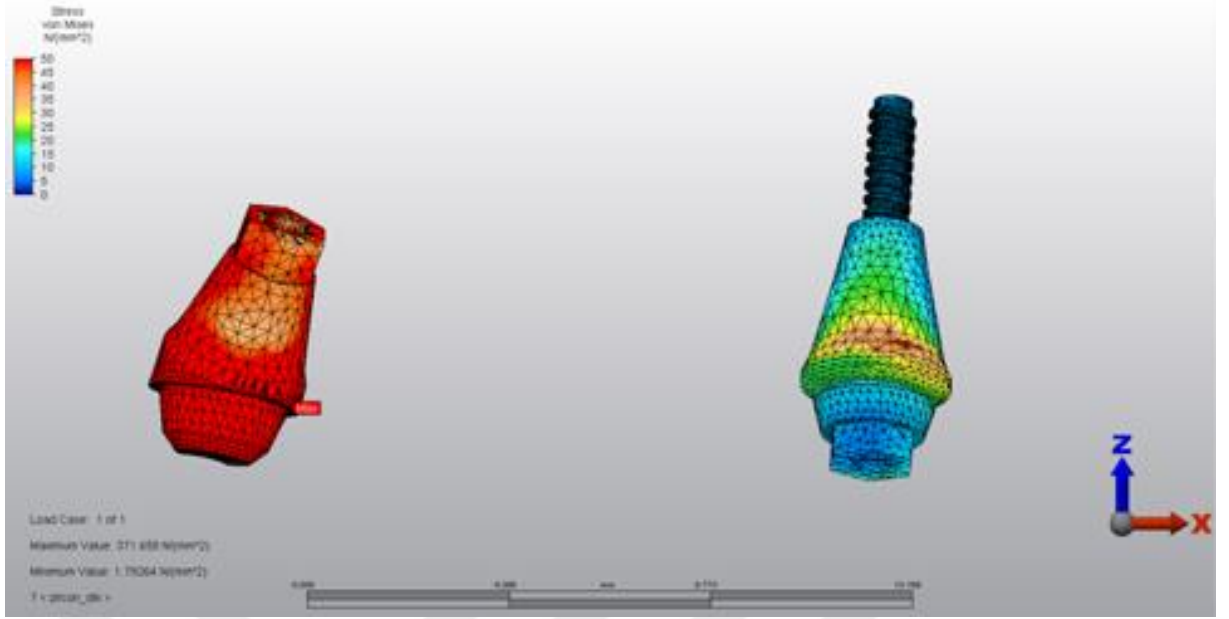
Şekil 210: 4.Model'de oblik yüklemede abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



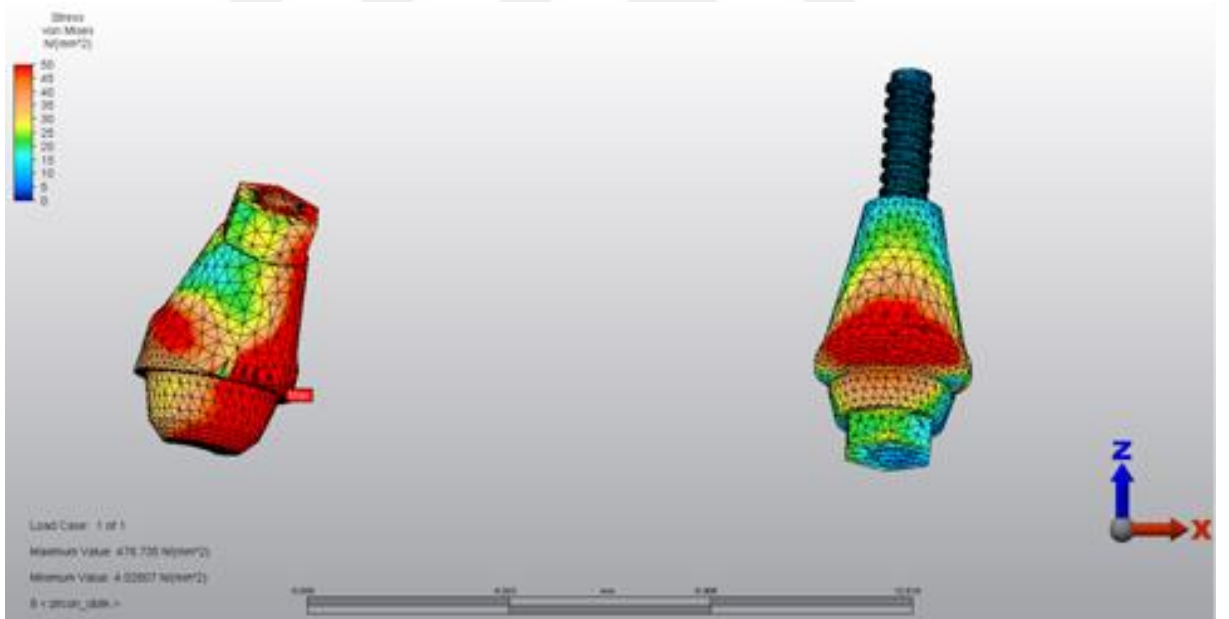
Şekil 211: 5.Model’de dik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



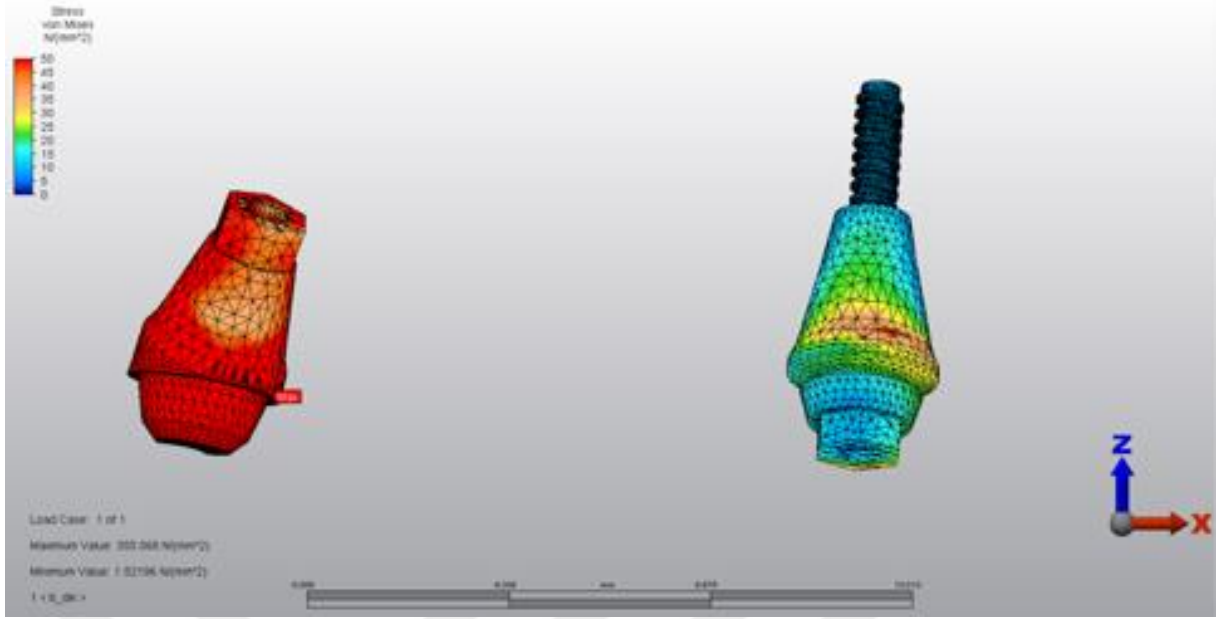
Şekil 212: 5.Model’de oblik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



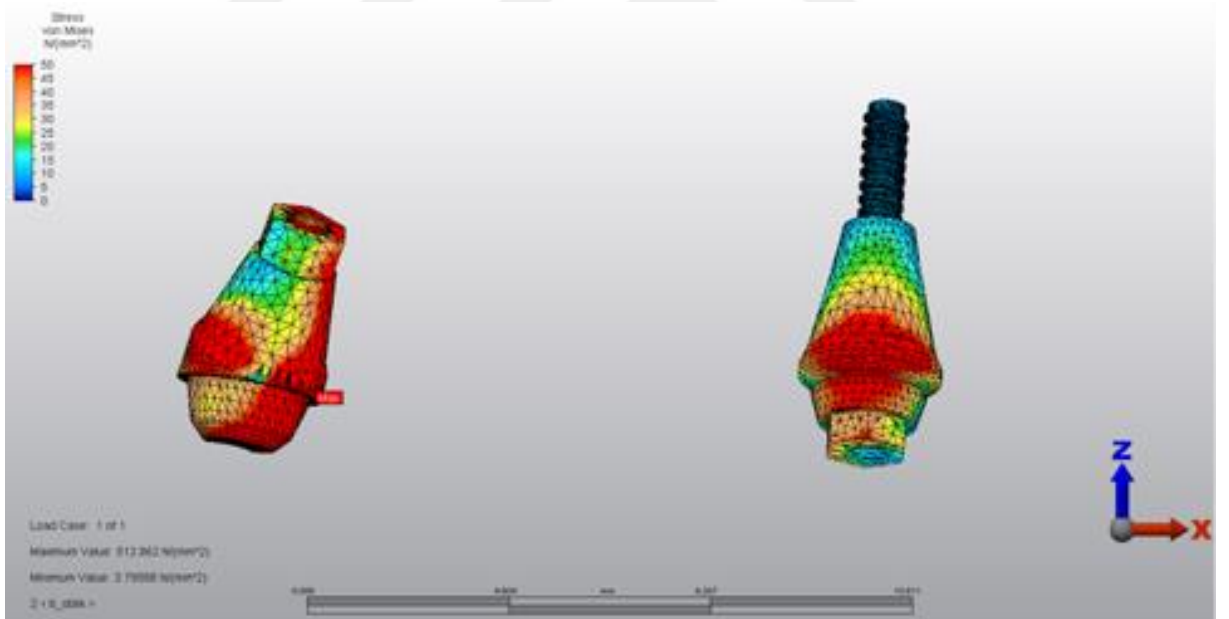
Şekil 213: 6.Model’de dik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



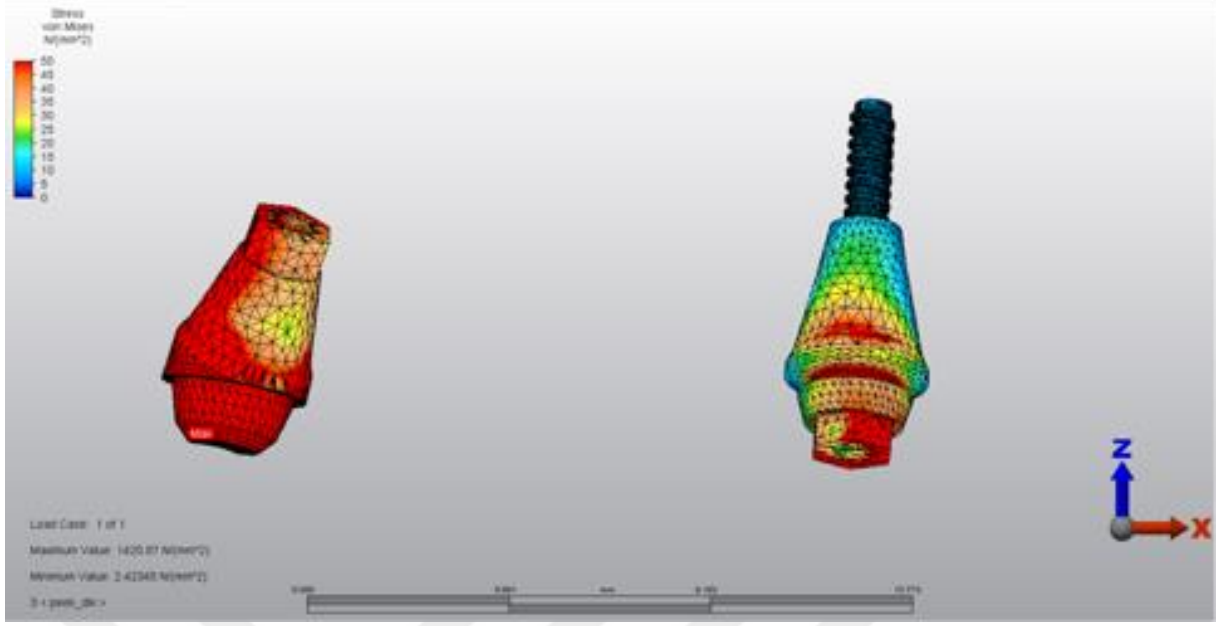
Şekil 214: 6.Model’de oblik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



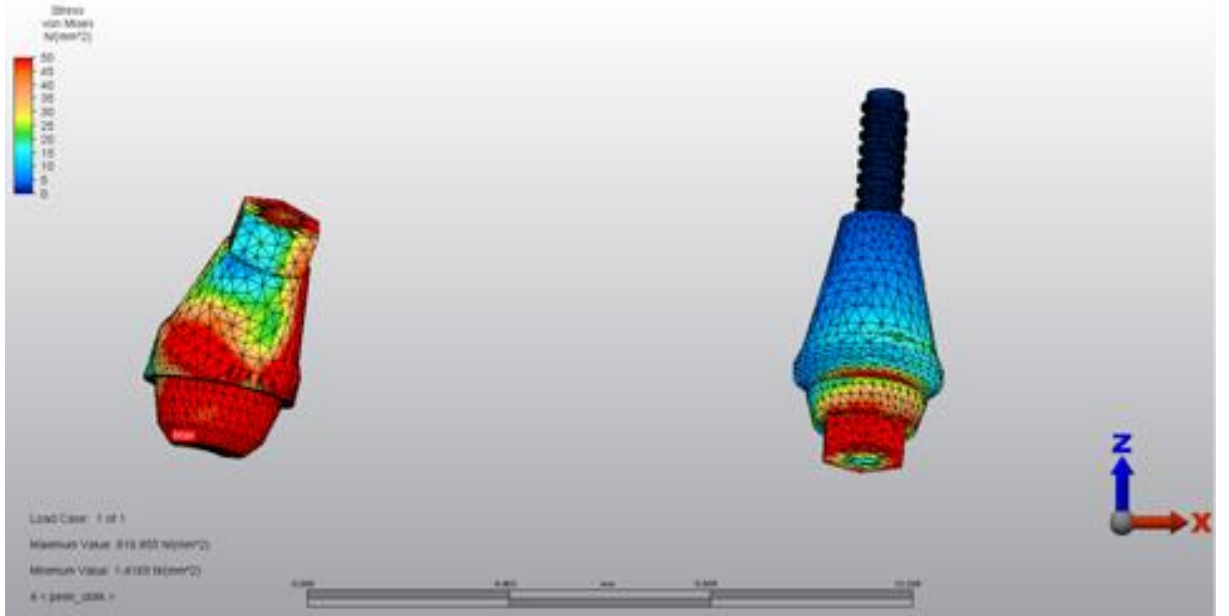
Şekil 215: 7.Model’de dik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



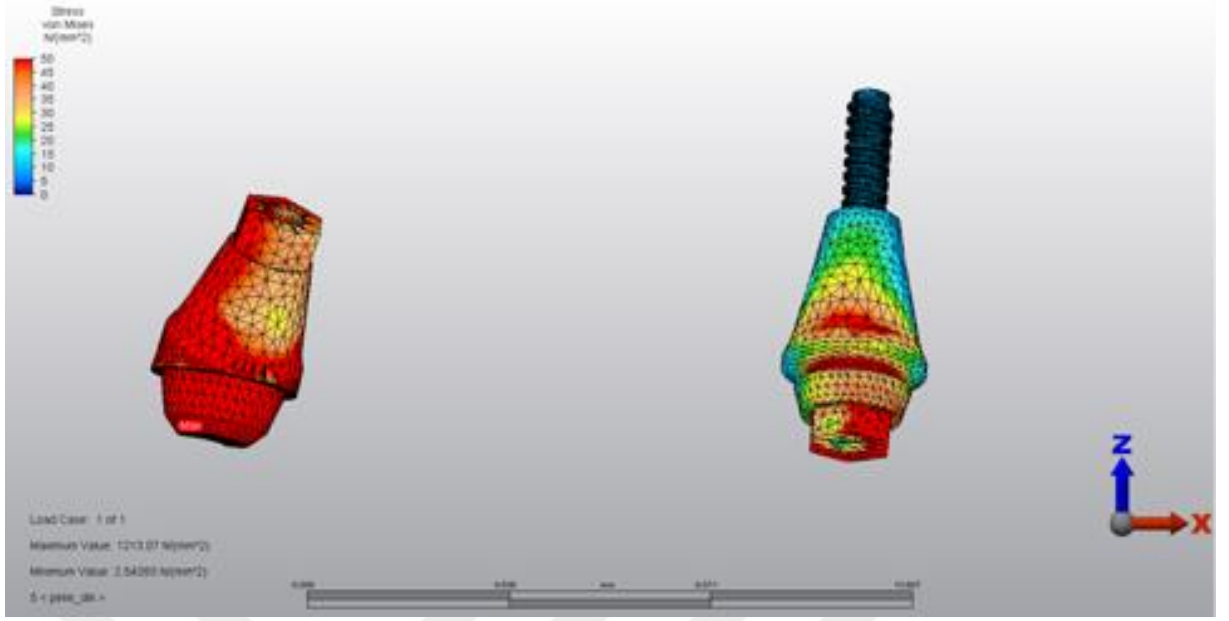
Şekil 216: 7.Model’de oblik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



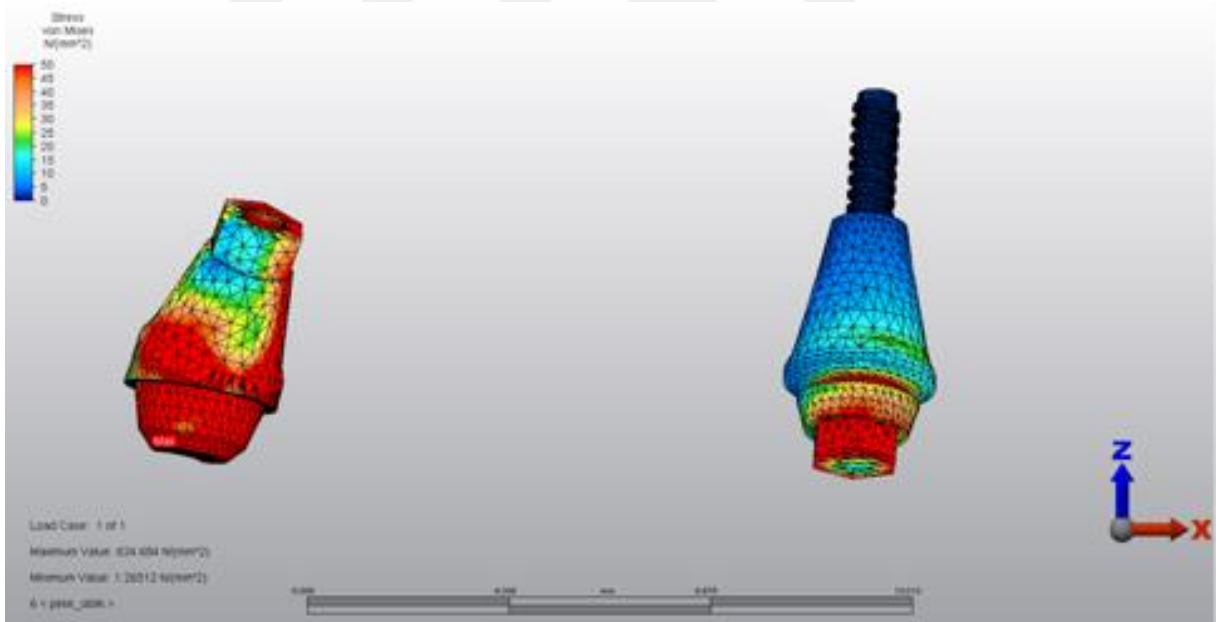
Şekil 217: 8.Model'de dik yüklemede abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



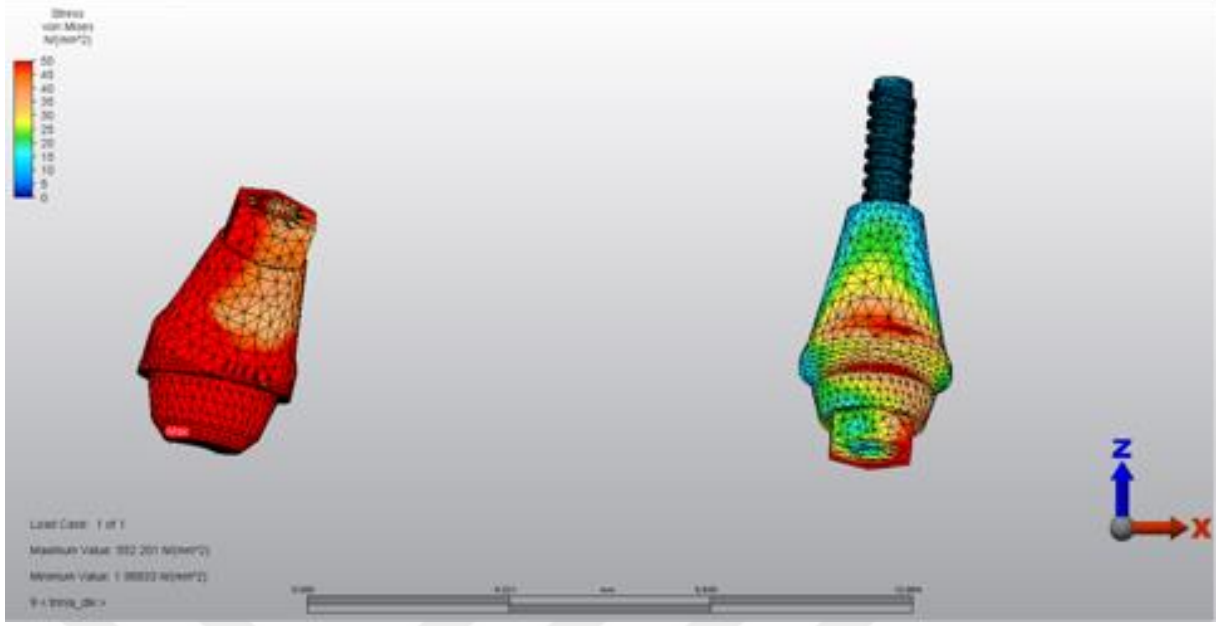
Şekil 218: 8.Model'de oblik yüklemede abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



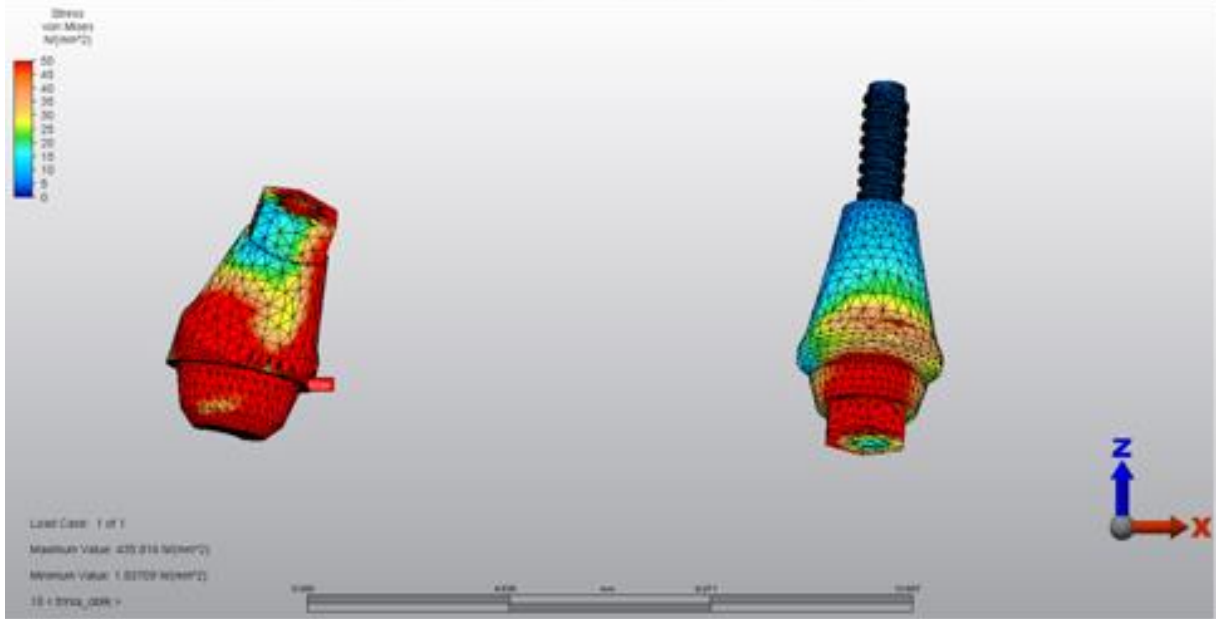
Şekil 219: 9.Model’de dik yüklemede abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



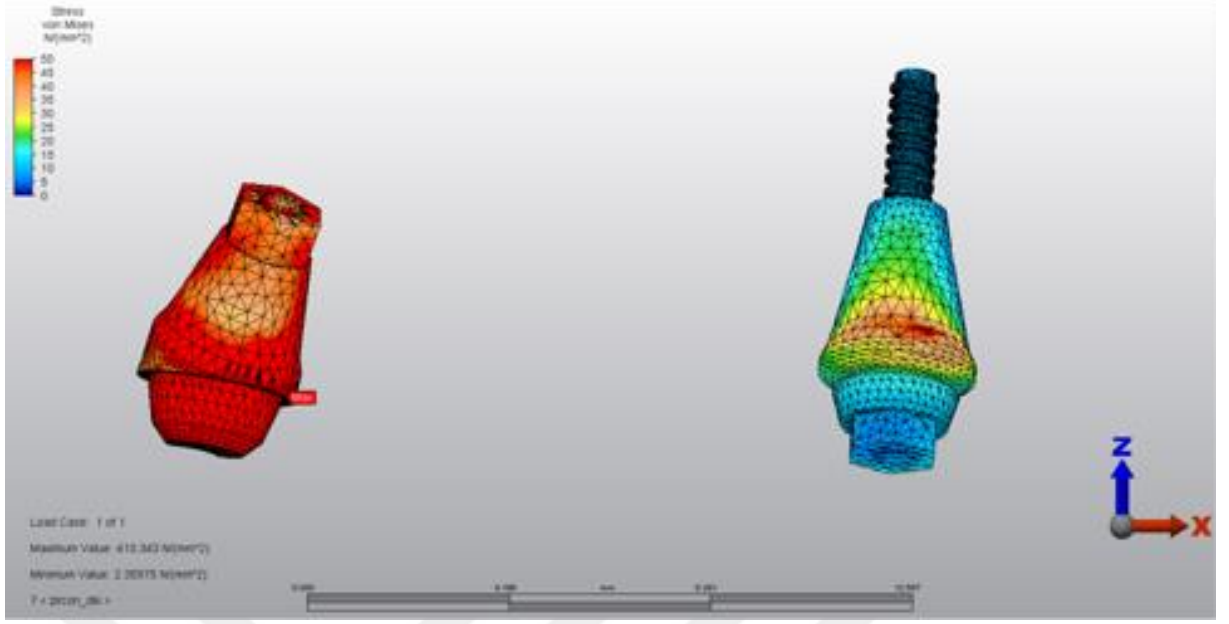
Şekil 220: 9.Model’de oblik yüklemede abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



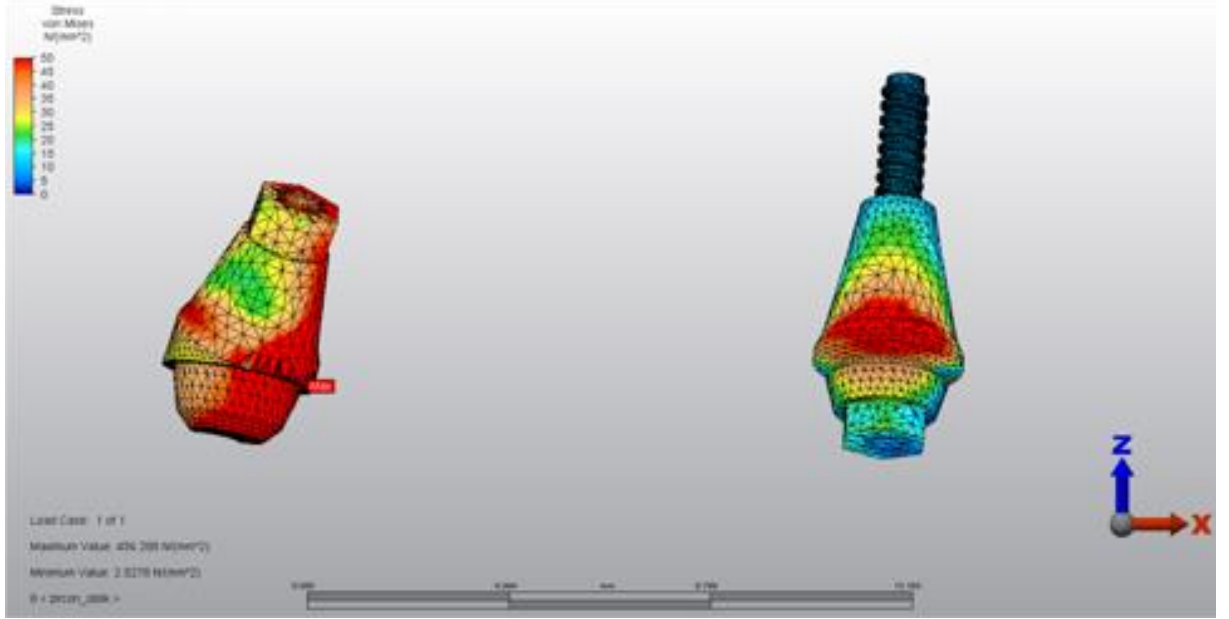
Şekil 221: 10.Model’de dik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



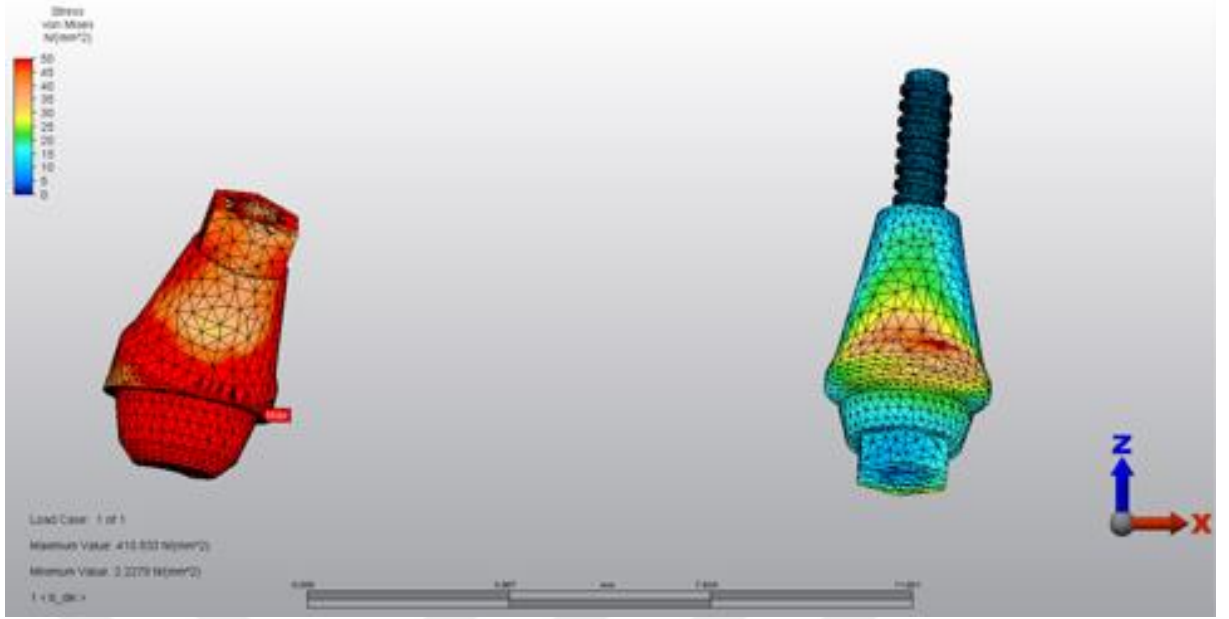
Şekil 222: 10.Model’de oblik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



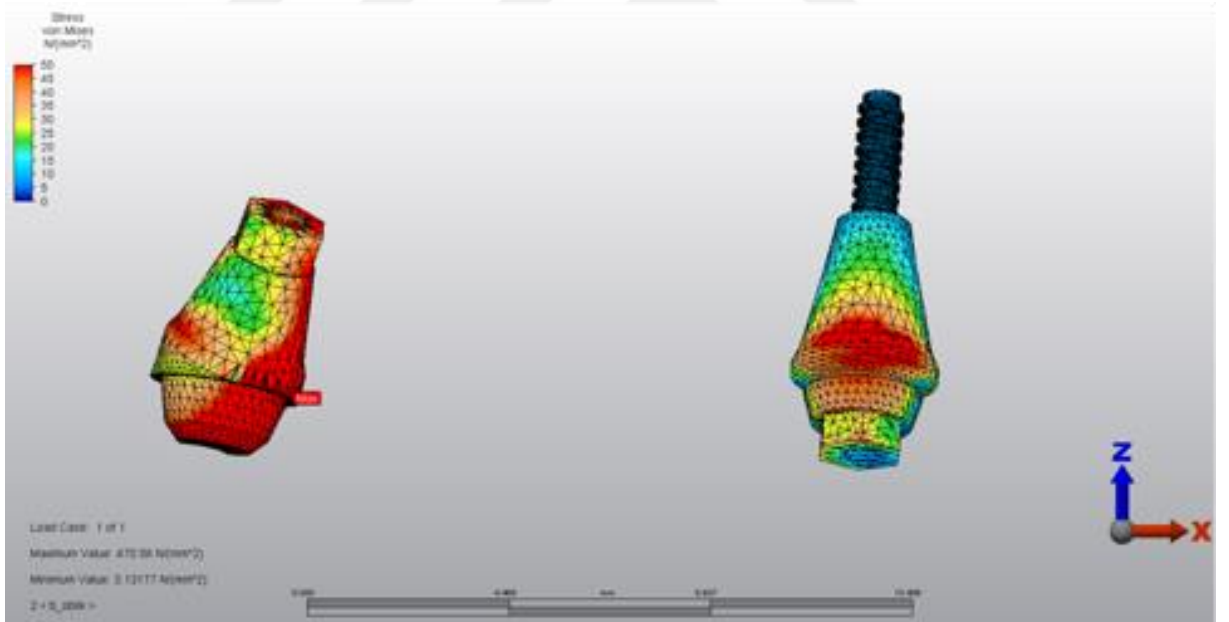
Şekil 223: 11.Model’de dik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



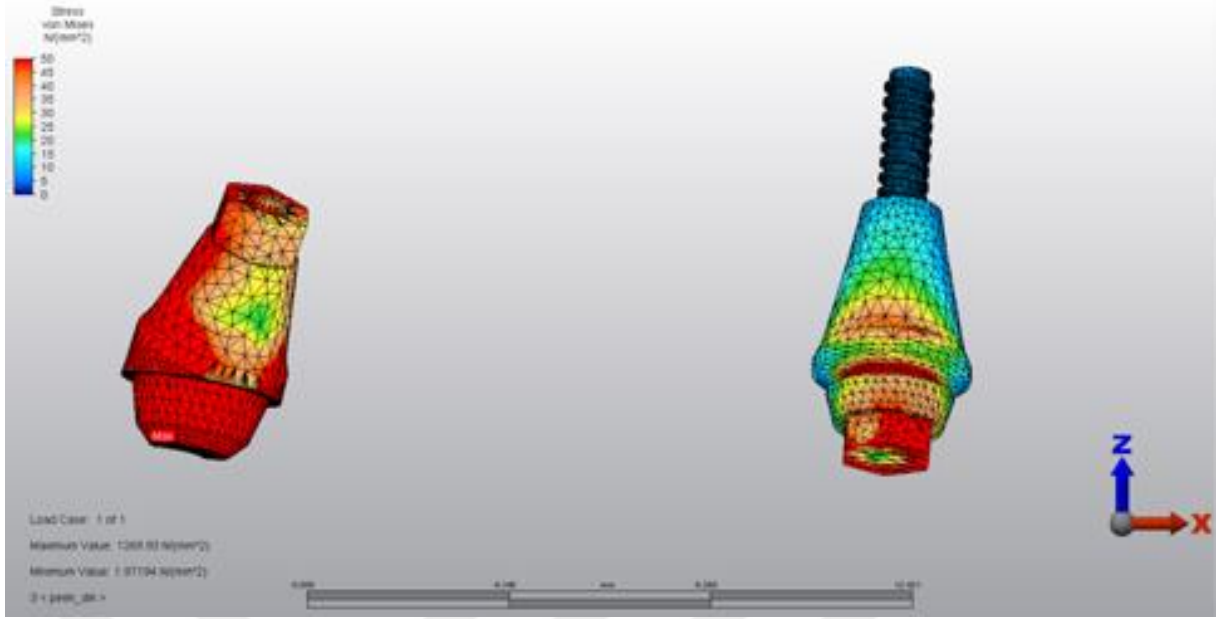
Şekil 224: 11.Model’de oblik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



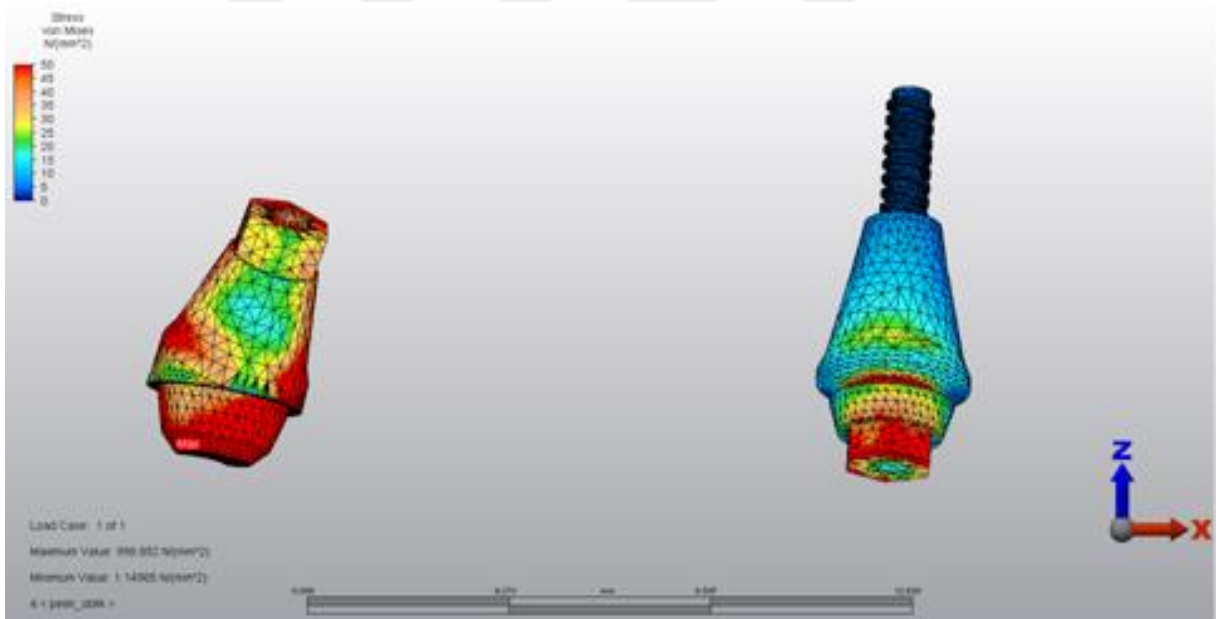
Şekil 225: 12.Model’de dik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



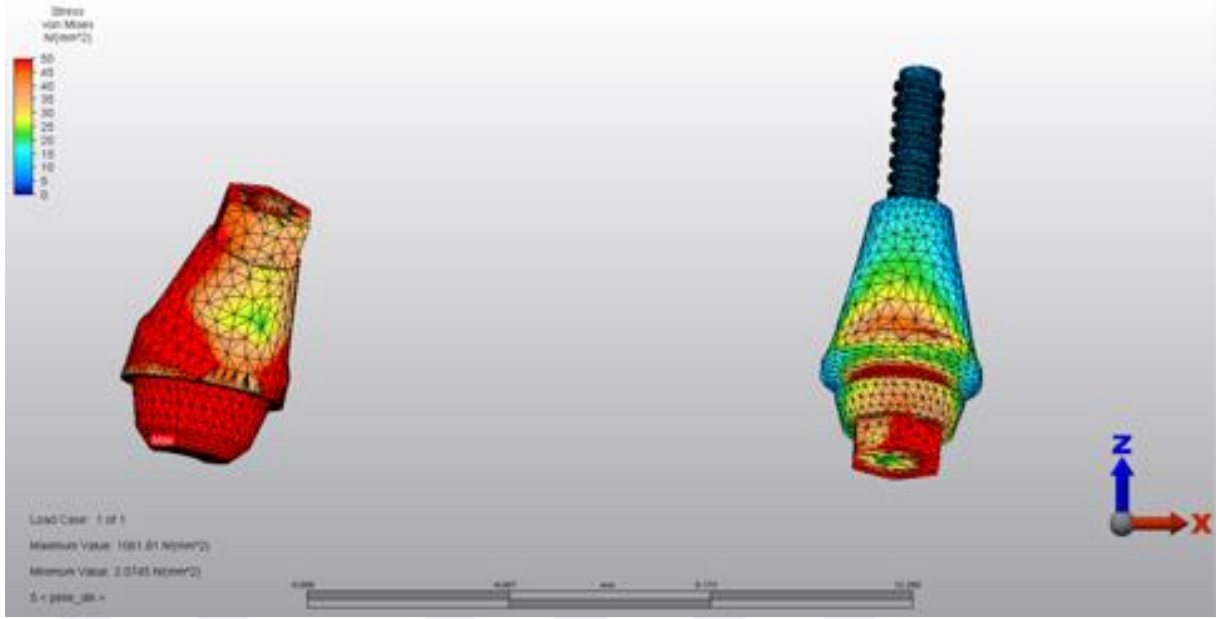
Şekil 226: 12.Model’de oblik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



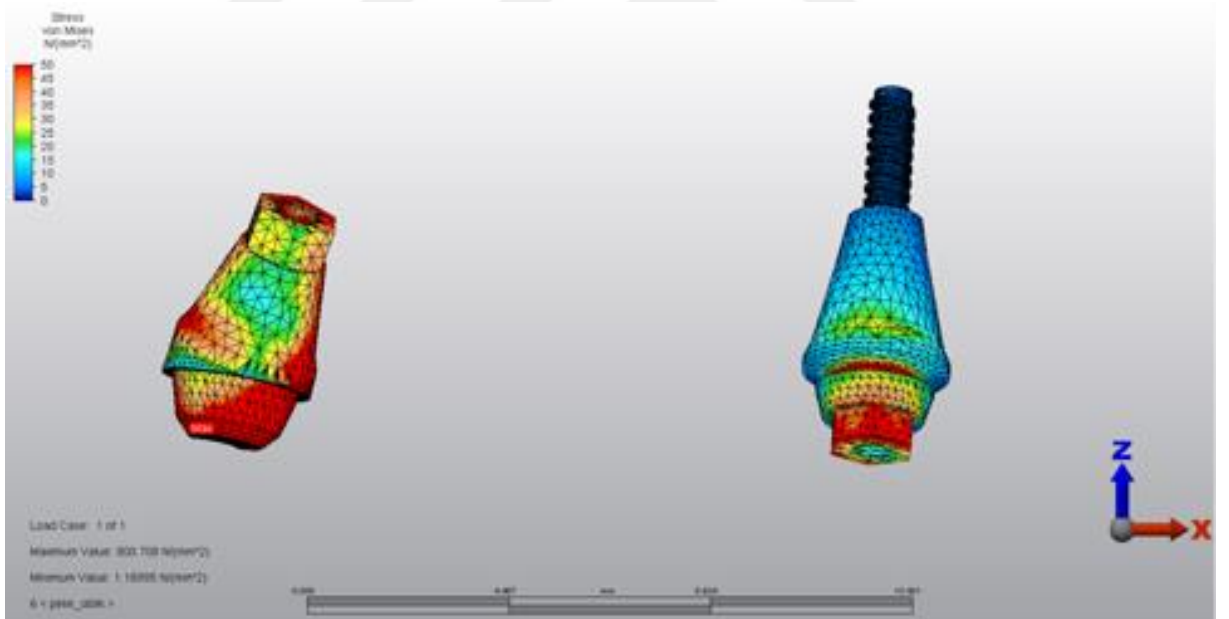
Şekil 227: 13.Model’de dik yüklemede abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



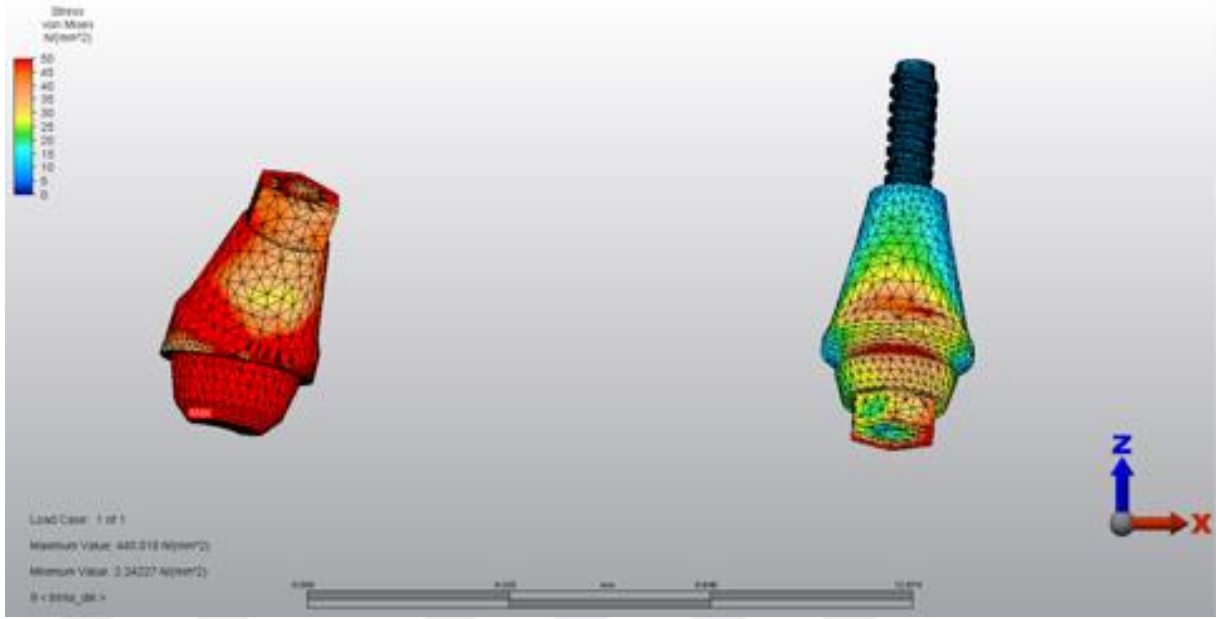
Şekil 228: 13.Model’de oblik yüklemede abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



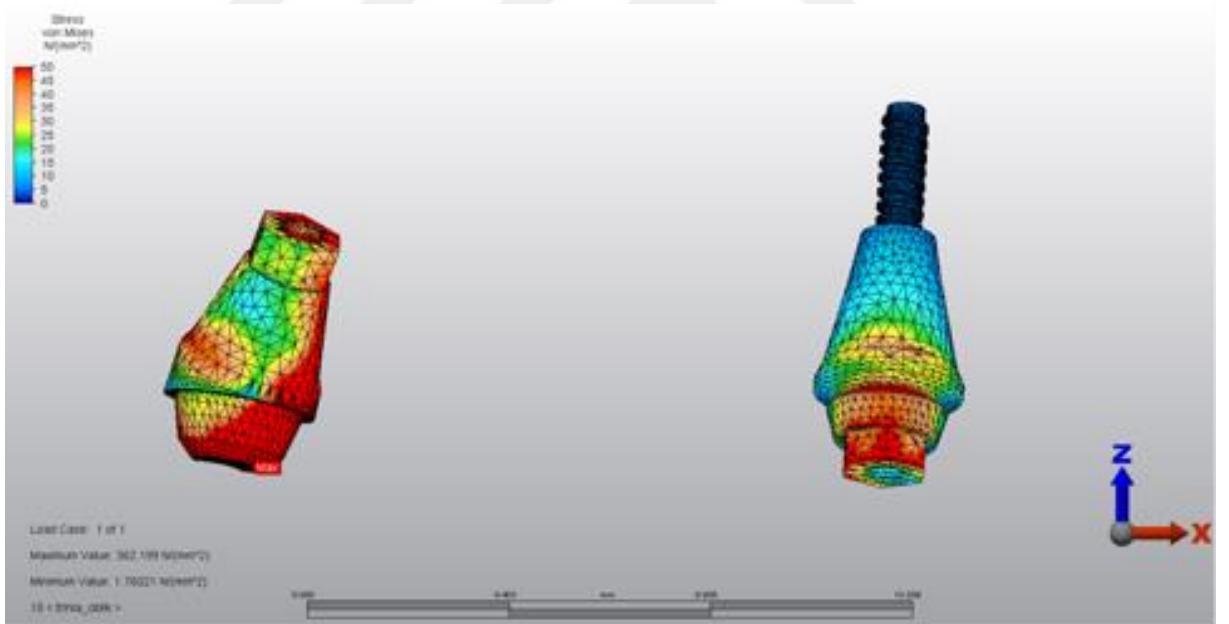
Şekil 229: 14.Model’de dik yüklemede abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



Şekil 230: 14.Model’de oblik yüklemede abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



Şekil 231: 15.Model’de dik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})



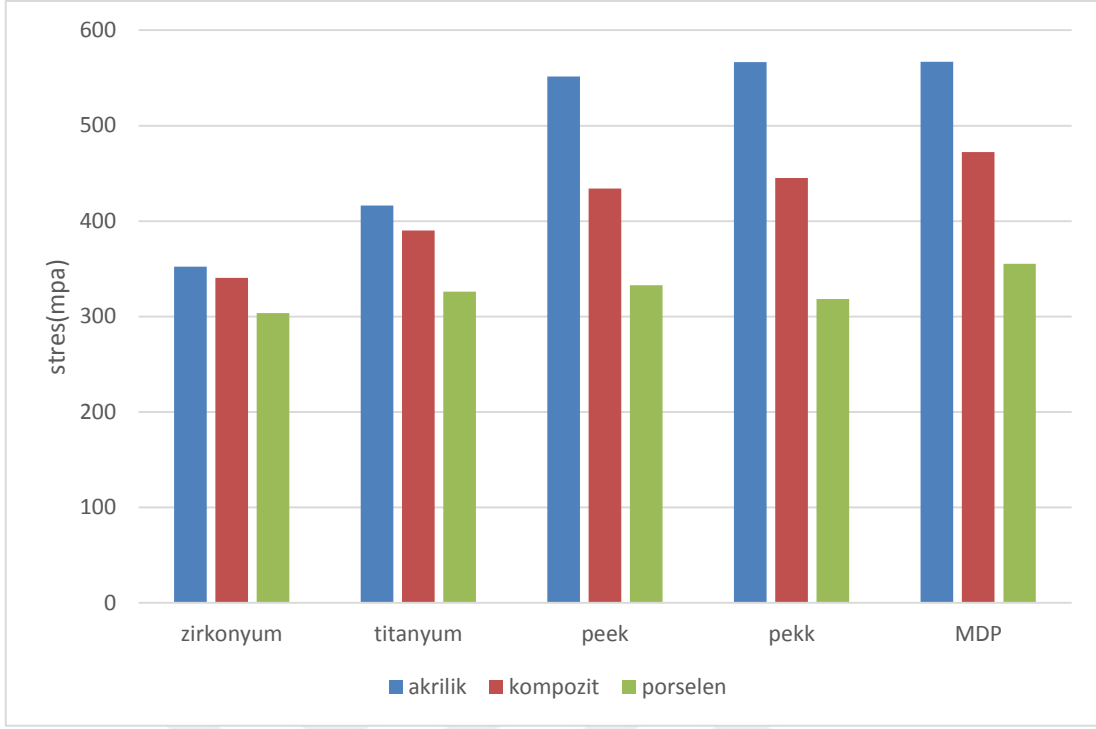
Şekil 232: 15.Model’de oblik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})

Tablo 12. Dik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})

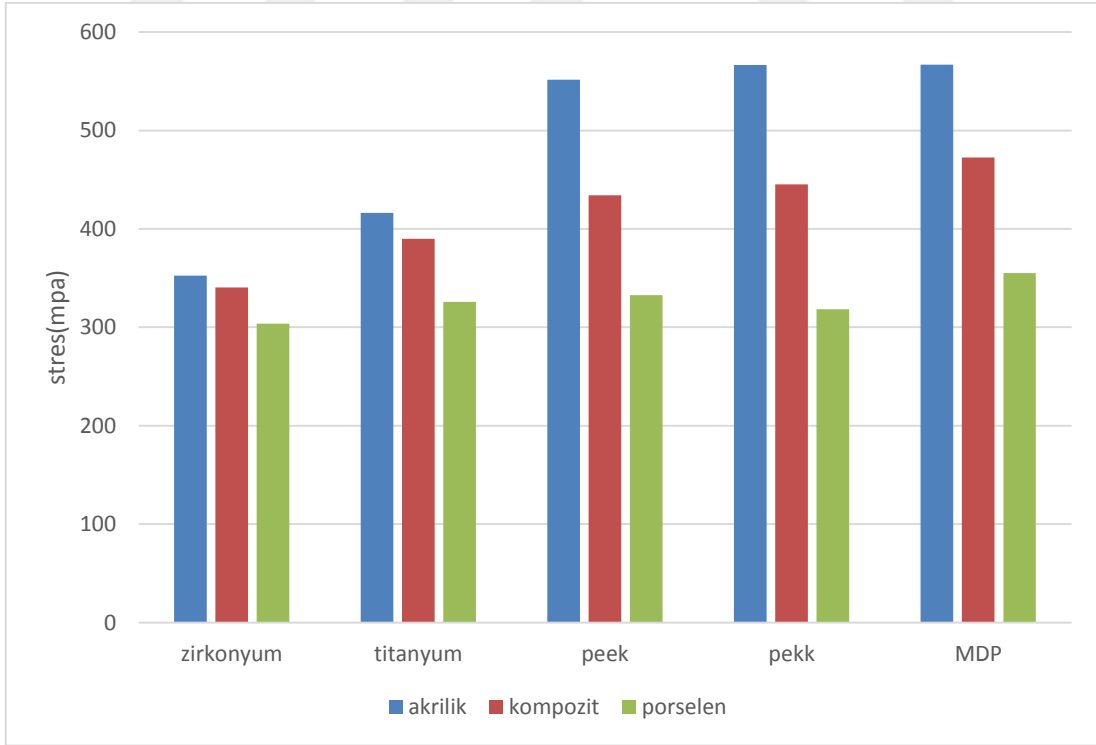
Çalışma Modelleri		Anterior implant (MPa)	Posterior implant (MPa)
Akrilik	Zirkonyum	51,4468	359,186
	Titanyum	51,5829	332,397
	Peek	325,78	1664,74
	Pekk	276,542	1435,34
	FRP	132,366	650,889
Kompozit	Zirkonyum	5315,92	371,658
	Titanyum	52,9085	355,068
	Peek	231,666	1420,87
	Pekk	203,029	1213,07
	FRP	110,672	552,201
Porselen	Zirkonyum	59,2806	410,343
	Titanyum	57,749	410,533
	Peek	192,511	1269,93
	Pekk	152,943	1061,81
	FRP	80,4625	440,018

Tablo 13. Oblik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{VM})

Çalışma Modelleri		Anteriorimplant (MPa)	Posterior implant (MPa)
Akrilik	Zirkonyum	99,0699	484,763
	Titanyum	97,0207	527,967
	peek	467,388	853,056
	Pekk	393,462	694,997
	FRP	213,687	494,796
Kompozit	Zirkonyum	95,8061	478,735
	Titanyum	91,6443	512,862
	Peek	351,545	816,855
	Pekk	299,175	624,684
	FRP	182,343	435,816
Porselen	Zirkonyum	84,6754	456,288
	Titanyum	76,9286	470,56
	Peek	252,275	998,852
	Pekk	211,399	800,708
	FRP	122,255	362,199



Şekil 233: Dik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{vM})



Şekil 234: Oblik yüklemde abutmentler üzerinde görülen Von Mises stresleri (σ_{vM})

4.5. Alt yapılarıdaki İmplant-Abutment Birleşim Bölgelerinde Görülen Von Mises Bulguları (σ_vM)

1. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 298,588 MPa değerindedir (Şekil 235).

Oblik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 262,6 MPa değerindedir (Şekil 236).

2. Model'e Ait Bulgular (Titanyum alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 285,738 MPa değerindedir (Şekil 237).

Oblik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 210,88 MPa değerindedir (Şekil 238).

3. Model'e Ait Bulgular(Peek alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 130,934 MPa değerindedir (Şekil 239).

Oblik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 191,472 MPa değerindedir (Şekil 240).

4. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 144,483 MPa değerindedir (Şekil 241).

Oblik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler

incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 209,445 MPa değerindedir (Şekil 242).

5. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 214,658 MPa değerindedir (Şekil 243).

Oblik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 187,582 MPa değerindedir (Şekil 244).

6. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 294,295 MPa değerindedir (Şekil 245).

Oblik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 259,203 MPa değerindedir (Şekil 246).

7. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 278,724 MPa değerindedir (Şekil 247).

Oblik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 209,507 MPa değerindedir (Şekil 248).

8. Model'e Ait Bulgular(Peek alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment

birleşim bölgelerinde 114,976 MPa değerindedir (Şekil 249).

Oblik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 149,133 MPa değerindedir (Şekil 250).

9. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 136,844 MPa değerindedir (Şekil 251).

Oblik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 162,829 MPa değerindedir (Şekil 252).

10. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 201,662 MPa değerindedir (Şekil 253).

Oblik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 162,252 MPa değerindedir (Şekil 254).

11. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı- porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 280,421 MPa değerindedir (Şekil 255).

Oblik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 246,84 MPa değerindedir (Şekil 256).

12. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 260,599 MPa değerindedir (Şekil 257).

Oblik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 209,038 MPa değerindedir (Şekil 258).

13. Model'e Ait Bulgular(Peek alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 120,028 MPa değerindedir (Şekil 259).

Oblik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 121,224 MPa değerindedir (Şekil 260).

14. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-porselen yapay dişli model)

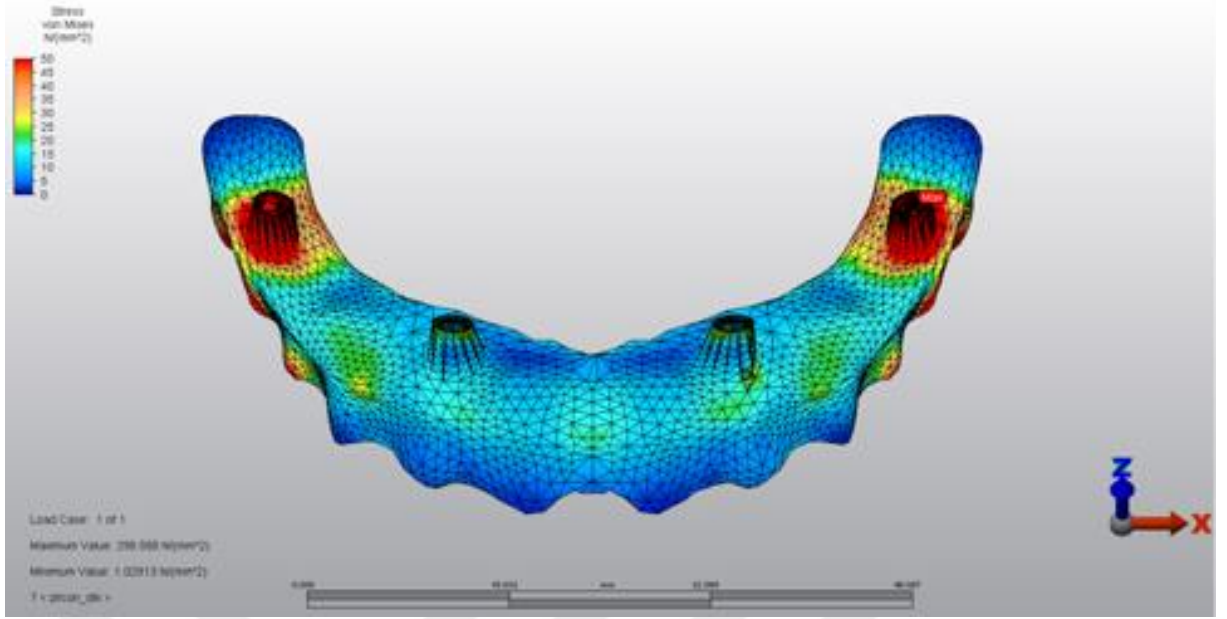
Dik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 132,361 MPa değerindedir (Şekil 261).

Oblik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 130,47 MPa değerindedir (Şekil 262).

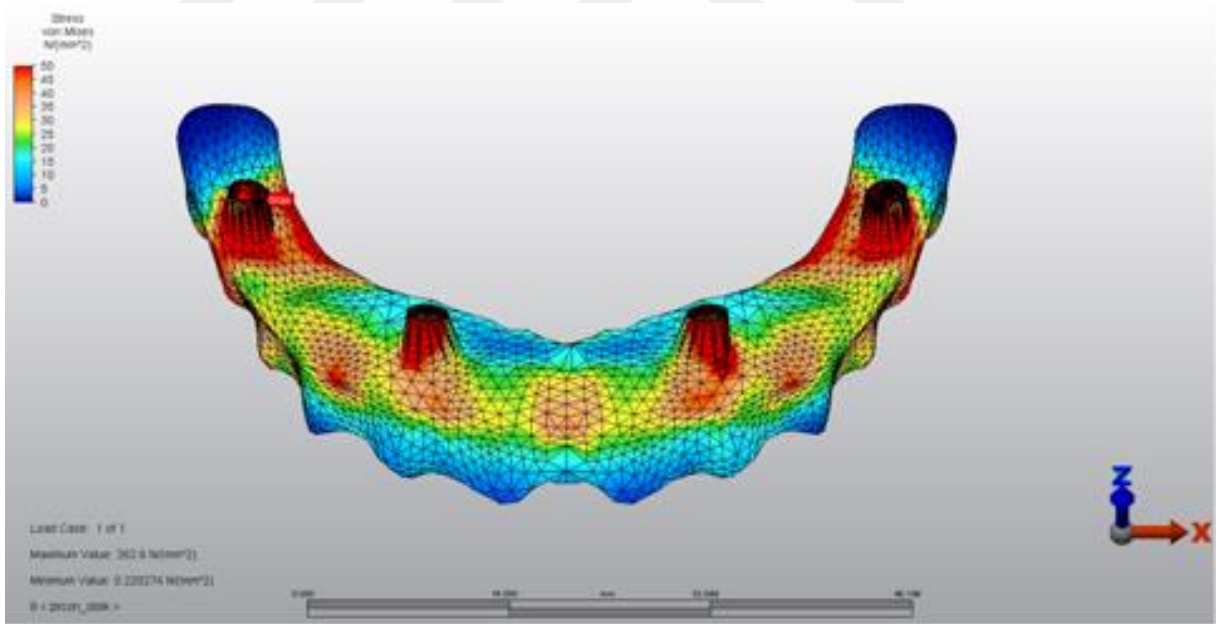
15. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 187,64 MPa değerindedir (Şekil 263).

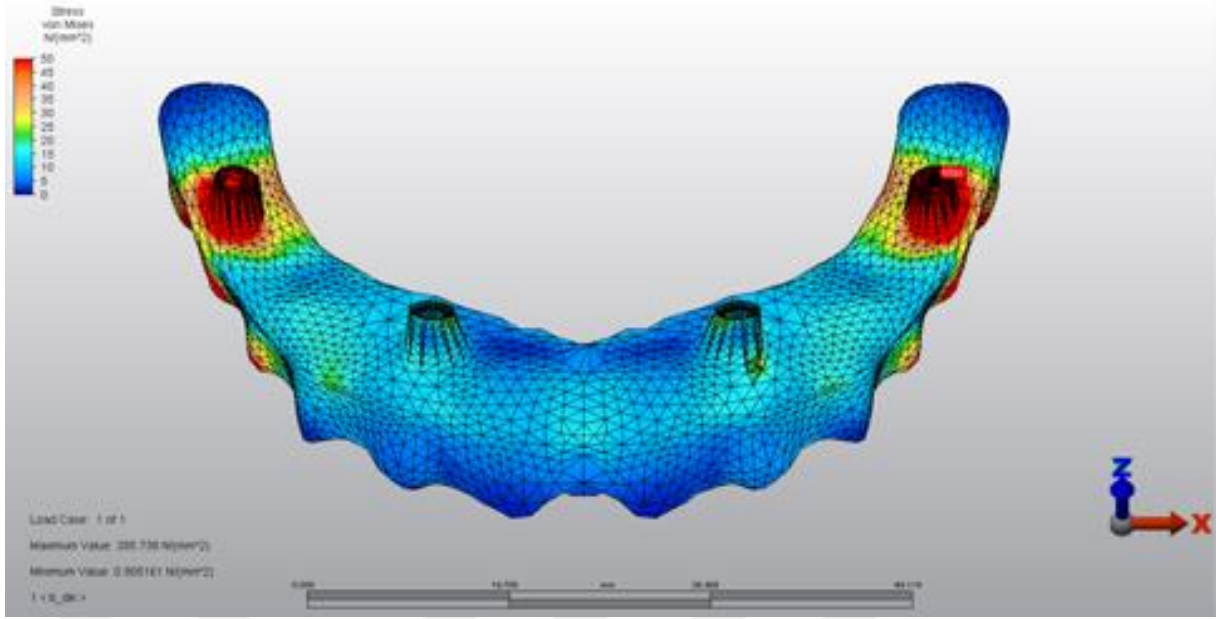
Oblik yüklemde, implant-abutment birleşim bölgelerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgelerinde 159,353 MPa değerindedir (Şekil 264).



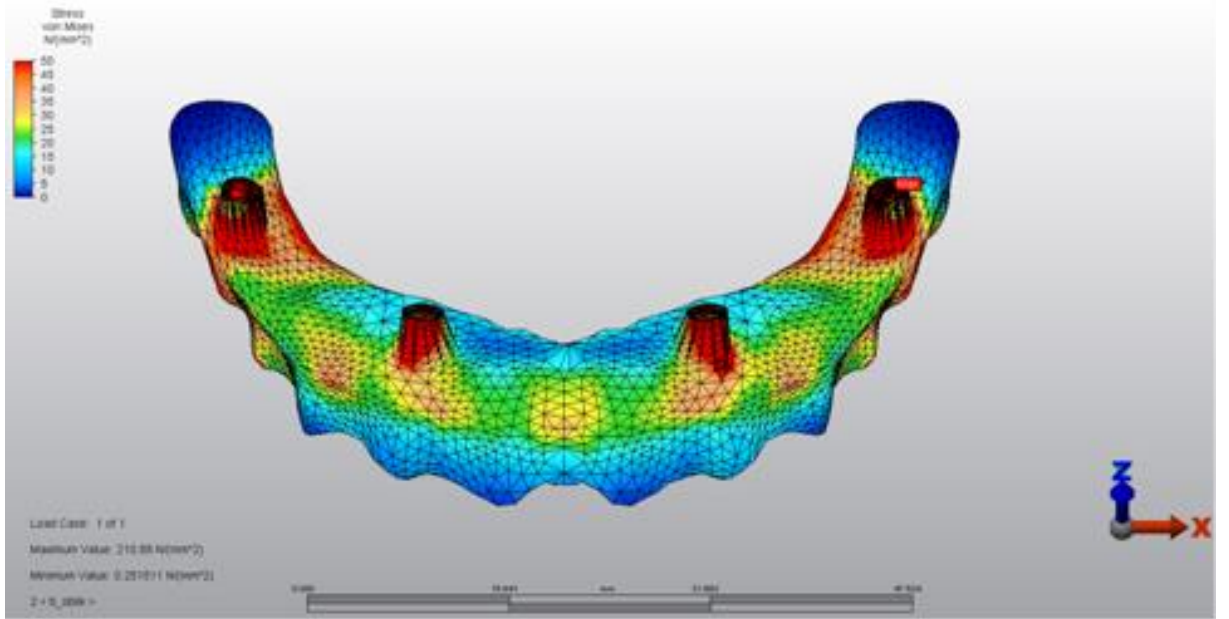
Şekil 235: 1.Model’de dik yüklemede alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



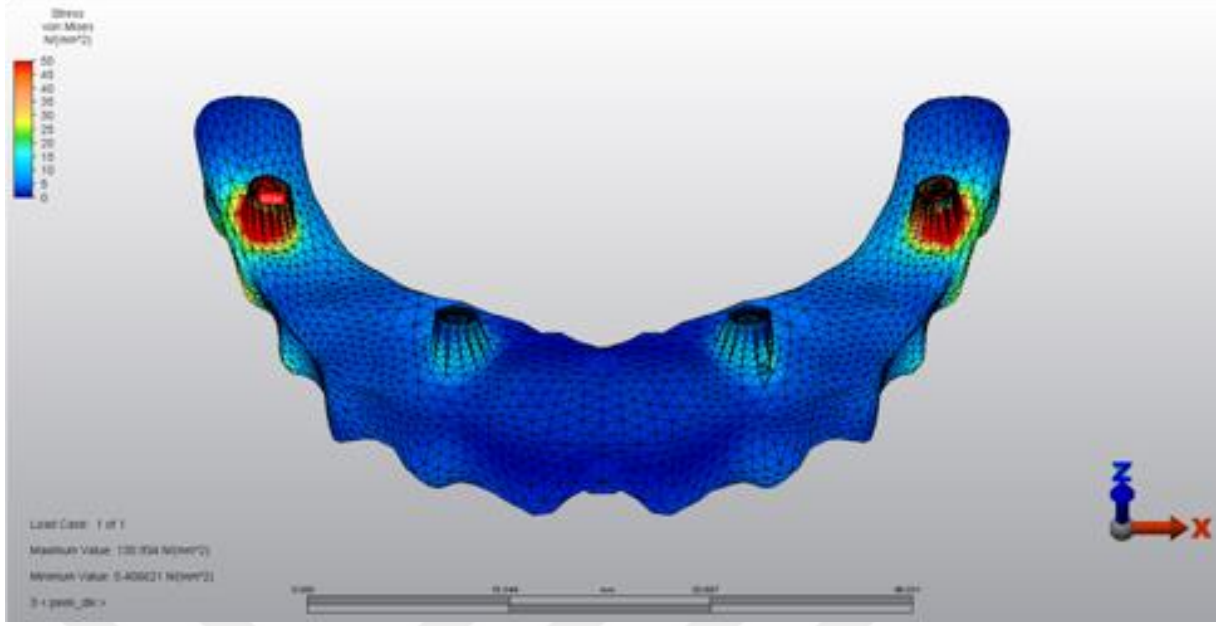
Şekil 236: 1.Model’de oblik yüklemede alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



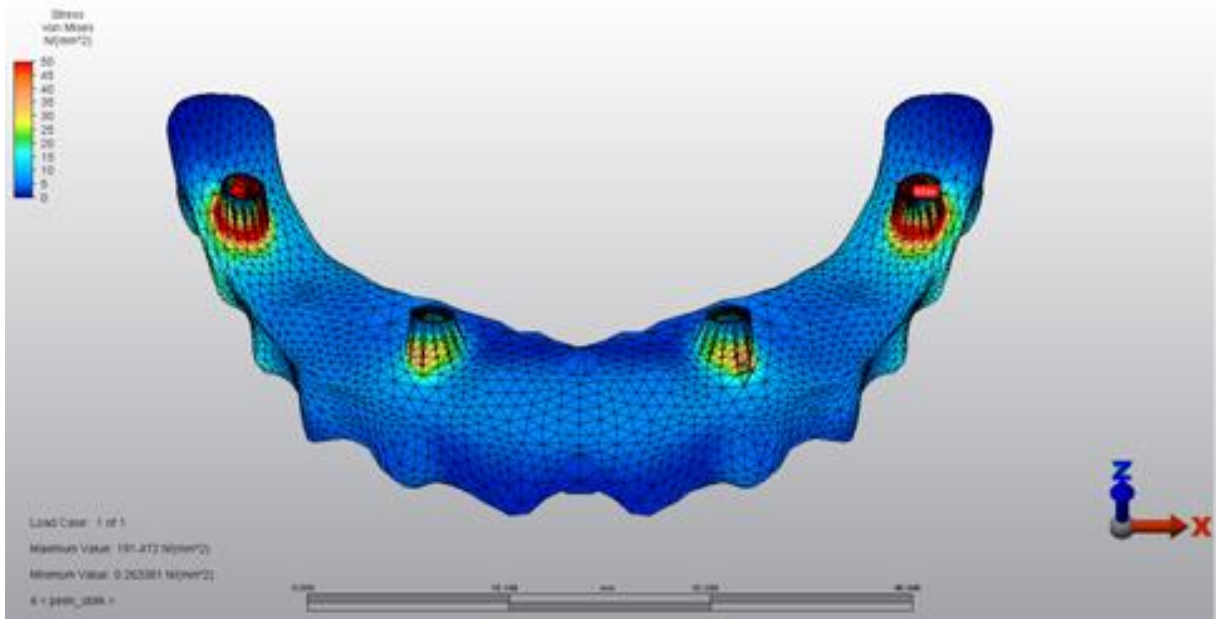
Şekil 237: 2.Model’de dik yüklemede alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



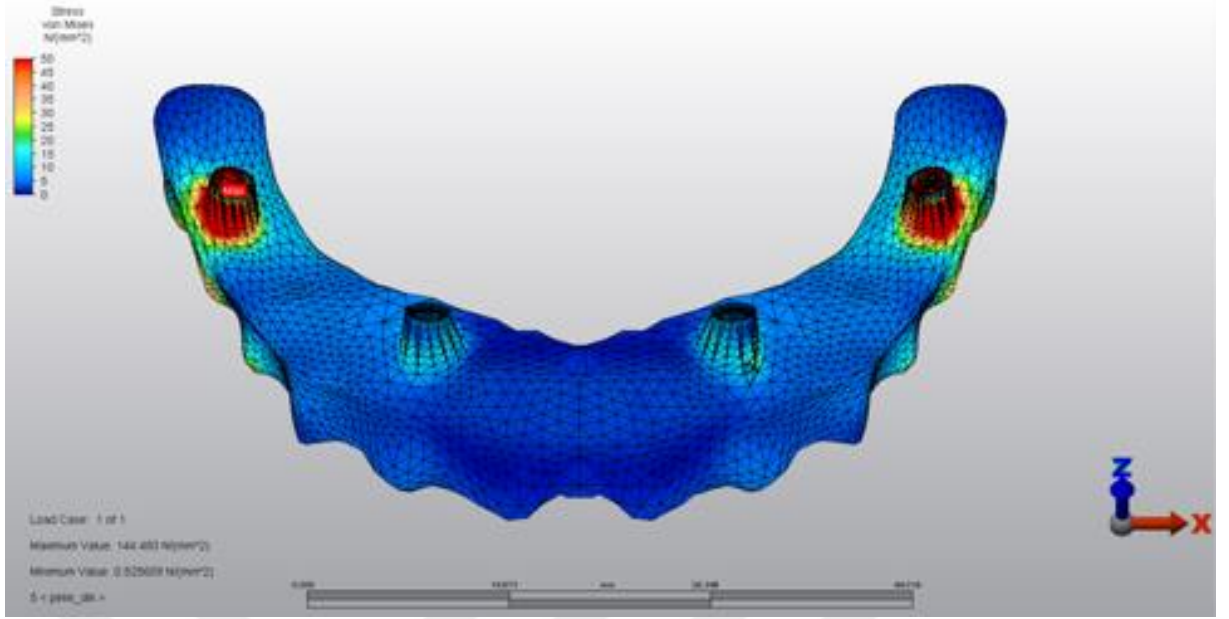
Şekil 238: 2.Model’de oblik yüklemede alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



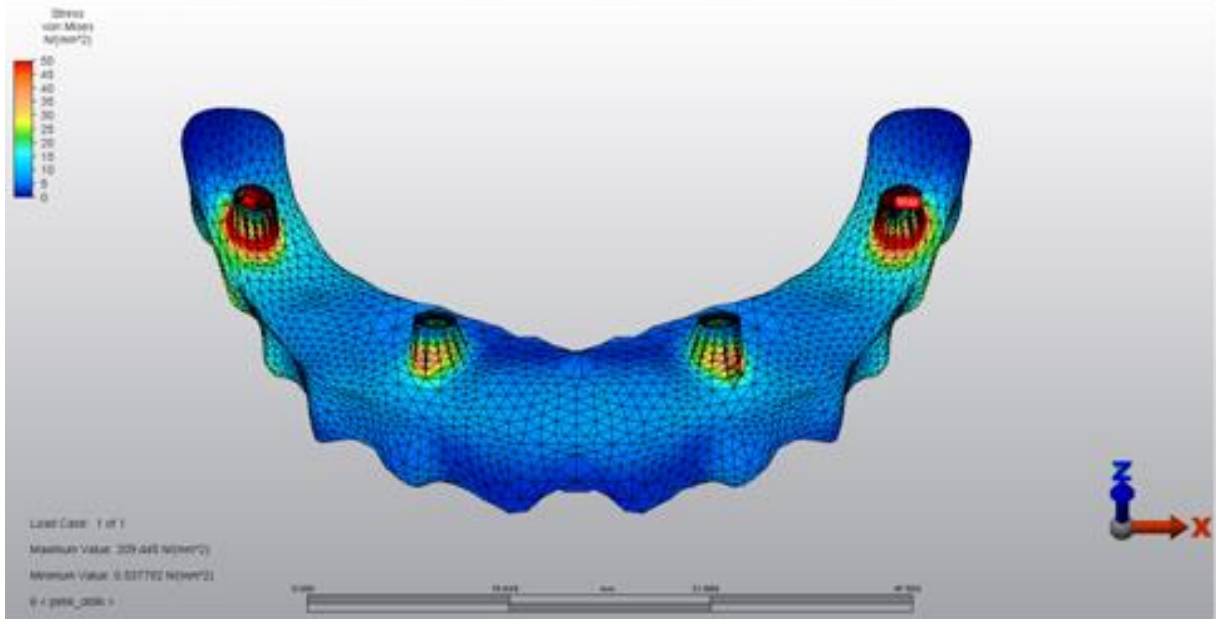
Şekil 239: 3.Model’de dik yüklemede alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})



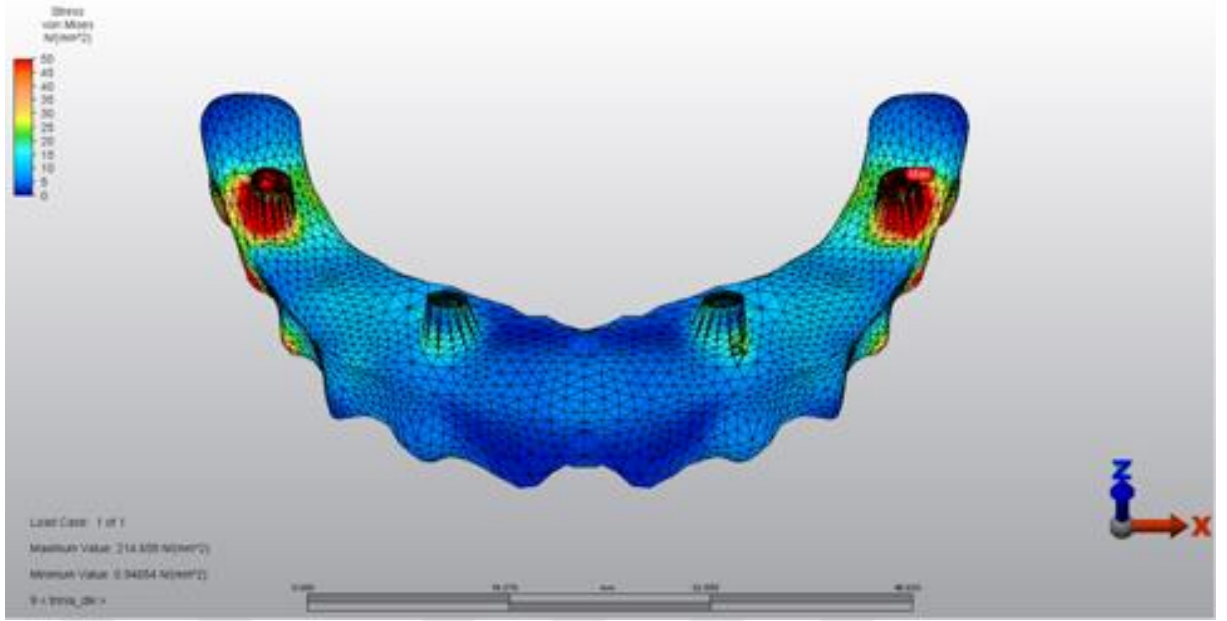
Şekil 240: 3.Model’de oblik yüklemede alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})



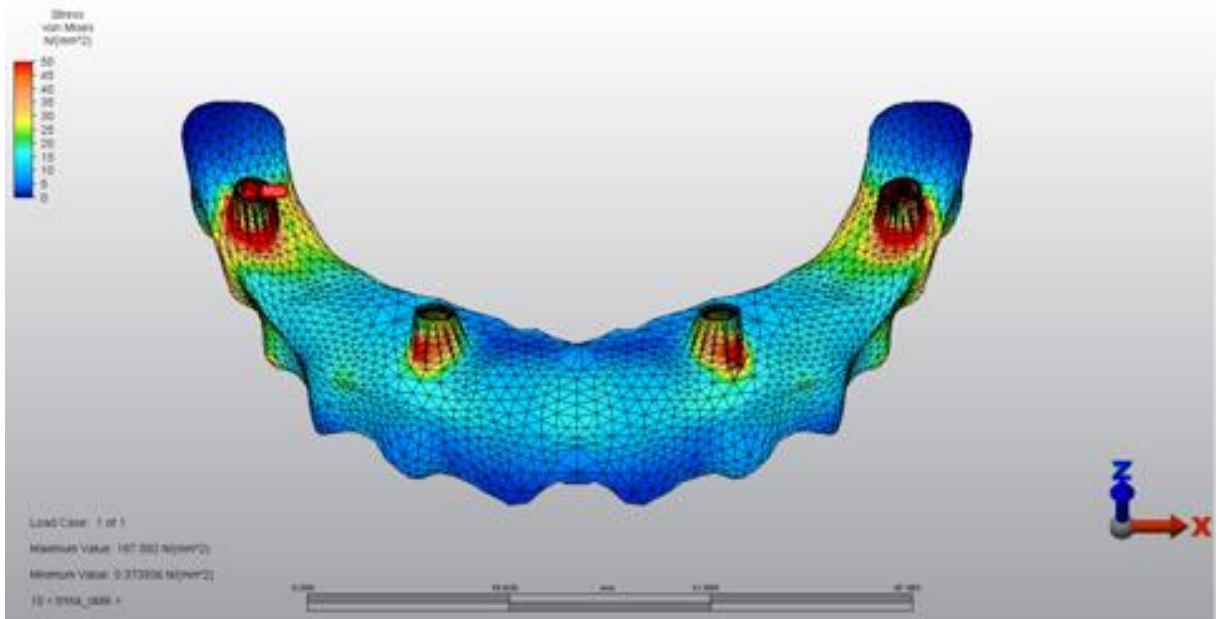
Şekil 241: 4.Model’de dik yüklemede alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})



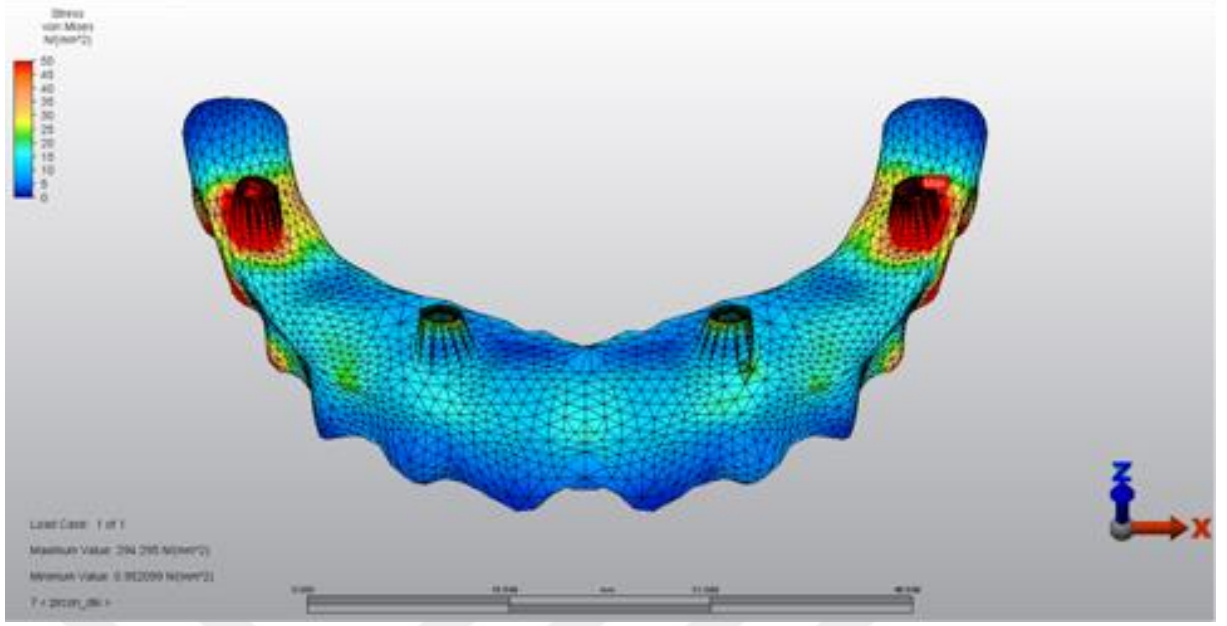
Şekil 242: 4.Model’de oblik yüklemede alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})



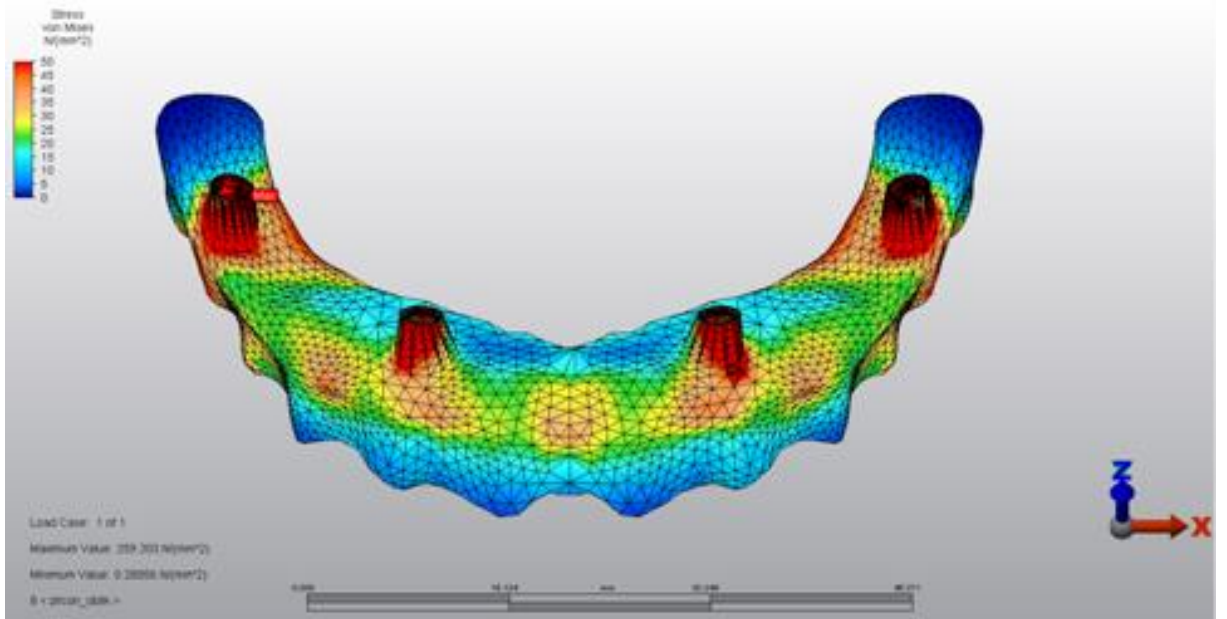
Şekil 243: 5.Model’de dik yüklemede alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})



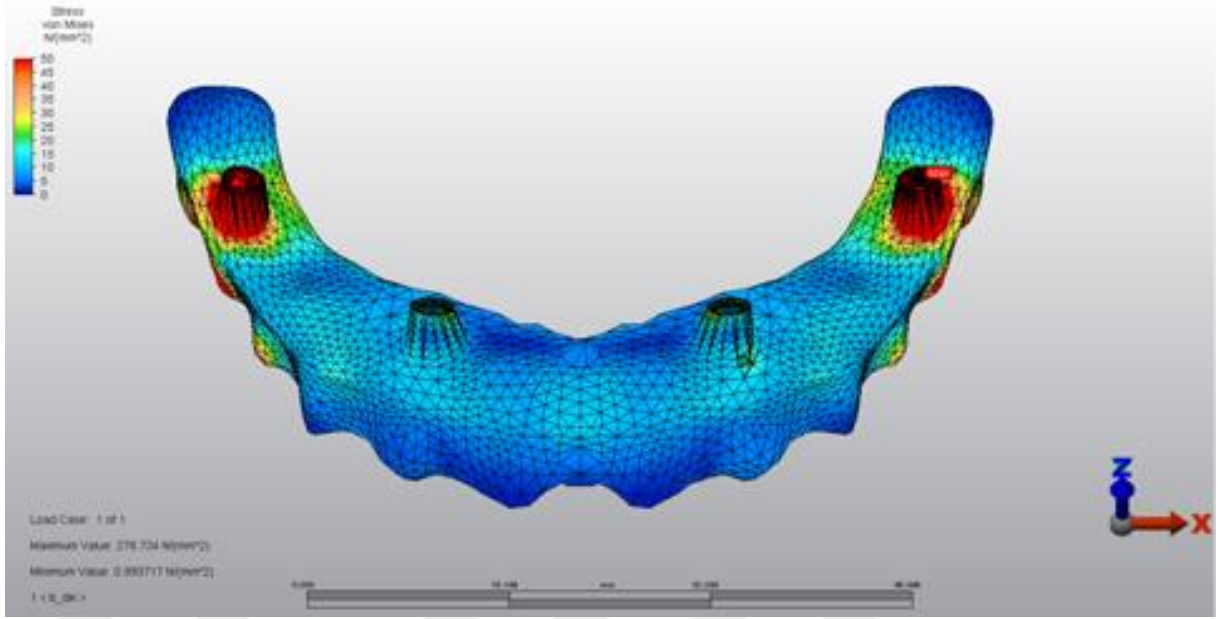
Şekil 244: 5.Model’de oblik yüklemede alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})



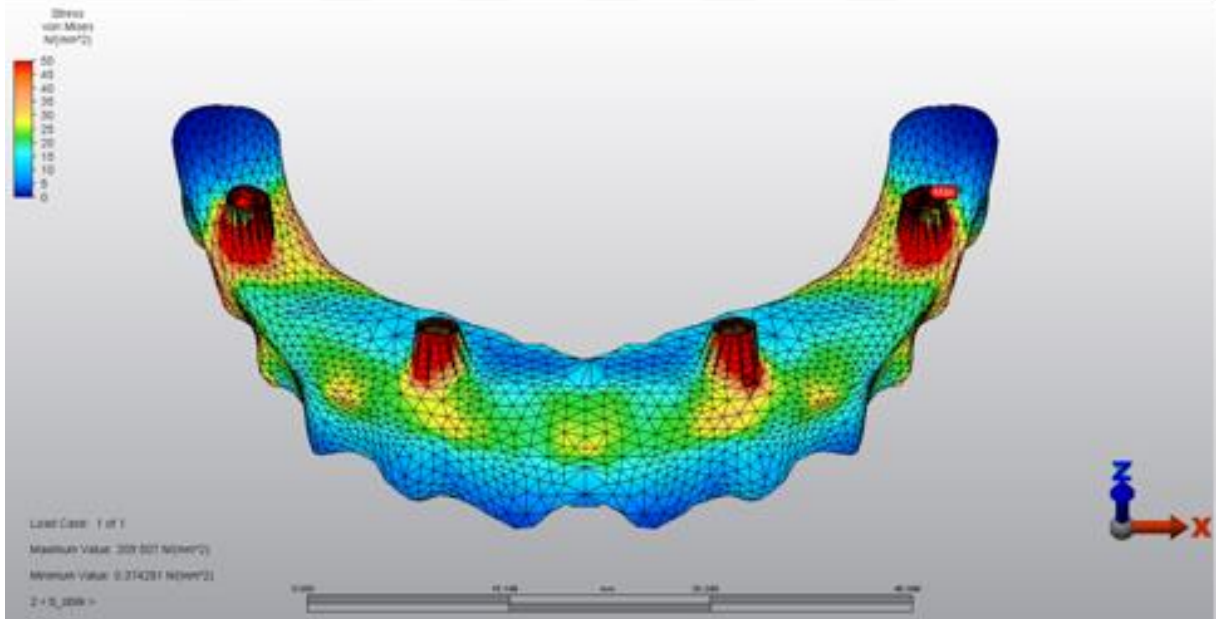
Şekil 245: 6.Model’de dik yüklemde alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})



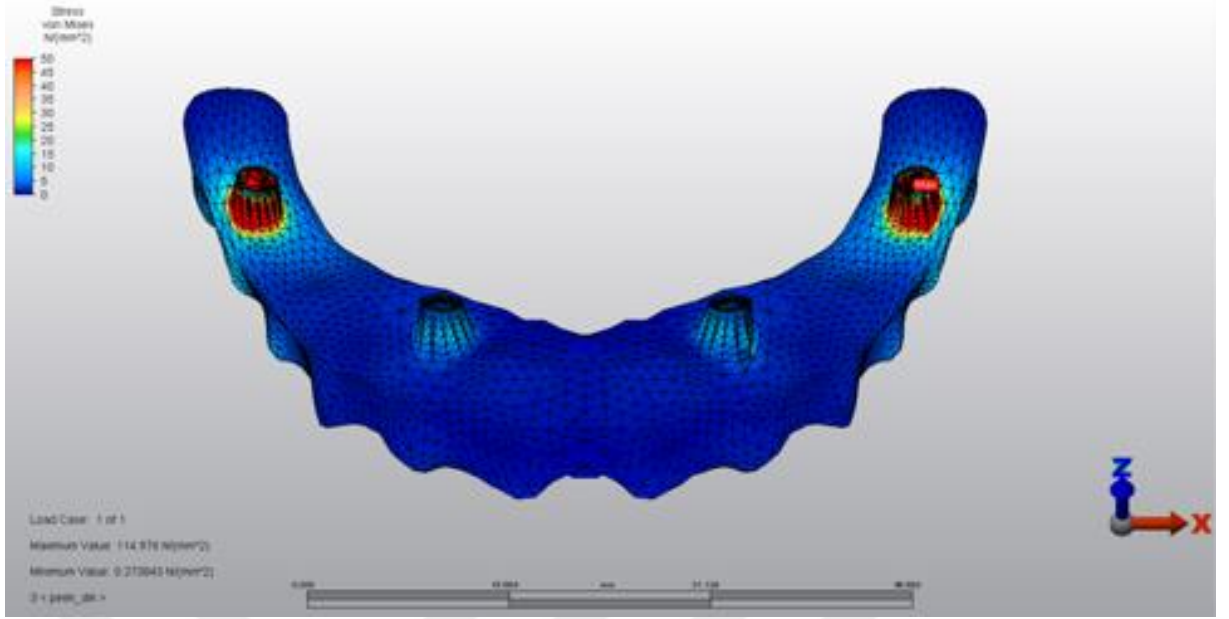
Şekil 246: 6.Model’de oblik yüklemde alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})



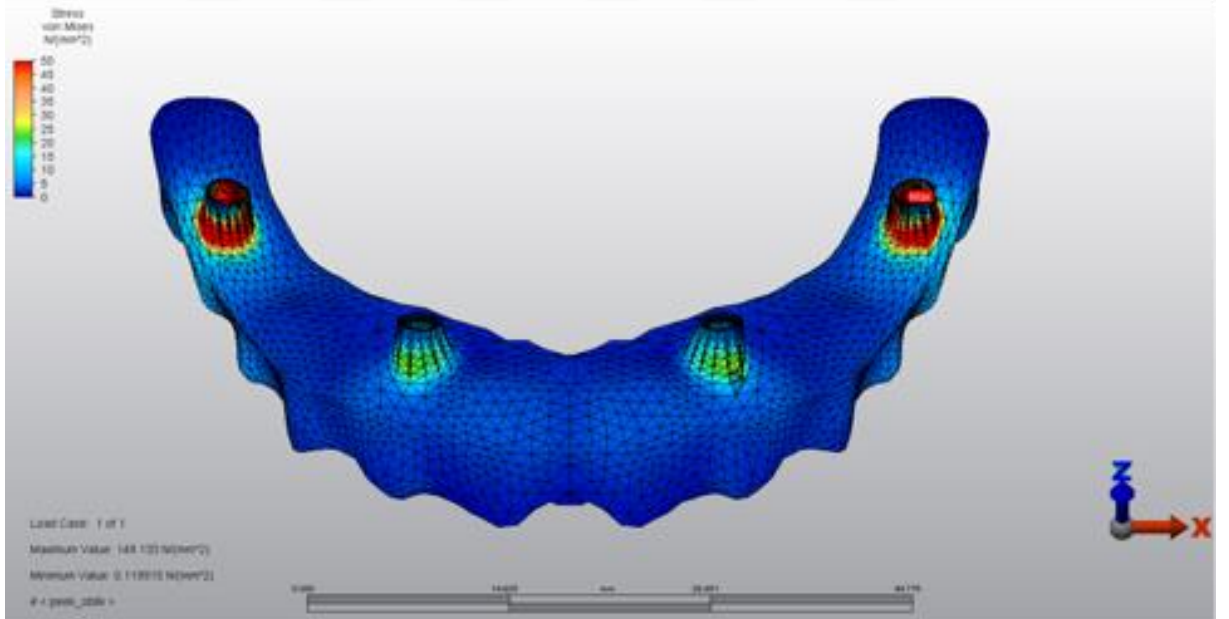
Şekil 247: 7.Model’de dik yüklemede alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



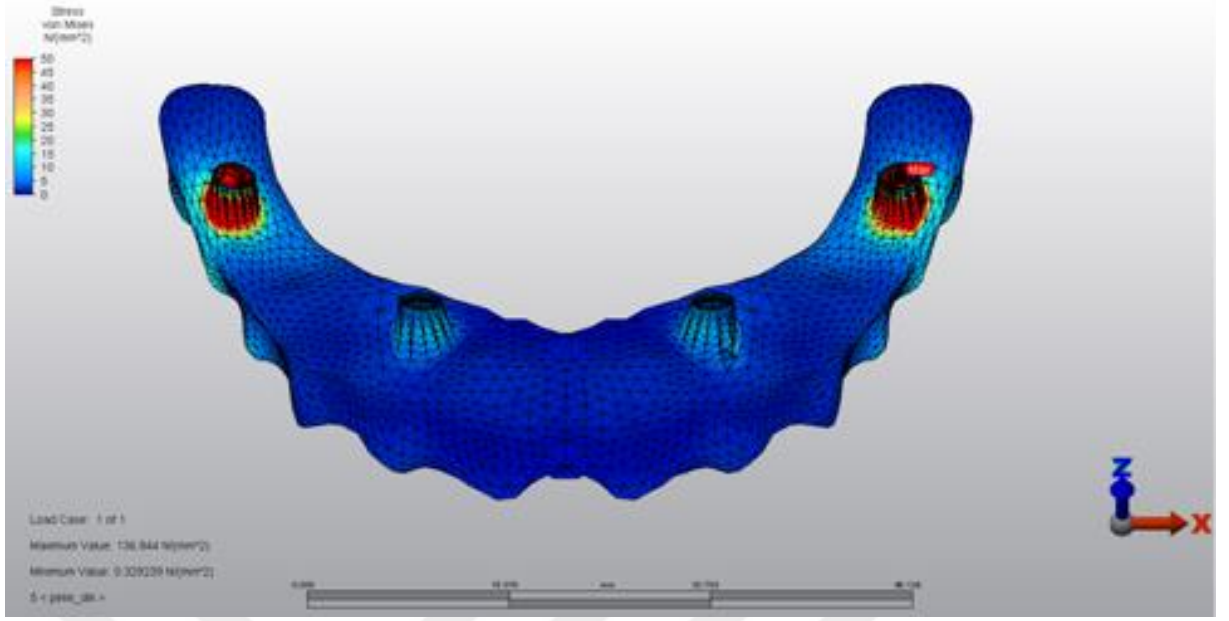
Şekil 248: 7.Model’de oblik yüklemede alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



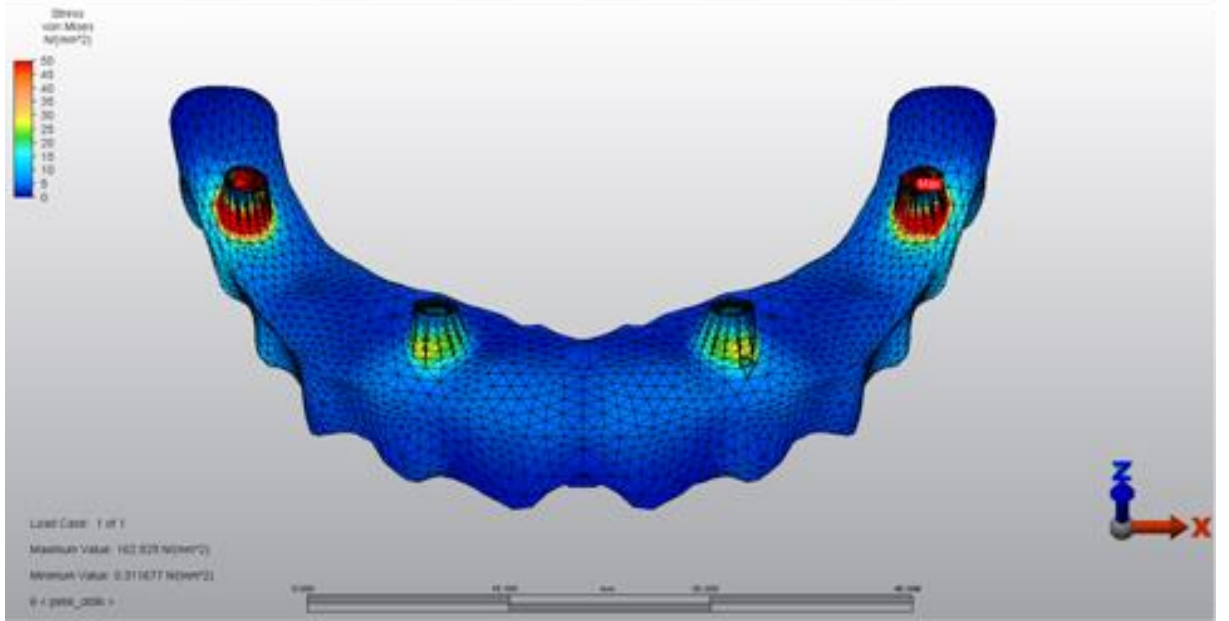
Şekil 249: 8.Model’de dik yüklemede alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



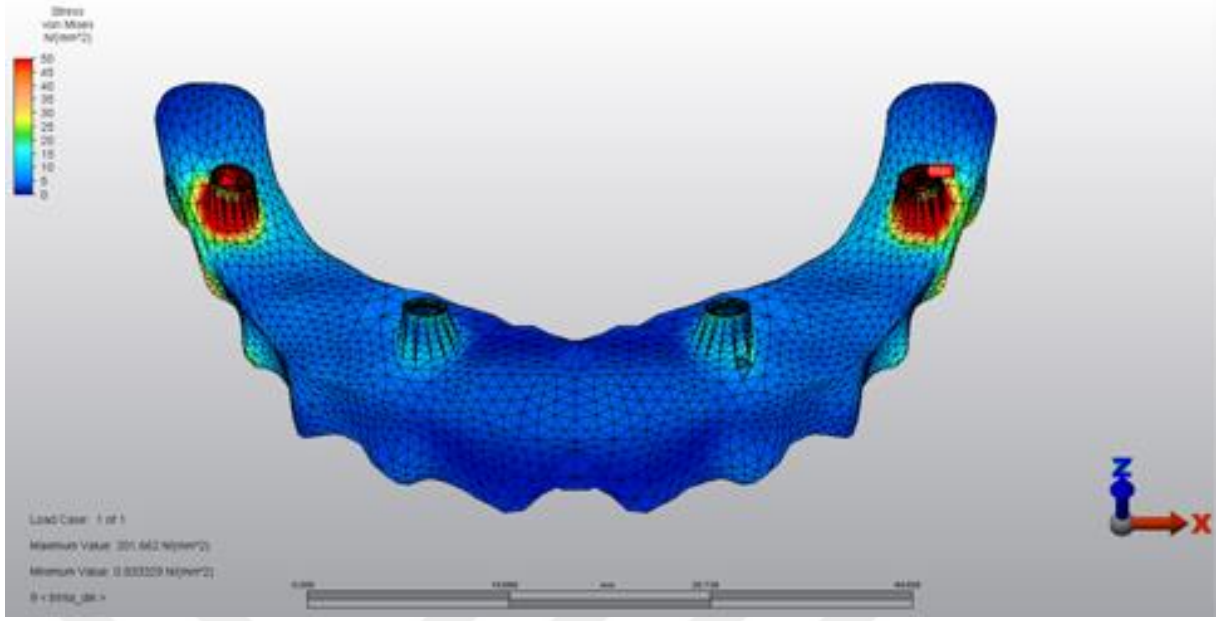
Şekil 250: 8.Model’de oblik yüklemede alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



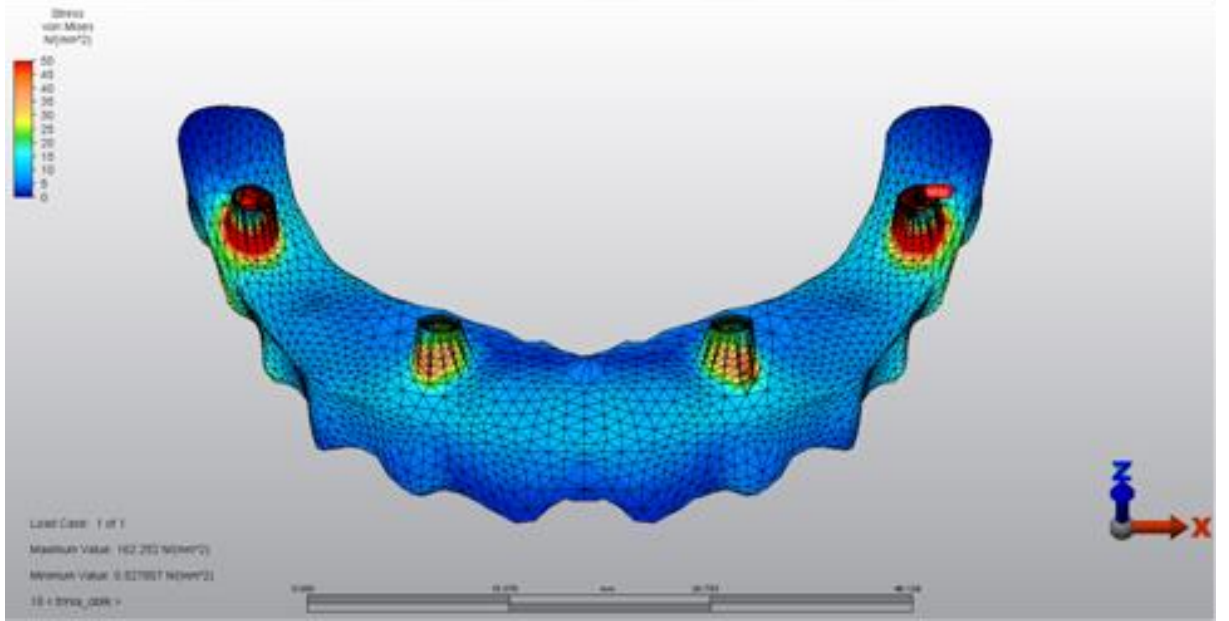
Şekil 251: 9.Model’de dik yüklemede alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



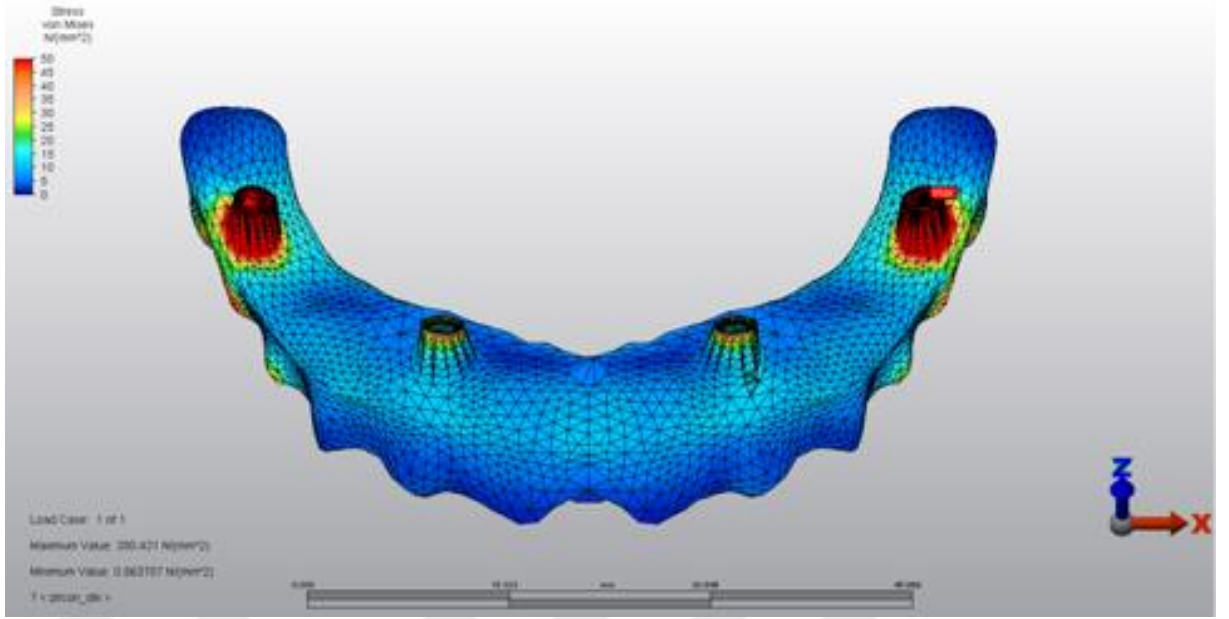
Şekil 252: 9.Model’de oblik yüklemede alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



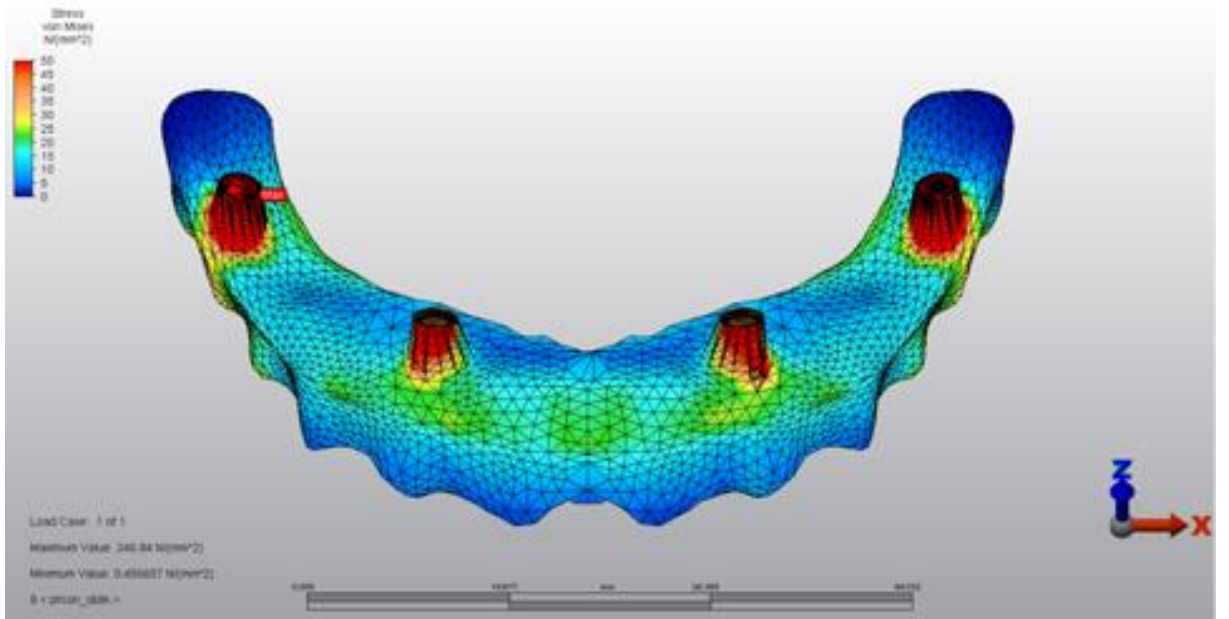
Şekil 253: 10.Model’de dik yüklemde alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})



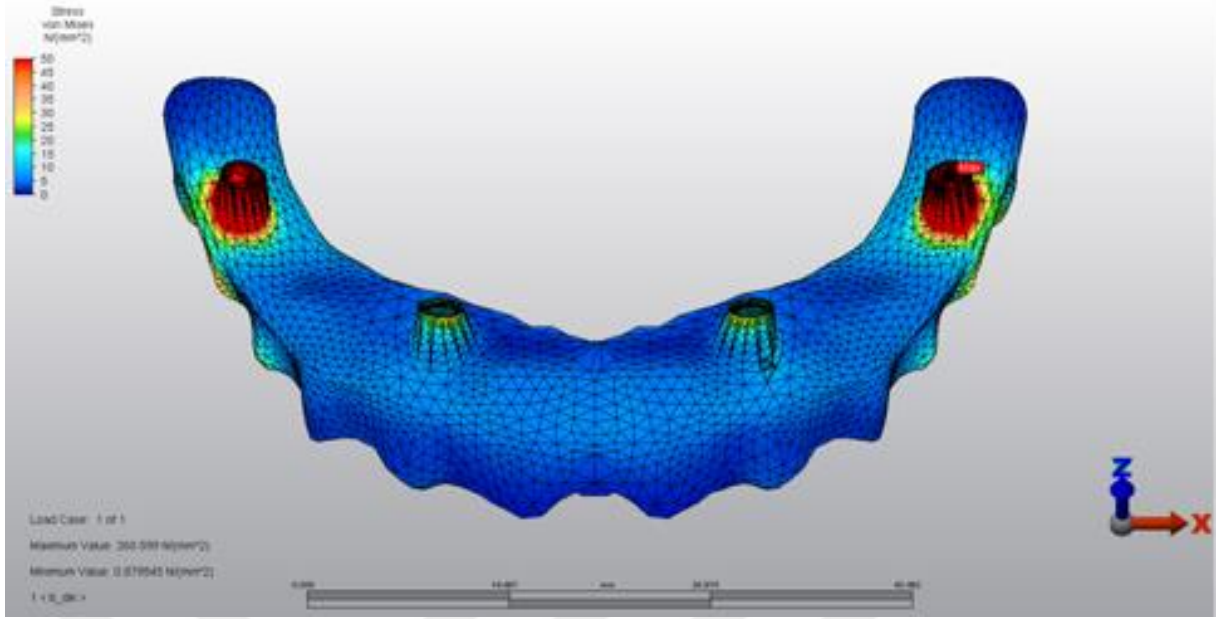
Şekil 254: 10.Model’de oblik yüklemde alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})



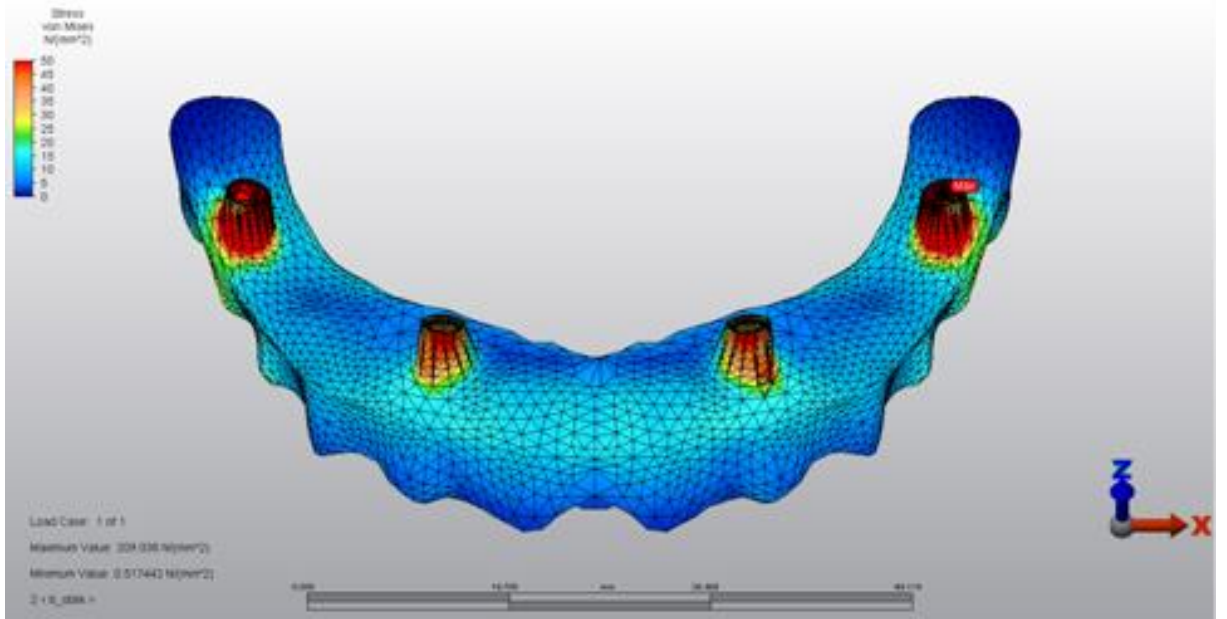
Şekil 255: 11.Model’de dik yüklemde alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



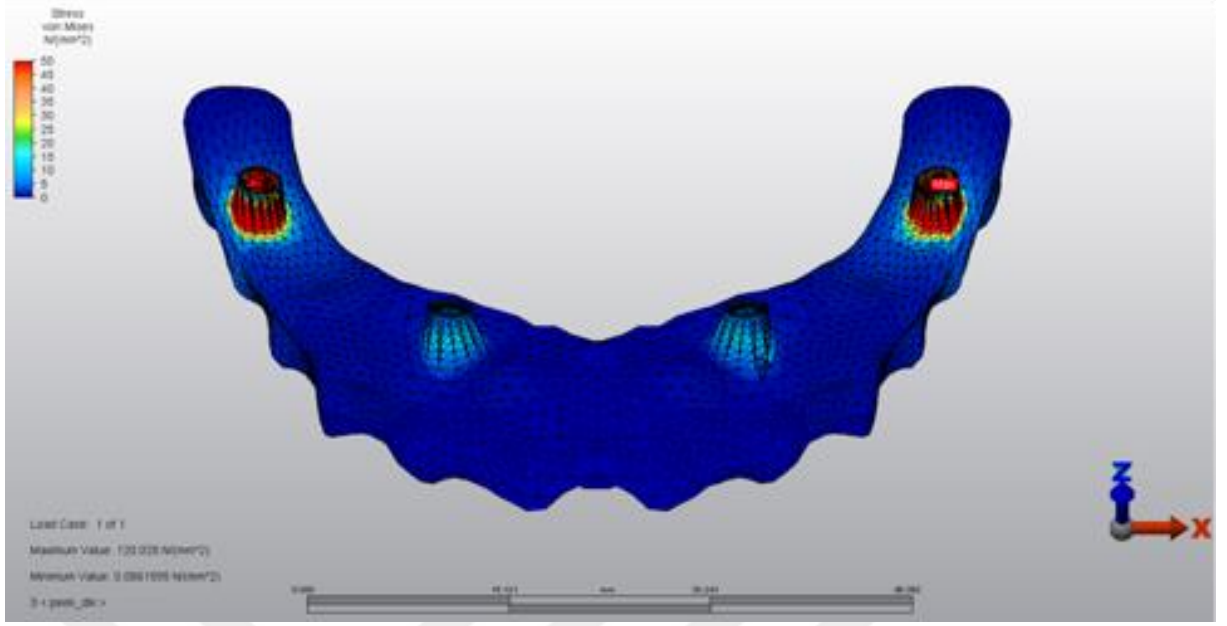
Şekil 256: 11.Model’de oblik yüklemde alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



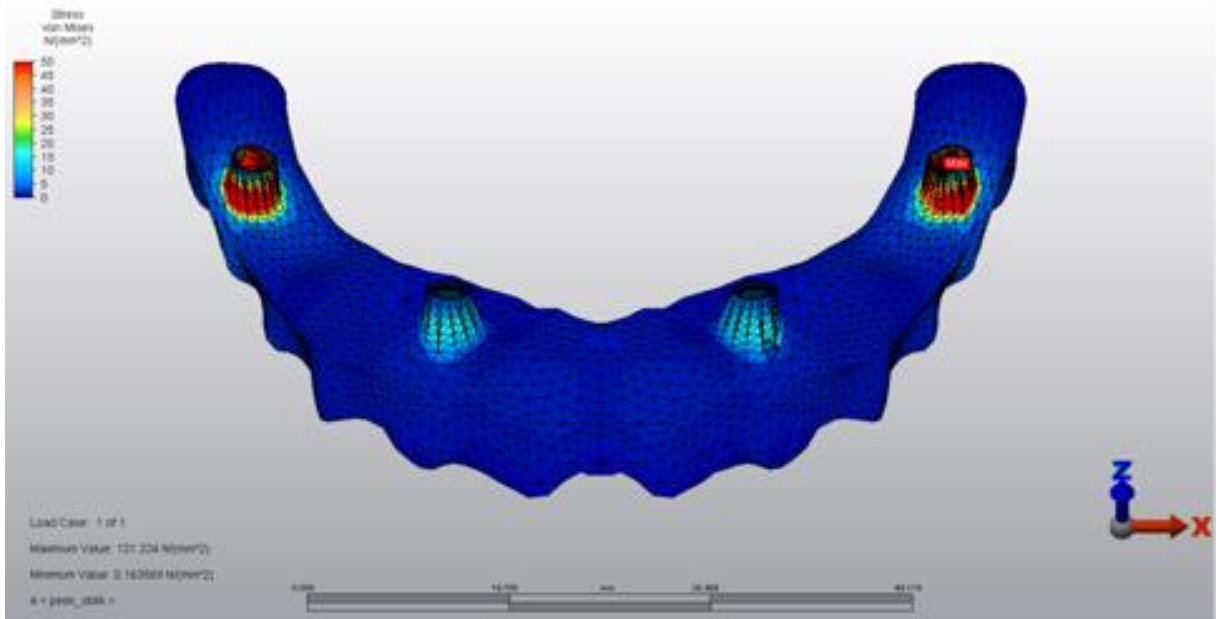
Şekil 257: 12.Model’de dik yüklemde alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



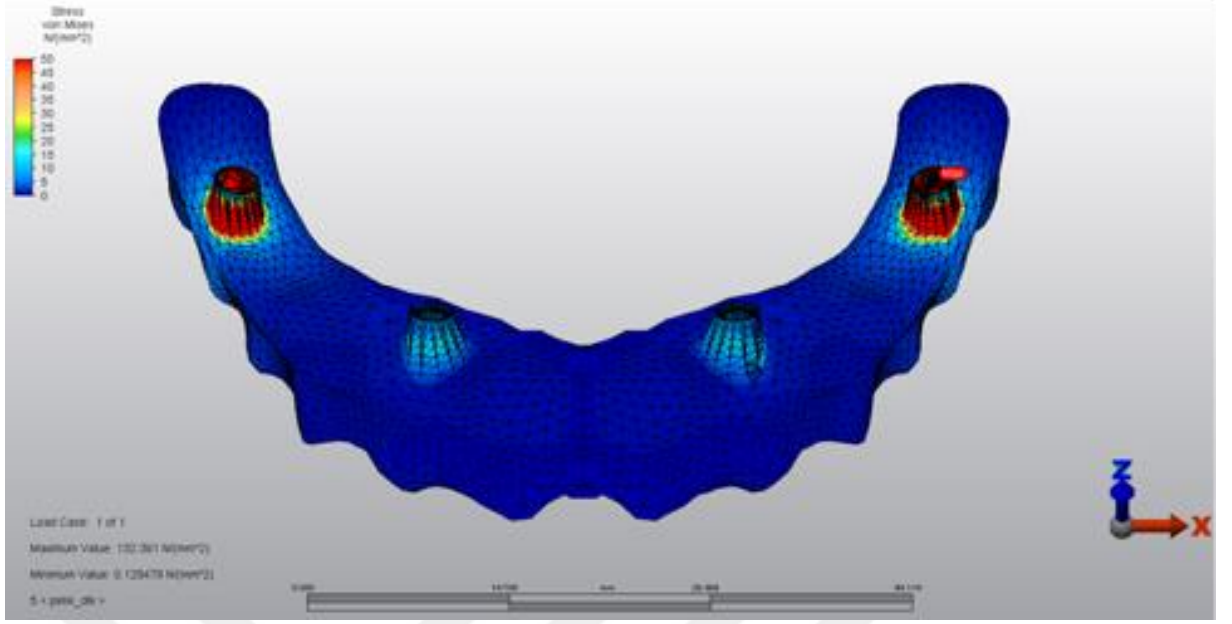
Şekil 258: 12.Model’de oblik yüklemde alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



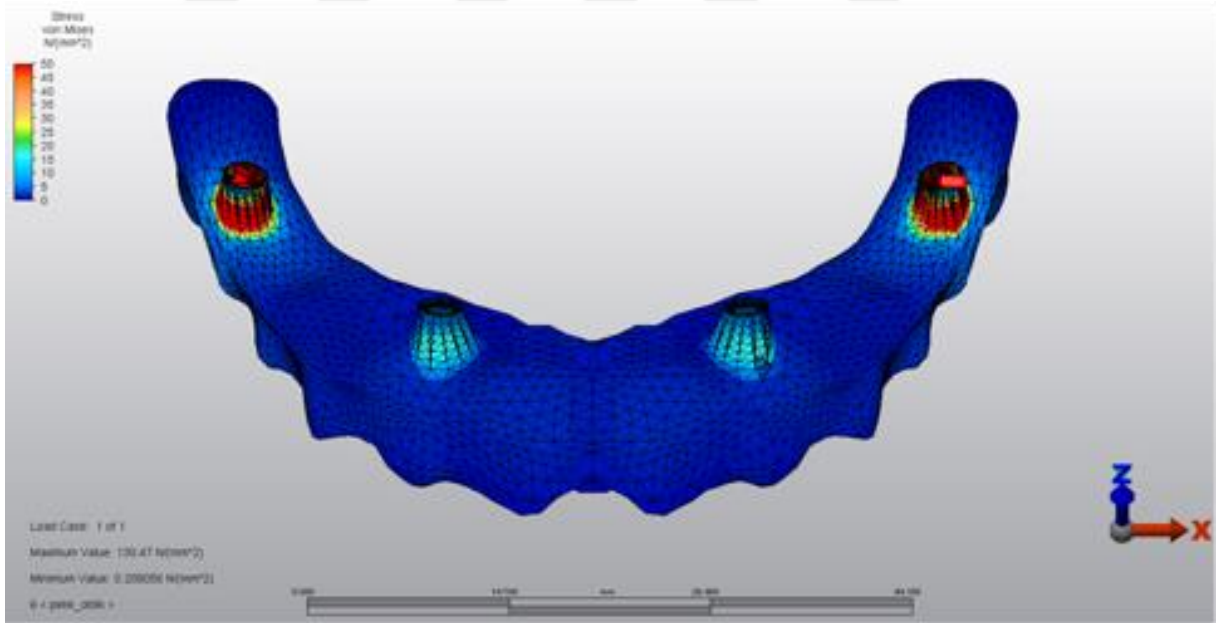
Şekil 259: 13.Model’de dik yüklemde alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})



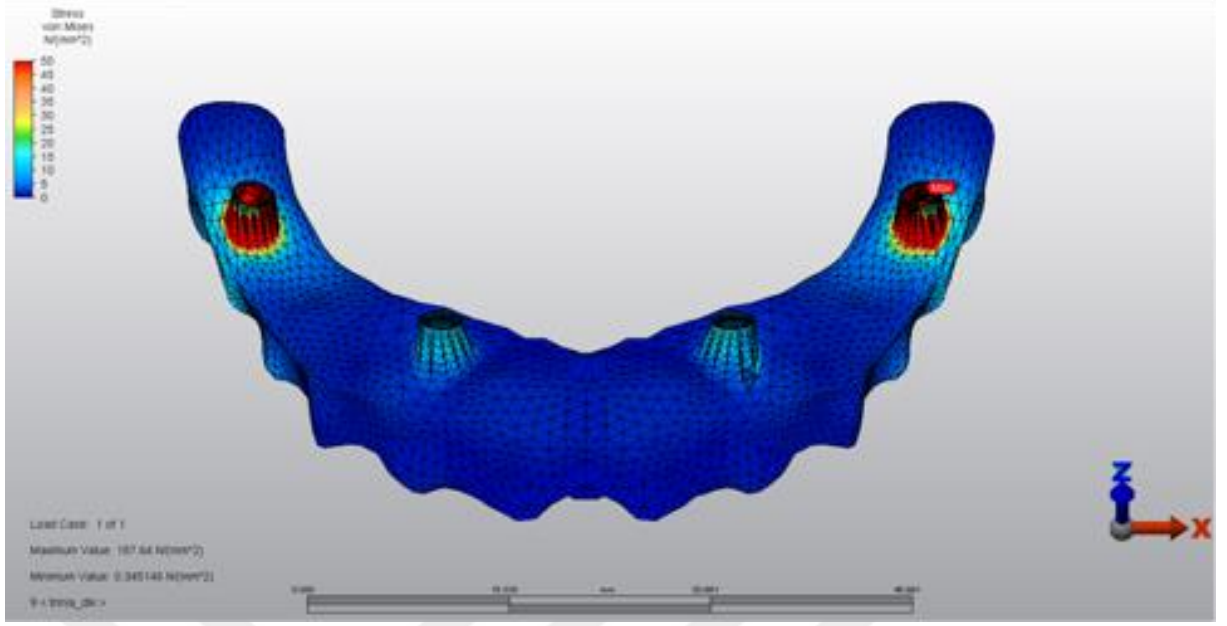
Şekil 260: 13.Model’de oblik yüklemde alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})



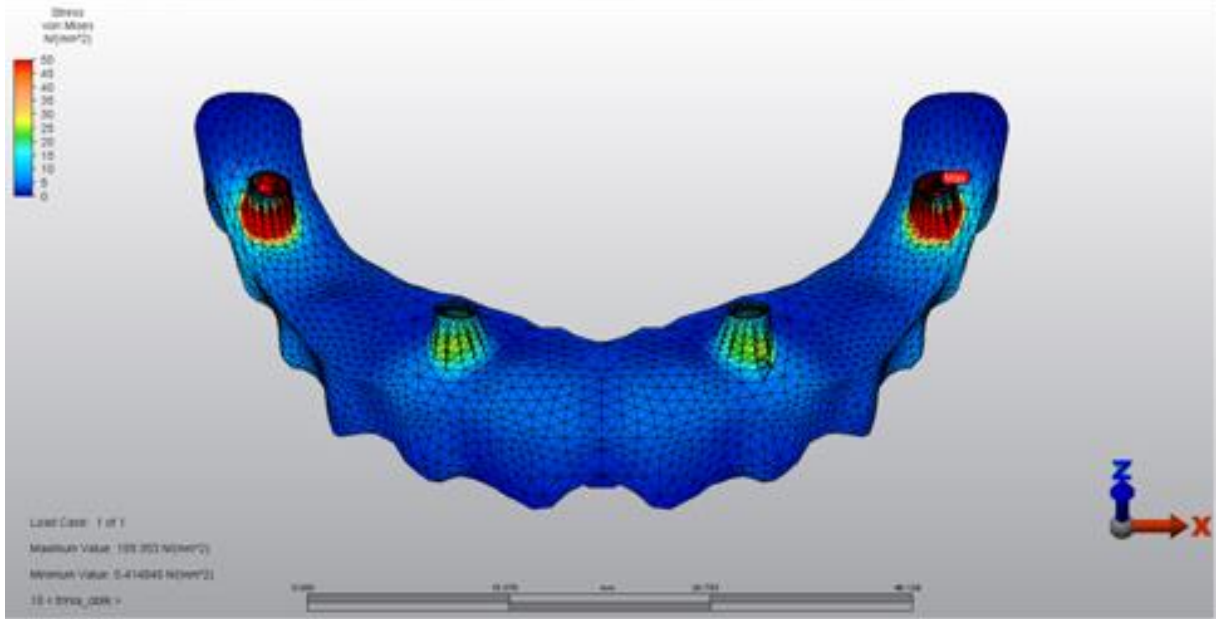
Şekil 261: 14.Model’de dik yüklemde alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



Şekil 262: 14.Model’de oblik yüklemde alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



Şekil 263: 15.Model’de dik yüklemde alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})



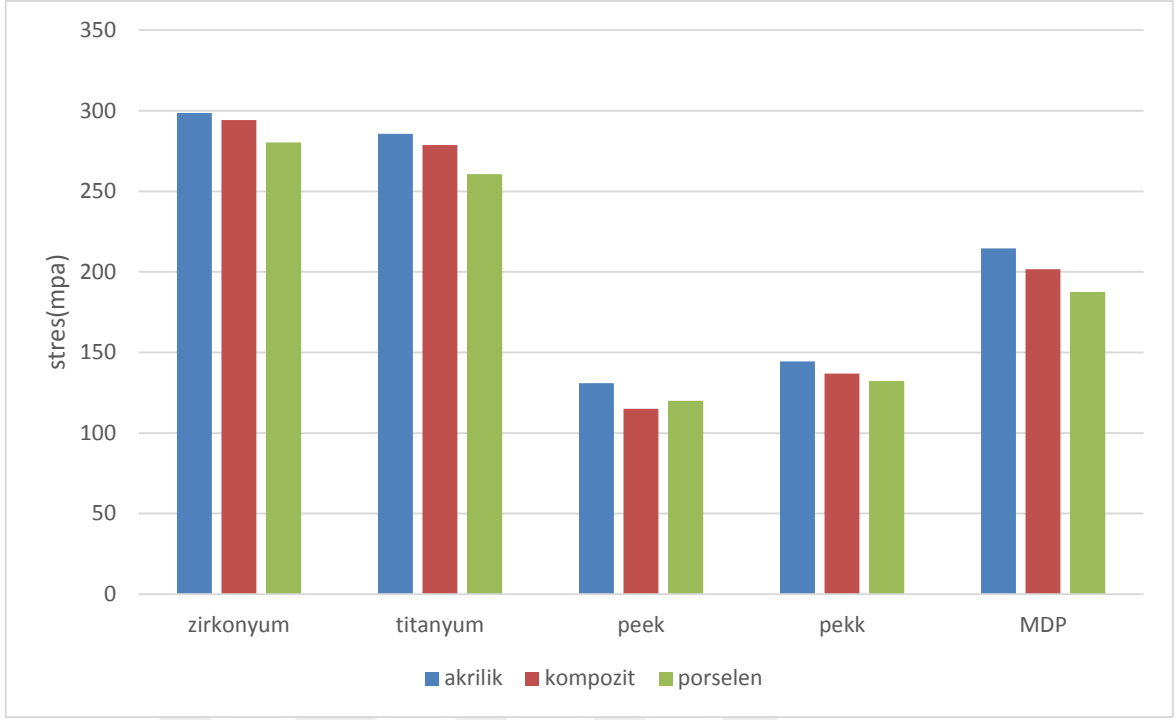
Şekil 264: 15.Model’de oblik yüklemde alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})

Tablo 14. Dik yüklemede alt yapılarıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})

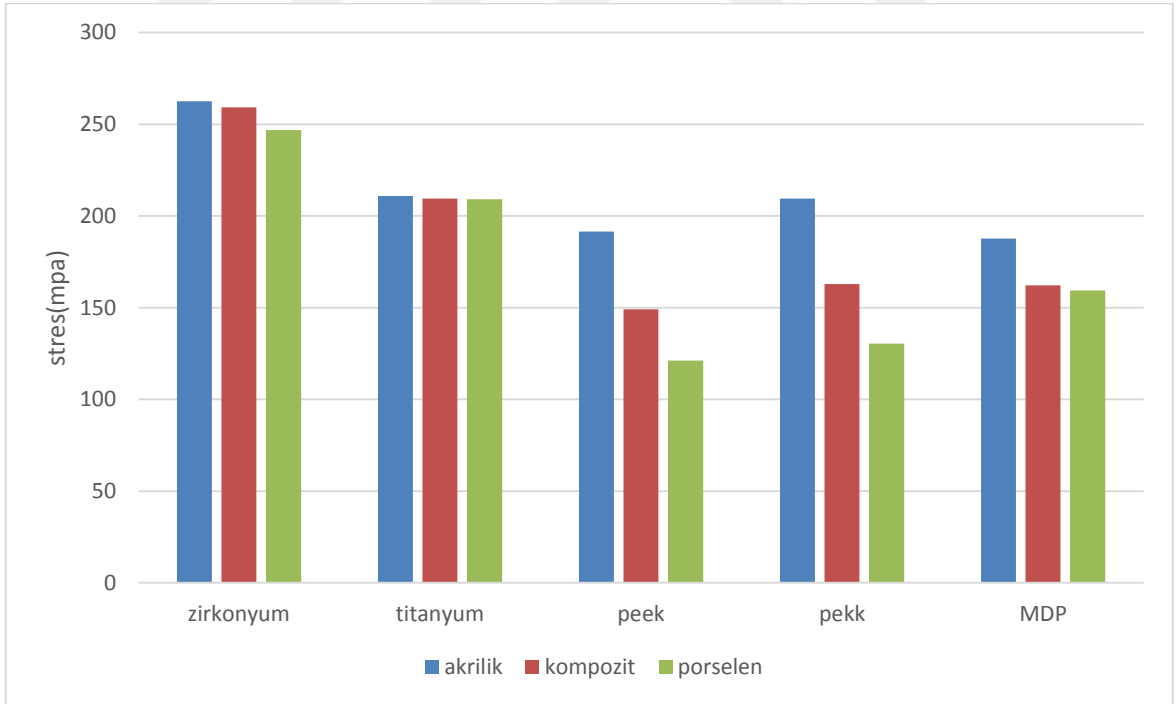
Çalışma Modelleri		Max (MPa)
Akrilik	Zirkonyum	298,588
	Titanyum	285,738
	peek	130,934
	Pekk	144,483
	FRP	214,658
Kompozit	Zirkonyum	294,295
	Titanyum	278,724
	Peek	114,976
	Pekk	136,844
	FRP	201,662
Porselen	Zirkonyum	280,421
	Titanyum	260,599
	Peek	120,028
	Pekk	132,361
	FRP	187,64

Tablo 15. Oblik yüklemde alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_vM)

Çalışma Modelleri		Max (MPa)
Akrilik	Zirkonyum	262,6
	Titanyum	210,88
	Peek	191,472
	Pekk	209,445
	FRP	187,582
Kompozit	Zirkonyum	259,203
	Titanyum	209,507
	Peek	149,133
	Pekk	162,829
	FRP	162,252
Porselen	Zirkonyum	246,84
	Titanyum	209,038
	Peek	121,224
	Pekk	130,47
	FRP	159,353



Şekil 265: Dik yüklemde alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})



Şekil 266: Oblik yüklemde alt yapıdaki implant-abutment birleşim bölgelerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})

4.6. Altyapılar Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları (σ_M)

1. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 117,868 MPa değerindedir (Şekil 267).

Oblik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 124,458 MPa değerindedir (Şekil 268).

2. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 117,864 MPa değerindedir (Şekil 269).

Oblik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 124,457 MPa değerindedir (Şekil 270).

3. Model'e Ait Bulgular(Peek alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 117,551 MPa değerindedir (Şekil 271).

Oblik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 124,025 MPa değerindedir (Şekil 272).

4. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 117,627 MPa değerindedir (Şekil 273).

Oblik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 124,141 MPa değerindedir (Şekil 274).

5. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-akrilik rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 117,803 MPa değerindedir (Şekil 275).

Oblik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 124,398 MPa değerindedir (Şekil 276).

6. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 120,312 MPa değerindedir (Şekil 277).

Oblik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 126,173 MPa değerindedir (Şekil 278).

7. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 120,287 MPa değerindedir (Şekil 279).

Oblik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 126,148 MPa değerindedir (Şekil 280).

8. Model'e Ait Bulgular(Peek alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 119,595 MPa değerindedir (Şekil 281).

Oblik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi

çevresinde 125,073 MPa değerindedir (Şekil 282).

9. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 119,71 MPa değerindedir (Şekil 283).

Oblik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 125,252 MPa değerindedir (Şekil 284).

10. Model'e Ait Bulgular(FRP alt yapı-kompozit rezin yapay dişli model)

Dik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 120,057 MPa değerindedir (Şekil 285).

Oblik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 125,814 MPa değerindedir (Şekil 286).

11. Model'e Ait Bulgular(Zirkonyum alt yapı- porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 125,3 MPa değerindedir (Şekil 287).

Oblik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 129,417 MPa değerindedir (Şekil 288).

12. Model'e Ait Bulgular(Titanyum alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 125,19 MPa değerindedir (Şekil 289).

Oblik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 129,255 MPa değerindedir (Şekil 290).

13. Model'e Ait Bulgular(Peek alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 194,62 MPa değerindedir (Şekil 291).

Oblik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 187,787 MPa değerindedir (Şekil 292).

14. Model'e Ait Bulgular(Pekk alt yapı-porselen yapay dişli model)

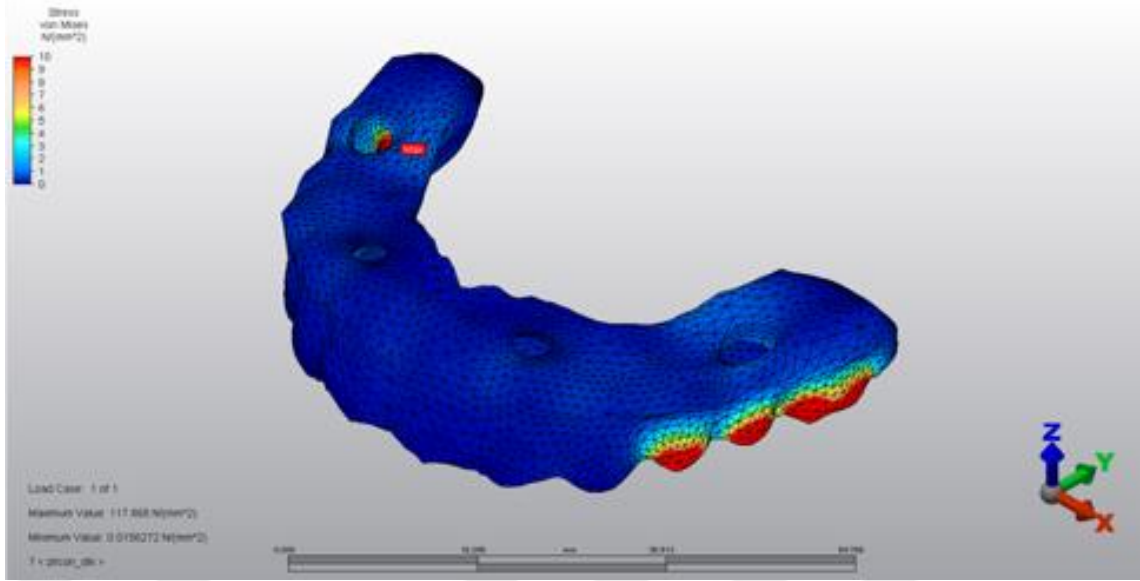
Dik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 167,574 MPa değerindedir (Şekil 293).

Oblik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 166,731 MPa değerindedir (Şekil 294).

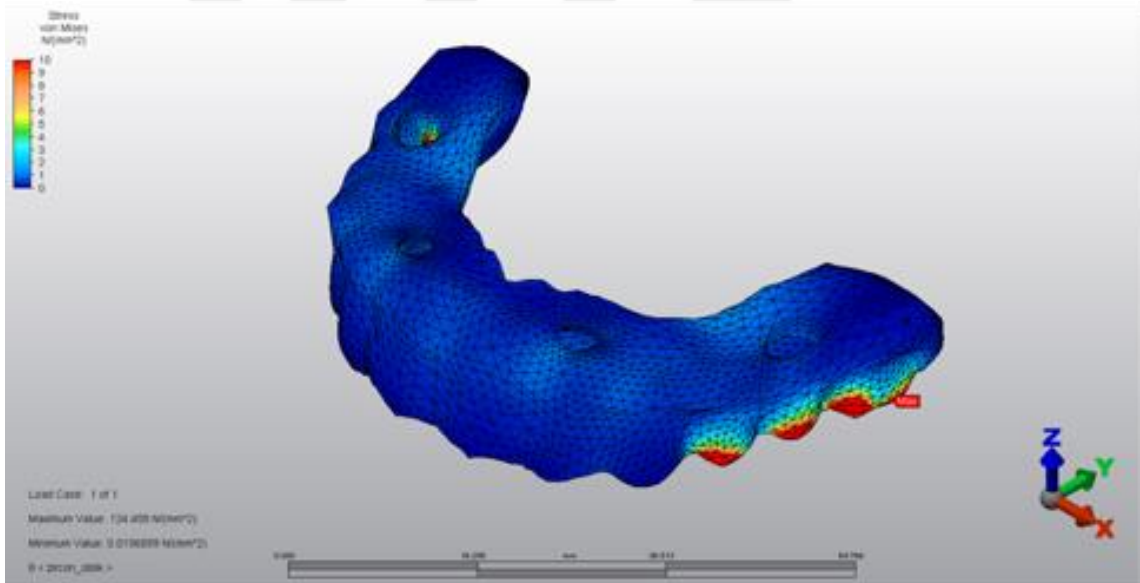
15. Model'e Ait Bulgular Ait Bulgular(FRP alt yapı-porselen yapay dişli model)

Dik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 124,719 MPa değerindedir (Şekil 295).

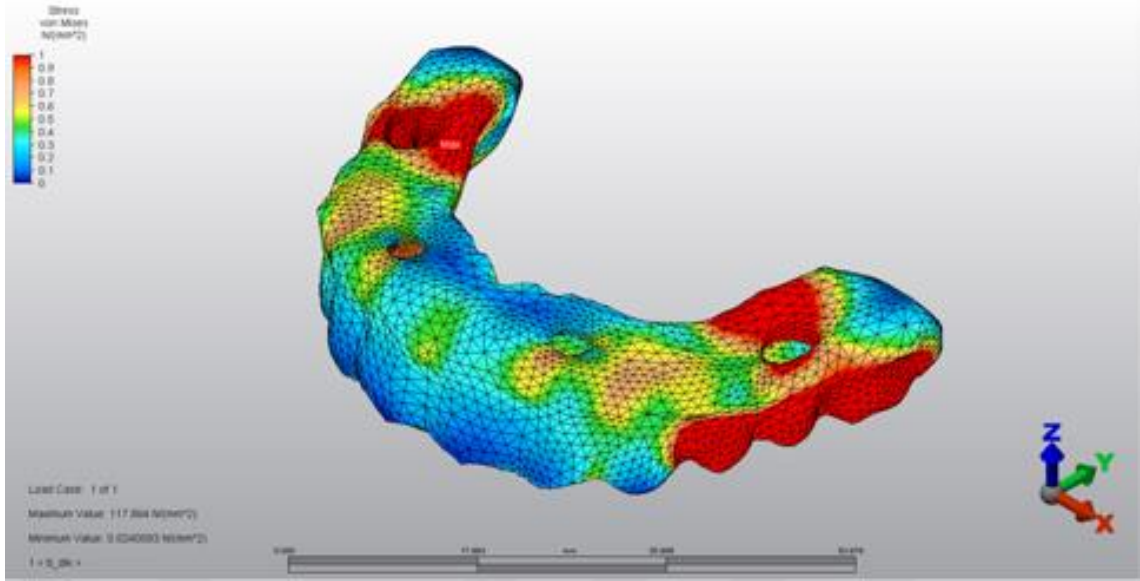
Oblik yüklemde, altyapılar üzerinde oluşan stresler incelendiğinde en yüksek Von Mises stres değeri posterior bölgedeki implant-abutment birleşim bölgesi çevresinde 128,754 MPa değerindedir (Şekil 296).



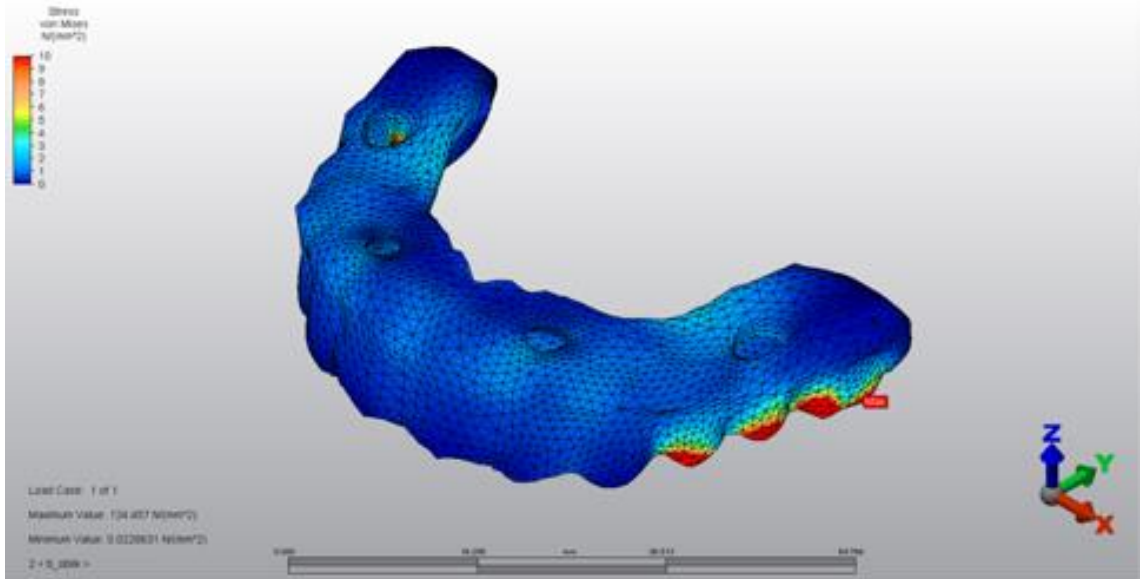
Şekil 267: 1.Model’de dik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



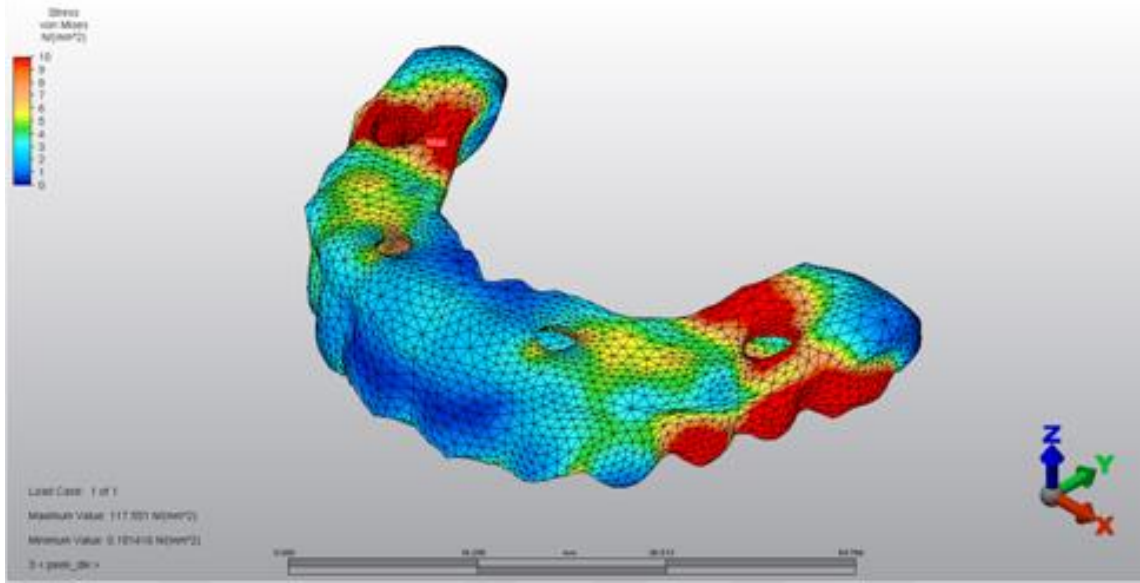
Şekil 268: : 1.Model’de oblik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



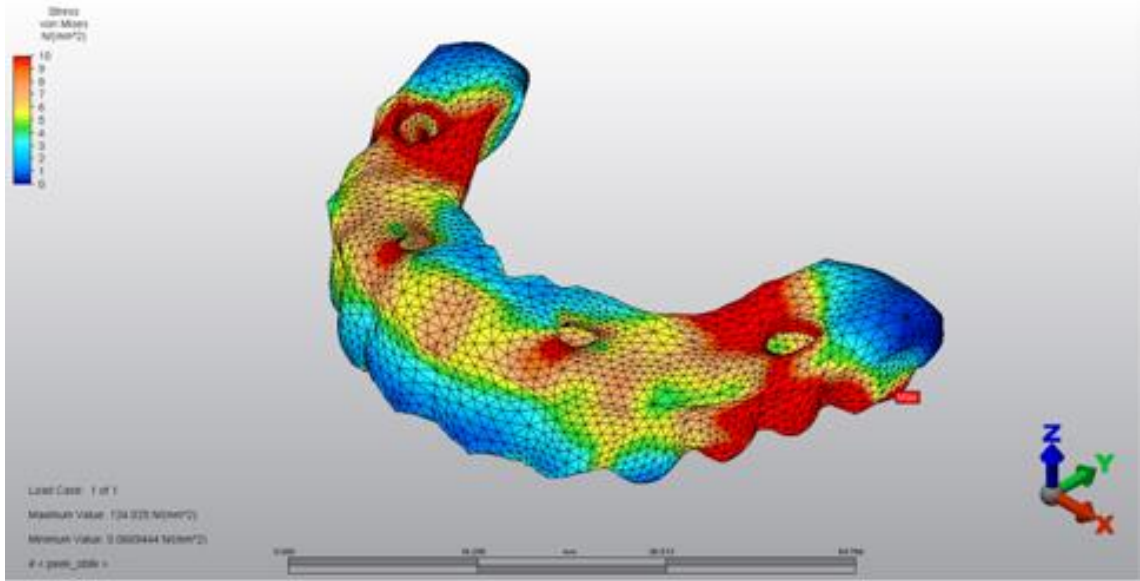
Şekil 269: 2.Model’de dik yüklemede alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



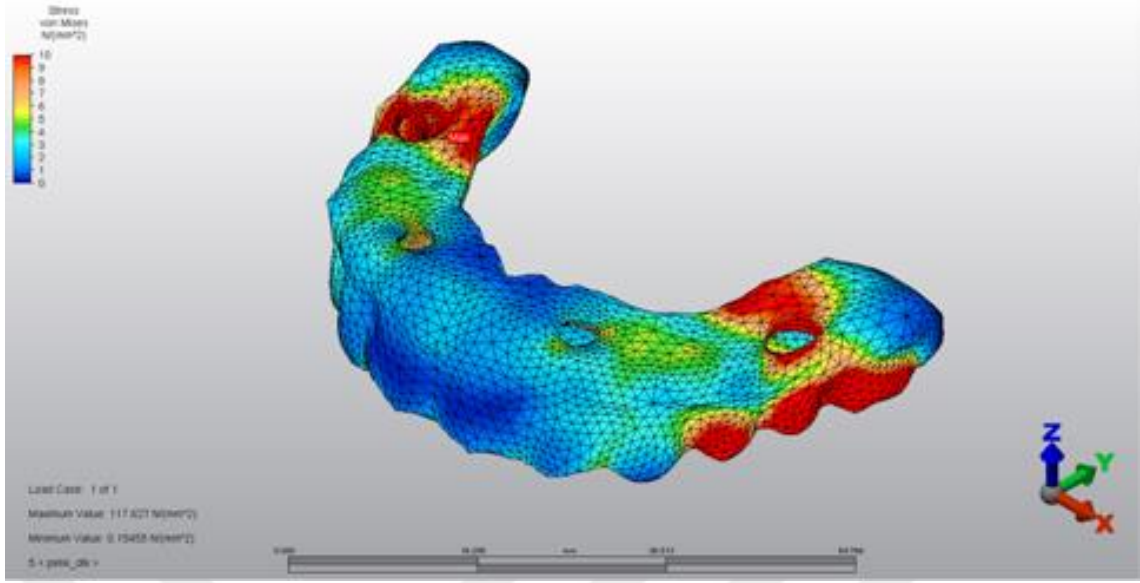
Şekil 270: 2.Model’de oblik yüklemede alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



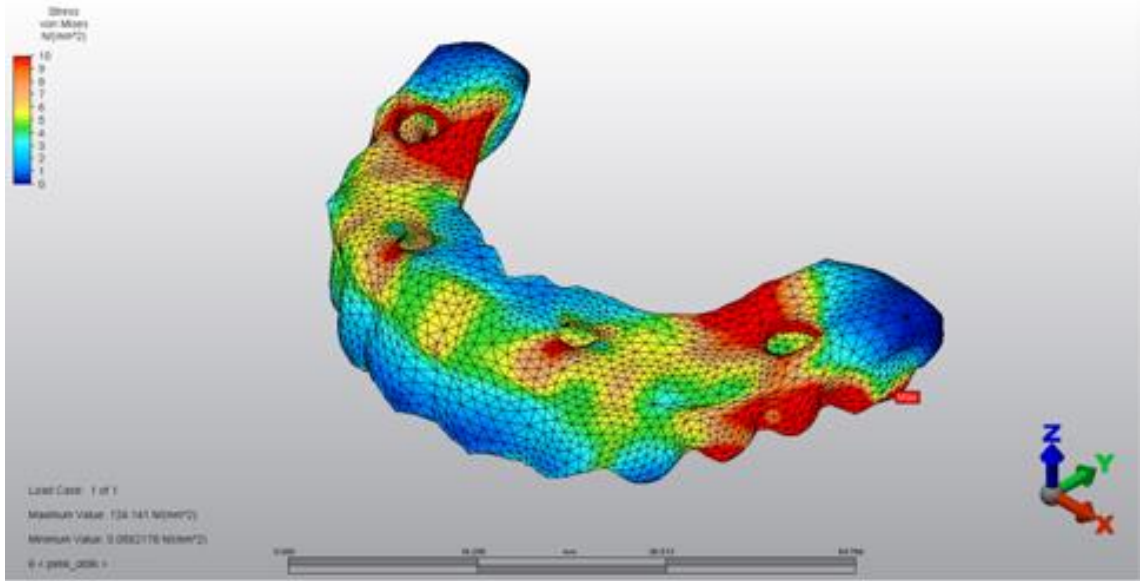
Şekil 271: 3.Model’de dik yüklemede alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



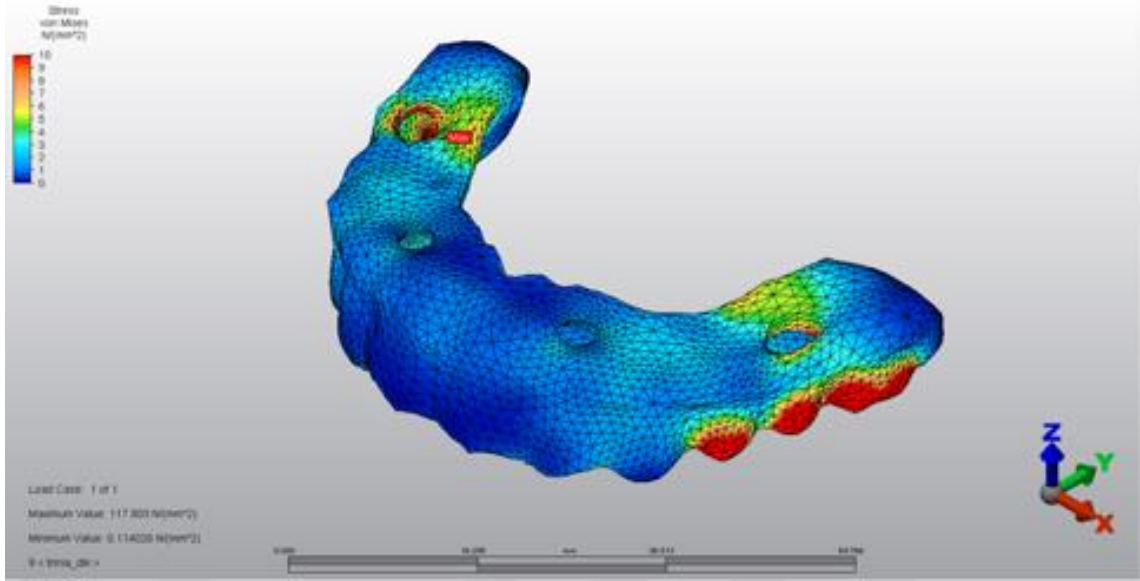
Şekil 272: 3.Model’de oblik yüklemede alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



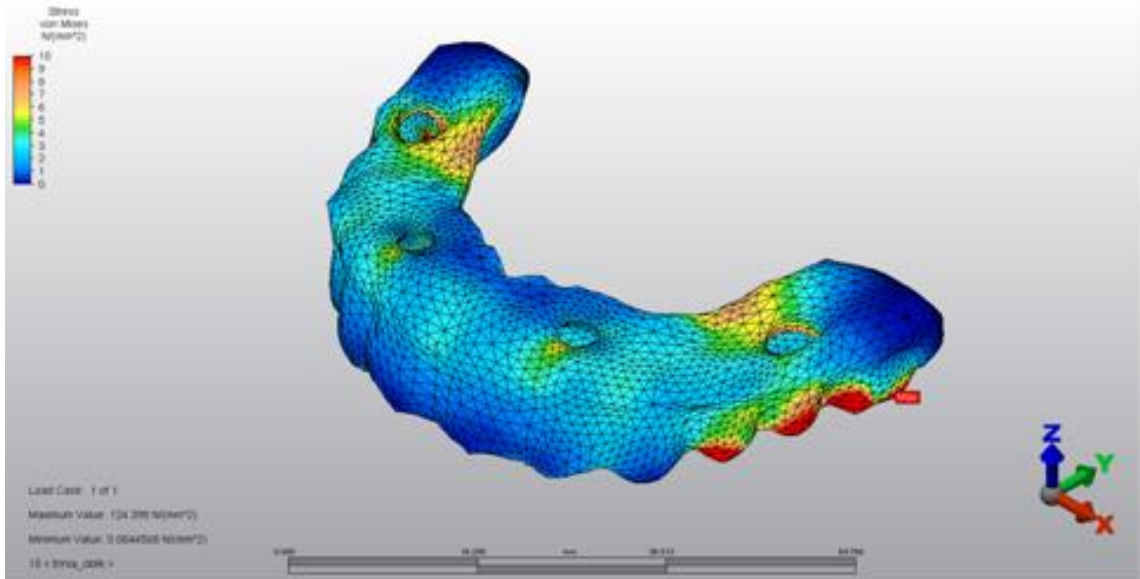
Şekil 273: 4.Model’de dik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



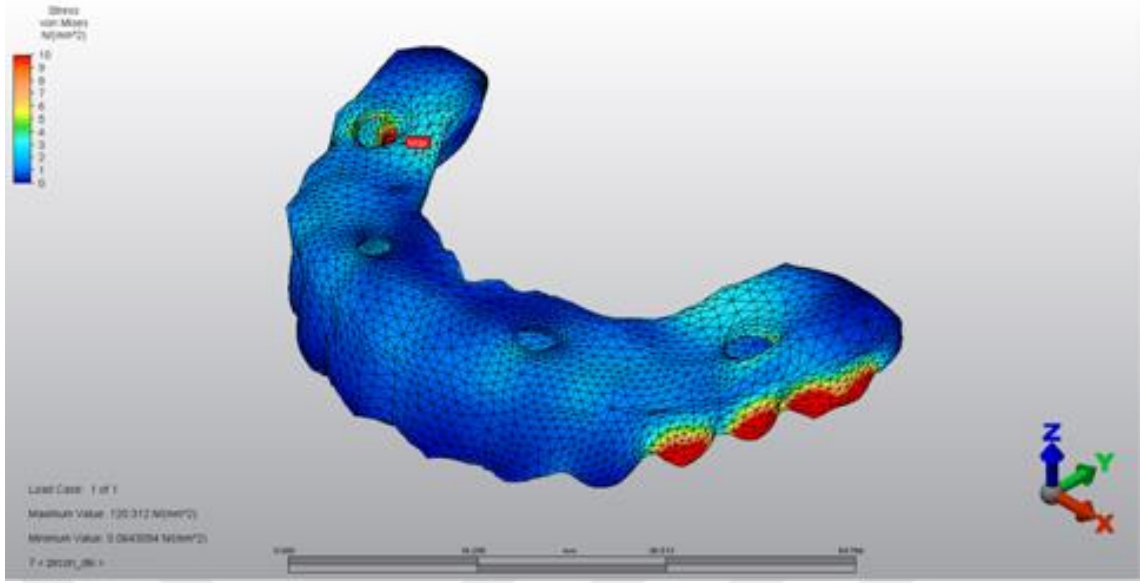
Şekil 274: 4.Model’de oblik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



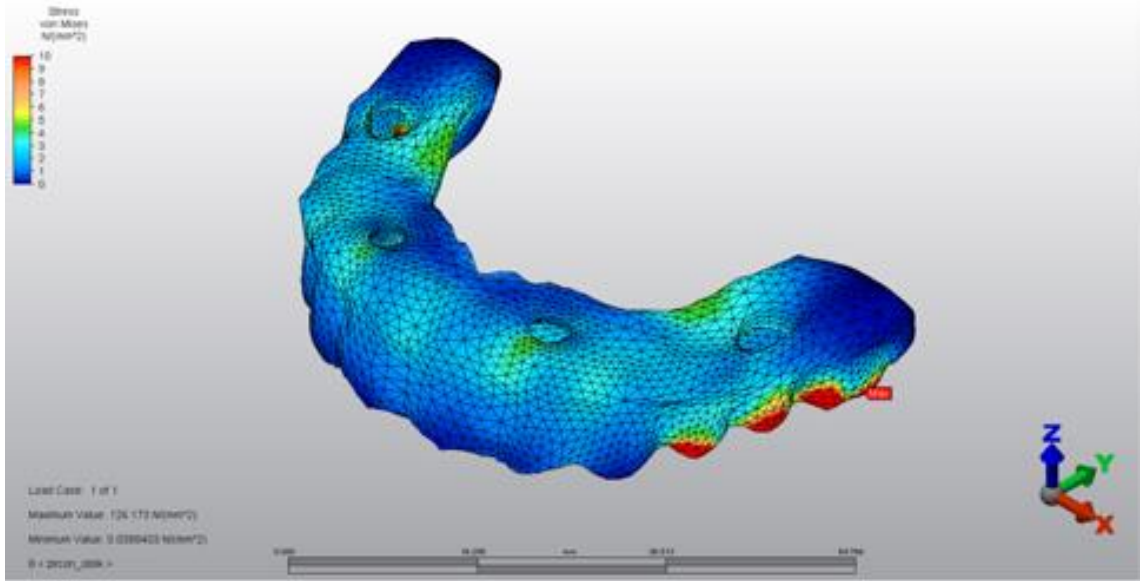
Şekil 275: 5.Model'de dik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



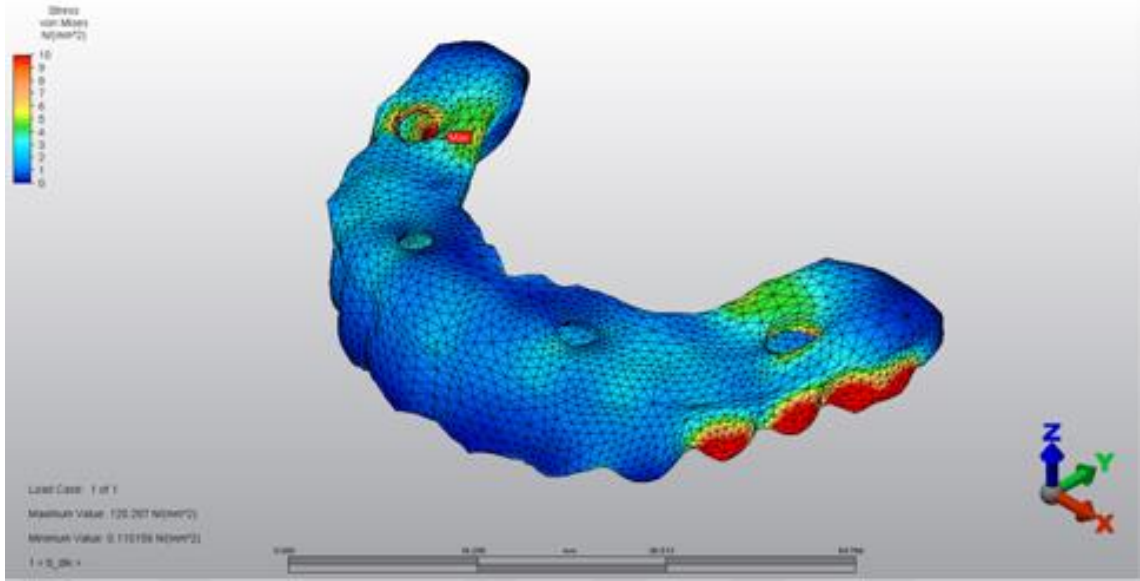
Şekil 276: 5.Model'de oblik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



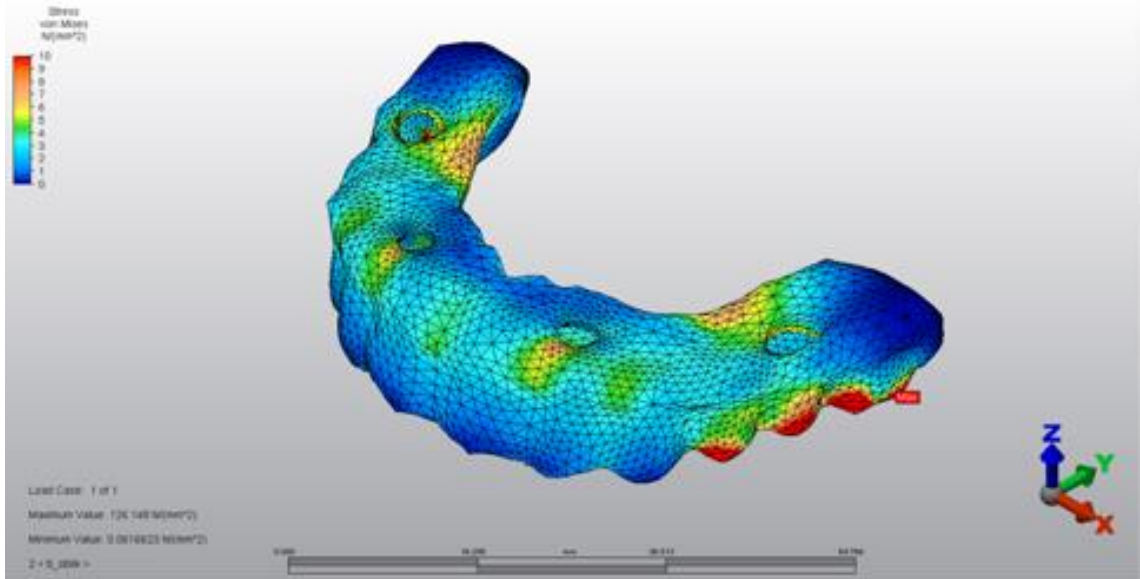
Şekil 277: 6.Model’de dik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



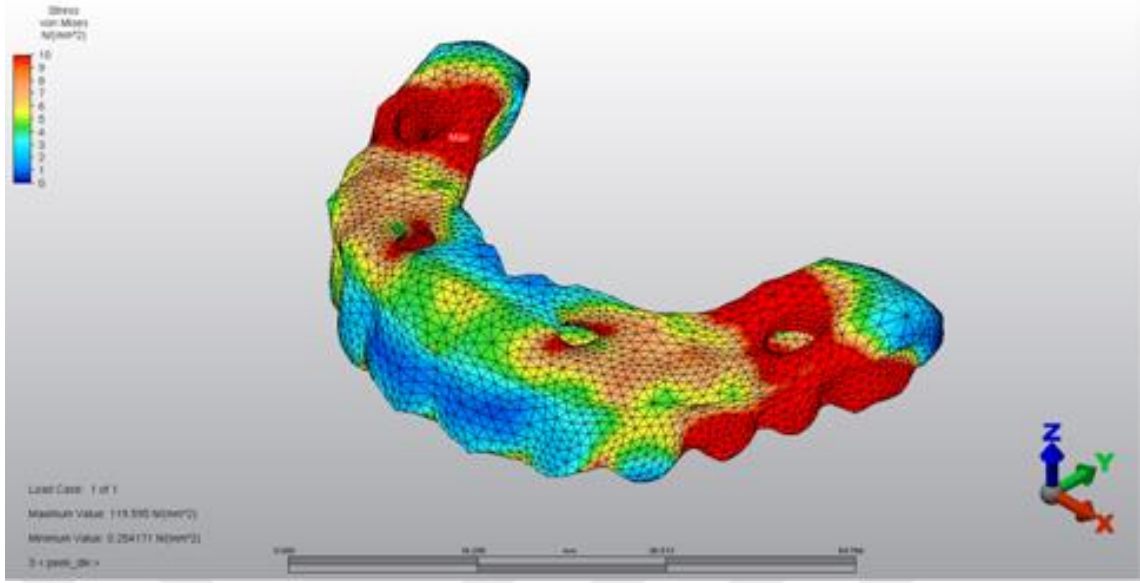
Şekil 278: 6.Model’de oblik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



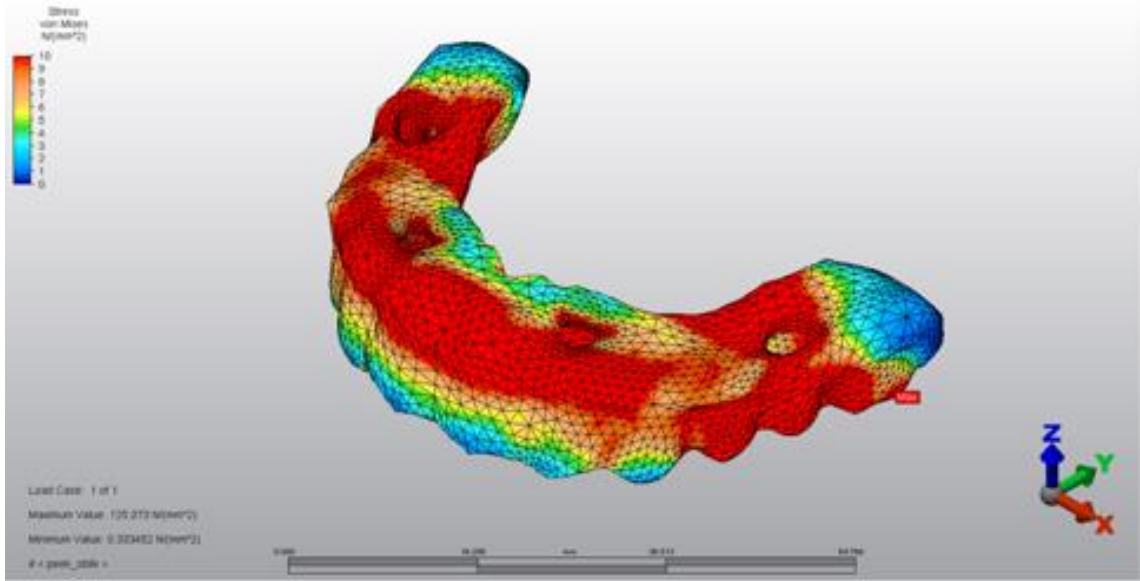
Şekil 279: 7.Model’de dik yüklemede alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



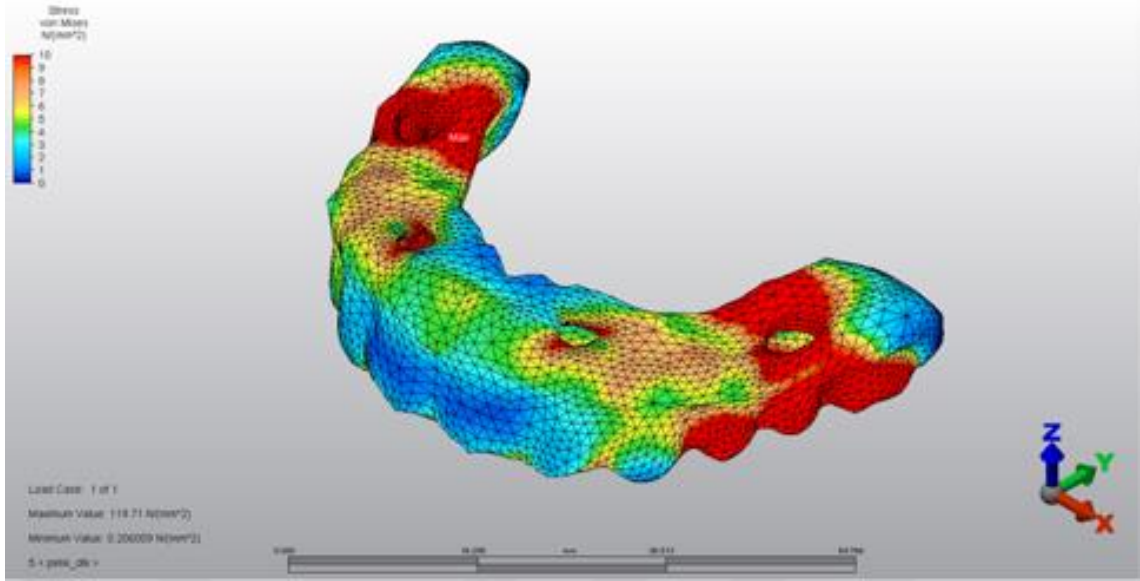
Şekil 280: 7.Model’de oblik yüklemede alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



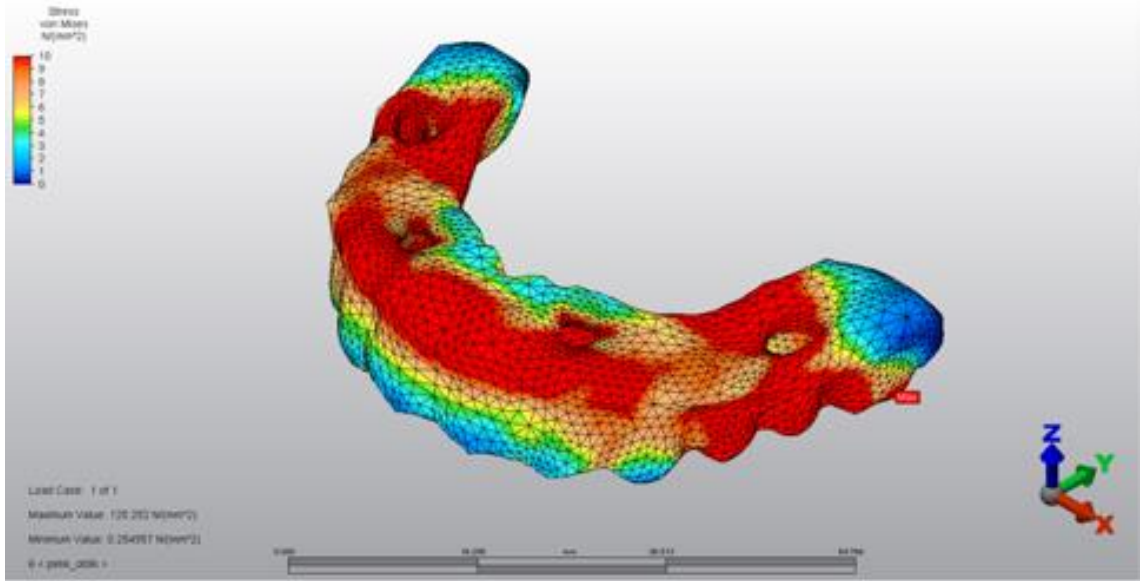
Şekil 281: 8.Model’de dik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})



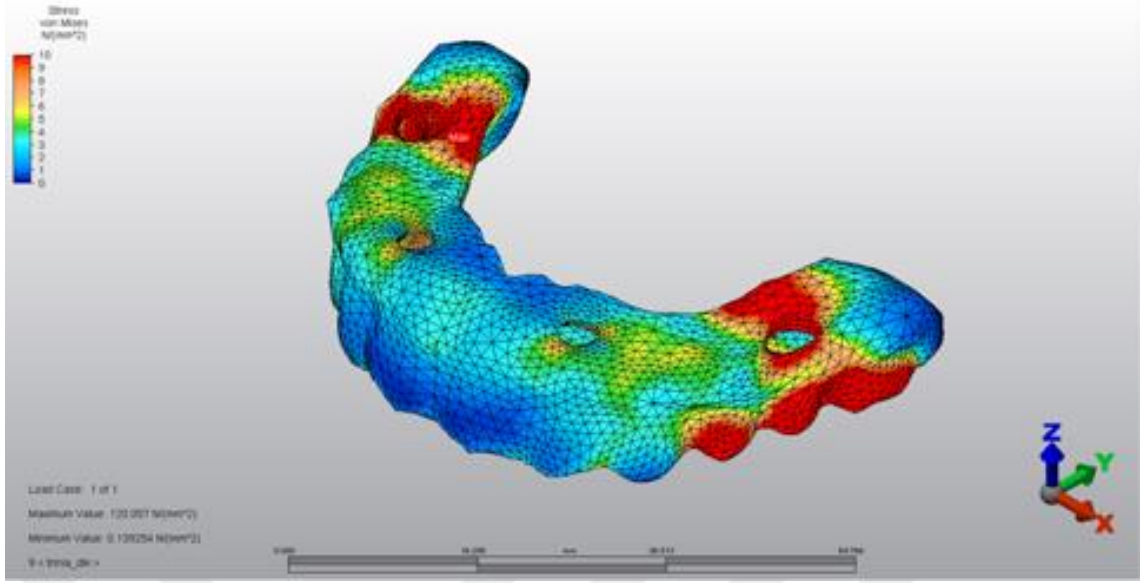
Şekil 282: 8.Model’de oblik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})



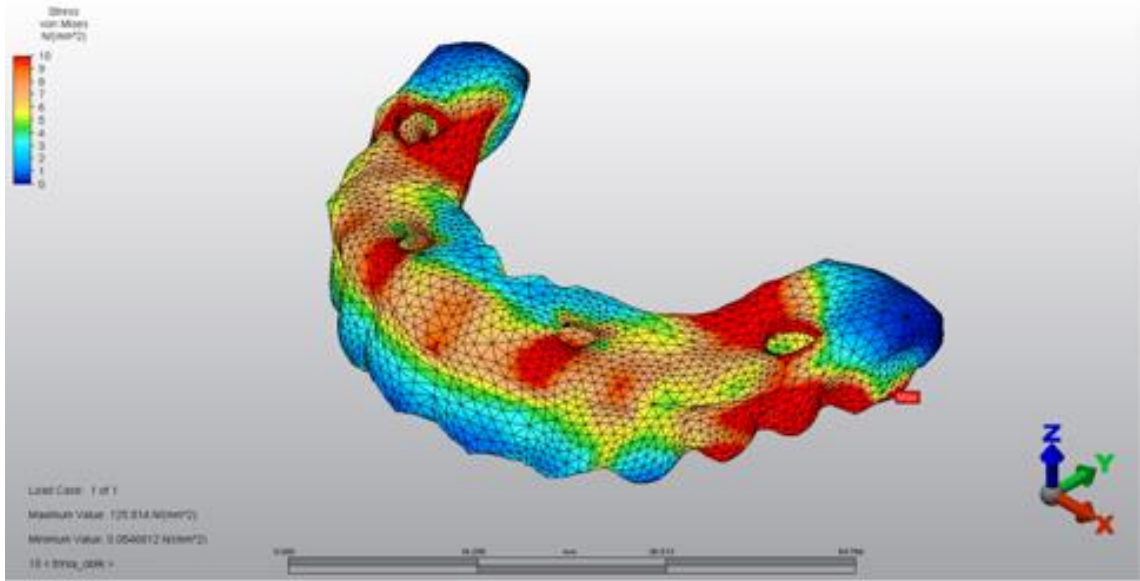
Şekil 283: 9.Model’de oblik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



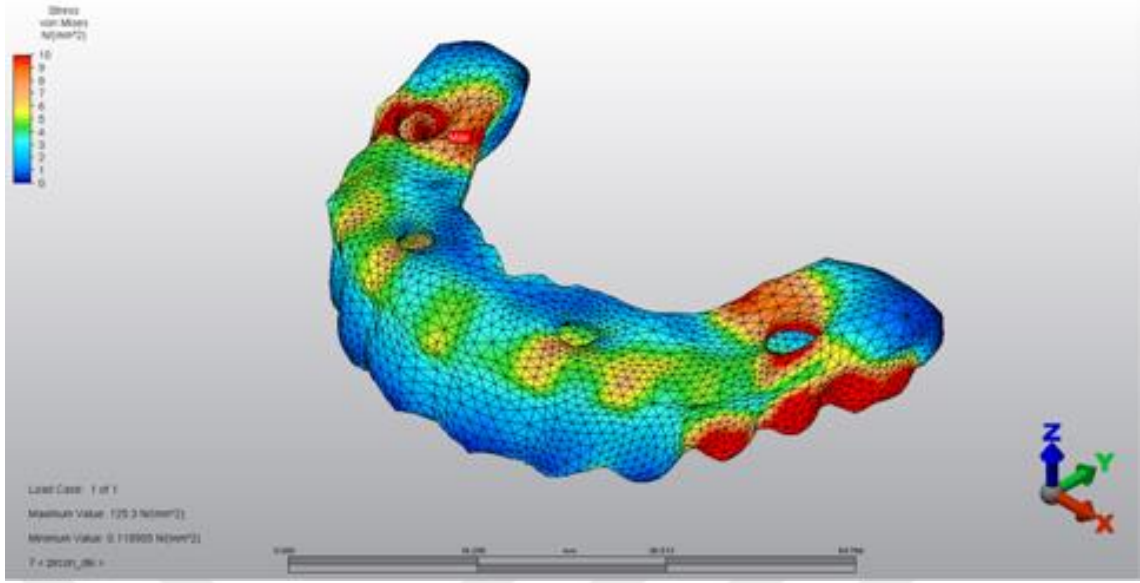
Şekil 284: 9.Model’de oblik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



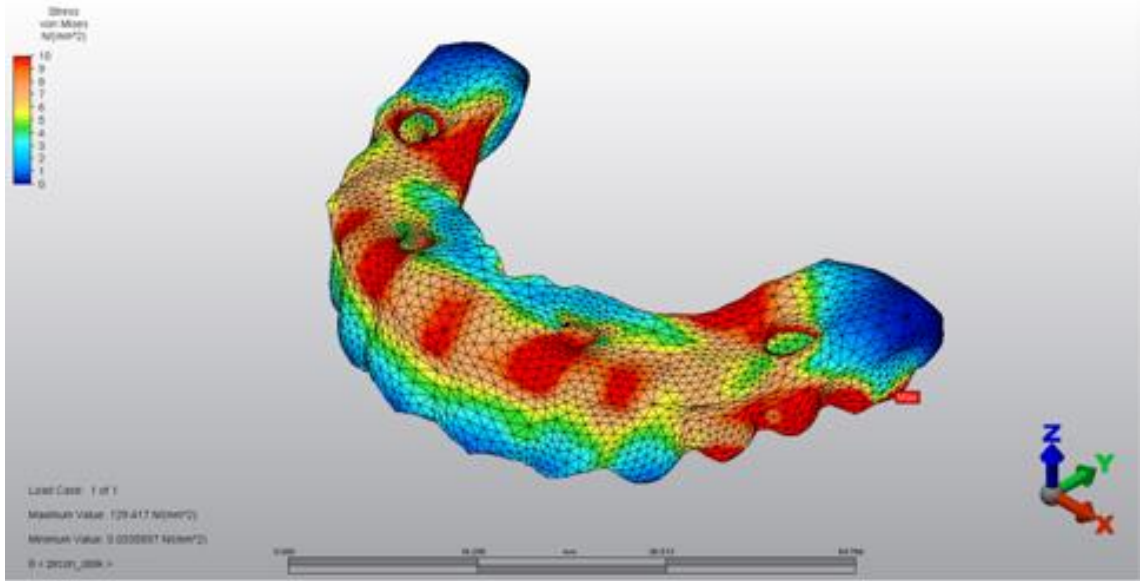
Şekil 285: 10.Model’de dik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



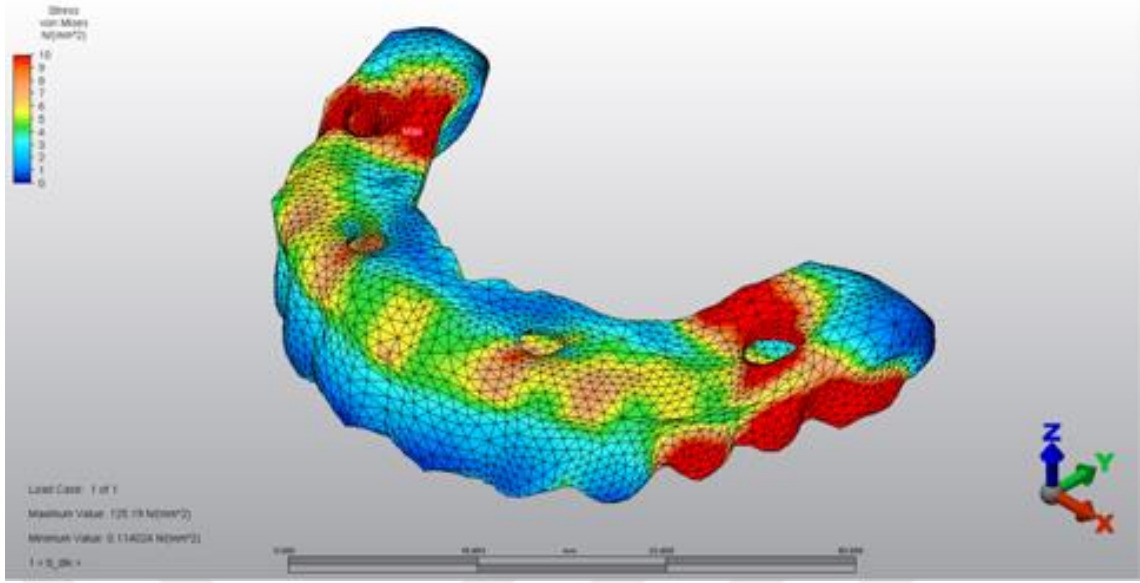
Şekil 286: 10.Model’de oblik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



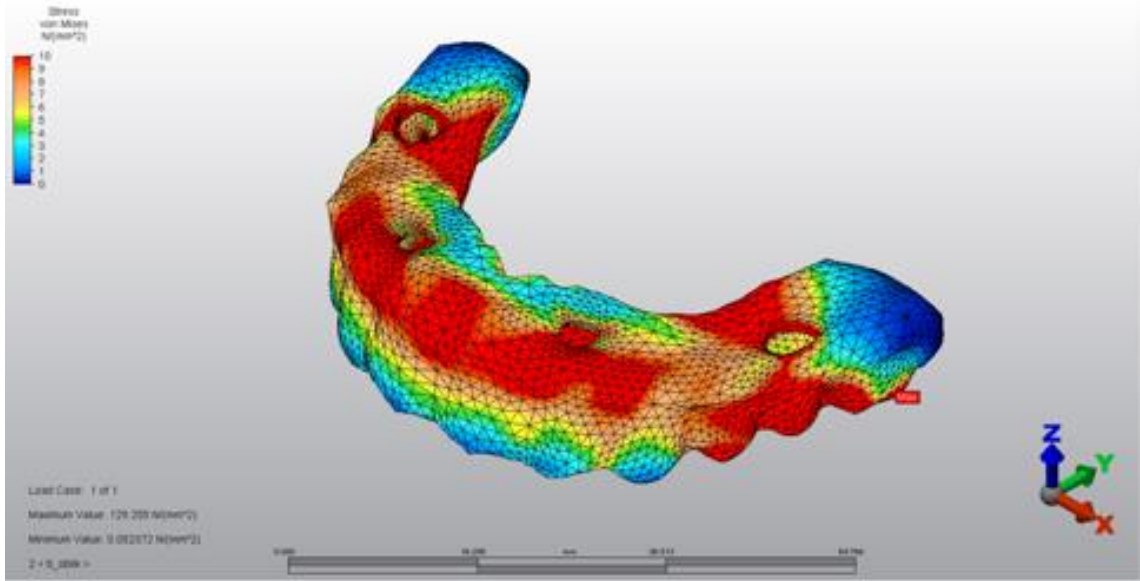
Şekil 287: 11.Model’de dik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



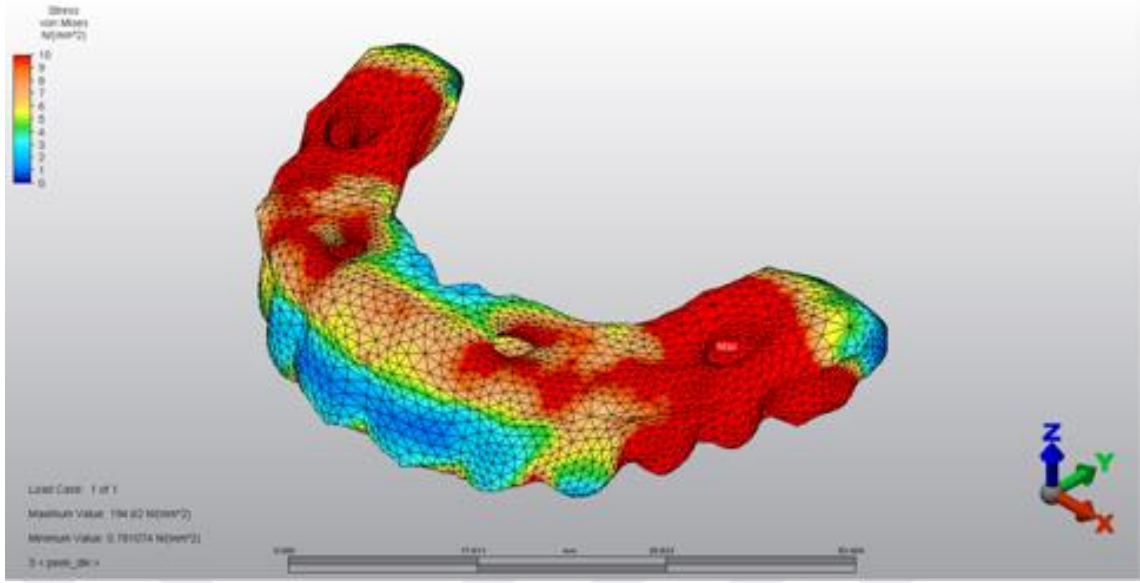
Şekil 288: 11.Model’de oblik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



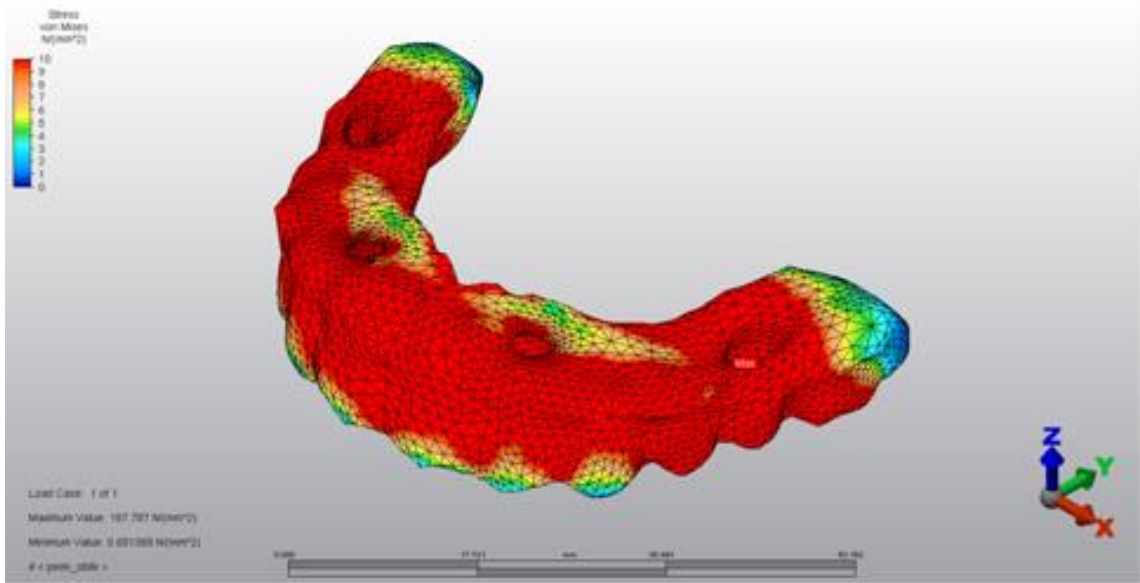
Şekil 289: 12.Model’de dik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})



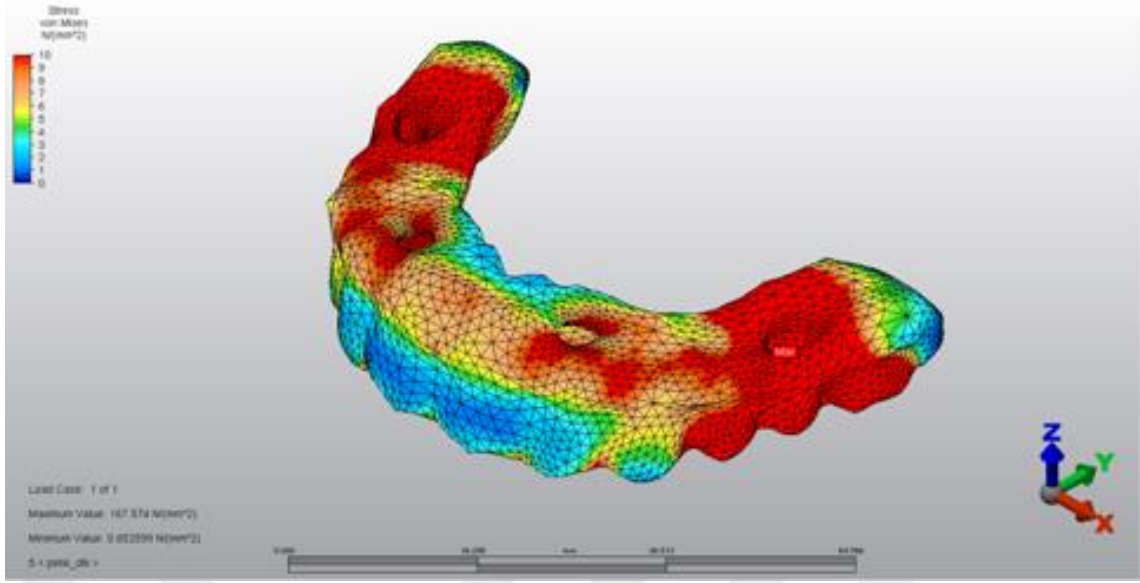
Şekil 290: 12.Model’de oblik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})



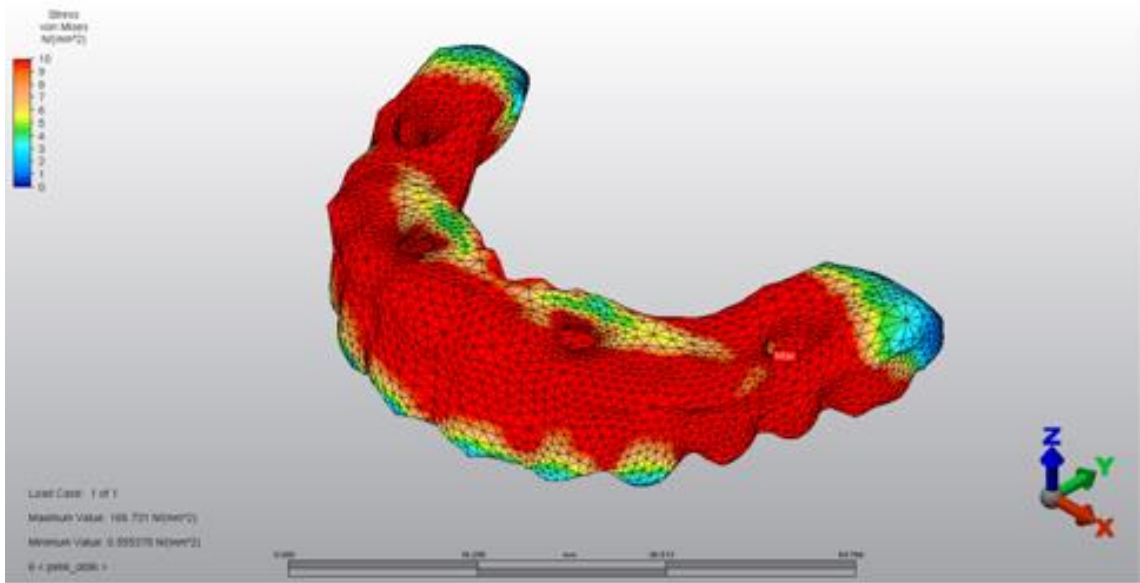
Şekil 291: 13.Model’de dik yüklemeye alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



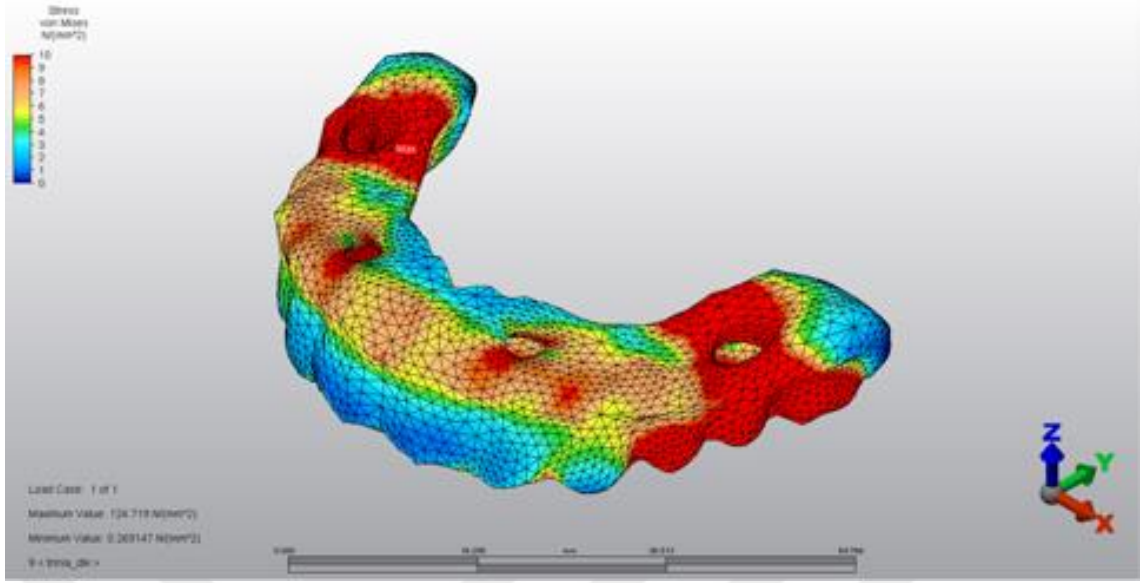
Şekil 292: 13.Model’de oblik yüklemeye alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



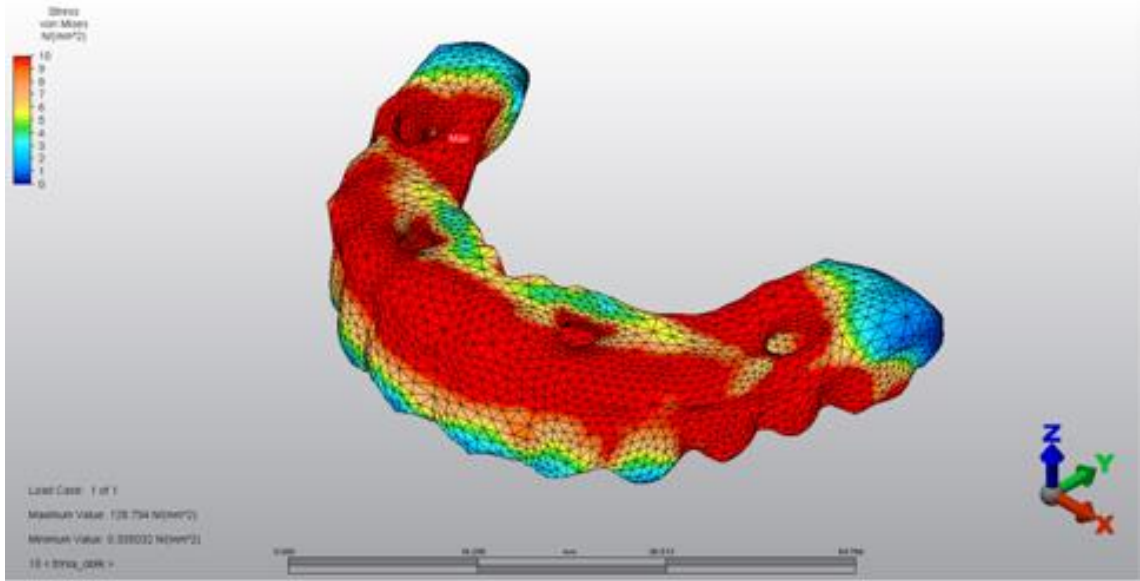
Şekil 293: 14.Model’de dik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



Şekil 294: 14.Model’de oblik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



Şekil 295: 15.Model’de dik yüklemeye alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})



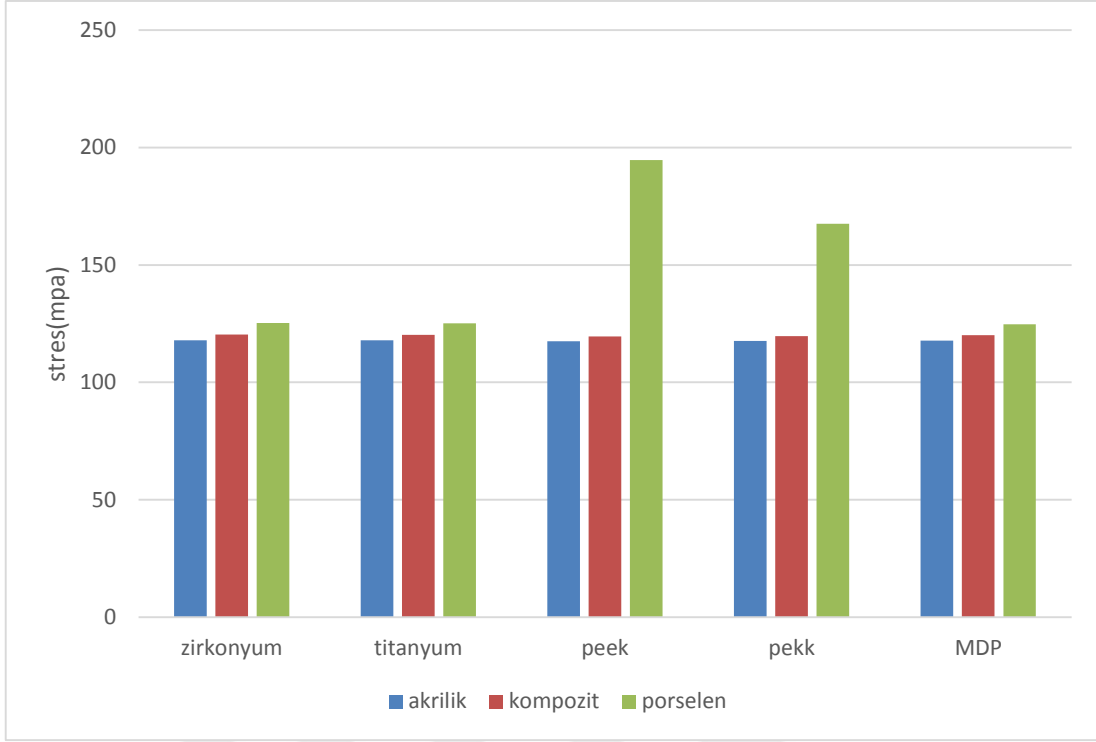
Şekil 296: 15.Model’de oblik yüklemeye alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})

Tablo 15. Dik yüklemede alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{VM})

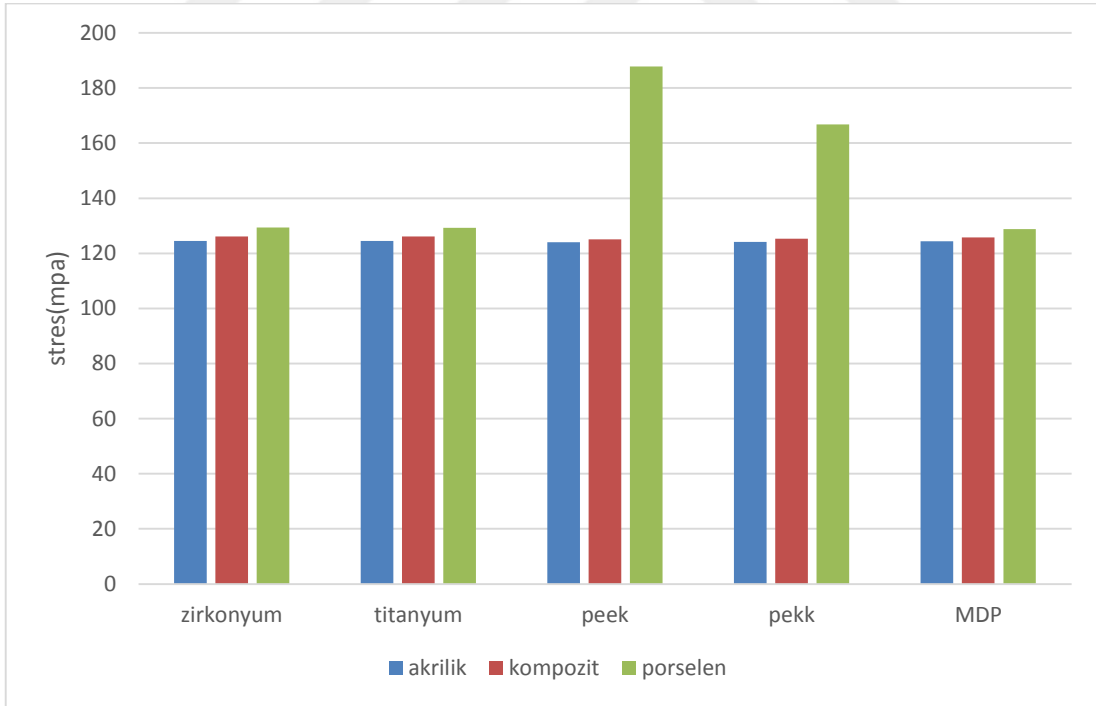
Çalışma Modelleri		Max (MPa)
Akrilik	Zirkonyum	117,868
	Titanyum	117,864
	peek	117,551
	Pekk	117,627
	FRP	117,803
Kompozit	Zirkonyum	120,312
	Titanyum	120,287
	Peek	119,595
	Pekk	119,71
	FRP	120,057
Porselen	Zirkonyum	125,3
	Titanyum	125,19
	Peek	194,62
	Pekk	167,574
	FRP	124,719

Tablo 16. Dik yüklemede alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})

Çalışma Modelleri		Max (MPa)
Akrilik	Zirkonyum	124,458
	Titanyum	124,457
	peek	124,025
	Pekk	124,141
	FRP	124,398
Kompozit	Zirkonyum	126,173
	Titanyum	126,148
	Peek	125,073
	Pekk	125,252
	FRP	125,814
Porselen	Zirkonyum	129,417
	Titanyum	129,255
	Peek	187,787
	Pekk	166,731
	FRP	128,754



Şekil 297: Dik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})



Şekil 298: Dik yüklemde alt yapılar üzerinde görülen Von Mises bulguları (σ_{vM})

5.TARTIŞMA

Dişsiz ve rezorbe üst çenede dört implant üzeri tedavi konseptine(All-on-4) göre yerleştirilmiş implantlar üzerinde kullanılacak farklı alt yapı ve üst yapı materyallerinin implant, çevre doku ve alt yapılar üzerinde oluşacak stresi etkilediğini gösteren bu çalışmanın sonucunda, çalışmamızın hipotezi kabul edilmiştir.

Dental implantlar kısmi ve tam dişsizlik durumlarının rehabilitasyonunda uzun yıllardan beri gittikçe artan oranda ve yüksek başarı ile kullanılan bir tedavi yöntemidir (Gulses ve ark., 2014). Tam dişsiz arkların rehabilitasyonunda, implant destekli sabit protezler ile implant destekli overdenture protez tedavisi karşılaştırıldığında implant destekli sabit protezlerde çiğneme fonksiyonunda ve ısırma kuvvetinde artan oranda iyileşme sağladığı, ayrıca hastanın özgüvenini arttırdığı belirtilmektedir (Bellini ve ark., 2009b).

Tam dişsizlik durumlarının rehabilitasyonunda düşük kemik hacmi, zayıf kemik kalitesi, kemik greftleme ihtiyacı ve alveolar kemiğin anatomik sınırlamaları (maxillar sinüs, mental foramen ve mandibular sinir) gibi problemler bu çenelerde implant tedavisini zorlaştırmaktadır. Bu gibi problemlerin üstesinden gelebilmek için, Maló ve arkadaşları tarafından dört implant üzeri tedavi (All-on-four) tekniği geliştirilmiştir (Maló ve ark., 2005; Maló ve ark., 2003). All-on-four tedavi tekniği, alt çene ve üst çenede 2 anterior ve 2 posterior toplam 4 implant ile desteklenen tam ark sabit bir protezden oluşan bir tedavi konseptidir. Anterior implantlar mandibula ve maksillada lateral kesici bölgesine dik olarak, posterior implantlar mandibulada mental foramenin hemen önüne, maksillada ise maksiler sinüsün anterior duvarına paralel olarak distale 30-45° eğimli yerleştirilirler (Babbush ve ark., 2011; Malo ve ark., 2011). Bu yöntem ile birlikte önemli anatomik yapıların korunması kolaylaşır ve geç yükleme yapılan implant sistemlerinin bekleme süresi ortadan kalkar (Crespi ve ark., 2012; Galindo ve Butura, 2012).

Çalışmalarda, bu teknik kullanılarak yapılan sabit tam ark protez ile desteklenen implantların yüksek başarı oranına sahip olduğu (kümülatif başarı oranı %92.2 - %100) rapor edilmiştir (Agliardi ve ark., 2010; Browaeys ve ark., 2015; Malo ve ark., 2007; Maló ve ark., 2006; Menini ve ark., 2012).

Çiğneme kuvvetleri sonucu oluşan stresler, implant ve üst yapılarının uzun dönem başarısını etkilemektedir. Bundan dolayı çiğneme kuvvetlerini kompanse edebilen, implant ve komşu kemiğe dengeli yük dağılımı yapabilecek protezler, tedavinin başarısı için çok önemlidir (De Vree ve ark., 1983; Farah ve ark., 1973). Çiğneme kuvvetleri, cinsiyet, yaş, dişsizlik durumu ve ağız içerisinde dental ark üzerindeki farklı bölgelere göre değişiklik gösterebilmektedir (Linderholm ve Wennström, 1970). En büyük ısırma kuvveti 443 N olarak ölçülmüştür (Gibbs ve ark., 1986). Çiğneme kuvveti yaşla birlikte değişmektedir. Özellikle kadınlarda yaş arttıkça çiğneme kuvvetinde azalma görülmektedir (Helkimo ve ark., 1977). Tamamı dişsiz ve total protez kullanan hastaların çiğneme kuvveti, doğal dişli hastaların çiğneme kuvvetlerine göre 5-6 kat daha azdır. İmplant destekli sabit protez kullanan hastaların çiğneme kaslarının oluşturdukları kuvvet ise doğal dişlerinkine yakındır. Normal ve implant ile restore edilen dişlere sahip hastalarda çiğnemenin genel özelliklerinin yaklaşık olarak aynı olduğu düşünülmektedir (Branemark, 1985). Yapılan çalışmalarda, doğal diş dentasyonu ve parsiyel diş eksikliklerinin implant destekli sabit protezleri ile tedavisinde çiğneme fonksiyonlarının birbirine benzer özellikte olduğunu bulmuşlardır (Stegaroiu ve ark., 1998). Sernet ve ark. implant tedavisi tamamlanmış parsiyel dişsiz hastalarda okluzal yük ilişkisini incelemiştir. Okluzal yüklerin ikinci küçük azı ve büyük azı dişlerinde sırasıyla 210-400 N ve 130-395 N değerleri arasında olduğunu tespit etmişlerdir (Mericske-Stern ve ark., 1995).

Çalışmamızda hazırlanan modellere hem vertikal hem de oblik kuvvet uygulanmıştır. Çünkü dişler ağızda farklı yönden gelen birçok kuvvete maruz kalmaktadır. Bu nedenle çiğneme fonksiyonu için temel kabul edilen vertikal ve oblik kuvvet uygulamanının All-on-four tekniğine göre yerleştirilmiş implantlar üzerinde kullanılacak materyal seçiminin implant, implant çevresi kemik ve alt yapı üzerinde oluşacak stres üzerine etkileri değerlendirilmiştir.

All on Four sistemiyle yerleştirilmiş implantlar ile ilgili stres değerlerini karşılaştıran biyomekaniksel çalışmalar literatürde çok sayıda bulunmaktadır (Baggi ve ark., 2013; Bellini ve ark., 2009a; Bevilacqua ve ark., 2011; Bevilacqua ve ark., 2008; Bonnet ve ark., 2009; Carneiro ve ark., 2014; Correa ve ark., 2012; Favot ve ark., 2014; Hussein ve Rabie, 2015; Naini ve ark., 2011; Özdemir Doğan ve ark., 2014; Sannino, 2015; Takahashi ve ark., 2010).Yapılan çalışmaların çoğunda az sayıda materyal

karşılaştırılmaktadır. Sonlu elemanlar stres analizlerinde ortaya çıkan stres değerleri her çalışmada farklılık gösterebileceği için farklı çalışmaların stres değerlerini birbiriyle karşılaştırmak oldukça güçtür, aynı çalışma içerisinde birbiriyle karşılaştırma yapılmaya daha uygundur. Çalışmamızda çok sayıda protez kombinasyonlarını kullanılarak birbiriyle karşılaştırma yapıldı. Çalışmamızda Zr, Ti gibi uzun zamandan beri kullanılan materyallerin yanında PEEK, PEKK ve fiberle güçlendirilmiş hibrit materyal(FRP) gibi kullanımı gittikçe artan materyaller kullanılarak beş ayrı alt yapı materyali ile üç ayrı üst yapı materyali seçilerek güncel olarak kullanılan alt yapı ve üst yapı seçenekleri detaylı bir şekilde birbirleriyle karşılaştırılmıştır. Bu çalışma ile All on Four implant sistemi üzerine yapılan protetik restorasyonlardaki materyal seçiminin; kemikte, implantta ve protezde oluşturduğu stresler üzerine etkili olup olmadığının incelenmesi amaçlanmıştır.

Bu tez çalışmasında, All-on-four tekniği kullanılarak tam dişsiz üst çenede anterior bölgeye dik 2 adet ve posterior bölgeye 30 ° distale eğimli 2 adet yerleştirilen implantlar üzerine farklı alt ve üst yapı materyalleri kullanılarak tasarlanan sabit protezin implant, implant çevresi kemik ve protezde oluşturduğu stresler, üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirildi.

Çiğneme sırasında, dental implantların çevresindeki kemikte oluşan aşırı stresler kemik rezorpsiyonuna sebep olabilir. Bu nedenle implantlar çevresindeki kemikte meydana gelen streslerin nerede yoğunlaştığını belirlemek önemlidir. Kemikteki stres ve gerininim dağılımlarının klinik olarak değerlendirilmesi oldukça zordur (Baggi ve ark., 2013; Begg ve ark., 2009). Bu nedenle; implant çevresindeki alandaki stres ve gerinimi sayısal olarak değerlendirmek, tedavinin devamlılığı ve etkinliğini artırarak yük transferi ve aşırı yükleme riskini etkileyen tasarım parametrelerinin kontrolünü kolaylaştırabilmektedir. Son dönemlerde, sonlu elemanlar stres analizi biyomekanik faktörlerin etkisini değerlendirmek ve birçok klinik tedaviyi geliştirmek için protetik diş hekimliğinde başarılı bir şekilde kullanılmaktadır (Van Staden ve ark., 2006).

İmplant-kemik-protez sistemlerinin geometrik karmaşıklığı sebebiyle, sonlu elemanlar stres analizi bu sistemlerdeki stres dağılımı analizi ve klinik performanslarını değerlendirmek için uygun bir yöntemdir (Barão ve ark., 2013). Bu nedenle, çalışmada

implant, implant çevresi kemik, alt yapılarda ve üst yapılarda oluşan stresler, sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir.

İki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yönteminin uygulanması kolay, hızlı ve düşük maliyetlidir ancak özellikle karmaşık geometriye sahip yapıların analizinde çok doğru sonuçlar vermeyebilir. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile tüm eksenlerdeki kuvvetler değerlendirilebileceği için gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebilmektedir (Barão ve ark., 2013; Chang ve ark., 2010; Dias ve ark., 2012; Geng ve ark., 2001; Pesqueira ve ark., 2014; Ramoğlu ve Ozan, 2014; Taşkınsel ve Gümüş). Bu nedenle, çalışmada üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanıldı.

Yapılan çalışmalarda, sonlu elemanlar stres analizlerinde daha başarılı sonuçlar elde edilebilmesi için anatomik yapının ideal olarak modellenmesi gerektiği sonucuna varılmıştır. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin başarılı olmasını sağlayan ve güvenilirliğini etkileyen önemli bir faktör ise eleman ve düğüm noktası sayısıdır. Eleman ve düğüm sayısının artması, modellerin daha ayrıntılı olarak incelenmesini sağlar. Böylece sayı arttıkça sonuçların doğruluğu da artar, sayı azaldıkça daha genel bir sonuç elde edilir. Bu nedenle, eleman ve düğüm sayısının en az 30.000-200.000 arasında olması gerektiği vurgulanmıştır (Caglar ve ark., 2006; Teixeira ve ark., 1998). Bununla beraber, eleman ve düğüm sayısının artması sonlu elemanlar stres analizi işleminin uzamasına sebep olmaktadır (DeTolla ve ark., 2000). Çalışmadaki modellerde ortalama 198.788 düğüm ve 810.130 eleman kullanılmıştır. Bu çalışmada kullanılan düğüm ve eleman sayısı yönünden diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında sayıca fazla olduğu görülmektedir

Naini ve arkadaşları , All-on-four tekniğinin 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile stres-gerinim dağılımını değerlendirdikleri çalışmada her iki kemikte (trabeküler ve kortikal) izotropik materyal özelliklerini kullanmışlardır (Naini ve ark., 2011). Birçok araştırmacı da problemin çözümünü kolaylaştırmak için her iki kemik tipinde de izotropik materyal özellikleri kullanmayı tercih etmiştir Dental çalışmalardaki sonlu elemanlar analizinin çoğunluğunda materyaller izotropik, homojen ve linear elastik olarak kabul edilmektedir (Barão ve ark., 2013; Geng ve ark., 2001).

Çene kemiklerinin karmaşık bir yapıya sahip olmasından dolayı bu yapının sonlu elemanlar analizi ile yüksek doğrulukta modeller hazırlanması oldukça zordur. Bu

nedenle, belirli sadeleştirmeler gereklidir. Sonlu elemanlar analiz çalışmalarının çoğunda, kemik- implant teması çoğunlukla %100 olarak kabul edilir, ancak, klinik olarak kemik- implant teması %30 ile %70 arasında değişmektedir (Geng ve ark., 2001). Bu nedenle, sonuçları yorumlarken sonlu elemanlar stres analizinin kendine ait sınırlamaları göz önünde bulundurulmalıdır. Ancak çalışmamızda standartizasyon sağlamak amacıyla, literatürde daha önceki çalışmalar referans alınarak tüm yapılar homojen, izotropik, linear elastik ve kemik-implant teması %100 olarak kabul edilmiştir (Bacchi ve ark., 2013; Seker ve ark., 2013).

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

Zampelis ve arkadaşları, vidaların modellenmesinin gerekli olmadığını, implant çevresindeki kemikteki stresi araştırmak için yapılan çalışmalarda, protetik komponentlerdeki stres dağılımlarını analiz etmek için ayrıntılı bir üst yapı modelinin gerekli olduğunu göstermişlerdir (Zampelis ve ark., 2007). Bu tez çalışmasında üst yapı ayrıntılı şekilde tasarlandı, bağlantı vidaları da abutmentlere birleşik kabul edilip vida-abutment birlikte modellenmiştir.

Osseoentegre implantlar üzerine gelen oklüzal yüklerin implant destekli restorasyonların uzun dönem başarısında önemli bir faktör olduğu bilinmektedir (Nemli ve ark., 2013). Holmgren ve arkadaşları, daha gerçekçi ısırma yönü ve ısırma kuvvetlerin kortikal kemikte yüksek lokalize streslere sebep olacağı için, oblik yükleri kullanmayı önermişlerdir. Birçok çalışma oblik kuvvetlerin oklüzal yükleri daha iyi yansıttığını göstermektedir (Holmgren ve ark., 1998; Nemli ve ark., 2013; Özdemir Doğan ve ark., 2014). Çalışmamızda hem dik hem oblik yükleme yapılmıştır. Oblik yüklerin max stresleri daha iyi ortaya çıkardığı görülmüştür.

Naini ve arkadaşlarının, 3 boyutlu sonlu elemanlar analiz çalışmasında, All-on-four tekniğine göre oluşturulmuş modelde birinci molar bölgesine 100 N, toplam 300 N kuvvet uygulamıştır (Naini ve ark., 2011). Doğan ve arkadaşları, All-on-four tekniğinde, kuvvetlerin implantlardaki ve implantları çevreleyen kemik dokudaki etkisini değerlendirdikleri sonlu elemanlar analizinde, premolarların ve birinci moların

bukkal tüberküllerine oklüzal plandan linguale doğru 75°'lik açı ile 100 N, toplam 300 N kuvvet uygulamıştır (Özdemir Doğan ve ark., 2014). Yapılan birçok çalışmada, ortalama posterior ısırma kuvveti değerini taklit etmek için implantların uzun aksına 30° eğimle bukkolingual yönde 100 N oblik yük uygulanmıştır (Barão ve ark., 2013; Ferreira ve ark., 2014a; Ferreira ve ark., 2014b).

Kim ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada, All-on-four tekniğine göre yerleştirilmiş 2 distal implantın eğiminin stres dağılımına etkisini fotoelastik olarak incelemiştir. Diğer çalışmalarla benzer şekilde 30° eğimli yerleştirilmiş implant kullanımının posterior implantın distal krestal kemiğindeki maksimum stresleri aksiyal yerleştirilmiş implantlara göre yaklaşık %17 azalttığını bulmuştur (Kim ve ark., 2011). Bevilacqua ve arkadaşlarının, yaptıkları çalışmalarda, eğimli yerleştirilmiş distal implant kullanımının daha uygun yük dağılımını sağladığı belirtilmiştir. Sabit protezlerde distal implantın 30°'lik eğimi uzun kantilevera sahip vertikal implant destekli sabit protezlerle karşılaştırıldığında, kortikal kemikte %52, trabeküler kemikte %47,6 stres miktarını azalttığını bildirmişlerdir (Bevilacqua ve ark., 2011; Bevilacqua ve ark., 2008). Bu çalışmada posterior implantlar 30° distale eğimli olarak yerleştirildi. Tüm modellerde basma streslerinin posterior implantın servikal bölgesinde yoğunlaştığı izlendi. Bu sonuçlar yukarıda bahsedilen çalışmalarla benzerlik göstermektedir.

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

Yapılan bir çalışmada yükleme alanının implanta olan mesafesinin, implantlarda oluşacak Von Mises stresleri üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir (Almeida ve ark., 2015). Bu çalışmaya göre yükleme alanına yakın yerleştirilen implantlarda daha yüksek Von Mises stresi oluşmaktadır. Çalışmamızda oklüzal kuvvetler posterior bölge hizasında verilmiştir. Elde edilen bulgulara göre posterior implantlarda oluşan Von Mises stresleri anterior implantlarda oluşan streslerden daha yüksek görülmüş olup bu çalışma ile uyumludur.

Sertgöz'ün yaptığı çalışmada sonlu elemanlar analizinde farklı veneer (rezin, rezin kompozit ve porselen) ve alt yapı materyallerinin (altın, gümüş-paladyum, krom-kobalt ve titanyum alaşımı) implant destekli tam ark sabit protezlerdeki stres dağılımı üzerine etkisini değerlendirmiştir. Kobalt-krom alt yapı ve porselen veneer materyali kombinasyonunun stres dağılımını en uygun hale getirdiğini sonucuna varılmıştır (Sertgöz, 1997). Assunção ve arkadaşlarının, çalışmasında bu bulguları desteklemektedir. Yüksek elastiklik modülüne sahip materyallerin biyomekanik açıdan implant destekli protezlerin alt ve üst yapıları için daha uygun olduklarını belirtmiştir (Assunção ve ark., 2010). Çalışmamızda materyallerdeki elastik modülü arttıkça oluşan stresin protezin diğer bölgelerine dağılımı daha ideal olmaktadır. Elastik modülü düşük materyal kullanımında kuvvet uygulanan bölgede aşırı bir stres oluşmakta, stresin dağılımı ideal bir şekilde gerçekleştirilememiş olup bu çalışma ile uyumludur.

Jacques ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, düşük elastiklik modülüne sahip bir materyalin düşük bükülme dayanıklılığı gösterdiğini, rijit alaşımlardan yapılan üst yapıların daha düşük deformasyona uğradığını ve böylece vida ve diğer protetik komponentlere aşırı yükleme yapmadığı sonucuna varılmıştır (Jacques ve ark., 2009). Ferreira ve arkadaşları, yaptıkları çalışma da bu bulguları desteklemektedir. Akrilik rezin yapay dişler, porselen yapay dişlerle karşılaştırılığında alt yapılardaki stres değerlerini %50 arttırdığını belirtmişlerdir. Bu nedenle, özellikle uzun kantilevera sahip protezlerde uygun stres dağılımına katkı sağlamak ve implant destekli tam ark protezin rijiditesini arttırmak için akrilik diş yerine porselen yapay dişleri kullanmanın daha iyi olacağını belirtmişlerdir (Ferreira ve ark., 2014a). Çalışmamızda da bu çalışmalarla paralel en büyük stres değeri akrilik rezin yapay dişlerde, en düşük stres değeri ise porselen yapay dişlerde görülmüştür.

Kemik gibi kırılğan materyaller için Principle Stress (Maksimum Principle Stress, Minimum Principle Stress) değerleri önemlidir. Çünkü Maksimum Principle Stress değeri kemiğin en yüksek gerilme dayanımına (kortikal kemik için 100 MPa) eşit veya ondan daha büyük değerde olduğunda veya Minimum Principle Stress değeri en yüksek sıkışma dayanımına (kortikal kemik için 173 MPa) eşit veya ondan büyük değerde olduğunda başarısızlık oluşur (Akça ve İplikçioğlu, 2001). En yüksek çekme ve basma stres değerleri, servikal bölge etrafındaki kortikal kemiklerde oluşur ve kortikal kemiğin en yüksek çekme ve basma dayanımı sırasıyla 100 ve 173 MPa'dır (Baggi ve

ark., 2013). Çalışmamızda kullanılan tüm modeller arasından kortikal kemikte oluşan streslere bakıldığında; maksimum çekme ve basma stresleri sırasıyla 11,798368 MPa ve -32,126564 MPa olup kemikte kırılma olasılığı beklenmemektedir

Von Mises stresleri, yük transferi ve dağılma mekanizmalarını karakterize etmek için evrensel bir stres göstergesi olarak kullanılmaktadır. Von mises stres değerleri, metalik implantlar gibi çekilebilir materyallerdeki deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanmaktadır. Von Mises stres değerleri, implant materyalinin akma (yield) noktasını aştığı zaman kırık riski oluşabilir. Titanyum implantta meydana gelen stresler, titanyumun en üst dayanıklılık değeri olan 550 MPa'ı geçtiğinde kırık riski oluşabilir (Elias ve ark., 2008). Çalışmamızda implantta oluşan Von Mises streslerinin maksimum değerleri üç modelde bu değeri aşmıştır. PEEK-Akrilik rezin(551,631913), PEKK-Akrilik rezin(566,580789), FRP-Akrilik rezin(566,821551). Alt yapıda oluşan maximum Von Mises 187,787 MPa ve implant-abutment birleşim yerinde 298,588 MPa olup yapılarda herhangi bir deformasyon beklenmemektedir.

Hussein ve Rabie'nin 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanarak yaptığı çalışmasında, All-on-four tekniğine göre yerleştirilmiş implantlar üzerine yapılan zirkonya protetik materyalinin von mises, basma ve çekme streslerinin kortikal kemiğe trabeküler kemikten daha fazla aktarıldığını belirtmiştir (Hussein ve Rabie, 2015). Literatürde yapılmış birçok çalışmada implant etrafındaki kemikte meydana gelen stres miktarları değerlendirilmiş ve yapılan çalışmalar sonucunda en fazla stresin implantın boyun bölgesinde, kortikal tabakayla implantın temasta olan bölgesinde görüldüğü tespit edilmiştir (Eraslan ve ark., 2005; Guan ve ark., 2009). Rubo ve ark. yaptıkları çalışmada implant destekli bir protezde bulunan birçok klinik varyasyonu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelemiş ve streslerin en çok kuvvetin uygulandığı bölgeye en yakın implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte yoğunlaştığını bildirmişlerdir (Guan ve ark., 2009; Rubo ve Capello Souza, 2008). Çalışmamızda da implantlar üzerinde oluşan Von Mises stresleri yapılan çalışmalarla benzer olarak, implantın boyun bölgesinde maksimum değerlerde çıkmıştır.

Streslerin implantın boyun bölgesinde oluşması, implant ve kemiğin rijit bağlantısından kaynaklanmaktadır. Kortikal kemiğin elastik modulünün trabeküler kemikten yüksek olması ve implantın zayıf olduğu boyun bölgesini çevriliyor olması;

kortikal kemikte trabeküler kemikten daha fazla stres oluşmasına ve maruz kalınan kuvvetlere karşı daha dirençli olmasına neden olmaktadır (Duyck ve ark., 2001). Çalışmamızda kortikal kemikte oluşan maksimum çekme ve basma stresleri 11,798368 MPa ve -32,126564 MPa iken; trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme ve basma stresleri 2,358218 MPa ve -3,911221 MPa'dır. Sonuç olarak hem anterior implant çevresi hem de posterior implant çevresi kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stresleri, trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma streslerine oranla daha yüksek çıkmıştır. Kortikal kemikte oluşan çekme ve basma streslerinin, trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma streslerinden daha yüksek olduğunu gösteren çalışmalar literatür de mevcut olup (Duyck ve ark., 2001) çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

İmplanta etki eden kuvvet protez vasıtasıyla implanta, oradan kemik-implant ara yüzüne ve destekleyici kemiğe iletilir. Fonksiyon gören bir implantın yükü çevre dokulara iletmesi önemli bir özelliktir ve bu durum implant başarısında önemli bir rol oynar. İmplantın uzun aksı boyunca etki eden kuvvetler daha eşit stres dağılımı gösterirler. Uzun aksa eğimli gelen kuvvetler ise kemik-implant ara yüzünün bazı bölgelerinde stresin var olandan daha çok artmasına neden olurlar. Böylece implantta eğilme meydana gelebilir. Özellikle uzun implantlarda eğilmeye karşı direnç fazladır (Glantz ve Nilner, 1998). Çalışmamızda modeller üzerine uygulanan kuvvetler karşılaştırıldığında oblik kuvvetlerin kemikte implantta, abutmentte ve alt yapı üzerinde, vertikal kuvvetlerden daha çok stres oluşturduğu gözlemlendi. Kuvvet dağılımının oblik kuvvetler altında eşit dağılamaması ve kuvvetin implantın uzun aksına açılı olarak gelmesi stresin artmasının nedenidir. Bu sonuç, literatür de oblik kuvvetlerin implantlar üzerinde istenmeyen makaslama ve devrilme kuvvetleri yarattığını savunan diğer çalışmalarla benzerlik göstermektedir (Çankaya, 2005; Steigenga ve ark., 2004).

Protetik alt yapının implant çevresindeki kemikte ve implant yapısında oluşan stres üzerinde önemli olduğunu gösteren çalışmalar literatür de mevcuttur (Bacchi ve ark., 2013; Bidez ve Misch, 1992). Protez alt yapısında kullanılan materyalin sertliği arttıkça, alt yapı ve abutmentte oluşan stresin orantılı bir şekilde artacağı ve implant çevresinde kemikte oluşan stresin ise materyalin sertliğiyle orantılı bir şekilde azalacağı bildirilmiştir (Bacchi ve ark., 2013). İmplant destekli hibrit protezlerin yapımında farklı alt yapı materyalleri kullanılmaktadır ve alt yapıda kullanılan materyalin rijitidesi, implantta ve çevresinde oluşan stresi etkilemektedir.

Zirkonyum son yıllarda diş hekimliğinde oldukça popüler bir hale gelmiştir. ZrO₂ kristali tane çapının küçük olması, dayanıklılık ve sertliğinin fazla olması, yüksek kırılma direnci göstermesi ve elastikiyet modülünün az olmasıyla birlikte estetik sonuçları arttırması gibi özelliklere sahip olmasından dolayı metal alt yapılara alternatif olarak kullanılmaktadır (Bacchi ve ark., 2013).

Titanyum ve alaşımlarının, diş hekimliğinde dental implantların, hareketli ve sabit protezlerin yapımında yaygın olarak kullanılmasında mükemmel bir biyolojik uyuma ve korozyon direncine sahip olmaları, düşük elastiklik değerleri ve yüksek direnç gibi özelliklere sahip olması çalışmalarda sıklıkla tercih edilmesinin nedenlerindedir (Uzun ve Bayındır, 2010).

PEEK, termoplastik kompozit bir polimer olup üstün mekanik ve kimyasal özelliklere sahiptir ve üstün biyouyumluluğu, ideal mekanik özelliklerinden dolayı dental restorasyonlarda ve CAD-CAM ile alt yapıların üretiminde ideal bir materyal olarak diş hekimliğinde son zamanlarda kullanımı yaygınlaşmaktadır. PEEK'in hafif ve korozyon miktarının düşük olması ve kemiğe benzer elastik modülüne sahip olması metal alaşımlarına göre avantajdır (Neumann ve ark., 2014). Metal ve zirkonyum gibi materyallerin elastikiyeti az olduğu için oluşan aşırı stresler protez kırıklarına, TME problemlerine, implant ve diş çevresindeki destek dokularda hasara neden olabilmektedir. Ayrıca PEEK; biyouyumluluğu, alerjen olmaması, korozyon direnci ve mekanik özelliklerinden ötürü titanyum, Cr-Co gibi metalik materyallerin yerine diş ve implant destekli sabit protezlerde kullanılabilir. PEEK; insan kemiğine yakın elastik ve şok emici özellikte olup kırılma eğilimi yoktur. Biyolojik materyeller ile benzer özelliklere sahiptir. Zirkonyumdan dört kat daha hafif özelliktedir. Çürüme ve korozyona uğrama özelliği yoktur. Fiberle güçlendirilmiş hibrit materyali (FRP) ise; metal içermeyen bir alt yapı materyalidir. Zirkonyum ve titanyuma göre çok hafiftir. Biyouyumludur alerjenlik göstermez.

Literatürde yapılan incelemede standart implant destekli sabit hibrit protezlerde farklı alt yapı materyallerinin stres oluşumu üzerinde etkilerinin karşılaştırıldığı çalışmalar mevcuttur. Lee ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Zr, Ti ve PEEK alt yapıların implant, implant çevresindeki kemik ve alt yapıda oluşan stresleri incelemişlerdir. İmplant çevresinde oluşan çekme ve basma stresleri büyükten küçüğe

doğru sırasıyla PEEK, Ti ve Zr şeklinde çıkmıştır. İmplant yapısında oluşan Von Mises stresleri de kemikte oluşan stresle benzerlik gstermiş ve en yksek PEEK alt yapısında, en dűřk Zr alt yapısında stres oluştuğu gzlendi. Alt yapının kendi yapısında oluşan Von Mises stresleri ise kemik ve implantta oluşan stres ile tam tersi ynde sonuğ vermiştir ve en yksek stres Zr alt yapısında, en dűřk stres PEEK alt yapısında oluşmuştur. Çalışmada, PEEK gibi dűřk elastik modlne sahip alt yapı materyallerinin kendi içinde çok dűřk stres oluşturmasına rağmen, implantta ve çevresindeki dokularda oldukça yksek stres oluşturduğunu ve bu nedenle uzun dnm başarisının dűřk olduğu bildirilmiştir (Lee ve ark., 2017). Çalışmamızda da alt yapıların kortikal kemikte yaptığı çekme ve basma stresleri brykten kűe doğru sırasıyla; PEEK, PEKK, FRP, Ti ve Zr ve alt yapıların kendisinde grolen Von Mises ise, Zr, Ti, FRP, PEKK ve PEEK şeklinde olup bu çalışma ile uyumludur.

Bacchi ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, alt yapı materyalleri olarak altın, gmműş-paladyum, titanyum, zirkonyum ve krom-kobalt kullanmışlar ve alt yapıda, kemikte, implant vidasında oluşan stresi sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada protez alt yapısında kullanılan materyalin sertliği arttıkça, alt yapı ve vidada oluşan stresin orantılı bir şekilde artacağı, implant çevresinde kemikte oluşan stresin ise materyalin sertliğiyle orantılı bir şekilde azalacağı sonucu bulunmuştur (Bacchi ve ark., 2013). Bizim alışmamızda da alt yapıda kullanılan materyalin sertliği arttıkça kortikal kemikte stres azalmıştır ve stres brykten kűe doğru PEEK, PEKK, FRP, Ti ve Zr şeklinde sıralanmıştır. Aynı şekilde alt yapı materyalinin sertliği arttıkça kendi yapısında oluşan stres çalışmamızda da artmış ve oluşan stres brykten kűe doğru Zr, Ti, FRP, PEKK ve PEEK şeklinde sıralanmış olup bu çalışma ile benzerlik gstermektedir.

Alt yapı materyallerinin sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirildiği bir çalışmada, All-on-4 ve All-on-6 konseptleri izerine Cr-Co, Zr ve Ti materyalleri kullanılmıştır. Bu çalışmada sonuç olarak, alt yapı olarak kullanılan materyalin elastisite modlű arttıkça, kemiğe ve implanta iletilen streslerin azaldığı ve alt yapı olarak kullanılan materyalin elastisite modlű arttıkça, alt yapının kendi içinde oluşan streslerin arttığı ortaya çıkmıştır ve kortikal kemik, implant, abutment, abutment vidası izerinde oluşan stresin ve protezin yer değiştirme miktarının azalmasına sebep olmuştur. All-on-4 tedavi konseptinde kullanılan Ti alt yapı en çok stresin oluştuğu grup

olmuştur (Bhering ve ark., 2016). Kullanılan alt yapı materyallerinin sertliğindeki farklılıkların stres üzerinde oluşturduğu etki bizim çalışmamızla aynı doğrultuda olup çalışmamızı desteklemektedir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tez çalışmasının limitasyonları dâhilinde elde edilen sonuçlar ve öneriler aşağıdaki gibi özetlenebilir:

1- Farklı alt yapı materyalleri ve üst yapı materyali kullanımının stresler üzerinde etkisi vardır.

2- Alt yapı olarak kullanılan materyalin elastisite modülü arttıkça, kemiğe ve implanta iletilen stresler azalmaktadır. Alt yapı olarak kullanılan materyalin elastisite modülü arttıkça, alt yapının kendi içinde oluşan stresler artmaktadır.

3- Tüm modellerde kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında meydana gelen çekme ve basma stresleri, trabeküler kemikte meydana gelen çekme ve basma streslerinden yüksektir.

4- İmplantlar üzerinde oluşan Von Mises stresleri, implantın boyun bölgesinde maksimum değerlerde çıkmıştır.

5- Uygulanan oblik kuvvetler tüm modellerde, dikey kuvvetlere oranla kortikal kemikte daha yüksek stres değerleri oluşturmuştur.

6- Yükleme alanına yakın yerleştirilen posterior implantlarda oluşan streslerin anterior implantlarda oluşan streslerden daha yüksek olduğu görülmüştür.

7- İmplantın boyun bölgesinde oluşan stresler incelendiğinde, en düşük stresin Zr alt yapı kullanımında olduğu gözlemlenmiştir.

8- Gruplar farketmeksizin tüm modeller arasından PEEK alt yapısı kullanımı kemik ve implantta en yüksek stres değerlerinin oluşmasına neden olmuştur.

9- Gruplar farketmeksizin tüm modeller arasından akrilik yapay diş kullanımı, protetik alt yapıda en düşük stres değerlerini oluşturmuş olmasına rağmen ,kemik ve implantta en yüksek stres değerlerinin oluşmasına neden olmuştur.

10- Çalışmada PEEK, PEKK ve FRP alt yapılarının, Zr ve Ti alt yapıya göre kemikte ve implantta daha fazla stres oluştururken, alt yapı içerisinde daha az stres iletimi meydana getirdiği izlenmiştir. Bu durum PEEK, PEKK ve FRP alt yapılarının kullanımında protetik yapıda kırılma olmamasına rağmen, uzun dönem takipte kemikte rezorpsiyon ve implantın boyun bölgesinde kırılmalar olmasına sebep olabilir. Ti ve Zr alt yapıları birbirine çok yakın sonuçlar göstermiş olup kortikal kemikte en düşük stresleri oluşturmuştur. Bununla birlikte Zr alt yapısı ise implantın boyun bölgesinde ve trabeküler kemik üzerinde oluşan basma streslerine bakıldığında en düşük stres değerini göstermiştir. Bu nedenle çalışmamızın sonuçlarına göre dört implant üzeri tedavi konseptine göre yapılacak protetik restorasyonlarda PEEK, PEKK ve FRP materyallerinin alt yapı olarak kullanımının uzun dönem başarı için riskli olduğu, Zr ve Ti materyallerinin alt yapı olarak kullanımının daha uygun olduğu düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- Agliardi, E., Clerico, M., Ciancio, P., Massironi, D. Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles, *Quintessence international* 2010; 41 (4).
- Agnini, A., Agnini, A. M., Romeo, D., Chiesi, M., Pariente, L. , Stappert, C. F. Clinical investigation on axial versus tilted implants for immediate fixed rehabilitation of edentulous arches: preliminary results of a single cohort study, *Clin Implant Dent Relat Res* 2014;16 (4), 527-539.
- Akça, K. , İplikçioğlu, H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants, *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16 (5).
- Albrektsson, T., Jansson, T., Lekholm, U. Osseointegrated dental implants, *Dent Clin North Am* 1986; 30 (1), 151-174.
- Almeida, E. O., Rocha, E. P., Júnior, A. C. F., Anchieta, R. B., Poveda, R., Gupta, N., Coelho, P. G. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation, *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17, e332-e342.
- Assunção, W. G., Gomes, E. A., Barao, V. A. R., Delben, J. A., Tabata, L. F., de Sousa, E. A. C. Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: a finite element analysis, *J Craniofac Surg* 2010;21 (3), 689-695.
- Babbush, C. A., Kutsko, G. T., Brokloff, J. The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study, *Int J Oral Implantol* 2011;37 (4), 431-445.
- Bacchi, A., Consani, R. L., Mesquita, M. F., dos Santos, M. B. 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, *Int J Dent Oral Sci* 2013;55 (3), 239-244.

- Baggi, L., Pastore, S., Di Girolamo, M., Vairo, G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach, *J Prosthet Dent* 2013;109 (1), 9-21.
- Barão, V., Delben, J., Lima, J., Cabral, T., Assunção, W. G. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible—a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis, *J Dent Biomech* 2013;46 (7), 1312-1320.
- Begg, T., Geerts, G. A., Gryzagoridis, J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration, *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24 (4).
- Bellini, C. M., Romeo, D., Galbusera, F., Agliardi, E., Pietrabissa, R., Zampelis, A., Francetti, L. A finite element analysis of tilted versus nontilted implant configurations in the edentulous maxilla, *Int J Oral Implantol* 2009a;22 (2).
- Bellini, C. M., Romeo, D., Galbusera, F., Taschieri, S., Raimondi, M. T., Zampelis, A., Francetti, L. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study, *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009b;24 (3).
- Bevilacqua, M., Tealdo, T., Pera, F., Menini, M., Mossolov, A., Drago, C., Pera, P. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths, *J Prosthet Dent* 2008; 21 (6).
- Bevilacqua, M., Tealdo, T., Menini, M., Pera, F., Mossolov, A., Drago, C., Pera, P., 2011, The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures, *J Prosthet Dent* 2008; 105 (1), 5-13.
- Bhardwaj, S., Srivastava, R., Palekar, U. ve Choukse, V., The “All-On-4” Immediate Function Concept: A Review.
- Bhasin, S. S., Perwez, E., Sachdeva, S., Mallick, R. Trends in prosthetic biomaterials in implant dentistry, *J Int Clin Dent Res Organ* 2015;7 (3), 148.

- Bhering, C. L. B., Mesquita, M. F., Kemmoku, D. T., Noritomi, P. Y., Consani, R. L. X., Barão, V. A. R. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study, *Materials Science and Engineering* 2016;C, 69, 715-725.
- Bidez, M. W., Misch, C. E. Issues in bone mechanics related to oral implants, *Implant Dentistry* 1992;1 (4), 289-294.
- Bilgin T. Tam protezlerde kullanılan hazır ölçü kaşıkları için ülkemize uygun standartların araştırılması. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Total Protez Anabilim Dalı, 1989
- Blackburn, M., 1970, *The science, technology and application of titanium*, Pergamon, Oxford 1970;p, 633.
- Bonnet, A., Postaire, M., Lipinski, P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position, *Medical Engineering & Physics* 2009;31 (7), 806-815.
- Borchers, L., Reichart, P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development, *J Dent Res* 1983;62 (2), 155-159.
- Branemark, P.-I. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period, *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl.*1977;16.
- Branemark, P.-I. *Tissue-integrated prostheses*, Quintessence 1985;99-115.
- Browaeyns, H., Dierens, M., Ruyffelaert, C., Matthijs, C., De Bruyn, H., Vandeweghe, S. Ongoing crestal bone loss around implants subjected to computer-guided flapless surgery and immediate loading using the All-on-4® concept, *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17 (5), 831-843.
- Caglar, H., Caglar, N., Elfaituri, K. B-spline interpolation compared with finite difference, finite element and finite volume methods which applied to two-point

- boundary value problems, *Applied Mathematics and computation* 2006;175 (1), 72-79.
- Carlsson, L., Röstlund, T., Albrektsson, B., Albrektsson, T., Brånemark, P.-I. Osseointegration of titanium implants, *Acta Orthop Scand* 1986;57 (4), 285-289.
- Carneiro, B. A., de Brito Jr, R. B., França, F. M. G. Finite element analysis of provisional structures of implant-supported complete prostheses, *Int J Oral Implantol* 2014;40 (2), 161-168.
- Chang, C.-L., Chen, C.-S., Hsu, M.-L. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis, *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25 (2).
- Cho, Y., Raigrodski, A. J. The rehabilitation of an edentulous mandible with a CAD/CAM zirconia framework and heat-pressed lithium disilicate ceramic crowns: a clinical report, *J Prosthet Dent* 2014;111 (6), 443-447.
- Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J., Peille, C. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia, *J Biomed Mater Res* 1989;23 (1), 45-61.
- Correa, S., Ivancik, J., Isaza, J. F., Naranjo, M. Evaluation of the structural behavior of three and four implant-supported fixed prosthetic restorations by finite element analysis, *J Prosthodont Res* 2012;56 (2), 110-119.
- Crespi, R., Vinci, R., Capparé, P., Romanos, G. E., Gherlone, E. A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the "all on four" immediate function protocol, *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27 (2).
- Çankaya, M. Ö. Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli profitez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. İstanbul 2005.
- De Vree, J., Peters, M., Plasschaert, A. A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures, *J Oral Rehabil* 1983;10 (6), 505-517.

- DeTolla, D. H., Andreana, S., Patra, A., Buhite, R., Comella, B. The role of the finite element model in dental implants, *J Oral Implantol* 2000;26 (2), 77-81.
- Dias, E. C. L. d. C., Bisognin, E. D. C., Harari, N. D., Machado, S. J., da Silva, C. P., de Almeida Soares, G. D., Vidigal Jr, G. M. Evaluation of implant-abutment microgap and bacterial leakage in five external-hex implant systems: an in vitro study, *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27 (2).
- Drago, C., Howell, K. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses, *J Prosthodont* 2012;21 (5), 413-424.
- Duyck, J., Naert, I., Rønold, H. J., Ellingsen, J. E., Van Oosterwyck, H., Vander Sloten, J. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study, *Clin Oral Implants* 2001;12 (3), 207-218.
- Elias, C. N., Oshida, Y., Lima, J. H. C., Muller, C. A. Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque, *J Mech Behav Biomed Mater* 2008;1 (3), 234-242.
- Eraslan, O., Sevimay, M., Usumez, A., Eskitascioglu, G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures—a finite element analysis, *J Oral Rehabil* 2005;32 (4), 273-278.
- Farah, J., Craig, R. G., Sikarskie, D. L. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar, *J Biomech* 1973;6 (5), 511-520.
- Favot, L.-M., Berry-Kromer, V., Haboussi, M., Thiebaud, F., Zineb, T. B. Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behaviour of a rehabilitated edentulous mandible, *J Dent* 2014;42 (3), 287-297.
- Ferreira, M. B., Barão, V. A., Delben, J. A., Faverani, L. P., Hipólito, A. C., Assunção, W. G. Non-linear 3D finite element analysis of full-arch implant-supported fixed dentures, *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2014a;38, 306-314.
- Ferreira, M. B., Barão, V. A., Faverani, L. P., Hipolito, A. C., Assuncao, W. G. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA, *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2014b;35, 92-99.

- Francetti, L., Agliardi, E., Testori, T., Romeo, D., Taschieri, S., Fabbro, M. D. Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: interim results of a single cohort prospective study, *Clin Implant Dent Relat Res* 2008;10 (4), 255-263.
- Galindo, D. F., Butura, C. C. Immediately loaded mandibular fixed implant prostheses using the all-on-four protocol: a report of 183 consecutively treated patients with 1 year of function in definitive prostheses, *Int J Oral Max Impl* 2012;27 (3).
- Gaviria, L., Salcido, J. P., Guda, T., Ong, J. L. Current trends in dental implants, *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* 2014;40 (2), 50-60.
- Geng, J.-P., Tan, K. B., Liu, G.-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature, *J Prosthet Dent* 2001;85 (6), 585-598.
- Gibbs, C. H., Mahan, P. E., Mauderli, A., Lundeen, H. C., Walsh, E. K. Limits of human bite strength, *J Prosthet Dent* 1986;56 (2), 226-229.
- Glantz, P. O. J., Nilner, K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions, *Periodontol* 2000 1998;17 (1), 119-124.
- Guan, H., Van Staden, R., Loo, Y.-C., Johnson, N., Ivanovski, S., Meredith, N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study, *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24 (5), 866-876.
- Gulses, A., Gierloff, M., Altug, H. A., Kilic, C., Ayna, M., Sencimen, M., Açil, Y. Assessment of the lateral pterygoid plate fractures during Le Fort I osteotomies regarding the angulation of the osteotome, *Stomatologija* 2014;16 (2), 61-64.
- Han, K.-H., Lee, J.-Y., Shin, S. W., Han, K.-H., Lee, J.-Y., Shin, S. W. Implant-and Tooth-Supported Fixed Prostheses Using a High-Performance Polymer (Pekkton) Framework, *J Prosthet Dent* 2016;29 (5).
- Helkimo, E., Carlsson, G. E., Helkimo, M. Bite force and state of dentition, *Acta Odontol Scand* 1977;35 (6), 297-303.
- Ho, C. C. Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the "All-on-4" immediate function concept, *Australasian Dent Pract* 2012;22, 138-148.

- Holmgren, E. P., Seckinger, R. J., Kilgren, L. M., Mante, F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction, *J Oral Implantol* 1998;24 (2), 80-88.
- Hussein, M. O., Rabie, M. E. Three-dimensional nonlinear contact finite element analysis of mandibular All-on-4 design, *J Oral Implantol* 2015;41 (2), e12-e18.
- Jacques, L. B., Moura, M. S., Suedam, V., Souza, E. A. C., Rubo, J. H. Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported prostheses, *Clin Oral Implan Res* 2009;20 (7), 737-741.
- Kim, K.-S., Kim, Y.-L., Bae, J.-M., Cho, H.-W. Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses, *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26 (5).
- Kuzucu, V., Ceylan, M., Celik, H., Aksoy, I. Microstructure and phase analyses of Stellite 6 plus 6 wt.% Mo alloy, *J Mater Process Technol* 1997;69 (1-3), 257-263.
- Lee, J.-H., Frias, V., Lee, K.-W., Wright, R. F. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review, *J Prosthet Dent* 2005;94 (4), 377-381.
- Lee, K.-S., Shin, S.-W., Lee, S.-P., Kim, J.-E., Kim, J.-H., Lee, J.-Y., Lee, K.-S., Shin, S.-W., Lee, S.-P., Kim, J.-E. Comparative Evaluation of a Four-Implant-Supported Polyetherketoneketone Framework Prosthesis: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on Cone Beam Computed Tomography and Computer-Aided Design, *J Prosthodont* 2017;30 (6).
- Lekholm, U. Patient selection and preparation In: Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T Tissue integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry, Quintessence 1985;199.
- Linderholm, H., Wennström, A. Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build, *Acta Odontol Scand* 1970;28 (5), 679-689.

- Malo, P., de Araujo Nobre, M., Lopes, A. The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months, *J Prosthet Dent* 2007;97 (6), S26-S34.
- Malo, P., de Araújo Nobre, M., Lopes, A., Moss, S. M., Molina, G. J. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up, *J Am Dent Assoc* 2011;142 (3), 310-320.
- Maló, P., Rangert, B. ve Nobre, M. “All-on-Four” immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study, *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5, 2-9.
- Maló, P., Rangert, B., Nobre, M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study, *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7, s88-s94.
- Maló, P., de Araujo Nobre, M., Petersson, U., Wigren, S. A pilot study of complete edentulous rehabilitation with immediate function using a new implant design: case series, *Clin Implant Dent Relat Res* 2006;8 (4), 223-232.
- Meijer, H., Kuiper, J., Starmans, F., Bosman, F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible, *J Prosthet Dent* 1992;68 (1), 96-102.
- Menini, M., Signori, A., Tealdo, T., Bevilacqua, M., Pera, F., Ravera, G., Pera, P. Tilted implants in the immediate loading rehabilitation of the maxilla: a systematic review, *J Dent Res* 2012;91 (9), 821-827.
- Mericske-Stern, R., Assal, P., Mericske, E., Bürgin, W. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants, *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10 (3).
- Misch, C. E. Contemporary implant dentistry, *Implant Dentistry* 1999;8 (1), 90.
- Misch, C. E., Kutay, Ö. Dental implant protezler, Nobel Tıp Kitabevleri 2009.

- Naini, R. B., Nokar, S., Borghei, H., Alikhasi, M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis, *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26 (4).
- Nemli, S. K., Aydın, C., Yılmaz, H., Bal, B. T., Arici, Y. K. Quality of life of patients with implant-retained maxillofacial prostheses: a prospective and retrospective study, *J Prosthet Dent* 2013;109 (1), 44-52.
- Neumann, E. A. F., Villar, C. C., França, F. M. G. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone, *Braz Oral Res* 2014;28 (1), 1-5.
- Özdemir Doğan, D., Polat, N. T., Polat, S., Şeker, E., Gül, E. B. Evaluation of “All-on-Four” Concept and Alternative Designs with 3D Finite Element Analysis Method, *Clin Implant Dent Relat Res* 2014;16 (4), 501-510.
- Park, B., Kim, Y. K. Metallic biomaterials, *Balance* 2003;1, 50.
- Patzelt, S. B., Bahat, O., Reynolds, M. A., Strub, J. R. The all-on-four treatment concept: a systematic review, *Clin Implant Dent Relat Res* 2014;16 (6), 836-855.
- Pesqueira, A. A., Goiato, M. C., Filho, H. G., Monteiro, D. R., Santos, D. M. d., Haddad, M. F., Pellizzer, E. P. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants, *J Oral Implantol* 2014;40 (2), 217-228.
- Pozzi, A., Tallarico, M., Barlattani, A. Monolithic lithium disilicate full-contour crowns bonded on CAD/CAM zirconia complete-arch implant bridges with 3 to 5 years of follow-up, *J Oral Implantol* 2015;41 (4), 450-458.
- Ramoğlu, S., Ozan, O. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi, *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2014;24 (3).
- Rojas-Vizcaya, F. Full zirconia fixed detachable implant-retained restorations manufactured from monolithic zirconia: clinical report after two years in service, *J Prosthodont* 2011;20 (7), 570-576.
- Rubo, J. H., Capello Souza, E. A. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants, *J Oral Implantol* 2008;34 (5), 248-255.

- Sadowsky, S. J. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations, *J Prosthet Dent* 1997;78 (1), 28-33.
- Sannino, G. All-on-4 concept: a 3-dimensional finite element analysis, *J Oral Implantol* 2015;41 (2), 163-171.
- Seker, E., Ulusoy, M., Ozan, O., Dogan, D. Ö., Seker, B. K. Sinüs Lifte Alternatif Implant Destekli Sabit Protetik Planlamaların Destek Dokulardaki Stres Dağılımlarının İncelenmesi, 3 Boyutlu SESA Çalışması/Investigation of Stress Distribution on Supporting Tissues of Treatment Plans an Alternative to Sinus Lifting with Implant Supported Fixed Partial Dentures, 3 Dimensional FEA Study, *T Klin J Dental Sci* 2013;19 (1), 26.
- Sertgöz, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis, *Int J Prosthodont* 1997;10 (1).
- Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M., Eskitascioglu, G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown, *J Prosthet Dent* 2005;93 (3), 227-234.
- Sidambe, A. Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants—A review, *Materials* 2014,7 (12), 8168-8188.
- Skalak, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses, *J Prosthet Dent* 1983;49 (6), 843-848.
- Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, H., Miyakawa, O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis, *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13 (1).
- Steigenga, J., Al-Shammari, K., Misch, C., Nociti Jr, F. H., Wang, H. L. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits, *J Periodontol* 2004,75 (9), 1233-1241.
- Sullivan, R. M. Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective, *J Calif Dent Assoc* 2001;29 (11), 737-745.

- Şahin, S., Cehreli, M. C., Yalçın, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review, *J Dent* 2002;30 (7-8), 271-282.
- Takahashi, T., Shimamura, I., Sakurai, K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept, *J Prosthodont Res* 2010;54 (4), 179-184.
- Taruna, M., Chittaranjan, B., Sudheer, N., Tella, S., Abusaad, M. Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants, *J Clin Diagn Res* 2014;8 (10), ZE16.
- Taşkınsel, E., Gümüş, H., Sonlu Elemanlar Stres Analizi Ve Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı, *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 24 (Supplement 8).
- Teixeira, E., Sato, Y., Akagawa, Y., Shindoi, N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics, *J Oral Rehabil* 1998;25 (4), 299-303.
- Testori, T., Del Fabbro, M., Capelli, M., Zuffetti, F., Francetti, L., Weinstein, R. L. Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study, *Clin Oral Implants Res* 2008;19 (3), 227-232.
- Tunalı, B. Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji, Nobel Tıp Kitabevleri 2000.
- Uzun, G., 2007, Keyf F, İmplantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyon. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2, 43-50.
- Van Staden, R., Guan, H., Loo, Y.-C. Application of the finite element method in dental implant research, *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2006;9 (4), 257-270.
- Weinstein, A. M., Klawitter, J. J., Anand, S. C., Schuessler, R. Stress analysis of porous rooted dental implants, *J Dent Res* 1976;55 (5), 772-777.
- Wismeijer, D., Buser, D., Belser, U. *ITI Treatment Guide, Vol 4: Loading Protocols in Implant Dentistry*, Quintessence Int 2010.

- Yang, J., Xiang, H.-J. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone, *J Biomech* 2007;40 (11), 2377-2385.
- Yavuzylmaz, H., Ulusoy, M., Kedici, P., Kansu, G. Protetik diş tedavisi terimleri szlg, Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara şubesi derneği yayınları, Ankara 2003.
- Zampelis, A., Rangert, B., Heijl, L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis, *J Prosthet Dent* 2007;97 (6), S35-S43.
- Zarb, G. A., Symington, J. M. Osseointegrated dental implants: preliminary report on a replication study, *J Prosthet Dent* 1983,50 (2), 271-276.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Sefa KILIÇ

Doğum Yeri: Çarşamba

Doğum Tarihi: 18.02.1987

Medeni Hali: Evli

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu: Durakbaşı Köyü İlköğretim Okulu 1993-1998 Çarşamba/Samsun
Fatih İlköğretim Okulu 1998-2001 Çarşamba/Samsun
Çarşamba Anadolu Lisesi 2001-2005 Çarşamba/Samsun
OMÜ Diş Hekimliği Fakültesi Lisans Eğitimi 2008-2014
OMÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D Doktora
Eğitimi 2015-
Vezirköprü Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi 2016-

E-posta: sefa.kilic@windowlive.com