



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**ATROFİK DİŞSİZ ÜST ÇENE KEMİĞİNDE, FARKLI
YERLEŞİMLİ ZİGOMATİK İMPLANTLAR ÜZERİNE
UYGULANAN PROTETİK RESTORASYONLAR SONUCU
OLUŞAN STRESİN SONLU ELEMAN STRES ANALİZİ
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Tuğba CAN

Samsun

Ocak-2019



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**ATROFİK DİŞSİZ ÜST ÇENE KEMİĞİNDE, FARKLI
YERLEŞİMLİ ZİGOMATİK İMPLANTLAR ÜZERİNE
UYGULANAN PROTETİK RESTORASYONLAR SONUCU
OLUŞAN STRESİN SONLU ELEMAN STRES ANALİZİ
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Tuğba CAN

**Danışman
Doç. Dr. Murat KURT**

**Samsun
Ocak-2019**

T.C

ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Dt. Tuğba CAN tarafından Doç. Dr. Murat KURT danışmanlığında hazırlanan "Atrofik dişsiz üst çene kemiğinde, farklı yerleşimli zigomatik implantlar üzerine uygulanan protetik restorasyonlar sonucu oluşan stresin sonlu eleman stres analizi ile değerlendirilmesi" başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 11/01/2019 tarihinde yapılan sınav ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

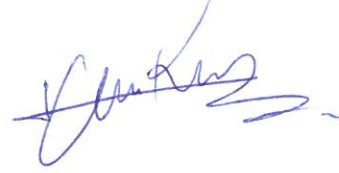
Başkan: Prof. Dr. Duygu SARAÇ
Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi



Üye: Prof. Dr. M. Erhan ÇÖMLEKOĞLU
Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi



Üye: Doç. Dr. Murat KURT
Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi



Bu tez, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalınca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

...../...../2019

Prof.Dr.Selim ARICI
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, yetişmemde emeği ve katkısı çok büyük olan değerli tez hocam ve danışmanım Sayın Doç. Dr. Murat Kurt'a;

Uzmanlık eğitimime başladığım günden bugüne bilgi ve tecrübesiyle bana yol gösteren, güleryüzü ve anlayışıyla her zaman yanımda hissettiğim başta anabilim dalı başkanımız Sayın Prof. Dr. Duygu Saraç olmak üzere Protetik Diş Tedavisi Anabilimdalı'ndaki tüm hocalarıma;

Asistanlığa birlikte başladığım, ilk günden bugüne her zaman destekleri ve güleryüzleri ile yanımda olan, yoğun ve yorucu geçen uzmanlık eğitimimi kolaylaştırmak için her türlü desteği fazlasıyla gösteren, uzmanlık yıllarıma neşe katan çalışmaktan mutluluk duyduğum ve birçok anıyı paylaştığım, sevgili dönem arkadaşlarım Dt. Esmâ Çağlayan ve Dt. Reşat Batuhan Çetiner'e;

Arkadaşlıkları ve destekleri ile her zaman yanımda olan, birlikte zaman geçirmekten mutluluk duyduğum ve arkadaşlıklarından keyif Aldığım Dt. Ezgi Yüceer Çetiner, Dt. Dilara Kazan ve Araş. Gör. Sezai Çağlayan'a;

Birlikte çalışma fırsatı bulduğum arkadaşlıkları ve sevgileri ile her zaman yanımda olan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda ki tüm asistan arkadaşlarıma ve klinik personeline;

Hayatım boyunca maddi manevi desteğini benden hiç esirgemeyen, büyük emeklerle yetiştirip beni bugünlere getiren, bana sonsuz sevgi ve anlayışla yaklaşan, her konuda destek olan ve varlıklarını her zaman yanımda hissettiğim, canım annem ve babam Mahigül Can ve Mürsel Can'a, destekleri ve sevgisi ile hep yanımda olan canım kardeşlerim Sevim Can ve Furkan Can'a;

TEŞEKKÜRLERİMLE...

ÖZET

ATROFİK DİŞSİZ ÜST ÇENE KEMİĞİNDE, FARKLI YERLEŞİMLİ ZİGOMATİK İMPLANTLAR ÜZERİNE UYGULANAN PROTETİK RESTORASYONLAR SONUCU OLUŞAN STRESİN SONLU ELEMAN STRES ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı, iki farklı planlamada yerleştirilen zigomatik implantlar üzerinde kullanılacak farklı alt yapı materyallerinin implant ve çevre dokuda oluşturacağı stresin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirmektir.

Materyal ve Metot: Çalışmamızda aşırı atrofik dişsiz üst çene kemiğine zigomatik implantlar ve zigomatik implantlarla birlikte kullanılan konvansiyonel implantlar iki farklı cerrahi konseptte üç boyutlu olarak modellenmiştir. İmplant yerleştirilmesi; 1. Grupta anteriora 2 konvansiyonel implant, posteriora 2 ekstramaksiller zigoma implantı ve 2. Grupta 4 ekstramaksiller zigoma implantı çift taraflı olacak şekilde iki farklı tasarımda hazırlanmıştır. Protetik restorasyon için; Cr-Co, Zirkonya, Ti ve PEEK alt yapı materyalleri 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.

Bulgular: İmplant yerleşimindeki değişimin, kullanılan alt yapı materyalinin ve farklı yönlerde kuvvet uygulanmasının kemikte, implantta ve alt yapı oluşan streslerde fark yarattığı görüldü. Alt yapı olarak kullanılan materyalin elastisite modülü arttıkça, kemiğe ve implanta iletilen stresler azaldığı, alt yapı olarak kullanılan materyalin elastisite modülü arttıkça, alt yapının kendi içinde oluşan stresler arttığı tespit edildi.

Sonuç: Çalışmamızın sonuçlarına göre zigoma implantları üzerine yapılacak protetik restorasyonlarda; PEEK materyalinin alt yapı olarak kullanımının uzun dönem başarı ve sağ kalım için riskli olduğu, Cr-Co, Zr ve Ti materyallerinin alt yapı olarak kullanımının daha uygun olduğu düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: zigomatik implantlar, sonlu elemanlar stres analizi

Tuğba CAN, Uzmanlık Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi-Samsun, Ocak-2019

ABSTRACT

EVALUATION OF THE STRESS IN THE EDENTULOUS ATROPHIC MAXILLA OF THE PROSTHETIC RESTORATIONS APPLIED ON THE DIFFERENT SETTLED ZYGOMATIC IMPLANTS BY FINITE ELEMENT ANALYSIS.

Aim: The aim of this study is to evaluate the stress that the use of different infrastructure materials to be used on zygomatic implants of the implant and surrounding tissue by using finite element stress analysis method.

Material and Methods: In our study, conventional implants used with zygomatic implants and zygomatic implants to the extremely edentulous maxilla model were modeled in three dimensions in two different surgical concepts. Implant placement; In the first group, 2 conventional implant, 2 extramaxillary zygozoma implants and 2 extramaxillary zygozoma implants in second groups were prepared in two different designs. For prosthetic restoration; Cr-Co, Zirconia, Ti and PEEK substructure materials were used as vertical and oblique force in two directions.

Results: It was seen that the change in the implant placement, the substructure material used and the application of force in different directions made a difference in the bone, the implant and the stresses formed in the substructure. As the modulus of elasticity of the material used as the infrastructure increased, the stresses transmitted to the bone and implant decreased, as the elasticity modulus of the material used as the infrastructure increased, the stresses within the infrastructure increased.

Conclusion: According to the results of our study, in prosthetic restorations on zygozoma implants; The use of PEEK material as a substructure is considered to be risky for long-term success and survival, Cr-Co, Zr and Ti materials are considered to be more suitable for use as infrastructure.

Keywords: zygomatic implants, finite element stress analysis

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

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

ÖZET	II
ABSTRACT	III
SİMGELER VE KISALTMALAR	IV
İÇİNDEKİLER	V
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantlar	3
2.1.1. İmplant Tanımı ve Tarihçesi	3
2.1.2. Dental İmplantların Endikasyonları ve Kontrendikasyonları	4
2.1.3. İmplantların sınıflandırılması.....	5
2.1.4. Dental İmplant Materyalleri	7
2.1.5. Dental İmplantlarda Osseointegrasyon Kavramı ve Başarı Kriterler	9
2.1.6. Dental İmplantlarda Kemik Tipi ve Özellikleri	11
2.1.7. Dental İmplantlarda Biyomekanik	13
2.2. Zigomatik İmplantlar	14
2.2.1. Zigoma anatomisi.....	14
2.2.2. Zigoma implantlarının tarihsel gelişimi	15
2.2.3. Zigomatik implantların tanımı	15
2.2.4. Zigomatik implantların endikasyonları	15
2.2.5. Zigoma implant kontrendikasyonları	17
2.2.6. Zigoma implantlarının başarı kriterleri	18
2.2.7. Cerrahi Teknik	18
2.3. İmplant Üstü Protezler	20
2.3.1. İmplant üstü protezlerin sınıflandırılması	20
2.3.2. İmplant üstü hibrit protezlerde alt yapı materyalleri.....	22
2.4. Stres analiz yöntemleri.....	27
2.4.1. Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri	27
2.4.2. Sonlu elemanlar yönteminde temel kavramlar.....	29
2.4.3. Sonlu elemanlar stres analizinin avantajları ve dezavantajları	33
2.4.4. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analizi yöntemi	34
3. MATERYAL VE METOT	36
3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulma Aşaması.....	36
3.2. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi.....	40
3.3. Çalışma Modelleri.....	41
3.4. Çalışmada Kullanılan Parçaların Katı Modellemesinin Yapılması	46
3.5. Kemik İmplant Bağlantı Durumu	49
3.6. Sınır Koşulları.....	49
3.7. Yükleme koşullarının oluşturulması	49
4. BULGULAR	50
4.1. Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}).....	50
4.2. Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})	66
4.3. Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max}).....	82
4.4. Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})	97

4.5. İmplantlarda Görülen Von Mises Bulguları (σ_vM).....	112
4.6. Alt yapılarda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Von Mises Stresleri (σ_vM)	121
5.TARTIŞMA.....	138
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	158
7. KAYNAKLAR.....	160
ÖZGEÇMİŞ.....	178



1. GİRİŞ

İnsanların sosyal hayatlarındaki değişimler, diş hekimliğindeki ilerleyen teknoloji ve protetik tedavilerdeki gelişmeler hastaların estetik ve fonksiyonel beklentilerini arttırmış, yaşam standartlarını yükseltmiştir. Tüm hastalarda olduğu gibi tam dişsiz hastalar için de bu durum geçerlidir.¹

Maksillanın posterior bölgesinde ileri derecede atrofisi bulunan, özellikle tümör cerrahisinden sonra defekt oluşmuş veya ileri derecede rezorbe dişsiz maksillaya sahip hastaları cerrahi ve protetik olarak tedavi etmek oldukça güçtür.^{2,3} Tedavinin amacı kabul edilebilir bir estetik görünüm ile birlikte aynı zamanda yutma, çiğneme ve fonasyon gibi oral fonksiyonların da düzeltilmesidir.^{2,4,5} Standart implant yerleştirilmek için yeterli kemik hacmi ileri derecede rezorbe maksillaya sahip hastalarda bulunamamaktadır. Bu hastalarda başarılı bir tedavi sağlamak için kemik hacminin artırılması için blok ya da alveoler split greftleme, iliak kanat grefti, interpozisyonel greftlemeyle birlikte Le Fort I osteotomisi, sinüs lifting ve bu tedavilerin farklı şekillerde kombine edilmesi gibi çeşitli tedavi seçenekleri kullanılmaktadır.^{6,7} Bu tedavilerin, ağrı ve hassasiyet nedeniyle hasta konforunu azaltması, komplikasyon riskinin yüksek olması, birden fazla cerrahi işlem gerektirmesi ve tedavi süresinin uzaması gibi dezavantajları bulunmaktadır.^{7,8,9,10,11} Bu olası komplikasyonları ve greftlemeden kaynaklanan tedavi süresinin uzaması gibi dezavantajları elimine etmek için, atrofik maksillanın protetik rehabilitasyonunda greftsiz tedavi yöntemlerinden distraksiyon osteogenezi ve zigoma implantları kullanılmaktadır.^{12,13}

İmplant teknolojisindeki hızlı gelişim ve implant tedavisinin yaygınlaşması hareketli protez kullanan hastalara sabit proteze geçebilme konforu sağlamıştır. Hibrit protezler denilen bu implant destekli protezler ile hastaların daha rahat bir şekilde kullanabileceği protezler yapılmaktadır. İmplant destekli hibrit protezlerin başarısında alt yapının hazırlanma biçimi ve materyal seçimi çok önemli bir faktördür.

Diş hekimliğinde, ağız içerisinde meydana gelen kuvvetlerin iyi bir şekilde analiz edilmesi ve bu analizler sonucunda oluşan kuvvetlerin fizyolojik sınırlar içerisinde dağıtmak restorasyonların ağız içi restorasyonlarda kullanımının uygun

olmasını sağlar.¹⁴ Başarılı bir restorasyonun uygulanabilmesi için, kullanılacak olan materyallerin mekanik özelliklerinin ve bu materyallere gelebilecek olan kuvvetler sonucunda oluşan stres ve gerilmelerin bilinmesi gerekmektedir. Ancak canlı dokuların, gelecek olan kuvvetler karşısında sergileyeceği davranışların tespit edilmesi; oldukça zor ve risklidir. Ayrıca maliyetinin de yüksek olması bu kuvvetler karşısında oluşacak durumu tespit etmeyi çoğu zaman imkansız hale getirmektedir.^{14,15} Bu dezavantajlar göz önüne alındığında, canlı dokuların modellerinin yapılması ve bu modeller üzerinde kuvvetin yoğunlaştığı bölgelerin belirlenmesi gerekliliği ortaya çıkmıştır.¹⁶

Sonlu elemanlar analizi, fiziksel modelleri tarif eden matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindedir. Dental materyaller gibi oldukça karmaşık geometriye sahip materyallerin analizlerini yapmak oldukça zordur. Sonlu elemanlar analiz yöntemi, karmaşık geometriye sahip materyalleri analizinin kolaylıkla yapılmasına imkan veren bir yöntemdir.^{17,18} İmplantların çiğneme kuvvetlerine karşı koyması ve bu kuvvetleri protez-implant ve kemik-implant sisteminde mekanik dengeyi sağlayacak şekilde iletmesi implant başarısında ve osseointegrasyonun zarar görmeden devamlılığının sağlanmasında son derece önemlidir. Çünkü implantlara etki eden kuvvetler çiğneme sisteminin ve protezin biyomekanik özelliklerinden önemli derecede etkilenirler.¹⁹

Bu çalışmanın amacı, iki farklı tasarımda yerleştirilen zigomatik implantlar üzerinde kullanılacak farklı alt yapı materyallerinin implant ve çevre dokuda oluşturacağı stresin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirmektir. Çalışmamızda aşırı atrofik dişsiz üst çene kemiğine zigomatik implantlar ve zigomatik implantlarla birlikte kullanılan konvansiyonel implantlar iki farklı cerrahi konseptte üç boyutlu olarak modellenmiştir. Protetik restorasyon için; Cr-Co, Zirkonya, Ti ve PEEK alt yapı materyalleri 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. Çalışmamızda hipotezimiz; farklı konumda yerleştirilen zigomatik implantlar üzerine uygulanan protetik restorasyonların, alt yapısında kullanılan materyal seçiminin ve üzerine uygulanacak kuvvet yönünün; kemikte, implantta ve protetik restorasyon da oluşturacağı stres üzerinde etkili olacağı şeklindedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

2.1.1. İmplant Tanımı ve Tarihçesi

İmplant sözcüğü Latince ‘in=içerisine, içerisinde’ ve ‘planto= ekme, dikme, yerleştirme, gömme’ anlamına gelen sözcüklerin bileşiminden oluşmuştur. Anlam olarak ise ‘bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisim’e verilen addır ve Fransızca’dan diğer dillere geçmiştir.²⁰

Protez terimleri sözlüğüne göre ise dental implantlar; sabit veya hareketli protezler için retansiyon ve stabilite sağlamak amacıyla ağız dokularına mukozal ve/veya periostal tabakanın altına yerleştirilen, kemiğin üstüne veya içine implante edilen alloplastik materyalden yapılmış protetik araç veya çene kemiğinin üzerine veya içerisine yerleştirilen, sabit veya hareketli protezleri desteklemek için kullanılan materyaller olarak tanımlanmaktadır.²¹

Dental implantların tarihçesi binlerce yıl öncesine dayanmaktadır. 4000 yıl önce eski Çin medeniyetinde bambu çubuklar, 2000 yıl önce Mısırlılar benzer bir yöntem ile kıymetli metaller kullanılmışlardır. Aynı zamanda Avrupa’da bulunan bir kafatasında benzer şekilde kullanılan bir demir metal diş rastlanmıştır. Amerika’da yaşayan İnkalılar’ın kemiğe yerleştirdikleri deniz kabuklarını diş yerine kullandıkları belirlenmiştir. Bir başka deyişle, tarih boyunca herhangi bir diş eksikliğinin implant ile giderilmesi her zaman rastlanabilecek bir durum olmuştur.²²

Maggalio²³ implant diş hekimliğinde 1809 yılında altın kullanarak diş kökü formunun oluşturmayı göstermiştir. Birçok materyal test edilmiş ve 1900’lerin başında Lambotte²⁴ aliminyum, gümüş, pirinç, bakır, magnezyum, altın ve altın-nikelle kaplanmış yumuşak çelikten implantlar hazırlamıştır.

Titanyuma kemiğin bağlanması ilk olarak 1940 yılında Bothe ve ark.²⁵ tarafından bildirilmiştir. Branemark²⁶ 1952 yılında kemik iliğinin mikroskobik dolaşım sal iyileşmesi üzerine geniş çaplı deneysel çalışmalarına başlamış ve sonrasında bu çalışmalar dental implantların 1960’lı yılların başında uygulanmalarına yol açmıştır.

Branemark²⁶ tarafından ilk defa tanımlanan *osseointegrasyon* ışık mikroskobu ile yapılan büyütmede gözlenen implant yüzeyinde en azından biraz canlı kemik dokusunun varlığını ifade etmektedir. Osseointegrasyon terimi implant disiplininde yaygın bir terim olmuştur ve sadece mikroskobik bir durum değil aynı zamanda klinik bir durumu da tanımlamaktadır.²²

Her alanda olduğu gibi, oral implantoloji alanında da bir tarih sürecinden geçilerek günümüzdeki duruma gelinmiştir. Oral implantoloji tarihine bakıldığında, 20. Yüzyılın başına kadar olan gelişmelerin daha çok transplantasyon ve reimplantasyon denemeleri şeklinde olduğu görülür. Modern implantolojinin gelişimi 1940'lı yıllara dayanmaktadır. 1947 yılında Formiggini paslanmaz çelikten, boşluklu spiral şeklinde bir implant geliştirmiştir. 1960'lı yıllardan itibaren kemik içi implantlara talep artmaya başlanmıştır. Bu yıllarda birçok araştırmacı tarafından değişik materyallerden yapılan vida tipi implantlar geliştirilmiştir. 1970'li yıllarda ise Linkow⁴⁶ tarafından geliştirilen blade tipi implantların kullanımı yaygınlaşmıştır. Diğer yandan 1960'lı yıllarda Branemark²⁶, kemik fizyolojisi üzerine çalışmaları sırasında titanyumun kemik dokusu ile tamamen entegre olduğunun bulmuş ve titanyumun dişsiz hastaların tedavisinde kullanılabileceğini ortaya koymuştur.²⁷

2.1.2. Dental İmplantların Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

Dental implantların endikasyonları arasında;

- Hareketli bölümlü protezlerdeki tutuculuğun yetersiz olması,
- Hareketli bölümlü protezlerdeki stabilitenin yetersiz olması,
- Hareketli bölümlü protezlerin kullanımındaki fonksiyonel bozukluklar,
- Hareketli bölümlü protezlerin fonksiyonunu bozan parafonksiyonel alışkanlıkların bulunması,
- Hareketli bölümlü protezlerin kullanımının psikolojik olarak zor olması,
- Mevcut dayanak diş sayısı, dağılımının yetersizliği,
- Ağızdaki mevcut diş sayısının sabit protez yapımına izin vermemesi,
- Diş agenezisi olması,
- Komşu dişleri sağlıklı tek diş eksikliklerinin var olması,

- Hastaların protezden beklentilerinin yüksek olması gibi durumlar sayılabilmektedir.

Mutlak kontrendikasyonlar;

- Majör psikolojik bozukluklar,
- Riskli kalp patolojileri,
- Kontrol edilemeyen sistemik rahatsızlıklar,
- Alkol ve ilaç bağımlılığı,
- Hastanın yaşı,
- Radyoterapi gören hastalar,
- Uzun süreli immunsupresan ilaç kullanımı

Göreceli kontrendikasyonlar;

- Yetersiz kemik hacmi ve/veya kötü kemik kalitesi,
- Yetersiz interoklüzal mesafe,
- Alerji sorunları
- Endokrin rahatsızlıklar,
- Risk taşıyan hastalar (radyoterapi, kemoterapi görmüş hastalar, bruksist hastalar, kontrol edilemeyen periodontitis hikayesi olan hastalar, sigara kullanıcıları vb.)^{28,29}

2.1.3. İmplantların sınıflandırılması

Dental implantlar kemik ile olan ilişkisine göre şu şekilde sınıflandırılabilir;²⁸

- 1) Endosteal implant (kemik içi)
- 2) Subperiostal implant (kemik üzeri)
- 3) Transosseal implant (kemik boyunca)



Şekil 2.1. Dental implant tipleri

Endosteal (Kemik İçi) İmplantlar

Endosteal implantlar diş çekimi sonrası çekim boşluğunun anatomik formundan yararlanılarak veya dişsiz alveol kreti içerisine frezle açılan yuvaya yerleştirilen implantlardır. Şekilleri göz önünde tutulduğunda 4 ana grup altında toplanabilir.²⁸

- Vida tip implantlar,
- Silindirik implantlar,
- Blade implantlar,
- Vent tipi implantlar.

Subperiostal (Kemik Üzeri) İmplantlar

Subperiostal implantlar, rezidüel alveolar kret yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen, kişiye özel olarak hazırlanan implantlardır. Kemik içi implantların yerleştirilmesinin mümkün olmadığı aşırı kret rezorpsiyonunun olduğu hastalarda kullanılabilir. İmplantın döküm işleminde büyük hassasiyete ihtiyaç vardır. İmplant yüzeyindeki herhangi bir porozite ciddi doku reaksiyonlarına yol açarak implantın kaybına neden olabilir. Subperiostal implantların başarı oranları konusunda çok fazla çalışma yapılmamıştır. Bu tip implantlar, enfeksiyon oranlarının yüksek olması nedeniyle günümüzde kullanılmamaktadır.²⁸

Transosteal (Kemik Boyunca) İmplantlar

Transosteal implantlar, alt çenenin alt kenarından girip, alt çeneyi vertikal olarak geçip oral mukozadan çıkan implantlardır. Boyutları büyüktür, bu nedenle kemik

yüksekliği 9 mm veya daha az olan hastalarda kullanılamaz. Bu implantların zor ve kapsamlı cerrahi tekniğe sahip olmalarından dolayı kullanımları çok yaygın değildir. Başarısızlık durumunda çıkarılması oldukça zordur ve çevre dokularda fazla zarar oluşturmaktadır.²⁸

2.1.4. Dental İmplant Materyalleri

Günümüzde kullanılan dental implantlar aşağıdaki özelliklere sahip olmalıdır.

- Komşu sert ve yumuşak dokular ile uyumlu olmalı
- Korozyona karşı dirençli olmalı
- Toksik ve alerjik olmamalı
- Mekanik, fonksiyonel ve termal gerilimlere karşı dirençli olmalı
- İstenildiğinde şekillendirilebilmeli
- Yüzeyi kaplanabilmeli ve şekillendirilebilmeli
- Yapımı, uygulanması ve vücut dokularıyla uyumu kolay ve yeterli olmalıdır.^{30,31}

Sykaras ve ark. dental implantların yapımında kullanılan materyalleri iki şekilde sınıflamaktadırlar:³²

A. Kimyasal yapıya göre:

a. Metaller

Metal ve alaşımları, dirençleri, işlenilebilirlikleri ve steril edilebilmeleri gibi özelliklerinden dolayı en çok kullanılan implant materyalleridir. Soy metaller dışındaki tüm metaller reaktif olduğundan dolayı doğada kimyasal bileşikler olarak bulunurlar. Bu nedenle birçok saf metalin üzerinde korozyona karşı dirençli olmasını sağlayan oksit tabakası oluşur. 1970'li yıllarda Cr-Co-Mo alaşımı ve tantalium endosteal implant materyali olarak kullanılsa da, günümüzde dental implant materyali olarak saf titanyum veya titanyum alaşımları Ti-6Al-4V (*Titanyum-6 Alüminyum-4 Vanadyum*) kullanılır.²⁷

Bir materyalin elektriksel etki ile korozyona uğraması o materyalin elektrod oksidasyon potansiyeli ile yani o materyalden elektron koparabilmek için gereken minimum enerji ile ilgilidir. Materyalin korozyona karşı direncinin yüksek olması için ise materyalin elektrod oksidasyon potansiyelinin yüksek olması gerekmektedir. Bu durum aynı zamanda materyalin kimyasal olarak etkisiz olmasını yani inertliğini belirtir.²⁸

Titanyum üzerinde oluşan pasif oksit tabakası sayesinde yüksek oranda doku uyumluluğuna sahiptir. Reaktif bir metal olan titanyumun üzerinde, hava ile 1 ms temasta 10 Å (Angstrom) kalınlığında oksit tabakası (TiO₂) oluşabilir ve bu tabaka bir dakika içinde 100 Å kalınlığına erişir. Oluşan bu kalın film tabaka doku temasında çözünmez ve metal inert özellik gösterir.³³ Titanyumu kimyasal, ısıl ve asit atakları gibi etkenlere karşı bu oksit tabakası korumaktadır. Bu oksit tabakası herhangi bir şekilde zarar görse bile hava ve su varlığında yeniden oluşabilmektedir. Biyolojik ortamda yapılan korozyon çalışmaları, titanyumun korozyon direncinin mükemmel olduğunu göstermiştir.^{34,35}

Sonuç olarak; titanyum ve alaşımlarının, diş hekimliğinde dental implantların, hareketli ve sabit protezlerin yapımında yaygın olarak kullanılmasının nedeni, mükemmel biyolojik uyum ve korozyon direncine sahip olmaları, düşük elastiklik değerleri ve yüksek direnç gibi özelliklerindedir.³⁶

b. Seramikler

Alüminyum oksit, hidroksiapatit ve trikalsiyum fosfat en çok kullanılan implant seramikleridir. Bu materyallerden alüminyum oksit inert, diğer iki materyal ise biyoaktiftir, yani doku ile reaksiyona girerler. Seramikler kırılmandır. Hidroksiapatit (HA) en uygun implant materyallerindedir fakat o da kırılmandır. Bununla beraber günümüzde HA kemik ile direkt bağlanması nedeniyle yüzey kaplaması olarak kullanılır.²⁷

Titanyum implantların gri renkli olması, özellikle dişeti çekilmesi durumlarında estetik problemlere sebep olması, galvanik etki oluşturması ve alerjik reaksiyonların çok az da olsa gösterilmiş olması dental implant materyallerinde

alternatif materyallerin aranmasına sebep olmuştur. „Novel“ implantları gibi seramik implantlar bu olumsuzlukları ortadan kaldırmak için geliştirilmişlerdir.^{29,37} Zirconia; rengi, mekanik özellikleri ve biouyumluluğu nedeniyle dental implantlar için uygun bir materyal olarak kullanılmaya başlanmıştır. Son zamanlarda geliştirilmiş ve kullanılmakta olan zirconia implant sistemleri mevcuttur.^{29,38}

c. Polimerler

Polimerler, düşük dirençleri ve yüksek plastisiteleri nedeniyle dental implant sahasında geniş kullanım alanı bulamamışlardır. Seramiklere benzer şekilde yüzey kaplama materyali olarak tercih edilirler. Polimerler genellikle greft materyali olarak kullanılırlar.²⁷

İmplant edildiği zaman doku ile uzun dönem ilişkisine göre:

- **Biyotolere:** Canlı dokuya implante edilince kapsül formunda bir fibröz tabaka ile kaplanan materyallerdir. Fraktürlerin fiksasyonunda kullanılan Cr-Co esaslı mini plak ve vidalar bu gruba örnek gösterilebilir.²⁸
- **Biyoinert:** Yüzeylerine yakın kemik oluşumuna izin verip temas osteogenezi sağlayan materyallerdir. Titanyum ve alüminyum oksit seramikler örnek olarak gösterilebilir.²⁸
- **Biyoaktif:** Yüzeyinde yeni kemik oluşumuna sağlayan, aynı zamanda da birleştiği dokuyla iyon alışverişinde bulunup kimyasal bir bağlanma sağlayan ve bağlanma osteogenezi meydana getiren materyallerdir. Bu gruba örnek hidroksilapatit ve trikalsiyum fosfat gösterilebilir.^{28,39}

2.1.5. Dental İmplantlarda Osseointegrasyon Kavramı ve Başarı Kriterler

Dental implant uygulamalarının başarısı için şart olan faktör osseointegrasyondur. Başarılı bir şekilde entegre olan ve dikkatli bir şekilde yüklenen implantlar, uzun yıllar ağızda kalabilir. Osseointegrasyon ilk zamanlarda, ‘*Canlı kemik ile yük taşıyan implant yüzeyi arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı*’ olarak tanımlanmıştır. Günümüzde ise, ‘*Kemik içinde bulunan alloplastik materyalin fonksiyonel yükler altında, klinik olarak asemptomatik rijit bir fiksasyonu*’ olarak tanımlanmaktadır. ‘*Osseointegrasyon*’ ile alveol kemiği içindeki diş bağlantısı

arasındaki fark, periodontal ligamentin yokluğudur. Osseointegrasyon biyolojik bir olaydır ve implantın tutuculuk ve stabilitesini sağlanabilmesi için elde edilmesi şarttır.²⁷

Her yıl literatürde implant tedavilerinin sonuçlarına ait pek çok rapor yayınlanmaktadır. Ancak bu yayınlarda, verilerin ifade edilme şekillerinde ve başarı kriterlerinde bir standart bulunmamaktadır. İmplant sistemlerinin ve tedavilerinin başarılarını değerlendirmek amacıyla 1978'den bu yana farklı ülkelerden farklı araştırmacılar tarafından, daha çok klinik ve radyolojik parametrelerin referans alındığı pek çok kriter tanımlanmıştır. Günümüzde en çok kullanılan başarı kriterleri Albrektsson ve ark.⁴⁰'nın kriterleridir.

Albrektsson ve ark.⁴⁰ (1986) tarafından implant başarısını belirlemek için önerilen kriterler:

- 1.Klinik olarak test edildiğinde tek başına implantta hareketlilik olmamalıdır.
- 2.Radyografik olarak implant çevresinde herhangi bir radyolusent alan görülmemelidir.
- 3.İmplantların yüklenmesinin 1. yılını takiben implant çevresindeki vertikal kemik kaybı 0.2 mm'den az olmalıdır (marjinal kemik kaybı yüklemenin yapıldığı ilk yıl 1.5 mm'den az olmalıdır).
- 4.Geri dönüşü olmayan ağrı, enfeksiyon, nöropati, parastezi veya mandibuler kanal perforasyonu gibi semptom ve belirtilerin olmamalıdır.
- 5.Bir implantın güvenilir olması için yukarıdaki kriterleri 5 yıllık gözlem periyodu sonunda %85 ve 10 yıllık periyod sonunda %80 oranında yerine getirmelidir.

Albrektsson ve Zarb⁴¹, 1993'de daha önce önerdikleri kriterleri de esas alan yeni kriterler sunmuşlardır. Buna göre;

- Protez çıkarıldığında implantlarda hareketlilik olmaması
- İmplant çevresinde radyolusent alan bulunmaması
- İmplant çevresindeki kemiğin stabil olması

2007 yılı Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi'nin sponsorluğunda gerçekleşen İtalya Ortak Görüş Konferansı'nda James-Misch Sağlık Skalası modifiye edilerek, implant başarısı, sağkalımı (survival) ve başarısızlık şartları belirlenmiştir. Araştırmacılara göre "implant başarısı" terimi ideal klinik şartları tanımlamak için kullanılmaktadır ve implantlar için en az 12 aylık periyodu kapsamalıdır. "Erken implant başarısı" teriminin, 1-3 yıl arası dönem, "orta dereceli implant başarısı"nın, 3-7 yıl arası dönem ve "uzun dönem implant başarısı" teriminin ise 7 yıldan fazla olan dönem için kullanılması önerilmiştir. Klinik raporlarda implant başarı oranının, protetik sağkalım oranını da içermesi önerilmiştir.⁴²

2.1.6. Dental İmplantlarda Kemik Tipi ve Özellikleri

Kemik; vücudun iskelet yapısını oluşturarak dokulara destek olan vücudun hareketliliğini sağlayan, vücutta kan yapıcı en önemli doku olan kemik iliğini barındıran ve kalsiyum, fosfor, sodyum, magnezyum gibi mineralleri depolayan sert bir dokudur.⁴³

Kemiğin yapımında ve yeniden düzenlenmesinde görev alan farklı hücre tipleri vardır. Bu hücreler osteoprojenitör (osteoblast öncülü) hücreler, osteoblastlar, osteositler ve osteoklastlardır. Kemik dokusu yoğunluğuna göre kortikal (kompakt) ve trabeküler (spongioz) kemik olarak sınıflandırılmaktadır. Kompakt kemik sekonder kemik yapısında olup osteon veya havers sistemi olarak isimlendirilen silindirik birimlerden oluşur ve bu birimlerin etrafı 3-7 µm kalınlıktaki lamellerden, hücrelerden ve sert bir matristen oluşur. Spongiyöz kemik ise birbiriyle ilişkili düzensiz anastomozlaşan kemik trabeküllerinden oluşur. Trabeküllerin arasında düzensiz boşluklar olup kemik iliği ile doludur.⁴⁴ Kemiğin dış kısmında yoğun, sıkı bir tabaka (kortikal kemik) bulunurken, iç kısmında trabeküllerden oluşan süngerimsi bir ağ (trabeküler kemik) bulunur ve bu kısım kemiğin iç yapısını oluşturur.⁴⁵ Kortikal kemik trabeküler kemiğe göre daha az gözenekli, daha yoğun ve serttir.

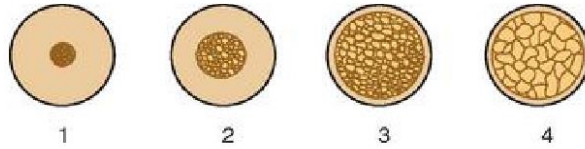
Yaklaşık 25 yıldır kemik yoğunluğu değerlendirilmesi ve bunun ağız implantlarıyla ilişkisi incelenmektedir. 1970 yılında Linkow ve Chercheve⁴⁶ kemik yoğunluğunu 3 katagoride sınıflamışlardır.

- 1. Sınıf kemik yapısı: Bu ideal kemik tipi düzenli trabeküler boşluklar ve küçük kansellöz boşluklardan meydana gelmektedir.
- 2. Sınıf kemik yapısı: bu tip kemik daha geniş kansellöz boşluklardan oluşur ve kemik paterni daha düzensizdir.
- 3. Sınıf kemik yapısı: Kemik trabekülleri arasında geniş ilik boşlukları bulunur.

Linkow ve Chercheve⁴⁶ 1. Sınıf kemiğe uygulanan implantların tutunmasının zayıf olduğunu, 2. Sınıf implantlarda iyi sonuçlar elde edildiğini, 3. Sınıf kemiğin ise implant protezleri için en iyi sonuçları verdiğini belirtmişlerdir.²²

Lekholm ve Zarb⁴⁷ (1986) çenelerin anterior bölgesi için yaptıkları sınıflamada 4 farklı tip kemik kalitesinden bahsetmişlerdir:

- Tip 1 Kemik: Homojen kompakt kemikten oluşur.
- Tip 2 Kemik: Yoğun trabeküler kemik etrafında kalın kortikal tabakadan oluşur.
- Tip 3 Kemik: Yoğun trabeküler kemik etrafında ince kortikal tabakadan oluşur.
- Tip 4 Kemik: Yoğunluğu az trabeküler kemik etrafında ince kortikal tabakadan oluşur.



Şekil 2.2. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi sınıflaması

Misch²² maksilla ve mandibulada dişsiz bölgelerde 4 kemik yoğunluğu tanımlamıştır.

- D1 Kemik: Yoğun kortikal kemik
- D2 Kemik: Krette yoğun kalın poröz kortikal kemik ve altında yoğun trabeküler kemik.
- D3 Kemik: Daha ince poröz kortikal kemik ile içinde ince trabeküler kemik.
- D4 Kemik: Hemen hiç krestal kortikal kemik yoktur ve neredeyse tüm kemik hacmini ince trabeküler kemik oluşturmaktadır.

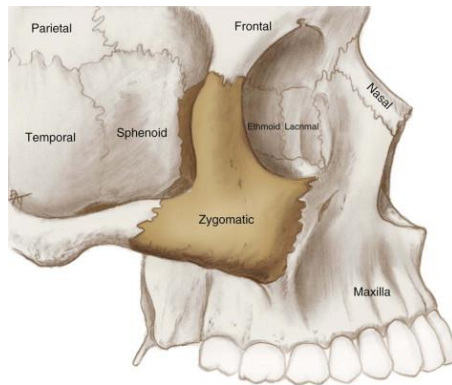
klirikte kullanılmadan önce tedavi seçeneklerinin etkinliği hakkında bir fikir elde edilebilir.⁵⁰

Osseointegrasyonun ağız içi kuvvetleri karşısında yıllarca bozulmadan devam edebilmesi, implant çevresindeki kemik dokusunun stresleri karşılayabilecek yapısal ve mekanik özelliklere sahip olmasına bağlıdır. Kemik dokusunun kişiden kişiye değişen mekanik özellikleri, uygulanan kuvvetin karakteri, büyüklüğü ve etki süresine bağlıdır. Kemiğin kuvvetlere karşı vereceği cevap bu mekanik özelliklerle doğrudan ilişkilidir.⁵⁰ Dental implantları etkileyen ağız içi kuvvetlerin bilinmesi, bu kuvvetlerin dokulara iletilme şekli, implant çevresindeki kemikte oluşan stres ve deformasyonun kontrol edilmesi başarılı bir implant tedavisi için bilinmesi gereken önemli biyomekanik faktörlerdir.⁵¹

2.2. Zigomatik İmplantlar

2.2.1. Zigoma anatomisi

Zigomatik kemik küçük, 4 köşeli bir yapı olup orta yüzdeki önemli destek yapıyı oluşurmaktadır. Fronto-sfenoidal, orbital, maksillar ve temporal olmak üzere dört çıkıntısı vardır. Sfenoid kemikle lateralde, frontal kemikle superiorda, maksilla ile medial ve inferiorda komşuluk yapar. Temporal kemikle birlikte zigomatik arkı oluşturur. Frontal kemikle ve maksilla ile birleştiği alanlar en kalın ve en kuvvetli olduğu yerlerdir.⁹ Zigomatik kemiğin anatomik konumu şekil 2.4-Fehrenbach ve Herring⁵²'de gösterilmiştir.



şekil 2.4. Zigomatik Kemik

Zigoma kemiği; posterior maxilladan daha geniş ve daha kalın bir trabeküler yapıya sahip olduğu için; implantlar için mükemmel bir ankraj oluşturur. Yapılan son çalışmalar; zigoma implantlarının sinüs lift operasyonlarına alternatif uygun bir tedavi seçeneği olabileceğini göstermektedir.⁷

2.2.2. Zigoma implantlarının tarihsel gelişimi

İleri derecede rezorbe olan posterior maksillaların implant destekli protetik tedavilerinde zigomatik kemiğin ankraj kaynağı olarak düşünülmesi 1990'lı yıllarda olmuştur.⁵³ İlk olarak Branemark, Aparicio ve ark.⁵⁴, zigomatik kemiğe dental implantların yerleştirilmesi olasılığı üzerinde çalışmışlardır. Daha sonra Weischer ve ark.⁵³, maksillektomi yapılan hastaların rehabilitasyonunda zigomatik kemiğin destek yapı olarak kullanılması konusunda çalışmalar yapmışlardır. Günümüzde zigomatik implant kullanılması da artarak yaygınlaşmaktadır.

2.2.3. Zigomatik implantların tanımı

Malevez C. ve ark.⁵⁵ zigoma implantlarını, yüzeyi iyi işlenmiş saf titanyum alaşımından yapılmış self tapping olarak tanımlamışlardır. Boyutları 30-52.5 mm arasında 2.5 mm aralıklarla değişmektedir. Bunlardan başka 37.5 mm'lik implantta mevcuttur. İmplant başı ile implant uzun aksı arasında 45 derecelik açı vardır. 30-52.5 mm arasında değişen ve 8 farklı uzunlukta olan zigomatik implantlar sertleştirilmiş oksidize yüzey alanına sahiptir. Maksilla ve zigoma arasındaki açı, baş kısmındaki 45 derecelik açı ile kompanse edilebilmektedir. Zigoma ile birleşen apikal 2/3 kısmı 4 mm çapında, rezidüel maksiller alveolar çıkıntı kısmında yer alan 1/3 kısmı 4.5 mm ya da 5 mm çapındadır. Birinci veya ikinci premolar hizasında palatinal kemikten zigoma kemik gövdesine yerleştirilir.

2.2.4. Zigomatik implantların endikasyonları

İleri derecede alveol kemik rezorbsiyonu yapan periodontal hastalık, erken diş kayıpları, enfeksiyon, travma gibi lokal ya da sistemik faktörler sonucunda alveoler kemikte ileri derecede vertikal ve horizontal rezorbsiyon meydana gelebilmektedir.^{9,56,57,58} Bu tip hastalar çoğu zaman greft konularak standart implant yerleştirilmesine rağmen bazen çeşitli sistemik ya da lokal sebeplerden dolayı greftleme

imkanı olamamaktadır.^{4,8,11} Ayrıca posterior maksilla atrofiyle karakterize sendromlu hastalar da zigomatik implant kullanımı için endikedir.⁹ Zigoma implantlarının uygulandığı bir diğer durum ise travma ya da tümör rezeksiyonunu takiben maksiller defekt oluşan hastalardır.^{2,8,57}

Bedrossian⁵⁹ tarafından maksilla üç bölüme ayrılmıştır:

- Bölge 1, premaksilla
- Bölge 2, premolarlar
- Bölge 3, molarlar.

Bu bölgelerdeki kemiğin kullanılabilirliği klinisyen tarafından belirlenir. Konik ışımlı bilgisayarlı tomografi, bu bölgelerdeki kemik ile birlikte zigomatik arktaki, yatay ve dikey kemik miktarını belirler. Ayrıca bu bölgelerde ve maksiller sinüste operasyon öncesi herhangi bir patolojinin olup olmadığı değerlendirilir. Bölge 1 ve 2'de yeterli kemik bulunduğu 4 ile 6 arasında konvansiyel implant yapılabilir ve bu hastalarda distal bölgeye eğimle implant yerleştirilerek iyi bir kuvvet dağılımı elde edilebilir. Bu şekilde, kemik grefti ihtiyacı ortadan kaldırabilmektedir. Sinüslerin ön genişliği veya pozisyonu ve anterior sinüs duvarlarının eğimi, distal implantın hem posterior pozisyonunu hem de açısını belirler. Bu durum, eğer pterygoid bölgeye implant yerleştirilmeyecekse protezin distal sınırını belirler.⁵⁹

Bedrossian⁵⁹ tarafından maksillanın farklı bölgelerindeki kemik varlığına göre tedavi öneriler:

- Bölge 1, 2 ve 3'te kemik varlığında konvansiyonel dental implantlar (aksiyal yerleşim),
- Bölge 1 ve 2'de kemik varlığında 4 veya 6 konvansiyonel implant (en distalde açılı yerleşim)
- Sadece bölge 1'de kemik varlığında 2 veya 4 konvansiyonel implant (aksiyel olarak anterior maksillada) ve iki tane Zİ (premolar/molar bölgesine birer tane),
- Üç bölgede de kemik izlenmemesi durumunda iki tarafada ikişer tane olmak üzere, 4 adet Zİ yerleşimi ile tedavi edilir.

Zigoma implantının kullanılabilceği durumlar;⁶⁰

-Bölge 1'de iki ya da dört konvansiyonel (aksiyel) implantın yerleştirileceği yeterli kemik bulunurken, bölge 2 ve 3'te yeterli kemik bulunmadığı durumlarda,

-Bölge 1'de yeterli kemik bulunurken, tek taraflı alan 2 ve 3'te yeterli kemik bulunmaması durumunda tek taraflı zigoma implantı diğer bölgelere yapılacak konvansiyonel implantlarla desteklenmelidir.

-Bölge 1'de yetersiz kemik varsa, alan 2 ve 3'te yeterli kemik bulunuyorsa, uygulanacak anterior zigoma implantı ve konvansiyonel posterior implantla başarı sağlanmaktadır.

-Bütün alanlarda kemik yetersizliği bulunuyorsa, anterior bölgelere uzanan 1'er ve posterior bölgelere uzanan 1'er adet olmak üzere, toplam 4 adet zigoma implantı uygulanabilir.

-Bölge 1,2 ve 3'te parsiyel dişsizlik bulunan vakalarda uygulanabilir. Parsiyel dişsiz hastalarda kemik izlenmeyen bölgelerde Zİ kullanımı için daha fazla klinik araştırma gerekmektedir

- Geleneksel implantlar ve /veya maksiller ogmentasyonda başarısızlık yaşanmış bireylerde uygulanabilir.

2.2.5. Zigoma implant kontrendikasyonları

Zigomatik implantların kullanımına yönelik kontrendikasyonlar arasında akut sinüs enfeksiyonu, maksiller veya zigoma patolojisi ve altta yatan kontrolsüz veya malign sistemik hastalık nedeniyle implant cerrahisine giremeyen hastalar yer alır. Göreceli kontrendikasyonlar arasında kronik enfeksiyöz sinüzit, bifosfonatların kullanımı ve günde 20'den fazla sigara içilmesi bulunmaktadır. Maksiller sinüsün herhangi bir patolojisi, tercihen, zigomatik implantın yerleştirilmesinden önce tedavi edilmelidir.⁶¹

Ayrıca protetik rehabilitasyon için gerekli sayıda ve boyutta geleneksel implant yerleştirilebilecek kadar yeterli kemik hacmine sahip maksiller kemik bulunan hastalarda zigoma implantı uygulamak gereksizdir.^{8,9,57} Bununla birlikte hastalarda

herhangi bir maksiller sinüs patolojisi bulunmaması ve implantın yerleştirileceği sahada kabul edilebilir bir yumuşak doku seviyesi olması gerekmektedir.⁸

2.2.6. Zigoma implantlarının başarı kriterleri

Zigoma implantları için başarı kriterleri; implantın fonksiyonel protez için yeterli desteği sağlaması, yeterli implant stabilitesinin bulunması, maksiller ve zigomatik seviyede süpürasyon, ağrı ya da diğer patolojik değişikliklerin olmamasıdır. Bununla birlikte, zigoma implantlarında bazı hastalarda koronal alanda minimal seviyede lateral mobilite beklenebilmektedir.^{62,63,64} Yapılan çalışmalara incelendiğinde ve literatür taraması yapıldığında zigoma implantları ile ilgili % 82 ile % 100 arasında değişen başarı oranları rapor edilmiştir.^{65,67,68}

Zigomatik implantlar, her biri başarının belirli bir kriterini temsil eden dört basamaklı bir kod ile puanlanabilir. Bu kriterler; implant stabilite ölçümü, sinüs patoloji, yumuşak doku ve zigomatik protez değerlendirilmesidir. Zigomatik protez değerlendirildiğinde eğer sadece zigoma implantının apikal kısmı zigomatik kemikle temas halinde bulunursa implantta eğilme stresi ve yorgunluk oluşmaktadır. Ayrıca spongios krestel kemik varlığında implant boyun kısmında gevşeme ve mikro hareketler gözlenebilmektedir. Bunun yanı sıra zigoma implantı sadece tek konvansiyonel implanta bağlandığında stabilite problemleri ortaya çıkabilmektedir. Her bir kriterin durumuna bağlı olarak bir sayı verilir (örn. 1/3/2/1). İmplantın başarı derecesi, dört kriterin en kötü koşuluna göre belirlenir.^{54,67}

2.2.7. Cerrahi Teknik

Zigoma implantlarının orijinal prosedürü 1998 yılında Branemark tarafından tanıtılmıştır. Bu teknik, intrasinüs yonde zigomatik kemik içerisine 33-55 mm uzunluğunda implant yerleştirilmesi esasına dayanmaktadır.⁶⁹ Zigoma implantlarının uygulama tekniği ile ilgili olarak günümüze kadar farklı yazarlar tarafından intrasinüs, sinüs slot, extrasinüs ve extramaksiller gibi değişik yöntemler rapor edilmiştir.^{69,70} İmplant başının konumundan dolayı çığneme esnasında mekanik direnç oluşturmak ve kabul edilebilir bir estetik sağlamak için zigoma implantları ile tedavide farklı cerrahi yaklaşımlar bildirilmiştir.¹⁰ Stella ve Wagner⁷⁰ zigomatik kemik konturuna uygun

olarak yerleştirilen implantın dar bir oluk (slot) aracılığıyla sinüs boyunca pozisyonlandırılmasına dayanan bir teknik tarif etmişlerdir. Bu teknikle, maksiller sinüs fenestrasyon ihtiyacının engellenmiş olduğu belirtilmiştir. Extrasinüs yaklaşımı özellikle belirgin bukkal konkaviteye sahip olan hastalarda kullanılan bir tekniktir. Bu yaklaşımda zigomatik implant başı alveol kretine yakın bir şekilde pozisyonlandırılır. Extramaksiller yaklaşımda implant gövdesi yalnızca zigomatik arka yerleştirildiği için bu teknik diğer yaklaşımlardan oldukça farklıdır.⁷¹ Günümüzde zigoma implantlarının yerleştirilmesinde en iyi teknik için spesifik bir endikasyon bulunmamakla birlikte intrasinüs yaklaşımı en sık kullanılan yöntemdir.¹⁰



Şekil 2.5. A. İntrasinüs Tekniği, B. Ekstrasinüs Tekniği

Zigoma implantları bilinçli sedasyon ve lokal anestezi ile yapılabilmesine karşın rutin olarak genel anestezi altında yapılır. İnsizyon zigomatik kemik seviyesine kadar periost ve yumuşak dokuların kaldırılması için standart Le Fort I insizyonudur. Alternatif olarak kesi kret ya da 10 mm palatinalden yapılabilir. Böylece maksillanın lateral yüzeyi rahat görülebilecek şekilde açığa çıkar ve implant yerleştirilmeden önce alanın anatomik oryantasyonu için infraorbital foramenin belirlenmesi sağlanır. Zigomatik kemiğin lateral yüzü rehber alınarak zigomatik çentik boyunca dokuların dikkatlice yukarı diseksiyonu yapılır. İnce frez kullanılarak vertikal triangular sinüs açıklığı oluşturulur. Sinüs mukozasının tamamen elevasyonu sağlanır. Round frezi takiben pilot ve final frezler yardımıyla implantın yerleştirileceği saha hazırlanır. İmplant yerleştirilmesini kolaylaştırmak için önce implantın apikal kısmı zigomatik kemiğe 1-2 mm el parçası ile yerleştirilir. Ardından manuel taşıyıcı ile implantın kalan kısmı açılı implant başının doğru oryantasyonda olduğundan emin olarak yerleştirilir.^{8,9}

2.3. İmplant Üstü Protezler

2.3.1. İmplant üstü protezlerin sınıflandırılması

İmplant destekli protezler Misch²² tarafından şu şekilde sınıflandırılmıştır:

- SP-1(Sabit Protez): Yalnızca kuru restore eder, doğal diş gibi görünür.
- SP-2(Sabit Protez): Kuru ve kökün bir kısmını restore eder. Kuru konturları oklüzal yarıda normaldir; ancak servikal yarıda uzatılmış ya da aşırı konturlanmıştır.
- SP-3(Sabit Protez): Eksik kuru, dişeti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eder. Protezde genellikle plastik diş ve akrilik dişeti kullanılır; ancak metal-porselen de kullanılabilir.
- HP-4(Hareketli Protez): Sadece implant destekli implant üstü protezlerdir.
- HP-5(Hareketli Protez): İmplant ve yumuşak doku destekli protezlerdir.

Sabit Protezler-3 (SP-3)

SP-3 restorasyonlar doğal dişlerle birlikte bir miktar yumuşak dokuyu da yerine koyarak tedavi eder. Kullanılabilir kemik miktarı, doğal rezorbsiyon ya da implantların yerleştirilmesi sırasında yapılan osteoplasti sebebiyle azalmıştır. Estetik, fonksiyon, yumuşak doku desteği ve fonksiyon için dişin insizal kenarlarının doğru yere yerleştirebilmek için restore edilecek dişlerin dikey boyutunun ideal boyutlardan fazla olması gerekmektedir. Hasta yüksek bir gülme hattına veya konuşma sırasında ortaya çıkan alçak bir alt dudak hattına sahipse ya da hastanın yüksek estetik beklentisi varsa daha uzun dişler daha yapay bir görünüme sebep olacaktır. Dişeti rengi verilmiş SP-3 protezlerde dişler şekil ve büyüklük açısından daha doğal bir görüntüye sahiptirler ve interdental papillayı taklit ederler. Kemik kaybının fazla olduğu durumlarda daha doğal bir sabit protez görünümü için dişetini taklit eden akrilik ya da porselen kullanımı çoğu zaman endikasyonlar arasındadır.²²

SP-3 protezlerde iki temel yaklaşım vardır. Bunlar; metal altyapı, akrilik ve yapay dişlerden oluşan karma restorasyonlar ve metal-porselen restorasyonlardır.²²

Hibrid (karma) protezler geleneksel metal-porselen sabit proteze alternatif protezlerdir. Kemik ve oklüzal düzlem arasındaki mesafe 15 mm'den daha az ise metal-porselen bir restorasyon, mesafe daha fazla ise hibrid bir restorasyon tavsiye edilir.²²

İmplant Destekli Sabit Hibrit Protezler

Tam dişsiz hastalarda dişsiz kretin genişliği ve yüksekliği, kretler arası mesafe uygunsa, implant üstü sabit restorasyonlar daha uygundur. Tamamı dişsiz hastaların overdenture veya sabit protetik restorasyonlar ile tedavi edilebilmesini sağlayan ağız içi ve ağız dışı parametreler bulunmaktadır.

Ağız dışı parametreler:

- a. Gülme hattı
- b. Dudak dolgunluğu ve dudak desteği

Ağız içi parametreler ise:

- a. Kret şekli
- b. Kretler arası mesafe
- c. Çeneler arası ilişki
- d. Mukoza kalınlığı

Ağız dışında yeterli dudak desteği ve gülme hattının aşağıda olması, sabit restorasyonlara karar vermeyi kolaylaştırır. Gülme hattının aşağıda olması, dudak desteğinin yeterli olması ağız dışı parametreler açısından sabit restorasyona karar verilebilmesini kolaylaştırır. Ağız içinde ise, dış bükey kretler ve interoklüzal mesafenin 10 mm veya daha az olması önemli görülmektedir.^{72,73}

Tam dişsiz hastalarda rezorpsiyon nedeniyle çeneler arası ilişkinin bozulması, tedavi açısından büyük zorluk oluşturur. Maksilla ve mandibulada rezorpsiyon yönleri farklıdır. Maksillada rezorpsiyon bukkal ve labialde olurken mandibulada daha çok lingual bölgede gerçekleşir. Bu durumda hastalar daha önce öyle olmasalar bile sınıf 3 çene ilişkisine geçmiş olurlar. Bu çeneler arasındaki farklılık üst çeneye yapılacak implant üstü sabit protez yapımını zorlaştırır ve doğal görünümünden uzaklaştırır. Çünkü yapılacak restorasyonda dişler, daha uzun krun boyuna sahip ve labiale doğru daha çok

açıldırılmış yapırlar. Ayrıca bu durum hastaya oral hijyeni sağlamakta güçlük oluşturur.^{74,75}

Restorasyon tipini belirlemede en önemli faktör arklar arası mesafe miktarıdır. Kemik ve oklüzal düzlem arasındaki mesafe 15 mm'den daha az ise sabit bir restorasyon yapılabilirken eğer mesafe daha fazla ise hibrid bir restorasyon yapılması tavsiye edilir.²²

İmplant destekli sabit hibrit protezlerin avantajları

- Kaybolan kemik ve yumuşak dokunun birlikte rehabilitasyonu sayesinde ideal yüz yüksekliğini hastaya geri kazandırma,
- Retansiyonunun daha iyi olması,
- Vidalı bir sistem olduğu için siman artığı kalma riskinin olmaması,
- Protezin hekim tarafından çıkarılabilmesi,

İmplant destekli sabit hibrit protezlerin dezavantajları

- Protetik vidaların gevşemesi ya da kırılması,
- Rezin dişlerin metal/akrilik protezden ayrılması, aşınması ya da kırılması,
- Metal/seramik veya zirkonya,/seramik protezlerde porselende küçük parçalar halinde ayrılmalar (chipping) ya da porselen kırığı ve bazı alt yapı kırıklarının oluşması,
- Protezin dişetine komşu yüzeylerinin hasta tarafından zor temizlenmesi ve oral hijyenin yetersiz kalmasıdır.^{76,77}

2.3.2. İmplant üstü hibrit protezlerde alt yapı materyalleri

Hibrit protezler, farklı materyallerin kombinasyonundan oluşan ve geleneksel dizayna sahip olamayan sabit, hareketli veya maksillofasiyal protezler olarak tanımlanmıştır.²¹ Dental implantolojide ise hibrit protezler implant destekli hareketli protezlerin üstün özelliklerini taşıyan, rijit yapıya sahip en az 4 adet implant üzerine vidalanan bir metal alt yapı üzerine dizilen yapay dişler ve akrilik reçine protez kaidesinden oluşan protez türüdür.⁷⁸ Daha sonraları metal alt yapının yerine zirkonya, akrilik yapay dişlerin yerine de mikrohibrit kompozit veya porselen dişler kullanılarak

ta fabrike edilen ve ancak hekim tarafından takılıp çıkarabilen hibrit protez dizaynının, atrofik üst çenelerde estetik ve fonetik üstünlüğü sayesinde, tam çene sabit köprüler yerine tercih edilebileceği bildirilmiştir.^{79,80,81}

Zarb ve Jansson yaptıkları hibrit protezde, anteriorda bulunan dental implantlar ve posteriora uzanan kantilever görevi gören metal alt yapı şeklindeki orijinal tasarımı altın alaşımından hazırlamışlardır. Alt yapıyı, prefabrike silindirlerle modelaj yaptıktan sonra kayıp mum tekniği ile tip IV altın alaşımından tek parça döküm olarak elde etmişlerdir. Daha sonra implant abutmentlarına vidalanarak uygulanmayı tamamlamışlardır. Bununla birlikte Zarb ve Jansson,⁴⁷ metal alt yapının neredeyse protezin tamamını oluşturduğu, kalan kısmın akrilik dişler ve az miktarda da akrilik reçine protez kaide materyalinin kullanıldığı tasarımın veya metal alt yapının mümkün olduğunca klinik koşullara göre seçilerek hazırlanmasını önermektedirler. Günümüzde ise teknolojik ilerlemeler sayesinde alt yapı hazırlanmasında kayıp mum tekniği ile kullanılan alaşımlar yerini frezeleme tekniği ile aşındırılarak hazırlanan Titanyum (Ti), Krom Kobalt(Cr-Co) ve zirkonyum alt yapı tasarımlarına bırakmıştır.⁸²

Polietereterketon (PEEK) materyalinin, tıbbi uygulamalarda kullanımı artmıştır. Özellikle son zamanlarda diş hekimliğinde; implant malzemesi, yüzey kaplama malzemesi, protez alt yapı materyali ve implant abutment malzemesi olarak metal alaşımlar yerine kullanılması oldukça ilgi çekmeye başlamıştır.

Soy Metal Alaşımları

Soy metal alaşımları oksidasyona ve asit korozyonuna dirençli olurlar ve dental alaşım olarak dört adet soy metalden oluşmaktadır. Bu soy metaller altın, paladyum, gümüş ve platindir.⁸³

Altın alaşımları

ISO/DIS 1562 standartlarına göre diş hekimliğinde kullanılan genellikle tip 3 ve tip 4 altın alaşımlarıdır. Tip 3 altın alaşımları onleylerde, ince koping, pontik, kronlarda kullanılır ve yüksek dayanıklılığa sahiptirler. Tip 4 altın alaşımları ise barlar, kroşeler, tek üye ve iskeletlerde tercih edilir ve ekstra yüksek dayanıklılığa sahiptirler.⁸⁴

Paladyum-Gümüş Alaşimleri

Yüzde olarak yaklaşık %50-60 arasında paladyum içeren bu alaşım kararma ve korozyona tatmin edici direnç sağlar.⁸⁵ Tip 3 altın alaşımına mekanik özellikleri benzerdir fakat maliyetlerinin düşük olması daha çok tercih edilmesini sağlar. Üzerine porselen uygulandığında yeşil renge dönüşme yatkınlığından dolayı implant üstü hibrit protezlerin alt yapılarında kullanılma seçeneğini ortadan kaldırmaktadır.⁸³

Soy Olmayan Metal Alaşimleri

Kobalt-Krom Alaşimleri

Kobalt-krom alaşimleri 1929'dan beri diş hekimliğinde protetik alt yapılarda kullanılmaktadır.⁸⁶ Kobalt sertlik ve dayanıklılık sağlarken, kobalt korozyona karşı diranci sağlar. Kobalt krom sert metaller olmalarına rağmen, bazı metaller eklenerek mekanik özelliklerinde değişiklikler yapılarak daha da iyileştirilir. Karbon ve tungsten bunlara örnektir. Karbon esnekliği, sertliği ve dayanıklılığı etkiler, fakat fazla karbon ilavesi esnekliği azaltır, kırılabilirliği ve çatlak riskini ise artırır.⁸⁷ Ayrıca tungsten ilavesi alaşımın korozyon direncini artırmasını sağlar.⁸⁸

Kobalt-krom alaşimleri, titanyum alaşımından sonra diğer tüm alaşımın içerisinde en yüksek erime derecesine (1300°C) sahiptir ve döküm, uyumlama ve parlatma gibi laboratuvar işlemlerinde çalışması zor ve zaman alıcıdır.⁸⁹

Titanyum

Titanyum ve alaşımının, diş hekimliğinde dental implantların, hareketli ve sabit protezlerin yapımında yaygın olarak kullanılmasının nedeni, mükemmel biyolojik uyum ve korozyon direncine sahip olmaları, düşük elastiklik değerleri ve yüksek direnç gibi özelliklerindedir.³⁶

Bir materyalin elektriksel etki ile korozyona uğraması o materyalin elektrod oksidasyon potansiyeli ile yani o materyalden elektron koparabilmek için gereken minimum enerji ile ilgilidir. Materyalin korozyona karşı direncinin yüksek olması için ise materyalin elektrod oksidasyon potansiyelinin yüksek olması gerekmektedir. Bu durum aynı zamanda materyalin kimyasal olarak etkisiz olmasını yani inertliğini

belirtir.²⁸ Korozyon direnci, metalik biyomateryallerin en önemli özelliklerindedir. Korozyon, protezlerin bozulmasına ve protezlerden olası olarak çıkabilecek toksik veya alerjik parçaların salınması neden olmaktadır. Hem CpTi hem de Ti-6Al4V, korozyon direnci yüksek materyaller olarak çok yaygın olarak kullanılırlar. Titanyumun yüksek korozyon direnci, yüzeydeki yaklaşık 10 nm kalınlıkta oluşan stabil pasif oksit tabakasına (TiO₂) bağlıdır. Titanyumu kimyasal, ısıl ve asit atakları gibi etkenlere karşı bu oksit tabakası korumaktadır. Bu oksit tabakası herhangi bir şekilde zarar görse bile hava ve su varlığında yeniden oluşabilmektedir. Biyolojik ortamda yapılan korozyon çalışmaları, titanyumun korozyon direncinin mükemmel olduğunu göstermiştir.^{34,35} Titanyumun dayanıklılığı yakın alanlı altıgen kristal kafes şekline ve kristolografik oryantasyonuna, biyoyumluluğu ise stabil pasif oksit tabakasına bağlıdır.⁸⁵

Zirkonyum oksit

Zirkonyum hekzagonal formda bir yapıdır. Isı değişikliğine ve korozyona karşı oldukça dirençlidir. Son yıllarda diş hekimliğinde oldukça popüler bir hale gelmesi, ZrO₂ kristali tane çapının küçük olması, dayanıklılık ve sertliğinin fazla olması, yüksek kırılma direnci göstermesi ve elastikiyet modülünün az olması gibi özelliklere sahip olmasından kaynaklanmaktadır.⁹⁰

Dental uygulamalarda, 3 çeşit zirkonyum içeren seramik sistemi mevcuttur. Bunlar; stabil olmayan saf zirkonyum, parsiyel stabil zirkonyum (PSZ) ve tam stabilize zirkonyumdur. Saf zirkonyum yapısındaki faz değişiklikleri, materyalin birçok alanda kullanımını imkansız hale getirmiştir ve genellikle abraziv olarak kullanılmaktadır.⁹¹

Saf zirkonyum, oksitlerin ilavesi ile 1000 derecenin üzerinde ısıtıldığında tetragonal faza geçmekte tekrar oda ısısına düşürüldüğünde ise saf zirkonyumdan farklı olarak kübik ile tetragonal fazın karışımı şeklini almaktadır. Günümüzde yaygın olarak, diğer metal oksitlerden daha üstün özellikleri olduğu için, stabilizatör olarak Y₂O₃ kullanılmaktadır. Böylece Yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP) elde edilmektedir.⁹² Biyomedikal olarak kullanımı, ilk olarak ortopedi alanında kalça çıkıklarında femur başı için olmuştur. Diş hekimliğinde yerini alması ise 1990'ların başında endodontik post ve implantlarda kullanılmasıyla başlamıştır. Bu materyal mükemmel mekanik özelliklere ve biyoyumluluğa sahiptir. Yttrium oksit ile

stabilize edilmiş zirkonyum yüksek dayanma gücü ve renk avantajıyla özellikle çok üyeli posterior köprülerde metal alaşımlarına alternatif önemli bir tedavi seçeneği oluşturmuştur. Kırılma ve esneme direnci bakımından aluminadan yaklaşık 2 kat, feldspatik porselenden yaklaşık 6 kat daha güçlüdür.^{93,94}

Polyetheretherketone (PEEK)

Poliarileterketon ailesinin yüksek ısı polimeri Polieter eter keton (PEEK), kimyasal adı [-oksi-1,4-fenilen-oksi-1,4-fenilen-karbonil-1,4-fenilen-] olup, keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlı aromatik moleküler zincirlerden oluşan, semikristalin bir termoplastiktir.⁹⁵ Erime ısısı 335°C olan yarı kristalize bir materyal olan PEEK için genel sentez yolu; 300 °C de difenil sülfon gibi polar bir çözücü içinde hidrokinonun disodyum tuzu ile 4.40 diflurobenzofenon'un reaksiyondur.⁹⁶ PEEK kimyasal olarak inert bir materyaldir. Oda sıcaklığında % 98'lik sülfürik asit dışında hiçbir geleneksel çözücüde çözünmemektedir.⁹⁷

Paslanmaz çelik, zirkonyum ve titanyum materyalleri elastik modül değerleri (>100 GPa) insan kemiğinden (10-30 GPa) yüksektir. İnsan kemik dokusu ile metal alaşımlı implantların elastik modülleri arasındaki bu büyük fark stres faktörleri açısından sorun yaratmaktadır. PEEK materyali ise, insan kemik yapılarına (3-4 GPa) benzer elastik modül sahip olan biyolojik uyumlu bir materyaldir.⁹⁸

PEEK, termoplastik kompozit bir polimer olup üstün mekanik ve kimyasal özelliklere sahiptir. Üstün biyouyumluluğu ve ideal mekanik özelliklerinden dolayı dental restorasyonlarda ve CAD-CAM ile alt yapıların üretiminde ideal bir materyal olarak sunulmaktadır. PEEK; abutmentlar, sabit protez alt yapıları ve hassas tutucuları da içeren hareketli parsiyel protez alt yapı tasarımlarında kullanılmaktadır. Parsiyel protez alt yapılarında hastaya konfor sunar, digital teknikler ile kişiye özel en uygun tasarımı gerçekleştirir, protez alt yapıları metal içermediği için ağızda metalik tat oluşturmaz, termal ya da elektriksel iletkenliğe sahip değildir, radyolüsent görüntü verir, allerjen değildir, dayanıklı ve hafiftir. PEEK alt yapılar çiğneme sırasında şok emici özelliğe sahiptir ayrıca aşınmaya karşı yüksek direnç gösterirler.⁹⁹ Bunun yanında termoplastik üretim işlemleri nedeniyle artık monomer salınımı gerçekleşmemektedir.

Yarı kristal özellikte olması nedeniyle ağız ortamında mekanik olarak stabil kalmaktadır.¹⁰⁰

2.4. Stres analiz yöntemleri

2.4.1. Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

Fotoelastik stres analiz yöntemi

Kuvvet analizi çalışmalarında kullanılan diğer yöntemlere göre bütün modeldeki iç baskıların doğrudan gözlenmesine imkan vermesi bakımından tercih edilmektedir. Bu yöntem, karışık yapılar içinde oluşan mekanik gerilim ve iç baskıları gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürme tekniğidir.

Fotoelastik yöntemde uygulanan kuvvet çizgilerinin yoğunluğu, kuvvetin şiddetini belirlenmektedir. Çizgilerin geniş yüzeyli olmaları kuvvetin geniş bir sahaya yayıldığını, aksine çizgilerin sık ve ince olması o bölgedeki gerilimin daha yüksek olduğunu göstermektedir.¹⁴

Gerilim ölçer stres analiz yöntemi

Gerilim ölçer 'strain gauge' denildiğinde yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal değişikliklerin saptanmasında kullanılan araçlar anlaşılmaktadır. Bunların mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip türleri vardır. Elektronik gerilim ölçer araçlar, değişken dirençli ince tellerden Wheatson köprü gövdesi oluşturularak ölçmede kullanılırlar.¹⁴

Kırılgen vernik kaplama yöntemi ile stres analizi

Kırılgen vernik ' brittle lacquer' yöntemi ile yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürülüp fırınlandıktan sonra yüklenmesi sağlanır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterirler. Bu yöntemle yapılan çalışmalara, Craig ve Peyton'un 1967 yılında, alt çenedeki serbest sonlanan protezlerin uğradığı şekil değişimlerini inceledikleri araştırma örnek verilebilir.¹⁴

Holografik interferometri (Lazer Işını) ile kuvvet analizi

Holografik interferometre, lazer ışını kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntem, yüzey deformasyonlarını nanometre (nm) boyutunda algılayıp görünür ışın saçaklarına dönüştürebilen bir metoddur. Test modeli üzerinde tahribat yapmayan, objenin çoğunlukla gerçek boyutlarında incelenebildiği, yüzey deformasyonlarının nanometre boyutunda kaydedilebildiği çok hassas bir kuvvet analiz yöntemi olan *holografik interferometre* diş hekimliğinde öncelikle ortodontik çalışmalarda, zaman içerisinde de sırsıyla kron-köprü, implant, lehim, çeşitli materyaller, tam ve bölümlü protezler konularında düzenlenen in vitro araştırmalarda kullanılmıştır.¹⁴

Termografik kuvvet analiz yöntemi

Bu yöntem Lord Kelvin tarafından bulgularanan bir prensibi esas almaktadır. Bu prensibe göre; homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır.¹⁴

Radyoteleometri ile kuvvet analiz yöntemi

Bu metod birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde bir güç kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kayıt edici mevcuttur. Gerilim ölçerlerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetre'nin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemin en büyük avantajı, veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır.¹⁴

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

Biyomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modelini çıkartıp bilgisayar ile bu modelin çözümlenmesi esasına dayanan bu analiz yöntemi; bir nevi bilgisayar üzerinde doğanın, doğal halinin taklit edilmesidir. Sonlu elemanlar analizi,

fiziksel modelleri tarif eden matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindedir.

Bu yöntemde bilgisayar kullanımı ile uygulanması esnasında milyarlarca aritmetik işlem yapılır.^{14,101} İlk kez 1960'ların başlarında özellikle havacılık ve uzay endüstrisinde yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiş olup, günümüzde statik analizlerin yapılmasında, akışkanlar mekaniğinde, ısı transferinin incelenmesinde, elektromanyetik analizlerin yapılması gibi birçok farklı alanda yaygın olarak kullanılmaktadır.^{15,102,103}

Analizin yapılabilmesi için ilk olarak, yapının geometrik modeli oluşturulur. Model iki veya üç boyutlu olabilir. Matematiksel model hazırlanırken gerçek boyut ve oranlara bağlı kalmak gereklidir. Matematiksel modelin oluşturulmasında mümkün olduğunca boyutları birbirine yakın geometrik alanlar kullanılır. Bu alanlara eleman; elemanın üç boyutlu koordinatlar sistemi içindeki yerini belirleyecek olan köşelerine ise, nokta adı verilir. Her nokta ve elemana bir numara verilir. Model oluşturulduktan sonra incelenecek dokuların elastik modülüsü ve Poisson oranları verilir. Böylece dokuların fiziksel özellikleri tanımlanmış olur. Analiz amacına uygun olarak yer çekimi, statik ve dinamik yük koşulları ve ısı şartları oluşturulur. Bütün veriler serbest formatta bir yazı programında liste şeklinde hazırlanarak analize sunulur.^{104,105} Yapının materyali, sınır koşulları ve yükler tam olarak modellenmelidir. Sonlu eleman modelinin uzay içinde serbest hareketini önlemek için herhangi bir yerinde belli bir serbestlik derecesinde başlamak, sınırlamak gereklidir. Kullanılan materyal özellikleri lineer, elastik ve izotropik olabilir. İzotropik materyaller yön ile değişmeyen özelliklere sahiptir. Bir materyal kuvvet uygulandığında deforme olmayıp, orantılı olarak yer değiştirdiğinde o materyal lineer ve elastik davranış göstermiş olmaktadır.¹⁰⁶

2.4.2. Sonlu elemanlar yönteminde temel kavramlar

Düğüm (Node)

Sonlu elemanlar yönteminde modeller, sonlu sayıda "eleman" olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanır ve bu noktalara düğüm (node) denir. Katı modellerde, her bir

elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan dđęüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkili iken, dđęüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir. Sonlu elemanlar yöntemi, bu dđęümlerdeki yer değiştirmeleri çözmeye ve hesaplamaya çalışır. Bu dđęüm noktaları belirli noktalardan hareket etmeyecek şekilde sabitlenmesi gereklidir.^{15,101,107}

Eleman (Element)

Sonlu elemanlar yönteminde sistemi tanımlayan bölge, eleman (element) olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar, "dđęüm" olarak adlandırılan özel noktalardaki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilmektedir. Sınır koşullarını da içerecek şekilde, lineer veya lineer olmayan cebirsel denklem seti elemanların birleştirilmesi sonucu oluşur ve sistemin gerçeğe yakın sonuç vermesi bu denklemin çözümlenmesi oluşur. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse o kadar çok gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir.¹⁵ Sonlu elemanlar yönteminde elemanlar şu şekilde sınıflandırılabilir:

-Geometrilerine göre; üçgen, paralel kenar, dörtgen elemanlar olarak,

-Boyutlarına göre; tek boyutlu, iki boyutlu, dđnel elemanlar, üç boyutlu elemanlar, izoparametrik elemanlar olarak,

-Dđęüm sayısına ve dđęüm sayısındaki bilinmeyenlere ve sürekli ortam probleminin özelliklerine göre ise plak, levha ve kabuk problemleri.^{15,107}

Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturulması

Ağ (mesh) oluşturma işlemi dđęüm noktalarının ve elemanların koordinatlarını belirler. Mesh üretimi farklı şekillerde yapılabilmekte olup bunlardan biri, programlar tarafından otomatik olarak yapılmakta, diğeri ise kullanıcının kendisinin mesh üretme işlemini gerçekteştirmesidir. Otomatik olarak yapıldığında, kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık uygun değer dđęüm noktalarını ve elemanları otomatik sıralayarak numaralanmasını sağlar. Kullanıcı mesh üretme yapacaksa, ayrıca mesh üretilecek alanın üzerinde, bölgelerin eleman yoğunluğunun nerede fazla, nerede az olacağına karar vermesi gerekebilir. Asıl önemli olan seçilen eleman kullanılarak

modelin en iyi bir şekilde nasıl daha iyi küçük parçalara bölüneceğidir, nasıl mesh edileceğidir.^{15,101}

Sınır şartları (Boundary conditions)

Sınır şartları; gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadelerini kapsar. Cismin durumuna göre belirlenir ve cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösterir. Sınır şartları analizi yapılan cismin kuvvet uygulanacağı bölgeye göre belirlenir.¹⁵

Geometri ve Katı Modelleme

Sonlu elemanlar analizinde ilk aşama her zaman kullanılacak tüm materyallerin bilgisayar ortamına aktararak modellenmesidir. İleri düzey modelleme tekniği olması cismin iç ve dış geometrisinin gerçeği en yakın şekilde taklit etmesinden kaynaklanmaktadır. Katı modellemenin esas temeli, görüntüden daha çok cismin iç ve dış geometrisinin bilgi bütünü şeklinde bilgisayara birebir geçmiş olmasıdır. Böylece cismin iç yapısını daha detaylı analiz etmek için kesitler alınabilir ya da ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilir. Cisimlerin yüzeylerinde farklı modifikasyonlar, renklendirme, geçirgenlik, ışık yoğunluğu ve gölgeleme yapılabilir.¹⁰⁷ Cisimlerin katı modellemesi için CAD (Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım) programları kullanılır. CAD ortamında hızlı bir veri, iletişim ve işlem gücüne sahip iyi donanımlı ve hızlı bilgisayarlar gerekmektedir. Katı modelleme sayesinde bir ürün üretilmeden önce istenen fonksiyon ve görünümü sağlayıp sağlamadığı kontrol edilebilir. Maliyeti yüksek mekanik testler yerine, bilgisayar ortamında yazılım programları ile yapılabilmesi daha hızlı ve ucuz olmasını sağlar. Modelleme bir, iki ve üç boyutlu olarak yapılabilir. Üç boyutlu tasarım, üç eksen üzerinde ve doğal en iyi taklit eden modellemedir. Kuvvetler tüm eksenlerde olacağından, hassas ve gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmesine olanak sağlamaktadır.^{101,107}

Stres (Gerilim) ve Strain (Gerinim)

Stres(Gerilim); birim alan başına düşen kuvvetin miktarı olarak tanımlanır ve kuvvetin birimi MPa (Megapaskal)'dır.^{1,18} Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, o yapının iç kısmında karmaşık iç gerilmeler oluşur. İç gerilmeler;

çekme (tensile), basma (compressive) ve makaslama (shear) gerilimi olarak üç farklı şekildedir.^{85,87}

- 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.⁸⁷

Strain (Gerinim): Gerilim uygulandığında, cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde, cismin fiziksel bir deformasyonu (elastik veya plastik) olarak tanımlanır, yani uzunluktaki değişimin orijinal uzunluğa oranı olup ölçü birimi yoktur. Bir yapıda bir kuvvet gerilim oluşturduğunda, bu kuvvet aynı zamanda gerinim de oluşturur. Gerilme ve gerinim (stres ve strain) birbirinden tamamen farklı niceliklerdir. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür.⁸⁵

Elastisite Modülü (Young's Modülü)

Elastisite modülüsü, gerilmenin gerinime (stres/strain) oranı olup, materyalin sertliğinin ölçüsünü verir, birimi GPa (Gigapaskal) 'dır.⁸⁵ Elastisite modülüsü arttıkça cismin katılığı da artar. Aynı kuvvet altında, yüksek elastisite modülüsüne sahip bir cisim, düşük elastisite modülüsüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar.^{87,108}

Poisson Oranı

Elastik sınırlar içinde kuvvete dik yöndeki gerinimin, yükleme yönündeki gerinime oranıdır. Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0.5 arasında değişkenlik gösterir ve cisme ait ayırıcı bir özelliktir. İki taraftan çekilerek gerilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık, eninin daralması buna örnek olarak gösterilebilir. Gerilme

tipi yüklemde, lateral gerinimin aksiyel gerinime oranı olarak tanımlanan Poisson oranı adını Fransız matematikçi Simeon Denis Poisson'dan almıştır.¹⁰⁹

Von Mises Stres

Von Mises stresi, çekilebilir (ductile) materyaller için kullanılır ve şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Von Mises stresi, materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır. İki veya üç boyutta oluşan stresleri birleştirerek, tek yönde yüklenen materyalin çekme (tensile) dayanıklılığını verir. Von Mises stres, kırılma (fatigue) dayanıklılığının ölçülmesindeki analizlerde de kullanılır.¹⁰⁹

2.4.3. Sonlu elemanlar stres analizinin avantajları ve dezavantajları

Sonlu eleman stres analiz yönteminin avantajları

- Sonlu elemanlar analiz yöntemi ile oldukça karmaşık geometriye sahip cisimler kolay ve güvenli bir şekilde analiz edilebilir.
- Bağlantı noktası fazla olan cisimler (delikli veya köklere sahip cisimler) kolaylıkla analiz edilebilir.
- Yapısında değişik malzeme ve geometri özellikleri bulunan cisimlerin analizleri ek bir zorluk çıkartmadan yapılabilir.
- Neden – sonuç ilişkisine bağlı sorunlar, yapının tamamında değil de, küçük bir yapıda çözümlenerek, bütün yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Böylece sorunu basite indirerek, sorunların anlaşılıp çözümlmesine imkan 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.^{110,111,112}

Sonlu eleman stres analiz yönteminin dezavantajları

- Analizlerin yapılabilmesi için gerekli olan donanımına 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.^{110,118}

2.4.4. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analizi yöntemi

Diş hekimliğinde kuvvetten bahsedilince akla ilk olarak güçlü çiğneme kaslarının uyguladığı çiğneme kuvvetleri gelir. Bu kuvvetler çene kemiklerine çeşitli yollarla iletilir. Bunlar; dişler, diş kökleri ve periodonsiyumları, protez materyalleri, implant protezlerinde implantın direk kemik teması ile olmaktadır. Bütün bu kuvvet iletim yollarında canlı dokuların fizyolojik sınırlar içinde etkilenmesi, aşırı ve zararlı stres birikimlerinin olmaması gerekmektedir. Bu nedenle materyalde veya destek yapılarında ortaya çıkacak stresin analiz edilmesi gereklidir. Biyolojik yapılarda (kas, kemik, diş, vücut sıvıları gibi) stres analizi yapmak, tedavi ve protetik malzemelerde analiz yapmaktan zor olduğu için canlı dokuların modelinin hazırlanması yoluna gidilmiştir.¹¹³

Dental materyaller gibi oldukça karmaşık geometriye sahip materyallerin analizlerini yapılması oldukça zor ve karmaşık bir işlemdir. Sonlu elemanlar analiz yöntemi, karmaşık geometriye sahip materyallerin kolaylıkla analizinin yapılmasına imkan sağlamaktadır.¹¹⁵ 1960'ların sonunda Ledney ve Huang'ın bir diş modelini matematiksel olarak oluşturması ile kullanılmaya başlanan sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, 1970'li yıllarda Farah ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalarla diş hekimliğindeki yerini almaya başlamıştır.¹⁰²

Dental implantlarda SESA yöntemi kullanılarak yapılan ilk çalışma 1973'te Tesk ve Widera¹¹⁴ tarafından rapor edilmiştir. Bu çalışmada iki boyutlu ve aksisimetrik SESA yöntemi ile implant çevresindeki kemikte oluşan stres dağılımları incelenmiş ve

implant yüzeyinin pürüzlülüğü stres iletimi açısından güncel bir araştırma konusu olmuştur.

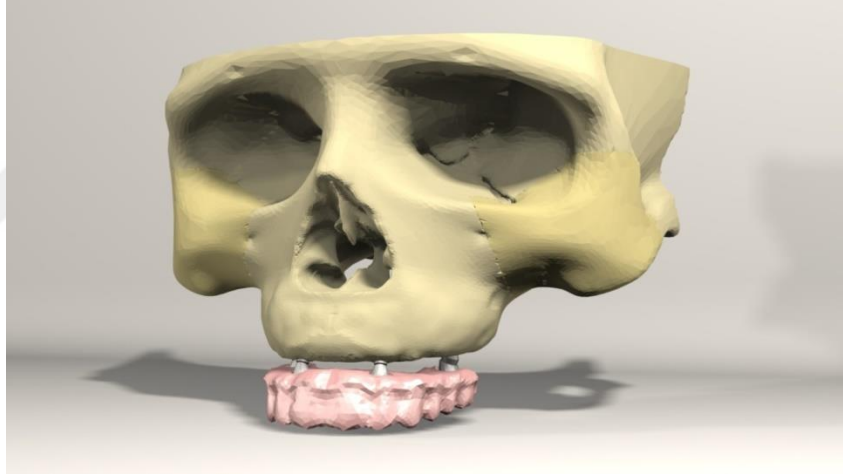
Holmes ve Loftus¹¹⁵ implantlarda okluzal kuvvetlerin iletilmesinde kemik kalitesinin etkisini SESA yöntemi ile incelemişlerdir. Bu çalışma sonucunda kalın kompakt kemik ve yüksek yoğunluktaki trabeküler kemik yapısının, implantın kemik içindeki mikro hareketini ve stres yoğunluğunu azaltacağını göstermiştir. Bununla birlikte, implant destekli protezin okluzal yüklemeye ilettiği kuvvet veya kullanılan protezin oklüzyon tipi de, implant stresi açısından oldukça önemlidir. Bu konuda Eskitaşçıoğlu ve arkadaşları¹¹⁶, implant destekli protezin maksimum yüzeyde okluzal teması sağlaması gerektiğini, total dişsizliklerde kullanılan implant destekli overdenture protezlerin ise en ideal olarak fonksiyonel oklüzyonu sağlaması gerektiğini vurgulamışlardır. Son 20 yıl içerisinde yaygınlaşan sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile literatürde sıklıkla karşılaşılmaktadır.¹¹⁷⁻¹²⁰

Sonlu elemanlar analiz yazılımları arasında, teknik olarak farklılıklar olmakla birlikte diş hekimliğinde en sık; ALGOR, ABAQUS, ADINA, ANSYS, COMSOL, FEMPRO, FEMTOOLS, I-DEAS, MARC, NASTRAN, PAFEC 75, PATRAN, PROENGINEER, SOLIDWORKS, SAP 80, SAP2000, STRAND7, VISUALFEA ve ZEBULON' isimli programlar kullanılmaktadır.^{15,110,118}

3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi (OMÜ) Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) Proje Yönetim Ofisi tarafından PYO.DIS.1904.18.014 proje numarası ile desteklenmiştir. Bu araştırma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi.

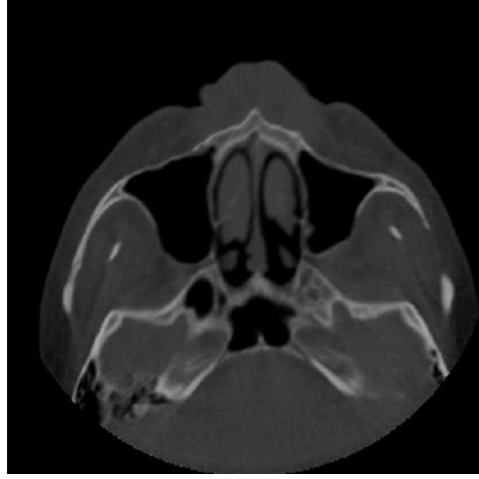
Bu çalışmada; tam dişsiz atrofik üst çene kemiğinde, 2 farklı tasarımda yerleştirilen zigomatik implantlar üzerine dört farklı materyalden yapılan (Cr-Co, Zirkonyum, Titanyum ve PEEK) protetik alt yapının implant, implant çevresi kemik ve protezde oluşturduğu stresler, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirildi.



Şekil 3.1. Protezin modeldeki görünümü

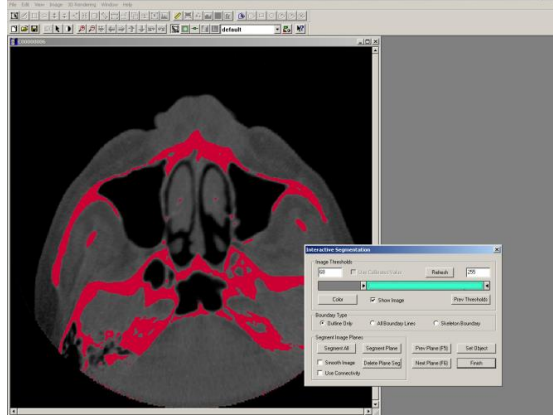
3.1. Çalışma Modellerinin Oluşturulma Aşaması

Üst çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz üst çene kemiği, 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 3.2. 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.

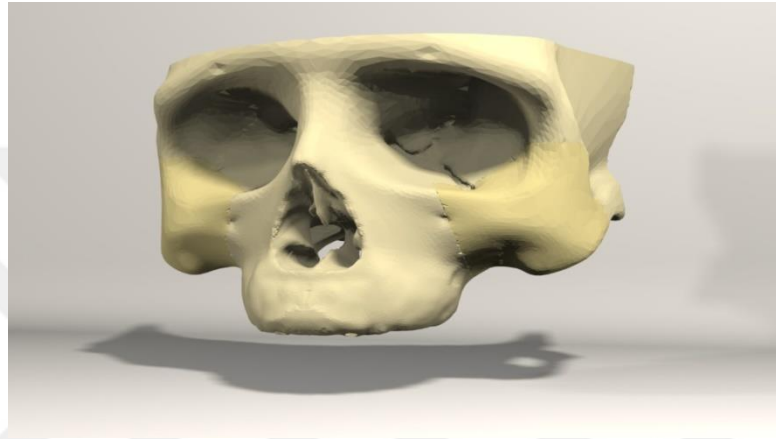


Şekil 3.3. 3D-Doctor yazılımı görüntüsü

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 üst çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından .stl formatında export edildi.

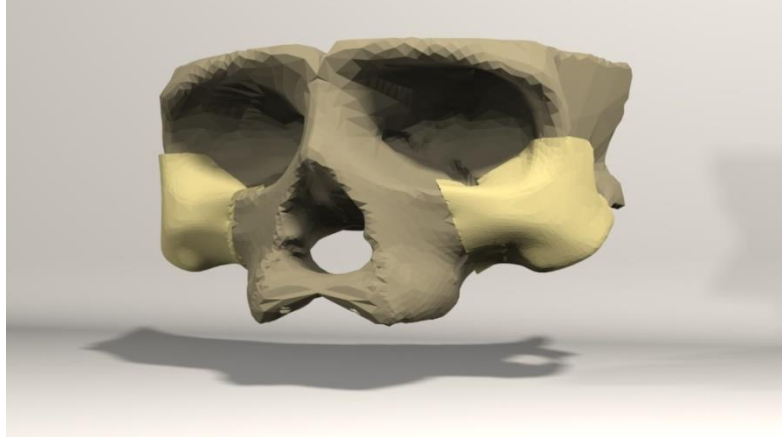
Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu.



Şekil 3.4. Maksilla Modeli Kortikal Kemik

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

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



Şekil 3.5. Maksilla Modeli Trabeküler Kemik

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



Şekil 3.6. Activity 880 optik tarayıcısı

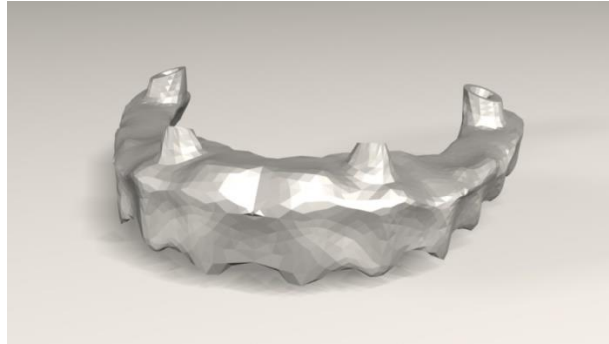
3.2. İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi

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

Zigomatik implantların yerleşimi iki farklı tasarımda üç boyutlu olarak modellendi. Birinci modelde; iki tane konvansiyonel implant alveol kretin anterior bölgesine aksiyel, iki tane zigomatik implant alveol kretin posterioruna açılı (45°) olarak yerleştirildi. İkinci modelde; iki tane zigomatik implant alveol kretin anterior bölgesine açılı (45°), iki tane zigomatik implant alveol kretin posterioruna açılı (45°) olarak yerleştirildi.

Çalışmada 4.1 mm çap, apex çap 3.9 mm ve 17° multi –unit olan 45° açılı zigoma implantlar ve anterior bölge için 3.75 mm çap, 11,5 mm uzunlukta konvansiyonel implantlar kullanıldı.(Nobel Biocare, Switzerland).

Hibrit protezleri oluşturmak üzere kesik diş formunda hazırlanan alt yapı materyalleri; Zirkon(ZirconZahn, Bruneck, Italy), Cr-Co, Titanyum ve PEEK olmak üzere, 2 farklı ekseninde kuvvet uygulanmış şekilde modellendi. (Şekil 3.7,8,9).



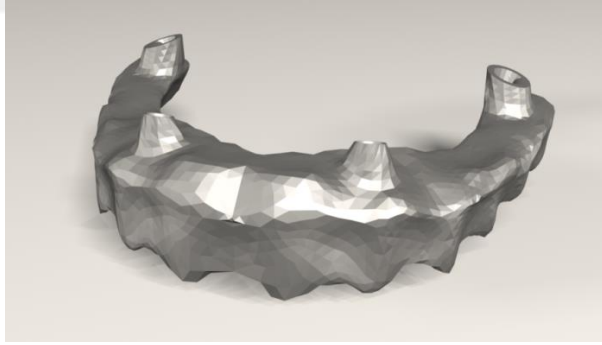
Şekil 3.7. Krom kobalt alt yapı



Şekil 3.8. Peek alt yapı



Şekil 3.9. Zirkon alt yapı



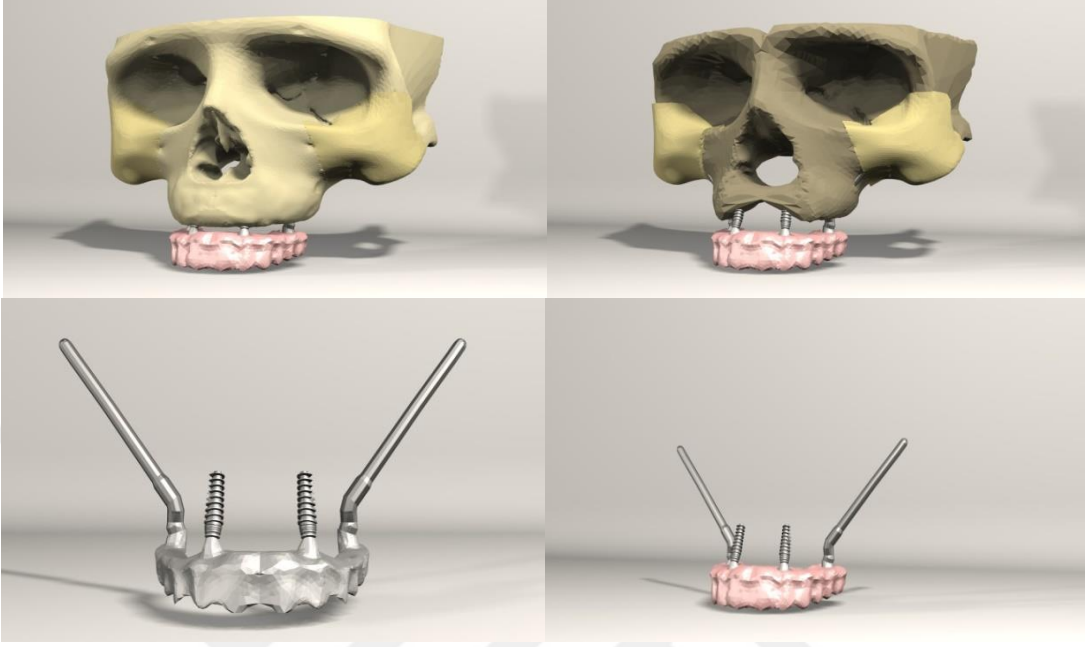
Şekil 3.10. Titanyum alt yapı

3.3. Çalışma Modelleri

Yaptığımız çalışmada; 2 farklı tasarımda, dik ve oblik tek taraflı yükleme koşulunda toplam 16 adet sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirildi.

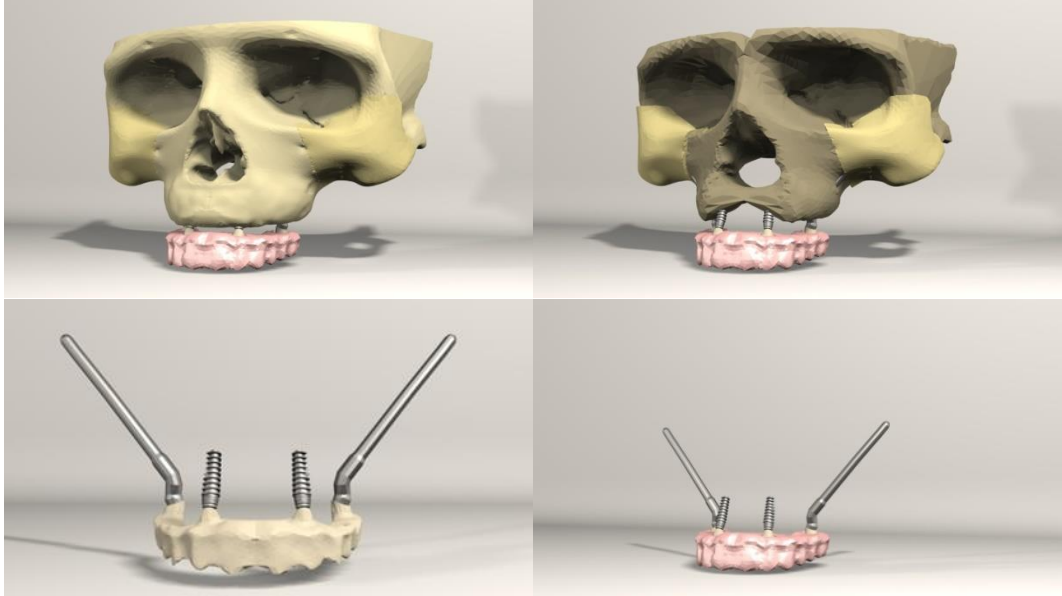
Senaryo 1:

1- Krom kobalt alt yapı



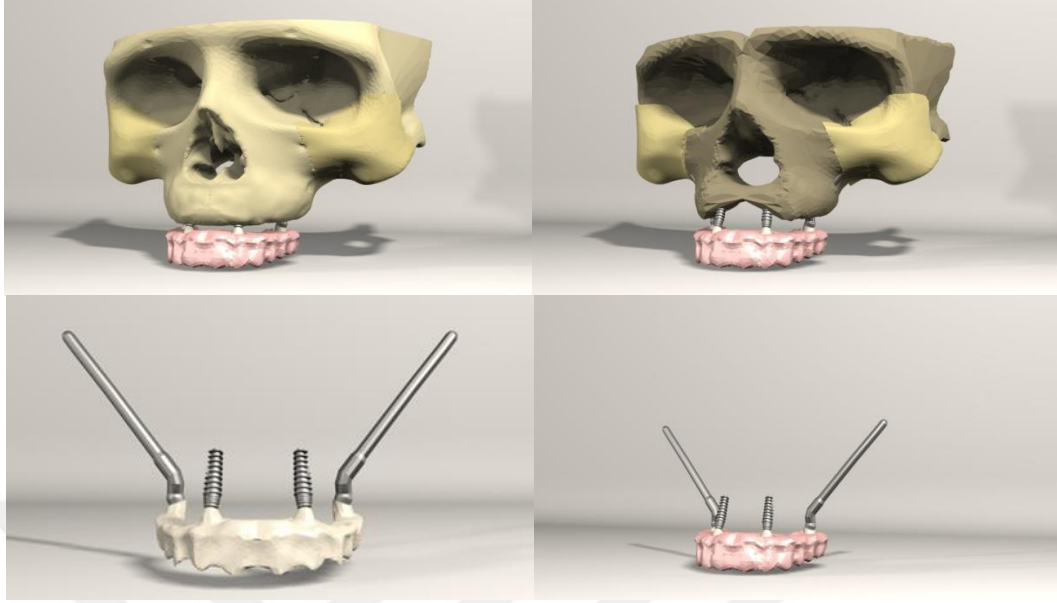
Şekil 3.11. Anteriora 2 konvansiyonel, posteriora 2 zigoma implant yerleşimi ile Cr-Co alt yapı

2- Peek alt yapı



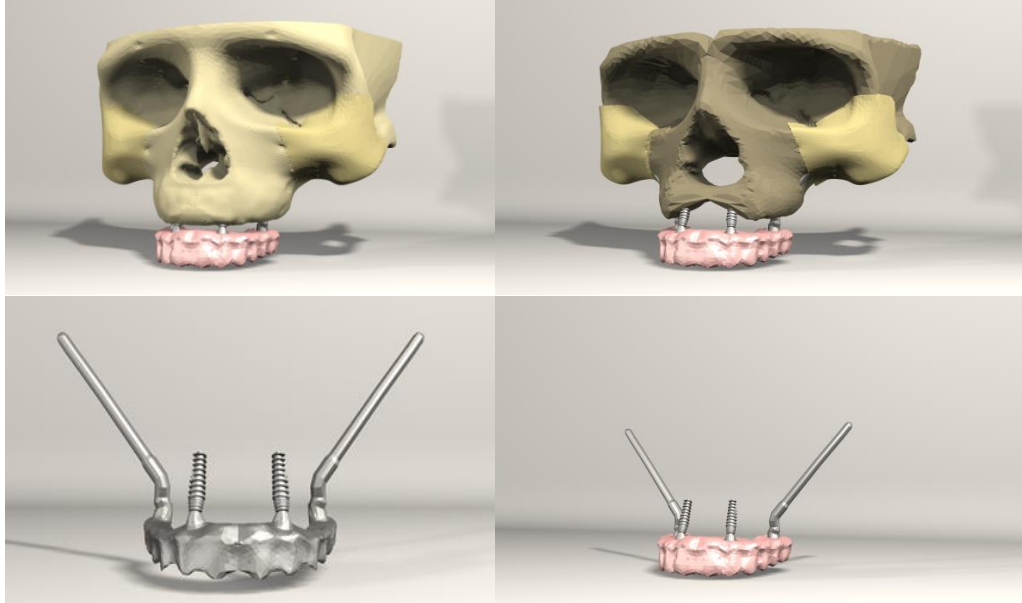
Şekil 3.12. Anteriora 2 konvansiyonel, posteriora 2 zigoma implant yerleşimi ile PEEK alt yapı

3- Zirkon alt yapı



Şekil 3.13. Anteriora 2 konvansiyonel, posteriora 2 zigoma implant yerleşimi ile Zr alt yapı

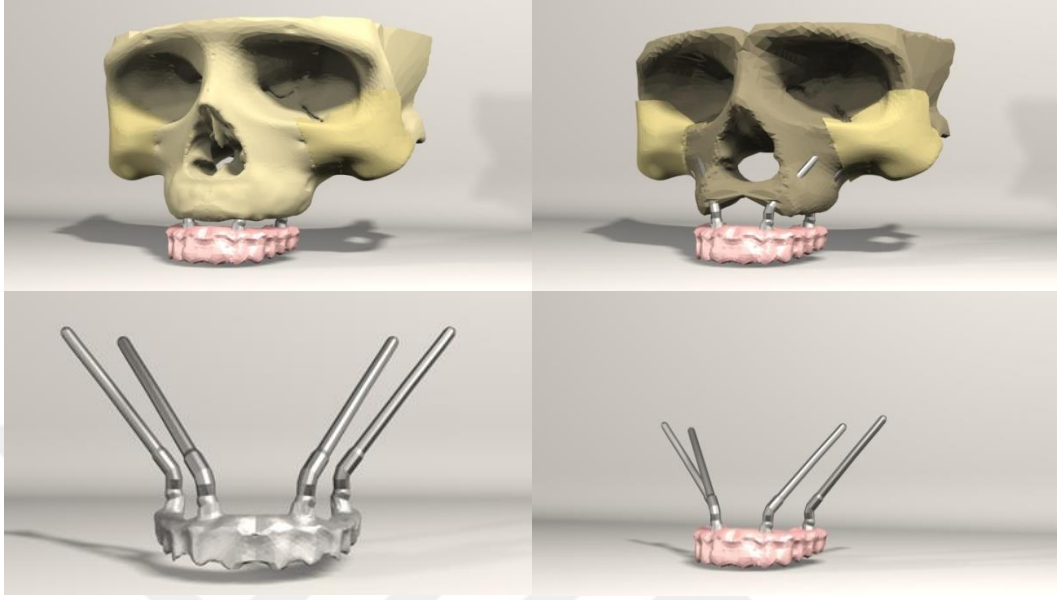
4- Titanyum alt yapı



Şekil 3.14. Anteriora 2 konvansiyonel, posteriora 2 zigoma implant yerleşimi ile Ti alt yapı

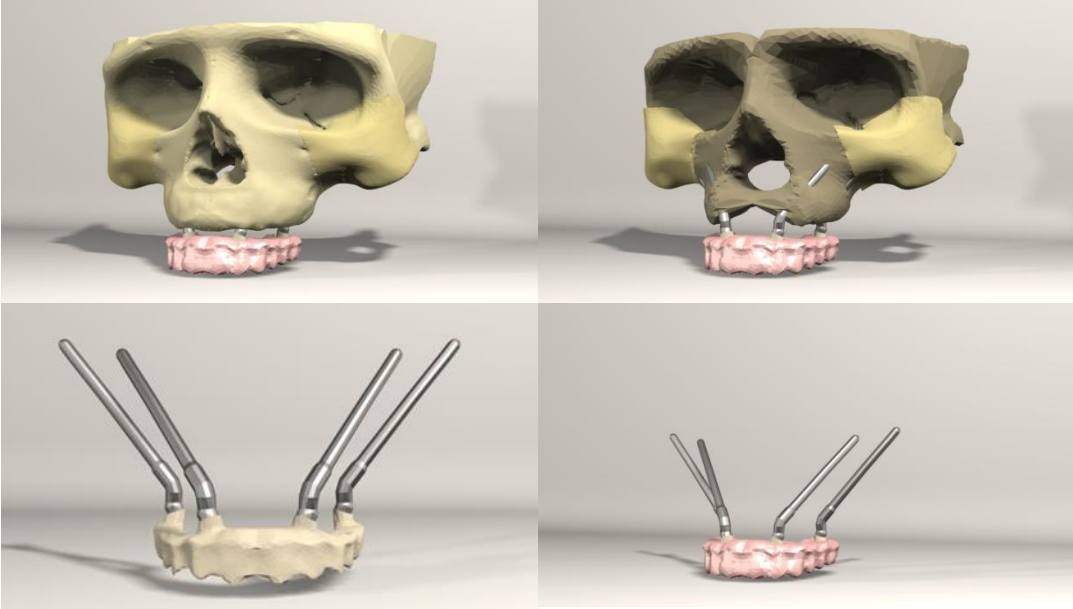
Senaryo 2:

1- Krom kobalt alt yapı



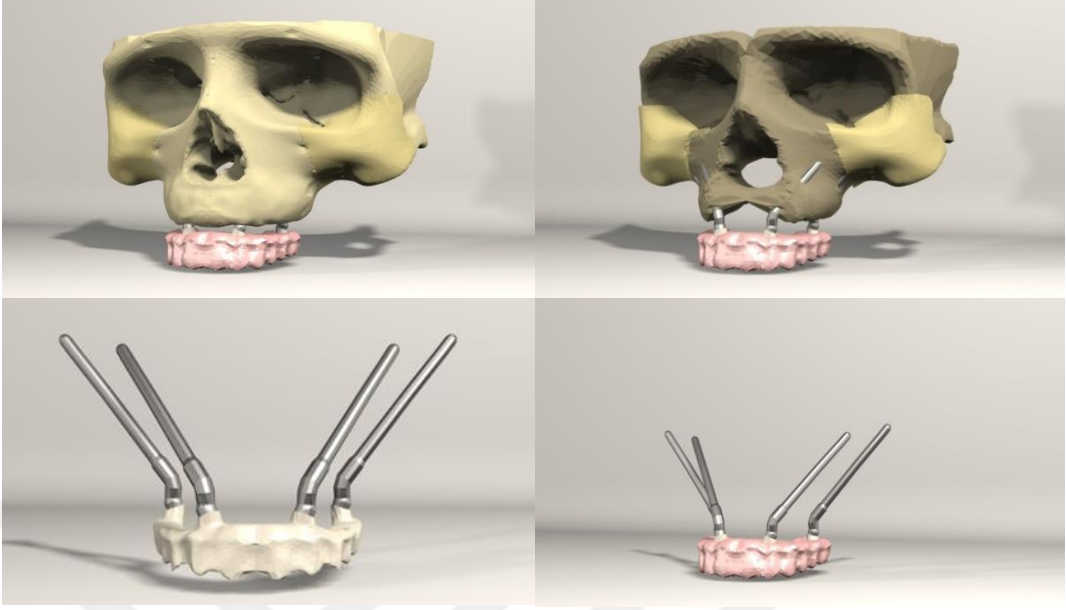
Şekil 3.15. Anteriora 2 zigoma, posteriora 2 zigoma implant yerleşimi ile Cr-Co alt yapı

2- Peek alt yapı



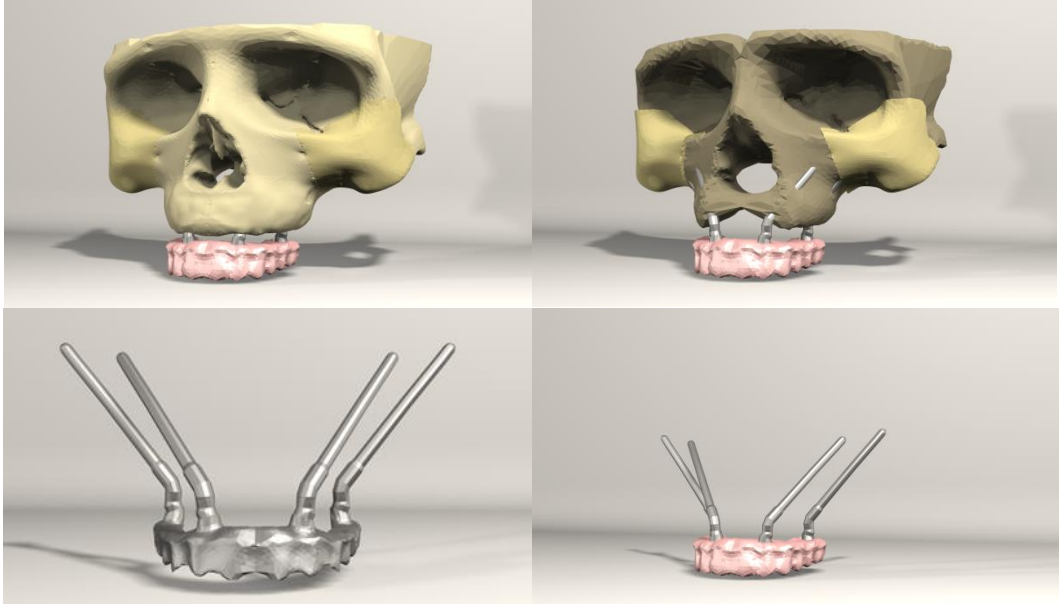
Şekil 3.16. Anteriora 2 zigoma, posteriora 2 zigoma implant yerleşimi ile PEEK alt yapı

3- Zirkon alt yapı



Şekil 3.17. Anteriora 2 zigoma, posteriora 2 zigoma implant yerleşimi ile Zr alt yapı

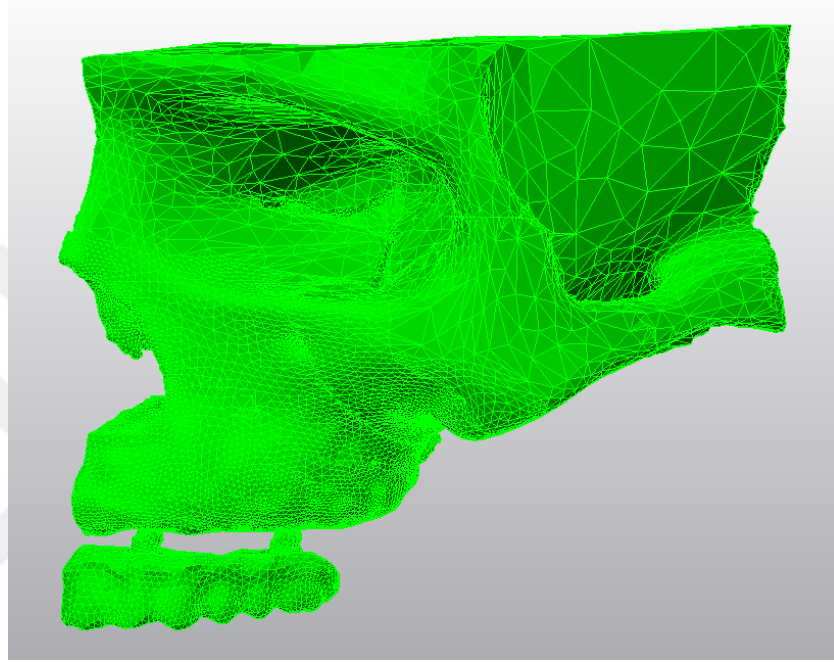
4- Titanyum alt yapı



Şekil 3.1. Anteriora 2 zigoma, posteriora 2 zigoma implant yerleşimi ile Ti alt yapı

3.4. Çalışmada Kullanılan Parçaların Katı Modellemesinin Yapılması

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır.



Şekil 3.19. Rhino'dan 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 aitt olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (Elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir (Tablo 3.1).^{147,156,164}

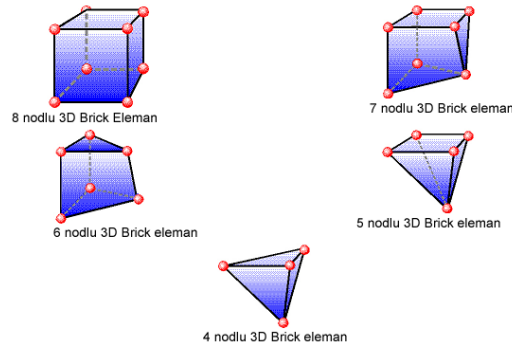
Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir.

Tablo 3.1. Elastiklik Modülü ve Poisson Oranları

	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
Cr-Co alt yapı	218000	0.33
Zirkon alt yapı	205000	0.22
Titanyum alt yapı	110000	0.28
PMMA (protez)	3000	0.35

VR Mesh’de yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına .stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. 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 işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.



Şekil 3.20. 4, 5, 6, 7 ve 8 nodlu 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:

Tablo 3.2. Modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

Modeller	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
1. grup (2 konvansiyonel, 2 zigoma implantı)	249387	55540
2. grup (4 zigoma implantı)	146142	36728

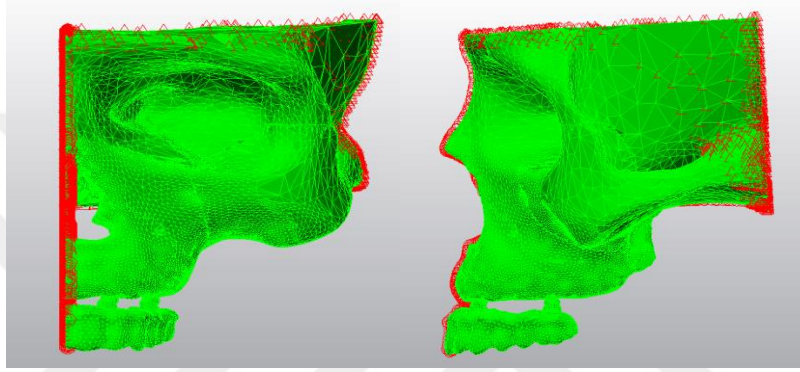
Çalışmada tedarik edilen implant ve protez parçaları SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak tarandı. .stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı

3.5. Kemik İmplant Bağlantı Durumu

İmplantların kemiğe %100 osseoentegre olduğu varsayılmıştır. Kemik ve implantlar arasında tüm arayüz boyunca sıkı bir bağlantının olduğu kabul edilmiştir.

3.6. Sınır Koşulları

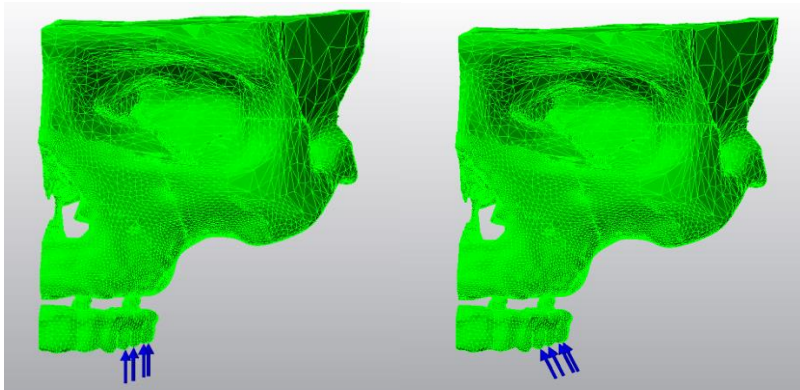
Model çene kemiğinin alt kısmından her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir.



Şekil 3.21. Modelin sınır koşulları

3.7. Yükleme koşullarının oluşturulması

Posterior dişlerden dik ve oblik 150 N yükleme yapılacaktır. 2 farklı senaryoda, 4 farklı metal alt yapısı ile (krom-kobalt, zirkon, titanyum ve peek) ile 150 N dik ve 30 derece oblik yükleme koşulunda toplamda 16 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.22. Modellerin yükleme koşulları

4. BULGULAR

Yaptığımız çalışmada, iki farklı cerrahi konseptte yerleştirilen zigomatik implantların üzerine yapılacak dört farklı materyalle (Cr-Co, Zirkonya, Titanyum, PEEK) tasarlanan protetik restorasyonların, dik ve oblik yükleme altında oluşan stres değerleri, renkli dağılım skalaları ve tablolar kullanılarak gösterilmiştir. Von Mises Stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir. Çalışmamızda implantlar ve alt yapı üzerinde yükleme sonrasında oluşan maksimum Von Mises değerleri düşükten yükseğe doğru sınıflandırarak değerlendirilmiştir. Sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir. Modellerimizde implant çevresi kemikte implantların mesial, distal, bukkal ve palatinal, yüzlerindeki bölgelerden seçilen düğüm noktalarındaki değerler ölçülmüş, tablolarda maksimum gerilme ve maksimum sıkışma streslerinin rakamsal değerleri gösterilmiştir.

4.1. Kortikal Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max})

Model 1 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (1. Grup; Co-Cr; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 1,796389 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek distal bölgede ve 0,729667 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.1).

Model 2 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (1. Grup; Co-Cr; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 4,115225 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi

çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek mezial bölgede ve 1,318539 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.1).

Model 3 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (1. Grup; Zr; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 1,810187 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek distal bölgede ve 0,765156 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.2).

Model 4 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (1. Grup; Zr; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 4,223906 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek mezial bölgede ve 1,336642 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.2).

Model 5 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (1. Grup; Ti; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,337767 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek distal bölgede ve 1,661803 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3).

Model 6 da kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (1. Grup; Ti; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 4,833440

MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek palatinal bölgede ve 2,348002 MPa değerinde bulunmuştur (şekil 4.3).

Model 7 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (1. Grup; PEEK; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 3,616226 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek distal bölgede ve 5,043430 MPa değerinde bulunmuştur (şekil 4.4).

Model 8 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (1. Grup; PEEK; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 9,091457 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek palatinal bölgede ve 6,112067 MPa değerinde bulunmuştur (şekil 4.4).

Model 9 da kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (2. Grup; Co-Cr; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 1,883983 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek distal bölgede ve 1,333444 MPa değerinde bulunmuştur (şekil 4.5).

Model 10 da kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (2. Grup; Co-Cr; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 3,143048 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek palatinal bölgede ve 1,579862 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.5).

Model 11 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (2. Grup; Zr; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 1,888922 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek distal bölgede ve 1,368571 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.6).

Model 12 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (2. Grup; Zr; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 3,244697 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek palatinal bölgede ve 1,657977 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.6).

Model 13 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (2. Grup; Ti; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 2,364678 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde

çekme stresleri en yüksek distal bölgede ve 2,155160 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.7).

Model 14 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (2. Grup; Ti; oblik kuvvet):

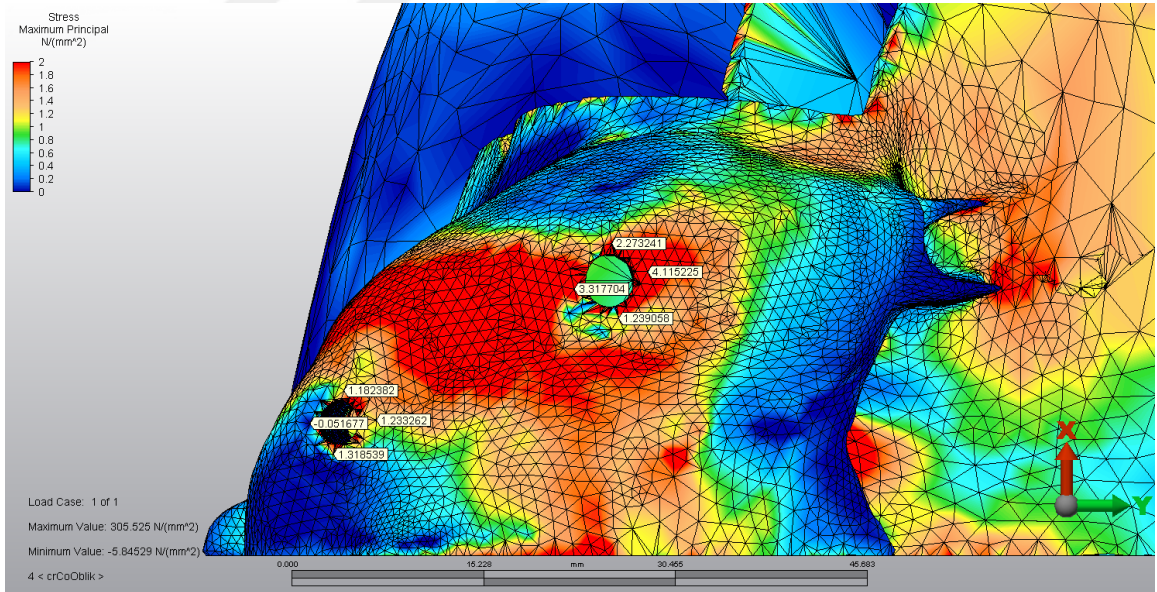
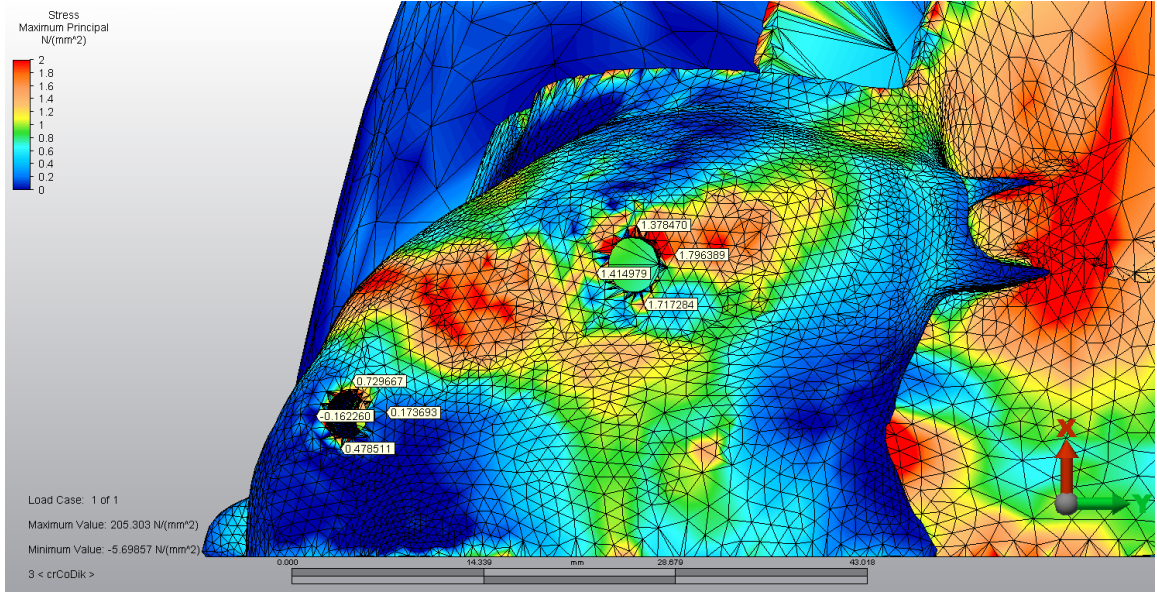
Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 3,939726 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek palatinal bölgede ve 2,664578 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.7).

Model 15 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (2. Grup; PEEK; dik kuvvet):

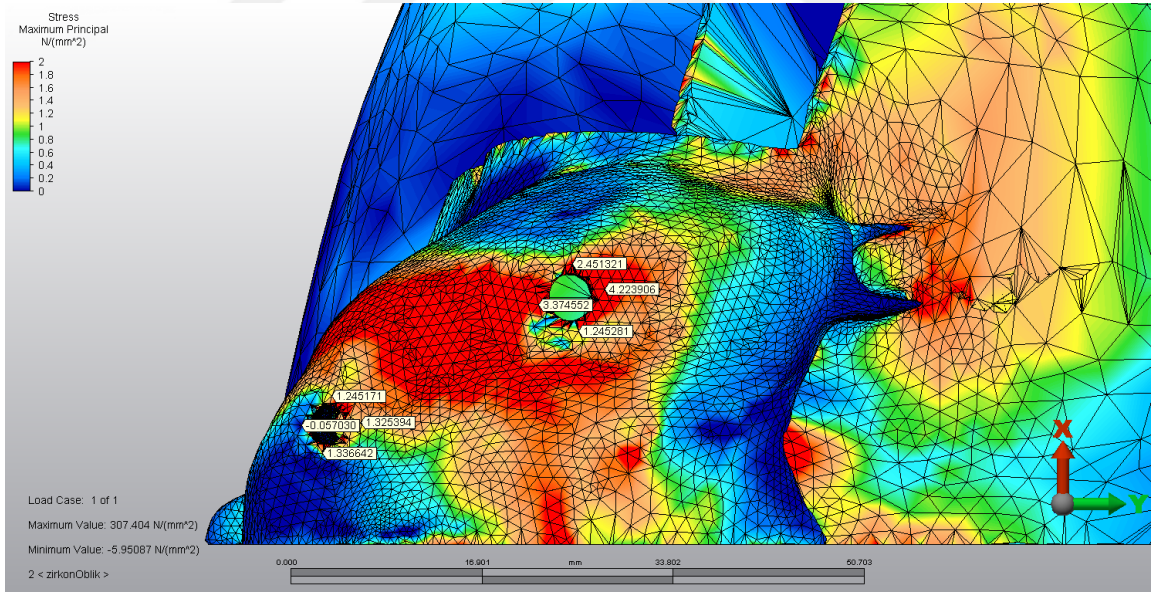
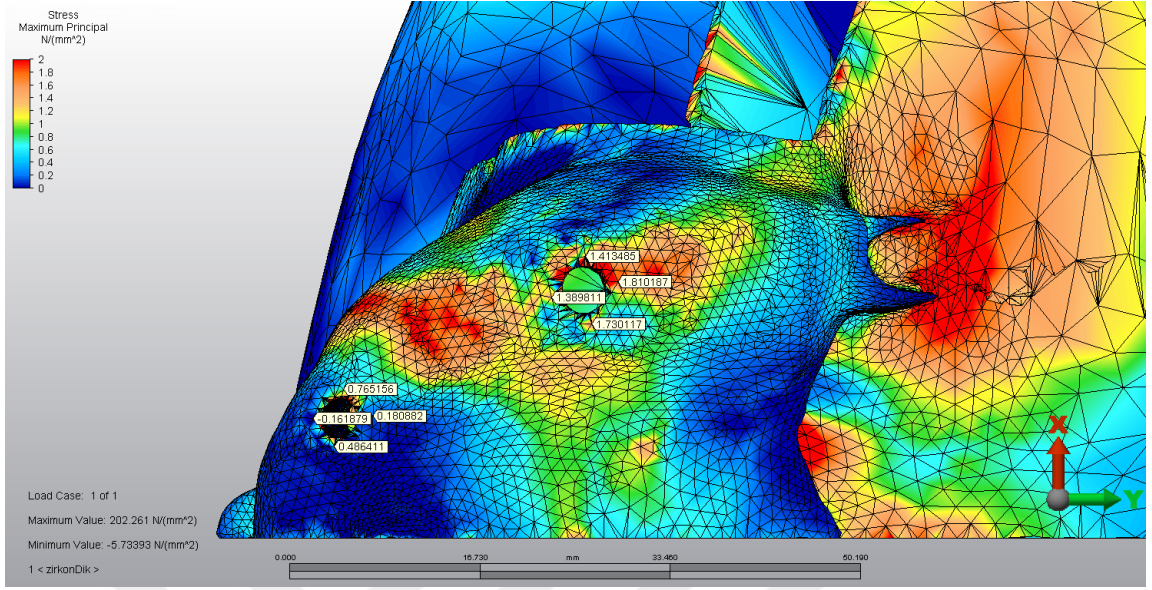
Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 3,370057 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek distal bölgede ve 5,073960 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.8).

Model 16 da kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (2. Grup; PEEK; oblik kuvvet):

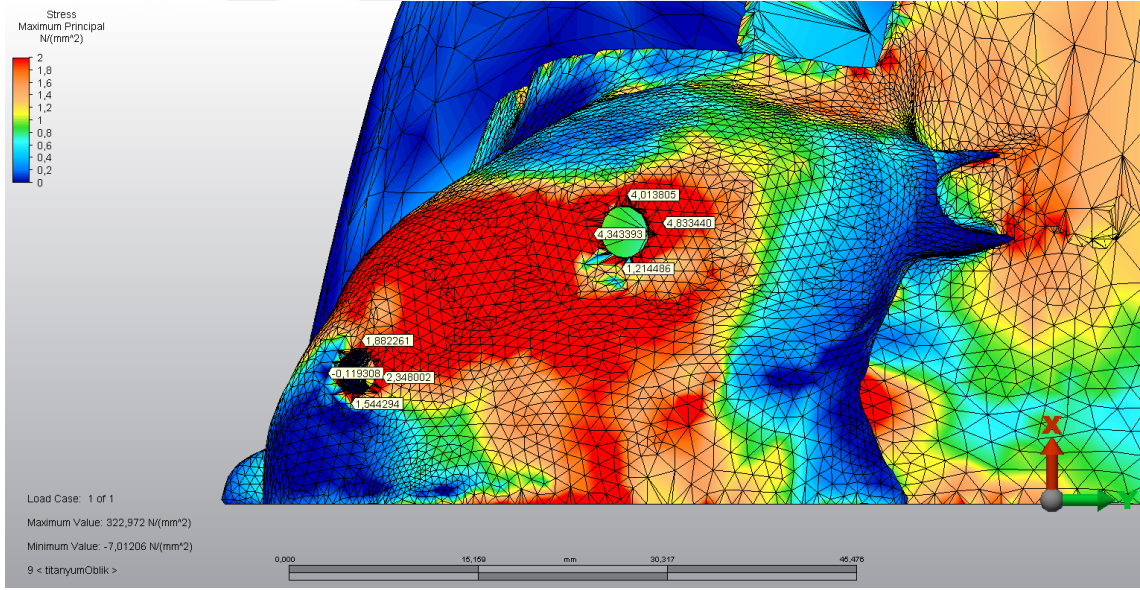
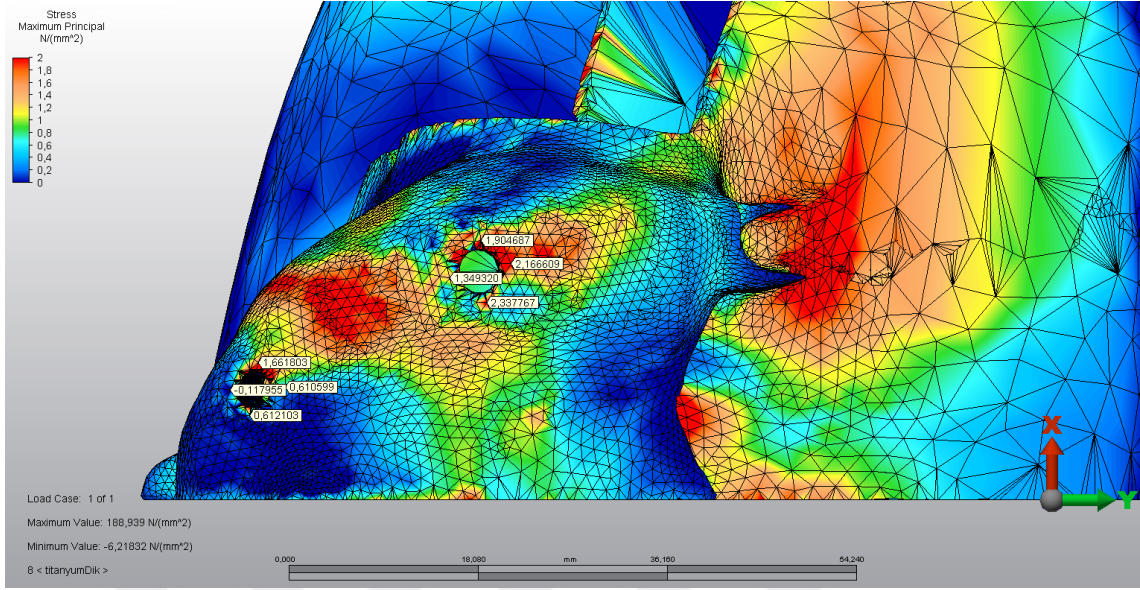
Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 10,832491 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek palatinal bölgede ve 6,283836 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.8).



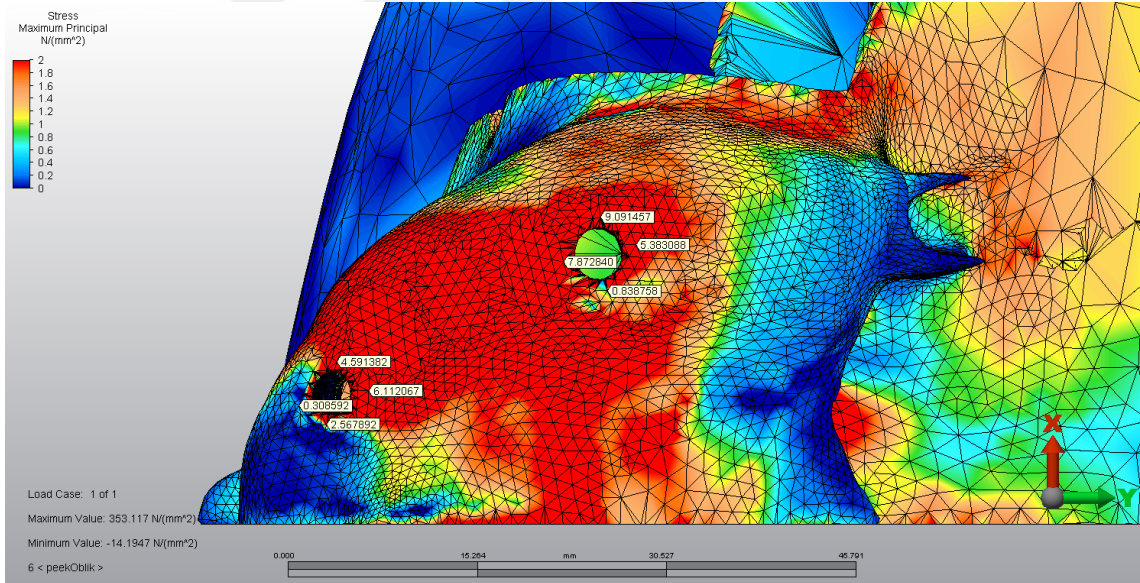
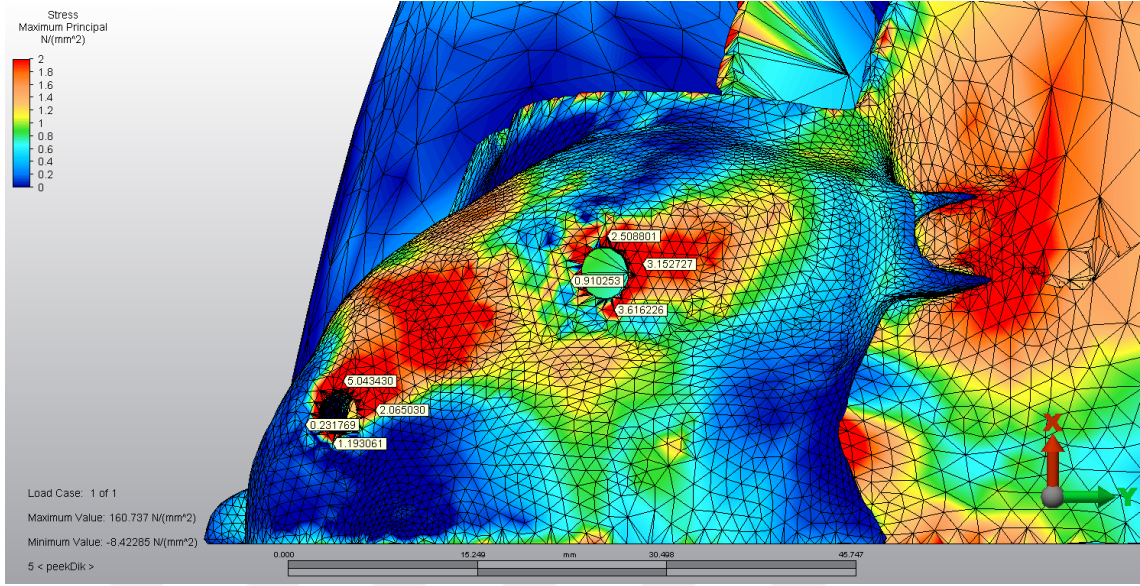
Şekil 4.1. Model 1 ve Model 2’de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



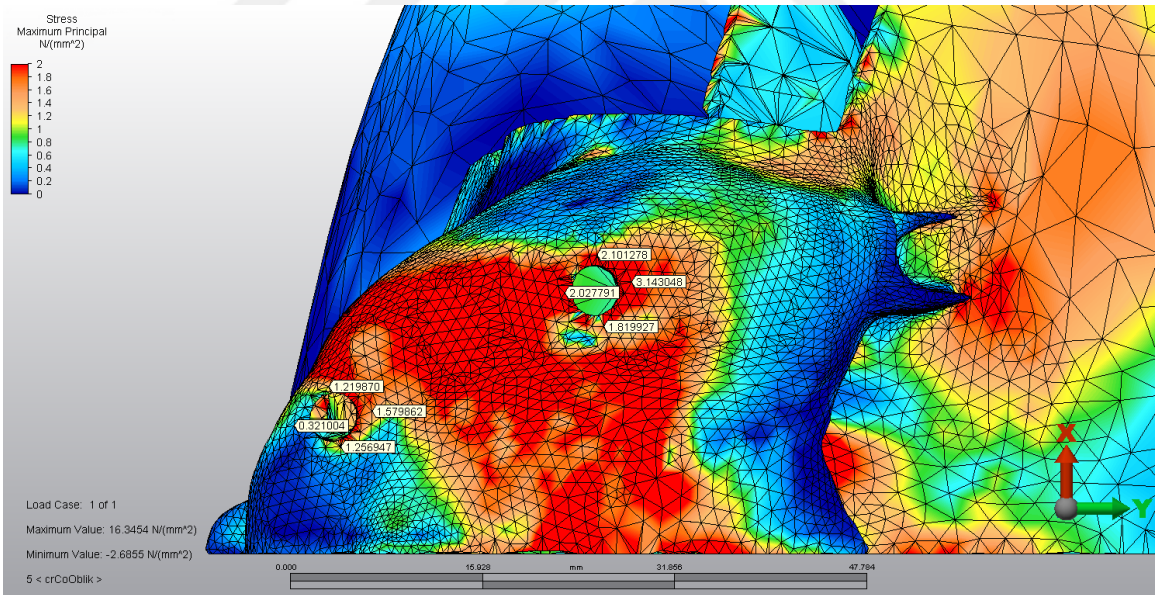
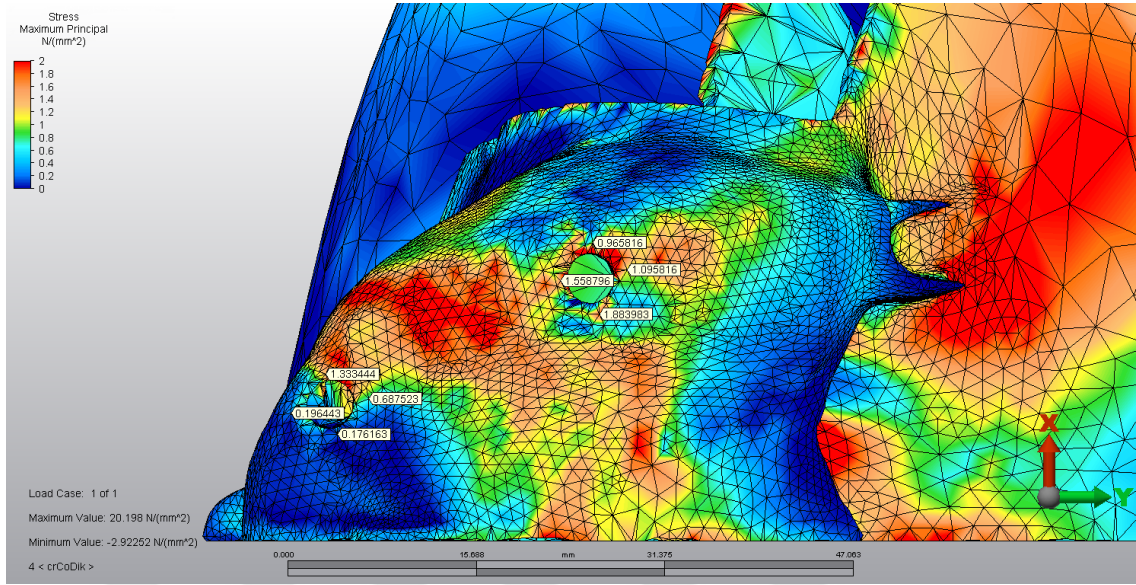
Şekil 4.2. Model 3 ve Model 4'de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



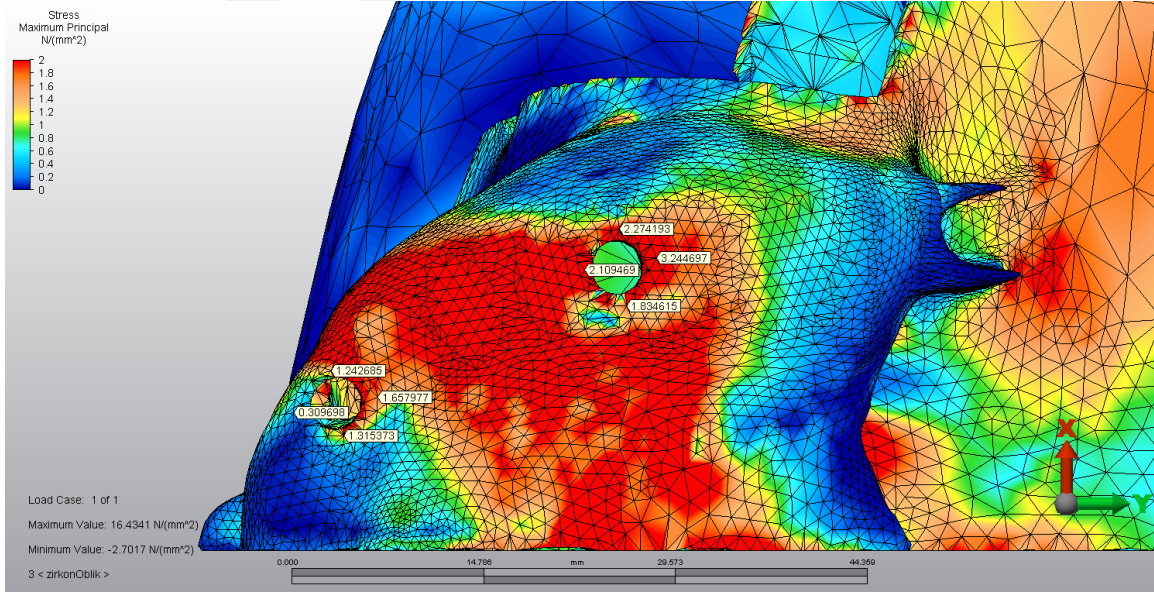
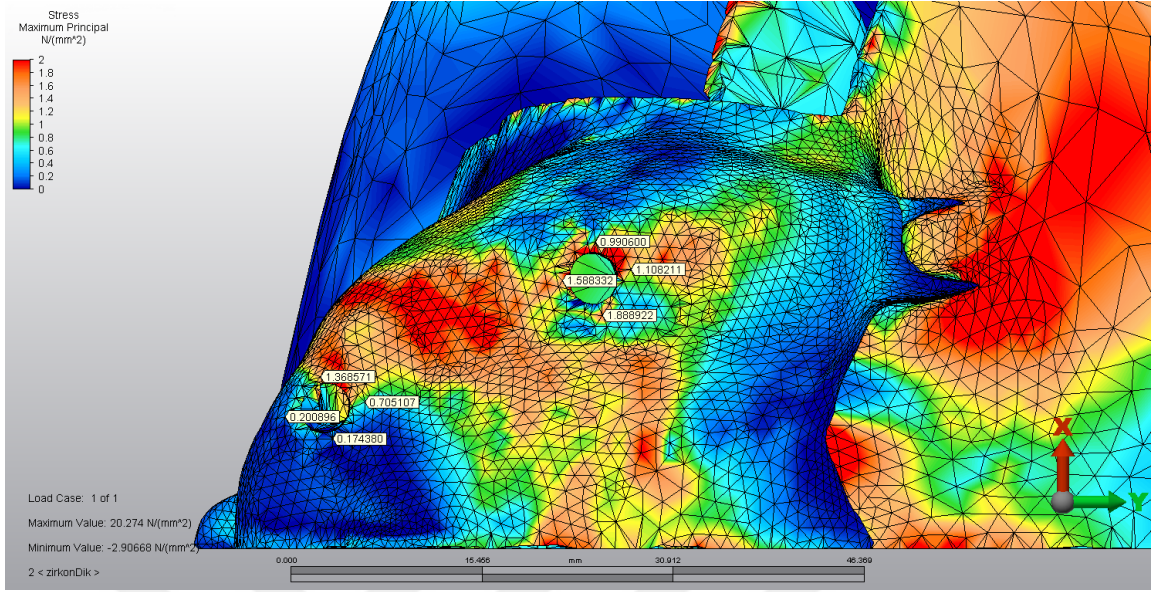
Şekil 4.3. Model 5 ve Model 6'da kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



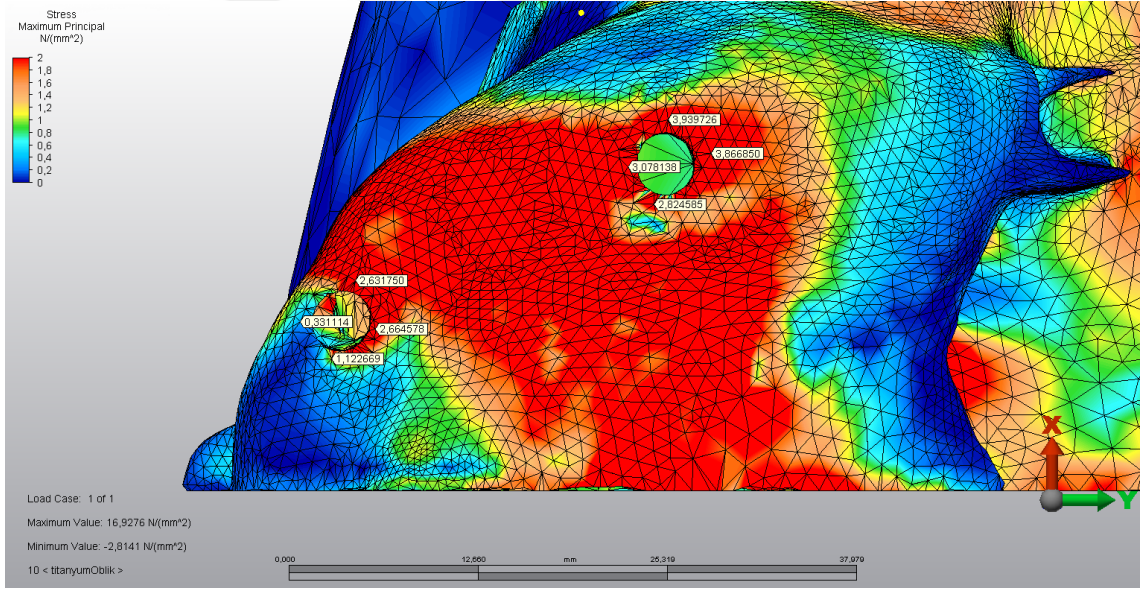
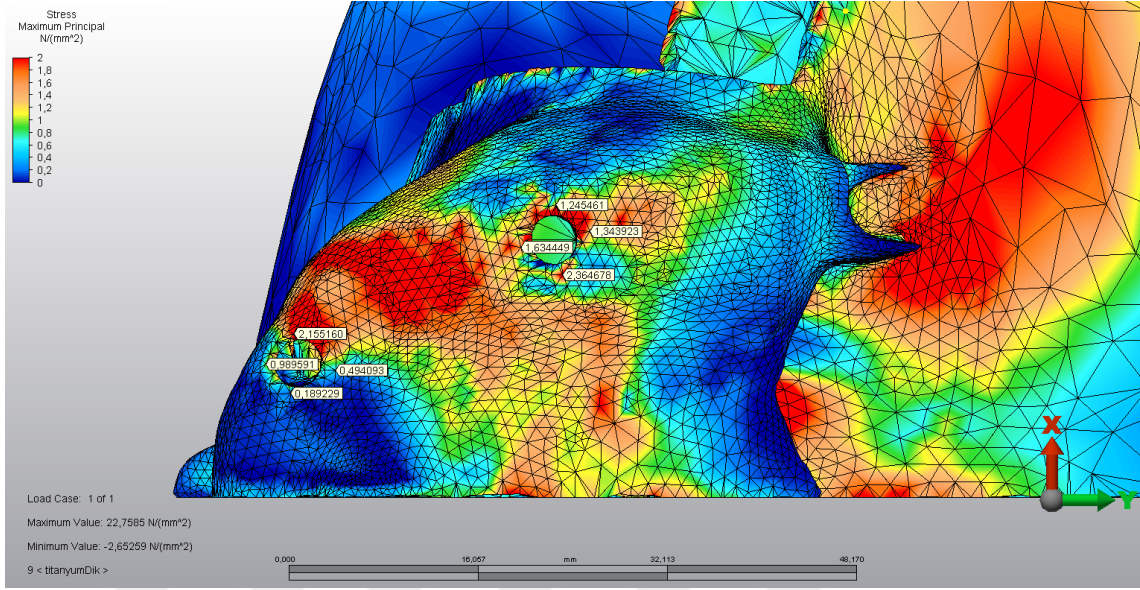
Şekil 4.4. Model 7 ve Model 8'de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



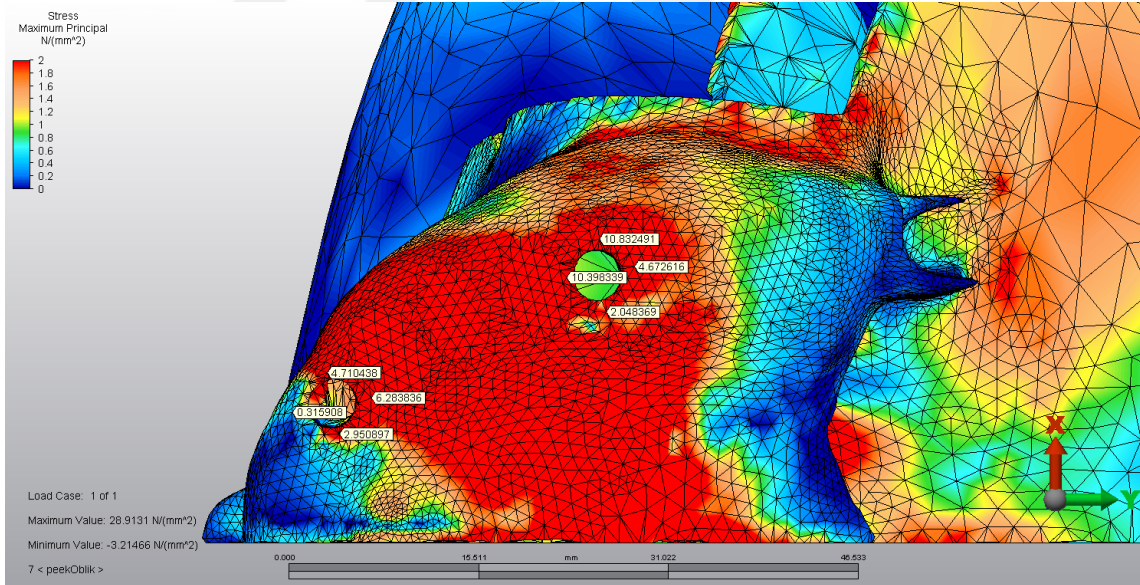
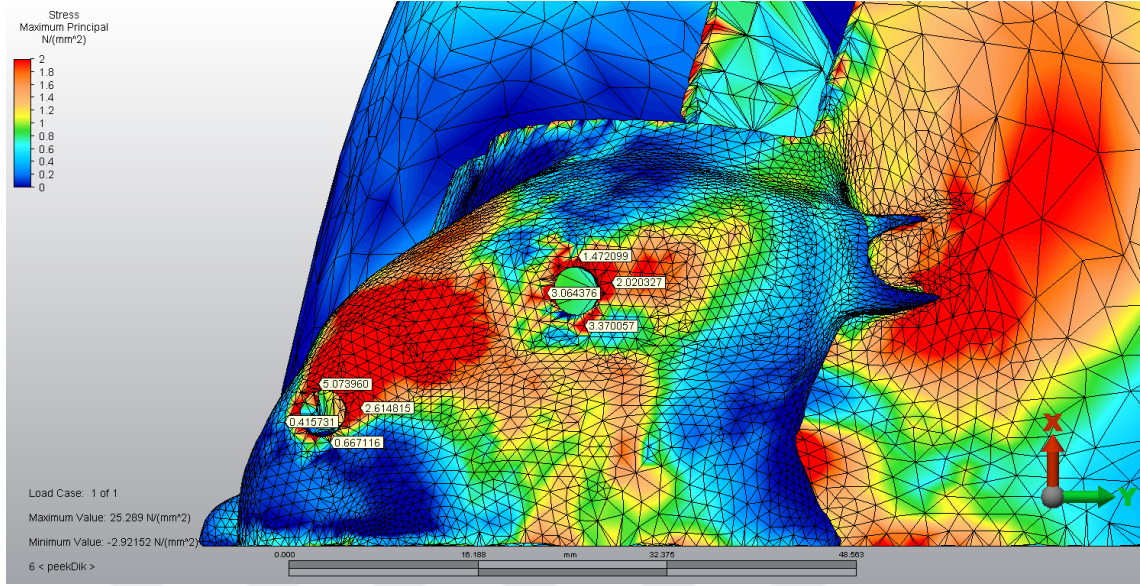
Şekil 4.5. Model 9 ve Model 10'da kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



Şekil 4.6. Model 11 ve Model 12’de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



Şekil 4.7. Model 13 ve Model 14'de kortikal kemikte oluşan çekme stresleri



Şekil 4.8. Model 15 ve Model 16’da kortikal kemikte oluşan çekme stresleri

Tablo 4.1. Kortikal Kemikte Dik Kuvvet Altında Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

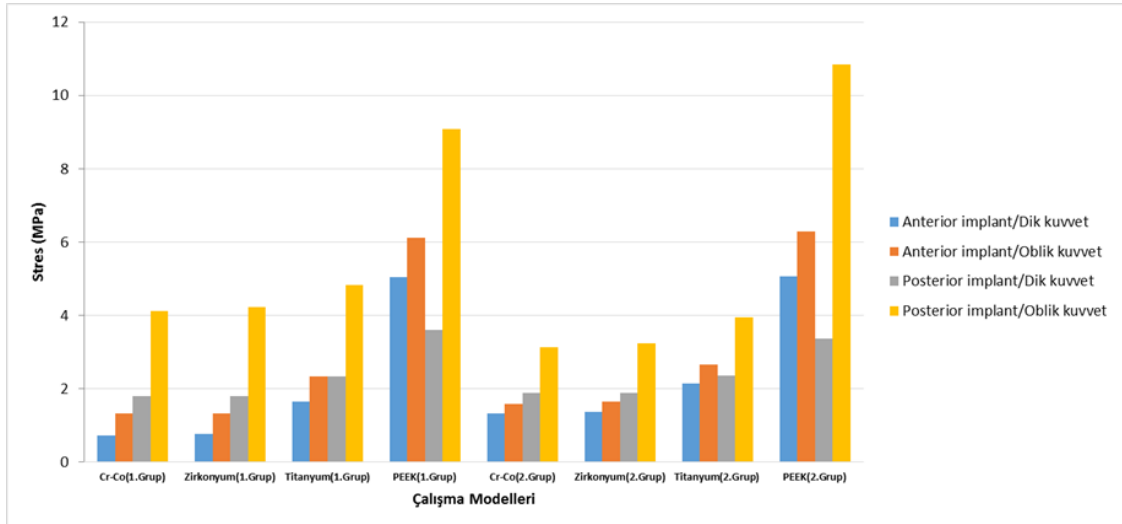
Çalışma Modelleri	Anterior implant çevresi kemik (MPa)				Posterior implant çevresi kemik (MPa)			
	Mezial	Distal	Bukkal	Palatinal	Mezial	Distal	Bukkal	Palatinal
Cr-Co (1.Grup)	0,478511	0,729667	-0,162260	0,173693	1,414979	1,796389	1,378470	1,717284
Zirkonyum (1.Grup)	0,486411	0,765156	-0,161879	0,180882	1,389811	1,810187	1,413485	1,730117
Titanyum (1. grup)	0,612103	1,661803	-0,117955	0,610599	1,349320	2,166609	1,904687	2,337767
PEEK (1.Grup)	1,193061	5,043430	0,231769	2,065030	0,910253	3,152727	2,508801	3,616226
Cr-Co (2.Grup)	0,176163	1,333444	0,196443	0,687523	1,558796	1,095816	0,965816	1,883983
Zirkonyum (2.Grup)	0,174380	1,368571	0,200896	0,705107	1,588332	1,108211	0,990600	1,888922
Titanyum (2. grup)	0,189229	2,155160	0,989591	0,494093	1,634449	1,343923	1,245461	2,364678
PEEK (2.Grup)	0,667116	5,073960	0,415731	2,614815	3,064376	2,020327	1,472099	3,370057

Tablo 4.2. Kortikal Kemikte Oblik Kuvvet Altında Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

Çalışma Modelleri	Anterior implant çevresi kemik (MPa)				Posterior implant çevresi kemik (MPa)			
	Mezial	Distal	Bukkal	Palatinal	Mezial	Distal	Bukkal	Palatinal
Cr-Co (1.Grup)	1,318539	1,182382	-0,051677	1,233262	3,317704	4,115225	2,273241	1,239058
Zirkonyum (1.Grup)	1,336642	1,245171	-0,057030	1,325394	3,374552	4,223906	2,451321	1,245281
Titanyum (1. grup)	1,544294	1,882261	-0,119308	2,348002	4,343393	4,833440	4,013805	1,214486
PEEK (1.Grup)	2,567892	4,591382	0,308592	6,112067	7,872840	5,383088	9,091457	0,838758
Cr-Co (2.Grup)	1,256947	1,219870	0,321004	1,579862	2,027791	3,143048	2,101278	1,819927
Zirkonyum (2.Grup)	1,315373	1,242685	0,309698	1,657977	2,109469	3,244697	2,274193	1,834615
Titanyum (2. grup)	1,122669	2,631750	0,331114	2,664578	3,078138	3,866850	3,939726	2,824585
PEEK (2.Grup)	2,950897	4,710438	0,315908	6,283836	10,398339	4,672616	10,832491	2,048369

Tablo 4.3. Kortikal Kemikte Dik Ve Oblik Kuvvet Altında Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan En Yüksek Çekme Stresleri

Çalışma Modelleri	Dik kuvvet		Oblik kuvvet	
	Anterior implant çevresi kemik (MPa)	Posterior implant çevresi kemik (MPa)	Anterior implant çevresi kemik (MPa)	Posterior implant çevresi kemik (MPa)
Cr-Co (1.Grup)	0,729667	1,796389	1,318539	4,115225
Zirkonyum (1.Grup)	0,765156	1,810187	1,336642	4,223906
Titanyum (1. grup)	1,661803	2,337767	2,348002	4,833440
PEEK (1.Grup)	5,043430	3,616226	6,112067	9,091457
Cr-Co (2.Grup)	1,333444	1,883983	1,579862	3,143048
Zirkonyum (2.Grup)	1,368571	1,888922	1,657977	3,244697
Titanyum (2. grup)	2,155160	2,364678	2,664578	3,939726
PEEK (2.Grup)	5,073960	3,370057	6,283836	10,832491



Şekil 4.9. Kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

İmplantların farklı cerrahi konseptte yerleştirilmesi, kortikal kemikteki çekme streslerinde; implant tipi değiştiğinde farklılık oluşturduğu fakat aynı tip implant kullanıldığında birbirine yakın sonuçlar verdiği ve anlamlı bir farklılık oluşturmadığı görüldü. Anterior implant çevresi kemikte, zigomatik implantlarda görülen kortikal kemikteki çekme streslerinin; konvansiyonel implantlarda görülen kortikal kemikteki çekme streslerine oranla, Cr-Co, Zr ve Ti alt yapıda, dik kuvvet altında yaklaşık 2 kat arttığı, PEEK alt yapıda birbirine yakın olduğu belirlendi. Oblik kuvvetler altında ise zigomatik implantlar ile konvansiyonel implantlar arasında, kortikal kemikteki çekme streslerinde anlamlı bir fark oluşmadığı ve birbirine yakın sonuçlar çıktığı görüldü.

Grup farketmeksizin alt yapı materyalinin kortikal kemikteki çekme streslerinde fark yarattığı görüldü. Çalışmamızda kullanılan alt yapıların kortikal kemikte yarattığı çekme stresleri küçükten büyüğe doğru sırasıyla Co-Cr=Zr, Ti, PEEK şeklindedir. PEEK alt yapı kullanımının kortikal kemikteki çekme stresleri; bütün gruplarda dik ve oblik kuvvet altında, anterior implant çevresinde Cr-Co ve Zr alt yapıya oranla yaklaşık 5 kat, Ti alt yapıya göre yaklaşık 3 kat, posterior implant çevresinde tüm alt yapılara göre yaklaşık 3 kat artmıştır. Sadece 1. Grup posterior implant çevresinde, oblik kuvvet altında, kemikteki çekme stresleri yaklaşık 2 kat artmıştır.

Anterior implant çevresinde dik ve oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme stresleri; benzer sonuçları göstermiş, tüm alt yapılarda oblik kuvvet altında daha yüksek stres oluşmuştur. Posterior implant çevresinde dik ve oblik kuvvet uygulandığında kortikal kemikteki çekme stresleri; materyal ve grup fark etmeksizin oblik kuvvette yaklaşık 3 kat daha fazla çıkmıştır. Posterior implant çevresinde kortikal kemikte oluşan çekme stresleri, anterior implant çevresi kortikal kemikte oluşan çekme streslerinden her durumda daha fazla çıkmıştır. Sadece PEEK alt yapısında dik kuvvet uygulandığında grup farketmeksizin anterior implant çevresindeki kortikal kemikteki çekme stresleri, posterior implant çevresindeki kortikal kemikteki çekme streslerinden yaklaşık iki kat daha fazla çıkmıştır.

4.2. Kortikal Kemikte Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

Model 1 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (1. Grup; Co-Cr; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -12.490469 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede ve -6.296808 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.10).

Model 2 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (1. Grup; Co-Cr; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -20,049250 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede ve -6,977432 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.10).

Model 3 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (1. Grup; Zr; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -12,623757 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede ve -6,358918 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.11).

Model 4 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (1. Grup; Zr; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -20,368883 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede ve -7,083526 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.11).

Model 5 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (1. Grup; Ti; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -14,818879 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede ve -7,393560 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.12).

Model 6 da kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (1. Grup; Ti; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -22,756516 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede ve -8,166454 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.12).

Model 7 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (1. Grup; PEEK; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -

16,983524 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek mezial bölgede ve -12,031486 MPa değerinde bulunmuştur (şekil 4.13).

Model 8 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (1. Grup; PEEK; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -33,979068 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek mezial bölgede ve -11,042671 MPa değerinde bulunmuştur (şekil 4.13).

Model 9 da kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (2. Grup; Co-Cr; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek mezial bölgede ve -14,599845 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek mezial bölgede ve -2,872036 MPa değerinde bulunmuştur (şekil 4.14).

Model 10 da kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (2. Grup; Co-Cr; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -19,624989 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek mezial bölgede ve -2,801699 MPa değerinde bulunmuştur (şekil 4.14).

Model 11 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (2. Grup; Zr; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek mezial bölgede ve -14,741600 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek mezial bölgede ve -2,916808 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.15).

Model 12 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (2. Grup; Zr; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -19,953915 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek mezial bölgede ve -2,910968 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.15).

Model 13 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (2. Grup; Ti; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede -16,748546 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek mezial bölgede ve -5,094949 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.16).

Model 14 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (2. Grup; Ti; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede -17,212466 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel

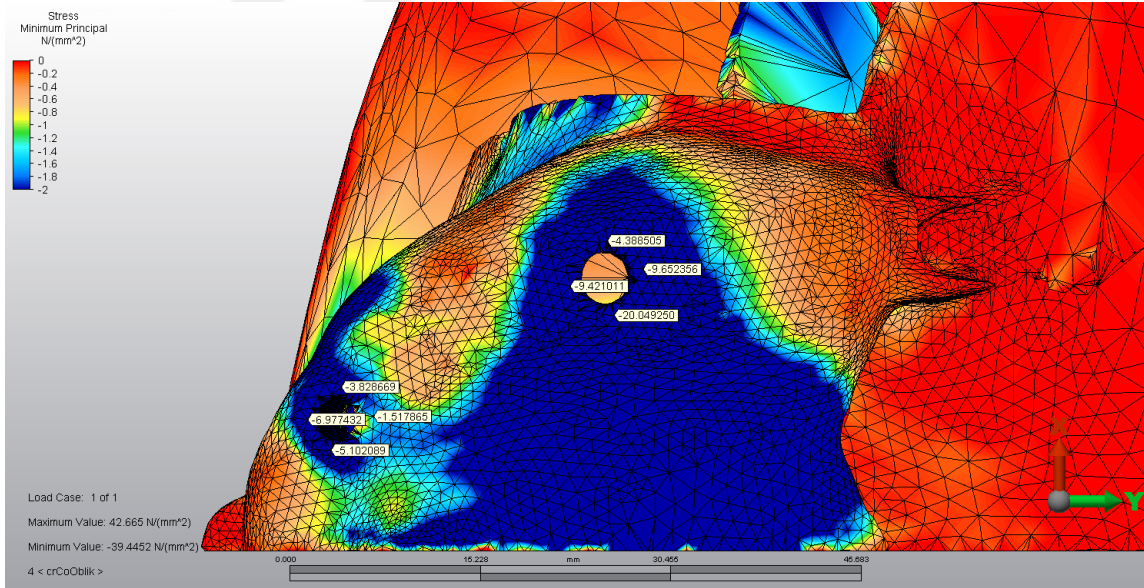
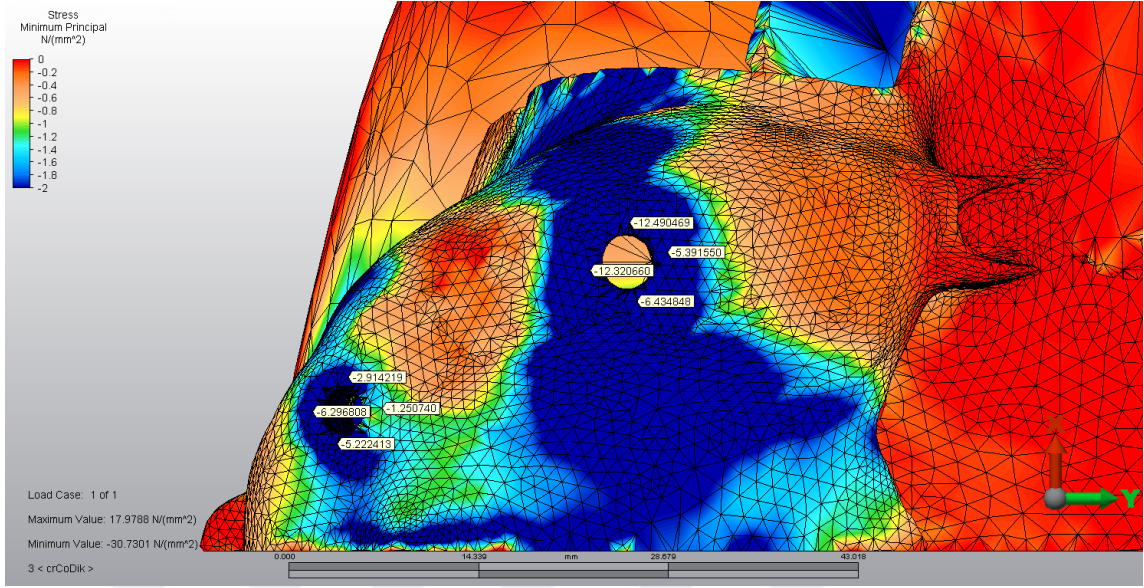
implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek mezial bölgede ve -3,199715 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.16).

Model 15 de kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (2. Grup; PEEK; dik kuvvet):

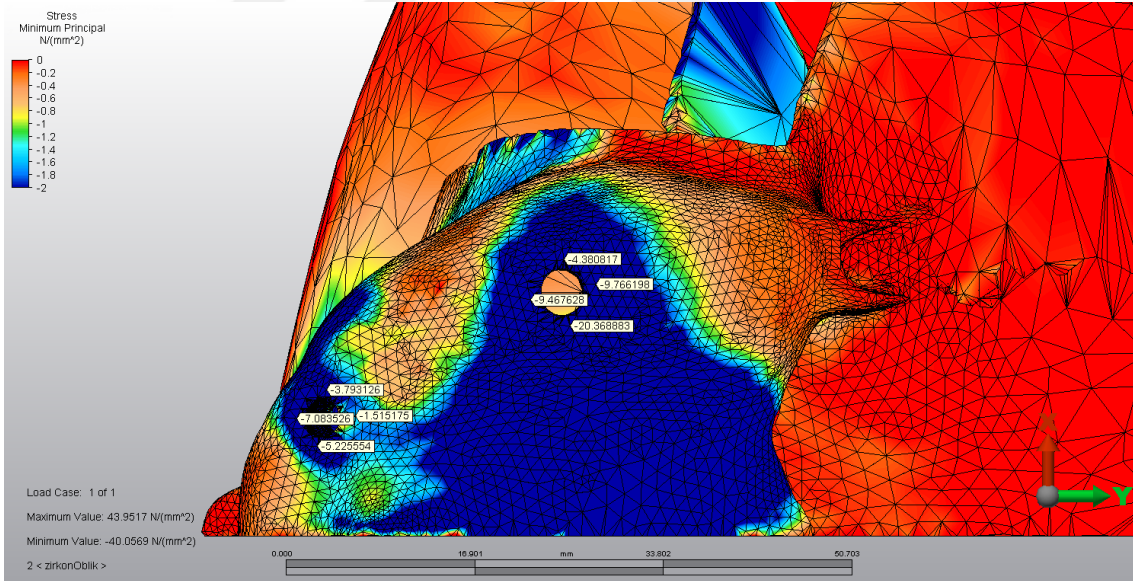
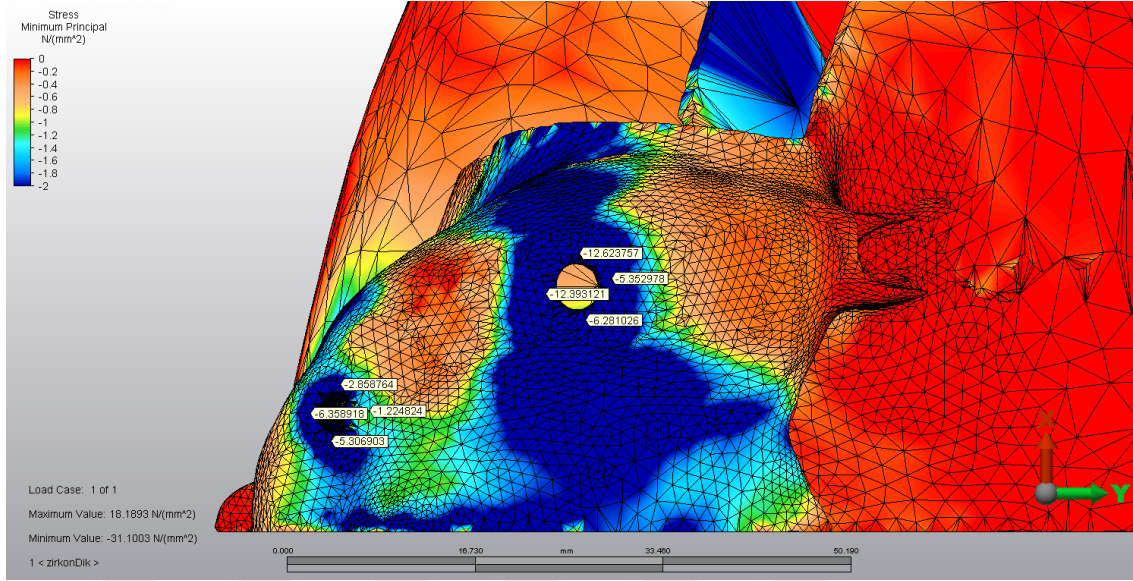
Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek mezial bölgede ve -20,645130 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek mezial bölgede ve -7,626144 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.17).

Model 16 da kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (2. Grup; PEEK; oblik kuvvet):

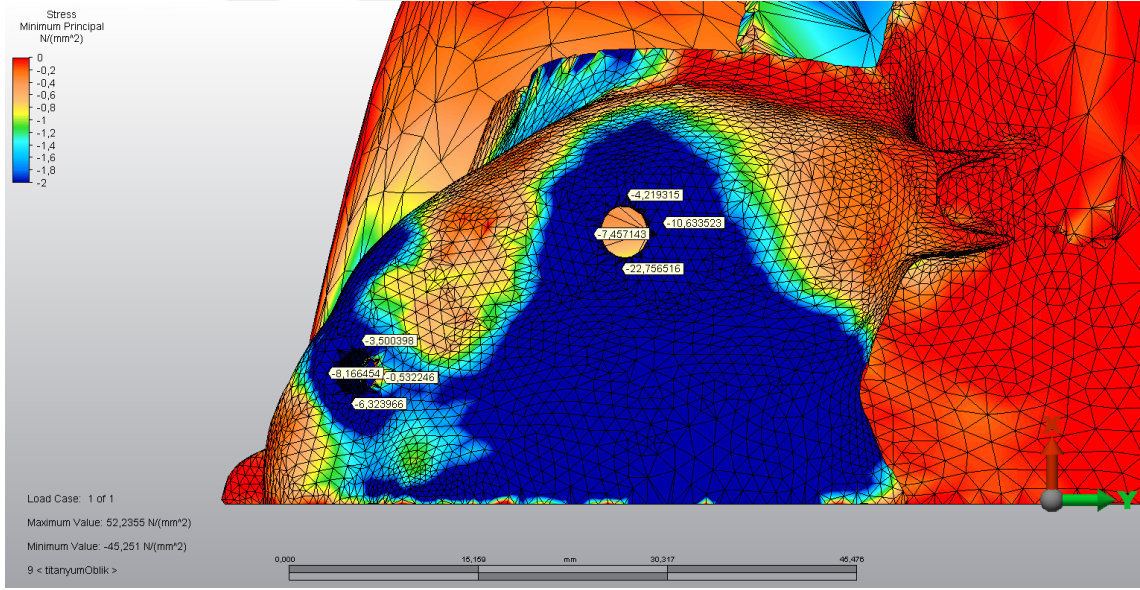
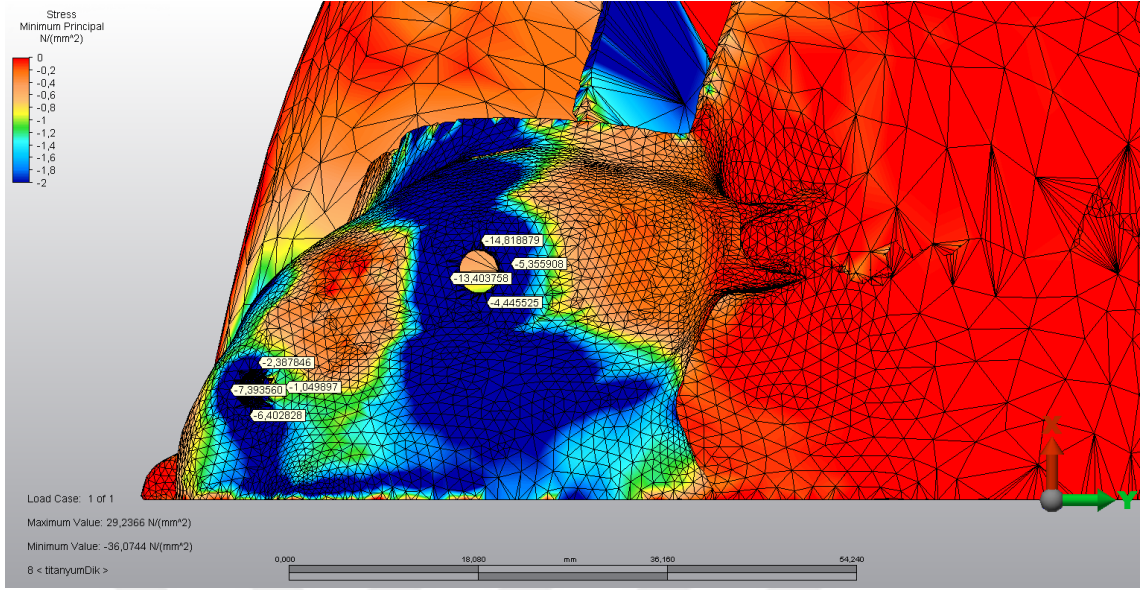
Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -34,178616 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek mezial bölgede ve -8,572769 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.17).



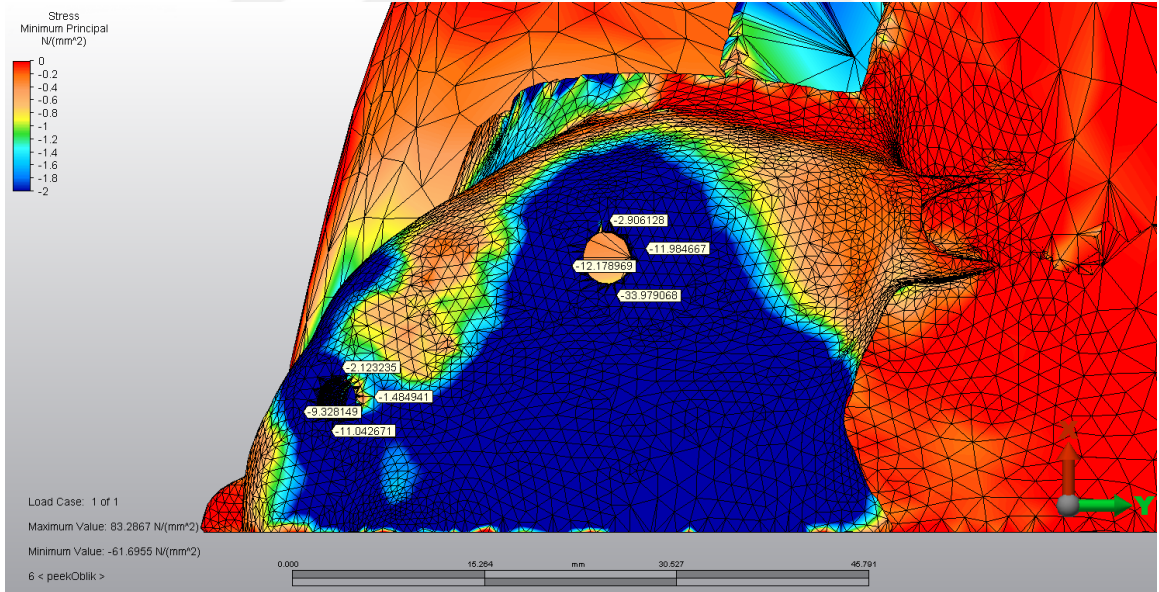
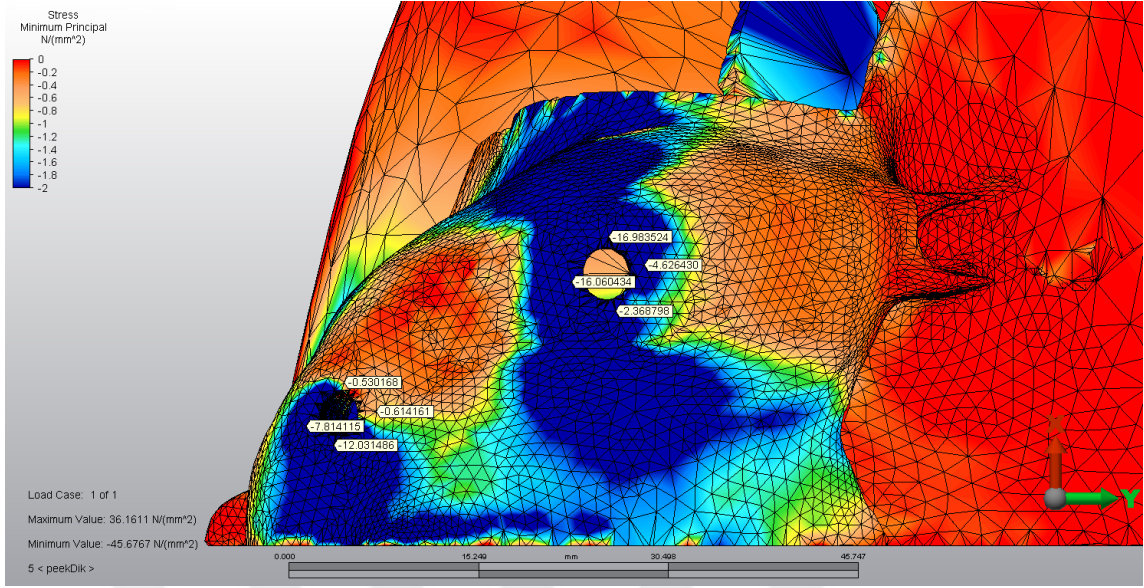
Şekil 4.10. Model 1 ve Model 2’de kortikal kemikte oluşan basma stresleri



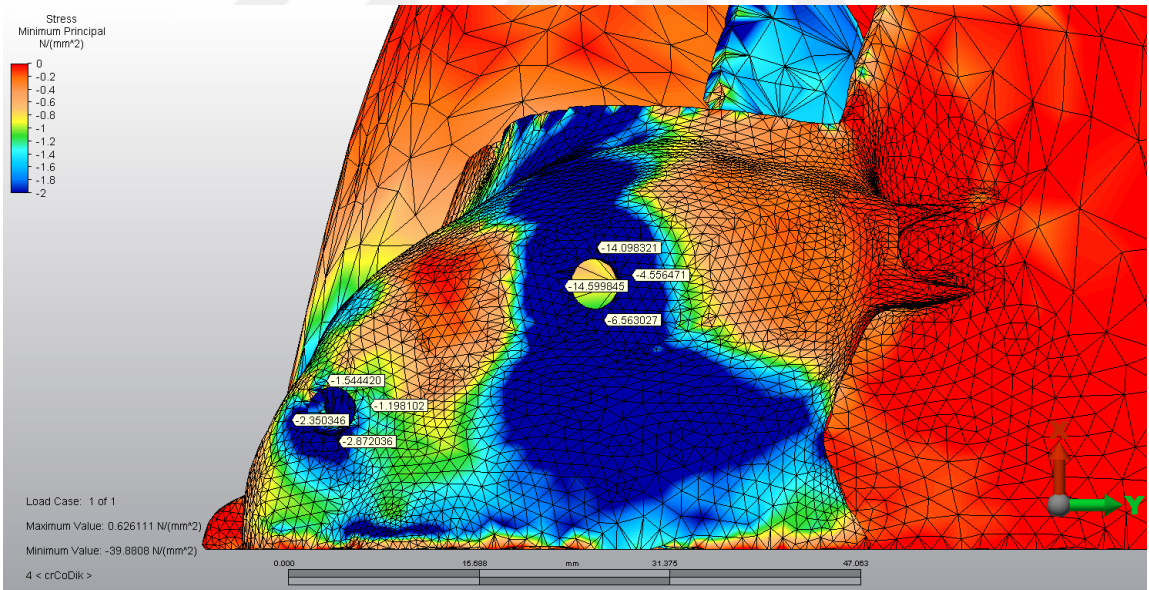
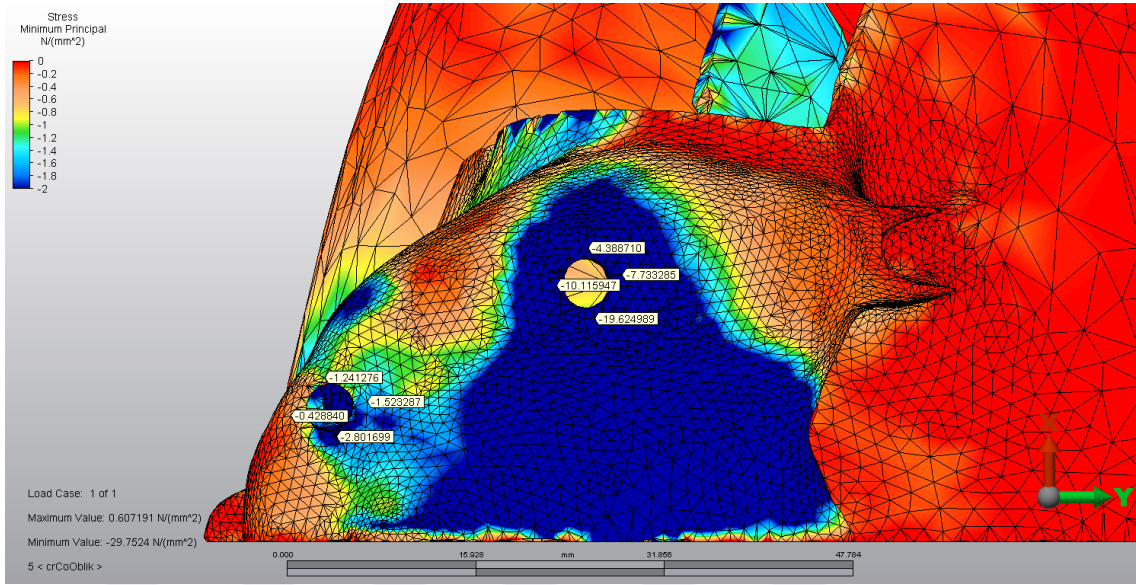
Şekil 4.11. Model 3 ve Model 4'de kortikal kemikte oluşan basma stresleri



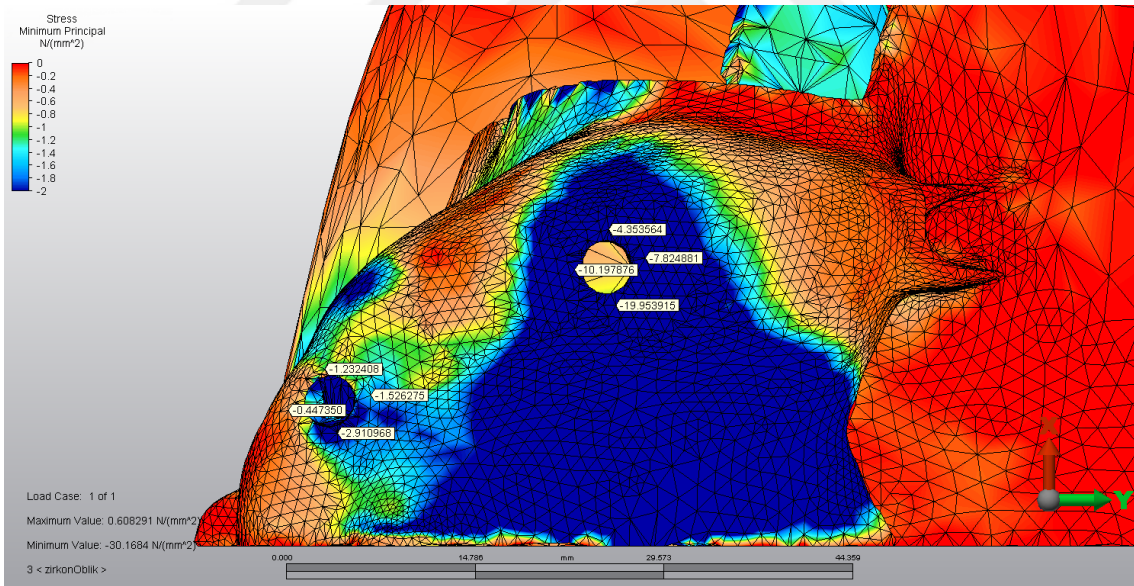
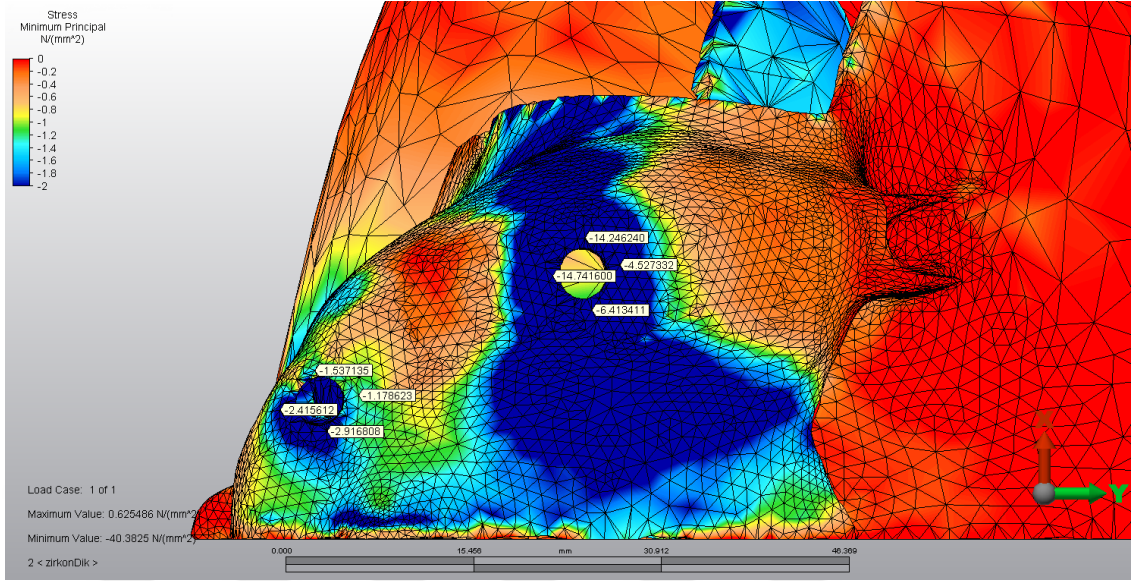
Şekil 4.12. Model 5 ve Model 6'da kortikal kemikte oluşan basma stresleri



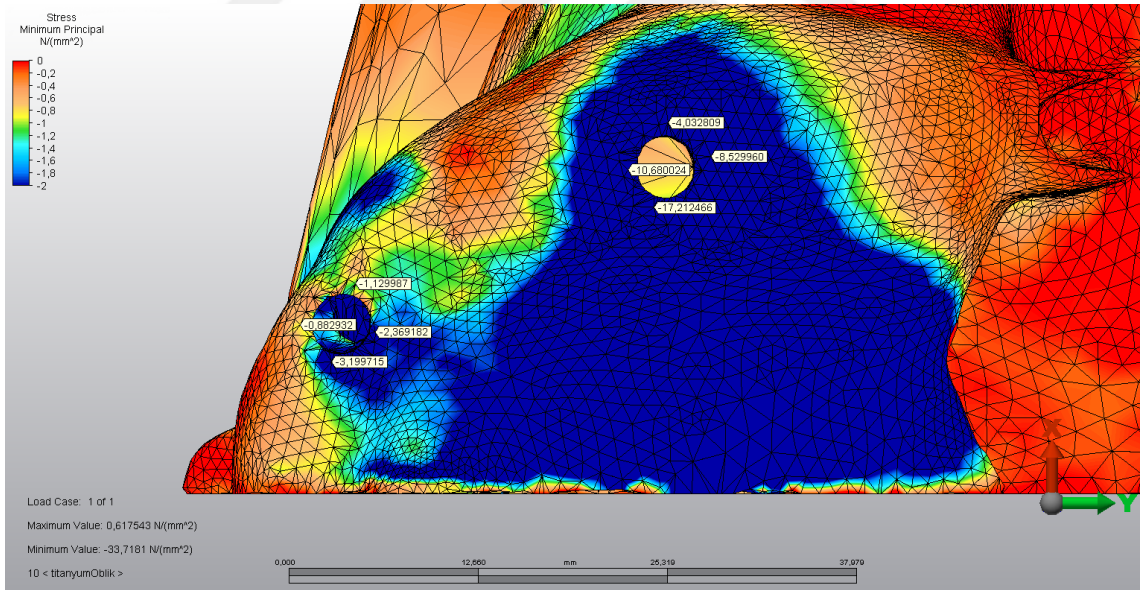
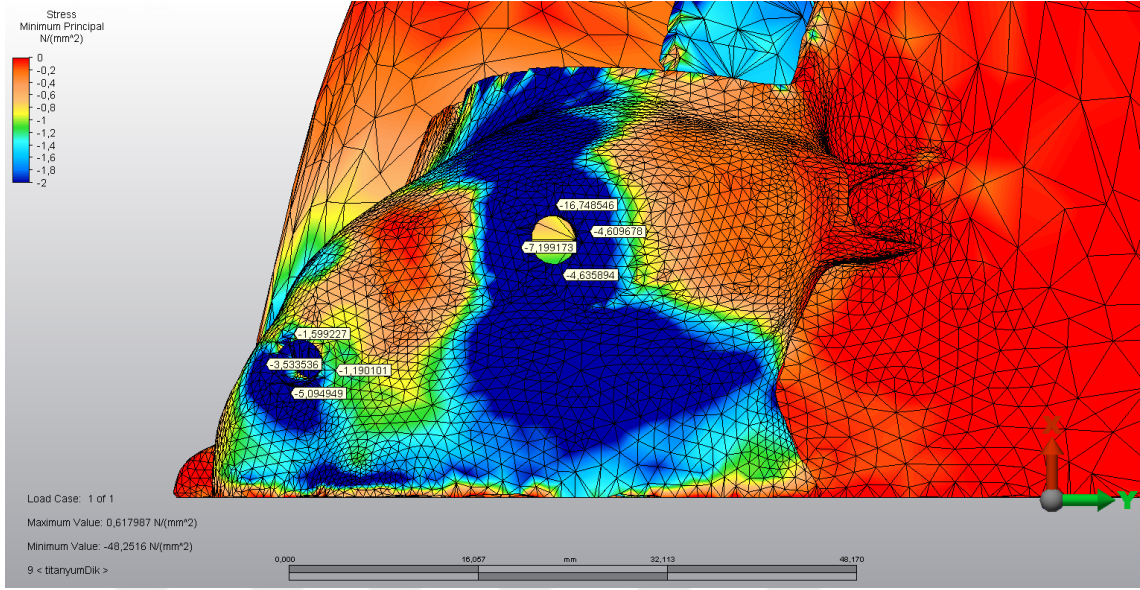
Şekil 4.13. Model 7 ve Model 8'de kortikal kemikte oluşan basma stresleri



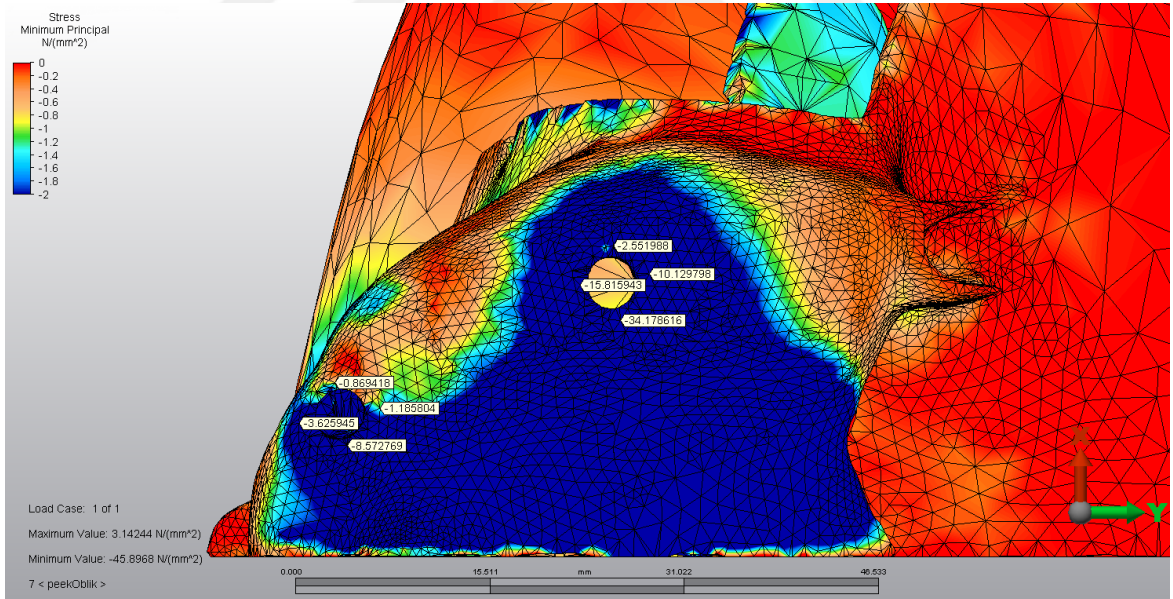
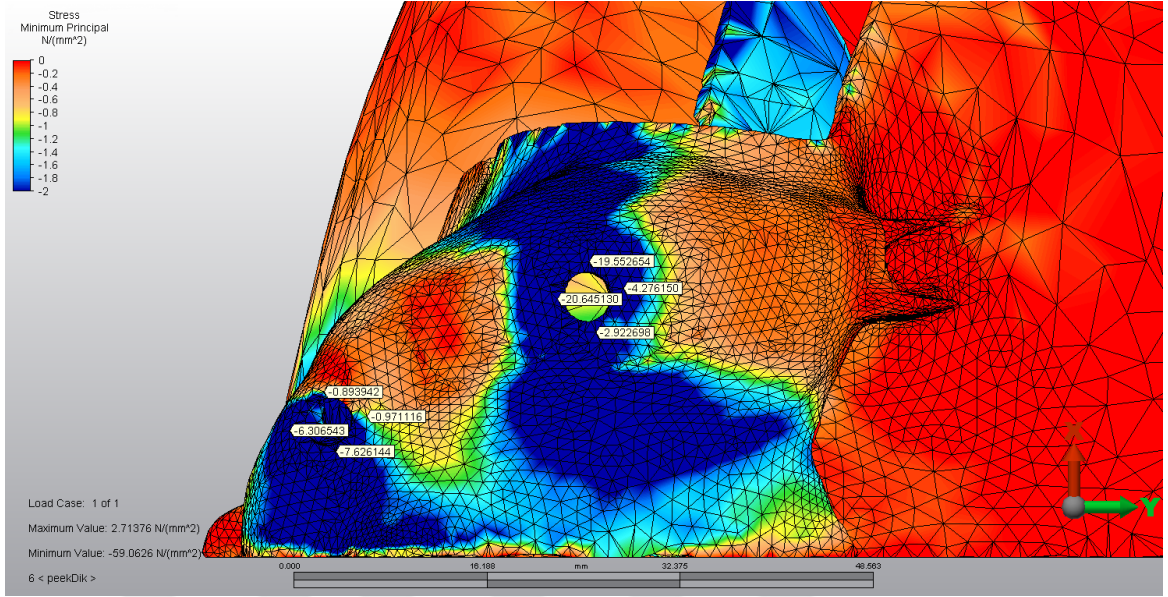
Şekil 4.14. Model 9 ve Model 10'da kortikal kemikte oluşan basma stresleri



Şekil 4.15. Model 11 ve Model 12’da kortikal kemikte oluşan basma stresleri



Şekil 4.16. Model 13 ve Model 14'de kortikal kemikte oluşan basma stresleri



Şekil 4.17. Model 15 ve Model 16'da kortikal kemikte oluşan basma stresleri

Tablo 4.4. Kortikal Kemikte Dik Kuvvet Altında Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

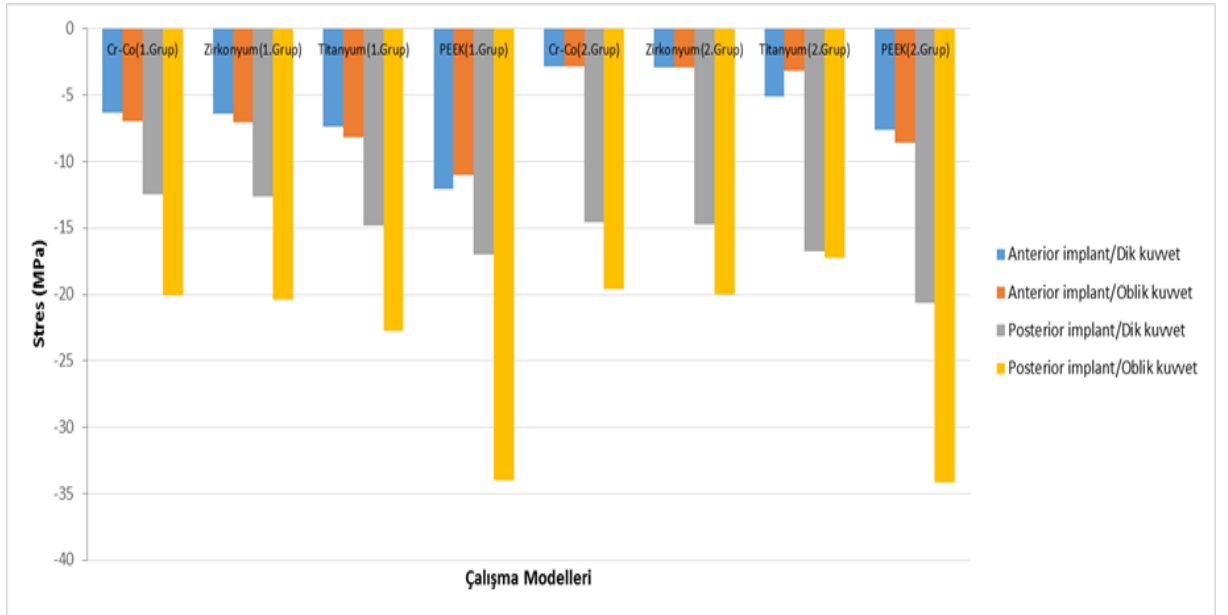
Çalışma Modelleri	Anterior implant çevresi kemik (MPa)				Posterior implant çevresi kemik (MPa)			
	Mezial	Distal	Bukkal	Palatinal	Mezial	Distal	Bukkal	Palatinal
Cr-Co (1.Grup)	-5,222413	-2,914219	-6,296808	-1,250740	-12,320660	-5,391550	-12,490469	-6,434848
Zirkonyum (1.Grup)	-5,306903	-2,858764	-6,358918	-1,224824	-12,393121	-5,352978	-12,623757	-6,281026
Titanyum (1. grup)	-6,402828	-2,387846	-7,393560	-1,049897	-13,403758	-5,355908	-14,818879	-4,445525
PEEK (1.Grup)	-12,031486	-0,530168	-7,814115	-0,614161	-16,060434	-4,626430	-16,983524	-2,368798
Cr-Co (2.Grup)	-2,872036	-1,544420	-2,350346	-1,198102	-14,599845	-4,556471	-14,098321	-6,563027
Zirkonyum (2.Grup)	-2,916808	-1,537135	-2,415612	-1,178623	-14,741600	-4,527332	-14,246240	-6,413411
Titanyum (2. grup)	-5,094949	-1,599227	-3,533536	-1,190101	-7,199173	-4,609678	-16,748546	-4,635894
PEEK (2.Grup)	-7,626144	-0,893942	-6,306543	-0,971116	-20,645130	-4,276150	-19,552654	-2,922698

Tablo 4.5. Kortikal Kemikte Oblik Kuvvet Altında Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

Çalışma Modelleri	Anterior implant çevresi kemik (MPa)				Posterior implant çevresi kemik (MPa)			
	Mezial	Distal	Bukkal	Palatinal	Mezial	Distal	Bukkal	Palatinal
Cr-Co (1.Grup)	-5,102089	-3,828669	-6,977432	-1,517865	-9,421011	-9,652356	-4,388505	-20,049250
Zirkonyum (1.Grup)	-5,225554	-3,793126	-7,083526	-1,515175	-9,467628	-9,766198	-4,380817	-20,368883
Titanyum (1. grup)	-6,323966	-3,500398	-8,166454	-0,532246	-7,457	-10,633523	-4,219315	-22,756516
PEEK (1.Grup)	-11,042671	-2,123235	-9,328149	-1,484941	-12,178969	-11,984667	-2,906128	-33,979068
Cr-Co (2.Grup)	-2,801699	-1,241276	-0,428840	-1,523287	-10,115947	-7,733285	-4,388710	-19,624989
Zirkonyum (2.Grup)	-2,910968	-1,232408	-0,447350	-1,526275	-10,197876	-7,824881	-4,353564	-19,953915
Titanyum (2. grup)	-3,199715	-1,129987	-0,882932	-2,369182	-10,680024	-8,529960	-4,032809	-17,212466
PEEK (2.Grup)	-8,572769	-0,869418	-3,625945	-1,185804	-15,815943	-10,129798	-2,551988	-34,178616

Tablo 4.6. Kortikal Kemikte Dik Ve Oblik Kuvvet Altında Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan En Yüksek Basma Stresleri

Çalışma Modelleri	Dik kuvvet		Oblik kuvvet	
	Anterior implant çevresi kemik (MPa)	Posterior implant çevresi kemik (MPa)	Anterior implant çevresi kemik (MPa)	Posterior implant çevresi kemik (MPa)
Cr-Co (1.Grup)	-6,296808	-12,490469	-6,977432	-20,049250
Zirkonyum (1.Grup)	-6,358918	-12,623757	-7,083526	-20,368883
Titanyum (1. grup)	-7,393560	-14,818879	-8,166454	-22,756516
PEEK (1.Grup)	-12,031486	-16,983524	-11,042671	-33,979068
Cr-Co (2.Grup)	-2,872036	-14,599845	-2,801699	-19,624989
Zirkonyum (2.Grup)	-2,916808	-14,741600	-2,910968	-19,953915
Titanyum (2. grup)	-5,094949	-16,748546	-3,199715	-17,212466
PEEK (2.Grup)	-7,626144	-20,645130	-8,572769	-34,178616



Şekil 4.18. Kortikal kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri

İmplant yerleşimindeki değişimin, kullanılan alt yapı materyalinin ve farklı yönlerde kuvvet uygulanmasının kortikal kemikteki basma streslerinde fark yarattığı görüldü.

Konvansiyonel implantların zigoma implantlarına oranla kortikal kemikte oluşturduğu basma stresleri; Cr-Co ve Zr alt yapılarında yaklaşık 3 kat, PEEK alt yapıda yaklaşık 2 kat, Ti alt yapısında ise %50 daha yüksek belirlendi. Anteriorda konvansiyonel implant kullanmak yerine posteriodaki gibi zigomatik implant kullanıldığında; posteriodaki implant çevresindeki kortikal kemikteki basma stresinin arttığı, anteriordaki stresin azaldığı görüldü. Sadece Cr-Co, Zr ve Ti alt yapılarında, oblik kuvvet altında posteriodaki kortikal kemikteki basma stresinin azaldığı belirlendi.

Grup farketmeksizin alt yapı materyalinin kortikal kemikteki basma streslerinde fark yarattığı görüldü. Çalışmamızda kullanılan alt yapıların kortikal kemikte yarattığı basma stresleri küçükten büyüğe doğru sırasıyla Co-Cr≤Zr,Ti, PEEK şeklindedir. PEEK alt yapı kullanımında; 1. Grup anterior implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma streslerinin diğer materyallerin anterior implant çevresindeki kortikal kemikte oluşturduğu basma streslerine oranla yaklaşık 2 kat arttığı, posterior implant çevresindeki kemikte de daha yüksek olduğu belirlendi. Aynı şekilde 2. Grupta anterior implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan basma streslerinin materyallerin anterior implant çevresindeki kortikal kemikte oluşturduğu basma streslerine oranla yaklaşık 4 kat arttığı, posterior implant çevresindeki kemikte ise 1,5 kat arttığı belirlendi. Cr-Co ve Zr alt yapıların kortikal kemikteki basma stresleri; grup farketmeksizin bütün modellerde birbirine benzer sonuçlar verdiği görüldü.

Grup farketmeksizin tüm alt yapılara uygulanan oblik kuvvetlerin, dik kuvvetlere oranla posterior implant çevresi kortikal kemikte oluşturduğu basma streslerinin daha yüksek, anterior implantlarda ise birbirine yakın sonuçlar olduğu görülmüştür.

4.3. Trabeküler Kemikte Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri (Maximum Principle Stress: σ_{max})

Model 1 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (1. Grup; Co-Cr; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 0,678829 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek distal bölgede ve 0,269339 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.19).

Model 2 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (1. Grup; Co-Cr; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 0,915997 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek distal bölgede ve 0,277315 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.19).

Model 3 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (1. Grup; Zr; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 0,683085 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek distal bölgede ve 0,268108 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.20).

Model 4 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (1. Grup; Zr; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve

0,930495 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek distal bölgede ve 0,275603 MPa değerinde bulunmuştur (şekil 4.20).

Model 5 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (1. Grup; Ti; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 0,767500 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek distal bölgede ve 0,242781 MPa değerinde bulunmuştur (şekil 4.21).

Model 6 da Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (1. Grup; Ti; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 1,028229 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek palatinal bölgede ve 0,297525 MPa değerinde bulunmuştur (şekil 4.21).

Model 7 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (1. Grup; PEEK; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 0,860768 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek palatinal bölgede ve 0,221086 MPa değerinde bulunmuştur (şekil 4.22).

Model 8 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (1. Grup; PEEK; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 1,395110 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede ve 0,268243 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.22).

Model 9 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (2. Grup; Co-Cr; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 0,806423 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede ve 0,292569 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.23).

Model 10 da Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (2. Grup; Co-Cr; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 0,881915 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede ve 0,334207 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.23).

Model 11 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (2. Grup; Zr; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 0,802395 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi

çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede ve 0,291624 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.24).

Model 12 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (2. Grup; Zr; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 0,885110 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede ve 0,335297 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.24).

Model 13 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (2. Grup; Ti; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 0,799367 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede ve 0,281086 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.25).

Model 14 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (1. Grup; Ti; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek distal bölgede ve 0,903174 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede ve 0,365377 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.25).

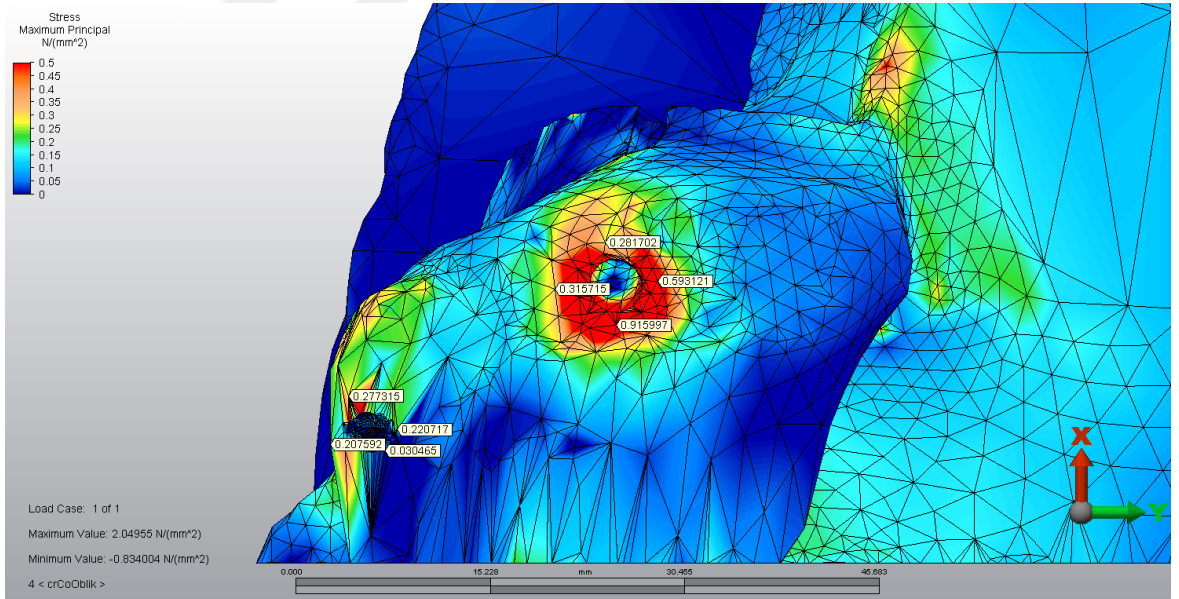
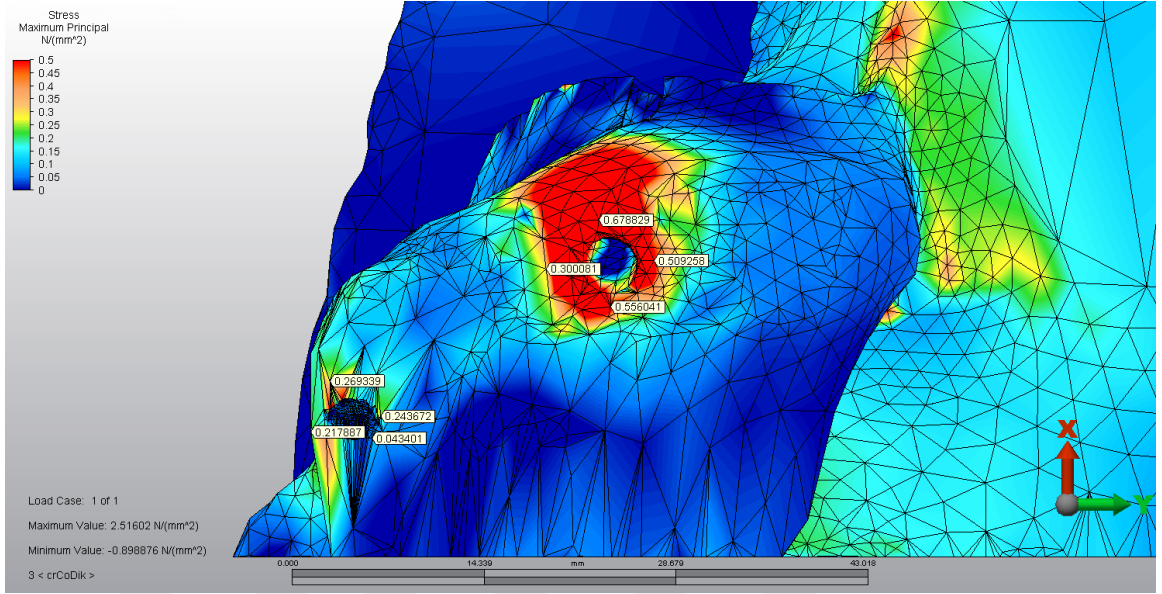
Model 15 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (2. Grup; PEEK; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve 0,905437 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi

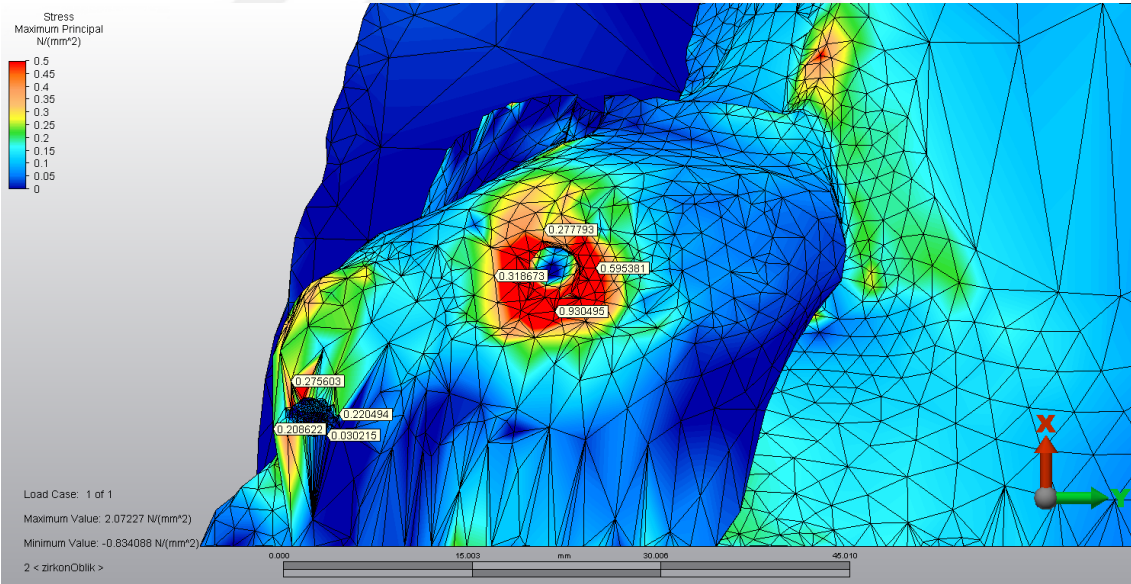
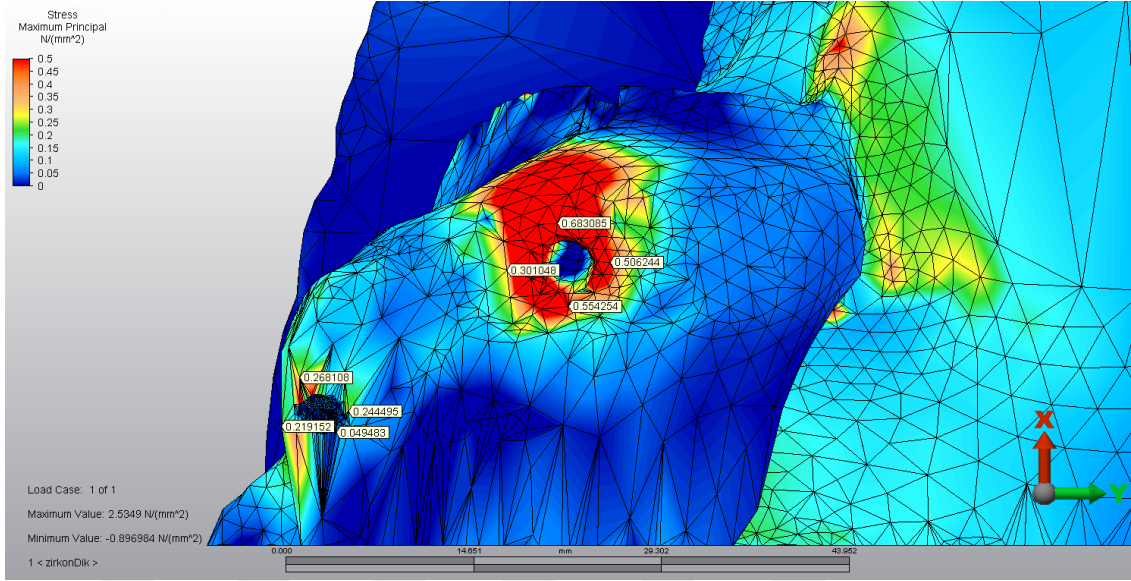
çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede ve 0,264925 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.26).

Model 16 da Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri (2. Grup; PEEK; oblik kuvvet):

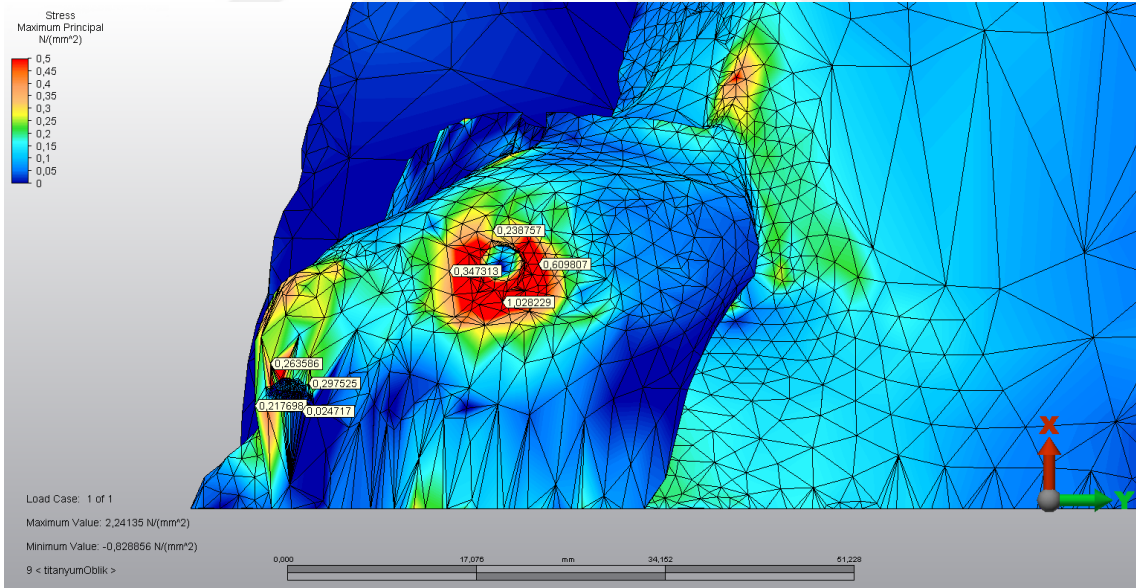
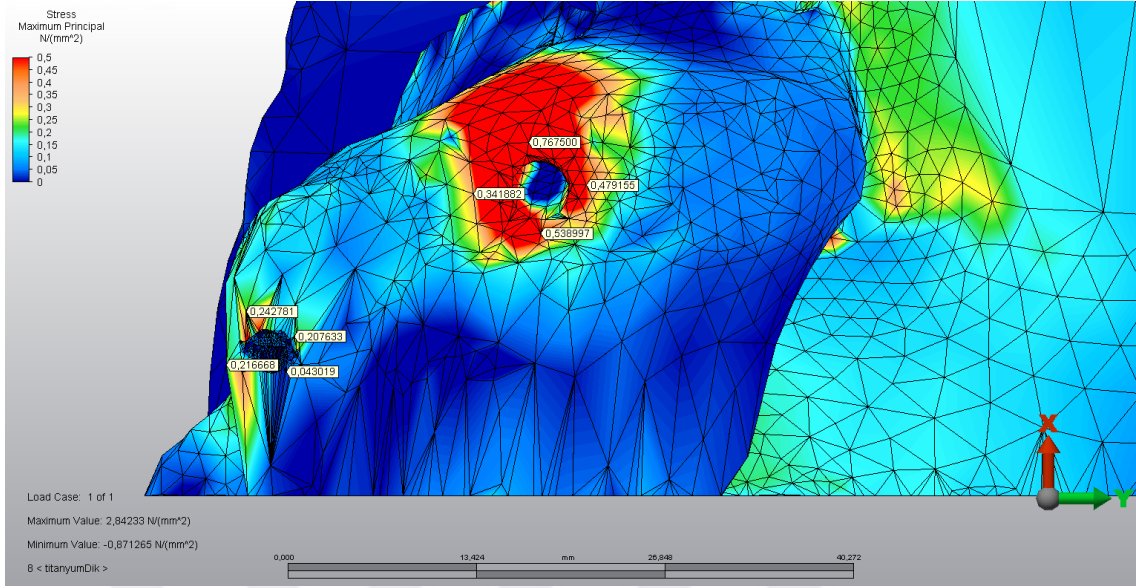
Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde çekme streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve 1,047484 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde çekme stresleri en yüksek bukkal bölgede ve 0,396669 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.26).



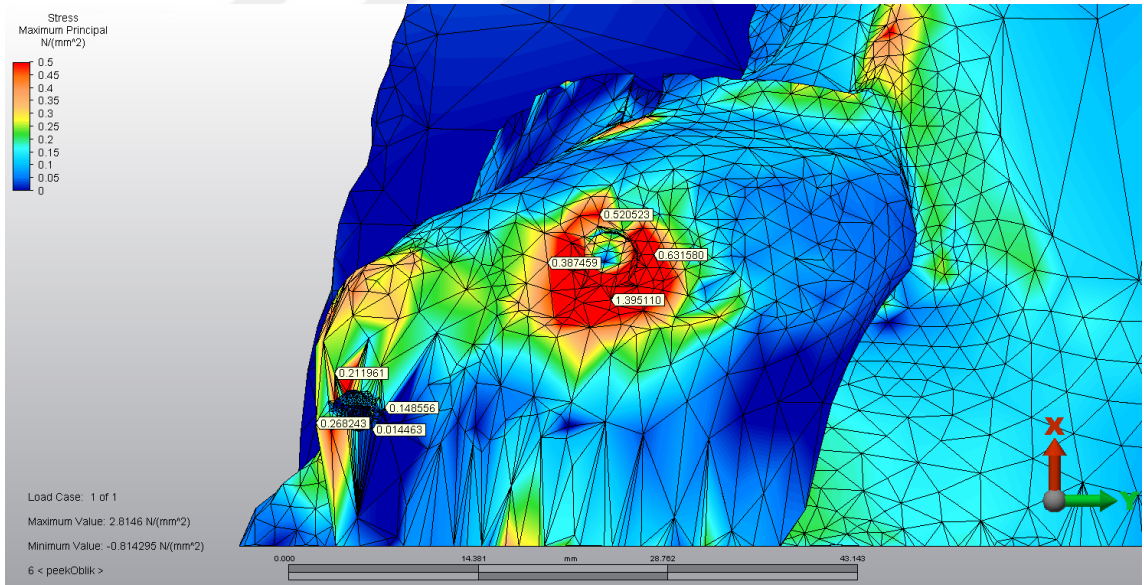
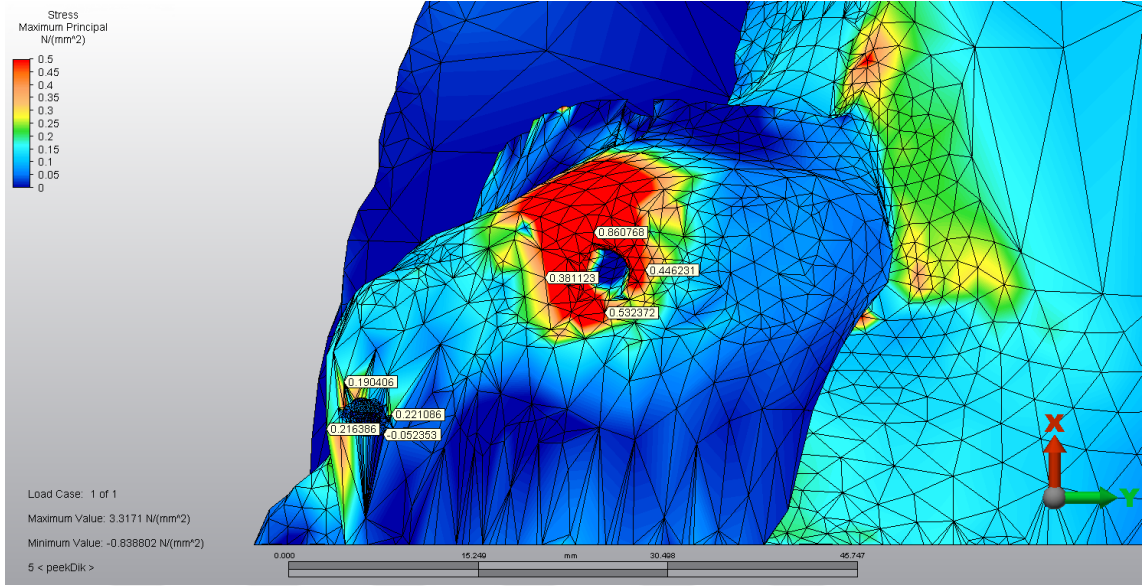
Şekil 4.19. Model 1 ve Model 2'de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



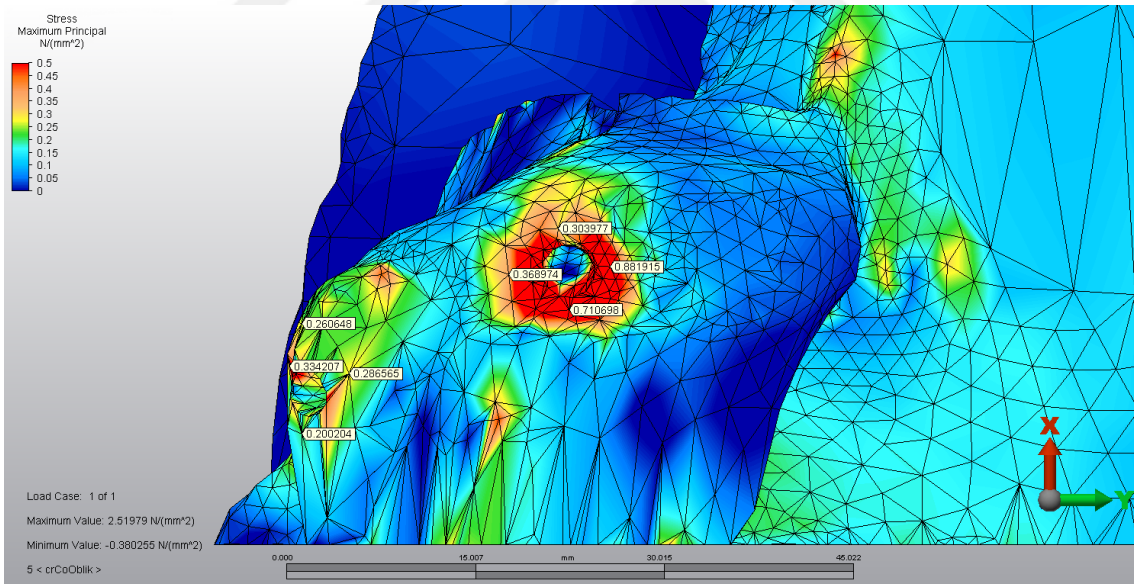
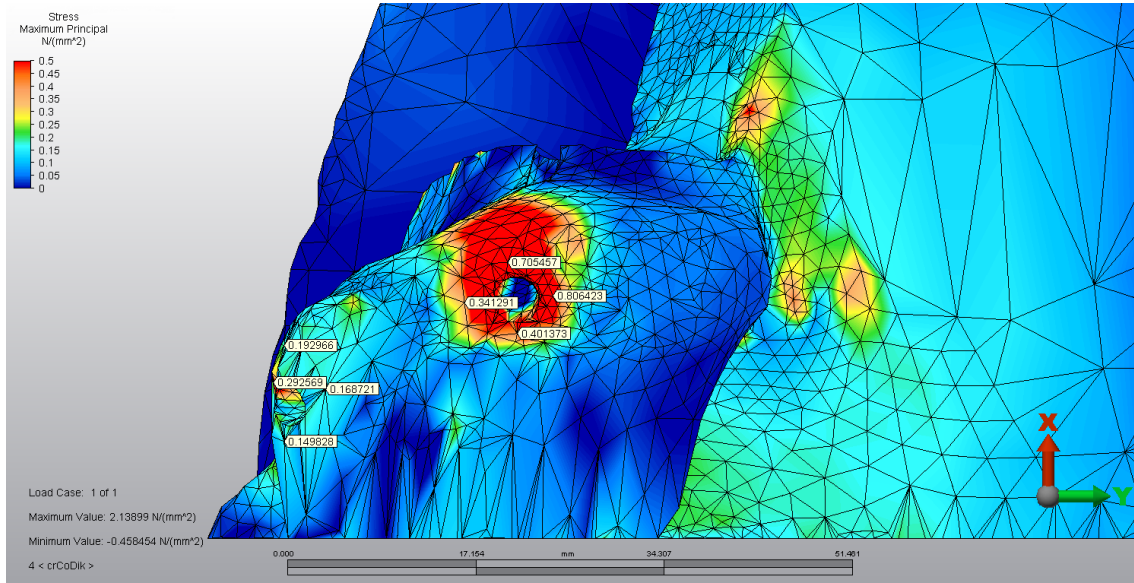
Şekil 4.20. Model 3 ve Model 4'de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



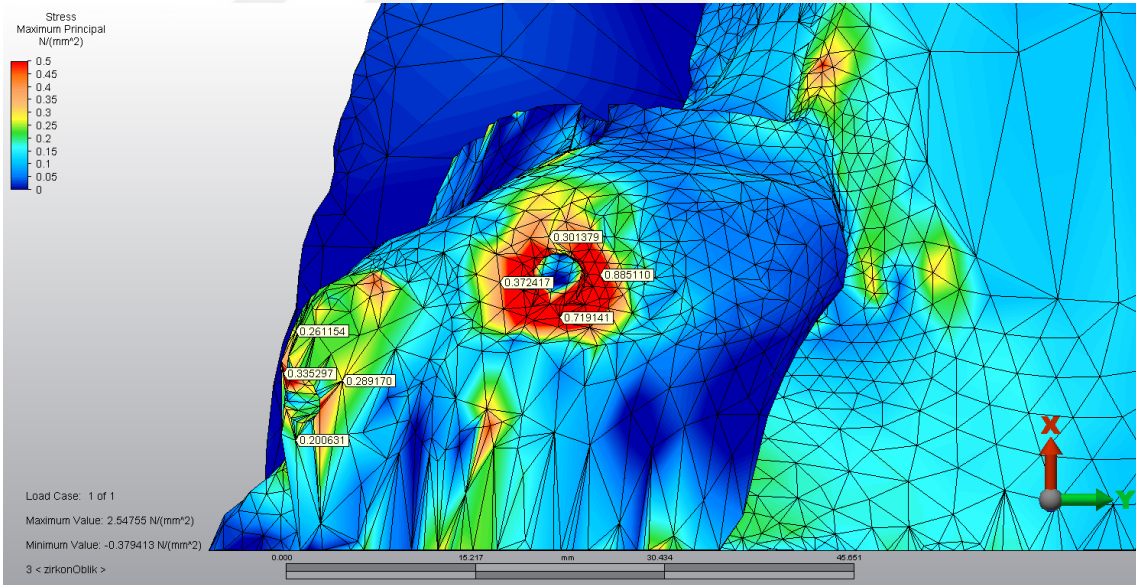
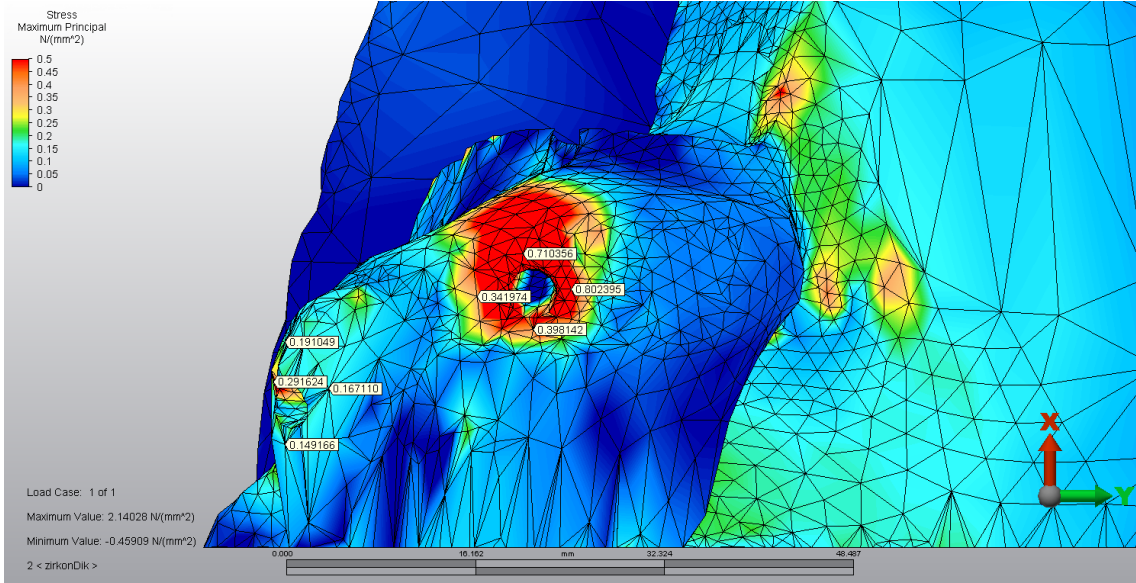
Şekil 4.21. Model 5 ve Model 6'da trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



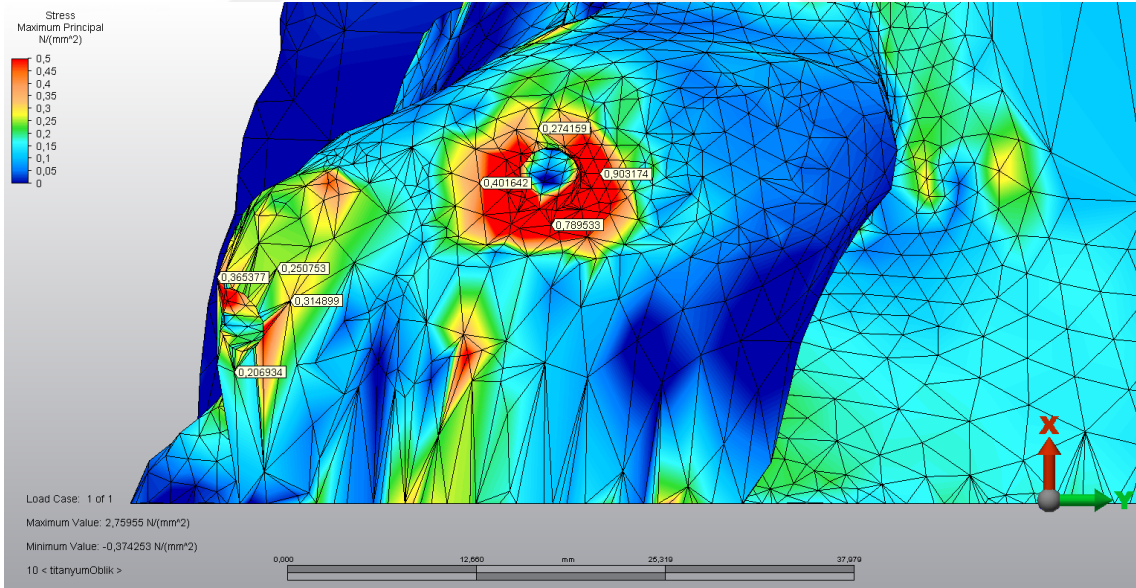
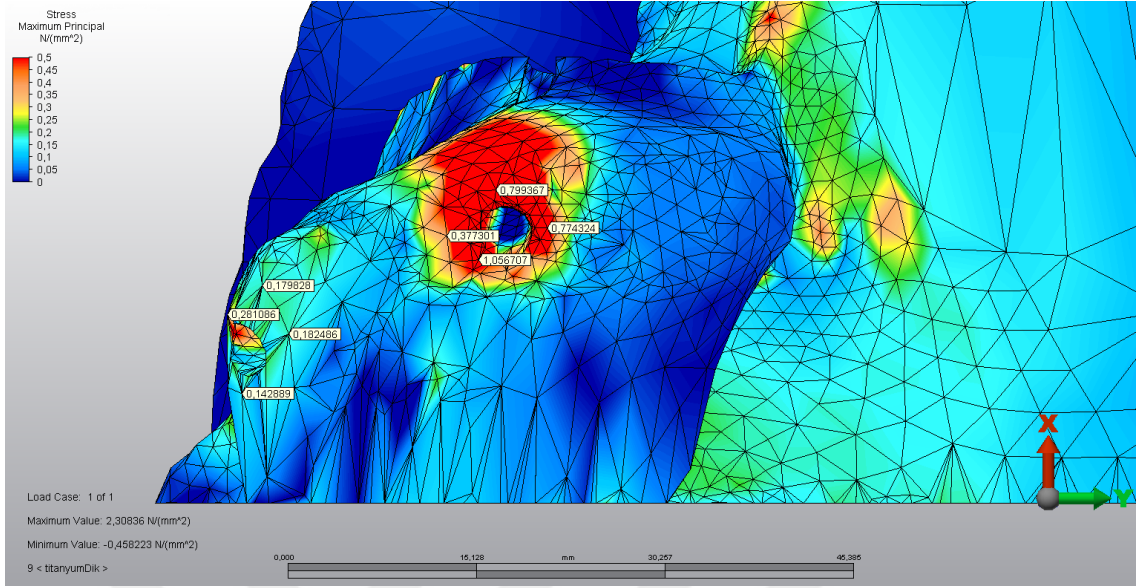
Şekil 4.22. Model 7 ve Model 8’de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



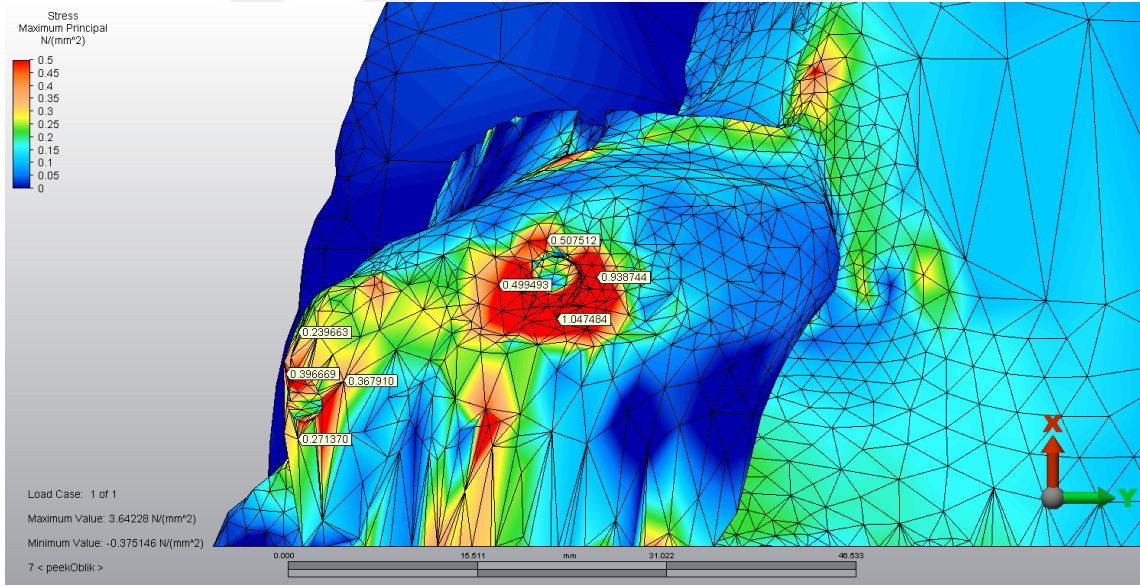
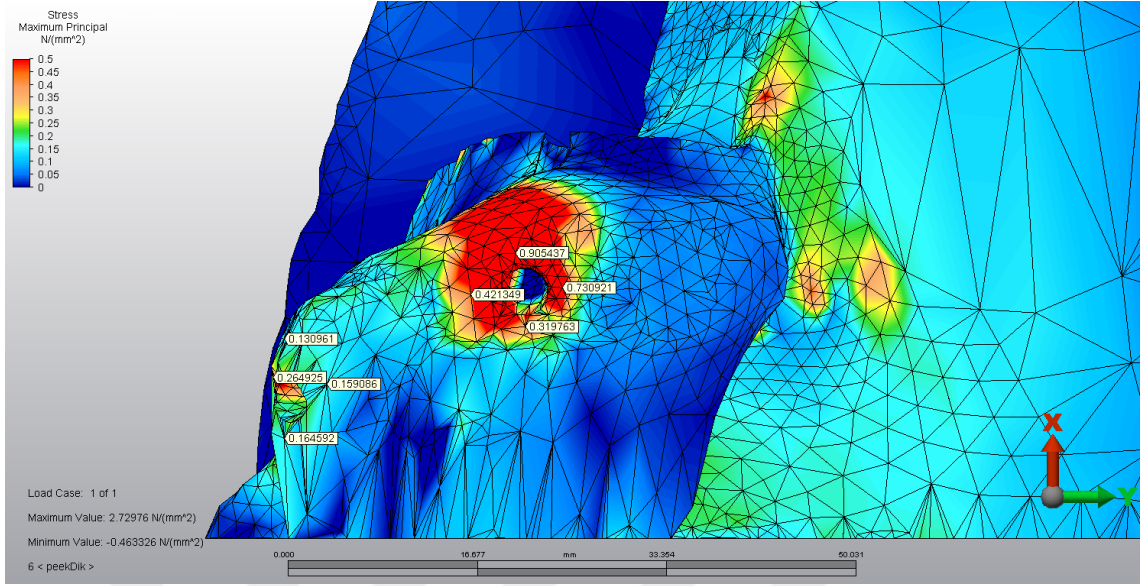
Şekil 4.23. Model 9 ve Model 10'da trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



Şekil 4.24. Model 11 ve Model 12'de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



Şekil 4.25. Model 13 ve Model 14'de trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri



Şekil 4.26. Model 15 ve Model 16'da trabeküler kemikte oluşan çekme stresleri

Tablo 4.7. Trabeküler Kemikte Dik Kuvvet Altında Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

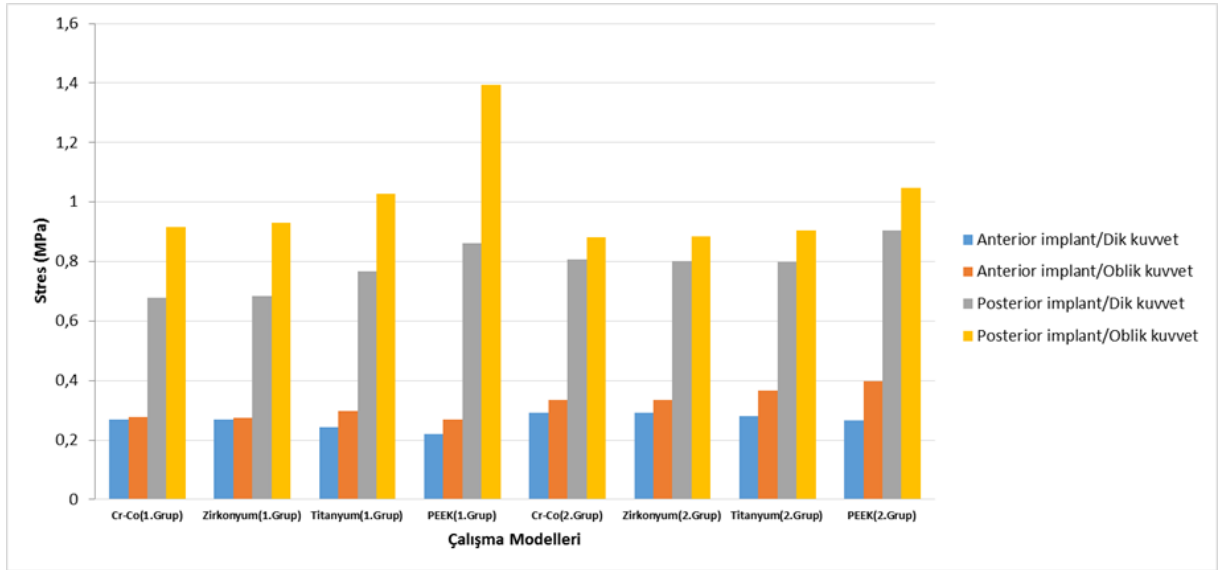
Çalışma Modelleri	Anterior implant çevresi kemik (MPa)				Posterior implant çevresi kemik (MPa)			
	Mezial	Distal	Bukkal	Palatinal	Mezial	Distal	Bukkal	Palatinal
Cr-Co (1.Grup)	0,043401	0,269339	0,217887	0,243672	0,300081	0,509258	0,678829	0,556041
Zirkonyum (1.Grup)	0,049483	0,268108	0,219152	0,244495	0,301048	0,506244	0,683085	0,554254
Titanyum (1. grup)	0,043019	0,242781	0,216668	0,207633	0,341882	0,479155	0,767500	0,538997
PEEK (1.Grup)	-0,052353	0,190406	0,216386	0,221086	0,381123	0,446231	0,860768	0,532372
Cr-Co (2.Grup)	0,149828	0,192966	0,292569	0,168721	0,341291	0,806423	0,705457	0,401373
Zirkonyum (2.Grup)	0,149166	0,191049	0,291624	0,167110	0,341974	0,802395	0,710356	0,398142
Titanyum (2. grup)	0,142889	0,179828	0,281086	0,182486	0,377301	0,774324	0,799367	1,056707
PEEK (2.Grup)	0,164592	0,130961	0,264925	0,159086	0,421349	0,730921	0,905437	0,319763

Tablo 4.8. Trabeküler Kemikte Oblik Kuvvet Altında Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan Çekme Stresleri

Çalışma Modelleri	Anterior implant çevresi kemik (MPa)				Posterior implant çevresi kemik (MPa)			
	Mezial	Distal	Bukkal	Palatinal	Mezial	Distal	Bukkal	Palatinal
Cr-Co (1.Grup)	0,030465	0,277315	0,207592	0,220717	0,315715	0,593121	0,281702	0,915997
Zirkonyum (1.Grup)	0,030215	0,275603	0,208622	0,220494	0,318673	0,595381	0,277793	0,930495
Titanyum (1. grup)	0,024717	0,263586	0,217698	0,297525	0,347313	0,609807	0,238757	1,028229
PEEK (1.Grup)	0,014463	0,211961	0,268243	0,148556	0,387459	0,631580	0,520523	1,395110
Cr-Co (2.Grup)	0,200204	0,260648	0,334207	0,286565	0,368974	0,881915	0,303977	0,710698
Zirkonyum (2.Grup)	0,200631	0,261154	0,335297	0,289170	0,372417	0,885110	0,301379	0,719141
Titanyum (2. grup)	0,206934	0,250753	0,365377	0,314899	0,401642	0,903174	0,274159	0,789533
PEEK (2.Grup)	0,271370	0,239663	0,396669	0,367910	0,499493	0,938744	0,507512	1,047484

Tablo 4.9. Trabeküler Kemikte Dik Ve Oblik Kuvvet Altında Seçili Dügüm Noktalarında Oluşan En Yüksek Çekme Stresleri

Çalışma Modelleri	Dik kuvvet		Oblik kuvvet	
	Anterior implant çevresi kemik (MPa)	Posterior implant çevresi kemik (MPa)	Anterior implant çevresi kemik (MPa)	Posterior implant çevresi kemik (MPa)
Cr-Co (1.Grup)	0,269339	0,678829	0,277315	0,915997
Zirkonyum (1.Grup)	0,268108	0,683085	0,275603	0,930495
Titanyum (1. grup)	0,242781	0,767500	0,297525	1,028229
PEEK (1.Grup)	0,221086	0,860768	0,268243	1,395110
Cr-Co (2.Grup)	0,292569	0,806423	0,334207	0,881915
Zirkonyum (2.Grup)	0,291624	0,802395	0,335297	0,885110
Titanyum (2. grup)	0,281086	0,799367	0,365377	0,903174
PEEK (2.Grup)	0,264925	0,905437	0,396669	1,047484



Şekil 4.27. Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan çekme stresleri

İmplant yerleşimindeki değişimin, kullanılan alt yapı materyalinin ve farklı yönlerde kuvvet uygulanmasının trabeküler kemikteki çekme streslerinde fark yarattığı görüldü.

İmplantların farklı yerleştirildiği gruplarda (1. ve 2. grup), grupların kendi içlerindeki tüm alt yapılarda benzer çekme stresleri gözlemlendi.

Grup farketmeksizin tüm alt yapılarda ve her iki kuvvet altında posterior implant çevresindeki kemikte oluşan stres, anterior implant çevresindeki kemikte oluşan stresten yaklaşık 3-4 kat daha yüksek çıkmıştır.

İmplantların farklı yerleştirildiği 1. Ve 2. grup modellemelerdeki altyapıların trabeküler kemikteki çekme streslerinde belirgin bir fark gözlemlenmedi.

Oblik kuvvetlerin trabeküler kemikteki çekme streslerinin; dik kuvvetlerin trabeküler kemikteki çekme stresine oranla benzer ama biraz daha yüksek stres oluşturduğu belirlendi.

4.4. Trabeküler Kemikte Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

Model 1 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (1. Grup; Co-Cr; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -1,191961 MPa değerinde olduğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde basma stresleri en yüksek mezial bölgede ve -0,602801 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.28).

Model 2 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (1. Grup; Co-Cr; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -

0,982107 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde basma stresleri en yüksek bukkal bölgede ve -0,369249 MPa değerinde bulunmuştur (şekil 4.28).

Model 3 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (1. Grup; Zr; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -1,202303 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde basma stresleri en yüksek bukkal bölgede ve -0,360248 MPa değerinde bulunmuştur (şekil 4.29).

Model 4 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (1. Grup; Zr; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -0,988878 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde basma stresleri en yüksek bukkal bölgede ve -0,369403 MPa değerinde bulunmuştur(şekil 4.29).

Model 5 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (1. Grup; Ti; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -1,392298 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde basma stresleri en yüksek bukkal bölgede ve -0,347700 MPa değerinde bulunmuştur(şekil 4.30).

Model 6 da Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (1. Grup; Ti; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -1,050052 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde basma stresleri en yüksek bukkal bölgede ve -0,370136 MPa değerinde bulunmuştur(Şekil 4.30).

Model 7 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (1. Grup; PEEK; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -1,649707 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde basma stresleri en yüksek mezial bölgede ve -0,547407 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.31).

Model 8 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (1. Grup; PEEK; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -1,294544 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde basma stresleri en yüksek bukkal bölgede ve -0,357933 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.31).

Model 9 da Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (2. Grup; Co-Cr; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -

1,041535 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde basma stresleri en yüksek bukkal bölgede ve -0,407341 MPa değerinde bulunmuştur (şekil 4.32).

Model 10 da Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (2. Grup; Co-Cr; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -1,125873 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde basma stresleri en yüksek bukkal bölgede ve -0,455762 MPa değerinde bulunmuştur (şekil 4.32).

Model 11 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (2. Grup; Zr; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -1,050784 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde basma stresleri en yüksek bukkal bölgede ve -0,405337 MPa değerinde bulunmuştur (şekil 4.33).

Model 12 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (2. Grup; Zr; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -1,136830 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde basma stresleri en yüksek bukkal bölgede ve -0,455833 MPa değerinde bulunmuştur (şekil 4.33).

Model 13 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (2. Grup; Ti; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -1,213952 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde basma stresleri en yüksek bukkal bölgede ve -0,375559 MPa değerinde bulunmuştur(Şekil 4.34).

Model 14 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (2. Grup; Ti; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -1,212915 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde basma stresleri en yüksek bukkal bölgede ve -0,418956 MPa değerinde bulunmuştur(Şekil 4.34).

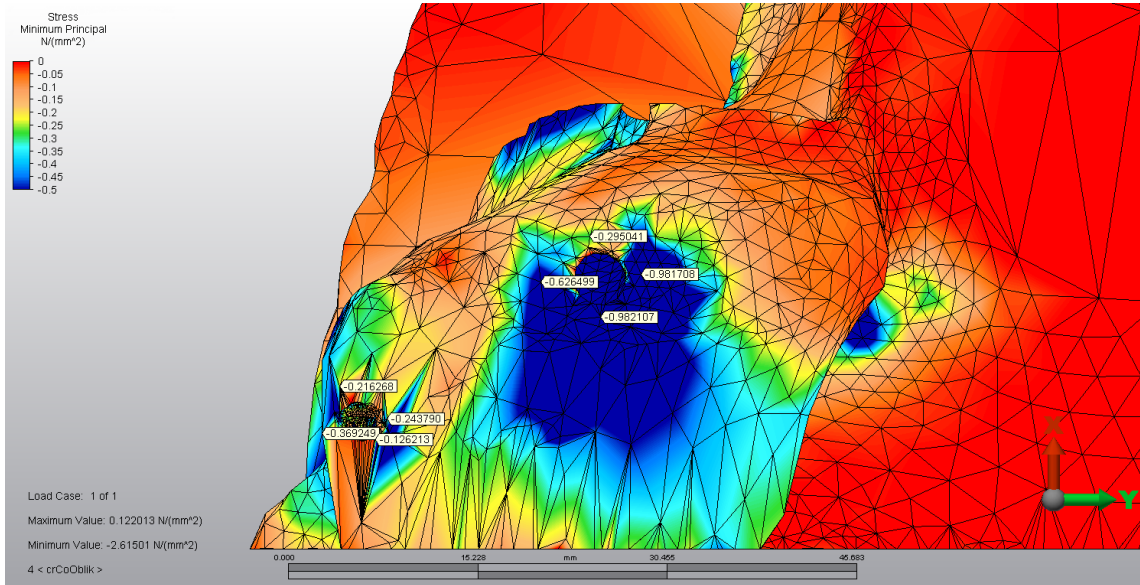
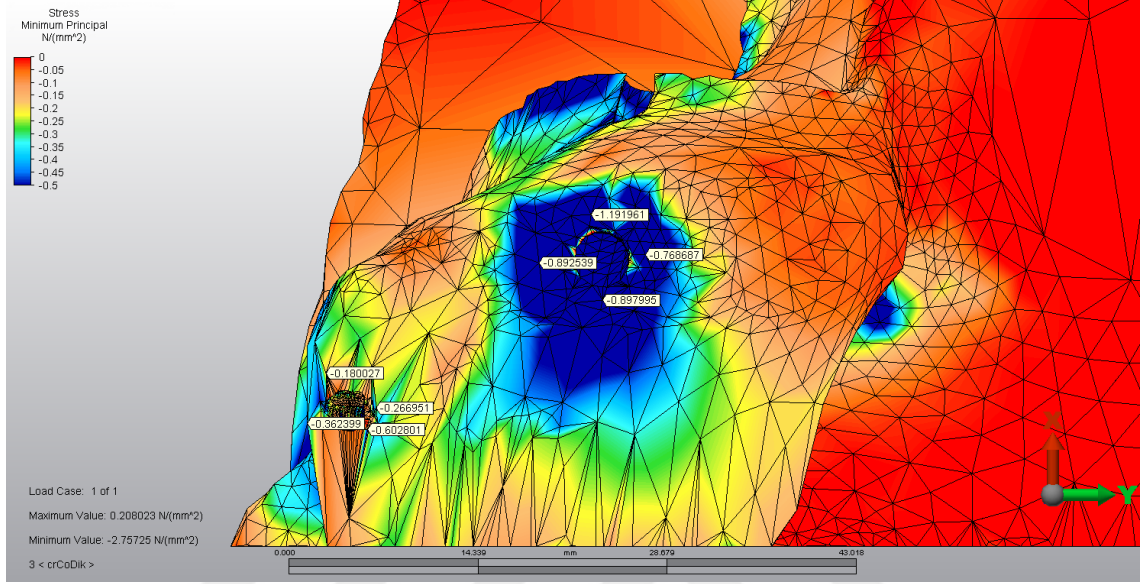
Model 15 de Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (2. Grup; PEEK; dik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek bukkal bölgede ve -1,432374 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde basma stresleri en yüksek bukkal bölgede ve -0,347726 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.35).

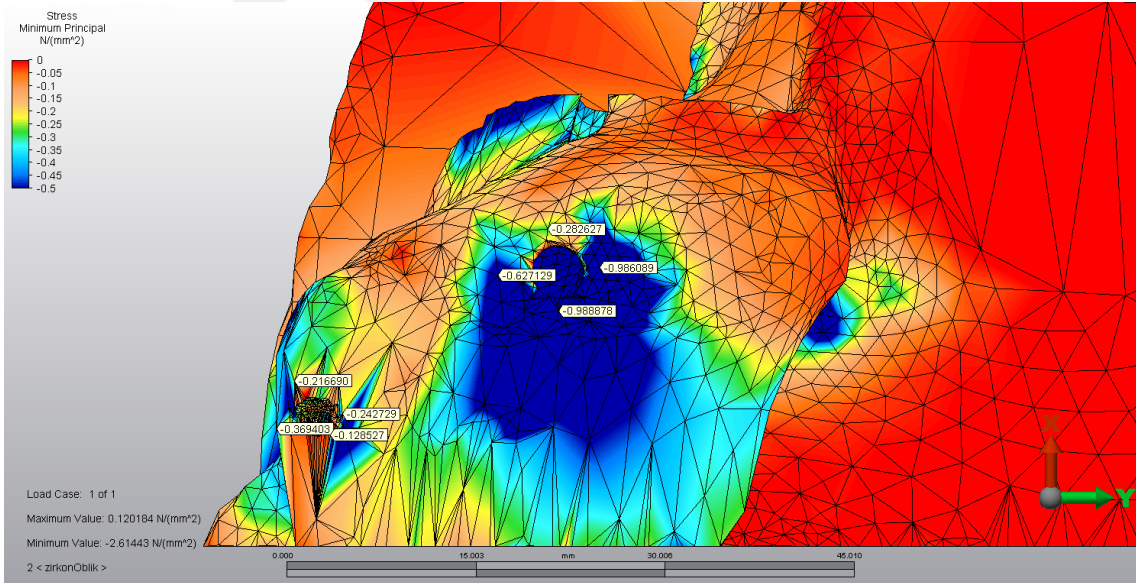
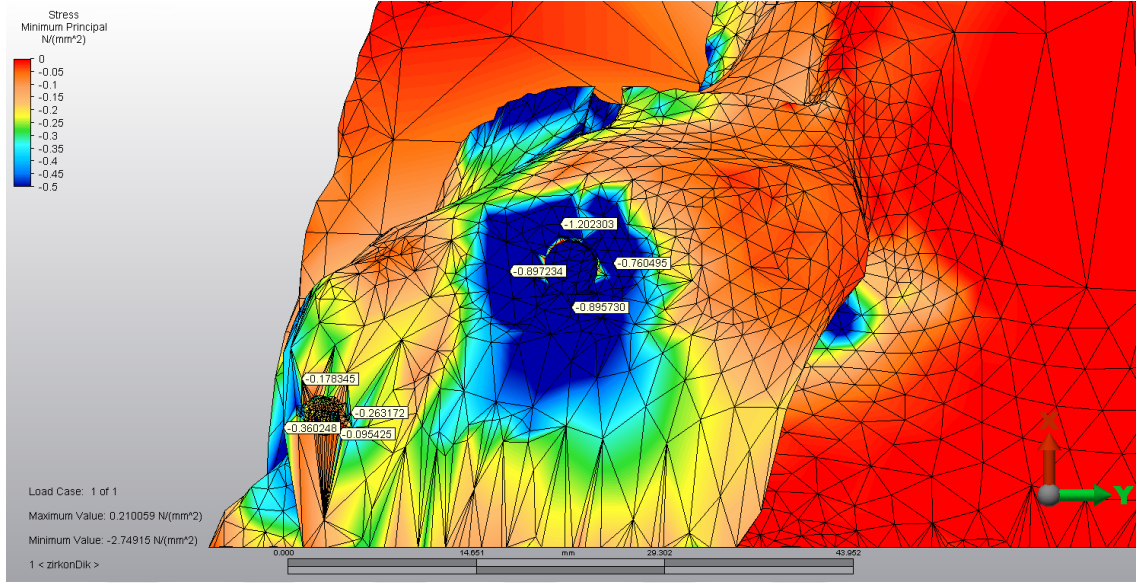
Model 16 da Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri (2. Grup; PEEK; oblik kuvvet):

Posteriodaki zigomatik implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler incelendiğinde basma streslerinin en yüksek palatinal bölgede ve -

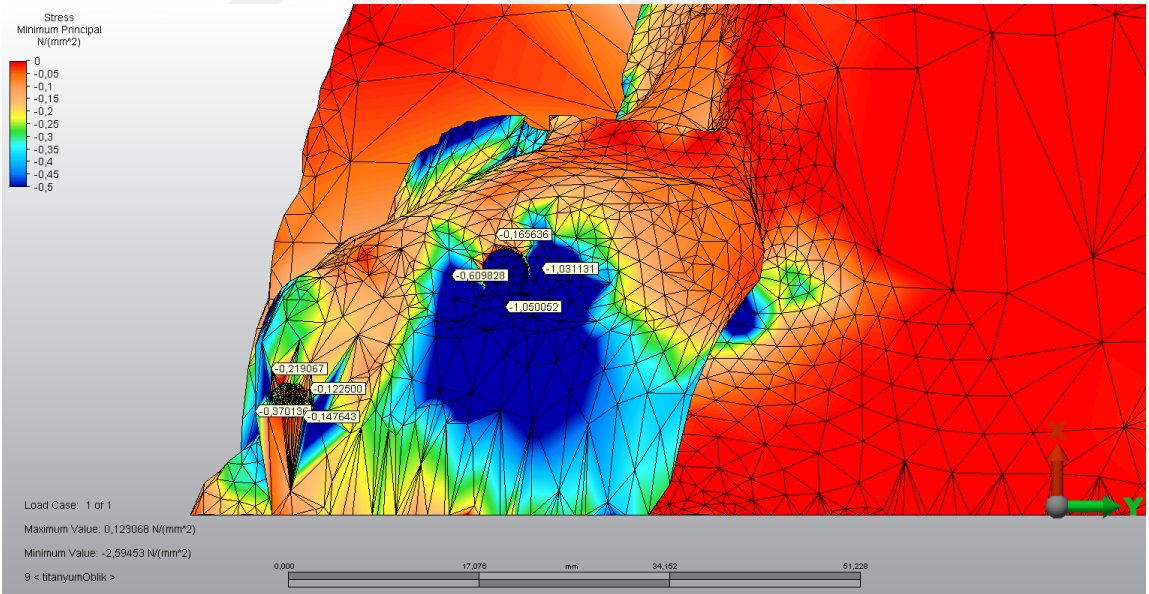
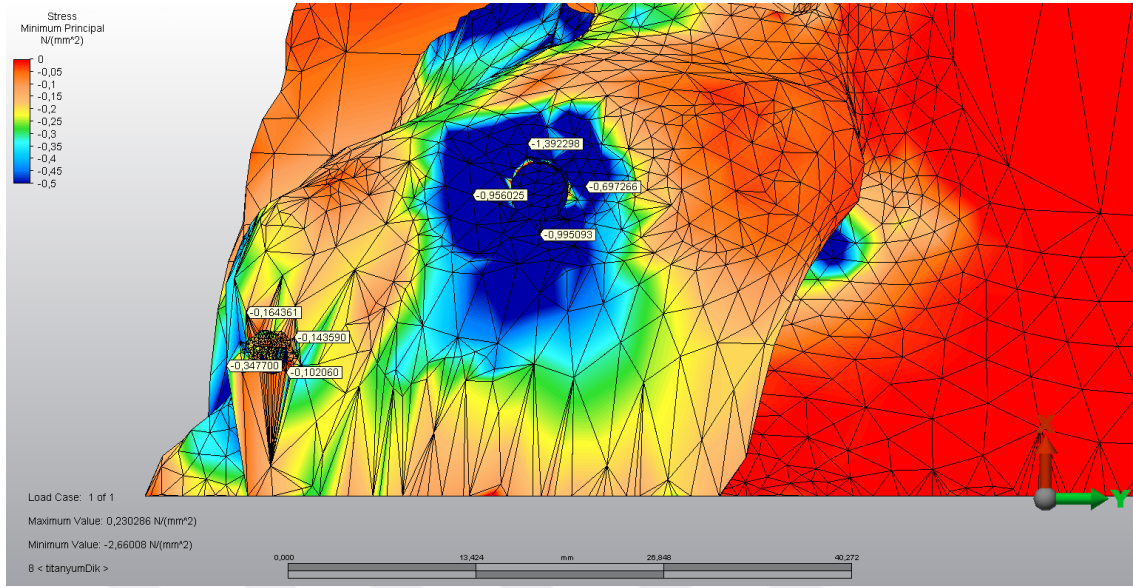
1,540396 MPa değerinde oluştuğu görülmüştür. Anteriordaki konvansiyonel implantların soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan stresler değerlendirildiğinde basma stresleri en yüksek bukkal bölgede ve -0,436170 MPa değerinde bulunmuştur (Şekil 4.35).



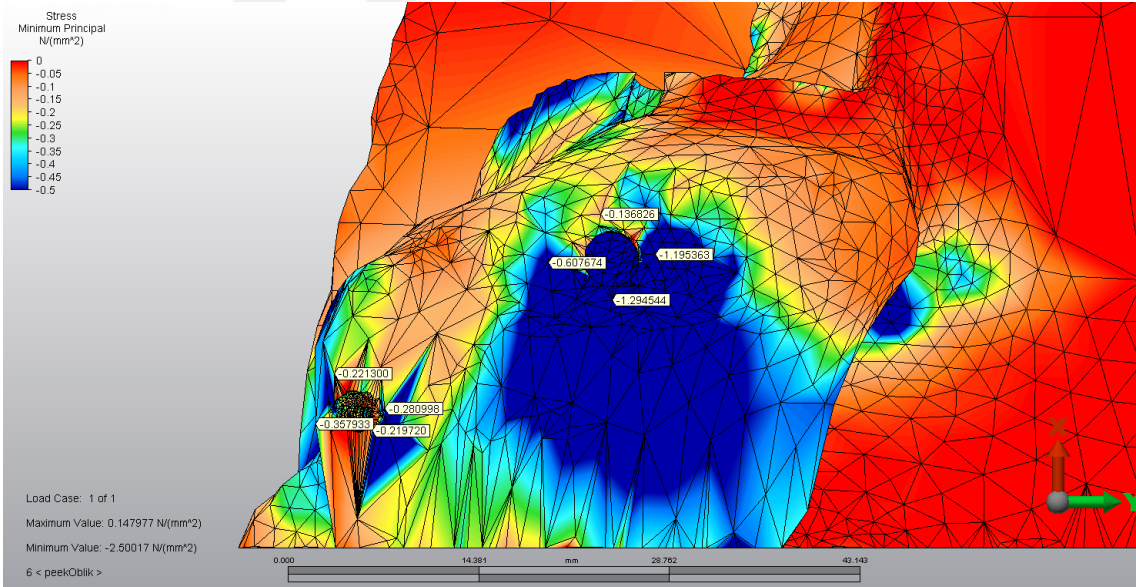
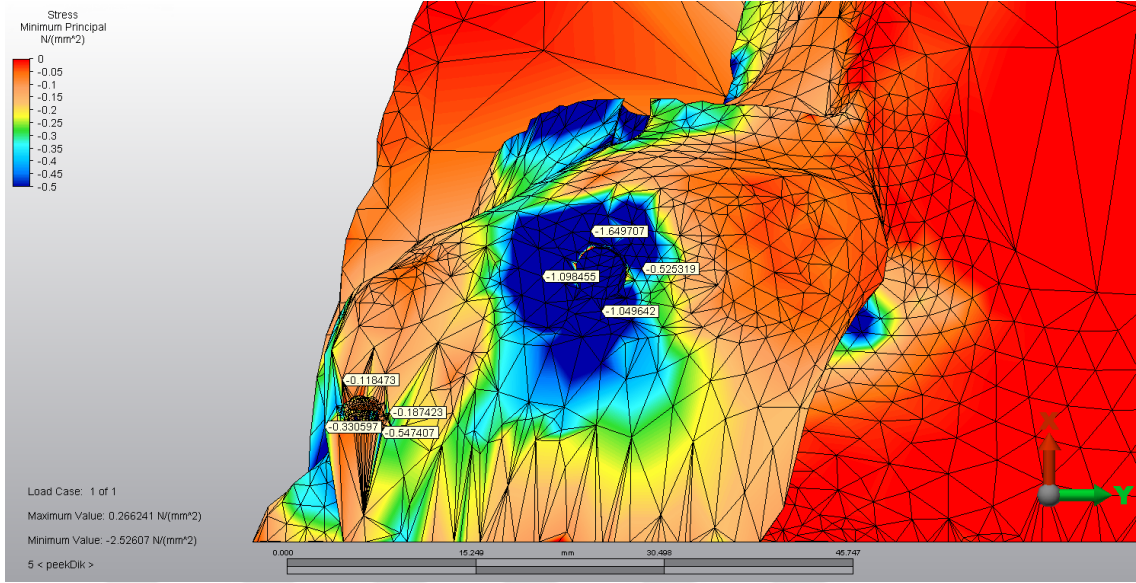
Şekil 4.28. Model 1 ve Model 2'de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



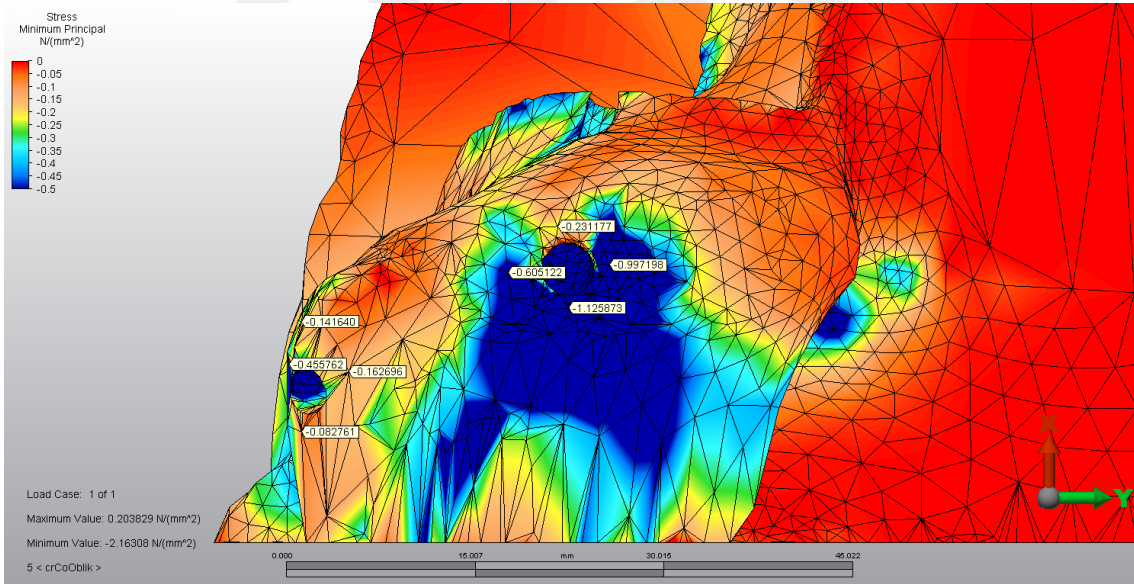
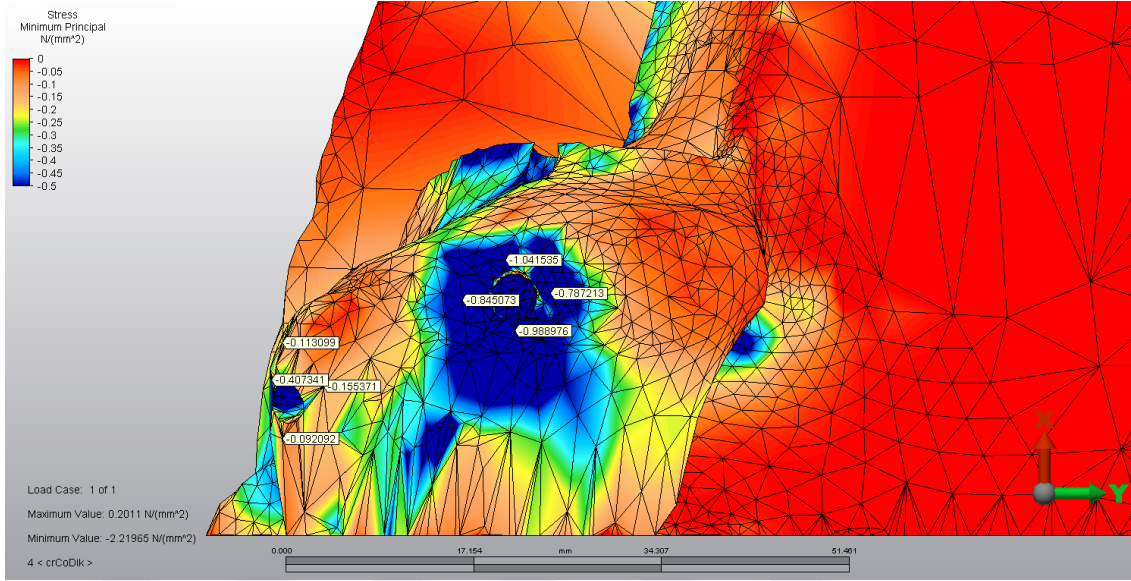
Şekil 4.29. Model 3 ve Model 4'de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



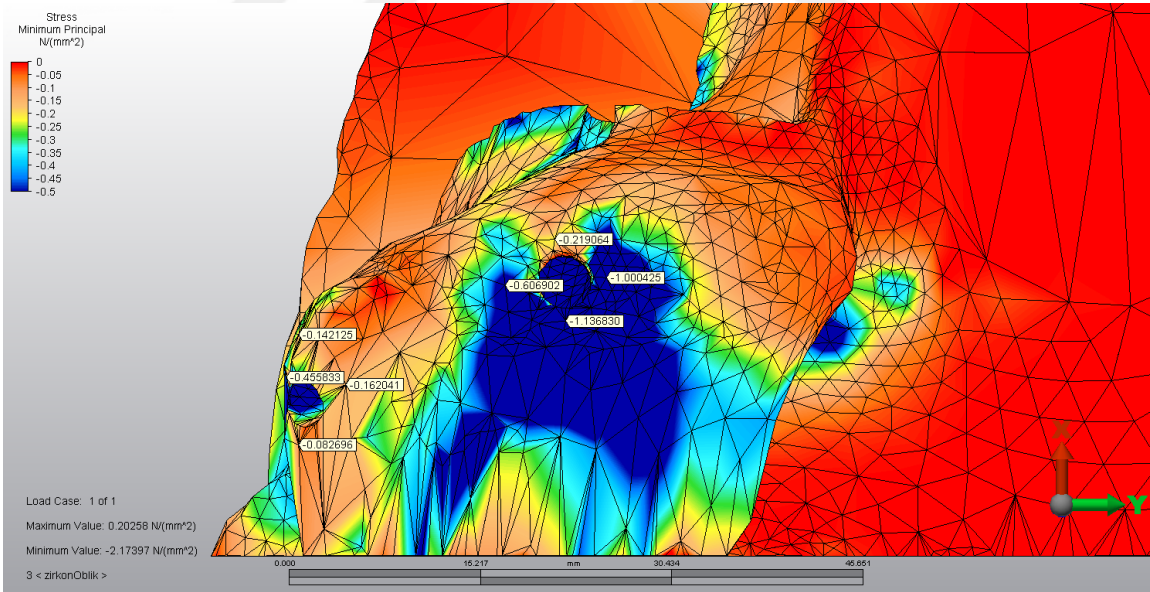
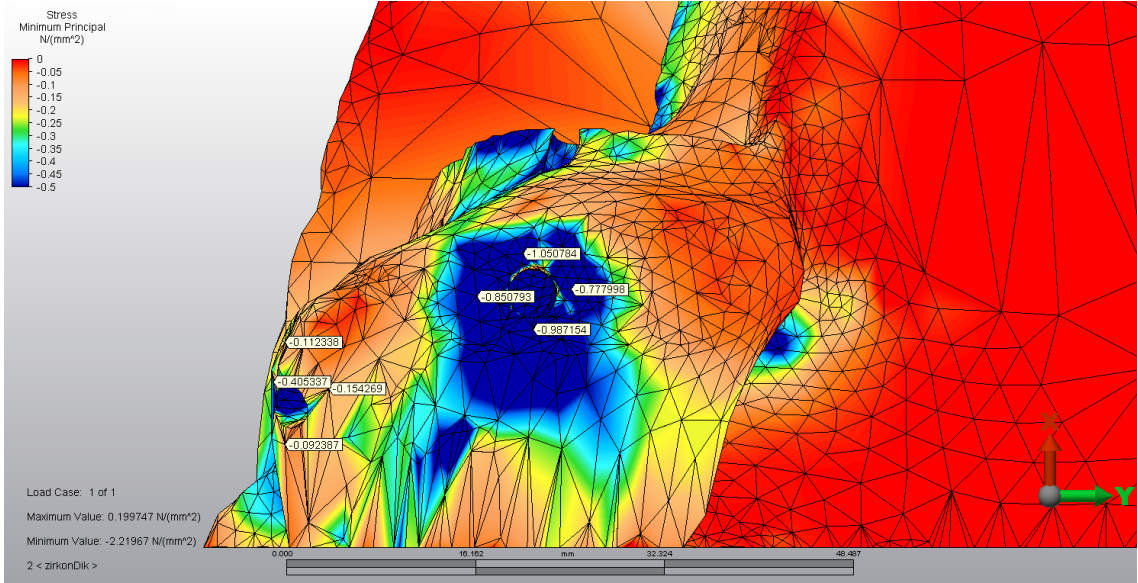
Şekil 4.30. Model 5 ve Model 6'da trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



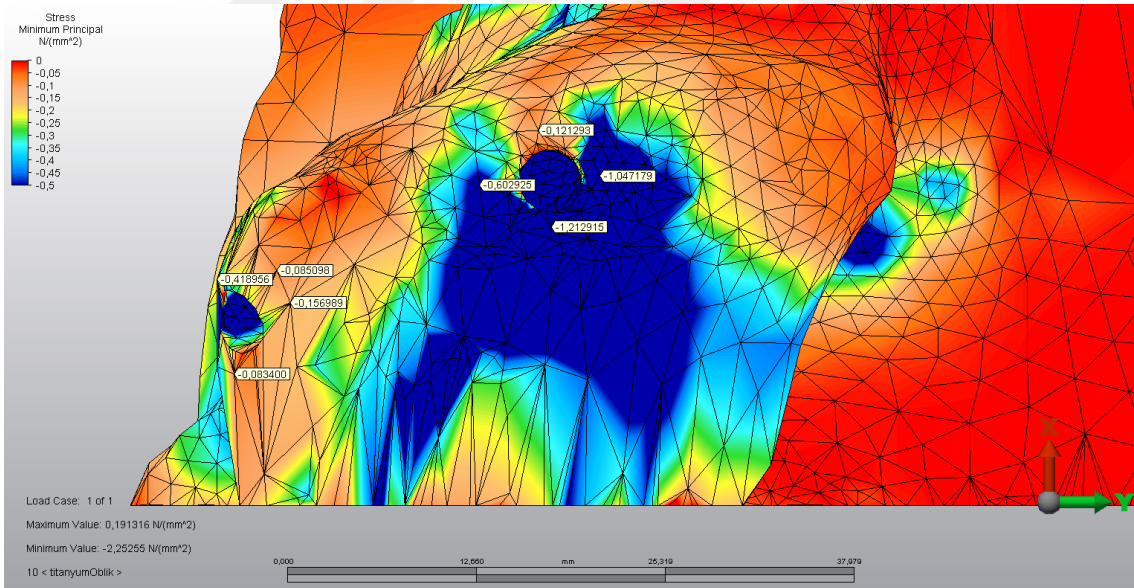
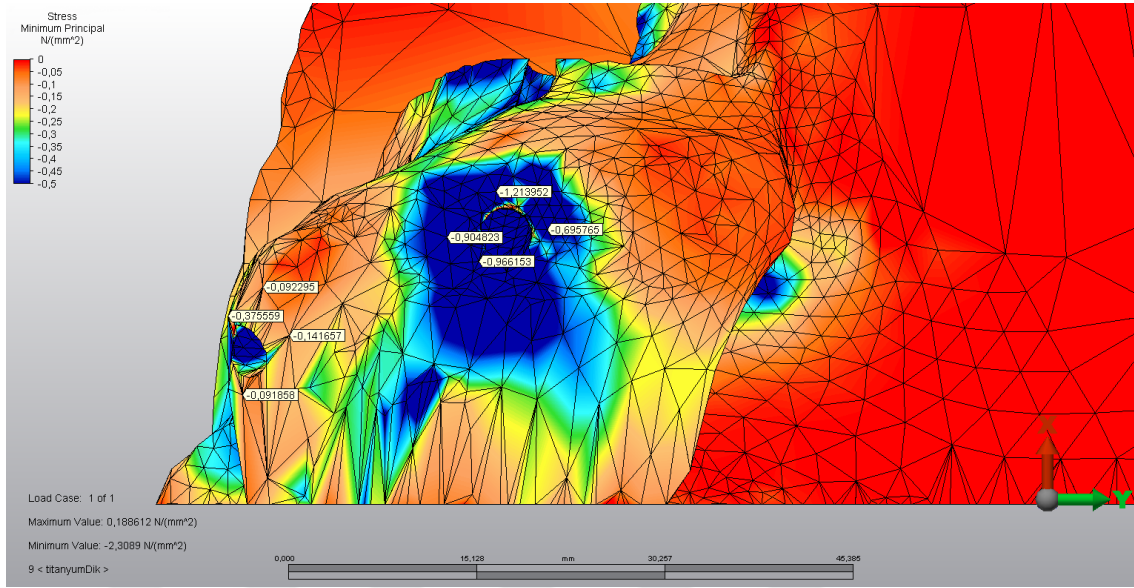
Şekil 4.31. Model 7 ve Model 8’de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



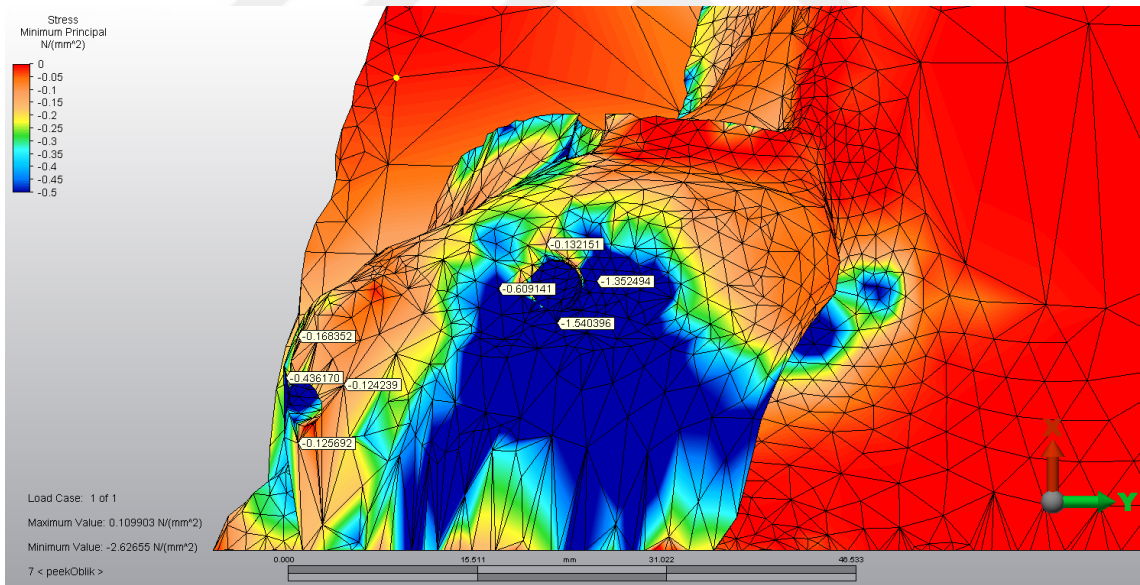
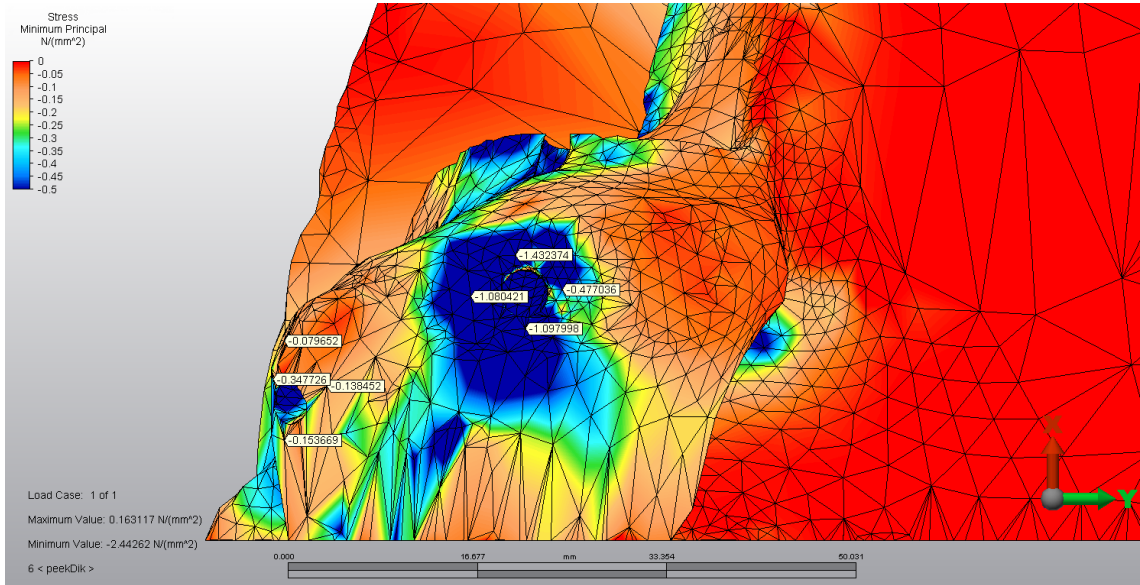
Şekil 4.32. Model 9 ve Model 10'da trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



Şekil 4.33. Model 11 ve Model 12’de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



Şekil 4.34. Model 133 ve Model 14’de trabeküler kemikte oluşan basma stresleri



Şekil 4.35. Model 15 ve Model 16'da trabeküler kemikte oluşan basma stresleri

Tablo 4.10. Trabeküler Kemikte Dik Kuvvet Altında Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

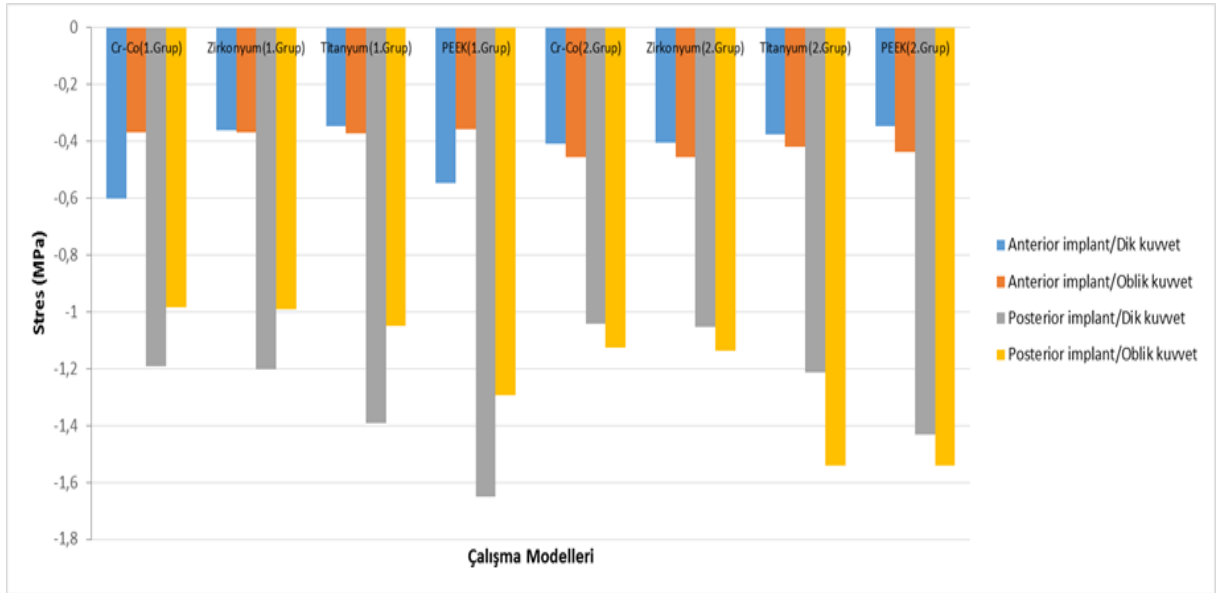
Çalışma Modelleri	Anterior implant çevresi kemik (MPa)				Posterior implant çevresi kemik (MPa)			
	Mezial	Distal	Bukkal	Palatinal	Mezial	Distal	Bukkal	Palatinal
Cr-Co (1.Grup)	-0,602801	-0,180027	-0,362399	-0,266951	-0,892539	-0,768687	-1,191961	-0,897995
Zirkonyum (1.Grup)	-0,095425	-0,178345	-0,360248	-0,263172	-0,897234	-0,760495	-1,202303	-0,895730
Titanyum (1. grup)	-0,102060	-0,164361	-0,347700	-0,143590	-0,956025	-0,697266	-1,392298	-0,995093
PEEK (1.Grup)	-0,547407	-0,118473	-0,330597	-0,187423	-1,098455	-0,525319	-1,649707	-1,049642
Cr-Co (2.Grup)	-0,092092	-0,113099	-0,407341	-0,155371	-0,845073	-0,787213	-1,041535	-0,988976
Zirkonyum (2.Grup)	-0,092387	-0,112338	-0,405337	-0,154269	-0,850793	-0,777998	-1,050784	-0,987154
Titanyum (2. grup)	-0,091858	-0,092295	-0,375559	-0,141657	-0,904823	-0,695765	-1,213952	-0,966153
PEEK (2.Grup)	-0,153669	-0,079652	-0,347726	-0,138452	-1,080421	-0,477036	-1,432374	-1,097998

Tablo 4.11. Trabeküler Kemikte Oblik Kuvvet Altında Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Basma Stresleri

Çalışma Modelleri	Anterior implant çevresi kemik (MPa)				Posterior implant çevresi kemik (MPa)			
	Mezial	Distal	Bukkal	Palatinal	Mezial	Distal	Bukkal	Palatinal
Cr-Co (1.Grup)	-0,126213	-0,216268	-0,369249	-0,243790	-0,626499	-0,981708	-0,295041	-0,982107
Zirkonyum (1.Grup)	-0,128527	-0,216690	-0,369403	-0,242729	-0,627129	-0,986089	-0,282627	-0,988878
Titanyum (1. grup)	-0,147643	-0,219067	-0,370136	-0,122500	-0,609828	-1,031131	-0,165636	-1,050052
PEEK (1.Grup)	-0,219720	-0,221300	-0,357933	-0,280998	-0,607674	-1,195363	-0,136826	-1,294544
Cr-Co (2.Grup)	-0,082761	-0,141640	-0,455762	-0,162696	-0,605122	-0,997198	-0,231177	-1,125873
Zirkonyum (2.Grup)	-0,082696	-0,142125	-0,455833	-0,162041	-0,606902	-1,000425	-0,219064	-1,136830
Titanyum (2. grup)	-0,083400	-0,085098	-0,418956	-0,156989	-0,602925	-1,047179	-0,121293	-1,212915
PEEK (2.Grup)	-0,125692	-0,168352	-0,436170	-0,124239	-0,609141	-1,352494	-0,132151	-1,540396

Tablo 4.12. Trabeküler Kemikte Dik Ve Oblik Kuvvet Altında Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan En Yüksek Basma Stresleri

Çalışma Modelleri	Dik kuvvet		Oblik kuvvet	
	Anterior implant çevresi kemik (MPa)	Posterior implant çevresi kemik (MPa)	Anterior implant çevresi kemik (MPa)	Posterior implant çevresi kemik (MPa)
Cr-Co (1.Grup)	-0,602801	-1,191961	-0,369249	-0,982107
Zirkonyum (1.Grup)	-0,360248	-1,202303	-0,369403	-0,988878
Titanyum (1. grup)	-0,347700	-1,392298	-0,370136	-1,050052
PEEK (1.Grup)	-0,547407	-1,649707	-0,357933	-1,294544
Cr-Co (2.Grup)	-0,407341	-1,041535	-0,455762	-1,125873
Zirkonyum (2.Grup)	-0,405337	-1,050784	-0,455833	-1,136830
Titanyum (2. grup)	-0,375559	-1,213952	-0,418956	-1,540396
PEEK (2.Grup)	-0,347726	-1,432374	-0,436170	-1,540396



Şekil 4.36. Trabeküler kemikte seçili düğüm noktalarında oluşan basma stresleri

İmplant yerleşimindeki değişimin, kullanılan alt yapı materyalinin ve farklı yönlerde kuvvet uygulanmasının trabeküler kemikteki çekme streslerinde fark yarattığı görüldü.

Posterior implant çevresinde PEEK altyapısı daha yüksek stres oluşturduğu; anterior implant çevresinde Cr-Co ve Zr alt yapısının daha yüksek basma stresi oluşturduğu belirlendi.

İmplantların farklı yerleştirildiği 1. Ve 2. grup modellemelerdeki altyapıların, trabeküler kemikteki çekme stresleri; dik kuvvet altında 1. Grupta daha yüksek (sadece Zr altyapı 2. Grupta daha yüksek çıkmıştır), oblik kuvvet altında 2. Grupta daha yüksek olup birbirine yakın stresler oluşturduğu görüldü.

Anterior ve posterior implant çevresindeki trabeküler kemikteki basma stresleri; oblik kuvvet uygulandığında 1. Grupta stresin azaldığı, 2. Grupta stresin arttığı belirlendi. 1. Grupta dik kuvvet, 2. Grupta oblik kuvvet daha yüksek stres oluşturmuştur.

4.5. İmplantlarda Görülen Von Mises Bulguları (σ_M)

Model 1 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (1. Grup; Co-Cr; dik kuvvet):

Posterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 150,148287 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 49,745313 MPa'dır (Şekil 4.37).

Model 2 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (1. Grup; Co-Cr; oblik kuvvet):

Posterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 66,633482 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 41,452458 MPa'dır (Şekil 4.37).

Model 3 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (1. Grup; Zr; dik kuvvet):

Posterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 151,385776 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 50,383440 MPa'dır (Şekil 4.38).

Model 4 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (1. Grup; Zr; oblik kuvvet):

Posterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 68,331542 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 42,294411 MPa'dır (Şekil 4.38).

Model 5 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (1. Grup; Ti; dik kuvvet):

Posterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 64,080339 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 43,254007 MPa'dır (Şekil 4.39).

Model 6 da implantlarda oluşan Von Mises stresleri (1. Grup; Ti; oblik kuvvet):

Posterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 62,747256 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 43,222941 MPa'dır (Şekil 4.39).

Model 7 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (1. Grup; PEEK; dik kuvvet):

Posterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 226,011550 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 110,125488 MPa'dır (Şekil 4.40).

Model 8 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (1. Grup; PEEK; oblik kuvvet):

Posterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 162,168692 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 140,384175 MPa'dır (Şekil 4.40).

Model 9 da implantlarda oluşan Von Mises stresleri (2. Grup; Cr-Co; dik kuvvet):

Posterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 135,839519 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 41,287070 MPa'dır (Şekil 4.41).

Model 10 da implantlarda oluşan Von Mises stresleri (2. Grup; Cr-Co; oblik kuvvet):

Posterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 162,022277 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 39,095424 MPa'dır (Şekil 4.41).

Model 11 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (2. Grup; Zr; dik kuvvet):

Posterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 136,875579 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 41,661878 MPa'dır (Şekil 4.42).

Model 12 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (2. Grup; Zr; oblik kuvvet):

Posterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 164,805698 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 38,596609 MPa'dır (Şekil 4.42).

Model 13 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (2. Grup; Ti; dik kuvvet):

Posterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 80,552102 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 37,863376 MPa'dır (Şekil 4.43).

Model 14 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (2. Grup; Ti; oblik kuvvet):

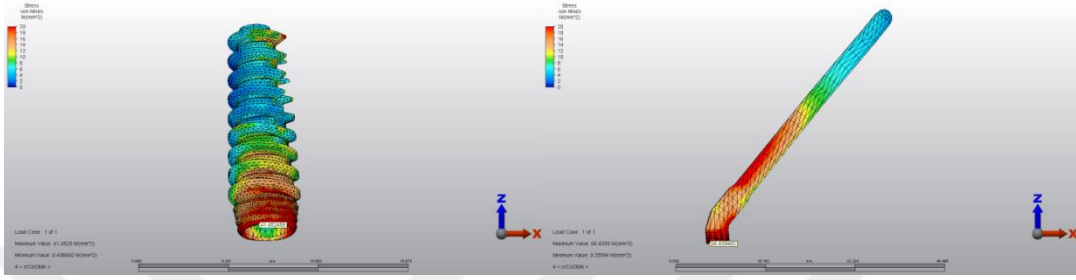
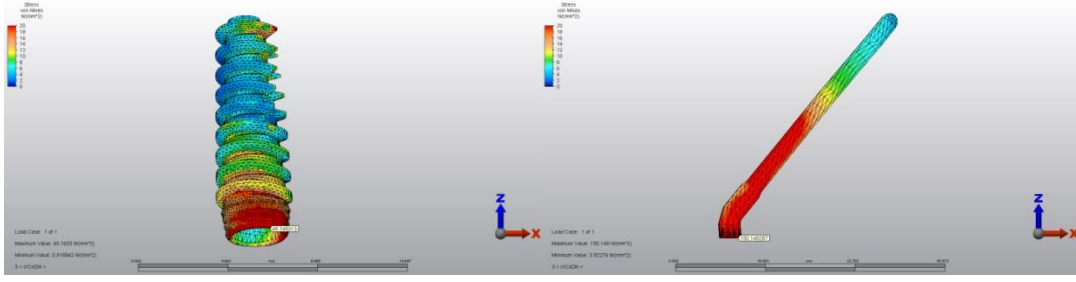
Posterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 69,410323 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 26,338824 MPa'dır (Şekil 4.43).

Model 15 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (2. Grup; PEEK; dik kuvvet):

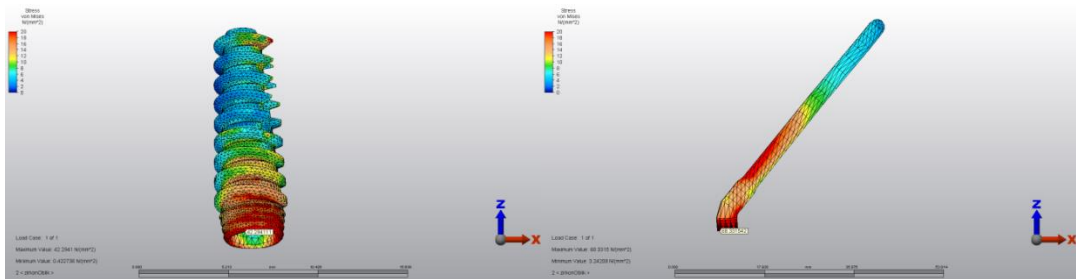
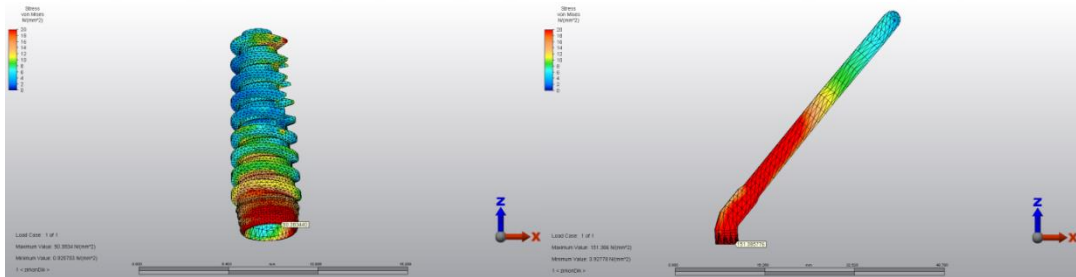
Posterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 235,148750 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 66,986280 MPa'dır (Şekil 4.44).

Model 16 da implantlarda oluşan Von Mises stresleri (2. Grup; PEEK; oblik kuvvet):

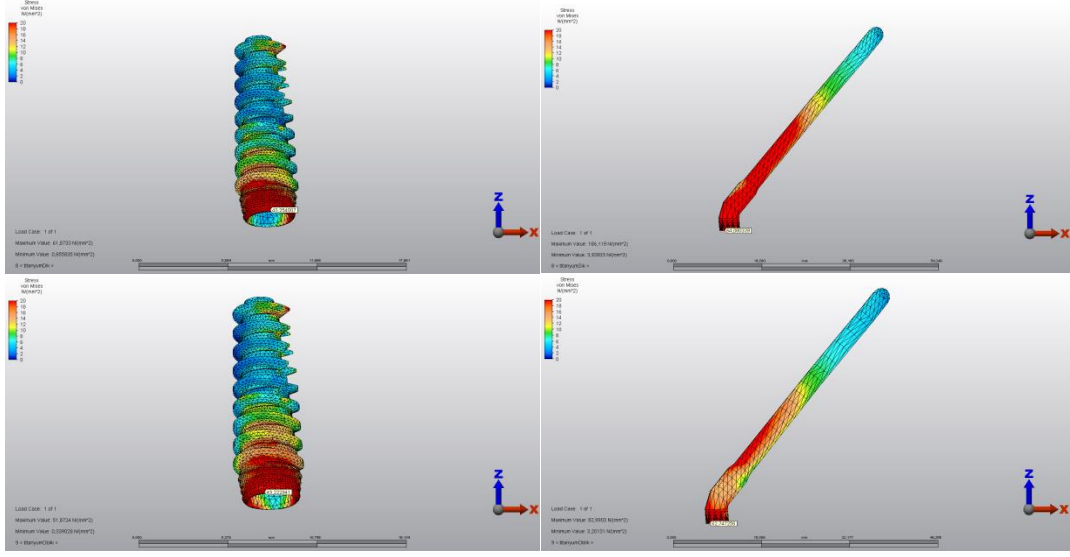
Posterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 288,485882 MPa'dır. Anterior implantın boyun bölgesinde görülen en yüksek Von Mises stres değeri 86,264743 MPa'dır (Şekil 4.44).



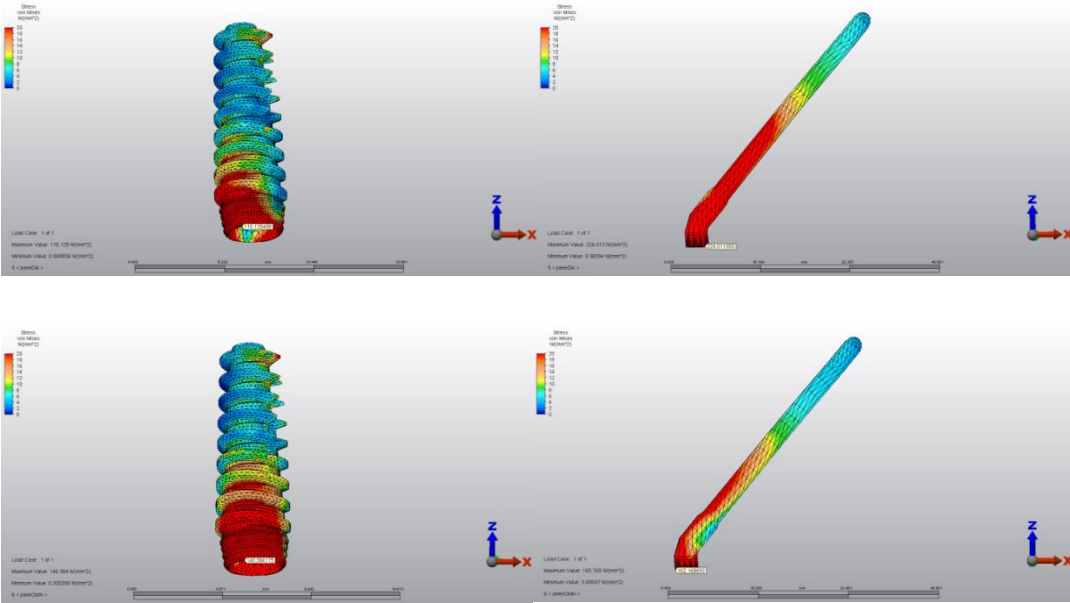
Şekil 4. 37. Model 1 ve Model 2' de sırasıyla anterior ve posterior implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri



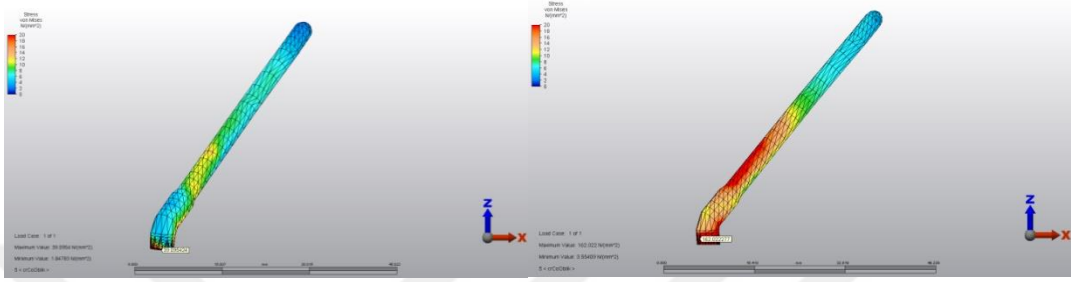
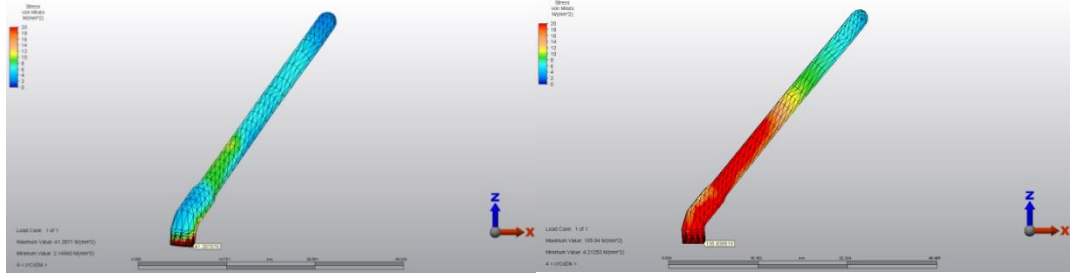
Şekil 4. 38. Model 3 ve Model 4' de sırasıyla anterior ve posterior implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri



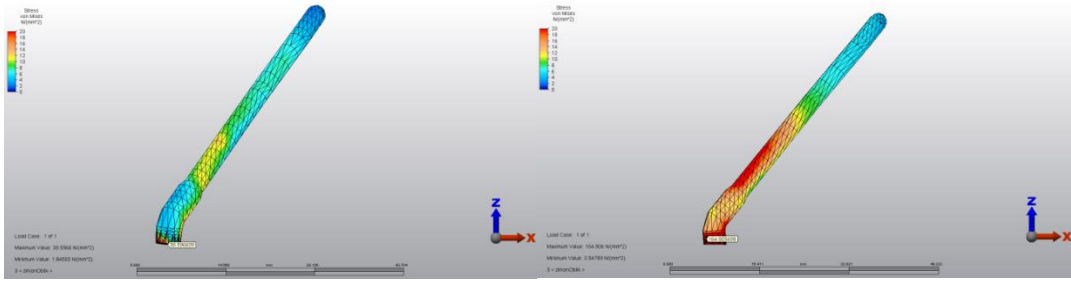
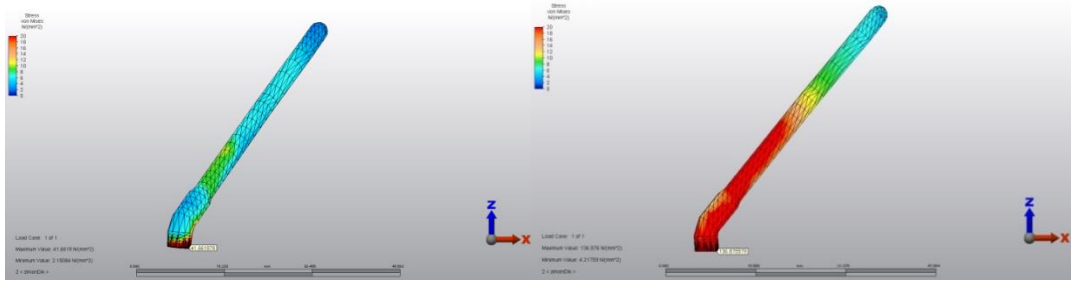
Şekil 4. 39. Model 5 ve Model 6' da sırasıyla anterior ve posterior implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri



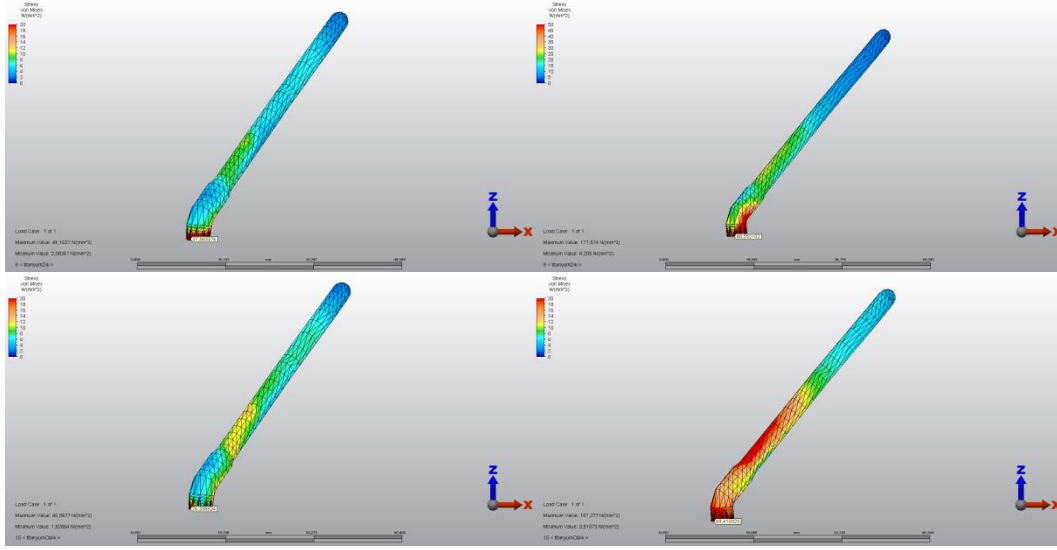
Şekil 4. 40. Model 7 ve Model 8' de sırasıyla anterior ve posterior implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri



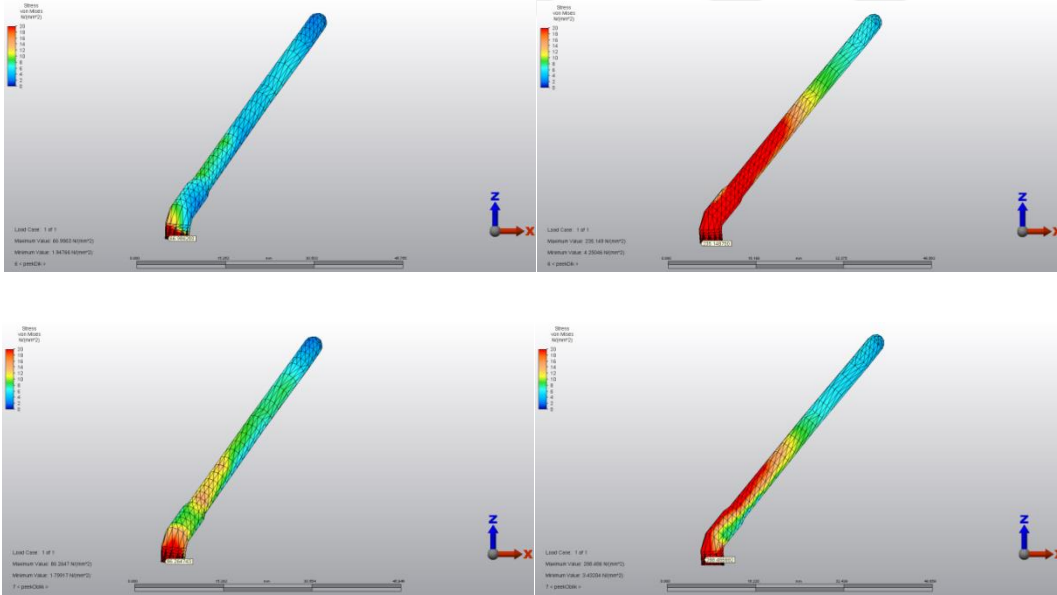
Şekil 4. 41. Model 9 ve Model 10' da sırasıyla anterior ve posterior implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri



Şekil 4. 42. Model 11 ve Model 12' de sırasıyla anterior ve posterior implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri



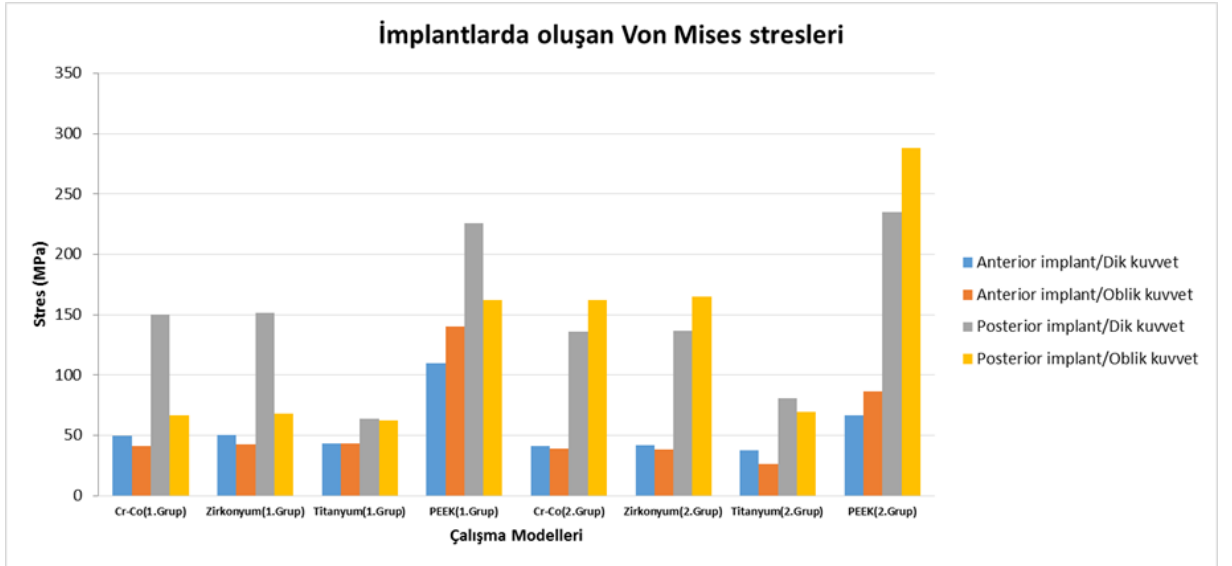
Şekil 4. 43. Model 13 ve Model 14’ de sırasıyla anterior ve posterior implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri



Şekil 4. 44. Model 15 ve Model 16’ da sırasıyla anterior ve posterior implantlar üzerinde görülen Von Mises stresleri

Tablo 4.13. İmplantların Boyun Bölgelerinde Oluşan Von Mises Stresleri

Çalışma Modelleri	Dik kuvvet		Oblik kuvvet	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Cr-Co (1.Grup)	49,745313	150,148287	41,452458	66,633482
Zirkonyum (1.Grup)	50,383440	151,385776	42,294411	68,331542
Titanyum (1. grup)	43,254007	64,080339	43,222941	62,747256
PEEK (1.Grup)	110,125488	226,011550	140,384175	162,168692
Cr-Co (2.Grup)	41,287070	135,839519	39,095424	162,022277
Zirkonyum (2.Grup)	41,661878	136,875579	38,596609	164,805698
Titanyum (2. grup)	37,863376	80,552102	26,338824	69,410323
PEEK (2.Grup)	66,986280	235,148750	86,264743	288,485882



Şekil 4.45. İmplantların Boyun Bölgelerinde Oluşan Von Mises Stresleri

1. ve 2. grupta ki implantların boyun bölgelerinde görülen Von Mises stresleri; altyapılara göre büyükten küçüğe doğru sırasıyla PEEK, Zr ,Co-Cr, Ti şeklindedir. sadece oblik kuvvet altında 1. Grupta anteriorda, Zr ve Co-Cr da Ti'dan daha düşük stres oluşmuştur.

Her iki grupta da posterior implantın boyun bölgesinde daha yüksek stres oluşmuştur.

1. grupta dik kuvvet altında daha yüksek stres, 2. Grupta oblik kuvvet altında daha yüksek stres oluşmuştur.

1. grupta dik kuvvette posterior implantta oluşan stres anterior implanttaki strese oranla; Zr ve Co-Cr alt yapıda yaklaşık 3 katına, PEEK alt yapıda yaklaşık 2 katına çıkmıştır. Ti alt yapıda ise sadece %50 bir stres artışı gözlemlenmiştir.

2. grupta oblik kuvvette posterior implantta oluşan stres anterior implanttaki strese oranla; Zr ve Co-Cr alt yapıda yaklaşık 4 katına, Ti alt yapıda yaklaşık 2,5 katına, PEEK alt yapıda yaklaşık 3,5 katına çıkmıştır.

4.6. Alt yapılarda Seçili Düğüm Noktalarında Oluşan Von Mises Stresleri (σ_M)

Model 1 de alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri (1. Grup; Cr-Co; dik kuvvet):

Alt yapıların konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 2. konnektör bölgesinde oluşup 49,190961 MPa değerindedir. Alt yapı –abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde ise anteriorda 60,382981 MPa, posteriorda 113,909941 MPa'dır (Şekil 4.46).

Model 2 de alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri (1. Grup; Cr-Co; oblik kuvvet):

Alt yapıların konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 4. konnektör bölgesinde oluşup 30,728053 MPa değerindedir. Alt yapı –abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde ise anteriorda 58,189041 MPa, posteriorda 68,771344 MPa'dır (Şekil 4.46).

Model 3 de alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri (1. Grup; Zr; dik kuvvet):

Alt yapıların konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 2. konnektör bölgesinde oluşup 51,573209 MPa değerindedir. Alt yapı–abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde ise anteriorda 61,463758 MPa, posteriorda 102,493558 MPa'dır (Şekil 4.47).

Model 4 de alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri (1. Grup; Zr; oblik kuvvet):

Alt yapıların konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 4. konnektör bölgesinde oluşup 31,661194 MPa değerindedir. Alt yapı –abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde ise anteriorda 61,532494 MPa, posteriorda 73,598347 MPa'dır (Şekil 4.47).

Model 5 de alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri (1. Grup; Ti; dik kuvvet):

Alt yapıların konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 2. konnektör bölgesinde oluşup 39,417606 MPa değerindedir. Alt yapı –abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde ise anteriorda 26,533868 MPa, posteriorda 118,880179 MPa'dır (Şekil 4.48).

Model 6 da alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri (1. Grup; Ti; oblik kuvvet):

Alt yapıların konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 4. konnektör bölgesinde oluşup 32,913958 MPa değerindedir. Alt yapı –abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde ise anteriorda 11,358786 MPa, posteriorda 66,114466 MPa’dır (Şekil 4.48).

Model 7 de alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri (1. Grup; PEEK; dik kuvvet):

Alt yapıların konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 3. konnektör bölgesinde oluşup 9,121377 MPa değerindedir. Alt yapı –abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde ise anteriorda 33,863686 MPa, posteriorda 113,502771 MPa’dır (Şekil 4.49).

Model 8 de alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri (1. Grup; PEEK; oblik kuvvet):

Alt yapıların konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 4. konnektör bölgesinde oluşup 7,053567 MPa değerindedir. Alt yapı –abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde ise anteriorda 25,688377 MPa, posteriorda 28,842867 MPa’dır (Şekil 4.49).

Model 9 da alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri (2. Grup; Co-Cr; dik kuvvet):

Alt yapıların konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 2. konnektör bölgesinde oluşup 50,326903 MPa değerindedir. Alt yapı –abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde ise anteriorda 64,661959 MPa, posteriorda 100,307718 MPa’dır (Şekil 4.50).

Model 10 da alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri (2. Grup; Co-Cr; oblik kuvvet):

Alt yapıların konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 4. konnektör bölgesinde oluşup 28,940440 MPa değerindedir. Alt yapı –abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde ise anteriorda 50,969675 MPa, posteriorda 66,179089 MPa’dır (Şekil 4.50).

Model 11 de alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri (2. Grup; Zr; dik kuvvet):

Alt yapıların konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 2. konnektör bölgesinde oluşup 52,706821 MPa değerindedir. Alt yapı –abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde ise anteriorda 65,239823 MPa, posteriorda 108,196403 MPa’dır (Şekil 4.51).

Model 12 de alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri (2. Grup; Zr; oblik kuvvet):

Alt yapıların konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 4. konnektör bölgesinde oluşup 29,500301 MPa değerindedir. Alt yapı –abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde ise anteriorda 51,867907 MPa, posteriorda 70,401107 MPa’dır (Şekil 4.51).

Model 13 de alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri (2. Grup; Ti; dik kuvvet):

Alt yapıların konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 2. konnektör bölgesinde oluşup 38,879503 MPa değerindedir. Alt yapı –abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde ise anteriorda 59,545244 MPa, posteriorda 108,527165 MPa’dır (Şekil 4.52)

Model 14 de alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri (2. Grup; Ti; oblik kuvvet):

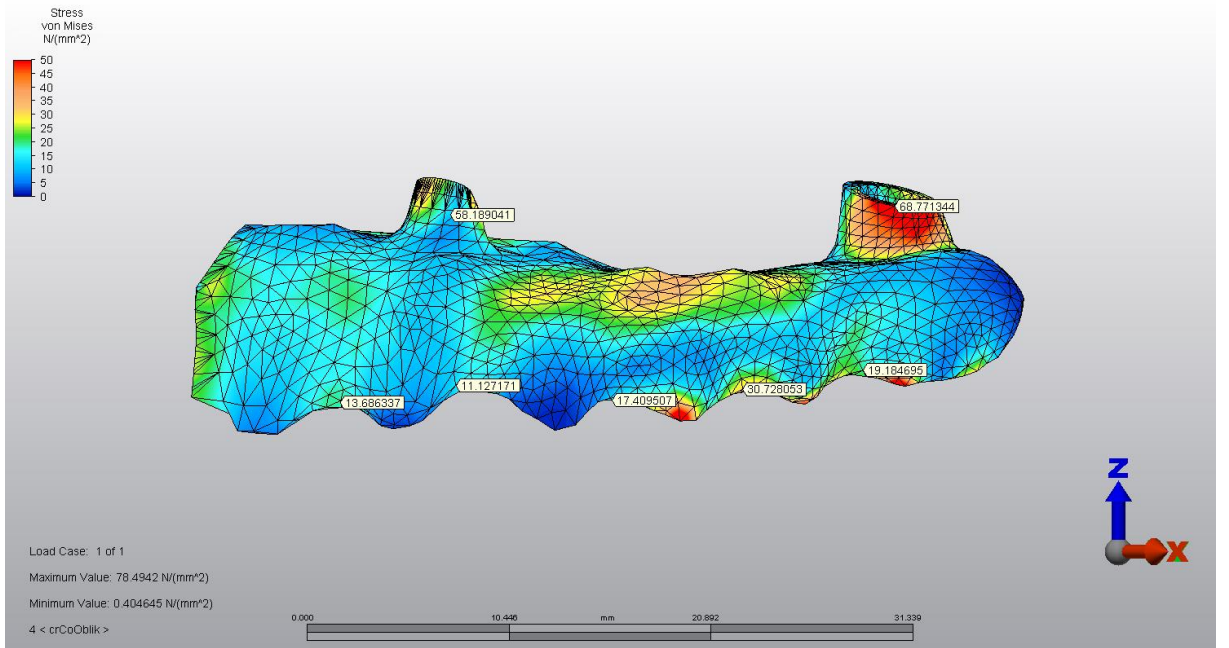
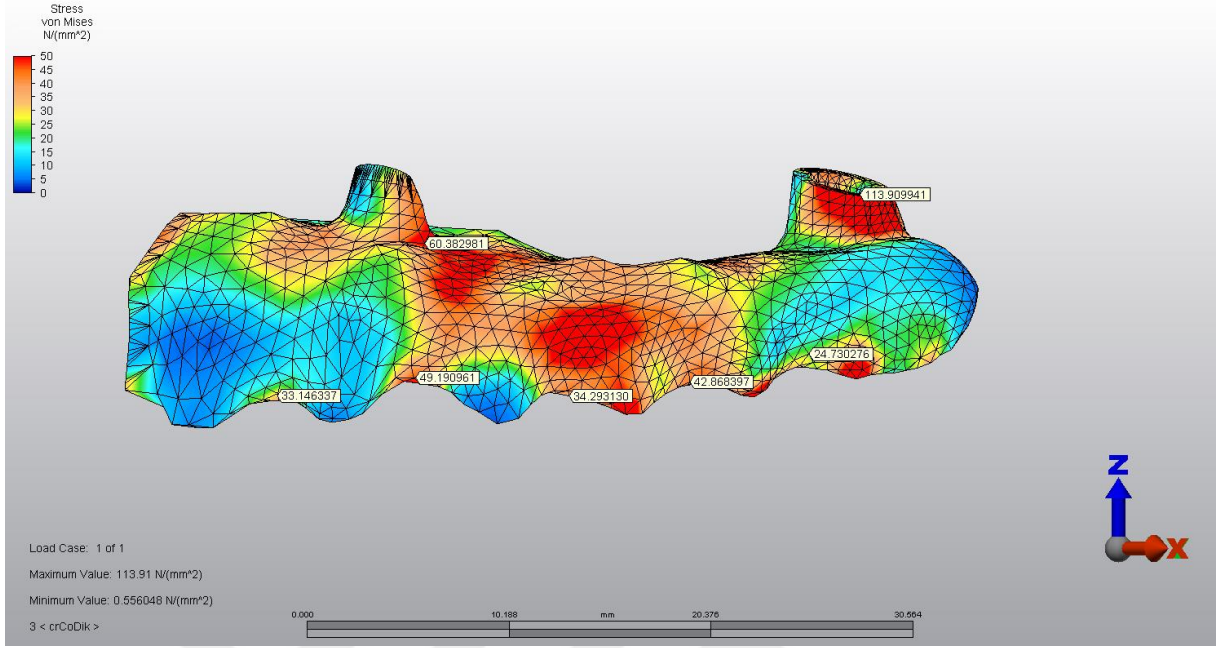
Alt yapıların konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 4. konnektör bölgesinde oluşup 26,822929 MPa değerindedir. Alt yapı –abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde ise anteriorda 19,149201 MPa, posteriorda 62,659017 MPa’dır (Şekil 4.52).

Model 15 de alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri (2. Grup; PEEK; dik kuvvet):

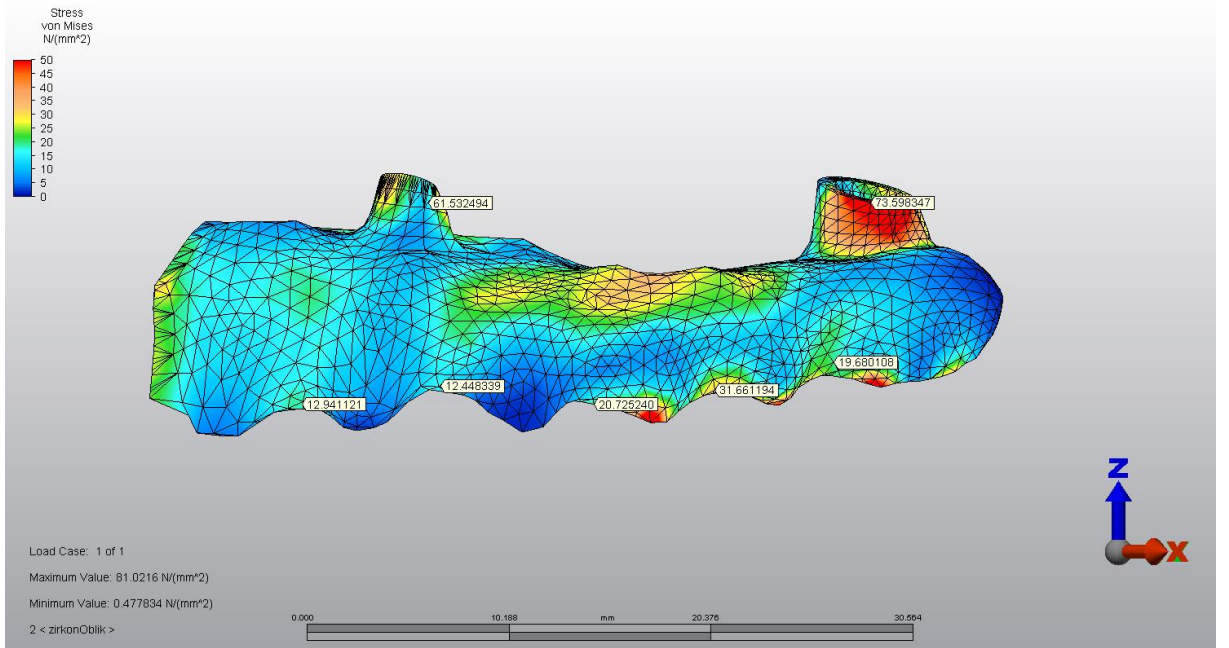
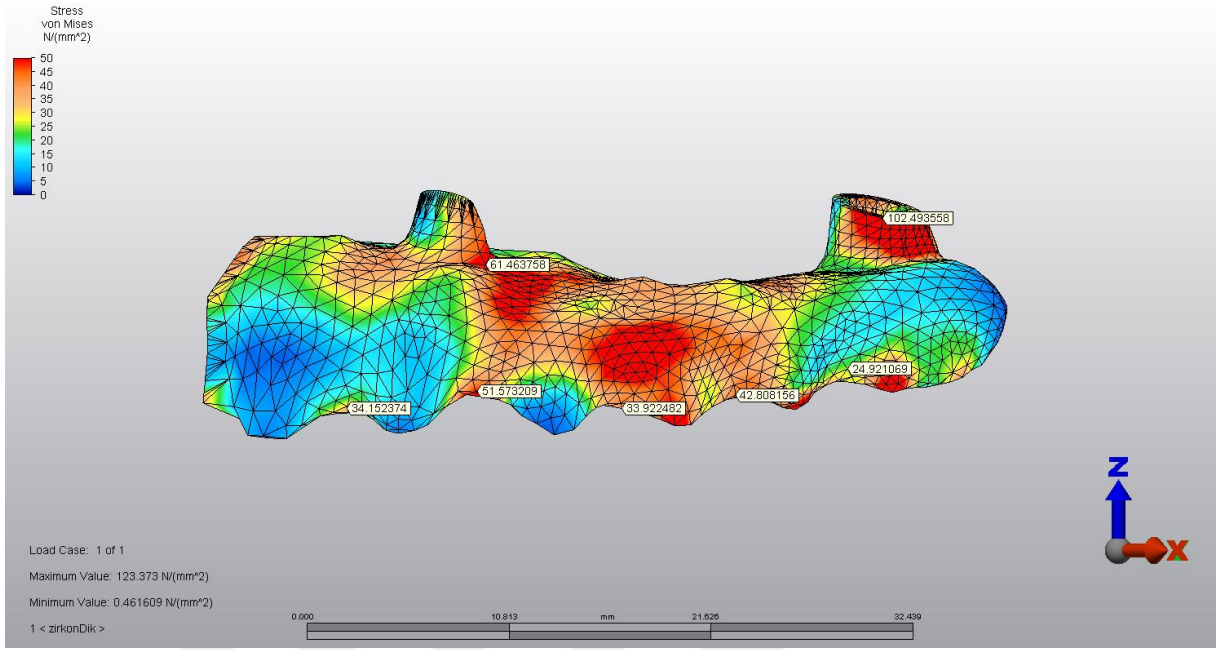
Alt yapıların konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 3. konnektör bölgesinde oluşup 9,939138 MPa değerindedir. Alt yapı –abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde ise anteriorda 36,461602 MPa, posteriorda 106,746461 MPa’dır (Şekil 4.53).

Model 16 da alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri (2. Grup; PEEK; oblik kuvvet):

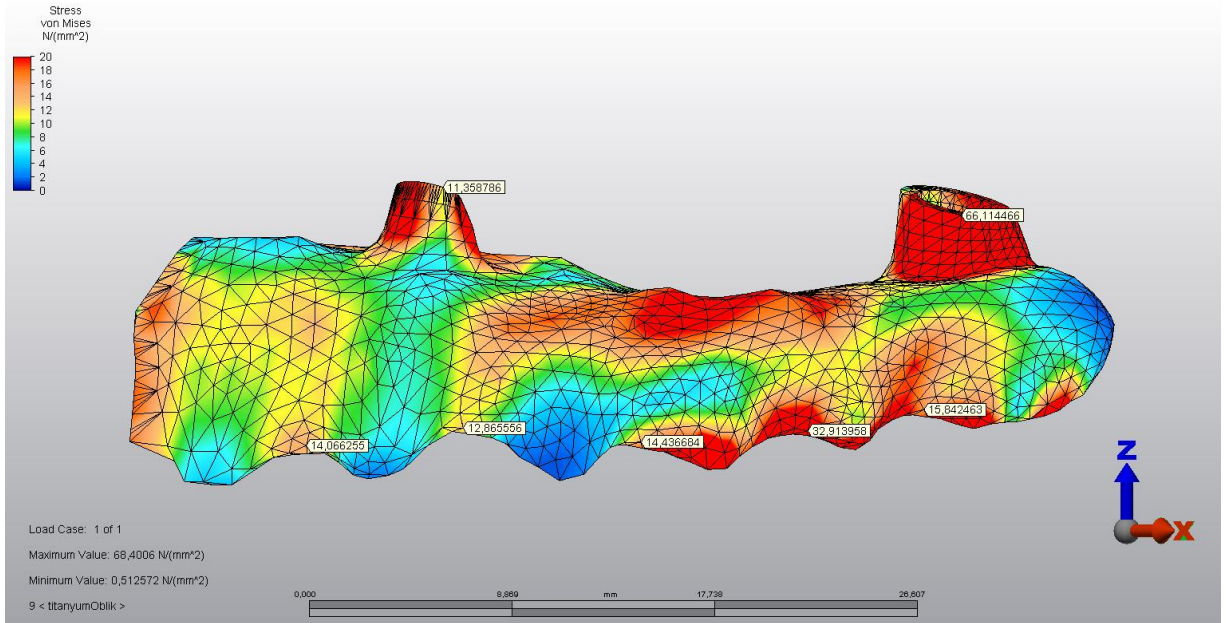
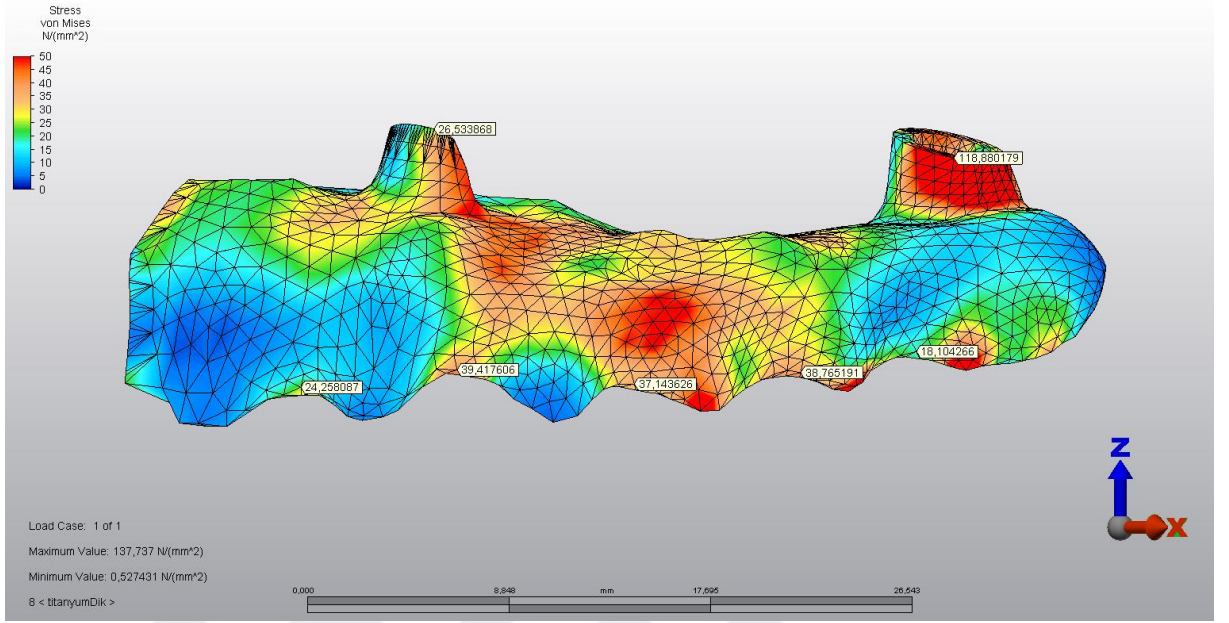
Alt yapıların konnektör bölgeleri arasındaki en yüksek stres, 4. konnektör bölgesinde oluşup 6,999961 MPa değerindedir. Alt yapı –abutment birleşim bölgesindeki von Mises stresleri değerlendirildiğinde ise anteriorda 23,498239 MPa, posteriorda 28,749219 MPa’dır (Şekil 4.53).



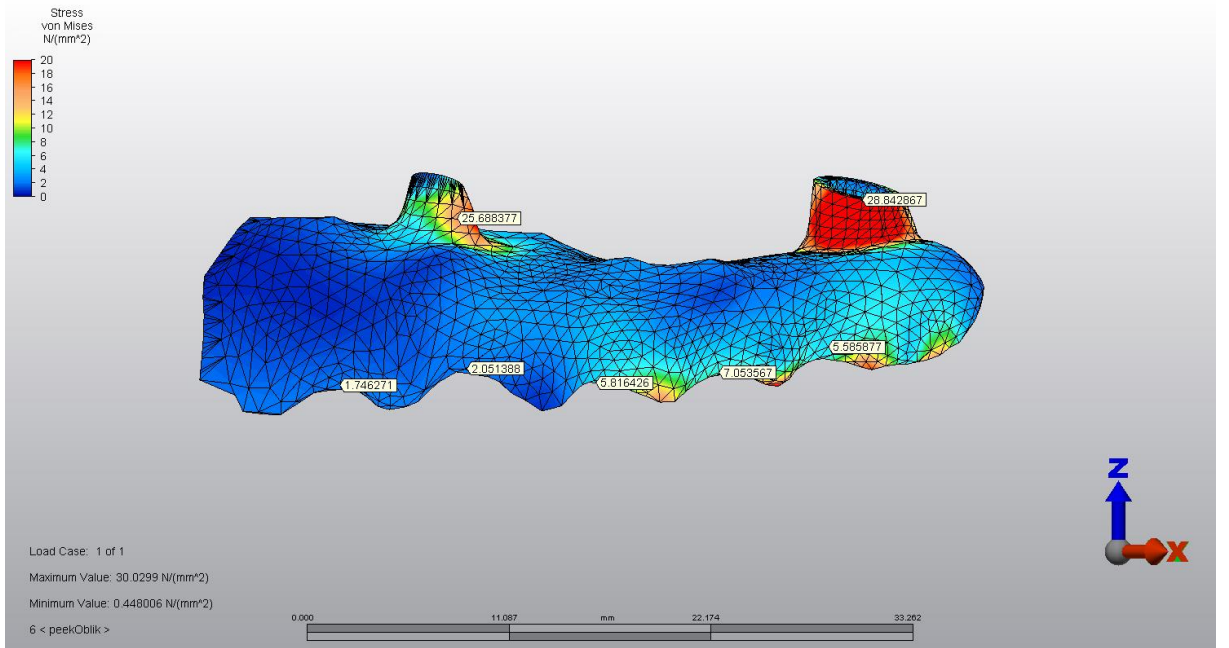
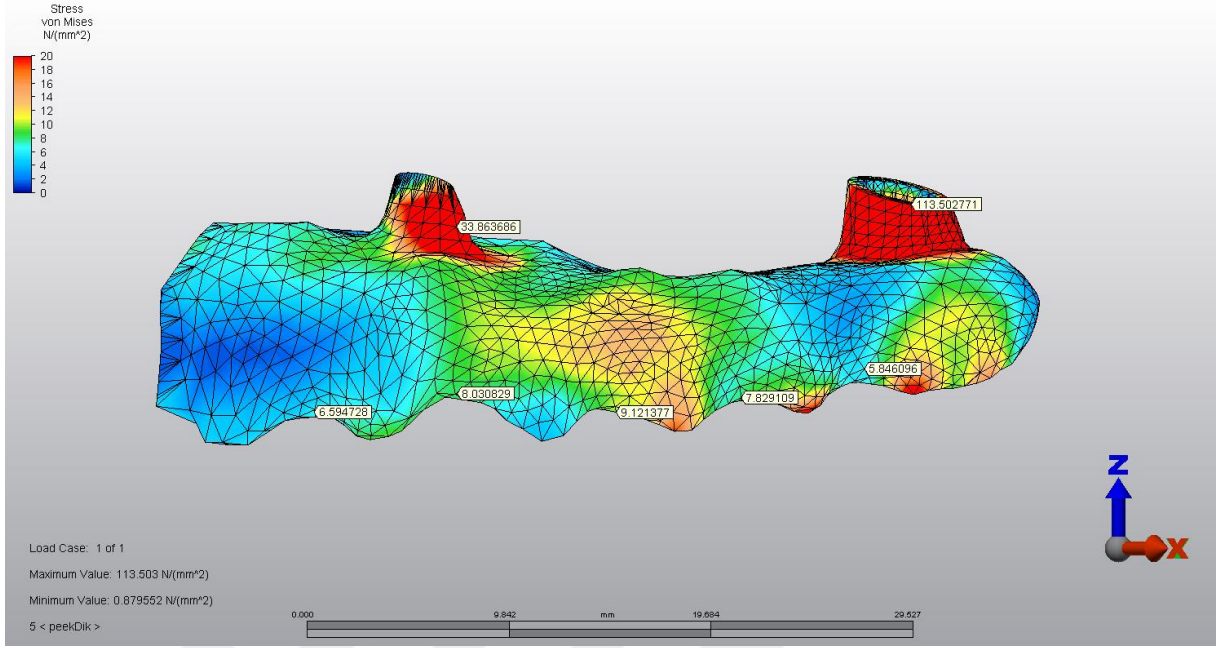
Şekil 4.46. Model 1 ve Model 2’de alt yapılarında seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri



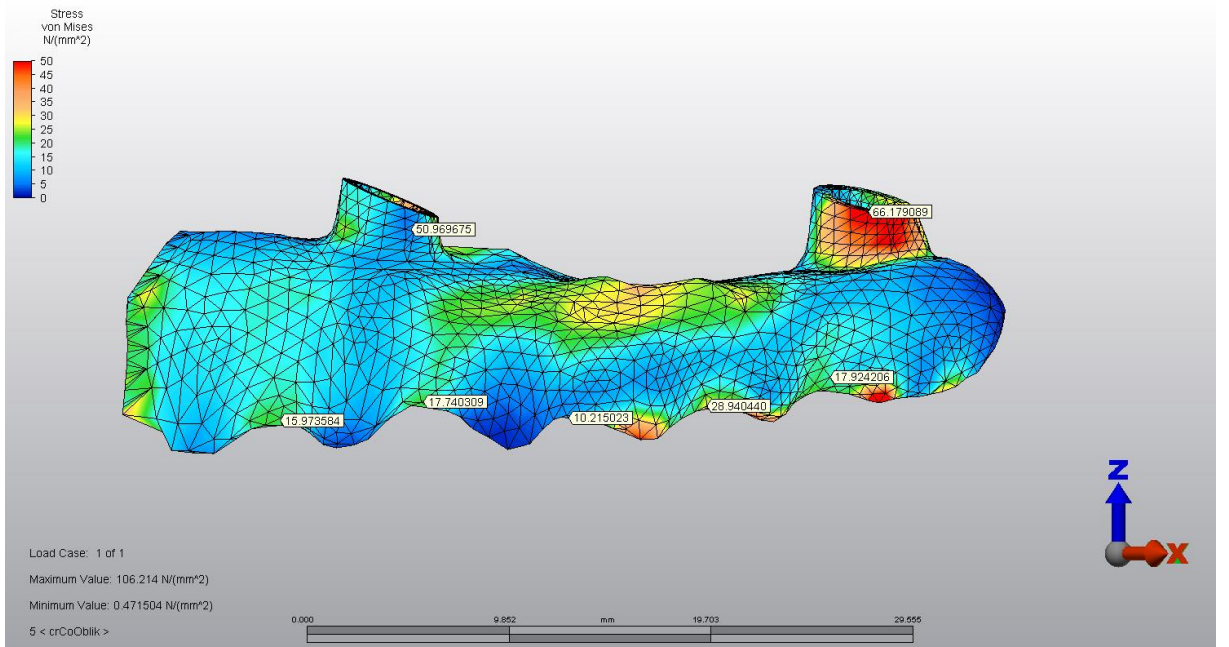
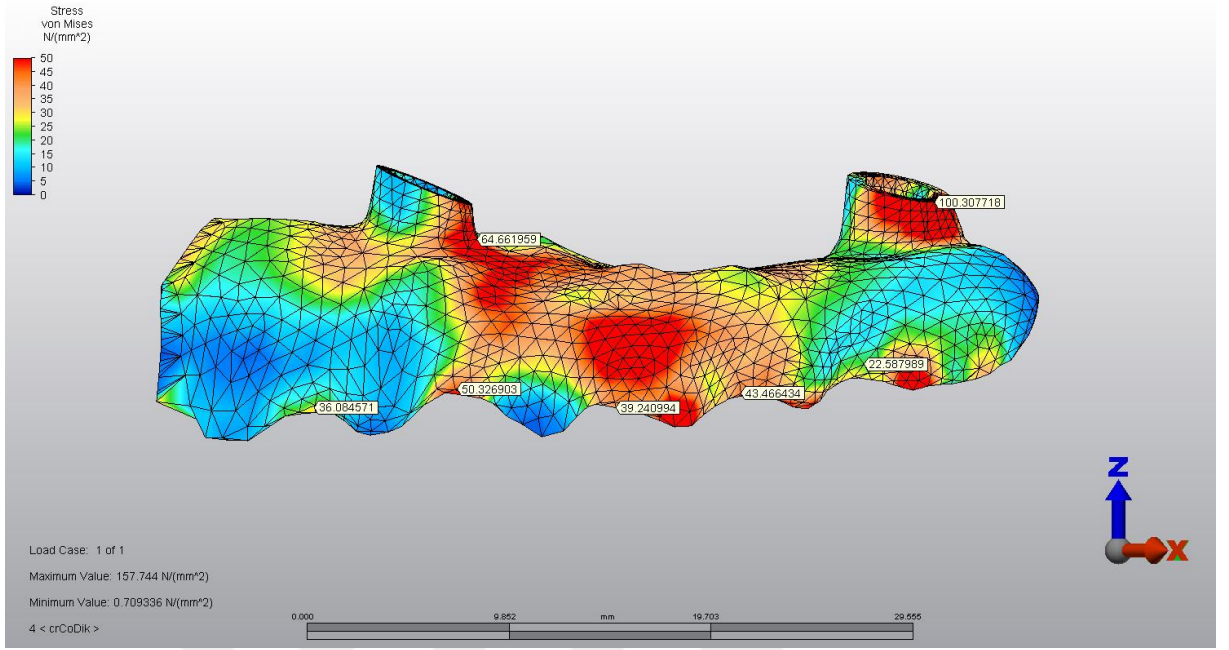
Şekil 4.47. Model 3 ve Model 4’de alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri



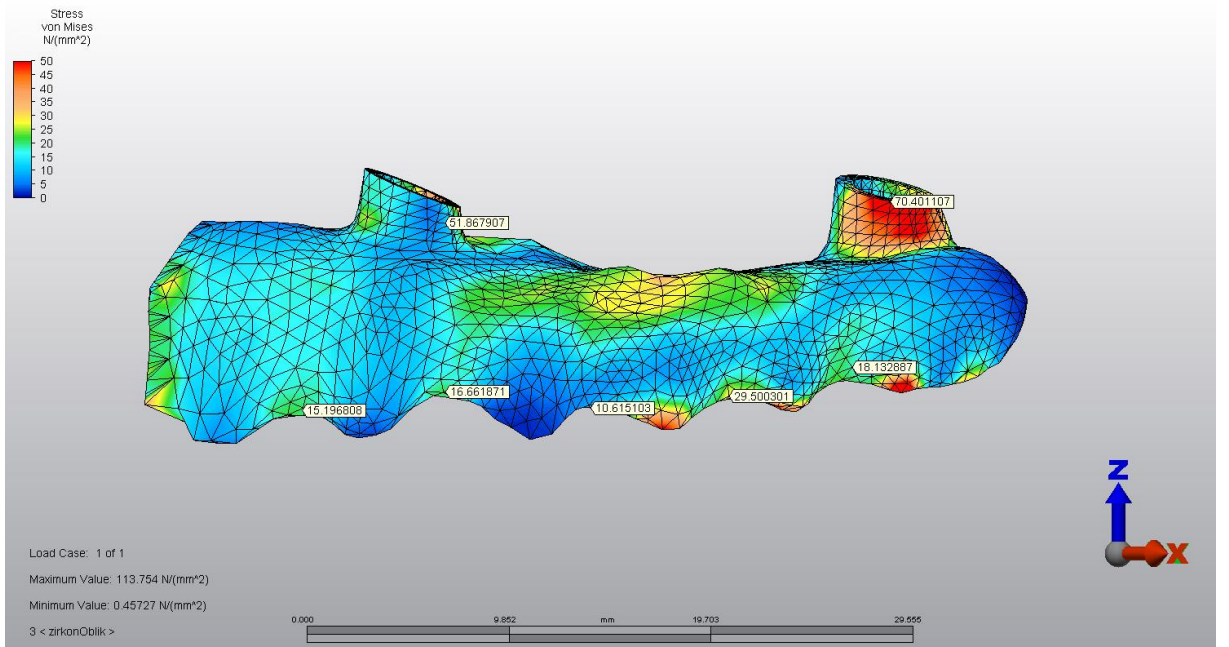
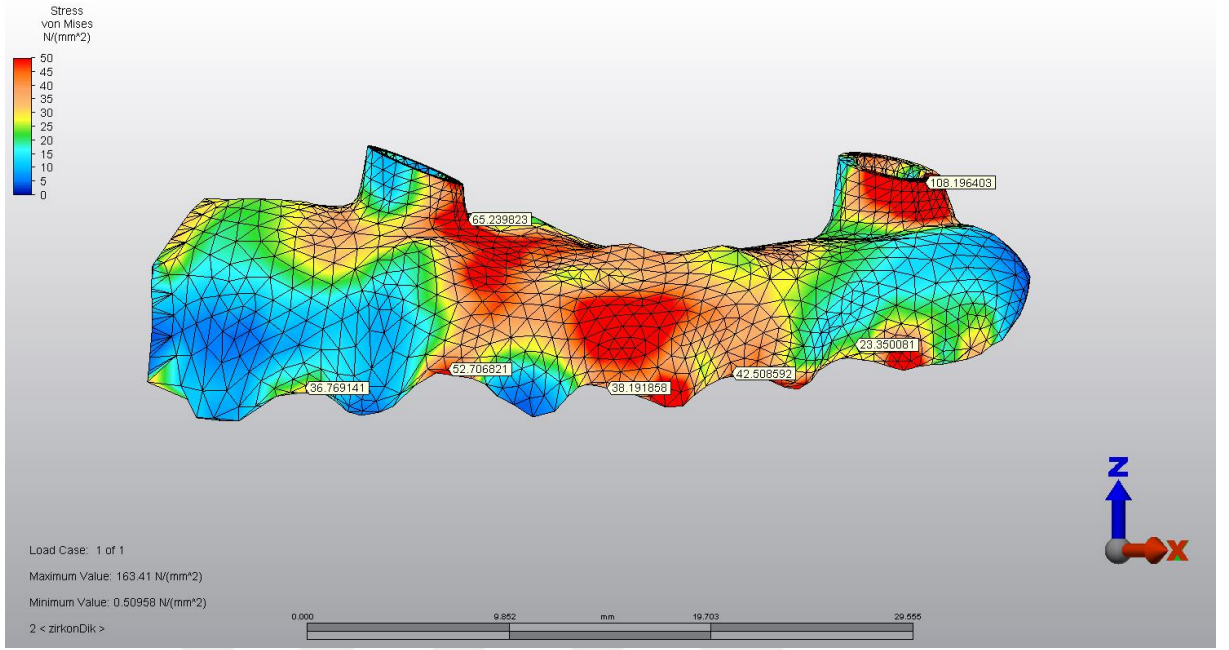
Şekil 4.48. Model 5 ve Model 6'da alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri



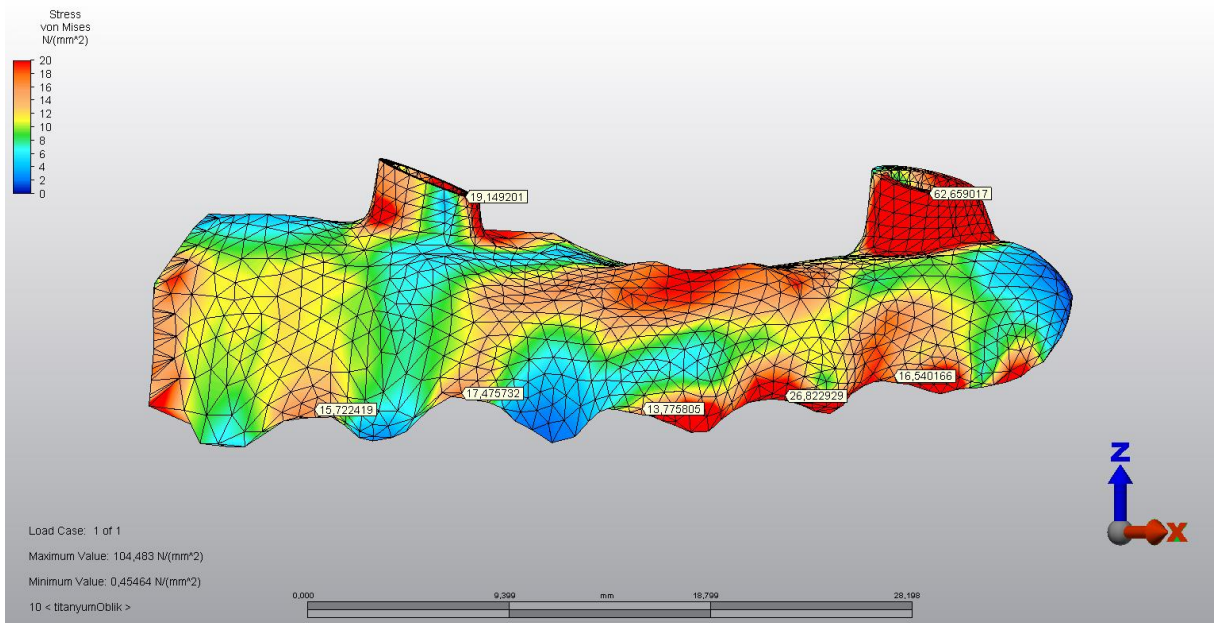
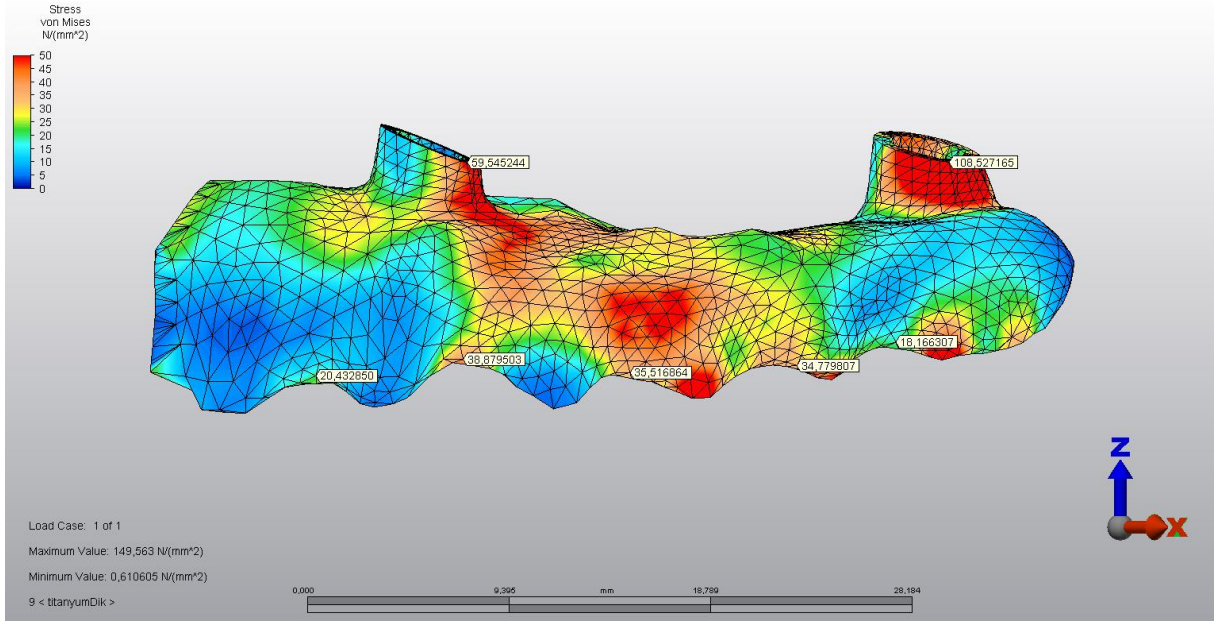
Şekil 4.49. Model 7 ve Model 8'de alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri



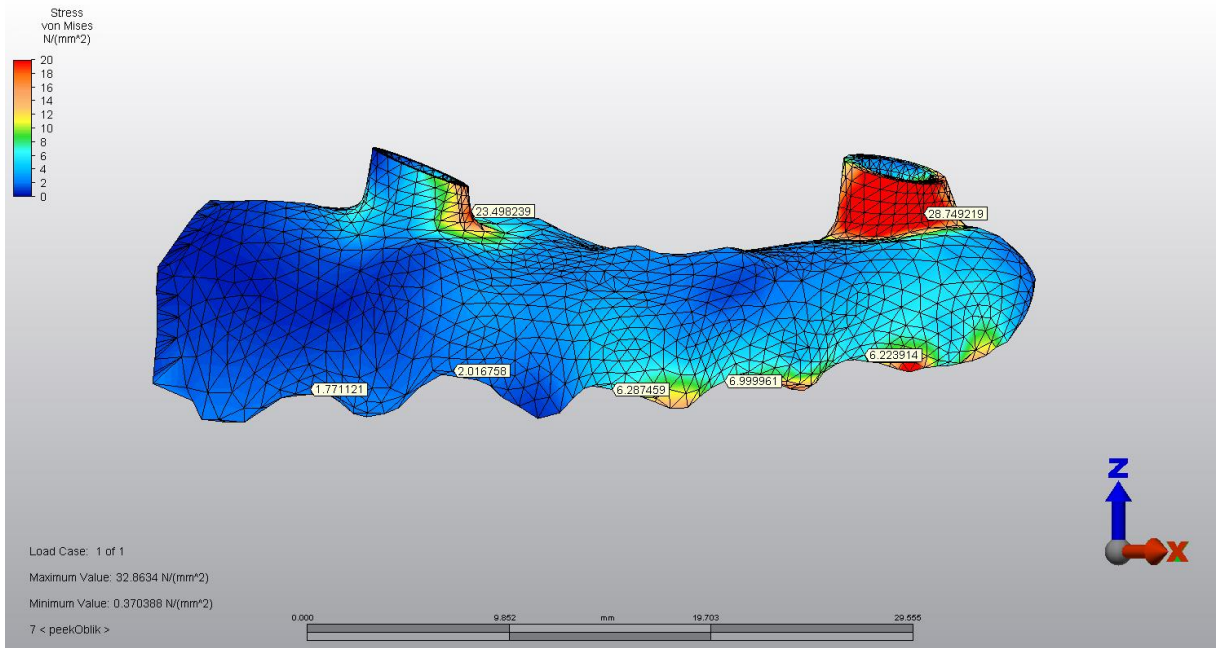
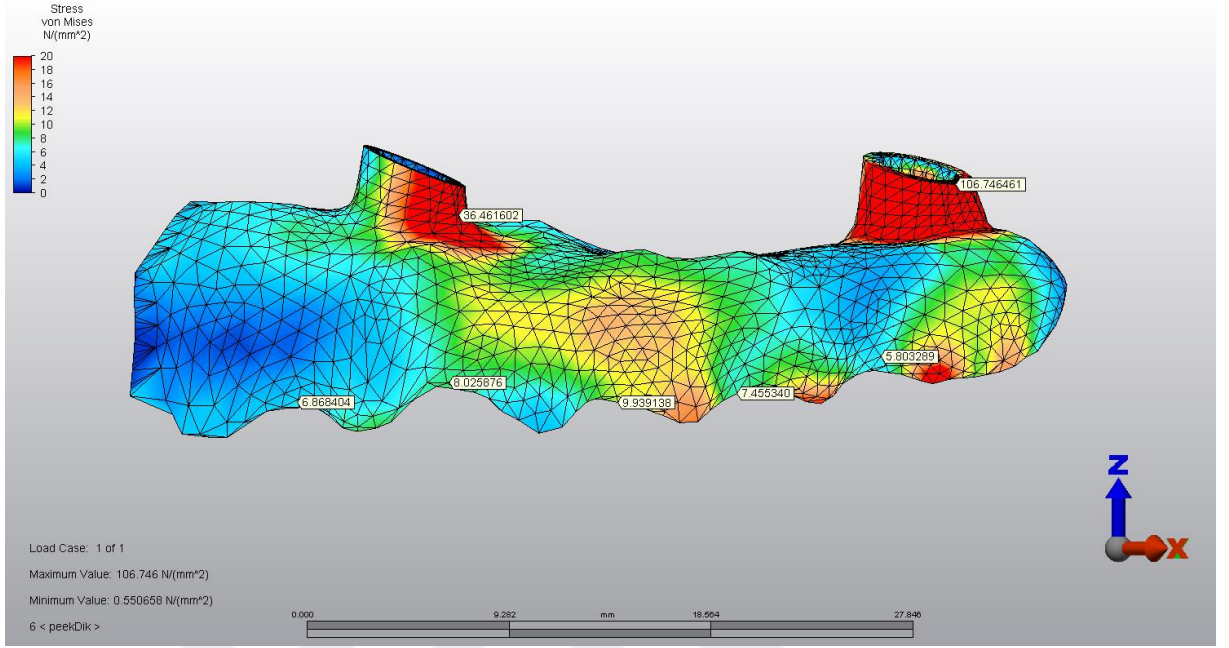
Şekil 4.50. Model 9 ve Model 10'da alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri



Şekil 4.51. Model 11 ve Model 12'de alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri



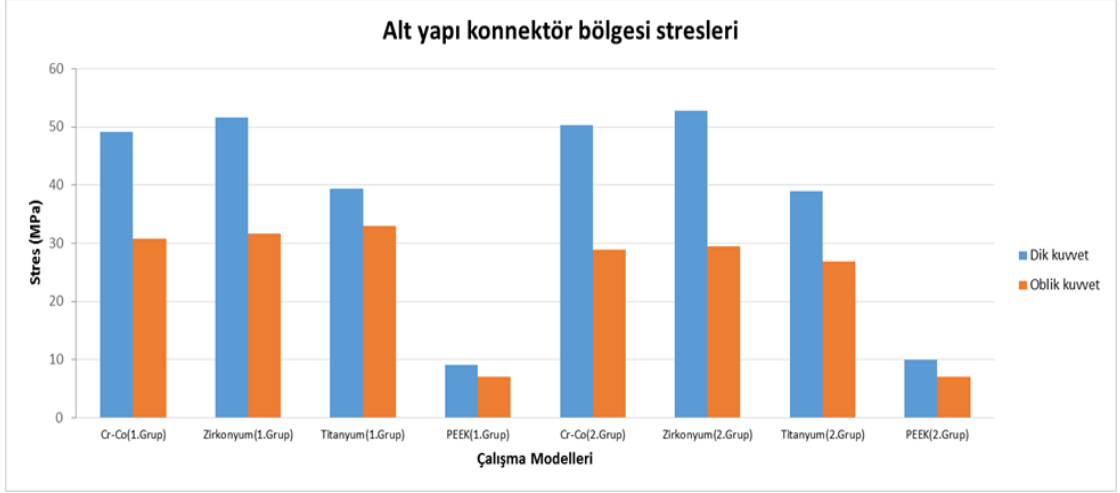
Şekil 4.52. Model 13 ve Model 14’de alt yapılarında seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri



Şekil 4.53. Model 15 ve Model 16'da alt yapılarında seçili düğüm noktalarında oluşan von Mises stresleri

Tablo 4.14. Alt Yapılardaki Konnektör Bölgelerinde Görülen Von Mises Stresleri

Çalışma Modelleri	1.Konnektör	2.Konnektör	3.Konnektör	4.Konnektör	5.Konnektör
Model 1 (1. Grup; Cr-Co; dik kuvvet)	33,146337	49,190961	34,293130	42,868397	24,730276
Model 2 (1. Grup; Cr-Co; oblik kuvvet)	13,686337	11,127171	17,409507	30,728053	19,184695
Model 3 (1. Grup; Zr; dik kuvvet)	34,152374	51,573209	33,922482	42,808156	24,921069
Model 4 (1. Grup; Zr; oblik kuvvet)	12,941121	12,448339	20,725240	31,661194	19,680108
Model 5 (1. Grup; Ti; dik kuvvet)	24,258087	39,417606	37,143626	38,765191	18,104266
Model 6 (1. Grup; Ti; oblik kuvvet)	14,066255	12,865556	14,436684	32,913958	15,842463
Model 7 (1. Grup; PEEK; dik kuvvet)	6,594728	8,030829	9,121377	7,829109	5,846096
Model 8 (1. Grup; PEEK; oblik kuvvet)	1,746271	2,051388	5,816426	7,053567	5,585877
Model 9 (2. Grup; Cr-Co; dik kuvvet)	36,084571	50,326903	39,240994	43,466434	22,587989
Model 10 (2. Grup; Cr-Co; oblik kuvvet)	15,973584	17,740309	10,215023	28,940440	17,924206
Model 11 (2. Grup; Zr; dik kuvvet)	36,769141	52,706821	38,191858	42,508592	23,350081
Model 12 (2. Grup; Zr; oblik kuvvet)	15,196808	16,661871	10,615103	29,500301	18,132887
Model 13 (2. Grup; Ti; dik kuvvet)	20,432850	38,879503	35,516864	34,779807	18,166307
Model 14 (2. Grup; Ti; oblik kuvvet)	15,722419	17,475732	13,775805	26,822929	16,540166
Model 15 (2. Grup; PEEK; dik kuvvet)	6,868404	8,025876	9,939138	7,455340	5,803289
Model 16 (2. Grup; PEEK; oblik kuvvet)	1,771121	2,016758	6,287459	6,999961	6,223914



Şekil 4.54. Alt Yapılardaki Konnektör Bölgelerinde Görülen Von Mises Stresleri

Oblik kuvvet altındaki tüm alt yapı modellerinde, en yüksek stres gösteren bölge 4. konnektör bölgesidir.

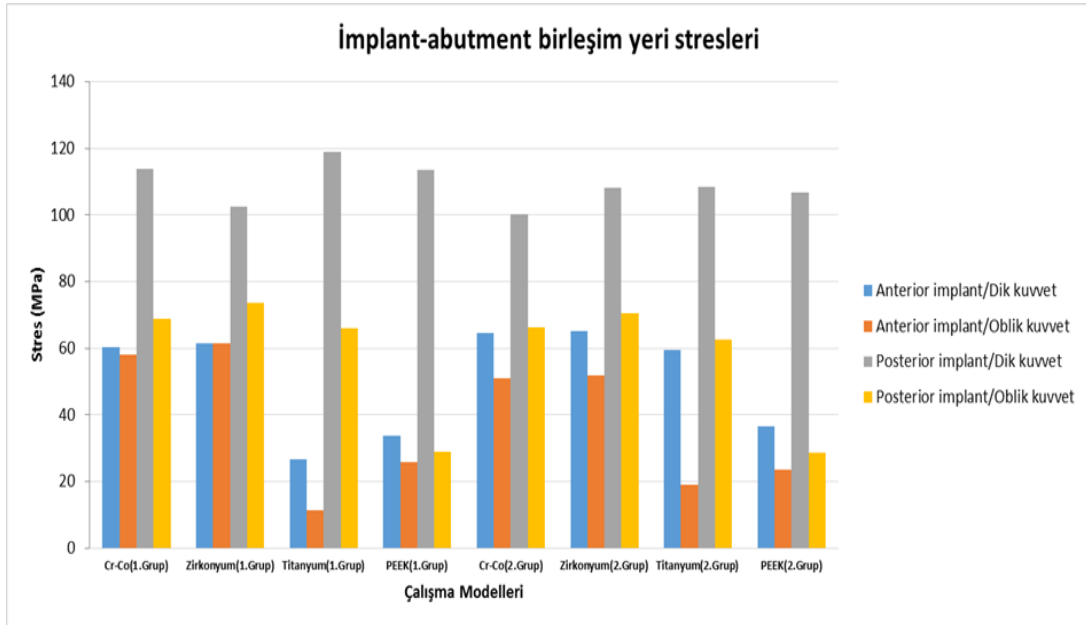
Dik kuvvet altındaki alt yapı modellerinde her iki grupta konnektör bölgelerindeki stresler Ti, Zr ve Cr-Co alt yapılarda 2. konnektör bölgesinde en fazla çıkmışken; PEEK alt yapılarda 3. konnektör bölgesinde daha fazla çıkmıştır.

Bütün altyapılar arasında PEEK alt yapıda konnektör stresleri en düşük olup; Ti alt yapıda yaklaşık 4 kat, Cr-Co ve Zr alt yapılarda yaklaşık 5 kat artmıştır.

Bütün alt yapılarda dik kuvvetler altında oluşan konnektör stresleri oblik kuvvetlere oranla daha yüksek bulunmuştur.

Tablo 4.15. Alt Yapılardaki İmplant-Abutment Birleşim Bölgelerinde Görülen Von Mises Stresleri

Çalışma Modelleri	Alt yapı –abutment birleşim bölgesi			
	Dik kuvvet		Oblik kuvvet	
	Anterior implant	Posterior implant	Anterior implant	Posterior implant
Cr-Co (1.Grup)	60,382981	113,909941	58,189041	68,771344
Zirkonyum (1.Grup)	61,463758	102,493558	61,532494	73,598347
Titanyum (1.Grup)	26,533868	118,880179	11,358786	66,114466
PEEK (1.Grup)	33,863686	113,502771	25,688377	28,842867
Cr-Co (2.Grup)	64,661959	100,307718	50,969675	66,179089
Zirkonyum (2.Grup)	65,239823	108,196403	51,867907	70,401107
Titanyum (2.Grup)	59,545244	108,527165	19,149201	62,659017
PEEK (2.Grup)	36,461602	106,746461	23,498239	28,749219



Şekil 4.55. Alt Yapılardaki İmplant-Abutment Birleşim Bölgelerinde Görülen Von Mises Stresleri

Alt yapı-abutment birleşiminde oluşan Von Mises streslerinde kullanılan alt yapı materyaline göre farklılık olduğu belirlendi.

Oblik kuvvet altında oluşan stres grup farketmeksizin tüm alt yapılarda ve her iki implantta daha düşük çıkmıştır.

Gruplarda fark gözetmeksizin, alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri anterior implant çevresinde büyükten küçüğe sırasıyla Zr, Co-Cr, PEEK ve Ti şeklinde (sadece 2. Grupta anteriorda oluşan stres Ti alt yapıda PEEK alt yapıdan daha yüksektir), posterior implant çevresinde oblik kuvvet altında da büyükten küçüğe doğru Zr, Co-Cr, ve PEEK şeklinde sıralanmaktadır. Fakat posterior implant çevresinde dik kuvvet altında von mises stresleri büyükten küçüğe doğru sırasıyla 1. Grupta; Ti, Cr-Co, PEEK ve Zr şeklinde, 2. Grupta; Ti, Zr, PEEK ve Cr-Co şeklinde sıralanmıştır.

5.TARTIŞMA

İmplant yerleşimindeki değişimin, kullanılan alt yapı materyalinin ve farklı yönlerde kuvvet uygulanmasının, zigomatik implantlar ve destek dokularda oluşan stresler üzerinde fark yaratacağı yönündeki çalışmamızın hipotezi elde edilen veriler doğrultusunda kabul edilmiştir.

Maksillanın posterior bölgesinde ileri derecede atrofisi bulunan, özellikle tümör cerrahisinden sonra defekt oluşmuş veya ileri derecede atrofik dişsiz maksillaya sahip hastaları cerrahi ve protetik olarak tedavi etmek oldukça güçtür.^{2,3} İleri derecede atrofik maksillaya sahip hastalarda standart implant yerleştirmek için yeterli kemik hacmi bulunmamaktadır. Bu hastalarda başarılı bir tedavi sağlamak ve kemik hacminin artırılması için sinüs lifting ve kemik greftleme gibi yöntemler uygulanmaktadır.^{6,7} Uygulanan bu yöntemlerin birden fazla cerrahi işlem gerektirmesi, tedavi süresini uzatması ve maliyetin artması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Bu dezavantajları elimine etmek için zigomatik implantların kullanımı atrofik maksillanın protetik rehabilitasyonunda alternatif bir tedavi yöntemi olmuştur.⁷⁻¹³

İleri derecede rezorbe olan posterior maksillanın implant destekli protetik tedavisinde zigomatik kemiğin ankraj kaynağı olarak düşünülmesi 1990'lı yıllarda olmuştur.⁵³ 1993 yılında, Aparicio ve ark.⁵⁴ yaptıkları çalışmalar sonrasında zigomatik kemiğe dental implantların yerleştirilmesi ve zigomatik kemiğin implant stabilizasyonunda destek olarak kullanılabileceğine karar vermişlerdir.

1997 yılında Weischer ve ark.⁵³ maksillektomi yapılan hastaların protetik rehabilitasyonunda dental implantların stres dağılımının her yerde eşit olmaması nedeniyle hastalarda memnuniyetin düşük olduğunu ve protezin retansiyonunda problemler yaşandığını bulmuşlardır. Araştırmacılar bu çalışmada, retansiyonu arttırmak için destek yapı olarak zigomatik kemiğe implant yerleştirilmesinin uygun olabileceğini bildirmişlerdir.

Maksillada ileri derecede atrofiye uğramış alveol kreter için alternatif bir tedavi seçeneği olan zigomatik implantlar ilk olarak 1998 yılında Branemark⁶⁹

tarafından tanıtılmıştır. Branemark⁶⁹ bu çalışmasında 81 hastada, 164 zigomatik implantın 1-10 yıllık takibinde başarı oranını %97 olarak bildirmiştir.

Zigomatik implantlar aşırı atrofik maksillanın protetik tedavisinde genellikle konvansiyonel implantlarla birlikte kullanılırlar. Zigomatik implantlarda stres temel olarak, maksiller sinüsün lateral duvarında ve implant-abutment bağlantı yerinde dağılır.¹²¹ Zigomatik implantların uzun kaldıraç koluna sahip olması ve kemiğe integrasyonunun az olması biyomekanik açıdan önemli bir dezavantajdır.^{122,123} Zigomatik implantlar ile kantilever miktarının azaltılması, uzun dönem başarıda konvansiyonel implantlar üzerindeki yükün dağılması açısından pozitif etkilere yol açabilir.¹²⁴ Bu durumda, oklüzal kuvvetler anterior ve posterior atrofik maksillanın yerine direkt olarak zigomatik kemiğe transfer edilir.^{64,121} Zigomatik implantların biyomekaniği ile ilgili az sayıda çalışma olmasına rağmen, geleneksel implantlarla birlikte yapıldığı çalışmalarda, çiğneme kuvvetlerinin iletilmesinde standart implantlara göre daha uzun kaldıraç kolu oluşturabileceği gösterilmiştir.¹²⁵⁻¹²⁷

Maksillanın posterior bölgesinde ileri derecede atrofisi bulunan, özellikle tümör cerrahisinden sonra defekt oluşmuş hastalarda zigomatik implantların kullanımı son zamanlarda yaygınlaşan alternatif bir tedavi seçeneği olmuştur.⁷⁻¹³ Geniş çaplı bir literatür taraması yapıldığında zigomatik implantların kullanımıyla ilgili uzun dönem çalışmaların kısıtlı olmasına rağmen, maksiller atrofisi ve defekti bulunan hastalarda tedavi amaçlı kullanıldıklarında yüksek oranda başarıya sahip oldukları yapılan çalışmalarda gösterilmiştir.^{7,63,65,67,68,128}

Bedrossian ve ark.⁶³ yaptıkları çalışmada, 44 zigomatik implant ve 80 konvansiyonel implant yerleştirdikleri 22 hasta da, 34 aylık takibinde konvansiyonel ve zigoma implantların sağ kalım oranını sırasıyla %91,25 ve %100 olarak rapor etmiştir. Daha sonradan Bedrossian ve arkadaşları¹²⁸ 2006 yılında, 14 hastaya 28 zigomatik ve 55 konvansiyonel implant yerleştirmiş ve 12 aylık takip sonucunda hiç implant kaybı olmadığını, başarı oranının %100 olduğunu rapor etmişlerdir.

Benzer bir çalışmada Branemark ve ark.⁶⁸ (2004), 28 hastada yaptıkları 52 zigomatik implant ve 106 konvansiyonel implanttan oluşan serilerinde 5-10 yıllık takip

sonucunda başarı oranını zigomatik implantta %94, konvansiyonel implantta %73 olarak bildirmişlerdir.

Malevez ve ark.⁶⁵ 2004 yılında yaptıkları retrospektif bir çalışmada, 55 hastada yerleştirdikleri 103 zigoma implantının, protetik tedavileri sonrasındaki 6-48 aylık takibinde hiçbir implantta fibröz bir doku oluşmadığını ve fonksiyonel olarak iyi sonuçlar aldıklarını bildirmişlerdir.

Yapılan bir diğer çalışmada Beक्टर ve arkadaşları⁶⁷, 16 hastaya 31 zigoma implantı ve 74 konvansiyonel implant yerleştirmişler ve yaklaşık 46 aylık takip sonucunda başarı oranını sırasıyla %90.3 ve %95.9 olarak rapor etmişlerdir.

Zigomatik implantlar ile ilgili Davo ve ark.⁷ yaptıkları çalışmada, 6-29 aylık takibi bulunan, 36 zigomatik implantın immedat yüklenmesi sonucunda hiç kayıp olmadığını; 68 konvansiyonel implanttan ise sadece 3 tanesinin kaybedildiğini rapor etmişlerdir.

Aparacio ve arkadaşları¹²⁹ yaptıkları derleme de, içerisinde zigomatik implant bulunan 32 klinik sonucu olan çalışmayı incelemişlerdir. Çalışmaların toplamında 1031 hastaya, 6-12 aylık takibi olan 2131 zigomatik implant yapılmış ve bunlardan sadece 42 tanesinin kaybedildiği, başarı oranının %98.1 olduğu rapor edilmiştir. Aynı zamanda bu derlemede, zigomatik implantlarla birlikte kullanılan 3297 konvansiyonel implantın başarı oranı %95.9 olarak bildirilmiştir. Yapılan çalışmalar sonucunda konvansiyonel implantlar ile kombine edilerek kullanılan zigomatik implantların başarı oranı %98-100 arasında gösterilmiştir.^{63,68}

Kullanımı giderek artan zigomatik implantlar ile ilgili literatür de yeteri kadar klinik ve biyomekaniksel çalışma ne yazık ki bulunmamaktadır. Özellikle zigomatik implantlar üzerine yapılacak protetik restorasyonlar konusunda çalışmaların az olması ve protetik restorasyonlarda uzun dönem başarının artırılması için bu çalışmanın yapılması uygun bulunmuştur. Çalışmamızın amacı zigomatik implantlar üzerine yapılacak protetik restorasyonlar için en uygun dental materyalin seçilmesi ve oluşabilecek komplikasyonları önceden belirleyebilmektir.

Zigomatik implantların hangi cerrahi teknik ile yerleştirileceği ilk olarak 1998 yılında Branemark⁶⁹ tarafından tanıtılmıştır ve bu teknikte 33-55 mm uzunluğundaki zigomatik implantlar, intrasinüs yünde zigomatik kemiğin içerisine yerleştirilmiştir. Daha sonradan araştırmacılar tarafından zigomatik implantların yerleştirilmesi için birçok farklı ve yeni cerrahi teknik geliştirilmiştir. Zigomatik implantlar için kullanılan cerrahi teknikler; intrasinüs (Branemark, orijinal), Stella ve Warner (sinüs lot), ekstrasinüs ve ektramaksillar olarak tanımlanmışlardır.^{69,70}

Maksillada aşırı rezorpsiyon nedeniyle alveoler kretin palatalinal yöne doğru yönelim göstermesi ve bu doğrultuda daralması, standart cerrahi teknikle (Branemark tekniği) zigomatik kemikten ankraj alan implantların yerleştirilmesini zorlaştırmaktadır. Özellikle aşırı atrofi durumlarında implant başlarının daha çok palatal pozisyonda çıkış yapması protetik restorasyonların palatinaline doğru daha büyük hacimde olmasına neden olur. Bu durum hastanın fonksiyon, fonasyon ve estetik kaybına, protezin mekanik direncinin düşmesine ve hastanın protezini temizlemesinde güçlük çekmesi nedeniyle oral hijyeni sağlayamaması gibi problemlere yol açmaktadır. Ayrıca klinik olarak sinüs patolojilerine sebep olduğu için standart cerrahi teknik (Branemark tekniği) geliştirilmiş ve yeni teknikler ortaya çıkmıştır.^{70,71}

Stella ve Warner⁷⁰ 2000 yılında orijinal Branemark tekniği sonrası ortaya çıkan dezavantajları önlemek amacıyla sinüs lot tekniğini tanımlamışlardır. Bu teknikte sinüs duvarına pencere açmadan ve sinüs membranı elevasyonu yapmadan zigomatik kemikten ankraj alınması sağlanmıştır. Sinüs duvarına implantı yerleştirmek için yiv açılan bu teknikte, anatomik olarak düz ve konkav bir sinüs duvarı varlığında yiv açmaya bile gerek duyulmamaktadır. Bu tekniğin en zor yanı ise açılan yiv ile implantın birbirine uyumlamadaki güçlüktür.⁷⁰

Eksternal teknikte implant zigomatik kemikten ankraj almadan önce maksiller sinüsün dışından geçer ve sadece maksillanın lateral yüzeyindeki yumuşak doku ile çevrilidir. Bu teknik implant başını palatinal yerine daha bukkalde ve kret tepesinde konumlandırır ve böylece protetik olarak daha fazla sečenek sunar. Ayrıca implant başının daha palatinalde konumlanmasından kaynaklanan problemleri minimize eder. Ekstrasinüs yaklaşımı özellikle belirgin bukkal konkaviteye sahip olan hastalarda kullanılan bir tekniktir. Bu yaklaşımda zigomatik implant başı alveol kretine yakın bir

şekilde pozisyonlandırılır.¹³⁰ Extramaksiller yaklaşım ise, implantın sadece maksilla ve zigomatik kemikten destek alacak şekilde yerleştirildiği yeni bir cerrahi tekniktir.⁷¹

Zigomatik bir implantın gövdesi kullanılan cerrahi yaklaşım türünden bağımsız olarak, apikal kısmı önemli ölçüde etkilenmeden, koronal kısmından implant gövdesinin ortasına doğru deforme olma eğilimindedir. Bulgular apikal kısımda kritik deformasyon olmaksızın, hem ekstrasinüs hem de ektramaksiller yaklaşımlar için zigomatik kemikte ankraj için yeterli kuvvetin elde edilebileceğini göstermektedir. Zigomatik kemik, implanta başlangıç stabilitesi kazandıran daha geniş ve daha kalın bir süngerimsi kemiğe sahiptir.¹⁰

Tamamı dişsiz, ileri derecede atrofik maksillanın tedavisi için genel olarak iki teknik ortaya konulmuştur. Bunlardan birinci seçenek, zigoma ve maksiller kemikten ankraj olarak yerleştirilen 4 implanttan oluşan tedavidir.^{131,132} İkinci seçenek ise 2 konvansiyonel implantın anteriorda aksiyal olarak, 2 konvansiyonel implantın posteriora distale doğru açılı olarak yerleştirilmesi prensibine dayanan All-on-4 tedavi konseptidir.¹³³

Tek bir zigomatik implantın yerleştirilmesi, biyomekanik olarak elverişsiz bir duruma neden olur, çünkü implant açılı yerleştirilir ve implantın yüklenme noktası ankraj noktasından daha uzaktır. Böyle bir durumda aşırı yüklenme, stres konsantrasyonunun artmasına, kemik rezorpsiyonuna ve daha sonra implant başarısızlığına neden olur. Bu nedenle verikal ve oblik kuvvetlerin dağıtılmasına yardımcı olmak için, zigomatik implantların en az iki anterior konvansiyonel implant ile desteklenmesi gerektiği savunulur. Bununla birlikte, bu geleneksel implantları yerleştirmek için anterior da yeterli kemik miktarı mevcut değilse, kemik greftleme prosedürleri gerekli hale gelir ve bu durum zigomatik implantların ana avantajının sorgulanmasına neden olur. Bu problemin üstesinden gelmek için, geleneksel implantlar kullanılmadan zigomatik bölgeye iki tarafa ikişer tane olacak şekilde dört zigomatik implantın üzerine rijit bir bar ile bağlanan alt yapı hazırlanması önerilmiştir. Böylece kemik greftleme prosedürünün uygulanmasından kaçınılmış olunur.¹³⁴ Bu tür bir cerrahi protokol Duarte ve ark.¹³⁵ tarafından kullanılmış ve önerilmiştir. Duarte ve arkadaşlarının¹³⁵ yaptıkları çalışmada, sabit bir köprü ile restore edilen 4 zigomatik implantın, 30 ay takibi sonrası başarı oranı % 95.8 olarak tespit edilmiştir.

Bedrossian⁵⁹ yaptığı çalışmada maksillayı üç bölüme ayırmıştır: bölge 1, premaksilla; bölge 2, premolar alan; bölge 3, molar alandır. Bu çalışmada Bedrossian tarafından maksillanın farklı bölgelerindeki kemik varlığına göre; bölge 1, 2 ve 3'te kemik varlığında konvansiyonel dental implantlar aksiyal yerleşimli olarak, bölge 1 ve 2'de kemik varlığında 4 veya 6 konvansiyonel implant en distalde açılı olacak şekilde yerleştirilerek kullanılması önerilmiştir. Sadece bölge 1'de kemik varlığında 2 veya 4 konvansiyonel implant anterior maksillada aksiyel olarak ve iki tane zigomatik implant premolar/molar bölgesine birer tane yerleştirilmesi gerektiği, üç bölgede de kemik izlenmemesi durumunda ise iki tarafada ikişer tane olmak üzere, 4 adet zigomatik implant yerleşimi ile tedavi edileceğini bildirmiştir. Bizim çalışmamızda da kemik miktarının durumuna göre implantlar iki farklı konumda yerleştirilmiştir. Birinci konumda; yukarıda belirtildiği üzere sadece bölge 1 de kemik olduğu düşünülüp iki konvansiyonel ve iki zigomatik implant, ikinci konumda; üç bölgede de yeterli kemik olmadığı düşünülüp 4 zigoma implantı ile tedavi planlanmıştır.

Atrofik maksillanın rehabilitasyonu için, zigoma ve maksiller kemikten ankraj alınarak, 4 implant yerleştirilmesi esasına dayanan tedavi konseptinin başarılı olduğu farklı çalışmalarda gösterilmiştir.^{132,133} Malo ve ark.⁷¹ 2008 yılında yaptıkları çalışmada, atrofik maksillanın tüm tipleri için 1 veya 4 arası konvansiyonel implant ile birlikte kullanılan ve maksillanın dışından geçerek sadece zigomatik kemikten destek olarak yerleştirilen ekstra uzun implantların kullanıldığı teknik için All-on-4 konseptini tamamlar demiştir. Bu çalışmada Malo ve ark.⁷¹ ektramaksiller implantları birlikte veya konvansiyonel implantlar ile kombine ederek kullanmışlardır. Posterior bölgede All-on-4 konsepti için yeterli kemik miktarı olmayan hastalarda posteriora 2 tane ektramaksiller zigomatik implant, anteriora 2 tane konvansiyonel implant yerleştirmişlerdir (All-on-4 Hybrid). Anteriyorda da posteriyorda ki gibi konvansiyonel implant için yeterli kemik miktarı bulunmayan aşırı atrofik maksillaya sahip hastalar için de iki tarafa 2'şer tane olmak üzere toplam 4 adet ektramaksiller zigomatik implant yerleştirmişlerdir (All-on-4 Extra Maxilla). Bu çalışmada yazarlar, Cawood ve Howell sınıflamasında¹³⁶ V veya VI olan aşırı atrofik maksillaya sahip 21 kadın ve 8 erkekten oluşan 29 hastada, ektramaksiller teknikle yerleştirilen 67 zigomatik implantın; 24 hastada konvansiyonel implantlarla, 5 hastada sadece 4 zigomatik implantların immediyat yüklenmesiyle, 6 ile 18 aylık takibinde implant ve protez sağ

kalım oranını sırasıyla %98,5 ve %100 olarak rapor etmişlerdir.⁷¹ Bizim çalışmamızda da implant yerleştirilmesi; 1. Grupta anteriora 2 konvansiyonel implant, posteriora 2 ekstramaksiller zigoma implantı ve 2. Grupta 4 ekstramaksiller zigoma implantı çift taraflı olacak şekilde iki farklı tasarımda hazırlanmış olup bu çalışma rehberliğinde hazırlanmıştır. Elde ettiğimiz bulgular sonucunda tedavi konseptinin değişmesinin, implantların kortikal ve trabeküler kemikte oluşturdukları çekme/basma stresleri ile implantlar ve alt yapılarda oluşan stresleri etkilediği bulunmuştur.

Malo ve arkadaşları¹³⁷ 2006 ve 2012 yılları arasında, 352 hastada, 747 zigomatik implant ve 795 konvansiyonel implantlarla yapılan tedavinin ilk 2,4 ve 6 aylık kontrolü sonrasında, 6 ayda bir takip etmişler ve hastalarda kullanılan konvansiyonel implant, zigomatik implant ve protetik sağ kalım oranlarını sırasıyla %96,7 %98,2 ve %99,7 olarak rapor etmişlerdir.

Maksillanın hem anterior hem posteriorda ileri derecede rezorbe olduğu durumlarda dört tane zigomatik implant yerleştirilmesi, cerrahi olarak greftlemeye alternatif bir tedavi yöntemidir. Zigomatik implantlar bükülme kuvvetlerine karşı koymak için ark formuna uygun bir şekilde yerleştirilebilirler.¹³⁸ Anterior implantlar kesici-kanin bölgesine yerleştirilirken, ikinci implantlar premolar/birinci molar bölgesine yerleştirilerek rehabilite edilir.^{4,135,139} Bizim çalışmamızda da anterior implantlar kaninler, posterior implantlar birinci molarlar bölgesine yerleştirilmiştir.

Uchida ve ark.¹⁴⁰ 12 kadavra üzerinde yaptıkları çalışmada zigomatik ve maksiller kemikte ölçümler yapmışlardır. Yaptıkları çalışma sonrasında elde ettikleri bulgulara göre 3.75 mm çapında bir zigomatik implant için minimum 5.75 mm kalınlığında kemik mevcut olmalıdır denmiştir. Yine aynı çalışmada, araştırmacılar implantın açısının da olması gereken miktarını belirlemişlerdir. Bu çalışmaya göre, implantın açısının 43,8° ve daha az olması infra temporal fossa ya da maksillanın lateral alanını perfore etme riskini artırmaktadır. Eğer bu açı 50,6° ve daha fazla açı ile yerleştirilirse bu kez de orbita tabanını perfore etme riskini arttıracakını bildirmişlerdir.¹⁴⁰ Bu nedenle çapı 4.1 mm, apex çapı 3.9 mm olan 49 mm uzunluğunda, ve açısı 45° olan zigomatik implantlar çalışmamızda kullanılmıştır.

İmplantlar ağız içerisinde hem dikey hem de yatay yöndeki okluzal kuvvetlere maruz kalmaktadır. İmplantların başarılı olabilmesi için, hem zigomatik kemik hem de implant yapısının oluşan okluzal kuvvetlere ve bu kuvvetlerin sebep olduğu streslere dayanabilmesi gerekmektedir. İmplant yüklendiği zaman, oluşan gerilme ve sıkışma stresini karşılamak için iyi adapte olmuş kalan alveoler kretten ziyade zigomatik kemikte stres ortaya çıktığı gösterilmiştir.¹²¹

Diş hekimliğinde kuvvet denilince akla ilk gelen güçlü çiğneme kaslarının uyguladığı çiğneme kuvvetleridir.¹¹³ Ağız içerisinde meydana gelen kuvvetleri iyi bir şekilde tanıyıp, analizlenmesi ve bu analizler sonucunda kuvvetleri fizyolojik sınırlar içerisinde dağıtarak restorasyonların oral rehabilitasyon kurallarına uygun şartlarda olması sağlanmalıdır.¹⁴ Başarılı bir restorasyon yapabilmek için, kullanılacak olan materyallerin mekanik özelliklerinin ve bu materyaller üzerine gelebilecek olan kuvvetler karşısındaki stres ve gerilmelerinin bilinmesi gereklidir. Doku ve organların, gelecek olan kuvvetler karşısında sergileyeceği davranışların tespit edilmesi; oldukça zor, maliyetli ve riskli olduğu gibi, bazı durumlarda da imkansızdır.^{14,15} Bu nedenlerden dolayı, canlı dokuların modellerinin yapılması ve bu modeller üzerinde kuvvetin yoğunlaştığı bölgelerin tespit edilmesi gerekliliği ortaya çıkmıştır.¹⁶ Bu streslerin tespiti için çeşitli kuvvet analiz yöntemleri mevcuttur.¹⁰¹

İmplant destekli protezlere bağlı olarak kemikte dağılan stresi değerlendirmek amacıyla iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemleri kullanılmıştır. Literatürde iki boyutlu stres analizi yerine üç boyutlu sonlu elemanlar analizinin kemikteki üçüncü boyutta oluşabilecek gerilim dağılımını gerçeğe daha yakın olarak verebileceği bildirilmiştir.¹⁴¹

Stres analiz yöntemleri değerlendirildiğinde sonlu elemanlar stres analizinin birçok yönden diğer stres analiz yöntemlerinden üstün olduğu görülmektedir.¹⁴² Sonlu Elemanlar Analizi (SEA), bilgisayar tabanlı olup çeşitli mekanik problemlere kabul edilebilir bir yaklaşımla çözüm arayan sayısal bir çözüm yöntemidir. Sonlu elemanlar analiz yönteminin diğer yöntemlere göre birçok avantajları vardır. Bu yöntem ile karmaşık geometriye sahip katı cisimler modellenabilir, gerçekçi malzeme kabulleri ile gerçeğe yakın modeller yazılımlar aracılığıyla oluşturulabilir, istenilen sayıda değişik malzeme ile farklı modeller oluşturulabilir, gerilme dağılımı ve yer değiştirmeleri

hassas bir şekilde elde edilebilmektedir.^{143,144} Literatür incelemesinde, sonlu elemanlar stres analizini yönteminin diğer bir analiz yöntemi olan fotoelastik yöntemle göre daha detaylı ve kapsamlı bilgi verdiğine dair çalışmalar mevcut bulunmaktadır.^{108,145} Yapılan diğer stres analiz yöntemlerine göre avantajlarının bulunması ve gerçeğe daha yakın stres sonuçları elde etmek için çalışmamızda SESA yönteminin kullanımı uygun görülmüştür.

İmplant cerrahisi esnasında standart implant yerleşimini engelleyen limitasyonlar olabilmektedir. Özellikle maksillada posterior bölgede sinüs atrofisine bağlı olarak standart implant yerleşimi problem haline gelebilmektedir.¹⁴⁶ Bu durumlarda kısa implant, açılı implant uygulaması yönlendirilmiş doku rejenerasyonu (YDR), krestal split osteotomiler, zigomatik implant uygulaması veya sinüs greftleme alternatif tedavi olabilmektedir.^{146,147} SESA ile bu tedaviler sonrası oluşabilecek olan muhtemel stres miktarı önceden belirlenebilir ve atrofik bölgelerde en doğru tedavi planlamasına karar verilebilir. SESA implant etrafındaki canlı dokulardaki etkileri tespit etmek amacıyla kullanıldığı gibi aynı zamanda implant içerisinde meydana gelen streslerin değerlendirilmesi için de tercih edilmektedir. Bununla birlikte; implant çapı, boyu, çeşitli klinik senaryo ve protetik dizaynın oluşturacağı stres miktarları hakkında in vitro olarak ön bilgi vermesi yönüyle diğer çalışmalardan avantajlı duruma geçmiştir.¹⁴⁸⁻¹⁵⁰

Sonlu elemanlar stres analizinin amaçlarından biri de kuvvet uygulandıktan sonra yapının bütünlüğünün ilk olarak hangi noktada bozulacağını belirlemektedir. Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini göstermektedir. Kemik dokusu sıkışma streslerine, gerilme streslerinden daha dayanıklıdır. Literatürde maksilla için tanımlanmış ve rezorpsiyonun başlangıcı olarak kabul edilen sabit bir gerilme değeri bulunmamakla birlikte, implant-kemik ara yüzünde rezorpsiyonun başlayacağı eşik değerin, bireysel ve sistemik faktörlere göre değişiklik gösterdiği de bilinmektedir.⁵⁰ Bu nedenle çalışma modellerimizde kemik üzerinde oluşan etkiler, gerilme ve sıkışma stresleri üzerinden karşılaştırılmıştır.

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.^{148,151} 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.¹⁵¹ Çalışmamızda kullanılan tüm modeller arasından kortikal kemikte oluşan streslere bakıldığında; maksimum çekme ve basma stresleri sırasıyla 10,832491 MPa ve -34,178616 MPa olup kemikte kırılma olasılığı beklenmemektedir

Von Misses Stress değerleri implant veya metal gibi çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanmaktadır. Bu nedenle, bu değerler implant materyalinde meydana gelen stresleri yorumlamak için önemli olmaktadır. Von Misses Stress değerleri implantın esneme dayanımı (550 MPa) ile karşılaştırılır ve bu değerler implant materyalinin esneme dayanımını aştığında başarısızlık oluşur.¹⁴⁸ Çalışmamızda tüm modeller arasında oluşan Von Mises streslerinin maksimum değerleri implantta 288,485882 MPa, alt yapıda 52,706821 MPa ve implant-abutment birleşim yerinde 118,880179 MPa olup yapılarda herhangi bir deformasyon beklenmemektedir.

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. Bununla beraber, eleman ve düğüm sayısının artması sonlu elemanlar stres analizi işleminin uzamasına sebep olmaktadır.¹⁵² Çalışmamızda kullanılan modellerde ortalama 197.764 eleman ve 46.134 düğüm noktası mevcuttur. Bu sayılar, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan çalışmaların büyük çoğunluğunda kullanılan eleman ve düğüm noktası sayısının çok üzerindedir.^{148,153}

Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmalardaki en büyük dezavantaj, doğal yapıları taklit edilebilmek amacıyla ağız içinde büyük değişiklikler gösterebilen bir takım faktörlerin sabit olarak kabul edilmesi zorunluluğudur.¹⁵⁴ Bu nedenle çalışmamızın sınırları dahilinde tüm yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Sonuçlar yorumlanırken sonlu elemanlar stres analizinin kendine ait sınırlamaları göz önünde bulundurulmalıdır. Aynı zamanda sonlu elemanlar stres analizi

yönteminde kemik-implant arasındaki temas %100 olarak kabul edilmesine rağmen histolojik çalışmalar kemik-implant ara yüzünde osteointegrasyonun tam olarak gerçekleşmediğini ortaya koymaktadır. Wadamoto ve ark.¹⁵⁵ hidroksiapatit kaplı titanyum implantların kemik ara yüzü ile bağlantısını üç boyutlu stres analizi ile inceledikleri çalışmalarında, tasarladıkları implant modellerinin her bir yüzeyinin kemik temas oranını %80,8, %68,1 ve %68,8 olarak bildirmişlerdir. Aynı zamanda her bir yön ve bölüm için kemik temas oranının implant yerleştirme koşulları ile değiştiğini bulmuşlardır. İmplant etrafındaki kemik miktarı 0 ile 300 µm arasında hesaplanmıştır ve bu totalde oran olarak %58 ile %81 arasındadır.¹⁵⁵ Bu sonuçlar implantların etrafındaki kemik yapısı hakkında yararlı niceliksel bilgi sağlayabilir. Ancak çalışmamızda standartizasyon sağlamak amacıyla, literatürde daha önceki çalışmalar referans alınarak kemik-implant teması %100 olarak kabul edilmiştir.^{15,115,156,157}

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.^{15,158-161} 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.¹⁵⁹⁻¹⁶¹ Çalışmamızda da implantlar üzerinde oluşan Von Mises stresleri yapılan çalışmalarla benzer olarak, implantın boyun bölgesinde maksimum değerlerde çıkmıştır.

Zampelis ve ark.¹⁶² 2007 yılında yaptıkları çalışmada protetik komponentlerdeki stres dağılımlarını analiz etmek için ayrıntılı bir üst yapı modellemesinin gerekli olduğunu ancak vida modellemesinin gerekli olmadığını göstermişlerdir. Çalışmamızda üst yapı ayrıntılı bir şekilde tasarlanmıştır ve implant-abutment yapıları birleşik kabul edilip abutment vidası modellenmemiştir.

Yapılan bir çalışmada yükleme alanının implanta olan mesafesinin, implantlarda oluşacak Von Mises stresleri üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir.¹⁶³ Bu çalışmaya göre yükleme alanına yakın yerleştirilen implantlarda daha yüksek Von Mises stresi oluşmaktadır. Çalışmamızda oklüzal kuvvetler birinci büyük azı dişi hizasında verilmiştir. Elde edilen bulgulara göre posterior implantlarda oluşan Von

Mises stresleri anterior implantlarda oluşan streslerden daha yüksek görülmüş olup bu çalışma ile uyumludur.

Çalışmamızda kullanılan; kemik dokusu, mukoza, implant ve kullanılan dental materyallerin elastik modülleri ve poison oranları için standart bir tablo yoktur. Modellerimiz literatürde daha önceden yapılan SESA çalışmalarında en çok kullanılan değerlerden faydalınalarak hazırlanmıştır.^{147,156,164}

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.^{157,165} Çalışmamızda kortikal kemikte oluşan maksimum çekme ve basma stresleri 10,832491 MPa ve -34,178616 MPa iken; trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme ve basma stresleri 1,395110 MPa ve -1,649707 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^{157,165} çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

Farklı cerrahi yaklaşımlarla yerleştirilen zigomatik implantların oklüzal kuvvetler karşısında kemikte, implantta ve alt yapı da oluşturdıkları stresin inceleyen Ishak ve ark.¹⁰ anteriora iki konvansiyonel implant, posteriora iki zigomatik implant intrasinüs ve ekstramaksiller yaklaşımla yerleştirilmiş ve dört farklı bölgeden oklüzal kuvvet uygulanmıştır. İmplant ve abutmentlar titanyum alaşımından yapılmasına karşılık alt yapı da altın alaşımı kullanılmıştır. Oklüzalden 150 N kuvvet verildiğinde, kortikal kemikte trabeküler kemikten daha çok stres oluştuğu ve posteriora doğru gidildikçe stresin arttığı gözlemlenmiştir. Sonuçlar cerrahi yaklaşımın türü açısından yorumlandığında, her iki yaklaşım arasında kemikte oluşan stres değerlerinde anlamlı bir fark olmamasıyla birlikte; kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stresin ekstramaksiller yaklaşımda, intrasinüs yaklaşımına oranla biraz daha yüksek olduğu bulunmuştur. İmplant yapısında ekstramaksiller yaklaşım, intramaksiller yaklaşıma göre

daha yüksek stres değerleri sergilemiştir. En yüksek stres implant-abutment bağlantı yerinde yoğunlaşmıştır ve en çok koronal bölgede olmakla beraber implant gövdesine doğru yayılmıştır. Alt yapı da Von Mises stresleri incelendiğinde, ekstramaksiller yaklaşımın intrasinüs al yaklaşım a %36 oranla daha yüksek stres oluşturduğu ve ikinci molar bölgesinden kuvvet uygulandığında en yüksek olduğu bildirilmiştir.¹⁰ Bu çalışmada sonuç olarak kortikal kemikte trabeküler kemikten daha çok stres oluştuğu, streslerin en çok implant-abutment bağlantı bölgesinde ve implantın boyun bölgesinde oluşması bizim çalışmamızla benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda her iki grupta da zigomatik implantlar ekstramaksiller yaklaşımda yerleştirilmiştir ve sonuçlar bu şekilde elde edilmiştir. Zigomatik implantlar bu çalışmadaki gibi intrasinüs al pozisyonda yerleştirildiğinde çalışmamızda ortaya çıkan sonuçlardan daha düşük değerde stres değerleri elde edileceği düşünülmektedir.

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.^{22,166,167}

Çiğneme kuvvetleri, cinsiyet, yaş, dişsizlik durumu ve ağız içerisinde dental ark üzerindeki farklı bölgelere göre değişiklik gösterebilmektedir.¹⁶⁸ En büyük ısırma kuvveti 443 N olarak ölçülmüştür.¹⁶⁹ Çiğneme kuvveti yaşla birlikte değişmektedir. Özellikle kadınlarda yaş arttıkça çiğneme kuvvetinde azalma görülmektedir.¹⁷⁰ 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.⁴⁹ Normal ve implant ile restore edilen dişlere sahip hastalarda çiğnemenin genel özelliklerinin yaklaşık olarak aynı olduğu düşünülmektedir.¹⁷¹ Yapılan çalışmalarda, doğal diş dentasyonu ve parsiyel diş eksikliklerinin implant destekli sabit protezleri ile tedavisinde çiğneme fonksiyonlarının birbirine benzer özellikte olduğunu bulmuşlardır.¹⁷²⁻¹⁷⁴ Sernet ve ark.¹⁷⁵ implant tedavisi tamamlanmış parsiyel dişsiz hastalarda okluzal yük ilişkisini incelemişlerdir. Okluzal yüklerin ikinci küçük azı ve büyük azı dişlerinde sırasıyla 210-400 N ve 130-395 N değerleri arasında olduğunu tespit etmişlerdir.

Çalışmamızda hazırlanan modellere hem vertikal hem de oblik kuvvet uygulanmıştır. Çünkü dişler ağızda farklı yönden gelen birçok kuvvete maruz kalmaktadır. Tüm bu kuvvetlerin bu tez çalışmasında hazırlanan 16 farklı modelde değerlendirilmesi zordur. Bu nedenle çiğneme fonksiyonu için temel kabul edilen vertikal ve oblik kuvvet uygulanımının farklı cerrahi tasarımda yerleştirilen zigomatik implantlar üzerinde kullanılacak materyal seçiminin implant, implant çevresi kemik ve alt yapı üzerinde oluşacak stres üzerine etkileri değerlendirilmiştir.

Ishak M.I. ve arkadaşlarının¹⁰ 2012 yılında yaptıkları SESA çalışmasında atrofik maksillanın tedavisinde farklı cerrahi yöntemlerle yerleştirilen zigomatik implantların, masseterden 300 N, oklüzalden vertikal olarak 150 N kuvvet uygulanması sonucunda oluşan stres dağılımlarını incelemişlerdir. Wen ve arkadaşları¹⁴⁷ 2014 yılında yaptıkları SESA çalışmasında, aşırı rezorbe maksillanın üç farklı cerrahi teknikte yerleştirilen zigomatik implantların kemik ve implant üzerinde oluşturdukları stres incelenmiş ve bu çalışmada da oklüzalden vertikal olarak 150 N kuvvet uygulanmıştır. Shahib ve arkadaşlarının¹⁸² 2015 yılında yaptıkları SESA çalışmasında, atrofik maksillanın ekstrasinüs tekniğiyle yerleştirilen zigomatik implantların oklüzal kuvvetler altındaki stresi incelenmiştir. Bu çalışmada da vertikal ve oblik olarak 150 N kuvvet uygulanmıştır. Freedman ve arkadaşlarının¹⁷⁶ 2015 yılında alveol kemiğinin zigomatik implantlara desteğini inceledikleri SESA çalışmalarında; 50 N, 150 N, 300 N, 600 N kuvveti oklüzal bölgeden, bukkalden 30° ve palatinalden 30° açıyla uygulamışlardır. Bu çalışmalardan yola çıkılarak, çalışmamızda tüm modellere oklüzalden vertikal olarak 150 N ve bukkalden 30° açıyla oblik olarak 150 N kuvvet verilmiştir. akçayıda ekle

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.¹⁷⁷ Çalışmamızda modeller üzerine uygulanan kuvvetler karşılaştırıldığında oblik

kuvvetlerin implantta, kemikte 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.^{178,179}

Zigomatik implantlar ile ilgili stres değerlerini karşılaştıran biyomekaniksel çalışmalar az sayıda yapılmış olmasına rağmen, protetik olarak özellikle materyal seçimine bağlı sonuçların incelendiği sonlu elemanlar çalışması yoktur. Yapılan detaylı literatür araştırması sonucunda zigomatik implantlar üzerine uygulanan protetik restorasyonların farklılığı ile ilgili hiçbir çalışma bulunamaması ve yöntem açısından benzer bir araştırmaya rastlanamaması sonuçların nitelik açısından karşılaştırılmasını zorlaştırmaktadır. Zigomatik implantlar ile ilgili yapılan SESA çalışmalarının büyük bir kısmında cerrahi yerleşimindeki farklılıkların, uygulanan kuvvet yönü ve miktarının; kemik üzerinde oluşturacağı stres dağılımları incelenmiştir. Ayrıca bu çalışmalarda sadece tek tip protetik materyal tipi kullanılmıştır. Bizim çalışmamızda Cr-Co, Zr, Ti ve PEEK olmak üzere dört farklı alt yapı materyali seçilerek güncel olarak kullanılan alt yapı seçenekleri detaylı bir şekilde birbirleriyle karşılaştırılmıştır. Bu çalışma ile zigomatik implantlar üzerine yapılan protetik restorasyonlardaki materyal seçiminin; kemikte, implantta ve protezde oluşturduğu stresler üzerine etkili olup olmadığının incelenmesi amaçlanmıştır.

Protetik alt yapının implant çevresindeki kemikte ve implant yapısında oluşan stres üzerinde önemli olduğunu gösteren çalışmalar literatür de mevcuttur.^{156,180} Protez alt yapısında kullanılan materyalin sertliği arttıkça, alt yapı ve vidada oluşan stresin orantılı bir şekilde artacağı ve implant çevresinde kemikte oluşan stresin ise materyalin sertliğiyle orantılı bir şekilde azalacağı bildirilmiştir.¹⁵⁶ İmplant destekli hibrit protezlerin yapımında farklı alt yapı materyalleri kullanılmaktadır ve alt yapıda kullanılan materyalin rijitidesi, implantta ve çevresinde oluşan stresi etkilemektedir.

Cr-Co alaşımları yüksek çekme direnci gösterirler ve bütün dental alaşımlar içerisinde en yüksek elastik modülüne sahiptir.¹⁸¹ Williams ve ark.¹⁶⁰ kantileverli protezler de Cr-Co ve altın alaşımı kullanılarak hazırlanan alt yapı sabit köprü

protezlerinin sonlu elemanlar stres analiz ile karşılaştırdıkları çalışmalarında, Cr-Co alaşımının implant ve çevre dokulardaki stresleri azalttığı sonucuna varmışlardır. Cr-Co alaşımının elastik modülünün yüksek olması sebebiyle stres iletimini tüm alt yapıya eşit bir şekilde dağıttığı ve böylece yüksek stres oluşmasını engelleyebildiği tespit edilmiştir.¹⁶⁰ Çalışmamızda kullanılan Cr-Co alt yapısının kortikal kemikte oluşturduğu çekme ve basma stresleri maksimum 4,115225 MPa ve -20,049250 MPa'dır ve ona en yakın değer zirkonyumda olup 4,223906 MPa ve -20,368883 MPa çıkmıştır. Titanyum ve PEEK alt yapısı daha yüksek değerlerde stres oluşturmuştur. Çalışma sonucunda Cr-Co alt yapısının kortikal kemikte oluşturduğu çekme ve basma stresleri; zirkonyum, titanyum ve PEEK alt yapısının oluşturduğu streslere kıyasla daha düşük çıkarak bu çalışma ile benzerlik göstermektedir.

Shihab ve arkadaşları¹⁸² 2015 yılında yaptıkları SESA çalışmasında, ekstrasinüs pozisyonunda yerleştirdikleri 4 zigomatik implant üzerine tasarlanan sabit protetik restorasyonun dik ve oblik kuvvet altında, implant ve protez üzerinde oluşturduğu stresi üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile incelemiştir. Bu çalışmada 4 zigomatik implant minimum 15 mm kalınlığındaki zigomatik kemik üzerine ekstrasinüs pozisyonunda yerleştirilmiştir. Bu implantlar birbirlerine splintlenerek üzerine Cr-Co alt yapıdan oluşan bir protez tasarlanmıştır. Bu splintlemenin zigomatik ve alveolar kemiğe gelen stresi azalttığı bulunmuştur. Bu çalışmada modelin büyüklüğü ve ağ oluşturma yapısının karmaşıklığı ve zorluğu nedeniyle kompozit veya seramik gibi başka bir materyal kullanılmamıştır. Bizim çalışmamızda var olan 4 zigomatik implant üzerine Cr-Co alt yapısı kullandığımız modellerin implant ve alt yapıda oluşturduğu stresi karşılaştırmak için bu çalışmayı inceledik. Shihab ve arkadaşlarının¹⁸² çalışmasında, oklüzal kuvvetlerin oblik olarak uygulanmasıyla oluşan stresler, dikey yöndeki kuvvetlerden daha yüksek streslere neden olmuştur. Bu sonuçlar bizim çalışmamızla paralellik göstermektedir. Alt yapı da kullanılan Cr-Co materyalinin elastik modülünün kemikten yüksek olması ve oldukça rijit yapıda olması nedeniyle protetik alt yapıda oldukça yüksek stresler oluştuğu gösterilmiştir. Bu stresler temel olarak implant-abutment bağlantı yerinde ve protezin iç açılarında oluşmuştur. Genellikle oblik kuvvetler altında daha yüksek stres oluşmasına rağmen, implant-abutment bağlantı yerinde/ara yüzünde dik kuvvetler altında daha yüksek stres oluştuğu yazarlar tarafından bildirilmiştir. Çalışmamızda da implant-

abutment bağlantı yerindeki Von Mises stresleri dik kuvvet altında maksimum 113,909941 MPa iken, oblik kuvvet altında maksimum 73,598347 MPa çıkmıştır ve bu çalışma ile benzerlik göstermektedir. Ayrıca bu çalışmada alveolar kemikte dik ve oblik kuvvetler altında oluşan stresler karşılaştırıldığında, oblik kuvvetler altında daha yüksek stresler oluşmuştur. Çalışmamızda da anterior ve posterior implant çevresindeki kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stresin oblik kuvvetler altında daha yüksek çıkması bu çalışma ile paralellik göstermektedir ve desteklenmektedir.

Zirkonyumun 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.¹⁵⁶

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 kullanılmasına neden olmaktadır.³⁶

PEEK, termoplastik kompozit bir polimer olup üstün mekanik ve kimyasal özelliklere sahiptir ve üstün biyouyumluluğu, ideal mekanik özelliklerinden dolayı dental restorasyonlar da 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.¹⁸³ 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.¹⁸⁴

Literatürde yapılan incelemede, zigomatik implantlar üzerine yapılan protetik restorasyonlarda farklı alt yapı materyallerinin karşılaştırıldığı ile ilgili mevcut bir

çalışma bulunamamasına rağmen, standart implant destekli sabit hibrit protezlerde farklı alt yapı materyallerinin stres oluşumu üzerinde etkilerinin karşılaştırıldığı çalışmalar mevcuttur. Lee ve ark.¹⁶⁴ (2017) 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 göstermiş ve en yüksek PEEK alt yapısında, en düşük Zr alt yapısında stres oluştuğu gözlenmiştir. Alt yapının kendi yapısında oluşan Von Mises stresleri ise kemik ve implantta oluşan stres ile tam tersi yönde sonuç vermiştir ve en yüksek stres Zr alt yapısında, en düşük stres PEEK alt yapısında oluşmuştur. Bizim çalışmamızda da alt yapıların kortikal kemikte yaptığı çekme ve basma stresleri büyükten küçüğe doğru sırasıyla PEEK, Ti, Zr ve Cr-Co şeklindedir ve bu çalışma ile paralellik göstermektedir. Aynı şekilde çalışmamızda alt yapıların kendisinde görülen Von Mises stresleri büyükten küçüğe doğru sırasıyla Cr-Co, Zr, Ti ve PEEK şeklinde olup bu çalışma ile uyumludur. Ancak çalışmamızda trabeküler kemikte oluşan basma stresleri ile implantların boyun bölgelerinde oluşan Von Mises stresleri büyükten küçüğe doğru sırasıyla PEEK, Zr, Cr-Co ve Ti şeklindedir ve bu çalışma ile farklılık göstermektedir. Sıralamada ki farklılığın bu çalışmada kullanılan implantların konvansiyonel implant olması, bizim çalışmamızda ise zigomatik implantların kullanılması nedeniyle olduğu düşünülmektedir. Ayrıca bu çalışmada düşük elastik modülüne sahip olduğu için PEEK alt yapı materyalinin kendi içinde çok düşük stres oluşturmasına rağmen, implantta ve çevresindeki dokularda oldukça yüksek stres oluşturduğunu ve bu nedenle uzun dönem başarısının düşük olduğu bildirilmiştir.

Bacchi ve arkadaşlarının¹⁵⁶ 2013 yılında yaptıkları çalışmada alt yapı materyalleri olarak altın, gümüş-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. Bizim çalışmamızda da alt yapıda kullanılan materyalin sertliği arttıkça kortikal kemikte stres azalmıştır ve stres büyükten küçüğe doğru PEEK, Ti, Zr ve Cr-Co şeklinde sıralanmıştır. Aynı şekilde alt yapı materyalinin sertliği

artıkça kendi yapısında oluşan stres çalışmamızda da artmış ve oluşan stres büyükten küçüğe doğru Cr-Co, Zr, Ti ve PEEK şeklinde sıralanmış olup bu çalışma ile benzerlik göstermektedir.

Alt yapı materyallerinin sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirildiği bir çalışmada, All-on-4 ve All-on-6 konseptleri üzerine Cr-Co, Zr ve Ti materyalleri kullanılmıştır.¹⁸⁵ Tedavi konseptinden bağımsız olarak alt yapıda kullanılan materyallerin sertliğinin artması daha iyi biyomekanik sonuçların oluşmasını sağlamıştır ve kortikal kemik, implant, abutment, abutment vidası üzerinde 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. Kullanılan alt yapı materyallerinin sertliğindeki farklılıkların stres üzerinde oluşturduğu etki bizim çalışmamızla aynı yönde olup çalışmamızı desteklemektedir.

Ferreire ve arkadaşları,¹⁸⁶ mandibula üzerine yapılan tam ark implant üstü sabit protezlerde farklı üst yapı (akrilik rezin ve porselen) ve alt yapı (Au, Ag-Pd, Ti, Cr-Co, Ni-Cr) materyallerinin stres dağılımına etkilerini sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirmişlerdir. Çalışmada üst yapı ve alt yapı materyallerinin, protezde ve implant çevresi kemikte oluşan stres üzerinde güçlü bir etkiye sahip olduğu bildirilmiştir. Hem akrilik hem de porselen dişlerin kullanıldığı titanyum, altın, gümüş-paladyum alt yapıları implantlarda benzer Von Mises stres değerleri sergilemiştir ve bu stresler krom-kobalt ve nikel-krom alt yapısı olan gruplardan daha düşük çıkmıştır. Bu çalışmada implantlarda oluşan Von Mises stresleri incelendiğinde, Ti alt yapıda Cr-Co alt yapıdan daha az stres oluştuğu gösterilmiştir. Çalışmamız da implant boyun bölgesinde oluşan maksimum Von Mises streslerine bakıldığında, Ti alt yapı da 80,552102 MPa iken; Cr-Co alt yapı da 162,022277 MPa olup bu çalışmanın sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

Protetik materyallerin ve alt yapı tasarımının dental implant ve periferik kemiğin stres dağılımına etkilerinin sonlu elemanlar stres analizi değerlendirildiği bir çalışmada, krom-kobalt destekli seramik, zirkonya destekli seramik ve zirkonyum ile güçlendirilmiş polimetilmetakrilat materyalleri kullanılmıştır.¹⁸⁷ Bu çalışmanın sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri ile implantta

oluşan Von Mises stresleri Cr-Co alt yapısının, Zr içerikli diğer materyallere göre daha düşük stres oluşturduğu bulunmuş olup çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

All-on-six tekniğine göre yerleştirilen implantlarda farklı alt yapı materyalleri kullanımının sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirildiği bir çalışmada, bizim çalışmamızla aynı olan Cr-Co, Zr, Ti ve PEEK alt yapıları kullanılmıştır.¹⁸⁸ Bu çalışmada sonuç olarak, alt yapı olarak kullanılan materyalin elastisite modülü arttıkça, kemiğe ve implanta iletilen streslerin azaldığı ve alt yapı olarak kullanılan materyalin elastisite modülü arttıkça, alt yapının kendi içinde oluşan streslerin arttığı ortaya çıkmıştır. Bizim çalışmamızda da çıkan sonuç bu çalışma ile paralellik göstermekte ve desteklenmektedir.

Bu çalışma da zigomatik implantlar ekstramaksiller pozisyonda yerleştirilmiş olup, veriler bu şekilde elde edilmiştir. Zigomatik implantlar intrasinüsül pozisyonda yerleştirildiğinde elde edilen streslerin daha düşük değer de çıkacağı beklenmektedir. İmplantları yerleştirirken kullanılan cerrahi tekniğin değişmesiyle kemikte, implantta ve protez de oluşan stresler değişmektedir. Bu nedenle çalışmanın konusu, implantların yerleştirildiği cerrahi tekniğin değiştirilmesiyle daha geniş kapsamlı incelenmesi önerilmektedir.

Çalışmamızda implant-abutment yapıları birleşik kabul edilip abutment vidası modellenmemiştir. Aynı zamanda çalışma da alt yapılar ayrıntılı bir şekilde tasarlanmış olmasına rağmen farklı dental materyallerin kullanıldığı üst yapı (porselen, kompozit vb.) tasarımı yapılmamıştır. Vida tasarımının ayrıntılı bir şekilde yapılması ve üst yapı için farklı dental materyallerin kullanılması ile çalışmamızın konusu genişletilebilir. Böylece zigomatik implantlar üzerine yapılacak protetik restorasyonlarda farklı materyal kullanımının; kemik, implant ve alt yapı da oluşturduğu stresin yanı sıra vida ve üst yapı da oluşturduğu stresin değerlendirildiği çalışmalar faydalı olacaktır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmamızda farklı konumlarda yerleştirilen zigomatik implantların implantların, kullanılan farklı alt yapı materyallerinin ve kuvvet yönününün; kemikte, implantta ve protezde oluşacak stres değerlerine etkisi araştırılmıştır.

Bu çalışmanın limitasyonları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

1. İmplantların farklı konumlarda yerleştirilmesinin, farklı alt yapı materyalleri kullanımının ve kuvvet yönünün stresler üzerinde etkisi vardır.
2. İmplantların farklı cerrahi konumlarda yerleştirilmesi kemikte, implantta, ve alt yapı da oluşan sonuçları etkilemiş fakat oluşan stresi arttırmak açısından birbirlerine üstünlükleri tespit edilmemiştir.
3. Kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stresleri, trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma streslerinden daha yüksek olduğu bulunmuştur.
4. Çalışmamızda en yüksek çekme ve basma stres değerleri, servikal bölge etrafındaki kortikal kemiklerde oluşmuştur ve bu stresler kortikal kemiğin en yüksek çekme ve basma dayanımından daha düşük değerde olup kemikte kırılma dayanımını aşmamıştır.
5. Uygulanan oblik kuvvetler tüm modellerde, dikey kuvvetlere oranla kortikal kemikte daha yüksek stres değerleri oluşturmuştur.
6. Alt yapı olarak kullanılan materyalin elastisite modülü arttıkça, kemiğe ve implanta iletilen stresler azaldığı, alt yapı olarak kullanılan materyalin elastisite modülü arttıkça, alt yapının kendi içinde oluşan stresler arttığı tespit edilmiştir.
7. Gruplar farketmeksizin tüm modeller arasında PEEK alt yapısı kullanımı kemik ve implantta en yüksek stres değerlerinin oluşmasına neden olmuştur.
8. Kullanılan tüm alt yapılarda (Cr-Co, Zr, Ti, PEEK) seçili düğüm noktalarında oluşan maksimum stresler materyallerin kırılma dayanıklılıklarını aşmamıştır.

Çalışmada PEEK alt yapısının, Cr-Co, 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 alt yapısı kullanımında protetik yapıda kırılma olmamasına rağmen, uzun dönem takipte kemikte rezorpsiyon ve implantın boyun bölgesinde kırılmalar olmasına sebep olabilir. Cr-Co ve Zr alt yapıları birbirine çok

yakın sonuçlar göstermiş olup kortikal kemikte en düşük stresleri oluşturmuştur. Bununla birlikte Ti alt yapısı ise implantın boyun bölgesinde ve trabeküler kemik üzerinde oluşan basma streslerine bakıldığında en düşük stres değerini göstermiştir. Bu nedenle çalışmamızın sonuçlarına göre zigoma implantları üzerine yapılacak protetik restorasyonlarda; PEEK materyalinin alt yapı olarak kullanımının uzun dönem başarı ve sağ kalım için riskli olduğu, Cr-Co, Zr ve Ti materyallerinin alt yapı olarak kullanımının daha uygun olduğu düşünülmektedir.



7. KAYNAKLAR

1. Naert I, Alsaadi G, van Steenberghe D, Quirynen M. A 10 year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining mandibular overdentures: peri-implant outcome. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:695-702.
2. Kreissl ME, Heydecke G, Metzger MC, Schoen R. Zygoma implant-supported prosthetic rehabilitation after partial maxillectomy using surgical navigation: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2007;97:121-8.
3. Kahnberg KE, Henry PJ, Hirsch JM, Ohnell LO, Andreasson L, Branemark PI, et al. Clinical evaluation of the zygoma implant: 3-year follow-up at 16 clinics. *J Oral Maxillofac Surg* 2007;65:20338.
4. Stievenart M, Malevez C. Rehabilitation of totally atrophied maxilla by means of four zygomatic implants and fixed prosthesis: a 6-40-month follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2010;39:35863.
5. Xiaojun C, Ming Y, Yanping L, Yiqun W, Chengtao W. Image guided oral implantology and its application in the placement of zygoma implants. *Comput Methods Programs Biomed* 2009;93:16273.
6. Bedrossian E, Stumpel LJ, 3rd. Immediate stabilization at stage II of zygomatic implants: rationale and technique. *J Prosthet Dent* 2001;86:10-4.
7. Davo R, Malevez C, Rojas J. Immediate function in the atrophic maxilla using zygoma implants: a preliminary study. *J Prosthet Dent* 2007; Suppl 6: S44-51.
8. O'Connell JE, Cotter E, Kearns GJ. Maxillary reconstruction using zygomatic implants: a report of two cases. *J Irish Dent Association* 2011;57:146-55.
9. Sudhakar J, Ali SA, Karthikeyan S. Zygomatic Implants- A Review. *J Indian Academy of Dent Specialist Res* 2011;2:24-8.
10. Ishak MI, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, Abu Kasim NH. Finite element analysis of different surgical approaches in various occlusal loading locations for zygomatic implant placement for the treatment of atrophic maxillae. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012.
11. Miglioranca RM, Sotto-Maior BS, Senna PM, Francischone CE, Cury AA. Immediate occlusal loading of extrasinus zygomatic implants: A prospective

- cohort study with a follow-up period of 8 years. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012.
12. Jensen OT, Leopardi A, Gallegos L. The case for bone graft reconstruction including sinus grafting and distraction osteogenesis for the atrophic edentulous maxilla. *J Oral Maxillofac Surg* 2004;62:1423-8.
 13. Priest G, Smith J, Wilson MG. Implant survival and prosthetic complications of mandibular metalacrylic resin implant complete fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2014; 111: 466-75. 21
 14. Ulusoy M, Aydın K. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler, Ankara Üniversitesi Yayınları, 2010, s. 94-120.
 15. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2001;85:585-98.
 16. Çalikkocaoğlu S. Dişsiz hastaların protetik tedavisi. 5 Basım. Quintessence Yayıncılık, 2010, s:1-63
 17. Güler MS, Sen S, Bayındır YS, Güler Ç. İnsan dişi kaplamalarında kullanılan farklı özelliklerdeki yapıştırıcı simanların gerilme etkilerinin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2012; 22: 31-9
 18. Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantol* 1996;22:104-10.
 19. Caputo, AA, Wylie, RS. Role of biomechanics in periodontal therapy. Erişim:[<http://www.dentalsupplyhouse.com/visitors/biomechanics/>]. Erişim tarihi: 07.12.1998.
 20. A., E., Diş Hekimliği Tarihi 1992.
 21. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent*. Mayıs 2017;117(5S):e1–105.
 22. Misch CE, Kutay Ö, 2009. Dental implant protezler, Nobel Tıp Kitabevleri.
 23. Maggiola: Manuel de l'art dentaire [Manual of dental art], Nancy, France, 1809, C Le Seure.
 24. Lambotte A: New instrumentation for the banking of bones: “banding with a screw.” *J Chir Ann Soc Belge Chir*. 1909;9:113.

25. Bothe, R.T., Beaton, L.E. and Davenport, H.A. (1940) Reaction of Bone to Multiple Metallic Implants. *Surgery, Gynecology and Obstetrics*, 71, 598-602.
26. Branemark P-I, 1977. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl.*, 16.
27. Kulak Özkan Y. Tam Protezler ve İmplant üstü Hareketli Protezler Problemler ve Çözüm Yolları. İkinci cilt. Vestiyer Yayın Grubu; İstanbul: 2012
28. Tunalı, B., Oral İmplantoloji. 2000
29. Misch, C.E. (2008). Contemporary implant dentistry. Mosby, Elsevier, 68-88, 544-546
30. Davies JE. Mechanisms of endosseous integration. *J Prosthodontics* 1998; 11: 391-401.
31. O'Neal, RB, Sauk JJ, Someman MJ. Biological Requirements for material integration. *J Oral Imp* 1992; 18: 243-55. 11
32. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant Materials, designs and surface topographies: their effect on Osseointegration. A literature review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2000;15:675-90.
33. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J. Haziran* 1993;43(3):245-53.
34. Contreras EF, Henriques GE, Giolo SR, Nobilo MA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 467-72.
35. Kedici SP, Aksut AA, Kilicarslan MA, Bayramoglu G, Gokdemir K. Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media. *J Oral Rehabil* 1998; 25: 800-8.
36. Uzun İH, Bayındır F. Dental Uygulamalarda Titanyum ve Özellikleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2010;20:213-20.
37. Manicone PF, Iommetti P.R, Raffaelli F. An Overview of Zirconia Ceramics: Basic Properties and Clinical Applications *J Dent.* 2007;35:819-26.
38. Ozkurt Z, Kazazoglu E. Zirconia Dental Implants: A Literature Review. *J Oral Implant* 2011;37;3:36776.

39. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant Materials, designs and surface topographies: their effect on Osseointegration. A literature review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2000;15:675-90.
40. Albrektsson T, Zarb G, Worthington D, Eriksson R. The long term efficiency of currently used dental implants. A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1(1): 11-25.
41. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response. Clinical significance. *Int J Prosthodont* 1993; 6(2): 95-100.
42. Misch CE, Perel ML, Wang H, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P et al. Implant success, survival, and failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent* 2008; 17(1): 5-15.
43. Soydan N. (1982) Genel Histoloji. Istanbul, İ.Ü. Basimevi ve Film Merkezi.
44. Tunçay Ekin Ö. (2013) Biyomimetik Yöntemle Bor Katkılı Doku İskelelerinin Geliştirilmesi ve Kemik Doku Mühendisliğindeki Etkinliklerinin Araştırılması. Yüksek Lisans Tezi. Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
45. Ross, M.H., and Pawlina, W. (2014). Histoloji Konu Anlatımı ve Atlas. (6. Baskıdan Çev. Baykal, B). Ankara: Palme Yayıncılık. 219.
46. Linkow LI, Chercheve R, 1970. Theories and techniques of oral implantology, CV Mosby Co., p.
47. Lekholm, U., and Zarb, G.A. (1985). Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publishing.
48. Şahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent* 2002;30(7-8):271-282.
49. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent*. 1990;64(2):185-194.
50. Uysal, H. Kemiğin mekanik özellikleri ve biyolojik davranışlar. *Oral İmplantoloji Dergisi* 1997;4:3643.

51. Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 15:15-46. Review.
52. Fehrenbach MJ, Herring SW. *Illustrated anatomy of the head and neck*, ed 3, St. Louis, 2007, Mosby.
53. Weischer T, Schettler D, Mohr C. Titanium implants in the zygoma as retaining elements after hemimaxillectomy. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1997; 12: 211-14.
54. Aparicio C, Branemark PI, Keller EE, Olive J. Reconstruction of the premaxilla with autogenous iliac bone in combination with autogenous iliac bone in combination with osseointegrated implants *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1993; 8: 61-67.
55. Malevez C, Daelemans P, Adriaenssens P, Durdu F. (2003) Use of zygomatic implants to deal with resorbed posterior maxillae. *Periodontol 2000*. ;33:82-89.
56. Cordero EB, Benfatti CA, Bianchini MA, Bez LV, Stanley K, de Souza Magini R. The use of zygomatic implants for the rehabilitation of atrophic maxillas with 2 different techniques: Stella and Extrasinus. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011;112:e49-53.
57. Galan Gil S, Penarrocha Diago M, Balaguer Martinez J, Marti Bowen E. Rehabilitation of severely resorbed maxillae with zygomatic implants: an update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2007;12:E216-20.
58. Corvello PC, Montagner A, Batista FC, Smidt R, Shinkai RS. Length of the drilling holes of zygomatic implants inserted with the standard technique or a revised method: a comparative study in dry skulls. *J Craniomaxillofac Surg* 2011;39:119-23.
59. Bedrossian E. Rehabilitation of the edentulous maxilla with the zygoma concept: a 7-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25: 1213–1221.
60. Lesley D, Aparicio C. Indications and contra-indications for the use of the zygomatic implant. In: Aparicio C, editor. *The anatomy guided approach*. Berlin: Ed. Quintessence, 2012: 79–87.
61. Gröndahl HG, Gröndahl K, Lindfors N. Pre- and postoperative radiographic examinations of the zygoma implant site. In: Aparicio C, editor. *The anatomy guided approach*. Berlin: Ed. Quintessence, 2012: 47–56.

62. Atalay B, İleri Derecede Rezorbe Maksillaların Zigomatik İmplantlarla Rehabilitasyonu, İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 2010, 44: 133-140
63. Bedrossian E, Stumpel L, 3rd, Beckely ML, Indresano T. The zygomatic implant: preliminary data on treatment of severely resorbed maxillae. A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:861-865.
64. Davo R, Malevez C, Rojas J, Rodriguez J, Regolf J. Clinical outcome of 42 patients treated with 81 immediately loaded zygomatic implants: a 12- to 42-month retrospective study. *Eur J Oral Implantol* 2008;1:141-50.
65. Malevez C, Abarca M, Durdu F, Daelemans P. Clinical outcome of 103 consecutive zygomatic implants: a 6-48 months follow-up study. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:18-22.
66. Kurkcuoglu I, Koroglu A, Ozkır SE. The criteria and evaluation methods for success of dental implants. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2010;20:221-9.
67. Becktor JP, Isaksson S, Abrahamsson P, Sennerby L. Evaluation of 31 zygomatic implants and 74 regular dental implants used in 16 patients for prosthetic reconstruction of the atrophic maxilla with cross-arch fixed bridges. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7:159-65.
68. Branemark PI, Grondahl K, Ohnell LO, Nilsson P, Petruson B, Svensson B, et al. Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 2004;38:70-85.
69. Branemark PI. *The Zygomaticus Fixture: clinical procedures*. Nobel Biocare AB 1998.
70. Stella JP, Warner MR. Sinus slot technique for simplification and improved orientation of zygomaticus dental implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:889-93.
71. Malo P, Nobre Mde A, Lopes I. A new approach to rehabilitate the severely atrophic maxilla using extramaxillary anchored implants in immediate function: a pilot study. *J Prosthet Dent* 2008;100:354-66.
72. White GS. Treatment of the edentulous patient. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 2015;27(2):265-72.

73. Carlsson GE. Implant and root supported overdentures - a literature review and some data on bone loss in edentulous jaws. *J Adv Prosthodont* 2014;6(4):245-52.
74. Dudley J. Maxillary implant overdentures: current controversies. *Aust Dent J* 2013;58(4): 420-3.
75. 72. Preiskel HW. Overdenture made easy, A guide to implant and root supported prostheses. Quintessence Publishing Co Ltd; 1996. p.11-20.
76. Sadowsky, S.J. (1997). The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: Design considerations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(1), 28-33.
77. Rojas-Vizcaya, F. (2011). Full zirconia fixed detachable implant-retained restorations manufactured from monolithic zirconia: Clinical report after two years in service. *Journal of Prosthodontics*, 20(7), 570-576.
78. Real-Osuna J, Almendros-Marqués N, GayEscoda C. Prevalence of complications after the oral rehabilitation with implant-supported hybrid prostheses. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2012;17(1):e116-21.
79. Kwon T, Bain PA, Levin L. Systematic review of short- (5-10 years) and long-term (10 years or more) survival and success of full-arch fixed dental hybrid prostheses and supporting implants. *J Dent* 2014;42(10):1228-41.
80. Zitzmann NU, Marinello CP. A review of clinical and technical considerations for fixed and removable implant prostheses in the edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 2002;15(1): 65-72.
81. Small BW. Maxillary immediately loaded fixed hybrid prosthesis: a case report. *Gen Dent* 2009;57(1):10-3.
82. Gonzalez J. The evolution of dental materials for hybrid prosthesis. *Open Dent J* 2014;8:8594.
83. Drago, C., and Howell, K. (2012). Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *Journal of Prosthodontics*, 21(5), 413424.
84. Anusavice, K. J., and Cascone, P. (2003). *Phillips science of dental materials*. (11th edition). St Louis: Missouri, Elsevier, 563-620.
85. O'Brien, W.J. (2008). *Dental Materials and Their Selection* (4. edition). Chicago, Quintessence, 196-197.

86. Pjetursson, B.E., Tan, W.C., Tan, K., Brägger, U., Zwahlen, M., and Lang, N.P. (2008). A systematic review of the survival and complication rates of resin-bonded bridges after an observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 19(2), 131-141.
87. McCabe, J.F., and Walls, A. (Eds.). (2013). *Applied dental materials*. John Wiley and Sons.
88. Viennot, S., Dalard, F., Lissac, M., and Grosgeat, B. (2005). Corrosion resistance of cobalt-chromium and palladium-silver alloys used in fixed prosthetic restorations. *European Journal of Oral Sciences*, 113(1), 90-95.
89. Wataha, J.C., and Messer, R.L. (2004). Casting alloys. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 499-512.
90. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
91. Berit IA. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002; 18: 590-5.
92. Christel P, Meunier A, Heler M, Torre JP, Pielle CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater* 1989; 23: 45-61.
93. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for allceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 557-62.
94. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Biliot S, Mercante DE. The efficacy of posterior three-unit zirconium oxide based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 237-44.
95. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced poly ether ether ketone composites: influence of fabrication method on load bearing capacity and failure types. *J Dent Mater*. 2015; 34: 7-12.
96. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyether ether ketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res* . 2016; 60(1): 1219.

97. Ha WS, Hauert R, Ernst HK, Wintermantel E. Surface analysis of chemically etched and plasma-treated polyether ether ketone (PEEK) for biomedical applications, surface coatings technology 1997; 96: 293-299.
98. Chen F, Gatea S, Ou H, Lu B, Long H. Fracture characteristics of PEEK at various stress triaxialities. J Mech Behav Biomed Mater. 2016; 64: 173-186.
99. Whitty T. PEEK- a new material for CAD/CAM dentistry. Australian Dental Magazine Elaborate 2014;March-April:32-6.
100. Kesmezacar BA, Gaucher H. Are the methods of fabricating partial dentures changing from Stone Age to the Digital Age? Turkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics 2015;1(1):53-9.
101. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. Dicle Dişhekimliği Dergisi 2010;11:18-23.
102. Ebrahimi F. Finite element analysis-new trends and developments, Intech, 2012, s:5-20. 7
103. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis-a twodimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol 1998;24:80-88.
104. Baran, NM. Finite Element Analysis on Microcomputers. McGraw Hill, Inc., 1998; 27-60.
105. Rockey, KC, Evans, HR, Griffiths, DW, Nethercot, DA. The finite element method. A basic introduction for engineers. Granada Publishing Limited,1983; 1-6.
106. Soykan E, Eskitaşçıoğlu G, Ünsal E, Bağış N. Dental İmplantların Biyomekaniği Ve Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Uygulamaları. A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg. 39(2) 87-95, 2013.
107. Şahin MK, Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti. A.D., 2008.

108. Eraslan O. Farklı okluzyon tiplerinin temporomandibuler eklem üzerinde oluşturdıkları fonksiyonel streslerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2004.
109. Incropera, F.P., Dewitt, D.P., Fundamentals of Heat and Mass Transfer, 5. baskı, John Wiley, New York, 2002.
110. Moratal D. Finite element analysis, Sciyo, 2010, s:43-103.
111. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clin Oral Implants Res 2002; 13:334-41.
112. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. J Oral Rehabi. 2002; 29:565-74.
113. Aydınlık, E, Şahin, E. Diş hekimliğinde stres analizleri. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 1977; 1(1): 78-85.
114. Tesk JA, Widera O. Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. J Biomed Mater Res. 1973;7(3):251-61.
115. Holmes, DC, Loftus, JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. J Oral Implantol 1997; 3: 104111.
116. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimey M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. J Prosthet Dent. 2004 Feb;91(2):144-50.
117. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. J Dent. 2008; 36:463-71.
118. Logan DL. First course in the finite element method 5th edition, Nelson Education Ltd, 2007 s. 1-27.
119. Mackerle, J. Finite Element Modelling and Simulations in Dentistry: A Bibliography. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2004; 7: 277- 303.
120. Eskitaşçıoğlu G, Yurdukoru B. Dişhekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. A Ü Diş Hek Fak Derg 1995; 22:201-5. 14

121. Ujigawa K, Kato Y, Kizu Y, Tonogi M, Yamane Gy. (2007) Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures. *Int J Oral Maxillofac Surg*;36(7):620–625.
122. R. Celletti, C.H. Pameijer, G. Bracchetti, K. Donath, G. Persichetti, Y. Visani. Histologic evaluation of osseointegrated implants restored in nonaxial functional occlusion with preangled abutments. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 15 (1995), pp. 563-573.
123. R. Calandriello, M. Tomatis. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 7 (Suppl. 1) (2005), pp. S1-S12.
124. M. Mozzati, S.B. Monfrin, G. Pedretti, G. Schierano, F. Bassi. Immediate loading of maxillary fixed prostheses retained by zygomatic and conventional implants: 24-month preliminary data for a series of clinical case reports. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 23 (2008), pp. 308-314.
125. Satoh, T., Maeda, Y., Komiyama, Y. Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20:533–539.
126. Çaglar, A., Aydin, C., Ozen, J., Yilmaz, C., Korkmaz, T. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21:36–44.
127. Korkmaz, F.M., Korkmaz, Y.T., Yaluğ, S., Korkmaz, T. Impact of dental and zygomatic implants on stress distribution in maxillary defects: a 3-dimensional finite element analysis study. *J Oral Implantol*. 2012;38:557–567.
128. Bedrossian E, Rangert B, Stumpel L, Indresano T. Immediate function with the zygomatic implant: a graftless solution for the patient with mild to advanced atrophy of the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21: 937–942.
129. Aparicio C, Ouazzani W, Hatano N. The use of zygomatic implants for prosthetic rehabilitation of the severely resorbed maxilla. *Periodontol* 2000 2008; 47: 162–171.

130. Aparicio C, Ouazzani W, Aparicio A, Fortes V, Muela R, Pascual A, et al. Extrasinus zygomatic implants: three year experience from a new surgical approach for patients with pronounced buccal concavities in the edentulous maxilla. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12:55-61.
131. Balshi TJ, Wolfinger GJ, Petropoulos VC. Quadruple zygomatic implant support for retreatment of resorbed iliac crest bone graft transplant. *Implant Dent* 2003;12:4753.
132. Rigolizzo MB, Camilli JA, Francischone CE, Padovani CR, Brånemark PI. Zygomatic bone: anatomic bases for osseointegrated implant anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20:441-7.
133. Malo P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7 Suppl 1:S88-94.
134. Aparicio C, Ouazzani W, Garcia R, Arevalo X, Muela R, Fortes V. A prospective clinical study on titanium implants in the zygomatic arch for prosthetic rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla with a follow-up of 6 months to 5 years. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2006;8:114–122.
135. Duarte LR, Filho HN, Francischone CE, Peredo LG, Brånemark PI. The establishment of a protocol for the total rehabilitation of atrophic maxillae employing four zygomatic fixtures in an immediate loading system: a 30 month clinical and radiographic follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2007; 9:186–196.
136. Cawood JI, Howell RA. Reconstructive preprosthetic surgery. I. Anatomical considerations. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1991;20:75-82.
137. Malo P, Nobre Mde A, Lopes A, Ferro A, Moss S; Extramaxillary surgical technique: clinical outcome of 352 patients rehabilitated with 747 zygomatic implants with a follow-up between 6 months and 7 years. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Jan;17 Suppl 1:e153-62.
138. Aparicio, C., Ouazzani, W., Aparicio, A., Fortes, V., Muela, R., Pascual, A., Codesal, M., Barluenga, N., Franch, M. Immediate/early loading of

- zygomatic implants: clinical experiences after 2 to 5 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12:e77–e82.
139. Nkenke, E., Hahn, M., Lell, M., Wiltfang, J., Schultze-Mosgau, S., Stech, B., Radespiel-Tröger, M., Neukam, F.W. Anatomic site evaluation of the zygomatic bone for dental implant placement. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:72–79.
140. Uchida Y, Goto M, Katsuki T, Akiyoshi T. Measurement of the maxilla and zygoma as an aid in installing zygomatic implants. *J Oral Maxillofac Surg.* 2001; 59: 1193-198.
141. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant retained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 369-376.
142. Güngör MA, Dündar M, Artunç C. Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2005; 26(2): 107-16.
143. Eskitaşcıoğlu G. Doğal ve Protetik Restorasyonlu Dişlerde Farklı Sentrik Kontak Tiplerinde Oluşan Fonksiyonel Gerilmelerin Structural Analysis Program ile İncelenmesi; Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1991.
144. İlgün A, Korkmaz HH, Malkoç S, Başçiftçi FA. İnsan mandibulasında sonlu elemanlar metodu kullanılarak gerilme analizi yapılması. *S.Ü. Müh.-Mim. Fak. Derg.*, 2004;19(1):29,38
145. İnan M. Cisimlerin mukavemeti. 6. Baskı. İstanbul Üniversitesi, İTÜ Vakfı. 1998;25:12-342.
146. Hernandez-Alfaro F, Sancho-Puchades M, Guijarro-Martinez R. Total reconstruction of the atrophic maxilla with intraoral bone grafts and biomaterials: a prospective clinical study with cone beam computed tomography validation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(1): 241-51.
147. Wen H, Guo W, Liang R, Xiang L, Long G, Wang T, Deng M, Tian W. Finite element analysis of three zygomatic implant techniques for the severely atrophic edentulous maxilla. *J Prosthet Dent* 2014; 111(3): 203-15.

148. Akca K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil.* 2002;29:350–356.
149. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 92(6): 523-30.
150. Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J Oral*
151. Reilly, D.T., Burstein, A.H. (1975) The elastic and ultimate properties of compact bone
152. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B, 2000. The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology*, 26, 2, 77-81.
153. Haraldson T, Jemt T, Lekholm U. Oral function in subjects with overdentures supported by osseointegrated implants. *Scand J Dent Res* 1988; 96: 235-242.
154. Akça K, İplikçiöğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16:722-730.
155. Wadamoto M, Akagawa Y, Sato Y, Kubo T. The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant. I: a morphometric evaluation in initial healing. *J Prosthet Dent* 1996;76:170-5.
156. Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF, dos Santos MB, 2013. Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *Journal of oral science*, 55, 3, 239-44.
157. Şeker E, Ulusoy M, Ozan O, Doğan DÖ, Şeker BK, 2013. Sinüs Liftte Alternatif İmplant Destekli Sabit Protetik Planlamaların Destek Dokulardaki Stres Dağılımlarının İncelenmesi, 3 Boyutlu SESA Çalışması. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 19, 1, 26-35

158. Eraslan, O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioğlu. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures--a finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2005; 32(4): 273-8.
159. Rubo JH, Souza EA. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J Oral Implantol* 2008; 34(5): 248-55.
160. Williams KR, Watson CJ, Murphy MW, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int* 1990; 21(7): 563-70.
161. Guan H, Van Staden R, Loo YC, 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): 866-76.
162. Zampelis A, Rangert B, Heijl L, 2007. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 97, 6, S35-S43.
163. Almeida EO, Rocha EP, Freitas Junior AC, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, Coelho PG, 2015. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res*, 17 Suppl 1, e332-42.
164. Lee K-S, Shin S-W, Lee S-P, Kim J-E, Kim J-H, Lee J-Y, 2017. Comparative Evaluation of a Four Implant-Supported Polyetherketoneketone Framework Prosthesis: A ThreeDimensional Finite Element Analysis Based on Cone Beam Computed Tomography and Computer-Aided Design. *International Journal of Prosthodontics*, 30, 6.
165. Duyck J, Naert I, Van Oosterwyck H, Ronold HJ, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:207-18.
166. De Vree JH, Ptes MC, Plasschaert AJ. A comparison of photoelastic and finite stress analysis in restored tooth structure. *J Oral Rehabil* 1983; 10(6): 505–17 .

167. Farah JW, Craigh RG, Sikarskie. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomechanics* 1973; 6: 511–520.
168. Linderholm H, Wennstrom A. Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build. *Acta Odontol Scand.*1997;28:679-89.
169. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK, Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent.* 1986;56:226-9.
170. Helkimo E, Carlsson Ge, Helkimo M. (1977) Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand*; 35(6): 297-303.
171. Branemark, P.-I., Zarb, G.C., Albrektsson, T.(1985) *Tissue-Integrated Prostheses*,p. 155. Quintessence, Chicago.
172. Lobbezoo F, Brouwers JEIG, Cune MS, Naeije M. Dental implants in patients with bruxing habits. Review Article. *J Oral Rehabil* 2006; 33: 152–159.
173. Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil.* 1993;20:147–157.
174. 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;13:82–90.
175. Stern, M.R., Assal, P., Mericske, E., Burgin, W. (1995) Occlusal force and oral sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 10,345.
176. Fredman M, Ring M, Stassen L.F.A. Effect of alveolar bone support on zygomatic implants: a finite element analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2013; 42: 671-6.
177. Glantz, POJ., Nilner, K. Biomechanical aspects of prosthetic implant borne reconstructions. *Periodontol* 2000 1998; 17: 119-124.
178. Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti Jr FH, Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol* 75:1233-1241,2004.
179. Çankaya, M.Ö. (2005). Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez 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
180. Bidez MW, Misch CE, 1992. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant dentistry*, 1, 4, 289-94.
181. 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;13:82–90.
182. Shihab A. Romeed, Robert Nigel Hays, Raheel Malik, Stephen M. Dunne, Extrasinus Zygomatic Implant Placement in the Rehabilitation of the Atrophic Maxilla: Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis, *Journal of Oral Implantology*. 2015;41(2):e1-e6.
183. Neumann EA, Villar CC, Franca FM. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyether ether ketone. *Braz*
184. Rubert SC, Calas MD, Barberá A. Analysis of the feeding system in the injection process of PEEK in fixed partial dentures. *Procedia Engineering* 2015; 132: 10211028.
185. Bhering CL, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RL, Barao VA, 2016. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 69, 715-25.
186. Ferreira MB, Barão VA, Faverani LP, Hipolito AC, Assunção WG, 2014. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implantsupported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Materials Science and Engineering: C*, 35, 92-9.
187. Arınç H. Effects of Prosthetic Material and Framework Design on Stress Distribution in Dental Implants and Peripheral Bone: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Med Sci Monit*. 2018 Jun 22;24:4279-4287.
188. Gezer T. All-on-six tekniğine göre yerleştirilen implantlarda farklı alt yapı materyalleri kullanımının stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres

analizi ile değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi, Konya, Uzmanlık tezi,
2018;104.



ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Tuğba CAN

Doğum Yeri: İstanbul

Doğum Tarihi: 02.08.1991

Medeni Hali: Bekar

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl):

Bahçelievler Dede Korkut Anadolu Lisesi (2005-2009)

İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2009-2014)

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi

Anabilim Dalı (2016-)

Çalıştığı Kurum/Kurumlar:

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.
(2016-)

E-posta: tugbacan.6981@gmail.com