



T.C.
TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**İMLANT DESTEKLİ OVERDENTURE PROTEZLERDE FARKLI
VERTİKAL UYUM DERECELERİ VE FARKLI KANTİLEVER
TASARIMLARININ İMLANT VE ÇEVRESİNDEKİ KEMİKTE
OLUŞTURDUĞU STRESİN DEĞERLENDİRİLMESİ: ÜÇ
BOYUTLU SONLU ELEMENLAR ANALİZİ**

Hazırlayan

Sümevra KAYMAK

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

UZMANLIK TEZİ

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Kaan YERLİYURT

TOKAT-2020

T.C.

TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI'NA

Bu belge ile, bu tezdeki bütün bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak toplanıp sunulduğunu, bu kural ve ilkelerin gereği olarak, çalışmada bana ait olmayan tüm veri, düşünce ve sonuçlara atıf yaptığımı ve kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

(04/09/2020)

Tcz Hazırlayan Öğrencinin

Adı ve Soyadı

Sümevra KAYMAK

İmzası



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimi ve tez yazım sürecimin bütün aşamalarında desteğini esirgemeyen, engin bilgisi ile çalışmama katkı sunarken değerli tecrübeleri ile yol gösteren ve beni bu konuda cesaretlendiren değerli hocam ve danışmanın Dr. Öğr. Üyesi Kaan YERLİYURT'a kıymetli bilgi ve tecrübelerini paylaşarak eğitimime katkıda bulunan anabilim dalımızın üyeleri saygıdeğer hocalarım Doç. Dr. Işıl SARIKAYA, Doç. Dr. Yeliz HAYRAN, Dr. Öğr. Üyesi Bilal HOLOĞLU'na,

Eğitimim ve özellikle tez yazım sürecinde her daim desteklerini hissettiğim, her zorlukta yanımda olduklarını bildiğim ve bundan sonra da iletişim içinde olacağım ve birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma

Özellikle eğitim hayatım boyunca maddi ve manevi desteğini benden esirgemeyen, bana sonsuz sevgi ve anlayış gösteren kıymetli aileme,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

Bu tez, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 2019/03 proje numarası ile desteklenmiştir.



ÖZET

İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Farklı Vertikal Uyum Dereceleri ve Farklı Kantilever Tasarımlarının İmplant ve Çevresindeki Kemikte Oluşturduğu Stresin Değerlendirilmesi: Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi

Amaç: Bu çalışmanın amacı mandibular overdenture protezlerde, distal bar uzantısının, bar alt yapı materyal çeşidi ve bar alt yapı-abutment uyum derecelerinin, implant ve çevre kemik dokuda oluşturduğu stresin sonlu elemanlar analizi ile incelemektir.

Yöntem: Tam dişsiz alt çenede, kaninler bölgesine ve orta hat hizasına yerleştirilen üç implant üzerine bar tutuculu protez tasarlanmıştır. Bar tutucunun distal kantilever uzunluk tasarımı; 0 mm, 8 mm, 14 mm'lik uzantılar olarak modellenmiştir. Bar tutucu alt yapının abutment ile olan dikey uyumsuzluğu 0 µm, 100 µm, 200 µm olarak modellenmiştir. Üç farklı bar alt yapı materyalleri (Ti Grade5, Tip4 Au, Cr-Co) ile toplamda yirmi yedi(3X3X3) farklı model elde edilmiştir. Oklüzal kuvvet, 1 cm yarıçapında rijit bir gıda parçasının (food stuff) orta noktasına dik ve 150 N olacak şekilde uygulanmıştır. Food stuff tek taraflı olarak sol posterior bölgede 1. molar diş santral fossasına uygulanmıştır. Yapılan yükleme çiğneme kuvvetini stimüle edecek şekilde planlanmıştır.

Bulgular: Kortikal kemikte görülen sıkışma ve gerilme stresleri trabeküler kemikte oluşan streslerden daha yüksek değerlerde bulunmuştur. Distal kantilever uzantısı arttıkça kortikal kemikteki gerilme değeri, kuvvetin uygulandığı terminal implanttan diğer terminal implant çevresi kemiğe doğru yoğunlaşmaktadır, sıkışma değeri her zaman kuvvetin uygulandığı terminal implant çevresinde yoğunlaşmaktadır. Farklı alt yapı materyallerinde ve farklı vertikal uyum derecelerinde implant çevresi

kemikte oluşan stres değerlerinin benzer olduğu analiz edilmiştir. Distal kantilever miktarının artması sonucu implantlarda görülen Von Mises değerlerinin kuvvetin uygulandığı taraftaki terminal implantta arttığı analiz edilmiştir. Distal uzantının olması ile birlikte kuvvetin uygulanmadığı terminal implantta Von Mises değeri yaklaşık yarıya düşmüştür. Farklı vertikal uyum derecelerinde implatlarda görülen Von Mises değerleri benzer bulunurken farklı alt yapı materyallerinde elastik modülü yüksek olan materyalde yüksek bulunmuştur. Bar alt yapının distal kantilever uzantısı 14 mm’lik grupta en yüksek stres değeri bulunmuştur. Bar alt yapı materyalinin elastik modülünün değişmesi ile Von Mises değerleri değişmiştir.

Sonuç: Bar tutuculu sistemlerin distal kantilever uzantılı olarak tasarlanması planlandığında ideal uzantı miktarının belirlenmesi için diğer başka çalışmalar yapılmalıdır. Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde kantilever uzunluğunun artması özellikle kantilever yanındaki implant çevresinde strete belirgin artışa neden olmadığı analiz edilmiştir. Dikey uyumsuzluğu olan bar alt yapıların sertliğinin implant çevresi kemik üzerinde minimal bir etkiye sahip olmuştur, ancak mekanik bileşenlerdeki etkileri için ileri çalışmalar yapılmalıdır. İmplantlar zerindeki alt yapı uyumsuzluğunun gerçek etkileri için ileri çalışmalar yapılmalıdır. Çalışmamızda kullanılan materyallerden elastik modülü yüksek olan bar alt yapı tüm koşullarda daha yüksek stres değerlerine neden olmuştur.

Anahtar kelimeler: Bar tutuculu overdenture, distal uzantı, sonlu elemanlar analizi, dental implant

ABSTRACT

Evaluation Of The Stress In The Implant And The Surrounding Bone; From The Different Vertical Misfits On The Implant Supported Overdenture And The Different Cantilever Designs : A Three-Dimensional Finite Element Analysis

Aim: The purpose of this study is to investigate with finite element analysis the distal bar extension, bar framework material types and bar framework abutment misfit, stress in implant and its surrounding bone tissue in mandibular overdenture prostheses.

Material and methods: A prosthesis with a bar holder was designed on three implants placed in the canine region and midline level in the full toothless lower jaw. The design of the distal cantilever length design of the bar holder is modeled as 0 mm, 8 mm, 14 mm extensions. The vertical incompatibility of the bar holder framework with the abutment is modeled as 0 μ m, 100 μ m, 200 μ m. Twenty-seven (3X3X3) different models were obtained from three different bar framework materials (Ti Grade5, Type 4 Au, Cr-Co). The occlusal forces were applied perpendicular to the midpoint of rigid comestibles (food stuff) with a radius of 1 cm and 150 N. Food stuff was applied unilaterally to the 1. molar tooth central fossa in the left posterior region. The loading is planned in such a way as to stimulate the masticatory force.

Results: It has been found that compression and stretch/strain stresses in the cortical bone were higher than the stresses in trabecular bone. As the distal cantilever extension increases, the stress value in the cortical bone concentrates throughout the bone around to the terminal implant to which the force is applied, from the other terminal implant, and the compression value is always concentrated around the terminal implant where the force is applied. It was analyzed that the stress values consisted in the bone

around the implant in different framework materials and at different vertical compatibility degrees were similar.

As a result of the increase in the amount of distal cantilevers, it was analyzed that the Von Mises values seen in the implants increased in the terminal implant on the side where the force was applied. With the distal extension, the Von Mises value in the terminal implant, where the force was not applied, decreased to about half. While von mises values in implants with different vertical misfit degrees were similar, they were found to be higher in materials with high elastic modulus in different framework materials. The highest stress value in the 14 mm group of distal cantilever extension of the bar framework was found. By changing the elastic module of the framework material, Von Mises values have changed.

Conclusions: When the systems with bar holders are planned to be designed with a distal cantilever extension, other studies should be carried out to determine the ideal extension amount. Within the limitations of this study, it can be concluded that increasing of cantilever length in mandibular overdentures did not cause distinct increasing in stress, especially around the implant adjacent to cantilever. The implant circumference of the stiffness of the bar framework with vertical misfit had minimal effect on the bone, but the mechanical components were more clearly affected. Further studies should be carried out for the real effects of framework mismatch on implants. Harder alloys caused higher stress values under all conditions.

Key words: Bar attachment overdenture, distal kantilever, finite element analysis, dental implant

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
ÖZET	iii
ABSTRACT.....	v
TABLolar LİSTESİ	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	x
KISALTMALAR LİSTESİ.....	xvi
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	5
2.1.Dental İmplant Tanımı ve Tarihçesi	5
2.2.İmplantların Sınıflandırılması.....	6
2.2.1. Kemikle İlişmesine Göre İmplantların Sınıflandırılması	6
2.2.2. Malzeme Çeşitlerine Göre İmplantların Sınıflandırılması.....	7
2.3. İmplant Endikasyon ve Kontraendikasyonları.....	7
2.3.1. Endikasyonları (Allen ve ark., 2001).....	7
2.3.2.Kontrendikasyonları (Çetiner ve Zor, 2007).....	8
2.4.Osseointegrasyon Tanımı ve Başarı Kriteri	9
2.5.Kemik Özellikleri.....	9
2.6. İmplant Biyomekaniği	11
2.7. İmplant Destekli Protetik Restorasyonlar	12
2.7.1. İmplant Destekli Sabit Restorasyonlar	13
2.7.2. İmplant Destekli Hareketli Protezler	13
2.8. İmplant Destekli Overdenture Protezler	14
2.8.1. İmplant Destekli Overdenture Endikasyonları	14
2.8.2. İmplant Destekli Overdenture Protezlerin Avantajları	15
2.8.3. İmplant Destekli Overdenture Protezlerin Dezavantajları.....	16
2.8.4. İmplant Destekli Overdenture Protezlerin Ataçman Çeşitleri	18
2.8.4.1.Teleskop Tutucular	18
2.8.4.2. Mıknatıslı Tutucular	19
2.8.4.3. Ball Tipi Tutucular (Topuz Başlı)	19
2.8.4.4. Locator Tutucular	20
2.8.4.5. Bar Tutuculu Overdenture Protezler.....	20
2.8.4.5.1. Bar Tutucu Endikasyonları:	22
2.8.4.5.2. Bar Tutucu Kontrendikasyonları	22
2.8.4.5.3.Bar Tutuculu Protezlerde Kullanılan Alt Yapı Materyalleri	23
2.9. Teşhis ve Tedavi Planlamasını Etkileyen Anatomik Yapılar (Shafie ve Kılıçarslan 2011).	25
2.10. Dental Biyomekanik	26
2.10.1. Kuvvetin Tanımı ve Dental İmplantlar Üzerindeki Kuvvetler	26

2.10.2. Stres (gerilme).....	27
2.10.3. Gerinim (strain).....	27
2.10.4. Elastisite Modülü(young's).....	28
2.10.5. Poisson Oranı.....	28
2.10.6. İzotropi ve Anizotropi.....	28
2.11. Diş Hekimliğinde Kullanılan Biyomekanik Yöntemler.....	29
2.11.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi	29
2.11.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi	30
2.11.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi.....	31
2.11.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi	31
2.11.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	31
2.11.6. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi	31
2.11.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Avantajları.....	32
2.11.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Dezavantajları	33
2.11.7.3 Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminin Aşamaları.....	33
2.11.7.4. Sonlu Eleman Stres Analizi Yöntemi ile İlgili Temel Kavramlar	35
3. GEREÇ YÖNTEM	29
3.1. Çalışma Modelinin Oluşturulması	29
3.2 İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi	39
3.3 Çalışmada Kullanılan Parçaların Katı Modellerin Yapılması	42
3.4 Sınır Koşullarının Oluşturulması.....	42
3.5 Yükleme Koşulları:.....	43
4.BULGULAR.....	46
4.1.Kortikal Kemik Bulguları.....	46
4.1.1. Kortikal Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max}).....	46
4.1.2 Kortikal Kemikte Oluşan Sıkışma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})	62
4.2 Trabeküler Kemik Bulguları	78
4.2.1 Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})	78
4.2.2 Trabeküler Kemikte Oluşan Sıkışma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})	94
4.3 İmplantlar Üzerinde Görülen Von Misses Bulguları	109
4.4 Alt Yapı Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları (σ_vM)	124
5. TARTIŞMA.....	145

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 2.1: İmplant üstü protezlerin sınıflandırması (Misch ve Kutay, 2009)	13
Tablo 3.1. Materyal Özellikleri	31
Tablo 4.1: İmplant Çevresindeki Kortikal Kemikteki Gerilme Stres Değerleri (N/mm ²)	61
Tablo 4.2: İmplant Çevresindeki Kortikal Kemikteki Oluşan Sıkışma Stres Değerleri (N/mm ²) .	77
Tablo 4 3: Trabeküler Kemikte Oluşan Sıkışma Stres Değerleri (N/mm ²)	93
Tablo 4.4: Trabeküler Kemikte Oluşan Sıkışma Stres Değerleri (N/mm ²)	108
Tablo 4.5: İmplantlar üzerinde oluşan Von Mises değerleri (N/mm ²)	123
Tablo 4.6: Alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan Von Mises stres değerleri (N/mm ²)	143



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3.1: Protezin modellenmesi.....	29
Şekil 3.2: Acivity880 optik tarayıcı.....	30
Şekil 3. 3: Modeller oluşturulurken kullanılan nodlu elemanlar.....	33
Şekil 3.4: Yerleştirilen implanların üstüne farklı distal kantilever tasarımı bar tutuculu alt yapıların modellenmesi.....	34
Şekil 3.5: Kantileversiz modeller 0 µm, 100 µm, 200 µm'luk vertikal uyumsuzluk (misfit)	36
Şekil 3.6: 8 mm'lik kantileverli modeller 0 µm ,100 µm, 200 µm'luk vertikal uyumsuzluk (misfit)	37
Şekil 3.7: 14 mm'lik kantileverli modeller 0 µm ,100 µm, 200 µm'luk vertikal uyumsuzluk (misfit).....	38
Şekil 3.8: Protez alt yapıları ve üst yapıları, implant vidaları, implant ve abutmentleri	39
Şekil 3. 9: Tomografi görüntüsü	40
Şekil 3. 10: 3D-Doctor yazılımı görüntüsü	40
Şekil 3.11: Mandibula modeli	41
Şekil 3.12: Spongios kemik modeli	41
Şekil 3.13: Rhino'dan yapılan modellemelerin 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılması	42
Şekil 3. 14: Modelin sınır koşulları.....	42
Şekil 3. 15: Modellerin yüklenmesi	43
Şekil 4.1.1.1 : Model 1 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (σ_{max}).....	47
Şekil 4.1.1.2 :Model 2 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (σ_{max}).....	47
Şekil 4.1.1.3 :Model 3 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (σ_{max}).....	48
Şekil 4.1.1.4: Model 4 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (σ_{max}).....	48
Şekil 4.1.1.5: Model 5 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (σ_{max}).....	49
Şekil 4.1.1.6: Model 6 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (σ_{max}).....	49
Şekil 4.1.1.7 : Model 7 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (σ_{max}).....	50
Şekil 4.1.1.8 : Model 8 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (σ_{max}).....	50
Şekil 4.1.1.9: Model 9 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (σ_{max}).....	51
Şekil 4.1.1.10: Model 10 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (σ_{max}).....	51
Şekil 4.1.1.11: Model 11 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (σ_{max}).....	52
Şekil 4.1.1.12: Model 12 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (σ_{max}).....	52
Şekil 4.1.1.13: Model 13 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (σ_{max}).....	53
Şekil 4.1.1.14: Model 14 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (σ_{max}).....	53
Şekil 4.1.1.15: Model 15 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (σ_{max}).....	54

Şekil 4.1.1.16: Model 16 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$).....	54
Şekil 4.1.1.17: Model 17 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$).....	55
Şekil 4.1.1.18: Model 18 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$).....	55
Şekil 4.1.1.19: Model 19 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$).....	56
Şekil 4.1.1.20: Model 20 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$).....	56
Şekil 4.1.1.21: Model 21 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$).....	57
Şekil 4.1.1.22: Model 22 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$).....	57
Şekil 4.1.1.23: Model 23 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$).....	58
Şekil 4.1.1.24: Model 24 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$).....	58
Şekil 4.1.1.25: Model 25 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$).....	59
Şekil 4.1.1.26: Model 26 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$).....	59
Şekil 4.1.1.27: Model 27 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$).....	60
Şekil 4.1.2.1: Model 1 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	63
Şekil 4.1.2.2: Model 2 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	63
Şekil 4.1.2.3: Model 3 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	64
Şekil 4.1.2.4: Model 4 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	64
Şekil 4.1.2.5: Model 5 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	65
Şekil 4.1.2.6: Model 6 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	65
Şekil 4.1.2.7: Model 7 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	66
Şekil 4.1.2.8: Model 8 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	66
Şekil 4.1.2.9: Model 9 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	67
Şekil 4.1.2.10: Model 10 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	67
Şekil 4.1.2.11: Model 11 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	68
Şekil 4.1.2.12: Model 12 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	68
Şekil 4.1.2.13: Model 13 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	69
Şekil 4.1.2.14: Model 14 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	69
Şekil 4.1.2.15: Model 15 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	70
Şekil 4.1.2.16: Model 16 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	70
Şekil 4.1.2.17: Model 17 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	71
Şekil 4.1.2.18: Model 18 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	71
Şekil 4.1.2.19: Model 19 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	72
Şekil 4.1.2.20: Model 20 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	72
Şekil 4.1.2.21: Model 21 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	73
Şekil 4.1.2.22: Model 22 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	73
Şekil 4.1.2.23: Model 23 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$).....	74

Şekil 4.1.2.24: Model 24 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	74
Şekil 4.1.2.25: Model 25 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	75
Şekil 4.1.2.26: Model 26 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	75
Şekil 4.1.2.27: Model 27 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	76
Şekil 4.2.1.1: Model 1 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	79
Şekil 4.2.1.2: Model 2 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	79
Şekil 4.2.1.3: Model 3 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	80
Şekil 4.2.1.4: Model 4 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	80
Şekil 4.2.1.5: Model 5 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	81
Şekil 4.2.1.6: Model 6 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	81
Şekil 4.2.1.7: Model 7 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	82
Şekil 4.2.1.8: Model 8 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	82
Şekil 4.2.1.9: Model 9 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	83
Şekil 4.2.1.10: Model 10 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	83
Şekil 4.2.1.11: Model 11 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	84
Şekil 4.2.1.12: Model 12 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	84
Şekil 4.2.1.13: Model 13 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	85
Şekil 4.2.1.14: Model 14 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	85
Şekil 4.2.1.15: Model 15 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	86
Şekil 4.2.1.16: Model 16 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	86
Şekil 4.2.1.17: Model 17 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	87
Şekil 4.2.1.18: Model 18 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	87
Şekil 4.2.1.19: Model 19 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	88
Şekil 4.2.1.20: Model 20 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	88
Şekil 4.2.1.21: Model 21 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	89
Şekil 4.2.1.22: Model 22 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	89
Şekil 4.2.1.23: Model 23 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	90
Şekil 4.2.1.24: Model 24 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	90
Şekil 4.2.1.25: Model 25 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	91
Şekil 4.2.1.26: Model 26 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	91
Şekil 4.2.1.27: Model 27 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)	92
Şekil 4.2.2.1: Model 1 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	94
Şekil 4.2.2.2: Model 2 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	95
Şekil 4.2.2.3: Model 3 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	95
Şekil 4.2.2.4: Model 4 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	96

Şekil 4.2.2.5: Model 5 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	96
Şekil 4.2.2.6: Model 6 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	97
Şekil 4.2.2.7: Model 7 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	97
Şekil 4.2.2.8: Model 8 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	98
Şekil 4.2.2.9: Model 9 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	98
Şekil 4.2.2.10: Model 10 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	99
Şekil 4.2.2.11: Model 11 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	99
Şekil 4.2.2.12: Model 12 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	100
Şekil 4.2.2.13: Model 13 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	100
Şekil 4.2.2.14: Model 14 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	101
Şekil 4.2.2.15: Model 15 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	101
Şekil 4.2.2.16: Model 16 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	102
Şekil 4.2.2.17: Model 17 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	102
Şekil 4.2.2.18: Model 18 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	103
Şekil 4.2.2.19: Model 19 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	103
Şekil 4.2.2.20: Model 20 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	104
Şekil 4.2.2.21: Model 21 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	104
Şekil 4.2.2.22: Model 22 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	105
Şekil 4.2.2.23: Model 23 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	105
Şekil 4.2.2.24: Model 24 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	106
Şekil 4.2.2.25: Model 25 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	106
Şekil 4.2.2.26: Model 26 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	107
Şekil 4.2.2.27: Model 27 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)	107
Şekil 4.3.1: Model 1 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	109
Şekil 4.3.2: Model 2 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	110
Şekil 4.3.3: Model 3 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	110
Şekil 4.3.4: Model 4 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	111
Şekil 4.3.5: Model 5 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	111
Şekil 4.3.6: Model 6 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	112
Şekil 4.3.7: Model 7 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	112
Şekil 4.3.8: Model 8 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	113
Şekil 4.3.9: Model 9 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	113
Şekil 4.3.10: Model 10 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	114
Şekil 4.3.11: Model 11 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	114
Şekil 4.3.12: Model 12 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	115

Şekil 4.3.13: Model 13 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	115
Şekil 4.3.14: Model 14 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	116
Şekil 4.3.15: Model 15 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	116
Şekil 4.3.16: Model 16 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	117
Şekil 4.3.17: Model 17 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	117
Şekil 4.3.18: Model 18 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	118
Şekil 4.3.19: Model 19 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	118
Şekil 4.3.20: Model 20 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	119
Şekil 4.3.21: Model 21 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	119
Şekil 4.3.22: Model 22 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	120
Şekil 4.3.23: Model 23 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	120
Şekil 4.3.24: Model 24 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	121
Şekil 4.3.25: Model 25 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	121
Şekil 4.3.26: Model 26 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	122
Şekil 4.3.27: Model 27 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)	122
Şekil 4.4.1: Model 1 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	125
Şekil 4.4.2: Model 2 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	125
Şekil 4.4.3: Model 3 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	126
Şekil 4.4.4: Model 4 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	127
Şekil 4.4.5: Model 5 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	127
Şekil 4.4.6: Model 6 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	128
Şekil 4.4.7: Model 7 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	129
Şekil 4.4.8: Model 8 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	129
Şekil 4.4.9: Model 9 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	130
Şekil 4.4.10: Model 10 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	131
Şekil 4.4.11: Model 11 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	131
Şekil 4.4.12: Model 12 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	132
Şekil 4.4.13: Model 13 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	133
Şekil 4.4.14: Model 14 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	133
Şekil 4.4.15: Model 15 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	134
Şekil 4.4.16: Model 16 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	135
Şekil 4.4.17: Model 17 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	135
Şekil 4.4.18: Model 18 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	136
Şekil 4.4.19: Model 19 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	137
Şekil 4.4.20: Model 20 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	137

Şekil 4.4.21: Model 21 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	138
Şekil 4.4.22: Model 22 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	139
Şekil 4.4.23: Model 23 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	139
Şekil 4.4.24: Model 24 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	140
Şekil 4.4.25: Model 25 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	141
Şekil 4.4.26: Model 26 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	141
Şekil 4.4.27: Model 27 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM).....	142



KISALTMALAR LİSTESİ

% : Yüzde

° : Derece

~ : Yaklaşık değer

σ : Asal stres

σ_1 : Maksimum asal stres

σ_2 : Ara asal stres

σ_3 : Minimum asal stres

τ : Makaslama stresi

ν : Poisson oranı

ark.: Arkadaşları

GPAa: Giga paskal

mm: Milimetre

MPa: Mega paskal

Pa: Paskal

SESA: Sonlu elemanlar stres analizi

> : Büyüktür

CAD: Computer Aided Designed – Bilgisayar Destekli Tasarım

CAM: Computer Aided Manufacturing – Bilgisayar Destekli Üretim

μ m: Mikrometre

CpTi: Ticari Saf Titanyum

N/mm²: Newton/milimetrekare

σ_v M: Von Misses

Cr-Co: Krom-Kobalt

Max: Maksimum

Min: Minimum

N: Newton

Ag- Pd: Gümüş - Paladyum

Tip 4 Au: Altın alaşım

Ti Grade 5: Titanyum alaşım

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüz diş hekimliğinde; implant tedavileri diş eksikliğinde yapılan protetik tedavi planlama prensiplerini değiştirmiştir. İnsan ömrünün uzaması ve kaliteli yaşam isteği tam dişsiz hastalar için geleneksel tedavilerin dışında, implantla ilişkili tedavilerin uygulanmasını arttırmaktadır. Hareketli protez kullanan tam dişsiz hastaların çiğneme etkinliğini arttırmak amacıyla dental implantlar sıklıkla kullanılmaktadır.

Uzun dönemler boyunca dişsizlik, periodontal hastalık gibi nedenlerle özellikle alt ve üst çene posterior bölgelerde kemik kaybı sıklıkla karşılaşılan bir durumdur (Regina, 1998). Hareketli implant üstü protezler alt ve üst çeneye yerleştirilen implant üzerine tekli veya splintli tutucular kullanılarak uygulanmaktadır. Alt çenede posterior bölgede kemik kaybının anteriora göre daha fazla olması ve dolayısıyla mandibular kanala yakınlık posteriorda implant yerleştirilmesini zorlaştırmaktadır. Dolayısı ile posterior implant yerleşiminde mandibular sinire yakınlığın sebep olduğu kısıtlama nedeniyle mental foramenler arası bölge implant yerleşimi açısından daha tercih edilebilir hale gelmektedir. Üst çenede ise kemik rezorbsiyonu ile birlikte posterior bölgede sinüslerin sarkması yine posteriora implant yerleşimini zorlaştırmaktadır. Alt çene için mental foramenler arası en az iki, üst çene için en az dört implant ile ihtiyaç duyulan destekleme, retansiyon ve stabilite yerleştirilen implantların üzerine 10 mm -15 mm kantilever barlı tutucular uygulanarak elde edilebilir (Regina, 1998; Sadowsky ve Caputo, 2007). Barlı tutucuların distal uzantıları özellikle implantların cerrahi olarak anteriora yerleştirildiği durumlarda overdenture protezlerin stabilitesinde önemli rol oynamaktadır (Waddell ve ark., 2006). Yerleştirilen barlar arası mesafenin tutuculukta etkin olabilmesi için barlar arası mesafenin en az 12 mm olması gerekmektedir (Romero ve ark., 2000).

Diş hekimliğinde 20. yüzyılda dental protetik materyallerde birçok değişiklikler olmuştur. Bu değişikliklerin estetiğe, performansa ve ekonomiye bağlı sebepleri vardır. Ekonomik olarak aynı fonksiyonel özelliklere sahip ancak düşük maliyetli materyal arayışlarına eski materyallere göre daha performanslı, kolay uygulanabilen, kırılmaya karşı daha dayanıklı, daha translusent ve estetik özelliklere sahip materyallerin arayışları da eklenmiştir. 90'lı yılların başlarında altın kullanılarak inley, onley, kron, sabit bölümlü protezler ve iskeletler yapılmaktaydı. Başlangıçta, altın alaşımı protetik alt yapı üretimi için en çok kullanılan malzemeydi. Ancak yüksek maliyeti nedeniyle altın yerine krom-kobalt, gümüş- palladyum gibi alaşımlar ve titanyum gibi alternatif materyaller kullanılmaktadır (Bacchi ve ark., 2013). 1930'lu yıllarda krom-kobalt (Cr-Co) ve krom-nikel (Cr-Ni) alaşımları da kullanılmaya başlandı (Pjetursson ve ark., 2008). Başlangıçta ucuzluğu, ağırlığının az oluşu ve dayanıklılığı nedeniyle tercih edilmişti. Bazı metaller ilk başlarda hareketli bölümlü protezlerde kullanılıyor olmasına rağmen üzerlerinde pek fazla araştırma yapılmamıştır. 1970'li yıllarda değerli alaşımların fiyatları çok fazla artınca değersiz alaşımlar üzerine yapılan araştırmalar artmaya başlamıştır. Doğal olarak bu dönemde Cr-Co ve Cr-Ni diğer alaşımlara tam olarak alternatif olmaya başlamışlardır.

Tam dişsiz çenelerin tedavisinde implant üstü altyapılar çeşitli metal ve metal alaşımları kullanılarak hazırlanmaktadır. En çok kullanılan altyapı materyalleri; titanyum ve altın alaşımlarıdır. Ayrıca, çeşitli Co-Cr alaşımları da düşük maliyetleri ve uygun mekanik özellikleri nedeniyle tercih edilmektedir (Hellden ve ark., 2005).

Kıymetli metallerin maliyetlerinin yüksek olması sebebiyle metal ve titanyum alaşımları alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır (Murphy ve ark., 2002). Çok sayıdaki implantların birbirleriyle bağlanmasıyla yapılan implant üstü restorasyonlarda

en fazla dikkat edilmesi gereken noktalardan biri de implant dayanakları ile restorasyonlar arasında pasif uyumun sağlanmasıdır. Doğal dişlerde periodontal ligament varlığı dolayısıyla kemik içerisinde yaklaşık 100 μm 'lik fizyolojik hareket vardır ve bu durum sabit bölümlü protezlerin uyumsuzluklarını bir yere kadar tolere edebilir. Oysa osseointegrasyon nedeniyle implantların hareketleri ancak 10 μm ' yi bulmaktadır (Assif ve ark., 1996; Romero ve ark., 2000). Osseointegre implantlarda periodontal ligamentin olmaması nedeniyle okluzal kuvvetlere karşı farklı şekilde davranırlar (Kim ve ark., 2004). Bu nedenle uyumsuz restorasyonlar implantlar, abutmentler ve çevre dokularda çeşitli problemlere yol açabilmektedir (Assif ve ark., 1996; Romero ve ark., 2000).

İmplantların biyomekanik performansını test etmek, implantın stabilitesinin veya osseointegrasyonunun ağız ortamında değerlendirilmesindeki zorluklar nedeniyle güçtür. Bu nedenle ağız içindeki biyomekanik koşulların değerlendirilmesi için in-vitro çalışmalar kullanılmaktadır (Detolla ve ark., 2000; Piccioni ve ark., 2013).

Çalışmamızda tercih ettiğimiz sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometrilerin bulunduğu problemlere analitik çözümler sağlayabilen bilgisayar tabanlı sayısal bir çözüm yöntemidir. Sonlu elemalar analizi her tür yapının modellenebilmesi, kullanılan malzeme sayısı sınırının bulunmaması, stres dağılımlarının ve yer değiştirmelerin bir arada elde edilebilmesi, deneysel modelin kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi gibi özellikleri sayesinde son yıllarda diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilen bir yöntem haline gelmiştir (Şenel ve ark., 2010).

Bu tez çalışmasının amacı; mandibular overdenture protezlerde, bar tutuculu sistemde distal kantilever uzunluğu, alt yapı materyal çeşidi ve bar alt yapı abutment uyum derecelerinin, implant ve çevre kemik dokuda oluşturduğu stresin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesidir ve üç hipotezimiz bulunmaktadır:

- 1- Bar tutuculu sistemlerin distal kantilever uzantı miktarı, sistemin mekanik ve biyolojik kısımlarında stres değerlerini artırır.
- 2- Vertikal uyumsuzluğun sistemin mekanik ve biyolojik kısımlarında stres değerlerini artırır.
- 3- Bar alt yapı materyalinin sertliği arttıkça sistemin mekanik ve biyolojik kısımlarındaki stres değerlerini artırır.



2.GENEL BİLGİLER

2.1.Dental İmplant Tanımı ve Tarihçesi

İmplant sözcüğü Latince “in=içerisine, içinde” ve “planto=ekme, dikme, yerleştirme, gömme” anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşmuştur ve anlam olarak “bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik veya inorganik cisim olarak ifade edilir (Granat, 1990). Diş hekimliğinde implantasyon; diş kayıpları sonucunda oluşan fonksiyonel ve fonetik bozuklukların ilk haline benzer olarak iadesinin sağlanması amacıyla, biyolojik uyumluluğu olan materyallerin her iki çenenin dişsiz bölgelerine cerrahi tekniklerle yerleştirilmesi işlemidir (Güzel ve ark., 2006). Dental implantlar, mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen kemik içinden veya üzerinden sabit veya hareketli protezlere destek ve retansiyon sağlayan alloplastik materyallerdir.

Modern anlamda dental implantların tarihi incelendiğinde, geçen yüzyılın başlarına kadar olan gelişmelerin, çoğunlukla transplantasyon ve reimplantasyon üzerine olduğu görülmektedir. Fakat transplantasyon ve reimplantasyon işlemlerinin başarısız olması, implantasyon yaklaşımını gündeme getirmiştir. Strock, 1938 yılında ilk defa içi dolu vida şeklinde implantı ve 1940 yılında ise endodontik implantı geliştirmiştir. Aynı yıllarda Dahl, implantları kemik içine değil, kemik üzerine yerleştirerek ilk subperiosteal implantları geliştirmiştir(Derome, 1973). Formiggini 1947’de, içi boş vida şeklinde implantları, Sollier ve Chercheve ise 1953’te kemik içi implantın boyunun uzatılarak kemiği geçmesi ve çıkan ucunun vidalarla sabitlenmesi düşüncesiyle transosseoz implantları tanımlamışlardır. Tramonte’nin 1961 yılında geliştirdiği içi dolu vida şeklindeki implantların günümüzdeki bikortikal implantların temelini oluşturduğu düşünülmektedir. 1968 yılında ise Linkow, alveol kemiğin genişlik boyutunu da

değerlendirerek yeni bir implant dizaynı olan blade implantları geliştirmiştir (Derome, 1973; Güzel ve ark., 2006).

Branemark ve ark., (1977) implantolojiye farklı bir bakış açısı getirerek implantların dizaynı yerine kemik içindeki bağlantısını tanımlayan “osseointegrasyon” kavramını ortaya atmış, implantlar üzerinde uzun dönemli yapılan ilk klinik çalışmayı yayınlamışlardır. Osseointegrasyon kavramıyla birlikte, titanyum implantlarda birinci jenerasyon olan makineyle işlenmiş düz yüzeyli implantlar, daha sonraki yıllarda yerini ikinci jenerasyon implantlara bırakmış ve yüzey özellikleri üzerine çalışılmaya başlanmıştır (Albrektsson, 2000; Jokstad, 2003).

Teknolojik gelişmeler sayesinde bugün farklı materyallerden üretilen, farklı yüzey özelliğine sahip, çeşitli boyut ve tasarımda 2000’in üzerinde implant markası bulunmaktadır (Jokstad, 2003).

2.2.İmplantların Sınıflandırılması

Farklı kaynaklarda farklı yazarlar tarafından dental implantların sınıflamasına yönelik birçok çeşitli sınıflama yapılmıştır. Bazı araştırmacılar implantları kemikle olan ilişkisine göre sınıflandırırken bazı araştırmacılar fonksiyonlarına göre bazıları ise şekillerini göz önüne alarak sınıflama yapmışlardır (Yeshwante ve ark., 2015).

2.2.1. Kemikle İlişkisine Göre İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar kemikle olan ilişkilerine göre; kemik üzerine yerleştirilen, kemik boyunca uzanan ve kemik içerisine yerleştirilen implantlar olarak sınıflandırılırlar (Stellingsma ve ark., 2004).

- Subperiostal (Subperiosteal/Epotal) İmplantlar-Kemik üzeri
- Transmandibular (Transosteal) İmplantlar-Kemik boyunca
- Endosseoz (Endosteal) İmplantlar-Kemik içi

Bu sınıflamadaki dental implant çeşitlerinden en çok kullanılan kemik içi implantlardır (Rateitschak ve Wolf, 1995) . Kemik içi implantların da kendi içinde 4 alt tipi bulunmaktadır:

1. Yivli kök formunda implantlar
2. Düz yüzeyli kök formunda implantlar
3. Blade tipi implantlar
4. Ramus implantları.

2.2.2. Malzeme Çeşitlerine Göre İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar genel olarak metaller, metal alaşımları, seramikler, karbonlar ve polimer esaslı olan maddelerden üretilmektedir (Schwitalla ve Müller, 2013; Sebok ve ark. 2012; Wiesli ve Özcan 2015). Titanyum kemikten daha sert bir materyaldir. Buna karşın günümüzde implant biyomalzemesi olarak en çok titanyumun tercih edilme sebebi; implant üretilen diğer materyallere kıyasla elastik modülünün kemiğe en yakın materyal olmasıdır. Titanyum, sahip olduğu bu özellik sayesinde kemik ile implant arasındaki gerilim dağılımının daha iyi olmasını sağlar (Gezer, 2018).

Dış hekimliğinde en güncel ve en çok kullanılan implant tipi yivli implantlardır. Yivli implantlarda, implant üzerinde bulunan yivlere kemiğin ilerlemesi kolaydır. Bundan dolayı, primer stabilizasyonu diğer implant tiplerine göre çok daha iyidir (Skalak, R., 1983).

2.3. İmplant Endikasyon ve Kontraendikasyonları

2.3.1. Endikasyonları (Allen ve ark., 2001)

- Tam ve kısmi dişsiz hastalarda,
- Çene ve yüz defekti olan hastalarda,
- Aşırı atrofik alveolar kretleri olan total hastalarında,

- Oldukça uzun boşluklardan oluşan sabit protez hastalarında,
- Hareketli bölümlü protez kullanamayan kısmı dişsiz hastalarda,
- Sağlıklı dişlerinin aşındırılmasına olumlu bakmayan hastalarda,
- Zayıf kas ağız koordinasyonu olduğu durumlarda,
- Doku toleransının düşük olduğu durumlarda,
- Hastada protezin stabilitesini bozacak parafonksiyonel alışkanlıkların olduğu durumlarda,
- Öğürme ve kusma refleksi olan hastalarda,
- Psikolojik olarak hareketli protez kullanımına karşı olan hastalarda,
- Ortodontik ankraj olarak,
- Diş agenezisinde,
- Travmaya bağlı diş kaybı ya da kök kırılmalarında ve
- Tek diş eksikliğinde implant uygulanmasıdır.

2.3.2.Kontrendikasyonları (Çetiner ve Zor, 2007)

Major kontrendikasyonlar;

- Şiddetli psikolojik rahatsızlığı olan hastalar
- Sistemik hastalığı kontrol altına alınamayan hastalar
- Alkol ve ilaç bağımlılığı olan hastalar
- Gelişimi devam eden genç hastalar için kontrendikedir.

Göreceli kontrendikasyonlar;

- Kemik hacminin yetersiz ve/veya kemik kalitesinin kötü olduğu
- İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu ve

- Risk taşıyan hastalar (radyoterapi almış, şiddetli periodontal hastalığı olan, sigara kullanan, bruksizmi olan, ciddi osteoporoz şüphesi olan hastalar) hastalarda kontrendikedir.

2.4.Osseointegrasyon Tanımı ve Başarı Kriteri

Osseointegrasyon; implant yüzeyinin kemik dokusuna herhangi bir fibröz bağ dokusu olmaksızın doğrudan sağlam ve kalıcı yapısal ve fonksiyonel olarak bağlanmasıdır. Osseointegrasyon sadece doğru bir cerrahi teknik, uzun bir iyileşme süresi ve fonksiyondayken uygun bir stres dağılımı ile sağlanabilir ve korunabilir (Koh ve ark., 2010; Goto, T., 2014). Cerrahi teknik, implantın yerleştirildiği bölge, implant tasarımı, implant yüzeyi, materyal biyouyumluluğu, yükleme koşulları gibi faktörlerin osseointegrasyonu etkilediği gösterilmiştir (Abuhussein ve ark., 2010).

Bir implantın başarılı kabul edilebilmesi için aşağıdaki kriterleri yerine getirmesi gerekmektedir (Çetiner ve Zor, 2007).

- İmplantta mobilite olmamalıdır.
- Radyografik bulgulara implant çevresinde radyolüseni görülmemelidir.
- İmplantlar fonksiyonel olarak yüklendikten sonra kemik kaybının ilk yıl için maksimum 1,5 mm'yi, ilerleyen yıllarda ise 0,2 mm'yi aşmaması gerekmektedir.
- Mandibular kanal hasarı, geri dönüşü olmayan ağrı, parestezi, iltihap, nöropati gibi belirgin semptomlar olmamalıdır.
- İmplant başarı oranları fonksiyonel olarak yüklendikten sonraki ilk 5 yıllık kullanımda %85, ilk 10 yıllık kullanımda ise %80 ve üzerinde olmalıdır.

2.5.Kemik Özellikleri

Kemik makroskopik olarak iki farklı tabakadan oluşmaktadır. Mekanik destek sağlayan en dış kısmı kortikal (kompakt) kemik, metabolik fonksiyonları kontrol eden iç

kısım spongioz (trabeküler) kemik olarak adlandırılmaktadır. Kortikal kemikte sıkı bir fibriler yapı görülürken, spongioz kemiğin matriksinde gevşek bir yapı mevcuttur. Hematopoetik elemanların yerleştiği spongioz kemik bal peteği görünümündedir (Natali, 2003). Kortikal kemik, yoğundur ve tüm iskelet kemiklerinin dış yüzeyinde kompakt bir alan oluşturur. Kortikal kemiğin kalınlığı, bulunduğu yere göre değişmektedir (Misch ve Kutay, 2009).

İmplant yerleştirilmesi planlanan dişsiz kret veya eksternal yapı kortikal kemik olarak da isimlendirilir. Ayrıca kemiğin kalitesini ve yoğunluğunu belirleyici olarak tanımlanan internal yapıya spongioz kemik denir ve bu da kemiğin dayanıklılığını göstermektedir. Dişsiz bölgede kullanılacak kemiğin yoğunluğu; tedavi planı, implant dizaynı, cerrahi yaklaşım, iyileşme süresi ve protez yapım aşamasındaki kademeli kemik yüklemesini belirleyen faktörlerdir (Misch ve Kutay, 2009; Ueda ve ark., 2017).

Mevcut kemik kalitesinin belirlenmesi için Lekholm ve Zarb'ın yaptığı sınıflama ve Misch'in yaptığı sınıflama en sık kullanılan sınıflamalardır (Zarb ve Albrektsson, 1985).

Lekholm ve Zarb'ın tanımlamalarına göre dört tip kemik vardır.

Tip 1: Homojen kortikal kemik.

Tip 2: Yoğun trabeküler kemiği kaplayan kalın kortikal kemik.

Tip 3: Yoğun trabeküler kemiği kaplayan ince kortikal kemik.

Tip 4: Yoğunluğu az trabeküler kemiği kaplayan ince kortikal kemik.

Misch; kemiği kompakt veya trabeküler özelliklerine göre sınıflandırmıştır ve bu sınıflandırmaya göre (Misch ve Kutay, 2009):

D1: Yoğun kortikal kemik.

D2: İç kısmında yoğun trabeküler kemik bulunan kalın kortikal kemik.

D3: İç kısmında ince trabeküler kemik bulunan ince poröz kortikal kemik.

D4: İnce trabeküler kemik.

D5: Non-mineralize kemik olmak üzere 5 tip kemik bulunmaktadır.

Kemik iyileşme fizyolojisi çok iyi kanıtlanmasına rağmen osteointegrasyonun hassas mekanizmasında hala bilinmeyenler vardır. Osteointegre kemiğin yapısı, kemik implant aralığına etki eden fiziksel ve kimyasal kuvvetler ile ilişkilidir (Holmgren ve ark., 1998). Fakat osteointegre kemiğin dayanıklılığında bu kuvvetlerin baskın rolü olduğuna dair bir kanıt yoktur. Bağlantının bütün olasılıklarında baskın olan biyomekaniktir.

2.6. İmplant Biyomekaniği

Biyomekanik, mühendislik mekaniğinin (statik, dinamik, malzemelerin dayanımı ve stres analizi) biyolojik problemlerin çözümüne uygulanmasıdır (Brunski 1988). Bu alan özellikle diş hekimliğinde önemlidir, çünkü dişler, temporomandibular eklem, maksilla ve mandibula çiğneme ve fonksiyon sırasında biyomekanik faaliyetlere maruz kalır (Borie ve ark., 2014). Dental implant tedavisinin prognozu ve uzun vadeli başarısı, maruz kaldıkları biyomekanik ortamdan büyük ölçüde etkilenir.

Biyomekanik prensiplere uymak implant destekli protezlerin başarılı sayılmasında en önemli faktörlerdendir (Borie ve ark., 2014). Kemik, değişen biyomekanik çevreye uyum sağlamak için uygulanan yüklere ve diğer faktörlere karşı kendini sürekli yeniden şekillendirir. Kemik yapısı ile mekanik kuvvetler arasındaki bu fonksiyonel süreç, kemiğin remodelasyonu olarak bilinir. Mekanik streslerdeki azalma kemiğin kullanılmamasına ve rezorpsiyona sebep olurken, stresdeki belirli artış kemik apozisyonunda artmaya sebep olur (Borie ve ark., 2014; Rungsiyakull ve ark., 2011).

İmplant uygulamalarında başarının artması; biyomekanik açıdan uygun, gerilim ve gerinimleri çevre dokulara yıkıcı seviyelere gelmeden ileten ve dağıtan implant

sistemlerinin kullanımı ile mümkündür (Misch ve Kutay, 2009). İmplantın uzun ömürlü olabilmesi için implantların çevre dokuya ilettikleri kuvvetin biyomekaniğinin klinisyen tarafından bilinmesi önemlidir (Horita ve ark., 2017).

2.7. İmplant Destekli Protetik Restorasyonlar

İmplant destekli restorasyonlar parsiyel veya tam dişsizlik durumlarında uygulanan tedavi çeşididir. İmplant destekli protezler sabit ve hareketli olmak üzere iki tiptir. İmplant tedavisin amacı; hastanın beklentilerini ve anatomik ihtiyaçlarını karşılayabilecek öngürülebilir ve ekonomik tedavi seçeneklerini sunmaktır (Misch ve Kutay, 2009).

İmplant üstü protezler dişsiz çenelerin rehabilitasyonu için, başarısı kanıtlanmış tedavi yöntemidir (Papaspıridakos ve ark., 2014). Mental foramenler arası alan, çeneler arası ilişki, ağız hijyeni, maliyetler, hasta tercihleri, kemik hacmi ve yumuşak doku koşulları gibi birçok faktör sabit ve hareketli protez arasındaki kararda rol oynar (Bedrossian ve ark., 2008).

İmplant üstü restorasyonların sınıflandırılması çizelgede görüldüğü şekilde sabit ve hareketli protez olmak üzere ayrılır (Tablo 2.1)(Misch ve Kutay, 2009). Sabit protezler; sert ve yumuşak doku kaybının miktarına göre 3 grupta değerlendirilir. Birinci gruptan üçüncü gruba doğru gidildikçe artmış doku kaybı mevcuttur. Hareketli protezler; protezin implanttan ya da implantla birlikte yumuşak doku desteği almasına göre 2 grupta sınıflandırılır.

Tablo 2.1: İmplant üstü protezlerin sınıflandırması (Misch ve Kutay, 2009)

Tip	Tanım
SP-1	Sabit Protez, sadece kyonu restore eder, doğal diş gibi görünür.
SP-2	Sabit Protez, kyonun ve kökün bir kısmını restore eder, kyonun konturları okluzal yarıda normaldir ancak gingival yarıda uzatılmış ya da aşırı konturlanmıştır.
SP-3	Sabit Protez, eksik kyonu, dişetini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eder.
HP-4	Hareketli Protez, sadece implant destekli implant üstü protezlerdir.
HP-5	Hareketli Protez, implant ve yumuşak doku desteklidir.

2.7.1. İmplant Destekli Sabit Restorasyonlar

İmplant destekli sabit protezler, diş eksikliği bulunan hastaların sabit dişlere sahip olmasını sağlayan tedavi alternatifidir. Parsiyel ve tam dişsiz hastalar için endike olabilirler. Dişleri veya dişlerle birlikte destekleyici dokuları da (hibrid protez) rehabilite edebilirler. Stabilitate ve retansiyonu artırırılar, hastalar için fonksiyonel ve psikolojik avantajlar sağlarlar (López ve ark., 2016). İmplant destekli protezler total dişsiz çenelerde çiğneme işlevine yardımcı olup çiğneme fonksiyonlarını artırırılar (Jain ve ark., 2013; Vieira ve ark., 2014). İmplant destekli sabit protezlerde tedavi retansiyon ve stabiliteyi güçlendirir; artmış çiğneme, konuşma, ve yutma kabiliyeti sağlar; hasta konforu ve memnuniyetini artırır (Caetano ve ark., 2013; Prithviraj ve ark. 2014).

2.7.2. İmplant Destekli Hareketli Protezler

Tam protez kullanımında tutuculuk ve stabilite kaybı; uzun dönem protez kullanımıyla birlikte kret rezorbsiyonu ve norömskuler kontrolün azalmasıyla ilişkilidir. Rezorbe olan yumuşak ve sert dokuların rekonstrüksiyonunu gerektiren durumlarda implant destekli overdenture protezler endikedir (Doundoulakis ve ark., 2003).

İmplant destekli overdenture protezlerin, stabilite, fonksiyon, konuşma ve hasta memnuniyeti açısından başarısı birçok çalışmada gösterilmiştir (Attard ve Zarb, 2005; Timmerman ve ark., 2004). Birçok klinik çalışmada; implant destekli overdenture protezlerin implant sağ kalımı açısından iyi bir prognoza sahip oldukları açıklanmıştır. İmplant destekli protezler geleneksel tam protezler ile kıyaslandığında literatür ve klinik deneyimler implant destekli protezin daha iyi stabilite, fonksiyon ve yüksek düzeyde memnuniyet sonuçlarını getirdiğini göstermektedir (Doundoulakis ve ark. 2003). Ancak uzun dönem klinik başarıyı sağlamak için gerekli olan kişisel bakım ve temizlik düzeyi konusunda endişeler mevcuttur.

İmplant destekli hareketli protezler; yapılan implant sayısına ve kullanılan tutucu şekline göre tamamen implant destekli ya da implant ve doku destekli (implant tutuculu) olabilirler. HP-4 tasarımı; sadece implantlardan destek alır, çevre dokulardan destek almaz. HP-5 tasarımı, implant ve yumuşak doku desteklidir. Bu grup ise implant tutuculu (implant retained) kabul edilir (Misch ve Kutay, 2009).

İmplant ile protez arasındaki bağlantı; farklı alt yapı, şekil, retansiyon kapasitesi ve esneklik miktarı olan tutucu sistemlerle sağlanmaktadır (Misch ve Kutay, 2009). Bunlar top başlı tutuculu, bar tutuculu, teleskopik tutuculu, mıknatıs tutuculu, locator tutuculu, era tutuculu sistemlerdir. Retansiyon miktarının; en fazla bar tutuculu ,en az mıknatıs tutuculu sistemlerde olduğu bildirilmiştir (Naert ve ark., 1999; Sadowsky 2001).

2.8. İmplant Destekli Overdenture Protezler

2.8.1. İmplant Destekli Overdenture Endikasyonları

- Rezorbe krette klasik tam protezin yenilenmesinin sorunu azaltmadığında,
- Tam protez kullanmayı reddeden hasta grubunda,
- Psikolojik ve sosyal nedenlerle tutuculuğu daha iyi protez isteyen hastalarda,

- Genel sağlığı sadece kısa süreli cerrahi işlemlere izin veren hastalarda,
- Kemik yapısının implant sayısını sınırladığı durumlarda,
- İmplant uygulanmasına rağmen hareketli protez kullanmayı kabul eden hastalarda,
- Ekonomik nedenlerden sabit üst yapıyı karşılayamayan hastalarda uygulanır (Federick ve Caputo 1996; Rigdon, 1996).

2.8.2. İmplant Destekli Overdenture Protezlerin Avantajları

- Overdenture, alternatif tedavilerin kontrendike olduğu veya implant destekli sabit üst yapıli protezlerde yapılması şart olan hijyen işlemlerini yapma yeteneğinden yoksun hastada seçilir.
- Overdenture protezlerin daha az sayıda implant ile desteklenebilmesi, implant hijyen devamlılığını daha kolay sağlar. İmplant destekli overdenture için kullanılan tasarım, klasik tam protezden daha az yer kaplar. Bu hijyen avantajının, gerçekten implant isteyen ancak sabit bir protezin hijyen devamlılığı için yeterli beceriye sahip olamayan hasta açısından mutlaka göz önüne alınması gerekir.
- İmplant üstü sabit protezlere göre overdenture protezlerde daha az sayıda implant kullanılması ekonomik olarak avantajdır.
- İmplant destekli overdenture, daha sonra sabit üst yapıya geçilmesi düşünülen olgularda bir geçiş protezi olarak hizmet edebilir.
- Bilhassa rezorbe kretlerde özellikle dudak yüksekliğinin az olduğu durumlarda daha estetikdir.
- Rezorpsiyon üst kretlerde ise, yine implant destekli overdenture sabit uygulamaya göre daha iyi fonasyon sağlar.

- Sabit implantüstü protezlere göre ekonomik, estetik ve hijyenik olmasının yanında yapımının kolay olması da bir avantajdır, daha kısa sürede tamamlanır.
- Endikasyon alanı daha geniştir: Daha az implant gerektirir ve kemik miktarı az olmasına rağmen daha az implant kullanımı ile tedavi mümkün olabilir. Bazı durumlarda mandibular kanal posterior bölgeye implant yerleşimine engel olabilir. Böyle vakalarda ilk tedavi seçeneğidir.

2.8.3. İmplant Destekli Overdenture Protezlerin Dezavantajları

En büyük dezavantajı hareketli bir protez olmasıdır. İmplant isteyen hastalar hareketli bir protezden çok, sabit bir protez isterler. Bu protezler implant destekli olsalar da bir miktar harekete izin verirler. Bu tip protez hareketleri hastaları rahatsız edebilir. Sert ve yumuşak doku kaybının fazla olduğu durumlarda overdenture protezler büyük ve hacimli olabilirler.

Protez mukoza destekli olduğu için zaman içerisinde astarlama gerekir. Hastanın kilo alıp vermesiyle veya kret rezorbsiyonuna bağlı olarak protezin doku uyumu bozulabilir. Bu gibi durumlarda astarlama gerekir. Isırma kuvveti ve çiğneme etkinliği çok yüksek olmayabilir.

Maksiller tam protez karşısında implant üstü overdenture protezler, klasik tam protezlerde daha çok; ama mandibular implant üstü sabit protezlerden daha az maksiller kret rezorpsiyonuna sebebiyet verirler (Federick ve Caputo 1996; Rigdon, 1996).

Alt Çene İmplant Destekli Overdenture Protezler

Mevcut kalan sert ve yumuşak dokuların sağlığını korumak ve devamlılığını sağlamak prostodontistlerin öncelikli hedefidir. Mevcut dişlerin kaybı sonucu alveolar kemik seviyesinde ve hacminde azalmalar meydana gelmektedir. Diş çekiminin hemen ardından erken iyileşme safhasında kret genişliğinde %50 yüksekliğinde ise 1-4,5 mm

arasında rezorpsiyon görülmektedir. Alt çenede diş çekimini takiben ilk yılda 4 mm'ye yakın kemik kaybı olmaktadır. Alt çenedeki vertikal kemik kaybı üst çenenin yaklaşık 4 katıdır ve bu kayıp 25 yıl boyunca devam etmektedir (Johnson 1969, Schropp ve ark 2003). İlerleyen yaş ile beraber hastaların motor yetenekleri zayıflamaktadır. Kas ataçmanları kret tepesine doğru yer değiştirebilir. Mentalis, buccinator ve mylohyoid kasların kontraksiyonu sonucu tam protez yumuşak dokulardan uzaklaşabilir. Hastanın çiğneme ve konuşma etkinliğini azaltır. Konuşma esnasında dişler arasında ses çıkabilir. Bütün bunların sonucu olarak alt çenenin tam protez ile rehabilitasyonunda stabilizasyon ve tutuculuk kayıpları daha fazla yaşanmakta ve hasta memnuniyeti azalmaktadır (Tallgren 1966, Quirynen ve ark 1992, Misch 2009). Alt çeneye yerleştirilen implantların protetik olarak yüklendikleri zamandan itibaren beş yıllık kullanım sonundaki başarı oranı %94,5 ile %99 oranları arasında olmaktadır. Başarı oranlarının artmasıyla birlikte overdenture protezlerdeki araştırmalar da artmıştır. Atwood ve arkadaşları ile Tallgren alt çene ön bölgedeki fizyolojik kemik kaybının yılda 0,4 mm olduğunu bildirmiştir. Alt çene ön bölgede iki implantla desteklenen tam protez yapımı sonucunda ise kemik rezorpsiyonu beş yıl sonunda 0,5 mm olmuş ve yıllık 0,1 mm kemik kaybı gözlenmiştir (Naert ve ark 1998, Atwood 2001, Sadowsky 2001, Tallgren 2003). Kordatzis ve arkadaşları yaptıkları tomografi çalışması sonucu 150 dişsiz hastaya beş sene alt tam protez ve implant destekli overdenture protez kullandırmış, konvansiyonel tam protez kullanan hastalarda kret yüksekliğindeki azalmayı ortalama 1,63 mm alt implant destekli overdenture kullandırdıkları hastalarda ise 0,69 mm bulmuşlardır (Kordatzis ve ark 2003). 11 implant destekli tam protezlerin, tam protezlere göre daha üstün olduğu birçok araştırmacı tarafından kabul edilen bir gerçektir. Pek çok uzman klinisyen ve araştırmacının katıldığı 2002 yılında Kanada'da McGill Üniversitesi'nde yapılan bilimsel

toplantı sonucunda iki adet kemik içi implantla desteklenmiş alt tam protezlerin tam dişsiz hastalara önerilmesi gereken ilk tedavi alternatifi olduğu kararı alınmıştır. Bu karar “McGill Uzlaşısı” olarak anılır ve günümüzde hala geçerliliğini korumaktadır. 2009 yılında York/İngiltere’de İngiliz Protetik Diş Hekimliği Çalışma Topluluğu Üyeleri’nin katılımıyla oluşturulan bir panel sonucunda McGill Konsensusu’nu destekleyen bir açıklama yapılmıştır (Feine ve ark 2002, Thomason ve ark 2009).

2.8.4. İmplant Destekli Overdenture Protezlerin Ataçman Çeşitleri

İmplant destekli overdenture uygulamalarında değişik tipte hassas tutucular kullanılabilir. Hastanın ağız hijyeni, anatomik koşullar (alt-üst çene farkı, karşıt ark dentisyonu, interokluzal mesafe), implantlar arası mesafe, retansiyon ihtiyacı, biyomekanik etkenler, hastanın psikolojik durumu ve beklentileri, hastanın sosyal statüsü ve ekonomik koşullar, hassas tutucu seçimini etkileyen faktörlerdir. Ayrıca, destek sayısı ve kretteki dağılımı, implantların çapı ve uzunluğu, kret kalınlığı, alveoler kretin formu ve rezorpsiyon miktarı da göz önünde bulundurulması gereken diğer hususlardır (Pasciuta ve ark., 2005; Tokar ve ark., 2017).

- Teloskopik Tutucular
- Mıknatıslı Tutucular
- Stud tutucular (Ball, Locator)
- Bar Tutucular

2.8.4.1. Teleskop Tutucular

Teleskopik tutucular protez stabilizasyonunda kullanılması, birbirine bağlanmaması sayesinde avantaj sağlamaktadır. Paralel yüzeyler nedeni ile horizontal stabilite sağlar ve protezi lateral çıkarıcı kuvvetlere karşı stabilize eder. Teleskop tutucuların protezlerde implant dayanakları primerler olarak kullanılmakta ve paralel

olmayan implantlarda konturları modifiye edilerek proteze giriş yolu hazırlanabilmektedir. Bu tip protezlerde, abutment vida boşlukları sadece primerlerde bulunduğu için dış yapıdan çıkan vida boşluklarının oluşmasını da önlemektedir. Teleskop tutuculu protezler kolay takılıp çıkartılır. Bu nedenle motor yetenekleri azalmış yaşlı bireylerde tercih edilmektedir (Heckmann ve ark. 2004).

2.8.4.2. Mıknatıslı Tutucular

Manyetik sistemler neodimyum-demir-boron veya samaryum-kobalt alaşımından olan mıknatısı içerir. Her iki alaşım da oral sıvılarda kolayca korozyona uğrar ve kontaminasyonu önlemek ve mıknatıs özelliğini kaybettirmemek için koruyucu kaplamayla kaplanmalıdır. Sistemin ikinci parçası “ferromagnetik keeper” parçasıdır. Bu kısım, abutmanta vidalanacak şekilde tasarlanmış ve ferromanyetik alaşımdan yapılmıştır. Mıknatıs, protez içinde kalmaktadır (Heckmann ve ark. 2004).

2.8.4.3. Ball Tipi Tutucular (Topuz Başlı)

Ball tipi tutucular, barlardan daha az yer kaplar ve barlara göre dokudan daha çok destek alır. Genellikle iki implant yeterlidir. Barlardan daha ucuzdur (Kampen ve ark. 2003; Steffen ve ark., 2004).

Barlara göre daha az yer kaplamasına rağmen yeterli tutuculuk, stabilite ve destek sağlarlar. Barlı tutuculara göre dokudan daha çok destek alan topuz başlı tutucular, aşırı rezorbe kretlerde barlı tutuculara tercih edilirler. Bu tutucunun değiştirilmesi gerektiğinde tutuculuk ayarı ve astarlama işlemleri daha kolay olmasına rağmen, interoklüzal aralığın kısıtlı olduğu olgularda kullanılmaları güçtür ve protezin hareketi, hijyen yetersizliği gibi sebeplerle gingival marjinlere zarar verebilirler (Batenburg ve ark., 1998).

Topuz tutuculu bağlantılar, ekonomiktir, az miktarda teknik hassasiyet gerektirmektedir ve daha az arklar arası mesafeye ihtiyaç duymaktadır. İmplant

pozisyonuna çok fazla bağımlı değildirler, temizlenmeleri kolaydır, tutuculuk miktarının kontrolü mümkündür ve fonksiyonel kuvvetleri daha uygun dağıtabilmektedirler.

2.8.4.4. Locator Tutucular

Bu tutucu sistemi bağlantıyı implanta yerleşmiş locator abutment ve protez içerisine yerleştirilmiş patriks ile sağlar. Klinik uygulamasının ve laboratuvar işlemlerinin kolay olması sebebiyle yaygın kullanılan bir sistemdir; mevcut proteze uygulanabilir. İmplant çevresindeki yumuşak dokuya uyum sağlayabilmesi için locator abutmantların 1-6 mm'lik değişik yüksekliklere sahip tipleri vardır. İmplant platformundan itibaren diş etinin ölçümü yapılarak uygun yükseklikte abutment seçimi yapılır. 17 mm toplam tutucu yüksekliğine sahip olan bu ataçman, arklar arası mesafenin az olduğu durumlarda veya aşırı konturlu protezlerde tercih edilmektedir. En yaygın problem naylon patriksinin bozulması ve retansiyonunun azalmasıdır. Locator tutucu sisteminde 10^0 ve 20^0 açılı abutment seçenekleri bulunmaktadır. İmplantlar arası 20^0 ve 40^0 açılanmayı tolere edebilen plastik patriksleri mevcuttur. Farklı retansiyon derecelerine sahip patriksleri vardır ve ayırımın kolay olması için birbirinden farklı renktedir (Payne ve ark. 2001).

2.8.4.5. Bar Tutuculu Overdenture Protezler

Overdenture protezler fonksiyon sırasında, farklı doğrultularda çeşitli kuvvetlere maruz kalırlar. Okluzal yükler altında farklı tip tutucular, implant çevresinde farklı stres dağılımı yaratırlar ve mesnet hatlarında farklı hareketler sergilerler. İdeal bir tutucu sistemi, yüksek derecede retansiyon sağlamalı, hareket sırasında daha az lateral kuvvet oluşturmali, implant ve çevre dokulara uygun şekilde stres iletimi gerçekleştirmelidir (Menicucci ve ark., 1998). Bar tutucuların implant destekli overdenturelarda kullanımına 1980'de başlanmıştır (Waddell ve ark., 2006). Bar tutucular 2 veya daha fazla desteği birbirine bağlayarak retansiyon ve stabilite sağlayan unsurlar olup, destekleri birbirine

bağlayarak, fonksiyonel kuvvetleri implantlar arasında paylaştırır, böylece desteklerin korunmasına yardım ederler. İyi bir retansiyon ve stabilizasyon sağlarlar. Ancak bu avantajlarının yanısıra, plak birikimine neden olmaları, yapım, yenilenme ve tamir işlemlerinin zorluğu, hijyen kontrolünün güç olması başlıca dezavantajlarıdır (Davodi ve ark.,1997; Naert ve ark. 1997).

Bar tutucular kemik miktarı ve kalitesi gözönünde bulundurularak 2, 3 ve/ veya 4 implant üzerine yapılabilir. Visser ve arkadaşları (2005), 2 ve 4 implant destekli bar tutuculu protez üzerine yaptıkları çalışmalarında, 5 yıllık gözlem periyodunda protez stabilizasyonu, çevre dokuların cevabı ve hasta memnuniyeti açısından fark görememişlerdir. Bu çalışmayı destekleyen başka araştırmalar da mevcuttur (Batenburg ve ark., 1998; Weinlander ve ark., 2010). Ancak kemik rezorpsiyonu ileri boyutta olduğunda, 4 implant üzerine yapılan bar tutucular ile daha rijit bir protez yapılarak, rotasyonun önlenmesi ve desteğin arttırılması gerekliliği birçok araştırmacı tarafından kabul edilen bir görüştür (Galindo, 2001; Stellingsma ve ark. 2003; Wright ve ark., 2002). Bar tutucuların overdenture desteği olarak uygulanabilmesi için; yeterli interokluzal mesafe olması, implantların birbirine ve orta hatta uygun mesafede yer alması gereklidir. Bar tutuculara, retansiyon eksikliği, çene morfolojisi, ekonomik problemler nedeniyle az sayıda implant desteği kullanılması gibi sebeplerle kantilever yapılabilir (Sadowsky ve Caputo, 2004).

Bar tutucular kesitlerine göre sınıflandırılırlar;

U Şeklinde Barlar: Kennedy Sınıf III vakalarında uygulanırlar. Rijittirler ve 4 destekle kullanılırlar.

Yuvarlak Kesitli Barlar: Rezilienttirler, implantlara gelen yatay ve çapraz kuvvetleri azaltırlar.

Yumurta Kesitli Barlar (DOLDER): Şekli ovaldır. Rezilienttir, aynı zamanda stres kırıcı olarak görev yaparak endirekt tutuculuk sağlar.

Hader Barlar: Yarı rezilienttir. Şekil itibariyle farklıdır; kret bölgesine etek olarak nitelendirilen bir uzantıya sahiptir. Menteşe hareketine izin verir, diğer tutuculara göre daha az mesafeye ihtiyaç duyar. Paralel olmayan durumları az miktarda tolere edebilir (Misch ve Kutay, 2009).

2.8.4.5.1. Bar Tutucu Endikasyonları:

- Üst çene protezleri
- Alt çene aşırı rezorbe kretler
- Ovoid kretlerde
- Kemik ve yumuşak dokuda parsiyel rezeksiyon sonrası
- Daha tutucu ve stabil protez ihtiyacında uygulanabilir.

2.8.4.5.2. Bar Tutucu Kontrendikasyonları

- İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda
- Hastanın ekonomik durumu izin vermiyorsa
- Hijyeni iyi sağlamayacağı düşünülen hastalarda kontrendikedir.

İmplant üstü barlı tutucular ile yapılan tedaviler sabit protezlerin klinik, hareketli protezlerin de protetik avantajlarını sağlarlar (Krennmair ve ark., 2008). Distal kantilever uzantısı implantların cerrahi olarak anteriora yerleştirilebildiği durumlarda overdenture stabilitesini arttırmak için tercih edilmektedir (Naert ve ark. 1997; Stern ve ark., 2002). Alt çenede distal kantilever uzantıları yerleştirilen implant sayısına göre değişik uzunluklarda uygulanabilir. Alt çenede dört implant birbirlerine sabit bir şekilde bağlandığı zaman 10 mm, beş implant birbirlerine sabit bir şekilde bağlandığı zaman 15 mm, distal uzantılı kantilever uygulanabilmektedir. Alt çeneye uygulanan implant üstü

protezlerde kantilever uzantısının 15 mm'yi geçmemesi, üst çenede ise 10-12 mm arası olması tercih edilmektedir (Shackleton ve ark., 1994).

İmplant dayanağı ve protetik alt yapı arasında pasif uyumun sağlanması önemli yer tutmaktadır. İmplant üstü hareketli protezlerde tutucu olarak kullanılan barlar frezeleme, döküm veya dökümle beraber lehimleme yöntemleri kullanılarak yapılabilir. Döküm yöntemi kullanılıyorsa yapımı sırasında oluşacak küçük hatalara yol açabilir. Dökümleri sırasında gerçekleşebilecek olan distorsiyon implant üst yapısının pasif uyumunda sorunlar yaratabilir. Alt yapı ve abutment arasındaki uyumun pasif olması mekanik komplikasyonların önlenmesi açısından önemli bir faktördür (Mörmann ve ark., 1987). Doğal dişler periodontal ligament sayesinde implantlara göre kemik içerisinde daha fazla hareket edebilirler. Ancak osseointegre implantlarda çene kemiklerine rijit kemik kontağı nedeniyle sınırlı hareket vardır. Bu hareketlilik dişlerde sabit bölümlü protezin uyumunda olabilecek hafif uyumsuzlukları kompanze edebilir. İmplant üst yapılarında oluşabilecek uyum bozuklukları ise esnekliğin olmaması nedeniyle kemik implant ara yüzeyinde çekme, sıkışma ve burkulma tipi kuvvetlere yol açar. Pasif uyumun doğru olmadığı hallerde vida gevşemesi, kırılması, implant kırıkları, üst yapı kırıkları, implant çevresinde kemik kaybı ve osseointegrasyon kaybı gibi birçok problem ortaya çıkabilir (Assif ve ark., 1996; Carlsson, 2009).

2.8.4.5.3.Bar Tutuculu Protezlerde Kullanılan Alt Yapı Materyalleri

İmplant üstü metal alt yapıların üretiminde çeşitli teknikler kullanılmaktadır. Bunlar; döküm, prefabrike parçaların lazer kullanılarak lehimlenmesi, CAD/CAM ve CNC milling yöntemleridir (Andersson ve ark., 1996; Baba ve ark., 2004).

Tam dişsiz çenelerin tedavisinde implant üstü altyapılar çeşitli metal ve metal alaşımları kullanılarak hazırlanmaktadır. En çok kullanılan altyapı materyalleri; titanyum

ve altın alaşımlarıdır. Ayrıca, çeşitli Co-Cr alaşımları da düşük maliyetleri ve uygun mekanik özellikleri nedeniyle tercih edilmektedir (Hellden ve ark., 2005).

Geleneksel kayıp mum döküm tekniğinde; hastadan alınan ölçü ile elde edilen ana model içerisindeki analoglara yerleştirilen prefabrike döküm parçaları patern rezin ve döküm mumuyla birleştirilir. Tasarlanan bar tutucu revetmana alınır ve seçilen metal alaşımı ile döküm işlemi tamamlanır (Hellden ve ark., 2005). Bu teknikte üretilen bar tutucularda genellikle implant ile bar tutucu arasında istenilen uyum sağlanamamaktadır. Bu uyumsuzluk; metal alaşımlar, alçı, ölçü malzemesi, mum ve revetman gibi döküm işleminde kullanılan materyallerdeki hacimsel ve lineer genleşme/ büzülme gibi değişikliklere bağlı olarak meydana gelmektedir (Guichet ve ark., 2000). Üretim sürecindeki uyumsuzluğu önlemek amacıyla lehimleme ve elektronik deşarj cihazı gibi çeşitli döküm sonrası teknikler geliştirilmiştir (Guichet ve ark., 2000; Tan ve ark., 1993).

Geleneksel döküm tekniğiyle altın alaşımlarından elde edilenlere göre, saf titanyum bloklardan milling yöntemiyle hazırlanan alt yapılar ile implant arasında daha iyi bir pasif uyum sağlanmaktadır (Örtorp ve ark., 2003; Takahashi ve Gunne 2003).

Bar tutuculu overdenture protezlerde; bar tutucunun yapımında sıklıkla kullanılan tekniklerden biri olan lehimleme yöntemi, tutucuyu keserek iki parçaya ayırmak ve ardından kendiliğinden sertleşen rezin siman ile birleştirerek parçaları tork, seramik fırını, lazer veya infrared lehimleme sistemleri kullanılarak yapılmaktadır. Bu yöntemde genellikle bir miktar distorsiyon ve lehimleme sonrasında uyumsuzluk oluşmaktadır (Monteiro ve ark., 2010; Byrne, 2011). Bazı çalışmalarda; tek parça döküm alt yapıların, tork veya lazerle lehimleme yöntemi ile elde edilen alt yapılarla kıyaslandığında daha yüksek marjinal uyumsuzluk değerleri gösterdiği vurgulanmıştır (Sousa ve ark., 2008; Júnior ve ark., 2009).

CNC milling tekniğinde; teknisyen tarafından rezin ile hazırlanan altyapı modeli lazer ile taranarak bilgisayar ortamına aktarılır. Ardından ana model üzerindeki implant pozisyonları da koordinat ölçüm cihazıyla (CMM) ölçülerek bilgisayar ortamına aktarılır. Elde edilen veriler bilgisayar programında birleştirilir ve alt yapı CNC milling cihazında tek parça titanyum bloğun aşındırılması ile hazırlanır (Ortorp ve Jemt; 2002).

Calderini ve arkadaşları, titanyum altyapıların üretiminde kullanılan üç farklı yöntemi karşılaştırmış, CNC milling ve Cresco Ti Precision yöntemleri ile elde edilen pasif uyumun tek parça titanyum döküm yöntemiyle elde edilemediğini vurgulamışlardır (Calderini ve ark., 2007).

2.9. Teşhis ve Tedavi Planlamasını Etkileyen Anatomik Yapılar (Shafie ve Kılıçarslan 2011).

Kullanılabilir Kemik Miktarı: Kemiğin miktarı tedavi planını yönlendiren en önemli faktördür. İmplantların yerleştirileceği kemiğin yüksekliği, genişliği, şekli ve uzunluğu değerlendirilmelidir.

Kemiğin Yüksekliği: Alveol kret tepesi ve karşıt anatomik bölge (maxilla: sinüs ve nazal kavite tabanı, mandibula: mandibular sinir kanalı, mental foramina, semfiz alt sınırı) arasındaki mesafe olarak tanımlanır. Anatomik bölge ve implant arasında en az 2 mm mesafe olması tavsiye edilir. Kemik yüksekliği panoramik radyografi ile kolaylıkla değerlendirilebilir.

Kemiğin Genişliği: Alveol kretlerinin bukkal ve lingual duvarları arasındaki mesafe kemik genişliği olarak tanımlanır. İmplantın bukkal ve lingualinde en az 1 mm kemik kalması tavsiye edilmektedir. Bukkal ve lingualde çok ince kemik kalması kanlanmasının azalması ve kemik kaybı riskinin artmasına neden olabilmektedir. Kemik

genişliği panoramik radyografi ile belirlenemez. Oklüzal radyografi ve BT kemik genişliği belirlenmesinde kullanılabilir.

Kemiğin şekli: Alveol kretinin şekli hekimin implant gövdesinin şekline karar vermesini sağlar. Kemiğin şekli implantın yönünü belirlemektedir ve bu çoğu zaman protezin giriş yoluyla aynı değildir. Bu problem çoğunlukla destek implantlara yıkıcı kuvvetler uygulanmasına neden olabilir. Kemiğin şekli alveoloplasti ya da kemik grefti yöntemleri ile modifiye edilebilir.

Kemiğin Uzunluğu: Alveol kreti üzerinde meziodistal yönde herhangi iki nokta arasındaki mesafe kemiğin uzunluğu olarak tanımlanır. Destek implantlar arasındaki meziodistal mesafe tutucu tipinin belirlenmesinde temel alınır (Shafie ve Kılıçarslan 2011).

2.10. Dental Biyomekanik

2.10.1. Kuvvetin Tanımı ve Dental İmplantlar Üzerindeki Kuvvetler

Kuvvet kütleli cisimlere hareket kazandıran ya da onların üzerinde basınç oluşturan vektörel biçimdeki etkileşimdir (Mish ve Kutay; 2009).

Kuvvet büyüklük ve yön ile ifade edilir ölçü birimi Newton (N) olan vektörel bir niceliktir. Dental implantlar üzerine etkili olan birçok farklı kaynaklı kuvvetler mevcuttur. Bu kuvvetler implantın iyileşme dönemi, yükleme dönemi ve idame dönemlerinde şiddet yön ve yüklemeye maruz kalınan süreler açısından farklılıklar gösterebilir. Dental implantlar oklüzal yüklemelere iyileşme fazı sonrası protetik üst yapı sabitlendikten sonra maruz kalırlar. Bu kuvvetler hastanın parafonksiyonel alışkanlıkları varlığında şiddet frekans ve süre açısından dramatik farklılıklar gösterebilir. İmplantın iyileşme fazında ise implant iyileşme kapağına gelen kuvvetler ve mandibulanın fleksiyonu ile implant gövdesinde pasif mekanik yüklemeler de gözlemlenebilir. Aynı

zamanda dil ağız çevresi ve yanak kasları da implantlar üzerinde düşük frekanslı yatay kuvvetler uygulayabilirler. Bu tip yüklemeler parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda daha şiddetli görülebilir. İmplant üstü protezlerin pasif olarak uyum göstermediği durumlarda da okluzal yüklemeler olmaksızın implantlara sürekli bir kuvvet uygulanması söz konusudur (Bueche, 1977; Misch ve Kutay 2009).

2.10.2. Stres (gerilme)

Herhangi bir kuvvetin bir yüzey üzerine yayılmasına mekanik stres denir. Stres ve basınç aynı birimlere sahiptir. Basınç ve stres arasındaki temel farklılık basınçta yüzeye eşit olarak dağılmış bir kuvvetin söz konusu oluşudur (Bueche, 1977).

Stres uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin yayıldığı alanın kesitine bağlı olarak değişir. Bu 2 ana faktörden kuvvetin şiddeti üzerinde çok fazla etkili olunamayabilir. Ancak implantlar üzerine gelen kuvvetlerin etkilerini azaltabilecek planlamalar yapılabilir (Bueche, 1977; Bidez, 2005).

2.10.3. Gerinim (strain)

Gerilme gibi geometrik özelliklerden bağımsız bir deformasyon yoğunluğu gerinme olarak tanımlanabilir. Dental implantlara gelen kuvvetler sonucu implantlar ve çevre dokularda deformasyon görülebilir. Deformasyon doğrudan strain ile ilgilidir. Strainin kemiğin yapım ve yıkım aktivitesinde önemli bir parametre olduğu düşünülmektedir (Bueche, 1977).

Mühendislik mekaniğinde strain gerilme tarz bir kuvvet altında düz bir çubuğun orijinal boyuna göre boyca uzama miktarını ifade eder. Strainin bir ölçüm birimi yoktur. Genelde yüzde ile ifade edilir. Farklı uzunlukta aynı materyalden yapılmış nesnelerin strain değerleri farklıdır. Boy arttıkça, boyca uzama miktar da katlanarak artacaktır. Bu

nedenle materyal için strain değerleri 1 birim boy materyal uzunluğuna göre ifade edilir(Bueche, 1977).

2.10.4. Elastisite Modülü(young's)

Uygulanan kuvvetin ortadan kalkmasıyla cismin başlangıç haline geri dönme yetisine elastisite denmektedir. Üzerindeki yükün ortadan kalkmasıyla, başlangıç haline birebir dönen cisimlere elastik cisim denir (Wakabayashi ve ark., 2008). Elastisite modülü, malzemenin uygulanan kuvvete göre deformasyonunu gösteren malzeme özelliğidir. Tanımı gerilmenin gerinime (stres/strain) oran olup malzemenin katılık derecesini gösterir. Elastisite modülü kg/cm^2 cinsinden ölçülür ve birimi Gigapaskal (GPa) dır. Her maddenin ayrı elastisite modülü vardır.

Eğer cismin elastisite modülü yüksekse, elastisite modülü daha düşük olan cisimlere göre daha az deformasyona uğrar (Adıgüzel, 2010).

2.10.5. Poisson Oranı

Bir nesneye tek tip bir stres uygulanması son derece güçtür. Tek yönlü bir kuvvet uygulandığında nesnenin boyunda ve eninde aynı anda değişimler olur. Bu değişimler materyalin yapısındaki atomik bağlantıların doğası ve simetrisine bağlıdır. Poisson oranı bir objeye uygulanan belirli bir kuvvet altında materyalin boyca gösterdiği deformasyonun kesitsel gösterdiği deformasyona olan oranını ifade eder (Bueche, 1977).

2.10.6. İzotropi ve Anizotropi

Üç asal eksen (x, y, z) yönünde ayrı elastik özellikler gösteren maddelere anizotropik, aynı özellikleri gösteren malzemeler ise izotropik olarak tanımlanmaktadır. Anizotrop maddelerden, üç asal eksen de farklı özellik gösterenlerine ortotropik cisim, üç eksen den birinde farklı özellik gösteren cisimlere de transvers izotropik cisim denilmektedir. İzotrop cisimler başka doğrultulardaki kuvvetlerle oluşan çekme, sıkışma

ve makaslama streslerinde aynı elastik modüle sahip olmakta iken, anizotrop malzemeler ise farklı doğrultularda, farklı elastiklik modülüne sahip olmaktadır (Detolla ve ark., 2000).

2.11. Diş Hekimliğinde Kullanılan Biyomekanik Yöntemler

Biyomekanik terimi, biyolojik problemleri çözmek için makine mühendisliğinin uygulanması ile ilgilidir. Diş hekimliği için bu alan önemlidir çünkü dişler, temporomandibular eklem, maksilla ve mandibula çiğneme ve çalışma sırasında biyomekanik davranışlar sergiler (Kim ve Hong; 2016).

Canlı doku ve organlarda stres analizi yapmak imkansız denilecek kadar zordur. Bu nedenle stres analiz çalışmaları canlı doku veya organın bir modeli hazırlanarak bu model üzerinde yapılır (Ulusoy ve AK, 2003). Diş hekimliğinde kullanılan analiz yöntemleri;

- Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
- Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi
- Kırılgan Vernik (Brittle.Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi
- Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi
- Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi
- Radyoteleometri Kuvvet Analiz Yöntemi
- Sonlu Elemanlar (Finite Element) Kuvvet Analiz Yöntemi(Ulusoy ve AK, 2003)

2.11.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Saydam plastik malzemelerin optik özelliklerinden yararlanan bir stres analizi yöntemidir. Destek dişlere, kemiğe, implantlara, restorasyonlara, gelen kuvvetlerin miktarı, yoğunluğu ve lokalizasyonu fotoelastik modelde oluşan kuvvet çizgileriyle doğrudan gözlenmektedir. Fotoelastik saydam modele kuvvet geldiğinde izokromatik

çizgiler (fringe) olarak isimlendirilen kuvvet çizgileri oluşur ve bu çizgiler kırmızı ile yeşil renkler arasındadır. Modelde oluşan bu stresler polarize filtre ya da polariskop kullanılarak görülmektedir. Kuvvet çizgilerinin sayısı arttıkça ve çizgiler birbirine yakınlığı arttıkça oluşan stres de artar; bu sayede olası zayıf noktalar, kırılma potansiyeli olan bölgeler ve stres nedeniyle biyolojik değişiklik oluşması beklenen bölgeler tespit edilebilir (Aydin ve ark., 1995).

Yöntemin avantajları arasında; ucuz ve kullanışlı olması, mekanik sorunlar hakkında genel bilgi sağlaması ve obje içerisinde yükleme koşullarını sergilemesi sayılabilir. Dezavantajlar olarak da; in vivo çalışmalarda kullanılamaması, fotoelastik rezin kullanımını gerekli kılması, internal rezidüel streslerin ölçüm sonuçlarında hataya neden olabilmesi ve nicel ölçümler için kullanımının zor olması sayılabilir (Detolla ve ark., 2000).

2.11.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi

Gerilim ölçer analizi yöntemi, uygulanan yükler altında, cisimlerde oluşan doğrusal şekil değişiklerinin değerlendirildiği yöntemdir.

Gerinimin belirlendiği metodu; kırık fiksasyonunun biyomekanik analizinde, tibia-femoral bileşkenin dinamik hareketlerinde, topukta meydana gelen makaslama kuvvetinin ölçümlerinde kullanılabilmektedir. Dental literatürde ise; vidalardaki öncül yüklenmelerin araştırılmasında, kompozitlerin polimerizasyon büzülmesinde, endodontik tedavilerle oluşan kök deformasyonlarının kaydedilmesinde ve dental implantların çevresinde oluşan yüklerin farklı koşullar altında gözlemlenmesi ve farklı ölçü tekniklerinin doğruluğunun karşılaştırılmasında kullanılmaktadır.

Yöntemin avantajları arasında, nicel değerlendirmeyi mümkün kılması, verilerin matematiksel işlemler için kullanılabilmesi ve in vivo uygulamalarda kullanılabiliirliğidir.

Dezavantajları arasında ise, gerinim ölçerlerin boyutları nedeniyle, küçük objelerde kullanımının sınırlı olması ve farklı güçler altında benzer gerinim sonuçlarının ölçülebilmesi sayılabilir (Karl ve ark., 2009).

2.11.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntemde, yükleme öncesi, model üzerine özel bir vernik sürüldükten sonra fırınlama gerçekleştirilir. Kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerde çatlaklar meydana gelerek, kuvvet hatlarının doğrultusu belirlenmiş olur (Ulusoy ve AK, 2003).

2.11.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Lazer ışınlarının kullanıldığı optik bir yöntemdir. Bu yöntemler, yüzeydeki şekil değişimleri nanometre ölçeklerinde algılanıp görünür ışın demetlerine dönüştürülerek analiz edilir (Ulusoy ve AK, 2003).

2.11.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Homojen bir malzemeye devamlı olarak kuvvet uygulandığında, sürtünme dolayısı ile meydana gelen ısısal değişiklikler, materyalin belirli noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğru orantılıdır. Termografik kuvvet analiz yöntemi, bu esasa dayanır (Ulusoy ve AK, 2003).

2.11.6. Radyoteleometri Kuvvet Analiz Yöntemi

Yöntem, donanım ve yazılım kullanımı ile elde edilen dataların, herhangi bir materyale bağlantısı olmaksızın aktarımı üzerine kuruludur. Bu teknikte, bir güç kaynağı, radiotransmitter, alıcı, örneğe yapıştırılmış gerinim ölçerler, gerinim ölçer yükselticisi, anten ve bir data kaydedicisi vardır. Gerinim ölçerde meydana gelen direnç değişiklikleri, voltaj düşüşlerine sebep olmakta ve bu da radyotelemetrinin frekansını değiştirerek sonuçlarını oluşturmaktadır. En büyük avantajı veri iletiminin kablolu olmasıdır (Ulusoy ve AK, 2003).

2.11.7. Sonlu Eleman (Finite Element) Analiz Yöntemi

Sonlu (finite) elemanlar analizi (FEA) ilk olarak havacılık ve uzay endüstrisindeki ısı transferi, akışkan akışı, kütle taşımacılığı ve elektromanyetik problemlerini çözmek için geliştirilmiştir (Geng, Tan, and Liu 2001; Piccioni et al. 2013). FEA ile biyomekanik sistemin matematiksel modeli çıkartılır ve oluşturulan bu model bilgisayar üzerinde küçük ve basit alanlara ayırarak çözümlenir (Ulusoy ve AK, 2003).

1976'da Weinstein ve arkadaşları FEA'yı implant diş hekimliğinde ilk kullanan araştırmacılar, daha sonra FEA bu alanda kullanılmaya devam etmiştir (Geng ve ark., 2001). İlk FEA çalışmasında bir dişin önce matematiksel modeli oluşturulmuş ardından farklı yönlerde kuvvetler uygulanmış ve kemikte meydana gelen gerilmeler incelenmiştir. Günümüzde FEA'nın kullanım alanı oldukça genişlemiş ve diş hekimliğinin protetik ve restoratif diş hekimliği, ortodonti ve çene cerrahisi alanlarında kullanılmaktadır (Eskitaşçıoğlu ve Elemanlar; 1995).

2.11.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Avantajları (Adıgüzel, 2010; Prado ve ark., 2014; Ramoğlu ve Ozan; 2015)

- Sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin çeşitliliği ve değiştirilebilirliği sayesinde geometrisi kompleks olan katı cisimler dahi güvenli olarak analiz edilir
- Delikli veya köklere sahip cisimler gibi bağlantı noktası fazla olan cisimler rahatlıkla analiz edilebilir.
- Farklı materyallerden yapılan veya geometrik özellikleri farklı olan cisimlerin incelenmesine imkan sağlar.

- Bütün yapılar küçük ve basit alanlara ayrılarak bütün yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler çözümlenir. Böylelikle sorun basite indirilerek, anlaşılmasına imkan sağlanır.
- Sınır şartları oldukça kolay uygulanır.
- Analitik ve deneysel yöntemlerden daha hassas sonuçlar vermektedir.

2.11.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Dezavantajları (Ramoğlu ve Ozan; 2015)

- Analizlerin yapılabilmesi için kullanılan software programı ve bu programı çalıştıran bilgisayarlar pahalıdır.
- Analizlerin yapıldığı software programlarının güncellenmesi gerekmektedir.
- Yapılan araştırmaların güvenilirliği malzeme özelliklerinin sisteme doğru olarak yüklenmesine bağlıdır.

2.13.7.3 Sonlu Eleman Stres Analiz Yönteminin Aşamaları

Pre-processing: İncelenecek modellenmesi: İlk aşamada analizi yapılacak yapının, gerçek boyutlarıyla orantılı olarak bilgisayar ortamında CAD programı ile geometrik modelinin hazırlanır. Modelleme yapıldıktan sonra analiz edilecek yapı kendi boyutuna ve geometrisine göre elemanlara ayrılarak matematiksel model olarak adlandırılan ağ yapısı (mesh) oluşturulur (Akça ve ark., 2002). FEA yönteminde, katı, sıvı veya gaz gibi gerçek cisimler birbirine bağlanmış, sonlu eleman ismi verilen alt bölümlere ayrılmıştır. Bu elemanların birbirlerine bağlandıkları noktalara düğüm noktası(node) denir. Düğüm noktaları elemanların birbirlerine bağlandıkları elemanların sınırlarında bulunmaktadır. Sanal stresler altında model ağını oluşturan elemanlarda gerilmeler ve şekil değişiklikleri izlenir. Bu gerilmeleri ve değişimleri bulundukları diğer

elemanlara aktarırlar ve böylece diğer elemanları da etkilemiş olurlar (Ramoğlu ve Ozan, 2015).

Gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini içeren sınır koşulları (boundary conditions); cismin hangi bölgeden sabitlendiğini ve kuvvetlerin nereden uygulandığını gösterir (Adıgüzel, 2010; Geng ve ark., 2001). Düğüm noktaları, birbirleriyle köşe noktalardan birleşebilen eşit büyüklükteki sonlu sayıdaki elemanlara bölünmüştür. Daha gerçek sonuçlar elde etmek için düğüm sayısı mümkün olduğunca artırılmalıdır. Fakat bu durum hata ihtimalini de artırmaktadır (Ramoğlu ve Ozan, 2015).

Analiz (Verilerin Software Programına Yüklenmesi): Modellemesi yapılan elemanların mekanik özellikleri, yükleme koşulları programa yüklendiği aşamadır. Poisson oranı ve elastisite modülü (Young's Modulus) mekanik özellikler belirlenirken kullanılır. Kuvvetin şiddeti, yönü ve açısı yükleme koşullarını belirler. Modeldeki her eleman, ana modelin bütün özelliklerine sahiptir bu nedenle elemanların yükleme altında göstermiş oldukları tepkiler yapının bütünlüğünü taklit eder. Elde edilen veriler yüklemeler altında depolanır (Ramoğlu ve Ozan, 2015).

Post-processing (Analizlerin Çözümlemesi): Cismin bütününe çözümlenebilmesi için analizleri yapılan her bir alt yapının irdelenmesi gerekir (Ramoğlu ve Ozan, 2015). Sayısal çözümleme sonunda her kuvvet uygulandığında modelin herhangi noktasındaki tüm stres, strain ve yer değiştirmeler incelenebilir (Ulusoy ve AK, 2003). Analiz sonuçları matematiksel hesaplamalar ile elde edilmektedir ve bu değerlerin varyansı bulunmadığı için bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır (Taşkınsel ve Gümüş, 2015). Farklı yükleme koşulları altında yapılan analizler sonucunda asal gerilimler (principal stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), eksensel

gerilimler (axial stresses), eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) veya deformasyon değerleri gibi farklı değişkenlere ilişkin datalar elde edilebilir (Ramoğlu ve Ozan, 2015).

İki boyutlu sonlu eleman stres analiz yöntemi: Diş hekimliği çalışmalarında oldukça sık kullanılan bir yöntemdir. Ancak; günümüzde detaylı çalışmalarda kullanılan materyalin fazlalığı, karmaşıklığı ve üç boyutlu morfolojisi nedeniyle bu yöntem yetersiz kalmaktadır (Ramoğlu ve Ozan, 2015).

Üç boyutlu sonlu eleman stres analiz yöntemi: Kompleks yapıların simülasyonu bu yöntemle iki boyutlu sonlu eleman analiz yöntemine göre daha uygun olmaktadır. Karmaşık bir yapının incelenmesinde, analizin yapılacağı yapının geometrisi uygulan analiz yöntemi sonucu elde edilen bulguların kabul edilebilmesi gibi birçok faktöre bağlı olarak hangi sonlu eleman analizinin seçileceğine karar verilmektedir (Ramoğlu ve Ozan, 2015).

2.11.7.4. Sonlu Eleman Stres Analizi Yöntemi ile İlgili Temel Kavramlar

Stres: Birim alana uygulanan kuvvet miktarına stres denir. Bir yapıya deformasyona neden olabilecek bir kuvvet uygulandığında, bu kuvvete karşı bir direnç gelişir. Kuvvet uygulanan yapıda gerçekleşen bu direnç stres olarak adlandırılır. Oluşan stres pratikte ölçülemediği için kesit alanına uygulanan dış kuvvet ölçülür. Stres σ ya da S harfleriyle gösterilir. Stres, birimi kuvvetin birim alana oranıyla ifade edilir ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2 = 1 \text{ MN/mm}^2$) (Soykan ve ark., 2013).

Asal Stres (Principal Stress): Cisimler karmaşık kuvvetlerin etkisi altındadırlar ve bu yüzden stresler kesit yüzeyi boyunca değişirler. Cismin kesit yüzeyi üzerindeki her noktada başka stresler görülür ve normal stresler ile kayma stresleri aynı zamanda meydana gelir. Bütün düzlemlerde makaslama stres bileşenleri sıfır olduğunda normal streslere asal stresler denir. Asal stres; maksimum asal stres (σ_1), ara asal stres (σ_2) ve

minimum asal stres (σ_3) olmak üzere üçe ayrılır. Maksimum asal stresleri pozitif değerdedir ve gerilme stresi olarak da isimlendirilir. Minimum asal stresleri negatif değerdedir ve sıkışma stresleri de denir (Adıgüzel, 2010).

Von Mises Stresi: Çekilebilir materyallerde şekil değiştirmenin başlangıcı Von Mises stresi olarak ifade edilir. Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji, belirli bir eşik değerini aşarsa, yapı enerjiye maruz kaldığı noktadan şekil değişimine uğrar. Bu durum şekil değiştirme enerjisi olarak da isimlendirilir. Birimi Pascal'dır (Tepper ve ark., 2002).

Gerinim (Strain): Gerinim (strain) bir yapıya stres etki ettiğinde bu yapıda oluşturduğu uzunluk değişimidir. Gerinim, deformasyon boyutunun orjinal uzunluğa olan oranıdır. Gerinim için bir ölçü birimi yoktur (Adıgüzel, 2010).

Elastisite modülü (Young Modulus): Şekil değiştirmeye karşı materyalin gösterdiği dirençtir. Stresin straine oranıdır. Sert materyallerin elastik modülü daha yüksektir. Elastisite modülü yüksek olan materyallere kuvvet uygulandığında daha az deforme olurlar (Zaimoğlu, 1993).

Poisson Oranı: Bir cisme kuvvet uygulandığında cisimde meydana gelen enine şekil değişikliğinin, boyuna şekil değişikliğine oranıdır. Bu oran cisme ait ayırt edici bir özelliktir ve tüm materyaller için poisson oranı 0 ile 0,5 arasında farklılık göstermektedir (Adıgüzel, 2010).

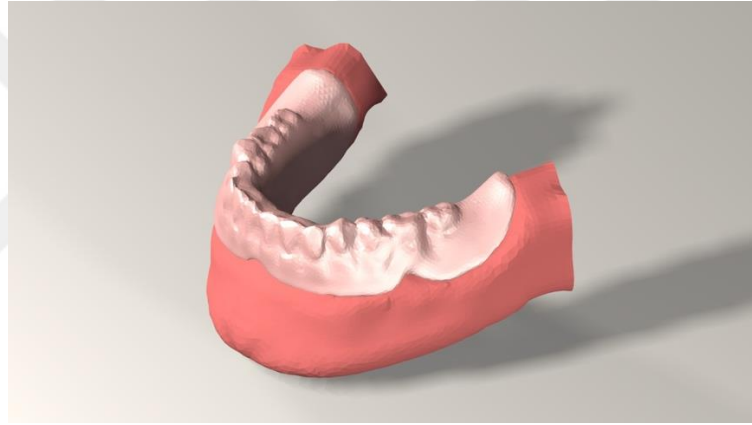
Lineer Elastik Cisim: Kuvvet uygulanmasıyla cisimde meydana gelen stresle doğru orantılı olarak cisimde şekil değişikliği meydana geliyorsa böyle cisimlere lineer elastik cisim denir (Natali, 2003).

İzotrop cisim ve Homojen cisim: Farklı yönlerden gelen kuvvetler karşısında aynı elastik özellikleri gösteren cisimlere izotrop cisim denir. Homojen cisim ise her noktada aynı elastik özellikler gösterdiği kabul edilen cisimdir (Natali, 2003).

3. GEREÇ YÖNTEM

Bu araştırma, Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de (Ankara) gerçekleştirildi.

Bu çalışmada; mandibular tam dişsiz çeneye yerleştirilen implant destekli bar tutuculu overdenture protezin, 6 numaralı diş bölgesine uygulanan food stuff uygulaması sonucunda kortikal kemiğin en üst seviyesinde alınan referans noktalarında oluşturdukları stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri incelendi. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi.



Şekil 3.1: Protezin modellenmesi

3.1. Çalışma Modelinin Oluşturulması

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, 500 GB Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc,

Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.



Şekil 3.2: Acriivity880 optik tarayıcı

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. Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşıması, stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (Elastisite modülü ve Poisson oranı) değerleri ilgili literatürler referans alınarak tanımlanmıştır (Tablo:3.1). Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir.

Tablo 3.1. Materyal Özellikleri

	Young Modulus (Mpa)	Poisson's Ratio
Kortikal(V. A.R. Barão et al. 2013)	13700	0.30
Trabeküler(V. A.R. Barão et al. 2013)	1370	0.30
Titanyum(implant,abutment)(Topkaya and Solmaz 2015)	110000	0.33
Food stuff (AISI 1005 Steel)	200000	0.29
Mukoza(Topkaya and Solmaz 2015)	1	0.30
Klips(Valentim Adelino Ricardo Barão et al. 2009)	3000	0.28
Protez (PMMA) (Topkaya and Solmaz 2015)	3000	0.35
Titanyum grade 5 (bar)(Caldas et al. 2018)	110000	0.28
Tip-4 altın (bar) (Abreu et al. 2010)	80000	0.33
Krom-kobalt (bar)(Abreu et al. 2010)	218000	0.33

VR Mesh’de yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımın stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

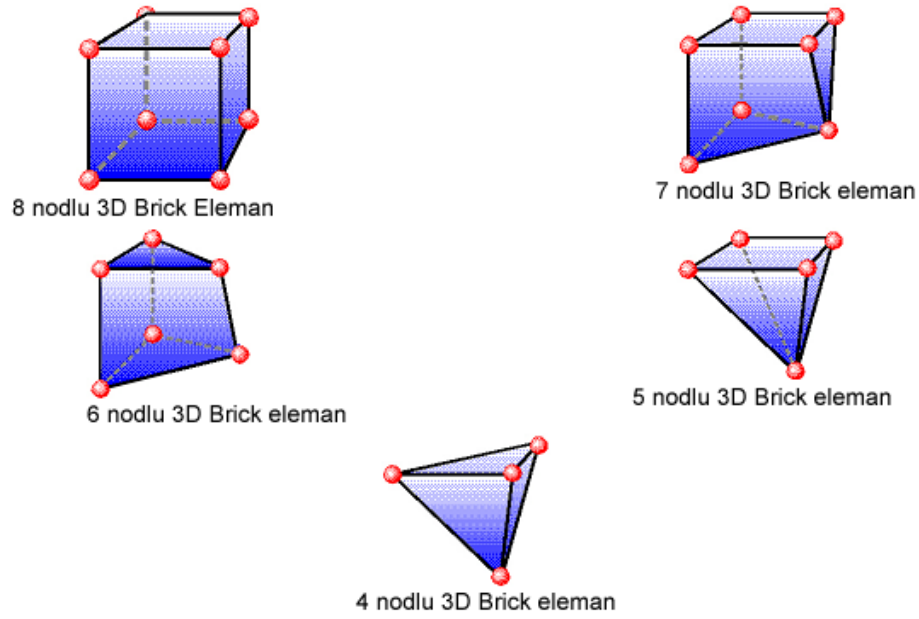
Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı

oluşturulmasına çalışılmıştır. Çalışmamızın modellerinde kullanılan eleman ve düğüm sayısı gösterilmiştir (Tablo 3.2). Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi.

Tablo 3.2. Matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları

	0 mikron	100 mikron (0.1 mm)	200 mikron (0.2 mm)
kantileversiz	Number of nodes = 135057 Number of elements = 641958	Number of nodes = 135377 Number of elements = 643015	Number of nodes = 135763 Number of elements = 643197
8 mm kantilever	Number of nodes = 149139 Number of elements = 686461	Number of nodes = 149576 Number of elements = 686713	Number of nodes = 149583 Number of elements = 686608
14 mm kantilever	Number of nodes = 151277 Number of elements = 693503	Number of nodes = 151752 Number of elements = 694002	Number of nodes = 151802 Number of elements = 694214

Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır (Şekil 3.3).



Şekil 3. 3: Modeller oluşturulurken kullanılan nodlu elemanlar

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

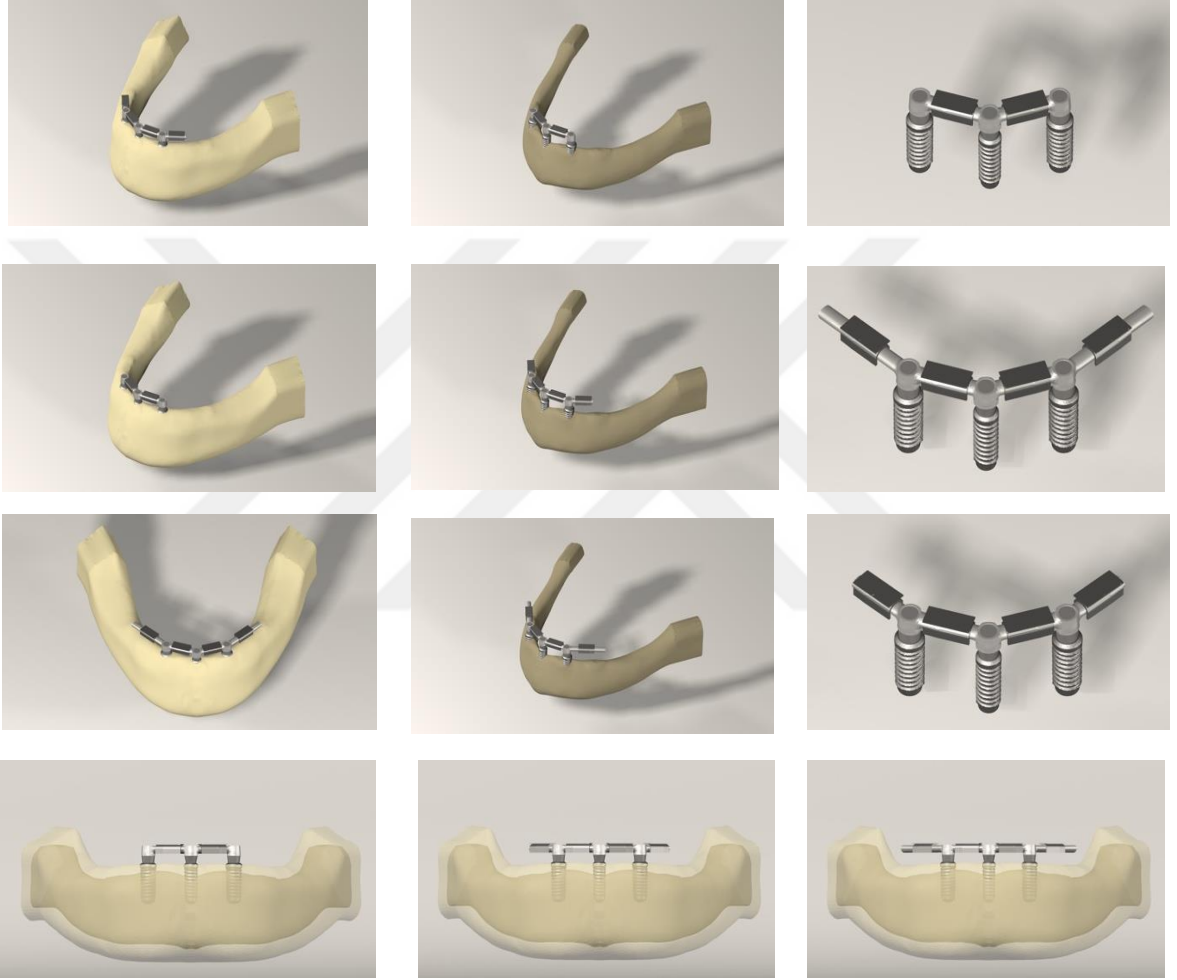
Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

Trabeküler kemik ve 2 mm'lik kortikal kemiğe sahip dişsiz mandibula'nın üç boyutlu modellemesi sonlu elemanlar analizi ile modellenmiştir. Orta hattan sağ ve sol mental foramen mesafeleri toplam 50 mm interforaminal mesafe olarak düzenlenmiştir. Mental foramenlerin mandibula alt ve üst sınırlarından uzaklığı sırasıyla 8 ve 5 mm olarak düzenlenmiştir. Mental foramen çapı 3,5 mm olarak modellenmiştir. İmplantları

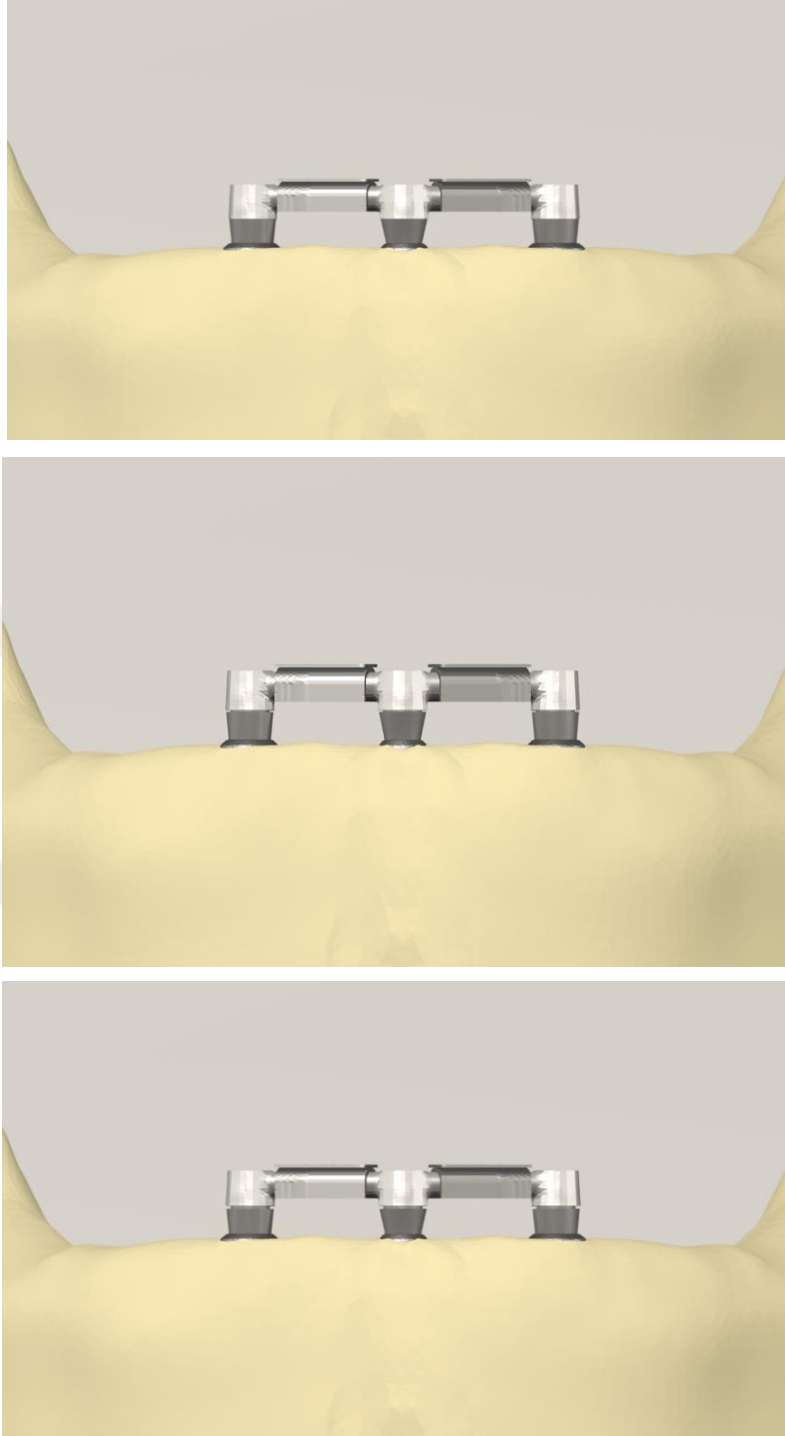
evreleyen yeterli kemik oluşturmak için mandibulanın minimum genişliği 8 mm idi. Birinci implant arkın ortasına, diğer implantlar da kanin bölgelerine yerleştirilecektir. İmplantlar arası mesafe 12 mm olacak şekilde modellenecektir. İmplantlar Straumann® (Straumann AG, Basel, Switzerland) SLActive® bone level tapered olarak screw-retained düz abutmentlar ile tasarlanmıştır, birbirine paralel ve okluzal düzleme dik olarak yerleştirilecektir. Mandibular arkın ortasındaki implant 3.3 mm çapında, 10 mm uzunluğunda, kanin bölgesine yerleştirilen implantlar 4.1 mm çapında, 10 mm uzunluğunda olacaktır. Farklı vertikal uyumsuzluk, farklı distal kantilever uzunluğuna ve farklı alt yapı malzemelerine göre farklı modellemeler yapılmıştır.

Grup 1 (Titanyum Grade 5), Grup 2 (Tip 4 Altın), Grup 3 (Krom – Kobalt)’ ün modellenmesi

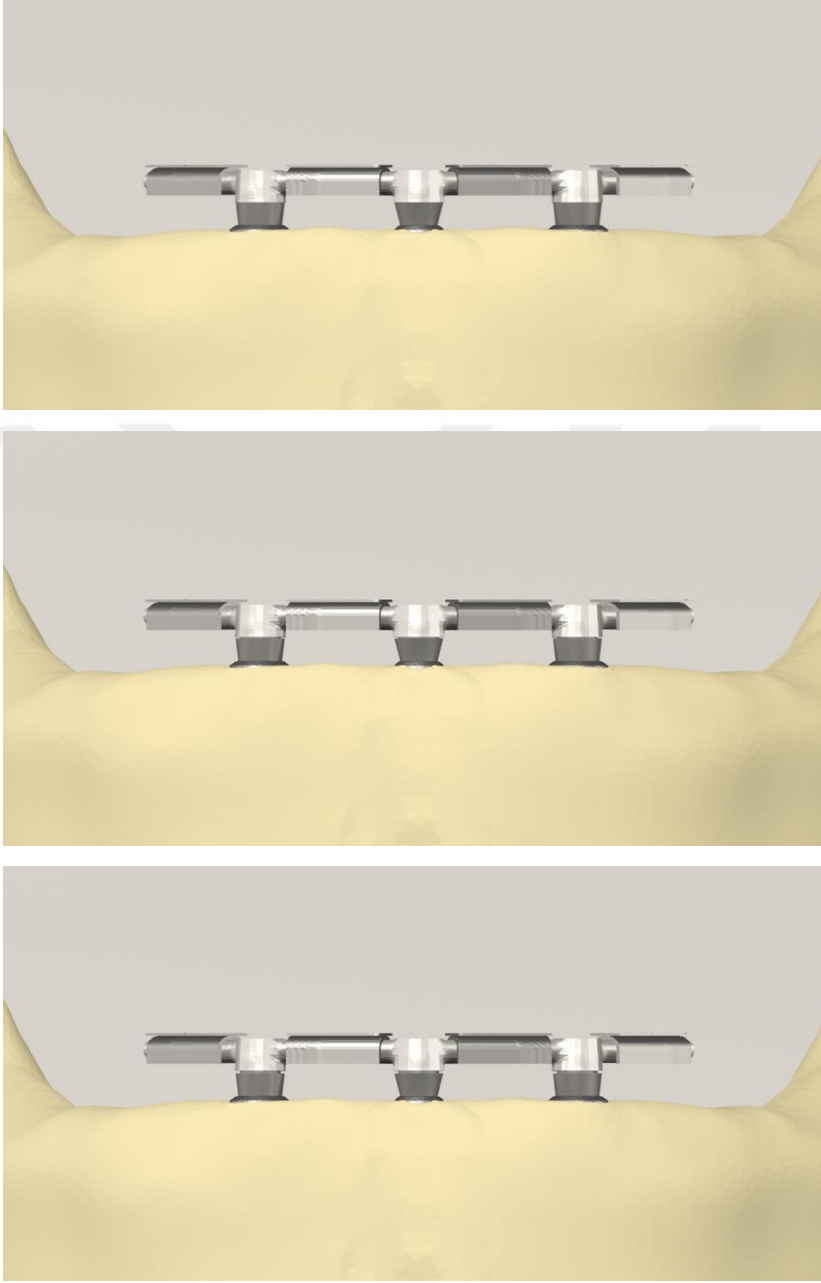
Grup 1 (Titanyum Grade 5), Grup 2 (Tip 4 Altın), Grup 3 (Krom – Kobalt) Şekil 3. 3 teki gibi modellenmiştir (Şekil 3. 4, Şekil 3.5, Şekil 3.6, Şekil 3.7)



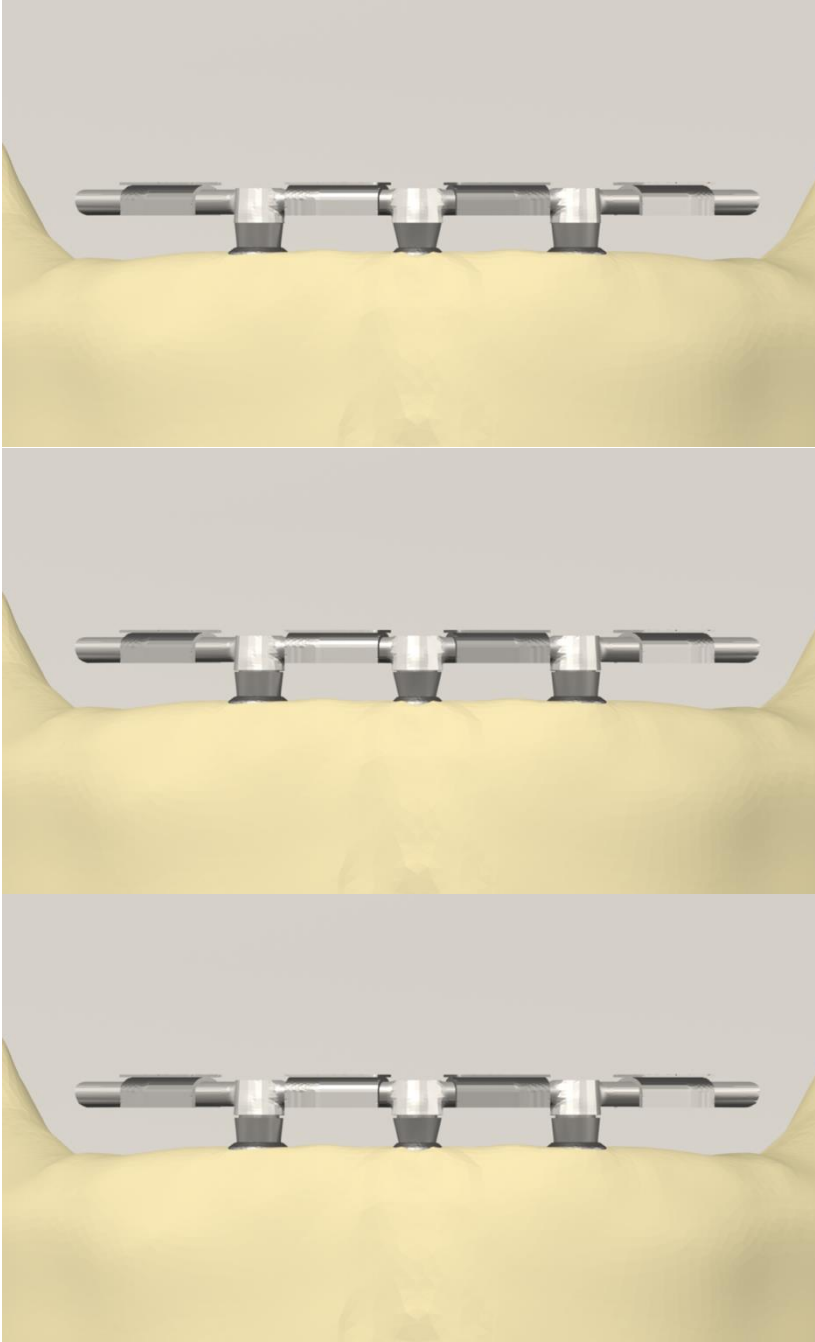
Şekil 3.4: İmplantların yerleştirilmesi ve farklı distal kantilever tasarımlı bar tutucuların modellenmesi



Şekil 3.5: Kantileversiz modeller 0 μm , 100 μm , 200 μm 'luk vertikal uyumsuzluk (misfit)



Şekil 3.6: 8 mm'lik kantileverli modeller 0 μm ,100 μm , 200 μm 'luk vertikal uyumsuzluk (misfit)

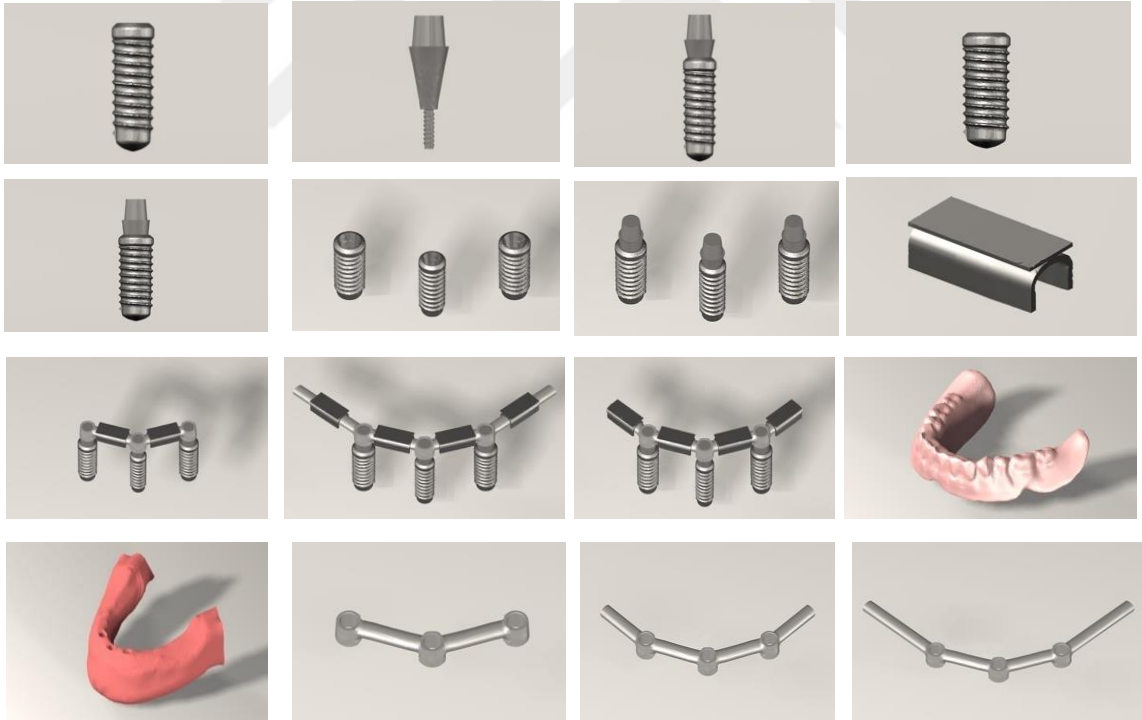


Şekil 3.7: 14 mm'lik kantileverli modeller 0 μm ,100 μm , 200 μm 'luk vertikal uyumsuzluk (misfit)

Toplamda her bir grubun (Grup 1, Grup 2, Grup 3) 9 ayrı modeli oluşmuştur. Oluşan 9 ayrı modelin, üç farklı bar alt yapı materyali (Ti Grade 5, Tip 4 Au, Cr-Co) ile 27 farklı analizi elde edilmiştir.

3.2 İmplant ve Protez Parçalarının Modellenmesi

Çalışmada tedarik edilen implant ve protez parçaları SmartOptics 3 boyutlu tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak tarandı stl formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı (Şekil 3.8)



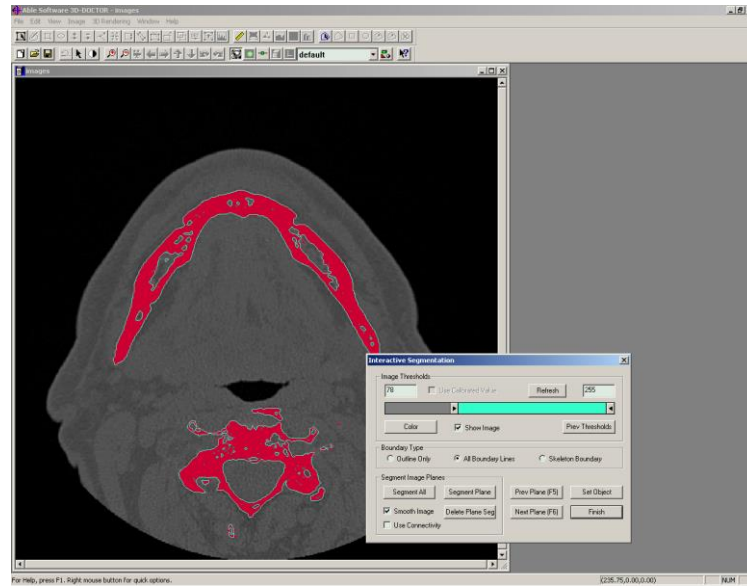
Şekil 3.8: Protez alt yapıları ve üst yapıları, implant vidaları, implant ve abutmentleri

Kemik dokularının modellenmesi için, öncelikle bir hastanın tomografisi kullanıldı. Tomografi çekiminde 3M Iluma CBCT cihazı kullanıldı. Çekimce 120KvP 3.8mA değerlerinde 40 saniyelik çekim modu kullanıldı (Şekil 3. 9).



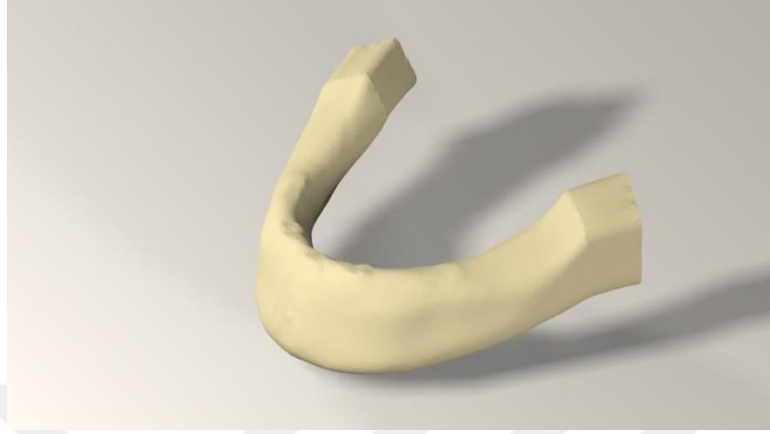
Şekil 3. 9: Tomografi görüntüsü

Çekilen filmler, 3d-doctor yazılımına atıldı ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı (Şekil 3.10).



Şekil 3. 10: 3D-Doctor yazılımı görüntüsü

Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3d Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu (Şekil 3. 11).



Şekil 3.11: Mandibula modeli

Kemik dokusundan ofset yöntemi ile spongios kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu (Şekil 3.12).

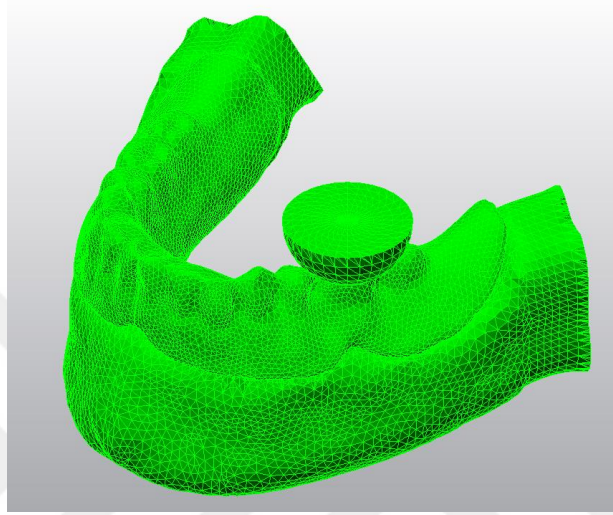


Şekil 3.12: Spongios kemik modeli

Bu şekilde mandibula kortikal kemik, spongios kemik protez alt parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında modeller 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlanmış oldu (Şekil 3.13).

3.3 Çalışmada Kullanılan Parçaların Katı Modellerin Yapılması

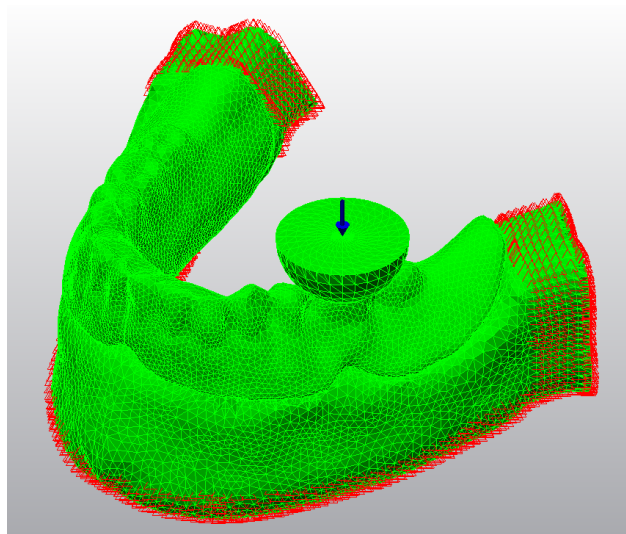
Rhino’da yapılan modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı (Şekil 3. 13).



Şekil 3.13: Rhino’da yapılan modellemelerin 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılması

3.4 Sınır Koşullarının Oluşturulması

Model çene kemiğinin alt ve arka kısmından her DOF (Degree of freedom)’da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Şekil 3. 14).

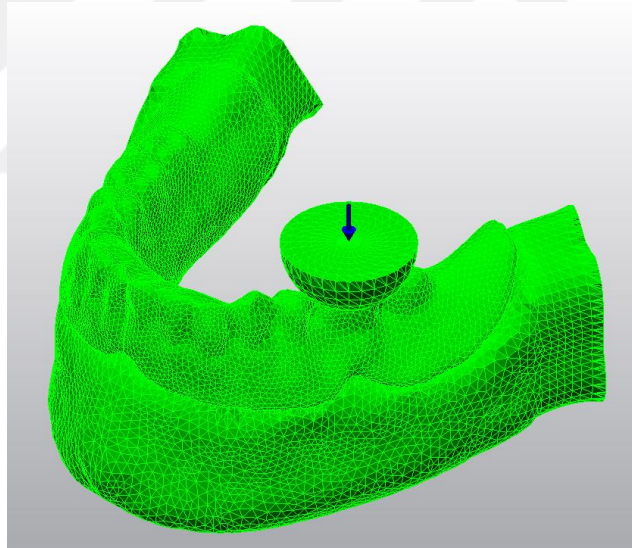


Şekil 3. 14: Modelin sınır koşulları

3.5 Yükleme Koşulları:

Çalışmada oklüzal kuvvetler, 1 cm yarıçapında rijit bir gıda parçasının (food stuff) orta noktasına dik ve 150N olacak şekilde uygulanmıştır. Food stuff tek taraflı olarak uygulanmıştır ve birinci molar santral fossa hizasındadır. Yapılan yükleme çiğneme kuvvetini stimüle edecek şekilde planlanmıştır (Şekil 3. 15).

3 farklı kantilever uzunluğunda (kantileversiz, 8 mm kantilever ve 14 mm kantilever), 3 farklı uyumsuzlukta (0 mikron, 100 mikron ve 200 mikron) ve 3 farklı alt yapı malzemesi ile (titanyum grade 5, krom kobalt ve tip 4 altın) toplamda $3 \times 3 \times 3 = 27$ analiz gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3. 15: Modellerin yüklenmesi

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

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi stres değerinin değerlendirileceği ve elde edilen stres değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağı bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi- σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresler, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere Principle Stres denir. Principle Stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak 3'e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

σ_1 : Maksimum principle stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ_3 : minimum principle stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Analiz 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.

Kırılgan materyaller için principal stres değeri önemlidir. Çünkü Maksimum principle stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principle stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Von Mises Stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stres değerinden hesaplanır.

Bu sayede arayüz bağlantılarında oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Arayüz bağlantılarında oluşan Von Mises Stres değeri alüminyum oksit kor porseleni, ara bağlantı porseleni ve tabakalama porseleninin germe dayanımını (yield strength) geçerse mekanik başarısızlık oluşur. Ayrıca Von Mises Stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla değerlendirilebilir.

4.BULGULAR

Çalışmada 3 farklı ana grup her bir ana grubun 3 farklı alt grubu olmak üzere 9 farklı model oluşturulup 27 analiz yapılmıştır. Çalışmada her grup kendi içinde farklı vertikal misfit ve alt yapı materyaline göre 27 alt gruba ayrılmıştır. Kantilever tasarımı (uzunluğu); 0 mm, 8 mm, 14 mm, vertikal uyum derecesi (misfit); 0 mikron, 100 mikron, 200 mikron, ve alt yapı materyali olarak ise altın, titanyum, krom-kobalt kullanılmıştır. Elde edilen bu modellerde rijit bir yapıya sahip gıda parçası modellemesi ile tek taraflı olarak posterior bölgede 150N'luk yükleme altında; kortikal kemikte ve trabeküler kemikte oluşan gerilme (maksimum principal) ve sıkışma (minimum principal) stresleri ile implant, abutment ve alt yapılarda oluşan Von Mises stresleri değerlendirilmiştir.

4.1.Kortikal Kemik Bulguları

Kortikal kemik üzerinde implantların boyun bölgesi çevresinde belirlenen referans noktalarındaki stres değerleri incelenmiştir. Referans noktası olarak stresin en yoğun görüldüğü nokta değerlendirilmeye alınmıştır.

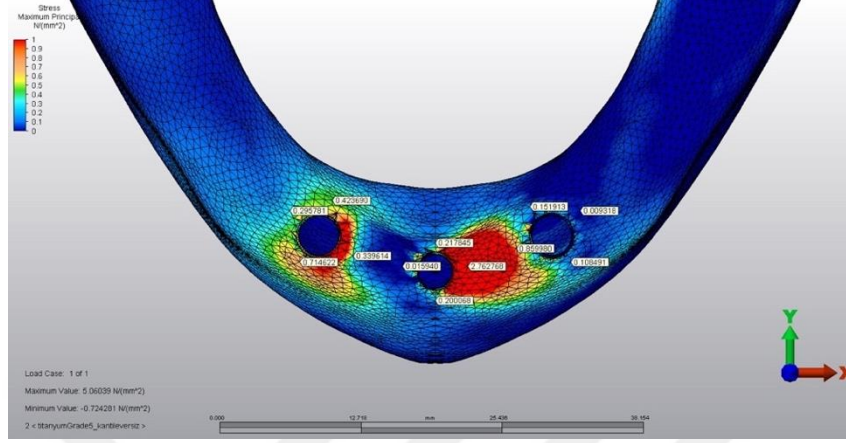
4.1.1. Kortikal Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})

Kortikal kemik üzerinde implantların boyun bölgesi çevresinde belirlenen referans noktalarındaki stres değerleri incelenmiştir. Referans noktası olarak stresin en yoğun görüldüğü nokta değerlendirilmeye alınmıştır.

Kortikal Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principal Stresler Σ_{max})

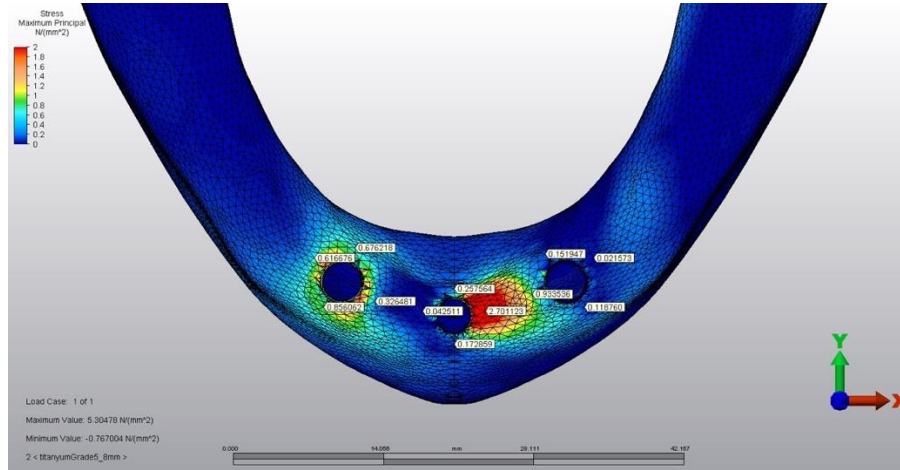
Model 1 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 0 mm, Misfit 0 μ m): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.859980 N/mm², anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 2.762768 N/mm², sağ posterior implantın

soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 0.714622 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.1).



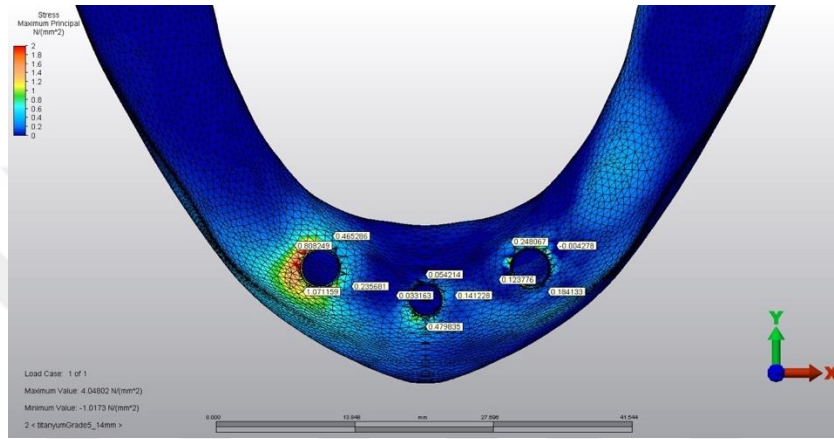
Şekil 4.1.1.1 : Model 1 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 2 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 8 mm, Misfit $0 \mu\text{m}$): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.933536 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 2.701123 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 0.856062 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.2).



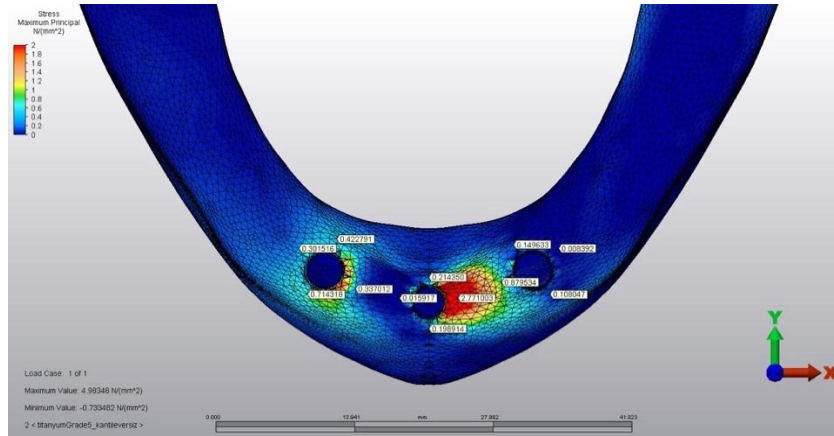
Şekil 1.1.1.2 : Model 2 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 3 (1. Grup; Titanium Grade 5; Kantilever 14 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.248067 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.479835 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 1.071159 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.3).



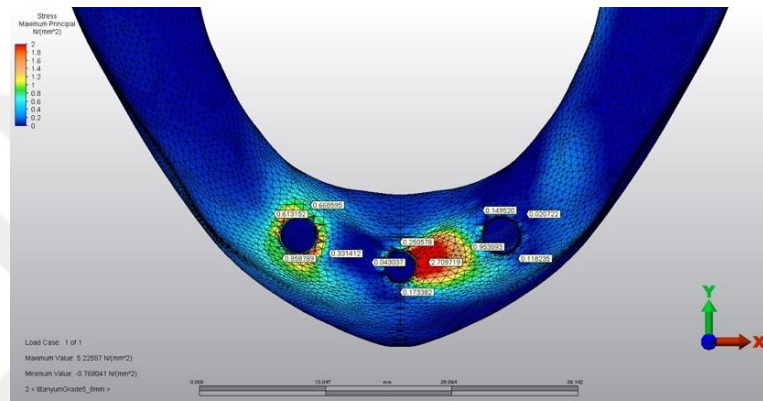
Şekil 4.1.1.3 : Model 3 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 4 (1. Grup; Titanium Grade 5; Kantilever 0 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.879534 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 2.771003 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 0.714318 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.4).



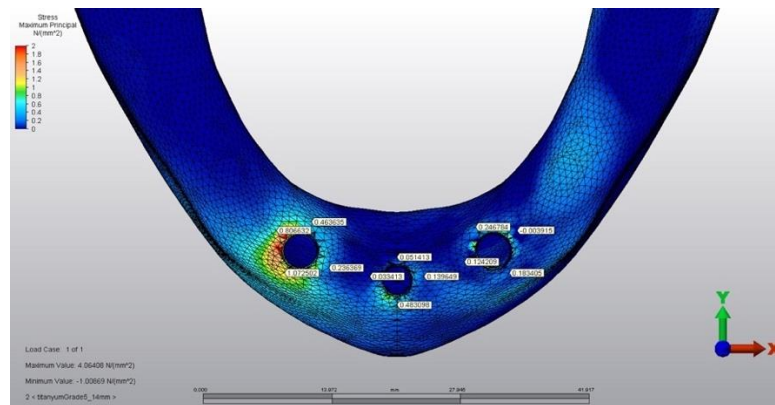
Şekil 4.1.1.4: Model 4 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 5 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 8 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.953093 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 2.709719 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 0.858789 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.5).



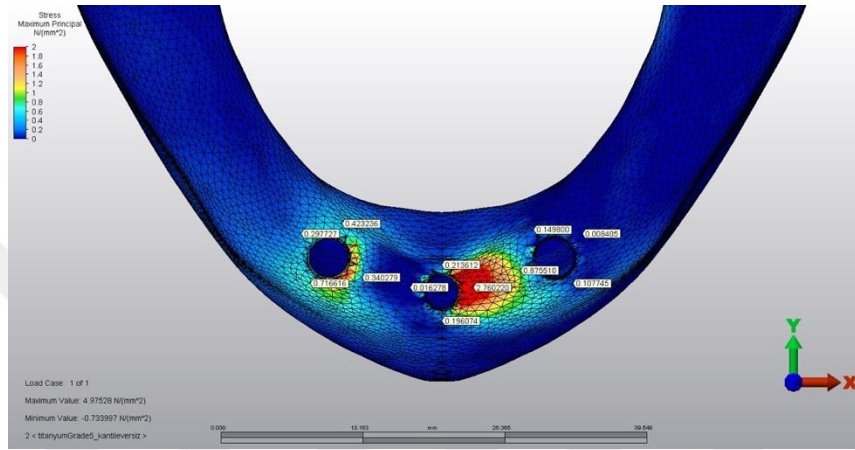
Şekil 4.1.1.5: Model 5 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 6 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 14 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.248067 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.483098 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 1.072502 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.6).



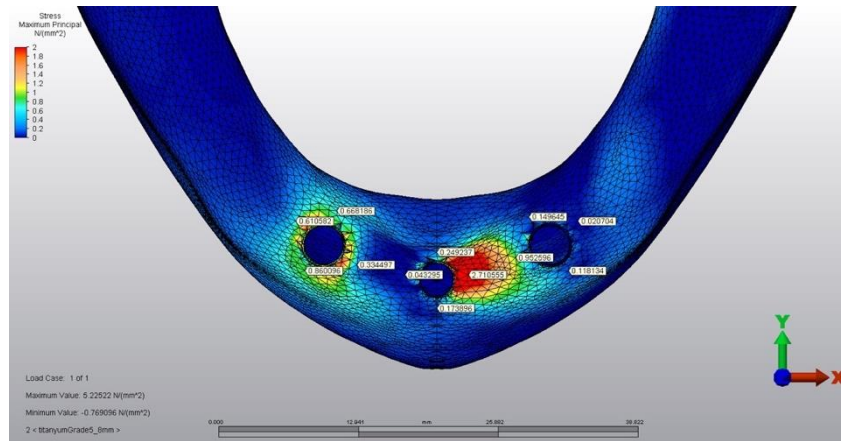
Şekil 4.1.1.6: Model 6 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 7 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 0 mm, Misfit 200 μ m): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.875510 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 2.760220 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 0.716616 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.7).



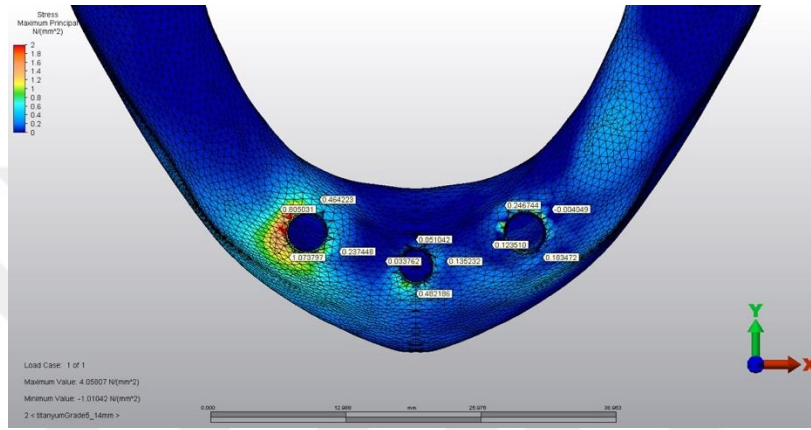
Şekil 4.1.1.7 : Model 7 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 8 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 8 mm, Misfit 200 μ m): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.952596 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 2.710555 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 0.860096 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.8).



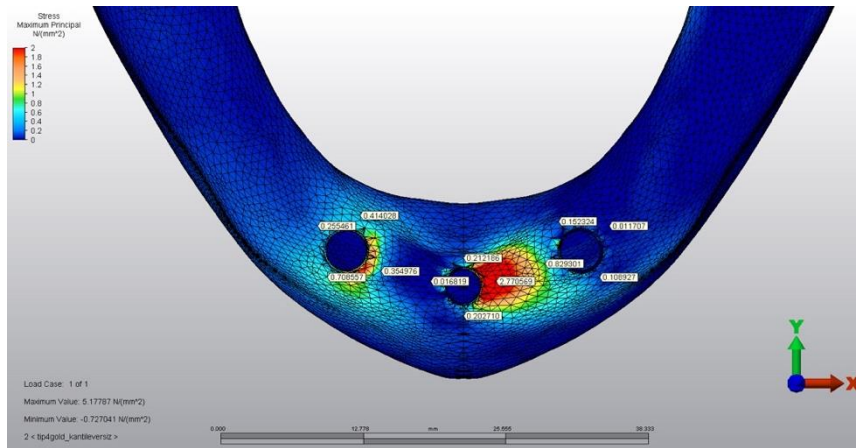
Şekil 4.1.1.8 : Model 8 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 9 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 14 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.246744 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.482186 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 1.073797 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.9).



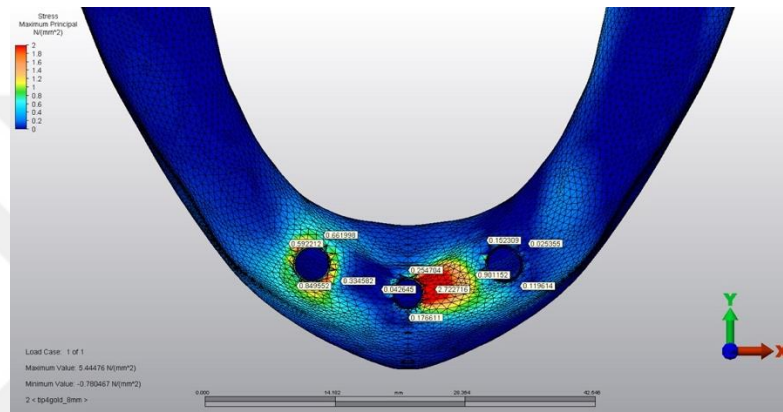
Şekil 4.1.1.9: Model 9 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 10 (2. Grup; Tip 4 - Au; Kantilever 0 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.829301 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 2.770569 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 0.708557 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.10).



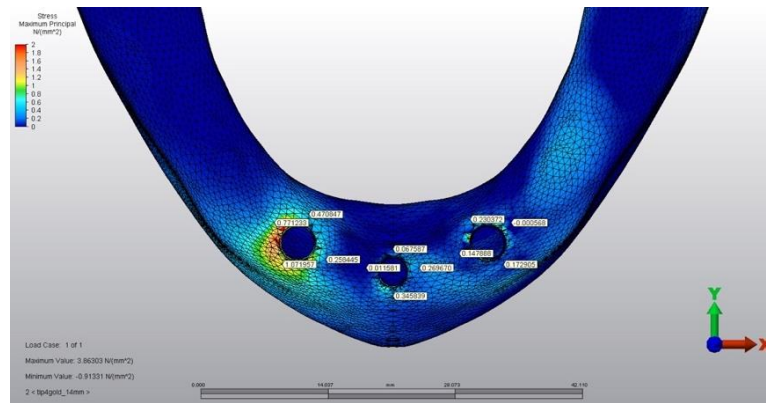
Şekil 4.1.1.10: Model 10 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 11 (2. Grup; Tip 4 - Au; Kantilever 8 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.901152 N/mm², anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 2.722716 N/mm², sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 0.849552 N/mm² olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.11).



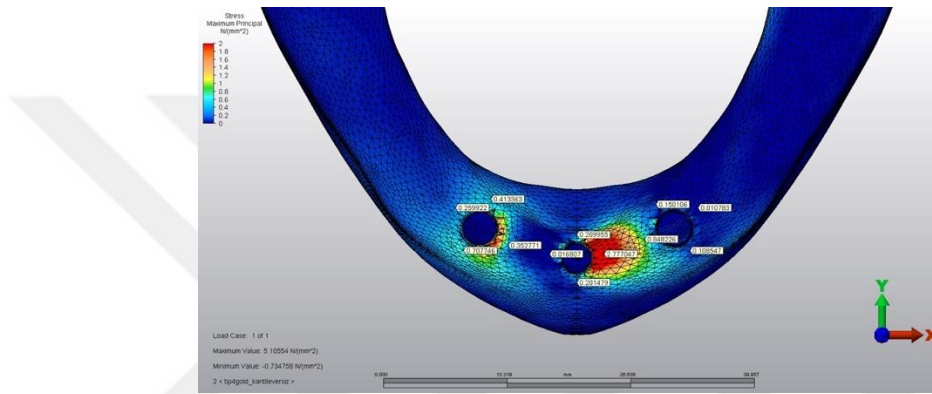
Şekil 4.1.1.11: Model 11 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 12 (2. Grup; Tip 4 - Au; Kantilever 14 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.230372 N/mm², anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.345839 N/mm², sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 1.071957 N/mm² olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.12).



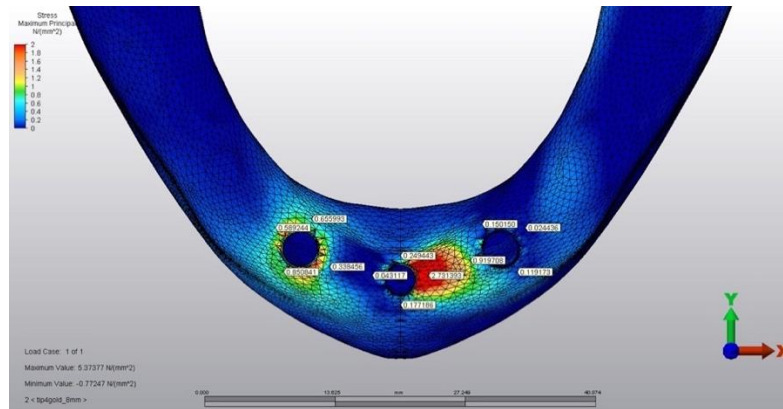
Şekil 4.1.1.12: Model 12 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 13 (2. Grup; Tip 4 - Au; Kantilever 0 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.848226 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 2.777047 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 0.707746 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.13).



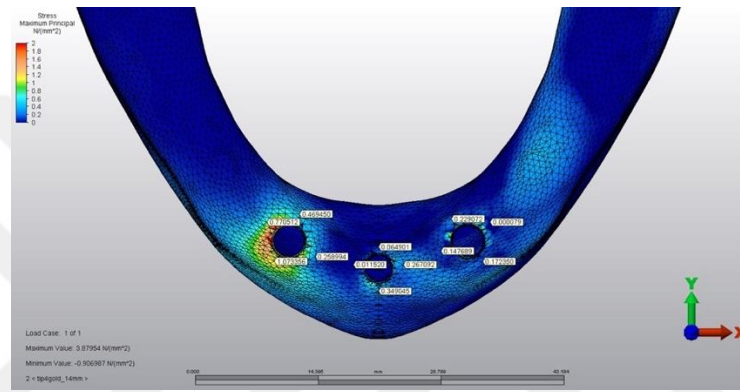
Şekil 4.1.1.13: Model 13 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 14 (2. Grup; Tip 4 - Au; Kantilever 8 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.919708 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 2.731393 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 0.850841 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.14).



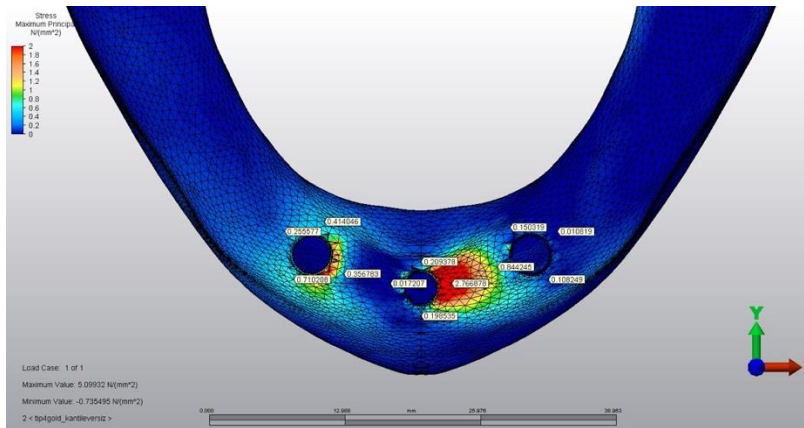
Şekil 4.1.1.14: Model 14 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 15 (2. Grup; Tip 4 - Au; Kantilever 14 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.229072 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.349045 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 1.073356 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.15).



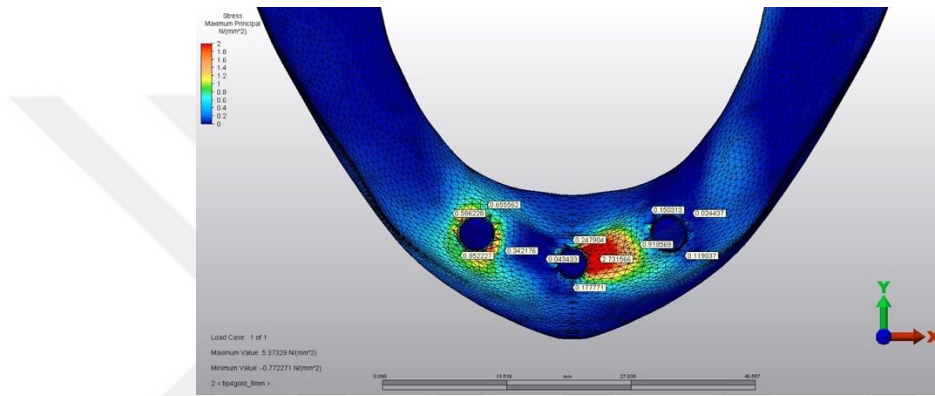
Şekil 4.1.1.15: Model 15 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 16 (2. Grup; Tip 4 - Au; Kantilever 0 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.844245 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 2.766878 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 0.710208 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.16).



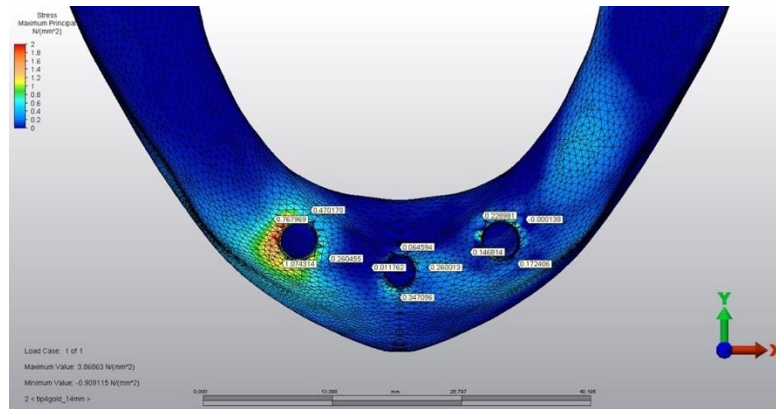
Şekil 4.1.1.16: Model 16 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 17 (2. Grup; Tip 4 - Au; Kantilever 8 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.918569 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 2.731566 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 0.852227 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.17).



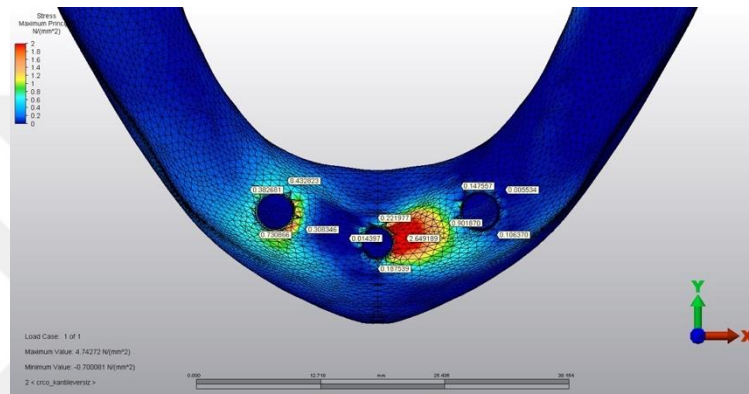
Şekil 4.1.1.17: Model 17 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 18 (2. Grup; Tip 4 - Au; Kantilever 14 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.228981 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.347096 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 1.074314 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.18).



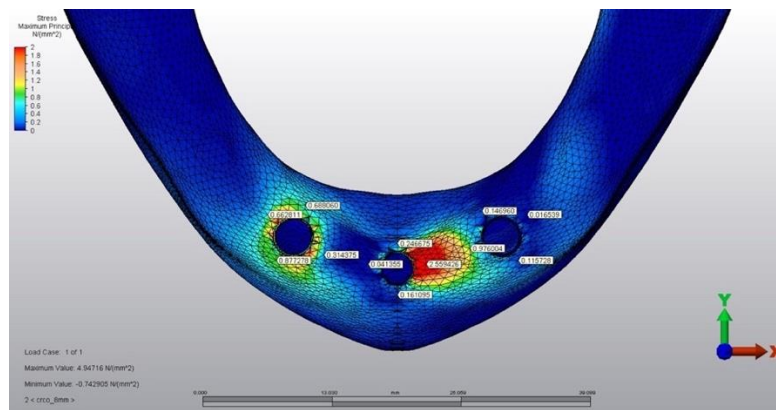
Şekil 4.1.1.18: Model 18 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 19 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 0 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.901870 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 2.649189 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 0.730866 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.19).



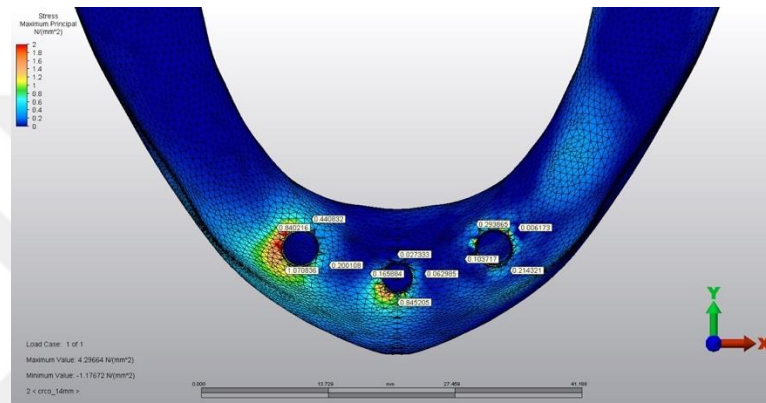
Şekil 4.1.1.19: Model 19 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (σ_{max})

Model 20 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 8 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.976004 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 2.559426 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 0.877278 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.20).



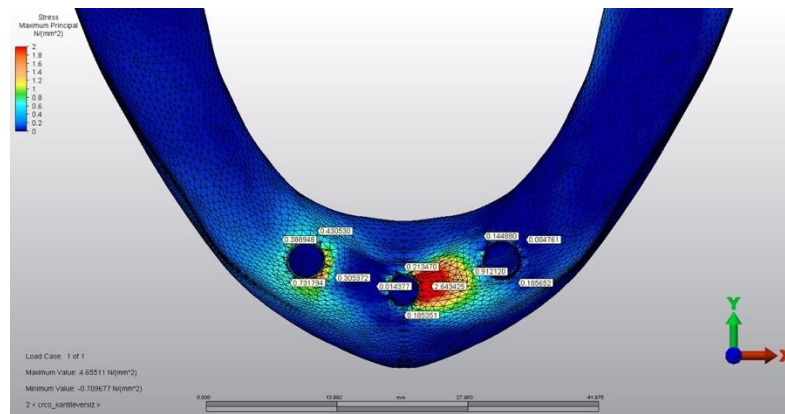
Şekil 4.1.1.20: Model 20 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri (σ_{max})

Model 21 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 14 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.293865 N/mm², anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.845205 N/mm², sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 1.070836 N/mm² olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.21).



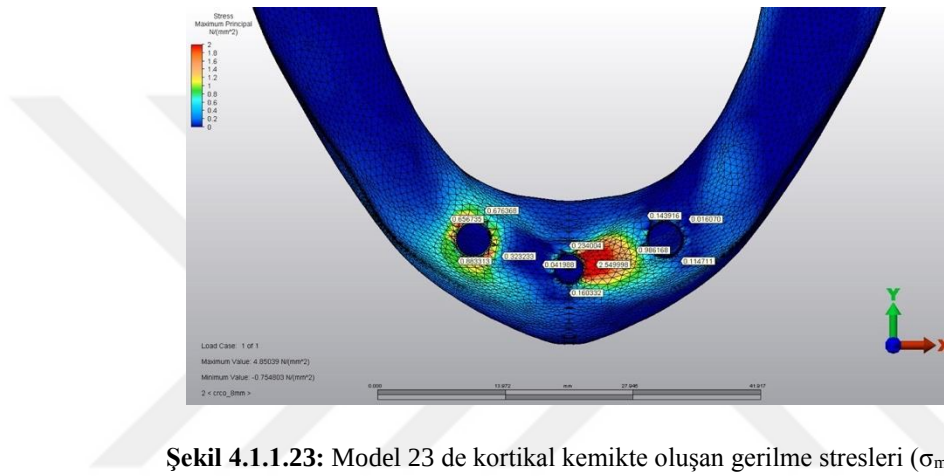
Şekil 4.1.1.21: Model 21 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 22 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 0 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.912120 N/mm², anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 2.643425 N/mm², sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 0.731794 N/mm² olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.22).

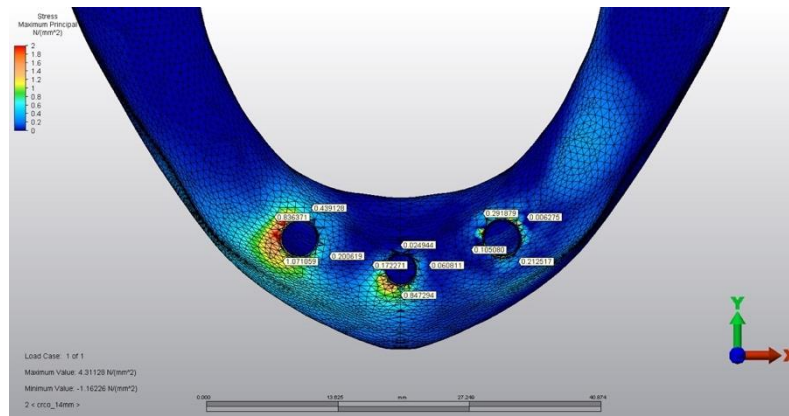


Şekil 4.1.1.22: Model 22 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

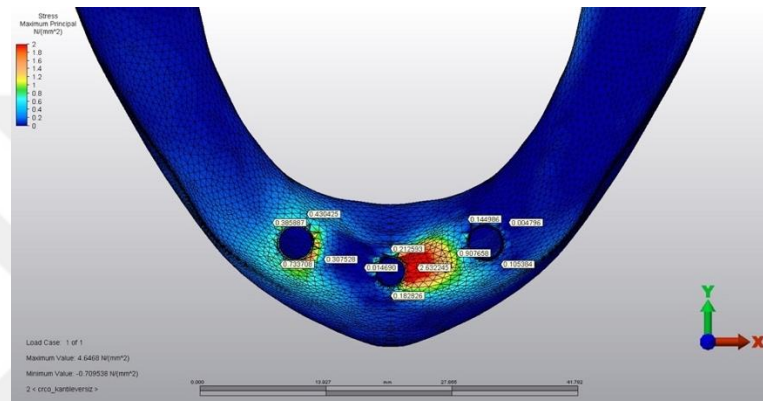
Model 23 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 8 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.986168 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 2.549998 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 0.883313 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.23).



Model 24 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 14 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.291879 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.847294 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 1.071059 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.24).

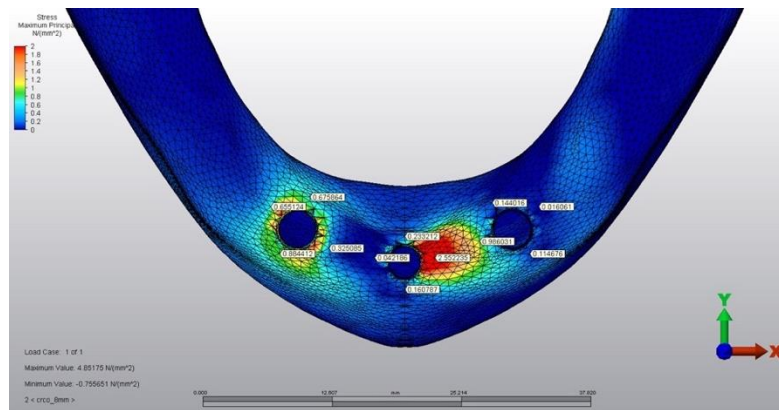


Model 25 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 0 mm, Misfit 200 μ m): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.907658 N/mm², anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 2.632245 N/mm², sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 0.733708 N/mm² olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.25).



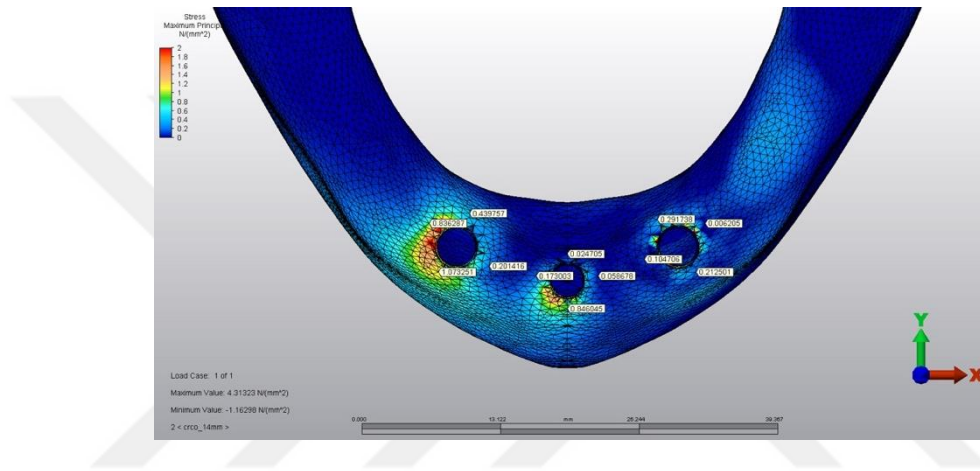
Şekil 4.1.1.25: Model 25 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 26 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 8 mm, Misfit 200 μ m): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.986031 N/mm², anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 2.552235 N/mm², sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 0.884412 N/mm² olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.26).



Şekil 4.1.1.26: Model 26 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 27 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 14 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.291738 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte 0.846045 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri 1.073251 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.1.27).



Şekil 4.1.1.27: Model 27 de kortikal kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Tablo 4.1: İmplant Çevresindeki Kortikal Kemikteki Gerilme Stres Değerleri (N/mm²)

		Misfit 0 µm				Misfit 100 µm				Misfit 200 µm			
	Kantilever		Sol posterior	Anterior	Sağ posterior		Sol posterior	Anterior	Sağ posterior		Sol Posterior	Anterior	Sağ posterior
Grup 1	0 mm	Model 1	0.859980	2.762768	0.714622	Model 4	0.879534	2.771003	0.714318	Model 7	0.875510	2.760220	0.716616
(Titanium	8 mm	Model 2	0.933536	2.701123	0.8516062	Model 5	0.953093	2.709719	0.858789	Model 8	0.952596	2.710555	0.860096
Grade 5)	14 mm	Model 3	0.248067	0.479835	1.071159	Model 6	0.246784	0.483098	1.072502	Model 9	0.246744	0.482186	1.073797
Grup 2	0 mm	Model 10	0.829301	2.770569	0.708557	Model 13	0.848226	2.777047	0.707746	Model 16	0.844245	2.766878	0.710208
(Tip 4 Au)	8 mm	Model 11	0.901152	2.722716	0.849552	Model 14	0.919708	2.731393	0.850841	Model 17	0.918569	2.731566	0.852227
	14 mm	Model 12	0.230372	0.345839	1.071957	Model 15	0.229072	0.349045	1.073356	Model 18	0.228981	0.347096	1.074314
Grup 3	0 mm	Model 19	0.901890	2.649189	0.730866	Model 22	0.912120	2.643425	0.731794	Model 25	0.907658	2.632245	0.733708
(Cr – Co)	8 mm	Model 20	0.976004	2.559426	0.877228	Model 23	0.986168	2.549998	0.883313	Model 26	0.986031	2.552235	0.884412
	14 mm	Model 21	0.293865	0.845205	1.070836	Model 24	0.291879	0.847294	1.071059	Model 27	0.291738	0.846045	1.073251

Çalışmamızda en yüksek stres değeri model 13’de anterior implantın soketi çevresinde görülmüştür. En düşük gerilme değeri ise model 18’de sol posterior implantın çevresinde görülmüştür (Tablo 4.1).

Kantilever uzunluğunun artması ile en yüksek gerilme değerleri anterior implanttan kuvvetin uygulanmadığı terminal implanta doğru kaymaktadır. Diğer iki değişkenden bağımsız olarak kantilever 14 mm olduğunda kortikal kemikteki gerilme değeri sağ posterior implantta en yüksek görülmektedir (Tablo 4.1). Kantilever uzunluğu ve alt yapının sabit olduğu gruplarda, misfitin artmasıyla kortikal kemikte oluşan gerilme stres değerleri benzer olduğu analiz edilmiştir.

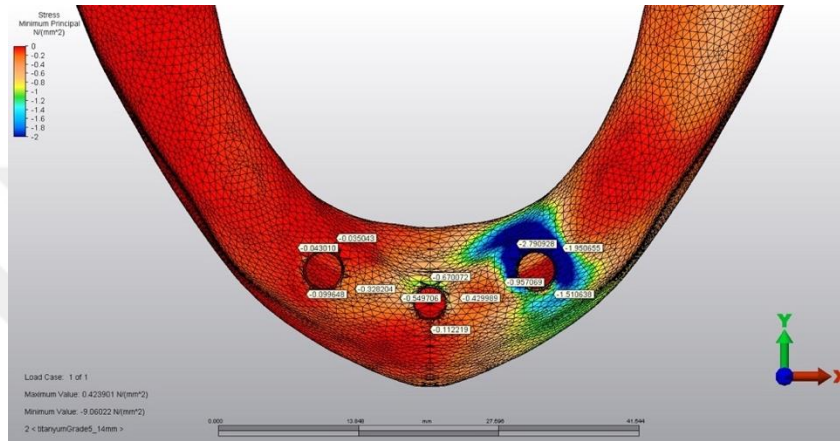
Kantilever ve misfit değeri sabit olduğunda sol posterior implant çevresi kortikal kemikteki stres değerleri Grup 3’te en çok Grup 2’de en azdır. Kantilever (0 mm, 8 mm) ve misfit değeri sabit olduğunda anterior implant çevresi kortikal kemikteki stres değerleri Grup 2’de en çok Grup 3’te en azdır (Tablo 4.1). Kantilever (14 mm) olduğunda, anterior implantın soketi çevresindeki en yüksek stres değeri Grup 3 en çok Grup 2’de en azdır (Tablo 4.1). Kantilever (0 mm, 8 mm) ve misfit değeri sabit olduğunda sağ posterior implant çevresi kortikal kemikteki stres değerleri Grup 3’te en çok Grup 2’de en azdır. Kantilever (14 mm) olduğunda, anterior implantın soketi çevresindeki en yüksek stres değeri Grup 2 en çok Grup 3’te en azdır. Misfit değerleri farklı olan grupların stres değerlerinin benzer olduğu analiz edilmiştir (Tablo 4.1).

4.1.2 Kortikal Kemikte Oluşan Sıkışma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

Model 1 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 0 mm, Misfit 0 μ m): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.679012 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.974293 N/mm^2 , sağ posterior

Model 3 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 14 mm, Misfit 0 μm):

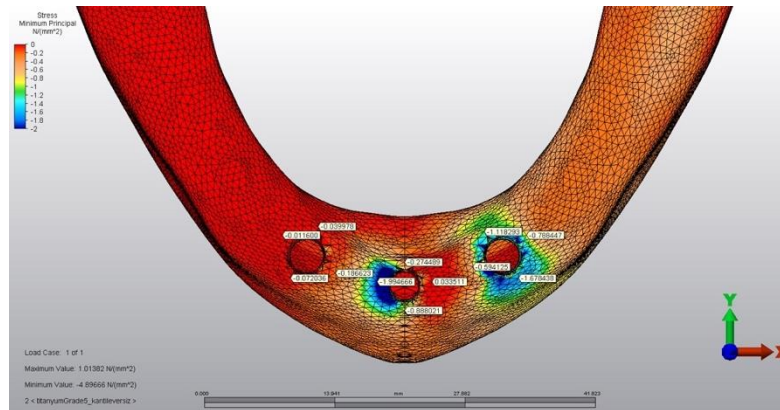
Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -2.790928 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -0.670072 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.328204 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.3).



Şekil 4.1.2.3: Model 3 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 4 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 0 mm, Misfit 100 μm):

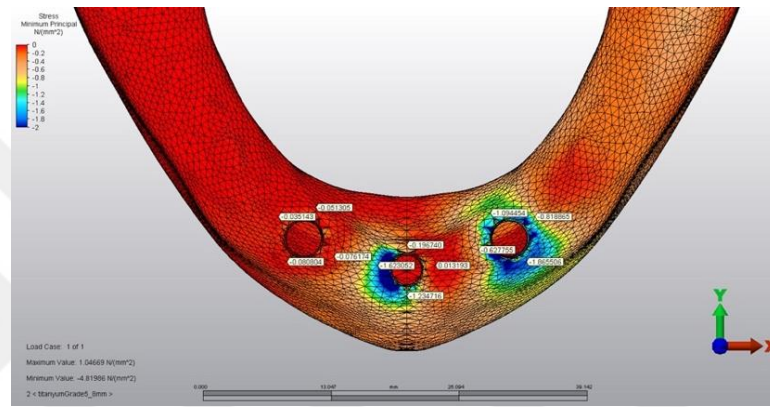
Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.678438 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.994666 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.186623 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.4).



Şekil 4.1.2.4: Model 4 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 5 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 8 mm, Misfit 100 μ m):

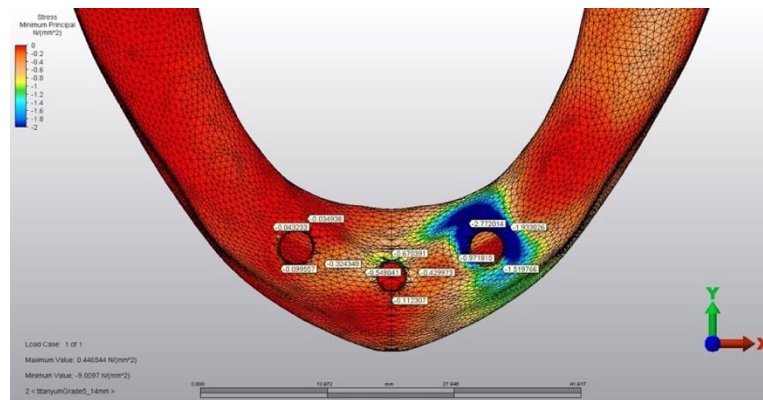
Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.865506 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.623052 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.080804 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.5).



Şekil 4.1.2.5: Model 5 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 6 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 14 mm, Misfit 100 μ m):

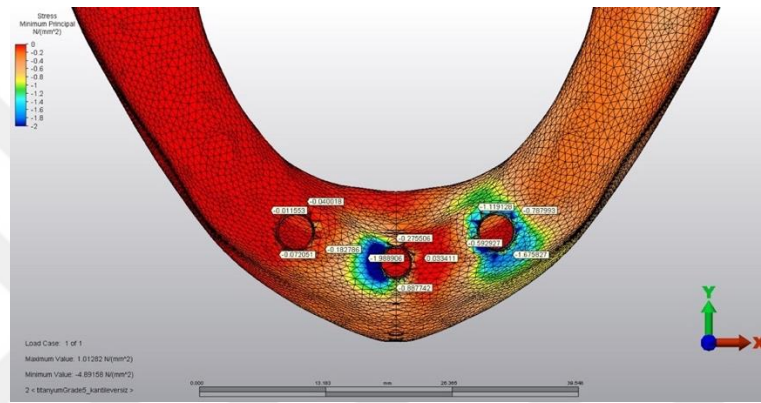
Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -2.772014 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -0.670391 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.324348 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.6).



Şekil 4.1.2.6: Model 6 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 7 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 0 mm, Misfit 200 μ m):

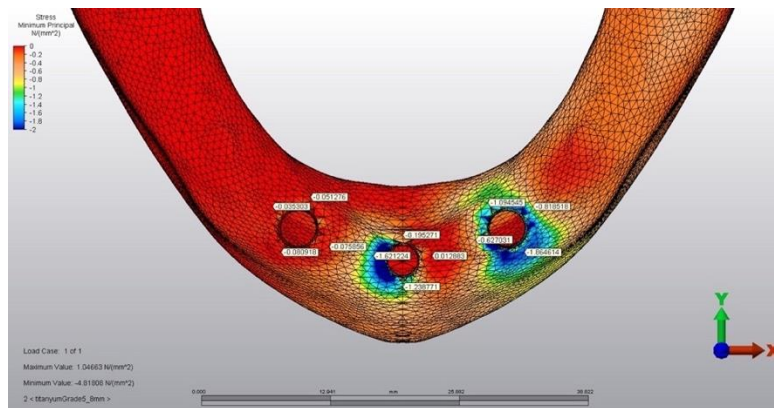
Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.675827 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.988906 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.182786 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.7).



Şekil 4.1.2.7: Model 7 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 8 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 8 mm, Misfit 200 μ m):

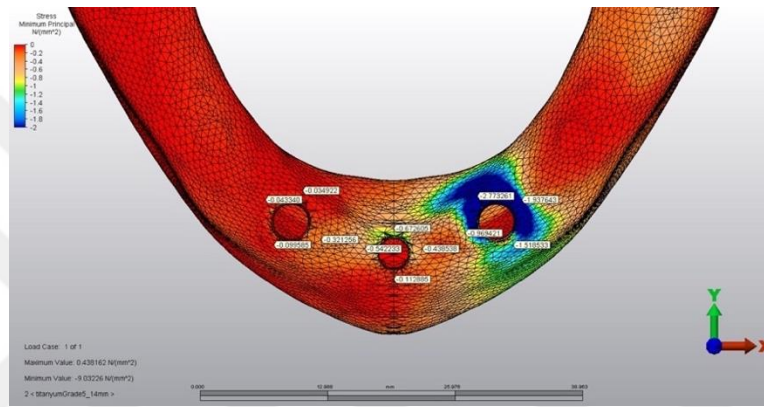
Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.864614 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.621224 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.080918 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.8).



Şekil 4.1.2.8: Model 8 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 9 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 14 mm, Misfit 200 μm):

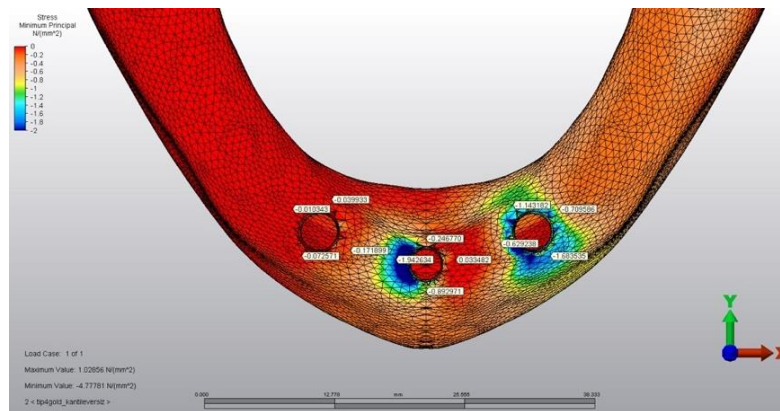
Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -2.773261 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -0.672605 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.321256 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.9).



Şekil 4.1.2.9: Model 9 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

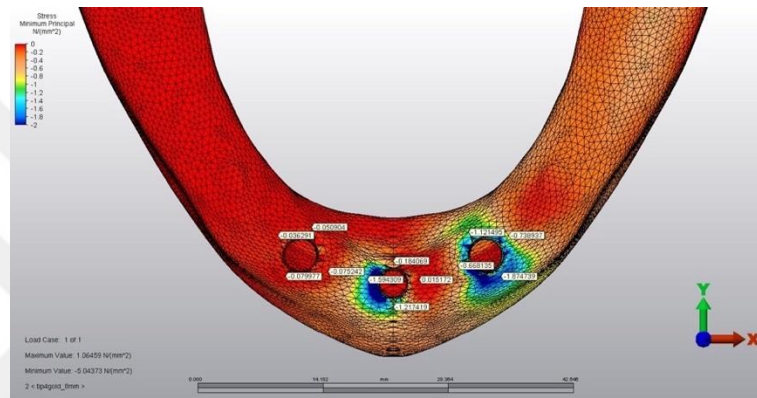
Model 10 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 0 mm, Misfit 0 μm):

Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.683525 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.942634 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.171899 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.10).



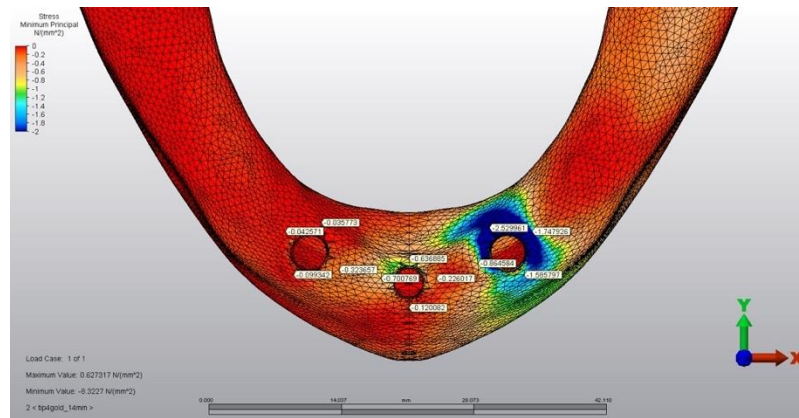
Şekil 4.1.2.10: Model 10 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 11 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 8 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.874739 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.594309 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.079977 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.11).



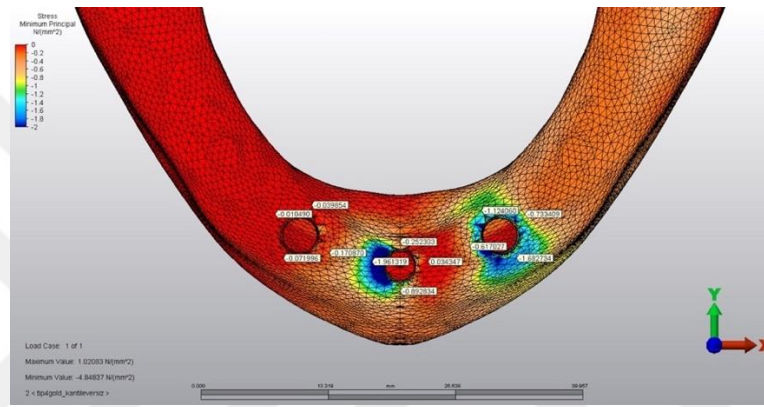
Şekil 4.1.2.11: Model 11 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 12 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 14 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -2.529961 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -0.700769 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.323657 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.12).



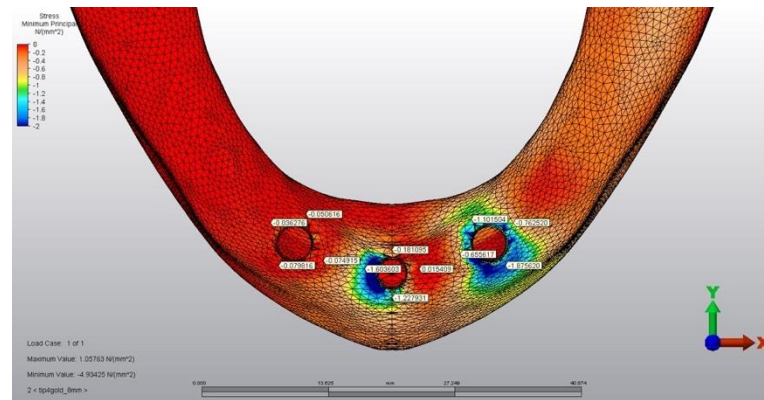
Şekil 4.1.2.12: Model 12 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 13 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 0 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.682734 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.961319 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.170870 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.13).



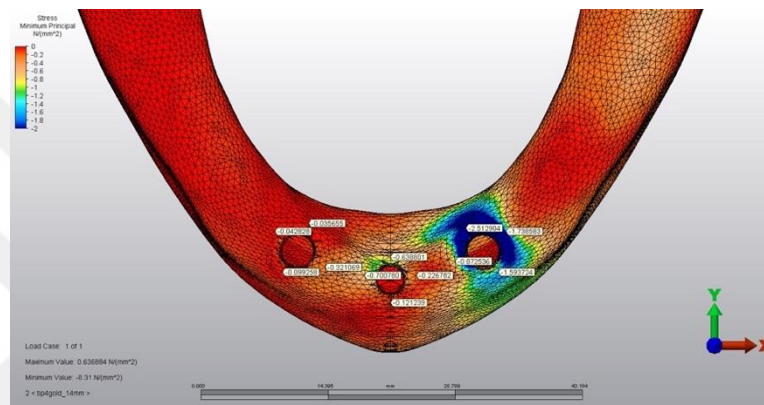
Şekil 4.1.2.13: Model 13 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 14 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 8 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.875629 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.603603 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.079816 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.14).



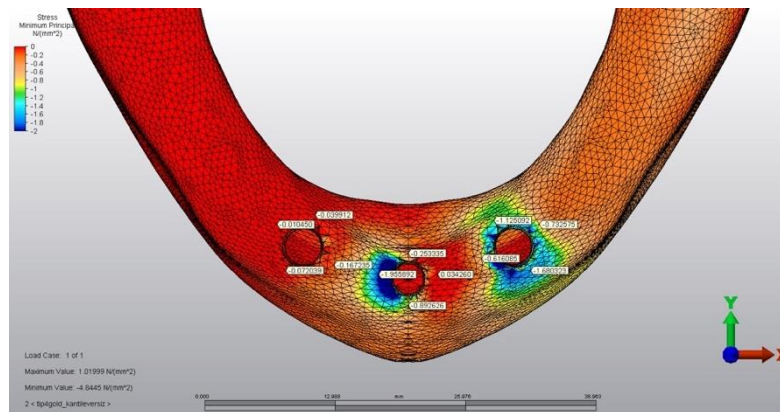
Şekil 4.1.2.14: Model 14 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 15 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 14 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -2.512904 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -0.700780 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.321069 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.15).



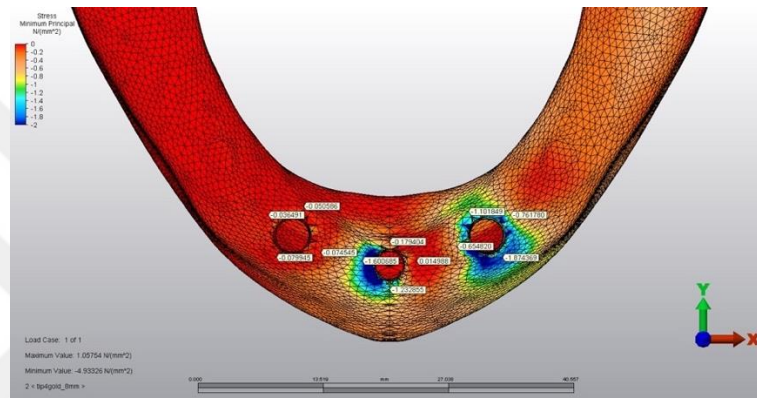
Şekil 4.1.2.15: Model 15 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 16 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 0 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.680323 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.955892 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.167235 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.16).



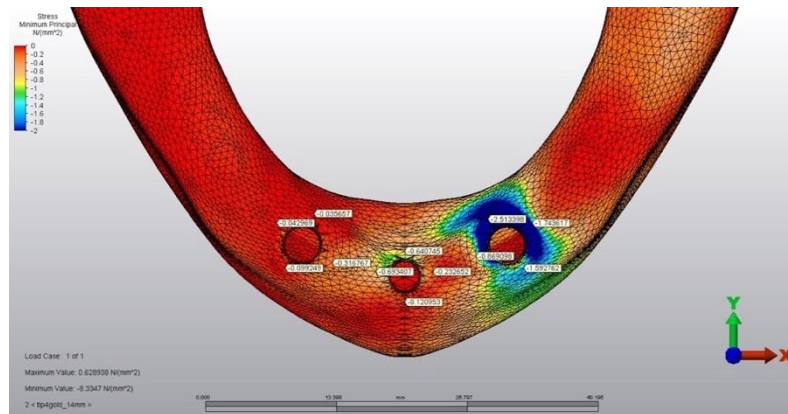
Şekil 4.1.2.16: Model 16 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 17 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 8 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.874369 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.600685 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.079945 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.17).



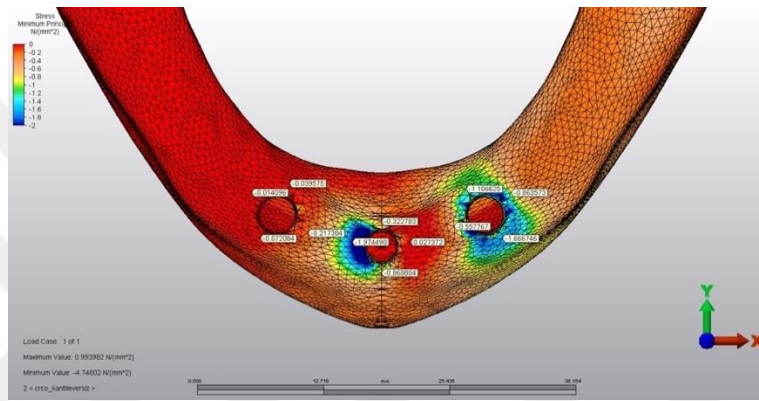
Şekil 4.1.2.17: Model 17 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 18 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 14 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -2.513398 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -0.693407 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.316767 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.18).



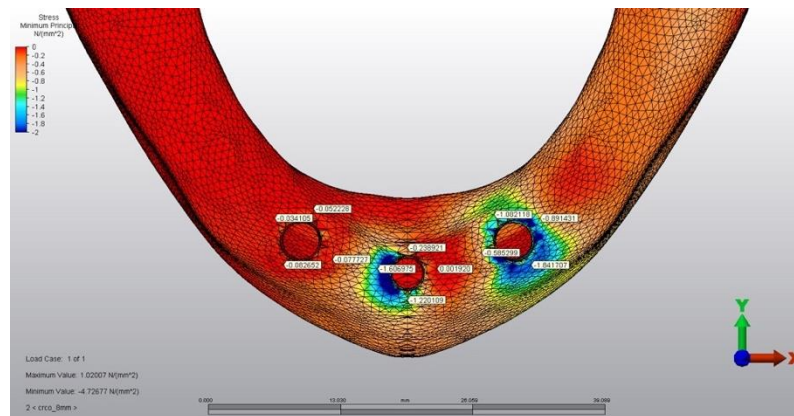
Şekil 4.1.2.18: Model 18 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 19 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 0 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.666746 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.974470 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.072084 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.19).



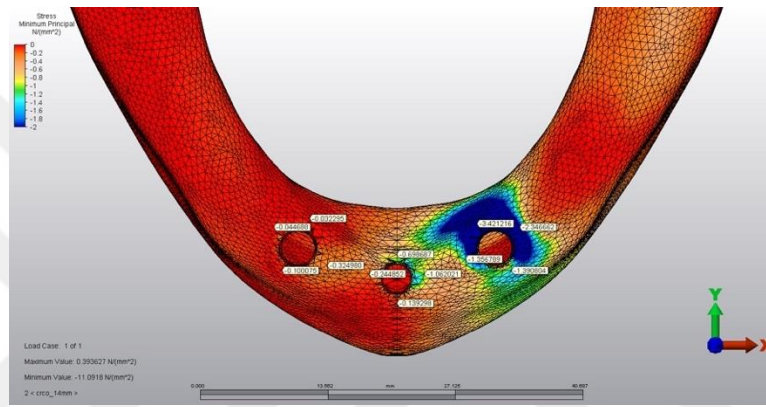
Şekil 4.1.2.19: Model 19 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 20 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 8 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.841707 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.606975 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.082652 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.20).



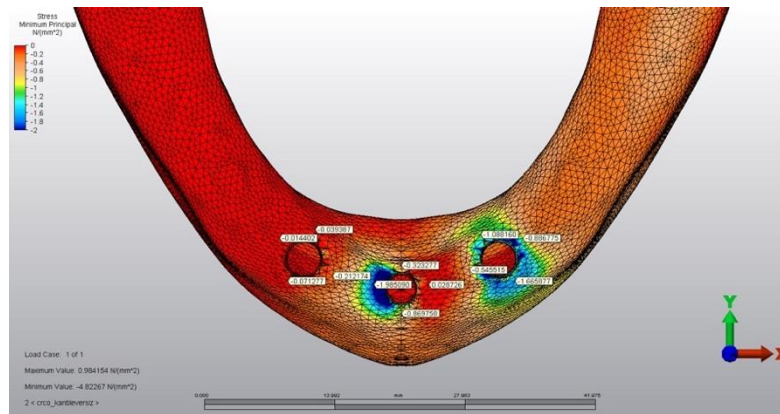
Şekil 4.1.2.20: Model 20 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 21 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 14 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -3.421216 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.062021 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.100075 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.21).



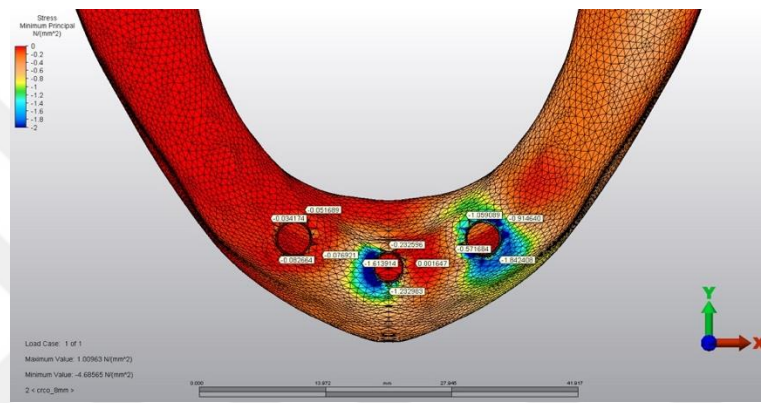
Şekil 4.1.2.21: Model 21 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 22 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 0 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.665877 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.985090 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.212174 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.22).



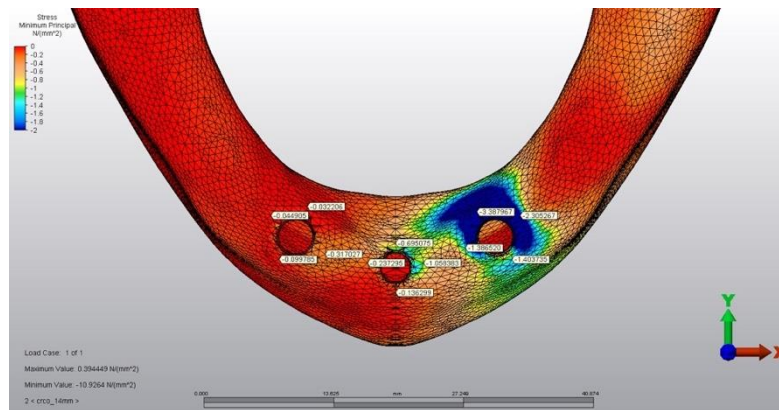
Şekil 4.1.2.22: Model 22 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 23 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 8 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.842408 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.613914 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.082664 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.23).



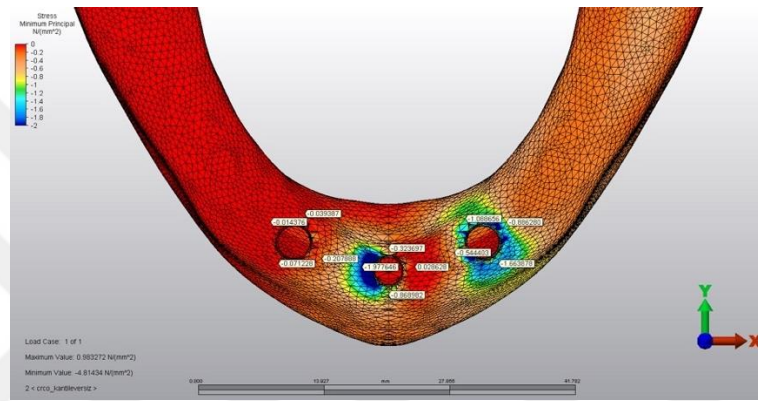
Şekil 4.1.2.23: Model 23 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 24 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 14 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -3.387967 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.058383 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.317027 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.24).



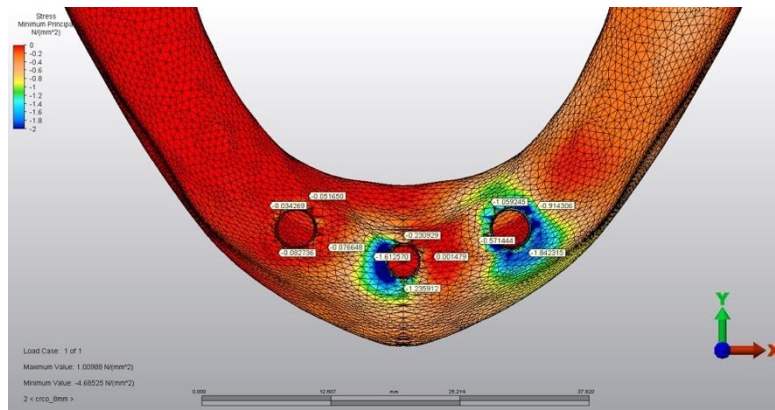
Şekil 4.1.2.24: Model 24 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 25 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 0 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.663878 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.977646 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.207888 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.25).



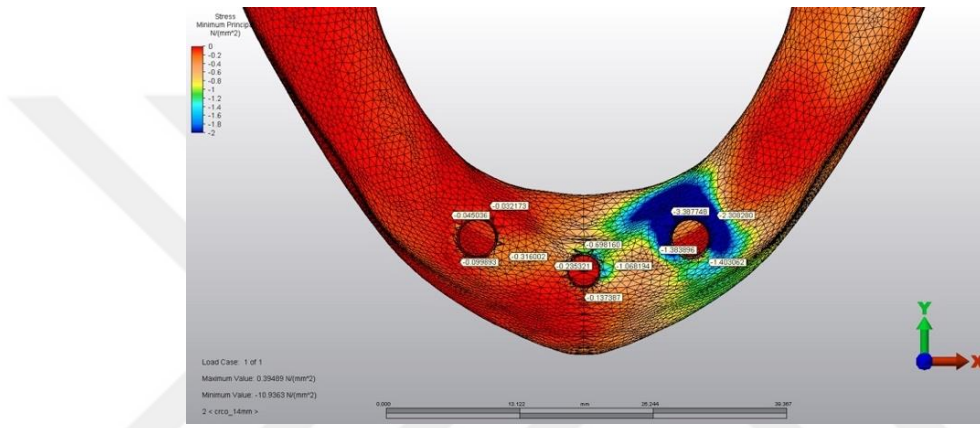
Şekil 4.1.2.25: Model 25 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 26 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 8 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.842315 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.612570 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.082736 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.26).



Şekil 4.1.2.26: Model 26 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 27 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 14 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -3.387748 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte -1.068194 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri -0.316002 N/mm^2 olarak bulunmuştur (Şekil 4.1.2.27).



Şekil 4.1.2.27: Model 27 de kortikal kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Tablo 4.2: İmplant Çevresindeki Kortikal Kemikteki Oluşan Sıkışma Stres Değerleri (N/mm²)

		Misfit 0 µm				Misfit 100 µm				Misfit 200 µm			
	Kantilever		Sol posterior	Anterior	Sağ posterior		Sol posterior	Anterior	Sağ posterior		Sol Posterior	Anterior	Sağ posterior
Grup 1	0 mm	Model 1	-1.679012	-1.974293	-0,187638	Model 4	-1,678438	-1.994666	-0,186623	Model 7	-1,675827	-1.988906	-0,182786
(Titanyum	8 mm	Model 2	-1.864217	-1.611528	-0.080933	Model 5	-1.865506	-1.623052	-0.080804	Model 8	-1.864614	-1.621224	-0.080918
Grade 5)	14 mm	Model 3	-2.790928	-0.670072	-0.328204	Model 6	-2.772014	-0.670391	-0.324348	Model 9	-2.773261	-0.672605	-0.321256
Grup 2	0 mm	Model 10	-1.683535	-1.942634	-0.171899	Model 13	-1.682734	-1.961319	-0.170870	Model 16	-1.680323	-1.955892	-0.167235
(Tip 4 Au)	8 mm	Model 11	-1.874739	-1.594309	-0.079977	Model 14	-1.875620	-1.603603	-0.079816	Model 17	-1.874369	-1.600685	-0.079945
	14 mm	Model 12	-2.529961	-0.700769	-0.323657	Model 15	-2.512904	-0.700780	-0.321069	Model 18	-2.513398	-0.693407	-0.316767
Grup 3	0 mm	Model 19	-1.666746	-1.974470	-0.217384	Model 22	-1.665877	-1.985090	-0.21274	Model 25	-1.663878	-1.977646	-0.207888
(Cr – Co)	8 mm	Model 20	-1.841707	-1.606975	-0.082652	Model 23	-1.842408	-1.613914	-0.082664	Model 26	-1.842315	-1.612570	-0.082736
	14 mm	Model 21	-3.421216	-1.062021	-0.100075	Model 24	-3.387967	-1.058383	-0.317027	Model 27	-3.387748	-1.068194	-0.316002

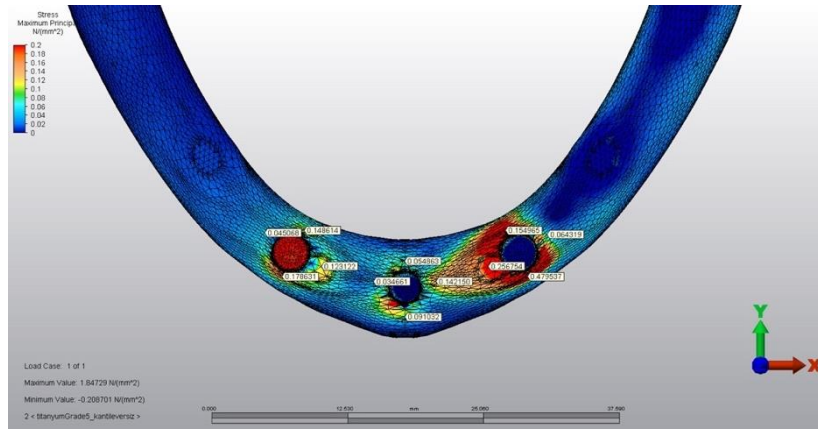
Çalışmamızda kortikal kemikteki en yüksek sıkışma değeri model 21’de sol posterior implant çevresinde, en düşük sıkışma değeri model 14’de sağ posterior implant çevresinde analiz edilmiştir (Tablo 4.2). Kortikal kemikteki sıkışma değerleri kantilever uzunluğunun artmasına paralel olarak kuvvetin uygulandığı implantta sıkışma değerinin arttığı analiz edilmiştir. Vertikal uyumsuzluk değerinin artması her üç grupta benzer sonuçlar analiz edilmiştir (Tablo 4.2). Alt yapı materyali elastik modülünün artması sonucu, kantilever uzunluğunun 0 mm ve 8 mm olduğu modellerde en yüksek sıkışma değeri sırasıyla Grup 2 > Grup 1 > Grup 3 şeklinde analiz edilmiştir (Tablo 4.2). Kantilever 14 mm olduğunda ise sırasıyla Grup 3 > Grup 1 > Grup 2 şeklinde analiz edilmiştir.

Sıkışma ve gerilme stres analiz değerleri incelendiğinde gerilme stresinin arttığı implant çevresi kortikal kemikte, sıkışma değerinin azaldığı gözlenmiştir.

4.2 Trabeküler Kemik Bulguları

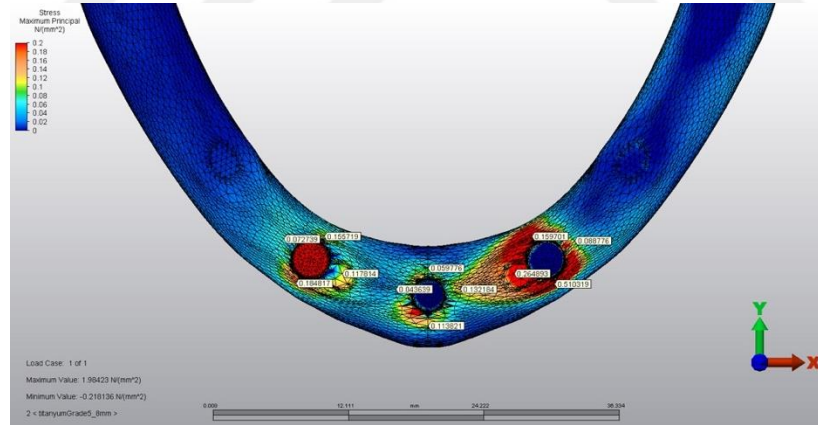
4.2.1 Trabeküler Kemikte Oluşan Gerilme Stresleri (Maksimum Principle Stress: σ_{max})

Model 1 (1. Grup; Titanium Grade 5; Kantilever 0 mm, Misfit 0 μ m): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.479537 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.142150 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.178631 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.1).



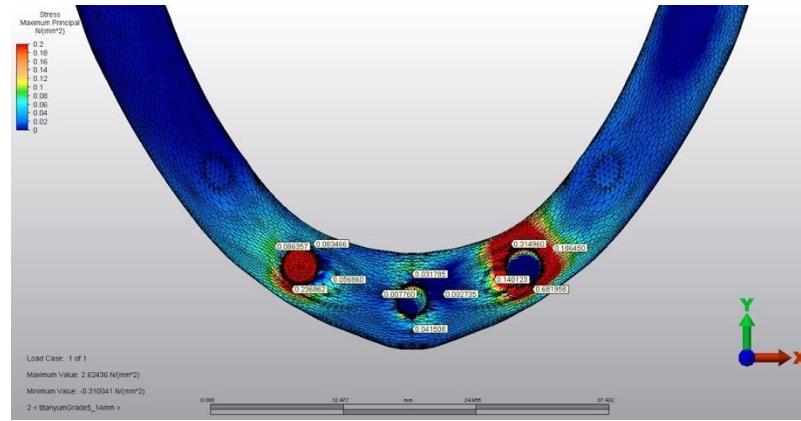
Şekil 4.2.1.1: Model 1 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 2 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 8 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.510319 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.132184 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.184817 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.2).



Şekil 4.2.1.2: Model 2 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

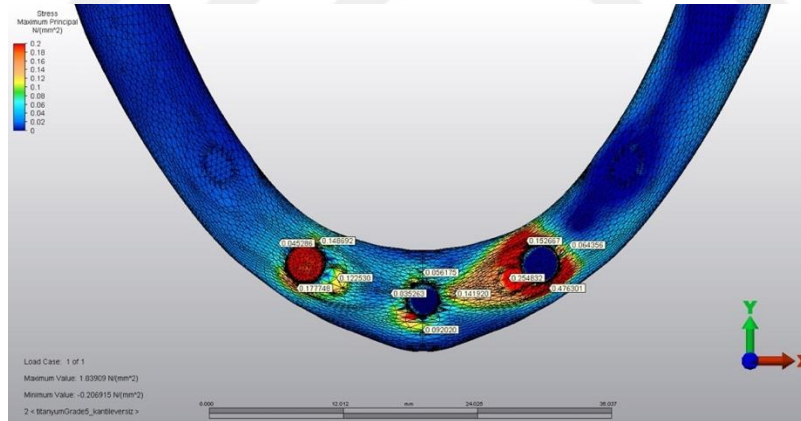
Model 3 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 14 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.681958 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.041508 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.236862 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.3).



Şekil 4.2.1.3: Model 3 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 4 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 0 mm, Misfit100 μ m):

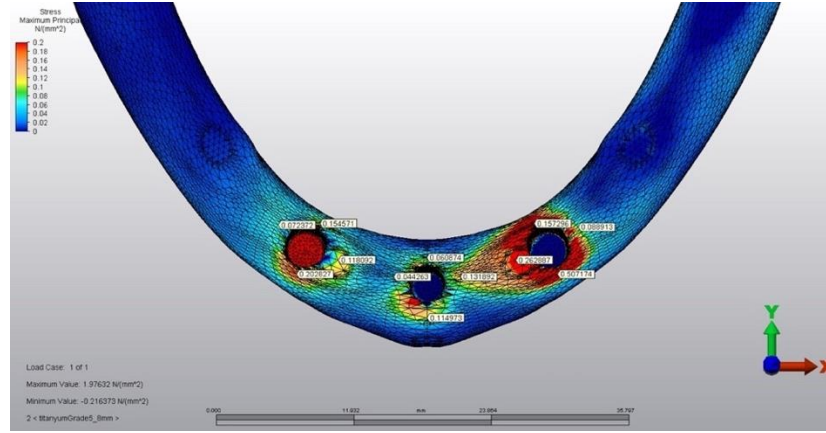
Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.476301 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.141920 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.177748 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.4).



Şekil 4.2.1.4: Model 4 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 5 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 8 mm, Misfit 100 μ m):

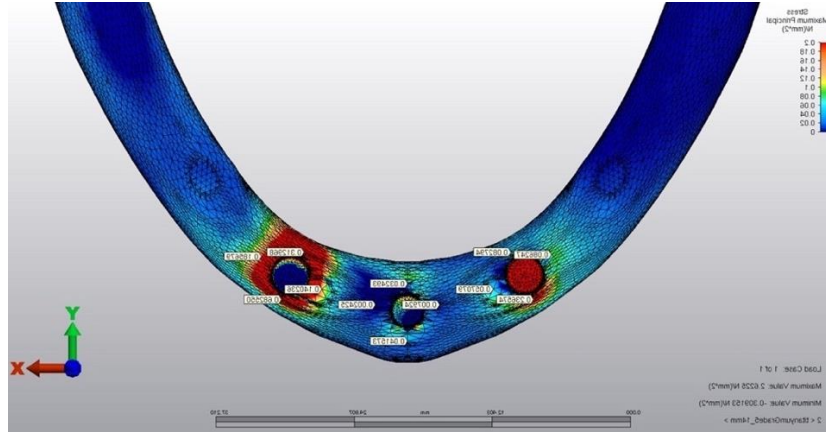
Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.507174 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.131892 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.202827 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.5).



Şekil 4.2.1.5: Model 5 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 6 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 14 mm, Misfit 100 μ m):

Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.682550 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.041573 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.236574 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.6).

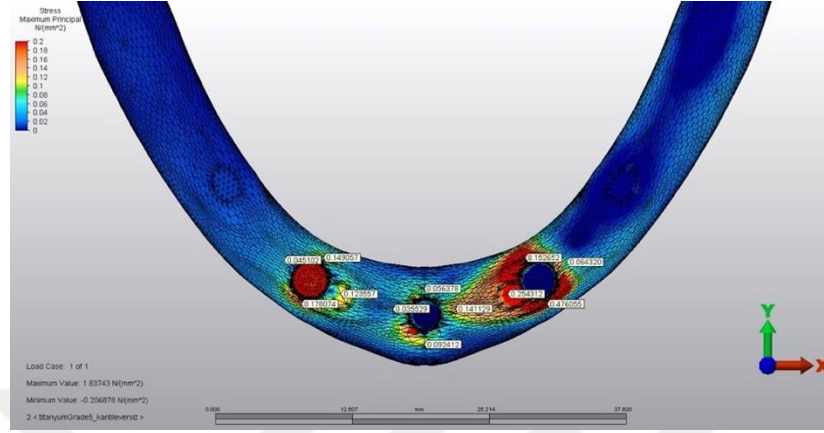


Şekil 4.2.1.6: Model 6 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 7 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 0 mm, Misfit 200 μ m):

Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.476055 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.141129 N/mm^2 , sağ

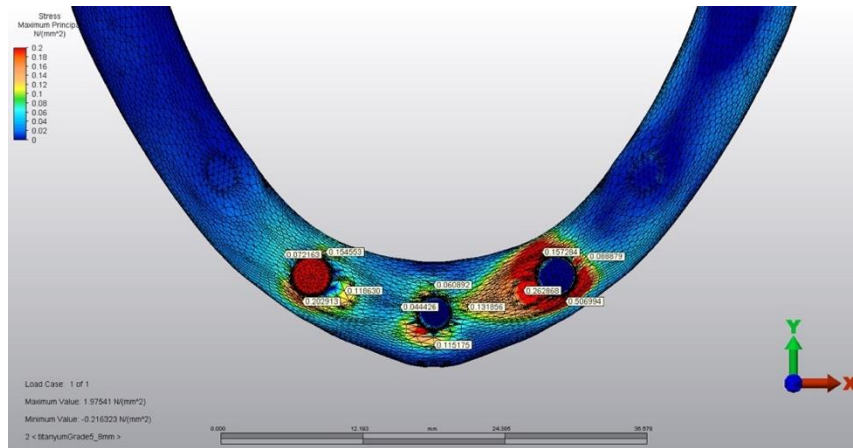
posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.178074 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.7).



Şekil 4.2.1.7: Model 7 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 8 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 8 mm, Misfit $200 \mu\text{m}$):

Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.506994 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.131856 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.202913 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.8).

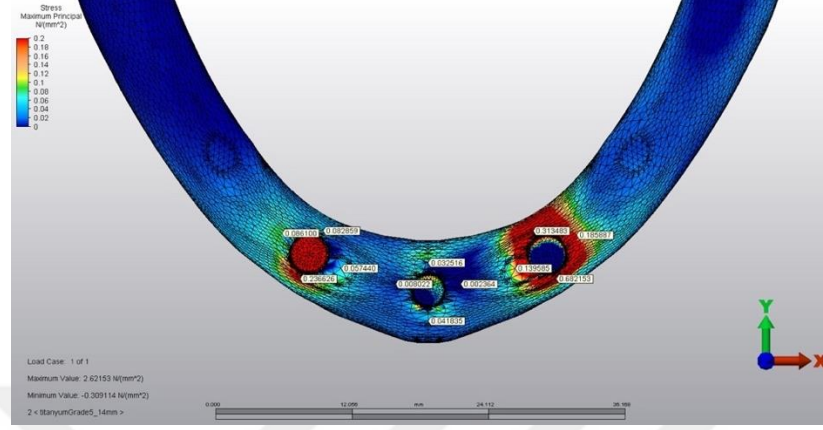


Şekil 4.2.1.8: Model 8 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 9 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 14 mm, Misfit $200 \mu\text{m}$):

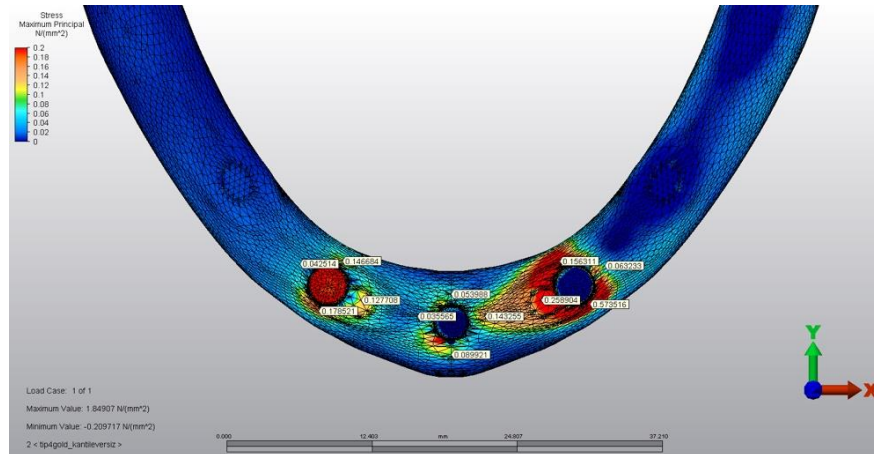
Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.682153 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.041835 N/mm^2 , sağ

posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.236626 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.9).



Şekil 4.2.1.9: Model 9 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

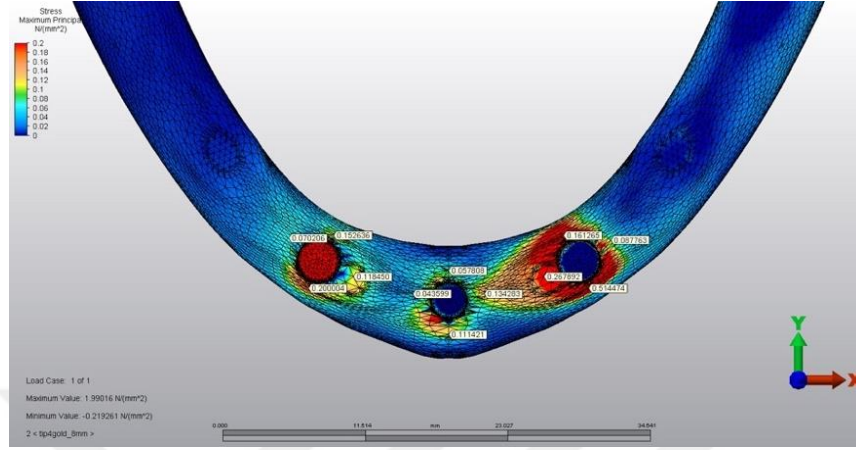
Model 10 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 0 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.573516 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.143255 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.178521 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.10).



Şekil 4.2.1.10: Model 10 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

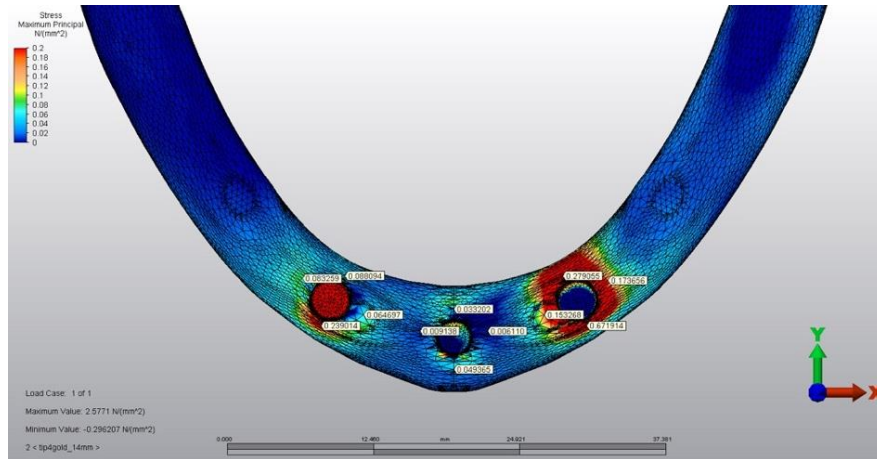
Model 11 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 8mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.514474 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.134283 N/mm^2 , sağ posterior implantın

soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.200004 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.11).



Şekil 4.2.1.11: Model 11 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

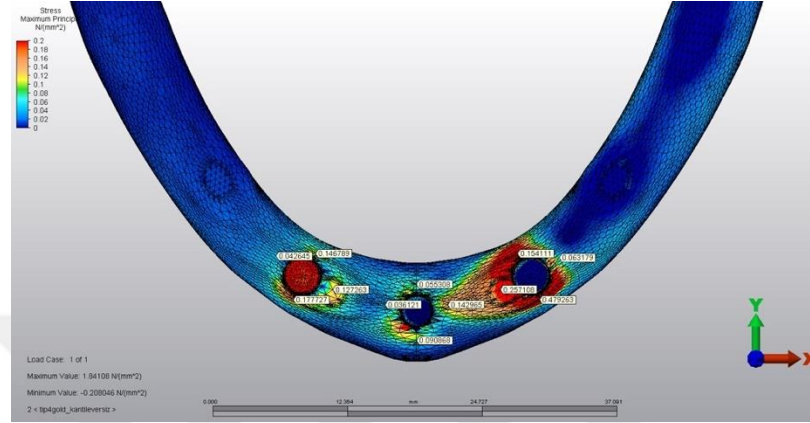
Model 12 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 14 mm, Misfit $0 \mu\text{m}$): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.671914 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.049365 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.239014 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.12).



Şekil 4.2.1.12: Model 12 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

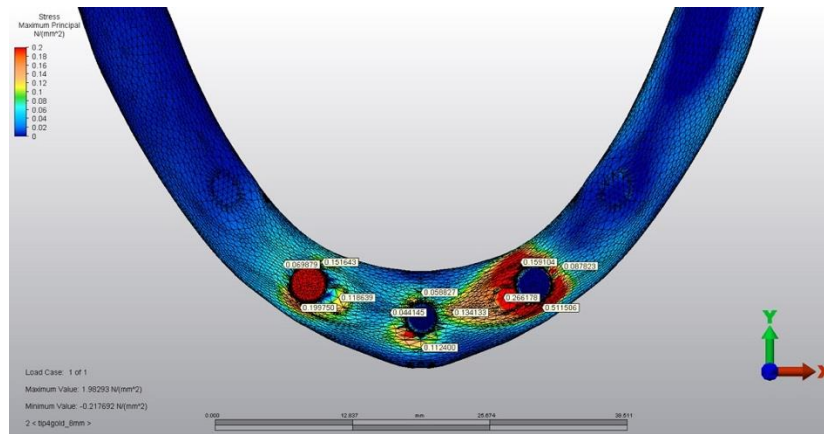
Model 13 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 0 mm, Misfit $100 \mu\text{m}$): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.479263 N/mm^2 , anterior

implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.142965 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.177727 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.13).



Şekil 4.2.1.13: Model 13 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

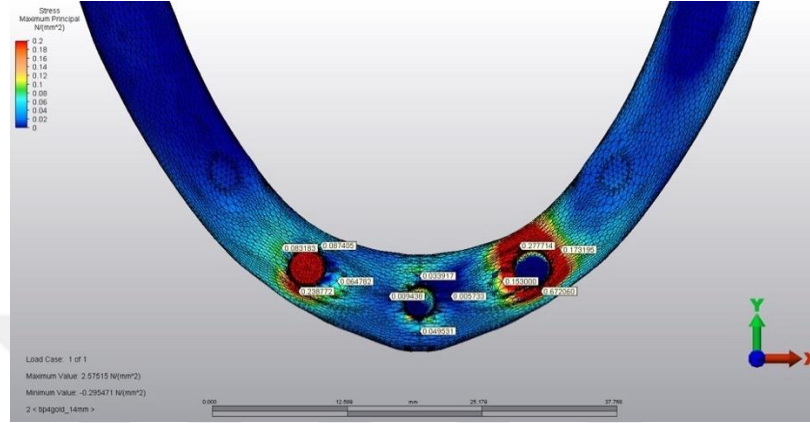
Model 14 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 8 mm, Misfit $100 \mu\text{m}$): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.511506 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.134133 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.199750 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.14).



Şekil 4.2.1.14: Model 14 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

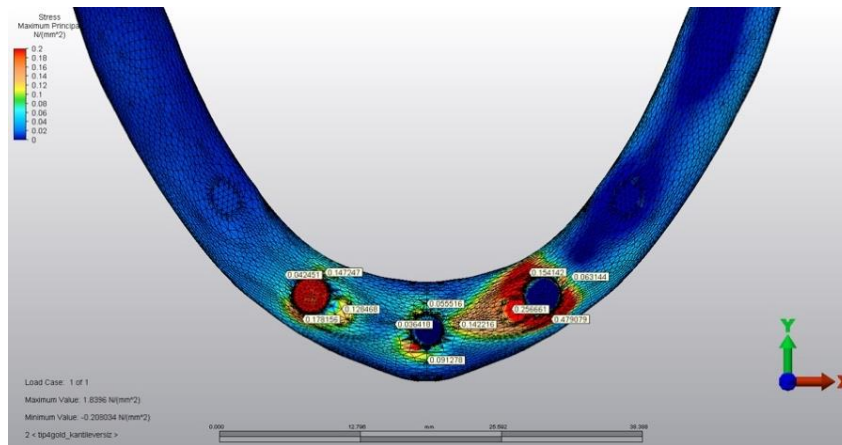
Model 15 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 14 mm, Misfit $100 \mu\text{m}$): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.672060 N/mm^2 , anterior

implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.049531 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.238772 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.15).



Şekil 4.2.1.15: Model 15 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

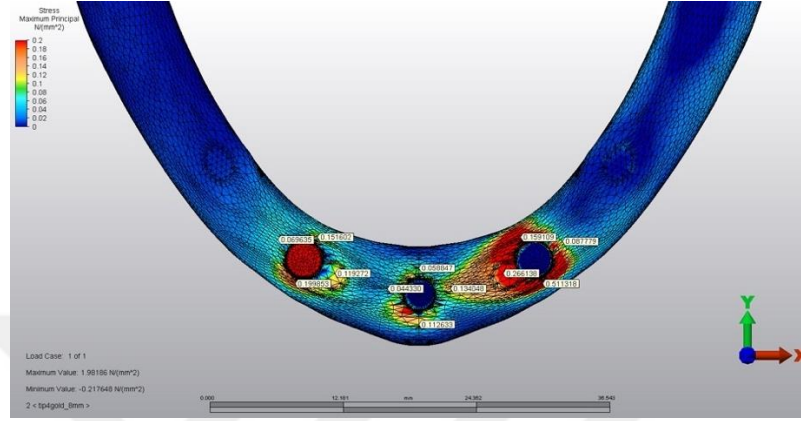
Model 16 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 0 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.479079 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.142216 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.178156 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.16).



Şekil 4.2.1.16: Model 16 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

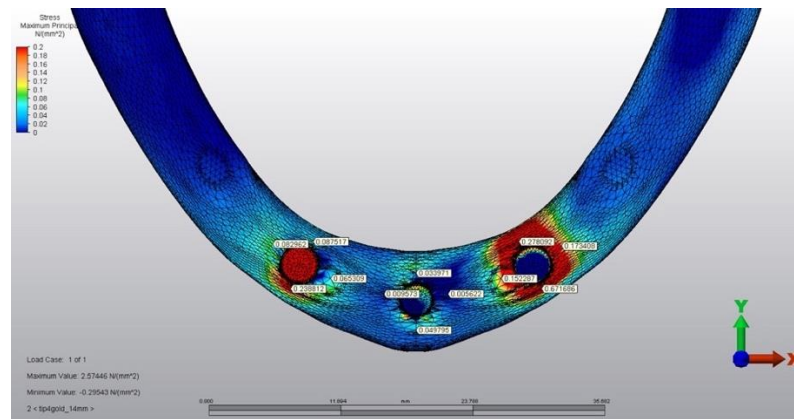
Model 17 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 14 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.511318 N/mm^2 , anterior

implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.134048 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.199853 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.17).



Şekil 4.2.1.17: Model 17 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

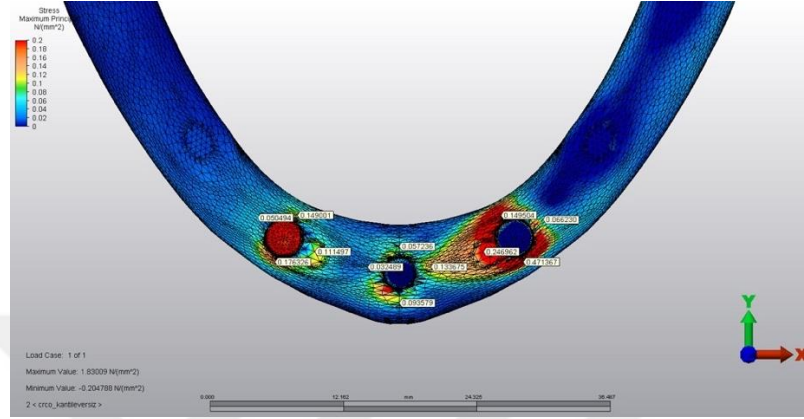
Model 18 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 8 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.671686 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.049795 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.238812 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.18).



Şekil 4.2.1.18: Model 18 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

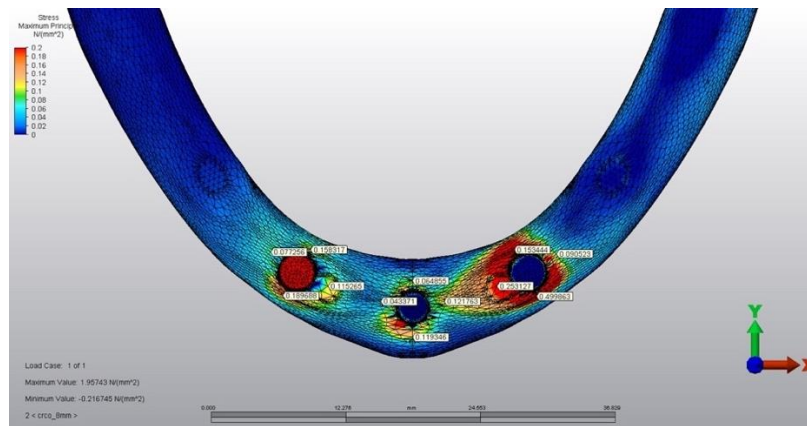
Model 19 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 0 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.471367 N/mm^2 , anterior implantın

soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.133675 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.176326 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.19).



Şekil 4.2.1.19: Model 19 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

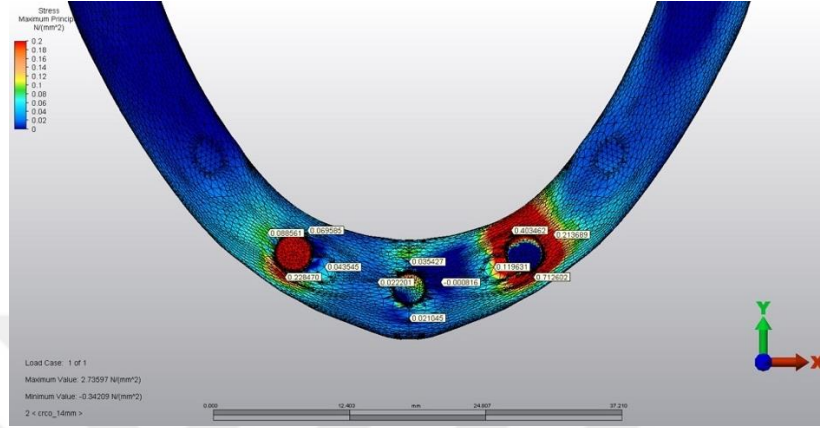
Model 20 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 8 mm, Misfit $0 \mu\text{m}$): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.499863 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.121763 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.189668 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.20).



Şekil 4.2.1.20: Model 20 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

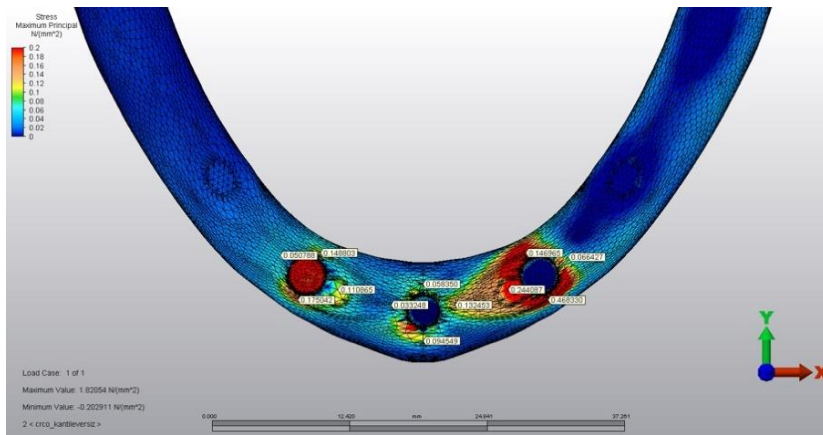
Model 21 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 14 mm, Misfit $0 \mu\text{m}$): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.712602 N/mm^2 , anterior implantın

soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.035427 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.228470 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.21).



Şekil 4.2.1.21: Model 21 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

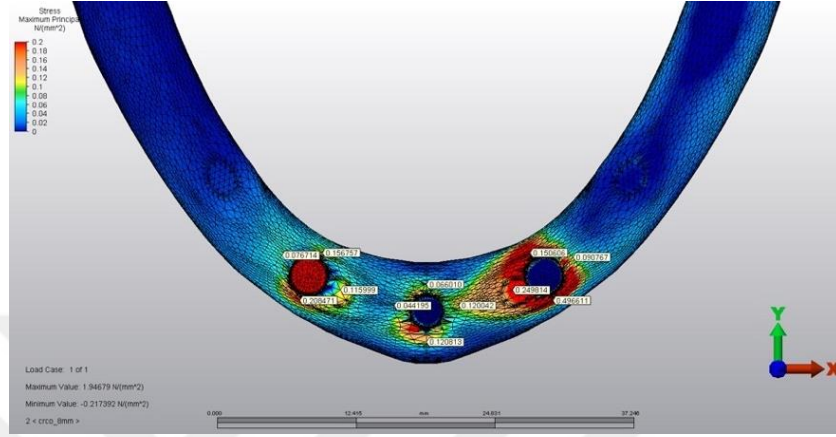
Model 22 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 0 mm, Misfit $100 \mu\text{m}$): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.468330 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.132453 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.175042 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.22).



Şekil 4.2.1.22: Model 22 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

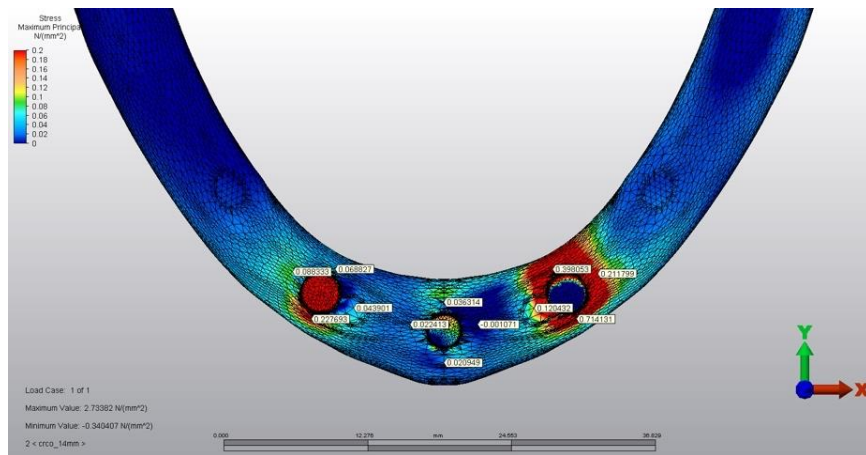
Model 23 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 8 mm, Misfit $100 \mu\text{m}$): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.496611 N/mm^2 , anterior implantın

soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.120813 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.208471 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.23).



Şekil 4.2.1.23: Model 23 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

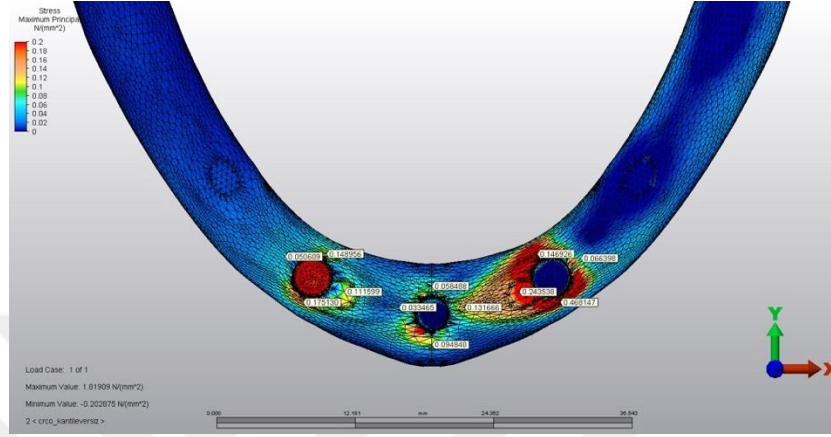
Model 24 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 14 mm, Misfit $100 \mu\text{m}$): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.714131 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.036314 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.227693 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.24).



Şekil 4.2.1.24: Model 24 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

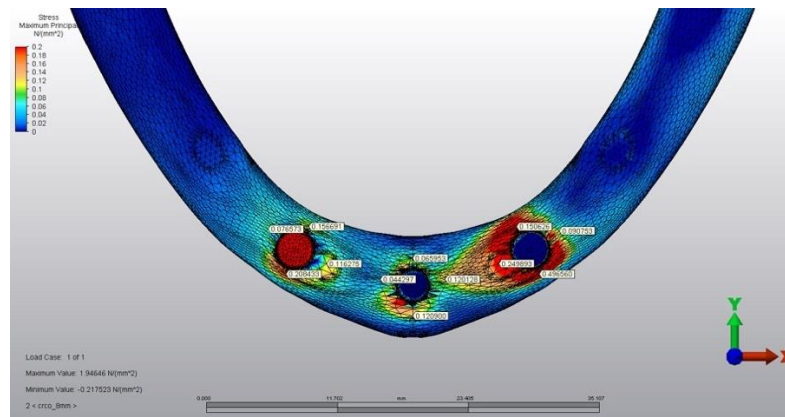
Model 25 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 0 mm, Misfit $200 \mu\text{m}$): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.468147 N/mm^2 , anterior implantın

soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.131666 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.175130 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.25).



Şekil 4.2.1.25: Model 25 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

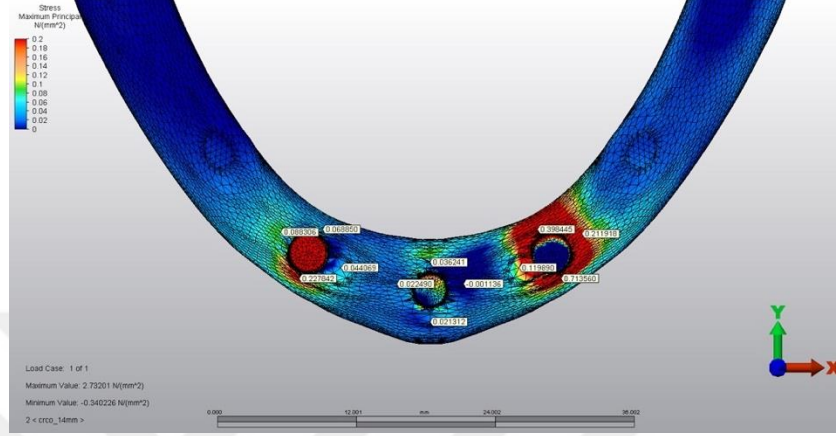
Model 26 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 8 mm, Misfit $200 \mu\text{m}$): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.496560 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.120900 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.208433 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.26).



Şekil 4.2.1.26: Model 26 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

Model 27 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 14 mm, Misfit $200 \mu\text{m}$): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.713560 N/mm^2 , anterior

implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte 0.036241 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri 0.227842 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.1.27).



Şekil 4.2.1.27: Model 27 de trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri ($\sigma_{\max}$)

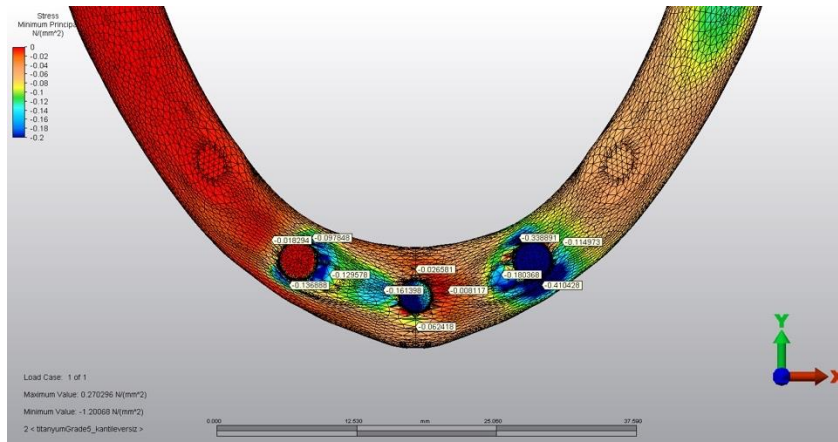
Tablo 4 3: Trabeküler Kemikte Oluşan Sıkışma Stres Değerleri (N/mm²)

		Misfit 0 µm				Misfit 100 µm				Misfit 200 µm			
	Kantilever		Sol posterior	Anterior	Sağ posterior		Sol posterior	Anterior	Sağ posterior		Sol Posterior	Anterior	Sağ posterior
Grup 1	0 mm	Model 1	0.479537	0.142150	0.178631	Model 4	0.476301	0.141920	0.177748	Model 7	0.476055	0.141129	0.178074
(Titanyum	8 mm	Model 2	0.510319	0.132184	0.184817	Model 5	0.507174	0.131892	0.202827	Model 8	0.506994	0.131856	0.202913
Grade 5)	14 mm	Model 3	0.681958	0.041508	0.236862	Model 6	0.682550	0.041573	0.236574	Model 9	0.682153	0.041835	0.236626
Grup 2	0 mm	Model 10	0.573516	0.143255	0.178521	Model 13	0.479263	0.142965	0.177727	Model 16	0.479079	0.142216	0.178156
(Tip 4 Au)	8 mm	Model 11	0.514474	0.134283	0.200004	Model 14	0.511506	0.134133	0.199750	Model 17	0.511318	0.134048	0.199853
	14 mm	Model 12	0.671914	0.049365	0.239014	Model 15	0.672060	0.049531	0.238772	Model 18	0.671686	0.049795	0.238812
Grup 3	0 mm	Model 19	0.471367	0.133675	0.176326	Model 22	0.468330	0.132453	0.175042	Model 25	0.468147	0.131666	0.175130
(Cr – Co)	8 mm	Model 20	0.499863	0.121763	0.189688	Model 23	0.496611	0.120813	0.208471	Model 26	0.496560	0.120900	0.208433
	14 mm	Model 21	0.712602	0.035427	0.228470	Model 24	0.714131	0.036314	0.227693	Model 27	0.713560	0.036241	0.227842

Çalışmamızda trabeküler kemikteki en yüksek gerilme değeri, model 24'te en düşük gerilme değeri, model 21'de analiz edilmiştir. Kantilever uzunluğunun artması gerilme değerlerini arttırdığı analiz edilmiştir (Tablo 4.3). Bütün gruplarda en yüksek implant çevresi soketin gerilme değeri, kuvvetin uygulandığı terminal implant tarafında en yüksek analiz edilmiştir, onu takiben sağ posterior implant ve anterior implant şeklinde analiz edilmiştir (Tablo 4.3). Kantilever uzunluğunun artması sonucu anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikteki gerilme değeri azalırken diğer iki implant soketi çevresinde arttığı analiz edilmiştir. Genel olarak birbirine yakın sonuçlar bulunmuştur.

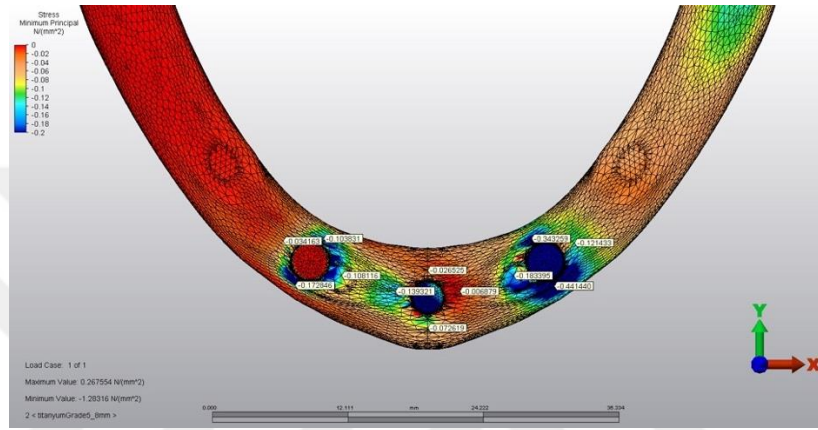
4.2.2 Trabeküler Kemikte Oluşan Sıkışma Stresleri (Minimum Principle Stress: σ_{min})

Model 1 (1. Grup; Titanium Grade 5; Kantilever 0 mm, Misfit 0 μ m): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.410428 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.161398 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.136888 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.1).



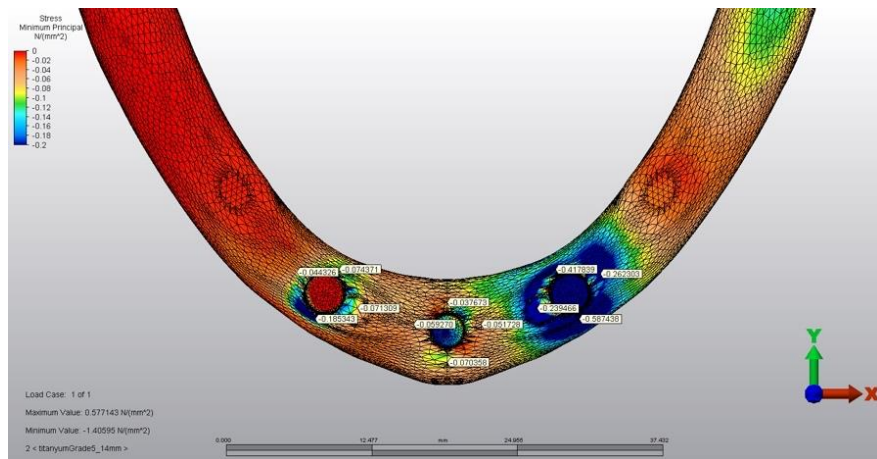
Şekil 4.2.2.1: Model 1 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri (σ_{min})

Model 2 (1. Grup; Titanium Grade 5; Kantilever 8 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.441440 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.139321 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.172846 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.2).



Şekil 4.2.2.2: Model 2 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

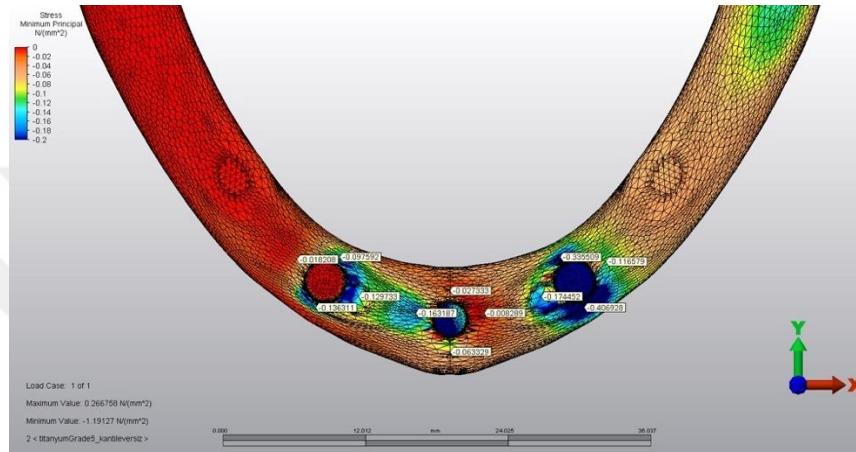
Model 3 (1. Grup; Titanium Grade 5; Kantilever 14 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.587438 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.070358 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.185343 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.3).



Şekil 4.2.2.3: Model 3 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 4 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 0 mm, Misfit100 μ m):

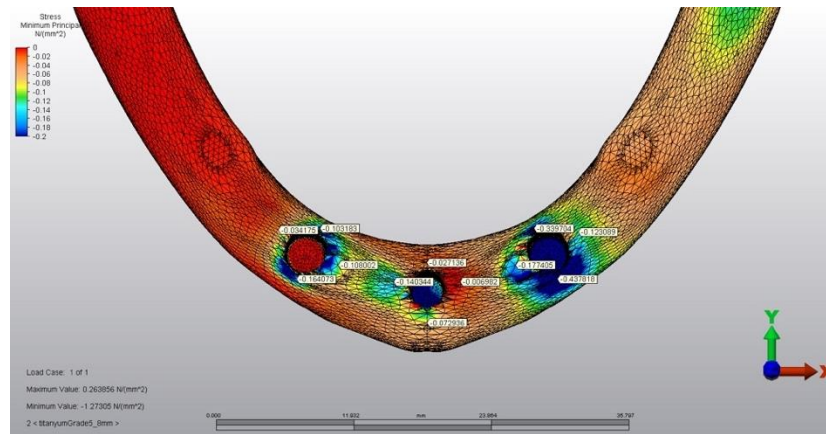
Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.406928 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.163187 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.136311 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.4).



Şekil 4.2.2.4: Model 4 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 5 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 8 mm, Misfit 100 μ m):

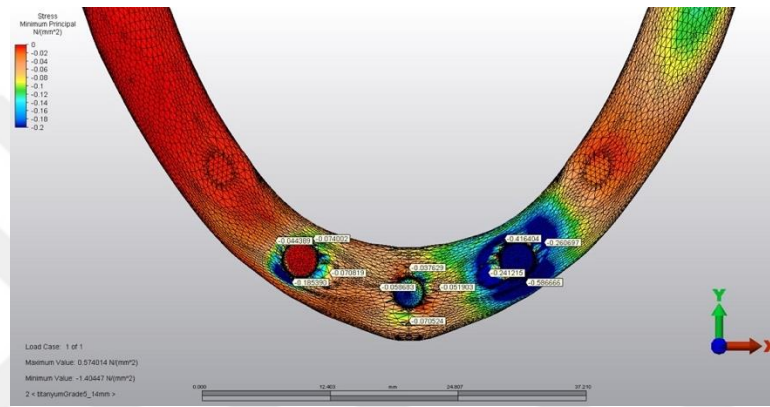
Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.437818 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.140344 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.164073 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.5).



Şekil 4.2.2.5: Model 5 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 6 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 14 mm, Misfit 100 μm):

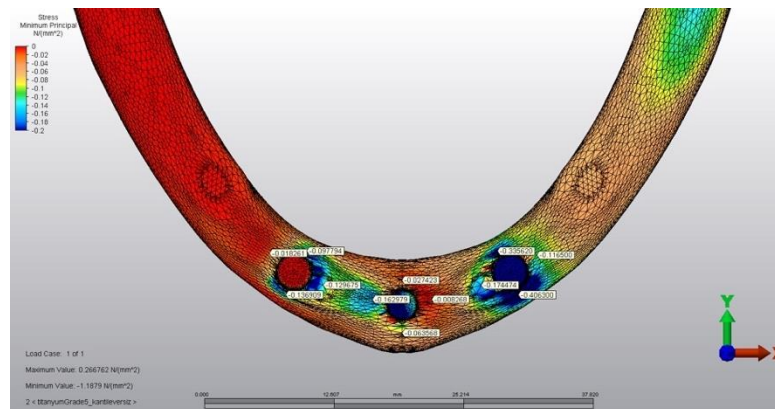
Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.586666 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.070524 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.185390 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.6).



Şekil 4.2.2.6: Model 6 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 7 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 0 mm, Misfit 200 μm):

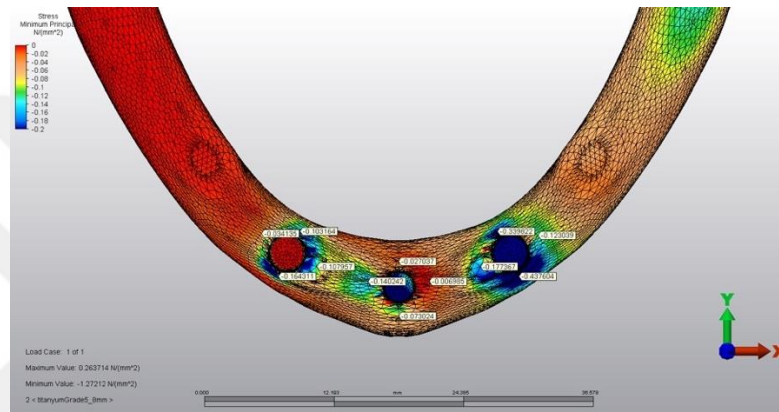
Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.406300 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.162979 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.136909 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.7).



Şekil 4.2.2.7: Model 7 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 8 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 8 mm, Misfit 200 μm):

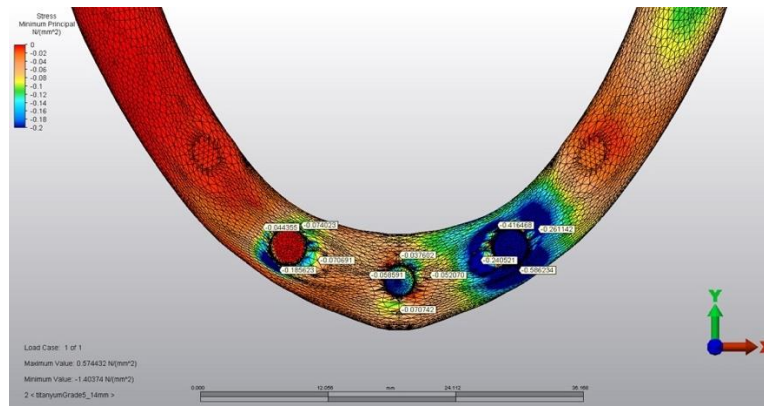
Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.437604 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.140242 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.164311 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.8).



Şekil 4.2.2.8: Model 8 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

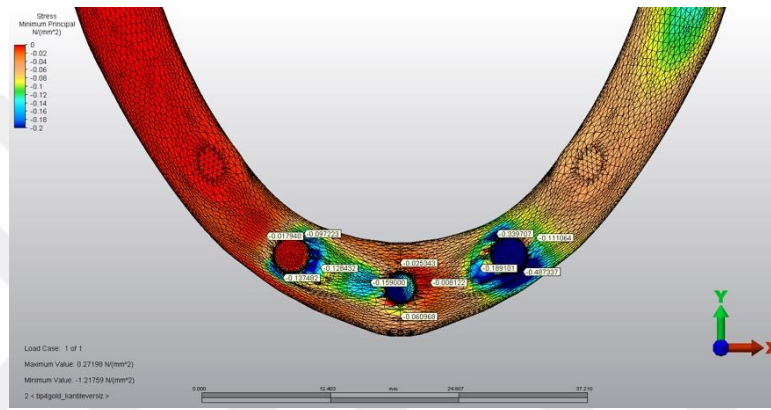
Model 9 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 14 mm, Misfit 200 μm):

Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.586234 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.070742 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.185623 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.9).



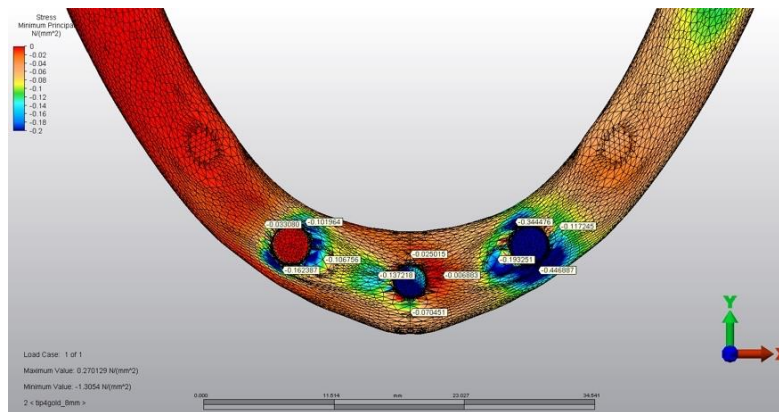
Şekil 4.2.2.9: Model 9 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 10 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 0 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.487337 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.159000 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.137482 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.10).



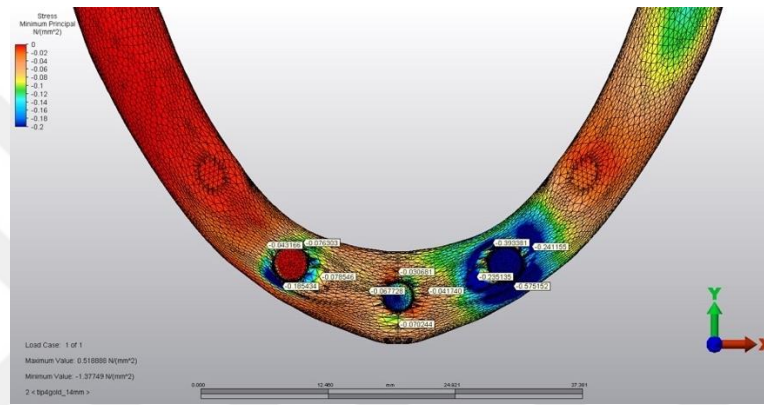
Şekil 4.2.2.10: Model 10 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 11 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 8mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.446887 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.137218 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.162387 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.11).



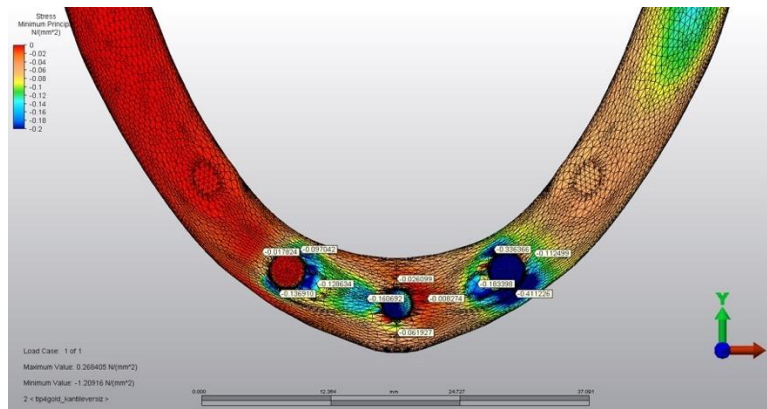
Şekil 4.2.2.11: Model 11 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 12 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 14 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.575152 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.070244 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.185434 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.12).



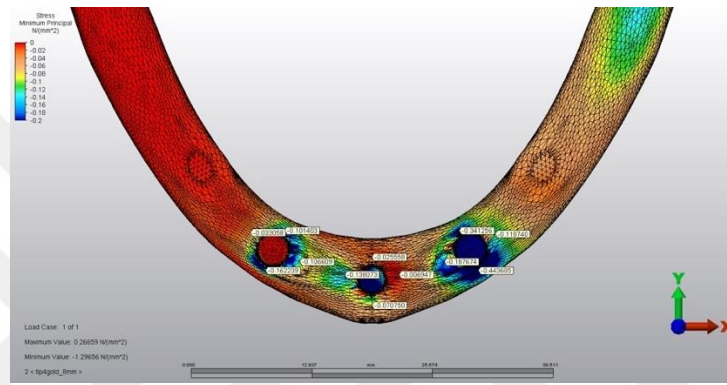
Şekil 4.2.2.12: Model 12 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 13 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 0 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.411226 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.160692 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.136910 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.13).



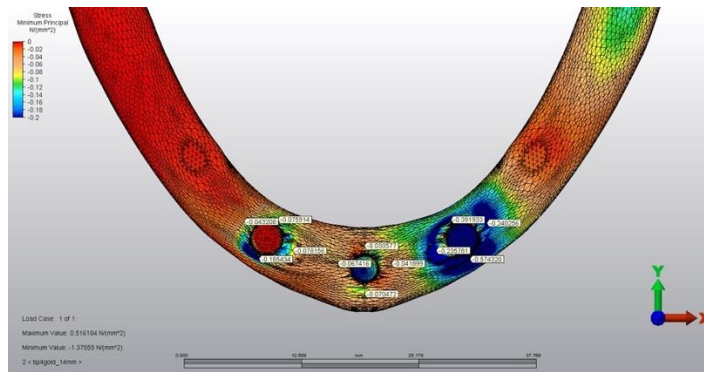
Şekil 4.2.2.13: Model 13 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 14 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 8 mm, Misfit 100 μ m): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.443605 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.138073 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.162239 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.14).



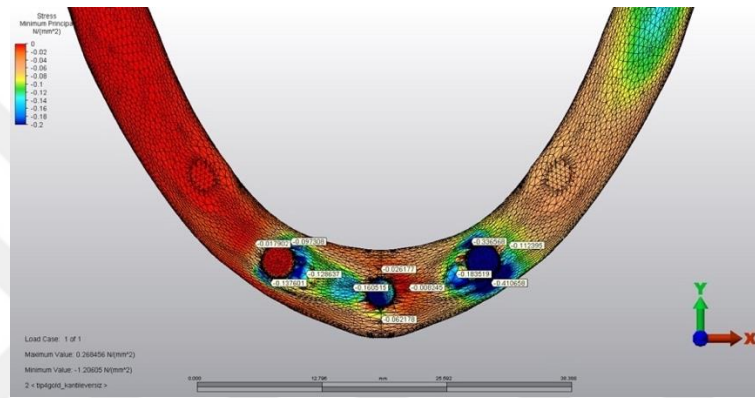
Şekil 4.2.2.14: Model 14 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 15 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 14 mm, Misfit 100 μ m): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.574320 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.070472 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.185434 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.15).



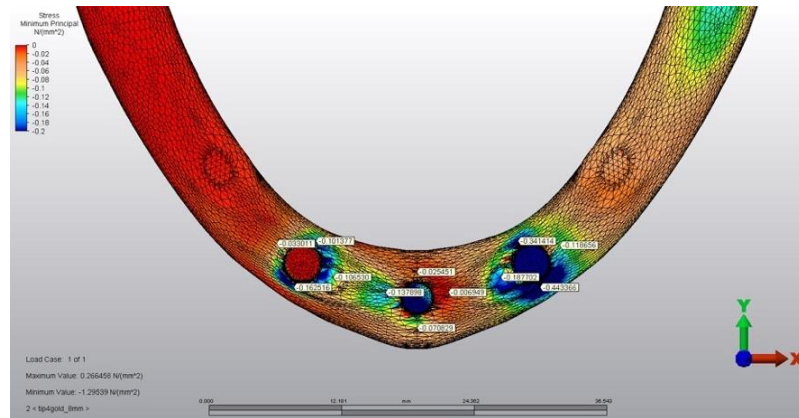
Şekil 4.2.2.15: Model 15 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 16 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 0 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.410658 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.160515 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.137601 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.16).



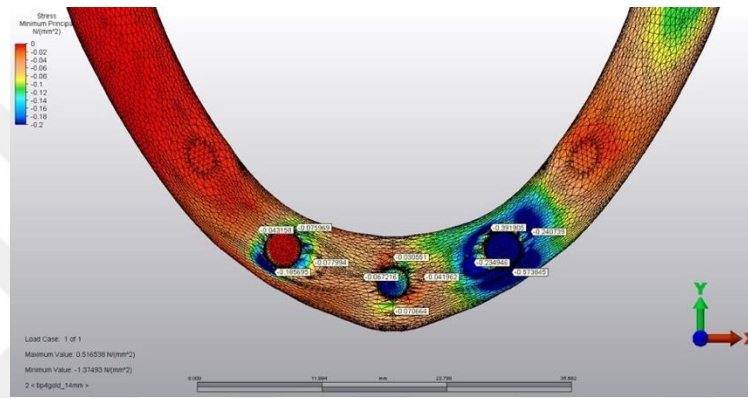
Şekil 4.2.2.16: Model 16 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 17 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 14 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.443366 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.137898 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.162516 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.17).



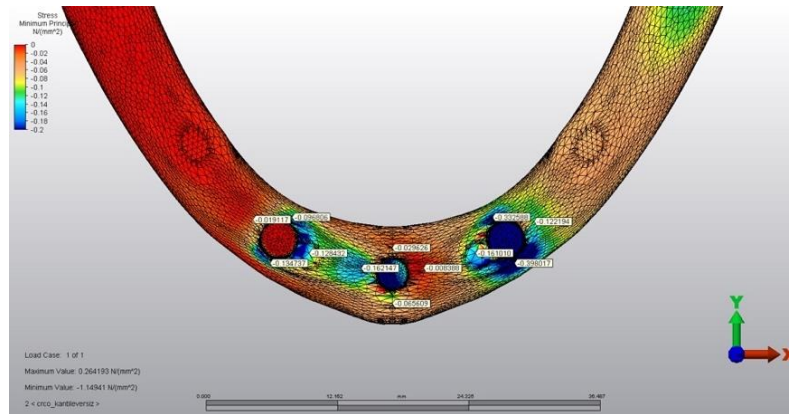
Şekil 4.2.2.17: Model 17 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 18 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 8 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.573845 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.070664 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.185695 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.18).



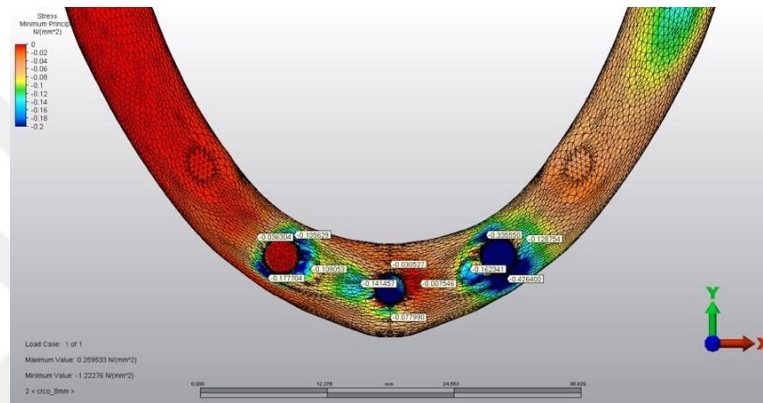
Şekil 4.2.2.18: Model 18 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 19 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 0 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.398017 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.162147 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.134737 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.19).



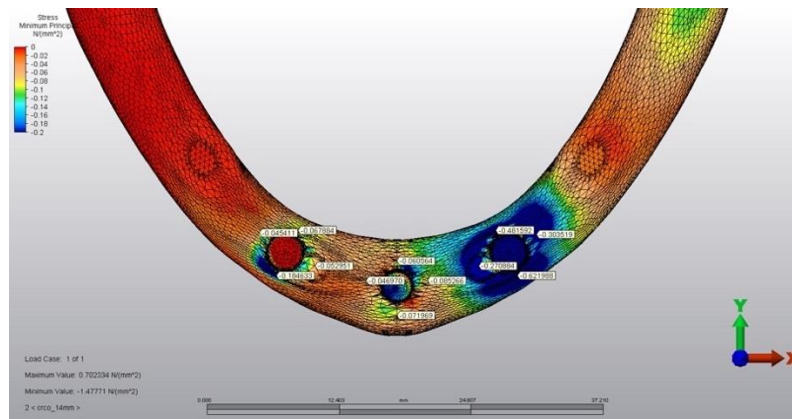
Şekil 4.2.2.19: Model 19 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 20 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 8 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.426400 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.141457 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.177704 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.20).



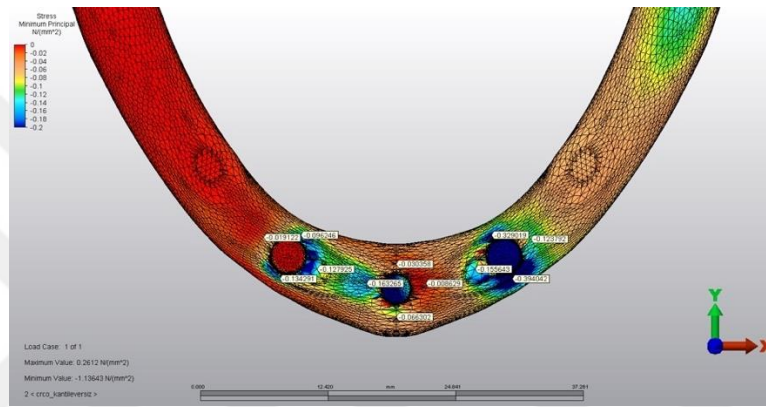
Şekil 4.2.2.20: Model 20 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 21 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 14 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.621988 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.085266 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.184633 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.21).



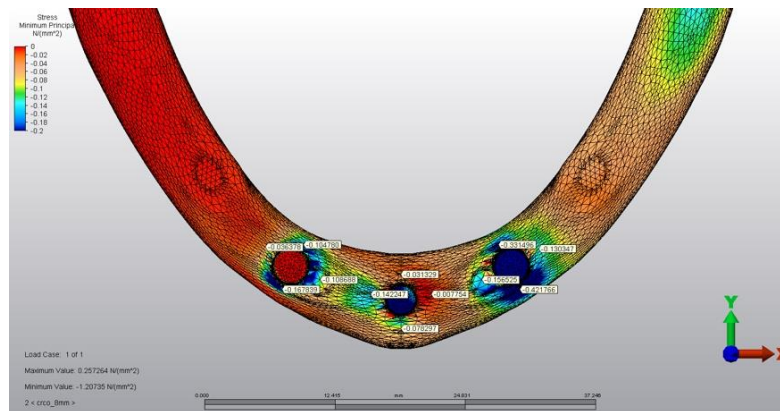
Şekil 4.2.2.21: Model 21 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 22 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 0 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.394042 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.163265 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.134291 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.22).



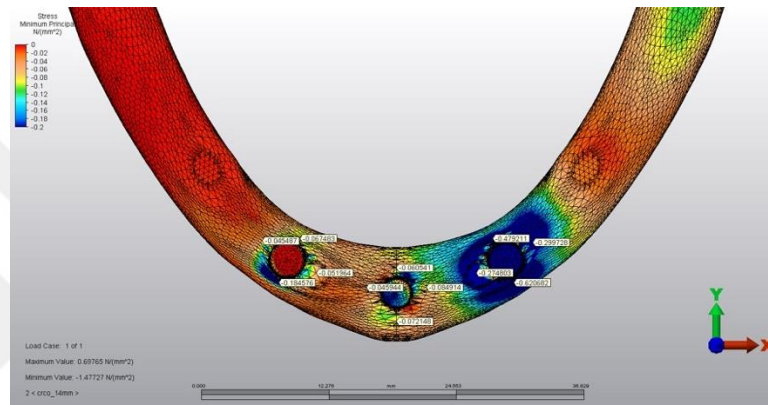
Şekil 4.2.2.22: Model 22 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 23 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 8 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.421766 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.142247 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.167839 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.23).



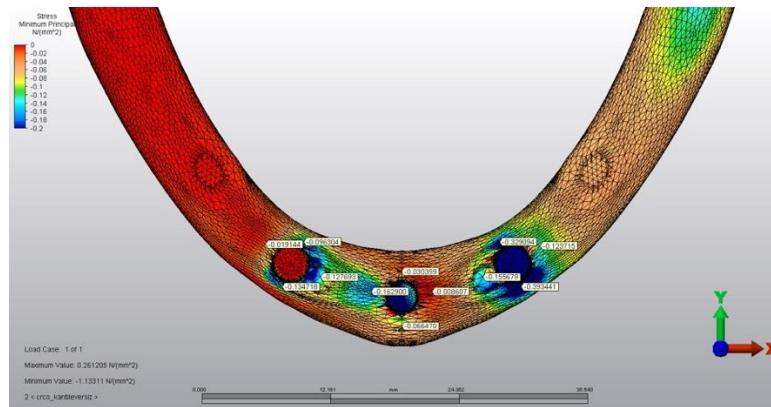
Şekil 4.2.2.23: Model 23 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 24 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 14 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.620682 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.084914 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.184576 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.24).



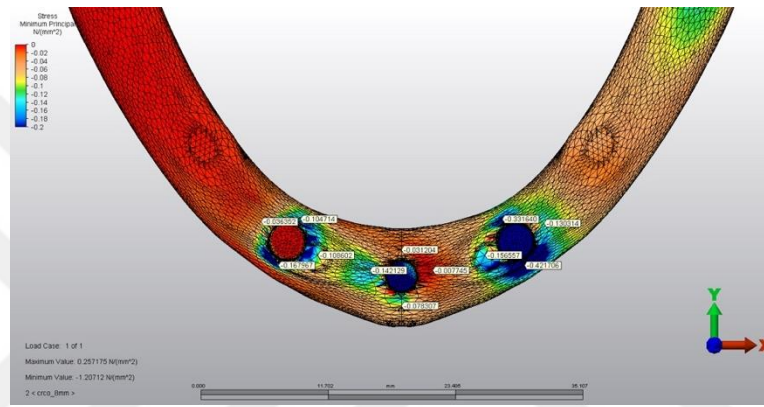
Şekil 4.2.2.24: Model 24 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 25 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 0 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.393441 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.162900 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.134718 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.25).



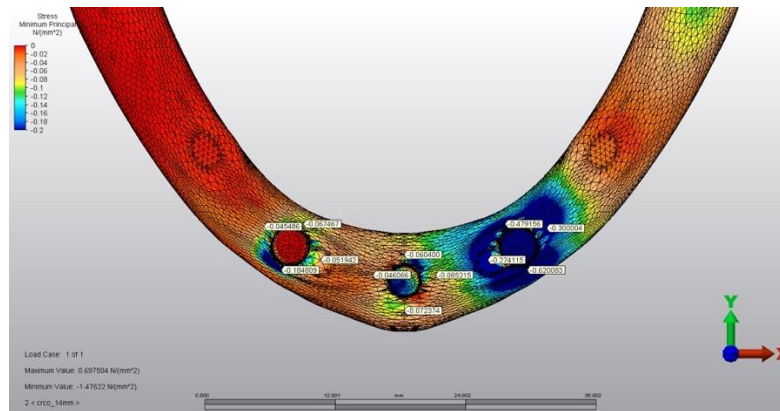
Şekil 4.2.2.25: Model 25 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 26 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 8 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.421706 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.142129 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.167967 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.26).



Şekil 4.2.2.26: Model 26 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

Model 27 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 14 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.620083 N/mm^2 , anterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte -0.085215 N/mm^2 , sağ posterior implantın soketi çevresindeki trabeküler kemikte oluşan gerilme stresleri -0.184809 N/mm^2 olarak analiz edilmiştir (Şekil 4.2.2.27).



Şekil 4.2.2.27: Model 27 de trabeküler kemikte oluşan sıkışma stresleri ($\sigma_{\min}$)

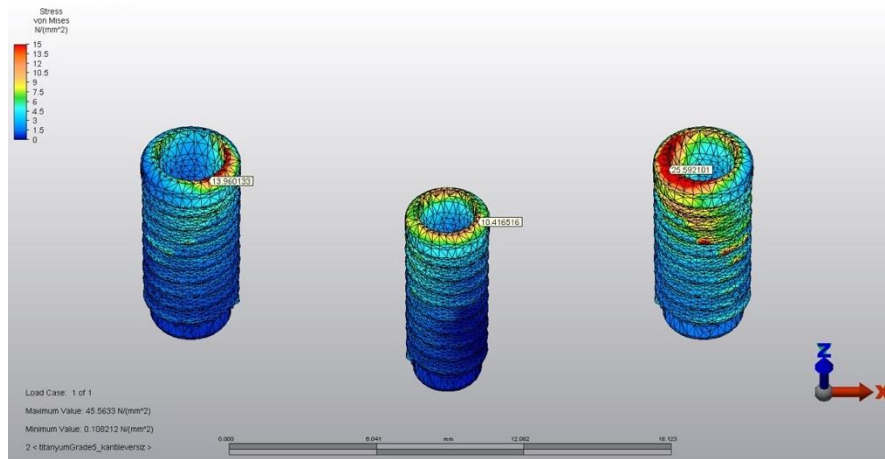
Tablo 4.4: Trabeküler Kemikte Oluşan Sıkışma Stres Değerleri (N/mm²)

		Misfit 0 µm				Misfit 100 µm				Misfit 200 µm			
	Kantilever		Sol posterior	Anterior	Sağ posterior		Sol posterior	Anterior	Sağ posterior		Sol Posterior	Anterior	Sağ posterior
Grup 1	0 mm	Model 1	-0.410428	-0.161398	-0.136888	Model 4	-0.406928	-0.163187	-0.136311	Model 7	-0.406300	-0.162979	-0.136909
(Titanyum	8 mm	Model 2	-0.441440	-0.139321	-0.172846	Model 5	-0.437818	-0.140344	-0.164073	Model 8	-0.437604	-0.140242	-0.164311
Grade 5)	14 mm	Model 3	-0.587438	-0.070358	-0.185343	Model 6	-0.586666	-0.070524	-0.185390	Model 9	-0.586234	-0.070742	-0.185623
Grup 2	0 mm	Model 10	-0.487337	-0.159000	-0.137482	Model 13	-0.411226	-0.160692	-0.136910	Model 16	-0.410658	-0.160515	-0.137601
(Tip 4 Au)	8 mm	Model 11	-0.446887	-0.137218	-0.162387	Model 14	-0.443605	-0.138073	-0.162239	Model 17	-0.443366	-0.137898	-0.162516
	14 mm	Model 12	-0.575152	-0.070244	-0.185434	Model 15	-0.574320	-0.070472	-0.185434	Model 18	-0.573845	-0.070664	-0.185695
Grup 3	0 mm	Model 19	-0.398017	-0.162147	-0.134737	Model 22	-0.394042	-0.163265	-0.163265	Model 25	-0.393441	-0.162900	-0.134718
(Cr – Co)	8 mm	Model 20	-0.426400	-0.141457	-0.177704	Model 23	-0.421766	-0.142247	-0.167839	Model 26	-0.421706	-0.142129	-0.167967
	14 mm	Model 21	-0.621988	-0.085266	-0.184633	Model 24	-0.620682	-0.084914	-0.184576	Model 27	-0.620083	-0.085215	-0.184809

Çalışmamızda implant çevresi trabeküler kemikteki en yüksek sıkışma değeri model 21 de, en düşük sıkışma değeri ise model 15’te analiz edilmiştir. Distal uzantının artması ile terminal implant çevresi trabeküler kemikte sıkışma değerinin arttığı, anterior implant çevresi trabeküler kemikte sıkışma değerinin ise azaldığı analiz edilmiştir. Vertikal uyumsuzluğun artması ile sıkışma değerleri bütün gruplarda benzer bulunmuştur.

4.3 İmplantlar Üzerinde Görülen Von Misses Bulguları

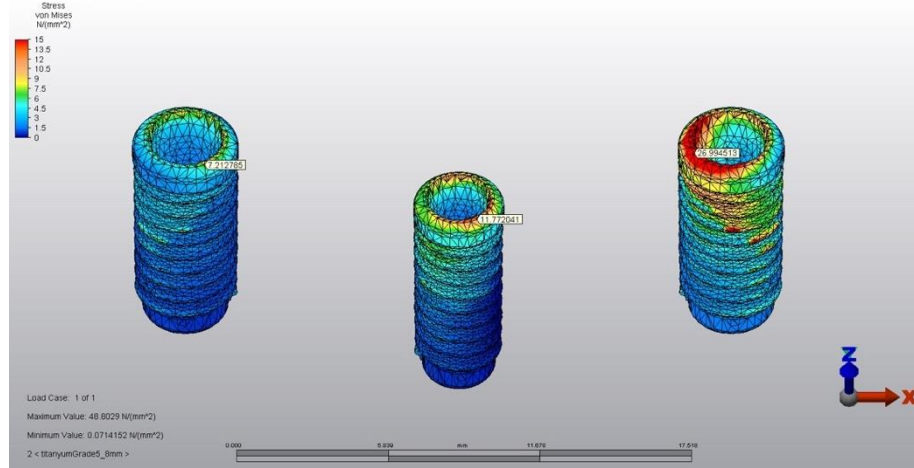
Model 1 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 0 mm, Misfit 0 μ m): En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 25.592101 N/mm^2 değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 0.106763 N/mm^2 olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 0.514873 N/mm^2 değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.1).



Şekil 4.3.1: Model 1 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

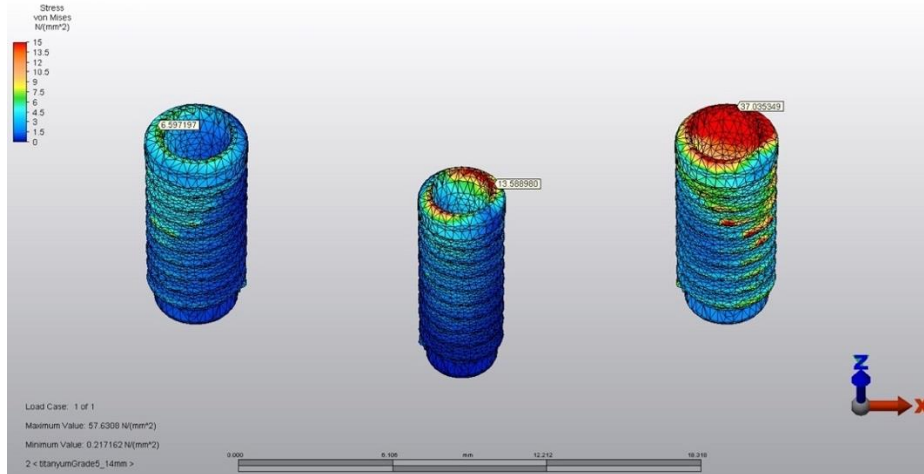
Model 2 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 8 mm, Misfit 0 μ m): En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 26.994513 N/mm^2 değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 11.772041 N/mm^2

olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 6.597197 N/mm^2 değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.2).



Şekil 4.3.2: Model 2 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

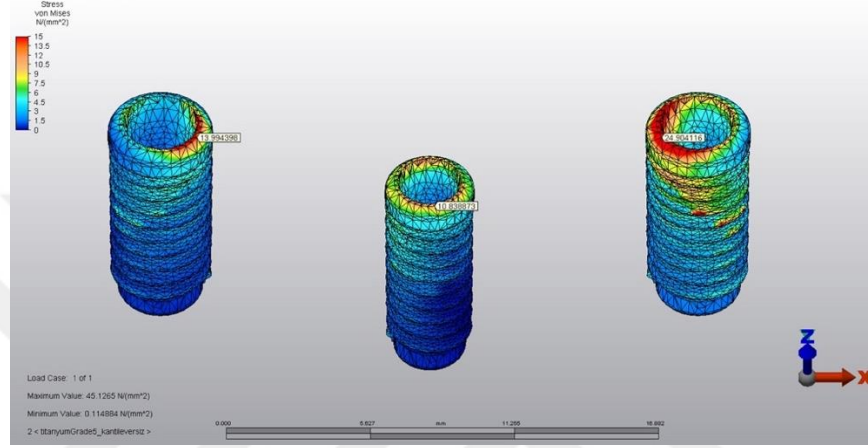
Model 3 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 14 mm, Misfit $0 \mu\text{m}$): En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 37.035349 N/mm^2 değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 13.588980 N/mm^2 olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 6.597197 N/mm^2 değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.3).



Şekil 4.3.3: Model 3 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

Model 4 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 0 mm, Misfit 100 μ m):

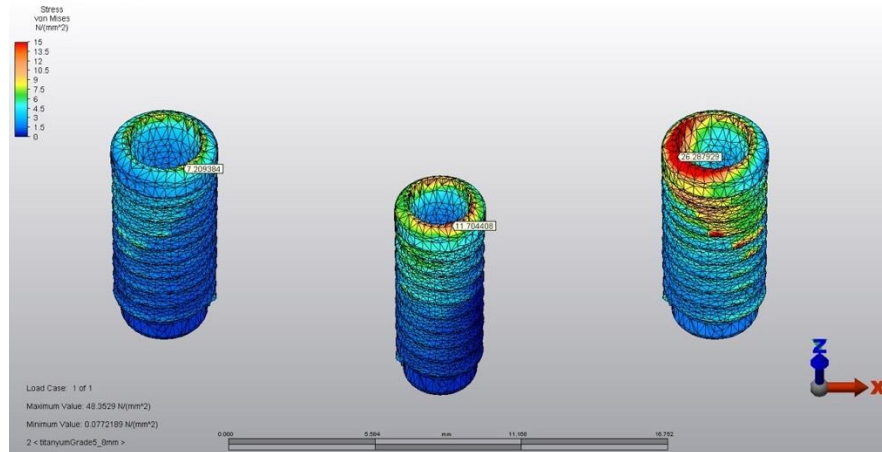
En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 24.904116 N/mm² değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 10.838873 N/mm² olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 13.994398 N/mm² değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.4).



Şekil 4.3.4: Model 4 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 5 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 8 mm, Misfit 100 μ m):

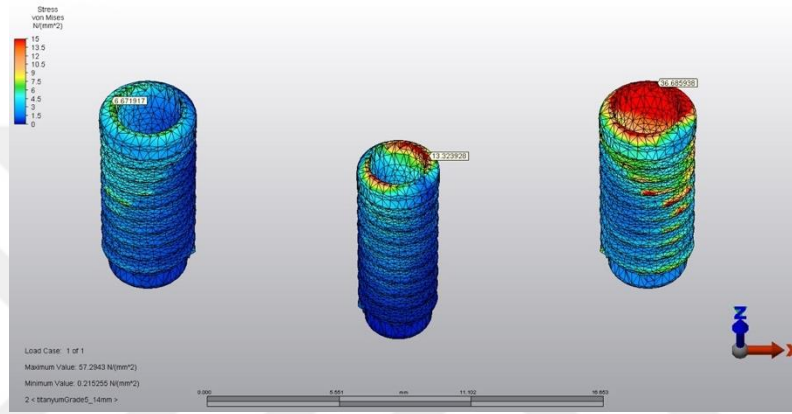
En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 26.287929 N/mm² değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 11.704408 N/mm² olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 7.209384 N/mm² değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.5).



Şekil 4.3.5: Model 5 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 6 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 14 mm, Misfit 100 μ m):

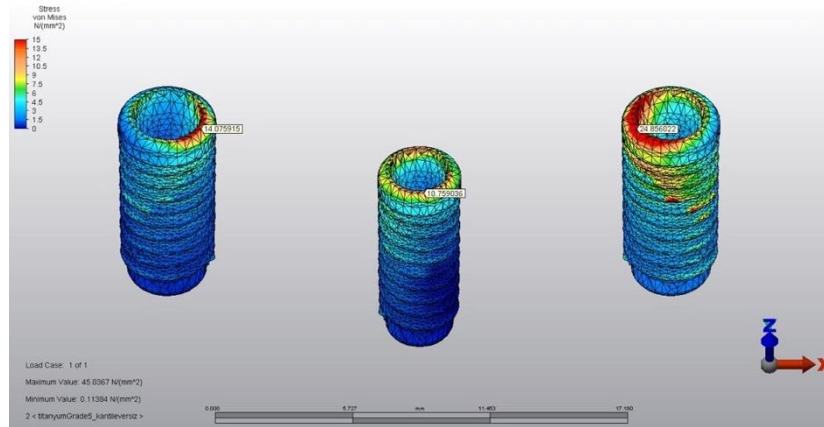
En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 36.685938 N/mm^2 değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 13.323928 N/mm^2 olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 6.671917 N/mm^2 değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.6).



Şekil 4.3.6: Model 6 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 7 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 0 mm, Misfit 200 μ m):

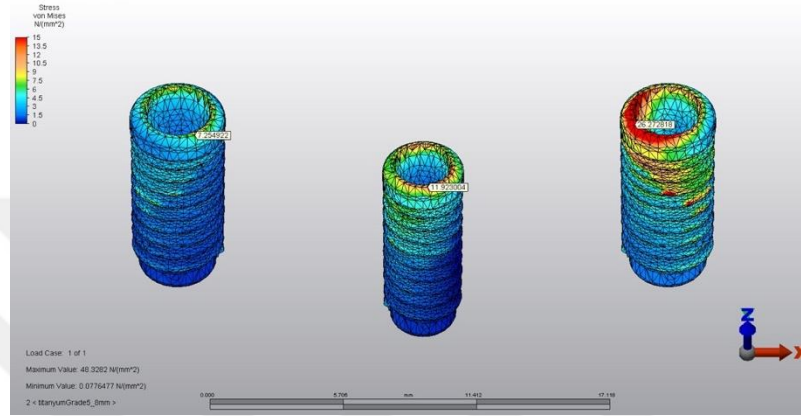
En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 24.856022 N/mm^2 değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 10.759036 N/mm^2 olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 14.075915 N/mm^2 değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.7).



Şekil 4.3.7: Model 7 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 8 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 8 mm, Misfit 200 μ m):

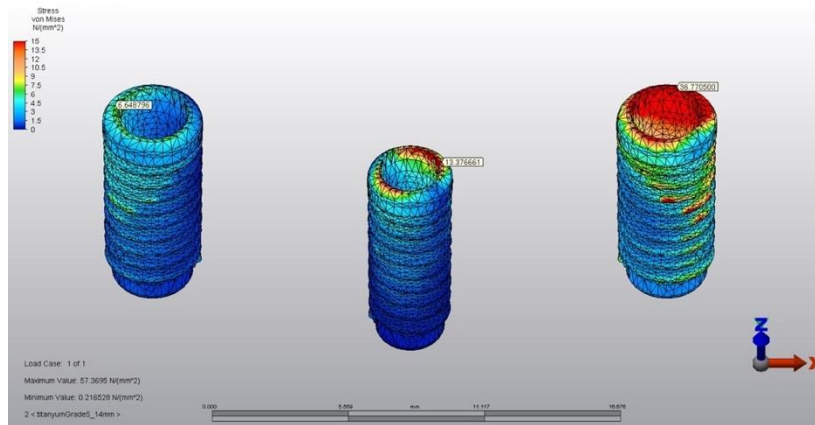
En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 26.272818 N/mm² değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 11.923004 N/mm² olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 7.254922 N/mm² değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.8).



Şekil 4.3.8: Model 8 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

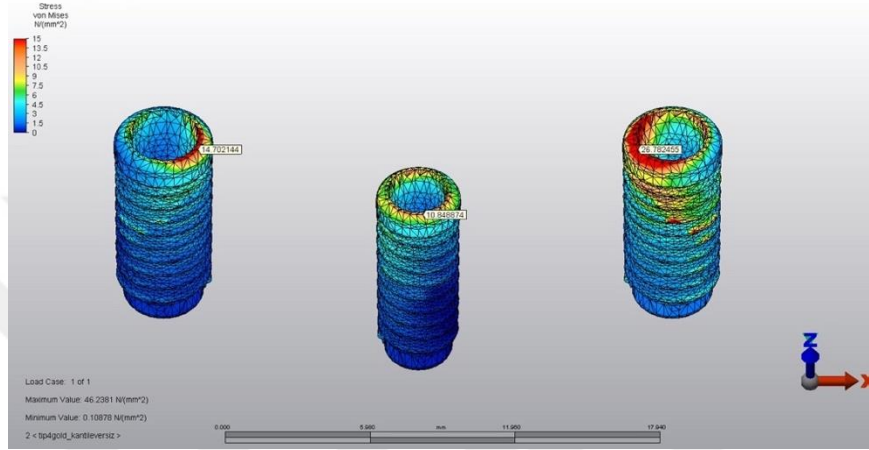
Model 9 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 14 mm, Misfit 200 μ m):

En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 26.272818 N/mm² değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 11.923004 N/mm² olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 7.254922 N/mm² değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.9).



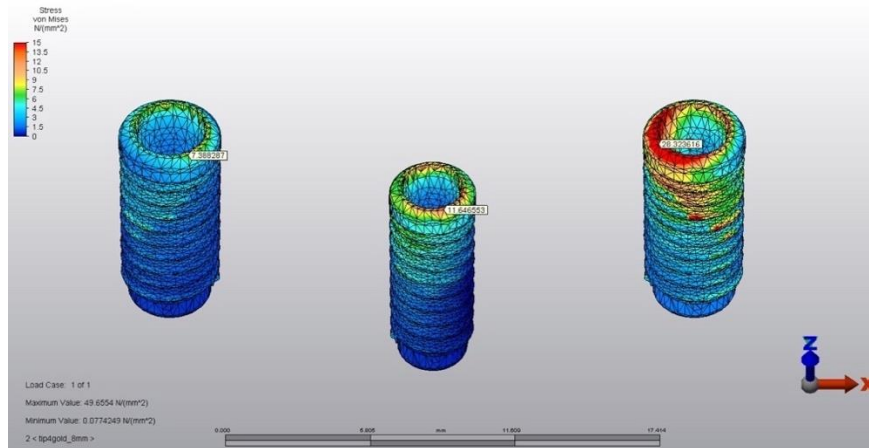
Şekil 4.3.9: Model 9 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

Model 10 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 0 mm, Misfit 0 μm): En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 26.782455 N/mm^2 değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 10.848874 N/mm^2 olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 14.702144 N/mm^2 değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.10).



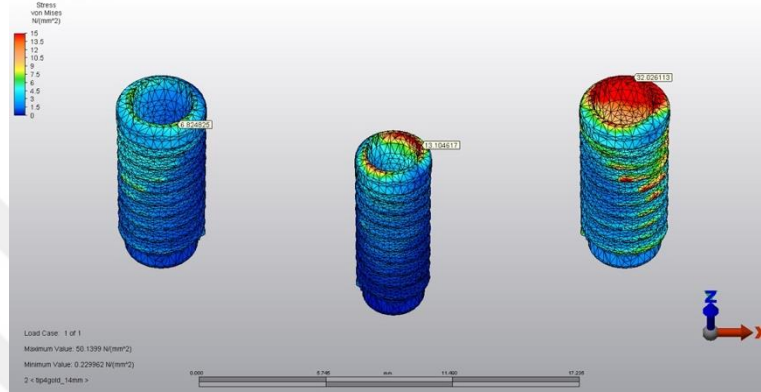
Şekil 4.3.10: Model 10 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 11 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 8 mm, Misfit 0 μm): En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 28.323616 N/mm^2 değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 11.646553 N/mm^2 olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 7.388287 N/mm^2 değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.11).



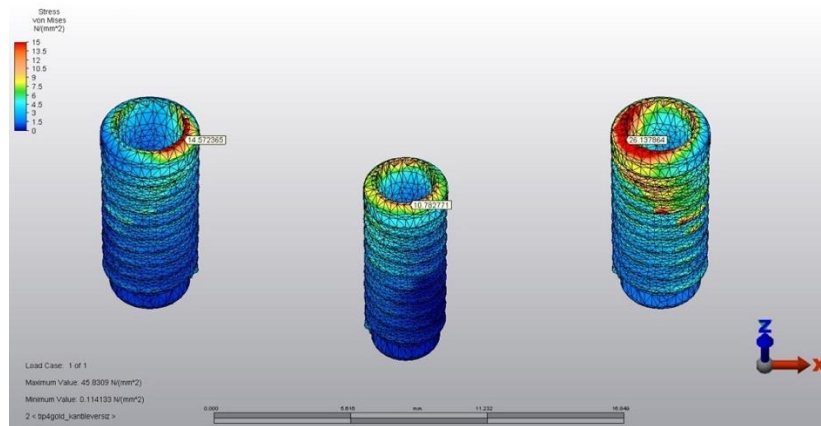
Şekil 4.3.11: Model 11 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 12 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 14 mm, Misfit 0 μm): En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 32.026113 N/mm^2 değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 13.104617 N/mm^2 olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 6.824825 N/mm^2 değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.12).



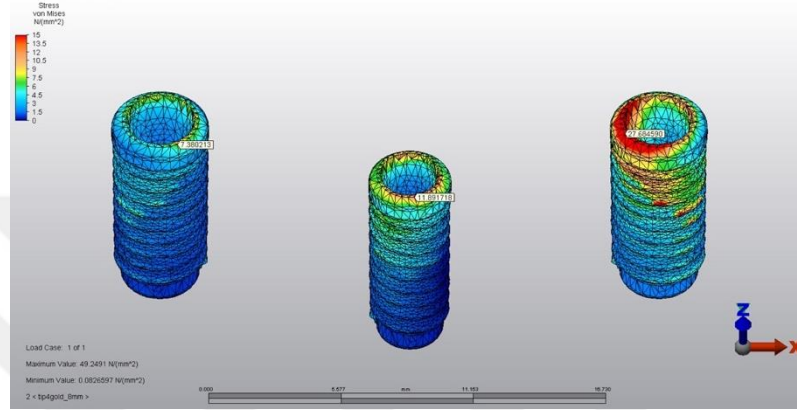
Şekil 4.3.12: Model 12 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

Model 13 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 0 mm, Misfit 100 μm): En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 26.137864 N/mm^2 değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 10.782771 N/mm^2 olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 14.572365 N/mm^2 değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.13).



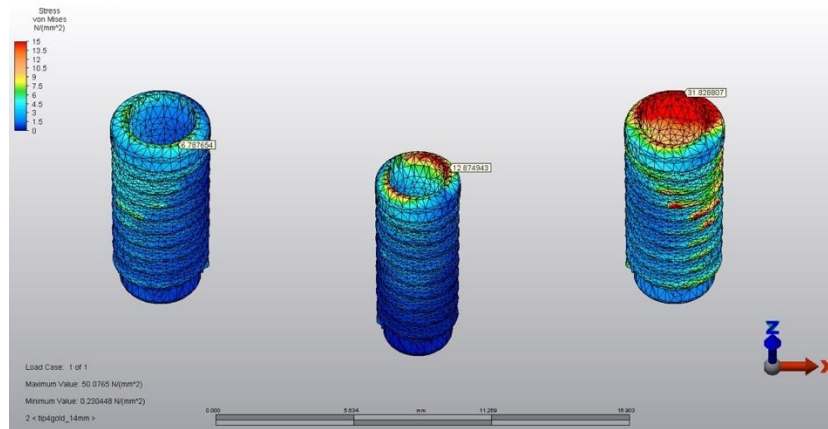
Şekil 4.3.13: Model 13 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

Model 14 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 8 mm, Misfit 100 μ m): En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 27.684590 N/mm² değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 11.891718 N/mm² olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 7.380213 N/mm² değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.14).



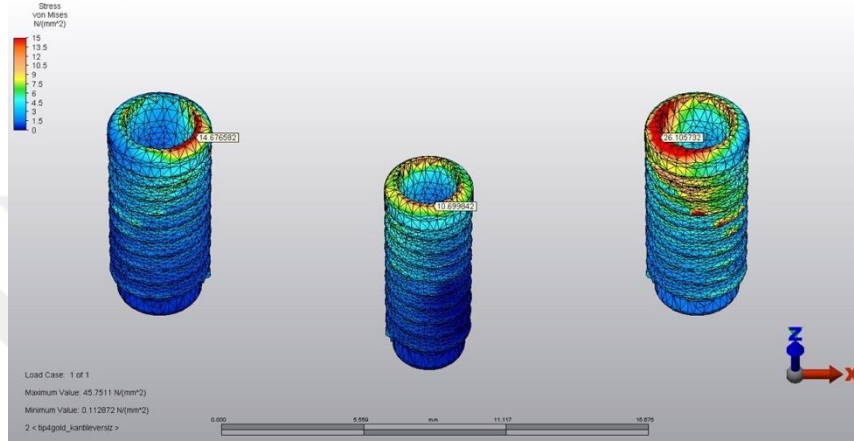
Şekil 4.3.14: Model 14 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 15 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 14 mm, Misfit 100 μ m): En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 31.828807 N/mm² değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 12.874943 N/mm² olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 6.787654 N/mm² değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.15).



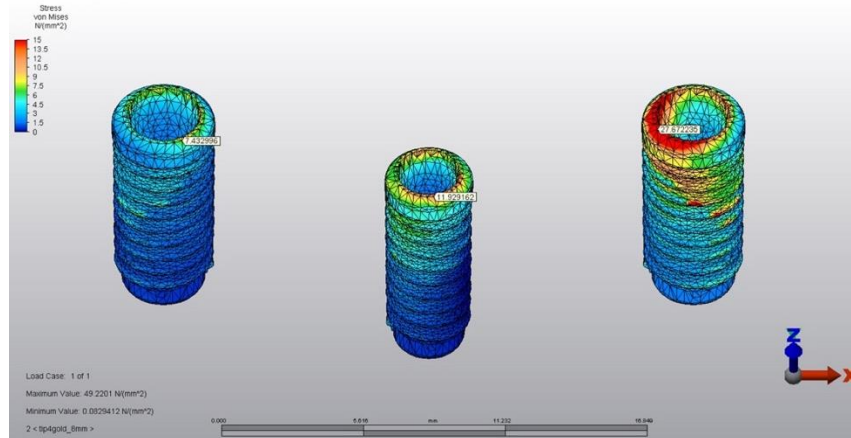
Şekil 4.3.15: Model 15 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 16 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 0 mm, Misfit 200 μm): En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 26.105732 N/mm^2 değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 10.699842 N/mm^2 olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 14.676582 N/mm^2 değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.16).



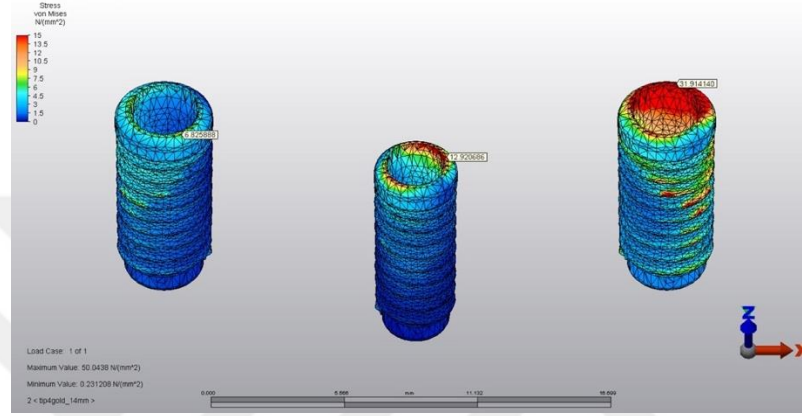
Şekil 4.3.16: Model 16 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

Model 17 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 8 mm, Misfit 200 μm): En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 27.672235 N/mm^2 değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 11.929162 N/mm^2 olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 7.432996 N/mm^2 değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.17).



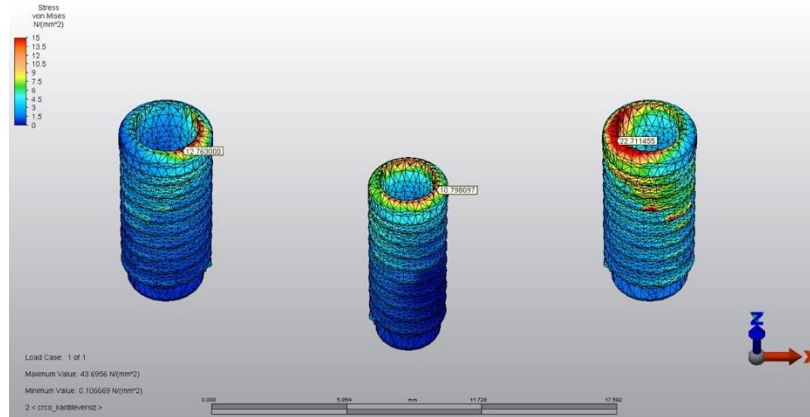
Şekil 4.3.17: Model 17 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

Model 18 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 14 mm, Misfit 200 μm): En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 31.91440 N/mm^2 değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 12.920686 N/mm^2 olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 6.825888 N/mm^2 değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.18).



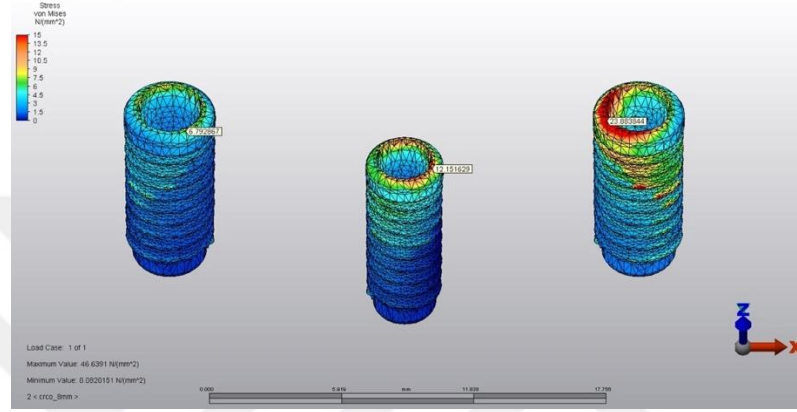
Şekil 4.3.18: Model 18 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 19 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 0 mm, Misfit 0 μm): En yüksek Von Misses değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 22.711455 N/mm^2 değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 10.798097 N/mm^2 olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 12.763000 N/mm^2 değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.19).



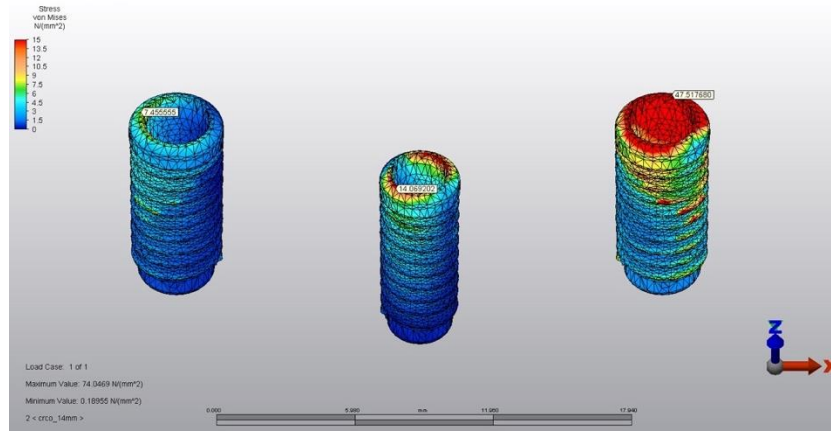
Şekil 4.3.19: Model 19 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 20 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 8 mm, Misfit 0 μm): En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 23.883844 N/mm^2 değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 12.151629 N/mm^2 olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 6.793867 N/mm^2 değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.20).



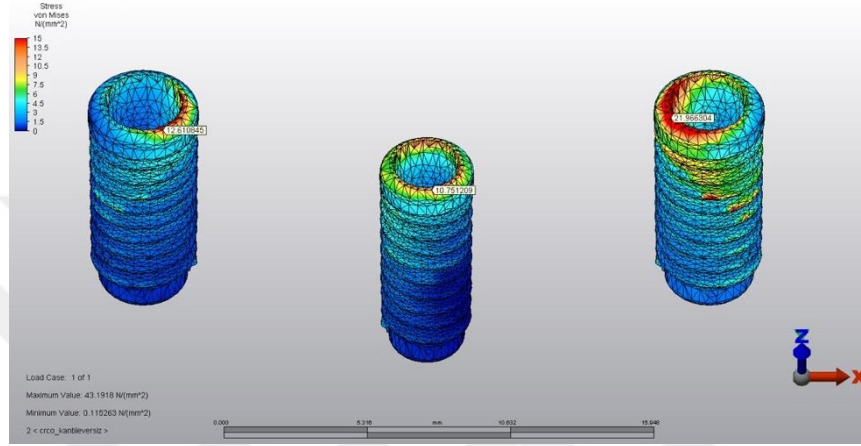
Şekil 4.3.20: Model 20 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri ($\sigma_v M$)

Model 21 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 14 mm, Misfit 0 μm): En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 47.517680 N/mm^2 değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 14.069202 N/mm^2 olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 7.455555 N/mm^2 değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.21).



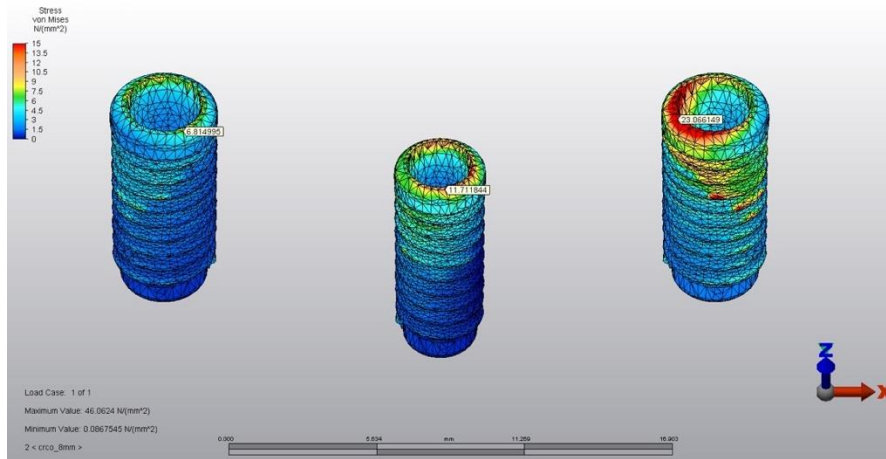
Şekil 4.3.21: Model 21 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri ($\sigma_v M$)

Model 22 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 0 mm, Misfit 100 μ m): En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 21.966304 N/mm^2 değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 10.751209 N/mm^2 olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 12.610845 N/mm^2 değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.22).



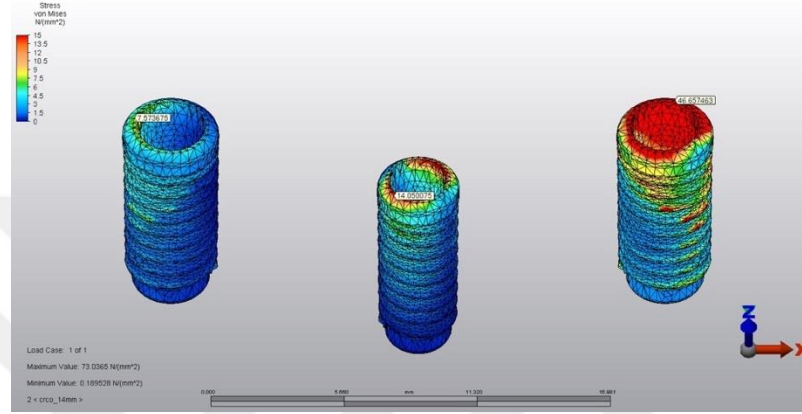
Şekil 4.3.22: Model 22 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 23 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 8 mm, Misfit 100 μ m): En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 23.066149 N/mm^2 değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 11.711844 N/mm^2 olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 6.814995 N/mm^2 değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.23).



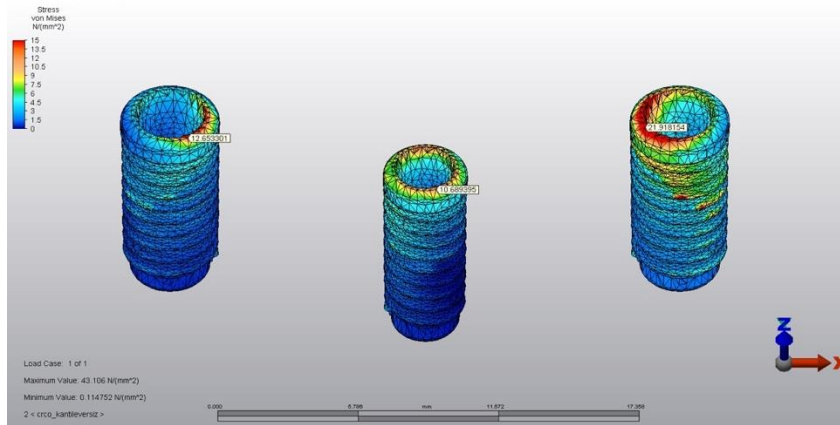
Şekil 4.3.23: Model 23 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 24 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 14 mm, Misfit 100 μm): En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 46.657463 N/mm^2 değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 14.050075 N/mm^2 olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 7.573675 N/mm^2 değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.24).



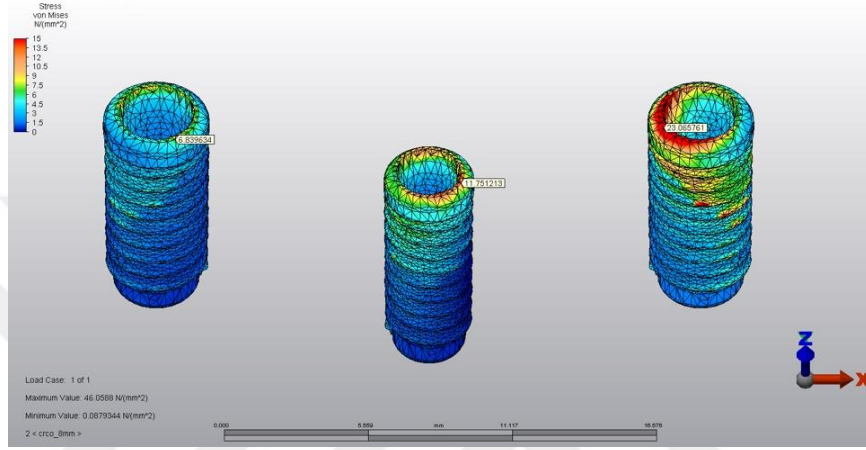
Şekil 4.3.24: Model 24 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 25 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 0 mm, Misfit 200 μm): En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 21.918154 N/mm^2 değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 10.689395 N/mm^2 olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 12.653301 N/mm^2 değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.25).



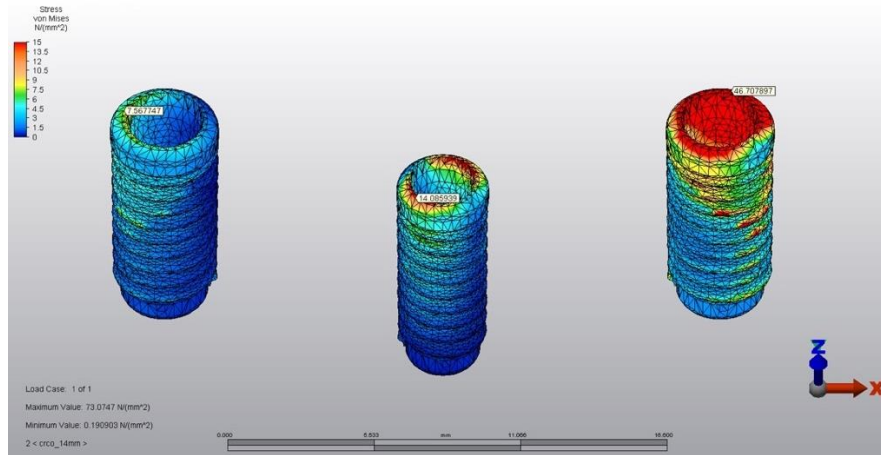
Şekil 4.3.25: Model 25 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 26 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 8 mm, Misfit 200 μ m): En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 23.065761 N/mm² değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 11.751213 N/mm² olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 6.839634 N/mm² değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.26).



Şekil 4.3.26: Model 26 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 27 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 14 mm, Misfit 200 μ m): En yüksek Von Mises değeri sol posterior implantın boyun bölgesinde 46.707897 N/mm² değerinde bulunmuştur. Anterior implantın boyun bölgesinde 14.085939 N/mm² olarak bulunmuştur. Sağ posterior implantın boyun bölgesinde 7.567747 N/mm² değerinde bulunmuştur (Şekil 4.3.27).



Şekil 4.3.27: Model 27 de implantlarda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

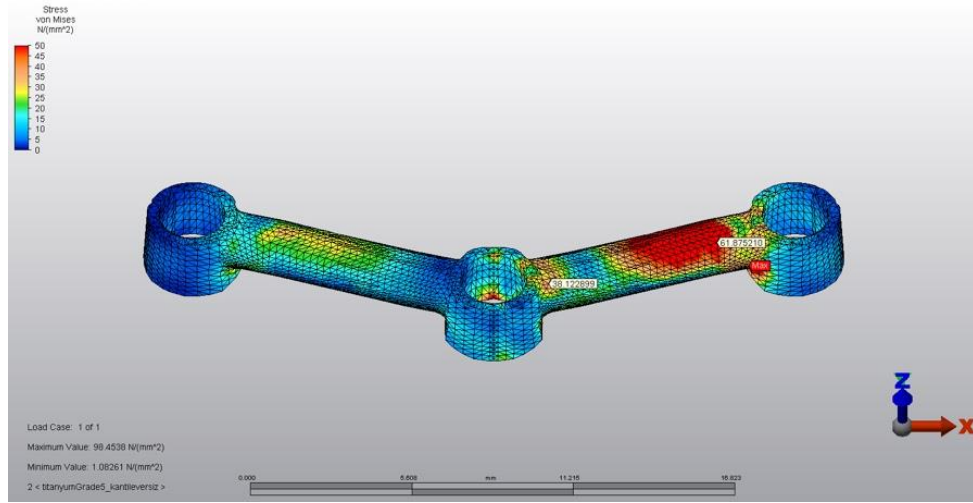
Tablo 4.5: İmplantlar üzerinde oluşan Von Mises değerleri (N/mm²)

		Misfit 0 µm				Misfit 100 µm				Misfit 200 µm			
	Kantilever		Sol posterior	Anterior	Sağ posterior		Sol posterior	Anterior	Sağ posterior		Sol Posterior	Anterior	Sağ posterior
Grup 1	0 mm	Model 1	25.592101	10.416516	13.960133	Model 4	24.904116	10.838873	13.994398	Model 7	24.856022	10.759036	14.075915
(Titanyum Grade 5)	8 mm	Model 2	26.994513	11.772041	7.212785	Model 5	26.287929	11.704408	7.209384	Model 8	26.272818	11.923004	7.254922
	14 mm	Model 3	37.035349	13.588980	6.597197	Model 6	36.685938	13.323928	6.671917	Model 9	36.770500	13.376661	6.648796
Grup 2	0 mm	Model 10	26.782455	10.848874	14.702144	Model 13	26.137864	10.782771	14.572365	Model 16	26.105732	10.699842	14.676582
(Tip 4 Au)	8 mm	Model 11	28.323616	11.646553	7.388287	Model 14	27.684590	11.891718	7.380213	Model 17	27.672235	11.929162	7.432996
	14 mm	Model 12	32.026113	13.104617	6.824825	Model 15	31.828807	12.874943	6.787654	Model 18	31.914140	12.920686	6.825888
Grup 3	0 mm	Model 19	22.711455	10.798097	12.763000	Model 22	21.966304	10.751209	12.610845	Model 25	21.918154	10.689395	12.653301
(Cr – Co)	8 mm	Model 20	23.883844	12.151629	6.792867	Model 23	23.066149	11.711844	6.814995	Model 26	23.065761	11.751213	6.839634
	14 mm	Model 21	47.517680	14.069202	7.455555	Model 24	46.657463	14.050075	7.573675	Model 27	46.707897	14.085939	7.567747

Kantilever miktarının artışı ile kuvvetin uygulandığı implant ve anterior implantta Von Mises değerlerinin arttığı analiz edilmiştir (Tablo 4.5). Distal uzantısız modellerde kuvvetin uygulanmadığı terminal implantların boyun bölgesindeki Von Mises değeri distal uzantılı modellerin yaklaşık iki katı kadar olduğu analiz edilmiştir (Tablo 4.5). Vertikal uyumsuzluğun artması sonucu, implant boyun bölgesindeki Von Mises değerleri benzer bulunmuştur. Farklı alt yapı materyali kullanılan modellerde implant boyun bölgesindeki Von Mises değerleri kantileversiz ve 8 mm kantileverli grupta kuvvetin uygulandığı sol posterior implantta sırasıyla Grup 2 > Grup 1 > Grup 3 şeklinde kantilever 14 mm olan grupta ise sırasıyla Grup 3 > Grup 2 > Grup 1 şeklinde analiz edilmiştir (Tablo 4.5). Kantileversiz ve 8mm'lik distal uzantıda, implant boyun bölgesindeki Von Mises değerleri benzer bulunmuştur. Distal uzantının 14 mm olduğu grupta kuvvetin uygulandığı taraftaki implantta Von Mises değeri diğer iki kantilever tasarımına göre (kantileversiz ve 8 mm) yüksek analiz edilmiştir (Tablo 4.5).

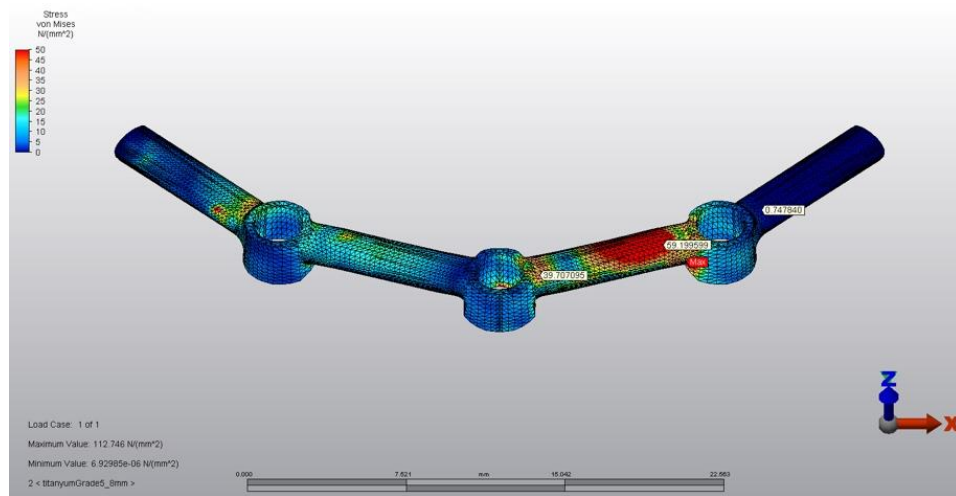
4.4 Alt Yapı Üzerinde Görülen Von Mises Bulguları ($\sigma_v M$)

Model 1 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 0 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 61.875210 N/mm², anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 38.122899 N/mm² analiz edilmiştir (Şekil 4.4.1).



Şekil 4.4.1: Model 1 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

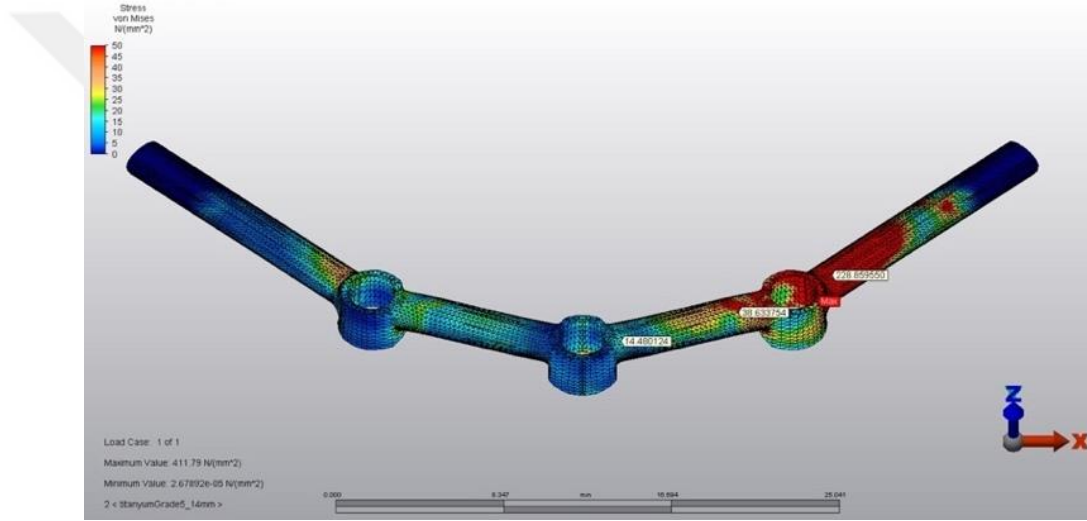
Model 2 (1. Grup; Titanium Grade 5; Kantilever 8 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 59.199599 N/mm^2 , anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 39.707095 N/mm^2 , sol posterior implant bölgesindeki distal bar uzantısının konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 0.747840 N/mm^2 analiz edilmiştir (Şekil 4.4.2).



Şekil 4.4.2: Model 2 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 3 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 14 mm, Misfit 0 μ m):

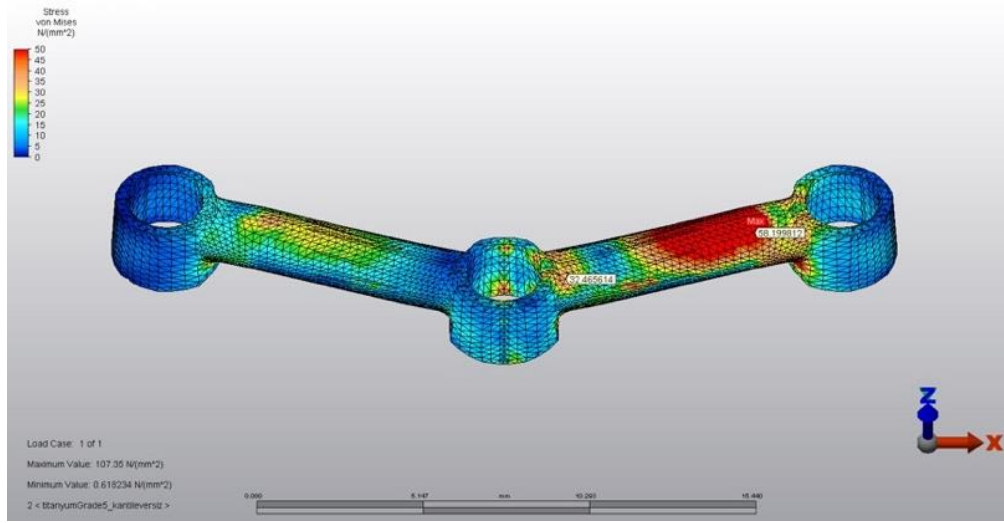
Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 38.633754 N/mm², anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 14.48012 N/mm², sol posterior implant bölgesindeki distal bar uzantısının konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 228.859550 N/mm² analiz edilmiştir (Şekil 4.4.3).



Şekil 4.4.3: Model 3 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

Model 4 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 0 mm, Misfit 100 μ m):

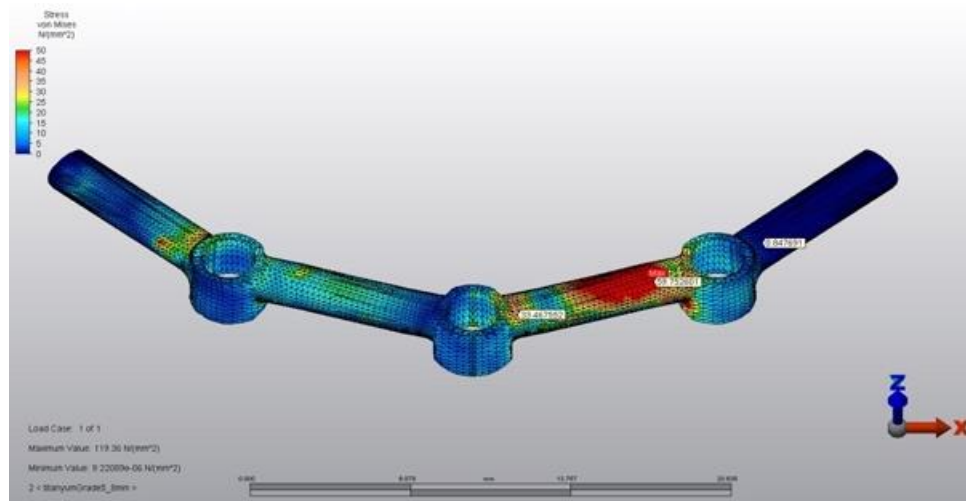
Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 58.199812 N/mm², anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında von misses değeri 32.465614 N/mm² analiz edilmiştir (Şekil 4.4.4).



Şekil 4.4.4: Model 4 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 5 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 8 mm, Misfit 100 μ m):

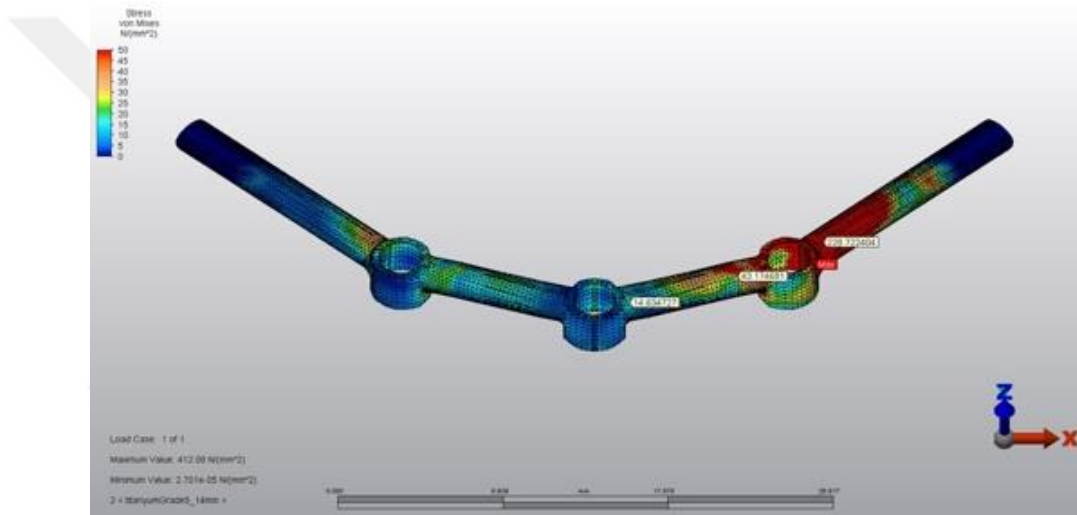
Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 59.752601 N/mm², anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 33.467552 N/mm², sol posterior implant bölgesindeki distal bar uzantısının konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 0.847691 N/mm² analiz edilmiştir (Şekil 4.4.5).



Şekil 4.4.5: Model 5 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 6 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 14 mm, Misfit 100 μm):

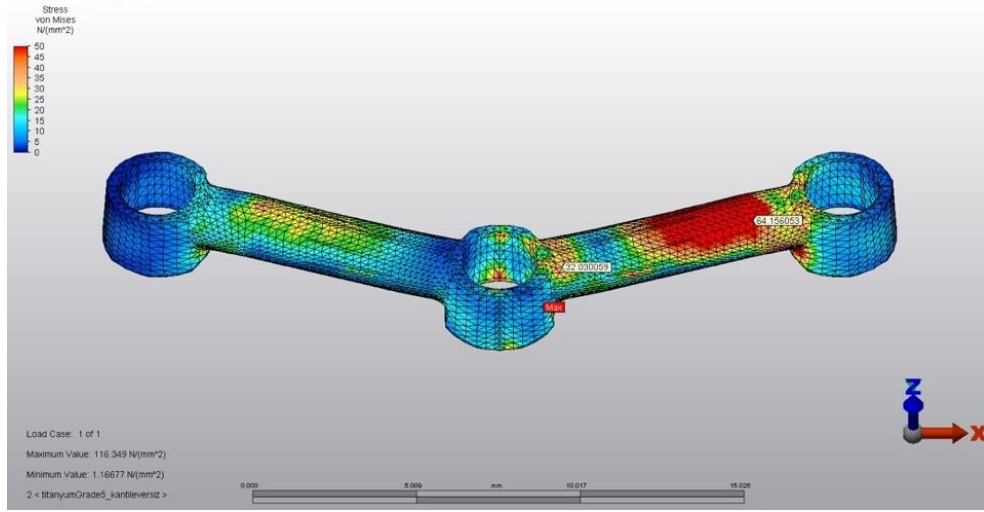
Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 43.174681 N/mm^2 , anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 14.634727 N/mm^2 , sol posterior implant bölgesindeki distal bar uzantısının konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri $228.722404 \text{ N/mm}^2$ analiz edilmiştir (Şekil 4.4.6).



Şekil 4.4.6: Model 6 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

Model 7 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 0 mm, Misfit 200 μm):

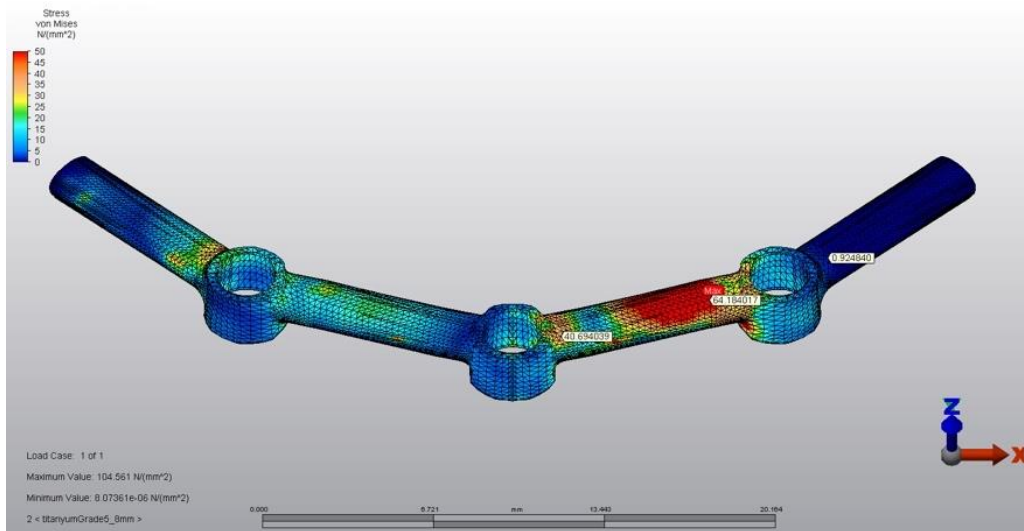
Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 64.156053 N/mm^2 , anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 32.030059 N/mm^2 analiz edilmiştir (Şekil 4.4.7).



Şekil 4.4.7: Model 7 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

Model 8 (1. Grup; Titanyum Grade 5; Kantilever 8 mm, Misfit 200 μ m):

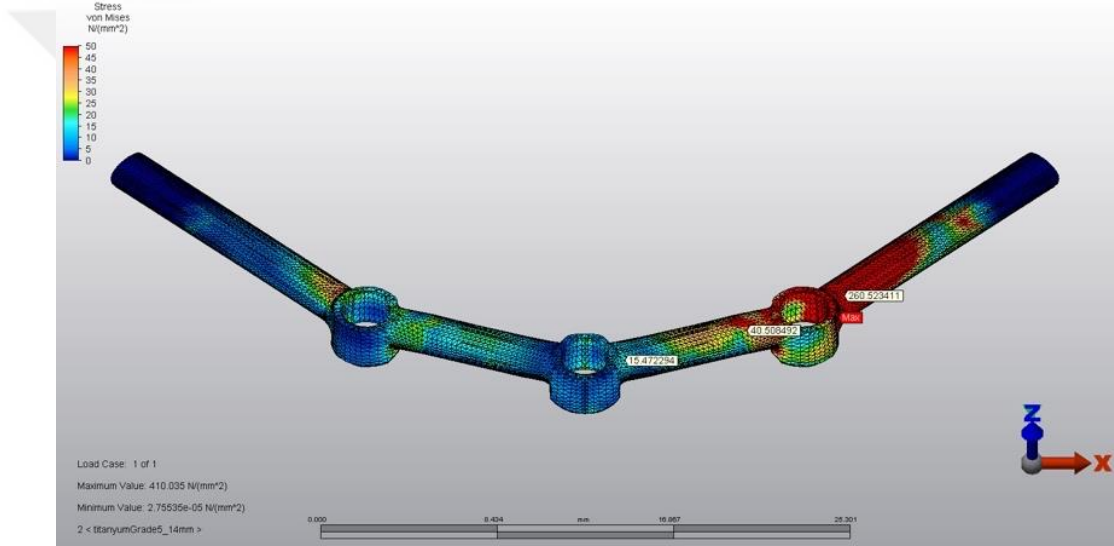
Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 64.184017 N/mm², anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Misses değeri 40.694039 N/mm², sol posterior implant bölgesindeki distal bar uzantısının konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 0.924840 N/mm² analiz edilmiştir (Şekil 4.4.8).



Şekil 4.4.8: Model 8 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

Model 9 (1. Grup; Titanium Grade 5; Kantilever 14 mm, Misfit 200 μm):

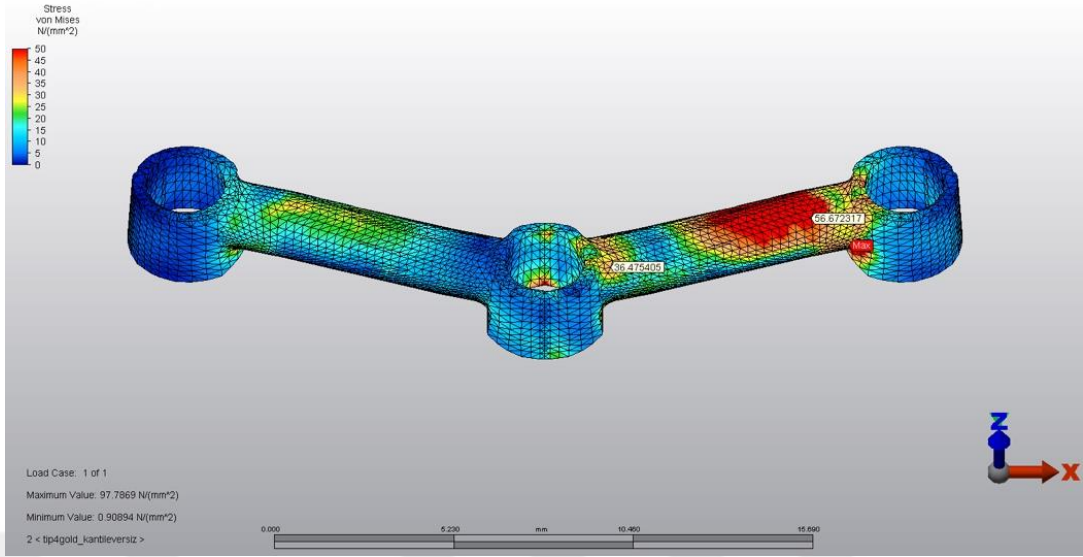
Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 40.508492 N/mm^2 , anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 15.472294 N/mm^2 , sol posterior implant bölgesindeki distal bar uzantısının konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri $260.523411 \text{ N/mm}^2$ analiz edilmiştir (Şekil 4.4.9).



Şekil 4.4.9: Model 9 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

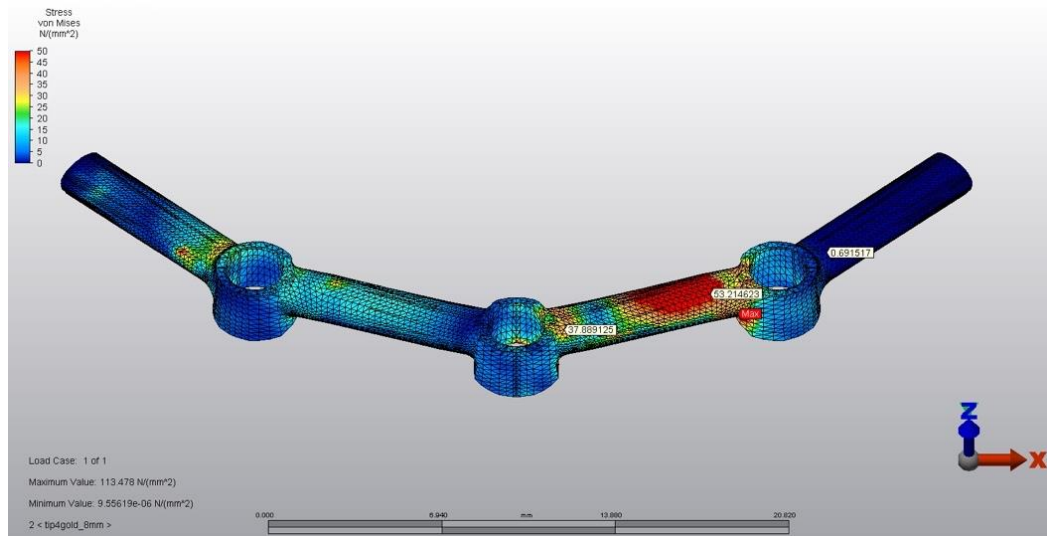
Model 10 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 0 mm, Misfit 0 μm):

Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 56.672317 N/mm^2 , anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 36.475405 N/mm^2 analiz edilmiştir (Şekil 4.4.10).



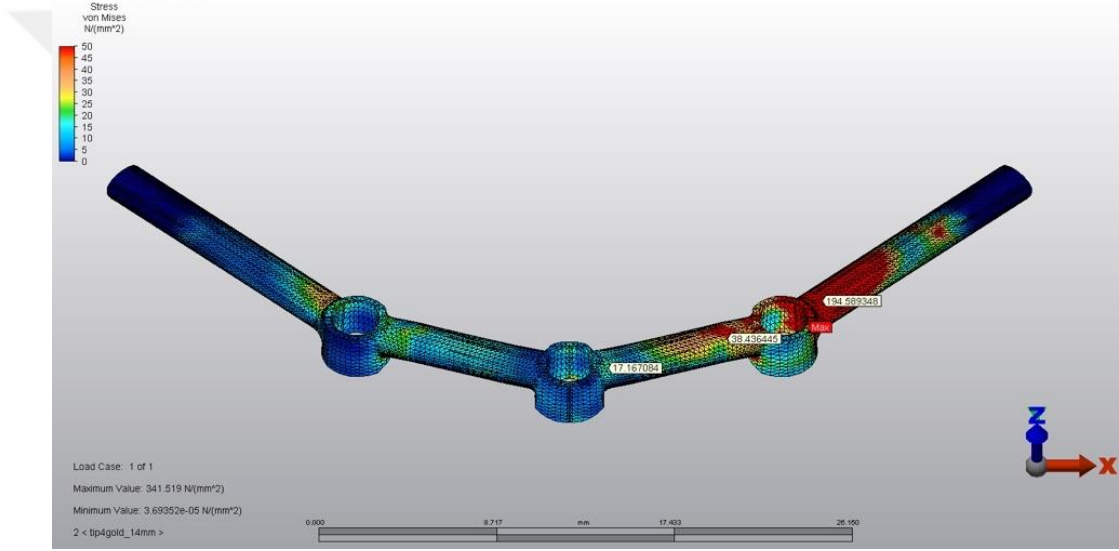
Şekil 4.4.10: Model 10 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 11 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 8 mm, Misfit 0 μ m): Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 53.214623 N/mm², anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 37.889125 N/mm², sol posterior implant bölgesindeki distal bar uzantısının konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 0.691517 N/mm² analiz edilmiştir (Şekil 4.4.11).



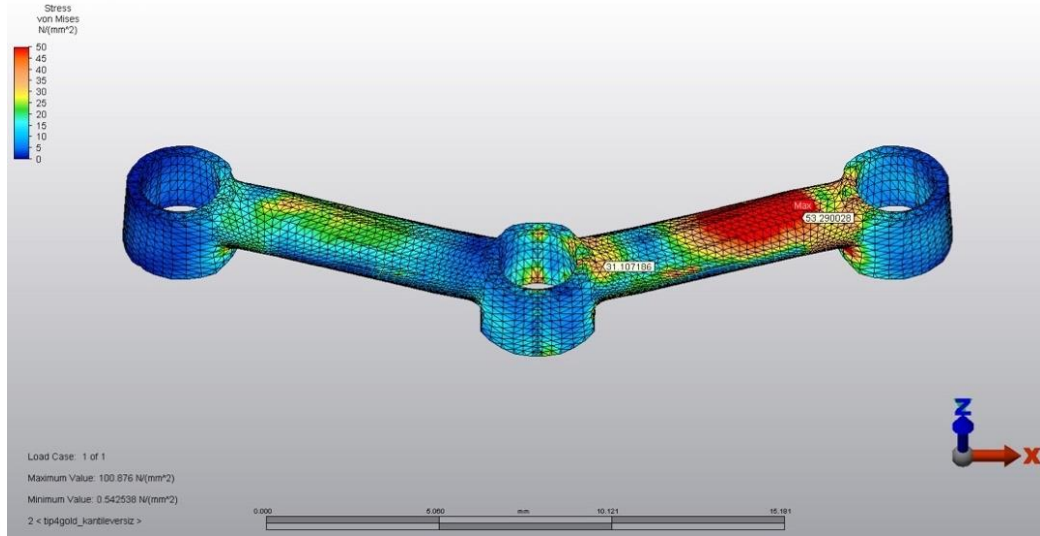
Şekil 4.4.11: Model 11 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 12 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 14 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 38.436445 N/mm^2 , anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 17.167084 N/mm^2 , sol posterior implant bölgesindeki distal bar uzantısının konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri $194.589348 \text{ N/mm}^2$ analiz edilmiştir (Şekil 4.4.12).



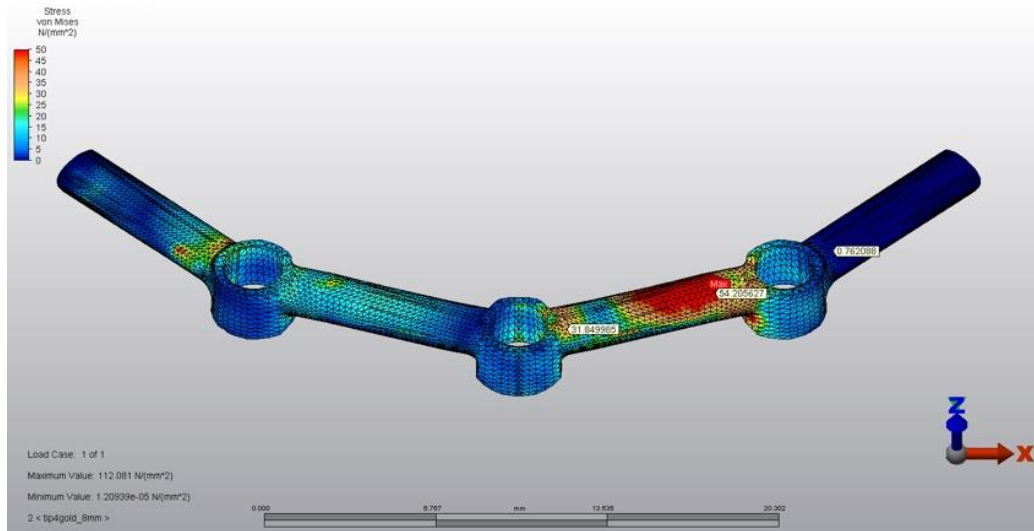
Şekil 4.4.12: Model 12 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 13 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 0 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 53.290028 N/mm^2 , anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 31.107186 N/mm^2 analiz edilmiştir (Şekil 4.4.13).



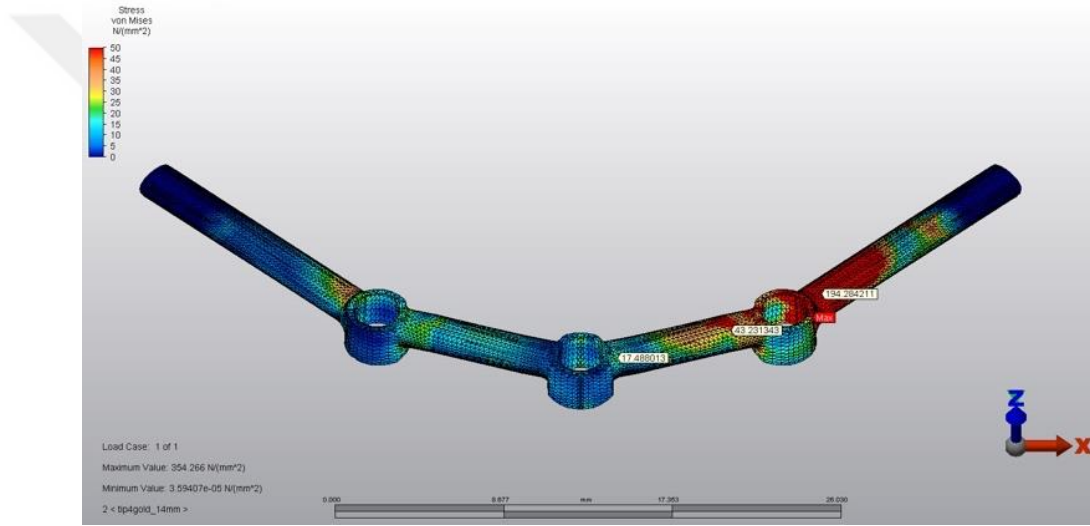
Şekil 4.4.13: Model 13 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

Model 14 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 8 mm, Misfit 100 μ m): Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 54.205627 N/mm², anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 31.849985 N/mm², sol posterior implant bölgesindeki distal bar uzantısının konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 0.762088 N/mm² analiz edilmiştir (Şekil 4.4.14).



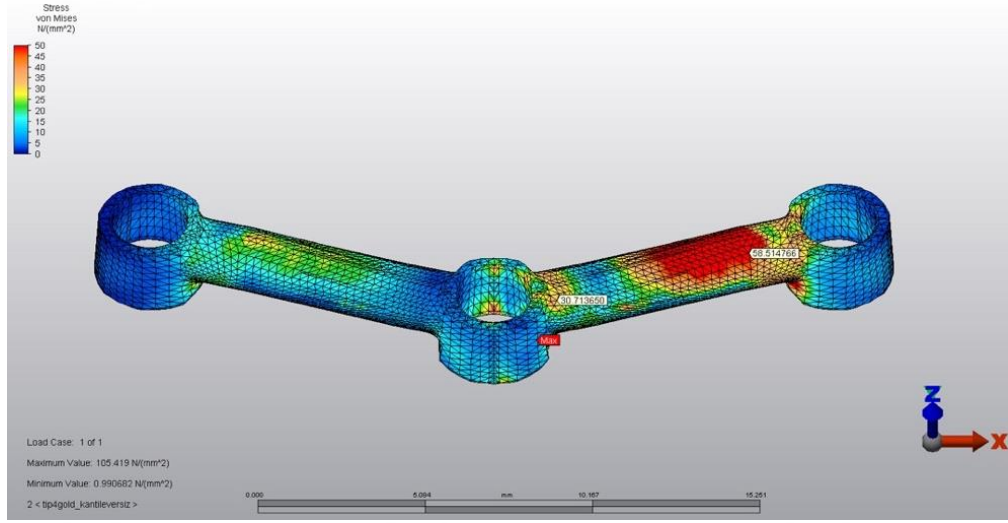
Şekil 4.4.14: Model 14 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

Model 15 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 14 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 43.231343 N/mm^2 , anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 17.488013 N/mm^2 , sol posterior implant bölgesindeki distal bar uzantısının konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri $194.284211 \text{ N/mm}^2$ analiz edilmiştir (Şekil 4.4.15).



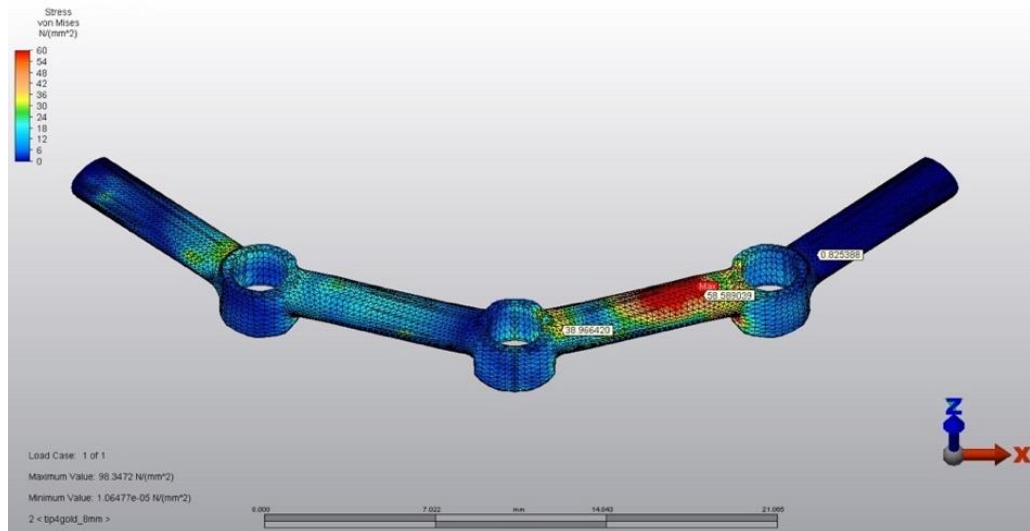
Şekil 4.4.15: Model 15 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 16 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 0 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 58.514766 N/mm^2 , anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 30.713650 N/mm^2 analiz edilmiştir (Şekil 4.4.16).



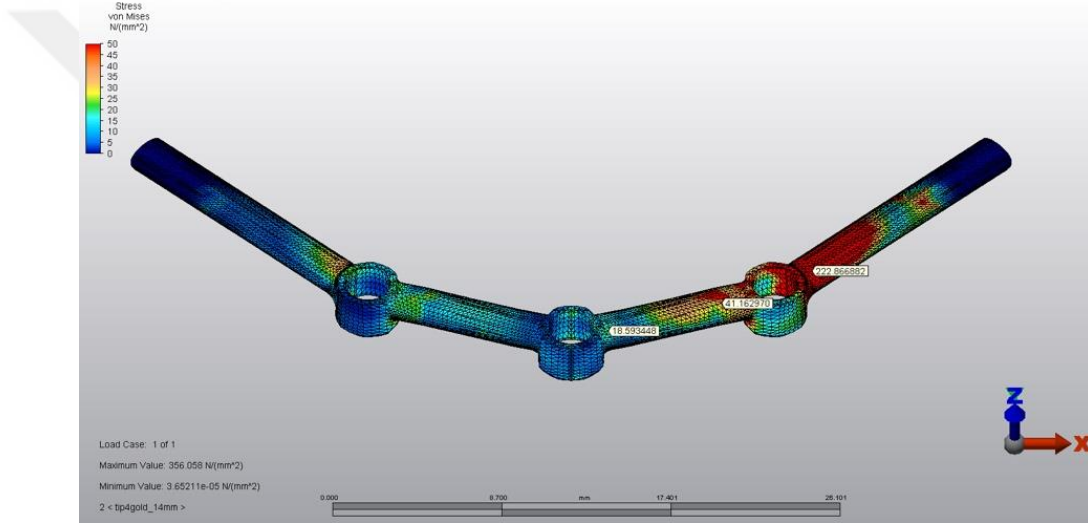
Şekil 4.4.16: Model 16 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

Model 17 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 8 mm, Misfit 200 μ m): Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 58.589039 N/mm², anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 38.966420 N/mm², sol posterior implant bölgesindeki distal bar uzantısının konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 0.825388 N/mm² analiz edilmiştir (Şekil 4.4.17).



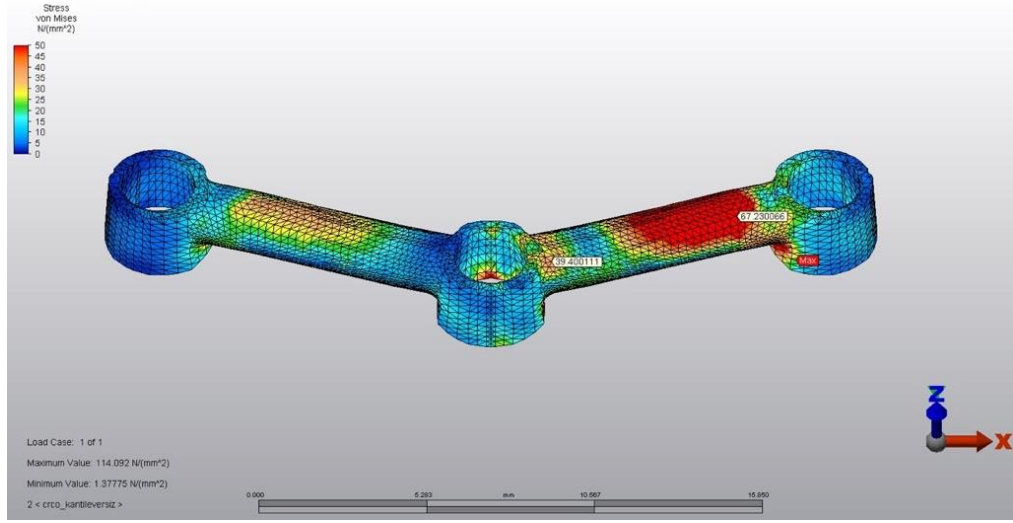
Şekil 4.4.17: Model 17 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

Model 18 (2. Grup; Tip 4 Au; Kantilever 14 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 41.162970 N/mm^2 , anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 18.593448 N/mm^2 , sol posterior implant bölgesindeki distal bar uzantısının konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 222.866882 N/mm^2 analiz edilmiştir (Şekil 4.4.18).



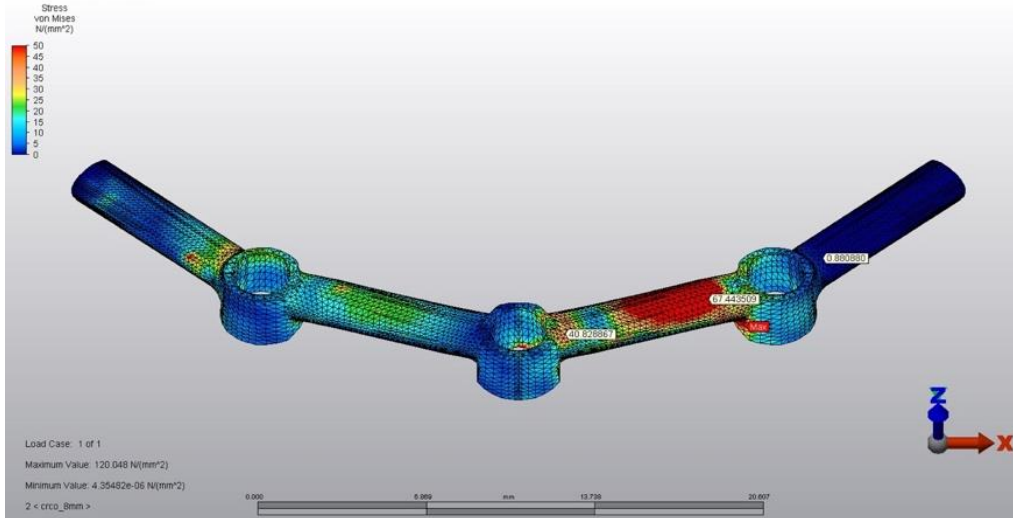
Şekil 4.4.18: Model 18 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 19 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 0 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 67.230066 N/mm^2 , anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 39.400111 N/mm^2 analiz edilmiştir (Şekil 4.4.19).



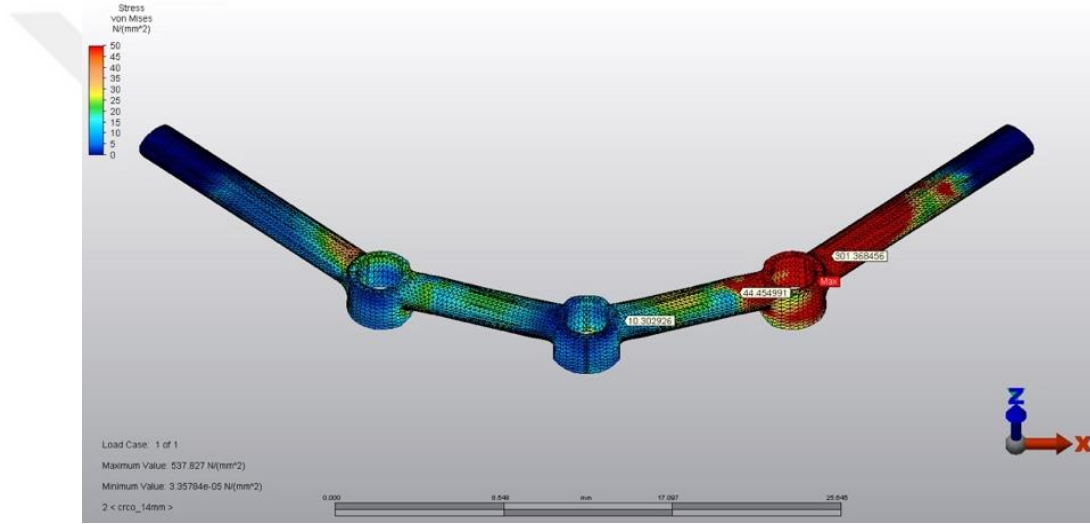
Şekil 4.4.19: Model 19 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

Model 20 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 8 mm, Misfit 0 μ m): Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 67.443509 N/mm², anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 40.828867 N/mm², sol posterior implant bölgesindeki distal bar uzantısının konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 0.880880 N/mm² analiz edilmiştir (Şekil 4.4.20).



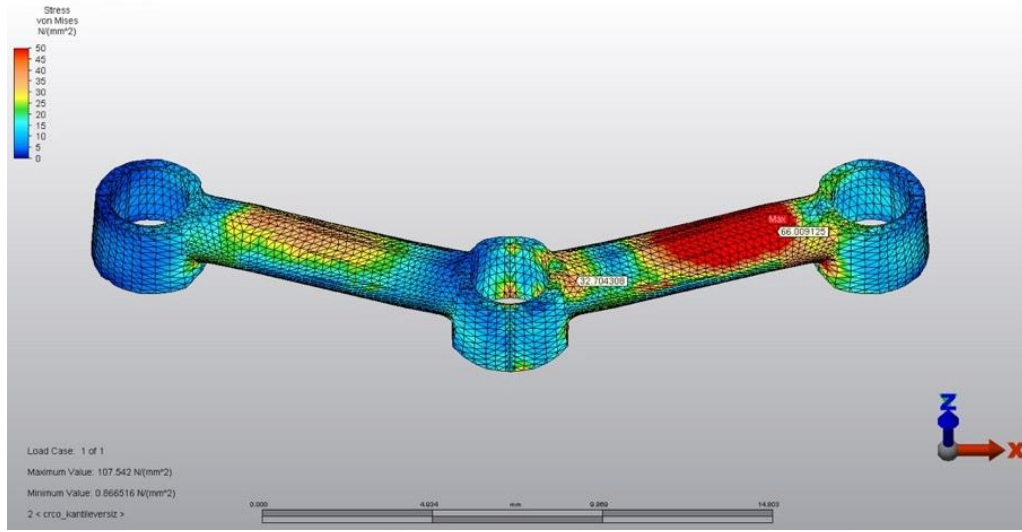
Şekil 4.4.20: Model 20 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

Model 21 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 14 mm, Misfit 0 μm): Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 44.454991 N/mm^2 , anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 10.302926 N/mm^2 , sol posterior implant bölgesindeki distal bar uzantısının konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri $301.368456 \text{ N/mm}^2$ analiz edilmiştir (Şekil 4.4.21).



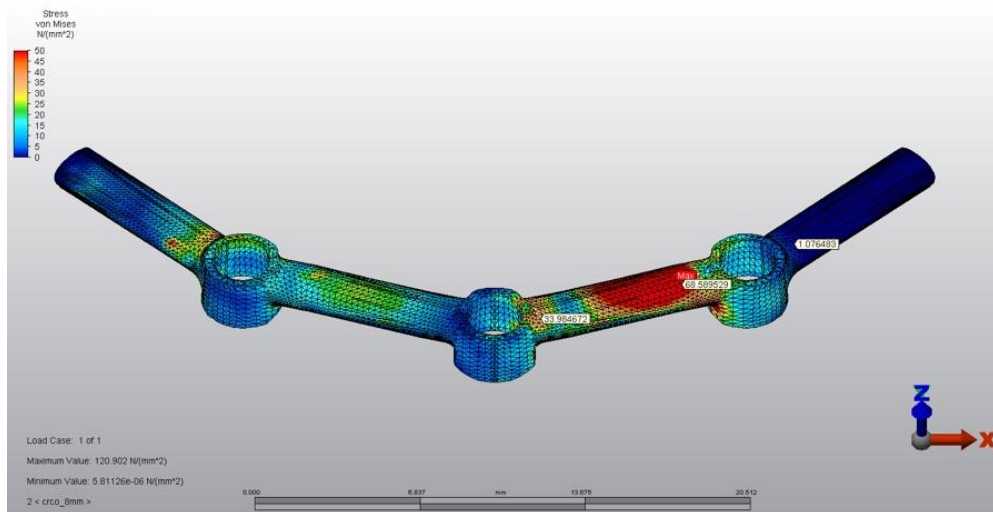
Şekil 4.4.21: Model 21 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 22 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 0 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 66.009125 N/mm^2 , anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 32.704308 N/mm^2 analiz edilmiştir (Şekil 4.4.22).



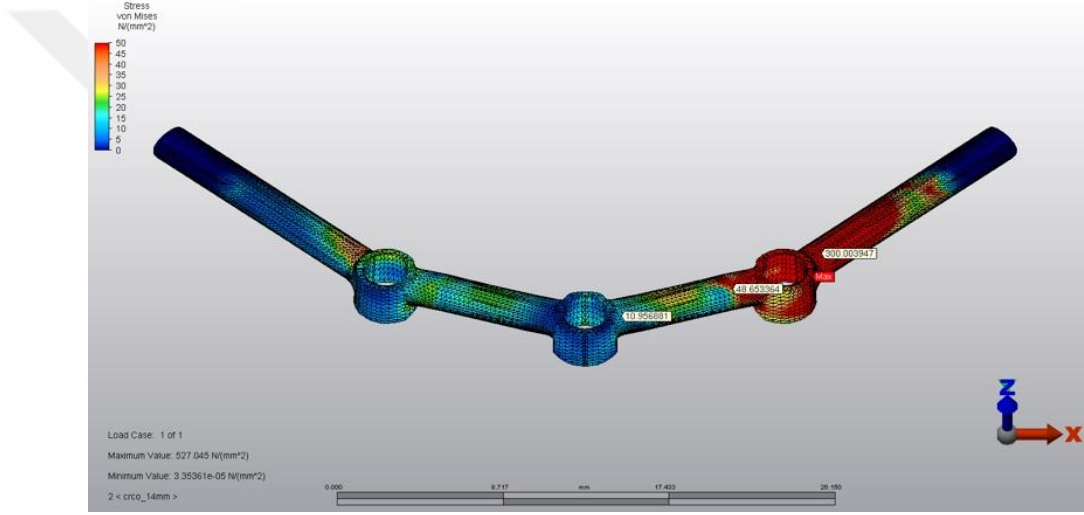
Şekil 4.4.22: Model 22 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 23 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 8 mm, Misfit 100 μ m): Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 68.589529 N/mm², anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 33.984672 N/mm², sol posterior implant bölgesindeki distal bar uzantısının konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 1.076483 N/mm² analiz edilmiştir (Şekil 4.4.23).



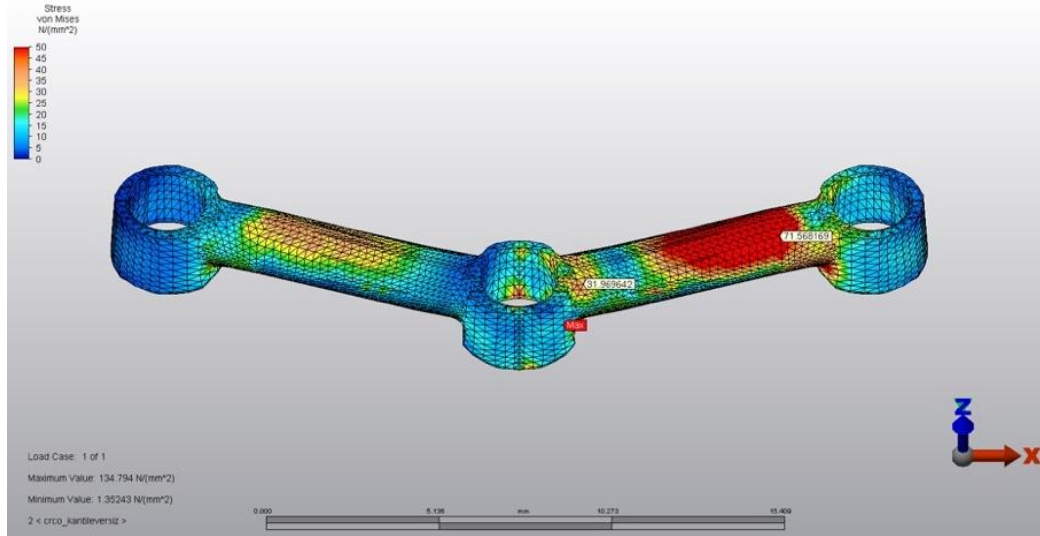
Şekil 4.4.23: Model 23 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Model 24 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 14 mm, Misfit 100 μm): Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 48.653364 N/mm², anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 10.956881 N/mm², sol posterior implant bölgesindeki distal bar uzantısının konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 300.003947 N/mm² analiz edilmiştir (Şekil 4.4.24).



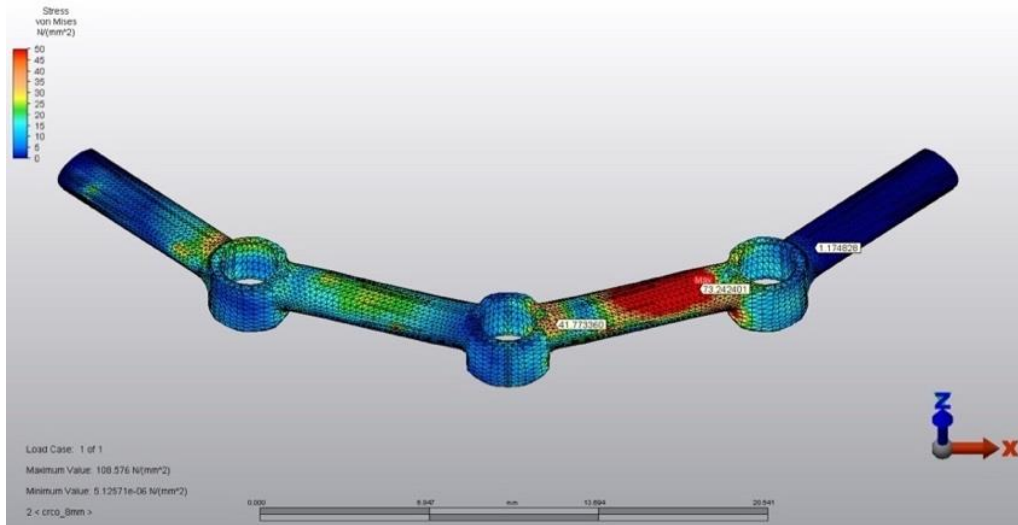
Şekil 4.4.24: Model 24 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

Model 25 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 0 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 71.568169 N/mm², anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 31.969642 N/mm² analiz edilmiştir (Şekil 4.4.25).



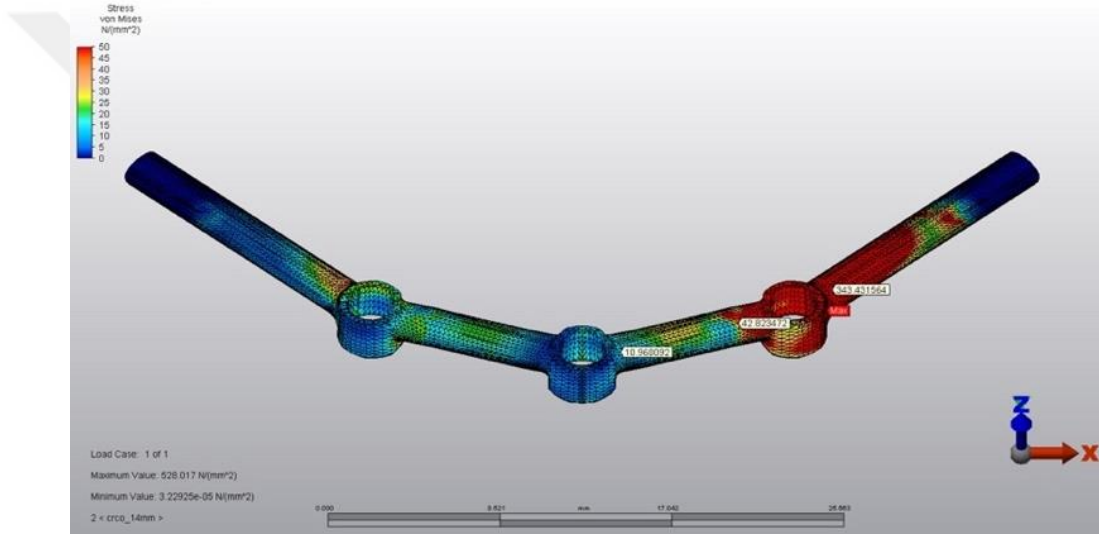
Şekil 4.4.25: Model 25 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

Model 26 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 8 mm, Misfit 200 μ m): Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantısının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 73.242401 N/mm², anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 41.773360 N/mm², sol posterior implant bölgesindeki distal bar uzantısının konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 1.174828 N/mm² analiz edilmiştir (Şekil 4.4.26).



Şekil 4.4.26: Model 26 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_M)

Model 27 (3. Grup; Cr - Co; Kantilever 14 mm, Misfit 200 μm): Sol posterior ve anterior implantı splintleyen bar uzantının; sol posterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 42.823472 N/mm^2 , anterior implant bölgesindeki konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri 10.960092 N/mm^2 , sol posterior implant bölgesindeki distal bar uzantısının konnektör alanının seçili düğüm noktasında Von Mises değeri $343.431564 \text{ N/mm}^2$ analiz edilmiştir (Şekil 4.4.27).



Şekil 4.4.27: Model 27 de bar alt yapıda oluşan Von Mises stresleri (σ_vM)

Tablo 4. 6: Alt yapılarda seçili düğüm noktalarında oluşan Von Mises stres değerleri (N/mm²)

*(Seçili düğüm noktaları şekillerde sağdan sırasıyla 1,2,3 olarak isimlendirilmiştir.)

		Misfit 0 µm				Misfit 100 µm				Misfit 200 µm			
	Kantilever		1*	2*	3*		1*	2*	3*		1*	2*	3*
Grup 1	0 mm	Model 1		61.875210	38.22899	Model 4		58.199812	32.465614	Model 7		64.156053	32.030059
(Titanium	8 mm	Model 2	0.747840	59.199599	39.707095	Model 5	0.847691	59.752601	33.467552	Model 8	0.924840	64.184017	40.694039
Grade 5)	14 mm	Model 3	228.859550	38.633754	14.48012	Model 6	228,722404	43.174681	14.634727	Model 9	260.523411	40.508492	15.472294
Grup 2	0 mm	Model 10		56.672317	36.475405	Model 13		53.290028	31.107186	Model 16		58.514766	30.713650
(Tip 4 Au)	8 mm	Model 11	0.691517	53.214623	37889125	Model 14	0.762088	54.205627	31.849985	Model 17	0.825388	58.589039	38.966420
	14 mm	Model 12	194.589348	38.436445	17.167084	Model 15	194.284211	43.231343	17.488013	Model 18	222.866882	41.162970	18.593448
Grup 3	0 mm	Model 19		67.230066	39.400111	Model 22		66.009125	32.704308	Model 25		71.568169	31.969642
(Cr – Co)	8 mm	Model 20	0.880880	67.443509	40.828867	Model 23		68.589529	33.984672	Model 26	1.174828	73.242401	41.773360
	14 mm	Model 21	301.368456	44.454991	10.302926	Model 24	300.003947	48.653364	10.956881	Model 27	343.431564	42.823472	10.960092

Kantileversiz grupta en yüksek stres bar uzantısının posterior implant ile birleştiği alanda analiz edilmiştir. Kantilever 8 mm olduğunda ise distal uzantıdaki Von Mises değeri diğer seçili düğüm noktalarına göre düşük bulunmuştur. Kantilever uzantısının 8 mm olduğu grupta distal uzantı dışındaki seçili düğüm noktalarında Von Mises değerleri benzer bulunmuştur. Kantilever 14 mm olduğunda ise distal uzantıdaki Von Mises değeri diğer iki seçili düğüm noktasına göre oldukça yüksek bulunmuştur. Kantilever 14 mm olduğunda sol posterior implant ile anterior implantı birleştiren bar uzantısının anterior bölgedeki konnektör alanındaki Von Mises değeri diğer iki kantilever tasarımına göre oldukça düşük analiz edilmiştir. Vertikal uyumsuzluğun artması sonucu 14 mm kantilever tasarımı, distal uzantının seçili düğüm noktasında Von Mises değerinin arttığı analiz edilmiştir. Kantilever uzunluğunu 14 mm olduğu gruplarda alt yapı materyalinin elastik modülü ile orantılı olarak sırasıyla Grup 3 > Grup 1 > Grup 2 şeklinde analiz edilmiştir.

5. TARTIŞMA

Geleneksel tam protezler tam dişsiz hastalarda hastanın fonasyon, fonksiyon ve estetiğini sağlamak için uzun yıllardır kullanılmaktadır. Bu protezler sayesinde hastaların psikolojik ve sosyal olarak daha konforlu bir yaşam sürdüğü görülmektedir (Ellis ve ark., 2007). Fakat özellikle alt kretin rezorbe olduğu durumlarda ilk seçenek olarak tam protez kullanan hastalar retansiyon ve stabilite eksikliklerine bağlı olarak çiğneme fonksiyonunun azalmasından şikayetçidirler ve böyle bir durum hastanın yaşam kalitesini düşürmektedir (Awad ve ark., 2000; Varshney ve ark., 2019).

Dental implantların uzun yıllar diş hekimliğinde kullanımı ile birlikte tam dişsiz hastalarda tedavi seçenekleri çoğalmıştır. Özellikle atrofik çenelerin rehabilitasyonunda çene kemiği içerisine yerleştirilen implantlarla protezin stabilite ve retansiyon probleminin önüne geçmeye çalışılmıştır. Yerleştirilen implantlar sayesinde hastalar daha iyi çiğneme fonksiyonu sağlamıştır (Bakke ve ark., 2002; Burns, 2000; Kampen ve ark., 2004).

2002 McGill ve York consensus kararlarına göre dişsiz çene kemiğinin restorasyonunun artık birinci seçenek implant destekli overdenture protezler olduğuna dair çok kanıt vardır (Liu ve ark., 2013; Varshney ve ark., 2019).

Tamamen dişsiz hastada, overdenture protezin retansiyon ve stabilitesini arttırmak için ataçmanlarla birlikte kullanılan implantlar overdenture protezin ayağı olarak kabul edilir. Klinisyenin farklı bağlantı sistemleri, avantajları ve dezavantajları, endikasyonları ve uzun süreli stabil sonuçlar elde etmek için kontrendikasyonları hakkında iyi bir bilgiye sahip olması çok önemlidir, çünkü farklı klinik durumlar daha iyi hizmet verebilmek için farklı bağlantı sistemleri türleri gerektirir. Uygun bir ataçman

seçmek için öncelikle farklı ataçman sistemlerinin mekanik özelliklerini ve yük dağılım özelliklerini anlaması gerekir (Prasad ve ark., 2014).

İmplant destekli overdenture protezler geleneksel tam protezlerle karşılaştırıldığında implant destekli overdenture protezlerin daha rahat ve stabil olduğu ve bu sayede hastaların yaşam kaliteleri ile beslenme durumlarının geliştiği yapılan çalışmalarla desteklenmiştir (Geertman ve ark., 1996; Naert ve ark., 1998; Dantas ve ark., 2014). Çalışmamızı alt çene implant destekli overdenture protezin sağladığı avantajları dikkate alarak uzun dönemde oluşabilecek komplikasyonların öngörülebilmesi ve biyomekanik davranışların izlenmesi için planladık ve analiz ettik.

Çiğneme esnasında oluşan stresin implant ve kemiğe başarılı bir şekilde iletilerek protezlerin sağ kalımını artırmak için implant destekli bar tutuculu protezlerde kullanılan; bar alt yapı materyallerinin, distal kantilever uzunluğunun, bar alt yapı abutment uyum derecesinin biyomekanik davranışlarının ve stres dağılımının daha fazla araştırılması gerekmektedir. Bu çalışmada farklı bar alt yapı materyallerinin, farklı bar alt yapı kantilever tasarımlarının ve farklı vertikal uyum derecelerinin implant, implant çevresi kemik, alt yapı ve abutmentlarda oluşturduğu streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanılarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda implant destekli overdenture tedavi konseptine uygun olarak mandibulaya yerleştirilen üç implantın bar tutucular ile splintlenmesinin farklı alt yapı materyalleri (Ti Grade 5, Tip 4 Au, Cr-Co), farklı kantilever uzunluğu (0 mm, 8 mm, 14 mm) ve farklı vertikal uyum dereceleri (0µm, 100µm, 200µm) ile üç farklı değişkenimiz bulunmaktadır. Her bir alt yapı için dokuz farklı konfigürasyon oluşturulmuştur. Toplamda yirmi yedi ayrı model ve analiz sonucu elde edilmiştir.

Her ne kadar uluslararası literatürde sağlam sonuçlar rapor edilmiş olsa da, implantta tutulan veya desteklenen overdenture için gereken implantların sayısı konusunda özel bir kılavuz veya uzlaşma yoktur (Tallarico ve ark., 2018). Mandibular implant overdenture tedavisi ile başarılı sonuç elde etmek için gerekli implantların sayısı tartışmalıdır. Daha fazla stabilizasyon ve implant çevresi destekleyici kemiğin korunması için ikiden fazla implant kullanılması önerilmektedir (Tallarico ve ark., 2018).

Mental foramenler arasına yerleştirilen bir ila beş implant, overdenture desteklemek için kullanılabilir. Stabilizasyon için iki veya üç implant kullanılmasının hastalara maliyet açısından faydası vardır (Çelik ve Uludağ 2007; Ebadian ve ark., 2016). Mental foramenler arasına yerleştirilen implantlar tarafından desteklenen mandibular overdenture protezler, destekleyici implantlara torkla ilgili gerilimi en aza indirmek için kantilever uzunluğunu kısıtlar (McCartney, 1992).

Üç implantın yerleştirilmesi ve bir bar ile bağlanması kret şekli ile daha uyumludur. Bu durumda, orta implant protez için dolaylı bir tutucu olarak işlev görebilir (Liu ve ark., 2013; Ebadian ve ark., 2016). İki implant destekli mandibular overdenturların fulkrum eksenini etrafında dönme hareketinden şikayet eden hastalar için, çenenin orta çizgisine üçüncü bir implant eklemek teorik olarak protez stabilitesini artırabilir (Liu ve ark., 2013; Ebadian ve ark., 2016). Literatürde, 3 implant tarafından desteklenen overdenture protez uygulamaları bildirilmiştir (Ohkubo ve ark., 2004; Çelik ve Uludağ 2007). Literatür incelememiz sonucu implant destekli overdenture protezi üç implant ile destekledik ve stres analizini bu planlamaya göre yaptık.

Başarılı implant destekli overdenture tedavisi için protez için gerekli alanın değerlendirilmesi kritiktir. Bar destekli overdenture için diş boyutu, protez taban kalınlığı, rijitlik için bar kalınlığı, mukoza hijyeni için bar ile olan boşluk ve yumuşak

doku kalınlığı göz önünde bulundurularak en az 13-14 mm interokluzal boşluk gerekir. Ball bağlantısı için minimum alan gereksinimi 10–12 mm ve locator için minimum 8,5 mm'dir. Protez bileşenleri için yeterli alanın olmadığı overdenture protezlerde, yüksek dikey boyut, komşu dişlerde kırık, protez parçalarında ayrılma, protezin kırılması ve genel hasta memnuniyetsizliği ile sonuçlanabilir (Ahuja ve Cagna 2010; Varshney ve ark., 2019).

Bar tipi tutma sistemi, overdenture protezler arasında retansiyon ve stabilizasyon açısından kabul edilebilir sistemdir (Trakas ve ark., 2006). İmplantların splintlenmesi daha uygun bir stres dağılımından ve ayrıca klipsin bar alt yapı üzerindeki belirli bir dönme özgürlüğüne izin verilmesinden sorumludur. Bu rotasyon, çiğneme kuvvetlerinin implantlara daha iyi dağılmasını ve böylece dokuları daha iyi destekleyebilmesini sağlar. Bu faktörlere ek olarak, bar tutucu sistemin implantlar arasındaki eğim sorunlarının üstesinden gelebilir, bu da O-rings gibi diğer sistemlerin kullanılmasını engeller (Leão ve ark., 2018). Tallarico ve ark., uzun süreli retrospektif bir çalışmada, implantların splintlenmesinin mekanik komplikasyon sayısını azaltabileceğini bildirmiştir (Ortensi ve ark., 2019). İmplantların bir bar kullanılarak splintlenmesinin, implantlara gelen aksiyal yükün daha iyi yönlendirilmesini ve iyi bir biyomekaniği sağlamaktadır (Leão ve ark., 2018). Bu bilgiler ışığında çalışmamızı bar tutuculu olarak planladık.

Ming-jeong kim ve ark. yaptıkları çalışmada, en yüksek stres bar ve implantlar arasındaki birleşimde ortaya çıkmıştır. Bununla birlikte, implantı destekleyen kemiğin karşılaştırılmalı sonuçlarına göre, yüklü taraftaki distal implant en yüksek gerilime neden olmuştur (Kim ve Hong 2016). Bizim çalışmamızda benzerlik göstermiştir, kuvvetin uygulandığı terminal implantta en yüksek sıkışma değerleri görülmüştür.

Jemt ve ark., overdenture hastalarındaki oklüzal kuvvetlerin 48-258 N (ortalama 128 N) olduğunu bildirmiştir. Mericske-Stern ve ark., overdenture hastalarındaki oklüzal kuvvetlerin 50-250 N olduğunu bildirmiştir. Skalak, yükün boyutunun stres boyutunu etkilediğini, ancak yükün boyutunun stresin dağılımı üzerinde hiçbir etkisi olmadığını bildirmiştir (Kim ve Hong 2016). Bizim çalışmamızda ise birinci moların santral fossasına ve oklüzal düzlemine dik olarak 150 N'luk kuvvet uygulanmıştır.

İmplant rehabilitasyonlarının uzun vadeli başarısı, implant ve protez alt yapı arasındaki pasif uyumla ilişkilendirilmiştir. Başlangıçta Brånemark, tolerans sınırı olarak 10 µm'lik bir uyumsuzluğu tespit etmiştir (Branemark, 1983). Bununla birlikte, Jemt 'in daha sonraki çalışmasında, klinik olarak kabul edilebilir 150 µm'ye kadar bir uyumsuzluğu kabul etmiştir (Kan ve ark., 1999). Bu veriler ampirik metodolojiye dayanmakla birlikte, bu değerin yerine konması veya doğrulanması için henüz bir çalışma yapılmamıştır. Genel olarak, protez komponentleri arasındaki uyumsuzluk; alçının higroskopik genişmesi, mum eritme, döküm, bitirme ve polisaj gibi protez yapımında yer alan birçok klinik ve laboratuvar prosedürü nedeniyle kaçınılmaz olarak kabul edilir (Santos ve ark., 2015).

Çalışmalar, implant / abutment arayüzündeki uyumsuzluğun varlığı implant çevresi kemik dokusu ve tüm protez bileşenlerinde stres artışı olduğunu göstermiştir (Santos ve ark., 2015; Santos ve ark., 2015a). Bizde çalışmamızda farklı vertikal uyumsuzluk derecelerinin implant çevresi kemiğe ve protez komponentlerine gelen stres dağılımı sonuçlarını inceledik. Vertikal uyumsuzluğun kortikal kemikteki stres değerlerinin benzer olduğunu fakat mekanik parçalarda stres değişikliğine neden olduğu sonucuna varılabilir. Yaptığımız çalışmanın sonuçlarına göre farklı vertikal uyum

derecelerinin implant çevresi kemik ve mekanik komponentlerindeki stresi artırdığı hipotezi kısmen reddedilmiştir.

Mekanik komplikasyonlarla ilgili olarak, Abduo ve Yargıç tarafından yapılan araştırmada, mekanik bir uyumsuzluğun, altyapı ve protez vida gerilmelerinde artışa yol açarak sistemin stabilizasyonunu bozduğunu göstermiştir (Abduo ve Judge 2014). İmplant destekli protezlerde en sık görülen mekanik komplikasyonların abutment ve alt yapı kırığı, vida gevşemesi olduğu gözlenmiştir (Santos ve ark.,2015).

Bar altyapılar için kullanılan malzemenin sertliğinin; destekleyici dokuda ve protez bileşenlerindeki gerilimleri etkilediği gösterilmiştir. Sonlu elemanlar analizleri (FEA'lar), vertikal ve horizontal uyumsuzluk ve altyapı materyallerinin, bar altyapısı gerilimleri üzerindeki etkisini doğrulamıştır ancak bu çalışmaların bazı sınırlılıkları vardır (Santos ve ark., 2011; Bacchi ve ark., 2013; Spazzin ve ark.,2013).

Farklı bar alt yapı malzemelerinin strese etkisi titanyum barlarda değerlendirildiğinde microstrain ve max. principal stresin implant çevresi kemikte azalmalar görülmüştür (Santos ve ark., 2015). Sertliği az olan bar alt yapı materyalinin vida sıkılması sonucu daha fazla deformasyona uğraması gerilmelerin önemli ölçüde azalmasıyla açıklanabilir. Aynı zamanda bar alt yapı materyalinin sertliği bar alt yapıdaki stresi artırmıştır (Spazzin ve ark., 2011; Bacchi ve ark., 2013; Santos ve ark., 2015). Alt yapıdaki stres değerlerindeki artış klinik bir sorun oluşturmaz, çünkü stres alt yapının sertliğine göre orantılı olarak artar (Santos ve ark., 2015). Mevcut çalışmada, malzemelerin sertliği ile stres değerleri arasında bir ilişki bulunmuştur (Caetano et al. 2015). Bizim çalışmamızın farklı alt yapı materyallerinin implant çevresi kemikte ve protez alt yapısındaki stres değerleri üzerindeki hipotezimiz kabul edilmiştir. Kobalt-krom alt yapılar, (Au tip IV, Ag-Pd ve Ti) kıyasla daha yüksek stres değerlerine neden

olmuştur. İmplant boyun bölgesindeki Von Mises değerleri ise 0 ve 8 mm'lik kantilever tasarımında elastik modülü yüksek olan materyallerde daha düşük izlenirken, 14 mm'lik kantilever tasarımında ise elastik modülü yüksek olan alt yapı materyallerinde daha düşük izlenmiştir. Bu nedenle, implant çevresi kemik dokusuna ve overdenture tutma sistemine daha düşük stres oluşturan bir klinik durum yaratmak için, overdenture alt yapılar için kobalt-krom alaşımı kullanmaktan kaçınılmalıdır (Caetano ve ark., 2015).

Çiğneme kuvveti; diş eksikliklerine, parafonksiyonel alışkanlıklara, cinsiyete, kas kuvvetine göre kişiden kişiye ve ağızda bölgeden bölgeye değişiklik göstermektedir. Bir bireyin ısırma kuvveti yetişkin erkeklerde ortalama 100–150 N'dur. Bu değerler kadınlarda ise daha düşüktür. Bu değerler göz önüne alınarak çalışmamızda okluzal yük 150 N olarak uygulandı. Çiğneme sırasında, dikey, yatay ve oblik kuvvetler aynı anda protezlere aktarılmaktadır (Ozan ve Ramoglu 2015). Bu nedenle, bu çalışmada, doğal çevreyi simüle etmek için çok vektörel kuvvetlerin oluşturulması için küresel bir katı malzeme tercih edilmiştir.

Santos ve ark. yaptığı çalışmada bar alt yapı / implant platformu arasındaki üç vertikal uyumsuzluğun (100, 150 ve 200 μ m), stres / gerinim konsantrasyonları üzerindeki etkilerini incelemiştir. Bar alt yapıdaki stres konsantrasyonunda ve implant çevresi kemik dokusundaki stres ve strainde uyumsuzluk miktarıyla orantılı olarak önemli artışlar görülmüştür (Santos ve ark., 2015). Bu sonuçlar, sistemin çeşitli bileşenleri arasında asimetrik temas nedeniyle tüm yapıların pasif uyum yokluğuna duyarlı olduğunu düşündüren, önceki çalışmalar ile uyumludur (Isa ve Hobkirk 1996). Uyumsuzluğun abutmentin veya protez vidalarının gevşemesi veya kırılması, alt yapı kırıkları ve kemik rezorpsiyonu gibi biyolojik sonuçlardan doğrudan sorumlu olabilir. Sonlu elemanlar analizi ile dikey uyumsuzlukların artırılmasının, overdenture tutucu bar

sisteminin mekanik kısmındaki statik stres konsantrasyonunu arttırdığını göstermiştir; bununla birlikte, bu artış implant çevresi kemik dokusunda önemli bulunmamıştır (Spazzin ve ark., 2011). Bizim çalışmamızın sonuçları ise vertikal uyum derecelerinde implant çevresi kemikteki stres değerleri benzer analiz edilirken alt yapıdaki stres değerlerinin arttığı gözlemlenmiştir.

Görme yeteneği, aydınlatma, büyütme, görüş açısı, arka plan ve klinisyenin deneyim seviyesi de uyum değerlendirmesindeki hatalara sebep olabilir. Buna ek olarak, farklı uyumsuzluk düzeylerini ayırt etme yeteneği klinisyenler arasında değişiklik gösterir (Kan ve ark., 1999).

Bar alt yapı için kullanılan malzemenin sertliği, destek dokularda ve protez bileşenlerinde ortaya çıkan gerilimleri etkilemiştir (Abreu ve ark., 2010; Bacchi ve ark., 2013; Spazzin ve ark., 2013; Spazzin ve ark., 2011; Santos ve ark., 2015). Bizim çalışmamızın stres değerleri de bar alt yapı için kullanılan malzemenin sertliğinin stres değerleri üzerindeki etkisini doğrulamıştır.

Carr ve ark. 38 μm ve 345 μm iki farklı uyumsuzluk derecesini karşılaştırırken kemik üzerinde anlamlı bir fark görememiştir (Carr ve ark., 1996). Jemt ve Book 1 yıllık prospektif ve 5 yıllık retrospektif çalışma sonuçlarında; 111 μm ve maksimum 275 μm 'lik alt yapı uyumsuzluğunun marjinal kemik kaybı ile arasında bir korelasyon olmadığını göstermiştir. Bu çalışmaların sonuçları, implant ve çevresindeki kemik arasında belirli bir derecede uyumsuzluğa izin veren bir çeşit biyolojik tolerans olabileceğini düşündürmektedir (Jemt ve Book, 1996). Bununla birlikte, hiçbir çalışma, biyolojik toleransın minimum eşiğini henüz bilimsel olarak tanımlamamıştır veya ölçmemiştir (Kan ve ark., 1999). Bizim çalışmamızda farklı uyumsuzluk miktarlarının kemik üzerindeki stres değerleri benzer bulunmuştur. Farklı vertikal uyum derecelerinin kemik

ve protez bileşenlerindeki stresi değiştirdiği hipotezi kısmen kabul edilmiştir. Çünkü kemikteki stres değerleri benzer bulunmuştur.

İmplant sayısı ve kantilever tasarımının kemik üzerindeki stres dağılımı üzerindeki etkisi mandibular overdenture protezler için yeterince değerlendirilmemiştir. Semper ve ark. tarafından yapılan bir klinik çalışmada, kantilever uzunluğunun krestal kemik kaybı üzerine etkisi bulunmamıştır. Sonuçlar, 12 mm'ye kadar distal kantilever uzantısı overdenturelar için yeterli bir tedavi seçeneği olduğunu göstermektedir. Elsyad ve ark. 7 mm distal uzantılı barların, implant destekli mandibular overdenturelarda kullanılmasını önermiş, çünkü implant çevresi bölgelerde önemli bir fark olmaksızın streslerin en düşük olduğunu göstermiştir (Elysyad ve ark., 2013). Bizim çalışmamızın sonuçlarında ise 14 mm'lik distal kantilever uzantısının stres değerlerini ve dağılımını dramatik değiştirdiği analiz edilmiştir. 8 mm'lik uzantılı tasarımların stres miktarı ve topografik dağılım sonuçları incelendiğinde, distal uzantı planlanan hastalarda tercih edilebilecek bir tasarım olabileceği sonucuna varılabilir.

Distal kantilever uzunluğunun implantlara ve kemiğe aktarılan kuvvetleri etkilediği ve marjinal kemik kaybı üzerinde doğrudan klinik etkiye sahip olduğu düşünüldüğünden, stres transferi üzerindeki etkilerinin araştırılması önemlidir. Distal kantilever uzunluğuna bakılmaksızın, en büyük gerilimler daima implantın yük uygulama noktasına en yakın olan bölgesinde bulunacaktır. Birçok araştırmacı, kaldıraç kolunu azaltmak için, mandibuladaki distal kantilever uzunluğunun 20 mm'yi geçmemesi gerektiğini belirtmiştir. Diğerleri, distal kantilever uzunluğunun ön-arka uzunluğunu geçmemesi gerektiğini söylenmiştir. İmplantların yerleştirildiği alanın ön-arka uzunluğu > 11.1 mm olan bir implant dağılımı, uygun bir estetik ve fonetik sonuç üretmenin yanı sıra tatmin edici biyomekaniği teşvik etmek için yeterli bir distal

kantilever uzunluğu sağlayacaktır. Maksimum distal kantilever uzunluğu, altın vida gevmemesine veya yorulmaya neden olmayacak uzunluk olarak tanımlanmıştır. Bununla birlikte, distal kantilever uzantısı olmadan, protez tabanının hassas anatomik yapılarla karşı daha az retansiyonu ve stabilitesi olmuştur (Ebadian ve ark., 2016). Ebadian ve ark. yaptığı çalışmada iki ve üç implant destekli bar tutuculu protezin; 0 mm, 7 mm, 14 mm distal kantilever tasarımlarının stres dağılımına etkisini incelediklerinde;  implant destekli bar tutucunun molar blgesindenden uygulanan yaklaşık 70 N büyüklüğündeki kuvvet sonucu; en yüksek stres kontralateral implantı çevreleyen kemikte görülmüştür. Bu durumda, kontralateral implanttaki stres dağılım modeli diğer bölgelerden farklı olduğu gözlemlenmiştir. Diğer bölgelerin stres dağılım paternleri neredeyse benzer görülmüştür. 0 mm ila 7 mm arasında artan distal kantilever uzunluğu ile yüksek stresli alanların genişlikleri artmıştır. Bununla birlikte, 7 mm'den 13 mm'ye kadar artan distal kantilever uzunluğu ile yüksek stresli alanların genişlikleri azaltılmıştır. Posterior dişsiz krette en yüksek stres, kuvvetin uygulandığı terminal implantın distal bölgesinde ve molar bölgede gözlenmiştir (Ebadian ve ark., 2016). Molar bölgeden yaklaşık 135 N büyüklüğünde kuvvet uygulandığında ise; gerilim dağılım modeli, molar bölgede 150 N kuvvet kullanıldığında gözlemlenen değere benzer olduğunu bulmuşlardır. En yüksek stres değeri kontralateral implantı çevreleyen kemikte gözlenmiştir. Kontralateral implantı çevreleyen kemikteki stres dağılımı paterni, diğer bölgelerden daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Diğer bölgelerdeki stres dağılım paternleri neredeyse benzer görülmüştür. Distal kantilever uzunluğu arttıķa, yüksek stresli alanların genişlikleri arttığı analiz edilmiştir. Bununla birlikte, distal kantilever uzunluğunun arttırılması, stres dağılım görüntüsünü değiştirmemiştir. Posterior dişsiz krette en yüksek stres, ipsilateral implantın distal bölgesinde ve molar bölgede gözlenmiştir (Ebadian ve ark., 2016). Bizim

çalışmamız ve yapılan bu çalışmada, artan distal kantilever uzunluğunda, ortaya çıkan stres çoğu durumda artmış veya bazı durumlarda biraz azalmıştır. Çalışmamızda artan kantilever miktarı ile implant çevresi kortikal kemikteki max. principal değeri anterior implanttan kontralateral implantta doğru kaydığı gözlemlenmiştir. Min. principal değeri ise ipsilateral implant çevresi kortikal kemikte yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Trabeküler kemikteki max. principal ve min. principal değerleri ise ipsilateral implant çevresi etrafında yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. Önceki çalışmalar ve bu çalışmaya göre, dinamik doğası nedeniyle overdenture protezlerde stres miktarının tahmini, sabit protezler kadar basit bir şekilde yapılamaz (Ebadian ve ark., 2016). Bu çalışmaya göre, implant destekli overdenturelarda distal kantilever uzunluğunun arttırılmasının implant destekli sabit protezler kadar tehlikeli olmadığı sonucuna varılabilir. Bu nedenle, distal kantilever uzantılı barlar, daha fazla retansiyon ve stabilite ihtiyacı olan hastalarda implant destekli overdenture protezlerde planlanabilir. Bununla birlikte, bunu doğrulamak için daha fazla klinik çalışmaya ihtiyaç vardır. Bu çalışmada, implant destekli mandibular overdenture protezlerde belirli bir optimal distal uzunluk tespit edilmemiştir.

Mericske-Stern ve arkadaşları, merkez bar uzunluğunun 15-25 mm olduğunda distal kantilever uzunluğu için 7 mm'lik bir kılavuz önerdiler (Mericske ve ark., 2000). Mericske-Stern implant destekli overdenture protezlerin distal kantilever uzantılarının kuvvet büyüklükleri ve kuvvet yönleri üzerinde beklenenden daha az etkiye sahip olduğu sonucuna varmıştır.

Osseointegre bir implantın başarısı için kemiğe iletilen stresin önemi büyüktür. Stresin fazla olması durumunda kemik rezorbsiyonunun artacağı düşünülmektedir (Çiftçi ve Canay, 2001). Yoğunlaşan stres miktarına bağlı olarak kemiğin ileri derece de rezorbe olması neticesinde implantın kaybedilmesi ve başarısızlık kaçınılmaz olacaktır (Holmes

ve Loftus, 1997). Bu nedenle tüm implant destekli protezlerde olduğu gibi proteze gelen stresin implant ve çevre dokulara sağlıklı bir şekilde iletilmesi gerekmektedir. Fonksiyon sırasında ortaya çıkan yüklerin implanta ve ardından kemiğe iletilme şekli implant başarısı için en önemli faktördür (Çehreli ve ark., 2002).

Çalışmada vital anizotropik dokular izotropik olarak kabul edildi. Uygulanan yükler statik iken, çiğneme fonksiyonu sırasında dinamik yükleme görülür. Sonlu elemanlar analizi, çevresindeki yapının simülasyonuna dayanan matematiksel hesaplamalara dayanmaktadır. Ancak canlı dokular, biyoloji uyumlu bir varlık olmadığı için belirlenmiş parametrelerin ve değerlerin sınırlarının ötesindedir (Satpathy ve ark., 2015).

İmplant destekli overdenture protezlerde kullanılan tutucularla ilgili in vivo ve in vitro şartlarda pek çok çalışma yapılmıştır. Deney ortamının şartları çalışmalarda farklılığa sebep olabilir. Klinik şartlarda çiğneme ve parafonksiyonel hareketler sonucu oluşan horizontal ve oblik kuvvetler laboratuvar koşullarında tam olarak oluşturulamayacaktır. Ayrıca oral kompozisyon, tükürük, sıcaklık gibi faktörlerin de sağlanamaması in vitro şartların kısıtlı olduğunu gösterir (Botega ve ark., 2004).

En yüksek gerilme ve sıkışma stres değerleri, diğer birçok çalışmada (Özdemir ve ark., 2014; Papavasiliou ve ark., 1996; Stegaroiu ve ark., 1998; Tepper ve ark., 2002) olduğu gibi, bizim çalışmamızda da kortikal kemik tabakasında izlendi. Bir malzemenin stresi absorbe kapasitesi, o malzemenin sertliği ile doğrudan orantılıdır (Stegaroiu ve ark., 1998). Çalışmamızda da diğer birçok çalışmada olduğu gibi tüm modellerde kortikal kemikteki gerilme ve sıkışma stresleri trabeküler kemikteki değerlerden yüksek çıkmıştır (Papavasiliou ve ark., 1996; Tepper ve ark., 2002). Bu yüksek stres değerlerinin nedenlerinin kortikal kemiğin elastik modülünün yüksek olmasından, oklüzal yükleme

alanına daha yakın olmasından ve implantın en zayıf yeri olan boynunu çevreleyen destekleyici doku olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz (Stegarioiu ve ark.,1998).

Dental implantlardaki başarı veya başarısızlığın asıl nedeni, streslerin destek dokulara aktarılma biçimidir. İmplantlardan destek dokulara yük aktarımı; gelen kuvvetin büyüklüğüne ve yönüne, kemik-implant ara yüzeyine, implantların sayısı, uzunluk, çap ve yüzey özelliğine, yapılan protez tipine, kemiğin kalitesine bağlıdır. Bu etkenlerin yük aktarımındaki rolünün incelenmesi amacı ile kullanılan fotoelastik analiz yöntemi, sonlu eleman kuvvet analiz yöntemi ve strain-gauge yöntemi en çok kullanılan stres analiz yöntemleridir (Sevimay ve ark 2005, Van Staden ve ark 2006, Assuncao ve ark 2009)

Maksimum ısırma kuvveti kişiden kişiye ve ağzın farklı bölgelerinde kas kuvveti, cinsiyet, dişsizlik durumu ve parafonksiyonel aktivitelere bağlı olarak değişmektedir (Celik ve Uludag 2007). İmplant destekli overdenture protezlerle yapılan kuvvet analiz çalışmalarında dikey yönde farklı bölgelerden farklı oklüzal kuvvetler uygulanmıştır. Bazı araştırmacılar dikey yönde yüklemeyi birinci veya ikinci premolar dişlerin santral fossalarından (Fanuscu ve Caputo 2004, Mazaro ve ark 2011, Teixeira ve ark 2012) yaparken çoğu araştırmacı bu yüklemeyi birinci molar dişlerin santral fossalarından (Tokuhisa ve ark 2003, Ochiai ve ark 2004, Sadowsky ve Caputo 2004, Celik ve Uludag 2007, da Silva ve ark 2010, Haruta ve ark 2011, Machado ve ark 2011, Mazaro ve ark 2011) uygulamışlardır.

Çelik ve Uludağ (2007), 4 farklı tutucu tipinin 3 implant destekli overdenture protezlerdeki yük iletim karakterlerini fotoelastik kuvvet analiz yöntemiyle karşılaştırdıkları araştırmalarında çiğneme kuvveti olarak dikey yönde 135 N' luk kuvvet uygulamışlardır.

Yine benzer şekilde Sadowsky ve Caputo'da (2004), iki ve 3 implant destekli kantilever bar dizaynlarının alt çene overdenture protezlerde stres iletimini karşılaştırdıkları çalışmalarında çiğneme kuvveti olarak dikey yönde 135 N' luk kuvveti seçmişlerdir.

Yapılan çalışmalarda overdenture protezlerde ortalama çiğneme kuvvetleri 100 N ile 160 N aralığında kabul edilmiştir (Miyaura ve ark 2000). Fontijn-Tekamp ve ark'larının (1998) implant destekli overdenture protez kullanan hastalar üzerinde yaptıkları bir çalışmada, maksimum tek taraflı ısırma kuvvetlerini molar bölgede yaklaşık olarak 160 N, kaninlerde 90 N ve kesiciler bölgesinde ise 75 N olarak saptamışlardır. Çift taraflı maksimum ısırma kuvvetini ise, molar bölgede 140 N, kaninlerde ve kesiciler bölgesinde 60 N bulmuşlardır (Fontijn-Tekamp ve ark 1998). Overdenture protezlerde çiğneme kuvveti implantlar ve protezin kaidesini destekleyen yumuşak ve sert doku arasında paylaşılır (Sadowsky ve Caputo 2000).

Dental implantların uzun vadeli başarısı biyomekanik faktörlere bağlıdır. Fonksiyonlarla beraber oluşan gerilmelere bağlı stres değerleri kemiğin taşıma kapasitesini aştığında, kemikte rezorbsiyon gerçekleşir ve implantlarda kayıplar görülür (Turker ve ark.,2019). Biyomekanik faktörlerin implant destekli protezlerin başarısındaki rolünün sadece in vivo çalışmalarla belirlenmesi imkansızdır. Bunun yanında in vitro ve in vivo çalışmalarda standardizasyonun sağlanması oldukça zordur. Sonlu elemanlar stres analizleri ile standardizasyon sağlanabilmekte ve stres dağılımları dijital olarak belirlenebilmektedir (Gianpaolo Sannino, Pozzi, Schiavetti, & Barlattani, 2012). Aynı zamanda sonlu elemanlar analizi sadece amaçlanan faktörleri değiştirerek ve tüm diğer faktörleri sabit tutarak analizlerin gerçekleştirilmesine imkan sağlamaktadır (Rossi ve ark., 2014). Bu avantajlar nedeniyle çalışmamız sonlu elemanlar stres analizi ile gerçekleştirilmiştir.

Ancak sonlu elemanlar analizinde, dental implantın ve implant çevresindeki kemik dokusunun ve davranışının taklit edilebilmesi kolay değildir. Bu sebeple modelleme yapılırken, analizin yapılabilmesi için belirli varsayımlar yapılması gerekmektedir (Akça ve ark., 2002). Bu varsayımları sıralayacak olursak; kullanılan materyal özellikleri, kemiğin ve modellenecek implantın detaylı geometrisi, kemik-implant arasındaki ilişki ve sınır koşullarıdır (Geng ve ark., 2001; Koriath ve ark., 1997). Sonlu elemanlar analizinde, trabeküler ve kortikal kemik, kullanılan materyallerin elastisite modülleri ve Poisson oranları için evrensel olarak kabul edilen bir değer mevcut değildir (Bölükbaşı ve ark., 2012a). Kemik gerçekte homojen olmayan, anizotropik, viskoelastik bir yapı olmasına karşın yapılan çalışmalarda modeli basitleştirerek analizi tamamlayabilmek amacıyla trabeküler ve kortikal kemiğin homojen, izotropik ve doğrusal elastik oldukları varsayılmaktadır (Natali, 2003). Bu nedenle bu çalışmada da diğer çalışmalarda (Cinel ve ark., 2018; Ozan ve Kurtulmus-Yılmaz, 2018) olduğu gibi trabeküler ve kortikal kemik homojen, izotropik ve doğrusal elastik olarak varsayılmıştır.

Sonlu eleman analizi ile yukarıda bahsettiğimiz kemiğin modellenmesinin zor olduğu gibi osseointegrasyonun da tam olarak modellenmesi imkansızdır. Çünkü histomorfometrik çalışmalar hiçbir zaman kemik implantı ara yüzeyinin % 100 osseointegre olmadığını göstermiştir (Bhering ve ark., 2016). Fakat sonlu elemanlar analizlerinde modellenmesi zor olduğu için osseointegrasyon %100 olarak düşünülmektedir (Erkmen ve ark., 2011). Çalışmamızda da dental implantların alveol kemiğine osseointegrasyonun %100 olduğu varsayılmıştır.

2D veya 3D sonlu eleman modelinin yapılıp yapılmayacağına karar vermek sonlu elemanlar analizi kullanımında önemli bir konudur. 2D modellemenin yapılması daha kolaydır ve model oluşturmak için çok gelişmiş bilgisayar programlarına gerek

kalmamaktadır (Erkmen, ve ark., 2011). Fakat yapılan çalışmalarda, dental restorasyonların gerilme analizlerini ölçmek için 2D modellemenin yetersiz kaldığı sonucuna varılmıştır (Erkmen ve ark., 2011). Bu nedenle, çalışmamızda 3D modelleme yapılmıştır.

İmplant başarısına etki eden iki kritik dönem vardır. Bunlardan birincisi ilk implantın yerleştirildiği dönem olan iyileşme safhası, ikinci dönem ise implanta okluzal kuvvetlerin geldiği fonksiyon dönemidir (Himmlová ve ark., 2004). İmplantın yerleştirilmesinin ardından meydana gelen başarısızlık inflamasyonla ilişkilendirilmektedir (Correa ve ark., 2012). Sabit implant destekli protezlerde implantın fonksiyonda olduğu ve biyomekanik faktörlerin de etkili olduğu dönemdeki başarıyı artırmak için protezin implant-kemik arayüzü, implant-abutment bağlantısı, abutment alt yapı bağlantısı ve alt yapı olmak üzere dört bölgesinin stres seviyelerine dikkat edilmesi gerekmektedir (Albrektsson, 1988; Bölükbaşı ve ark., 2012; Carlsson ve Omar, 2010; Soğancı ve Yazıcıoğlu 2016). Dört bölgeden herhangi birinde aşırı stres olması, sık sık protezin tamir edilmesine, hatta protezin başarısız olmasına neden olmaktadır (Bölükbaşı ve ark., 2012; Ozan ve Kurtulmus-Yılmaz, 2018). Bugüne kadar, araştırmaların çoğu implant-kemik arayüzüne odaklanmıştır. Bu bölgedeki aşırı stres implant çevresindeki kemiğin rezorpsiyonuna ve implant kaybına neden olmaktadır. İmplant bağlantısı üzerindeki aşırı stres, abutment vidasının gevşemesine veya kırılmasına neden olabilmektedir (Ozan ve Kurtulmus-Yılmaz 2018). Abutment ile alt yapı arasındaki bağlantıda stres yoğunlaşırsa, protez ya desimante olmakta ya da simante protez değilse abutment ile alt yapıyı birbirine bağlayan vida gevşeyebilmekte veya kırılabilmektedir. Alt yapı üzerindeki aşırı stres ise alt yapının kırılmasına sebep olabilmektedir (Borchers ve Reichart 1983). Çalışmamızda ikinci safha olan implantların yüklenmesinden sonraki

dönemde implant kemik arayüzüne, implanta, abutmenta ve alt yapıya gelen stresler ve etkileri değerlendirilmiştir. Ayrıca yapılan araştırmalar neticesinde kortikal kemikteki en yüksek kuvvet dayanımı, çekme stresleri (maximum principal) için 100-130 MPa sıkışma stresleri (minimum principal) için mutlak değer içinde 170-190 MPa olarak bildirilmiştir. Bizim çalışmamızdaki stres değerleri; kortikal kemikteki çekme stresi (maximum principal) 0.2-2.7 MPa, kortikal kemikteki sıkışma stresi (minimum principal) 2.7-0.08 MPa, trabeküler kemikte sıkışma stresi (minimum principal) 0.7-0.08 MPa, trabeküler kemikteki çekme stresi (maximum principal) 0.7-0.03 MPa olarak saptanmıştır. Trabeküler ve kortikal kemiğe ait çekme ve sıkışma stresleri maksimum kuvvet dayanımı değerlerinin altındadır.

Yüksek elastik modülüsü ve akma direncine sahip krom-kobalt eğilmeye ve bükülmeye dirençli, soy metallere göre daha ince hazırlanabilen ucuz bir alt yapı materyalidir (Anusavice ve ark., 2012). Fakat krom-kobalt ile döküm yapmak oldukça hassasiyet gerektirir ve çok sert olduğu için tesviyesi de zordur. Bunun yanında krom kobalt translüsens değildir ve estetik sağlanamadığı için popülaritesi azalmıştır (Zarone ve ark., 2011; Anusavice ve ark., 2012) İmplant uygulamalarının yaygınlaşmasıyla birlikte gözlenen titanyumun mükemmel biyouyumluluğu, yüksek mekanik ve fiziksel özellikleri nedeniyle titanyum protetik restorasyonlarda alt yapı olarak da kullanılmaya başlanmıştır.

Horizontal uyumsuzluğun farklı alt yapı materyalleri ile olan ilişkisini değerlendiren çalışmada 50 μm 'luk uyumsuzluk ve Au, Ag-Pd, Ti ve Cr-Co alt yapı materyalleri olan ilişkisinin incelendiği çalışmada en yüksek Von Mises değerleri Cr-Co alt yapıda 253 N/mm^2 , implantta 141 N/mm^2 değerinde sonuçlar bulunmuştur. Bizim

çalışmamızda en yüksek von mises değerleri Cr-Co alt yapıda analiz edilmiştir. 14 mm lik distal uzantıda 313 N/mm^2 değerinde sonuçlar bulunmuştur. (Spazzin ve ark., 2011)

Distal kantilever uzantılı implant destekli mandibular protez için, streslerin kortikal kemiğe implantın yüke en yakın distal yönü üzerinde yoğunlaşma eğilimi vardır (Rubo ve Capello Souza 2009).

İmplantların tekrarlayan kuvvetlere maruz kaldıkça kırılma riski artabilmektedir. Bir malzemenin uzun süreli dayanıklılığı ve kırılma direnci, malzemede deformasyona neden olmayan tekrarlayan kuvvet seviyeleri ile belirlenir. Bu seviyeyi belirlemek için yorulma testleri kullanılmaktadır. Yorulma testleri, tekrarlanan mekanik, kimyasal ve termal döngülerin etkilerini gösteren in vivo deneylerdir (Cinel ve ark., 2018). Biz çalışmamızda sadece statik yüklere baktığımız için karşılaştırılan materyallerin dinamik yükleme sonucu davranışlarının da araştırılması gerekmektedir.

El-Anwar ve ark. yaptığı çalışmada mandibula rekonsüksiyonunda bi kısmı rezeke edilmiş mandibula fibula ile greftlenmiş ve üç implant destekli bar tutuculu protez uygulanmış ve 100 N'luk birinci molar diş bölgesinden kuvvet uygulanarak kemik ve protez parçalarındaki stresi değerlendirdiklerinde bar alt yapıdaki von mises değerini 76 MPa, implant boynu etrafındaki von mises değerini ise 44 MPa olarak bulmuşlar .Bizim çalışmamızda ise kantileversiz grupta; bar alt yapının anterior implant bölgesinin konnektör alanında 71 MPa ile 53 MPa değerleri arasında , anterior implant boynundaki von mises değeri 14 MPa ile 10 MPa değerleri arasında analiz edilmiştir.Tüm analiz durumlarında stres dağılımı ile ilgili sonuçlar incelendiğinde, en yüksek gerilimler bar alt yapıda yoğunlaştığı, kortikal kemikte ise implant boynu çevresinde yoğunlaştığı bizim çalışmamız ve diğer çalışmalarla kanıtlanmıştır (El-Anwar ve ark., 2016).

Min-Jeong Kim ve ark. yaptığı çalışmada dişsiz maksillaya yerleştirilen dört implant üzerine; yapılan overdenture protez kaidesinin kapladığı alanın stres değerlerine etkisini incelediklerinde tüm deneysel modellerde, en yüksek stres yüklü taraftaki en distal implantta 39 MPa (tam kaideli overdenture protezde) ve bardaki stres dağılımı için stres 68 MPa, yüklü taraftaki distal implanta bağlı bölgedeki distal tarafta yoğunlaşmıştır. Destekleyici kemik üzerinde en distal implant çevresi kortikal kemikte stres 28 MPa analiz edilmiştir (Kim ve Hong 2016). Bizim çalışmamızın distal uzantısız grubunda ise implant boynu etrafındaki en yüksek stres değeri 26 MPa , bardaki stres dağılımı 67 MPa, destekleyici kemik üzerindeki en yüksek stres değeri; anterior implantın çevresindeki kortikal kemikteki stres 2.7 MPa analiz edilmiştir.

Bir implant üzerine bir yük uygulandığında, yük kısmen kemiğe aktarılır ve implantın servikal bölgesinde daha büyük stresler yoğunlaşır. Bu fenomen, iki malzeme arasına yük uygulandığında, gerilimlerin başlangıç noktasında en yüksek olduğunu belirten bir mühendislik ilkesinden türetilir. Kemikte, sıkıştırma kuvvetleri implant-kemik arayüzünün bütünlüğünü koruma eğilimindedir, gerginlik bütünlüğü ayırma eğilimindedir (Borie ve ark., 2014).

İmplantın doğru bir alt yapı uyumunu neyin oluşturduğuna dair açık kriterlerin bulunmamasına ek olarak, alt yapı uyumsuzluğunun biyomekanik etkileri belirsizdir. İmplant alt yapısı uyumsuzluğu biyomekanik durumu değiştirse de, dahil edilen çalışmalardan negatif biyomekanik etkiler doğrulanamamıştır. Biyolojik olarak, kemik rezorpsiyonu alt yapı uyumsuzluğunun bir sonucu olarak gelişemez. Mekanik bir perspektiften, alt yapıdaki gerilmeler ve vida gerilmeleri ve stabilizasyon uyumsuzluk ile artar, ancak bunun klinik önemi belirsizdir (Abduo ve Judge 2014). Bununla birlikte, alt yapı uyumuna ilişkin olarak, iki kritik sınırlama mevcuttur: (1) kabul edilebilir bir implant

alt yapı uyumunu neyin oluşturduğunun klinik olarak anlamlı bir tanımı yoktur ve (2) implant alt yapı uyumunu değerlendirmek için mevcut klinik yöntemler kesin değildir ve sadece büyük uyumsuzluklar tespit edilebilmektedir. Alt yapı üretmek için kullanılan yöntemle bakılmaksızın, belirli bir alt yapı uyumsuzluğunun kaçınılmaz olduğu bilinmektedir (Abduo ve Judge 2014).

Alt yapı malzemesinin sertliğinin, dikey olarak yanlış oturan alt yapılar için implant çevresi kemik üzerinde minimal bir etkiye sahip olduğu bulunmuştur. Bununla birlikte, Bacchi ve arkadaşları, daha sert malzemelerin (kobalt-krom veya zirkonya) daha yumuşak malzemelere göre (altın alaşımı, gümüş-paladyum alaşımı, ticari olarak saf titanyum) implant çevresi kemik çevresinde, biraz daha az strese neden olduğunu bulmuşlardır (Bacchi ve ark., 2013).

Mekanik bileşenler alt yapı sertliğinden önemli ölçüde etkilenmiştir; dikey uyumsuzlukta alt yapı sertliği arttıkça alt yapıda ve implantlarda artan gerilmeler görülmüştür. Dikey olarak yanlış oturan alt yapı sertliğinin implant çevresi kemik üzerinde minimal bir etkiye sahip olduğuna dair göstergeler vardır, ancak mekanik bileşenler daha belirgin şekilde etkilenmiştir. FEA çalışmalarının gözlemlerinin doğrulanması, dikey uyumsuzluklar ancak yatay uyumsuzlukların iki katı büyüklüğünde olduklarında yatay uyumsuzlukla benzer streslere neden oldular. Çalışmaların hiçbirisi uyumsuzluğun implant çevresi kemiği üzerindeki olumsuz etkilerini doğrulamamıştır.

Jemt ve Lekholm, orta implantta 1,000 µm dikey uyumsuzluk olan implant alt yapısı takıldıktan sonra osseointegre implantların yer değiştirdiğini tespit ettiler. Topografik ölçümde boşluğun azaldığını bulmuşlardır (Abduo ve Judge 2014).

Genel olarak, dahil edilen çalışmaların sonucu, mekanik bileşenlerin potansiyel komplikasyon insidansının biyolojik komplikasyon insidansından daha yüksek olduğunu

ortaya koymuştur. İmplantlar ne kadar erken yüklenirse, uyumsuzluğu telafi etmek için implantların yer değiştirmesi o kadar iyi olur. Duyck ve arkadaşları, implantların gerçek bir ortodontik yer değiştirmeden ziyade, implant yer değiştirmesinin, bir kemik ortodontik yer değiştirmesi yerine alt yapının sabitlenmesi sırasında meydana geldiğini ileri sürmüşlerdir. İmplant çevresi kemik stresinin kalıcı olarak azaltılmasına ek olarak, bu fenomen, mekanik bileşenlere aktarılan gerilmeleri azaltacağı için avantajlıdır (Duyck ve ark., 2005).

İmplant yer değiştirmesinin gerçek bir ortodontik hareketten ziyade kemik distorsiyonu ile ilişkili olduğu görülmektedir. Bunu daha sonra kemik yeniden modellenmesi ve peri-implant streslerinin kalıcı olarak azalması izleyebilir. İmplantın yerleştirilmesinden sonra kemik yeniden modellenmesi daha hızlı olduğundan, alt yapı sabitlemesi ne kadar erken yapılırsa, implant yer değiştirmesinin o kadar büyük olduğunu bulmuşlardır (Abduo ve Judge 2014).

İmplant alt yapılarının sertliğinin periimplant gerilmelerini etkileyeceğini varsaymak mantıklı olsa da, dahil edilen çalışmalardan, alt yapının elastikiyet modülünün implant çevresi gerilmelerinin değiştirilmesinde küçük bir rol oynadığı görülmektedir.

Klinik olarak, alt yapı uyumsuzluğunun daha büyük komplikasyonlarla ilişkili olduğu varsayımı doğrulanamaz. Her ne kadar farklı üretim teknikleri implant alt yapıları ile farklı uyum sağlayacaksa da, komplikasyon insidansını alt yapı uyum derecesi ile ilişkilendirmek zordur. Örneğin, bilgisayar destekli tasarım / bilgisayar destekli imalat implant alt yapıları, döküm implant alt yapılardan daha iyi uyum sergilemekle birlikte, Ortorp ve Jemt, komplikasyonlar düzeyinde önemli bir fark bulamamıştır. Bu nedenle, kaçınılmaz uyumsuzluklar büyük mekanik komplikasyonlarla ilişkili olmadığını bulmuşlardır (Abduo ve Judge 2014).

Bir implant alt yapının pasif uyumunun doğru bir şekilde tanımlanmamasının yanı sıra, implantlar üzerindeki alt yapı uyumsuzluğunun gerçek etkileri henüz belirlenmemiştir. Biyomekanik komplikasyonlar klinik olarak kaçınılmaz düzeyde uyumsuzluğa sahip implant alt yapılarına atfedilemese de, hassas bir alt yapı üretmek için iyi kontrollü klinik ve laboratuvar prosedürleri hala takip edilmelidir. Genel olarak, dahil edilen çalışmalar implant alt yapı uyumsuzluğuna biyolojik ve mekanik bir tolerans olduğunu göstermektedir. Kemik rezorpsiyonu ve implant kaybı şeklindeki biyolojik komplikasyonlar, alt yapı uyumsuzluğuna atfedilemez. İmplant yer değiştirmesi ve peri-implant kemik yeniden modellenmesi uyumsuzluğun büyüklüğünü hafifletmektedir. Şimdiye kadar, alt yapıların veya seramik kaplamanın komplikasyonları henüz tamamen uyumsuzluğa atfedilemediğini bulmuşlardır (Abduo ve Judge 2014). İncelemeler, vida gevşemesinin uyumsuzluğun potansiyel bir komplikasyonu olabileceği fikrini desteklemektedir; bununla birlikte, makul uyumsuzluğun artan bir vida gevşemesi oranı ile ilişkili olması gerekmez (Abduo ve Judge 2014).

Dikey uyumsuzluk değişikliklerinin, peri-implant kemik dokusundaki statik stres seviyelerinde çok az etkisi vardır, bu da mekanik bileşenlerin uyumsuzluk nedeniyle başarısızlığa daha yatkın olduğunu düşündürmektedir (Spazzin ve ark., 2011a).

Yapılan bir çalışmada 100 µm vertikal uyumsuzluk bulunan ve farklı bar alt yapı materyalleri (altın alaşımı, gümüş-palladyum, titanyum, krom-kobalt) kemik ve protez parçalarındaki stresin değerlendirilmesinde modeller, implantın servikal kısmına karşılık gelen kortikal kemikte ve implantın apikal kısmına karşılık gelen süngerimsi kemikte stres konsantrasyonu gösterdiği bulunmuştur; bununla birlikte, farklı bar alt yapı materyallerinin implant çevresi kemik dokusundaki stres dağılımı üzerinde çok az etki

göstermiştir. Bar alt yapıda, daha yüksek sertliğe sahip bar materyalinde streste önemli bir artış olmuştur (Abreu ve ark., 2010). Bizim çalışmamızın sonucunu doğrulamaktadır. Farklı bar alt yapı malzemeleri, implant boynundaki stres seviyeleri üzerinde çok az etki göstermiştir; bununla birlikte, vida boynu ve implant platformunda, daha yüksek sertliğe sahip bar alt yapı malzemelerinde gerilimde önemli bir artış olmuştur (Abreu ve ark., 2010).

FEA, kobalt-krom alaşımında daha yüksek stres seviyeleri ile araştırılan farklı bar alt yapı malzemeleri için bar alt yapı, vida boynu ve implant platformunda meydana gelen gerilmelerde önemli değişiklikler gösterdi, buna karşılık implant çevresi kemik dokusunda bu değişkenin çok az etkisi vardı stres dağılımı konusunda, sistemin bu bileşenlerinin daha sert malzemelere karşı daha hassas olduğunu düşündürmektedir (Abreu ve ark., 2010).

İn vitro şartlarda oral kavitenin meydana getirilemediğini belirtmiştir. Tükürüğün eksik olması ve okluzal yüklerin tutucuların aşınmasını etkileyebileceğini, yumuşak dokuların reziliensinin uygulanan yükleri artırabileceğini ve sonuç olarak retansiyon değerlerinin etkilenebileceğini bildirmişlerdir (Botega ve ark., 2004). Bu durumlar in vitro şartların eksiklikleri ya da limitasyonları olarak görülmektedir.

Literatür incelemelerimiz ve çalışmamızın sonucu olarak farklı vertikal uyum derecelerinin implant çevresi kemikte benzer stres değerleri göstermesi biyolojik dokudaki etkisinin minimal olduğunu, mekanik bileşenlerde oluşturduğu stres farklılıkları mekanik bileşenlerin vertikal uyumsuzluğa daha hassas olduğu sonucuna varılabilir. Diğer çalışmalar ve bizim çalışmamızın sonucu olarak kuvvetin uygulandığı terminal implantta stres en fazla bulunmuştur ve diğer implantlarda da oluşan orta derecedeki stresin varlığı toplam stresin bar tutucu ile dağıtıldığı sonucuna varılabilir.

Elastik modülü yüksek materyallerde, alt yapıda stres daha yüksek bulunmuştur ve çalışmamızın diğer çalışmalarla uyumunu göstermektedir. Kantilever uzunluğunun artması sonucu kortikal kemikteki gerilmenin anterior implanttan kuvvetin uygulanmadığı implant tarafına doğru kayması ise kantilever uzunluğunun artması kaldıraç kuvvetini artırdığı sonucuna varılabilir. Kantilever miktarının artması ile implant boynu etrafındaki Von Mises değeri kuvvetin uygulandığı implantta artmıştır ve kantileversiz gruptan kantileverli gruba geçildiğinde kuvvetin uygulanmadığı terminal implanttaki stres değeri yaklaşık yarıya düşmüştür. Bu bulgulara göre 14 mm'lik kantilever tasarımında, üç implantta görülen stres değerleri arasındaki fark diğer tasarımlara göre daha çoktur. Stres dağılımının implantlara orantılı dağıldığı tasarımlar tercih edilebilir. Bar alt yapıdaki stres değerleri incelendiğinde 0 ve 8 mm'lik distal uzantılı grupta stres değerleri belli bir oranda birbirini takip ederken, 14 mm'lik grupta distal uzantının stres değerinde dramatik bir artış gözlemlenmiştir, bu sonuç gelen kuvveti protezden sonra ilk karşılan komponentin bar tutuculu alt yapı olduğu sonucuna varılabilir. Distal uzantıda yoğunlaşan stres aynı zamanda implant boynunda ve kortikal kemikteki stresi de artırmıştır. Sistemin toplam stresi artmıştır. Stresin, mekanik parçalar ve biyolojik dokuda homojen dağıldığı tasarımlar tercih edilmelidir.

Dokuların mekanik özellikleri ve kullanılan protez malzemeleri çalışmamızda tanımlandığı şekilde belirlenmiş ve sınırlandırılmıştır. Ancak, anatomik varyasyonlar ve kullanılan malzemelerin çeşitliliği bu çalışmanın şeklini ve bulgularını değiştirebilir. Bar alt yapının kesiti, desteklendiği implant sayısı sonuçlar üzerinde belirleyici bir rol oynayacağı için çalışmanın bulguları farklılıklar gösterecektir. Bu nedenle, farklı bar alt yapı kesiti, farklı implant sayısı ve farklı derecelerdeki vertikal uyumsuzluklar ile benzer çalışmalar yapılmalı ve biyomekanik özellikleri araştırılmalıdır.

6.SONUÇLAR

- En yüksek gerilme ve sıkışma değerleri kortikal kemikte izlenmiştir.
- Distal kantilever uzunluğunun artması sonucu kuvvetin uygulanmadığı terminal implant çevresi kemikte gerilme değeri artmıştır. Sıkışma değeri distal kantilever uzantının artması sonucu kuvvetin uygulandığı terminal implant çevresi kemikte artmaktadır.
- Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde kantilever uzunluğunun 0 ve 8 mm olduğu gruplarda kantilever yanındaki implant çevresindeki streste belirgin artışa neden olmadığı sonucuna varılabilir.
- İmplant boyun bölgesindeki Von Mises değerleri her zaman kuvvetin uygulandığı terminal implantta fazla olmuştur. Distal uzantının artması sonucu terminal implanttaki Von Mises değeri artmıştır.
- En yüksek Von Mises stresleri bar alt yapının 14 mm'lik distal kantilever uzantısında görülmüştür.
- Distal kantilever uzantılı tasarımlarda Von Mises stres değerleri implantın ve kemiğin dayanabileceği maksimum Von Mises ve gerilme/sıkışma stres seviyelerinin altında olduğu saptanmıştır.
- Vertikal uyumsuzluk arttıkça implantın ve kemiğin dayanabileceği maksimum Von Mises ve gerilme/sıkışma stres seviyelerinin altında olduğu saptanmıştır.
- Dikey uyumsuzluğu olan alt yapıların sertliğinin implant çevresi kemik üzerinde minimal bir etkiye sahip olmuştur, ancak mekanik bileşenler (bar alt yapı) daha belirgin şekilde etkilenmiştir.
- Elastik modülü yüksek olan alt yapı materyallerinde Von Mises değerleri daha yüksek bulunmuştur: Cr-Co > Ti Grade 5 > Tip 4 Au

- 14 mm'lik distal uzantılı tasarımlarda sistemdeki toplam stres daha fazla bulunmuştur.



7.KAYNAKLAR

- Abduo, J., ve Judge, R.B., 2014. "Implications of Implant Framework Misfit: A Systematic Review of Biomechanical Sequelae." *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(3): 608–621.
- Abreu, R.T., Spazzin, A.O., Noritomi, P.Y., Consani, R.L.X., Mesquita, M.F., 2010. "Influence of Material of Overdenture-Retaining Bar with Vertical Misfit on Three-Dimensional Stress Distribution." *Journal of Prosthodontics*, 19(6): 425–431.
- Abuhusseini, H., Pagni, G., Rebaudi, A. ve Wang, H.L., 2010. "The Effect of Thread Pattern upon Implant Osseointegration." *Clinical Oral Implants Research*, 21(2): 129–136.
- Adıgüzel, Ö., 2010. "Sonlu Elemanlar Analizi: Derleme Bölüm I: Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları." *Dicle Diş Hek Derg* 11: 18–23.
- Ahuja, S., ve Cagna, D.R., 2010. "Defining Available Restorative Space for Implant Overdentures." *Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(2): 133–136.
- Akça, K., Çehreli, M. C., ve İplikçioğlu, H., 2002. "A Comparison of Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis with in Vitro Strain Gauge Measurements on Dental Implants." *Int J Prosthodont*, 15(2): 115–121.
- Albrektsson, T. 1988. "A Multicenter Report on Osseointegrated Oral Implants." *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 60(1): 75–84.
- Allen, P.F., McMillan, A.S., ve Walshaw, D., 2001. "A Patient-Based Assessment of Implant-Stabilized and Conventional Complete Dentures." *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(2): 141–147.
- Andersson, M., Carlsson, L., Persson, M. ve Bergman, B., 1996. "Accuracy of Machine Milling and Spark Erosion with a CAD/CAM System." *Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(2): 187–193.
- Anusavice, K. J., Shen, C., ve Rawls, H. R., 2012. *Indirect Restorative Materials*. In K. J. Anusavice, *Phillips' Science of Dental Materials*. p: 62-75 .St. Louis, USA: Elsevier Health Sciences.
- Assif, D., Barry, M., Schmidt, A., 1996. "Accuracy of Implant Impression Techniques." *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(2): 216–222.
- Attard, N.J., ve Zarb, G.A., 2005. "Long-Term Treatment Outcomes in Edentulous Patients with Implant Overdentures: The Toronto Study." *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(2): 170.
- Atwood DA, 2001. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. 1962. *The Journal of prosthetic dentistry*, 86, 2, 119-25.
- Awad, M. A., Locker, D., Bitensky, N.K., ve Feine, J.S., 2000. "Measuring the Effect of Intra-Oral Implant Rehabilitation on Health-Related Quality of Life in a Randomized Controlled Clinical Trial." *Journal of Dental Research*, 79(9): 1659–1663.
- Aydin, C., Yaluğ, S., Yilmaz, C., ve Demirel, E. 1995. "Metal Destekli Ve Desteksiz Porselen Köprülerde Fotoelastik Yöntem İle Kuvvet Dağılıminin İncelenmesi." *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 5(2): 62–64.
- Baba, N., Watanabe, I., Liu, J. ve Atsuta, M., 2004. "Mechanical Strength of Laser-Welded Cobalt-Chromium Alloy." *Journal of Biomedical Materials Research*, 69B(2): 121–24.
- Bacchi, A., Consani, R.L.X., Mesquita, M.F. ve Santos, M.B.F., 2013. "Effect of Framework Material and Vertical Misfit on Stress Distribution in Implant-Supported

- Partial Prosthesis under Load Application: 3-D Finite Element Analysis.” *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(5): 1243–49.
- Bakke, M., Betty, H., Klaus, G., 2002. “Masticatory Function and Patient Satisfaction with Implant-Supported Mandibular Overdentures: A Prospective 5-Year Study.” *Article in The International Journal of Prosthodontics*, 15:575-581.
- Barão, V. A.R., Delben, J.A., Lima, J., Cabral, T., Assunção, W.G., 2013. “Comparison of Different Designs of Implant-Retained Overdentures and Fixed Full-Arch Implant-Supported Prosthesis on Stress Distribution in Edentulous Mandible - A Computed Tomography-Based Three-Dimensional Finite Element Analysis.” *Journal of Biomechanics*, 46(7): 1312-1320.
- Barão, V.A.R., Gonçalves, A.W., Fernando, T.L., Aparecida, D.J., Alves, G.E., Capello, S.E.A., Passos, R.E., 2009. “Finite Element Analysis to Compare Complete Denture and Implant-Retained Overdentures With Different Attachment Systems.” *Journal of Craniofacial Surgery*, 20(4): 1066–1071.
- Batenburg, R.H., Meijer, H.J., Raghoobar, G.M. ve Vissink A., 1998. “Treatment Concept for Mandibular Overdentures Supported by Endosseous Implants: A Literature Review.” *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13(4):539-545.
- Bedrossian, E., Sullivan, R.M., Fortin, Y., Malo, P., Indresano, T., 2008. “Fixed-Prosthetic Implant Restoration of the Edentulous Maxilla: A Systematic Pretreatment Evaluation Method.” *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 66(1): 112–122.
- Bhering, C. L., Mesquita, M. F., Kemmoku, D. T., Noritomi, P. Y., Consani, R. L., ve Barao, V. A., 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: 715–725.
- Borchers, L., ve Reichart, P., 1983. “Three-Dimensional Stress Distribution Around a Dental Implant at Different Stages of Interface Development.” *Journal of Dental Research*, 62(2): 155–159.
- Borie, E., Orsi, I.A. ve Araujo, J.P.R., 2014. “The Influence of the Connection, Length and Diameter of an Implant on Bone Biomechanics.” *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(5): 321–329.
- Boteaga, D. M., Mesquita, M.F., Henriques, G.E.P. ve Vaz, L.G., 2004. “Retention Force and Fatigue Strength of Overdenture Attachment Systems.” *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(9): 884–889.
- Bölükbaşı, N., Koçak, A. ve Özdemir, T., 2012. “İmplant Konumlarının Anterior Maksillada Oluşturacakları Etkilerin Biyomekanik Olarak Araştırılması.” *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 46(3): 15–28.
- Branemark, P.I., 1983. “Osseointegration and Its Experimental Background.” *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(3): 399–410.
- Brunski, J.B., 1988. “Biomaterials and Biomechanics in Dental Implant Design.” *Int J Oral Maxillofac Implants*, 3:85-89
- Burns, D.R., 2000. “Mandibular Implant Overdenture Treatment: Consensus and Controversy.” *Journal of Prosthodontics*, 9(1): 37–46.
- Byrne, G., 2011. “Soldering in Prosthodontics-An Overview, Part I.” *Journal of Prosthodontics*, 20(3): 233–43.
- Caetano, C.R., Consani, R.L.X., Bacchi, A., Correr, A.B., Santos, M.B.F.D., 2013. “Influence of Different Flask Systems on Tooth Displacement and Framework

- Misfit in Mandibular Fixed Implant-Supported Complete Dentures.” *Journal of Prosthodontic Research*, 57(3): 213–218.
- Caetano, C.R., Mesquita, M.F., Consani, R.L.X., Sobrinho, L.C., Santos, M.B.F., 2015. “Overdenture Retaining Bar Stress Distribution: A Finite-Element Analysis.” *Acta Odontologica Scandinavica* 73(4): 274–79.
- Caldas, R.A., Pfeifer, C.S.C., Bacchi, A., Santos, M.B.F., Reginato, V.F., Consani, R.L.X., 2018. “Implant Inclination and Horizontal Misfit in Metallic Bar Framework of Overdentures: Analysis by 3D-FEA Method.” *Brazilian Dental Journal*, 29(2): 166–172.
- Calderini, A., Maiorana, C., Garlini, G., Tammaso, A., 2007. “A Simplified Method to Assess Precision of Fit between Framework and Supporting Implants: A Preliminary Study.” *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22: 831–838.
- Carlsson, G.E., ve R. Omar., 2010. “The Future of Complete Dentures in Oral Rehabilitation. A Critical Review.” *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(2): 143–156.
- Carlsson, G.E., 2009. “Dental Occlusion: Modern Concepts and Their Application in Implant Prosthodontics.” *Odontology*, 97(1): 8–17.
- Carr, A.B., Gerard, D.A. ve Larsen, P.E., 1996. “The Response of Bone in Primates around Unloaded Dental Implants Supporting Prostheses with Different Levels of Fit.” *Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(5): 500–509.
- Cinel, S., Celik, E., Sagirkaya, E., ve Sahin, O., 2018. “Experimental Evaluation of Stress Distribution with Narrow Diameter Implants: A Finite Element Analysis.” *J Prosthet Dent*, 119(3): 417–25.
- Correa, S., Ivancik, J., Isaza, J.F. ve Naranjo, M., 2012. “Evaluation of the Structural Behavior of Three and Four Implant-Supported Fixed Prosthetic Restorations by Finite Element Analysis.” *Journal of Prosthodontic Research*, 56(2): 110–19.
- Çelik, G. ve Uludag, B., 2007. “Photoelastic Stress Analysis of Various Retention Mechanisms on 3-Implant-Retained Mandibular Overdentures.” *Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(4): 229–235.
- Çetiner, S., ve Zor, F., 2007. “Dental Implantolojide Başarıyı Etkileyen Faktörler.” *GÜ Diş Hek Fak Derg*, 24(1): 51–56.
- Dantas, I.S., Souza, M.B.C., Morais, M.H.S.T., Carreiro, A.F.P., Barbosa, G.A.S., 2014. “Success and Survival Rates of Mandibular Overdentures Supported by Two or Four Implants: A Systematic Review.” *Brazilian Oral Research*, 28(1): 74–80.
- Davodi, A., Nishimura, R., ve Beumer J., 1997. “An Implant-Supported Fixed-Removable Prosthesis with a Milled Tissue Bar and Hader Clip Retention as a Restorative Option for the Edentulous Maxilla.” *Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(2): 212–217.
- Derome, J. 1973. “A Bit of History and Dental Implantology Today.” *La Promotion dentaire* (20): 12-18.
- Detolla, D.H., 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.
- Doundoulakis, J.H., Steven E.E., Clarence C.L. ve Jeffcoat, M.K., 2003. “The Implant-Supported Overdenture as an Alternative to the Complete Mandibular Denture.” *Journal of the American Dental Association*, 134(11): 1455–58.
- Duyck J, Vrielinck L, Lambrichts I, et al. Biologic response of immediately versus delayed loaded implants supporting ill-fitting prostheses: An animal study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7:150–158.

- Ebadian, B., Mosharraf ve Khodaeian, N., 2016. "Effect of Cantilever Length on Stress Distribution around Implants in Mandibular Overdentures Supported by Two and Three Implants." *European Journal of Dentistry*, 10(3): 333–340.
- El-Anwar, M., Ghali, R. ve Aboelnagga M., 2016. "3D Finite Element Study on: Bar Splinted Implants Supporting Partial Denture in the Reconstructed Mandible." *Open Access Macedonian Journal of Medical Sciences*, 4(1): 164–71.
- Ellis, J.S., Nanita D.P., ve Thomason, J.M., 2007. "Conventional Rehabilitation of Edentulous Patients: The Impact on Oral Health-Related Quality of Life and Patient Satisfaction." *Journal of Prosthodontics*, 16(1): 37–42.
- Elsyad MA, Al-Mahdy YF, Salloum MG, Elsayh EA. The effect of cantilevered bar length on strain around two implants supporting a mandibular overdenture. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28:e143–50.
- Erkmen, E., Meric, G., Kurt, A., Tunc, Y., ve Eser, A., 2011. "Biomechanical Comparison of Implant Retained Fixed Partial Dentures with Fiber Reinforced Composite versus Conventional Metal Frameworks: A 3D FEA Study." *J Mech Behav Biomed Mater*, 4(1): 107–16.
- Eskitaşçıoğlu, G., ve Elemanlar, Y. B. D. H. S. 1995. "Stres Analiz Yöntemi." *AÜ Diş Hek Fak Derg*, 22: 201–205.
- Federick, D.R. ve Caputo, A.A., 1996. "Effects of Overdenture Retention Designs and Implant Orientations on Load Transfer Characteristics." *Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(6): 624–632.
- Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, Head T, Heydecke G, Lund JP, MacEntee M, Mericske-Stern R, Mojon P, Morais JA, Naert I, Payne AG, Penrod J, Stoker GT, Tawse-Smith A, Taylor TD, Thomason JM, Thomson WM, Wismeijer D, 2002. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Gerodontology*, 19, 1, 3-4.
- Galindo, D.F., 2001. "The Implant-Supported Milled-Bar Mandibular Overdenture." *Journal of Prosthodontics*, 10(1): 46–51.
- Geertman, M.E., Boerrigter, E.M., Hof, M.A.V., Waas, M.A.J.V., Oort, R.P.V., Boering, G., Kalk, W., 1996. "Two-Center Clinical Trial of Implant-Retained Mandibular Overdentures versus Complete Dentures - Chewing Ability." *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 24(1): 79–84.
- Geng, J. P., Tan, K. B., ve Liu, G. R., 2001. "Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry: A Review of the Literature." *J Prosthet Dent*, 85(6): 585–598.
- Gezer, T., 2018. "All-on-Six Tekniğine Göre Yerleştirilen Implantlarda Farklı Altyapı Materyalleri Kullanımının Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Değerlendirilmesi." *Uzmanlık Tezi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Konya*.
- Guichet D.L., Caputo, A.A., Choi H., 2000. "Passivity of Fit and Marginal Opening in Screw- or Cement-Retained Implant Fixed Partial Denture Designs." *Int J Oral Maxillofac Implant*, 15: 239–46.
- Güzel K.G., Meşe, A., DüNDAR, D.B., 2006. "Tür, Form ve Materyal Açısından Günümüz Dental İmplantlarının Tarihçesi." *Türkiye Klinikleri Journal of Medical Ethics-Law and History*, 14(1): 41–46.
- Heckmann, S.M., Schrott, A., Graef, F., Wichmann, M.G., Weber, H.P., 2004. "Mandibular Two-Implant Telescopic Overdentures: 10-Year Clinical and Radiographical Results." *Clinical Oral Implants Research*, 15(5): 560–569.

- Hellden, L.B., Ericson, G., Olsson, C.O., 2005. "The Cresco Bridge and Implant Concept: Presentation of a Technology for Fabrication of Abutment-Free, Passively Fitting Superstructures." *Int J Periodontics Restorative Dent*, 25: 89–94.
- Himmlová, L., Dostálová, T., Káčovský, A. ve Konvičková, S., 2004. "Influence of Implant Length and Diameter on Stress Distribution: A Finite Element Analysis." *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(1): 20–25.
- Holmgren, E.P., Seckinger, R.J., Kilgren, L.M. ve Mante, F., 1998. "Evaluating Parameters of Osseointegrated Dental Implants Using Finite Element Analysis A Two-Dimensional Comparative Study Examining the Effects of Implant Diameter, Implant Shape, and Load Direction." *Journal of Oral Implantology* 24(2): 80–88.
- Horita, S., Sugiura, T., Yamamoto, K., Murakami, K., Imai, Y., Kirita, T., 2017. "Biomechanical Analysis of Immediately Loaded Implants According to the 'All-on-Four' Concept." *Journal of Prosthodontic Research*, 61(2): 123–32.
- Isa, Z.M., ve Hobkirk, J.A., 1996. "The Effects of Superstructure Fit and Loading on Individual Implant Units: Part 2. The Effects of Loading a Superstructure with Varying Degrees of Fit." *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 4(1): 11–14.
- Goto, T., 2014. "Osseointegration and Dental Implants." *Clinical Calcium*, 24(2): 265–71.
- Granat, J., 1990. "Was There Implantology 7000 Years Ago?." *L' Information Dentaire* 72(22): 1959–1961.
- Jain, A., Nallaswamy, D., Ariga, P. v Philip J.M., 2013. "Full Mouth Rehabilitation of a Patient with Mandibular Implant Screw Retained Fp-3 Prosthesis Opposing Maxillary Acrylic Removable over-Denture." *Contemporary Clinical Dentistry*, 4(2): 231.
- Jemt, T., Book, K., 1996. "Prosthesis Misfit and Marginal Bone Loss in Edentulous Patients." *Int J Oral Maxillofac Implants*, 11: 620–625.
- Johnson K, 1969. A study of the dimensional changes occurring in the maxilla following tooth extraction. *Australian dental journal*, 14, 4, 241-4.
- Júnior, F.A.A., Tiossi, R., Rodrigues, R.C.S., Mattos, M.G.C., Riberio, R.F., 2009. "An Alternative Section Method for Casting and Posterior Laser Welding of Metallic Frameworks for an Implant-Supported Prosthesis." *Journal of Prosthodontics*, 18(3): 230–234.
- Kampen, F.M.C., Bilt, A., Cune, M.S., 2004. "Masticatory Function with Implant-Supported Overdentures." *Journal of Dental Research*, 83(9): 708–711.
- Kampen, F.V., Cune, M., Bilt, A.V.D. and Bosman, F., 2003. "Retention and Postinsertion Maintenance of Bar-Clip, Ball and Magnet Attachments in Mandibular Implant Overdenture Treatment: An in Vivo Comparison after 3 Months of Function." *Clinical Oral Implants Research*, 14(6): 720–726.
- Kan, J.Y.K., Rungcharassaeng, K., Bohsali, K., Goodacre, C.J., Lang, B.R., 1999. "Clinical Methods for Evaluating Implant Framework Fit." *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(1): 7–13.
- Karl, M., Dickinson, A., Holst, S., Holst, A., 2009. "Biomechanical Methods Applied in Dentistry: A Comparative Overview of Photoelastic Examinations, Strain Gauge Measurements, Finite Element Analysis and Three-Dimensional Deformation Analysis." *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 17(2): 50–57.
- Kim, M.J., ve Hong, S.O., 2016. "Finite Element Analysis on Stress Distribution of

- Maxillary Implant-Retained Overdentures Depending on the Bar Attachment Design and Palatal Coverage.” *Journal of Advanced Prosthodontics*, 8(2): 85–93.
- Kim, Y., Oh, T.J., Misch, C.E. ve Wang, H.L., 2004. “Occlusal Considerations in Implant Therapy: Clinical Guidelines with Biomechanical Rationale.” *Clinical Oral Implants Research*, 16(1): 26–35.
- Koh, R.U., Rudek, I., ve Wang, H.L., 2010. “Immediate Implant Placement: Positives and Negatives.” *Implant Dentistry*, 19(2): 98–108.
- Korioth, T., ve Versluis, A. 1997. “Modeling the Mechanical Behavior of the Jaws and Their Related Structures by Finite Element (FE) Analysis.” *Critical reviews in oral biology & medicine*, 8(1): 90–104.
- Kordatzis K, Wright PS, Meijer HJ, 2003. Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 18, 3, 447-52.
- Krennmair, G., Krainhofner, M., Piehslinger, E. 2008. “The Influence of Bar Design (Round versus Milled Bar) on Prosthodontic Maintenance of Mandibular Overdentures Supported by 4 Implants: A 5-Year Prospective Study.” *Int J Prosthodont*, 21(6): 514–520.
- Leão, R. S., Moraes, S.L.D., Vasconcelos, B.C.E., Lemos, C.A.A., Pellizzer, E.P., 2018. “Splinted and Unsplinted Overdenture Attachment Systems: A Systematic Review and Meta-Analysis.” *Journal of Oral Rehabilitation*, 45(8): 647–656.
- Liu, J., Pan, S., Dong, J., Mo, Z., Fan, Y., Feng, H., 2013. “Influence of Implant Number on the Biomechanical Behaviour of Mandibular Implant-Retained/Supported Overdentures: A Three-Dimensional Finite Element Analysis.” *Journal of Dentistry*, 41(3): 241–249.
- López, C.S., Saka, C.H., Rada, G. ve Valenzuela, D.D., 2016. “Impact of Fixed Implant Supported Prostheses in Edentulous Patients: Protocol for a Systematic Review.” *BMJ Open* 6(2): 1-4.
- McCartney, J.W., 1992. “Cantilever Rests: An Alternative to the Unsupported Distal Cantilever of Osseointegrated Implant-Supported Prostheses for the Edentulous Mandible.” *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(5): 817–819.
- Menicucci, G., Lorenzetti, M., Pera, P. ve Preti, G., 1998. “Mandibular Implant-Retained Overdenture: Finite Element Analysis of Two Anchorage Systems.” *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13(3): 369-376
- Misch, C. E., ve Kutay, Ö. (2009). Dental İmplantlar Neden Uygulanmalı; İmplant Dış Hekimliğinde Protetik Seçenekler; Stres Faktörleri, Dental implant protezler (1-71), İstanbul, Türkiye, Nobel Tıp Kitabevleri.
- Monteiro, D.R., Marcelo, C.G., Humberto G.F., ve Aldiérís A.P., 2010. “Passivity in Implant-Supported Prosthesis.” *Journal of Craniofacial Surgery*, 21(6): 2026–2029.
- Mörmann, W.H., Brandestini, M. ve Lutz, F., 1987. “The Cerec System: Computer-Assisted Preparation of Direct Ceramic Inlays in 1 Setting.” *Die Quintessenz*, 38(3): 457–70.
- Murphy, W.M., Absi, E.G., Gregory, M.C., ve Williams, K.R., 2002. “A Prospective 5-Year Study of Two Cast Framework Alloys for Fixed Implant-Supported Mandibular Prostheses.” *The International journal of prosthodontics*, 15(2): 133–38.
- Naert, I. E., Hooghe, M., Quirynen, M. ve Steenberghe, D.V., 1997. “The Reliability of Implant-Retained Hinging Overdentures for the Fully Edentulous Mandible. An up to 9-Year Longitudinal Study.” *Clinical oral investigations*, 1(3): 119–124.

- Naert, I., Gizani, S., Vuylsteke, M. ve Steenberghe, D.V., 1999. "A 5-Year Prospective Randomized Clinical Trial on the Influence of Splinted and Unsplinted Oral Implants Retaining a Mandibular Overdenture: Prosthetic Aspects and Patient Satisfaction." *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(3): 195–202.
- Naert, I., Gizani, S., Vuylsteke, M. ve Steenberghe, D.V., 1998. "A 5-Year Randomized Clinical Trial on the Influence of Splinted and Unsplinted Oral Implants in the Mandibular Overdenture Therapy. Part I: Peri-Implant Outcome." *Clinical Oral Implants Research*, 9(3): 170–77.
- Natali, A. (2003). *Mechanics of Bone Tissue*, Natali, A., Dental Biomechanics. (p2-17) London, UK and New York: USA: Taylor and Francis Group,.
- Ohkubo, C., Sato, J.I., Hosoi, T. ve Kurtz, K.S., 2004. "O-Ring Attachments for Transitional Implant-Retained Overdentures." *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(2): 195–97.
- Ortensi, L., Martinolli, M., Borromeo, C., Ceruso, F.M., Gargari, M., Xhanari, E., Tallarico, M., 2019. "Effectiveness of Ball Attachment Systems in Implant Retained- And Supported-Overdentures: A Three- And Five-Year Retrospective Examination." *Dentistry Journal*, 7(3) 84.
- Ortorp A, Jemt T. 2002. "Clinical Experience of CNC-Milled Titanium Frameworks Supported by Implants in the Edentulous Jaw: A 3-Year Interim Report." *Clin Implant Dent Relat Res*, 4(2): 104–109.
- Ozan, O. ve Kurtulmus-Yilmaz, S., 2018. "Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis." *Int J Oral Maxillofac Implants*, 33(1): 64–71.
- Ozan, O. ve Ramoğlu, S. 2015. "Effect of Implant Height Differences on Different Attachment Types and Peri-Implant Bone in Mandibular Two-Implant Overdentures: 3D Finite Element Study." *J Oral Implantol*, 41(3): 50–59.
- Özdemir D.D., Polat, N.T., Polat, S., Seker, E., ve Gul, E. B., 2014. "Evaluation of 'All-on-Four' Concept and Alternative Designs with 3D Finite Element Analysis Method." *Clin Implant Dent Relat Res*, 16(4): 501–10.
- Örtorp A., Jemt T., Bäck T., Jälevik T., 2003. "Comparisons of Precision of Fit between Cast and CNC-Milled Titanium Implant Frameworks for the Edentulous Mandible." *Int J Prosthodont*, 16: 194–200.
- Papaspyridakos, P., Mokti, M., Chen, C.J., Benic, G.I., Gallucci, G.O., Chronopoulos, V., 2014. "Implant and Prosthodontic Survival Rates with Implant Fixed Complete Dental Prostheses in the Edentulous Mandible after at Least 5 Years: A Systematic Review." *Clinical implant dentistry and related research*, 16(5): 705–17.
- Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S. C. ve Felton, D. A., 1996. "Three-Dimensional Finite Element Analysis of Stress-Distribution around Single Tooth Implants as a Function of Bony Support, Prosthesis Type, and Loading during Function." *J Prosthet Dent*, 76(6): 633–640.
- Pasciuta, M., Grossmann, Y. ve Finger, I.M., 2005. "A Prosthetic Solution to Restoring the Edentulous Mandible with Limited Interarch Space Using an Implant-Tissue-Supported Overdenture: A Clinical Report." *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(2): 116–120.
- Payne, A.G.T., Solomons, Y.F., Smith, A.T. ve Lownie, J.F., 2001. "Inter-Abutment and Peri-Abutment Mucosal Enlargement with Mandibular Implant Overdentures." *Clinical Oral Implants Research*, 12(2): 179–187.

- Piccioni, M.A., Campos, E.A., Saad, J.R.C., Andrade, M.F.D., Galvao, M.R., Rached, A.A., 2013. "Application of the Finite Element Method in Dentistry" *Revista Sul-Brasileira de Odontologia*, 10(4): 369–377.
- Pjetursson, B.E., Tan, W.C., Tan, K., Bragger, U., Zwahlen, M., 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.
- Prado, F.B., Rossi, A.C., Freire, A.R. and Caria, P.H.F., 2014. "The Application of Finite Element Analysis in the Skull Biomechanics and Dentistry." *Indian Journal of Dental Research*, 25(3): 390.
- Prasad, D.K., Prasad, D.A., Buch, M., 2014. "Selection of Attachment Systems in Fabricating an Implant Supported Overdenture." *Journal of Dental Implants*, 4(2): 176.
- Prithviraj, D.R., Madan, V., Harshamayi, P., Kumar, C.G., Vashisht, R., 2014. "A Comparison of Masticatory Efficiency in Conventional Dentures, Implant Retained or Supported Overdentures and Implant Supported Fixed Prostheses: A Literature Review." *Journal of Dental Implants*, 4(2): 153.
- Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, Dekeyser C, Callens A, 1992. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge. An up to 6-years retrospective study. *Journal of clinical periodontology*, 19, 2, 118-26
- Ramoğlu, S. ve Oğuz O., 2015. "Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi." *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 9(9): 175-180.
- Regina, M., 1998. "Treatment Outcomes with Implant-Supported Overdentures: Clinical Considerations." *Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(1): 66–73.
- Rigdon, T F., 1996. "The Removable Implant Overdenture "why Didn't Someone Tell Me That?"" *The Journal of oral implantology*, 22(1): 59–62.
- Romero, G.G., Engelmeier, R., Powers, J.M., ve Canterbury, A.A., 2000. "Accuracy of Three Corrective Techniques for Implant Bar Fabrication." *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(6): 602–607.
- Rossi, M.D., Santos, C. M., Miglioranca, R., ve Regalo, S. C., 2014. "All On Four(R) Fixed Implant Support Rehabilitation: A Masticatory Function Study." *Clin Implant Dent Relat Res*, 16(4): 594–600.
- Rubo, J.H., ve Capello Souza, E.A., 2009. "Finite-Element Analysis of Stress on Dental Implant Prosthesis." *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 12(2): 105–113.
- Rungsiyakull, C., Rungsiyakull, P., Li, Q., Li, W., ve Swain, M., 2011. "Effects of Occlusal Inclination and Loading on Mandibular Bone Remodeling: A Finite Element Study." *Int J Oral & Maxillofac Imp*, 26(3): 527–537.
- Sadowsky SJ, Caputo AA, 2000. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 84, 3, 327-34.
- Sadowsky, S.J., 2001. "Mandibular Implant-Retained Overdentures: A Literature Review." *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5): 468–473.
- Sadowsky, S.J., ve Caputo, A.A., 2004. "Stress Transfer of Four Mandibular Implant Overdenture Cantilever Designs." *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(4): 328–36.
- Santos, M.B.F., Caldas, R.A., Zen, B.M., Bacchi, A., Sobrinho, L.C., 2015. "Adaptation of Overdenture-Bars Casted in Different Metals and Their Influence on the Stress Distribution-A Laboratory and 3D FEA." *Journal of Biomechanics*, 48(1): 8–13.

- Santos, M.B.F., Bacchi, A., Consani, R.L.X., ve Sobrinho, L.C., 2015a. "Influence of Diamondlike Carbon Coating of Screws on Axial Tightening Force and Stress Distribution on Overdenture Bar Frameworks with Different Fit Levels and Materials." *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(5): 1019–1027.
- Satpathy, S., Babu, C.L.S., Shetty, S. ve Raj. B., 2015. "Stress Distribution Patterns of Implant Supported Overdentures-Analog versus Finite Element Analysis: A Comparative in-Vitro Study." *Journal of Indian Prosthodontist Society*, 15(3): 250–256.
- Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T, 2003. Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*, 23, 4, 313-23.
- Schwitalla, A., ve Müller, W.D., 2013. "PEEK Dental Implants: A Review of the Literature." *Journal of Oral Implantology*, 39(6): 743–749.
- Sebok, B., Kiss, G., Szabo, P.J., Rigler, D., Molnar, M.L., Dobas, G., Reti, F., Szocs, H., Joob, F.A., Körmöczy, K., Szano, G., 2012. "Karbon/Karbon Implantátumok Az Arc- És Állcsontsebészetben - 2. Rész." *Orvosi Hetilap* 153(19): 744–50.
- Shackleton, J.L., Carr, L., Slabbert, J.C.G. ve Becker, P.J., 1994. "Survival of Fixed Implant-Supported Prostheses Related to Cantilever Lengths." *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 71(1): 23–26.
- Shafie, H.R., Kılıçarslan, M.A., 2011. *İmplant Destekli Overdenture Klinik ve Laboratuvar Uygulamalı El Kitabı*. p:15-16. Palme Yayıncılık. Ankara.
- Skalak, R., 1983. "Biomechanical Considerations in Osseointegrated Prostheses." *The Journal of prosthetic dentistry*, 49(6): 843–848.
- Soğancı, G., ve Yazıcıoğlu, H., 2016. "Evaluation of Stress Distribution of Mini Dental Implant-Supported Overdentures in Complete Cleft Palate Models: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Study." *The Cleft Palate-Craniofacial Journal*, 53(1): 73–83.
- Sousa, S.A.D., Nobilo, M.A.A., Henriques, G.E.P. ve Mesquita, M.F., 2008. "Passive Fit of Frameworks in Titanium and Palladium-Silver Alloy Submitted the Laser Welding." *Journal of Oral Rehabilitation*, 35(2): 123–27.
- Soykan, E., Eskitaşçıoğlu, G., Ünsal, E., ve Bağış, N., 2013. "Dental Implantların Biyomekaniği ve Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Uygulamaları." *A. Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, 39(2): 87–95.
- Spazzin, A.O., Santos, M.B.F., Sobrinho, L.C., Consani, R.L.X., Mesquita, M.F., 2011. "Effects of Horizontal Misfit and Bar Framework Material on the Stress Distribution of an Overdenture-Retaining Bar System: A 3D Finite Element Analysis." *Journal of Prosthodontics* 20(7): 517–522.
- Spazzin, A.O., Abreu, R.T., Noritomi, P.Y., Consani, R.L.X., Mesquita, M.F., 2011a. "Evaluation of Stress Distribution in Overdenture-Retaining Bar with Different Levels of Vertical Misfit." *Journal of Prosthodontics*, 20(4): 280–85.
- Spazzin, Aloísio Oro et al. 2013. "Effect of Bar Cross-Section Geometry on Stress Distribution in Overdenture-Retaining System Simulating Horizontal Misfit and Bone Loss." *Journal of Biomechanics*, 46(12): 2039–2044.
- Steffen, R.P., White, V. ve Markowitz, N.R., 2004. "The Use of Ball-Clip Attachments with an Implant-Supported Primary-Secondary Bar Overdenture." *Journal of Oral Implantology*, 30(4): 234–239.

- Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, H. ve Miyakawa, O. 1998. "Influence of Restoration Type on Stress Distribution in Bone around Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis." *International Journal Of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(1): 82–90.
- Stellingsma, K., Bouma, J., Stegenga, B., Meijer, H.J.A., Raghoobar, G.M., 2003. "Satisfaction and Psychosocial Aspects of Patients with an Extremely Resorbed Mandible Treated with Implant-Retained Overdentures. A Prospective, Comparative Study." *Clinical Oral Implants Research*, 14(2): 166–172.
- Stellingsma, C., Vissink, A., Meijer, H.J.A., Kuiper, C., Raghoobar, G.M., 2004. Implantology and severely resorbed edentulous mandible. *Crit. Rev. Oral Biol. Med.*, 15: 240- 248.
- Şenel, F.V., Soydan, S.S., Ersöz, E. ve Yılmaz, D., 2010. "Farklı Tipte Endosteal İmplantların, Farklı Kuvvetler Altında Çevre Kemikte Oluşturduğu Değişikliklerin Üç Boyutlu Modelleme ve Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi." *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2010(1): 25–33.
- Stern, R.M., Oetterli, M., Kiener, P., Mercscke, E., 2002. "A Follow-up Study of Maxillary Implants Supporting an Overdenture: Clinical and Radiographic Results. " *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 678-686.
- Takahashi, T., ve Gunne, J., 2003. "Fit of Implant Frameworks: An in Vitro Comparison between Two Fabrication Techniques." *Journal of Prosthetic Dentistry* 89(3): 256–260.
- Tallarico, M., Ortensi, L., Martinolli, M., Casucci, A., Ferrari, E., Malaguti, G., Montanari, M., Scarscia, R., Vaccaro, G., Venezia, P., Khanari, E., Baena, R.R., 2018. "Multicenter Retrospective Analysis of Implant Overdentures Delivered with Different Design and Attachment Systems: Results between One and 17 Years of Follow-Up." *Dentistry Journal*, 6(4), 71.
- Tallgren A, 1966. The reduction in face height of edentulous and partially edentulous subjects during long-term denture wear. A longitudinal roentgenographic cephalometric study. *Acta odontologica Scandinavica*, 24, 2, 195-239.
- Tallgren A, 2003. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. 1972. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89, 5, 427-35.
- Tan K.B., Rubenstein J.E., Nicholls J.I. ve Yuodelis, R.A., 1993. "Three-Dimensional Analysis of the Casting Accuracy of One-Piece, Osseointegrated Implant-Retained Prostheses." *Int J Prosthodont*, 6: 346–363.
- Taşkınsel, E., ve Gümüş, H.Ö., 2015. "Sonlu Elemanlar Stres Analizi ve Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı." *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 8(8): 131–35.
- Tepper, G., Haas, R., Zechner, W., Krach, W., ve Watzek, G. 2002. "Three-Dimensional Finite Element Analysis of Implant Stability in the Atrophic Posterior Maxilla: A Mathematical Study of the Sinus Floor Augmentation." *Clin Oral Implants Res*, 13(6): 657–665.
- Thomason JM, Feine J, Exley C, Moynihan P, Muller F, Naert I, Ellis JS, Barclay C, Butterworth C, Scott B, Lynch C, Stewardson D, Smith P, Welfare R, Hyde P, McAndrew R, Fenlon M, Barclay S, Barker D, 2009. Mandibular two implantsupported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients the York Consensus Statement. *British dental journal*, 207, 4, 185-6.
- Timmerman, R., Stoker, G.T., Wismeijer, D., Oosterveld, P., Vermeeren, J.I.J.F., Waas,

- M.A.J.V., 2004. "An Eight-Year Follow-up to a Randomized Clinical Trial of Participant Satisfaction with Three Types of Mandibular Implant-Retained Overdentures." *Journal of dental research*, 83(8): 630–33.
- Tokar, E., Polat, S. ve Uludağ, B., 2017. "Evaluation of Effect of Impression Techniques to Satisfaction of Edentulous Patients Treated With Implant-Retained Overdentures: A Pilot Study." *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 27(2): 100–100.
- Topkaya, T., ve Solmaz, M.Y. ,2015. "The Effect of Implant Number and Position on the Stress Behavior of Mandibular Implant Retained Overdentures: A Three-Dimensional Finite Element Analysis." *Journal of Biomechanics* 48(10): 2102–2109.
- Turker, N., Buyukkaplan, U. S., Sadowsky, S. J., ve Ozarslan, M. M. 2019. "Finite Element Stress Analysis of Applied Forces to Implants and Supporting Tissues Using the 'All-on-Four' Concept with Different Occlusal Schemes." *J Prosthodont*, 28(2): 185–94.
- Ueda, N., Takayama, Y. ve Yokoyama, A., 2017. "Minimization of Dental Implant Diameter and Length According to Bone Quality Determined by Finite Element Analysis and Optimized Calculation." *Journal of Prosthodontic Research*, 61(3): 324–332.
- Ulusoy, M., & AK, A. (2003). Bölümlü Protezlerin Planlaması, Ulusoy, M., & AK, A. , Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler, (pp.94-120), Ankara, Türkiye, Ankara Üniv Diş Hek Fak Yayınları.
- Varshney, N., Aggarwal, S., Kumar, S. ve Singh, S.P., 2019. "Retention and Patient Satisfaction with Bar-Clip, Ball and Socket and Kerator Attachments in Mandibular Implant Overdenture Treatment: An in Vivo Study." *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 19(1): 49.
- Vieira, R.A., Melo, A.C.M., Budel, L.A., Gama, J.C., Sartori, I.A.D.M., Thome, G., 2014. "Benefits of Rehabilitation with Implants in Masticatory Function: Is Patient Perception of Change in Accordance with the Real Improvement?" *Journal of Oral Implantology*, 40(3): 263–69.
- Waddell, J.N., Payne, A.G.T., ve Swain, M.V., 2006. "Physical and Metallurgical Considerations of Failures of Soldered Bars in Bar Attachment Systems for Implant Overdentures: A Review of the Literature." *Journal of Prosthetic Dentistry*, 96(4): 283–288.
- Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T. ve Igarashi, Y., 2008. "Nonlinear Finite Element Analyses: Advances and Challenges in Dental Applications." *Journal of Dentistry*, 36(7): 463–71.
- Weinlander, M., Piehslinger, E., Krennmair, G., 2010. *Removable Implant-Prosthodontic Rehabilitation of the Edentulous Mandible: Five-Year Results of Different Prosthetic Anchorage Concepts*. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 25(3):589-597
- Wiesli, M.G., ve Özcan, M., 2015. "High-Performance Polymers and Their Potential Application as Medical and Oral Implant Materials." *Implant Dentistry*, 24(4): 1.
- Wright, P.S., Glantz, P.O., Randow, K. ve Watson, R.M., 2002. "The Effects of Fixed and Removable Implant-Stabilised Prostheses on Posterior Mandibular Residual Ridge Resorption." *Clinical Oral Implants Research*, 13(2): 169–74.
- Yeshwante, B., Patil, S., Baig, N., Gaikwad, S., Swami, A., ve Doiphode, M. ,2015. "Dental Implants Classification, Success and Failure An Overview." *IOSR J. Dent. Med. Sci.* 2(14): 2279–2861.
- Zarb, G. A., ve Albrektsson, T. 1985. "Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in

- Clinical Dentistry.” *Quintessence Pub Co. Int*, 16(1): 39–42.
- Zarone, F., Russo, S. ve Sorrentino, R., 2011. “From Porcelain-Fused-to-Metal to Zirconia: Clinical and Experimental Considerations.” *Dental Materials*, 27(1):83–96.

