

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI**

**LOCATOR TUTUCULU İMPLANT ÜSTÜ
OVERDENTURE PROTEZLERDE İMPLANT AÇISI VE
LOKALİZASYONUNUN KEMİKTE OLUŞTURDUĞU
STRESİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ**

Dt. Seyhan KAHRAMAN

**Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU**

ERZURUM

2024

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

LOCATOR TUTUCULU İMPLANT ÜSTÜ OVERDENTURE
PROTEZLERDE İMPLANT AÇISI VE LOKALİZASYONUNUN
KEMİKTE OLUŞTURDUĞU STRESİN SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Dt. Seyhan KAHRAMAN

Tez Savunma Tarihi : 18.10.2024

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Funda BAYINDIR (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN (Akdeniz Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Esra KUL (Atatürk Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki Jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Recep ORBAK
Fakülte Dekanı

Uzmanlık Tezi
ERZURUM - 2024

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
TEŞEKKÜR	V
ÖZET	VI
ABSTRACT	VII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ	IX
TABLolar DİZİNİ.....	XVII
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplant.....	3
2.1.1. Dental İmplantın Tanımı	3
2.1.2. Dental İmplantın Tarihçesi.....	3
2.1.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması	5
2.1.3.1. Kemikle İlişkilerine Göre İmplantların Sınıflandırılması	5
2.1.3.2. Materyal Çeşitlerine Göre İmplantların Sınıflandırılması	5
2.1.4. Dental İmplant Endikasyonları.....	6
2.1.5. Dental İmplant Kontrendikasyonları	7
2.1.6. Osseointegrasyon.....	7
2.1.6.1. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler	8
2.1.7. Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler	11
2.1.7.1. Kuvvetler ve Kuvvet Türleri	12
2.1.7.2. Moment Kavramı.....	12
2.1.7.3. Stres (Gerilme)	14
2.1.7.4. Deformasyon ve Gerinim	15

2.1.7.5. İmplantla İlgili Faktörler	16
2.2. Tam Dişsizlik ve Konvansiyonel Tam Protezler.....	17
2.2.1. Konvansiyonel Tam Protezlerin Dezavantajları.....	18
2.2.2. Tam Dişsizlikte İmplantların Kullanıldığı Tedavi Seçenekleri.....	18
2.3. İmplant Üstü Hareketli Protezler.....	21
2.3.1. İmplant Üstü Hareketli Protezlerin Avantajları.....	21
2.3.2. İmplant Üstü Hareketli Protezlerin Dezavantajları	22
2.3.3. İmplant Tutuculu Overdenture Protez Endikasyonları	23
2.3.4. İmplant Tutuculu Overdenture Protez Tedavi Seçenekleri.....	24
2.4. Tutuculuk Kavramı ve Kullanılan Tutucular	25
2.4.1. İmplant Üstü Hareketli Protezlerde Kullanılan Tutucu Tipleri.....	26
2.4.1.1. Esnekliklerine Göre Tutucu Tipleri	27
2.4.1.2 Esnek Tutucular Tarafından İzin Verilen Çeşitli Hareketler	28
2.4.1.3. Bağlanmalarına Göre Tutucu Tipleri	29
2.4.2. Tutucu Sistem Seçiminde Değerlendirilmesi Gereken Faktörler	35
2.4.2.1. Rezidüel Kretin Niceliği ve Niteliği	35
2.4.2.2. Dental Arkın Şekli	36
2.4.2.3. İmplantlar Arası Açısı	36
2.4.2.4. İstenilen Retansiyon.....	37
2.4.2.5. Restoratif Alan.....	37
2.4.2.6. Tedavi Maliyeti.....	38
2.4.2.7. Diğer Faktörler	38
2.5. İmplant Tutuculu Overdenture Protez Biyomekaniği	39
2.6. İmplant Tutuculu Overdenture Protezlerde Görülen Komplikasyonlar	39
2.7. İmplant Üstü Hareketli Protezlerin Oluşturduğu Stresler.....	41

2.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analizi Yöntemleri	44
2.8.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi.....	44
2.8.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Stres Analiz Yöntemi.....	45
2.8.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi.....	45
2.8.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi	45
2.8.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi.....	45
2.8.6. Radyoteleometri Kuvvet Analiz Yöntemi	45
2.8.7. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) Yöntemi	46
2.8.7.1. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi ile İlgili Teknik Kavramlar	46
3. MATERYAL VE METOT.....	51
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması.....	51
3.1.1. Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve Mukozanın Modellenmesi.....	52
3.1.2. İmplant ve Protetik Ara Parçaların Modellenmesi	54
3.1.3. Çalışma Modellerinin Oluşturulması.....	57
3.1.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	65
3.1.4.1. Materyal Tanımları	65
3.1.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	65
3.1.5.1. Kuantitatif Model Bilgileri.....	67
3.1.6. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu	68
4. BULGULAR.....	69
4.1. Vertikal Kuvvet Uygulaması Sonucu Elde Edilen Bulgular.....	69
4.1.1. İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Streslerinin İncelenmesi	69
4.1.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması	75

4.1.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minumum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması	81
4.2. Oblik Kuvvet Uygulaması Sonucu Elde Edilen Bulgular	88
4.2.1. İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Streslerinin İncelenmesi	88
4.2.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması	93
4.2.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minumum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması	99
5. TARTIŞMA	106
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	122
KAYNAKLAR	124
EKLER	155
EK-1. ETİK KURUL ONAY FORMU.....	155

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam boyunca bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, sürekli desteğini hissettiren, akademik ve mesleki yetkinliklerimi kazanmamda önemli katkılarda bulunan danışman hocam Sayın Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU'na en içten sevgi ve saygılarımı sunarım.

Eğitim sürecim boyunca bilgi ve desteklerini benden esirgemeyen bölümümüzdeki saygıdeğer öğretim üyeleri; Prof. Dr. Zeynep YEŞİL, Prof. Dr. Funda BAYINDIR, Doç. Dr. Esra KUL, Doç. Dr. Hatice ÖZDEMİR, Doç. Dr. Alper ÖZDOĞAN, Dr. Öğr. Üyesi Nurdan POLAT SAĞSÖZ ve Dr. Öğr. Üyesi Rüştü Ersoy SAKARYA'ya,

Tez jüri üyesi Sayın Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN hocama,

Çalışmanın analiz aşamaları ve yorumlanması esnasında yardımlarını hiç esirgemeyen Tinus Technologies' e,

Birlikte olmaktan büyük mutluluk duyduğum ve özlemle anacağım tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Çalıştığım süre boyunca hayatıma katkıları ve emekleri olan sevgili hemşire, teknisyen ve personelimize,

Klinikte beraber çalıştığımız, tez odasını paylaştığımız, tüm zorluklara karşı hep yanımda olan sevgili eş kıdemlilerim Dt. Gizem ERDAŞ, Dt. Özge GÜLMEZ, Dt. Seçil SAKARYA, ve Dt. Onur TAŞDEMİR'e

Tüm hayatım boyunca her kararında arkamda olan, her daim desteklerini hissettiğim kıymetlilerim canım aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Dt. Seyhan KAHRAMAN

ÖZET

Locator Tutuculu İmplant Üstü Overdenture Protezlerde İmplant Açısı ve Lokalizasyonunun Kemikte Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi

Amaç: Dişsiz alt çene üzerine farklı lokalizasyonlarda ve farklı açılarda yerleştirilen iki implant ile üzerine tasarlanan locator tutuculu overdenture protezlerin vertikal ve oblik kuvvetler altında implant ile kortikal ve trabeküler kemikte oluşan stres dağılım değerlerinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Materyal ve Metot: Bu çalışmada, implantlar dişsiz alt çenede interforaminal bölgeye iki farklı lokalizasyonda ve yedi farklı açılanma ile yerleştirilerek toplam 14 model oluşturulmuştur. Lokalizasyonlar; kanin ve lateral dişin birleşim noktası ile kanin ve 1.premolar dişin birleşim noktası olarak belirlenmiştir. Açılanmalar ise meziodistal yönde ve bukkolingual yönde oluşturulmuştur. Yerleştirilen implantların üzerine locator tutuculu overdenture protez tasarlanmıştır. Kuvvetler tüm modellerde 1.molar dişlerin santral fossasına; okluzal yönde dik açılı toplam 200 N büyüklüğünde vertikal kuvvet bilateral olarak, 1.molar dişlerin meziobukkal kaspına; bukkolingual yönde 45° açılı toplam 200 N büyüklüğünde oblik kuvvet bilateral olarak uygulanmıştır. Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında, 14 analiz modeli için toplamda 28 lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir.

Bulgular: İmplantlar üzerindeki en yüksek von Mises stres değerleri incelendiğinde (vertikal kuvvet), implantlardan birinin 10° meziale doğru açılı, diğerinin orta hatta göre paralel olduğu 2.lokalizasyonda (11,952 MPa) stres değerlerinin arttığı, buna karşılık implantların distale doğru 10° açıldığı 1.lokalizasyonda (4,881 MPa) stres değerlerinin meziale açılanmasına kıyasla azaldığı gözlemlenmiştir. İkinci lokalizasyonda (kanin ve 1.premolar dişin birleşim noktası) implantların kuvvet uygulama bölgesine daha yakın olmaları, birinci lokalizasyona (lateral ve kanin dişin birleşim noktası) göre streslerin belirgin şekilde artmasına neden olmuştur. Tüm modellerde, kortikal kemikte meydana gelen en yüksek stres değerleri, minimum principal stres (basma) değerleri olmuştur. Stres değerlerinin en yüksek olduğu bölgelerin, implantların boynu ve çevresinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir. İmplantın apeksine doğru stres değerlerinde azalma gözlemlenmiştir. Oblik olarak uygulanan kuvvetlerin, vertikal kuvvetlere kıyasla hem implantta hem de kortikal ve trabeküler kemikte daha fazla stres birikmesine sebep olduğu görülmüştür.

Sonuç: Locator tutuculu overdenture protezlerde, implantların kanin dişin distaline yerleştirildiği durumlarda implantlarda ve kemikte daha fazla stres meydana gelmektedir. İmplantların mezial ya da distal yönde olan eğimleri, klinik uygulamalarda dikkat edilmesi gereken önemli bir parametre olduğu ifade edilebilir. Oblik kuvvetler, vertikal kuvvetlere kıyasla implant ile kortikal ve trabeküler kemik üzerinde daha yıkıcı kuvvet oluşturduğu düşünülebilir.

Anahtar Kelimeler: İmplant Açısı, İmplant Lokalizasyonu, İmplant Üstü Overdenture Protez, Locator Tutucu, Sonlu Elemanlar Analizi

ABSTRACT

Examining the Stress Created on the Bone by the Implant Angle and Localization in Implant Overdenture Prostheses with Locator Retainers using Finite Element Analysis

Aim: It was aimed to compare the stress distribution values of the locator-retained overdenture prostheses designed with two implants placed at different locations and angles on the edentulous lower jaw under vertical and oblique forces with the implant and the cortical and trabecular bone using the finite element analysis method.

Material and Method: In this study, implants were placed in the interforaminal region of the edentulous lower jaw at two different locations and with seven different angulations, and a total of 14 models were created. The localizations were determined as the junction point of the canine and lateral teeth and the junction point of the canine and 1st premolar teeth. The angulations were created in the mesiodistal and buccolingual directions. A locator-retained overdenture prosthesis was designed on the placed implants. In all models, the forces were applied bilaterally to the central fossa of the 1st molars with a vertical force of 200 N at a right angle in the occlusal direction, and bilaterally to the mesiobuccal cusp of the 1st molars with a total oblique force of 200 N at a 45° angle in the buccolingual direction. A total of 28 linear static analyses were performed for 14 analysis models under the specified force and boundary conditions.

Results: When the highest von Mises stress values on the implants are examined (vertical force), it is seen that the stress values increase in the 2nd localization (11,952 MPa), where one of the implants is angled 10° towards the mesial and the other is parallel to the midline, whereas in the 1st localization, where the implants are angled 10° towards the distal. It was observed that the stress values (4,881 MPa) decreased compared to the mesial angulation. In the second localization (junction point of the canine and first premolar tooth), the fact that the implants were closer to the force application area caused a significant increase in stress compared to the first localization (junction point of the lateral and canine teeth). In all models, the highest stress values occurring in the cortical bone were the minimum principal stress (compression) values. It has been determined that the areas with the highest stress values are concentrated around the neck and surroundings of the implants. A decrease in stress values was observed towards the apex of the implant. It has been observed that obliquely applied forces cause more stress accumulation in both the implant and the cortical and trabecular bone compared to vertical forces.

Conclusion: In locator-retained overdenture prostheses, when implants are placed distal to the canine tooth, more stress occurs on the implants and bone. The mesial or distal inclinations of implants can be stated as an important parameter to be considered in clinical applications. Oblique forces can be considered to create more destructive forces on the implant and cortical and trabecular bone compared to vertical forces.

Key Words: Implant Angle, Implant Localization, Implant Overdenture Prosthesis, Locator Holder, Finite Element Analysis

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

2D	: İki boyut
3D	: Üç boyut
A	: Alan
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
CT	: Computed Tomography (Bilgisayarlı Tomografi)
DCM	: DICOM (Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim)
F	: Kuvvet
FEA	: Finite Element Analysis
GB	: Gigabyte
GHz	: Gigahertz
GPa	: Gigapaskal
L	: Uzunluk
MPa	: Mega paskal
N	: Newton
SEA	: Sonlu elemanlar analizi
STL	: Stereolithografi
Mm	: Mikrometre

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb'ın Kemik Kalitesi İle İlgili Sınıflaması.....	10
Şekil 2.2. Misch'in Tanımladığı Kemik Yoğunluğu Sınıflaması	11
Şekil 2.3. Üç Düzlemde Oluşan 6 Adet Moment Kolları.....	13
Şekil 2.4. Klinik Moment Kolu; Oklüzal Yükseklik, Kantilever Uzunluğu, Oklüzal Genişlik.....	14
Şekil 2.5. Deformasyon ve Gerinim.....	15
Şekil 2.6. Farklı Düğüm Sayısında Elemanların Görünümü	47
Şekil 2.7. Poisson oranı formülü. Poisson Oranı = Endeki Birim Boyut Değişimi / Boydaki Birim Boyut Değişimi	49
Şekil 3.1. Elde Edilen Tomografi Görüntüsü	52
Şekil 3.2. Kortikal Kemik Modellemesi.....	53
Şekil 3.3. Trabeküler Kemik Modellemesi.....	53
Şekil 3.4. Mukoza Modellemesi	54
Şekil 3.5. Locator Tutuculu Sistem.....	55
Şekil 3.6. Çalışma Modellerinde Kullanılan İmplant	55
Şekil 3.7. Abutment	56
Şekil 3.8. Matris.....	56
Şekil 3.9. Housing.....	56
Şekil 3.10. Model 1a	58
Şekil 3.11. Model 1b	58
Şekil 3.12. Model 2a	59
Şekil 3.13. Model 2b	59
Şekil 3.14. Model 3a	60

Şekil 3.15. Model 3b	60
Şekil 3.16. Model 4a	61
Şekil 3.17. Model 4b	61
Şekil 3.18. Model 5a	62
Şekil 3.19. Model 5b	62
Şekil 3.20. Model 6a	63
Şekil 3.21. Model 6b	63
Şekil 3.22. Model 7a	64
Şekil 3.23. Model 7b	64
Şekil 3.24. Vertikal Kuvvet Uygulaması.....	66
Şekil 3.25. Oblik Kuvvet Uygulaması	67
Şekil 3.26. Sınır koşulları	67
Şekil 4.1. İmplantlar Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan En Yüksek von Mises Stres Değerleri	70
Şekil 4.2. Model 1a Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	70
Şekil 4.3. Model 1b Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	71
Şekil 4.4. Model 2a Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	71
Şekil 4.5. Model 2b Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	71
Şekil 4.6. Model 3a Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	72
Şekil 4.7. Model 3b Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	72
Şekil 4.8. Model 4a Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	72
Şekil 4.9. Model 4b Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	73
Şekil 4.10. Model 5a Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	73
Şekil 4.11. Model 5b Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	73
Şekil 4.12. Model 6a Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	74

Şekil 4.13. Model 6b Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	74
Şekil 4.14. Model 7a Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	74
Şekil 4.15. Model 7b Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	75
Şekil 4.16. Kortikal Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri	76
Şekil 4.17. Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri	76
Şekil 4.18. Model 1a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları	77
Şekil 4.19. Model 1b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları	77
Şekil 4.20. Model 2a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları	77
Şekil 4.21. Model 2b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları	78
Şekil 4.22. Model 3a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları	78
Şekil 4.23. Model 3b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları	78
Şekil 4.24. Model 4a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları	79
Şekil 4.25. Model 4b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları	79
Şekil 4.26. Model 5a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları	79

Şekil 4.27. Model 5b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan	
Maksimum Principal Stres Bulguları	80
Şekil 4.28. Model 6a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan	
Maksimum Principal Stres Bulguları	80
Şekil 4.29. Model 6b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan	
Maksimum Principal Stres Bulguları	80
Şekil 4.30. Model 7a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan	
Maksimum Principal Stres Bulguları	81
Şekil 4.31. Model 7b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan	
Maksimum Principal Stres Bulguları	81
Şekil 4.32. Kortikal Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal	
Stres Değerleri	82
Şekil 4.33. Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal	
Stres Değerleri	83
Şekil 4.34. Model 1a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	83
Şekil 4.35. Model 1b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	83
Şekil 4.36. Model 2a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	84
Şekil 4.37. Model 2b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	84
Şekil 4.38. Model 3a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	84

Şekil 4.39. Model 3b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	85
Şekil 4.40. Model 4a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	85
Şekil 4.41. Model 4b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	85
Şekil 4.42. Model 5a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	86
Şekil 4.43. Model 5b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	86
Şekil 4.44. Model 6a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	86
Şekil 4.45. Model 6b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	87
Şekil 4.46. Model 7a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	87
Şekil 4.47. Model 7b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	87
Şekil 4.48. İmplantlar Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan En Yüksek von Mises	
Stres Değerleri	88
Şekil 4.49. Model 1a Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	89
Şekil 4.50. Model 1b Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	89
Şekil 4.51. Model 2a Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	89
Şekil 4.52. Model 2b Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	90
Şekil 4.53. Model 3a Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	90

Şekil 4.54. Model 3b Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	90
Şekil 4.55. Model 4a Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	91
Şekil 4.56. Model 4b Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	91
Şekil 4.57. Model 5a Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	91
Şekil 4.59. Model 6a Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	92
Şekil 4.60. Model 6b Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	92
Şekil 4.61. Model 7a Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	93
Şekil 4.62. Model 7b Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları	93
Şekil 4.63. Kortikal Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri	94
Şekil 4.64. Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri	94
Şekil 4.65. Model 1a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları	95
Şekil 4.66. Model 1b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları	95
Şekil 4.67. Model 2a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları	95
Şekil 4.68. Model 2b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları	96
Şekil 4.69. Model 3a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları	96
Şekil 4.70. Model 3b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları	96

Şekil 4.71. Model 4a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Maksimum Principal Stres Bulguları	97
Şekil 4.72. Model 4b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Maksimum Principal Stres Bulguları	97
Şekil 4.73. Model 5a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Maksimum Principal Stres Bulguları	97
Şekil 4.74. Model 5b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Maksimum Principal Stres Bulguları	98
Şekil 4.75. Model 6a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Maksimum Principal Stres Bulguları	98
Şekil 4.76. Model 6b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Maksimum Principal Stres Bulguları	98
Şekil 4.77. Model 7a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Maksimum Principal Stres Bulguları	99
Şekil 4.78. Model 7b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Maksimum Principal Stres Bulguları	99
Şekil 4.79. Kortikal Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres	
Değerleri	100
Şekil 4.80. Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal	
Stres Değerleri	100
Şekil 4.81. Model 1a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	101
Şekil 4.82. Model 1b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	101

Şekil 4.83. Model 2a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	101
Şekil 4.84. Model 2b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	102
Şekil 4.85. Model 3a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	102
Şekil 4.86. Model 3b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	102
Şekil 4.87. Model 4a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Strain Değerleri.....	103
Şekil 4.88. Model 4b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	103
Şekil 4.89. Model 5a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	103
Şekil 4.91. Model 6a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	104
Şekil 4.92. Model 6b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	104
Şekil 4.93. Model 7a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	105
Şekil 4.94. Model 7b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan	
Minumum Principal Stres Bulguları	105

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 1.1. Locator Tutucu Çeşitlerinin Sağladığı Retansiyon Kuvvetleri.....	33
Tablo 3.1. Çalışma Modelleri.....	57
Tablo 3.2. Materyal Özellikleri	65
Tablo 3.3. Modellerin Toplam Düğüm ve Eleman Sayıları.....	68

1. GİRİŞ

Tam dişsizlik, günümüzde halen daha milyonlarca insanın karşılaştığı bir sorun olmaya devam etmektedir. Dünya Sağlık Örgütü tarafından bu hastalar, 32 diş eksikliği nedeniyle fiziksel engelli birey olarak tanımlanmaktadır. Tam dişsizlik oranı, 40-44 yaş aralığında %5 olarak belirlenmiştir. Bu oran ileri yaştaki bireylerde ise %42 seviyesindedir.¹

Tam dişsiz hastaların protetik rehabilitasyonu, uzun yıllardır geleneksel total protezlerle gerçekleştirilir. Ancak, bu tedavinin başlıca sorunu, protezlerdeki yetersiz tutuculuktur. Ayrıca, total protezler sadece doku destekli olduğu için, çiğneme kuvveti alveolar kret üzerindeki kemiklere aktarılır ve hızlı kemik yıkımına neden olur. Bu nedenle ilerleyen süreçte protezde denge sorunu ortaya çıkar. Protez yapıştırıcılarının kullanımı tutunmayı arttırabilir, ancak problemin asıl nedenini ortadan kaldıramadıkları için ilerleyen kemik yıkımını engelleyemezler.¹

Dental implant teknolojisi, son 35 yılda büyük ilerleme kaydetmiştir.¹ Bu nedenle, dişsiz hastaların tedavisinde implant-doku destekli overdenture protezlerin kullanılması yaygın bir uygulama haline gelmiştir.² Total protez kullanan hastalar üst çenede, alt çeneye oranla daha az tutuculuk sorunlarıyla karşılaşır. Dolayısıyla, protez maliyetinin de daha düşük olması nedeniyle sadece alt çeneye implant destekli overdenture protez yapımı daha sık tercih edilmektedir.³ Ayrıca, tam dişsiz hastalarda uygulanan implant destekli overdenture protezler, geleneksel tam protezlere kıyasla uzun vadede daha başarılı sonuçlar sunmaktadır. Retansiyon, stabilite, çiğneme etkinliği ve estetik yönlerden geleneksel tam protezlerden üstün özellikler taşımaktadır. Bu durum, hasta memnuniyetini ve yaşam kalitesini artırmaktadır.⁴

İmplant destekli overdenture protezlerde birçok farklı hassas tutucu seçeneği yer almaktadır. Tutucu seçimi yapılırken; hastanın istekleri, beklentileri, gelecekte ortaya çıkabilecek biyolojik ve fonksiyonel sonuçlar dikkate alınmalıdır.^{5,6}

Locator tutucu sistemi; implantlara vidalanan farklı yüksekliklerde patriks ve metal başlık içine yerleştirilmiş retansiyonu sağlayan naylon matriksten oluşmaktadır. Son yıllarda implantların paralel yerleştirilemediği durumlarda locator tutucular (Zest Anchorcs LLC, Carlsbad, California, Amerika) implant üstü hareketli protezlerde ataçman sistemi olarak kullanılmaktadır. Bu sistemler esnek tutucu tipi sınıfında yer almaktadır.⁷

Dental implantolojide, implant ve çevre kemik üzerinde oluşan kuvvetlerin etkisini öngörülebilmek için 1976 yılından itibaren "Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)" olarak adlandırılan noninvaziv bir yöntem kullanılmaya başlanmıştır.⁸ SEA karmaşık yapıdaki bir cismin, belli sayıda elemana ayrılması^{8,9} ve analitik olarak modelinin elde edilmesi ile gerçekleştirilir. SEA, birim elemanlar üzerinde düğümler (nod) oluşturur. Bu düğümlerden oluşan yapıya ağ (mesh) denir. Düğümlerin büyüklüğü ve sayısı gerilme derecelerini yansıtmaktadır.¹⁰

Bu tez çalışmasının amacı; protetik diş hekimliğinde tam dişsiz hastaların rehabilitasyonunda son yıllarda oldukça popüler olan locator tutuculu implant üstü overdenture protezlerde implant açısı ve lokalizasyonunun implant ve kemik üzerinde oluşturduğu stresin sonlu elemanlar analizi ile incelemektir.

Çalışmanın 1. hipotezi, kemik ve implant üzerinde en fazla stres değerlerinin her iki implantın da alt çenede distale doğru açılı yerleştirildiği durumlarda gözlemleneceği yönündedir, 2. hipotezi ise implantların alt çenede kanin ve 1. Premolar dişin birleşim bölgesine yerleştirilmesine göre, lateral ve kanin dişin birleşim bölgesine yerleştirilmesinin implantta ve çevre kemikte daha az stres oluşturacağı yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplant

2.1.1. Dental İmplantın Tanımı

İmplant kelimesi Latince “in: içerisine” ve “planto: ekme, dikme, yerleştirme” sözcüklerinin birleşimiyle oluşmuştur.¹¹ Tıbbi anlamda, implantlar kaybedilen fonksiyonların yeniden kazanılması amacıyla canlı dokulara organik veya inorganik maddelerin yerleştirildiği yapıları ifade eder.¹² Dental implant kavramı ise mukoza ve/veya periost tabakası altına, kemiğin içerisine veya üzerine yerleştirilen alloplastik maddelerden üretilmiş protetik apareylerdir. Bu apareyler, sabit veya hareketli protezlere tutuculuk ve destek sağlamak için kullanılırlar.¹³

2.1.2. Dental İmplantın Tarihçesi

Diş hekimliği alanında implantolojinin ana hedefi; diş eksikliklerinin tedavi edilerek, hastanın fonasyon, fonksiyon ve estetik açıdan tekrar iyileştirilmesini sağlamaktır. Modern implant diş hekimliği standartlarına gelene kadar, implantoloji alanı, bilimin diğer dallarında olduğu gibi büyük bir ilerleme katetmiştir. İmplant diş hekimliği ile ilgili tarihte yer alan en eski bilgiler, M.Ö. 3210 yılında Çin’de Chin-Nong ve M.Ö. 2637 yılında Hon-Ang-Tu’ya ait dönemlerde bambu çubuklarının transplantasyon amacıyla sabit diş restorasyonunda yer alması ile ilgili yazılmış belgelerdir.¹⁴

Maya uygarlığında deniz kabukları, çekim soketi içine yerleştirilerek yapılan bir işlemle, tarihte kaydedilen ilk kemik içi alloplastik diş implantı olarak öne çıkmaktadır.¹⁵

Maggiolo ise 1809 yılında, altını diş kökü şekline dönüştürerek çekim boşluğuna yerleştirmiş ve üstüne kron restorasyonu yaparak kemik içi implantları ilk uygulayan kişi olarak tarihe geçmiştir.¹⁴

1909 yılında ise platinyum-iridyum materyalinden yapılan, doğal diş kökünden farklı olarak hazırlanmış ilk implant tasarımı Greenfield lattice-caged tasarımıdır. Bu implant tasarımı, cerrahi frez yardımıyla kemik içerisine yerleştirilmiş ilk implanttır.¹⁴

1937 yılında ise, Müller tarafından tanıtılan ilk subperiostal implant, kemik üzerine ve periosteum altına yerleştirilmiş ve krom-kobalttan yapılmıştır.¹⁶ 1940 yılında Gustov Dahl, bu implantı geliştirerek patentini almıştır.¹⁷ 1948 yılında Gershkoff ve Goldberg, vitilyumdan yapılan subperiosteal implantı ilk kez tam proteze desteği olarak kullanmışlardır.¹⁶

İlk blade tip implant ise, 1963 yılında Ralph Roberts öncülüğünde Loma Linda Üniversitesinde tasarlanmış, 1967 yılında Linkow tarafından kemik içine yerleştirilmiştir.¹⁸

1952 yılında Per-Ingvar Branemark'ın deneysel çalışmaları, implant gelişimine yeni bir yön kazandırmıştır. Branemark 10 yıllık süren çalışmalarında, köpekler üzerinde mikroskobik düzeyde kemik iliğinin iyileşmesi üzerine çalışarak, implant integrasyonunun sert ve yumuşak dokuda olumsuz etkilere neden olmadığını göstermiştir ve osseointegrasyon kavramını tanımlayarak, implant ve kemik arayüzünde fibröz bağ dokusu oluşması gerektiği düşüncesini değiştirmiş ve implantolojide büyük bir adım atmıştır.¹⁹

Bränemark, osseointegrasyonu tanımlarken kemik ile implant arayüzünde, ışık mikroskobu kullanılarak gözlenen direkt temas olarak ifade etmiştir. Ardından bu olgu "Canlı kemik dokusu ile yükleme altında yer alan titanyum implant yüzeyi arasında direkt yapısal ve işlevsel bağlantı" tanımı ile pekiştirilmiştir.²⁰

2.1.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar bazı araştırmacılara göre; implant ile kemik arasındaki ilişkisine, üretildiği materyale, makroskopik düzeydeki gövde tasarımlarına, yüzey özelliklerine, yükleme sürelerine vb. farklı özelliklerine göre sınıflandırılmışlardır.²¹

2.1.3.1. Kemikle İlişkilerine Göre İmplantların Sınıflandırılması

Dental implant ile kemik arasındaki ilişkisi Mish' in 1999 yılında yapmış olduğu sınıflamada;

- a) Endosteal/Endosseal implant
- b) Subperiosteal implant
- c) Transosseal implant şeklinde sınıflandırılmıştır.²²

Günümüzde kullanımı en çok tercih edilen dental implant türü endosseal implantlardır ve geometrik şekline göre 4 gruba ayrılmaktadır;²³

1. Kök şeklinde yivli,
2. Kök şeklinde düz yüzeyli,
3. Blade tip,
4. Ramus implantlar.

Diş hekimliğinde çoğunlukla vida tasarımında implantlar tercih edilmektedir. Bu implantlarda; kemik, mekanik retansiyon sağlayan vida yivlerine doğru büyüme göstermektedir.²⁴

2.1.3.2. Materyal Çeşitlerine Göre İmplantların Sınıflandırılması

- Metaller; titanyum ve Ti-6Al-4V, kobalt-krom-molibden, demir-krom-nikel.
- Polimerler; polimetilmetakrilat, politetraflour etilen, polietilen, polisülfon
- Seramikler; Alumina, hidroksiapatit, trikalsiyumfosfat ve kalsiyum alümina
- Karbonlar; polikristalin camsı karbon, karbon-silikon.²⁵

2.1.4. Dental İmplant Endikasyonları

- Tam ve kısmi dişsiz bireylerde,
- Çene ve yüzünde defekt bulunan hastalarda,
- Aşırı atrofik kreti bulunan total dişsiz hastalarda,
- Dişsiz alan mesafesinin uzun olduğu sabit protez planlanan hastalarda,
- Hareketli bölümlü protez kullanmak istemeyen kısmi dişsiz hastalarda,
- Komşuluğundaki dişlerinin prepare edilmesini istemeyen hastalarda,
- Oral kas koordinasyonu zayıf olan hastalarda,
- Doku toleransının yetersiz olduğu hastalarda,
- Protezin stabilitesini olumsuz etkileyen parafonksiyonel alışkanlıklarda,
- Öğürme ve kusma refleksi olan hastalarda,
- Hareketli protez kullanımını psikolojik olarak reddeden hastalarda,
- Ortodontik ankraj kullanılmasını gerektiren hastalarda,
- Tek diş eksikliklerinde, konvansiyonel tedavilere kıyasla daha iyi fonksiyonel ve estetik sonuç elde edilebilecek hastalarda uygulanabilir.^{26,27}

İmplant endikasyonlarını kısıtlayan durumlar:

- Ağız hijyeninin yetersiz olması,
- Uyumsuz hasta,
- Kemik, oral mukoza veya periodontal dokularda iyileşmeyi ve implantın başarısını olumsuz etkileyen spesifik hastalıklar,
- Bruksizm,
- Sigara ve alkol tüketimi,
- Kemoterapi uygulanan hastalar,
- Bifosfonat kullanan hastalar,

- Makroglossi, kserostomi gibi diğer sistemik rahatsızlıkları bulunan hastalar şeklinde sıralanabilmektedir.^{26,28}

2.1.5. Dental İmplant Kontrendikasyonları

- Kemik yapısı yetersiz olan hastalar,
- Tümör eksizyonu sonrası evre,
- Radyoterapi alan hastalar,
- Metabolizmayı ve immün sistemi önemli derecede etkileyen sistemik hastalıklar,
- Mental kontrendikasyonlar,
- Tolere edilemeyen psikolojik bozuklukları olan hastalarda,
- Yetersiz çene kemiği gelişimi,
- Estetik beklentilerin karşılanamayacağı durumlarda implant kontrendikedir.²⁶

2.1.6. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon, alloplastik materyallerin klinik anlamda asemptomatik rijit fiksasyon sağlandığı ve fonksiyonel yük altında kemikte muhafaza edildiği bir süreç olarak tanımlanır ve implantların klinik olarak değerlendirilmesi için spesifik parametreler sağlar.²⁹

Osseointegrasyon direkt veya primer iyileşme kategorisi altında değerlendirilir. Başlangıçta “fonksiyonel ankiloz” olarak da adlandırılan implant yüzeylerinde kemik birikimi olarak tanımlanmıştır. Daha kapsamlı bir şekilde osseointegrasyon, “yük taşıyan implant yüzeyi ve canlı kemik dokusu arasındaki yapısal, fonksiyonel bağlantı” olarak tanımlanır.

2.1.6.1. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

İmplant Materyali ve Yüzey Özellikleri

Osseointegrasyon, kemik birikimi (osteofilik) için biyoinert veya biyoaktif materyal ve yüzey konfigürasyonları gerektirir. Biyoinert malzemeler herhangi bir zararlı madde salmaz ve bu nedenle olumsuz doku reaksiyonlarına neden olmazlar. Ticari olarak saf veya belirli alaşımlarda bulunan titanyum genellikle biyoinert olarak kabul edilir ve hem diş hekimliği hem de ortopedik cerrahide yaygın olarak kullanılır. Biyoaktif bir materyalin, doku bileşenleri ile kimyasal bağlar kurarak veya kemik matrisi oluşumunda rol oynayan hücresel aktiviteleri teşvik ederek olumlu doku reaksiyonuna neden olduğu düşünülmektedir. Biyoaktivite şu anda düşük mekanik kalitedeki bileşiklerle sınırlıdır ve sadece bir kaplama materyali (hidroksiapatit) olarak uygulanabilir.³⁰

Primer Stabilité

Osseointegrasyon iki düzeyde gerçekleşir: Primer ve sekonder. Primer osseointegrasyon, implant yerleştirildikten sonra implantın çevresindeki kemikle mekanik olarak birleşmesi ile ilişkilidir; oysa kemik rejenerasyonu ve kemiğin yeniden şekillenmesi sekonder osseointegrasyonu (biyolojik stabilite) sağlar.^{31,32} Primer stabilite dental implantların uzun vadeli başarısını etkileyen kritik bir faktördür.³³ Primer stabilitenin olmadığı implant iyileşme sürecinde mikro hareketlilik ve fibröz doku oluşumu osseointegrasyon sürecini tehlikeye atabilir.³⁴

Yükleme Protokolü

Başarılı osseointegrasyon için gerekli koşullardan biri, uzun süreli iyileşme aşamasıdır. Brånemark protokolüne göre, osseointegrasyonun ilk olarak gelişmesi için tüm implantların yüklenmeden önce uzun bir süre bekletilmesi gerekmektedir. Erken yükleme protokolü, mikro hareket ve implant çevresinde fibröz dokunun oluşmasına sebep olduğundan implantın başarısızlığının ciddi bir nedeni olarak kabul edilmektedir.

Günümüzde, belirli koşullar altında erken yükleme, gecikmeli yükleme protokollerine mevcut bir alternatiftir. Bununla birlikte, yeterli primer stabilite, erken yükleme için bir gerekliliktir. Cerrahi ve prostodontik hususlar hesaba katılarak hastaların beklentilerine bağlı olarak farklı yükleme protokolleri önerilmiştir.³⁵

Cerrahi Prosedür

Osseointegrasyonu sağlamak için cerrahi işlem esnasında sterilizasyonun sağlanması ve korunması, frezleme işleminin uygun hızda ve minimal basınç uygulanarak yeterli soğutma altında yapılması gerekmektedir.³⁶

Alveolar Kemiğin Yapısı

İmplant tedavilerinde, implantın uygulandığı kemik dokusunun yoğunluğu, hacmi ve yapısı primer stabilizasyon, implant seçimi ve yükleme zamanını belirlemek için kritik faktördür. İmplant uygulamalarında osseointegrasyonun oluşabilmesi için implant yerleştirilecek kemiğin yeterli genişlikte ve yükseklikte olması gerekmektedir. Alveolar kemik; elastik modül, dayanıklılık, kemik-implant temas yüzdesi, stres gibi bir dizi biyomekanik özellikleri yansıtan kalite ve yoğunluk açısından değerlendirilir.³⁷ Kemik miktarı ve kalitesinin implant tedavilerinin başarısı açısından etkisi bir çok araştırmacı tarafından incelenmektedir.^{38,39}

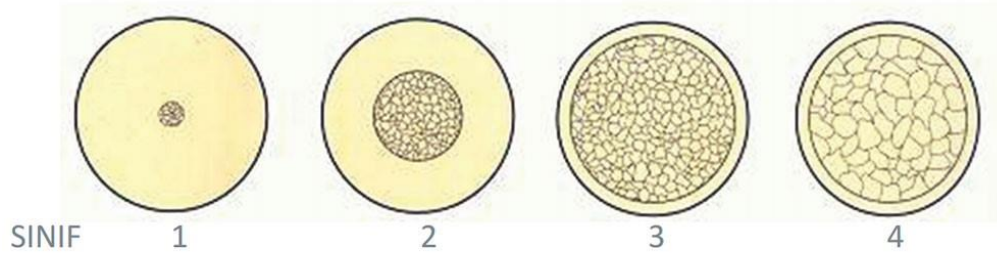
Lekholm ve Zarb³⁸, çene kemiği dokusunu yoğunluğuna göre dörde ayırarak tanımlamışlardır. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi ile ilgili sınıflaması Şekil 2.1'de gösterilmiştir.³⁸

Tip 1: Homojen, mineralize ve porözitesi az kortikal kemikten oluşmaktadır. Sıklıkla mental foramenler arasında bulunan atrofik mandibulada görülmektedir.

Tip 2: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın kortikal kemikten oluşmaktadır. En sık görüldüğü bölgele; atrofik anterior mandibula, posterior mandibula ve anterior maksilladır.

Tip 3: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemikten oluşmaktadır. Sıklıkla anterior maksillada görülmektedir.

Tip 4: Düşük yoğunluklu trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemikten oluşmaktadır. Özellikle maksillanın tüber bölgesinde görülmektedir.



Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb'ın Kemik Kalitesi İle İlgili Sınıflaması

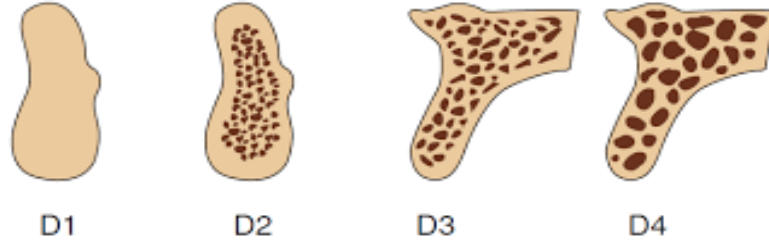
Misch³⁹ ise kortikal ve trabeküler kemik yoğunluğuna göre sınıflandırma yapmıştır. Misch'in tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması Şekil 2.2'de gösterilmiştir.³⁹ Bu sınıflandırmaya göre;

D1: Yoğun mineralize kortikal kemikten oluşur. Aşırı rezorbe olmuş dişsiz anterior mandibulada görülür.

D2: İç kısmında yoğun trabeküler kemik bulunan kalın kortikal kemikten oluşur. Anterior-posterior mandibula, anterior ve bazen posterior maksillada görülür.

D3: İç kısmında ince trabeküler kemik ve ince poröz kortikal kemikten oluşur. Anterior ve posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.

D4: Kortikal kemik çok az görülür. Kemiğin neredeyse tamamı ince trabeküler kemikten oluşur. Çoğunlukla posterior maksillada görülür.



Şekil 2.2. Misch'in Tanımladığı Kemik Yoğunluğu Sınıflaması

2.1.7. Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler

Fung⁴⁰ tarafından mekaniğin biyolojiye uyarlanması olarak en kısa şekilde ifade edilen biyomekanik, biyolojik sistemlerin yapı ve fonksiyon ilişkisini incelemek için mühendislik mekaniğinin araç ve yöntemlerini kullanmak olarak tanımlanabilir. Biyomekanik bilimi, uygulanan kuvvetler karşısında biyolojik dokuların göstereceği tepki ile ilgilenmektedir.⁴¹ Kemik, değişen biyomekanik faktörlere adapte olabilmek için uygulanan kuvvetlere ve diğer faktörlere cevap olarak kendini devamlı yeniden şekillendirme özelliğine sahiptir. Kemik yapısı ve mekanik kuvvetler arasındaki bu fonksiyonel süreç, kemiğin yeniden şekillenmesi (kemik remodelasyonu) olarak tanımlanır. Mekanik streslerdeki azalma kemiğin kullanılmamasına ve rezorbsiyona sebep olurken, stresdeki belirli seviyede artış kemik apozisyonunun artmasına neden olur. Dental implant tedavilerinin kısa ve uzun dönem başarısı, maruz kaldıkları biyomekanik prensiplerden büyük ölçüde etkilenir.⁴²

Osseointegre olmuş bir dental implant kemik dokusu ile direkt temas halindedir. İmplant ve doğal dentisyon arasındaki yapısal farklılıklardan en önemlisi, implantların alveolar kemik ile arasında periodontal ligamentin bulunmamasıdır. Doğal diş kökü ile alveolar kemik arasında bulunan periodontal ligament, çiğneme kuvvetlerini absorbe edip kemiğe daha az kuvvet iletimini sağlamaktadır. Bu nedenle implant üzerine gelecek olan okluzal kuvvetler normal kuvvetlerden daha fazla değerdedir.⁴³ Ayrıca doğal dişe gelen

okluzal kuvvetler, periodontal ligament aracılığıyla kemik boyunca dağıtılırken, implant destekli protezlerde ise gelen kuvvetler kret tepesinde yoğunlaşmaktadır.⁴⁴

2.1.7.1. Kuvvetler ve Kuvvet Türleri

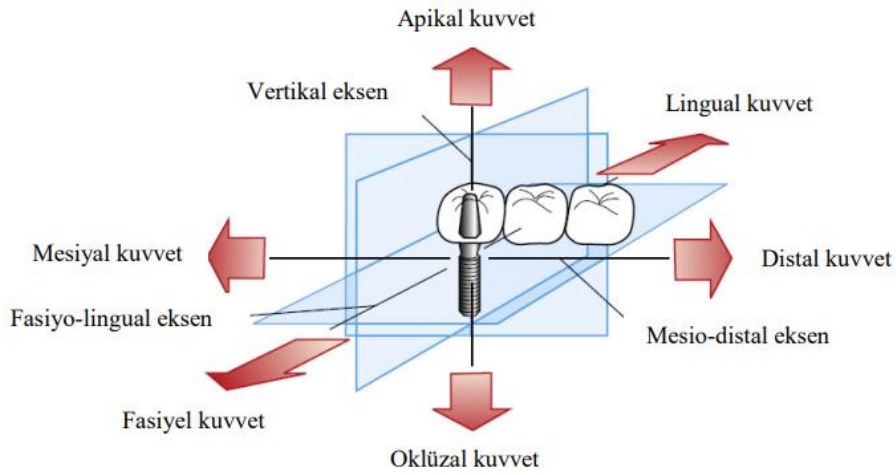
Bir implantın prognozu yalnızca kuvvetin büyüklüğünden ve süresinden değil, aynı zamanda yönünden de etkilenir. Kuvvetin etkisini anlamak için kuvvet vektörü genel olarak horizontal, oblik ve vertikal olan üç ana eksen boyunca üç bileşene ayrılır. Oklüzyon genelde vertikal kuvvetleri karşılayabilir ama diğer iki eksendeki kuvvetler dental implantın uzun ömürlülüğü için potansiyel risk oluşturmaktadır.⁴⁵

Kuvvetler, basma, çekme ve kesme kuvvetleri olarak tanımlanabilir. Basma kuvveti, iki kütleyi birbirine itme eğilimindedir ve kemiğin en dirençli olduğu kuvvet çeşididir. Aynı şekilde, yapıştırıcı simanlar, vidalar, implant bileşenleri ve kemik-implant ara yüzeylerinin tümü, çekme veya makaslama kuvvetinden ziyade basma tipi kuvvetlere karşı daha çok dirençli ve dayanıklıdır.⁴⁶ Çekme kuvvetleri aynı doğrultuda fakat ters yönde uygulanarak iki kütleyi birbirinden ayırır. Kemiğin çekme dayanımı basma dayanımına kıyasla %30 daha azdır. Kesme kuvveti ise bir kütlenin diğerinin üzerinde kaymasına neden olur ve diğer kuvvet tipleriyle karşılaştırıldığında kemik üzerinde %65 daha fazla harabiyete neden olmaktadır. Basma tipi kuvvetler kemik-implant bağlantı ara yüzeyinde kaynaşmaya yardımcı olurken çekme tipi kuvvetler ara yüzeyde ayrılmaya neden olur.^{9,45,47}

2.1.7.2. Moment Kavramı

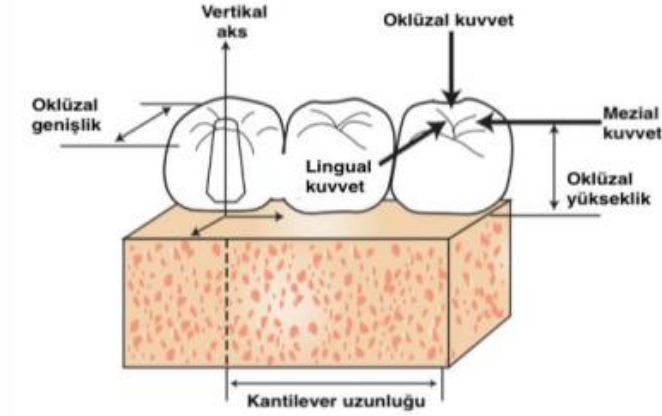
Bir kuvvetin bir nokta etrafındaki momenti, o nokta etrafında dönme veya bu noktaya bükülme eğilimidir. Moment vektörel büyüklük ve yön olarak tanımlanır ve momentin büyüklüğü kuvvet büyüklüğünün etki ettiği bölgeyle dikey mesafesinin çarpımına eşittir. Uygulanan bu moment yükü aynı zamanda tork veya burkulma yükü olarak da adlandırılır ve implant sistemlerine zarar verebilir.³⁴

Fasiolingual, mesiodistal, vertikal eksenler etrafında altı tane moment (rotasyon) oluşur ve bu moment yükleri implant-kemik ara yüzeyinde mikrorotasyon ve stres yoğunlaşmalarına neden olur ve bu durum kemik kayıplarına neden olabilmektedir. Üç düzlemde oluşan 6 Adet moment kolları Şekil 2.3.'te gösterilmiştir.³⁴



Şekil 2.3. Üç Düzlemde Oluşan 6 Adet Moment Kolları

İmplant diş hekimliğinde üç klinik moment kolu mevcuttur. Bunlar; oklüzal yükseklik, kanat uzunluğu ve oklüzal genişliktir. Komplikasyonların en aza indirilebilmesi için bu moment kollarının her birinin azaltılması gerekmektedir. Klinik moment kolu; oklüzal yükseklik, kantilever uzunluğu, oklüzal genişlik Şekil 2.4'te gösterilmiştir.³⁴



Şekil 2.4. Klinik Moment Kolu; Oklüzal Yükseklik, Kantilever Uzunluğu, Oklüzal Genişlik³⁴

2.1.7.3. Stres (Gerilme)

Bir yüzeyin üzerine kuvvetin dağılma şekli mekanik stres olarak ifade edilir. Etki eden kuvvet altındaki implant sisteminde ve çevreleyen biyolojik dokularda oluşan iç stresler, implantların prognozunda önemli bir etkiye sahiptir. Kuvvetin büyüklüğü; kantilever uzunluğu, oklüzal yükler ve oklüzal yükseklik azaltılarak kontrol altına alınabilir. Kuvvetin dağıldığı fonksiyonel alan ise dişsiz bölge için implant sayısını artırarak ve doğru bir şekilde tasarlanmış implant geometrisiyle optimize edilebilir.³⁴

Stres, birim alana uygulanan kuvvet miktarı olarak ifade edilir ve uygulanan kuvvete karşı cisimde eşit kuvvette ve zıt yönde tepki oluşur. Uygulanan kuvvet ve cisimden gelen direnç (gerilme) cismin tüm alanına dağılır. Stres (S ya da σ) = Kuvvet (F) / Alan (A) formülüyle belirlenmektedir. Birimi Paskal'dır ($P=N/m^2$). Ancak diş hekimliğinde daha çok mm cinsinden büyüklüklerle incelemeler yapıldığı için Megapascal (MPa) birimi kullanılır.³⁷

Cisim üzerinde uygulanan kuvvete bağlı olarak üç çeşit stres oluşur.⁴⁸

Sıkışma (Basma) Stresi (Compressive Stress): Bir cisme aynı doğrultu üzerinde ve cismin moleküllerini birbirine yaklaştıracak şekilde ters yönde uygulanan kuvvetlerin etkisiyle oluşur.

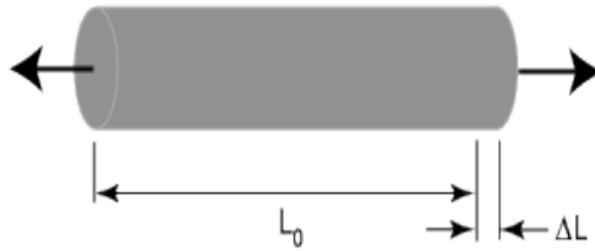
Gerilme (Çekme) Stresi (Tensile Stress): Bir cisme aynı doğrultu üzerinde ve cismin moleküllerini uzaklaştıracak şekilde ters yönde uygulanan kuvvetlerin etkisiyle oluşur.

Makaslama (Kesme) Stresi (Shear Stress): Bir cisme farklı doğrultuda ve cismin moleküllerini birbirine yaklaştıracak şekilde ters yönde uygulanan kuvvetlerin etkisiyle oluşur.

2.1.7.4. Deformasyon ve Gerinim

Bir cismin üzerine kuvvet uygulandığında, geometrik konfigürasyonunda şekil değişikliği, deformasyon meydana gelir. Gerinim (strain), stres uygulanan her birim uzunluktaki değişimi ve deformasyonu ifade etmektedir (Şekil 2.5.). Gerinimin ölçü birimi bulunmamaktadır. Ancak, meydana gelen deformasyonun orijinal uzunluğa oranı olarak açıklanabilir. Gerinim ve stres birbirinden farklı niceliklerdir ve cisme kuvvet uygulandığında stres oluştuğunda gerinim de oluşur. Stres, moleküllerin yer değiştirmesine karşı koyan, yönü ve büyüklüğü belli olan bir kuvvettir; gerinim ise uygulanan kuvvet karşısında birim alanda oluşan deformasyon miktarıdır ve sadece bir büyüklüktür.⁴⁹

$$\text{Gerinim} = \text{Boydaki uzama } (L_0) / \text{Orijinal uzunluk } (L)$$



Şekil 2.5. Deformasyon ve Gerinim

2.1.7.5. İmplantla İlgili Faktörler

Saf titanyum ve alaşımları günümüzde dental implant materyali olarak tercih edilmektedir.⁵⁰ Titanyum reaktif, biyoinert bir materyaldir ve elektrolit ortamlarla temasında, yüzeyinde pasif oksit tabakası oluşturarak korozyona karşı yüksek direnç gösterir.⁵¹ Titanyum pasif oksit tabakası sayesinde organik yapılarda negatif reaksiyon oluşturmaz için biyouyumlu ve antibakteriyeldir. Titanyum, diğer implant materyallerinden farklı olarak elastik modülü kemiğe en yakın olan materyaldir ve bu özellik implant ile kemik arasındaki stresin daha homojen dağılmasını sağlar.⁵⁰

Saf titanyuma direnci arttırmak amacıyla düşük miktarda alüminyum ve vanadyum ilave edilmesiyle elde edilen Ti-6Al-4V formu dental implantlarda en sık kullanılan titanyum alaşımıdır.⁵²

İmplantın makro yapısı ve genel şekli; fonksiyonel yük iletimi, primer stabilite ve kemik cevabı bakımından oldukça önemlidir. İmplantların makrotasarımı; implantın uzunluğu, yiv yapısı, çapı ve yüzey özellikleri kuvvet iletimi açısından önemlidir.³⁷

Günümüzde en sık kullanılan vida tipi implantlar sıkıştırma kuvvetlerini fonksiyonel yüzey alanını genişleterek kemik-implant ara yüzeyine daha dengeli dağıtırken, silindirik implantlar ise cerrahi olarak rahat yerleştirilmelerine rağmen gelen oklüzal kuvvetleri kemik üzerine makaslama tipi kuvvetler şeklinde iletir.^{34,53}

İmplant ile kemiğin fonksiyonel yüzey alanını artırmak, implant ve kemik ara yüzeyinde oluşan stresin daha dengeli dağılabilmesini sağlamak amacıyla implantlara yivler eklenmiştir. Yivlerin sayısı, derinliği ve yivler arasındaki mesafe implantın fonksiyonel yüzey alanını etkilemektedir. Yiv sayısının artışı implantın yüzey alanını artırır ve implantın çevresinde daha az basma ve çekme gerilimleri oluşturur.^{34,54}

Oklüzal kuvvetlerin ve stresin kemik üzerine iletiminde implantın çapı, sayısı ve uzunluğu oldukça önemlidir. İmplantın sayısının ve çapının artışı gelen kuvvetlere karşı

implantların biyomekanik davranışını geliştirmektedir. İmplant çapının artması, yüzey alanını artırarak daha fazla kemik temasını ve bununla birlikte gerilimin azalmasını sağlamaktadır.⁵⁵

2.2. Tam Dişsizlik ve Konvansiyonel Tam Protezler

Üst çene ve/veya alt çene ile ilgili yapıları ve tüm dental arkı içeren hareketli protezlere tam protezler denir.⁵⁶ Bireylerin tüm doğal dişlerini kaybederek tam protez kullanmaya başlaması ve periodontal destekten yoksun kalması ile birlikte stomatognatik sistemde büyük değişiklikler meydana gelir. Tam protezler ile rehabilite edilen hastanın periodontal ligament desteği tekrar kazandırılmaz. Estetik açıdan değerlendirildiğinde tam protezler ile kolay çözümler üretilebilir. Çiğneme fonksiyonunun tekrar geri kazanılması ise zaman gerektirir.⁵⁷ Ekonomik faktörler sebebiyle çoğu dişsiz bireyler, geleneksel tam protezleri kabul etmek zorunda kalmaktadır. Bu sonuç, dişsiz bireylerin çoğunlukla düşük gelir sınıfında yer aldığı ve implant tedavisine erişememesi ile bağlantılıdır.⁵⁸ Bu sebeple tam dişsiz hastaların rehabilitasyonunun büyük çoğunluğu hala geleneksel tam protezler ile sağlanmaktadır. Geleneksel tam protezler, estetik, fonasyon ve fonksiyon açısından dişsiz bireylere yarar sağlar ve günümüzde hala sosyal olarak kabul görmektedir.⁵⁹

Tam dişsizliğe sahip bireylerin hayat kalitesinin diğer hastalarla kıyaslandığında daha düşük olduğu ama bireylerin protetik rehabilitasyonu takiben daha iyi bir estetik görünüm, sosyal ve fonksiyonel konfor elde ettikleri hatta fonasyon, sirkadiyen ritim ve insan ilişkileri üzerinde olumlu etkilere sahip oldukları belirtilmiştir.⁶⁰

Yaşlanma doğrudan diş kaybına neden olmamakla birlikte dolaylı olarak, fonksiyonel yetinin azalması, sistemik ve dental hastalıkların artarak yaşlı bireylerde total dişsizlik için zemin oluşturabilmektedir.^{61,62} Son yıllarda, 45-64 yaş aralığındaki bireylerde, geçmiş kuşaklara göre ağız sağlığı hakkındaki bilinç düzeyi artmıştır.

Günümüzde yaşlı nüfus sayısında artış olmasına rağmen total dişsizliğe sahip hasta yüzdesinin azalması beklenmektedir.⁶³

Tam protez kullanan bireylerin genel olarak memnuniyetsizlik yaşamasının başlıca sebepleri; ağrı varlığı, fonksiyonel kısıtlılık, protez stabilitesinin yetersiz olmasıdır. Fonksiyonel kısıtlılık, destek ve stabilite eksikliğinden kaynaklanır ve ayrıca tükürük akışı, dilin motor kontrolü, çiğneme kuvveti ve ağız duyusu fonksiyonlarının azalmasıyla da etkilenmektedir.⁶³

2.2.1. Konvansiyonel Tam Protezlerin Dezavantajları

- Yetersiz stabilite ve retansiyon,
- Kemik yıkımının sürekli devam etmesi,
- Yetersiz çiğneme fonksiyonu,
- Sosyal problemler,
- Birey tarafından kabul edilebilir bir protez yapılabilmesi için detaylı ve zaman gerektiren prosedürler gerektirmesi tam protezlerin dezavantajlarındanıdır.⁶⁴

Üst çene tam proteze sahip bireyler, fonasyon, estetik, ve fonksiyon yönünden oldukça memnun iken, alt çene tam proteze sahip bireylerin memnuniyet düzeyi düşük bulunmuştur.⁶⁵⁻⁶⁷ Alt çene tam protezlerin tutuculuğunun az olması ve fonksiyon sırasında hareket etmesi, yüz görünümünde değişikliklerin meydana gelmesi, konuşmanın zorluğu ve sosyal ilişkilerin etkilenmesi gibi sorunlar protez kullanan bireylerin memnuniyetini olumsuz yönde etkilemektedir.⁶⁸ Yıllardır yapılan araştırmalar ve öneriler bu konuda kesin bir çözüm sunamamıştır. Günümüzde implant destekli protezler, şu anda en çok kabul gören çözüm olarak görünmektedir.⁵⁷

2.2.2. Tam Dişsizlikte İmplantların Kullanıldığı Tedavi Seçenekleri

Diş hekimliğinde tedavi planlaması ve rehabilitasyonu, son 35 yıldır dental implant teknolojisinin gelişmesi ile birlikte büyük ölçüde değişmiştir.⁶⁹

Modern diş hekimliğinin temel hedefi; hastanın kaybedilmiş doğal konturlarını, fonksiyonunu, konforunu, konuşmasını, estetiğini yeniden geri kazandırmaktır. Ancak hastanın diş kayıp miktarı arttıkça, başarıya ulaşmak da o kadar güç olmaktadır. Güncel çalışmaların sonuçlarına göre; çeşitli implant tasarımları ve materyalleri ile farklı uygulama yöntemleri sayesinde çok sayıda tedavisi güç vakaların rehabilitasyonu başarı ile gerçekleştirilmektedir.¹⁴

Tam dişsizlikte implantların kullanıldığı tedavi seçenekleri; implant destekli sabit protezler, implant destekli hareketli protezler ve hibrit protezlerdir.⁷⁰

Tam dişsiz çenelerde implant kullanılmasının temel hedefi; ya implant destekli sabit protez yerleştirerek hareketli tam protezden kaçınmak ya da implant destekli tam protezlerin yerleştirilmesiyle tam protezlerin stabilitesini arttırmaktır. Hangi protez tipinin kullanılacağı, hastaya bağlı lokal ve genel faktörler, anatomik/morfolojik koşullara bağlı olarak belirlenir. Çoğu zaman sabit protezlerin desteklenmesi için gerekli implant sayısı, tam protez için gereken sayıdan fazla olabilir. Bu nedenle, kemik augmentasyonu gibi ek cerrahi işlemlerin kullanıldığı greftleme prosedürleri çoğu durumda gerekmektedir. Bu endikasyon sınırlaması; özellikle üst çene için kemik yapısının uygun olmamasından kaynaklanmaktadır. Ancak alt çenede standart cerrahi ve protetik protokoller kullanılarak ileri düzeyde atrofik durumlar da tedavi edilebilir.^{71,72}

İmplant destekli sabit protezler, çoğu hasta tarafından tercih edilmelerinin sebebi neredeyse doğal dişlere benzer konfor ve fonksiyonel özelliklere sahip olmalarıdır.⁷³ Ancak; anatomik yetersizliklerin bulunması, sabit protez için yapılabilmesi için en az 6 implant uygulama gerekliliği, maliyetinin yüksek olması, implantlarda kayıp meydana geldiğinde protezlerin yenilenme ihtiyacı ve porselende oluşan çatlak ve kırıkların tamirlerinin zor olması gibi başlıca dezavantajları bulunmaktadır.^{70,74}

İmplant destekli hareketli protezler, tutuculuk için dental implantlardan yararlanıldığı ve destek için de mevcut oral dokuların kullanıldığı protez uygulamasıdır.⁷⁵ Overdenture protezler, çene kemiklerinde şiddetli rezorbsiyon ve uygun olmayan çene ilişkilerinin bulunduğu bireylerde ideal doku konturu ve estetiğin sağlanması, oral hijyeni elde etmenin kolay olması ve ekonomik sebeplerden ötürü yaygın bir şekilde kullanılmaktadır.⁷⁶ Hastalar, geleneksel protezlere kıyasla implant destekli overdenture protezler ile daha az çiğneme zorluğu yaşarlar. Çiğneme süresi ve çiğneme kuvvetinin büyüklüğü; implant destekli overdenture ve implant destekli sabit protezler için neredeyse benzer sonuçlar gösterir.⁷⁷

Hibrit protezler, genellikle akrilik rezin ile kaplanmış metal destekli bir altyapıdan oluşan sabit/hareketli protezlerdir. Günümüzde, dental implantolojideki gelişmeler sayesinde hibrit protezler, dişsiz hastaların tedavi edilmesinde başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Bu yöntem genellikle 4 ila 8 implantın kullanılmasıyla dişsiz bireylerin rehabilite edilmesine olanak sağlar. Metal iskelet, akrilik kaide ve protez dişlerinden oluşan tek parçalı full ark hibrit protez üretilir ve implantlara vidalanır. Bu tedavi şekli, hastaların yalnızca diş hekimi tarafından çıkarılabilen sabit protezlere sahip olmasını sağlar.⁷⁸ Hibrit protezlerin dezavantajları arasında implant ve/veya kemik kaybı, yumuşak dokudaki sorunlar, mekanik komplikasyonlar, estetik ve fonetik problemler sayılabilir.⁷⁹ İmplant destekli hibrit protezler ile ilgili en sık karşılaşılan komplikasyonlar arasında mukozit ve oral hijyen sağlamada zorluklar ve akrilik dişlerdeki kırıklar bulunmaktadır.⁸⁰

İmplant destekli tam protezler ile ilgili yapılan uzun süreli çalışmaların sonucu; klasik tam protezlere kıyasla implant destekli tam protezlerin her açıdan üstün olduğudur. Alt çene ön bölgedeki fizyolojik kemik kaybının yıllık olarak ortalama 0.4 mm olduğu bildirilirken, iki implant destekli tam protez kullanımı sonucunda aynı bölgedeki kemik

kayıp miktarının yıllık olarak ortalama 0.1 mm ve 5 yıl sonra ise ortalama 0.5 mm olarak belirlenmiştir.⁸¹

İmplant tedavi planlaması yapılırken verilen en zor kararlardan biride, protetik restorasyonun kaç adet implant ile destekleneceğidir. Literatürde dişsiz çenelerde planlama yaparken kaç adet implantı kullanılması gerektiği konusunda farklı görüşler yer almaktadır. Tam dişsiz çenede sabit bir restorasyon için 3 veya 4 adet implantın yeterli olacağını savunanlar bulunurken; bundan farklı olarak eksik her bir dişin yerine bir implant yerleştirilmesini önerenler ya da orta hatta yerleştirilen tek implantın overdenture protez yapımı için yeterli olacağını belirten çalışmalar da mevcuttur.^{82,83}

2.3. İmplant Üstü Hareketli Protezler

Overdenture protezler, kısmi veya tam hareketli restorasyonlar olarak tanımlanan ve bir veya daha fazla doğal diş, kök ve/ veya implant desteği üzerine oturan protezlerdir.⁵⁶

Dişsiz alt çene kemiği aşırı derecede atrofiye uğramış olan hastalarda, implant destekli overdenture protezler kullanılarak, protezin retansiyonu ve stabilizasyonu artırılabilir. Bu sayede hastaya çiğneme yeteneği geri kazandırılarak fonksiyonel iyileştirme sağlanırken, ağrı ve rahatsızlık hissi azaltılarak başarılı bir tedavi gerçekleştirilebilir.⁸⁴⁻⁸⁷

2.3.1. İmplant Üstü Hareketli Protezlerin Avantajları

- Anterior bölgedeki kemik kaybı azalır.
- Daha iyi bir estetik elde edilir.
- Daha iyi retansiyon ve stabilizasyon sağlanır.
- Oklüzyon düzeltilir.
- Yumuşak dokuda olan yaralanmalar azalır.
- Çiğneme etkinliğinde artış meydana gelir.

- Protezin desteği artar.
- Fonasyon düzelir.
- Protez hacmi azalır.¹⁴

İmplant st hareketli overdenture protezlerin sabit restorasyonlara göre avantajları şu şekilde sıralanmıştır;

- Daha az sayıda implant kullanılarak tedavi gerçekleştirilebilir, bu da cerrahi işlemleri kolaylaştırarak maliyeti düşürür.
- Daha iyi bir estetik sağlanır (yumuşak doku taklit edilir, dudak desteği sağlanır).
- Hastaların ağız hijyenini sağlamak basittir.
- Protezler gece ağızdan çıkartıldığı için, parafonksiyonel hareketlerin olumsuz etkileri nlenmiş olur.
- Daha ekonomiktir, üretim aşamaları daha kısa ve daha kolaydır. ^{14,88-90}

2.3.2. İmplant st Hareketli Protezlerin Dezavantajları

- Hastalarda sabit protez beklentisinin olması
- Protez hacminin fazla oluşu
- İnteralveoler mesafenin yetersizliği
- Uzun süre kullanımı takiben besleme, tutucuların değişimi gibi ihtiyaçların olması
- Posterior bölgedeki kemik rezorpsiyonunun devam etmesi
- Protezin yerinden oynaması olarak açıklanabilir.¹⁴

İmplant destekli overdenture protezler, destek olan implant sayısı ve yerleşimine göre mukoza destekli, implant-mukoza destekli ve tamamen implant destekli olmak üzere 3 alt gruba ayrılmaktadır.^{91,92}

Alt çene overdenture protezlerde başarılı bir fonksiyon elde etmek için 2, 3 veya 4 implant ile desteklenebilirler. İmplant yerleşimi ve sayısı değerlendirilirken, var olan kemiğin miktarı ve kalitesi, arkın şekli, yumuşak dokunun sağlığı, sistemik hastalıklar, yapışık keratinize dişeti miktarı, hastanın sosyoekonomik durumu gibi faktörler göz önünde bulundurulur.^{14,93,94}

Alt çenede yeterli miktarda kemik bulunması durumunda, interforaminal bölgedeki kemiğe 2 implant yerleştirilerek stabilizasyon ve tutuculuk açısından memnun edici bir overdenture protezi yapılabilir.^{95,96} Bir araştırmada, implant çevresi dokuların sağlıklı olduğu sürece interforaminal bölgeye yerleştirilen 2, 3 veya 4 implant desteği arasında klinik olarak herhangi bir fark bulunmadığı belirtilmiştir.^{97,98} Ancak Cawood sınıflamasına göre sınıf V ve VI gibi aşırı rezorbe alt çenelerde, 2 implant desteği ile tutuculuk ve stabilite yetersiz olabileceğinden implant desteğini arttırarak 4-5 implantın kullanılması gerekebilir.^{14,86,99} Aşırı derecede rezorbe olmuş alt çenelerde, kısa implantların kullanılması implant-kemik yüzey alanını azaltabilir. Bu durumda implant sayısı arttırılarak, yüzey alanını artırılmalı ve böylece kuvvet direnci daha fazla olmalıdır.¹⁰⁰ Bir araştırmada, 10 mm ve daha kısa implant kullanılmış overdenture restorasyonlarında %93 başarı oranı bildirilmiştir.¹⁰¹

2.3.3. İmplant Tutuculu Overdenture Protez Endikasyonları

Kanada'nın Montreal şehrinde 2002 yılında gerçekleştirilen bir bilimsel toplantı sonucunda, birçok kontrollü klinik çalışmaya dayanılarak ortak bir görüşe varılmıştır. Bu görüşe göre, alt çene dişsiz bireylere, ilk tedavi seçeneği olarak iki implant üzeri hareketli protez önerilmesi kabul edilmiştir. Bu görüş McGill uzlaşısı olarak da bilinerek tüm dünyaya duyurulmuştur.¹⁰²

Güçlü kas bağlantıları varlığı, gelişmiş mylohyoid sırt veya aşırı bulantı refleksi gibi durumlarda, bıçak sırtı kret, yüzeyel mental foramen veya hassas mukoza varlığında,

alt çene hareketli protezlerin stabilitesini arttırmak için implant sayısının artırılması önerilmektedir.¹⁰³ Son yıllarda implantların yaygın kullanılması ve başarılı sonuçların elde edilmesi, implant destekli overdenture protezlerin klasik tedavi seçenekleri arasında yer almasını sağlamıştır.¹⁰⁴

İmplant destekli overdenture protezlerin endikasyonları şu şekildedir;

- Kemik desteğinin geleneksel protezler için yetersiz olması
- Zayıflamış nöromusküler kontrol
- Mukozaların akrilik kaideye karşı düşük toleransı
- Protezin hareketine neden olan parafonksiyonel alışkanlıklar
- Üst çenede hareketli protez varlığı nedeniyle öğürme refleksinin fazla olması
- Hareketli protezi kullanmak için gerekli psikolojik durumun olmaması
- Tam protezde görülen hasta memnuniyetsizliği ve/veya daha stabil ve konforlu protez kullanım ihtiyacı
- Ağız içi rehabilitasyona ihtiyaç duyulan konjenital veya sonradan kazanılmış oral ve maksillofasiyal defektler
- Protetik beklentilerin yüksek oluşu.⁷⁷

2.3.4. İmplant Tutuculu Overdenture Protez Tedavi Seçenekleri

İmplant destekli overdenture protezler, implant ile protez kaidesine sabitlenmiş tutucu yapılarından destek ve tutuculuk sağlar. Çiğneme kuvvetlerinin dağıtım şekline göre üç temel implant destekli overdenture uygulaması bulunmaktadır.

- **Esas olarak dokudan destek alan implant destekli overdenture protezler;** temel olarak dokudan destek alan bir protezdir. Overdenture hazırlanırken iki ayrı prefabrike tutucu kullanılır ve bu tutucular birbirinden bağımsızdır. Tutucular protezin retansiyonunu sağlar. Bu tedavi yaklaşımında protez kaidesi, geleneksel tam proteze benzer şekilde maksimum doku örtücülüğü

sağlamalıdır. Çiğneme esnasında, çiğneme kuvvetinin büyük bir çoğunluğu rezidüel kret üzerine dağılır. Bu nedenle de bu tür protezler daha çok implantlara yüklenmesinden ziyade dokuların üzerine otururlar.

- **İmplant-doku destekli overdenture protezler;** implantların daha fazla desteğini alarak önceki overdenture protezlere kıyasla desteği artırılmıştır. Bu overdenture protezlerini hazırlamak için iki implant ve buna bağlı bir esnek bar tutucu grubu kullanılabilir. Protez kaidesi burada da geniş doku örtücülüğü sağlaması gerekmektedir. Çiğneme işlemi sırasında, çiğneme kuvvetlerinin büyük bir kısmını tutucu grubu ve destekleyen implantlar karşılamaktadır. Kalan çiğneme kuvvetleri ise overdenture protezin posterior bölgesine taşınarak destek dokulara dağılır.
- **İmplant destekli overdenture protezler;** genellikle 4 veya daha fazla implant içeren bir tutucu grubu tarafından desteklenen protez türüdür. Çiğneme sırasında tutucu grup, çiğneme kuvvetlerini tamamıyla destek implantlara iletmektedir. Bu nedenle bu tür overdenture uygulamalarında protez kenarı ve doku örtücülüğü en az seviyededir, çünkü protezler tamamen implantlardan destek almaktadır. Bununla birlikte, en az 4 adet implant desteği gerekmektedir. Eğer hasta oval veya sivri-keskin bir alveolar krete sahip ise, iki mandibular foramen arasına üç adet implant yerleştirilebilir. Böylelikle tutucu parçalarda esneklik olmayacak ve protez desteğinin tamamını implantlardan karşılayacaktır ⁷⁷

2.4. Tutuculuk Kavramı ve Kullanılan Tutucular

Protez terimleri sözlüğünde yer alan hassas tutucu tanımı şu şekilde yapılmaktadır:

Tutucu sistemi; protezin fiksasyonu, retansiyonu ve stabilizasyonunu sağlayan mekanik

bir araçtır. Bu sistem, bir metal yuvadan ve ona oturan bir parçadan meydana gelmektedir.⁵⁶

İmplant destekli hareketli protezlerde tutucu sistemler, hareketli protezin retansiyon ve stabilitesini artırarak hastanın daha konforlu protez kullanımını sağlar.¹⁰⁵

Son 20 yılda, dental implantlarda tutucu sistemlerin kullanılması, dişsiz hastalarda olumlu sonuçlar elde etmeyi mümkün kılmış ve hastaların tedavi sonrası memnuniyetini önemli ölçüde arttırmıştır.¹⁰⁶

İmplant destekli overdenture uygulamalarında birçok farklı türde hassas tutucu kullanılmaktadır. Kullanılan hassas tutucunun türüne bağlı olarak, implant çevresindeki kemik üzerine farklı düzeylerde stres iletilmektedir. En iyi hassas tutucuyu seçmek zor olabilir çünkü her hasta kendine has özelliklere sahiptir. Hastanın beklentileri ve istekleri ile birlikte, uzun vadede ortaya çıkabilecek biyolojik ve fonksiyonel sonuçları doğru bir şekilde değerlendirmek önemlidir.^{5,6}

Çiğneme kuvvetleri protez üzerine geldiğinde kuvvet, protez kaidesini destekleyen mukoza ve implantlar arasında dağılır.¹⁰⁷ Bu dağılımın oranı tutucu tipine ve mukozanın hareket miktarına bağlı olarak gerçekleşir.¹⁰⁸ Günümüzdeki tutucu sistemlerin çoğu, farklı esneklik düzeyleri sergilemektedir. Tutucu esnekliği, implant dayanağı ile protez arasındaki önceden belirlenmiş doğrultulardaki hareketlerle ilişkilidir. Protezlerin hareket yönleri ve düzlemleri arttıkça, implant dayanağına daha az stres yansır, rezidüel kemiğe daha fazla kuvvet aktarılır.⁷⁷

2.4.1. İmplant Üstü Hareketli Protezlerde Kullanılan Tutucu Tipleri

Günümüzde implant destekli overdenture protezlerinde birçok farklı tutucu sistemi olumlu sonuçlar vermektedir. Protezde meydana gelen dikey hareketleri engellemek amacıyla, birbirinden bağımsız veya bir bar ile splintlenmiş tutucu sistemler

tasarlanmıştır.¹⁰⁹ Tutucu türüne bağlı olarak, implantlara iletilen stres değişir ve biyomekanik olarak farklı bir yapı haline gelir.¹¹⁰

Tutucu seçimi genellikle hekimlerin karar verme aşamasında zorlandığı konulardan biridir. Karar verilirken ağız hijyeni, anatomik koşullar (üst çene ve alt çene ilişkisi, karşıt ark dentisyonu, interokluzal mesafe vb.), implantlar arasındaki mesafe, tutuculuk ihtiyacının miktarı, biyomekanik etkiler, oral fonksiyon, hastanın uyumu, psikolojik durumu ve beklentileri, hastanın sosyal statüsüyle birlikte ekonomik koşullar da dikkate alınmalıdır. Bu faktörlere ek olarak destek sayısı ve kretteki dağılımı, alveolar kretin formu ve kemik rezorpsiyonu göz önünde bulundurulmalıdır.¹¹¹

Klemetti¹¹² tarafından yapılan çalışmada özellikle alt çene overdenture protezlerin fonksiyonunun veya hasta memnuniyetinin implantın sayısına veya tutucu tipine bağlı olmadığı rapor edilmiştir.

Tutucu sistemler, implant üzerinde bulunan patriks ve protez içinde yer alan matriks arasındaki hareketliliğe bağlı olarak, esnek bağlantı ve rijit bağlantı şeklinde sınıflandırılabilir. İmplant destekli hareketli protez uygulamalarında, implantlara aşırı yük gelmesini engellediği düşünülen esnek bağlantı kullanımı önerilmektedir.⁷⁵

2.4.1.1. Esnekliklerine Göre Tutucu Tipleri

- **Rijit: Esnek Olmayan Tutucular**

İmplant ile tutucu arasında, herhangi bir hareket meydana gelmez ve tüm çiğneme kuvvetleri implantlara iletilir. Bu tür tutucular, yeterli sayıda implant olduğunda tercih edilir. Vidalı hibrit protezler bunlara örnektir.^{75,77}

- **Kısıtlı Dikey Esnekliğe Sahip Tutucular**

Bu tür tutucuların, üzerine gelen kuvvetin %5-10'u destek dokular tarafından karşılanırken, geri kalan kısmı implantlar tarafından karşılanır. Protez sadece aşağı-yukarı yönde hareket edebilir.

- **Menteşe Esnekliğine Sahip Tutucular**

Kuvvetlerin %30-35'i destek dokular tarafından karşılanırken, geri kalan kısmı implantlar tarafından karşılanır. Bu tutucularda çiğneme kuvvetleri, tutucular ve alveol kretin posterior bölgesi, yanak cebi ve retromolar kabartılar gibi bölgeler arasında paylaşılır. Hader bar veya herhangi bir yuvarlak kesitli bar, bu tür tutucuların bir örneğidir.

- **Kombinasyon Esnekliğe Sahip Tutucular**

Bu tip tutucular sınırsız menteşe ve dikey harekete izin vermektedir. Kuvvetlerin %40-45'i destek dokular tarafından, geri kalan kısmı ise implantlar tarafından karşılanır. Örnek olarak, yumurta kesitli Dolder bar verilebilir.

- **Rotasyon Esnekliğe Sahip Tutucular**

Bu tür tutucular, rotasyon hareketlerine izin verir. Hareketlerin şiddetine bağlı olarak, implantlara gelen kuvvetler, %75-85 oranında azalır. Stud ataşmanları gibi bazı vida başlı tutucular bu tip tutuculara örnek olarak verilebilir.

- **Universal Esnekliğe Sahip Tutucular**

Bu tür tutucular her türlü harekete izin vermek için tasarlanmıştır. Tutucular, sadece protezin dokudan uzağa doğru olan hareketine karşı direnç sağlar. Magnet tutucular, bu tip tutucuların bir örneğidir.⁷⁷

2.4.1.2 Esnek Tutucular Tarafından İzin Verilen Çeşitli Hareketler⁷⁷

- **Dikey Yönde Hareket**

Proteze bütün olarak dokuya doğru hareket etme olanağı sağlanır. Bu tür hareketler, protez yükleme işlemi devam ettiği sürece rezidüel alveolar kretin tüm antero-posterior uzunluğundan alınan destekle karşılanır. Hareket, alveolar kretin destek yapısı

sayesinde durdurulur; yani protezler rezidüel kret ile temasa ettiğinde ve yumuşak dokunun esnekliği sona erdiğinde zaman hareket de sona erer.

- **Menteşe Hareketi**

Menteşe hareketi, protezleri çoğunlukla dental arkın her iki tarafında bulunan posterior tutucularla şekillenen bir eksen etrafında yerinden oynatır.

- **Rotasyon (döndürme) Hareketi**

Rotasyon hareketi, protezlerin bir eksen etrafında dönerek antero-posterior yönde hareket etmesine olanak sağlar. Protezin herhangi bir tarafına çiğneme kuvveti uygulandığında, bu kısım döner ve karşı taraf yukarı doğru hareket ederek antagonist diş arkına yönelir.

- **Translasyon (kayma) ve Spin (kısa dönüş) Hareketi**

Bu tür hareketlerde, protezler dönme işlemi olmadan öne arkaya veya bukkolingual doğrultuda hareket eder. Protezler, sırayla bir dikey eksen etrafında yerinden oynar.

- **Tüm bu hareketlerin hareketlerin kombinasyonu**

2.4.1.3. Bağlanmalarına Göre Tutucu Tipleri

Tutucu sistemler, uygulanan implantların birbirine bağlanmalarına (splintlenen) veya bağlanmamalarına (splintlenmeyen) göre sınıflandırılırlar. Bu sınıflama, günümüzde en çok kabul gören en yaygın sınıflamadır. 3'e ayrılır: ⁷⁵

- Splintlenen Tutucular
- Splintlenmeyen Tutucular
- Splintlenen ve Splintlenmeyen Tutucuların Beraber Kullanımı.

Splintlenen Tutucular

Bu tür tutucular birden fazla implantın birbirlerine bir bar yardımıyla birleştirilecek şekilde birden fazla implantın kullanılmasıyla elde edilmektedir.¹¹³ Bar

tutuculu sistemler üst çene protezlerinde, alt çenede aşırı rezorpsiyon durumunda, oval kretlerde, kemik ve/veya yumuşak dokuda parsiyel rezeksiyon yapılan vakalarda, tutuculuğun ve stabilitenin fazla olmasının istendiği protezlerde kullanılır. İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu rezorpsiyona uğramamış kretlerde, hastanın ekonomik durumunun yetersiz olduğu (fazla sayıda implant gerektirmesi), ağız hijyeninin sağlanmasının zor olduğu düşünülen hastalarda kullanılmamalıdır.

Retansiyon ve stabilizasyonun artması, implantların splintlemesi ile okluzal kuvvetlerin implantlara dağıtılması ve uygun giriş yolunun elde edilebilmesi, bar tutucu sistemlerin avantajları arasında sayılabilir. Bar tutucu sistemlerin dezavantajları ise yüksek maliyet, karmaşık yapım aşamaları, hastaların tutucu barın altında kalan alanı temizlemekte zorluk çekmesi ve bu durumlarda plak oluşumu ve yumuşak dokularda büyümenin meydana gelmesidir.¹¹⁴

Kesit şekillerine göre 3 çeşit bar bulunmaktadır:⁸⁸

- Paralel (U Kesitli) Bar (rijit)
- Yuvarlak Kesitli Bar (stres kıran mekanizma-resilient)
- Yumurta Kesitli Bar (Dolder bar) (stres kıran mekanizma-resilient).

Splintlenmeyen Tutucular

Birbirinden bağımsız implantlar üzerinde yer alan tutuculardır. Splintlenmeyen tutucu sisteme örnek olarak mıknatıs tutucular, topuz tutucular, locator tutucular, teleskopik tutucular verilebilir.¹¹³

Mıknatıs Tutucular

Bu tür bağlantı sistemi, üst çene ve alt çene protez kaidelerine gömülü iki adet disk şeklinde, açık alan şeklinde, alüminyum-nikel-kobalt alaşımından yapılmıştır. İtici kuvvetler, dişsiz kretler üzerinde protezleri istenilen pozisyonda tutmak için kullanılmaktadır. Güncel manyetik bağlantı sistemlerinde, keeper olarak da bilinen bir

dayanak, implant üzerine yerleştirilirken; protezin bağlantı yüzeyine bir mıknatıs yerleştirilir.¹⁰⁵

Mıknatıs tutucular; protezin içinde bulunan mıknatıs parçası ve abutment veya implant üzerinde bulunan mıknatıs tarafından çekilen, ancak mıknatıs olmayan metalden yapılmış parçaya sahip olan iki kısımdan oluşur. Bu tutucular, protezin giriş yolundan bağımsız olarak kullanılabildikleri için özellikle maksillofasial protezlerde geniş kullanım alanına sahiptir. Ayrıca parçalı protez yapılması gereken durumlarda da mıknatıslı tutuculardan faydalanılmaktadır. Bunun yanı sıra, ellerini kullanma becerisinde sorun yaşayan hastalar için bu tür tutucular, protezin kolayca yerleştirilip çıkarılmasına olanak sağlamaktadır.¹¹³ Mıknatıs tutuculu sistemlerde tutuculuk kapasitesi, implantların yerleştirilme açısından bağımsızdır.¹⁰⁵

Topuz Tutucular

İmplant destekli hareketli protezlerde sıkça kullanılan bir tutucu sistemdir.⁸¹ Bu sistem, implantlara vidalanan farklı çaplarda ve genellikle metal alaşımdan yapılmış küre şeklinde abutment (patriks) ve hareketli protez içerisindeki matriksten oluşur. Matriks, tamamen metalden veya metal bir yuvada bulunan plastik yapıdan oluşmaktadır.¹⁰⁵

Düşük maliyeti, farklı tutuculuk derecelerine sahip seçeneklerinin bulunması ve protezin nispeten daha kısa sürede yapılması gibi avantajları bulunmaktadır.¹¹³ Ayrıca zamanla gözlenen tutuculuk kaybı ve interoklüzal mesafesi azalmış olan hastalarda protezlerin içerisinde çok fazla yer kaplamaları dezavantajları arasında sayılabilir.⁸¹

Dişsiz çenelere uygulanan implantlar, eğer birbirine paralel olacak şekilde yerleştirilmez ise ve implantlar arasındaki açı 15°'den fazla ise, topuz tutucu sistemin retansiyonu önemli ölçüde azalır. Böyle durumlarda bu tür tutucuların kullanılması önerilmez.¹⁰⁵

Locator Tutucular

Locator tutucu sistemi; farklı yüksekliklerde implanta vidalanan patriks, protez ölçü yüzeyinde titanyum alaşımdan metal başlık içinde yer alan retansiyonu sağlayan naylon matriksten oluşur.¹¹⁵ Patriksi titanyum alaşımdan yapılmış olup dış yüzeyine titanyum nitrür kaplama yapılmıştır. Bu yüzey işlemi, titanyumun sürtünmelere ve aşınmalara karşı direncini artırmak için gerekmektedir. Matriks ise protez içerisinde genellikle paslanmaz çelikten üretilmiş kapaklara yerleşecek şekilde tasarlanmıştır.¹¹⁶ Matriks yapısı, farklı retansiyon değerlerine sahip farklı renklerde değiştirilebilen naylon başlıkları içermektedir. Farklı renkteki naylon başlıklar, implantların birbirleriyle oluşan açılı sapmalarının düzeltilmesi için de kullanılır. İnteroklüzal mesafenin kısıtlı olduğu hastalarda ve implantlar arasındaki açılı sapması 40° olduğunda kullanılabilir. Esnek tutucu sistemler arasında en yaygın olarak kullanılanlardan biridir; esnek menteşe sınıfına girer.¹¹⁵

İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda, locator tutucu sistemin protez içerisinde kapladığı alan daha az olduğu için, top başlı tutucu sistemler yerine locator tutucular tercih edilir. Tutucu parçaların boyunun kısa olması implantlar arasındaki açılanmaların da tolere edilmesinde yardımcıdır.¹¹⁷

İmplantların paralellliğini sağlamak her zaman elde edilemeyebilir. Böyle durumlarda locator naylon matrikslerin avantajından yararlanılabilir. Standart locator lastikler, implantlar arasındaki 20°'e kadar olan açığı tolere edebilir.¹¹⁸

Locator tutucu sistemde, abutment ve diğer parçaların toplam uzunluğu 2.5 mm'dir. Sistemin uygulanabilmesi için firma tarafından üretilen 3 parçalı 'Locator Core Tool' aпарeyi kullanılmaktadır. Bu aпарeyin alt parçası (Locator Abutment Driver), dişeti seviyesine uygun abutmentlerin implant içerisine yerleştirilmesi için; aпарeyin üst parçası (Insert Removal Tool) metal kapak içerisindeki siyah naylonları çıkarabilmek için;

apareyin orta parçası (Insert Seating Tool) ise 5 farklı renge sahip tutucu lastiklerin yerine yerleştirilmesi için kullanılmaktadır.¹¹⁹

Locator tutucu sistemi tüm implant çaplarına uygun Locator abutmentlar, içerisinde siyah plastik bulunan metal tutucu (Locator Processing Cap), mavi, pembe, şeffaf, kırmızı, turuncu ve yeşil renklerde farklı retansiyon kuvvetine sahip tutuculardan (Locator Insert) oluşmaktadır (Zest Anchors LLC., 2019). Farklı renklerdeki tutucu lastiklerin sağladığı retantif kuvvet değerleri Tablo 1.1’de gösterilmiştir.⁸¹

Tablo 1.1. Locator Tutucu Çeşitlerinin Sağladığı Retansiyon Kuvvetleri

Renk	Sağladığı retantif kuvvet
Mavi	680 gr
Pembe	1361 gr
Şeffaf	2268 gr
Kırmızı	454 gr
Turuncu	907 gr
Yeşil	1814 gr

Locator tutucularda matriks, patriksin üzerine kendiliğinden hizalanabilmektedir. Böylelikle, hastalar protezlerini rehber doğrultusunda rahatça yerleştirip çıkabilmektedir. Ayrıca, lastiklerde aşınma miktarı azalır ve naylon matrikslerin klinik ömrü artar. Tutucu matrikslerinin değiştirilmesi gerektiğinde muflalalama işlemine ihtiyaç yoktur. Günümüzde birçok implant firması kendi locator sistemlerini üretmektedir.⁸¹

Locator tutucular, dikey esneklik sağlamaktadır. Diğer tutucuların aksine, metal tutucunun içerisinde bulunan siyah naylon, locator tutuculardan 0.4 mm daha uzundur. Bu sayede locator tutucular metal tutucunun içine yerleştirildiğinde arada 0.4 mm boşluk kalır. Böylece hem menteşe, hem de dikey esneklik sağlanmış olur.⁸¹

Locator tutucu sistemler ile ilgili yapılmış oldukça az sayıda çalışma vardır. Yapılan bir çalışmada, hader bar, ball ve magnet tutucular ve locator tutucu sistemler

karşılaştırılmış ve en güçlü retansiyonun bar tutucuya ait, ikinci en güçlü retansiyonun ise locator tutuculara ait olduğu bildirilmiştir.¹²⁰

Uzun süreli kullanım sonucu, protezin tutucu parçaları temizlenmez ise naylon lastikler tam yerine oturmayabilir ve protezin tutuculuğu olumsuz yönde etkilenir.^{113,121}

Dental implantoloji konusunda yapılan güncel çalışmaların artmasıyla beraber implant üstü tutucu sistemlerin matriks ve patrikslerinde her geçen gün değişiklikler olmaktadır ve bu sayede tutucu parçaların gücü artırılmaktadır. Günümüzde OD-Secure ataşman, Locator R-TX, Optiloc, Locator F-TX, CM-Loc, Novaloc gibi sistemler geliştirilmeye devam etmektedir.⁴

Teleskop Tutucular

Bu sistem, implanta vidalanan patriks ve protez ölçü yüzeyinde yer alan matriks yapısından oluşmaktadır. Birçok tutucu sistemde olduğu gibi retansiyon, matriks ve patriksin sürtünme kuvvetiyle sağlanır.¹⁰⁵

Teleskopik tutucular, titanyum, altın, krom-kobalt gibi farklı alaşımlardan üretilmektedir. Kullanım süresi arttıkça retatif kuvvetin artması, teleskopik tutucu sistemin en belirgin özelliklerinden birisidir. Retansiyonun zamanla artmasının nedeni, patriks ve matriks arasındaki mekanik uyumun artmasıdır.¹¹⁵

Tamamen dişsiz alt çenede alveolar kemik kaybının fazla olduğu durumlarda, bar tutucu veya teleskop tutucu sistemler kullanılarak önemli bir miktarda horizontal stabilite elde edilebilir. Bununla birlikte, bu iki sistemin implant üzerinde daha fazla stres oluşturduğu bildirilmiştir.^{105,115} Teleskop tutucular kullanıldığında, çiğneme kuvvetlerinin önemli bir kısmı destek implantlara aktarılırken, çok azı rezidüel alveolar krete iletilir. Bu durum implant ve bileşenlerinin yüksek stres altında olmasına ve bunun sonucunda yorgunluk kırığına neden olabileceğine işaret etmektedir.¹⁰⁵ Parkinson gibi bireyin motor becerilerini etkileyen sistemik hastalığı olan yaşlı hastalar için etkili bir

tutucu alternatifi olmalarına rağmen, topuz ve mıknatıs tutucular kadar ekonomik değildirler.¹²²

Splintlenen ve Splintlenmeyen Tutucuların Beraber Kullanımı

Splintlenen bar yapıya ek retansiyon özelliği kazandırılması için, bar yapı ile birlikte splintlenmeyen tutucu beraber kullanılır. Klinik ve laboratuvar uygulamasının zorluğu ve yüksek maliyet nedeniyle tercih edilme oranı oldukça düşüktür.¹²³ Bar yapıda bulunan çoklu segmentler üzerine yerleştirilen tekli tutucu sistemler, hareketli protezin retansiyon, stabilite ve desteğinin en üst seviyeye çıkarılması için birlikte uygulanabilir.¹¹⁵

2.4.2. Tutucu Sistem Seçiminde Değerlendirilmesi Gereken Faktörler

İmplant destekli overdenture protezlerde tutucu sistem seçimi, diş hekimlerinin dikkatli karar vermesini gerektiren bir konudur. Tutucu sistemin seçiminde; gerekli retansiyon miktarı, tutucunun esneklik mekanizması, implantlar arası mesafe, rezidüel kemik miktarı, dişsiz kretin şekli ve kretler arasındaki mesafe, hastanın oral hijyen düzeyi ve protez kullanma becerisi, protetik tedaviden beklentileri ile ekonomik durumu dikkate alınmalıdır. Ayrıca, hem diş hekiminin kişisel tercihi ve klinik deneyimi, hem de teknisyenin bilgi ve tecrübesi en uygun tutucu sistem seçiminde etkili faktörlerdir.⁸¹

2.4.2.1. Rezidüel Kretin Niceliği ve Niteliği

Klinisyenler için en büyük zorluklardan biri, overdenture protez kullanan hastaları memnun eden retansiyonu sağlayan bir protez elde etmektir. Alveoler kret rezorpsiyonu ve alt çene anatomisi, cerrahi planlamayı değiştirebilir ve buna bağlı olarak implant yerleşimleri tedavi sonuçlarını etkileyebilir.¹²⁴

Alveolar rezidüel kret rezorpsiyonunun şiddetli olduğu durumlarda, splintlenen bar tutucu ve splintlenmeyen teleskopik tutucu daha iyi stabilizasyon sağlar ve oklüzal yükler destek implantlar üzerine dağılır. Fakat implant veya bileşenlerinin mekanik

komplifikasyon risk potansiyeli, implantların yeterli sayı ve boyutta (çap ve uzunlukta) olmamasıyla ilgilidir. Kemik kaybı minimal ise splintlenmeyen mıknatıs, topuz, Locator gibi tutucu sistemler kullanılabilir. Bu durumda, protez genellikle doku desteklidir ve tutucu sadece protezin retansiyonu için kullanılır.¹⁰⁵

2.4.2.2. Dental Arkın Şekli

Rezidüel alveoler kret dar ve V şeklinde olduğunda splintlenen 2 implant kullanımı önerilmez; çünkü bar tutucu, dilin hareket alanına girebilir ve konuşmayı olumsuz yönde etkileyebilir. Eğer splintlenen bir bar daha labiale yerleştirilirse, alt dudağa müdahale edebilir ve protez stabilitesi ve estetiği olumsuz etkilenir. Bu nedenle splintlenmeyen tutucular, dental arkın şekline bağlı klinik problemlerin giderilmesi için idealdir.

U şekilli rezidüel kret, yeterli kemik desteği ile 3 bar ile splintlenen 4 implant yerleşimine izin verirse, implantlar arası mesafe bar ve klips konumlandırılması kadar geniş olmalıdır. Bu mesafe yeterli derecede geniş olmadığında, barda distorsiyon (bükülme) veya klipsin yetersiz tutuculuğu gözlenebilir.¹⁰⁵

2.4.2.3. İmplantlar Arası Açı

Topuz tutuculu sistem gibi, splintlenmeyen tutucu sistemlerde en iyi retansiyon sağlanması ve matriksin yıpranma oranının azaltılması için, uygulanan implantların paralel olması gerekmektedir.¹²⁵ İmplantlar birbirine paralel olmadığında, açılı abutment sistemleri veya bar tutucular alternatif çözüm olarak değerlendirilir. Ayrıca; locator veya mıknatıs tutucu sistemleri de çözüm sağlayabilir. Yerleştirilen implantların birbirine göre paralel olup olmaması, komplifikasyon oranını etkiler.^{105,115} Anatomik konturlar, kemik kalitesi ve cerrahın deneyimi implant yerleşiminde çeşitliliklere yol açabilir. Literatürde, lingual yönde 6°'den fazla ya da fasial ekseninde 6,5°'lik implantlar arası açı sapmasının, ataşmanlarda önemli ölçüde daha fazla tamir gerektirdiği belirtilmiştir.¹²⁶

Bir overdenture proteze fonksiyon esnasında çeşitli yönlerde farklı kuvvetler etki eder. Ataşman sistemleri, protezin giriş yolu boyunca geriye doğru çekilmeyi önlemek için retansiyon kuvvetleri uygular. Fonksiyon esnasında overdenture protezinin stabil olmasını sağlamak için ataşmanlar kullanıldığında bağlantı parçaları ve implant etrafında lateral kuvvetler oluşur. Bir implant üzerine gelen aşırı lateral kuvvet, bağlantı elemanlarının aşınmasına veya kırılmasına neden olabilecek mekanik riski artırır.¹²⁷

2.4.2.4. İstenilen Retansiyon

İmplant destekli hareketli protezi yerinden çıkarılması için gereken kuvvet, retantif kuvvet olarak adlandırılır. Tutucu tipi implant destekli hareketli protezin retansiyonunun ve stabilitesini önemli ölçüde etkiler.

Retansiyon miktarı; ataşman tipi ve tasarımı, bileşenlerin aşınma durumu, implant konumu, uygulanan kuvvetin yönü, ataşmanın boyutları, ataşman materyali ve sistem tasarımı gibi faktörlerden etkilenebilir.¹²⁸

2.4.2.5. Restoratif Alan

Restoratif alan, tutucu sistem ve üzerine uygulanan hareketli protez kısımlarını (protez kaidesi, yapay dişler) yerleştirmeye uygun üç boyutlu alandır. Eğer bu alan, tutucu sistem ve hareketli protez yerleşimi için uygun değil ise, protez mekanik olarak başarısızlıkla sonuçlanabilir.

İmplant destekli hareketli protezin estetiği, büyük ölçüde restoratif alana ve kullanılan tutucu sistem türüne bağlıdır. Örneğin, dikey boyutun sınırlı olduğu durumlarda bar tutucu kullanımı, protezin yerleşeceği interoklüzal alanı ihlal eder; estetiği olumsuz etkileyebilir ve mekanik komplikasyonlara yol açabilir. Restoratif alanda yeterli mesafenin olmaması (düşük profil) durumunda, splintlenmeyen bir tutucu sistem daha iyi bir seçenek olarak değerlendirilebilir.

Bar tutucu sistem için, kret tepesinden insizal kenara kadar olan dikey boyut, en az 12 mm restoratif alan gerektirir. Bu mesafe; 4 mm bar, en az 1 mm barın kretle olan mesafesi ve 7 mm klips, protez kaidesi, yapay dişler için gereklidir. Barın tabanı ve dişsiz kret arasında yer alan 1 mm mesafe ile oral hijyeni sağlamak kolaylaşır ve plak oluşumu azalmış olur. Splintlenmeyen sistemler için gerekli olan minimum dikey yönde restoratif alan miktarı için; locator tutucu sistem kullanıldığında 8.5 mm, topuz tutucu sistem kullanıldığında 10-12 mm gereklidir.¹⁰⁵

2.4.2.6. Tedavi Maliyeti

İmplant-doku destekli hareketli protez uygulamasında kemik kaybı sürekli devam eder. Bu nedenle protez düzenli olarak oklüzal uyumlama ve besleme işlemlerine ihtiyaç duyar. Protez planlaması yapılırken, tedavi maliyeti ve diğer faktörler arasındaki ilişki değerlendirilmelidir. Ayrıca tedavi maliyeti, hastaya en iyi tedavi seçeneğinin sunulmasına da engel olabilmektedir. Splintlenmeyen tutucu sistemlerin (mıknatıs, topuz, locator) maliyeti daha düşükken, bar ve teleskop tutuculu sistemlerin maliyeti daha yüksektir.¹⁰⁵

2.4.2.7. Diğer Faktörler

Hastanın protezden beklentileri, kişisel tercihleri, diş hekiminin ve diş teknisyeninin bilgi ve deneyimleri, protez tasarımı ve tutucu sistem seçimi arasında ilişki bulunmaktadır. Tüm bu faktörler birbiri ile ilişkilidir ve tedavi planı sürecinde değerlendirilmelidir.¹⁰⁵

Günümüzde, en etkili implant-tutucu sistem kombinasyonu ile ilgili kanıta dayalı araştırma sonuçları bulunmamaktadır. Tutucu sistem seçiminde ana hedef ise çiğneme kuvvetlerinin mekanik ve biyolojik destek yapıları arasında travmatik olmayan bir şekilde dağıtılmasıdır.¹¹⁵

2.5. İmplant Tutuculu Overdenture Protez Biyomekaniği

İmplant stabilitesi genellikle primer ve sekonder olmak üzere 2 aşamaya ayrılır. Primer stabilitenin, implant yerleşiminden hemen sonra implantın kemiğe bağlanmasıyla oluşan mekanik bir fenomen olduğu kanıtlanmıştır; sekonder stabilite ise implant etrafında kemik rejenerasyonu ve remodeling (osseointegrasyon) ile elde edilen biyolojik stabiliteyle ilgilidir. Alt çene implant tutuculu overdenture protezlerde implant sayısının 2'den 4'e çıkarılması, implant stabilitesinde anlamlı bir etkiye neden olmamıştır; bu nedenle de alt çene posterior bölgeye iki implant eklenmesinin, anterior implantların stabilitesine önemli bir katkıda bulunmadığı anlamına gelir.¹²⁹

Arat Bilhan ve ark.¹³⁰ implant destekli overdenture protezlerde 2 ila 4 implantlı topuz ve bar ataşman kullanılarak yapılan üç boyutlu sonlu elemanlar analizinde, implant etrafındaki kemik dokusundaki stres dağılımını incelemişlerdir. Yapılan çalışmada, implant sayısının artmasıyla birlikte implantların çevresindeki stresin azaldığı belirtilmiştir.

Alt çenede tamamen dişsiz bireylerde, iki implant destekli overdenture protez, uygun bir tedavi seçeneğidir.¹³¹ Güncel kısa süreli klinik çalışmalara göre, 1 veya 2 implant destekli hareketli protezlerin başarı oranları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.¹³² İmplantların klinik başarısı açısından, splintlenen ve splintlenmeyen tutucu sistemler arasında fark olmadığı da vurgulanmıştır.⁷⁵ Farklı ataşman sistemlerinin retansiyon, kullanım kolaylığı, hijyen ve stabilite açısından karşılaştırıldığı çalışmalarda, implant sayısı ve tutucu sistem türünün, bireyin mandibular overdenture protez memnuniyetini önemli ölçüde etkilemediği bulunmuştur.¹³³

2.6. İmplant Tutuculu Overdenture Protezlerde Görülen Komplikasyonlar

İmplant destekli overdenture protezlerinde görülen komplikasyonlar mekanik ve biyolojik olarak iki ana grupta incelenebilir. Mekanik komplikasyonlar arasında

tutuculardaki retansiyon kaybı (tutucu parçaların aktive edilmesi veya değiştirilmesi), protez kaidesinin onarımı veya yenilenmesi, yapay dişlerde kırılma veya yerinden ayrılma ve vidanın kırılması bulunmaktadır. Biyolojik komplikasyonlar ise yumuşak doku hiperplazisi, implant çevresinde kemik kaybı ve implant başarısızlığı şeklinde karşımıza çıkar.^{75,134}

Tutucu sistemlerde mekanik komplikasyonları etkileyen faktörler; kullanılan implantların uzunluğu, sayısı ve yerleştirilme açısı, karşit dentisyonun durumu ve parafonksiyonel alışkanlıklardır. Aşırı çiğneme kuvvetleri, düzensiz kontaklar ve kantilever varlığı, alt çenenin şiddetli rezorpsiyonuna neden olabilir. Açılı implant üzerine gelen okluzal yükler, implant vidasının dayanabileceğinden fazla gerilime neden olur, bunun sonucunda vida gevşemesi veya vida kırığı gözlenebilir. Doğru implant yerleşimi, tutucu sistemlerin bakım gereksinimlerini azaltır.¹¹⁵

İmplant destekli overdenture protezlerde, geleneksel tam protezlere göre protez kaide kırığı daha fazla görülmektedir. Bu kırıklar genellikle implant üzerinde stresin yoğun olduğu bölgelerde ortaya çıkmaktadır.¹³⁵ Bu durum genellikle artan çiğneme kuvveti ile açıklanmaktadır.⁷⁵ Ayrıca, akrilik rezinin kalınlığı ve kullanılan ataşman türü de protez kaide kırıklarını etkileyen önemli faktörlerdir. Kaide kırıkları genellikle abutmentı çevreleyen alanda görülür.¹³⁶ İmplantların uygun paralellikte yerleştirilememesi durumunda, protezlerin akrilik kısımları zayıf kalabilmektedir. Akrilik kısımların güçlendirilmesi için dişi tutucu parçaların yerleşeceği alanların metal destekli olarak hazırlanabileceği belirtilmektedir.¹³⁷ Krom-kobalt metal alt yapı desteği, mekanik komplikasyon riskini azaltır ancak protez maliyetini artırır.⁷⁵ Ancak metal yerine bir fiber takviyeli kompozit rezin güçlendirme yönteminin kullanılması da maliyet ve zaman açısından tasarruf sağlayabilir.¹³⁶

Retansiyon kaybının, protezin çiğneme esnasında ataşmanların etrafında yaptığı rotasyon hareketinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu rotasyon hareketi, posterior mukozanın basınç altında sıkıştırılabilirliğinin bir sonucudur ve proteze besleme işlemi yapılmadığında rezidüel kret rezorpsiyonu daha da artmaya devam eder. Ataşman, yeterli miktarda rotasyon serbestliği sağlamıyorsa, implantlarda düzensiz stres alanları oluşabilir. Sonuç olarak, implantların etrafındaki kemik yapısının bütünlüğü tehlikeye girebilir.¹³⁸

Alt çene implant destekli overdenture protezlerin fonksiyonu esnasında ataşmanların tutuculuğunu etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Uygun ataşman seçimine ek olarak hastanın rezidüel kret anatomisi, kas aktivitesi, oklüzyonun durumu, doku reziliensi, beslenme, kazanılmış veya konjenital defektler bu faktörler arasında yer almaktadır. Standardize edilemeyen bu faktörler nedeniyle, in vivo çalışmalar yerine in vitro çalışmalar yapılmaktadır.¹²⁵

2.7. İmplant Üstü Hareketli Protezlerin Oluşturduğu Stresler

İmplant üstü protezlerdeki tutucular, doğal dişlerde bulunan periodantal ligamentten farklı bir kuvvet dağılımı sağlar.²⁰ İmplant ve diş arasındaki en önemli farklardan biri de implantların kemik içinde hareket etmemeleridir. İmplantlar dişlere kıyasla daha sert oldukları için kemik çevresinde daha fazla stres meydana geldiği belirtilmektedir. Eğer bu stresler iyileşme sürecinde aşırı derecede artarsa, kemikte mikro kırıklara sebep olabilir ve mineralize olmayan bağ dokusu ile iyileşme gibi olumsuz sonuçlar doğurabilir.²⁰

Çalışmalar, implant üstü protezlerde yüksek bir başarı oranı sunsa da bazen implant kayıpları meydana gelebilir bu da hastayı ve hekimi zor durumda bırakabilir. Bu kayıplar çoğunlukla implant çapının ve uzunluğunun uygun olmaması, yetersiz oral hijyen ve uygun olmayan kemik dokusu gibi sebeplerden kaynaklanmaktadır.¹³⁹

İmplant üstü hareketli protezler ile implant üstü sabit protezlerde arasındaki kuvvet iletim mekanizması farklılık gösterir. Sabit protezlerde kuvvetler implantlar tarafından desteklenirken, hareketli protezlerde ise gelen kuvvet implantlar, kemik ve mukoza arasında dağılır. Bu durum kuvvet iletiminin hareketli protezlerde daha karmaşık hale gelmesine neden olur. Tutucu parçalar oklüzal kuvvetleri protezden implantlara iletirler ve bu tip protezlerin çoğunda posterior dişsiz kretten destek alınır. Destek mukozanın reziliensi ile oluşan protez rotasyonu sonucu implantlar baskı ve tork kuvvetlerine maruz kalır.¹¹¹ İmplantlar üzerine genellikle aksiyal kuvvetler geldiği düşünülür, ancak çiğneme kuvvetleri, implantların lokalizasyonları ve sayılarına bağlı olarak horizontal kuvvetler ve moment kuvvetleri meydana gelebilir. Protezin bazı durumlarda fukrum eksenini yaratarak kemik üzerinde bükülme kuvveti uygulayabileceği bildirilmiştir.¹⁴⁰ Jemt ve ark.¹⁴¹ yaptıkları çalışmada, implant üstü sabit protezin implant üstü hareketli proteze göre distal bölgedeki mukoza ve kemiğe daha az kuvvet ilettiğini bulmuşlardır. İmplant üstü hareketli protezlere gelen çiğneme kuvvetleri doğal diş veya implant üstü sabit protezlere göre daha az olduğu düşünülse de, yatay ve oblik yönde gelen kuvvetlerin asıl zararı verdiği çalışmalarda belirtilmiştir.¹⁴²

Klinik kullanımda çiğneme kuvveti geldiğinde yük ilk olarak proteze ardından kemik-implant bağlantı noktasına ulaşır. Bu sebeple araştırmacılar bu süreci etkileyen biyomekanik faktörler üzerinde araştırmalar yapmaktadır. Bu faktörler:

- Kuvvet yönü,
- Kuvvet büyüklüğü,
- Protez türü,
- Protezin materyal türü,
- İmplant şekli,
- İmplant sayısı ve dağılımı,

- Kemik tipi ve yoğunluğu,
- Kemik-implant arayüzünün mekanik özellikleridir.¹⁴³

Kemik biyomekaniği ile ilgili yapılan araştırmalar sonucu, implant kaybında normalden daha yüksek kuvvetlerin rol oynadığını göstermiştir. Aşırı yükleme sonucu (2500-3500 strain) implant etrafındaki kemiğin fazla miktarda hasara uğrayacağı belirtilmektedir.¹⁴⁴ Fizyolojik limitin aşılp patolojik yükleme olduğunda (3500 strainden fazla) kemik implant arayüzündeki kemikte mikro çatlaklar oluşmaktadır.¹⁴⁵ İmplant üstü hareketli protezlerin kemiklere ilettikleri kuvvetler, tutucu sayısı ve tipinin yanı sıra akrilik kaidenin uyumu ve besin maddelerinin özellikleri (gıda viskozitesi, yapısı, esnekliği) tarafından da etkilenmektedir.¹⁴⁶

Kemik ve implant destekli hareketli protezler üzerinde oluşan stresler, kuvvetlerin yönü ve büyüklüğüne bağlıdır.¹⁴⁷ İmplantların sayısı, uzunluğu, çapı ve lokalizasyonu kuvvet iletimini etkiler ve implantlar etrafındaki gerilmeler bu duruma göre değişebilmektedir. Özellikle implantların kayma kuvvetlerine karşı olan biyomekanik özelliklerinin etkilendiği bildirilmektedir.¹⁴⁸

İmplant sayısı ve dağılımının, implant ve kemik yüklenmesini etkilediği belirtilmektedir.⁸⁹ Temelde, gelen yükün birden fazla implant üzerine dağıtılması durumunda kemikte meydana gelen stresin azalacağı söylenmektedir.²⁴ Buna rağmen dişsiz alt çenede az sayıda implant üzerine yapılan hareketli protez uygulamalarının da başarılı olduğu gözlemlenmiştir. Örneğin, mental foramenler arasına konulan iki implant üzerine yapılan hareketli protezlerin yeterli olduğu çalışmalarla kanıtlanmıştır.¹⁴⁹ Genellikle dişsiz alt çene için tedavi planlaması iki veya dört implant üzerine yapılan hareketli protezlerden oluşmaktadır. Burns adlı araştırmacı¹⁵⁰, implant üstü hareketli protezlerde gerekli implant sayısının henüz net olmadığını belirtirken, minimum iki implantın şart olduğunu ve artan implant sayısının desteklik görevininin mukozadan

implantlara kaydirdığını vurgulamıştır. Bu görüşten farklı olarak, alt çenenin orta hat üzerinde tek implant ile desteklenen hareketli protezlerin bile başarılı sonuçlar verdiği belirtilmiştir.¹⁵¹

Yine alt çeneye yerleştirilen iki ve dört implant üstü hareketli protez kıyaslandığında implant etrafında klinik ve radyografik olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.¹⁰⁰

2.8. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analizi Yöntemleri

Bir cisme uygulanan kuvvetler sonucu oluşan stres yoğunluğunun tespit edilmesini sağlayan yöntemlere “stres analizi yöntemleri” denir. İmplant tedavisinde biyomekanik cevap değerlendirilirken kullanılan en güvenilir yöntem klinik çalışmalardır. Fakat yapıların karmaşık olması, intraosseoz yapıların biyomekaniğinin klinikte incelenmesini olanaksız hale getirir. Oluşan streslerin dağılımını ve miktarını, kullanılacak materyalin şekil ve yapısını belirlemek biyomekanik olarak en uygun protetik planlamayı yapabilmek için önemlidir.¹⁵²

2.8.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Saydam dental materyallerin optik özelliğine bağlı stres analiz yöntemidir. Kemiğe, restorasyona ve implanta gelen kuvvetin lokalizasyonu, miktarı ve yoğunluğu fotoelastik modelde kuvvet çizgilerinin oluşmasıyla görülebilmektedir. Polarize filtre ya da polariskop cihazı ile belirli kuvvet altında olan modelden elde edilen kesitlerde izokromatik çizgiler izlenir ve bu çizgiler kuvvetin yoğunluğunu ve konumunu gösterir. Kuvvet çizgilerinin sayısının artması ve çizgilerin birbirine yaklaşması oluşan gerilimin büyüklüğünü artırır; böylece muhtemel zayıf noktalar, kırılabilir bölgeler ve kuvvetin etkisi sonucu biyolojik değişiklik oluşması beklenen bölgeler tespit edilmektedir.¹⁵³

2.8.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Stres Analizi Yöntemi

Gerinim ölçer, materyalin hafif deformasyon ile şekil değişikliklerinin belirlenmesinde kullanılan küçük elektrikli dirençlerdir. Yakalanan elektrik sinyali veri elde etme ünitesine gönderilir, dijital bir sinyale dönüştürülür ve bilgisayar tarafından okunur. Göstergeler gerilime maruz herhangi bir nesnenin deformasyonunu kaydedebilir.¹⁵⁴ Klinik yüklemelerde in vivo ölçüm yapabilen tek yöntemdir. Gerinim ölçerin boyutundan dolayı küçük objelerde kullanımının zor olması ve gerinim ölçümlerinde farklı durumlarda bazen benzer sonuçların alınması yöntemin dezavantajları olarak belirtilmektedir.¹⁵⁵

2.8.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu analizde, analizi yapılacak olan materyalin üzerine özel vernik püskürtülür ve fırınlanır; sonra materyale kuvvet uygulanır. Kuvvet uygulamasından sonra yapıda oluşmuş çatlaklar kuvvetten en çok etkilenen bölgeyi gösterir.¹⁵⁶

2.8.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Cismin üç boyutlu görüntüsünün lazer ışını ile holografik filmler üzerine kaydedilmesini sağlayan optik özellikteki analizdir. Test modellerinde hasara neden olmaz. Cismin genellikle gerçek boyutunda incelendiği, yüzey deformasyonlarının nanometre hassasiyetinde algılanarak kaydedildiği oldukça hassas bir analizdir.¹⁵⁶

2.8.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

İzotropik ve homojen materyale kuvvet uygulanmasıyla oluşan ısıdaki periyodik farklılıkların materyalin ilgili noktasında görülen asal streslerin toplamı ile doğru orantıda olması prensibine dayanır.¹⁵⁶

2.8.6. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem donanım ve yazılım ile elde edilen sonuçların, herhangi bir malzemeye bağlantısı olmadan aktarılması üzerine kuruludur. Yöntemde bir güç kaynağı,

rad-yotransmitter, alıcı, örnek üzerine yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedici bulunmaktadır. Gerilim ölçerlerde oluşan direnç farklılıkları voltajı düşürerek radyotelemetrenin frekansını değiştirmekte ve sonuçları ortaya çıkarmaktadır.¹⁵⁶

2.8.7. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) Yöntemi

SEA yöntemi, devamlı olan yapının daha küçük parçalara bölünerek bu parçaların analitik modellenmesi şeklinde yapılmaktadır. Oral implantoloji alanında ilk olarak 1976 yılında Weinstein ve ark. tarafından kullanılmıştır.⁸

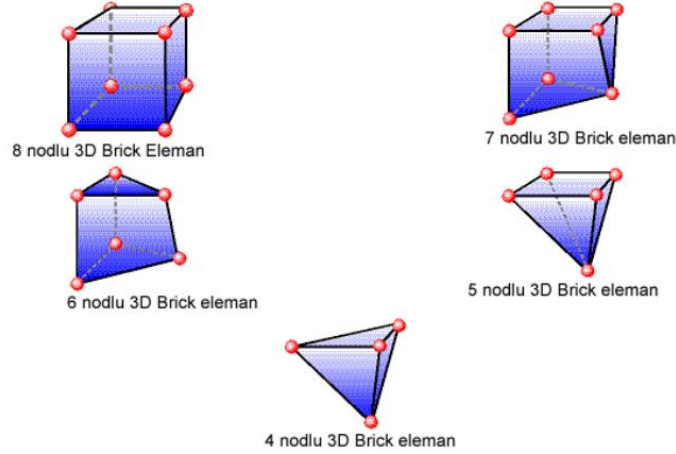
SEA, kompleks yapıların direncini ve gerilme dağılımını taklit etmek ve test etmek için sanal modeller kullanmaktadır. İn vitro ya da in vivo olarak analiz edilmesi mümkün olmayan durumlarda kemiğin, implantların ve protetik parçaların ara yüzeylerini simüle etmek ve biyomekanik davranışlarını çözümlmek için yardımcı olmaktadır. Bu yöntem farklı kuvvetler altında diş, protez, implant ve kemik üzerinde oluşan gerilme seviyelerinin ve yer değiştirme miktarının analiz edilmesini sağlar. İncelenecek olan bölgenin küçük ve basit parçalara ayrılıp incelenmesine ve karmaşık mekanik problemlerin analitik çözümüne olanak sağlayan sayısal (numerik) bir yöntemdir.^{154,157}

SEA yöntemi, iki boyutlu (2D) ve üç boyutlu (3D) modellemelerle yapılabilen bir analizdir. 3D analizler dental yapıların değerlendirilmesi bakımından daha çok tercih edilmektedir.⁸

2.8.7.1. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile İlgili Teknik Kavramlar

Eleman: SEA yönteminde modeller, sonlu sayıda “eleman” olarak adlandırılan basit geometrik bileşenlerden oluşmaktadır. Eleman sayısı arttıkça gerçeğe daha yakın sonuçlar bulunur, fakat hata oluşma ihtimali de artmaktadır. SEA yönteminde elemanlar boyutuna göre; tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu ve izoparametrik elemanlar olarak; geometrilerine göre ise üçgen, paralelkenar ve dörtgen olarak sınıflandırılır.⁸

Düğüm (Node): Elemanlar ‘düğüm’ adı verilen noktalarla birbirlerine bağlanmaktadır. Düğüm noktalarının hareketsiz bir şekilde sabitlenmesi gerekmektedir. Farklı düğüm sayısında elemanların görünümü Şekil 2.6’da gösterilmiştir.¹⁵²



Şekil 2.6. Farklı Düğüm Sayısında Elemanların Görünümü

Ağ Yapısı (Mesh): Ağ oluşturma işlemi ile, düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları oluşturulur. Ağ oluşturulması işlemi hem programlar ile otomatik olarak yapılabilir hem de bilgisayar kullanıcısı tarafından manuel olarak üretilebilir. Eleman sayısı, tipi ve ağ üretim yöntemi değiştirilerek yeniden ağ oluşturulabilir.^{152,158}

Sınır Koşulları (Boundary Conditions): Stresin ve yer değiştirmenin sınır ifadelerini içermektedir. Farklı bir ifadeyle modelin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin hangi bölgeden uygulandığını göstermektedir.^{158,159}

Geometri ve Katı Modelleme (Solid Modelling): Analizin yapılabilmesi için birinci aşama, materyalin bilgisayara aktarılıp modellenmesidir. Katı modelleme ile cismin iç ve dış geometrisi aynı şekilde bilgisayara aktarılmalıdır. Böylece materyale ait ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanırken farklı kesitler alınarak cismin iç geometrisi ayrıntılı şekilde görüntülenebilmektedir. Cisimlerin katı modellemesi için

bilgisayarlar ve bilgisayar destekli (CAD-Computer Aided Design) tasarım programları kullanılmaktadır.^{8,152}

Kuvvet: Cisimlere hareket kazandıran veya şekillerini değiştirebilen etkiyi tanımlamaktadır. Birimi Newton'dur (N) ve doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özellikler içermektedir.⁴⁸

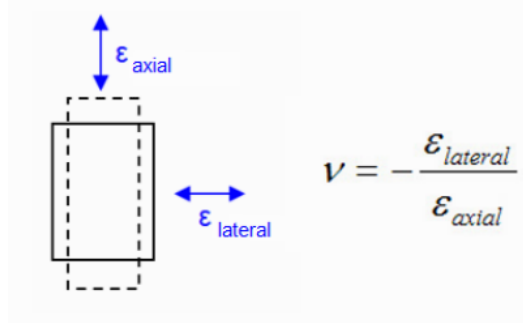
Stres (Gerilme): Cisme kuvvetin uygulanması sonucu cismin içerisinde, uygulanan kuvvete karşı oluşan eşit ve ters yöndeki tepkidir. Birim alandaki kuvvet olarak tanımlanmaktadır.⁴⁸

Strain (Gerinim): Gerinim, cisme uygulanan kuvvet sonucunda ortaya çıkan gerilmenin, cisimde oluşturduğu boyutsal değişim olarak tanımlanmaktadır. Gerilme kavramı büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim ise kuvvet değildir ölçülebilir büyüklüktür. Gerinim, deformasyon boyutunun cismin orijinal uzunluğuna oranıdır ve ölçü birimi yoktur.⁴⁸

Elastisite (Young) Modülü: Bir cisme uygulanan kuvvet sonucunda cismin deformasyona karşı gösterdiği dirençtir. Gerilimin gerinime oranı olarak tanımlanır ve elastisite modülünün birimi gigapaskal (GPa)'dır. Elastik sınırlar içerisindeki cismin rijitliğini ifade eden bir ölçüttür. Elastisite modülünün artmasıyla cismin rijitliğide artmaktadır. Yüksek elastisite modülüne sahip cisim aynı kuvvetler altında düşük elastisite modülüne sahip cisme göre daha az deformasyona uğrar. Her materyalin kendine özgü elastisite modülü vardır.⁴⁹

Poisson Oranı: Çekme veya sıkıştırma kuvvetleri nedeniyle cisimde hem aksiyel hem de lateral yönde deformasyonlar meydana gelir. Çekme kuvveti altındaki bir cisim kuvvet yönünde uzar ve enine kesitte incilir. Sıkıştırma kuvvetlerinde ise tam tersi meydana gelir. Elastik limitler içerisinde lateral gerinimin aksiyel gerinime oranı Poisson Oranı (ν) olarak adlandırılır. Bütün malzemeler için Poisson oranı 0-0.5 arasında bir

değerdir ve birimi yoktur. Sünek materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterirler ve poisson oranı daha yüksek olur.^{152,160} Poisson oranı formülü Şekil 2.7’de gösterilmiştir.⁴⁸



Şekil 2.7. Poisson oranı formülü. Poisson Oranı = Endeki Birim Boyut Değişimi / Boydaki Birim Boyut Değişimi

Akma Dayanımı (Yield Strenght/Point): Plastik deformasyonun başladığı ölçülebilen en küçük gerilme değeridir. Akma noktasından sonra cisme uygulanan kuvvetin cisimde oluşturduğu deformasyon artık geri dönüşümsüzdür.¹⁶⁰

İzotrop ve Anizotrop Cisim: x, y ve z eksenlerinde benzer elastik özellik gösteren cisimlere izotrop, farklı elastik özellik gösterenlere ise anizotrop cisim denir.⁸

Principal Stres (σ): Üç boyutlu bir eleman, ikisi makaslama olmak üzere x, y ve z düzlemlerinde kuvvetlere maruz kalır. En büyük stres değeri bütün kayma gerilmelerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal stresler “Principal Stress” normal strainler ise “Principal Strain” olarak tanımlanır. Principal stresler maksimum (σ_1), ara (σ_2) ve minimum (σ_3) olmak üzere üç çeşittir. “ σ_1 ” en yüksek gerilme değerine işaret eden pozitif değeri, “ σ_3 ” en yüksek sıkıştırma değerine işaret eden negatif değeri, “ σ_2 ” ise ara değeri göstermektedir.¹⁶¹

Von Mises Stresleri (σ_v): Metaller gibi çekilebilir materyaller için şekil değiştirmenin yani deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanmaktadır.¹⁶² Materyalin belirli bir bölümündeki iç enerji, yield noktasını aşarsa bu noktada deformasyon oluşur. Bu sebeple materyalde deformasyon oluşmaması için Von Mises gerilme değeri

materyalin yield noktasına eşit ya da küçük olmalıdır. Von Mises gerilmesi üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır.¹⁶¹

$$\sigma = [((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2) / 2]^{1/2}$$

3. MATERYAL VE METOT

Bu tez çalışmasında, dişsiz alt çenede interforaminal bölgeye yerleştirilmesi planlanan iki implant modellenmiştir. İmplantların yerleşim yerleri, ilk lokalizasyon lateral ve kanin dişin birleşim bölgesi, ikinci lokalizasyon olarak ise kanin ve 1.premolar dişin birleşim noktası olarak belirlenmiştir. Buna ek olarak implantlarda 7 farklı açılanma grubu modellenmiş ve bu modellerin üzerine locator tutuculu overdenture protez tasarlanmıştır. Bu çalışmada, implantta oluşan Von Mises stres değerleri ile implant çevresindeki kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum principal ve minumum principal stres değerlerinin miktarları ve dağılımları sonlu elemanlar analizi (SEA) yöntemiyle incelenerek karşılaştırılması amaçlanmaktadır.

Çalışma için gerekli olan etik kurul onayı, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu'ndan alınmıştır (EK-1). Bu tez çalışması, Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (TDH-2024-14207 proje kodu) tarafından desteklenmiştir. Çalışmanın model oluşturma ve analiz aşamaları Tinus Technologies şirketinde (Ankara, Türkiye) gerçekleştirilmiştir.

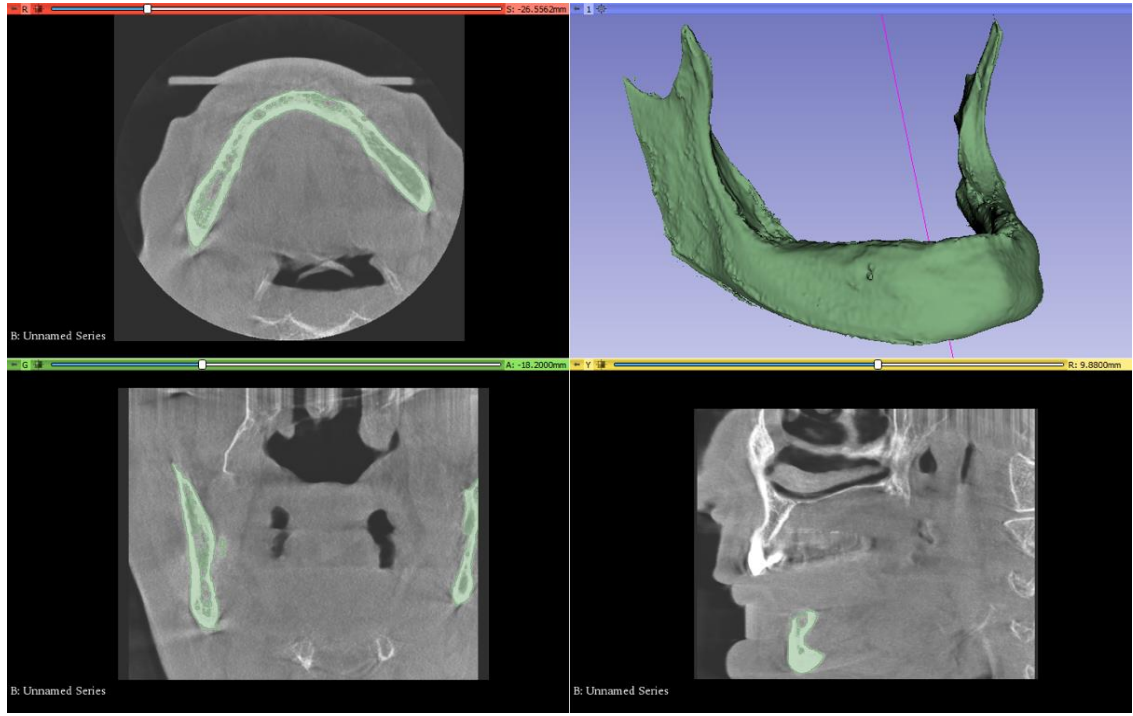
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

Üç boyutlu ağ yapısının yapılandırılması ve matematiksel olarak uygun bir katı ağ modeline dönüştürülme süreçleri, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar analizi işlemleri; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Tomografi verisinden kemik modeli 3DSlicer yazılımı kullanılarak elde edilmiştir. Modelleme için kullanılan tomografi görüntüsü Şekil 3.1.'de gösterilmiştir.

Tomografi verisinden .stl modeli 3DSlicer yazılımıyla oluşturulmuştur. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD işlemleri ANSYS Spaceclaim yazılımında, katı modellerin analiz için uygun hale getirilmesi ve optimize edilmiş ağ yapısının

oluşturulması ise ANSYS Workbench yazılımıyla gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için LS-DYNA çözücüsü kullanılmıştır.



Şekil 3.1. Elde Edilen Tomografi Görüntüsü

3.1.1. Kortikal Kemik, Trabeküler Kemik ve Mukozanın Modellenmesi

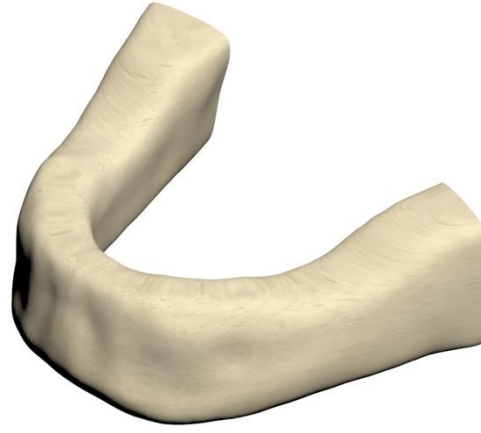
Çalışmada kullanılan alt çene kemik modelinin oluşturulması için; tam dişsiz erişkin bir bireyin tomografisi çekilmiştir. Tomografi verisi 0.1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modellere dönüştürülmüştür. Modeller .stl formatında dışa aktarılmıştır.

Üç boyutlu modeller ANSYS Spaceclaim yazılımına aktarılmıştır ve burada alt çene kemik modeline önce içe doğru 2 mm offset verilerek 2 mm kalınlığında kortikal kemik oluşturulmuştur.

Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu alt çene kortikal kemiğinin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik elde edilmiştir.

Kortikal kemik modeline dışa doğru 3 mm offset verilerek 3 mm kalınlığında mukoza elde edilmiştir. Kortikal kemik, trabeküler kemik ve mukozaya ait elde edilen modelleme görüntüleri Şekil 3.2.-Şekil 3.4'te gösterilmiştir.

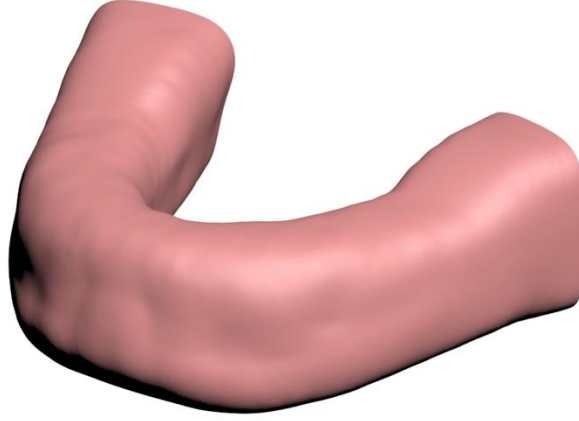
Hazırlanan tüm modeller, ANSYS Spaceclaim yazılımında üç boyutlu uzayda uygun koordinatlara yerleştirilerek modelleme süreci tamamlanmıştır.



Şekil 3.2. Kortikal Kemik Modellemesi



Şekil 3.3. Trabeküler Kemik Modellemesi



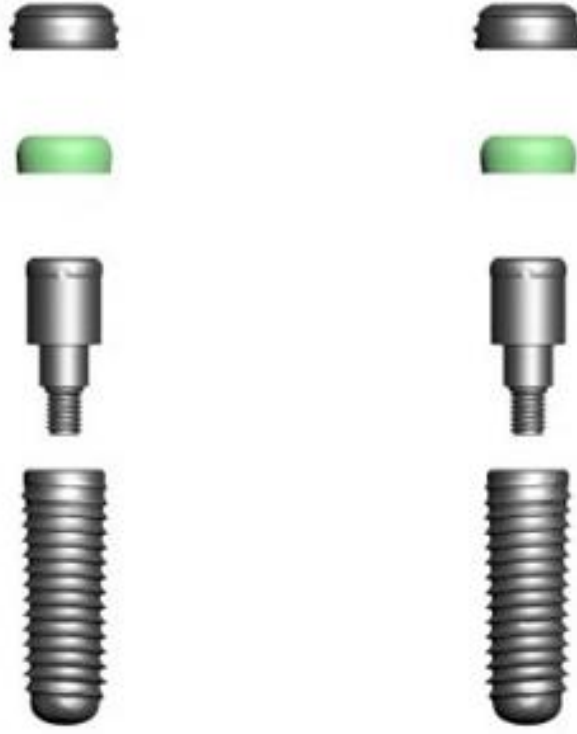
Şekil 3.4. Mukoza Modellemesi

3.1.2. İmplant ve Protetik Ara Parçaların Modellenmesi

Çalışmada iki farklı lokalizasyonda kullanılan; 4,1 Ø x 12 mm Straumann Bone Level implant, abutment, matris, housing parçaları katalog verilerindeki ölçüler esas alınarak ANSYS Spaceclaim yazılımında modellenmiştir. İmplant ve protetik ara parçaların modellenmesi ile elde edilen görüntüler Şekil 3.5.-Şekil 3.9.'da gösterilmiştir.

Protez (overdenture) Wheeler atlas verilerine göre ANSYS Spaceclaim yazılımında modellenmiştir.

Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi amacıyla ANSYS Workbench yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi gerçekleştirilmiştir.



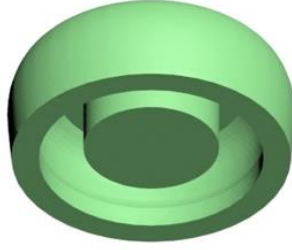
Şekil 3.5. Locator Tutuculu Sistem



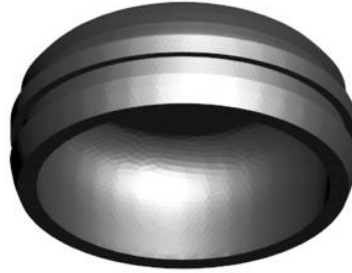
Şekil 3.6. Çalışma Modellerinde Kullanılan İmplant



Şekil 3.7. Abutment



Şekil 3.8. Matris



Şekil 3.9. Housing

3.1.3. Çalışma Modellerinin Oluşturulması

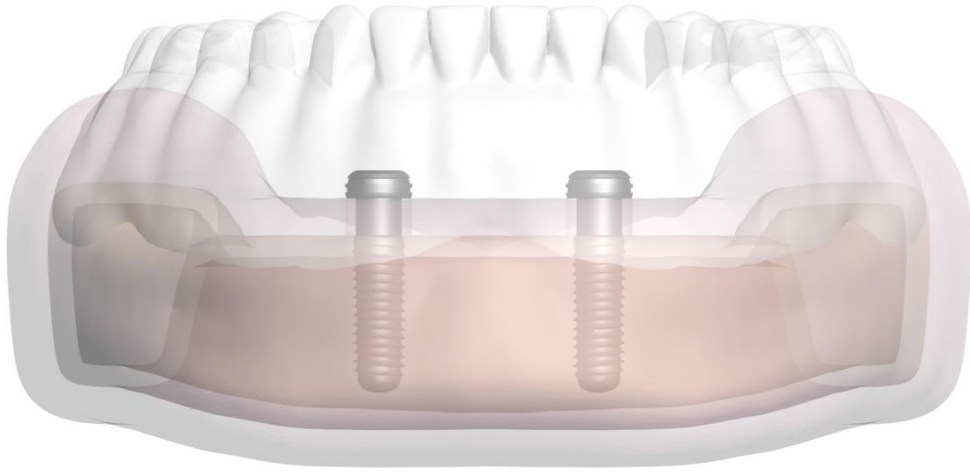
Tüm modellerde 4,1 Ø x 12 mm Straumann Bone Level implantı iki farklı lokalizasyonda yerleştirilerek toplamda 14 model oluşturulmuştur. Birinci lokalizasyon lateral ve kanin birleşim yerinde, ikinci lokalizasyon ise kanin ve 1. premolar birleşim yerinde olacak şekilde konumlandırılmıştır. Oluşturulan çalışma modelleri Tablo 3.1’de gösterilmiştir. Çalışma modellerine ait üç boyutlu görüntüler Şekil 3.10.-Şekil 3.23’te gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışma Modelleri

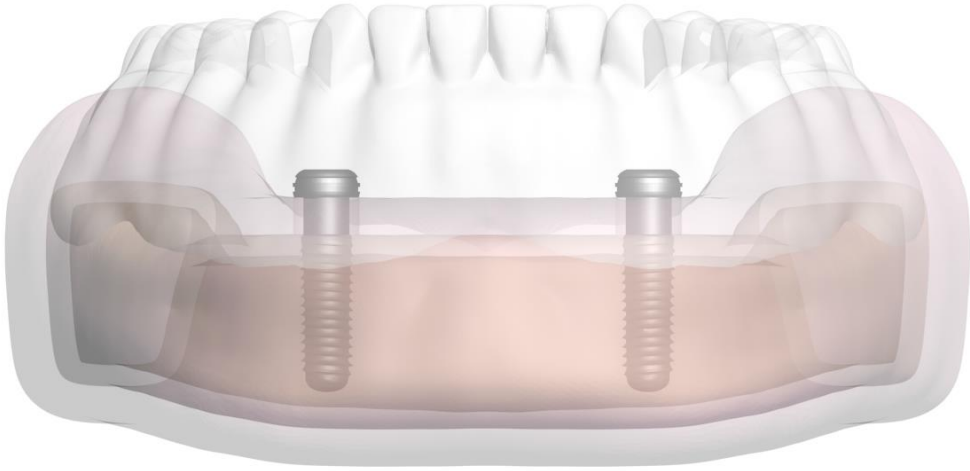
MODELLER	
Model 01	Kontrol grubu (birbirine paralel 2 implant)
Model 02	Orta hatta göre biri 10° meziale eğimli, diğeri orta hatta göre paralel
Model 03	Orta hatta göre iki implant da meziale 10° eğimli
Model 04	Orta hatta göre iki implant da distale 10° eğimli
Model 05	Orta hatta göre biri 10° distale eğimli, diğeri orta hatta göre paralel
Model 06	Biri 10° linguale eğimli, diğeri okluzal düzleme dik
Model 07	Biri 10° vestibüle eğimli diğeri okluzal düzleme dik

Üst yapı, mukozaya tam oturacak şekilde ayarlanıp tüm model sistemlerine uygun hale getirilmiştir.

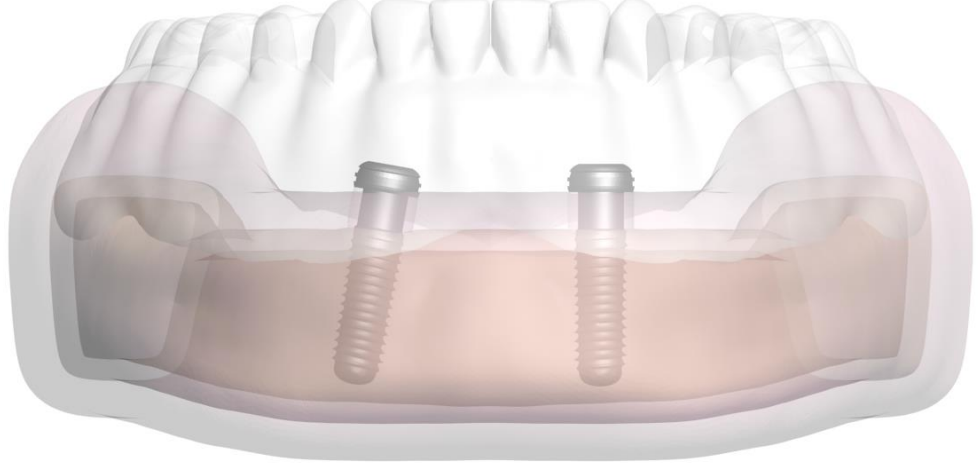
Housing parçası üst yapı ile tam oturacak şekilde bağlantısı yapılmıştır.



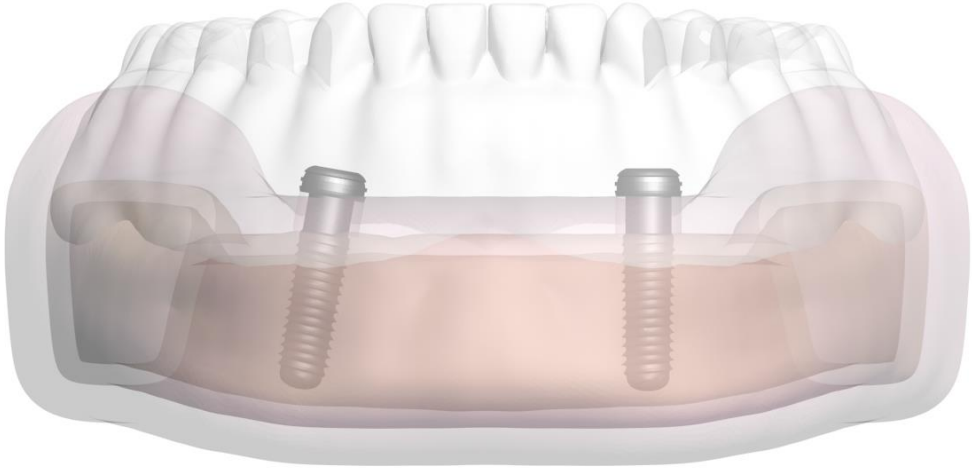
Şekil 3.10. Model 1a



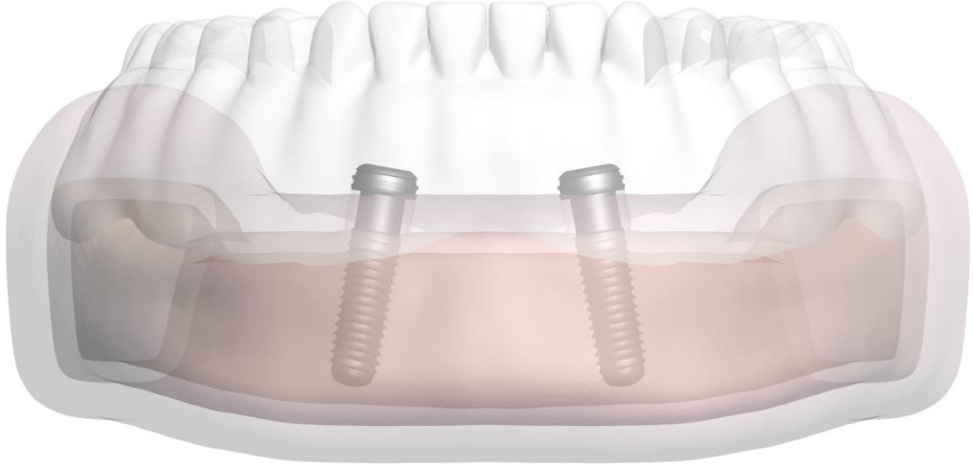
Şekil 3.11. Model 1b



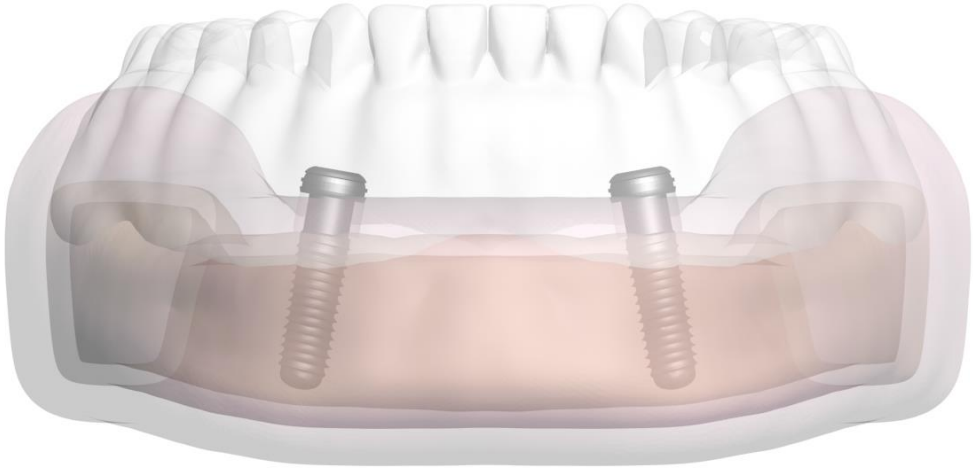
Şekil 3.12. Model 2a



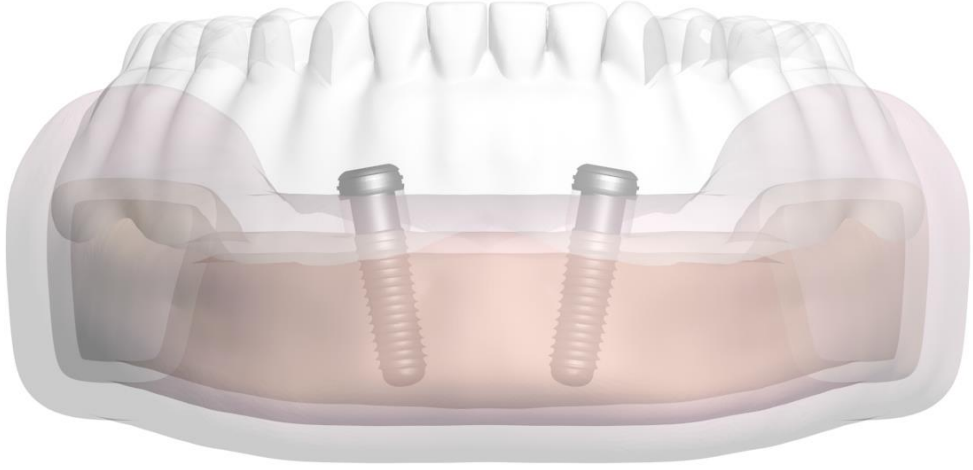
Şekil 3.13. Model 2b



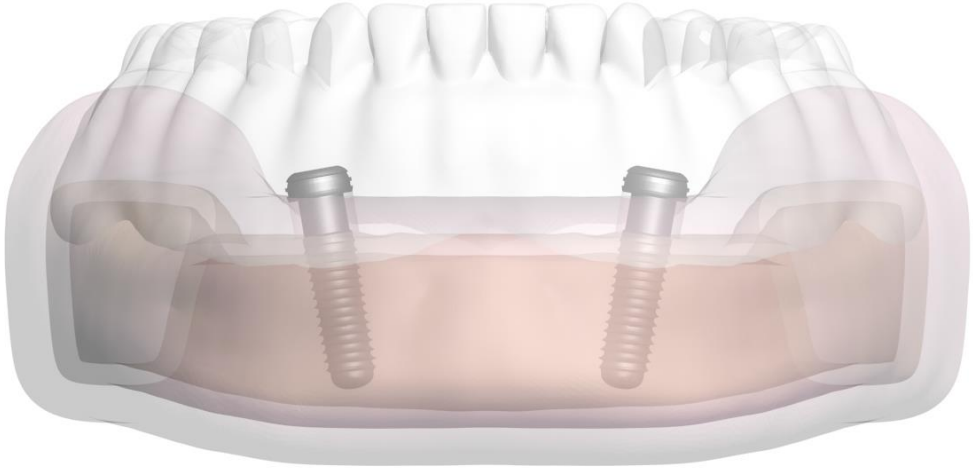
Şekil 3.14. Model 3a



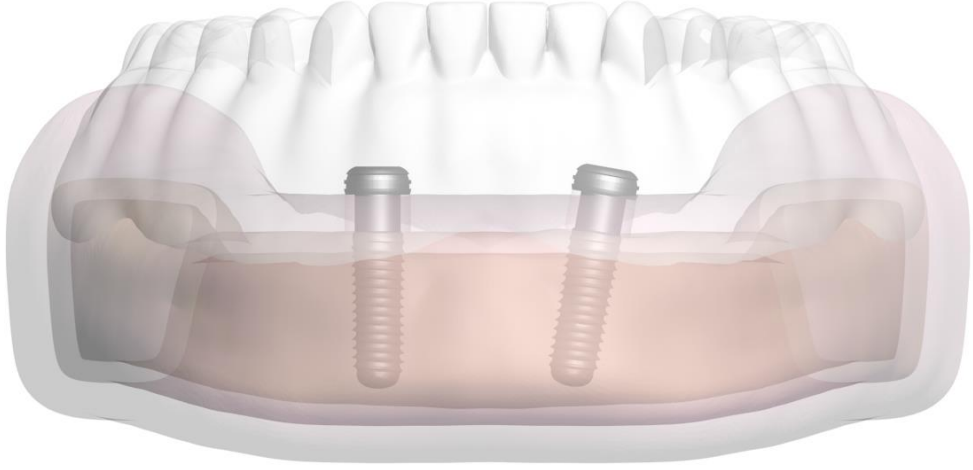
Şekil 3.15. Model 3b



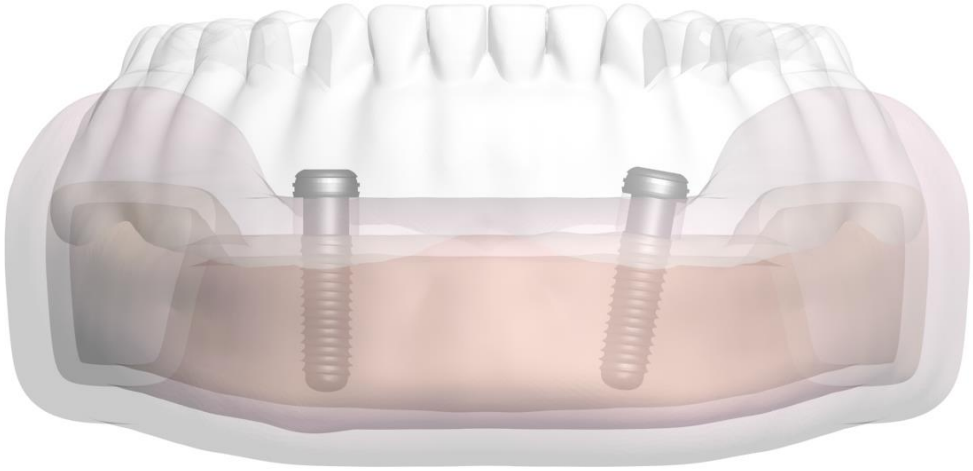
Şekil 3.16. Model 4a



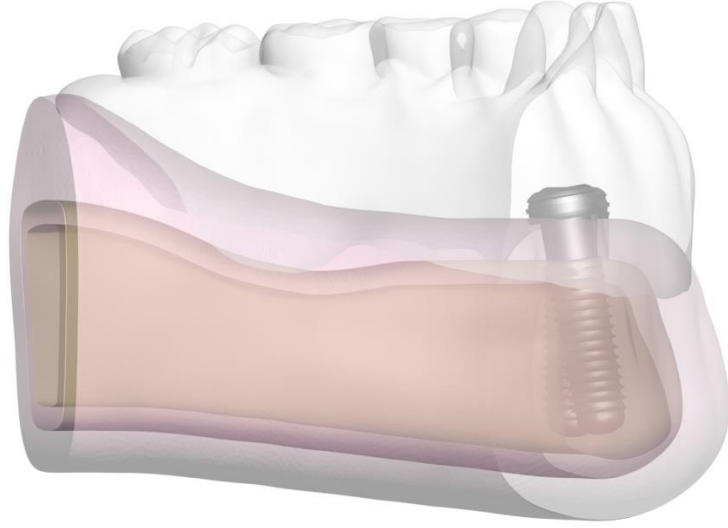
Şekil 3.17. Model 4b



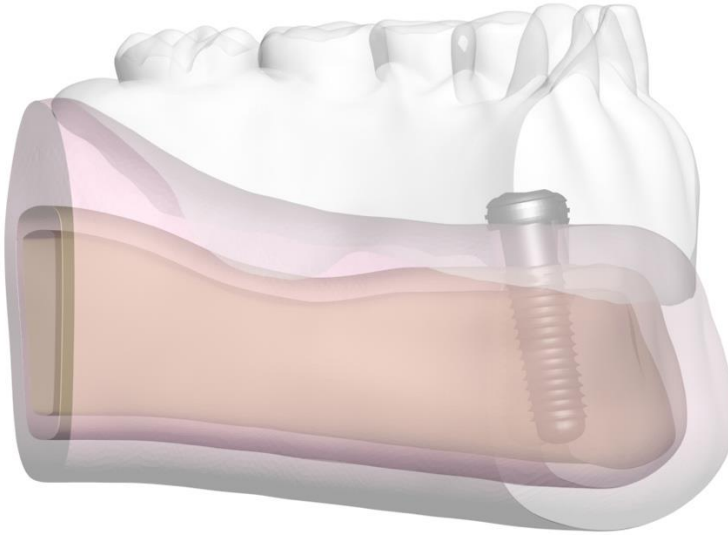
Şekil 3.18. Model 5a



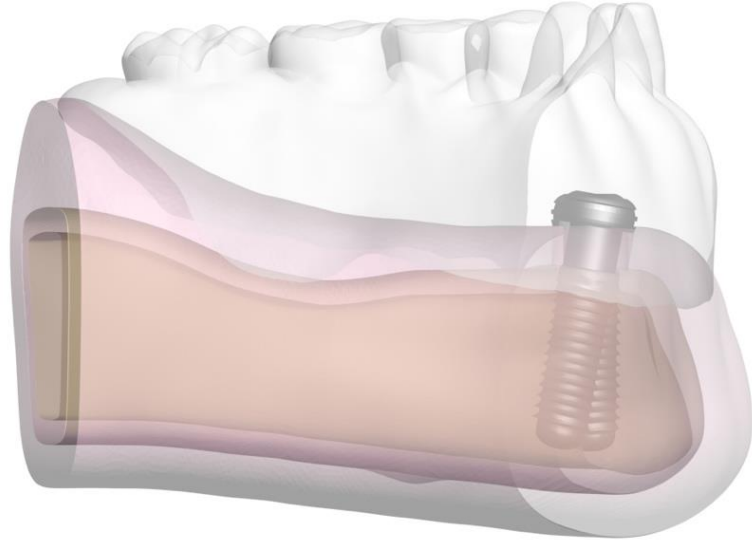
Şekil 3.19. Model 5b



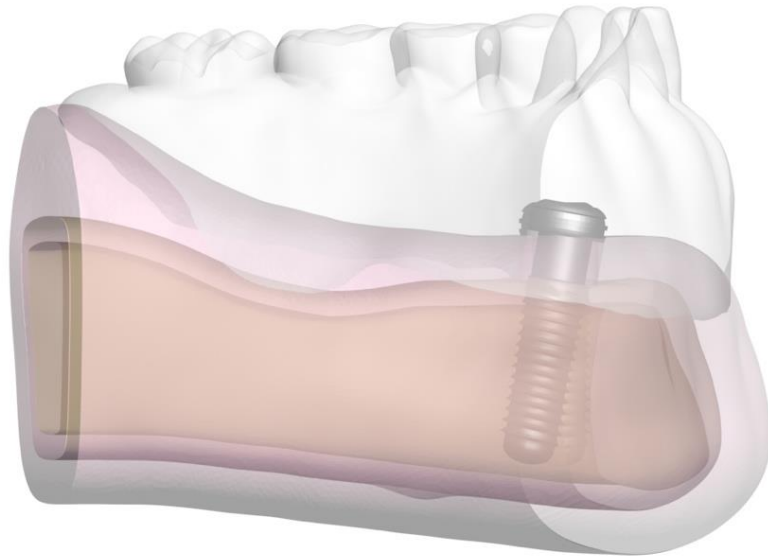
Şekil 3.20. Model 6a



Şekil 3.21. Model 6b



Şekil 3.22. Model 7a



Şekil 3.23. Model 7b

3.1.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik yapıların "mesh" olarak adlandırılan basit ve küçük parçalara ayrılmasıyla meydana gelmektedir. ANSYS Spaceclaim yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra, bu modeller ANSYS Workbench yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır duruma getirilmiştir.

Analizlerin gerçekleştirilebilmesi amacıyla, ANSYS Workbench yazılımında hazırlanan matematiksel modeller LS-DYNA çözücüsüne aktarılmıştır.

3.1.4.1. Materyal Tanımları

Analizlerde, elastik modül ve Poisson oranı belirtilen materyallerin doğrusal (linear) özellikleri kullanılmıştır. İncelenen modelin materyal özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır. Modellemede kullanılacak materyallerin elastik modül ve Poisson oranları Tablo 3.2.'de gösterilmektedir.

Tablo 3.2. Materyal Özellikleri

Materyal	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı [ν]
Kortikal Kemik	13700	0.30
Trabekuler Kemik	1370	0.30
Titanyum	110000	0.35
Protez	2700	0.35
Mukoza	10	0.40
Matris	350	0.40

3.1.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Tüm modellerde;

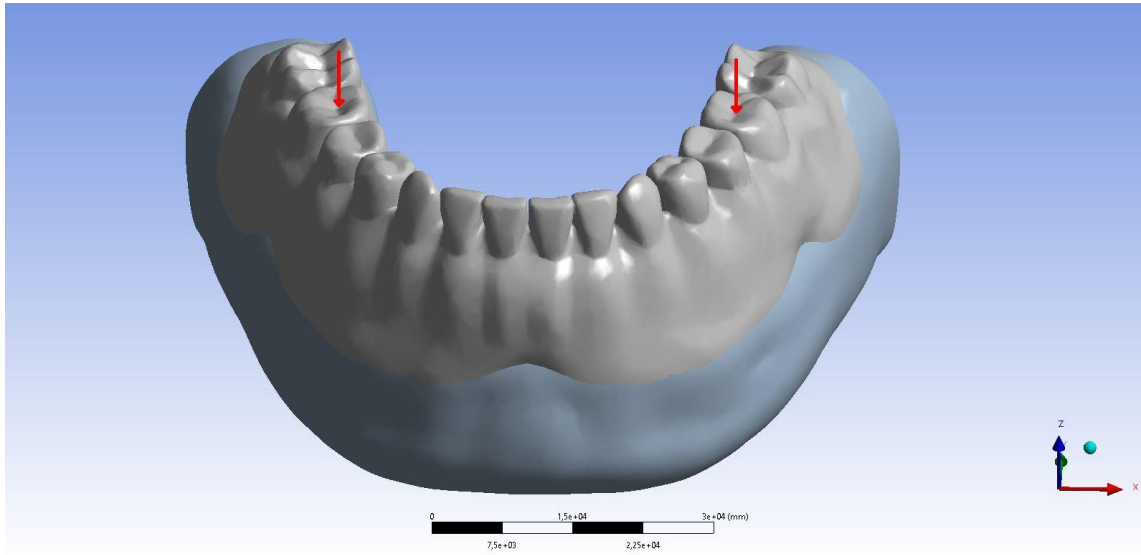
- 1.Molar dişlerin santral fossasına; okluzal yönde, dik açılı toplam 200 N büyüklüğünde vertikal kuvvet bilateral olarak uygulanmıştır.

- 1.Molar dişlerin meziobukkal kaspına; bukkolingual yönde, 45° açılı toplam 200 N büyüklüğünde oblik kuvvet bilateral olarak uygulanmıştır.

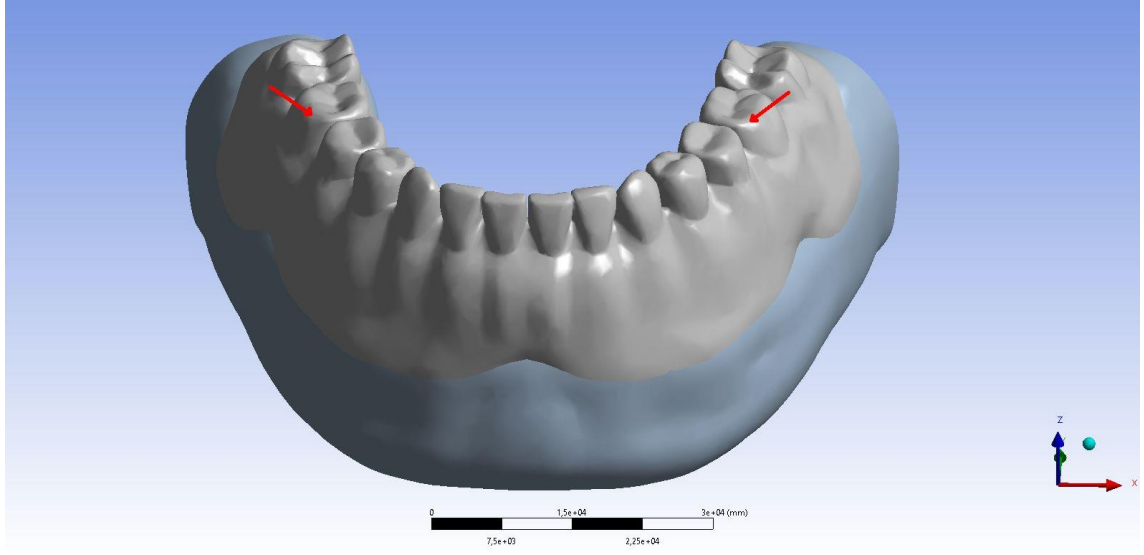
Kuvvetler, çevre düğüm noktalarına dağıtılarak uygulanmış ve yükleme bölgelerinde gerilme tekilliğinin oluşumu engellenmiştir.

Modeller, kemiğin posterior ve inferior bölgelerinde yer alan düğüm noktalarından, her üç eksen de hareketi kısıtlayacak şekilde tüm serbestlik dereceleri sınırlandırılarak sabitlenmiştir.

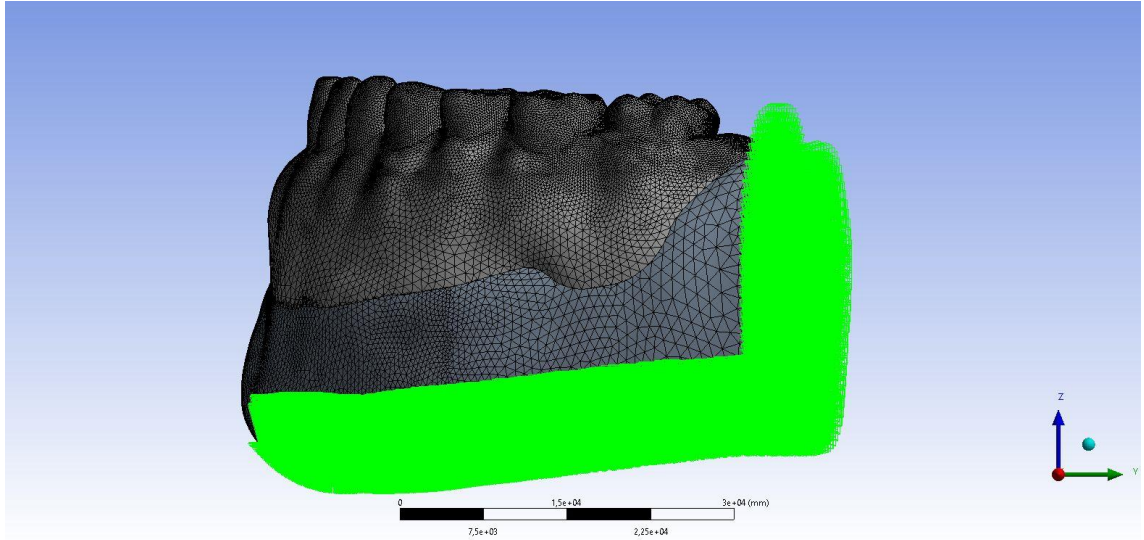
Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında 14 analiz modeli için toplam 28 lineer statik analiz gerçekleştirilmiştir. Proteze uygulanan vertikal ve oblik kuvvetler ile modellemenin sınır koşulları Şekil 3.24.-Şekil 3.26.'da gösterilmiştir.



Şekil 3.24. Vertikal Kuvvet Uygulaması



Şekil 3.25. Oblik Kuvvet Uygulaması



Şekil 3.26. Sınır koşulları

3.1.5.1. Kuantitatif Model Bilgileri

Matematiksel modellerde kullanılan toplam düğüm ve eleman sayısı Tablo 3.3'te verilmiştir.

Tablo 3.3. Modellerin Toplam Düğüm ve Eleman Sayıları

	Total # of Nodes	Total # of Elements
Model 1 – Birinci Lokalizasyon (a)	484154	1920906
Model 2 – Birinci Lokalizasyon (a)	483632	1925071
Model 3 – Birinci Lokalizasyon (a)	481666	1929842
Model 4 – Birinci Lokalizasyon (a)	482645	1920251
Model 5 – Birinci Lokalizasyon (a)	485783	1926011
Model 6 – Birinci Lokalizasyon (a)	487532	1921372
Model 7 – Birinci Lokalizasyon (a)	486311	1926391
Model 1 – İkinci Lokalizasyon (b)	483199	1924502
Model 2 – İkinci Lokalizasyon (b)	489375	1920213
Model 3 – İkinci Lokalizasyon (b)	489996	1924244
Model 4 – İkinci Lokalizasyon (b)	484715	1921320
Model 5 – İkinci Lokalizasyon (b)	486042	1928519
Model 6 – İkinci Lokalizasyon (b)	487493	1929499
Model 7 – İkinci Lokalizasyon (b)	484844	1928913

3.1.6. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Parçalar Arası Bağlantı Durumu

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin gerçekleştirilebilmesi ve doğru sonuçların elde edilmesi için, modeli oluşturan bileşenlerin birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir.

Tüm analizlerde temas eden bileşenler arasında BONDED tipi kontak tanımı yapılmıştır. Bu yaklaşım, parçaların hareketi sırasında tam bir korelasyonla hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

4. BULGULAR

Çalışma, implantların yedi farklı açılanma ve iki farklı lokalizasyon durumunda gerçekleştirilmiş olup kuvvetler (vertikal ve oblik) bilateral olarak uygulanmıştır. Toplamda 14 farklı model grubu analiz edilmiştir. Bu parametrelerin bir araya getirilerek yapılan çalışma, implant açısı ve lokalizasyonunun kemik üzerindeki stres dağılımına etkisini ve implant üzerinde oluşan stres değerlerini detaylı bir şekilde ortaya koymayı amaçlamaktadır.

İmplant üzerindeki von Mises stres değerleri ile kortikal ve trabeküler kemikteki maksimum principal stres (çekme) ve minumum principal stres (basma) değerleri karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar; ilgili bölgelerdeki streslerin yoğun olarak gözlemlendiği kısımları içeren grafiklerle sunulmuştur.

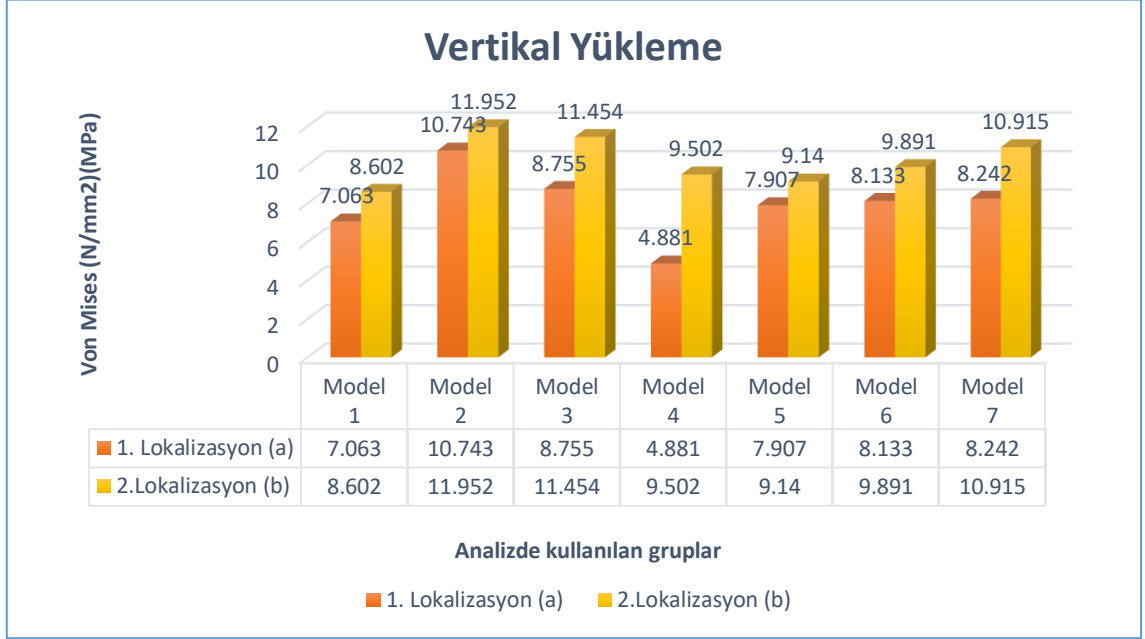
Görüntülerin sol taraflarındaki skalalar, renklere göre sayısal olarak stres değerlerini göstermektedir. İmplant üzerindeki von Mises stres değerleri (MPa) skalalarda renklerle birbirinden ayrılmaktadır. Bu renklere göre von Mises stres değerleri mavi renkten kırmızı renge doğru artmaktadır. Kortikal ve trabeküler kemiklerde ise; maksimum principal stres değerleri pozitif değerler olup maviden kırmızı renge doğru artmasına karşın minumum principal stres değerleri negatif değerlerdir ve mutlak değerleri alınmıştır. Minumum principal stresleri ifade eden kırmızı renkler düşük, maviler ise yüksek değerleri temsil etmektedir.

4.1. Vertikal Kuvvet Uygulaması Sonucu Elde Edilen Bulgular

4.1.1. İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Streslerinin İncelenmesi

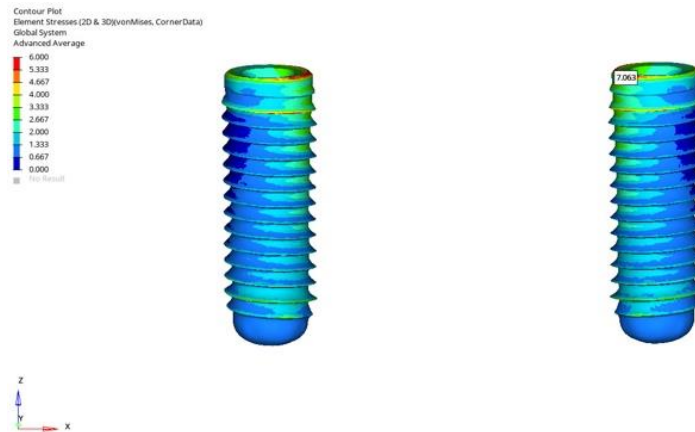
Vertikal kuvvet uygulaması sonucu implantlar üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri Şekil 4.1.'de gösterilmiştir. En yüksek von Mises stres değerlerinin; implantların kanin ve lateral dişin birleşim noktasına (1.lokalizasyon) yerleştirildiği model 2a'da 10,743 Mpa, implantların kanin ve 1.premolar dişin birleşim noktasına

yerleştirildiği (2.lokalizasyon) model 2b’de 11,952 Mpa olarak ölçülmüştür. En yüksek von Mises stres değerinin 2.lokalizasyonda ve implantların birinin meziale açıldığı diğerinin dik olduğu modelde olduğu tespit edilmiştir. Tüm modellerde stresin implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı ve implantın apeksine doğru azaldığı belirlenmiştir.

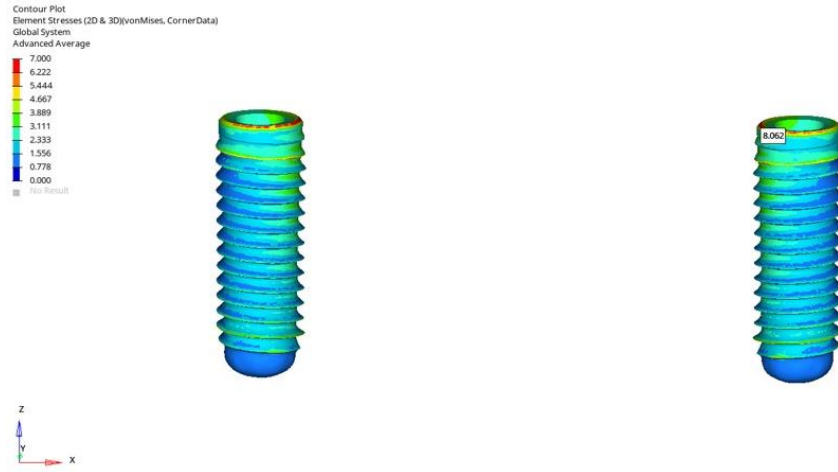


Şekil 4.1. İmplantlar Üzerinde Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan En Yüksek von Mises Stres Değerleri

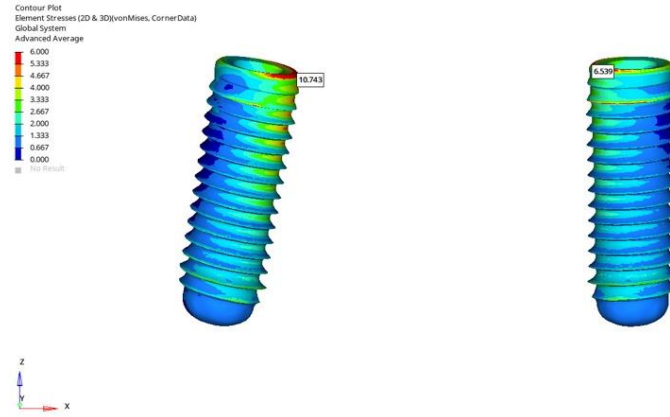
Vertikal kuvvet uygulaması sonucu implantlar üzerinde oluşan Von mises stres bulguları Şekil 4.2.-Şekil 4.15.’te gösterilmiştir.



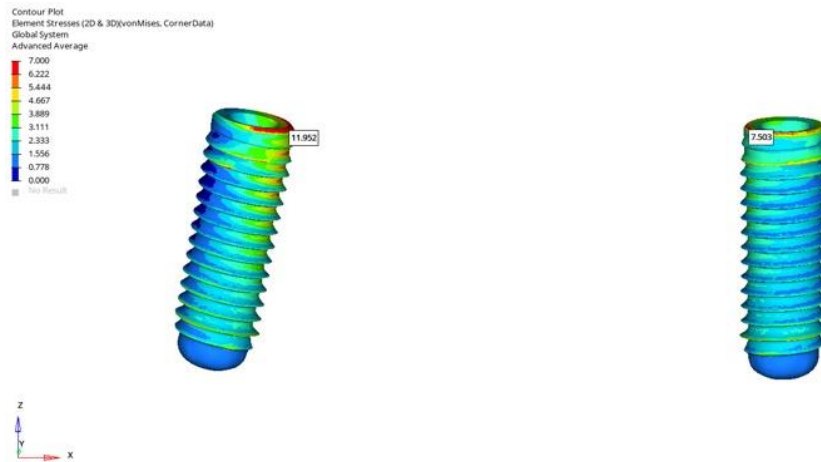
Şekil 4.2. Model 1a Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



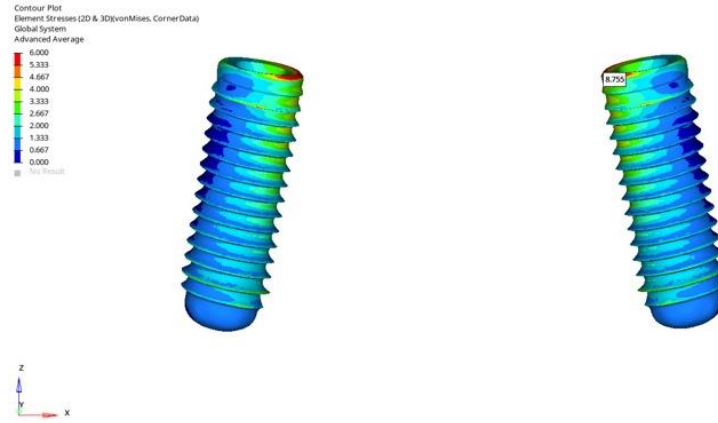
Şekil 4.3. Model 1b Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



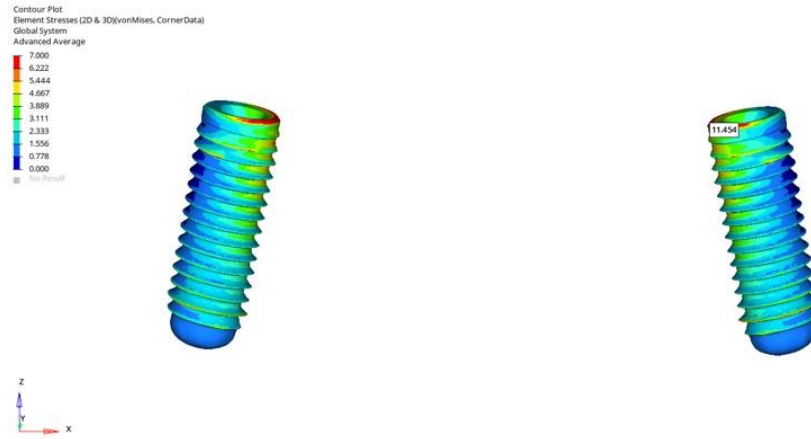
Şekil 4.4. Model 2a Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



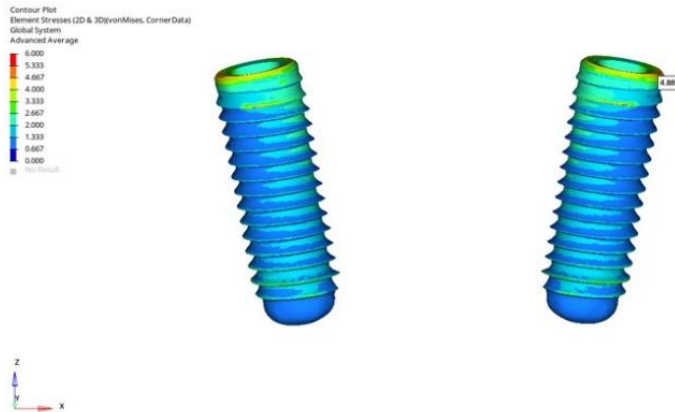
Şekil 4.5. Model 2b Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



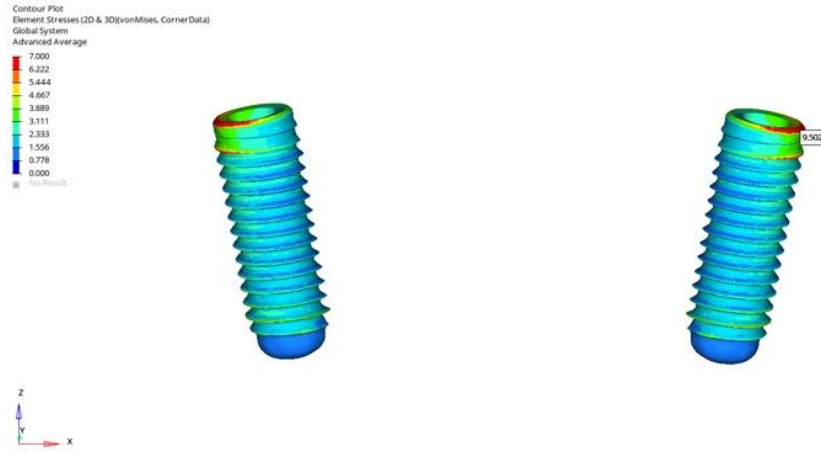
Şekil 4.6. Model 3a Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



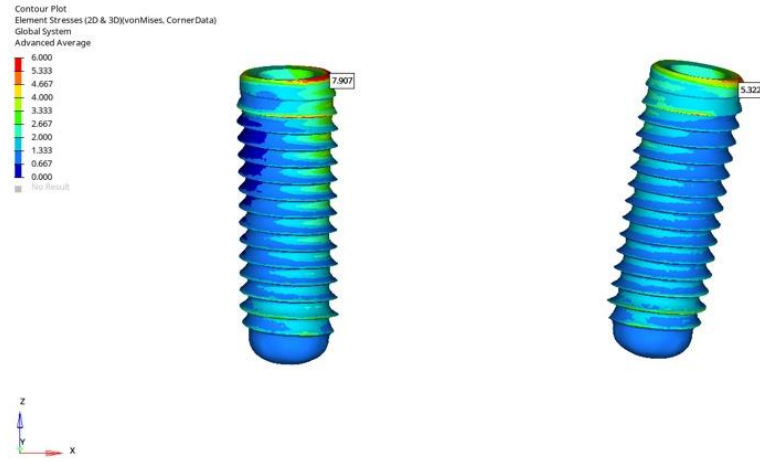
Şekil 4.7. Model 3b Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



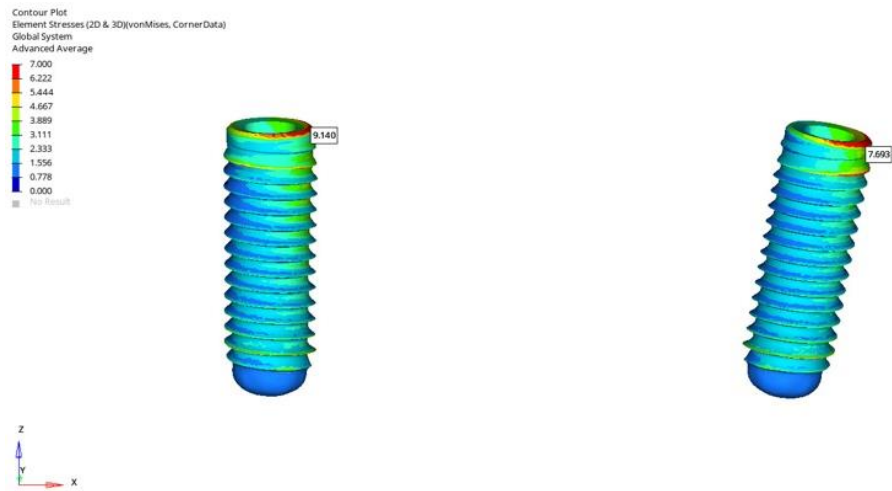
Şekil 4.8. Model 4a Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



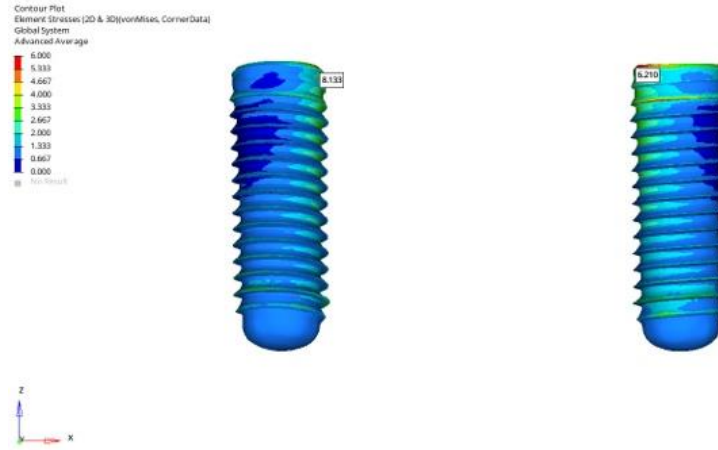
Şekil 4.9. Model 4b Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



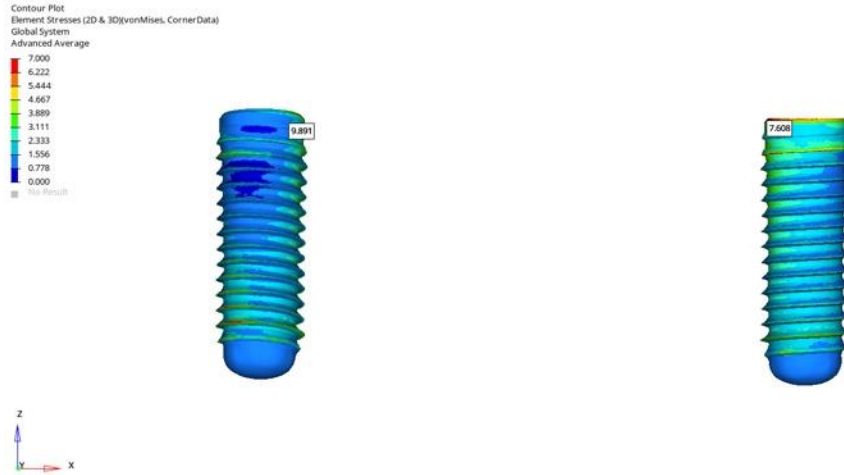
Şekil 4.10. Model 5a Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



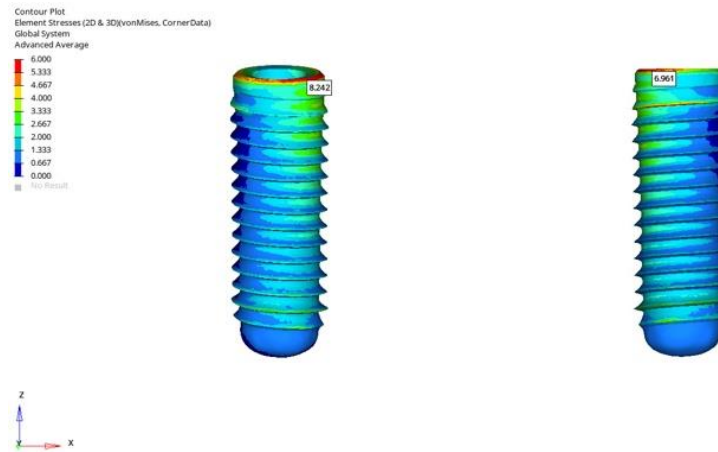
Şekil 4.11. Model 5b Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



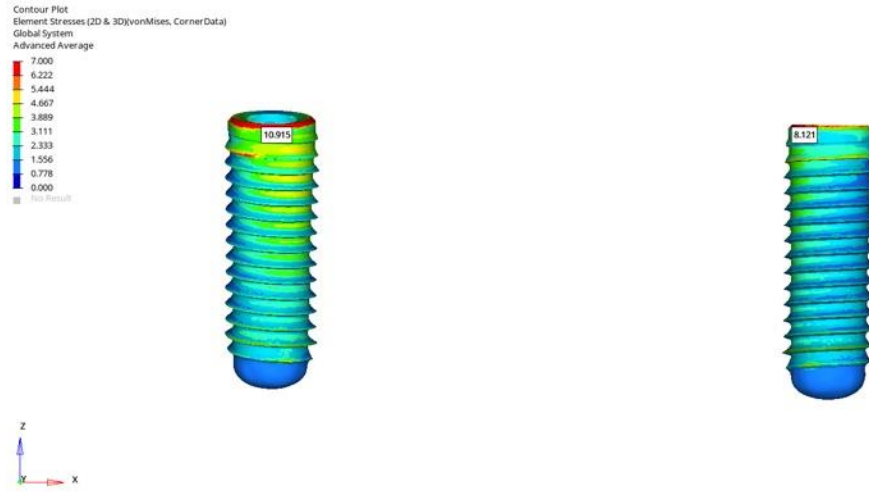
Şekil 4.12. Model 6a Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



Şekil 4.13. Model 6b Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



Şekil 4.14. Model 7a Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları

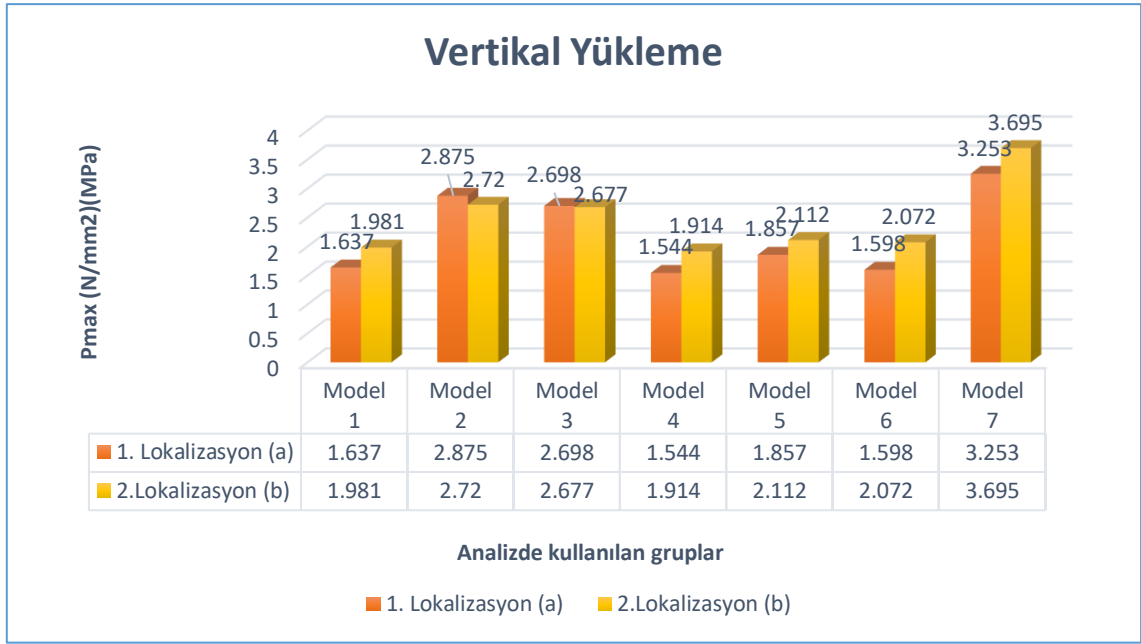


Şekil 4.15. Model 7b Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları

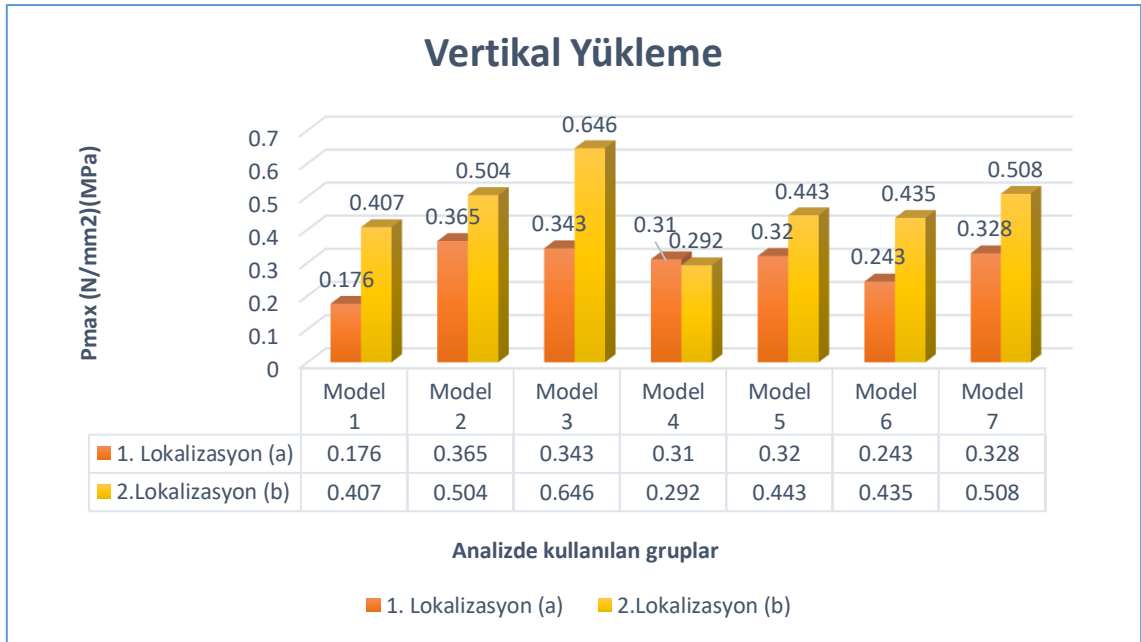
4.1.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Uygulanan vertikal kuvvetler sonucu kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum principal stres (çekme) değerleri Şekil 4.16. ve Şekil 4.17.'de gösterilmiştir. Bu değerler pozitif değerler olup renk olarak maviden kırmızıya doğru gittikçe stres değerinin arttığını göstermektedir. Vertikal kuvvet uygulaması sonucu oluşan kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum principle stres bulguları Şekil 4.18.-Şekil 4.31.'de gösterilmiştir.

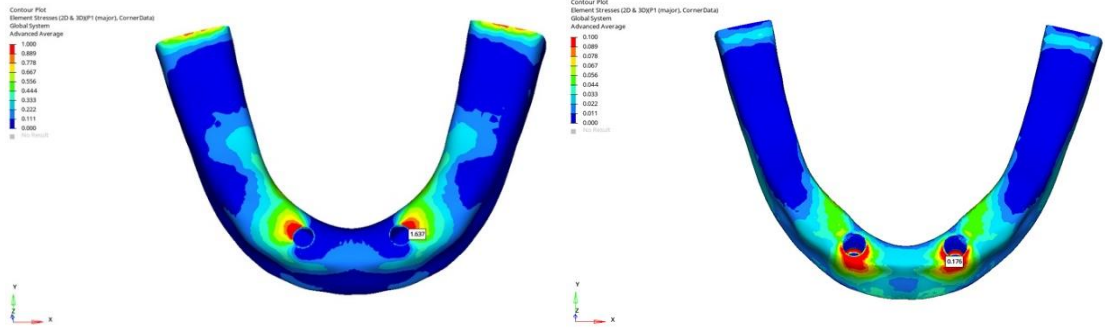
En yüksek maksimum principal stres değerlerinin; birinci lokalizasyonda kortikal kemikte model 7a'da, trabeküler kemikte ise model 2a'da olduğu belirlenmiştir. İmplantların ikinci lokalizasyona yerleştirildiği durumda kortikal kemikte model 7b'de, trabeküler kemikte ise 3b'de olduğu görülmüştür.



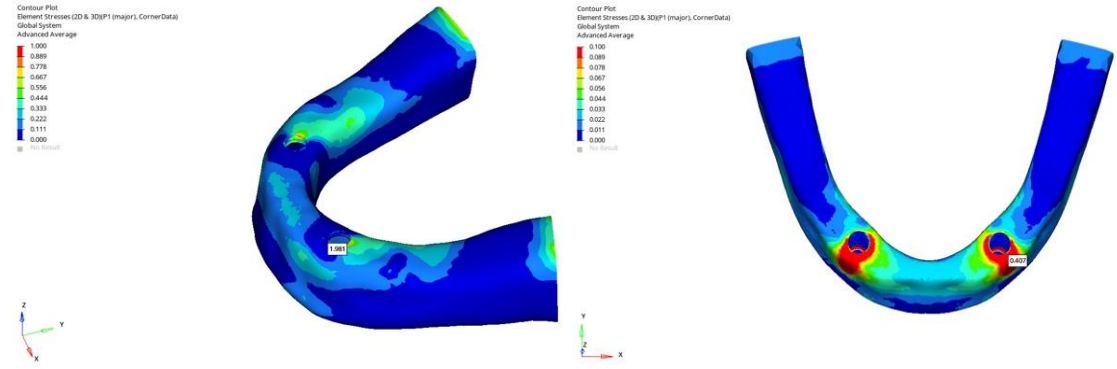
Şekil 4.16. Kortikal Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri



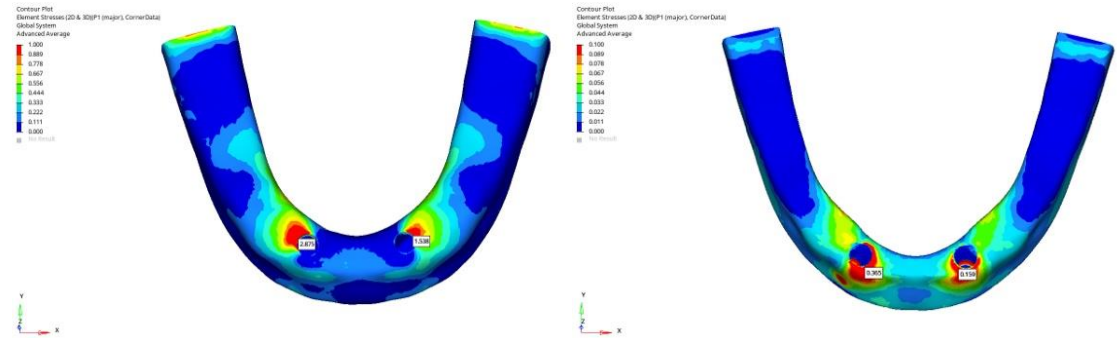
Şekil 4.17. Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri



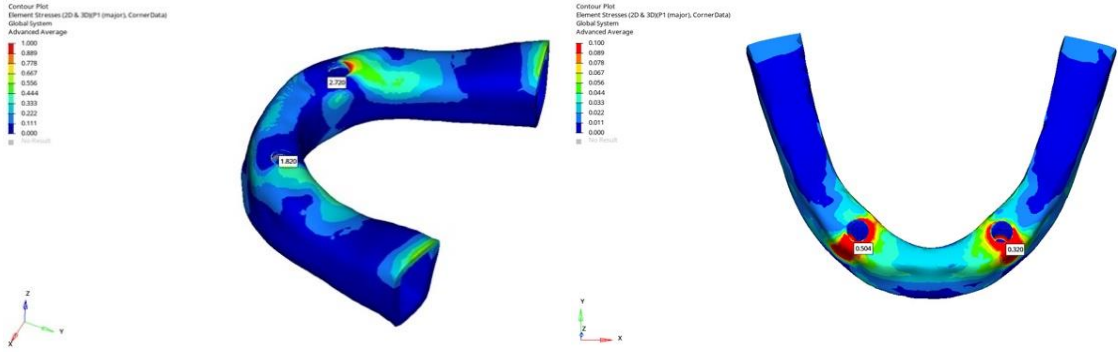
Şekil 4.18. Model 1a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



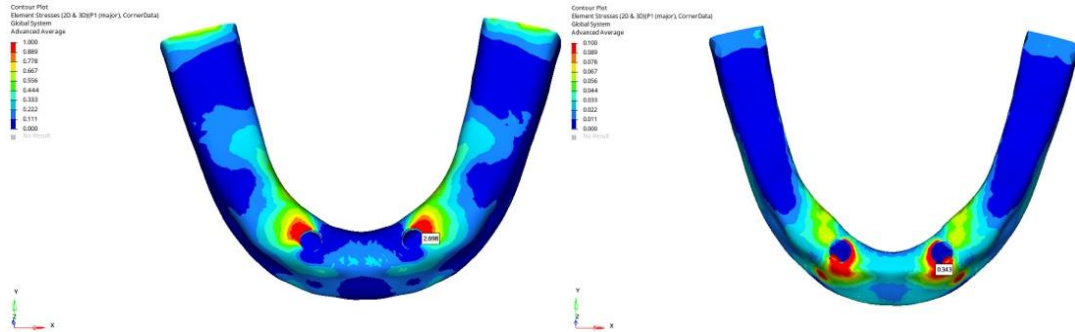
Şekil 4.19. Model 1b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



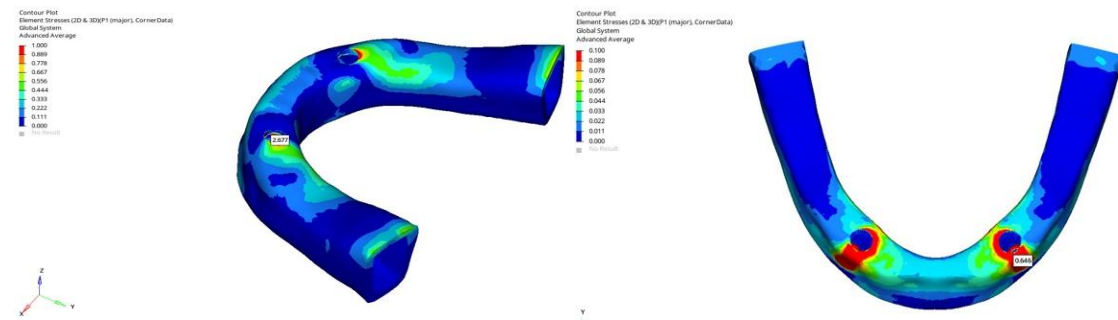
Şekil 4.20. Model 2a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



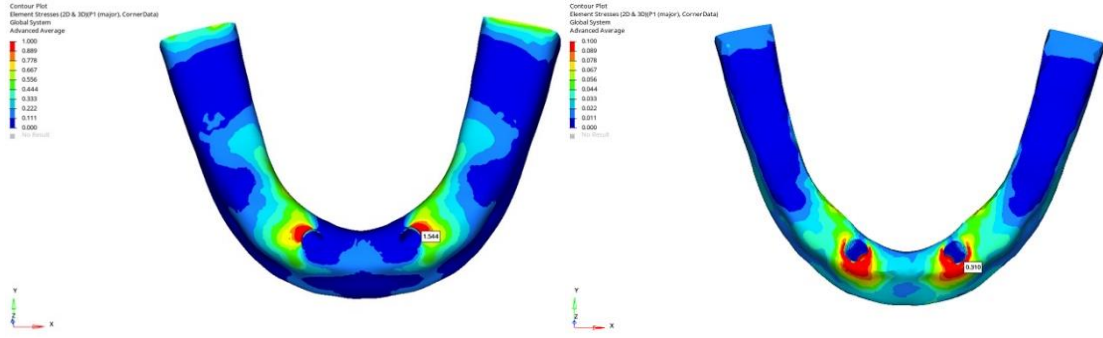
Şekil 4.21. Model 2b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



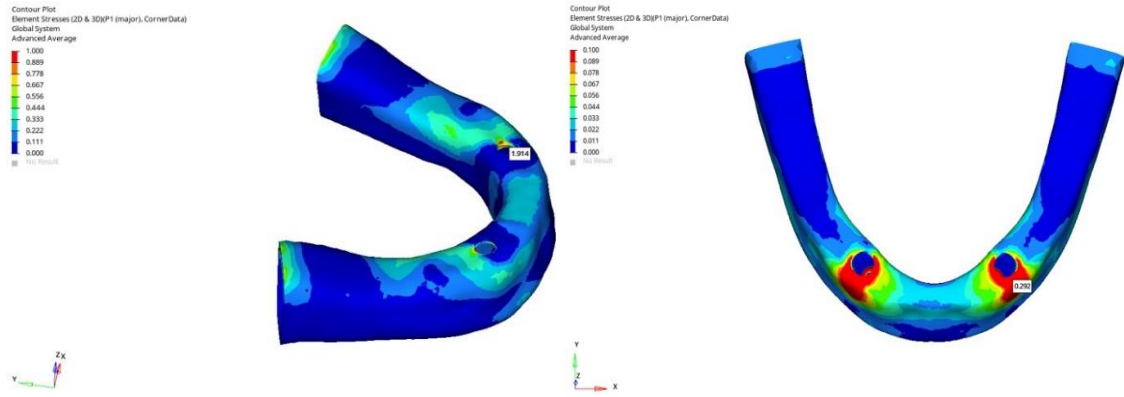
Şekil 4.22. Model 3a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



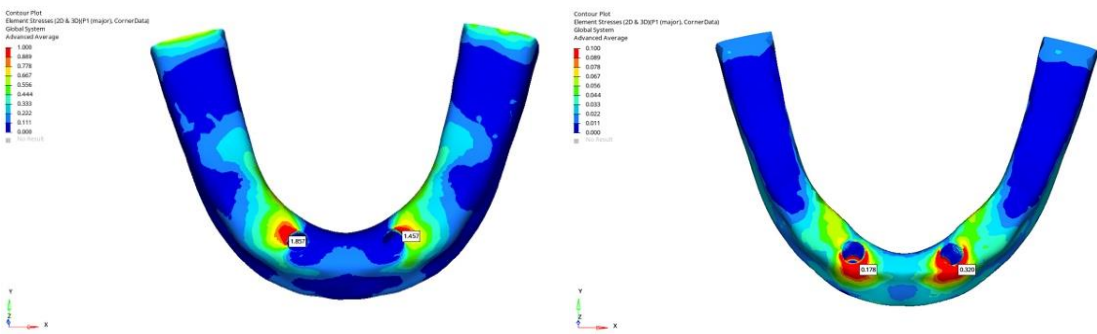
Şekil 4.23. Model 3b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



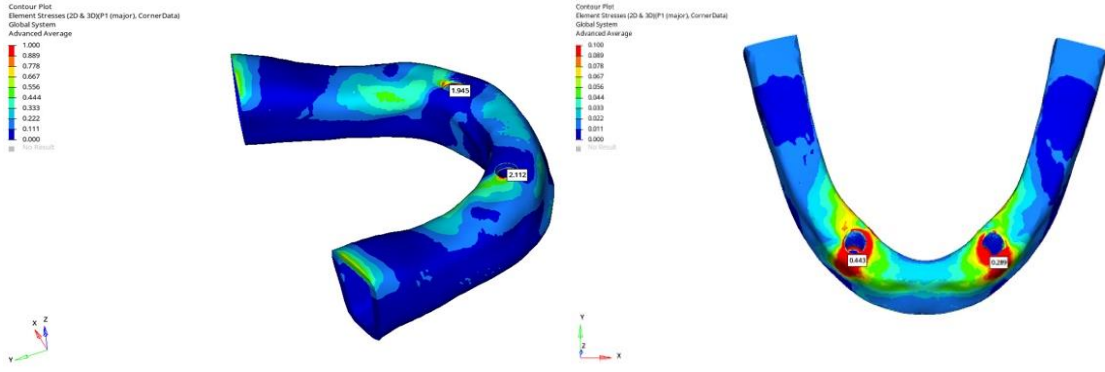
Şekil 4.24. Model 4a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



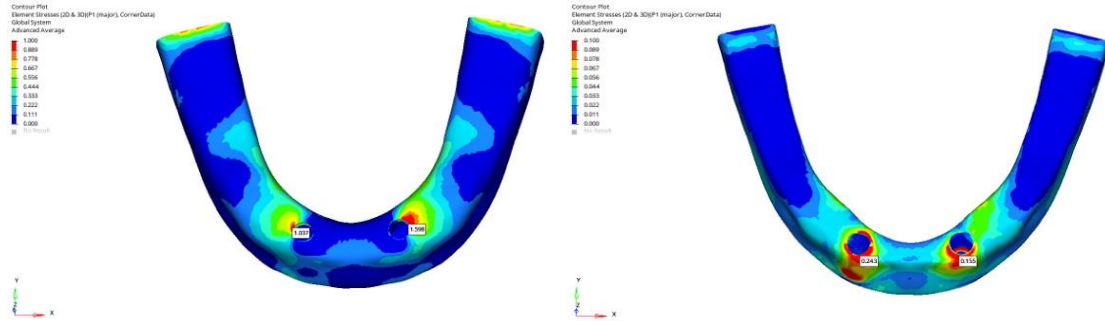
Şekil 4.25. Model 4b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



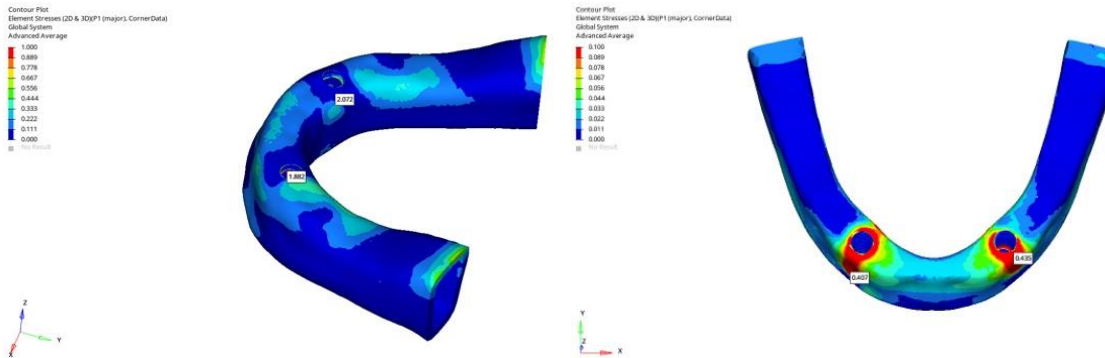
Şekil 4.26. Model 5a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



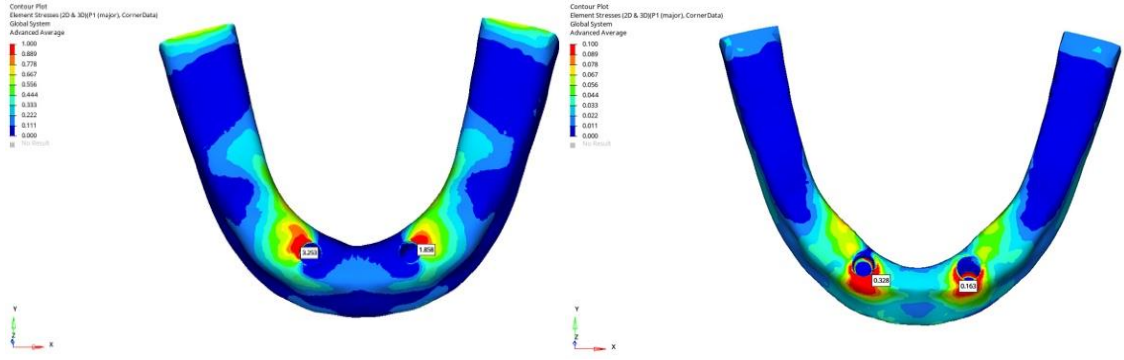
Şekil 4.27. Model 5b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



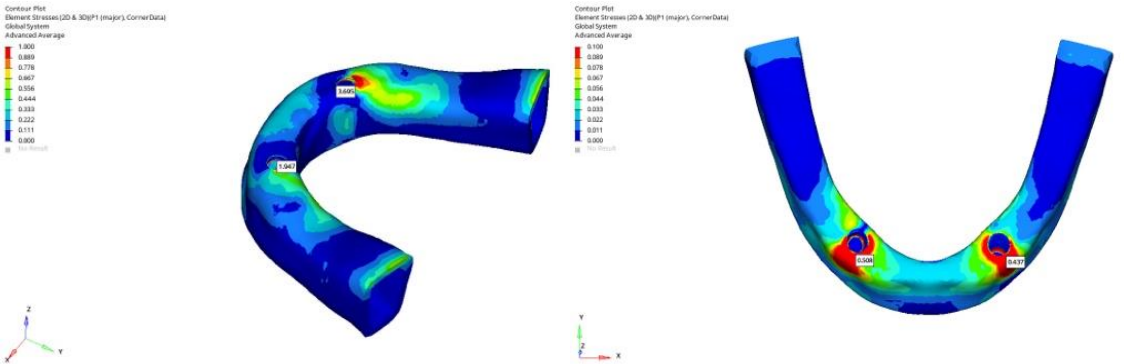
Şekil 4.28. Model 6a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



Şekil 4.29. Model 6b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



Şekil 4.30. Model 7a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



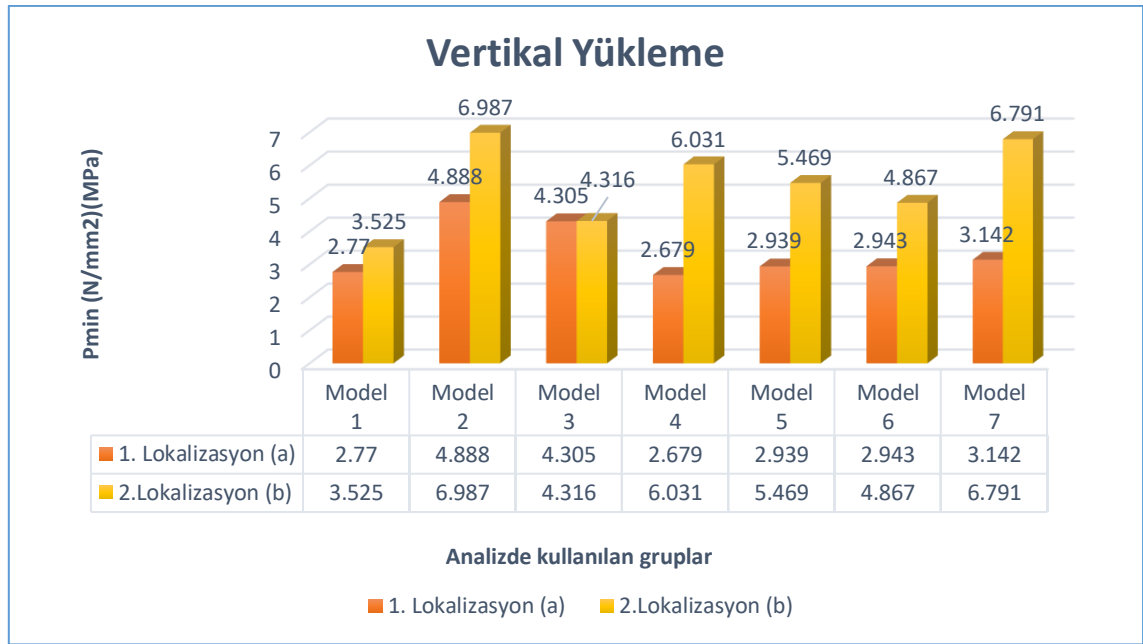
Şekil 4.31. Model 7b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları

4.1.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minumum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

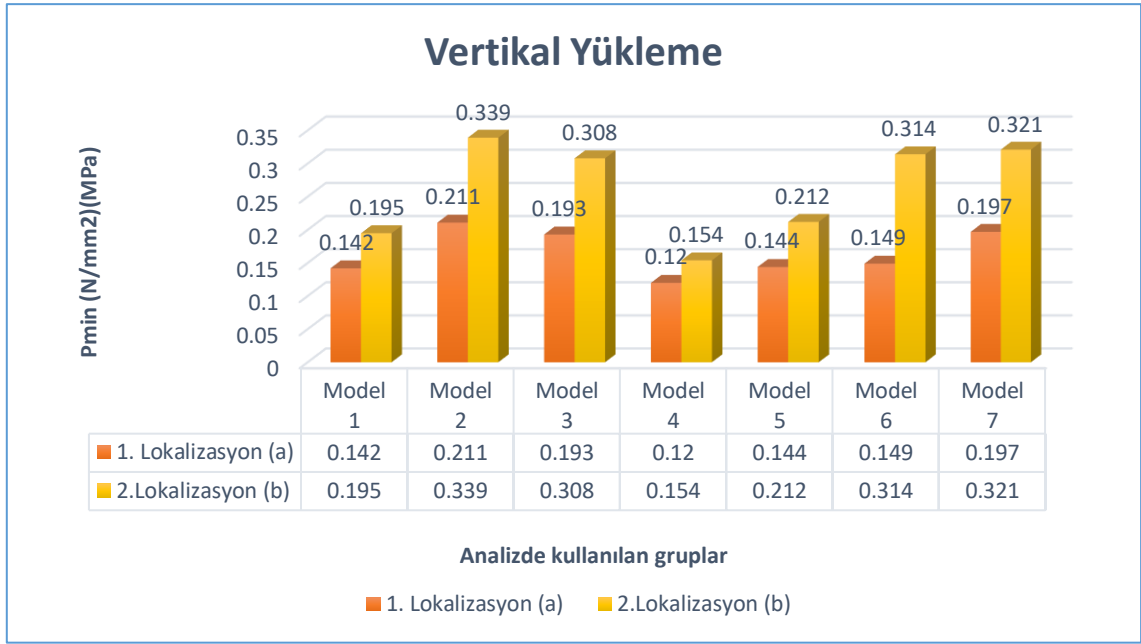
İmplant üstü protezlere uygulanan vertikal kuvvetler sonucu kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minumum principal stres (basma) değerleri Şekil 4.32. ve Şekil 4.33'te gösterilmiştir. Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelenirken minumum principal stres değerleri dikkate alınmıştır. Minumum principal stres değerleri negatif değerler olup mutlak değerleri alınmıştır. Kırmızı renk düşük değerleri gösterirken, mavi renk yüksek değerleri göstermektedir. Vertikal kuvvet

uygulaması sonucu oluşan kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minumum principle stres bulguları Şekil 4.34.-Şekil 4.47.'de gösterilmiştir.

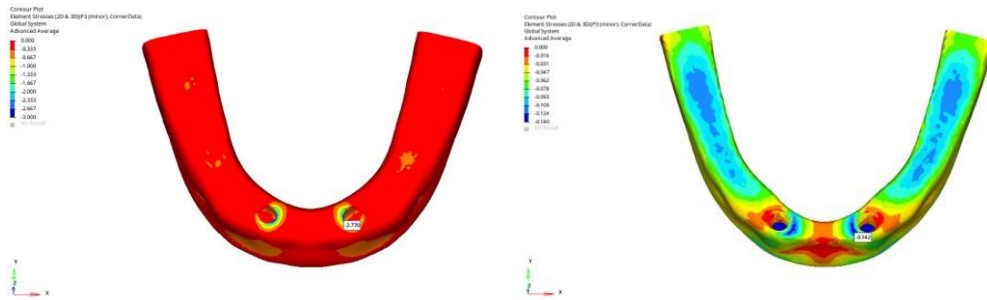
En yüksek minumum principal stres değerlerinin; birinci lokalizasyonda kortikal ve trabeküler kemikte model 2a'da olduğu belirlenmiştir. İmplantların ikinci lokalizasyona yerleştirildiği durumda kortikal ve trabeküler kemikte ise 2b'de olduğu görülmüştür.



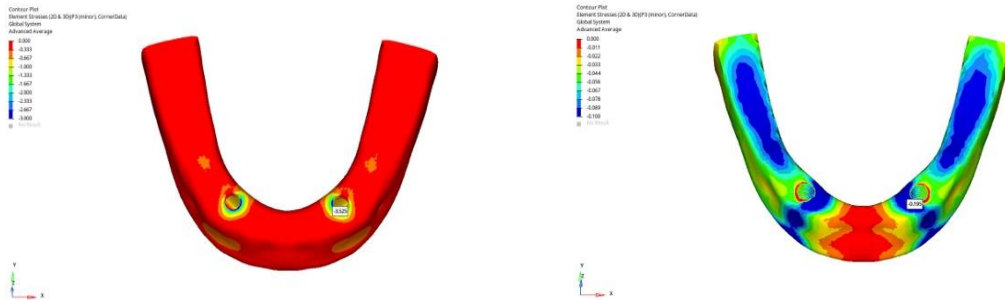
Şekil 4.32. Kortikal Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Değerleri



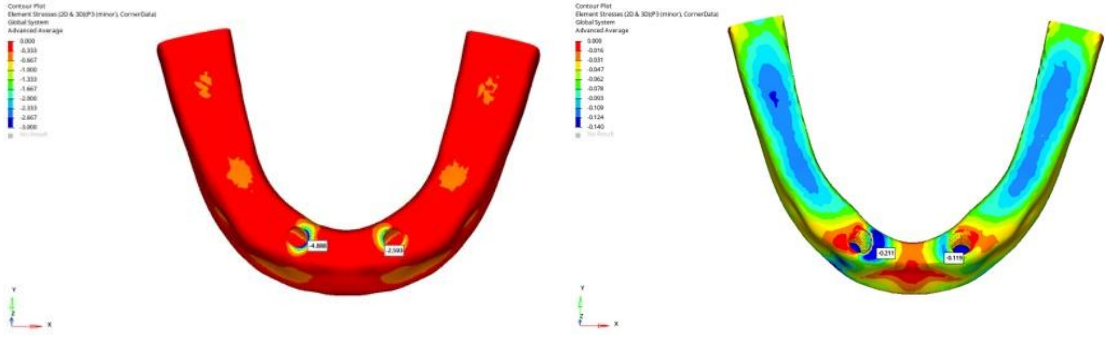
Şekil 4.33. Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri



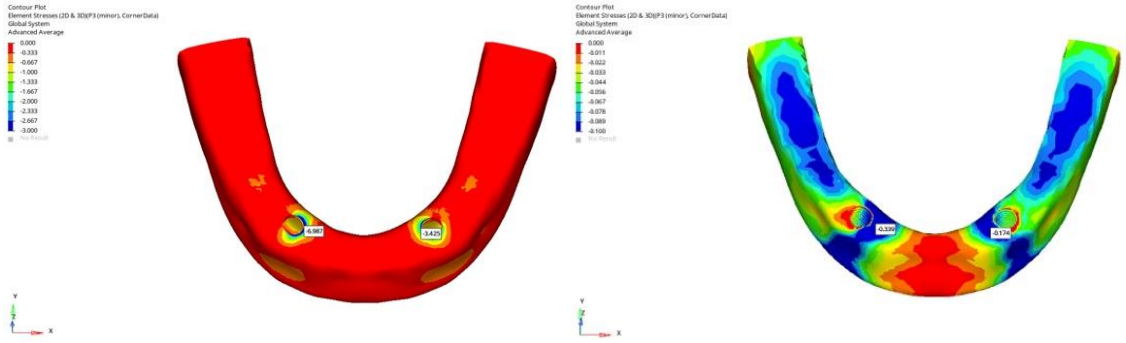
Şekil 4.34. Model 1a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları



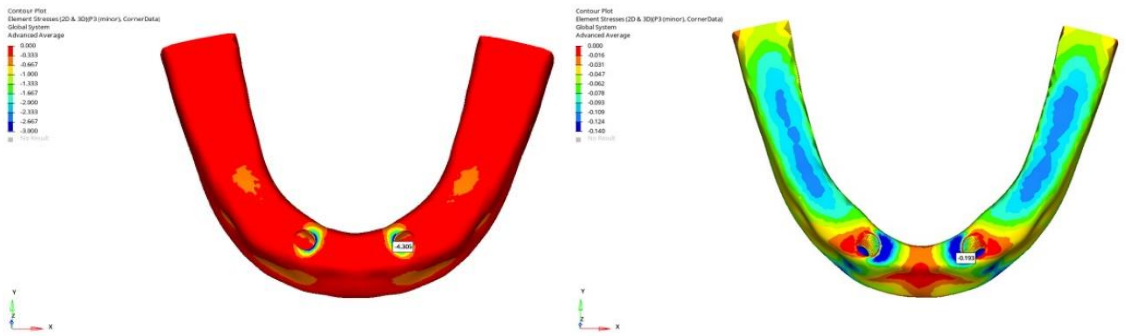
Şekil 4.35. Model 1b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları



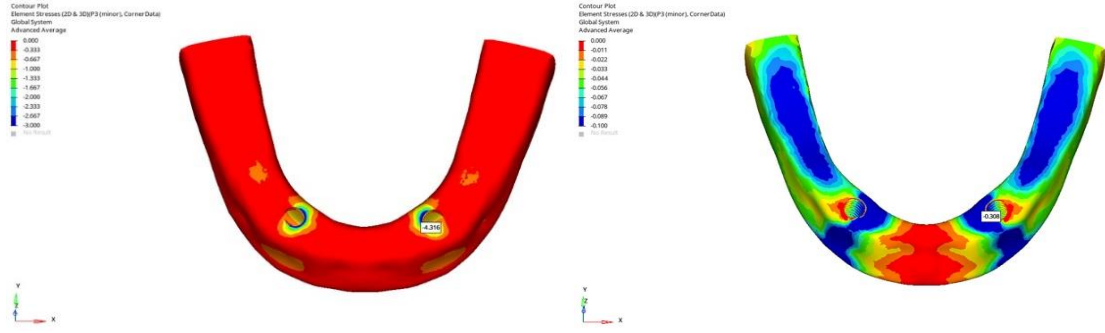
Şekil 4.36. Model 2a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları



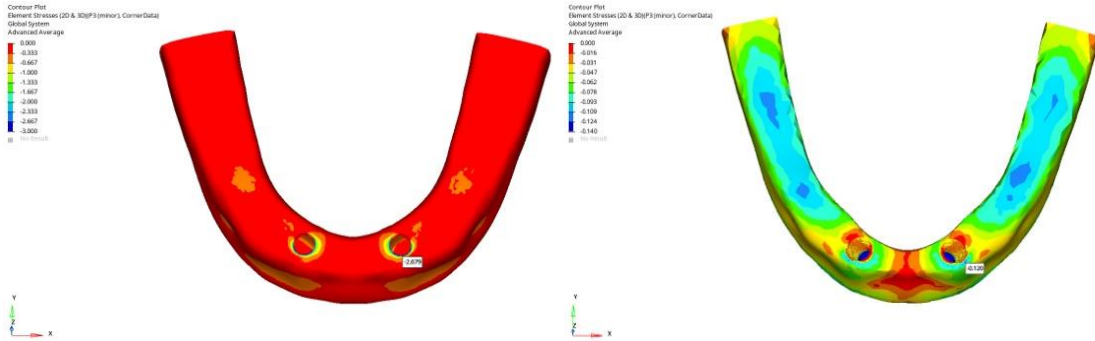
Şekil 4.37. Model 2b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları



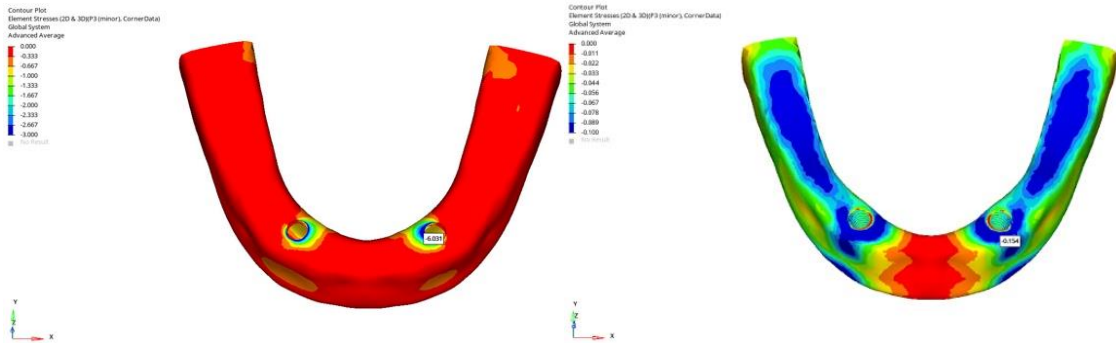
Şekil 4.38. Model 3a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları



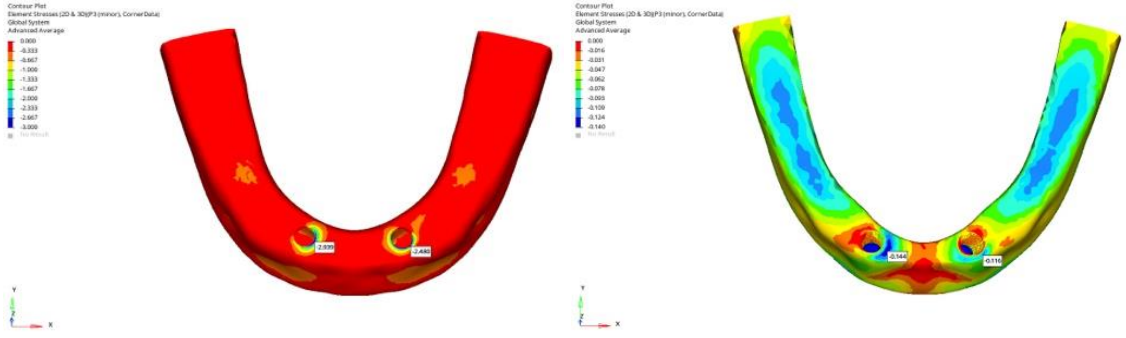
Şekil 4.39. Model 3b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stress Bulguları



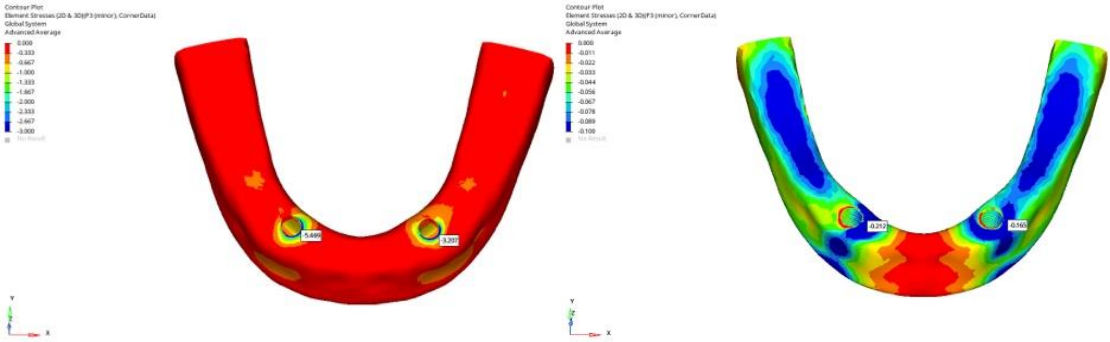
Şekil 4.40. Model 4a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stress Bulguları



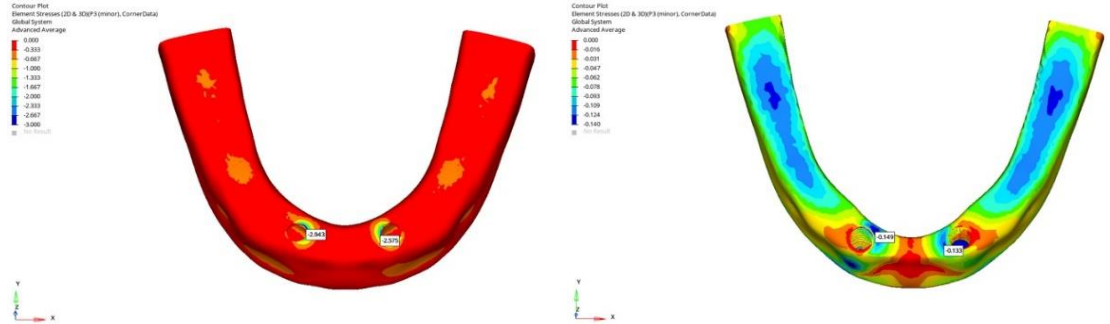
Şekil 4.41. Model 4b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stress Bulguları



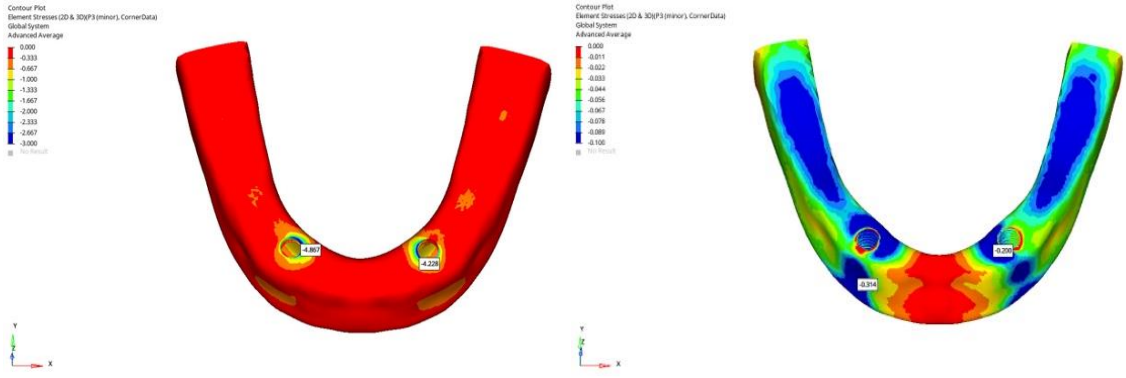
Şekil 4.42. Model 5a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları



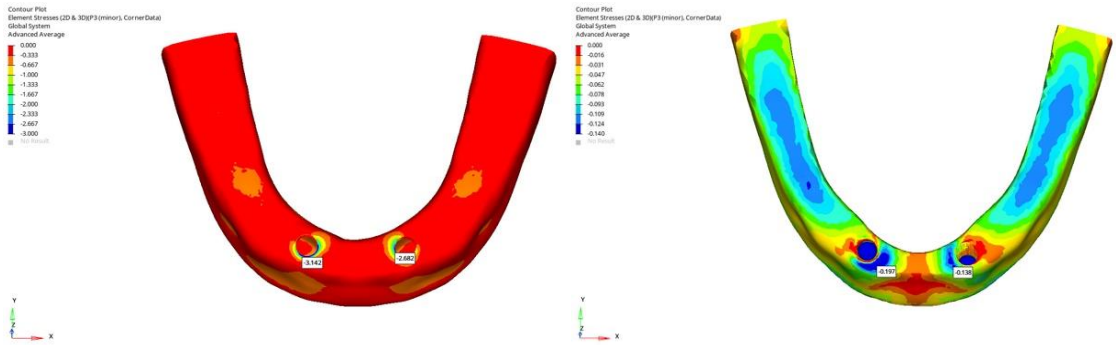
Şekil 4.43. Model 5b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları



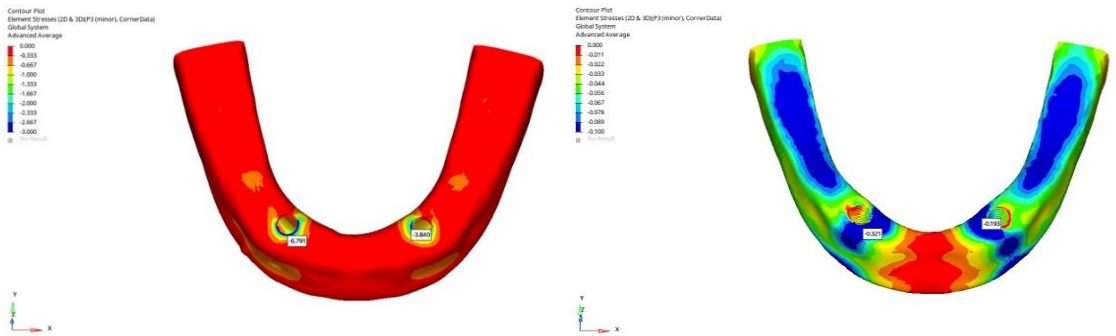
Şekil 4.44. Model 6a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları



Şekil 4.45. Model 6b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları



Şekil 4.46. Model 7a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları

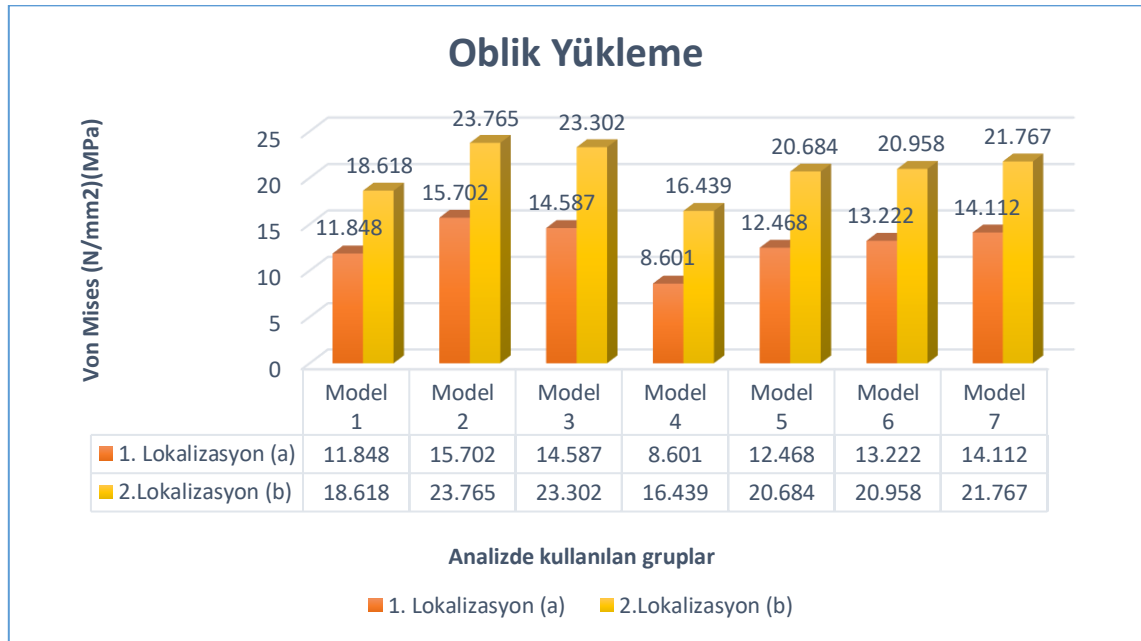


Şekil 4.47. Model 7b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Vertikal Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları

4.2. Oblik Kuvvet Uygulaması Sonucu Elde Edilen Bulgular

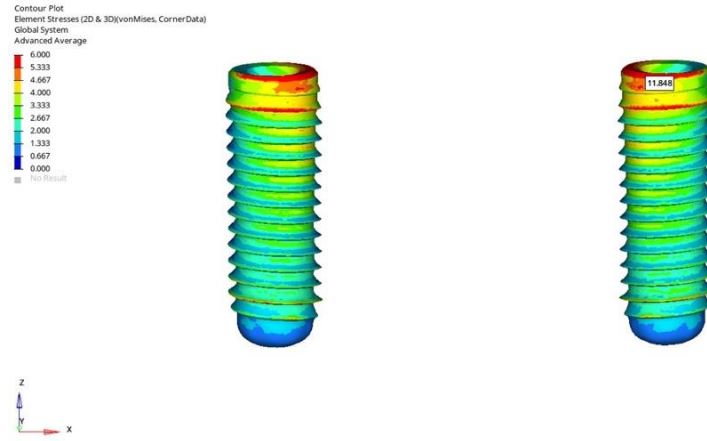
4.2.1. İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Streslerinin İncelenmesi

Oblik kuvvet uygulaması sonucu implantlar üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri Şekil 4.48.'de gösterilmiştir. En yüksek von Mises stres değerlerinin; implantların kanin ve lateral dişin birleşim noktasına (1.lokalizasyon) yerleştirildiği model 2a'da 15,702 Mpa, implantların kanin ve 1.premolar dişin birleşim noktasına yerleştirildiği (2.lokalizasyon) model 2b'de 23,765 Mpa olarak ölçülmüştür. En yüksek von Mises stres değerinin 2.lokalizasyonda ve implantların birinin meziale açıldığı diğerinin dik olduğu modelde olduğu tespit edilmiştir. Tüm modellerde stresin implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı ve implantın apeksine doğru azaldığı belirlenmiştir.

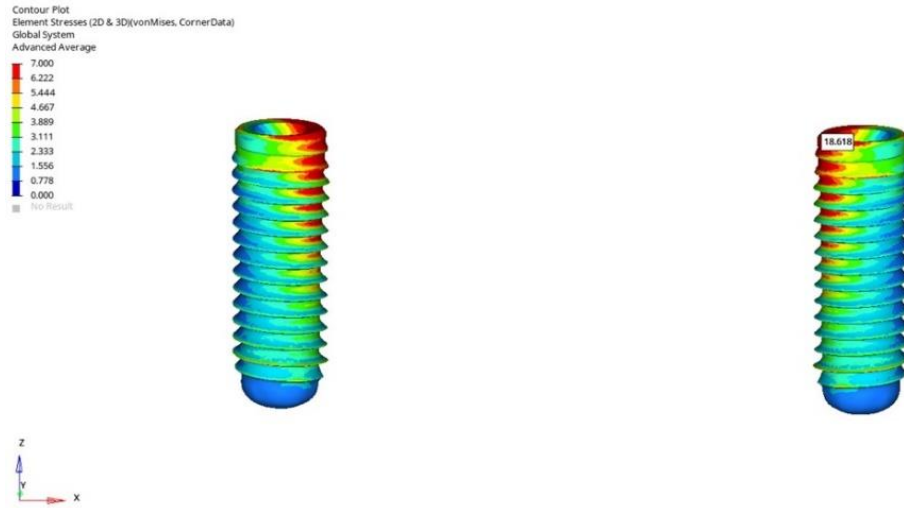


Şekil 4.48. İmplantlar Üzerinde Oblik Yükleme Sonucu Oluşan En Yüksek von Mises Stres Değerleri

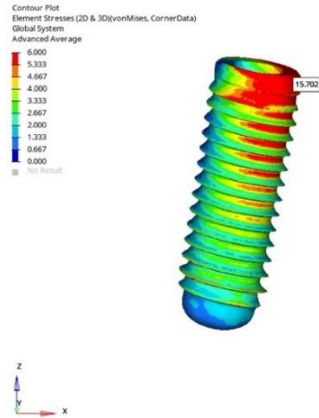
Oblik kuvvet uygulaması sonucu implantlar üzerinde oluşan von Mises stres bulguları Şekil 4.49.-Şekil 4.62.'de gösterilmiştir.



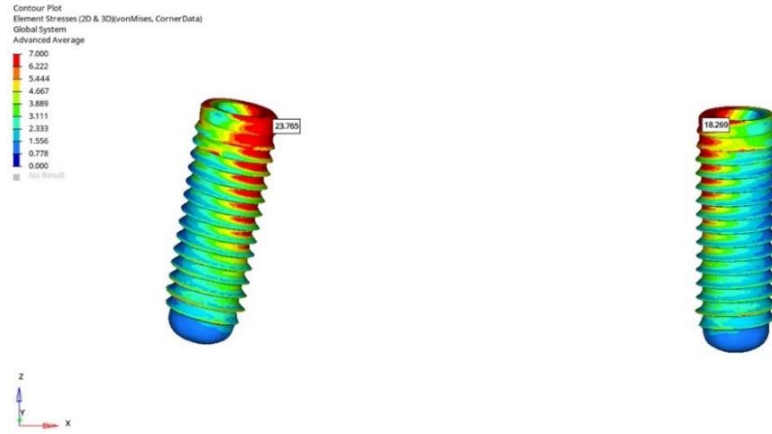
Şekil 4.49. Model 1a Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



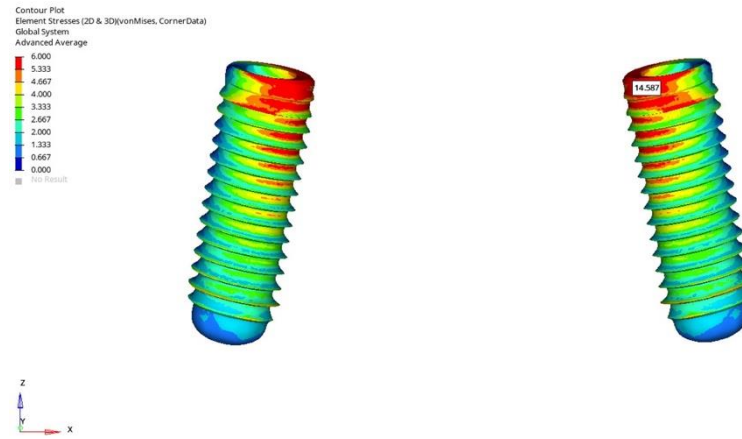
Şekil 4.50. Model 1b Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



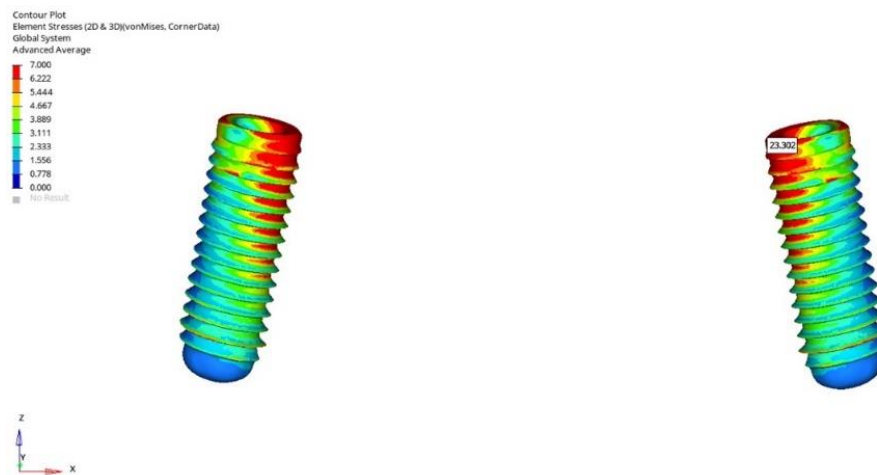
Şekil 4.51. Model 2a Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



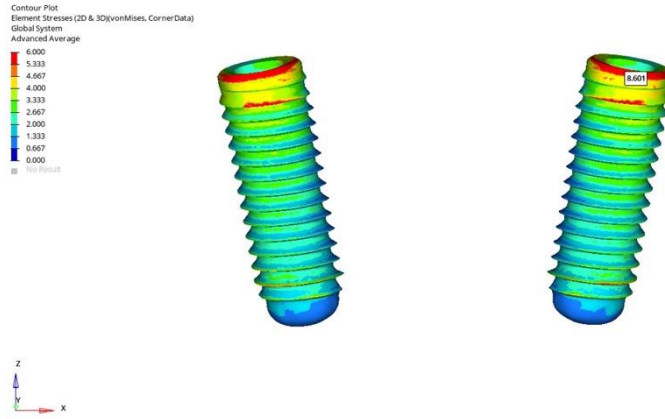
Şekil 4.52. Model 2b Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



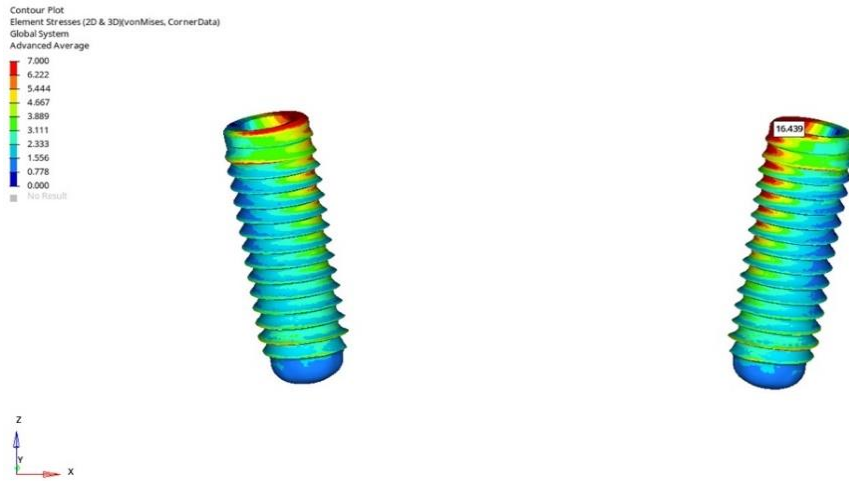
Şekil 4.53. Model 3a Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



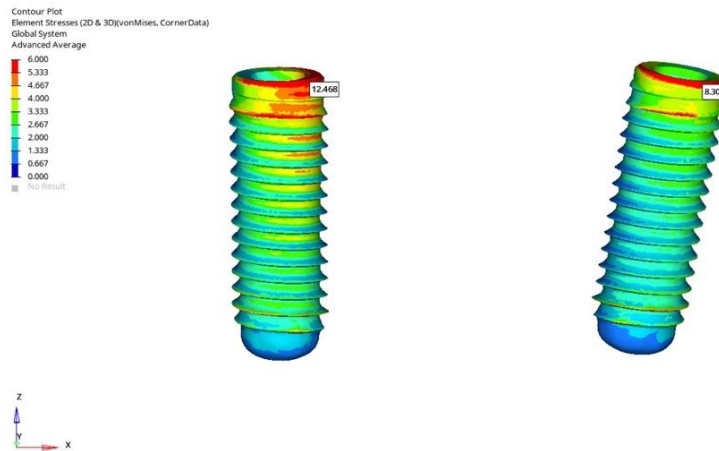
Şekil 4.54. Model 3b Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



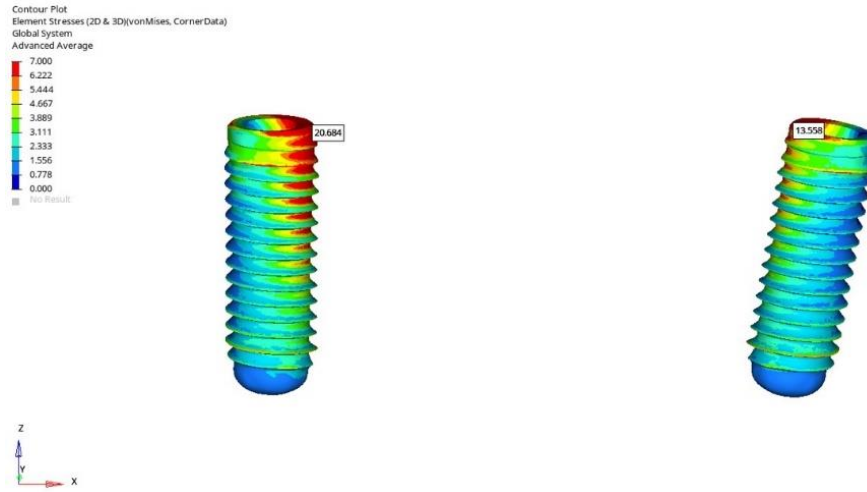
Şekil 4.55. Model 4a Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



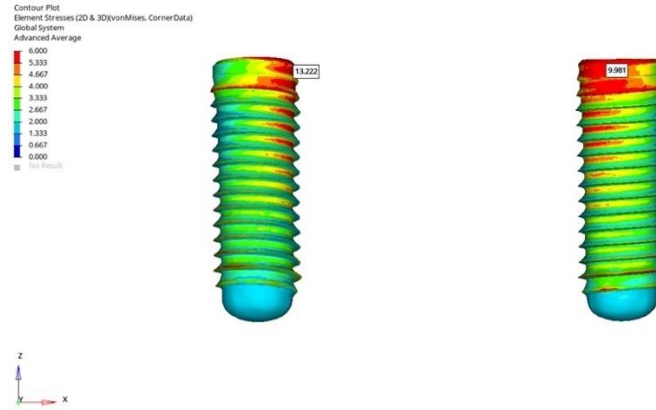
Şekil 4.56. Model 4b Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



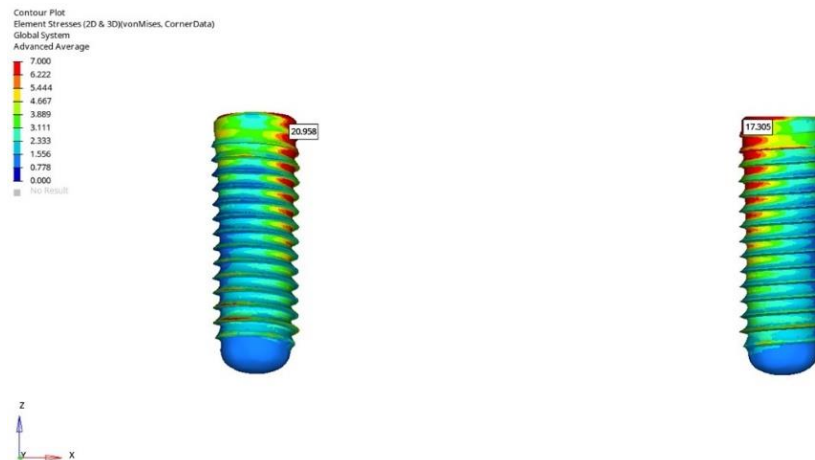
Şekil 4.57. Model 5a Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



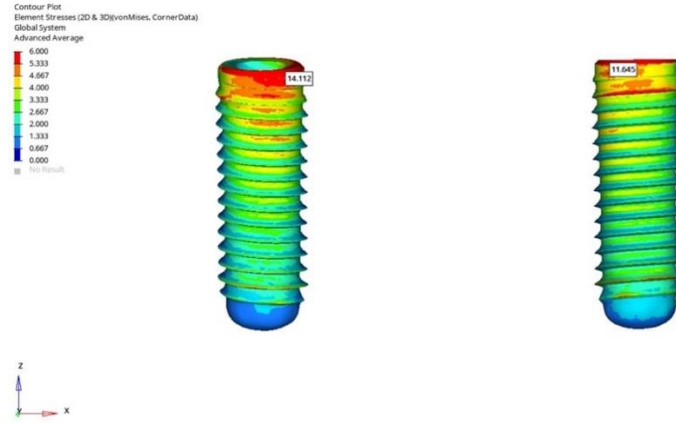
Şekil 4.58. Model 5b Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



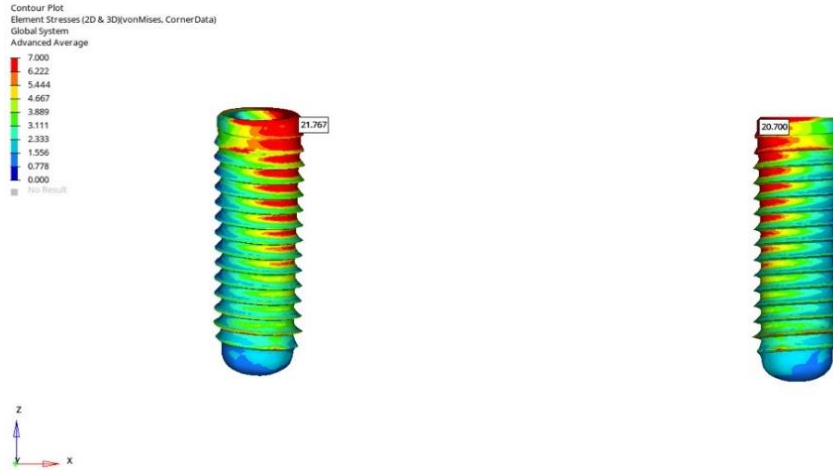
Şekil 4.59. Model 6a Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



Şekil 4.60. Model 6b Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



Şekil 4.61. Model 7a Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları



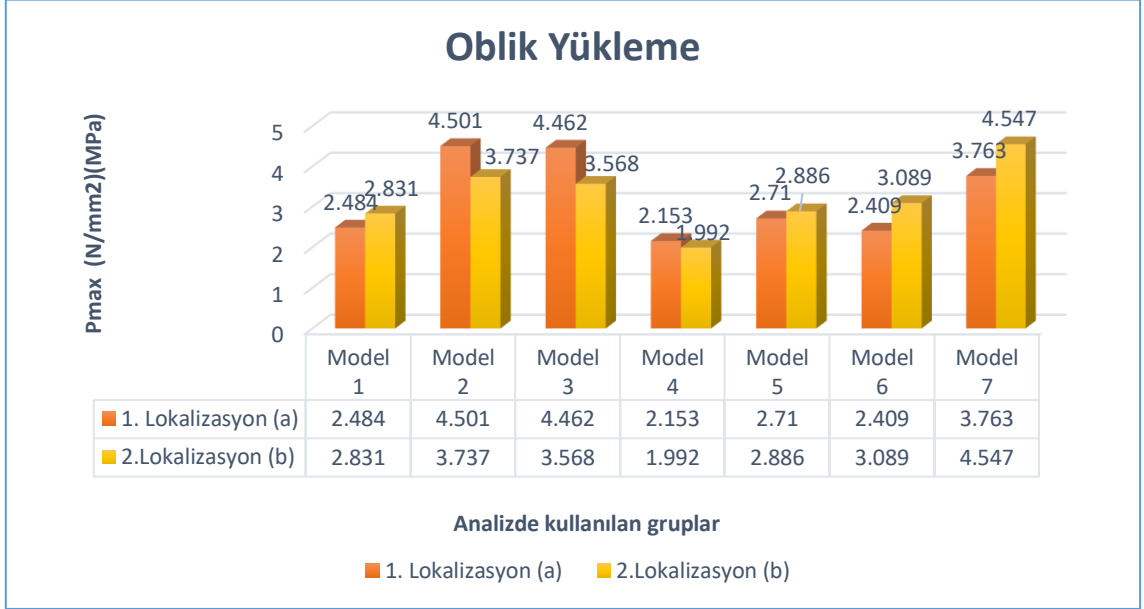
Şekil 4.62. Model 7b Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Von Mises Stres Bulguları

4.2.2. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

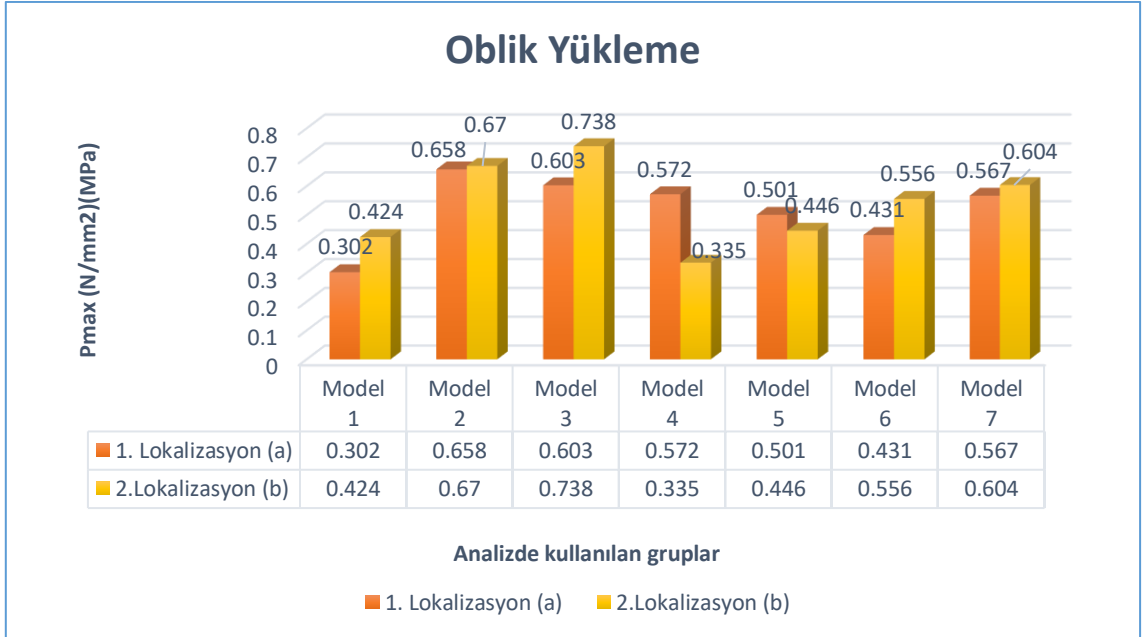
Uygulanan oblik kuvvetler sonucu kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum principal stres (çekme) değerleri Şekil 4.63. ve Şekil 4.64'te gösterilmiştir. Bu değerler pozitif değerler olup renk olarak maviden kırmızıya doğru gittikçe strain değerinin arttığını göstermektedir.

En yüksek maksimum principal stres değerlerinin; birinci lokalizasyonda kortikal ve trabeküler kemikte model 2a'da olduğu belirlenmiştir. İmplantların ikinci

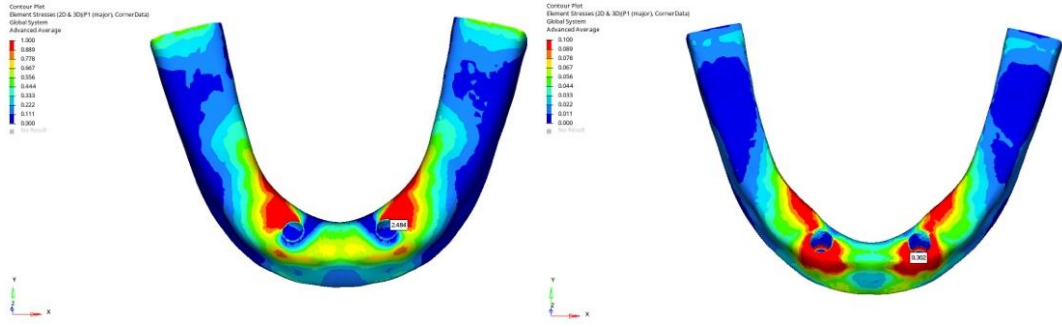
lokalizasyona yerleştirildiği durumda kortikal kemikte model 7b’de, trabeküler kemikte ise 3b’de olduğu görülmüştür. Oblik kuvvet uygulaması sonucu oluşan kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum principle stres bulguları Şekil 4.65.-Şekil 4.78.’de gösterilmiştir.



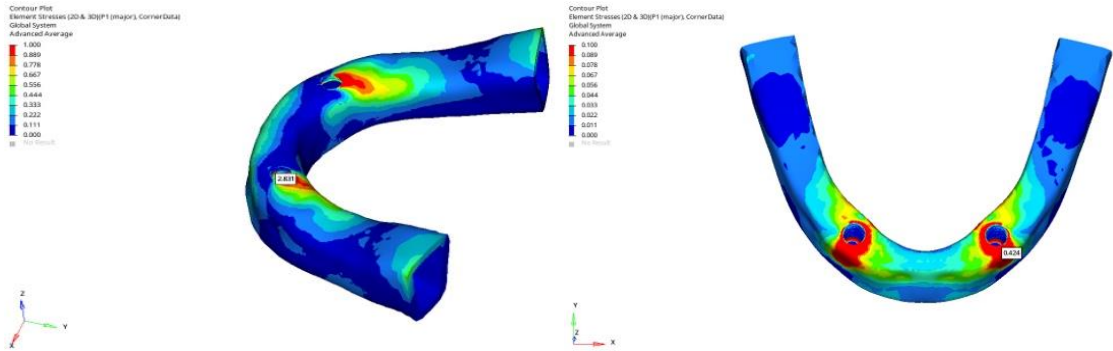
Şekil 4.63. Kortikal Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri



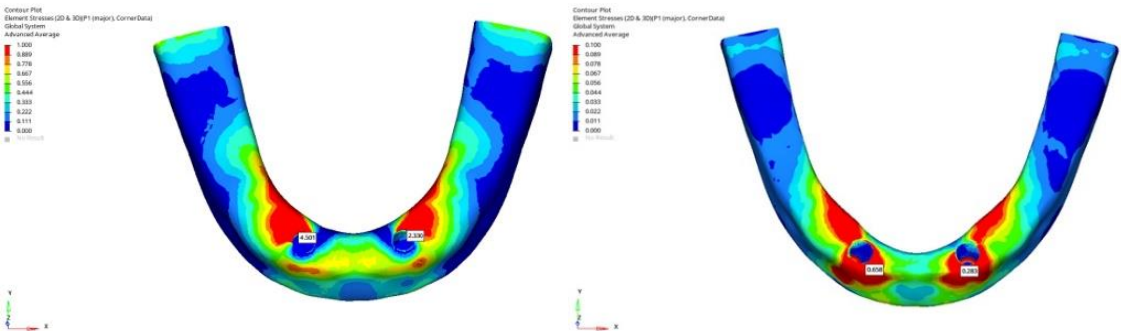
Şekil 4.64. Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Değerleri



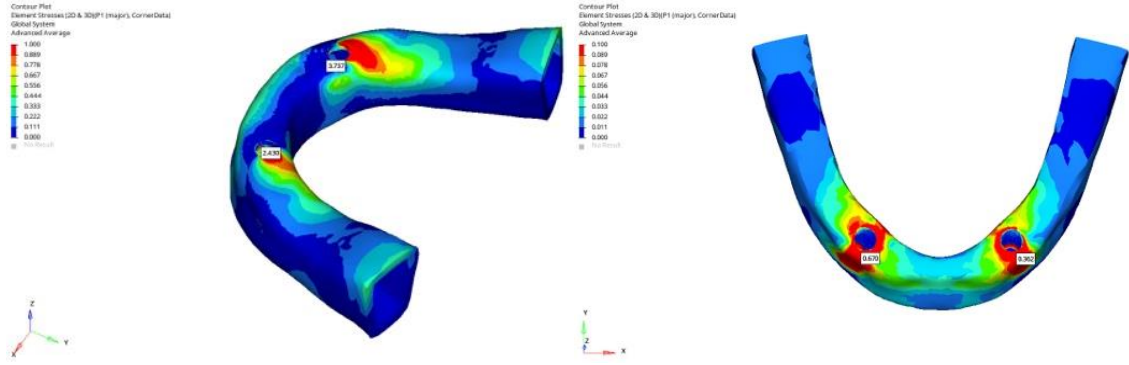
Şekil 4.65. Model 1a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



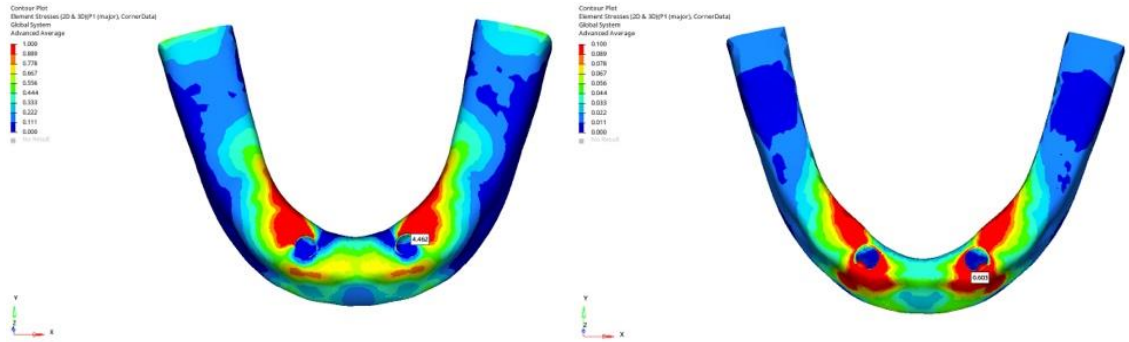
Şekil 4.66. Model 1b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



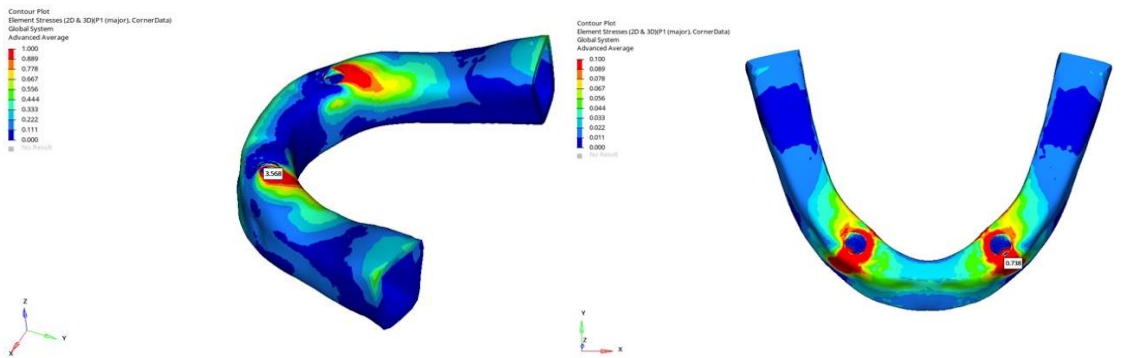
Şekil 4.67. Model 2a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



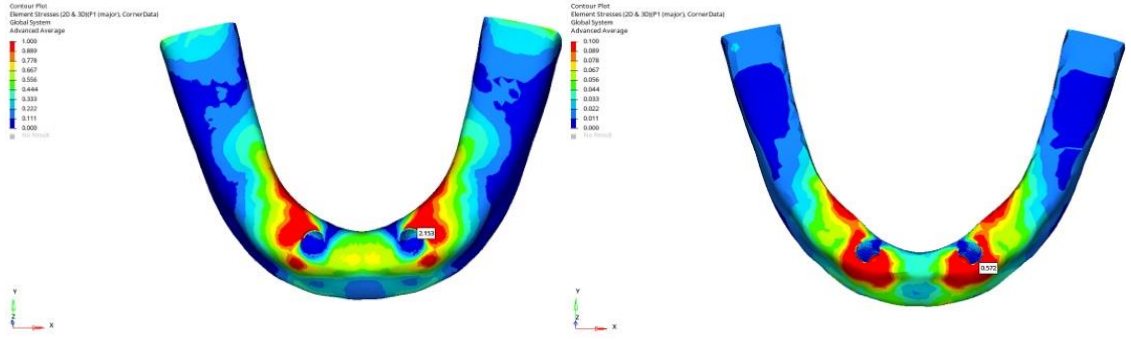
Şekil 4.68. Model 2b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



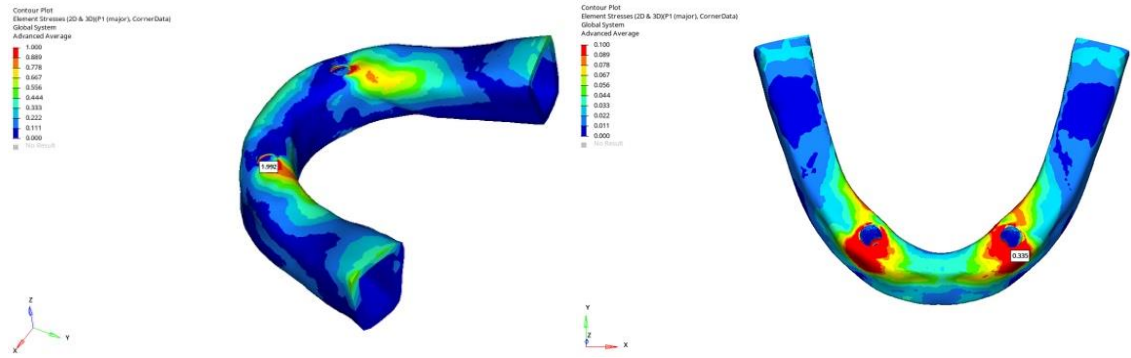
Şekil 4.69. Model 3a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



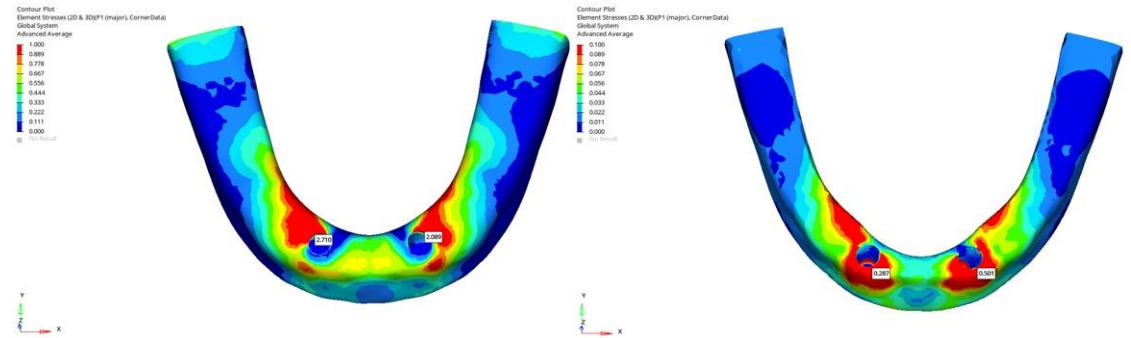
Şekil 4.70. Model 3b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



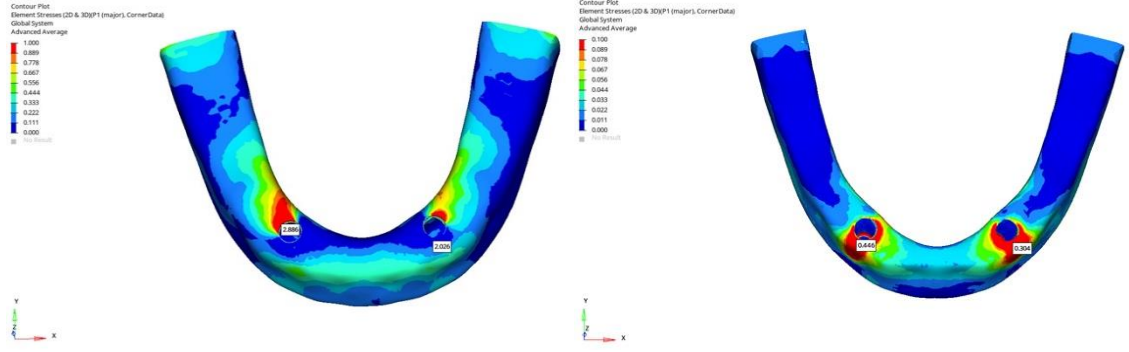
Şekil 4.71. Model 4a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



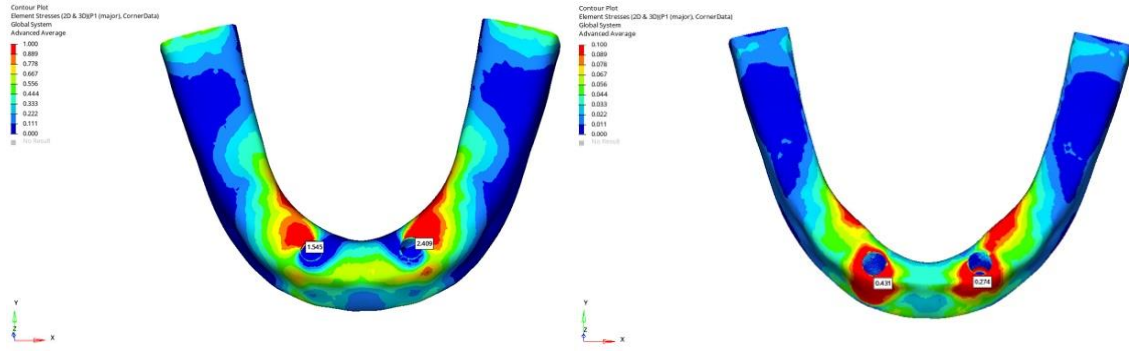
Şekil 4.72. Model 4b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



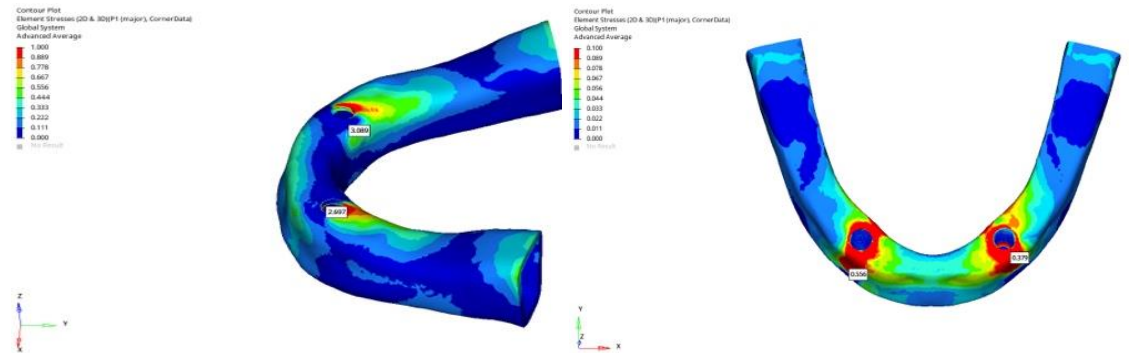
Şekil 4.73. Model 5a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



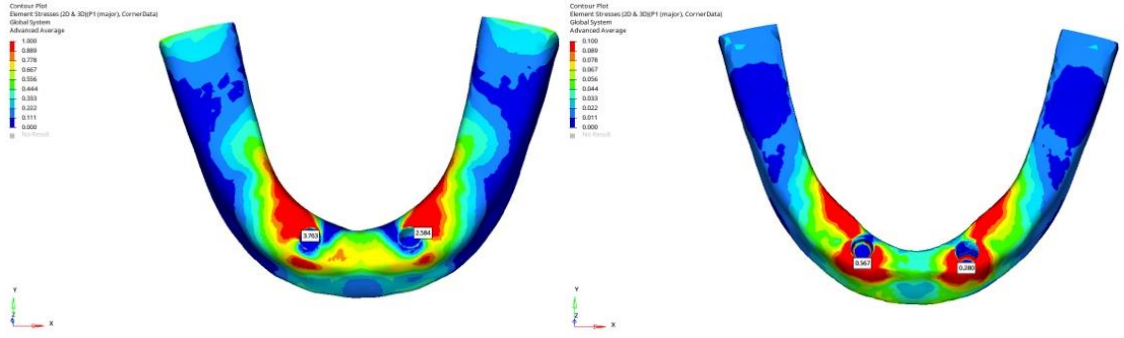
Şekil 4.74. Model 5b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



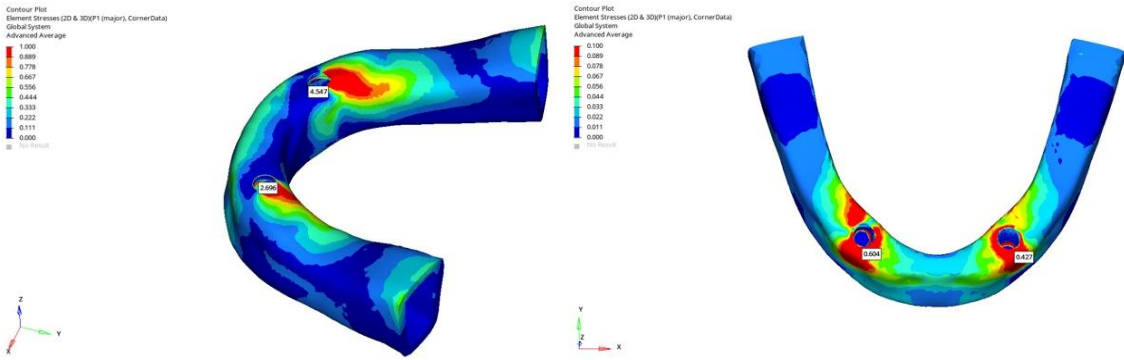
Şekil 4.75. Model 6a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



Şekil 4.76. Model 6b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



Şekil 4.77. Model 7a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları



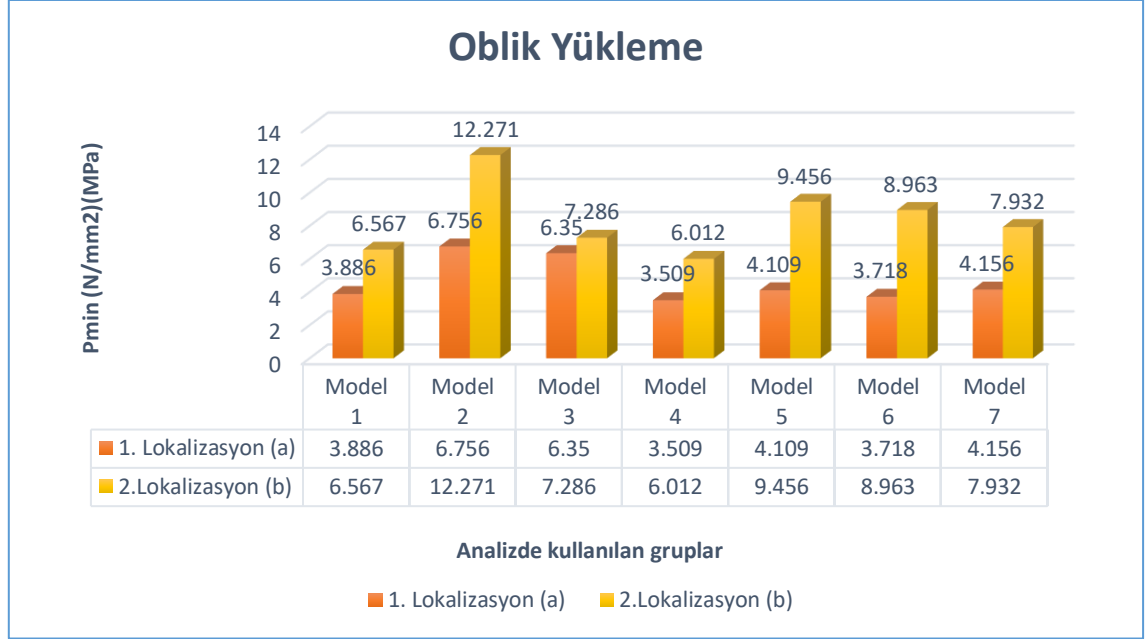
Şekil 4.78. Model 7b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Maksimum Principal Stres Bulguları

4.2.3. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minumum Principal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

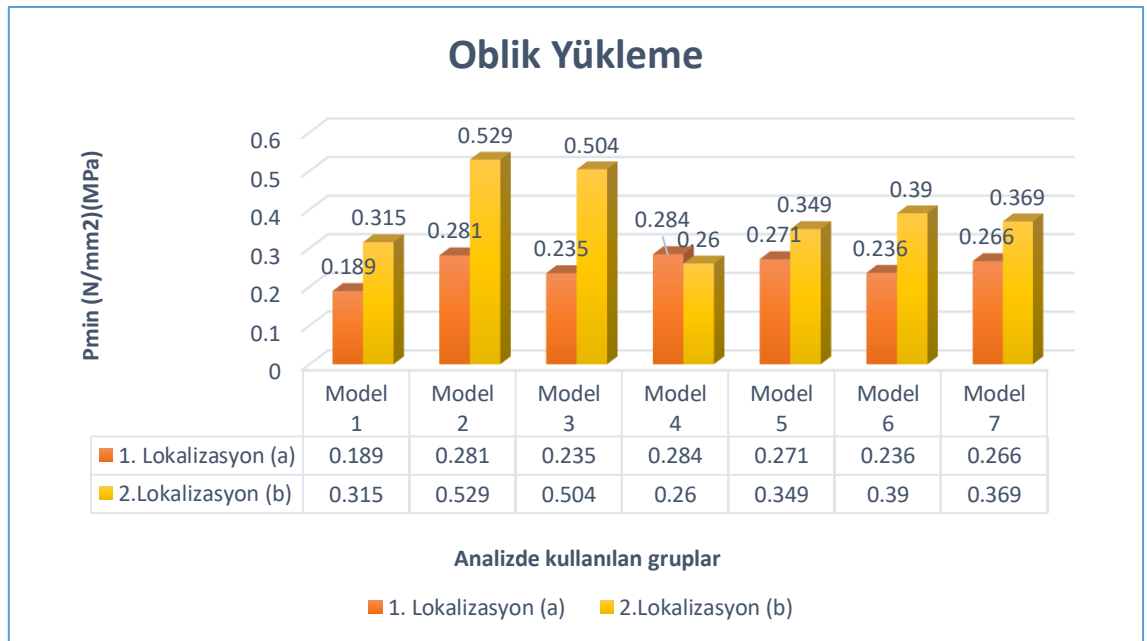
İmplant üstü protezlere uygulanan oblik kuvvetler sonucu kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minumum principal stres (basma) değerleri Şekil 4.79. ve Şekil 4.80’de gösterilmiştir. Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelenirken minumum principal stres değerleri dikkate alınmıştır. Minumum principal stres değerleri negatif değerler olup mutlak değerleri alınmıştır. Kırmızı renk düşük değerleri gösterirken, mavi renk yüksek değerleri göstermektedir.

En yüksek minumum principal stres değerlerinin; birinci lokalizasyonda kortikal kemikte model 2a’da trabeküler kemikte ise model 4a’da olduğu belirlenmiştir. İmplantların ikinci lokalizasyona yerleştirildiği durumda kortikal ve trabeküler kemikte

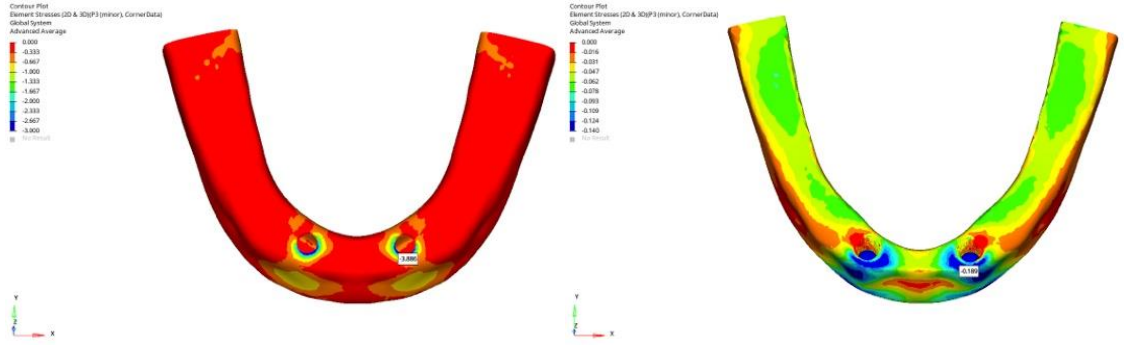
ise model 2b’de olduğu görülmüştür. Oblik kuvvet uygulaması sonucu oluşan kortikal ve trabeküler kemikte oluşan mininum principle stres bulguları Şekil 4.81.-Şekil 4.94.’te gösterilmiştir.



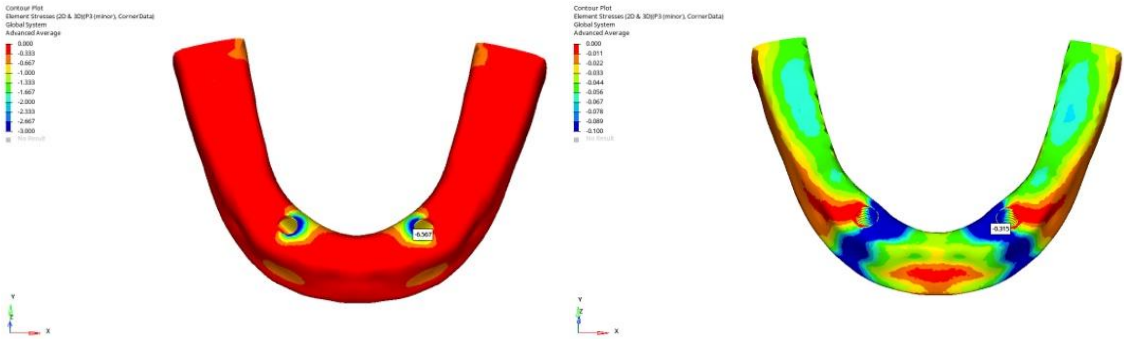
Şekil 4.79. Kortikal Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Değerleri



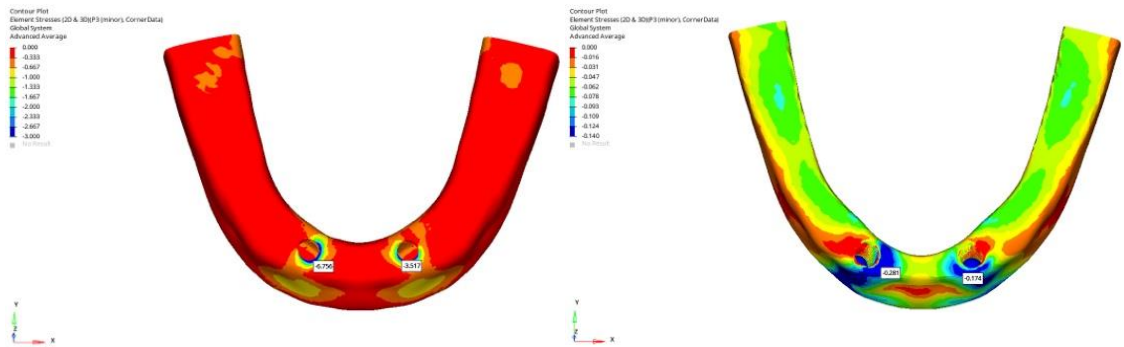
Şekil 4.80. Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Değerleri



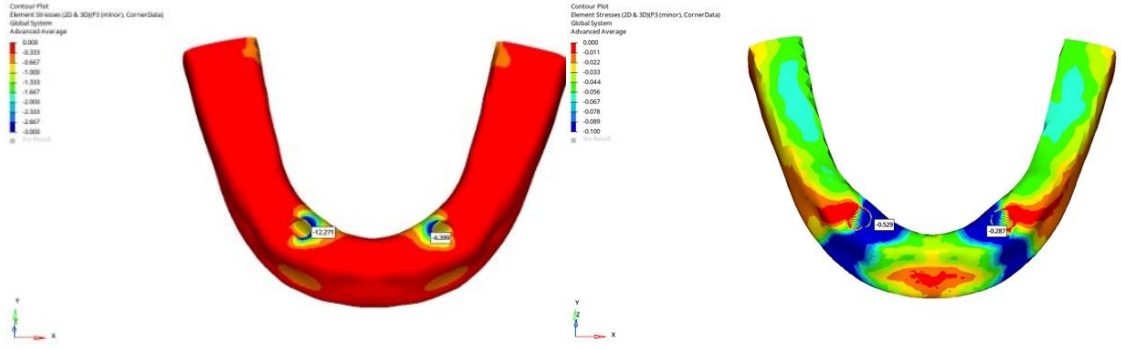
Şekil 4.81. Model 1a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları



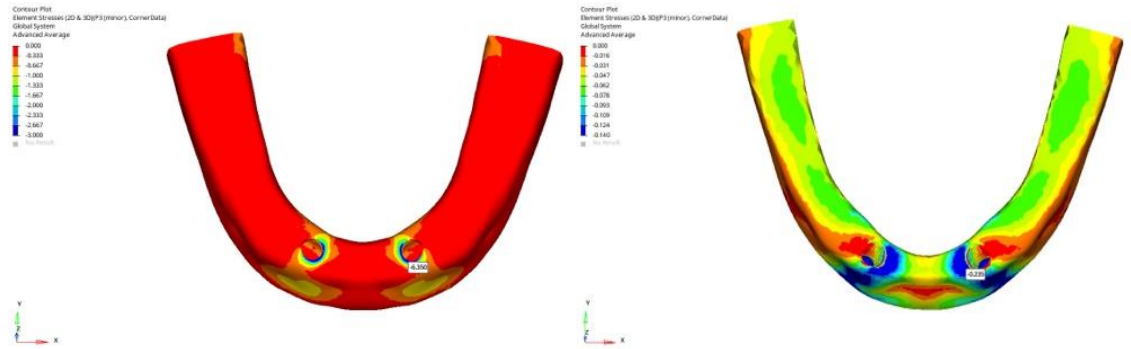
Şekil 4.82. Model 1b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları



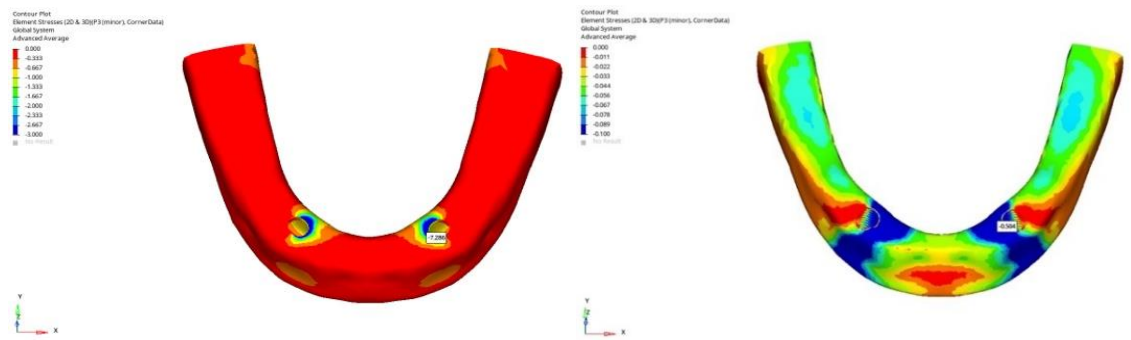
Şekil 4.83. Model 2a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları



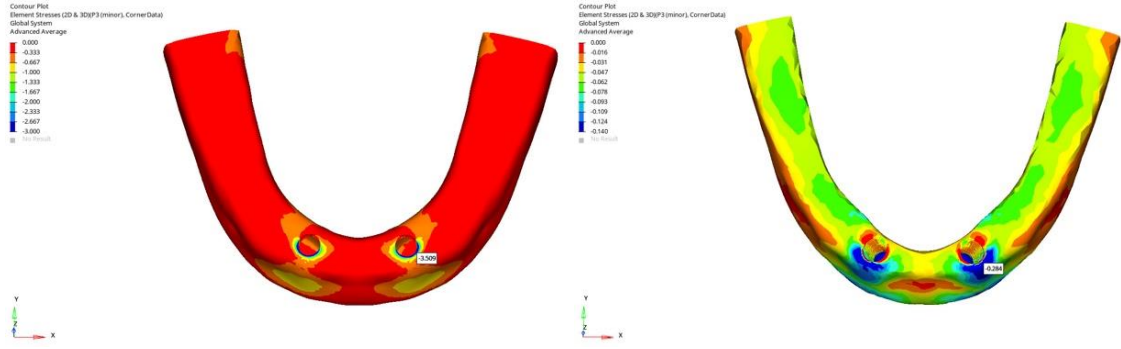
Şekil 4.84. Model 2b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları



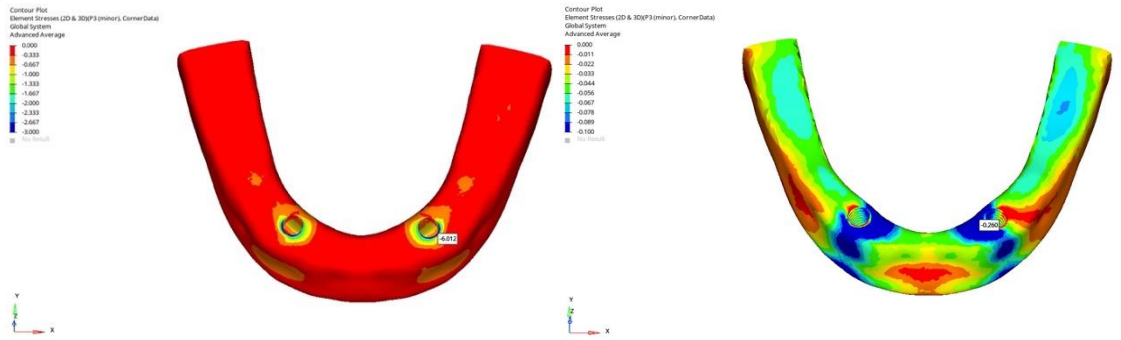
Şekil 4.85. Model 3a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları



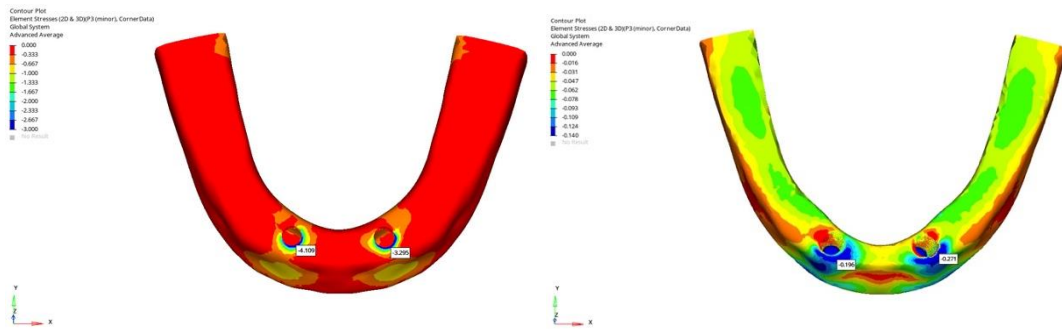
Şekil 4.86. Model 3b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları



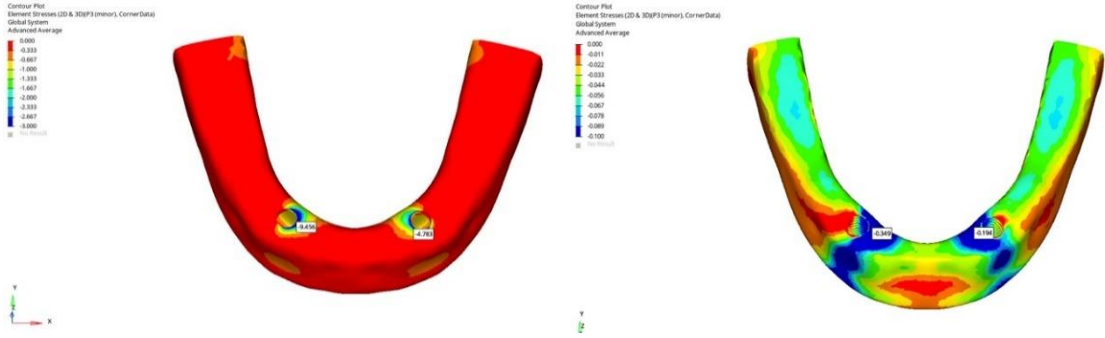
Şekil 4.87. Model 4a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Strain Değerleri



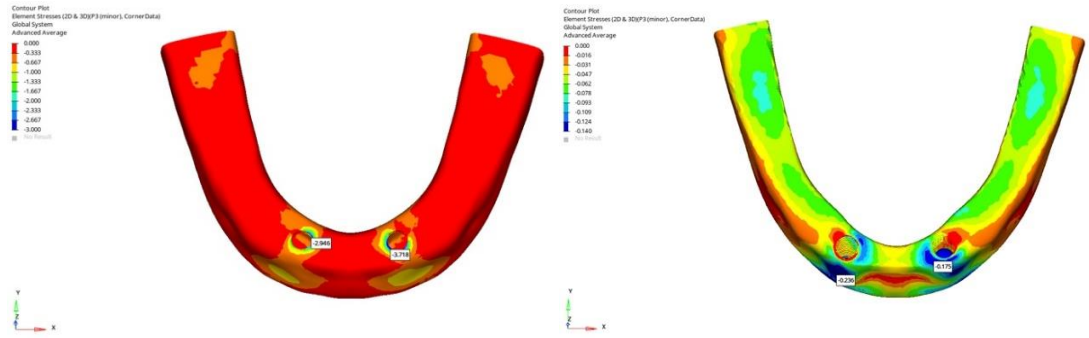
Şekil 4.88. Model 4b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları



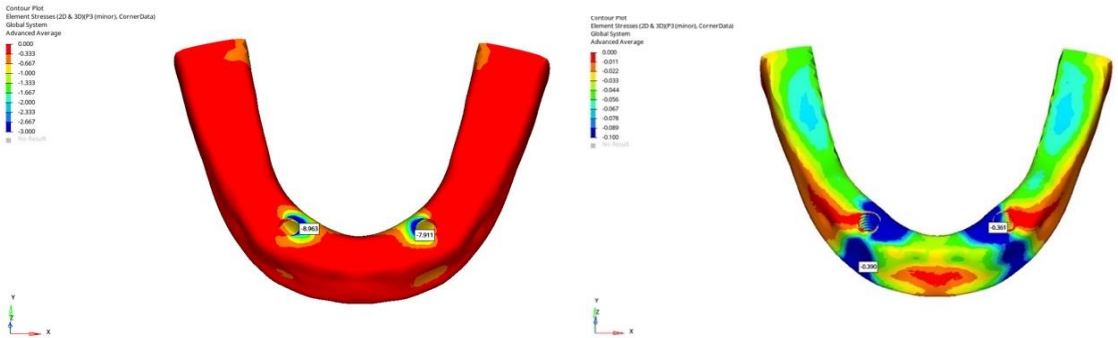
Şekil 4.89. Model 5a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları



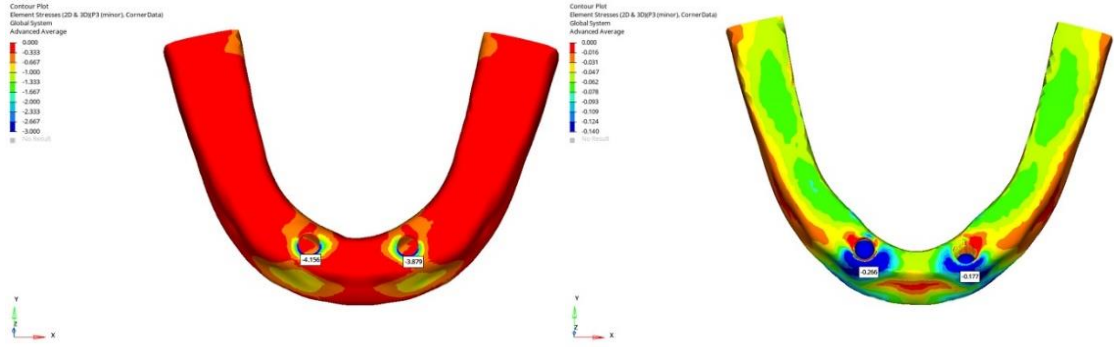
Şekil 4.90. Model 5b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Stres Bulguları



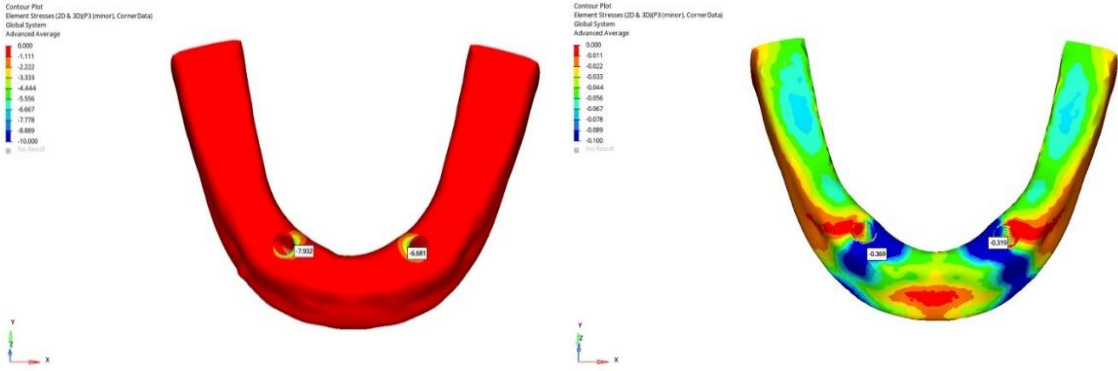
Şekil 4.91. Model 6a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Stres Bulguları



Şekil 4.92. Model 6b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minimum Principal Stres Bulguları



Şekil 4.93. Model 7a Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları



Şekil 4.94. Model 7b Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oblik Yükleme Sonucu Oluşan Minumum Principal Stres Bulguları

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında dişsiz alt çeneye farklı açılarda ve lokalizasyonlarda yerleştirilen iki implant üzerine tasarlanan locator tutuculu overdenture protezler incelenmiştir. Hazırlanan 14 farklı grubun implant üzerindeki von Mises stres dağılımları ile kortikal ve trabeküler kemik üzerindeki maksimum ve minimum principal stres değerleri karşılaştırılmıştır. Sonuçlara göre implantlarda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri oblik yük altındaki model 2b' de (2. lokalizasyonda implantların orta hatta göre biri 10° meziale eğimli, diğeri orta hatta göre paralel), kortikal kemikte oluşan en yüksek maksimum principal stres değeri oblik yük altındaki model 7b'de (2. lokalizasyonda implantlardan biri 10° vestibüle eğimli, diğeri okluzal düzleme dik), trabeküler kemikte oluşan en yüksek maksimum principal stres değeri oblik yük altındaki model 3b' de (2. lokalizasyonda implantların orta hatta göre her iki implant da meziale 10° eğimli) görülmüştür. En yüksek minimum principal stres değerleri incelendiğinde ise; yine oblik yük altındaki model 2b'de (2. lokalizasyonda implantların orta hatta göre biri 10° meziale eğimli, diğeri orta hatta göre paralel) olduğu görülmüştür. İmplantlar üzerindeki en yüksek von Mises stres değerleri incelendiğinde (vertikal kuvvet), implantlardan birinin 10° meziale doğru açılı, diğerrinin orta hatta göre paralel olduğu 2.lokalizasyonda (11,952 MPa) stres değerlerinin arttığı, buna karşılık implantların distale doğru 10° açıldığı 1.lokalizasyonda (4,881 MPa) stres değerlerinin meziale açılanmasına kıyasla azaldığı gözlemlenmiştir. Bu sonuçlara göre implantların distale açılı yerleştirildiği durumda stres değerlerinin artacağı yönündeki 1. hipotez reddedilmiştir. Bu bulgular, implantın pozisyonunun stres dağılımı üzerinde belirleyici bir etkiye sahip olduğunu ortaya koymaktadır. İmplantın mezial ya da distal yönde olan eğimlerinin, klinik uygulamalarda dikkate alınması gereken önemli bir parametre olduğu vurgulanabilir. İkinci lokalizasyonda implantların kuvvet uygulama bölgesine daha yakın

olmaları, birinci lokalizasyona göre stresin belirgin bir şekilde artmasına neden olmuştur. Bu sonuçlara göre çalışmanın 2. hipotezi kabul edilmiştir. Oblik olarak uygulanan kuvvetlerin, dikey kuvvetlere kıyasla daha fazla stres birikmesine sebep olduğu gözlemlenmiştir. Linguale ve vestibüle eğimli implantların kullanımı, kuvvet etkisine karşı kontrol grubuna göre daha fazla stres oluşmasına neden olmuştur.

İmplant destekli overdenture protezler, daha az sayıda implant ile tedavi maliyetini düşürerek, protezlerin stabilitesinde artış sağlaması sayesinde daha yüksek hasta memnuniyeti sunan total dişsizlik rehabilitasyonu için uygun bir tedavi seçeneğidir.¹⁶³ Alt çenede geleneksel tam protezlerde sıklıkla karşılaşılan sorunlar; stabilite ve retansiyon eksikliği, ağrı ve fonksiyon kaybıdır. İki adet splintlenmemiş implant destekli alt çene overdenture protez, geleneksel tam protezden memnun olmayan dişsiz bireyler için ilk tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedir.⁵⁸ Ancak, implant destekli overdenture protezlerinde, implanta uygulanan aşırı yükler kortikal kemik kaybına sebep olabileceğinden, biyomekanik bir değerlendirme yapılması gerekmektedir. Uygulanan kuvvetler, tutucu sistemlerden kemiğe ve destek dokulara yayılmaktadır. Her bir tutucu sistemin stresleri dağıtma ve iletme mekanizması, kemiğe iletilen stres değerini ve dolayısıyla kemik kaybının boyutunu belirlemektedir.^{164,165} Araştırmacılar, implant destekli protezlerde implant kayıplarının %90'ının biyomekanik sorunlardan, %10'unun ise peri-implantitis nedeniyle meydana geldiğini belirtmektedirler.¹⁶⁶

Yapılan bir çok çalışmada okluzal kuvvetlerin oluşturduğu stresi azaltmak için implantın uzunluğu, çapı ve boyutu artırılarak oluşan stres dağılımı incelenmiştir.^{167,168} Bu çalışmaların sonuçlarında implantın uzunluğunun kemiğe gelen stres dağılımında önemli bir etkisinin olmadığı ve kısa implantların daha uzun implantlara benzer şekilde etkisinin olduğu görülmüştür.¹⁶⁹ Lemos ve ark.¹⁷⁰ yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında 11.5; 10; 8.5 ve 7 mm boylarında implantlar kullanmış ve implant

uzunluğundaki artışın stres dağılımını etkilemediğini belirtmişlerdir. Bu çalışmanın aksine Raaj ve ark.¹⁷¹ yaptıkları sonlu elemanlar analizinde 10 mm ve 11.5 mm boyunda implant kullanmış ve implantın artan uzunluğunun trabeküler kemikte minimum stres oluşturduğunu bildirmişlerdir. Eazhil ve ark.¹⁷² çalışmalarında 10 mm' den daha uzun implant kullanılmasının periferik kemikte stresi azalttığını belirtmiştir. Bu bilgiler ışığında bu tez çalışmasında 12 mm boyunda implantlar kullanılmıştır. Bununla birlikte belirli bir implant uzunluğu için, implant çapının artırılması, kemiğe kuvvet aktarımı için mevcut olan implant yüzey alanını artıracaktır. Böylelikle daha geniş implantların kullanımı yük sırasında oluşan stresi azaltacaktır. Krennmair ve ark.¹⁷³ 5 yıllık klinik bulguların incelendiği retrospektif çalışmada 3.8; 4.3 ve 5/6 mm'lik 541 CAMLOG konik implantların sağ kalım ve başarı oranlarını değerlendirmişlerdir. İlgili implant çapları için başarısızlık oranları sırasıyla %3.7, %1.4 ve %1.0 olarak tespit edilmiştir. Lee ve ark.¹⁷⁴ yaptıkları SEA çalışmasında 3.5; 4; 4.5 mm çapında implantlar kullanmış ve implant çapındaki artışın kemiğe gelen stresi azalttığını bildirmişlerdir. Bu nedenle bu tez çalışmasında 4.1 mm çapında implantlar tercih edilmiştir. Literatürde uzun süreli takip çalışmaları olması nedeniyle Straumann (Institute Straumann AG, Waldenburg, İsviçre) marka implantlar tercih edilmiştir.

Genel olarak, alt çene interforaminal bölgedeki iki implantın, implant tutuculu overdenture protez için gereken minimum implant sayısı olarak bilinmesiyle beraber, protezi desteklemek amacıyla orta hatta tek bir bir implantın başarılı bir şekilde kullanabileceği de literatürde yer almaktadır.^{175,176}

Alt çene hareketli protezlerinin tutuculuğunu artırmak amacıyla, güçlü kas bağlantıları, gelişmiş mylohyoid sırtı veya aşırı bulantı refleksi durumlarında, bıçak sırtı kret, yüzeysel mental foramen veya hassas mukoza varlığı söz konusu olduğunda implant sayısının artırılması önerilmektedir.¹⁰³

Meijer ve ark.¹⁷⁷ tarafından gerçekleştirilen, 2 ve 4 implant yerleştirilen hastaların 10 yıllık takiplerini içeren çalışmada, radyolojik ve klinik parametreler ile hasta memnuniyeti ve bakım ihtiyaçları arasında anlamlı bir fark tespit edilmemiştir.

Visser ve ark.¹⁷⁸ tarafından gerçekleştirilen 5 yıllık bir klinik takip çalışmasında, 2 implant destekli alt çene overdenture protez ile tedavi edilen 30 hasta ile 4 implant destekli alt çene overdenture protez ile tedavi edilen 30 hasta arasında karşılaştırma yapılmıştır. Çalışma sonucunda gruplar arasında memnuniyet açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır; bu durum, 4 implant kullanımının 2 implant kullanımına göre hasta memnuniyetini etkilemediğini göstermektedir.

Sadowsky¹⁷⁹, iki implant destekli alt çene overdenture protezlerin, üç veya daha fazla implant destekli alt çene protezlere kıyasla uzun süreli bakım açısından istatistiksel olarak belirgin bir fark göstermediğini bildirmiştir.

Dişsiz alt çenede, implant destekli hareketli protezler için genellikle 2 veya 4 implant yerleştirilmesi yaygın olarak kabul edilmektedir. Protezin retansiyon ve stabilitesi açısından 2 implantın da yeterli olabileceği düşünülmektedir.^{100,180}

Hasta memnuniyetinin takip edildiği çeşitli araştırmalarda, iki implant destekli hareketli protezlerin hasta memnuniyetini ve yaşam kalitesini belirgin şekilde artırdığı bildirilmiştir.^{181,182}

İki implant destekli hareketli protezler, tutuculuk ve stabiliteyi artırması, hastaların fonksiyon ve fonasyonunda iyileşme sağlaması, zaman tasarrufu ve ekonomik avantajlar sunması nedeniyle tercih edilmektedir. Bu tedavi alternatifinin başarı oranının %95'ler seviyesinde olması, günümüzde standart bir tedavi olarak kullanılmasını artırmaktadır. Bu tez çalışmasında da bu doğrultuda iki implant kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

İmplant destekli overdenture protezlerin başarısını artıran önemli faktörlerden biri, implantların çenelerde yerleştirildiği pozisyonlardır.^{121,183} Overdenture protezi destekleyen implantlar, interforaminal bölgede farklı konumlara yerleştirilebilir.^{140,184} Lateral, kanin ve 1.premolar diş bölgeleri, implantların yerleştirilmesi açısından en uygun alanlar olarak değerlendirilmektedir.¹⁸⁵ Diş destekli overdenture protezlerde, kanin dişler yüksek dayanıklılığa sahip olduğu için destek diş olarak tercih edilmektedir. Bu nedenle, klinisyenler genellikle implantları kanin bölgesine yerleştirmektedir. Kanin diş bölgesindeki kemiğin kalınlığı ve yüksekliği göz önünde bulundurulduğunda, implant için en uygun alan olarak değerlendirilebilir. Ancak, lateral diş bölgesindeki kemik miktarının yeterli olduğu durumlarda, bu bölgenin sağladığı mekanik avantajlar nedeniyle implantların lateral diş bölgesine yerleştirilmesinin de uygun olabileceği düşünülmektedir.¹⁸⁶

Misch¹⁸⁷, kret rezorbsiyonunun kaninlere kadar ulaştığı vakalarda implantların kaninlerin bir miktar mezialine yerleştirilmesinin çeşitli avantajlar sağlayabileceğini bildirmiştir. Bu yöntemle, protezin dönmesi ve oynaması azaltılarak ön bölgedeki rezorbsiyon yavaşlatılmakta ve hasta memnuniyeti artırılmaktadır. Ancak, literatürde kaninler dışında başka konumların kullanımı ile ilgili yeterince çalışma bulunmamaktadır. Bu yüzden bu çalışmada, interforaminal bölgeye yerleştirilen implantlar arasındaki mesafeyi değerlendirmek amacıyla implantları; kanin ve lateral dişin birleşim noktası ile kanin ve 1. premolar dişin birleşim noktasına yerleştirerek kuvvet dağılımına etkileri incelenmiştir.

İki implant ile desteklenen alt çene total protezlerin klinik başarıları, marjinal kemik değişiklikleri, protetik komplikasyonlar ve hasta memnuniyeti ile ilgili birçok yayın bulunmaktadır. Van Steenberghe¹⁸⁸ ve Hoshaw'ın¹⁸⁹ yaptığı klinik ve deneysel çalışmalar yardımıyla, implant çevresindeki kemiğe iletilen yüklerin kemik

rezorpsiyonuna ve implant kaybına neden olabilecek olumsuz sonuçlar oluşturabileceği bildirilmiştir. Ağızda meydana gelen fonksiyonel ve parafonksiyonel pek çok kuvvet, implantların üst yapıları vasıtasıyla implantlara ve implantlar aracılığıyla da çene kemiğine iletilmektedir.

İmplant üretiminde kullanılan titanyum gibi metal vb. çekilebilir materyaller için von Mises stres değerleri önemlidir. Bu değerler materyalin akma dayanımını (yield strength) ifade eder. Akma dayanımı aşılsa materyal elastik özelliğini kaybeder ve kalıcı deformasyon oluşur.¹⁹⁰ Bu çalışmada, tüm modellerdeki implant von Mises değerleri incelendiğinde hem vertikal hem de oblik kuvvet uygulamasında en yüksek stres değerlerinin implantların kanin ve 1. premolar dişin birleşim noktasına (2.lokalizasyon) yerleştirildiği durumlarda olduğu gözlemlenmiştir. Sonuçlara göre, implantlarda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri, implantların kanin ve 1.premolar dişin birleşim noktasına, implantlardan birinin 10° meziale açılı yerleştirildiği diğerrinin paralel olduğu modellerde oblik yükleme sonucu (model 2b) 23,765 MPa olarak tespit edilmiştir. Oluşan bu en yüksek von Mises stres değeri, meziale açılanmış implantın mezial yüzeyinde ve boyun bölgesinde yoğunlaşmaktadır. Aynı gruptaki (model 2b) orta hatta paralel implanttaki von Mises stres değeri diğer implanta benzer şekilde 18,269 Mpa olarak ölçülmüştür. Bu değerler titanyumun akma dayanım noktası olan 860 MPa' y⁴⁹ aşmadığı için implantta kalıcı deformasyon meydana gelmemektedir. İmplantlarda oluşan streslerin birbirine bakan mezial yüzeylerinde yoğunlaşmasının sebebi, overdenture protezlere yapılan vertikal ve oblik yüklemenin implantların distalinden uygulanması ile açıklanabilir. En düşük von Mises stres değerleri ise implantların lateral ve kanin dişin birleşim noktasına (1.lokalizasyon) 10° distale açılı yerleştirildiği modellerde (model 4a) vertikal yükleme sonucunu 4,881 MPa olarak tespit edilmiştir.

Kortikal ve trabeküler kemikteki maksimum ve minumum principal stres değerleri incelendiğinde, en yüksek değerlerin implantların 2.lokalizasyona yerleştirildiği modellerde olduğu görülmektedir. Misch'in¹⁸⁷ çalışmasında elde edilen sonuçlarla uyumlu olarak, bu araştırmada da çiğneme kuvvetlerinin molar bölgede yoğunlaşması, lateral ve kanin diş birleşim noktasının bu alana en uzak konumda bulunması benzer sonuçları ortaya koymaktadır. Bu bağlamda, lateral ve kanin diş birleşim noktasına implant yerleştirilmesinin tutuculuk açısından problem yaratmayacak durumlarda, ideal konum olarak belirtilen kanin bölgesiyle benzer sonuçlar verdiği belirlenmiştir.

Minumum principle stres (basma) değerleri, tüm modeller açısından maksimum principle stres (çekme) değerlerinden daha yüksek olarak elde edilmiştir.

Kortikal kemikteki en yüksek stres değerinin oblik yük altında, 2. lokalizasyona yerleştirilmiş model 2b'de 12,271 MPa olarak gözlemlenmiştir. Bu sonuç, kortikal kemik için belirlenen rezorpsiyon eşik değeri olan 28 MPa' yakın bir değerdir fakat kırılma eşik değeri olan 167 Mpa'ın oldukça altındadır. Tüm modellerde maksimum ve minumum principal stres değerlerinin hepsi kemik rezorpsiyonu için gerekli olan eşik değerinin oldukça altında bulunmuştur. Bu sonuç da locator tutucularda bulunan matriks yapının minumum hareket ve esnemelere izin vermesinden kaynaklı olabileceği düşüncesini doğrulamaktadır.

Protezin retansiyonu, işlevselliği ve hasta memnuniyetini sağlama yönündeki kritik rolü dolayısıyla dişsiz bireylerin tedavisinde ulaşılması gereken en temel unsurlardan biridir.¹⁹¹ Overdenture protezlerin retansiyonu ve stabilizasyonu, ataşman sistemiyle ilişkilidir.¹⁶³ Splintlenmeyen bağlantılar, ataşman için daha az mesafe gereksinimi, temizleme kolaylığı, teknik basitlik ve ekonomik faktörler gibi nedenlerden ötürü daha fazla tercih edilen sistemlerdir.¹²⁶ Ball ataşmanlar, basit yapısal özellikleri ve düşük maliyetleri nedeniyle implant destekli overdenture protezlerde yaygın bir şekilde

tercih edilmektedir; ancak yüksek dikey profilleri dezavantaj olarak değerlendirilmektedir. Ataşman seçiminde önemli bir faktör, protez içinde housing/matris için gerekli alanın minimuma indirilmesi (yetersiz akrilik kalınlığından kaynaklanan potansiyel kırılma riskini azaltmak amacıyla) için ataşmanın yüksekliğinin düşük olmasıdır.¹⁸⁶ Günümüzde implant destekli overdenture tasarımında Locator tutucu sisteminin daha yaygın olarak kullanıldığı ve az sayıda komplikasyonun gözlemlendiği bildirilmiştir. Diğer splintlenmeyen ataşmanlarla karşılaştırıldığında, Locator ataşmanları düşük profile sahiptir ve bu nedenle, arklar arası mesafenin sınırlı olduğu durumlarda kullanılabilirler.¹¹⁵

Çakarer ve ark.¹⁹² yaptıkları çalışmada ball tutucu, bar tutucu ve locator tutucuları karşılaştırmış ve implant sağkalım oranı ile başarısı açısından aralarında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Mohamed ve ark.¹⁹³ ise ball ve locator tutucuların kemik üzerindeki streslerini inceledikleri çalışmalarında, locator tutucunun implant abutment bağlantı noktasında daha az stres oluşturduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca, Yoda ve ark.¹⁹⁴ yaptıkları benzer bir çalışmada ball tutucu, locator tutucu ve bar tutucuları karşılaştırarak, locator tutucuların kemikte en az kuvvet birikimini oluşturduğu sonucuna varmışlardır.

Ramoğlu ve ark.¹⁹⁵ yaptıkları çalışmada locator ve top başlı ataşmanların çevresindeki stres değerleri, implantların pozisyonlarından bağımsız olarak değerlendirildiğinde, genellikle locator ataşmanlara daha az stres iletildiği sonucuna varmışlardır. Üretici firma, locator tutucuların daha yüksek bir rezilens seviyesine sahip olduğunu iddia etmektedir. Bu bağlamda, tutucular arasındaki stres farklılıklarının rezilens derecelerinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Yüksek rezilense sahip tutucuların, proteze uygulanan kuvvetler karşısında rotasyonel hareket gerçekleştirerek bu yükleri mukoza ve protezin diğer bileşenlerine dağıttığı ifade edilmiştir.¹⁹⁶

Ochiai ve ark.¹⁹⁷ fotoelastik stres analiz yöntemini kullandıkları bir çalışmada splinte ve splinte olmayan tutucuları destekleyen implantlarda dengeli bir stres dağılımı olduğu ancak stres karşılaştırmaları yapıldığında, locator tutucuların bar tutuculara göre daha düşük stres dağılımı sergilediğini belirtmişlerdir.

İmplantların mümkün olduğunca planlanan protez giriş yoluna paralel, okluzal düzleme ise dik şekilde yerleştirilmesi önerilmektedir. Bu yaklaşım, eğilme momentlerinin oluşumunu en aza indirerek implantların aksiyel yüklenmesini sağlamayı amaçlamaktadır.¹⁹⁸ İmplantların açılı yerleştirilmesi klinikte sıklıkla karşılaşılan durumlar arasındadır. Bu tür vakalar, klinik uygulamalarda hekimi zorlamakta ve bazı teknik problemlerin çözümünü gerektirmektedir.¹⁹⁹

İki splintlenmemiş implant arasındaki geniş açılanmaların ataşmanlarda aşınmaya yol açabileceği ve bunun da protez retansiyonunun azalmasına neden olacağı belirtilmiştir. Birçok klinisyenin, implant yerleştirilmesi paralel olmadığında ball ataşmanın kullanılamayacağını ve bu durumlarda açığı dengelemek için açılı abutmentler, esnek ataşmanlar ve bar/klips ataşmanların kullanılması gerektiğini vurguladığı görülmektedir.²⁰⁰ Anatomik faktörler ve cerrahi işlem sırasında meydana gelebilecek hekime bağlı faktörlerden dolayı implantlar her zaman birbirine paralel olacak şekilde yerleştirilemeyebilir. Bu yüzden bu tez çalışmasında oluşabilecek farklı implant açılanma durumlarını kompanse edebilmek ve değerlendirebilmek için locator tutucuların kullanılmasına karar verilmiştir.

Açılı yerleştirilmiş implantlar üzerine yapılan uzun süreli takip çalışmaları, bu implantlar üzerine etki eden kuvvetlerin çevresindeki kemikte daha fazla gerilme ve makaslama stresleri oluşturduğunu göstermektedir.^{199,201}

Bu çalışmada, tüm modeller incelendiğinde implantların meziale açıldığı durumlarda oluşan von Mises stres değerleri, implantların distale açılı olduğu durumlarda

oluşan von Mises stres değerlerinden büyük bulunmuştur. Ayrıca implantlardan birinin meziale veya distale açılı olması durumu her iki implantın da meziale veya distale açılı olması durumuna göre daha yüksek stres değerleri meydana getirmektedir. Kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres değerleri incelendiğinde de implantlardan birinin veya her ikisini meziale açılanması daha yüksek stres değerleri oluşturmuştur. İmplantlardan birinin vestibule açılı olduğu durumlarda, implantlardan birinin linguale açılı olduğu durumlara kıyasla daha fazla stres meydana gelmektedir. Bu veriler ışığında, genel olarak implantın molar bölgedeki kuvvet uygulama noktasına doğru açlandırılması, implantın aksi yönde açlandırılmasına göre implantta ve kemikte daha az stres meydana getirmektedir.

Mericske-Stern¹⁹⁸, sefalometrik radyografi kullanarak alt çene implant pozisyonu ile üzerindeki overdenture protezin okluzal düzlemi arasındaki ilişkiyi incelemiştir. Çalışmada, 44 hasta üzerinde toplam 88 implant değerlendirilmiş ve implant eksenini ile okluzal düzlem arasındaki açının %19'unda 90° olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca, %11'inde linguale, %70'inde ise vestibüle eğim gözlemlenmiştir. Bu tez çalışmasında implantlardan birinin vestibüle veya linguale açıldığı (10°), diğer implantın okluzal düzleme dik yerleştirildiği modellerde (model 6 ve model 7) oluşan stres değerleri implantların birbirine paralel ve okluzal düzleme dik olarak yerleştirildiği modele (model 1) göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Her iki lokalizasyon (lateral ve kanin dişin birleşim noktası ile kanin ve 1. premolar dişin birleşim noktası) ve yükleme altında (vertikal ve oblik yükleme) implantların vestibüle veya linguale açılanması birbirine yakın stres değerleri oluşturmakla beraber, vestibüle eğimli implantlarda bu değerler daha yüksek bulunmuştur.

Carlsson ve ark.²⁰² 27 adet total dişsizlik vakasında okluzal kuvvetleri belirlemişlerdir; total protezlerde 60 N, implant uygulaması sonrası iyileşme döneminde

kullanılan geçici total protezlerde 75 N ve implantüstü hibrit protezlerde ise 130 N olarak tespit etmişlerdir. Jemt ve ark.²⁰³ sabit-hareketli protezler ile rehabilitasyonu hedeflenen total dişsiz üst çenelerde, barsız overdenture durumunda keserler bölgesinde 30 N, azılar bölgesinde 45 N, barlı protez durumunda ise keserler bölgesinde 100 N ve azılar bölgesinde 140 N değerlerini saptamışlardır. Bar tutuculu overdenture'larda maksimum ısırma kuvveti 50 N ile 230 N arasında değişiklik göstermektedir.⁷¹ Alt çenede overdenture protezlerle ilgili yapılan sonlu elemanlar stres analizi çalışmaları genel olarak 100 N kuvvet uygulanmasına yönelik yapılmış ve kuvvetin uygulama bölgesi, çiğneme yükünün en fazla geldiği birinci molar dişin merkezi olarak belirlenmiştir.^{103,165,197,204-208} Bu çalışmada bu genelleme temel alınarak, modeller üzerinde birinci molar dişin merkezinden 100 N büyüklüğünde bir kuvvet uygulanmıştır.

İmplantlar da doğal dişler gibi hem aksiyel hem de oblik kuvvetlere maruz kalmaktadır.⁸ İmplanta uygulanan aksiyel yükler her zaman oblik yüklerle birlikte bulunmakta, ancak bu yüklerin değer ve etkileri birbirine eşit olmamaktadır. Dikey doğrultudaki kuvvetler, yük iletimi açısından daha avantajlıdır; buna karşın oblik kuvvetler implantların boyun bölgesine etki ederek, implantlar üzerinde daha zararlı etkiler oluşturabilmektedir.¹⁴² Oblik kuvvetler, dikey ve yatay kuvvet bileşenlerini kapsamaktadır. Bu durum, dikey kuvvetlere kıyasla stres birikimlerinin daha bariz bir şekilde ortaya çıkmasına sebep olmaktadır. Böylece, oblik kuvvetlerin uygulanması durumunda gerçekliği yansıtan sonuçlar elde edilme olasılığı güçlenmektedir.^{209,210} Bu çalışmada, her iki yöndeki kuvvetin etkisini belirleyebilmek amacıyla kuvvetler 45° açıyla (oblik) ve dik (vertikal) olarak uygulanmıştır. 14 farklı modelde de kuvvetler aynı noktalardan uygulanmıştır, böylelikle uygulanan kuvvetlerin implant destekli overdenture protezde dağılımlarının eşit şartlarda olması sağlanmıştır.

45°'lik açıyla uygulanan kuvvetlerin, implantlar üzerindeki dikey yüklemelere kıyasla çok daha yüksek bir stres oluşturduğu gözlemlenmiştir. Bu nedenle, açılı kuvvetlerin daha yıkıcı etkilere yol açtığı ifade edilebilir.

Oklüzal kuvvetler, implanttan kortikal kemiğe geçerken yalnızca az bir kısmı apikal kemiğe iletilmektedir. Stresler, en yoğun olarak implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte birikmektedir.²¹¹⁻²¹³

Sevimay ve ark.²¹⁴ implantların farklı kalitedeki kemiklerde oluşturduğu stres miktarı ve dağılımını inceledikleri SEA çalışmalarında, implantlara 150 N dik kuvvet uygulamış ve sonuçları değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda tüm kemiklerde streslerin implantın boyun kısmında yoğunlaştığını rapor etmişlerdir. Meijer ve ark.²¹⁵ bar tutuculu implant üstü overdenture modelleri ile gerçekleştirdikleri SEA çalışması sonucunda da streslerin implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığını belirtmişlerdir. İplikçioğlu ve ark.²¹⁶ gerilim ölçer (strain-gauge) ve sonlu elemanlar stres analizi tekniklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, implant üzerine dik ve lateral yönde iki farklı kuvvet uygulayarak özellikle lateral kuvvetin etkisiyle, her iki yöntemde de streslerin implantın boyun bölgesi ve destek üzerinde yoğunlaştığını ifade etmişlerdir. Bu çalışmada da benzer şekilde streslerin implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığı ve apikal yönde gidildikçe azaldığı gözlemlenmiştir.

Farklı kemik tiplerinin stres dağılımına etkisi incelenmiştir ve yapılan araştırmalarda kortikal kemikte oluşan stres değerlerinin her durumda trabeküler kemikten daha fazla olduğu tespit edilmiştir.^{189,217} Trabeküler kemiğin elastik modülü, kortikal kemiğe göre daha düşük olduğu için gelen kuvvetlere karşı daha az direnç gösterir; bu nedenle stres değerleri toplamı kortikal kemikte daha fazla olmaktadır.²¹⁷ Bu tez çalışmasında da daha önceki çalışmalarda elde edilen sonuçlara benzer bulgular ortaya çıkmıştır. Hem vertikal yükleme hem de oblik yükleme sonucu oluşan maksimum ve

minum principle stres değerleri incelendiğinde kortikal kemikte oluşan stres değerleri trabeküler kemikte oluşan stres değerlerinin oldukęa üzerindedir. Bu sonuç da trabeküler kemikteki streslerin diğer bölgelere dağılarak implantların başarısında önemli bir rol olabileceği ifade edilebilir.

Dental implantoloji ęalıřmalarında başarının ölçütü uygulanan kuvvetin destek dokulara iletilme biğimidir. Bu sebeple implant destekli protezlerin uzun süreli başarısı için biyolojik sisteme etki eden biyomekanik faktörlerin değerlendirilmesi gerekmektedir.²¹⁸ Periodontal ligamentin varlığına bağlı olarak²¹⁹ doğal diş ve implantın ęiğneme kuvvetlerine karşı gösterdikleri tepki farklıdır.^{154,210} Biyomekanik analizler biyolojik yapılar, dental anatomi, biyomateriyallerdeki kompleks yapı ve ęeřitlilik sebebiyle zorlaşmaktadır. Farklı yapıların implant ve ęevre dokuda oluşturduğu etkinin in vivo olarak değerlendirilmesi maliyet, risk ve etik problemler açısından neredeyse imkansızdır.²²⁰ Bu sebeple mekanik kuvvetlerin implant ve periferel kemik dokuya etkisini incelemek için invaziv olmayan in vitro ęalıřmalar popülerlik kazanmıştır. Son yıllarda biyomekanik kuvvetlerin biyolojik sistemler üzerindeki etkisi sonlu elemanlar analizi yöntemi (SEA) ile değerlendirilmektedir.²²⁰⁻²²³ SEA biyolojik sistemdeki karmaşık yapıları modellemek ve bu yapıların mekanik özelliklerini değerlendirmek için kullanılan analitik bir yöntemdir.²²⁴ SEA' nde karmaşık yapıların matematiksel modelleri hazırlanır ve uygulanan stres altındaki davranışları incelenir. Bu modeller geręeklięin basitleştirilmiş şeklidir. Oluşturulan modellerin geometrileri, malzeme özellikleri, sınır koşulları ve yükleme koşullarının değiştirilmesiyle hassas değerler alınabilmekte ve analiz tekrarlanabilmektedir.²²⁵ Geometrik modellerin geręeklięe uygunluğunu, implant, implant üstü restorasyon ve ęevre kemik dokuya kuvvet iletimini hassaslaştırarak detaylı değerlendirmelere olanak sağlar.⁸ SEA diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında uyumlu ve

tutarlı sonuçların elde edildiği tespit edilmiştir.²²⁶ Bu avantajlar değerlendirildiğinde bu tez çalışmasında SEA yönteminin kullanılmasına karar verilmiştir.

Günümüzde yapılan araştırmalarda implant ve çevre dokularda oluşan streslerin analizi için iki boyutlu (2D) ve üç boyutlu (3D) modeller üretilmektedir. 2D modellerin oluşturulması zaman alıcı değildir ancak dental yapıların karmaşıklığı ve çeşitliliğinden dolayı gerçekliğin yansıtılması zorlaşmaktadır. 3D modellerde ise ağız içi dokuların ve yapıların analizinde gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmektedir.^{227,228}

Yapılan SEA çalışmalarında implant ile kemik ara yüzünün sıkı temasta olduğu kabul edilmiştir.^{209,229} Ancak in vivo koşullarda implant ile kemik ara yüzeyinde % 100 osseointegrasyon mümkün değildir.⁸ Yapılan histolojik araştırmalara göre bu temasın %61.3 olduğu görülmüştür.²³⁰ Bu bilgiler ışığında mevcut çalışmada implant kemik ara yüzeyinde osseointegrasyon %100 olarak kabul edilmiştir.

SEA’ nde güvenilir sonuçların elde edilmesi için önemli olan bir diğer faktör eleman ve düğüm sayısıdır. Meijer ve ark.²³¹ yaptıkları çalışmaya göre SEA yönteminde eleman ve düğüm sayısı arttıkça daha gerçekçi sonuçlara ulaşılmaktadır. SEA yönteminde daha gerçekçi sonuçlar için düğüm sayısı en az 30.000-200.000, eleman boyutu ise 150-300 µm olmalıdır.²²⁰ Bu boyut 300 µm üzerine çıkarsa hatalı sonuçların oluşabileceği bildirilmiştir. Eleman boyutundaki azalma eleman sayısında artışa neden olacaktır.²³² Bu çalışmada da ortalama düğüm sayısı 480.000-490.000 arasında, ortalama eleman sayısı ise 1.925.000 olacak şekilde belirlenmiştir. Bu tez çalışmasında kullanılan düğüm ve eleman sayıları diğer çalışmaların oldukça üzerindedir.

SEA yönteminde kullanılan materyallerin davranışları poisson oranı ve elastisite modülüne göre belirlenmektedir.²³³ Bu materyallerin poisson oranı ve elastisite modülü hakkında evrensel veri yoktur.²³⁴ Bu tez çalışmasındaki materyaller için literatürde sıklıkla tercih edilen değerler kullanılmıştır.²³⁵⁻²³⁹

SEA' nde 3 farklı stres tipi mevcuttur; von Mises, maksimum principal stres ve minimum principal stres.^{206,231,240} Kemik gibi kırılğan yapılarda maksimum ve minimum principal stres değerlerini kullanmak daha doğru olacaktır. Benzer çalışmalarda da kortikal ve trabeküler kemik üzerinde maksimum ve minimum principal stres değerlerine bakılarak karşılaştırma yapılmıştır.²⁴¹⁻²⁴⁴ Kemik yapısı basma kuvvetine (minimum principal stres) karşı çekme kuvvetinden (maksimum principal stres) daha fazla dayanıklılık gösterir.^{245,246} Titanyum gibi çekilebilir materyallerde ise von Mises stres değerleri kullanılmaktadır. Bu tez çalışmasında da kortikal ve trabeküler kemik için maksimum ve minimum principal stres değerleri ile implantlar için ise von Mises stres değerleri kullanılmıştır.

Bu çalışmada locator tutuculu implant üstü overdenture protezlerde implant açısı ve lokalizasyonun implantlarda ve kemikte oluşturduğu stres dağılımlarının etkisi sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelenmiştir.

Çalışmanın sonuçlarına göre elde edilen tüm stres değerleri, kemikte biyomekanik risk oluşturan düzeylere yaklaşmamıştır. Bu nedenle, bu stres değerlerinin kemikte rezorpsiyona yol açmayacağı düşünülmektedir. Ancak klinik pratiğinde sıkça karşılaşılan aşırı rezorbe kretlere sahip bireylerde (kortikal kemik kalınlığının azaldığı veya tamamen kaybolduğu durumlar) kemik yoğunluğunun düşüklüğü nedeniyle, klinisyenlerin bu durumu göz önünde bulundurarak planlama yapması ve daha düşük stres değerlerinin kemikte rezorpsiyona neden olabileceğini göz önünde bulundurması gerekmektedir. Bununla birlikte parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda, bu streslerin rezorpsiyon yaratabilecek düzeyde olabileceği dikkate alınmalıdır. Yapılan çalışmanın sonuçları incelendiğinde, iki implant kullanılacak protez dizaynlarında kanin ve lateral diş birleşim bölgesi en ideal implant uygulama alanı olarak belirlenmiştir.

Genel olarak çalışma matematiksel modeller oluşturularak klinik koşulların taklit edilmeye çalışıldığı ve yoruma dayalı sonuçların elde edildiği bir in vitro çalışmadır. SEA yöntemi, matematiksel denklemlerin çözümüne dayandığı için kullanılan bilgisayar yazılımı ve analizi gerçekleştiren kişiye bağlı faktörler nedeniyle elde edilen sonuçların yaklaşık değerler olduğu göz önünde bulundurulmalıdır.

Alt çene kemik yapısı homojen özellikler göstermemekte olup, anizotropik yapısından dolayı farklı gerilim dağılımları oluşmaktadır.⁸ İmplant ve kemik arasında tam osseointegrasyonun (%100) var olduğu kabul edilse de, klinik olarak implant ile kemik arasında parsiyel kontakt ve osseointegrasyonun olduğu bildirilmiştir.²⁴⁷ Çalışmanın diğer bir limitasyonu da kas kuvvetlerinin etkilerinin değerlendirilmeye alınmamış olmasıdır.

Bu analiz yönteminin sonuçları tam olarak klinik durumu yansıtmasa da farklı parametreleri kıyaslama bakımından yardımcı olmaktadır. Bu nedenle sonuçları değerlendirirken sonlu elemanlar stres analizi yönteminin sınırlamaları akılda bulundurulması gerekmektedir.

Locator tutuculu overdenture protezlerde farklı açılanmanın ve lokalizasyonunun etkisini daha iyi anlayabilmek ve sonuçların klinik olarak kabul edilebilir olması için ilave in vitro çalışmalarla desteklenmesi ve klinik olarak araştırılması gerekmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, limitasyonlar göz önünde bulundurularak aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

- Oblik kuvvet uygulamasının vertikal kuvvete göre implantlarda oluşan von Mises stres değerleri ile kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum ve minimum principal stres değerlerini arttırmıştır.
- İmplantların lateral ve kanin dişin birleşim noktası yerine kanin ve 1.premolar birleşim noktasına yerleştirilmesi; implantlarda daha yüksek von Mises stres değerlerine, kemiklerde de daha yüksek maksimum ve minimum principal stres değerlerine neden olduğu tespit edilmiştir.
- İmplantlar üzerinde oluşan von Mises stres değerleri incelendiğinde en yüksek değer oblik yükleme altında implantların kanin ve 1. premolar birleşim noktasına yerleştirildiği lokalizasyonda, implantlardan birinin 10° meziale açılı diğer implantın okluzal düzleme göre dik olarak yerleştirildiği modelde görülmüştür.
- Genel olarak her iki implantın da 10° distale açılı yerleştirildiği durumlarda, diğer gruplara göre belirgin bir şekilde daha az stres değerleri oluşturduğu görülmüştür. İmplantın mezial ya da distal yönde olan eğimlerinin, klinik uygulamalarda dikkate alınması gereken önemli bir parametre olduğu ifade edilebilir.
- İmplantların vestibüle veya linguale açılanması birbirine yakın stres değerleri oluşturmakla beraber, vestibüle eğimli implantlarda bu değerler daha yüksek bulunmuştur.

- Tüm modellerde kemikte oluşan en yüksek stres değerleri minimum principle stres (basma) değerleridir ve implantın boyun bölgesinde oluşmuştur. İmplantın apeksine doğru stres değerleri azalmıştır.
- Kortikal kemikte oluşan stres değerleri trabeküler kemikte oluşan stres değerlerinin oldukça üzerindedir. Bu sonuç da trabeküler kemikteki streslerin diğer bölgelere dağılarak implantların başarısında önemli bir rol olabileceği ifade edilebilir.
- Sonuç olarak bu çalışmada uygulanan vertikal kuvvetlerin etkisi ile implantların lateral ve kanin dişin birleşim bölgesine, 10° distale açılı yerleştirildiği durumda yapılan overdenture protezlerin daha başarılı sonuçlar verdiği düşünülebilir.

KAYNAKLAR

1. Shafie HR. *Clinical and laboratory manual of implant overdentures*: John Wiley & Sons; 2013:1-2.
2. Shah FK, Gebreel A, hamed Elshokouki A, Habib AA, Porwal A. Comparison of immediate complete denture, tooth and implant-supported overdenture on vertical dimension and muscle activity. *The Journal of Advanced Prosthodontics*. 2012;4(2):61.
3. Närhi TO, Geertman ME, Hevinga M, et al. Changes in the edentulous maxilla in persons wearing implant-retained mandibular overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;84(1):43-49.
4. Dede M, Geçkili O, Ünalın F. İmplant Üstü Overdenture Protezlerde Tek Ataşman Sistemleri. *Aydın Dental Journal*. 2020;6(2):139-147.
5. Mericske-Stern R. Prosthodontic management of maxillary and mandibular overdentures. *Implant Overdentures: The Standard of Care for Edentulous Patients*. Chicago, IL: Quintessence Pub. Co. 2003:83-98.
6. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant dentistry*. 2006;15(1):24-34.
7. Karademir B, Koçak-Büyükdere A. İmplant Destekli Hareketli Protezler. *Dental and Medical Journal-Review*. 2021;3(1):1-22.
8. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(6):585-598.

9. Eraslan O, Inan O, Secilmis A. The effect of framework design on stress distribution in implant-supported FPDs: A 3-D FEM study. *European Journal of Dentistry*. 2010;4(04):374-382.
10. Van Staden R, Guan H, Loo Y-C. Application of the finite element method in dental implant research. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2006;9(4):257-270.
11. Chattman R. Implantology: History and review. *Bulletin Of The Plainfield Dental Society*. 1970;2(2):15-19.
12. Below R. Endosseous implants for maxillofacial reconstruction. 1995.
13. Ferro KJ, Morgano SM, Driscoll CF, et al. The glossary of prosthodontic terms. 2017.
14. Misch CE. *Dental implant prosthetics-E-book*: Elsevier Health Sciences; 2004.
15. Misch CE. Prosthetic options in implant dentistry. *Contemporary Implant Dentistry-E-Book*. 2007:92.
16. Minichetti JC. Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *Journal of Oral Implantology*. 2003;29(3):111-116.
17. Demirdjan E. The complete maxillary subperiosteal implant: an overview of its evolution. *Journal of Oral Implantology*. 1998;24(4):196-197.
18. Roberts R. Types, uses, and evaluation of the plate-form implant. *The Journal of Oral Implantology*. 1996;22(2):111-118.
19. Branemark P-I. Osseointegration and its experimental background. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;50(3):399-410.
20. Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. *(No Title)*. 1985.

21. Yalavarthi S, Ganapathy DM, Jain AR. A literature review on the contemporary treatment modalities in implant dentistry. *Drug Invention Today*. 2019;11(9).
22. Misch CE. An implant is not a tooth: a comparison of periodontal indices. *Dental Implant Prosthetics-E-Book*. 2014;46:18-13.
23. Wataha J. Materials for endosseous dental implants. *Journal of oral rehabilitation*. 1996;23(2):79-90.
24. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;49(6):843-848.
25. Osman RB, Swain MV. A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials*. 2015;8(3):932-958.
26. Reinhardt B, Beikler T. Dental implants. *Advanced Ceramics for Dentistry*: Elsevier; 2014:51-75.
27. Allen PF, McMillan AS, Walshaw D. A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(2):141-147.
28. Mesquida J, Lozada J, Al-Ardah A, Sun C-X, White S, Sabeti M. History of Single Implants. Principles and Practice of Single Implant and Restorations Elsevier. 2014:1-11.
29. Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1991;11(1):88-91.
30. Schenk RK, Buser D. Osseointegration: a reality. *Periodontology 2000*. 1998;17(1):22-35.
31. Natali AN, Carniel EL, Pavan PG. Investigation of viscoelastoplastic response of bone tissue in oral implants press fit process. *Journal of Biomedical Materials*

- Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials.* 2009;91(2):868-875.
32. Greenstein G, Cavallaro J, Romanos G, Tarnow D. Clinical recommendations for avoiding and managing surgical complications associated with implant dentistry: a review. *Journal of periodontology.* 2008;79(8):1317-1329.
 33. Rabel A, Köhler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clinical oral investigations.* 2007;11(3):257-265.
 34. Resnik R. *Misch's Contemporary Implant Dentistry.* 4th ed. Canada: Elsevier Inc; 2021.
 35. Glauser R, Meredith N. Diagnostische möglichkeiten zur evaluation der implantatstabilität. *Implantologie.* 2001;9(2):147-160.
 36. Anitua E, Carda C, Andia I. A novel drilling procedure and subsequent bone autograft preparation: a technical note. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.* 2007;22(1):138.
 37. Misch CE. *Dental implant prosthetics.* 2nd ed. St Louis: Elsevier Inc; 2015.
 38. Lekholm U. Patient selection and preparation. *Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry.* 1985:199-209.
 39. Misch CE, Kutay Ö. *Dental implant protezler: Nobel Tıp Kitabevleri;* 2009.
 40. Fung Y-C. *Mechanical properties of living tissues.* Vol 547: Springer; 1993.
 41. Schmid-Schönbein GW, Woo S-Y, Zweifach BW. *Frontiers in biomechanics:* Springer Science & Business Media; 2012.

42. Rungsiyakull C, Rungsiyakull P, Li Q, Li W, Swain M. Effects of occlusal inclination and loading on mandibular bone remodeling: a finite element study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2011;26(3):527-537.
43. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *International journal of oral & maxillofacial implants*. 1993;8(1):19-31.
44. ÇINAR D. İki farklı kemik tipinde kron/implant oranındaki değişikliğin stres oluşumuna etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi. *Protetik Diş Tedavisi, Başkent Üniversitesi, Ankara*. 2007.
45. Bidez MW, Misch CE. Clinical biomechanics in implant dentistry. *Dental Implant Prosthetics*. 2005;2:95-106.
46. Strong J, Misch C, Bidez M, Nalluri P. Functional surface area: thread-form parameter optimization for implant body design. *Compend Contin Educ Dent*. 1998;19(3):4-9.
47. Cowin SC. *Bone mechanics handbook*: CRC press; 2001.
48. Craig RG, Powers JM. Restorative Dental Materials. *Mosby Elsevier*. 2002:84-95.
49. Sakaguchi RL, Ferracane J, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*. 14th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Inc; 2019.
50. Affairs Acos. Titanium applications in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*. 2003;134(3):347-349.
51. Hanisch O, Lozada JL, Holmes RE, Calhoun CJ, Kan JY, Spiekermann H. Maxillary sinus augmentation prior to placement of endosseous implants: A histomorphometric analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1999;14(3):329-336.

52. Sidambe AT. Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants—A review. *Materials*. 2014;7(12):8168-8188.
53. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2000;15(1):76-94.
54. Ivanoff C-J, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3-to 5-year retrospective clinical report. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1999;14(2):173-180.
55. Hsu JT, Fuh LJ, Lin DJ, Shen YW, Huang HL. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: Experimental and three-dimensional finite element analyses. *Journal of periodontology*. 2009;80(7):1125-1132.
56. Prosthodontics Ao. *The glossary of prosthodontic terms*: Mosby; 1999.
57. Çalikkocaoğlu S. *Dişsiz hastaların protetik tedavisi: klasik tam protezler*: Quintessence; 2010.
58. Kutkut A, Bertoli E, Frazer R, Pinto-Sinai G, Hidalgo RF, Studts J. A systematic review of studies comparing conventional complete denture and implant retained overdenture. *Journal of prosthodontic research*. 2018;62(1):1-9.
59. Siqueira GPd, Dos Santos MBF, Santos JFFd, Marchini L. Patients' expectation and satisfaction with removable dental prosthesis therapy and correlation with patients' evaluation of the dentists. *Acta Odontologica Scandinavica*. 2013;71(1):210-214.
60. Jones JA, Orner MB, Spiro III A, Kressin NR. Tooth loss and dentures: patients' perspectives. *International dental journal*. 2003;53(S5):327-334.

61. Harle T, Anderson J. Patient Satisfaction With Implant-Supported Prostheses. *International Journal of Prosthodontics*. 1993;6(2).
62. Nałçacı R, Erdemir EO, Baran I. Evaluation of the oral health status of the people aged 65 years and over living in near rural district of Middle Anatolia, Turkey. *Archives of gerontology and geriatrics*. 2007;45(1):55-64.
63. Turkyilmaz I, Company AM, McGlumphy EA. Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. *Gerodontology*. 2010;27(1):3-10.
64. Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK. The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *The Journal of the American Dental Association*. 2003;134(11):1455-1458.
65. Redford M, Drury T, Kingman A, Brown L. Denture use and the technical quality of dental prostheses among persons 18–74 years of age: United States, 1988–1991. *Journal of dental research*. 1996;75(2_suppl):714-725.
66. Čelebić A, Knezović-Zlatarić D. A comparison of patient's satisfaction between complete and partial removable denture wearers. *Journal of dentistry*. 2003;31(7):445-451.
67. Thalji G, McGraw K, Cooper LF. Maxillary Complete Denture Outcomes: A Systematic Review of Patient-Based Outcomes. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2016;31.
68. Nickenig H-J, Wichmann M, Andreas SK, Eitner S. Oral health–related quality of life in partially edentulous patients: Assessments before and after implant therapy. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2008;36(8):477-480.

69. El-Anwar MI, Mohammed MS. Comparison between two low profile attachments for implant mandibular overdentures. *Journal of genetic engineering and biotechnology*. 2014;12(1):45-53.
70. Bueno-Samper A, Hernandez-Aliaga M, Calvo-Guirado J-L. The implant-supported milled bar overdenture: a literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2010;15(2):e375-378.
71. D. Mericske-Stern R, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 7*. 2000;11:108-125.
72. Korkmaz C, Atay A. Maksiller Overdenturelarda Kullanılan İki Farklı Bağlantı Sisteminin Değerlendirilmesi: İki Olgu Sunumu. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2015;24(3):33-37.
73. Zitzmann NU, Marinello CP. Treatment plan for restoring the edentulous maxilla with implant-supported restorations: removable overdenture versus fixed partial denture design. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;82(2):188-196.
74. Beumer III J, Hamada MO, Lewis S. A prosthodontic overview. *International Journal of Prosthodontics*. 1993;6(2).
75. Vere J, Bhakta S, Patel R. Implant-retained overdentures: a review. *Dental update*. 2012;39(5):370-375.
76. Karakoca S, Boynueğri D, Yalim M. Dişsiz Alt Çenede İmplant Destekli Hareketli Protez Uygulamaları. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*. 2010;16(3):274-281.
77. Shafie H. Clinical and Laboratory Manual of Implant Overdenture. Iowa: USA: Blackwell Publishing Company; 2007.

78. Kwon T, Bain PA, Levin L. Systematic review of short-(5–10 years) and long-term (10 years or more) survival and success of full-arch fixed dental hybrid prostheses and supporting implants. *Journal of dentistry*. 2014;42(10):1228-1241.
79. Özdoğan A, İncesu A. Implant supported hybrid prosthesis. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2016;26:366-369.
80. Real-Osuna J, Almendros-Marqués N, Gay-Escoda C. Prevalence of complications after the oral rehabilitation with implant-supported hybrid prostheses. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*. 2012;17(1):e116.
81. Geçkili O, Bural C, Bilmenoğlu Ç. İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucu sistemler. 2010.
82. Liddelow G, Henry P. The Immediately Loaded Single Implant--Retained Mandibular Overdenture: A 36-Month Prospective Study. *International Journal of prosthodontics*. 2010;23(1).
83. De Kok IJ, Chang K-H, Lu T-S, Cooper LF. Comparison of three-implant-supported fixed dentures and two-implant-retained overdentures in the edentulous mandible: a pilot study of treatment efficacy and patient satisfaction. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2011;26(2).
84. Davodi A, Nishimura R, Beumer III J. An implant-supported fixed-removable prosthesis with a milled tissue bar and Hader clip retention as a restorative option for the edentulous maxilla. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997;78(2):212-217.
85. Raghoobar G, Meijer H, Vant Hof M, Stegenga B, Vissink A. A randomized prospective clinical trial on the effectiveness of three treatment modalities for patients with lower denture problems: a 10 year follow-up study on patient

- satisfaction. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2003;32(5):498-503.
86. Stellingsma K, Bouma J, Stegenga B, Meijer HJ, Raghoobar GM. Satisfaction and psychosocial aspects of patients with an extremely resorbed mandible treated with implant-retained overdentures: A prospective, comparative study. *Clinical oral implants research*. 2003;14(2):166-172.
 87. Meijer HJ, Batenburg RH, Raghoobar GM, Vissink A. Mandibular overdentures supported by two Brånemark, IMZ or ITI implants: a 5-year prospective study. *Journal of Clinical Periodontology*. 2004;31(7):522-526.
 88. Spiekermann H, Jansen VK, Richter E-J. A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1995;10(2).
 89. Fanuscu MI, Caputo AA. Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2004;13(4):214-220.
 90. Miyaura K, Morita M, Matsuka Y, Yamashita A, Watanabe T. Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prostheses. *Journal of oral rehabilitation*. 2000;27(12):1073-1076.
 91. Van Waas M, Denissen H, De Koomen H, et al. Dutch consensus on guidelines for superstructures on endosseous implants in the edentulous mandible. *The Journal of Oral Implantology*. 1991;17(4):390-392.
 92. Weinländer M, Piehslinger E, Krennmair G. Removable implant-prosthetic rehabilitation of the edentulous mandible: five-year results of different

- prosthetic anchorage concepts. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010;25(3).
93. Mericske-Stern R. Treatment outcomes with implant-supported overdentures: clinical considerations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;79(1):66-73.
 94. Alsabeeha N, Atieh M, Payne AG. Loading protocols for mandibular implant overdentures: A systematic review with meta-analysis. *Clinical implant dentistry and related research*. 2010;12:e28-e38.
 95. Chao Y-L, Meijer HJ, Van Oort RP, Versteegh PA. The incomprehensible success of the implant stabilised overdenture in the edentulous mandible: a literature review on transfer of chewing forces to bone surrounding implants. *European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*. 1995;3:255-262.
 96. Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Van Oort RP, Boering G. Mandibular overdentures supported by two Brånemark, IMZ or ITI implants. A prospective comparative preliminary study: One-year results. *Clinical Oral Implants Research*. 1998;9(6):374-383.
 97. Merickske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1990;5(4).
 98. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1988;3(2).
 99. Boerrigter E, Geertman M, Van Oort R, et al. Patient satisfaction with implant-retained mandibular overdentures. A comparison with new complete dentures

- not retained by implants—a multicentre randomized clinical trial. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1995;33(5):282-288.
100. Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoobar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1998;13(4).
 101. Triplett RG, Mason ME, Alfonso WF, McAnear JT. Endosseous cylinder implants in severely atrophic mandibles. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1991;6(3).
 102. Feine J. The McGill consensus statement on overdentures. *Int. J. Prosthodont*. 2002;15:413-414.
 103. Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(4):328-336.
 104. Ozan O, Ramoğlu S, Şeker E, Bayındı H. Kombinasyon Sendromu Olabilecek Bir Olgunun Diş-İmplant Destekli Maksiller "Overdenture" ile Protetik Rehabilitasyonu. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*. 2015;21(2).
 105. Warreth A, Alkadhimi AF, Sultan A. Mandibular implant-supported overdentures: attachment systems, and number and locations of implants—Part I. 2015(4):93-97.
 106. Miler A, Correia ARM, Rocha JdC, Campos JCR, da Silva M. Locator® attachment system for implant overdentures: a systematic review. *Stomatologija*. 2017;19(4):124-129.
 107. Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;84(3):327-334.

108. Heckmann SM, Wichmann MG, Winter W, Meyer M, Weber HP. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1: In vivo verification of stereolithographic model. *Clinical oral implants research*. 2001;12(6):617-623.
109. Swain MV. Attachment systems for mandibular two-implant overdentures: a review of in vitro investigations on retention and wear features. *Int J Prosthodont*. 2009;22(5):429-440.
110. Daas M, Dubois G, Bonnet A, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Medical engineering & physics*. 2008;30(2):218-225.
111. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1998;13(3):369-376.
112. Klemetti E. Is there a certain number of implants needed to retain an overdenture? *Journal of oral rehabilitation*. 2008;35:80-84.
113. Aktaş G, Canay Ş. İmplant üstü overdenture protezlerde tutucu alternatifleri. *Acta Odontologica Turcica*. 2015;32(3):158-164.
114. Gönüldaş F, Öztürk C, Atalay P, Öztaş Dd. İmplant Destekli Bar Tutucuların İdeal Pozisyonlarının Belirlenmesi Ve Teknik Komplikasyonların Çözümü: Vaka Raporu. *Ankara Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2018;45:43-48.
115. Daou EE. Biomaterial aspects: A key factor in the longevity of implant overdenture attachment systems. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*. 2015;5(4):255-262.

116. Passia N, Ghazal M, Kern M. Long-term retention behaviour of resin matrix attachment systems for overdentures. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2016;57:88-94.
117. Pasciuta M, Grossmann Y, Finger IM. A prosthetic solution to restoring the edentulous mandible with limited interarch space using an implant-tissue-supported overdenture: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;93(2):116-120.
118. Schneider AL, Kurtzman GM. Restoration of divergent free-standing implants in the maxilla. *Journal of Oral Implantology*. 2002;28(3):113-116.
119. Geckili O, Bilhan H, Bilgin T. Locator Attachments as an Alternative to Ball Attachments in 2-Implant Retained Mandibular Overdentures. *Journal of the Canadian Dental Association*. 2007;73(8).
120. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin Jr RJ. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2004;13(4):221-226.
121. Lee CK, Agar JR. Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;95(2):102-105.
122. Heckmann SM, Heckmann JG, Weber HP. Clinical outcomes of three Parkinson's disease patients treated with mandibular implant overdentures. *Clinical oral implants research*. 2000;11(6):566-571.
123. Seo Y-H, Bae E-B, Kim J-W, et al. Clinical evaluation of mandibular implant overdentures via Locator implant attachment and Locator bar attachment. *The journal of advanced prosthodontics*. 2016;8(4):313.

124. Scherer MD, McGlumphy EA, Seghi RR, Campagni WV. Comparison of retention and stability of two implant-retained overdentures based on implant location. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(3):515-521.
125. Fakhry A, Tan SC, Heiner AD, Dehkordi-Vakil FH, Dircks HW. Methodology for measuring the in vitro seating and unseating forces of prefabricated attachment systems used to retain implant overdentures. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2010;19(2):87-94.
126. Sultana N, Bartlett DW, Suleiman M. Retention of implant-supported overdentures at different implant angulations: Comparing Locator and ball attachments. *Clinical oral implants research*. 2017;28(11):1406-1410.
127. Yang TC, Maeda Y, Gonda T, Kotecha S. Attachment systems for implant overdenture: influence of implant inclination on retentive and lateral forces. *Clinical oral implants research*. 2011;22(11):1315-1319.
128. Amiri EM, Atri F, Khalilpour M, Alhavaz S. Comparing the effect of different inter-implant distances on the retention of locator and ball attachments. *J Int Adv Bio & Res*. 2017;8:46-58.
129. Wafa'a R, Swelem AA, Radi IA. The effect of 2 versus 4 implants on implant stability in mandibular overdentures: A randomized controlled trial. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017;118(6):725-731.
130. Bilhan SA, Baykasoglu C, Bilhan H, Kutay O, Mugan A. Effect of attachment types and number of implants supporting mandibular overdentures on stress distribution: a computed tomography-based 3D finite element analysis. *Journal of biomechanics*. 2015;48(1):130-137.

131. Raghoobar GM, Meijer H, Slot W, Slater J, Vissink A. A systematic review of implant-supported overdentures in the edentulous maxilla, compared to the mandible: how many implants. *Eur J Oral Implantol*. 2014;7(Suppl 2):191-201.
132. Bryant S, Walton J, MacEntee M. A 5-year randomized trial to compare 1 or 2 implants for implant overdentures. *Journal of dental research*. 2015;94(1):36-43.
133. Al-Harbi FA. Mandibular implant-supported overdentures: Prosthetic overview. *Saudi Journal of Medicine & Medical Sciences*. 2018;6(1):2-7.
134. Vahidi F, Pinto-Sinai G. Complications associated with implant-retained removable prostheses. *Dental Clinics*. 2015;59(1):215-226.
135. Gonda T, Maeda Y, Walton JN, MacEntee MI. Fracture incidence in mandibular overdentures retained by one or two implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;103(3):178-181.
136. Fajardo RS, Pruitt LA, Finzen FC, Marshall GW, Singh S, Curtis DA. The effect of E-glass fibers and acrylic resin thickness on fracture load in a simulated implant-supported overdenture prosthesis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2011;106(6):373-377.
137. Öztürk G, Dünder Çömlekoğlu M, Çömlekoğlu E, Sonugelen M. İmplant destekli hareketli protezlerde tutucu mekanizmaların klinik başarıya etkisi: Derleme. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2013;34(1):11-16.
138. Chen I-C, Brudvik JS, Mancl LA, Rubenstein JE, Chitswe K, Raigrodski AJ. Freedom of rotation of selected overdenture attachments: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2011;106(2):78-86.
139. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a

- 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2003;18(3):357-368.
140. Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. In Vitro Study of a Mandibular Implant Overdenture Retained with Ball, Magnet, or Bar Attachments: Comparison of Load Transfer and Denture Stability. *International Journal of Prosthodontics*. 2003;16(2):128-134.
 141. Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jörn  us L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1991;6(4):123-130.
 142. Mericske-Stern R, Geering AH, B  rgin WB, Graf H. Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1992;7(2):145-164.
 143.   ahin S, Cehreli MC, Yal  ın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of dentistry*. 2002;30(7-8):271-282.
 144. Stanford CM, Solursh M, Keller JC. Significant role of adhesion properties of primary osteoblast-like cells in early adhesion events for chondroitin sulfate and dermatan sulfate surface molecules. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*. 1999;47(3):345-352.
 145. Rangert B, Jemt T. Forces and moments on Br  nemark implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1989;4(3).

146. Glantz P-O, Nilner K. Biomechanical aspects on overdenture treatment. *Journal of dentistry*. 1997;25:S21-S24.
147. Hobkirk JA, Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1998;80(2):169-174.
148. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating Parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology*. 1998;24(2):80-88.
149. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant dentistry*. 1992;1(4):289-294.
150. Burns DR. The mandibular complete overdenture. *Dental Clinics*. 2004;48(3):603-623.
151. Alsabeeha N, Payne AG, De Silva RK, Swain MV. Mandibular single-implant overdentures: a review with surgical and prosthodontic perspectives of a novel approach. *Clinical oral implants research*. 2009;20(4):356-365.
152. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*. 2010;11(1):18-23.
153. Aydın C, Yaluğ S, Yılmaz C, Demirel E. Metal Destekli Ve Desteksiz Porselen Köprülerde Fotoelastik Yöntem İle Kuvvet Dağılıminin İncelenmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 1995;5(2):62-64.

154. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, et al. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *Journal of Oral Implantology*. 2014;40(2):217-228.
155. Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. 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*. 2009;17(2):50-57.
156. Ulusoy M, AK A. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. *Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara. Bölüm*. 2003;16:687-689.
157. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clinical implant dentistry and related research*. 2010;12(2):105-113.
158. Çağlar A. *Kısmi Dişsizlik Vakalarında Uygulanan İmplant Destekli Sabit Protezlerde Mesio-distal Olarak Farklı Açılarda Yerleştirilen İmplantların Stres Dağılımına Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile Değerlendirilmesi*. : Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, Ankara: Gazi Üniversitesi; 2003.
159. Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2009;2(5):410-432.
160. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*. 13th ed: Mosby, Philadelphia PA; 2012:51-96.

161. Gultekin BA, Gultekin P, Yalcin S. Application of finite element analysis in implant dentistry. *Finite Element Analysisd New Trends and Developments. Rijeka, Croatia: Intech.* 2012:21-54.
162. Yaşar M, Kılıç E, Alkan A. Farklı Uzunluktaki Silindirik İmplantlarda Oluşan Stres Miktarının Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi. *Sağlık Bilimleri Dergisi* . 2017;26:64-70.
163. Leão R, Moraes S, Vasconcelos B, Lemos C, Pellizzer E. Splinted and unsplinted overdenture attachment systems: a systematic review and meta-analysis. *Journal of oral rehabilitation.* 2018;45(8):647-656.
164. Misch CE. Contemporary implant dentistry. *Implant Dentistry.* 1999;8(1):90.
165. Barão VAR, Assunção WG, Tabata LF, et al. Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems. *Journal of Craniofacial Surgery.* 2009;20(4):1066-1071.
166. Mericske-Stern R, Venetz E, Fahländer F, Bürgin W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2000;84(5):535-547.
167. Lobbezoo F, Brouwers J, Cune M, Naeije M. Dental implants in patients with bruxing habits. *Journal of oral rehabilitation.* 2006;33(2):152-159.
168. Misch CE, Wang H. The procedures, limitations and indications for small diameter implants and a case report. *Oral Health.* 2004;94:16-30.
169. Maló P, de Araújo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up. *Clinical implant dentistry and related research.* 2007;9(1):15-21.

170. Lemos CAA, Verri FR, Santiago Junior JF, et al. Splinted and nonsplinted crowns with different implant lengths in the posterior maxilla by three-dimensional finite element analysis. *Journal of Healthcare Engineering*. 2018;2018:170.
171. Raaj G, Manimaran P, Kumar CD, Sadan DS, Abirami M. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on stress and strain in the mandibular segment—a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences*. 2019;11(Suppl 2):S347.
172. Eazhil R, Swaminathan SV, Gunaseelan M, Kannan GV, Alagesan C. Impact of implant diameter and length on stress distribution in osseointegrated implants: A 3D FEA study. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*. 2016;6(6):590.
173. Krennmair G, Seemann R, Schmidinger S, Ewers R, Piehslinger E. Clinical outcome of root-shaped dental implants of various diameters: 5-year results. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010;25(2):366-367.
174. Lee H, Jo M, Noh G. Biomechanical effects of dental implant diameter, connection type, and bone density on microgap formation and fatigue failure: A finite element analysis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2021;200:105863.
175. Liddel GJ, Henry PJ. A prospective study of immediately loaded single implant-retained mandibular overdentures: preliminary one-year results. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;97(6):S126-S137.
176. Walton JN, Glick N, MacEntee MI. A randomized clinical trial comparing patient satisfaction and prosthetic outcomes with mandibular overdentures retained by

- one or two implants. *International Journal of Prosthodontics*. 2009;22(4):331-339.
177. Meijer HJ, Raghoobar GM, Batenburg RH, Visser A, Vissink A. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants: a 10-year clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*. 2009;20(7):722-728.
 178. Visser A, Raghoobar GM, Meijer HJ, Batenburg RH, Vissink A. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants: A 5-year prospective study. *Clinical oral implants research*. 2005;16(1):19-25.
 179. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;86(5):468-473.
 180. DeBoer J. Edentulous implants: overdenture versus fixed. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1993;69(4):386-390.
 181. Boerrigter E, Stegenga B, Raghoobar G, Boering G. Patient satisfaction and chewing ability with implant-retained mandibular overdentures: a comparison with new complete dentures with or without preprosthetic surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1995;53(10):1167-1173.
 182. Naert I, Alsaadi G, Quirynen M. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17(4):401-410.
 183. Asvanund C, Morgano SM. Restoration of unfavorably positioned implants for a partially edentulous patient by using an overdenture retained with a milled bar and attachments: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(1):6-10.

184. Mericske-Stern R. Force distribution on implants supporting overdentures: the effect of distal bar extensions. A 3-D in viva study. *Clinical oral implants research*. 1997;8(2):142-151.
185. Doukas D, Michelinakis G, Smith PW, Barclay CW. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: 6-month fatigue retention values. *International journal of prosthodontics*. 2008;21(2):152-154.
186. Vogel RC. CE 2-Implant Overdentures: A new standard of care for edentulous patients--current concepts and techniques. *Compendium*. 2008;29(5):270.
187. Misch C. Dental implant prosthetics, Mosby, St. Louis Missouri. 2005:32-41.
188. van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, et al. The Applicability of Osseointegrated Oral Implants in the Rehabilitation of Partial Edentulism: A Prospective Multicenter Study on 558 Fixtures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1990;5(3):119-136.
189. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GV. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1994;9(3):345-360.
190. Lekholm U, Gunne J, Henry P, et al. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1999;14(5):639-645.
191. Elsyad MA, Dayekh MA, Khalifa AK. Locator versus bar attachment effect on the retention and stability of implant-retained maxillary overdenture: An in vitro study. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(2):e627-e636.

192. Cakarar S, Can T, Yaltirik M, Keskin C. Complications associated with the ball, bar and Locator attachments for implant-supported overdentures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16(7):e953-959.
193. El-Anwar MI, Yousief SA, Soliman TA, Saleh MM, Omar WS. A finite element study on stress distribution of two different attachment designs under implant supported overdenture. *The Saudi dental journal*. 2015;27(4):201-207.
194. Yoda N, Matsudate Y, Abue M, Hong G, Sasaki K. Effect of attachment type on load distribution to implant abutments and the residual ridge in mandibular implant-supported overdentures. *Journal of dental biomechanics*. 2015;6:1-10.
195. Ramoğlu S, Ozan O, Kurtulmuş-Yılmaz S. Evaluation of the stress on attachments of mandibular two-implant overdenture. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2014;17(3):279-290.
196. Menicucci G, Ceruti P, Barabino E, Screti A, Bignardi C, Preti G. A preliminary in vivo trial of load transfer in mandibular implant-retained overdentures anchored in 2 different ways: allowing and counteracting free rotation. *International Journal of Prosthodontics*. 2006;19(6):574-576.
197. Ochiai KT, Williams BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(5):421-427.
198. Meriske-Stern R. Forces on Implants Supporting Overdentures: A Preliminary Study of Morphologic and Cephalometric Considerations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1993;8(3):124-143.

199. Çelik G. İmplantların farklı açılarda yerleştirildiği mandibular overdenture vakalarında ortaya çıkan streslerin in vitro değerlendirilmesi.:Doktora tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi. 2006:61-72.
200. Gulizio MP, Agar JR, Kelly JR, Taylor TD. Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2005;14(1):3-11.
201. Canay Ş, Hersek N, Akpınar I, Aşık Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence international*. 1996;27(9):591-598.
202. Carlson BR, Carlsson GE, Helkimo E, Yontchev E. Masticatory function in patients with extensive fixed cantilever prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1992;68(6):918-923.
203. Jemt T, Book K, Karlsson S. Occlusal force and mandibular movements in patients with removable overdentures and fixed prostheses supported by implants in the maxilla. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1993;8(3):301-308.
204. Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G. 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clinical oral implants research*. 1996;7(4):387-396.
205. Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2002;30(3):170-177.

206. Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures—a finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2005;32(4):273-278.
207. Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *International Journal of Prosthodontics*. 2007;20(2):193-198.
208. Chou H-Y, Müftü S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;104(5):293-300.
209. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;91(2):144-150.
210. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical oral implants research*. 2003;14(1):97-102.
211. Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *Journal of oral rehabilitation*. 2005;32(3):193-205.
212. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2005;20(4):578-583.

213. Hasan I, Heinemann F, Aitlahrach M, Bourauel C. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. *Biomedical Engineering*.2010;55(6):341-350.
214. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan M, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2005;93(3):227-234.
215. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *International Journal of Prosthodontics*. 1994;7(3):271-279.
216. İplikçioğlu H, Akca K, Çehreli MC, Şahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2003;18(2):258-265.
217. Duyck J, Naert I, Rønold HJ, Ellingsen JE, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical oral implants research*. 2001;12(3):207-218.
218. Gujjarlapudi MC, Nunna NV, Manne SD, Sarikonda VR, Madineni PK, Meruva RNR. Predicting peri-implant stresses around titanium and zirconium dental implants—a finite element analysis. *The journal of indian prosthodontic society*. 2013;13(3):196-204.

219. de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(1):59-66.
220. Sato Y, Teixeira E, Tsuga K, Shindoi N. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of oral rehabilitation*. 1999;26(8):640-643.
221. Bal BT, Çağlar A, Aydın C, Yılmaz H, Bankoğlu M, Eser A. Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2013;28(1):27-38.
222. Çağlar A, Bal BT, Aydın C, Yılmaz H, Özkan S. Evaluation of stresses occurring on three different zirconia dental implants: three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010;25(1):95-103.
223. Çağlar A, Turhan Bal B, Karakoca S, Aydın C, Yılmaz H, Sarısoy Ş. Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2011;26(5):961-969.
224. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of oral biology and craniofacial research*. 2014;4(3):200-203.
225. Yüzbaşıoğlu HE. İmplantüstü sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi.:Doktora tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi;2006:22-27.

226. Karataşlı B. *Farklı alt yapı materyalleri kullanımının stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ve mekanik testler ile karşılaştırmalı olarak incelenmesi.*: Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2010:63-73.
227. Ebrahimi F. *Finite Element Analysis: New Trends and Developments*: BoD—Books on Demand; 2012.
228. Romeed S, Fok S, Wilson N. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *Journal of oral rehabilitation*. 2006;33(3):209-215.
229. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne S, Felton D. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *Journal of Dentistry*. 1997;25(6):485-491.
230. Degidi M, Petrone G, Iezzi G, Piattelli A. Bone contact around acid-etched implants: a histological and histomorphometrical evaluation of two human-retrieved implants. *Journal of Oral Implantology*. 2003;29(1):13-18.
231. Meijer H, Starmans F, Bosman F, Steen W. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of oral rehabilitation*. 1993;20(2):147-157.
232. Sato Y, Wadamoto M, Tsuga K, Teixeira E. The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of oral rehabilitation*. 1999;26(4):288-291.
233. Budynas RG, Nisbett JK. *Shigley's mechanical engineering design*. Vol 9: McGraw-hill New York; 2011:933-952.
234. Zhou X, Zhao Z, Zhao M, Fan Y. The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method. *Hua xi kou qiang yi xue*

za zhi= *Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China journal of stomatology.*
1999;17(1):29-32.

235. Elsayyad AA, Abbas NA, AbdelNabi NM, Osman RB. Biomechanics of 3-implant-supported and 4-implant-supported mandibular screw-retained prostheses: A 3D finite element analysis study. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2020;124(1):68. e61-68. e10.
236. Cinel S, Celik E, Sagirkaya E, Sahin O. Experimental evaluation of stress distribution with narrow diameter implants: A finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2018;119(3):417-425.
237. Lin C-L, Chang Y-H, Liu P-R. Multi-factorial analysis of a cusp-replacing adhesive premolar restoration: a finite element study. *Journal of dentistry.* 2008;36(3):194-203.
238. Franco-Tabares S, Stenport VF, Hjalmarsson L, Johansson CB. Limited Effect of Cement Material on Stress Distribution of a Monolithic Translucent Zirconia Crown: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *The International Journal of Prosthodontics.* 2017;31(1):67–70-67–70.
239. Belwanshi M, Jayaswal P, Aherwar A. Mechanical behaviour investigation of PEEK coated titanium alloys for hip arthroplasty using finite element analysis. *Materials Today: Proceedings.* 2022;56:2808-2817.
240. Stegaroiu R, Kusakari H, Nishiyama S, Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 1998;13(6):781-790.

241. Lee H, Jo M, Sailer I, Noh G. Effects of implant diameter, implant-abutment connection type, and bone density on the biomechanical stability of implant components and bone: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent*. Mar 5 2021;716-728.
242. Silva LS, Verri FR, Lemos CAA, Martins CM, Pellizzer EP, de Souza Batista VE. Biomechanical effect of an occlusal device for patients with an implant-supported fixed dental prosthesis under parafunctional loading: A 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent*. Aug 2021;126(2):223.e221-223.e228.
243. Kul E, Korkmaz İ H. Effect of different design of abutment and implant on stress distribution in 2 implants and peripheral bone: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent*. Nov 2021;126(5):664.e661-664.e669.
244. Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant loss. *Clin Oral Implants Res*. Oct 2012;23 Suppl 6:95-107.
245. Keaveny TM, Wachtel EF, Ford CM, Hayes WC. Differences between the tensile and compressive strengths of bovine tibial trabecular bone depend on modulus. *J Biomech*. Sep 1994;27(9):1137-1146.
246. Li S, Demirci E, Silberschmidt VV. Variability and anisotropy of mechanical behavior of cortical bone in tension and compression. *J Mech Behav Biomed Mater*. May 2013;21:109-120.
247. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;97(6):S35-S43.

EKLER

EK-1. ETİK KURUL ONAY FORMU



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Sayı : 27

28.03.2024

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

27.03.2024 tarihli yazınız ekinde gönderilen Anabilim dalınız öğretim üyesi Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU, ve Dt. Seyhan KAHRAMAN birlikte hazırladıkları "*Locator Tutuculu İmplant Üstü Overdenture Protezlerde İmplant Açısı ve Lokalizasyonunun Kemikte Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi*" konulu Uzmanlık Tezine ait etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.


Prof. Dr. Recep ORBAK
Etik Kurul Başkanı

Eki: Etik Kurul Kararı

Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı ERZURUM
Tel : (442) 2360942



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 28/03/2024
Oturum Sayısı: 03/ 2024

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	<i>Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU Dt. Seyhan KAHRAMAN</i>
Araştırmanın Açık Adı	<i>“Locator Tutuculu İmplant Üstü Overdenture Protezlerde İmplant Açısı ve Lokalizasyonunun Kemikte Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi”</i>
Karar No	27.
Alınan Karar	Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU, ve Dt. Seyhan KAHRAMAN birlikte hazırladıkları <i>“Locator Tutuculu İmplant Üstü Overdenture Protezlerde İmplant Açısı ve Lokalizasyonunun Kemikte Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi”</i> konulu Uzmanlık Tezi güncel Helsinki Bildirgesinde geçen kurallara uygun olarak ve Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı “Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik” hükümlerine, bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına mevcudun <i>oy birliği ile karar verildi</i>

Prof. Dr. Recep ORBAK
Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. Turgut DEMİR
ÜYE

Prof. Dr. Funda BAYINDIR
ÜYE

Prof. Dr. Fatma ÇAĞLAYAN
ÜYE

Prof. Dr. Nurcan ÖZAKAR
ÜYE (İZİNLİ)