

**T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**“ALL-ON-4” KONSEPTLİ İMPLANT ÜSTÜ PROTEZLERDEKİ
MULTİ-UNİT ABUTMENTLARIN AÇILARININ VE DİŞ ETİ
MİKTARLARININ DEĞİŞMESİ DURUMLARINDA STRES
DAĞILIMININ 3 BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES
ANALİZİ YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Güleren Açelya AYDIN

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Murat ALKURT**

RİZE-2025

**T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ
ANA BİLİM DALI**

**“ALL-ON-4” KONSEPTLİ İMPLANT ÜSTÜ PROTEZLERDEKİ
MULTİ-UNİT ABUTMENTLARIN AÇILARININ VE DİŞ ETİ
MİKTARLARININ DEĞİŞMESİ DURUMLARINDA STRES
DAĞILIMININ 3 BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES
ANALİZİ YÖNTEMİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Güleren Açelya AYDIN

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Murat ALKURT**

RİZE-2025

KABUL ve ONAY

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında, Doç. Dr. Murat Alkurt danışmanlığında, Güleren Açelya AYDIN tarafından hazırlanan “All-on-4” Konseptli İmplant Üstü Protezlerdeki Multi-unit Abutmentların Açılarının ve Dişeti Miktarlarının Değişmesi Durumlarında Stres Dağılımının 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Karşılaştırılması adlı bu tez çalışması, 06/05/2025 tarihinde yapılan savunma sınavı sonucunda oy birliği/oy çokluğuyla başarılı bulunmuş ve jürimiz tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri	Unvanı, Adı Soyadı
Başkan	: Prof. Dr. Zeynep YEŞİL
Üye	: Doç. Dr. Murat ALKURT
Üye	: Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR

ETİK BEYAN

Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Programından mezun olmak üzere teslim ettiğim “All-on-4 Konseptli İmplant Üstü Protezlerdeki Multi-unit Abutmentların Açılarının ve Diş Eti Miktarlarının Değişmesi Durumlarında Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Karşılaştırılması” adlı tezim, bilim ve araştırma etiği prensiplerine riayet edilerek tarafımdan yazılmıştır.

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada:

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanla akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfla bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu, bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Güleren Açelya AYDIN

06/05/2025

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bana yol gösteren, sabrı, bilgisi, ilgisi ve içten desteğiyle her zaman yanımda olan, akademik ve kişisel gelişimimde örnek aldığım kıymetli hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Murat ALKURT’a,

Lisans ve uzmanlık sürecimde her zaman desteklerini hissettiğim, engin bilgi ve tecrübeleriyle bana ışık tutan, akademik gelişimimde büyük katkıları bulunan değerli hocalarım Prof. Dr. Zeynep YEŞİL ve Doç. Dr. İpek ÇAĞLAR’a,

Hayatım boyunca bana inanan, desteğini ve sevgisini hiçbir zaman esirgemeyen kıymetli anneme ve her zaman yanımda olup beni cesaretlendiren sevgili ablama,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, başta Gizem YILMAZ, Rabia ÇİÇEK, Sedef KURT olmak üzere tüm kıymetli çalışma arkadaşlarıma teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

KABUL ve ONAY	I
ETİK BEYAN	II
TEŞEKKÜR.....	III
İÇİNDEKİLER.....	IV
ÖZET	VII
ABSTRACT.....	VIII
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ.....	IX
TABLolar DİZİNİ.....	X
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XI
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1.Dental İmplantoloji ve Tarihçesi	4
2.2. Osteointegrasyonun Tanımı.....	5
2.3. Dental İmplant Başarı Kriterleri.....	6
2.4. Dental İmplantların Sınıflandırılması	7
2.5. Dental İmplantların Endikasyon ve Kontrendikasyonları	7
2.5.1. Dental İmplantların Endikasyonları.....	7
2.5.2. Dental İmplantların Kontrendikasyonları	8
2.5.2.1. Genel Kontrendikasyonlar.....	8
2.5.2.2. Lokal Kontrendikasyonlar	9
2.6. Dental İmplant ve Biyomekanik.....	9
2.6.1. İmplant Tasarımının Biyomekaniği	10
2.6.2. İmplant Uzunluğu	10
2.6.3. İmplant Çapı	11
2.6.4. İmplant Yüzey Özellikleri	11
2.6.5. İmplant ve Kemik Ara Yüzeyi.....	13
2.7. Peri-implant Dokular	14
2.7.1. Mukoza Kalınlığı ve Abutment Yüksekliğinin Önemi	15
2.8. Alveolar Kemik Rezorpsiyonunun Fizyolojisi	16
2.8.1. Çene Kemiklerinde Rezorpsiyon Sınıflaması.....	17
2.8.2. Mandibula Atrofisinin Sınıflandırılması	19
2.9. İmplant Üstü Protezlerin Genel Sınıflandırılması.....	19
2.9.1. İmplant Üstü Sabit Protezler ve Abutment Çeşitleri	20

2.9.1.1. Siman Tutuculu İmplant Üstü Protezler	20
2.9.1.2. Vida Tutuculu İmplant Üstü Protezler	21
2.9.2. İmplant Üstü Hibrit Protezler	22
2.9.2.1. İmplant Üstü Hibrit Protezlerin Kullanım Alanları	22
2.10. All-on-4 Tedavi Konsepti	23
2.10.1. All-on-4 Tedavi Konsepti Endikasyonları	24
2.10.2. All-on-4 Tedavi Konsepti Kontrendikasyonları.....	24
2.10.3. All-on-4 Tedavi Konsepti Avantajları.....	25
2.10.4. All-on-4 Tedavi Konsepti Dezavantajları.....	25
2.11. Stres Analiz Yöntemleri	25
2.11.1. Gerinim Ölçer Yardımı ile Stres Analizi Yöntemi	26
2.11.2. Fotoelastik Stres Analizi Yöntemi.....	26
2.11.3. Holografik İnterferometre Yardımı ile Stres Analizi Yöntemi	26
2.11.4. Kırılğan Vernik Kaplama ile Stres Analizi Yöntemi.....	27
2.11.5. Termografik Stres Analizi Yöntemi.....	27
2.11.6. Radyotelemetri ile Stres Analizi Yöntemi	27
2.11.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi	27
2.11.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile İlgili Genel Kavramlar.....	28
2.11.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Avantajları	34
2.11.7.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Dezavantajları.....	34
2.11.7.4. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Aşamaları.....	35
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	37
3.1. Çalışma Modellerin Oluşturulması.....	38
3.1.1. Çene Kemiğinin Modellenmesi.....	40
3.1.2.İmplant ve Multi-unit Abutmentların Modellenmesi.....	42
3.1.3. Protezin Modellenmesi	43
3.2. Sınır ve Yükleme Koşulları.....	45
4. BULGULAR	48
4.1. İmplanttaki Von Mises Stres Değerleri	48
4.2. İmplantta Meydana Gelen Deformasyon Değerleri	57
4.3. Kortikal Kemik İçin Maksimum Principal Stres Değerleri.....	66
4.4. Trabeküler Kemik İçin Maksimum Principal Stres Değerleri.....	70
4.5. Kemikte Meydana Gelen Deformasyon Değerleri.....	75
5. TARTIŞMA	82
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	103

KAYNAKLAR.....	104
EKLER.....	117
EK-1. Özgeçmiş	117
EK-2. Etik Kurul Onay Formu.....	118
EK-3. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu	119
EK-3. (Devam) Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu	120
EK-4. Turnitin İntihal Raporu	121



ÖZET

All-on-4 Konseptli İmplant Üstü Protezlerdeki Multi Unit Abutmentlerin Açılarının ve Diş Eti Miktarlarının Değişmesi Durumlarında Stres Dağılımının Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Karşılaştırılması

Amaç: Bu çalışmada, All-on-4 konseptli implant üstü protezlerde farklı açılarda ve yüksekliklerdeki multi-unit abutment konfigürasyonlarının implant ve peri-implant kemikte oluşturduğu stres dağılımını üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

Gereç ve Yöntem: Atrofik mandibulaya sahip bir CBCT görüntüsünden 3 boyutlu sonlu eleman modeli elde edildi. Oluşturulan mandibular modelin üzerine All-on-4 konseptine göre uygun açılarda implantlar konumlandırıldı. Çalışma kapsamında farklı multi-unit abutment açıları (0°, 17° ve 30°) ve yükseklikleri (1,5 mm, 2,5 mm, 3,5 mm, 4,5 mm) ile 16 farklı model elde edildi. Fizyolojik çiğneme kuvvetlerini simüle etmek amacıyla, tek ve çift taraflı olmak üzere 150 N'lik dikey yükleme kuvveti dişler üzerinde çoklu temas noktalarına dağıtıldı. Yükleme kuvvetleri sonucunda implant ve kemikte meydana gelen Von Mises stres, maksimum principal stres ve deformasyon değerleri analiz edildi.

Bulgular: Anterior abutment yüksekliği 1,5 mm ve posterior abutment açısı 17° olan Model 1, en yüksek stres değerlerini gösterirken; anterior abutment yüksekliği 4,5 mm ve posterior abutment açısı 30° olan Model 16, en düşük stres değerlerine sahiptir. Anterior ve posteriorda multi-unit abutment yüksekliklerinin artması, implant ve peri-implant kemikteki stresin azalmasına neden olmuştur. Aynı şekilde, posterior multi-unit abutment açısının 17°'den 30°'ye artırılması stres dağılımını iyileştirmiştir. Bu olumlu etki anteriorda yüksek multi-unit abutment olduğu koşulda daha fazla gerçekleşmiştir. En uygun sonuçlar, daha yüksek abutment yükseklikleri ile birlikte 30° açılı posterior multi-unit abutmentlerin kullanıldığı modellerde gözlenmiştir.

Sonuçlar: Multi-unit abutment yüksekliğinde ve açısındaki artış, All-on-4 sisteminde implant ve peri-implant kemikteki stres seviyelerini azaltarak biyomekanik stabiliteyi artırmaktadır. Elde edilen bulgular, All-on-4 konseptinin klinik başarısını artırmak için multi-unit abutment tasarımının optimize edilmesi gerektiğini ve vakaya göre abutment seçimlerinin önemini vurgulamaktadır.

Anahtar Kelimeler: All-on-4, Multi-unit Abutment, Sonlu Elemanlar Stres Analizi

ABSTRACT

Comparison of Stress Distribution in All-on-4 Implant-Supported Prostheses with Variations in Multi-Unit Abutment Angles and Gingival Heights Using Finite Element Stress Analysis

Objective: This study aims to evaluate stress distribution in implants and peri-implant bone caused by different multi-unit abutment configurations with varying angles and heights in All-on-4 implant-supported prostheses using three-dimensional finite element stress analysis.

Material and Methods: A three-dimensional finite element model was created using a CBCT scan of an atrophic mandible. Implants were positioned according to the All-on-4 concept within the mandibular model. A total of 16 models were generated by incorporating multi-unit abutments with varying angles (0°, 17°, 30°) and heights (1,5 mm, 2,5 mm, 3,5 mm, 4,5 mm). To simulate physiological masticatory forces, a vertical occlusal load of 150 N was applied unilaterally and bilaterally across multiple contact points on the teeth. The resulting Von Mises stress, maximum principal stress and displacement values in implants and peri-implant bone were analyzed.

Results: Model 1, which featured an anterior abutment height of 1,5 mm and a posterior abutment angulation of 17°, exhibited the highest stress values, whereas Model 16, with an anterior abutment height of 4,5 mm and a posterior abutment angulation of 30°, displayed the lowest stress values. Increasing the height of both anterior and posterior multi-unit abutments led to a significant reduction in implant and peri-implant bone stress. Similarly, increasing posterior abutment angulation from 17° to 30° improved stress distribution. This positive effect was more pronounced when a higher multi-unit abutment was used anteriorly. The most favorable outcomes were observed in models incorporating greater multi-unit abutment heights combined with 30° posterior abutments.

Conclusion: The increase in the height and angulation of multi-unit abutments enhances biomechanical stability in the All-on-4 system by reducing stress levels on the implant and peri-implant bone. The findings highlight the necessity of optimizing multi-unit abutment design to improve the clinical success of the All-on-4 concept and emphasize the importance of case-specific abutment selection.

Keywords: All-on-4, Multi-unit Abutment, Finite Element Stress Analysis

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

3D	: 3 Dimension (Üç Boyutlu)
ark.	: Arkadaşları
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CBCT	: Cone Beam Computed Tomography
Co-Cr	: Kobalt-Krom
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine
°	: Derece
DOF	: Deggre of Freedom
E	: Elastisite Modülü (Young's Modülü)
EHC	: External Hexagonal Abutment
F	: Kuvvet
HAC	: Hibrit Abutment Crown
IHC	: Internal Hexagonal Abutment
Kgf	: Kilogram-kuvvet
maks	: Maksimum
σ_{max}	: Maksimum Principal Stres
mm	: Milimetre
MPa	: MegaPascal
MUA	: Multi-unit Abutment
MH	: Mucosal Height (Yumuşak doku yüksekliği)
MT	: Mucosal Thickness (Yumuşak doku kalınlığı)
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
N	: Newton
SESA	: Sonlu Elemanlar Stres Analizi
SP	: Sabit Protez
STL	: Stereolithography
ν	: Poisson Oranı
σ_M	: Von Mises Stres
%	: Yüzde

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Cawood ve Howell kemik sınıflaması	17
Tablo 2.2. Lekholm ve Zarb'ın kemik miktarı açısından sınıflaması	18
Tablo 2.3. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi açısından sınıflandırılması	18
Tablo 2.4. Luhr ve ark. yaptığı mandibula atrofisinin sınıflaması	19
Tablo 2.5. İmplant üstü sabit protez seçenekleri	20
Tablo 3.1. Modellerdeki düğüm ve eleman sayıları	38
Tablo 3.2. Modellerdeki multi-unit abutmentların açıları ve yükseklikleri	39
Tablo 3.3. Modellemede kullanılacak materyallerin özellikleri	45
Tablo 3.4. Modellere uygulanan yükleme kuvvetleri	46

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Dental implantların sınıflandırılması.....	7
Şekil 2.2. Cawood ve Howell kemik sınıflaması.....	17
Şekil 2.3. Lekholm ve Zarb'ın kemik miktarı açısından sınıflaması.....	18
Şekil 2.4. Lekholm ve Zarb'ı kalitesi açısından kemik sınıflaması.....	19
Şekil 2.5. Luhr ve ark. yaptığı mandibula atrofinin sınıflaması	19
Şekil 2.6. Farklı açılardaki multi-unit abutment çeşitleri	21
Şekil 3.1. Mandibular modelin sonlu elemanlar ağ yapısı ile implant-kemik arayüzünün detaylandırılmış ağ yapısı.....	38
Şekil 3.2. CBCT datasında segmente edilmiş model.....	40
Şekil 3.3. Çene kemiği, mukoza ve All-on-4 protetik restorasyonun modeli	41
Şekil 3.4. Mandibula kemiği, kortikal kemik, trabeküler kemik ve mukozanın segmentasyonu.....	42
Şekil 3.5. Anterior ve posteriorda kullanılan çeşitli açılarda ve yüksekliklerdeki multi-unit abutmentlar	42
Şekil 3.6. Multi-unit abutmentlar üzerine yerleştirilen All-on-4 protez yapısının patlatılmış görünümü	43
Şekil 3.7. Tam olarak monte edilmiş All-on-4 protez restorasyonu.....	43
Şekil 3.8. Co-Cr altyapı ve porselen tabakadan oluşan protez üst yapı tasarımı.....	44
Şekil 3.9. Yükleme kuvvetleri ve kuvvetlerin dağılımı.....	46
Şekil 4.1. İmplantta meydana gelen Von Mises stres dağılımı.....	48
Şekil 4.2. Tüm modeller için implanttaki Von Mises stres değerleri (MPa).....	49
Şekil 4.3. M1 ve M4 için implanttaki Von Mises stres değerleri.....	49
Şekil 4.4. M13 ve M16 için implanttaki Von Mises stres değerleri.....	50
Şekil 4.5. M1→M4 ile M13→M16 karşılaştırmalarının analizi	51

Şekil 4.6. M5 ve M9 için implanttaki Von Mises stres değerleri	52
Şekil 4.7. M8 ve M12 için implanttaki Von Mises stres değerleri	53
Şekil 4.8. M5→M9 ile M8→M12 analizlerinin karşılaştırması	54
Şekil 4.9. M1 ve M5 için implanttaki Von Mises stres değerleri	55
Şekil 4.10. M4 ve M8 için implanttaki Von Mises stres değerleri	55
Şekil 4.11. M1→M5 ile M4→M8 analizlerinin karşılaştırması	56
Şekil 4.12. İmplantta meydana gelen deformasyon dağılımı	57
Şekil 4.13. Tüm modeller için implanttaki deformasyon değerleri (mm)	58
Şekil 4.14. M1 ve M4 için implanttaki deformasyon değerleri	58
Şekil 4.15. M13 ve M16 için implanttaki deformasyon değerleri	59
Şekil 4.16. M1 → M4 ve M13 → M16 deformasyon analizleri	60
Şekil 4.17. M5 ve M9 için implanttaki deformasyon değerleri	61
Şekil 4.18. M8 ve M12 için implanttaki deformasyon değerleri	62
Şekil 4.19. M5,M9 ve M8,M12 için deformasyon değerleri	63
Şekil 4.20. M1 ve M5 için implanttaki deformasyon değerleri	63
Şekil 4.21. M4 ve M8 için implanttaki deformasyon değerleri	64
Şekil 4.22. M1 → M5, M4 →M8 deformasyon değerleri	65
Şekil 4.23. Kortikal kemik için maks principal stres dağılımı	66
Şekil 4.24. Kortikal kemik için maks principal stres değerleri (MPa)	66
Şekil 4.25. M1 ve M4 için kortikal kemikteki maks principal stres değerleri	67
Şekil 4.26. M13 ve M16 için kortikal kemikteki maks principal stres değerleri	67
Şekil 4.27. M5 ve M9 için kortikal kemikteki maks principal stres değerleri	68
Şekil 4.28. M8 ve M12 için kortikal kemikteki maks principal stres değerleri	68
Şekil 4.29. M1 ve M5 için kortikal kemikteki maks principal stres değerleri	69
Şekil 4.30. M4 ve M8 için kortikal kemikteki maks principal stres değerleri	70

Şekil 4.31. Trabeküler kemik için maks principal stres dağılımı	71
Şekil 4.32. Trabeküler kemik için maks principal stres değerleri	71
Şekil 4.33. M1 ve M4 için trabeküler kemikteki maks principal stres değerleri.....	72
Şekil 4.34. M13 ve M16 için trabeküler kemikteki maks principal stres değerleri.....	72
Şekil 4.35. M5 ve M9 için trabeküler kemikteki maks principal stres değerleri.....	73
Şekil 4.36. M8 ve M12 için trabeküler kemikteki maks principal stres değerleri.....	73
Şekil 4.37. M1 ve M5 için trabeküler kemikteki maks principal stres değerleri.....	74
Şekil 4.38. M1 ve M5 için trabeküler kemikteki maks principal stres değerleri.....	75
Şekil 4.39. Mandibular kemikte meydana gelen deformasyon dağılımı	76
Şekil 4.40. Mandibular kemik için deformasyon değerleri (mm)	76
Şekil 4.41. M1 ve M4 için kemikteki deformasyon değerleri	77
Şekil 4.42. M13 ve M16 için kemikteki deformasyon değerleri	77
Şekil 4.43. M5 ve M9 için kemikteki deformasyon değerleri	78
Şekil 4.44. M8 ve M12 için kemikteki deformasyon değerleri	78
Şekil 4.45. M9 ve M13 için kemikteki deformasyon değerleri	79
Şekil 4.46. M12 ve M16 için kemikteki deformasyon değerleri	79
Şekil 4.47. M1 ve M5 için kemikteki deformasyon değerleri	80
Şekil 4.48. M4 ve M8 için kemikteki deformasyon değerleri	80

1. GİRİŞ

Yaşın ilerlemesiyle beraber rezidüel alveol kretinde meydana gelen atrofi, inferior alveolar sinirin seyri ve maxillar sinüsün meydana getirdiği anatomik kısıtlamalar posterior bölgelerde implant cerrahisini sınırlandırmasına sebebiyet verebilir ve bu gibi durumlarda hareketli bölümlü protez kullanılması halinde hastaların yaşam kalitesi ve konforu optimal düzeylerde sağlanamaz.¹⁻³

Diş ve çevre dokularda meydana gelen harabiyet tedavi başarısını önemli ölçüde etkiler. Karmaşık ve komplikasyon riski barındıran sinir transpozisyonu, kemik greft uygulaması, sinüs lifting gibi çok aşamalı cerrahi prosedürler yerine çok daha kısa süreli hasta tarafından kabul edilebilirliği yüksek ve etkin bir tedavi yöntemi uygulanabilir.³ Bu bağlamda 2003 yılında Malo ve ark.⁵ tarafından “All-on-4” adı verilen, çene kemiklerinin posterior bölgesinde rezorpsiyon meydana gelmiş hastaların da sabit protetik rehabilitasyonunun gerçekleştirebildiği bir tedavi konsepti geliştirilmiştir. Bu tekniğe göre All-on-4 sistemi; anteriorda lateral diş bölgesinde birbirine paralel ve vertikal konumda yerleştirilmiş iki adet implant, posteriorda molar diş bölgesine eğimli olarak konumlandırılmış iki adet implant olmak üzere uygulanmış olan dört adet implant ile desteklenen tam ark sabit protezi kapsar.^{4,5} Geleneksel All-on-4 prosedüründe anteriordaki implantlar üzerine açısız multi-unit abutmenlar, posteriordaki distale eğimli implantlar üzerine ise açılı multi-unit abutmentlar yerleştirilir. Geçici, sabit ve immediate yüklenecek olan protezleri destekleyecek bu 4 implant kullanımı ile 12 diş kadar protetik rehabilitasyon gerçekleştirilir. Bununla birlikte posteriorda bulunan implantlara verilen eğim ile implant kemik arası temas artırılarak implant çevresindeki kemikte biriken stres kontrol altına alınır ve kantilever uzunluğunun kısaltılması sağlanır.^{6,7}

İmplantın başarılı olmasında biriken streslerin kemiğe optimal transferi önemli bir yer tutar.⁸ Klinik ve deneysel araştırmaların bazı sınırlamaları nedeniyle, implant-kemik

ara yüzünde meydana gelen biyolojik süreçleri değerlendirmek her zaman kolay olmamaktadır. Özellikle implant başarısızlıklarına yol açabilecek kemik rezorpsiyonu gibi süreçlerin analizi, çoğu zaman laboratuvar ve klinik çalışmalarla sınırlı kalmaktadır. Bu noktada, sonlu elemanlar stres analizi (SESA) devreye girmekte ve karmaşık geometrilere sahip yapılar üzerinde detaylı değerlendirmeler yapma olanağı sağlamaktadır. SESA, bilgisayar destekli sayısal bir çözüm yöntemi olarak, implant-kemik ara yüzünde ortaya çıkan stres ve gerilimleri analiz etmede güçlü bir araçtır.⁹ Bu yöntem, geleneksel yöntemlerle değerlendirilmesi zor olan kompleks biyomekanik problemleri çözebilir ve implantların farklı tasarımlarının nasıl bir etki yaratacağını simüle ederek öngörülerde bulunulmasına olanak tanır. Sonlu elemanlar stres analizinin giderek daha fazla tercih edilmesinin başlıca sebepleri arasında, farklı malzemelerin rahatlıkla modellenebilmesi, çeşitli sınır koşullarının simüle edilebilmesi ve hem stres dağılımı hem de deformasyon gibi önemli parametrelerin birlikte ölçülebilmesi gibi avantajlar bulunmaktadır.¹⁰⁻¹²

Özellikle son yıllarda, daha az sayıda implant kullanımı ve immediate yükleme protokollerinin uygulanabilmesi gibi avantajlar, All-on-4 sistemlerini implantoloji alanında oldukça popüler hale getirmiştir. Bu sistemlerin sunduğu estetik ve fonksiyonel faydalar, daha geniş kitlelere ulaşmasını sağlamış ve klinik başarılarını artırmıştır. Ancak bu sistemlerin mekanik özelliklerinin daha da iyileştirilmesi gereği, araştırmacıları çeşitli tasarımlar üzerinde çalışmaya yönlendirmiştir. Farklı implant tasarımlarının, uzun ve kısa dönem başarıları üzerindeki etkilerini anlamak adına yapılan biyomekanik çalışmalar, bu alandaki literatüre önemli katkılar sunmuştur.

Peri-implant kemikte meydana gelen stres ve gerilimlerin azaltılmasının, implant prognozu üzerinde belirleyici bir etken olduğu pek çok çalışma ile desteklenmiştir. İmplant çevresindeki kemik kaybını minimize etmek, implantların uzun vadeli başarısını

sağlamak adına büyük önem taşır. Bu bağlamda, peri-implant bölgede oluşacak streslerin hangi tedavi yönteminde daha düşük olacağının veya hangi implant tasarımının daha uygun olacağının önceden tahmin edilmesi, klinik açıdan son derece faydalı olacaktır.¹³ Özellikle All-on-4 sistemlerinde bu tür değerlendirmeler, sistemin mekanik özellikleri açısından daha da kritik hale gelmektedir. All-on-4 sistemlerinde implantların yük dağılımı ve kemik-implant ara yüzünde oluşan stresler, implant başarısının en önemli faktörlerinden biridir. Bu yüzden, doğru implant dizaynı seçilmesi ve biyomekanik analizlerin dikkatli bir şekilde yapılması, tedavinin başarısını doğrudan etkilemektedir.¹⁴ Sonuç olarak, implant tasarımı, peri-implant kemik üzerindeki stresleri minimize etmek ve uzun vadeli başarıyı artırmak için dikkatle ele alınmalıdır. İmplant yerleşimi ve tasarımı sırasında yapılan doğru seçimler, peri-implant bölgedeki stresin daha az olmasını sağlayarak implantların uzun ömürlü olmasına katkıda bulunacaktır. All-on-4 gibi sistemlerde bu tür biyomekanik analizler, tedavinin başarısı ve hastaların uzun vadeli memnuniyeti için daha da büyük bir önem taşımaktadır.

Son yıllarda dental implantolojide osteointegrasyon başarısını artırmayı ve peri-implant dokulardaki stres seviyelerini azaltmayı hedefleyen yenilikçi yaklaşımlar ön plana çıkmıştır. Bu çalışma, All-on-4 protetik tedavi konseptinde kullanılan implantların üzerine gelen multi-unit abutmentlerin farklı açılarda ve yüksekliklerde yerleştirilmesi sonucu meydana gelen stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesine odaklanılmıştır. Elde edilen bulgular hem klinik uygulamalara rehberlik edecek hem de All-on-4 tedavi konseptinin biyomekanik davranışlarını daha iyi incelemeye katkı sağlayacaktır. Çalışmanın H0 hipotezi All-on-4 cerrahi konseptli mandibular sabit implant üstü protezlerde multi-unit abutment yüksekliğinin ve açısındaki değişiminin kemik, implant ve alt yapı materyali üstünde oluşan stres miktarını değiştirmeyeceği şeklinde oluşturulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1.Dental İmplantoloji ve Tarihçesi

Kelime olarak “in:içerisine” ve “planto:ekme, dikme, yerleştirme, gömme” sözcüklerinin birleştirilmesinden oluşan “İmplant”, kökeni Latinceye dayanan ve diğer dillere Fransızcadan geçen bir sözcüktür. Uygun bir alana fonksiyon görmesi amacıyla yerleştirilen organik veya inorganik materyaller olarak tanımlanır.¹³ Bu materyallerin yerleştirilmesi işlemine ise “implantasyon” denir. Dental implantlar ise tam veya kısmi dişsizlik durumlarında hastanın çene kemiklerine yerleştirilen biyolojik olarak uyumlu titanyum vidalardır. Diş köküne benzer formlara sahip olan dental implantlar, kemik içinden veya üzerinden sağladığı destek ile estetik, fonasyon ve fonksiyon kaybını telafi ederek protetik diş tedavisinde önemli bir yer edinmişlerdir.¹⁴

Dental implantolojiye ilişkin ilk uygulamalar tarihte M.Ö. 3000’li yıllara kadar dayanmaktadır. Tarihin birçok döneminde taş, tahta, hayvan dişi, hayvan kemikleri, deniz kabuğu gibi materyaller modifiye edilerek eksik dişlerin rehabilitasyonu sağlanmaya çalışılmıştır.^{15,16} 1930’larda, Honduras’ta gerçekleşen bir arkeolojik kazıda, Maya Medeniyetine ait olarak bilinen en eski implant örnekleri olan, üç parça deniz kabuğunun bir nevi implant görevi görecektir şekilde kama şekli verilerek alt ön kesiciler bölgesindeki diş yuvalarına yerleştirilmesiyle oluşmuş bir çene parçası bulunmuştur. Devam eden incelemelerde implantlardan ikisinin çevresinde günümüz implant-kemik arası görüntülerine benzer kompakt kemik olduğu gözlenmiştir.¹⁷

19. yüzyılda Lewis çekim soketinden aldığı ölçüyle uyumlu implantlar yapmayı denemiştir. 1937 yılında Adams tarafından ilk yivli silindirik implantın patenti alınmıştır. 1938’de Dr. Gustov Dahl günümüz implantolojisine benzer bir yaklaşım ile ilk subperiosteal dental implantı geliştirmiştir.^{14,18} Aynı yıllarda Strock, konik şekilli kobalt-krom-molibden içeriğine sahip vida şeklinde kemik içi implantları ve ilk endodontik

implantları geliştirmiştir.¹⁹ 1953 yılında Sollier ve Chercheve tarafından kemik içi implantların boyunun uzatılması yöntemiyle transosseöz implantlar geliştirilmiştir.¹⁴ 1962’de Perron-Andre implant ve kemik arasındaki bağlantıyı histolojik olarak inceleyerek aralarında oluşan entegresyondan bahsetmiştir.²⁰ 1968’de Linkow, 1980’li yıllara kadar en çok tercih edilmiş implantlar olan, çiğneme kuvvetini kemik üzerinde daha geniş yüzeye yaymayı hedefleyen blade implantları tasarlamıştır.²¹ Yapılan araştırmalar ve Teknolojinin de gelişmesi ile birlikte, kullanım amaçlarına göre birçok farklı tasarıma, boyuta ve yüzey özelliklerine sahip 2000’den fazla implant markası bulunmaktadır.²²

2.2. Osteointegrasyonun Tanımı

Ortopedi cerrahı Per-Ingvar Branemark, yaptığı araştırmalarla “dental implant” kavramını ilk kez gündeme getiren isim olmuştur. İsveç Lund Üniversitesi’nde tavşanlar üzerinde gerçekleştirdiği deneylerde, kemik iliği ve kemik dokusunun yenilenme kabiliyetini incelemiştir. Branemark, optik sisteme sahip titanyum halkaları tavşan tibialarına yerleştirdikten sonra, bu halkaların kemikten ayrılmadığını fark etmiştir. Bu buluşuyla, titanyumun kemikle bütünleşme özelliğine sahip olduğunu keşfetmiş ve bu materyalin hem tıp hem de diş hekimliğinde geniş bir kullanım alanına sahip olabileceğini öngörerek çalışmalarını sürdürmüştür.^{23,24}

İlk olarak osseöz ankraj olarak adlandırılan bu oluşum, daha sonra 1969 tarihinde osteointegrasyon olarak isimlendirilmiştir. Latince’den türetilmiş olan bu kelime ‘os: kemik’ ve ‘integrate: birleşmek’ sözcüklerinin bir araya getirilmesi ile oluşturulmuştur.²⁵ Branemark, osseointegrasyonu; sağlıklı, yaşayan kemik ve yükü karşılayan implant yüzeyi arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlamıştır. Osteointegrasyonun histolojik tanımı ise ışık mikroskobu altında implant yüzeyi ve canlı kemik dokusu arasında gerçekleşen doğrudan temas şeklindedir.²⁶⁻²⁸ Eksik dişlerin yerini

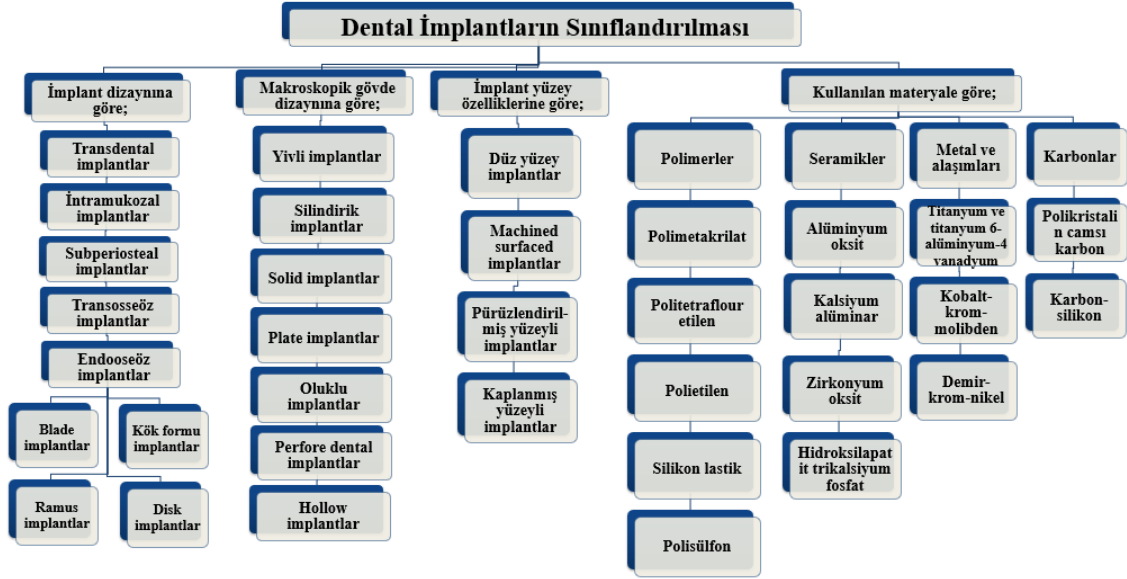
doldurmakta altın standart olan implantın başarılı bir performans gösterebilmesi için birçok etkenin kritik olduğu kabul edilmektedir. Bu etkenlerin başında osseointegrasyon gelmektedir. Kemik ile implant çevresi arasında doğrudan oluşan osteoblastik aktivitenin artışına bağlı olarak osseointegrasyon gerçekleşir. Osseointegrasyonun sağlanması ve idamesi için; hastanın oral hijyeni, hekimin becerisi, kullanılan implant materyalinin içeriği, kemik dansitesi ve miktarı, okluzal ve lateral kuvvetler, sistemik hastalıkların ve durumların varlığı, sigara tüketimi ve parafonksiyonel alışkanlıklar gibi birçok faktör dikkat edilmesi gereken durumlardır.^{29,30}

Osseointegrasyonun gelişim safhaları; başlangıçta implant gövdesi ve alveolar kemik arasında kilitlenmeyle meydana gelen primer implant stabilitesi ile başlar. Sonrasında devam eden kemik apozisyonu ile biyolojik fiksasyon (kontakt osseogenezisi) gerçekleşir ve implant boyunca kemik yeniden şekillenir. Bu da sekonder implant stabilitesi olarak adlandırılır.²⁷ İdeal ve yeterli osseointegrasyon gerçekleşemediği durumlarda, direkt bağlantı yerine fibröz doku bağlantısı gelişir. Bu olaya “fibrointegrasyon” denir. Fibrotik bağ dokusu, belli bir dereceye kadar organizasyonu sağlasa da osseointegrasyona nazaran daha düşük başarı oranına sahiptir.³¹

2.3. Dental İmplant Başarı Kriterleri

Albrektsson ve ark.³² tarafından 1986 yılında tanımlanan dental implantlardaki osseointegrasyonun başarı kriterlerine göre; klinik gözlem esnasında başka bir implanta ya da restorasyona bağlı olmaksızın mobilite varlığı, implantın çevre dokularının radyografik incelemesinde radyolusensi mevcudiyeti, fonksiyonel yükleme ardından yıllık vertikal kemik kaybı miktarının ilk yıldan sonra 0,2 mm’den fazla miktarda olması, hastada ağrı, iltihap, nöropati, parestezi, mandibular kanal hasarı gibi belirgin semptomların mevcudiyeti başarı idamesi için sakıncalı durumlardır. Başarı yüzdelerinin ilk 5 yıllık takipte %85, ilk 10 yıllık takipte ise %80’nin üzerinde olması gerekmektedir.

2.4. Dental İmplantların Sınıflandırılması



Şekil 2.1. Dental implantların sınıflandırılması ³³⁻³⁵

Günümüzde diş hekimliğinde implant materyali olarak en yaygın kullanılan malzemeler titanyum ve titanyum alaşımlarıdır.³⁶ Dayanıklılığı ve korozyona karşı direnci nedeniyle Grade 4 saf titanyum tercih edilmektedir. Ancak, saf titanyuma kıyasla daha yüksek mukavemete ve yorulma direncine sahip olan titanyum alaşımları, özellikle %6 alüminyum ve %4 vanadyum içeren Ti₆Al₄V alaşımı, diş hekimliğinde daha sık kullanılmaktadır.³⁷

2.5. Dental İmplantların Endikasyon ve Kontrendikasyonları

2.5.1. Dental İmplantların Endikasyonları

- Geleneksel protezler ile stabilizasyon sağlanamadığı tam ve kısmi dişsiz hastalarda
- Aşırı rezorbe alveolar kretleri olan total hastalarında
- Hareketli protezi kullanımını tolere edemeyen hastalarda
- Dişsiz boşluğun sabit protez için fazla uzun olduğu durumlarda
- Hareketli protezin mide bulantısı yaptığı ve kusma refleksi olan hastalarda

- Kas ağız koordinasyonunun düşük olduğu durumlarda
- Doku toleransının düşük olduğu durumlarda
- Travmaya kaynaklı diş kaybı ya da kök kırıklarında
- Dental arkın posterior kısmının tek veya çift taraflı olarak dişsiz sonlandığı durumlarda
- Tek diş eksikliğinde boşluğa komşu dişlerin preparasyonu ve yapısal bütünlüğünün korunması istendiği durumlarda
- Tedavisi gerçekleştirilemeyen, çekimi planlanan dişlerde çekimin ardından immediate implant tedavisi düşünüldüğünde
- Çene ve yüz defekti olan hastalarda proteze destek amacıyla
- 16 yaşından büyük çocuklarda ortodontik ankraj amacıyla
- Genetik olarak dişlerin sayısal anomalilerinde^{38,39}

2.5.2. Dental İmplantların Kontrendikasyonları

2.5.2.1. Genel Kontrendikasyonlar

Mutlak Kontrendikasyonlar

- Anestezi ve cerrahi prosedürlerin mümkün olmadığı durumlar
- Kalp kapağı hastalıkları, yakın zamanda geçirilmiş enfarktüsler, şiddetli kalp yetmezliği, kardiyomiyopati
- Aktif kanser hastalığı, belirli kemik hastalıkları (osteogenezis imperfecta vb.)
- Bazı kanserlerin bifosfonatlarla tedavileri (uygulama süresi ve şekline bağlı olarak)
- Şiddetli psikolojik rahatsızlığı olan hastalar
- Çene kemiklerinden radyoterapi tedavisi gören hastalar

Göreceli Kontrendikasyonlar

- Diyabet (özellikle tip 1)

- Hamilelik
- Fazla sigara tüketimi
- İlaç ve alkol bağımlılığı
- Anjina pektoris
- Bazı zihinsel hastalıklar
- Bazı otoimmün hastalıklar
- Yaş: Çene kemiklerinin gelişimi devam eden 17-18 yaşındaki genç hastalar¹⁴

Göreceli kontraendikasyonlar vaka bazında değerlendirilebilir.

2.5.2.2. Lokal Kontrendikasyonlar

- Maksiller sinüs, inferior alveolar sinir kanalı gibi önemli anatomik yapıların limitasyonları
- Ağız mukozasının veya alveolar kemiğin bazı lokal hastalıkları
- Alerjik reaksiyonlar
- Oral hijyenin yetersizliği
- Kemik kalınlığının, yüksekliğinin ve kalitesinin yetersiz olması⁴⁰

Genelde bu koşullar implant yerleşiminde kontraendikasyon oluştursa da geçici durumlardır ve operasyon öncesinde kontrol altına alınması halinde implant cerrahisi gerçekleştirilebilir.

2.6. Dental İmplant ve Biyomekanik

Biyomekanik, biyoloji ve mühendisliğin araç ve yöntemlerinin kullanılarak canlı sistemlerde fonksiyon ve yapı arasındaki ilişkinin incelenmesidir.⁴¹ Biyomekanik bilimi, uygulanan kuvvet karşısında canlı dokuların hareket paternini ve hareket esnasında dokularda meydana gelen yanıtı incelemektedir. İmplant tasarımıındaki asıl amaç ise fonksiyon esnasında oluşan kuvvetlerin çevre destek dokularda yıkıcı etki oluşturmaktan iletimini sağlamaktır.⁴²

Fonksiyon esnasında oluşan yükler protez aracıyla sırasıyla abutment, implant ve ardından kemiğe aktarılır. Aktarılan bu kuvvetler gelen kuvvetin yönü ve büyüklüğü, protezin materyali, implant tasarımı, implant sayısı ve dağılımı, kemiğin hacmi ve dansitesi, kemik implant birleşiminin mekanik özellikleri gibi faktörlerden etkilenir.⁴³ İmplantın biyomekanik ortamını oluşturmada etkili olan tüm bu faktörler implantın prognozunu ve uzun vadeli başarısını belirlemede önemli etkenlerdir. Tüm bu faktörlerin optimum seviyede tutulmasıyla protez kaynaklı oluşabilecek geç dönem komplikasyonlarının önüne geçilmesi hedeflenir.⁴⁴

2.6.1. İmplant Tasarımının Biyomekaniği

Peridontal ligament, fonksiyon esnasında meydana gelen yüklerin dağılımında amortisör görevi görerek kemiğe gelen kuvvetlerin daha kontrollü bir şekilde dağıtır. Doğal dişlerden farklı olarak implant çevresinde periodontal ligament bulunmaz. İmplant kemik ile direkt ilişki halindedir ve kuvvet doğrudan kemiğe aktarılır.¹⁴ İmplantın boyun tasarımı, yiv yapısı, yüzey özellikleri, boyu ve çapında yapılan dizayn değişiklikleri ile stresin ve aktarılan kuvvetlerin minimum seviyeye indirilmesi meydana gelebilecek komplikasyon riskini de azaltacaktır.^{14,45}

2.6.2. İmplant Uzunluğu

İmplant uzunluğu, implantın apeksinden platformuna kadar olan mesafeyi ifade eder. İmplant uzunluğu ile başarı oranı arasında doğrudan kanıtlanmış bir ilişki bulunmamakla birlikte, araştırmalar daha kısa implantların istatistiksel olarak daha düşük başarı oranlarına sahip olduğunu ortaya koymuştur.⁴⁶ İmplant uzunluğu ile sağ kalım arasındaki ilişki kısıtlıdır.⁴⁷ Çoğu implant firmasının ürettiği en kısa implant uzunluklarından biri olan 7 mm'lik bir implant, diğer tüm implant uzunluklarına göre daha fazla başarısızlık göstermektedir.⁴⁸ Kısa implantların kullanımı yaygın olarak önerilmemektedir çünkü ara yüzde oluşan aşırı stresleri önlemek için okluzal kuvvetlerin

geniş bir implant yüzey alanına dağıtılması gerektiğine inanılmaktadır.⁴⁹ Mekanik analizler implant uzunluğunun artırılmasının başarı oranını ancak belli bir oranda artırabileceği görüşünü desteklemektedir.⁵⁰ Sabit tek üniteli restorasyonlar üzerine yapılan bir çalışma, özellikle 13 mm'den uzun olanlarda implant uzunluğu ile başarı arasında bir ilişkinin kurulamayacağını göstermiştir.⁵¹ Ayrıca uzun implantların cerrahisinde daha fazla ısı açığa çıkmasından dolayı başarısızlığa yol açabileceği için mandibula anterior bölgede uygulanması sakıncalıdır.⁵²

2.6.3. İmplant Çapı

En geniş implant yivi ile karşısındaki implant yivinin tepe noktaları arasında ölçülen mesafe implant çapıdır. İmplant çapının büyümesi ile birlikte implant yüzey alanı artarak kemik-implant temas alanı ve primer stabilizasyonun artışı beklenmektedir. Ayrıca implant çapının artışıyla implantın kırılmaya karşı direncini artar.⁵³ Gerilim kuvvetleri genelde implantın boyun bölgesinde yoğunlaşır. Gerilimin azaltılması amacıyla implant çapında yapılan artış implanta gelen kuvvetlerin krestal kemiğe dağılımını daha uygun bir biçimde olmasını sağlar. Bu yönden bakıldığında krestal bölgedeki gerilimleri azaltmasında çap, uzunluğa göre daha önemli bir faktördür. İmplantın çapında meydana gelen 0,5 mm'lik bir çap artışı, %10-15 oranında yüzey alanı artışı sağlar. Dolayısıyla anatomik oluşumlar izin verdiği müddetçe geniş çaplı implant kullanılması, tedavinin başarı oranını arttıran bir faktördür.^{54,55} Ancak literatüre bakıldığında implant yuvası hazırlanırken çapı 5 mm'yi geçtiği durumlarda meydana gelen yüksek ısı artışının kısa dönemde başarısızlığa neden olabileceğini belirten çalışmalar da mevcuttur.⁵⁶

2.6.4. İmplant Yüzey Özellikleri

Sonlu elemanlar stres analizi, okluzal kuvvetlerin implant ara yüzünde tüm yüzey alanına eşit olarak dağılmak yerine, öncelikle krestal kemiğe dağıldığını göstermiştir.⁵⁰

Geng ve ark.⁵⁷ yaptıkları SESA çalışmasında implant başarısı üzerinde implant uzunluğundan ziyade kemik kalitesi ve kortikal kemik desteğinin daha önemli bir etken olduğunu ortaya atmıştır. Daha kısa implantların görünür başarısızlığı, daha düşük kemik kalitesine sahip olan maksiller posterior bölgelerde kısa implantların yaygın kullanımından kaynaklanıyor olabilir. Kortikal kemik etkileşiminin sağlanamadığı bölgelerdeki başarısızlığın üstesinden gelmek için yüzey işlemeli implantlar üretilmiştir.⁵⁸

İmplant yüzey özellikleri, kemiğin implant yüzeyine tutunmasını sağlayan en önemli faktörlerden biridir. Eskiden tercih edilen “machined yüzeyli”, yani pürüzsüz ve işlenmemiş yüzeye sahip implantlar yerine, yüzeyi çeşitli işlemlerle modifiye edilmiş implantlar kullanılmaya başlanmıştır. Özellikle sinüs lifting prosedürlerine alternatif olarak, 5 mm’ye kadar kısa ancak gözenekli yüzeye sahip implantlar tercih edilmeye başlanmıştır. Bu yüzey modifikasyonları, kemiğin implantla daha iyi bütünleşmesini sağlamayı amaçlamaktadır.⁵⁹ Bu yöntemlerle kemik ile implant arasındaki yüzey temasının artırıldığı düşünülmektedir.

Günümüzde kullanılan implant yüzeyleri:

- Titanyum plazma sprey kaplı yüzeyler
- Sandblasted (kumlanmış) yüzeyler
- Acid-etched (asitlenmiş) yüzeyler
- Kumlanmış ve asitlenmiş yüzeyler
- Sandblasted, Largegrit, Acid etched yüzeyler
- Hidroksiapatit kaplı yüzeyler
- Titanyumdioksit (TiO₂) grit-blasted yüzeyler
- Electro-polished (okside edilmiş) yüzeyler
- Machined (makinala hazırlanmış) yüzeyler olarak sıralanır.⁶⁰

Bu işlemler sonucunda, yüzeylerde frezlerin oluşturduğu pürüzlülüğü artırmak amacıyla kaplama, işlenmiş ve kombine yüzeyler gibi çeşitli yüzey özellikleri geliştirilmiştir. Bu sayede, implant yüzeylerinin pürüzlülüğünün artırılarak implant ile kemik dokusu arasındaki temasın ve osteointegrasyonun iyileştirilmesi amaçlanmıştır. Aynı zamanda bu yüzey işlemleri, implantların yüzey enerjilerinin düşürülmesini hedefleyerek, biyouyumluluğun artırılması ve implantın çevresindeki dokuların adaptasyonunu kolaylaştırmada önemli bir rol oynamaktadır. Yüzey pürüzlülüğündeki artış, implantın kemik ile daha iyi bütünleşmesini sağlarken, yüzey enerjisinin düşürülmesi ise biyolojik süreçlerin daha sağlıklı ilerlemesine katkıda bulunur. Bu şekilde, implantların uzun vadeli stabilitesi ve başarısı üzerinde olumlu etkiler elde edilmesi hedeflenmektedir.^{61,62}

2.6.5. İmplant ve Kemiğin Ara Yüzeyi

İmplant-kemik ara yüzünde tam bir kemik-implant teması sağlanmalıdır. Fibröz doku ile implant arasında bir ilişki bulunması ise klinik olarak başarısızlık göstergesi kabul edilir. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, fibröz doku-implant ilişkisinin modellenmesine imkan tanımaz. Albrektsson ve ark.⁶³ osteointegrasyonu tamamlanmış ve fonksiyonel bir implantın boyun bölgesinde, ilk yıl için 1,2 mm'lik kemik kaybını, sonraki yıllarda ise yılda 0,2 mm'lik kemik kaybını klinik olarak kabul edilebilir düzeyde olduğunu belirtmiştir. Bu sınırların üzerinde meydana gelen kemik kaybı, patolojik bir durum olarak değerlendirilir ve plak birikimi ya da aşırı okluzal kuvvetler gibi faktörlere bağlı olarak gelişmiş olabilir. İmplant ile kemik arasındaki birleşimin yeterli yükseklik, genişlik ve yoğunluğa sahip olması koşullarında osteointegrasyon gerçekleşmiş olur. İmplantın etrafında oluşan kemiğin yoğunluğuna göre cerrahi yaklaşım, implant seçimi ve yerleşimi, protezin yüklenmesi ve tedavinin planlanması yapılır.⁶⁴

Kemik kalitesi implant başarısında önemli bir unsurdur.^{65,66} Kortikal kemik %95 oranında mineralizasyona sahipken, trabeküler kemik %70 oranında yumuşak bağ dokusundan oluşmaktadır. Bu oran farkı, trabeküler kemiğe kıyasla kortikal kemiğe 10-20 kat daha fazla sertlik ve fonksiyon esnasında çok daha iyi dayanıklılık kazandırır.⁶⁷ Yapılan bir çalışmaya göre, 57 adet implantın düşük kemik kalitesine sahip alveol kretlerine uygulanması ve 5 yıllık takibi ardından, implantların yaklaşık %28'i başarısızlıkla sonuçlanmıştır.⁶⁸ Kemik yoğunluğunun düşük olduğu bölgelerde implant ve kemiğin temas alanlarının artırılması amaçlı, yiv şeklinin değişimi, boy ve çap artışı, implant sayısının artırılması gibi seçeneklerle telafi sağlanabilir.⁶⁴

2.7. Peri-implant Dokular

Peri-implant mukoza, dental implant yerleştirildikten sonra implantın çevresini saran yumuşak dokudur. İmplant cerrahisinden sonra iyileşme sürecinde, yumuşak dokunun transmukozal atışmanı ile peri-implant mukoza gelişir. Doğal dişlerde olduğu gibi, implantların alveolar kemikteki bölümü kemik içi tutunmayı sağlarken, transmukozal bölümü dental restorasyonun stabilizasyonunu sağlar.^{69,70} Peri-implant mukozanın dış yüzeyi, tıpkı doğal dişlerdeki epitel yapısı gibi, iyi keratinize olmuş oral epitel ile kaplıdır ve non-keratinize sulkus epiteli ile süreklilik gösterir. Bariyer epiteli, kemik krestinin yaklaşık 1-1,5 mm üzerinde yer alır ve bu seviyede bağ dokusu ile kemikten ayrılır. İmplant çevresindeki bağ dokusu, hücrel olarak fakir, ancak kollajen lifler açısından zengin bir yapıya sahiptir. Bu lifler, alveolar kretin periosteumundan mukozal kenara kadar uzanır ve doğrudan titanyum yüzeyle temas eder. Doğal dişlerde kollajen lifler dik yönde seyrederken, implant ve abutment çevresindeki kollajen lifler, bu yüzeylere paralel bir şekilde uzanır.⁷¹

2.7.1. Mukoza Kalınlığı ve Abutment Yüksekliğinin Önemi

İmplant ve peri-implant mukoza arasındaki epitelyal ataçman, yalnızca osteointegrasyonun korunmasında değil, aynı zamanda peri-implant dokuların uzun vadeli stabilitesinde de kritik bir rol oynar. Epitelyal ataçman, implant yüzeyi ile çevresindeki dokular arasında bir bariyer oluşturarak bakteriyel infiltrasyonu önler ve implant başarısını artırır. Bu yapı, mukozal ve yumuşak doku sağlığını koruyarak peri-implantitis gibi komplikasyonların oluşma riskini azaltır. Literatürde belirtildiği üzere, dental implant kayıplarının büyük bir kısmı peri-implant kemik kaybı ile doğrudan ilişkilidir. Bu kayıpların temel nedenleri arasında mikroorganizma birikimi, toksik maddelerin varlığı ve protez tasarımı yer alır.⁷²

Çağdaş implant diş hekimliği, yalnızca implantın başarılı bir şekilde osteointegrasyonunu sağlamayı değil, aynı zamanda çevresindeki yumuşak ve sert dokuların uzun vadeli stabilitesini de hedefler. Marjinal kemik seviyesinin korunması, implantın uzun ömürlü başarısı için hayati bir öneme sahiptir.^{73,74} Marjinal kemik kaybını en aza indirmek için, abutment tasarımı ve yumuşak doku adaptasyonunun optimize edilmesi gereklidir. Sağlıklı peri-implant yumuşak dokular, kemik stabilitesine destek sağlayarak implant ve protez bileşenlerinin çevresinde bir bariyer görevi görür. Bu bariyer, bakteriyel infiltrasyonu engeller ve peri-implant hastalıkların gelişimini önler.⁷⁵ Ayrıca, abutment ile implant omzu arasındaki mikro boşluğun konumunun da marjinal kemik seviyesini etkileyebileceği gösterilmiştir.^{76,77} Hermann ve ark.⁷⁷ tarafından bildirildiği gibi, mikro boşluk kemik tepesine ne kadar yakın konumlanırsa implantların çevresinde kemikte daha fazla yeniden yapılanma meydana gelmiştir. Ayrıca mukoza kalınlığının ve abutment yüksekliğinin implantların çevresindeki marjinal kemik seviyesini etkileyen diğer bir kritik faktör olabileceği ileri sürülmüştür.^{78,79} Bu bağlamda, daha yüksek bir abutmentin yumuşak doku adaptasyonu için daha fazla alan sağlayacağı

ve ara yüzü krestal kemikten uzaklaştırarak kemik rezorpsiyonunu azaltacağı öne sürülmüştür. Benzer bir çalışmada 3 mm ve daha fazla mukozal kalınlığa sahip alanlar dahil edildiğinde, 1 mm abutmentlere sahip hastalarda 3 mm abutment yüksekliğine kıyasla daha fazla marjinal kemik kaybı gözlenmiştir.⁷⁹ Abutment yüksekliğinin marjinal kemik seviyesine etkisi ele alınan bir meta analizde ise, uzun abutmentlerde, kısa abutmentlere göre daha az marjinal kemik seviyesi olduğunu ortaya koymuştur.⁸⁰ Ti-Base abutment yüksekliğinin dental implant sistemindeki biyomekanik etkilerini inceleyen bir SESA çalışmasında uzun abutmentlerin (≥ 2 mm), biyolojik genişliği daha iyi koruyarak peri-implant kemik kaybını azaltabileceği ancak implant sistemine aktarılan mekanik yükleri artırabileceği ifade edilmiştir.

2.8. Alveolar Kemik Rezorpsiyonunun Fizyolojisi

Kemik dokusunda hayat boyunca düzenli olarak yapım ve yıkım gerçekleşmektedir. Osteoklast hücrelerinin kemik dokusunu rezorbe etmesinin ardından osteoblast hücreleri ile yeniden kemik yapımı sağlanır ve bu sirkülasyon bir denge içinde devam eder.⁸³ Wolf kanuna göre, stres ve gerilme kuvvetleri kemik hücreleri arasındaki dengenin sağlanmasında ana etken olarak rol oynar. Kuvvetin meydana geldiği bölgede oluşan negatif potansiyelin osteoblastları tetiklemesiyle yeniden şekillenme ile yapım meydana gelirken, stresin minimum olduğu bölgelerde osteoklastlar aktifleşerek yıkım gerçekleşir. Tüm bu formasyon ve rezorpsiyon süreçlerinin dengede kalabilmesi için %4'lük gerilmenin varlığına ihtiyaç vardır. Dengenin bozulması durumunda rezorpsiyon başlar.^{83,84} Diş çekimi sonrasında bölgedeki hormonal, enflamatuvar ve mekanik faktörler rezorpsiyon sürecini etkiler. Uyaran eksikliği, ilgili kemik bölgesinde trabekül yoğunluğunun düşmesine sebebiyet vererek, kemik kalınlığının ve yüksekliğinin azalmasıyla sonuçlanır.⁸⁵

Rezorpsiyon açısından değerlendirildiğinde trabeküler kemik yoğunluğunun fazla kuvvetler daha geniş bir yüzeye yayılır. Trabeküler kemik kortikal kemiğe göre daha iyi bir absorpsiyon sağlar. Kortikal kemikte her yıl %4'lük bir yenilenme görülürken trabeküler kemikte bu oran %20'dir.⁸⁶ Mandibulada maxillaya göre 4 kat daha fazla rezorpsiyon gözlenir. Aynı zamanda mandibulanın anterior kısmında, posteriora göre 4 kat daha fazla rezorpsiyon gerçekleşir.^{54,87,88}

2.8.1. Çene Kemiklerinde Rezorpsiyon Sınıflaması

Cawood ve Howell (1988), Lekholm ve Zarb (1985), Atwood (1979) gibi önemli araştırmacılar çekim sonrası gelişen kemik rezorpsiyonu ile ilgili sınıflandırmalar yapmıştır. Cawood ve Howell 1988 yılında yaptığı 300 adet kafatasını incelediği araştırması sonucu oluşturduğu kemik sınıflamasına göre 6 grup kret vardır:

Tablo 2.1. Cawood ve Howell kemik sınıflaması^{89,90}

Sınıf I: Dişli Kret

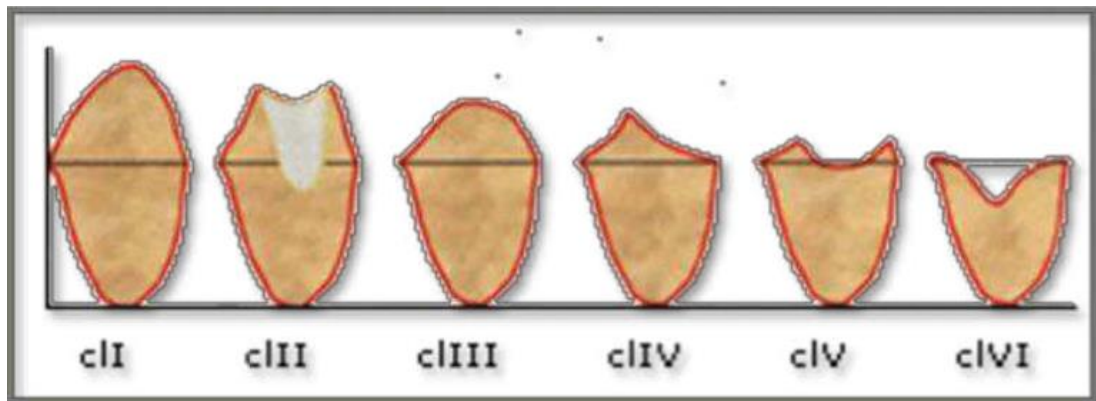
Sınıf II: Diş çekiminden sonra iyileşmesini yeni tamamlamış kret

Sınıf III: Uygun yükseklik ve genişlikte olan, yuvarlak formdaki kret

Sınıf IV: Uygun yükseklikte olan, ancak genişliği yetersiz olan bıçak sırtı formundaki kret

Sınıf V: Genişliği ve yüksekliği yetersiz olan düzleşmiş formdaki kret

Sınıf VI: Çeşitli derecelerde bazal kemik kaybını içeren, basık, negatif forma sahip kret



Şekil 2.2. Cawood ve Howell kemik sınıflaması^{89,90}

Lekholm ve Zarb'ın sınıflamasında kemik miktarı açısından 5 gruba ayrılır:

Tablo 2.2. Lekholm ve Zarb'ın kemik miktarı açısından sınıflaması^{91,92}

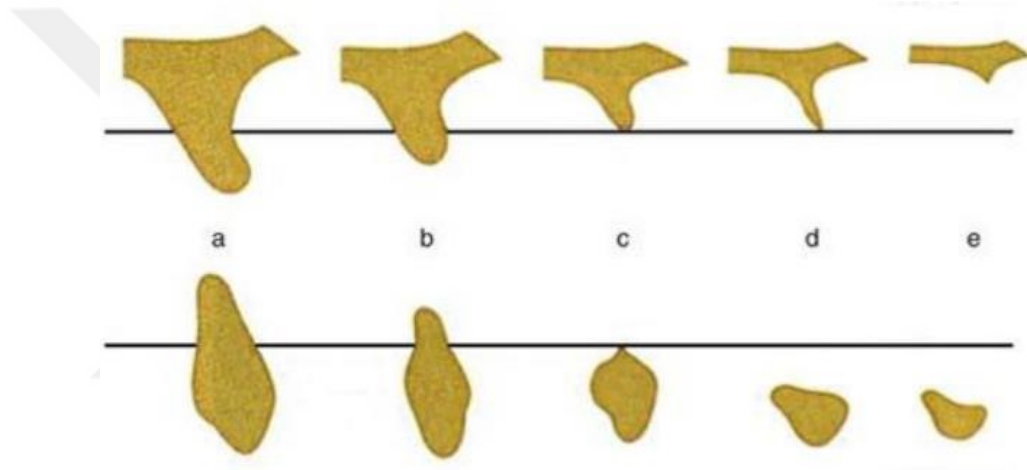
A: Alveolar kemiğin çoğu mevcut

B: Reziduel krette orta seviyede rezorpsiyon

C: Reziduel krette ileri seviyede rezorpsiyon/ yalnızca bazal kemik mevcut

D: Bazal kemikte rezorpsiyon başlangıcı

E: Bazal kemikte ileri düzeyde rezorpsiyon



Şekil 2.3. Lekholm ve Zarb'ın kemik miktarı açısından sınıflaması^{91,92}

Lekholm ve Zarb'ın sınıflamasında kemik kalitesi açısından dört tipte sınıflandırılır:

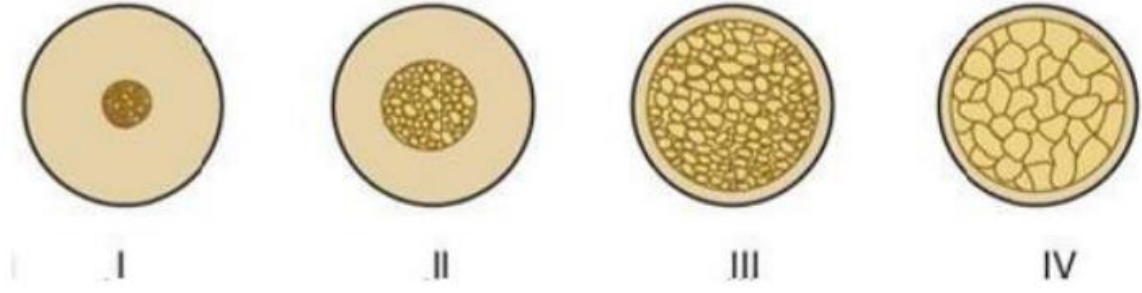
Tablo 2.3. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi açısından sınıflandırılması^{91,92}

Tip 1 (D1): Kemik homojen bir dağılımla tamamen kortikal kemikten oluşur.

Tip 2 (D2): Yoğun spongioz kemiğin kalın bir kortikal kemik ile çevrenmesi ile oluşur.

Tip 3 (D3): Yeterli dirence sahip yoğun spongioz kemiğin ince bir kortikal kemikle çevrenmesi ile oluşur.

Tip 4 (D4): Düşük yoğunluktaki spongioz kemiğin ince bir kortikal kemikle çevrenmesi ile oluşur.



Şekil 2.4. Lekholm ve Zarb'ı kalitesi açısından kemik sınıflaması^{91,92}

2.8.2. Mandibula Atrofisinin Sınıflandırılması

Luhr ve arkadaşlarına göre kısmi veya tam dişsizlik durumunda, rezidüel dikey kemik yüksekliği atrofi derecesine göre 4'e ayrılır:

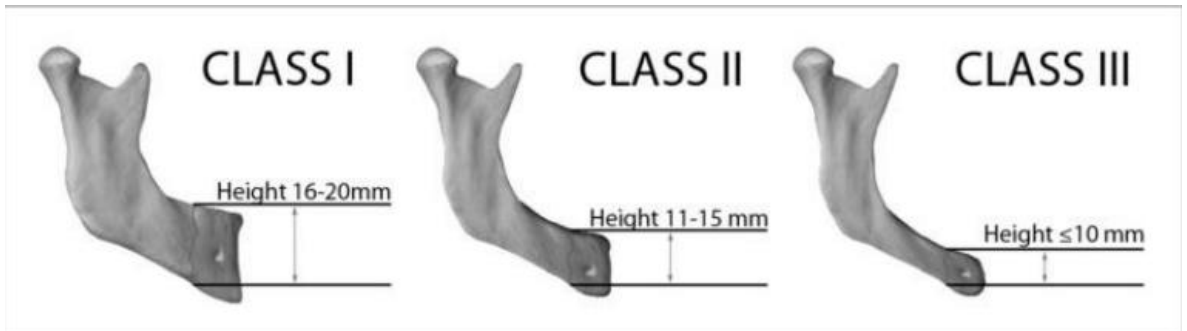
Tablo 2.4. Luhr ve ark. yaptığı mandibula atrofisinin sınıflaması⁹³

0 = Atrofi yok dikey yükseklik > 20 mm

1 = Hafif atrofi dikey yükseklik > 15 ile 20 mm (Luhr Sınıf I)

2 = Orta atrofi dikey yükseklik > 10 ile 15 mm (Luhr Sınıf II)

3 = Şiddetli atrofi dikey yükseklik ≤ 10 mm (Luhr Sınıf III)



Şekil 2.5. Luhr ve ark. yaptığı mandibula atrofisinin sınıflaması⁹³

2.9. İmplant Üstü Protezlerin Genel Sınıflandırılması

İmplant üstü protezleri Carl E. Misch şu şekilde sınıflandırmıştır:

Tablo 2.5. İmplant üstü sabit protez seçenekleri⁹⁴

SP-1: Sadece kronu restoreden sabit protez, doğal diş formundadır

SP-2: Kronun ve kökün bir kısmını restore eder, kronun konturları, oklüzal yarıda normalken, gingival yarıda uzun ya da aşırı konturlanmıştır.

SP-3: Eksik kronu, dişetini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eden sabit protez. Protezde genellikle plastik diş ve akrilik dişeti kullanılır. Ancak metal-seramik de olabilir.

HP-4: Sadece implant destekli implant üstü hareketli protezlerdir.

HP-5: İmplant ve yumuşak doku destekli hareketli protezlerdir.

2.9.1. İmplant Üstü Sabit Protezler ve Abutment Çeşitleri

Son yıllarda dişsizliğin tedavisinde, implant üstü sabit protezler sıkça tercih edilen bir tedavi yöntemi haline gelmiştir.⁹⁵ İmplant destekli sabit protezler dayanağa tutunma şekillerine göre vida ve simante tutuculu implantlar olarak ikiye ayrılır. Tekli, çoklu ve her iki arklı sabit dental protezler için ikisinin de kullanımı uygundur.⁹⁶ Hangi tip implantın tercih edileceğine vakanın endikasyon, kontraendikasyon, avantaj ve dezavantajlarına göre değerlendirilerek karar verilir.

2.9.1.1. Siman Tutuculu İmplant Üstü Protezler

İmplant gövdesine vidalanan abutmenta siman aracağıyla yapıştırılan protezler siman tutuculu implantlardır.⁹⁷ Siman tutuculu implant üstü protezlerde; siman boşluğu, abutment ve protez arasındaki minimum düzeydeki uyumsuzlukları gidererek pasif uyumu sağlayabilir. Uygun olmayan implant konumlarını tolere etmekte kolaylık sağlar. Vida deliğinin bulunmaması sayesinde daha sağlam, uyumlu oklüzal yüzey ve daha dar bir oklüzal tabla elde edilebilir.

Yetersiz interoklüzal mesafe ve kötü peri-implant sağlığı kontraendike olduğu durumlarıdır. En büyük risk faktörü siman artıklarının temizlenememesi durumlarında periimplantmukozitis, periimplantitis gibi hastalıkların meydana gelmesidir.^{98,99}

2.9.1.2. Vida Tutuculu İmplant Üstü Protezler

Vida tutuculu protezler, protezde oluşturulan giriş yollarından geçirilen vidanın abutment veya implant gövdesine bağlanmasından oluşur.⁹⁷ Kolay uygulanabilirliği, tekrarlanabilirliği, güvenli olması, yetersiz interokluzal mesafe durumlarında küçük boyutlarda bile kabul edilebilir retansiyon sağlaması avantajları olarak sıralanabilir.

Vida tutuculu implant üstü protezlerin siman içermemesinden dolayı implant ve abutment direkt temas halindedir. Bu yüzden pasif uyum, vida tutuculu protezlerde kritik öneme sahiptir.

Multi-unit Abutmentlar

2000 yılında geliştirilen multi unit abutmentlar, o zamandan beri diş hekimliğinde kısmi dişsiz ve tam dişsiz hastaların protetik tedavisinde sıkça kullanılmaktadır.¹⁰⁰ Multi-unit abutmentlar, dental implantolojide hem cerrahi hem de protez tedavilerinde geniş bir esneklik sağlayarak tedavi başarısını artırır. Tasarımları, interokluzal boşluğun sınırlı olduğu durumlarda kısa konik şekilleri ve kolay protez yerleştirme için geniş omuzları ile dikkat çeker. Ayrıca, 0°, 17°, 30° ve 45° açılara sahip çeşitleri sayesinde farklı anatomik gereksinimlere uyum sağlar ve implant-protez bağlantılarını hastanın ihtiyacına göre optimize eder.¹⁰¹



Şekil 2.6. Farklı açılardaki multi-unit abutment çeşitleri¹⁰¹

Multi-unit abutmentlar özellikle All-on-4 protezlerde tercih edilir. Arka implantların eğimli yerleştirilmesini mümkün kılan bu sistem, maksiller sinüs veya mandibular sinir gibi kritik anatomik yapıların çevresinden kaçınmayı ve kemik greftleme gereksinimini azaltmayı sağlar. Bu, prosedürün invazivliğini azaltırken tedavi maliyetlerini de düşürür. Ayrıca, pasif oturma mekanizması ile stresi azaltarak protez restorasyonlarının uzun vadeli dayanıklılığını artırır. Multi-unit abutmentler, implant yüksekliği ve açısal farklılıkları düzeltme yetenekleri sayesinde daha homojen ve estetik sonuçlar elde edilmesine yardımcı olur. Bu özellikleriyle, modern implantolojide hem klinik hem de laboratuvar süreçlerini kolaylaştırarak güvenilir ve öngörülebilir sonuçlar sunar.¹⁰²

2.9.2. İmplant Üstü Hibrit Protezler

İmplant destekli hibrit protezler, eksik dişlerin beraberinde doku kaybının da olduğu çenelerde endike olan, farklı metal alaşımlardan oluşmuş altyapı üzerine akrilik veya porselen kaide ve dişlerin geldiği vidalı sabit protezlerdir. Vidalar ile ağza sabitlendiği için gerektiğinde çıkarılabilmesi hekime kolaylık sağlarken aynı zamanda protezin ağız içi sabit oluşu da hastaya konforlu bir kullanım sunar.^{41,103,104}

2.9.2.1. İmplant Üstü Hibrit Protezlerin Kullanım Alanları

Vertikal alveolar kemiğin ve yumuşak doku kaybının fazla olduğu, arklar arası mesafenin 15 mm'yi aştığı durumlarda; metal seramik sabit restorasyonlar yerine, biyomekanik problemlerin önüne geçilmesi adına makul bir alternatif olarak hibrit protez seçeneğinden faydalanılır.^{41,105} Diş çekimi sonrası üst ve alt çenenin rezorpsiyon paternine göre zamanla çeneler arası ilişki iskeletsel sınıf 3'e döner.⁴¹ Bu gibi vakalarda SP-1, SP-2 protezler yerine hibrit protezler tercih edilerek bozulan uyumun kompanse edilmesi kolaylaşır.¹⁰⁶ Ayrıca yüksek gülme hattına sahip hastalarda, maxiller sinüs ve

mental foramenin implant yerleşimi engellediği anatomik kısıtlamalar sebebiyle kullanım alanları da mevcuttur.¹⁰⁷

2.10. All-on-4 Tedavi Konsepti

Diş kayıplarının ardından çene kemiğinde meydana gelen kemik kalitesindeki azalma, posterior bölgedeki kemiğin rezorpsiyonu, uzun dönem dişsizlik sonucunda kemik seviyesindeki azalma implant cerrahisini zorlamakta ve olası komplikasyonların riskini artırmaktadır. Aynı zamanda, alveolar kemikteki anatomik oluşumlar, standart implant tedavisinin uygulanmasına sınırlamalar getirir.¹⁰⁸⁻¹¹⁰ Bu gibi durumlarda; greftleme ile kemik hacminin artırılması, kısa implant ve uzun distal kantilever kullanımı ve zigoma implantları veya pterygoid implantlar ile tedavi sağlanabilir. Fakat ileri derecede uzmanlık gerektiren bu işlemler komplikasyon riski barındırır. Maliyetin fazla olması, birden fazla operasyon ve uzun zaman gereksinimi greftleme operasyonunun hasta tarafından kabul edilebilirliğini azaltır.^{110,111}

1993'te ilk kez Dr. Paulo Malo tarafından All-on-4 konsepti ortaya atılmıştır. Malo ve arkadaşları bu tekniği 2003 yılında tanımlamışlardır. All-on-4 tedavi tekniği, komplike cerrahi yaklaşımlar ve hareketli bölümlü protezlere kıyasla hastaya yüksek yaşam kalitesi sağlaması, tedavi süresini kısaltması ve genel olarak düşük maliyetli bir tedavi seçeneği sunar.

All-on-4 konsepti, ilk kez 1993 yılında Dr. Paulo Malo tarafından geliştirilmiş ve 2003 yılında detaylı olarak tanımlanmıştır. Bu tedavi yöntemi, karmaşık cerrahi teknikler ve hareketli protezlere kıyasla hastalara daha yüksek bir yaşam kalitesi sunması, tedavi süresini önemli ölçüde kısaltması ve genelde daha ekonomik bir seçenek olması nedeniyle tercih edilmektedir.¹¹² All-on-4 konsepti, üst ve alt çenede 2 anterior ve 2 posterior olmak üzere toplam 4 implant ile desteklenen tam ark sabit protez uygulamasına dayanır. Bu yöntem, implant yerleştirme işlemi sonrasında immediate protez yüklemesine

imkan tanıyan bir tedavi yaklaşımı sunar, bu da hastaların daha kısa sürede fonksiyonel ve estetik çözüme kavuşmalarını sağlar.

İmplantlar, anterior bölgede okluzal düzleme dik olarak, posterior bölgede ise distale 17°, 30° veya 45° açı verilerek yerleştirilmektedir. Alt çenede implantlar mental foramenin hemen önüne, üst çenede ise maksiller sinüsün anterior duvarına paralel bir şekilde konumlandırılır. Anterior implantlar genellikle lateral veya kanin bölgesine, posterior implantlar ise 2. premolar ya da 1. molar bölgesine yerleştirilmektedir.^{113,114} Anterior bölgede düz veya 17° açılı, posterior bölgede ise 30° açılı multi-unit abutmentlar tercih edilmektedir.^{115,116}

2.10.1. All-on-4 Tedavi Konsepti Endikasyonları

- Hastanın kabul edilebilir seviyede oral hijyen ve genel sağlık durumuna sahip olması,
- En az 5 mm kemik genişliği ile maksiller anterior bölgede 10 mm, mental foramenler arasında ise en az 8 mm kemik yüksekliği bulunması,
- Abutment, altyapı ve protetik restorasyon için yeterli alan sağlamak amacıyla arklar arasında en az 20 mm mesafe olması,
- İmmediat yükleme yapılabilmesi için implantlardan yeterli primer stabilitenin sağlanması (en az 35 N.cm tork değeri).^{117,118}

2.10.2. All-on-4 Tedavi Konsepti Kontrendikasyonları

- Yeterli hacimde kemik bulunmaması, düzensiz veya ince kemik kretleri
- Kemiklerde bulunan artık dişlerin implant yerleşimini engellediği durumlar,
- Yetersiz ağız açıklığının (minimum 50 mm) cerrahi müdahaleyi zorlaştırdığı durumlar^{117,118}

2.10.3. All-on-4 Tedavi Konsepti Avantajları

- Posteriordaki implantların açılı yerleştirilmesi sayesinde nervus mandibularis ve maxiller sinüs gibi anatomik yapıların korunması,
- Yetersiz kemik hacminde bile açılı uzun implantlar sayesinde optimum kemik desteği,
- Kemik greft uygulamasına ihtiyaç kalmaması,
- Yüksek başarı oranı,
- Anterior-posterior abutmentlar arası mesafe artışı,
- İmmEDIATE fonksiyon ve estetik sağlaması.
- Sinüs duvarı ve nazal fossanın kortikal kemiğinde bikortikal ankrajda iyileşme elde edilmesi
- Posteriorda distal kantilever uzunluğunun kısalması¹¹⁸

2.10.4. All-on-4 Tedavi Konsepti Dezavantajları

- Teşhis ve planlama net bir şekilde yapılmalıdır. İmplantların manuel şekilde rastgele yerleştirilmesi sakınca doğurabilir, operasyon esnasında cerrahi rehber gerekebilir.
- Distal kantilever uzunluğu sınırlıdır.^{119,120}

2.11. Stres Analiz Yöntemleri

Bir cisme etki eden kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerin belirlenmesi, bu kuvvetlerin cisimde meydana getirdiği şekil değişikliklerinin incelenmesi ve cismin yapısal dayanıklılığını artırmak için oluşabilecek potansiyel durumların önceden tespit edilmesine olanak tanıyan yöntemler “stres analizi yöntemleri” olarak adlandırılır.¹²¹

Günümüzde diş hekimliği alanında, klinik çalışmalardan bağımsız olarak kemik, implantlar ve uygulanan restorasyonlardaki stresleri analiz etmek için çeşitli yöntemler

kullanılmaktadır. Bu yöntemler, uygulanan kuvvetlerin etkilerini daha iyi anlamaya ve tedavi planlamalarını optimize etmeye yardımcı olmaktadır.¹²² Bunlar;

1. Gerinim Ölçer ile Stres Analizi Yöntemi
2. Fotoelastik Stres Analizi Yöntemi
3. Lazer Işınlı Kuvvet Analizi (Holografik İnterferometre Yöntemi)
4. Kırılma Vernikle Kaplama Yöntemi
5. Holografik İnterferometreyle Stres Analizi Yöntemi
6. Radyotelemetriyle Stres Analizi Yöntemi
7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi¹²³

2.11.1. Gerinim Ölçer Yardımı ile Stres Analizi Yöntemi

Bu stres analiz yöntemi, gerinim ölçerlerin ince bir tel veya şeridin esnek bir yüzeye yapıştırılması yoluyla ölçüm yapılmasını esas alır.¹²⁴ Cisme uygulanan kuvvet sonucunda iletken şerit uzar. Uzama nedeniyle iletken tel incelir ve bu incelme, iletken malzemelerin dirençlerinin artması prensibine dayanarak ölçüme olanak sağlar. Bu yöntem, elde edilen matematiksel sonuçlar sayesinde nicel değerlendirme yapılabilmesi avantajını sunar. Ancak, küçük boyutlu cisimlerde ölçümün zor olması, yöntemin kullanım alanını sınırlamaktadır.¹²⁵

2.11.2. Fotoelastik Stres Analizi Yöntemi

Fotoelastik stres analizi, gerilmelerin büyüklüklerini ve yönlerini tespit etmek amacıyla kullanılan bir tekniktir. Bu yöntem, genellikle düzlemsel polimer modellerin incelenmesinde uygulanır. Polarize ışığın şeffaf ve yüklü modellerden geçirilmesiyle oluşan saçaklar analiz edilerek stres alanları belirlenir.¹²⁶

2.11.3. Holografik İnterferometre Yardımı ile Stres Analizi Yöntemi

Holografik interferometri, cisim yüzeyindeki küçük değişimlerin milimetre cinsinden ölçülmesini sağlayan bir yöntemdir. Bu teknikte lazer ışınları kullanılarak

cismin üç boyutlu holografik görüntüsü elde edilir. Elde edilen hologramdaki ışın saçakları, yüzeydeki değişikliklerin belirlenmesine olanak tanır.

2.11.4. Kırılma Vernik Kaplama ile Stres Analizi Yöntemi

Bu yöntem, analiz yapılacak cismin üzerine uygulanan bir verniğin davranışlarını temel alır. Cisim üzerindeki vernikte meydana gelen kırılma ve çatlaklar, uygulanan kuvvetin etkileri hakkında bilgi sağlar.¹²²

2.11.5. Termografik Stres Analizi Yöntemi

Termografik stres analizi, sürekli bir yükleme sonucunda izotropik ve homojen bir materyalde meydana gelen ısı değişimlerini inceleyerek stres analizi yapar. Bu yöntem, ısı değişimlerinin materyaldeki asal streslerin toplamı ile orantılı olduğunu kabul eden bir prensibe dayanır.⁸³

2.11.6. Radyotelemetri ile Stres Analizi Yöntemi

Bu yöntemde, özel bir donanım ve yazılım kullanılarak veriler elde edilir. Radiotransmitter, güç kaynağı, gerinim ölçerler, gerinim ölçer yükselticileri ve veri kaydediciler gibi donanımların yanı sıra, yardımcı programlar aracılığıyla analiz gerçekleştirilir.

2.11.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar stres analizi, 1960'lı yılların başlarında havacılık ve uzay endüstrisinde kullanılmaya başlanan ve başlangıçta kütle taşımacılığı, ısı transferi, sıvı akışı ve elektromanyetik alan gibi yapısal problemleri çözmek amacıyla geliştirilen bir analiz yöntemidir.⁸ Bu analiz yöntemi, Robert Hooke'un Kuvvet ve Yer Değiştirme Oransallığı Kanunu'ndan günümüze kadar gelişerek, farklı uygulama alanlarında kullanılmaya devam etmiştir.¹¹

1976 yılında Weinstein ve ark.¹²⁷ tarafından diş hekimliğinde, özellikle implantoloji alanında, sonlu elemanlar stres analizi ilk kez kullanılmıştır. Bu çalışmada,

öncelikle bir dişin matematiksel modeli oluşturulmuş, ardından farklı yönlerde uygulanan kuvvetlerin meydana getirdiği gerilmeler incelenmiştir. Günümüzde sonlu elemanlar stres analizinin kullanım alanı genişlemiş ve diş hekimliğinin birçok uzmanlık dalında yaygın bir şekilde kullanılmaktadır.¹²⁸

Sonlu elemanlar stres analizi, fiziksel sistemleri matematiksel denklemlerle modelleyerek bu denklemlere sayısal çözümler üreten, modern bilimde kritik öneme sahip bir yöntemdir.¹²⁹ Bu teknik, biyomekanik sistemlerin gerçekçi matematiksel modellerini oluşturup, bilgisayar ortamında çözümlemeye dayalıdır ve bir anlamda doğanın bilgisayar üzerinde simüle edilmesi olarak tanımlanabilir. Yöntem, büyük miktarda aritmetik işlemi içerdiğinden, bilgisayar kullanımı zorunludur.¹³⁰ Bu yaklaşım, sürekli bir yapının küçük elemanlara bölünmesi ve her bir elemanın ayrı ayrı analitik modellerle çözülmesi ilkesine dayanır. Elemanlar, düğüm noktalarıyla birbirine bağlanır ve çeşitli geometrik şekillerde olabilir. Bir elemandaki fiziksel değişiklikler, düğümler aracılığıyla diğer elemanlara iletilir. Yük dağılımı her eleman için ayrı ayrı hesaplandığı için, eleman sayısının artması analiz hassasiyetini artırmaktadır.

Bu analiz yöntemi, bir cismin modeline belirli yön, büyüklük ve türde kuvvetler uygulanarak, ortaya çıkan gerilim, gerinim ve deformasyonları hesaplamayı mümkün kılar. İmplant, kemik ve protetik bileşenler arasındaki bağlantıların değerlendirilmesinde in-vivo veya in-vitro koşullarda incelenmesi zor olan durumları simüle etme olanağı sunarak, biyomekanik analizlerde büyük kolaylık sağlar.¹²⁹⁻¹³⁴

2.11.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile İlgili Genel Kavramlar

Kuvvet

Kuvvet, bir cismin hızını, yönünü, şeklini veya hareket doğrultusunu değiştirebilen fiziksel bir etki olarak tanımlanır. Kuvvetin ölçü birimi Newton (N) ya da

kilogram-kuvvet (kgf) olarak ifade edilir. Bu etki, cisimler arasında temas halinde gerçekleşebileceği gibi, temas olmaksızın da ortaya çıkabilir.¹³⁵

Stres (Gerilim)

Stres, birim alana uygulanan kuvvetin miktarını ifade eden bir fiziksel büyüklüktür ve genellikle megapaskal (MPa) cinsinden ölçülür. Uygulanan kuvvetin büyüklüğü arttıkça stres de artar; ancak kuvvetin dağıldığı alan genişledikçe stres azalır. Dolayısıyla, belirli bir kuvvetin etkisi, uygulandığı alanın büyüklüğüne bağlı olarak farklı seviyelerde stres yaratabilir.¹³⁶

Bir cisme uygulanan uzatma veya çekme kuvvetleri sonucunda oluşan gerilimler “tensil” (çekme) stresleri olarak tanımlanır. Bu stresler, çekme kuvvetlerinin etkisiyle malzemenin boyunun uzamasıyla meydana gelir. Diğer taraftan, cismi sıkıştırma ya da kısaltma amacıyla uygulanan kuvvetlerin yol açtığı gerilimler “kompresif” (basınç) stresleri olarak adlandırılır ve malzemenin sıkıştırılmaya karşı gösterdiği direnci ifade eder. Ayrıca, bir cismi kaydırma veya dönmeye zorlayan kuvvetler sonucunda oluşan gerilimler ise “shear” (makaslama, kayma) stresleri olarak bilinir. Her bir stres türü, uygulanan kuvvetlerin yönüne ve büyüklüğüne bağlı olarak cisim içinde farklı deformasyonlar ve mekanik gerilimler yaratır.¹³⁵

Kemik ve implant, sıkışma tipi kuvvetlere karşı oldukça dirençli bir yapı sergilerken, makaslama tipi kuvvetler bu bağlantı bölgesi üzerinde en yıkıcı etkiyi gösterir. Kortikal kemik, sıkışma tipi kuvvetlere, çekme tipi kuvvetlere kıyasla %30, makaslama tipi kuvvetlere göre ise %65 daha fazla dayanıklılık göstermektedir. Kemikte oluşan stres üzerinde yalnızca uygulanan kuvvetin tipi değil, aynı zamanda kuvvetin doğrultusu da önemli bir rol oynar. Bu nedenle, kuvvetin yönü ve büyüklüğü, kemik-implant arayüzünde meydana gelen gerilimlerin yapısal etkilerini belirleyen temel faktörlerdendir.¹³⁷

Strain (Gerinim)

Strain, bir cisme uygulanan kuvvet neticesinde meydana gelen birim uzunluktaki değişim olarak tanımlanır. Başka bir ifadeyle, bir cismin boyundaki değişimin, orijinal boyuna oranıdır. Strain boyutsuz bir büyüklük olup, herhangi bir fiziksel birime sahip değildir ve genellikle oransal bir değer şeklinde ifade edilir.¹³⁵

Possion Oranı

Bir cisme kuvvet uygulandığında, cisim üzerinde üç boyutlu bir deformasyon meydana gelir. Bu deformasyon, kuvvetin uygulandığı doğrultuda ve kuvvete dik eksenlerde boyutsal değişimlerle kendini gösterir. Örneğin, lastik bir şerit gerildiğinde, boyu uzarken eni daralır. Bu eksenel değişimlerin oranı “Poisson oranı” olarak adlandırılır. Bu oran, malzemeler arasında ayırt edici bir özellik olup, genellikle 0 ile 0,5 arasında değişen bir değere sahiptir.^{34,138} Cisimlerin fiziksel deformasyonu elastik ve plastik olmak üzere iki farklı şekilde sınıflandırılır. Elastik deformasyon durumunda, uygulanan stres ortadan kalktığında cisim orijinal formuna geri döner; buna karşın, plastik deformasyon kalıcı şekil değişikliği ile sonuçlanır.¹³⁹

Elastisite Modülü (Young’s Modülü)

Elastisite modülü, gerilmenin gerinime oranı olarak tanımlanır ve bir malzemenin sertliğini temsil eden bir mekanik özelliktir. Elastisite modülü arttıkça, malzemenin sertliği de artmakta; bu doğrultuda, benzer kuvvetler altında elastisite modülü yüksek olan malzemeler daha az deformasyona maruz kalmaktadır. Megapaskal (MPa) birimi ile ifade edilen elastisite modülü, malzemeler arasında ayırt edici bir parametre olup, bir malzemenin mekanik dayanıklılığını ve deformasyona karşı direncini belirleyici bir unsurdur.^{34,138}

Asal Gerilme (Principal Stres)

Üç boyutlu bir elemanda maksimum stres, makaslama gerilim bileşenlerinin tümünün sıfır olduğu durumda meydana gelmektedir. Bu tür gerilim koşullarında ortaya çıkan gerilimler, “asal gerilme” olarak adlandırılmaktadır. Asal stresler, büyüklüklerine göre maksimum, orta ve minimum olmak üzere üç ana tipe ayrılmaktadır. Asal stresler, elemanın maruz kaldığı gerilme durumunu daha kapsamlı bir şekilde değerlendirmeyi mümkün kılan önemli bir parametre olup, malzemenin en fazla zorlandığı noktaları belirlemede kritik bir rol oynamaktadır.¹⁴⁰

Von Mises Gerilmesi (Von Mises Stres)

Genellikle çekilebilir ve şekil değiştirebilir özellikteki malzemeler için, malzemenin kırılma sınırını, dayanıklılığını ve deformasyon kapasitesini ifade eden önemli bir parametre, Von Mises stresidir. Von Mises stresi, asal gerilimler kullanılarak hesaplanır ve malzemenin akma dayanımına ne kadar yaklaştığını belirlemek için temel bir ölçüt olarak kabul edilir. Bu stres değeri, malzemenin yapısal bütünlüğünü ve güvenilirliğini değerlendirmede kritik bir rol oynar.

Deformasyon (Displacement)

Bir yapıya uygulanan kuvvetler sonucu malzemenin veya yapının deformasyonunu ölçmek için kullanılır. SESA’da deformasyon, bir yapıya uygulanan yükler veya kuvvetler sonucu düğümler (nodes) üzerindeki yer değiştirme miktarını hesaplamak için kullanılır. Malzemenin nasıl şekil değiştirdiğini anlamak için en önemli parametrelerden biridir. Birimi genellikle milimetre (mm) veya metre (m) olarak ifade edilir. Yapının veya bileşenin yük altındaki hareketini gösterir. Malzemenin dayanıklılığı değerlendirilir. Yapının geri dönebilir veya kalıcı hasar alıp almadığını belirler.¹²²

Hooke Kanunu

17.yüzyılda İngiliz matematikçi Robert Hooke tarafından öne sürülen teoriye göre, bir cisme uygulanan kuvvet ile cismin gösterdiği uzama arasında doğrusal bir ilişki

bulunmaktadır. Hooke yasası olarak bilinen bu teori, bir cismin maruz kaldığı uzamanın, kuvvet ve cismin orijinal uzunluğu ile doğru orantılı, kesit alanı ve elastisite modülü ile ters orantılı olduğunu göstermektedir. Bu ilişki, malzemelerin mekanik özelliklerinin anlaşılmasında ve hesaplanmasında temel bir ilke olarak kabul edilmektedir.¹⁴¹

İzotropik Özellik

İzotropik, bir malzemenin tüm doğrultularda yapısal özelliklerinin aynı olması durumunu tanımlayan bir terimdir. İzotropik malzemelerde, herhangi bir yöne uygulanan kuvvet veya gerilme karşısında malzemenin fiziksel ve mekanik özellikleri değişmez; bu da malzemenin her doğrultuda aynı tepkiyi göstermesini sağlar. İzotropiklik, malzemenin homojen bir yapıya sahip olduğunu ve yön bağımsız olarak aynı özellikleri sergilediğini ifade eder.

Lineer Elastik Cisim

Lineer elastik cisim, uygulanan kuvvetle orantılı olarak yapısal değişiklik gösteren cisimlerdir. Bu tür cisimlerde, gerilme ve deformasyon arasındaki ilişki doğrusal olup, kuvvet ortadan kalktığında cisim orijinal haline geri döner.

Homojen Cisim

Homojen cisim, tüm yapısal bileşenlerinin her noktada aynı elastik özellikleri sergilediği bir malzeme olarak tanımlanır. Bu tür malzemelerde, fiziksel ve mekanik özellikler cisim boyunca değişmez ve her noktada birbirine eşdeğer nitelikler gösterir.¹³⁴

Geometri ve Katı Modelleme

Geometri ve katı modelleme, analiz edilecek materyalin tüm yapısal özellikleriyle dijital ortama aktarılması sürecini ifade eder. Bu işlem, materyalin iki veya üç boyutlu olarak modellenmesini kapsar. Teknolojik ilerlemeler sonucunda, analizlerde üç boyutlu modellemeye olan ilgi artmış ve bu yöntem yaygınlaşmıştır. Katı ya da anatomik modellerin, bilgisayarlı tomografi (BT) veya manyetik rezonans görüntüleme (MRG)

yoluyla elde edilen verilerinin sonlu elemanlar stres analizine aktarılması, özel olarak geliştirilen yazılımlar sayesinde büyük ölçüde kolaylaşmıştır. Bu süreç, daha doğru ve detaylı analizlerin yapılmasını mümkün kılmaktadır.

Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturma

Ağ yapısı, düğüm noktaları ve elemanlardan oluşan ve analiz edilecek geometrik modelin sonlu elemanlara bölünmesi yoluyla elde edilen bir yapıdır. İlk olarak, oluşturulan geometrik model, ağ yapısı oluşturma kapasitesine sahip yazılımlara aktarılmakta ve ardından model, birim alanlar üzerinde elemanların yerleştirilmesiyle ağ yapısına dönüştürülmektedir. Kuvvet dağılımının hassas bir biçimde analiz edilebilmesi için, mümkün olduğunca fazla sayıda eleman içeren ayrıntılı bir ağ yapısının oluşturulması gerekmektedir. Özellikle kuvvetin yoğun olarak etki ettiği ve büyük deformasyonların meydana gelmesi beklenen bölgelerde, eleman sayısının artırılması büyük önem taşımaktadır. Bunun yanı sıra, ağ yapısının oluşturulmasında elemanların boyutları da en az eleman sayısı kadar analiz hassasiyetini etkileyen kritik bir parametre olarak öne çıkmaktadır. Bu elemanlar, modelin tüm bölgelerinde tanımlanan aynı mekanik özellikleri sergileyerek analiz sonuçlarının tutarlı ve doğru olmasını sağlamaktadır.¹⁴²

Sınır Şartları

Sınır şartları, hazırlanan modelin belirli düğüm noktalarında sabitlenmesiyle oluşturulan yer değiştirme kısıtlamaları ve uygulanan yükleme koşullarını ifade eder. Bu kısıtlamalar, modelin hangi bölgelerinin hareket edemeyeceğini tanımlarken, yükleme koşulları ise kuvvetin uygulandığı bölgeleri ve kuvvetin vektörel özelliklerini belirler. Sınır şartları, modelin doğru bir şekilde analiz edilmesi ve kuvvet dağılımlarının gerçeğe uygun bir şekilde simüle edilmesi için kritik bir rol oynamaktadır.

2.11.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Avantajları

SESA yönteminin diğer kuvvet analiz tekniklerine kıyasla birçok avantaj sunduğu ifade edilmektedir. Bu avantajlar, çeşitli alanlarda kullanımı ve modelleme kabiliyetleri açısından öne çıkmaktadır. Literatürde belirtilen başlıca avantajlar şunlardır:¹⁴³⁻¹⁴⁵

- Geniş kullanım alanı sunar. Mühendislikten tıbbi biyolojiye kadar birçok farklı disiplinde problemlerin çözümüne olanak sağlar.
- Karmaşık geometrilerin modellenmesi sağlar. Karmaşık yapılar, yüksek bir gerçekçilikle ve ayrıntılı bir şekilde simüle edilebilir.
- Modeller, kullanılan materyalin fiziksel özelliklerini doğru bir şekilde ifade edebilir.
- Farklı özelliklerdeki yapıların temas, yapışma ve sürtünme gibi etkileşimleri gerçeğe yakın şekilde modellenebilir.
- Prototip gereksinimini ortadan kaldırır. Üretimi zor, riskli ya da maliyetli materyallerin fiziksel prototipine ihtiyaç duymadan, bilgisayar ortamında analiz gerçekleştirme imkanı tanır.
- SESA ile sınır koşulları kolayca tanımlanabilir ve modellenebilir.
- Modeller üzerinde değişiklik yaparak veya belirli parametreleri değiştirerek analizler kolayca tekrarlanabilir.
- Neden-sonuç ilişkisi temelinde problemin küçük bir bölgesinde analiz yapılarak sonuçlar, materyalin genel özelliklerine uyarlanabilir ve yorumlanabilir.

Bu özellikler, SESA yöntemini özellikle karmaşık yapılar ve zorlayıcı koşullar için vazgeçilmez bir analiz aracı haline getirmektedir.

2.11.7.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Dezavantajları

SESA yöntemi birçok avantaj sunmasına rağmen, bazı sınırlamalar ve dezavantajlar da içermektedir. Bu dezavantajlar, yöntemin uygulanabilirliğini ve

doğruluğunu etkileyebilecek çeşitli unsurları kapsamaktadır. Başlıca dezavantajlar şunlardır.^{143,146}

- Hatalı veri girişi riski vardır. Materyal özelliklerinin yazılıma yanlış tanımlanması veya analizde kullanılan kuvvet bileşenlerinin hatalı belirlenmesi, sonuçlarda sapmalara ve doğruluk kaybına yol açabilir.
- SESA, yüksek performanslı bilgisayar sistemleri gerektirir. Yetersiz donanımına sahip cihazlarda analiz ve modelleme işlemleri gerçekleştirilemez.
- Modeller sadeleştirilirken, gerçek yapıdaki bazı ayrıntılar modele dahil edilemez. Bu durum, modelin gerçek materyale benzerliğini azaltarak sonuçların doğruluğunu etkileyebilir.
- SESA için kullanılan yazılımlar genellikle yüksek maliyetlidir ve düzenli olarak güncellenmesi gerekir. Bu, yöntemin uygulanabilirliğini ekonomik açıdan zorlaştırabilir.

Bu sınırlamalar, yöntemin avantajlarını gölgede bırakmasa da, uygulanması sırasında dikkatli olunması ve uygun altyapının sağlanması gerektiğini ortaya koymaktadır.

2.11.7.4. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Aşamaları

Ön işlem (Pre-processing)

Analiz yapılacak olan yapı, ilk olarak gerçek boyutlarına orantılı bir şekilde CAD yazılımı kullanılarak bilgisayar ortamında geometrik olarak modellenir. Daha sonra, analiz edilecek yapı, kendi boyutuna ve geometrik özelliklerine uygun şekilde parçalara ayrılarak matematiksel bir model olarak adlandırılan ağ yapısı (mesh) oluşturulur.^{147,148}

SESA yönteminde, katı, sıvı ve gaz gibi gerçek cisimler, birbirine bağlı olan ve sonlu eleman olarak adlandırılan alt bölümlere ayrılır. Bu elemanların birbirlerine bağlandığı yerlere düğüm noktası (node) adı verilir ve bu noktalar elemanların sınırlarında yer alır.¹⁴⁹

Sanal streslerin etkisi altında, modelin ağ yapısını oluşturan elemanlarda gerilmeler ve şekil değişiklikleri gözlemlenir. Bu değişiklikler, bulundukları elemanlardan diğerlerine aktarılır ve böylece diğer elemanlar da etkilenmiş olur.¹⁴⁹ Gerilmeler ve deformasyonlar ilgili sınır koşulları, cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetlerin hangi taraftan uygulandığını ifade eder.^{130,139} Düğüm noktaları, birbirlerine köşe noktalarından bağlanan eşit boyutlardaki sınırlı sayıdaki elemanlara ayrılmıştır. Daha gerçekçi sonuçlar elde etmek için düğüm sayısı mümkün olduğunca artırılmalıdır, ancak bu durum hata ihtimalini de artırabilir.¹⁴⁹

Analiz

Modelleme aşamasında elde edilen elemanların mekanik özellikleri ve yükleme koşulları, bu aşamada yazılım programına yüklenir. Poisson oranı ve elastisite modülü, mekanik özellikleri tanımlamak için kullanılır. Her eleman, ana modelin tüm özelliklerine sahip olup, yükleme altında gösterdikleri tepkiler yapının bütünlüğünü simüle eder. Bu aşamada elde edilen veriler, farklı yükleme koşulları altında kaydedilir.¹⁴⁹

Son İşlem (Post-processing)

Analiz edilen modelin tüm alt yapıları tek tek incelenerek, cismin bütününe ilişkin sonuçlar çözümlenir.¹⁴⁹ Sayısal çözümleme sonucu, her bir kuvvet uygulamasında modelin herhangi bir noktasında ortaya çıkan stres, strain ve deformasyon değerleri tespit edilebilir.¹²² Analiz sonuçları matematiksel hesaplamalar ile elde edilmekte olup, değerlerin varyans içermemesi nedeniyle istatistiksel bir analize tabi tutulamaz.¹⁵⁰ Farklı yükleme koşulları altında yapılan analizler sonucunda, asal gerilmeler (principal stres), deformasyon değerleri, eksensel gerilimler, eşdeğer gerilimler ve deformasyon değerleri gibi çeşitli parametrelere ilişkin veriler elde edilebilir.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma için, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı tarafından, 2024/86 karar no'lu ve 18.04.2024 tarihli izinler alındı.

Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda tomografik görüntü arşivi tarandı ve çalışmada kullanılmak üzere kaydedildi. 20-65 yaş aralığında, sistemik olarak sağlıklı, mandibulanın tamamının dişsiz olduğu, çevre yumuşak dokuda ve kemik dokuda herhangi bir anomalinin olmadığı, mandibula kemik kretinin defekt olmayan bölgesinin yeterli genişlik ve yükseklikte olduğu hastaların tomografileri taranması ardından tüm bu kriterlere en uygun 1 adet mandibula tomografik görüntüsü kullanıldı. Çalışma öncesi bilgilendirilmiş onam formu alınan hastanın tomografik görüntüsü kullanıldı.

Bilgisayar ortamında dişsiz ve rezorbe alt çene tomografisinden elde edilen üç boyutlu görüntüler kullanılarak uzay geometrisinde All-on-4 cerrahi implant konsepti yapıldı. All-on-4 protetik tedavi konseptinde implantlar üzerine farklı yüksekliklerde ve açılarda yerleştirilen multi-unit abutmentlar ve titanyum vidalar yardımıyla protetik restorasyonun fiksasyonu sağlandı. Tasarımlar üzerine oluşturulan protezlerin üst yapı materyali için Co-Cr alt yapılı porselen malzemesi kullanıldı. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile oluşturulan bu modellere uygulanan yükleme kuvvetleri sonucunda, implant ve implant çevresi kemikte meydana gelen streslerin Von Mises ve maksimum principal stres değerleri analiz edildi.

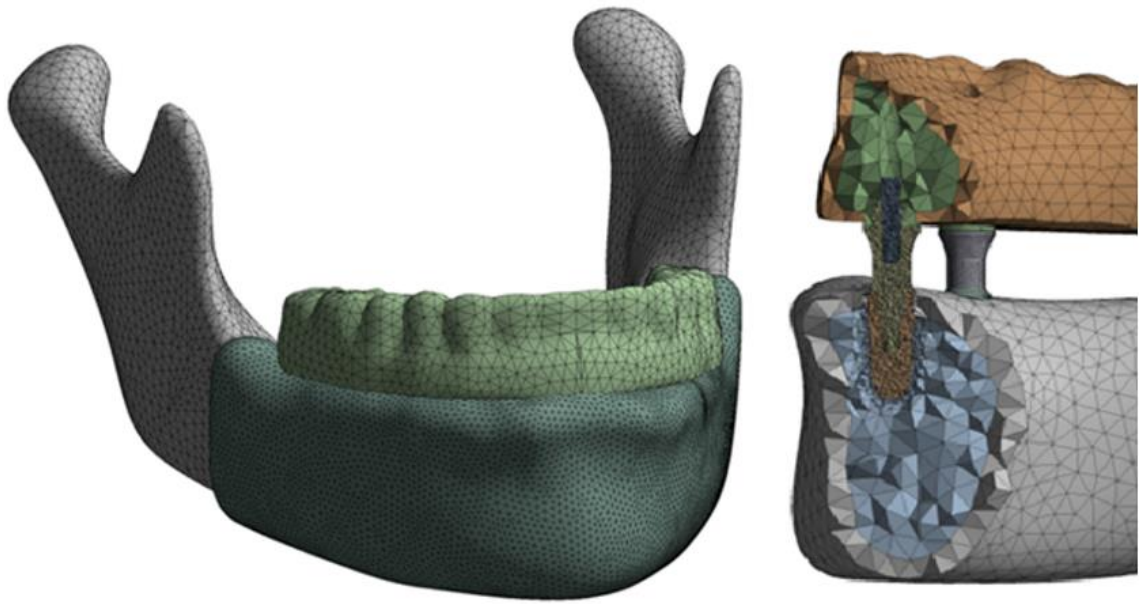
3.1. Çalışma Modellerin Oluşturulması

Bu çalışmada kullanılan üç boyutlu modeller ANSYS SpaceClaim yazılımı ile, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve sonlu elemanlar modellerinin çözümü ANSYS Workbench yazılımı ile gerçekleştirildi (Şekil 3.1).

Tasarlanan modeller için oluşturulan tasarımların düğüm ve eleman sayıları Tablo 3.1’ de gösterildi.

Tablo 3.1. Modellerdeki düğüm ve eleman sayıları

Model / Değerler	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı	Eleman Tipi
All-on-4	2050771	1410220	Tetrahedron



Şekil 3.1. Mandibular modelin sonlu elemanlar ağ yapısı ile implant-kemik arayüzünün detaylandırılmış ağ yapısı

All-on-4 protetik tedavi konseptinde implantlar üzerine farklı açıda ve dişeti seviyesinde multi-unit abutmentler ile bağlantı sağlanarak 16 farklı model elde edildi. Multi-unit abutment üzerine titanyum vidalar yardımıyla protetik restorasyonun fiksasyonu sağlandı.

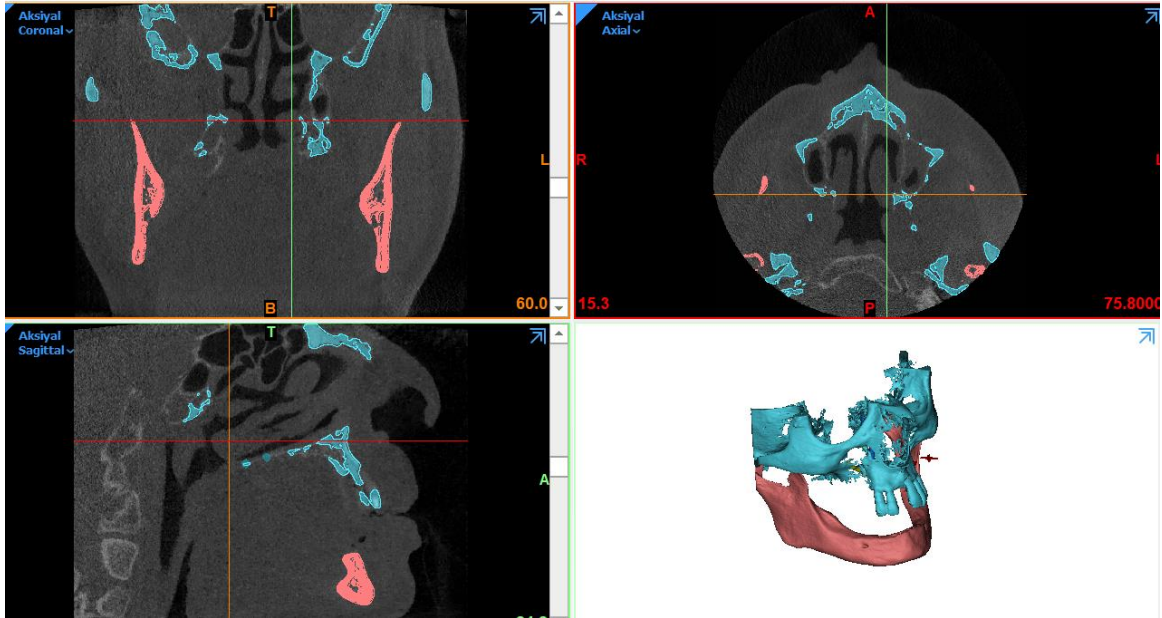
Ön bölgede; 1,5 mm, 2,5 mm, 3,5 mm, 4,5 mm olmak üzere farklı yüksekliklerde paralel multi-unit abutmentlar kullanıldı. Arka bölgede; 17° açılı 2,5 mm ve 3,5 mm yüksekliğinde multi-unit abutmentlar; 30° açılı 3,5 mm ve 4,5 mm yüksekliklerinde multi-unit abutmentlar kullanıldı. Tablo 3.2’de belirtildiği gibi tüm modellemeler yapıldı:

Tablo 3.2. Modellerdeki multi-unit abutmentların açıları ve yükseklikleri

Model	Anterior Multi-Unit Abutmentlar	Posterior Multi-Unit Abutmentlar
M1	Paralel 1,5 mm	17° Açılı 2,5 mm
M2	Paralel 2,5 mm	17° Açılı 2,5 mm
M3	Paralel 3,5 mm	17° Açılı 2,5 mm
M4	Paralel 4,5 mm	17° Açılı 2,5 mm
M5	Paralel 1,5 mm	17° Açılı 3,5 mm
M6	Paralel 2,5 mm	17° Açılı 3,5 mm
M7	Paralel 3,5 mm	17° Açılı 3,5 mm
M8	Paralel 4,5 mm	17° Açılı 3,5 mm
M9	Paralel 1,5 mm	30° Açılı 3,5 mm
M10	Paralel 2,5 mm	30° Açılı 3,5 mm
M11	Paralel 3,5 mm	30° Açılı 3,5 mm
M12	Paralel 4,5 mm	30° Açılı 3,5 mm
M13	Paralel 1,5 mm	30° Açılı 4,5 mm
M14	Paralel 2,5 mm	30° Açılı 4,5 mm
M15	Paralel 3,5 mm	30° Açılı 4,5 mm
M16	Paralel 4,5 mm	30° Açılı 4,5 mm

3.1.1. Çene kemiğinin Modellenmesi

Bu çalışmada, Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı tomografik görüntü arşivinde kapsamlı bir inceleme yapıldıktan sonra, mandibular dişsizlik tanısı konmuş hastaya ait bir konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (CBCT) taraması seçildi. CBCT taramaları, NewTom VGI evo (Quantitative Radiology, Verona, İtalya) cihazı kullanılarak, 200 µm voksel çözünürlüğü, 110 Kvp, 3 mA ve toplam 18 saniye pozlama süresi ile elde edildi (Şekil 3.2.).



Şekil 3.2. CBCT datasında segmente edilmiş model

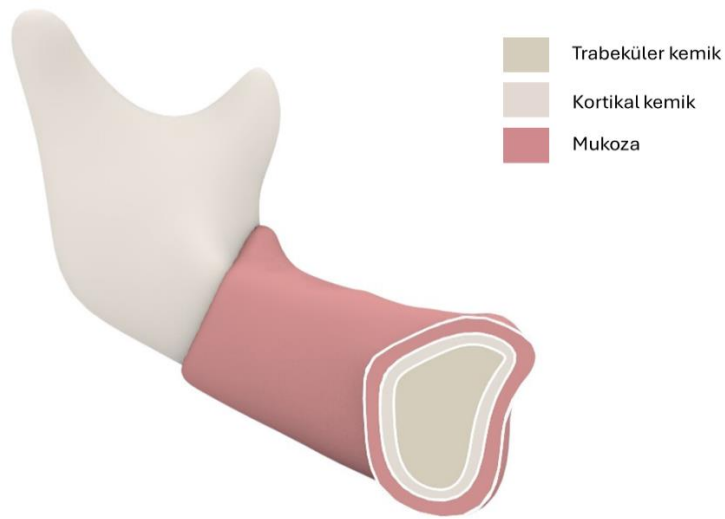
Üzerinde çalışılacak modelin doğru bir şekilde elde edilebilmesi için DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında kaydedilen radyografik görüntü verileri, Mimics Innovation Suite 24.0 (Materialise NV, Leuven, Belçika) yazılımına aktararak segmentasyon işlemi gerçekleştirildi. Bu aşamada, orijinal radyografik görüntülerden yararlanılarak mandibular kemik ve yumuşak dokular izole edildi (Şekil 3.3). Trabeküler kemiği modellemek için, kortikal kemiğin iç sınırı referans

alınarak offset yöntemi uygulandı. Kortikal kemik tabakası, yaklaşık 2 mm kalınlığında olacak ve trabeküler kemiği çevreleyecek şekilde tasarlandı (Şekil 3.4).

Mandibular 3D model, anatomik yapılarla hizalanmasını sağlamak için optimize edildi. Daha ileri segmentasyon ve optimizasyon işlemleri, Materialise 3-matic 16.0 (Materialise, Leuven, Belçika) yazılımı kullanılarak gerçekleştirildi. Son haline getirildikten sonra, model ek modifikasyonlar için SolidWorks 2018 (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Waltham, MA, ABD) yazılımına aktarıldı. Tüm gerekli düzenlemeler tamamlandıktan sonra, mandibular 3D yapı tamamen yeniden oluşturularak ANSYS Workbench'e aktararak SESA için kullanıldı.



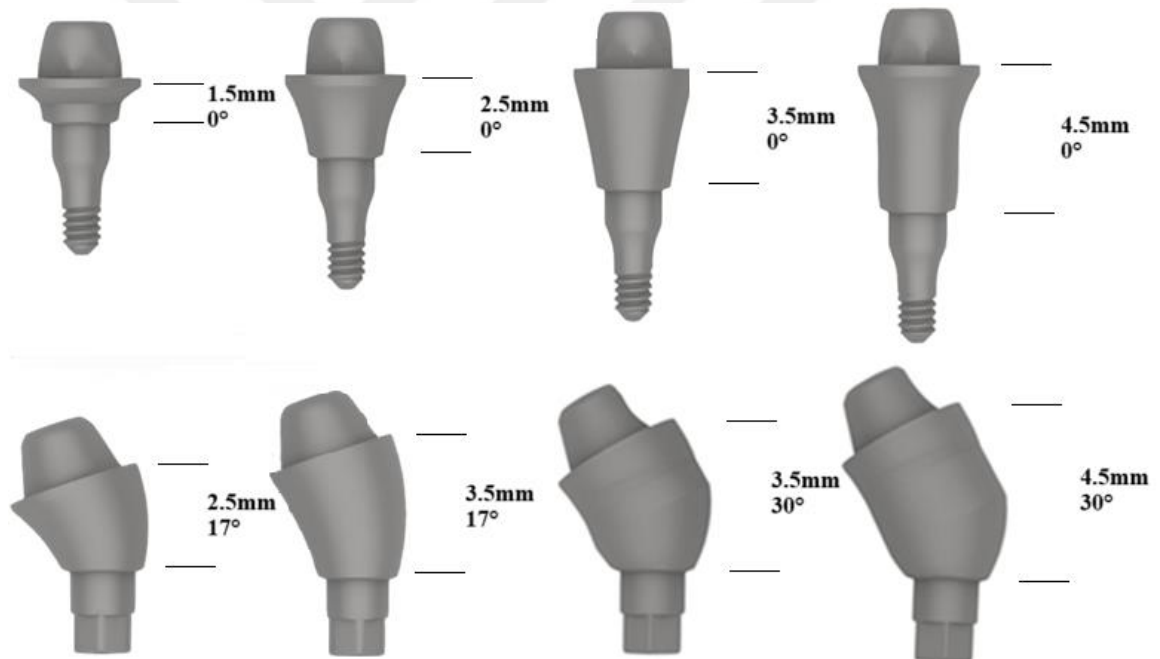
Şekil 3.3. Çene kemiği, mukoza ve All-on-4 protetik restorasyonun modeli



Şekil 3.4. Mandibula kemiği, kortikal kemik, trabeküler kemik ve mukozanın segmentasyonu

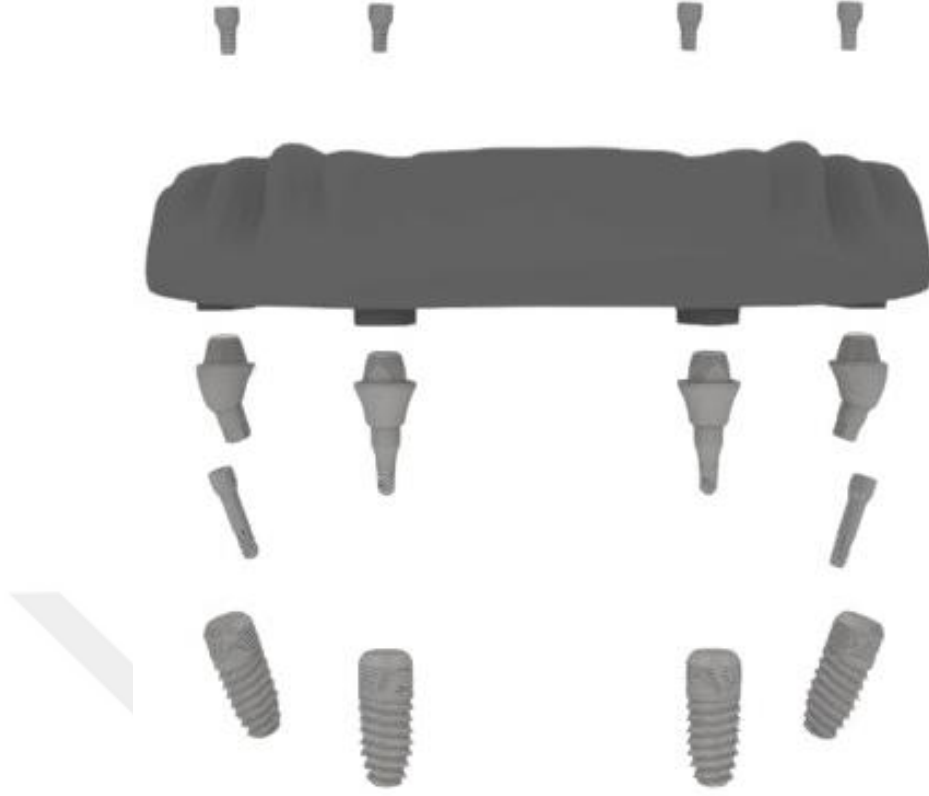
3.1.2. İmplant ve Multi-unit Abutmentların Modellenmesi

Bu çalışma için NobelBiocare AB marka, regular platform internal konik bağlantıya sahip, çapı 4,3 mm, boyu 10 mm olan implant dizaynı kullanıldı. Lateral diş bölgesine simetrik şekilde 2 adet paralel implant, 1.molar diş bölgesine 30° eğimli olmak üzere 2 adet implant konumlandırıldı. Protez ara parçası olarak anteriorda açısız, posteriorda açılı multi- unit abutmentlar kullanıldı. Anterior bölgede farklı yüksekliklerde paralel multi-unit abutmentlar kullanılırken; posterior bölgede çeşitli yükseklik ve açılarda multi-unit abutmentlar kullanıldı (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Anterior ve posteriorda kullanılan çeşitli açılarda ve yüksekliklerdeki multi-unit abutmentlar

İmplant, multi-unit abutment, vida ve metal alt yapılı porselenden oluşan protez bileşenlerinin ayrı halleri modellendi (Şekil 3.6.). Modellerin birleştirilmesi ve kesişen kısımların çıkarılmasından sonra sonlu elemanlar modelleri oluşturuldu (Şekil 3.7.).



Şekil 3.6. Multi-unit abutmentlar üzerine yerleştirilen All-on-4 protez yapısının patlatılmış görünümü

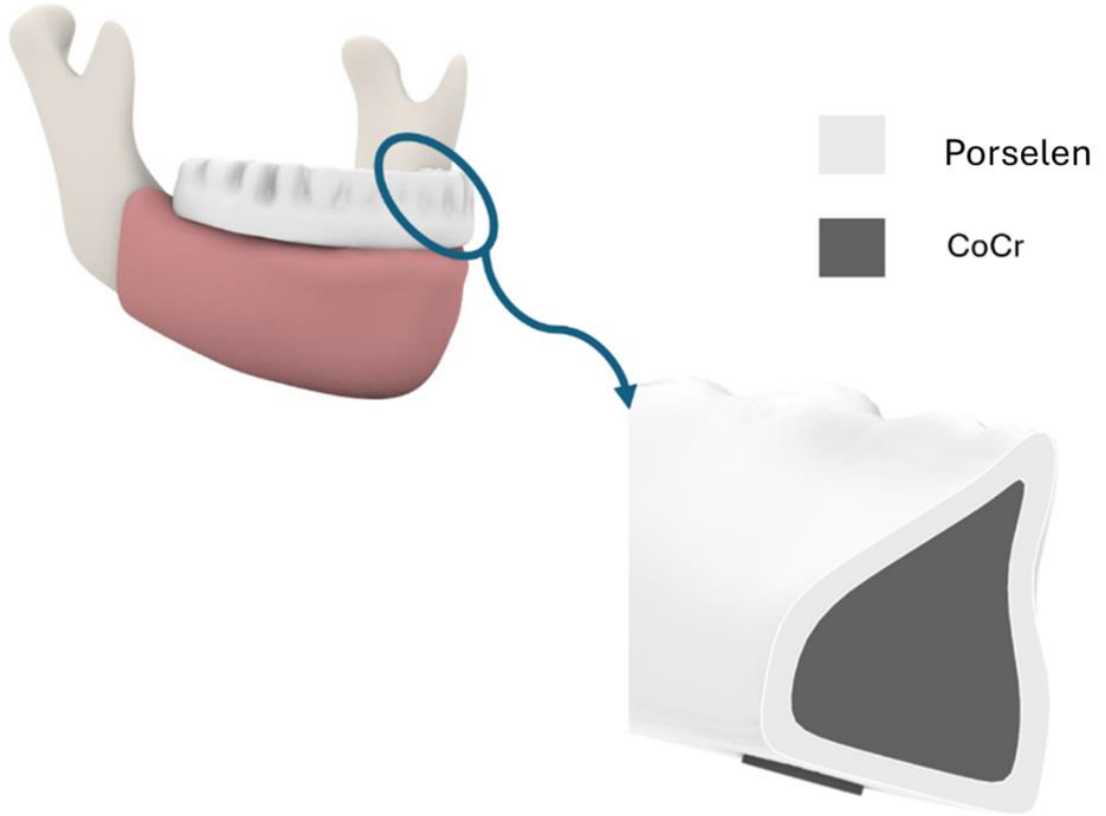


Şekil 3.7. Tam olarak monte edilmiş All-on-4 protez restorasyonu

3.1.3. Protezin Modellenmesi

Protetik restorasyon Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında bulunan Caresteam CS3600 digital ölçü cihazı aracılığıyla akrilik diş çene modelinin 3D taraması yapıldı. Tarama dosyası Standard Tessellation Language (STL) formatında aktarılarak mevcut tasarımın üzerine protezin

üst yapısı olarak eklendi (Şekil 3.8.) Üst yapı materyali için kobalt-krom destekli porselen veneer kullanıldı. Porselen kalınlığı maksimum 2 mm olarak belirlendi. Kantilever uzunluğu simetrik şekilde 10 mm olarak belirlendi.¹⁵¹ Ağız içi kuvvetlerin implant ve alt yapıda oluşturacağı streslerin Von Mises değerleri, implant çevresi kemikte principal stres değerleri SESA yöntemi ile incelendi.



Şekil 3.8. Co-Cr altyapı ve porselen tabakadan oluşan protez üst yapı tasarımı

SESA yöntemi için literatüre uygun olarak modelin mekanik özellikleri belirlendi. Kullanılan malzeme özellikleri açısından malzeme özelliklerinin izotropik ve homojen olduğu varsayıldı. Dental modelin lineer elastik olduğu varsayıldı. Her bir farklı bölge için, malzemelerin Young's modülü (E), Poisson oranları (ν -izotropik) ve yoğunlukları Tablo 3.3'te belirtildiği gibi literatüre uygun olarak seçildi ve ilgili bölgeler için tanımlandı.

Tablo 3.3. Modellemede kullanılacak materyallerin özellikleri

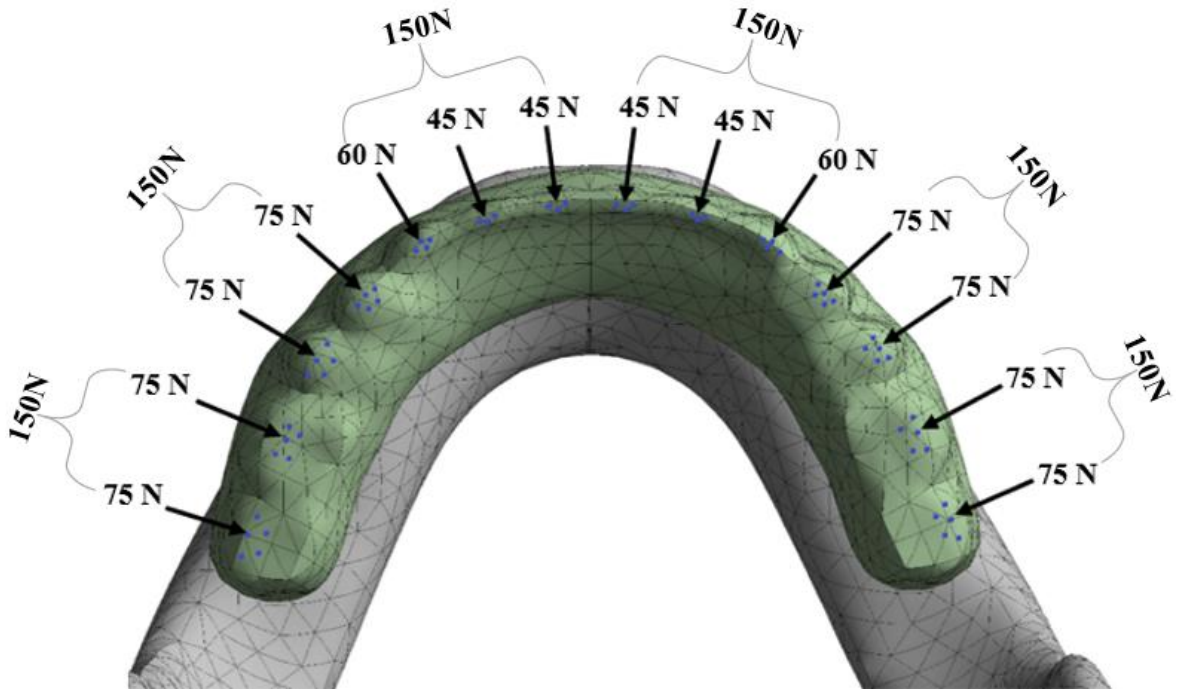
Materyaller	Elastisite Modülü (E) (MPa)	Poisson's Oranı (ν)
Mukoza	680	0,45 ^{6,8,151}
Kortikal Kemik	13.700	0,30 ^{6,8,151}
Trabeküler Kemik	1370	0,30 ^{6,8,151}
Titanyum	110.000	0,35 ^{8,131,151}
Co-Cr Metal Altyapı	218.000	0,33 ^{8,131,151}
Porselen	68.800	0,35 ^{8,131}

3.2. Sınır ve Yükleme Koşulları

Mandibular model ile protez üst yapısı, Degree of Freedom (DOF)'da sıfır yer değiştirme ve dönme olacak şekilde sabitlendi. Fizyolojik çiğneme yükünü simüle etmek amacıyla, tek taraflı ve çift taraflı ve okluzal yüzeylere dik olacak şekilde 150 N'luk statik bir kuvvet uygulandı (Tablo 3.5). Yükleme kuvveti her temas noktasına 15 N kuvvet gelecek şekilde toplam 10 temas noktası arasında eşit olarak dağıtıldı. Kesici dişlere 45 N, kaninlere 60 N, premolar ve molar dişlere 75 N uygulandı. Dikey kuvvetler santral ve lateral dişler üzerinde üç noktaya, kanin dişleri üzerinde dört noktaya, premolar ve molar dişler üzerinde ise beş noktaya dağıtıldı. Kuvvet, kesici dişlerin insizal kenarına, kaninlerin tüberkül ucuna ve premolar ile molar dişlerin merkezi fossasına ve fonksiyonel bukkal tüberküllerine yönlendirildi (Şekil 3.9).

Tablo 3.4. Modellere uygulanan yükleme kuvvetleri

Yükleme 1	Santral, lateral ve kanine tek taraflı uygulanan dikey 150 N kuvvet
Yükleme 2	Premolar dişlere tek taraflı uygulanan dikey 150 N kuvvet
Yükleme 3	Molar dişlere tek taraflı uygulanan dikey 150 N kuvvet
Yükleme 4	Santral,lateral ve kanin dişlerine çift taraflı uygulanan dikey 150 N kuvvet
Yükleme 5	Premolar dişlere çift taraflı uygulanan dikey 150 N kuvvet
Yükleme 6	Molar dişlere çift taraflı uygulanan dikey 150 N kuvvet



Şekil 3.9. Yükleme kuvvetleri ve kuvvetlerin dağılımı

Osseointegre implantlara sahip hastalarda maksimum ısırma kuvveti 144,4 N olduğu bildirilmiştir.⁷⁸ Bu nedenle, birçok çalışmada gerçek maksimum ısırma kuvvetini simüle etmek amacıyla 150 N'luk bir kuvvet uygulanmıştır.¹⁵²⁻¹⁵³

Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri için ANSYS SpaceClaim yazılımı kullanıldı. Sonuçlar deformasyon, Von Mises stres ve maksimum principal stres değerleri olarak sunuldu. Elde edilen sayısal verilere göre grafikler oluşturuldu ve modellerin karşılaştırılması grafipler üzerinden gösterildi. Modellerde meydana gelen gerilimlerin daha iyi görselleştirilebilmesi için hesaplanan sayısal veriler renkli görüntülere dönüştürüldü ve görüntüler üzerinde streslerin maksimum seviyede meydana geldiği alanlar ok ile işaretlendi. Katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi, optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ve sonlu elemanlar modellerinin çözümü ANSYS Workbench yazılımı ile gerçekleştirildi. Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi işlemi; 2,50 GHz saat hızında 11th Gen INTEL Core i9-11900 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip bilgisayarda gerçekleştirildi.

4. BULGULAR

Bu çalışmada SESA yöntemi kullanılarak All-on-4 konseptine uygun şekilde yerleştirilen implantların üzerine çeşitli yükseklik ve açılarda konumlandırılmış multi-unit abutmentlar ile 16 farklı model elde edildi. Elde edilen modellere uygulanan yükleme kuvvetleri sonucu implant için Von Mises (σ_M) stres değerleri, kemik için maksimum principal (σ_{max}) stresleri ve her ikisi için y deformasyon (mm) değerleri analiz edildi.

4.1. İmplanttaki Von Mises Stres Değerleri

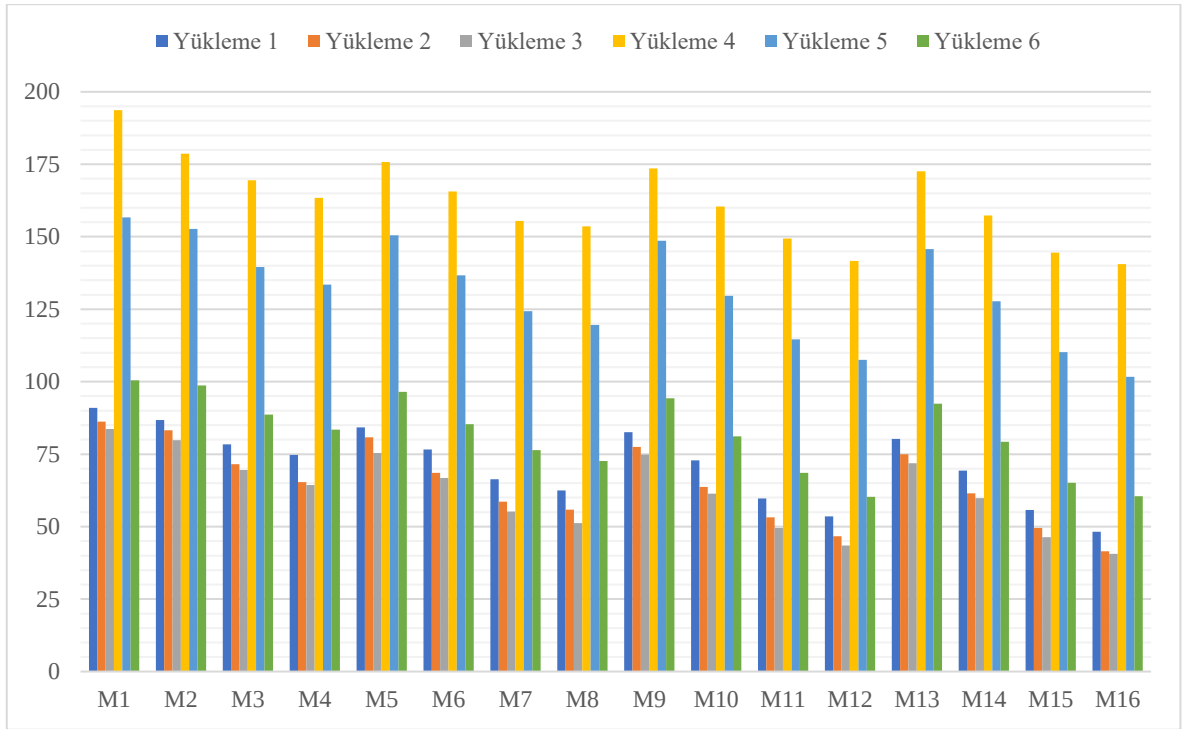
Şekil 4.1’de görüldüğü gibi implantta meydana gelen Von Mises stres değerlerinin maksimum seviyeye çıktığı alanlar işaretlenmiştir.



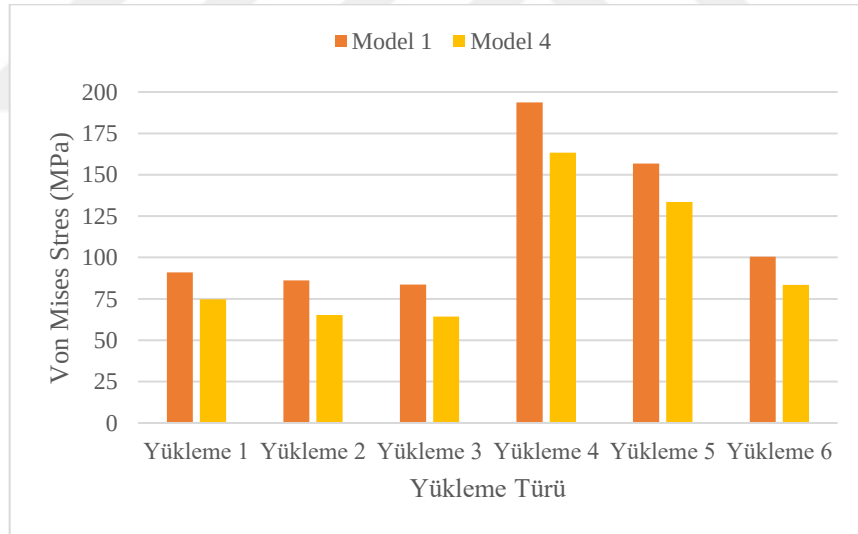
Şekil 4.1. İmplantta meydana gelen Von Mises stres dağılımı

Modellere uygulanan kuvvetler sonucu en yüksek stres değerleri Model 1’de meydana gelirken, en düşük stres değerleri Model 16’da gözlenmiştir. Tüm modeller incelendiğinde uygulanan yükleme kuvvetleri sonucunda implantta meydana gelen von Mises Stres değerleri sıralaması şu şekildedir: $M1 > M2 > M5 > M9 > M13 > M3 > M6 > M4 > M10 > M14 > M7 > M8 > M11 > M15 > M12 > M16$ (Şekil 4.2).

Çift taraflı yüklemelerde (Y4, Y5, Y6), tek taraflı yüklemelere (Y1, Y2, Y3), göre daha fazla stres değerleri gözlenmiştir fakat yükleme kuvvetleri posteriora gittikçe tek taraflı yüklemelerdeki stres azalım oranı, çift taraflı yüklemelere göre daha fazladır.



Şekil 4.2.Tüm modeller için implanttaki Von Mises stres değerleri (MPa)



Şekil 4.3. M1 ve M4 için implanttaki Von Mises stres değerleri

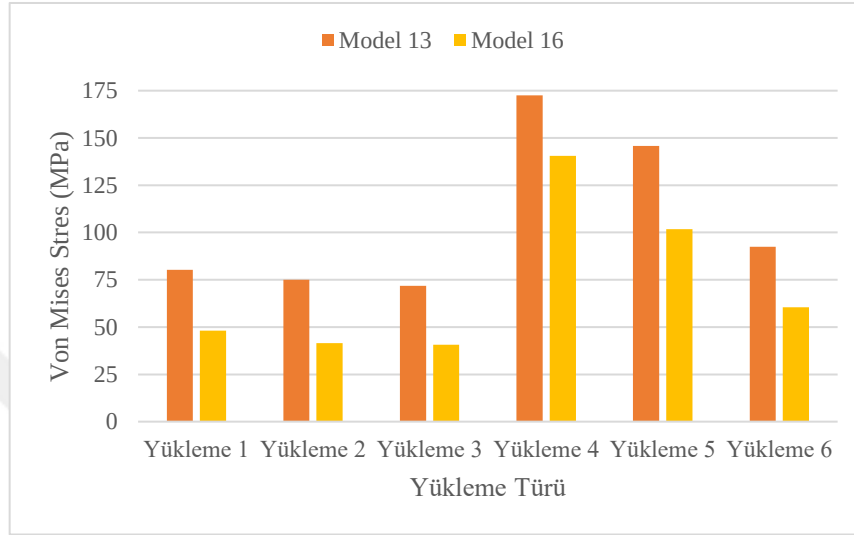
M1: Ön bölgede; paralel 1,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 17° açılı 2,5 mm multi-unit abutment

M4: Ön bölgede; paralel 4,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 17° açılı 2,5 mm multi-unit abutment

M1 ve M4'te oluşan gerilmeler karşılaştırıldığında; anteriordaki multi-unit abutment yüksekliğinin artırılması (M1: 1,5 mm → M4: 4,5 mm) Von Mises stres değerlerinde azalma sağlamıştır. En yüksek azalma oranı Yükleme 2'de gerçekleşmiştir. Tek taraflı yüklemelerde (Y1, Y2, Y3) azalma oranı daha fazladır (Şekil 4.3).



Şekil 4.4. M13 ve M16 için implanttaki Von Mises stres değerleri

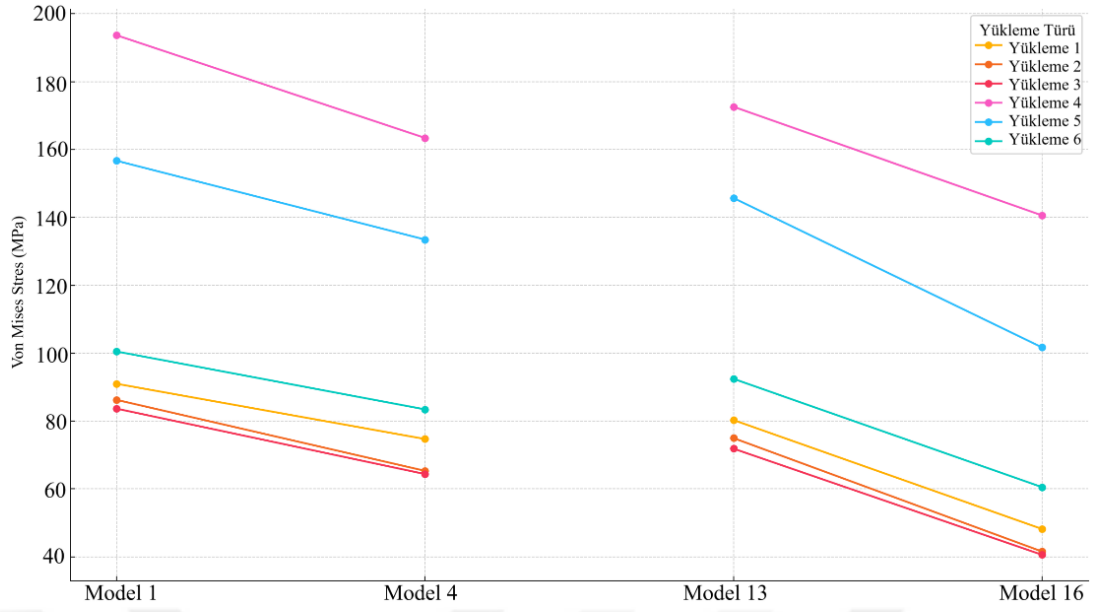
M13: Ön bölgede; paralel 1,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 30° açılı 4,5 mm multi-unit abutment

M16: Ön bölgede; paralel 4,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 30° açılı 4,5 mm multi-unit abutment

M13 ve M16'da oluşan gerilmeler karşılaştırıldığında; anteriordaki multi-unit abutment yüksekliğinin artırılması (M13: 1,5mm → M16: 4,5mm), stres değerlerinde azalım sağlamıştır. Ayrıca tüm modeller incelendiğinde en düşük stres değerleri Model 16'da gözlemlenmektedir. Çift taraflı yüklemelerde (Y4,Y5,Y6), ön bölgedeki multi-unit abutment yüksekliğinin artırılması yine etkili olmuştur ancak tek taraflı yüklemeye kıyasla azalma oranı daha düşüktür (Şekil 4.4).



Şekil 4.5. M1→M4 ile M13→M16 karşılaştırmalarının analizi

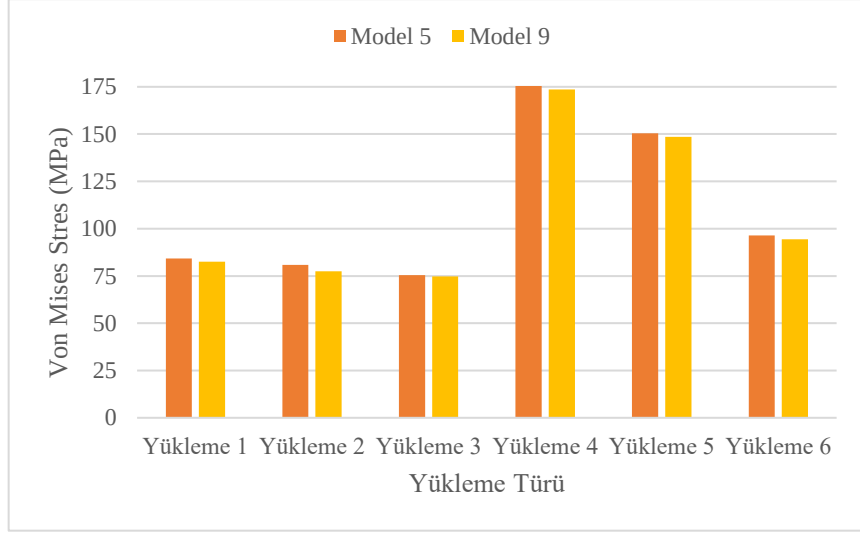
➤ **Model 1 → Model 4**

- Tek taraflı yükleme stres azalma oranı: %17,9-%24,3
- Çift taraflı yükleme stres azalma oranı: %18,6-%34,5

➤ **Model 13 → Model 16**

- Tek taraflı yüklemede stres azalma oranı: %14,8-%17
- Çift taraflı yüklemede stres azalma oranı: %39,9-%44,6

Grafik ve stres değerlerindeki azalma yüzdeleri incelendiğinde her iki analizde de anteriordaki abutmentin yüksekliğindeki artış (M1,M13: 1,5mm → M4,M16: 4,5mm), stres değerlerinde azalmalara sebep olmuştur. Ancak 45 mm yüksekliğindeki 30° eğimli posterior multi-unit abutmentin olduğu modellerdeki (M13→M16) stres değerlerinde azalma oranı, 2,5 mm yüksekliğindeki 17° eğimli posterior multi-unit abutment olan modellerdeki (M1 →M4) azalmaya kıyasla daha yüksek seviyelerde gözlenmiştir (Şekil 4.5).



Şekil 4.6. M5 ve M9 için implanttaki Von Mises stres değerleri

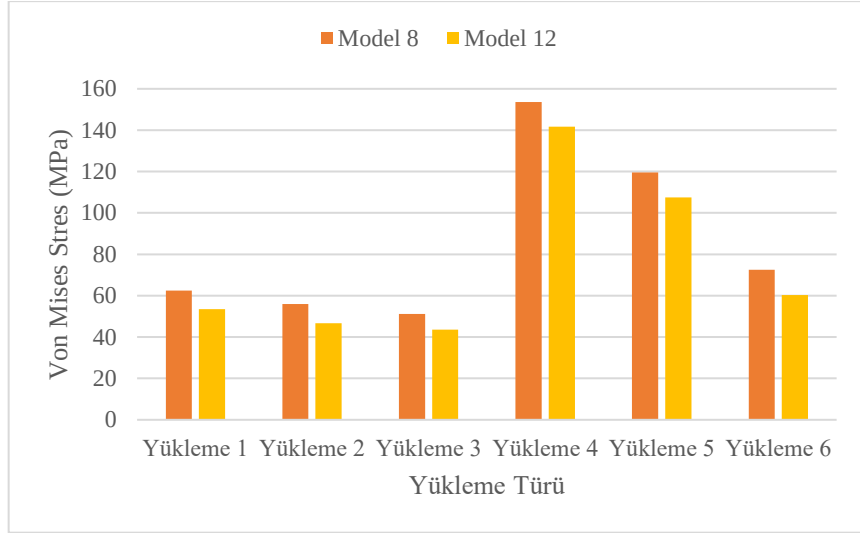
M5: Ön bölgede; paralel 1,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 17° açılı 3,5 mm multi-unit abutment

M9: Ön bölgede; paralel 1,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 30° açılı 3,5 mm multi-unit abutment

M5 ve M9’da meydana gelen stres değerleri karşılaştırıldığında, posteriordaki multi-unit abutment açısındaki artış (M5:17° → M9:30°), tek taraflı yüklemelerde sınırlı bir stres azaltımı sağlamıştır. (%0,8-%4,1) En yüksek azalma Y2’de (%4,1) görülmüştür. Çift taraflı yüklemelerde de açının artırılması stres azaltmıştır. (%1,2-%2,3) Tüm yüklem türlerinde stres değerleri azalmıştır (Şekil 4.6).



Şekil 4.7. M8 ve M12 için implanttaki Von Mises stres değerleri

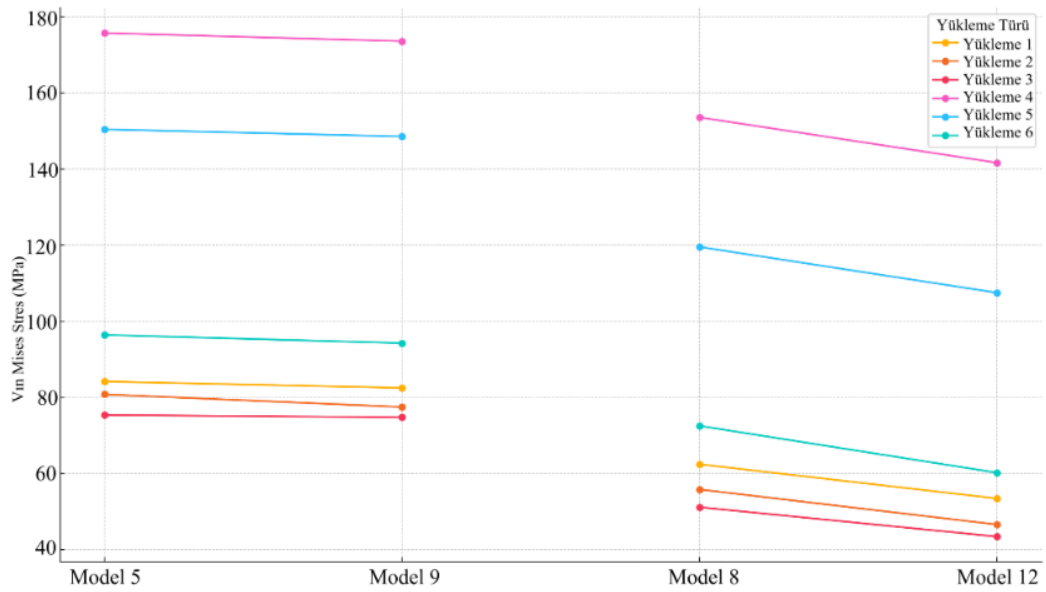
M8: Ön bölgede; paralel 4,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 17° açılı 3,5 mm multi-unit abutment

M12: Ön bölgede; paralel 4,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 30° açılı 4,5 mm multi-unit abutment

M8 ve M12’de meydana gelen stres değerleri karşılaştırıldığında, posteriordaki multi-unit abutment açısının artırılması (M8:17° → M12:30°), tek taraflı yüklemelerde daha fazla stres azalımı sağlamıştır. (%14,4-%16,5) Çift taraflı yüklemelerde de eğimin artışı stres değerlerini azaltmıştır, ancak bu azalma oranı tek taraflı yüklemelere göre daha değişken ve genellikle daha az belirgindir. (%7,7-%16,9) Yüklem 6’da (%16,9) çift taraflı yükleme için en yüksek stres azalımı gözlenmiştir (Şekil 4.7).



Şekil 4.8. M5→M9 ile M8→M12 analizlerinin karşılaştırması

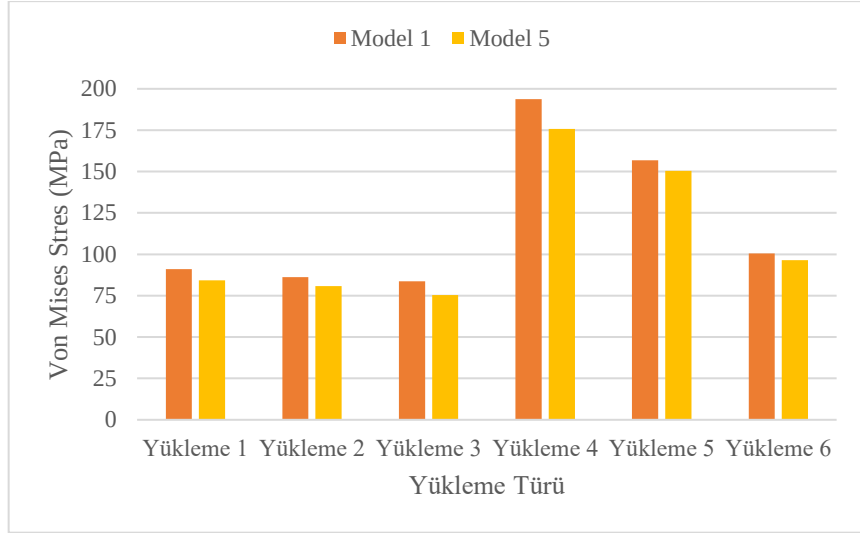
➤ **Model 5 → Model 9**

- Tek taraflı yükleme stres azalma oranı: %0,8-%4,1
- Çift taraflı yükleme stres azalma oranı: %1,2 -%2,3

➤ **Model 8 → Model 12**

- Tek taraflı yüklemede stres azalma oranı: %14,4-%16,5
- Çift taraflı yüklemede stres azalma oranı: %7,7-%16,9

Posteriordaki multi-unit abutment yüksekliğinin stres üzerindeki etkisinin incelendiği bu iki karşılaştırmada; anteriorda yüksek multi-unit abutment olduğu durumda posteriodaki multi-unit abutment yüksekliğindeki artışın stresi azalma oranı daha yüksek değerlerdedir (Şekil 4.8).



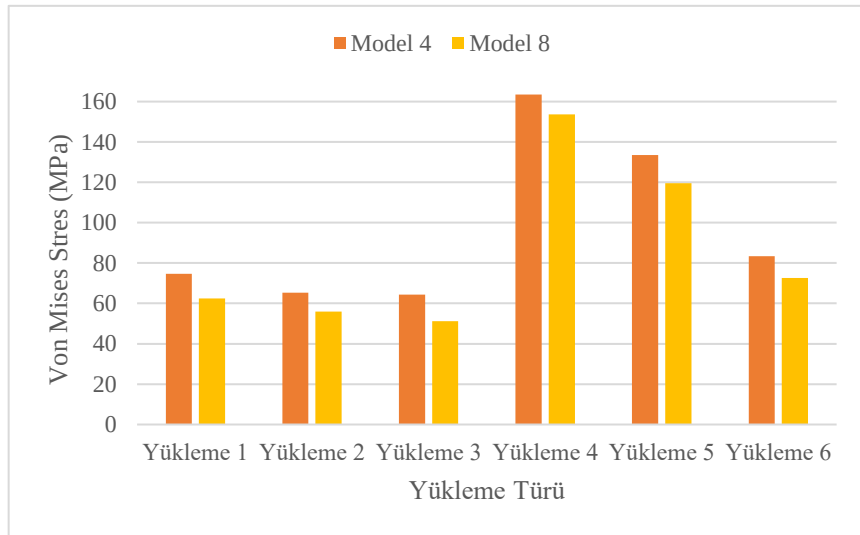
Şekil 4.9. M1 ve M5 için implanttaki Von Mises stres değerleri

M1: Ön bölgede; paralel 1,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 17° açılı 2,5 mm multi-unit abutment

M5: Ön bölgede; paralel 1,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 17° açılı 3,5 mm multi-unit abutment



Şekil 4.10. M4 ve M8 için implanttaki Von Mises stres değerleri

M4: Ön bölgede; paralel 4,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 17° açılı 2,5 mm multi-unit abutment

M8: Ön bölgede; paralel 4,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 17° açılı 2,5 mm multi-unit abutment

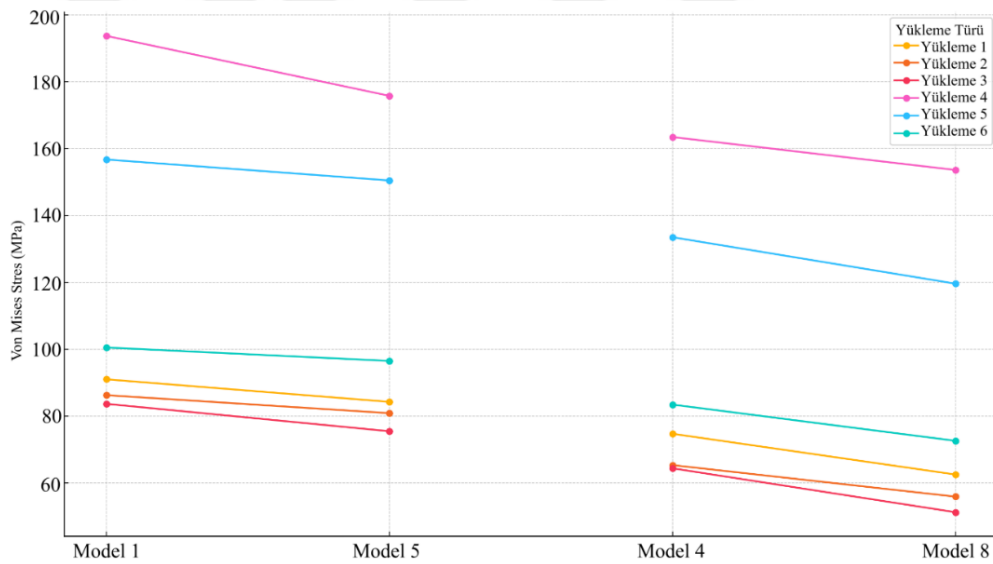
Posteriordaki multi-unit abutment yüksekliğinin artırılması (2,5 mm → 4,5 mm), tüm yükleme türlerinde stres değerlerini azaltmıştır (Şekil 4.9, Şekil 4.10).

➤ **Model 1 → Model 5**

- Tek taraflı yüklemelerde stres azalma oranı: %62-%98
- Çift taraflı yüklemelerde stres azalma oranı: %4-%9,3

➤ **Model 4 → Model 8**

- Tek taraflı yüklemelerde stres azalma oranı: %1,5-20,4
- Çift taraflı yüklemelerde stres azalma oranı: %6-%13



Şekil 4.11. M1→M5 ile M4→M8 analizlerinin karşılaştırması

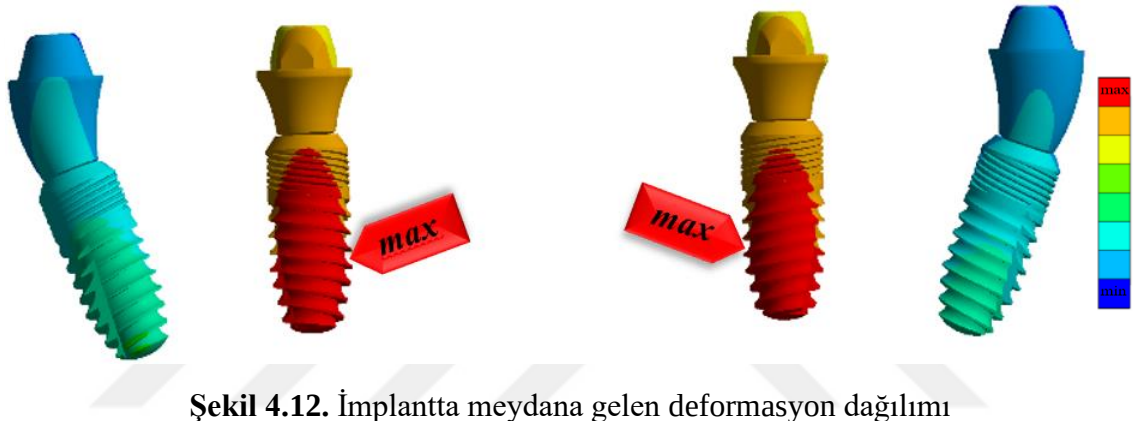
Şekil 4.11 incelendiğinde M4 → M8’de ortalama stres değerlerindeki azalma oranlarının daha fazladır. Posteriordaki multi-unit abutment yüksekliğinin incelendiği bu iki karşılaştırmalarda, anteriordaki multi-unit abutment yüksekliğinin daha fazla olduğu durumda tüm yüklemelerde streste daha fazla oranda azalmalar meydana gelmiştir.

M9,M13 ile M12,M16’da meydana gelen stres değerleri karşılaştırıldığında, benzer sonuçlar görülmüştür. Posteriordaki abutment yüksekliğinin artırılması tüm

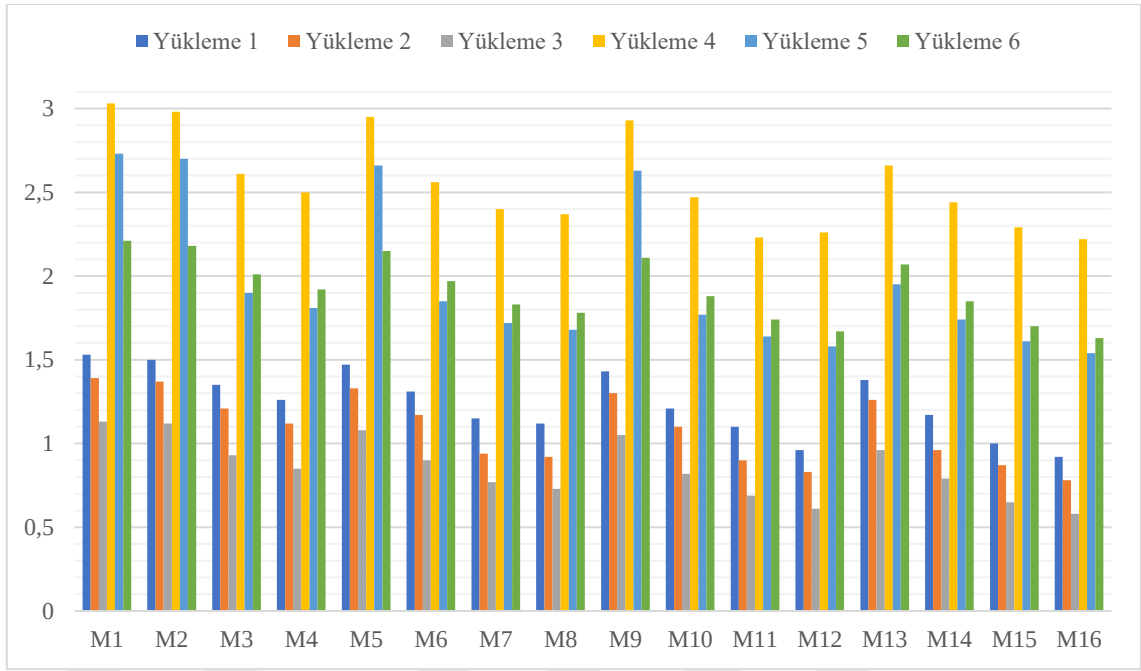
yükleme türlerinde stres değerlerini azaltmıştır. Ayrıca anteriordaki multi-unit abutment yüksekliğinin daha fazla olduğu modellerde (M12 → M16), abutment yüksekliğinin daha düşük olduğu modellere (M9 → M13) kıyasla çoğu yüklemde streste daha fazla oranda azalmalar meydana gelmiştir.

4.2. İmplantta Meydana Gelen Deformasyon Değerleri

Şekil 4.12.'de görüldüğü gibi implantta meydana gelen deformasyon mm değerlerinin maksimum seviyeye çıktığı alanlar işaretlenmiştir.

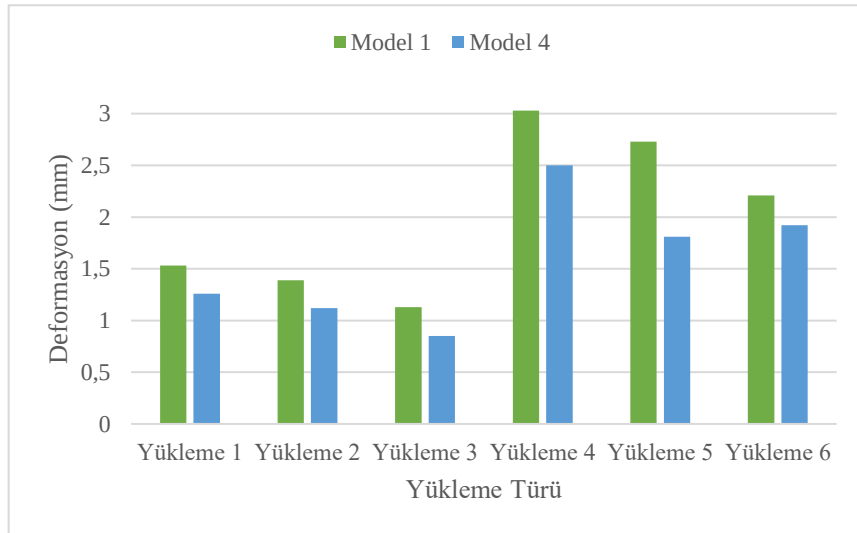


Modellere uygulanan kuvvetler sonucu implant çevresinde meydana gelen deformasyon değerleri mm cinsinden grafikte verildiği gibi sonuçlanmıştır (Şekil 4.13). En yüksek deformasyon değerleri Model 1’de meydana gelirken, en düşük deformasyon değerleri Model 16’da gözlenmiştir. Çift taraflı yüklemelerde, tek taraflı yüklemelere göre daha fazla deformasyon değerleri gözlenmiştir fakat yükleme kuvvetleri posteriora gittikçe tek taraflı yüklemelerdeki stres azalım oranı, çift taraflı yüklemelere göre daha fazladır.



Şekil 4.13. Tüm modeller için implanttaki deformasyon değerleri (mm)

Tüm modeller incelendiğinde uygulanan yükleme kuvvetleri sonucunda implantta meydana gelen deformasyon değerleri sıralaması şu şekildedir: M1 > M2 > M5 > M9 > M13 > M3 > M6 > M4 > M10 > M14 > M7 > M8 > M11 > M15 > M12 > M16



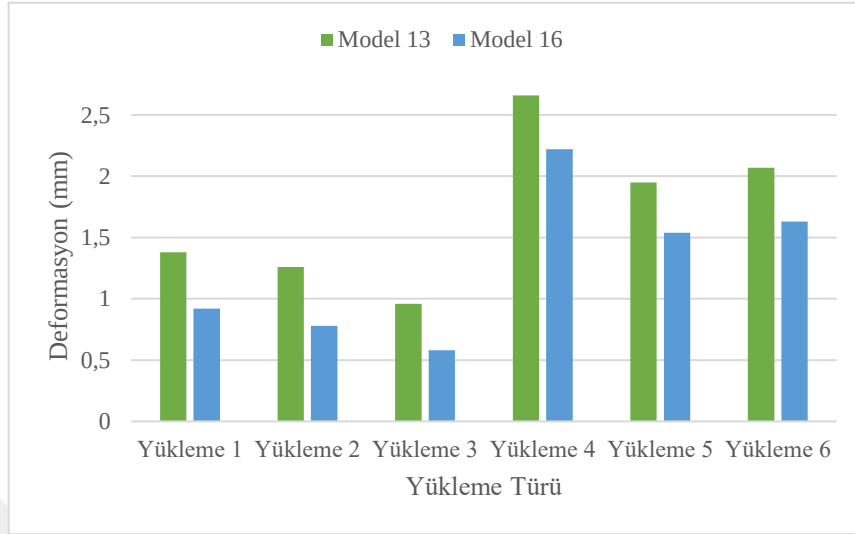
Şekil 4.14. M1 ve M4 için implanttaki deformasyon değerleri

M1: Ön bölgede; paralel 1,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 17° açılı 2,5 mm multi-unit abutment

M4: Ön bölgede; paralel 4,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 17° açılı 2,5 mm multi-unit abutment



Şekil 4.15. M13 ve M16 için implanttaki deformasyon değerleri

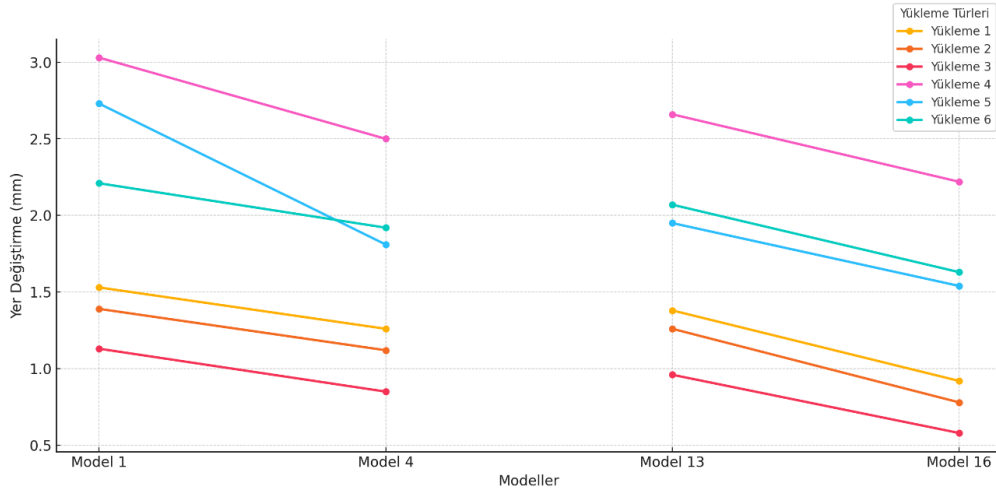
M13: Ön bölgede; paralel 1,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 30° açılı 4,5 mm multi-unit abutment

M16: Ön bölgede; paralel 4,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 30° açılı 4,5 mm multi-unit abutment

Model 1'in deformasyon değerleri en yüksek seviyededir. Model 4, hem tek taraflı hem de çift taraflı yükleme koşullarında daha düşük deformasyon değerleri sergileyerek mekanik stabilite açısından daha üstün bir performans göstermiştir. Modellerdeki anterior multi-unit abutment yüksekliği artmasıyla deformasyon değerlerinde genel azalma gözlenmiştir (Şekil 4.14). M13 ve M16 deformasyon değerleri incelendiğinde benzer sonuçlar elde edilmiştir. Sonuçlar anteriordaki multi-unit abutment yüksekliğinin artışıyla deformasyon değerlerindeki azalmayı destekler niteliktedir (Şekil 4.15).



Şekil 4.16. M1 → M4 ve M13 → M16 deformasyon analizleri

➤ **Model 1 → Model 4**

- Tek taraflı yüklemelerde azalma oranı: %20,61
- Çift taraflı yüklemelerde azalma oranı: %21,44

➤ **Model 13 → Model 16**

- Tek taraflı yüklemelerde azalma oranı: %37,67
- Çift taraflı yüklemelerde azalma oranı: %19,61

M13'ten Model 16'ya geçiş, tek taraflı yüklemelerde daha yüksek azalma oranı sağlamıştır. Çift taraflı yükleme altında Model 1'den Model 4'e geçiş, daha yüksek bir azalma oranı göstermiştir.

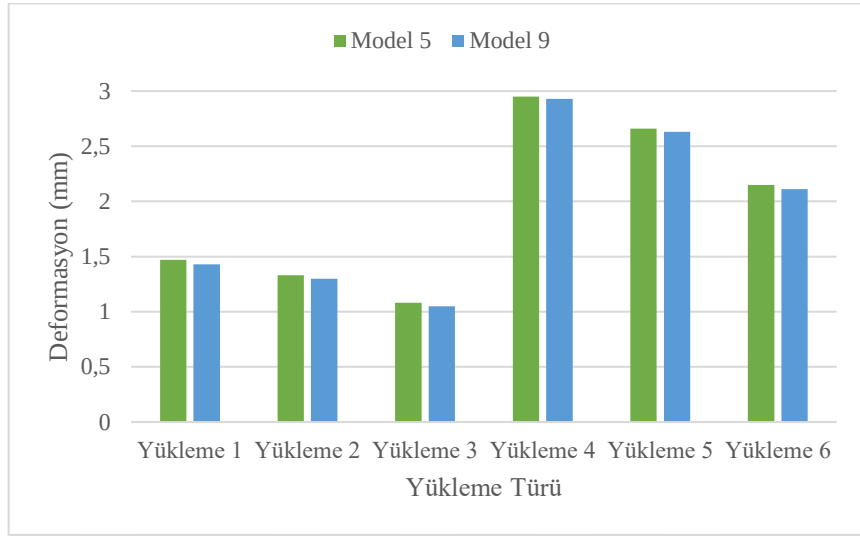
➤ **Genel Ortalama:**

- Model 1'den Model 4'e: %21,36 azalma
- Model 13'ten Model 16'ya: %28,64 azalma

Model 13'ten Model 16'ya geçiş, genel olarak daha yüksek bir azalma oranı sağlamıştır.

M1 → M4 ve M13 → M16'da çıkan benzer sonuçlar karşılaştırıldığında, genel ortalama bakıldığı zaman posteriordaki multi-unit abutmentin yüksekliğinin (4,5 mm)

ve eğiminin fazla (30°) fazla olduğu modellerde (M13, M16) deformasyon değerlerinde azalma oranları daha fazladır (Şekil 4.16).



Şekil 4.17. M5 ve M9 için implanttaki deformasyon değerleri

M5: Ön bölgede; paralel 1,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 17° açılı 3,5 mm multi-unit abutment

M9: Ön bölgede; paralel 4,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 30° açılı 3,5 mm multi-unit abutment

1. Tek Taraflı Yükleme (Yüklemeler 1, 2, 3):

Model 5 ortalama deformasyon değeri: 1,29 mm

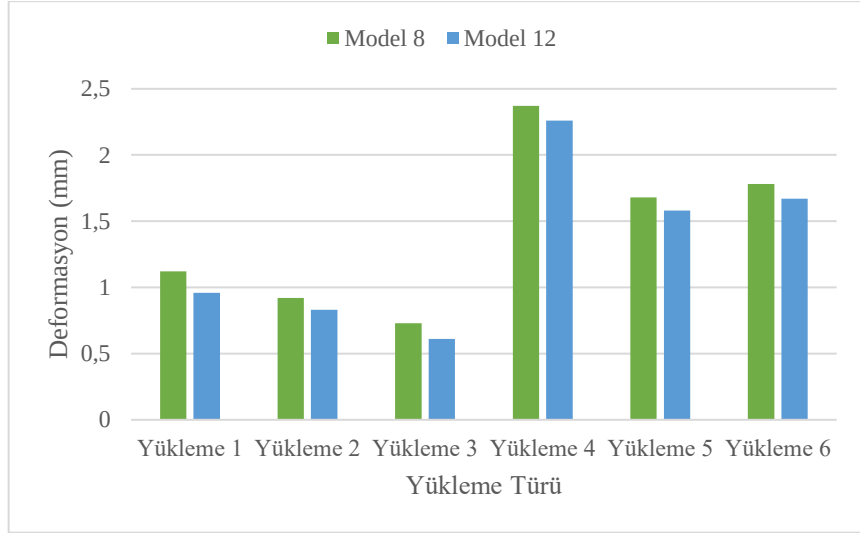
Model 9 ortalama deformasyon değeri: 1,26 mm

2. Çift Taraflı Yükleme (Yüklemeler 4, 5, 6):

Model 5 ortalama deformasyon değeri: 2,59 mm

Model 9 ortalama deformasyon değeri: 2,56 mm

M5, M9 karşılaştırıldığında; Model 9, tüm yükleme koşullarında daha düşük deformasyon değerleri sergilemiştir, ancak farklar oldukça küçüktür. Model 9 tek taraflı yüklemelerde %2, çift taraflı yüklemelerde yaklaşık %1 daha düşük deformasyon göstermiştir (Şekil 4.17).



Şekil 4.18. M8 ve M12 için implanttaki deformasyon değerleri

M8: Ön bölgede; paralel 4,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 17° açılı 3,5 mm multi-unit abutment

M12: Ön bölgede; paralel 4,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 30° açılı 3,5 mm multi-unit abutment

1. Tek Taraflı Yükleme (Yüklem 1, 2, 3):

Model 8 ortalama deformasyon değeri: 0,92 mm

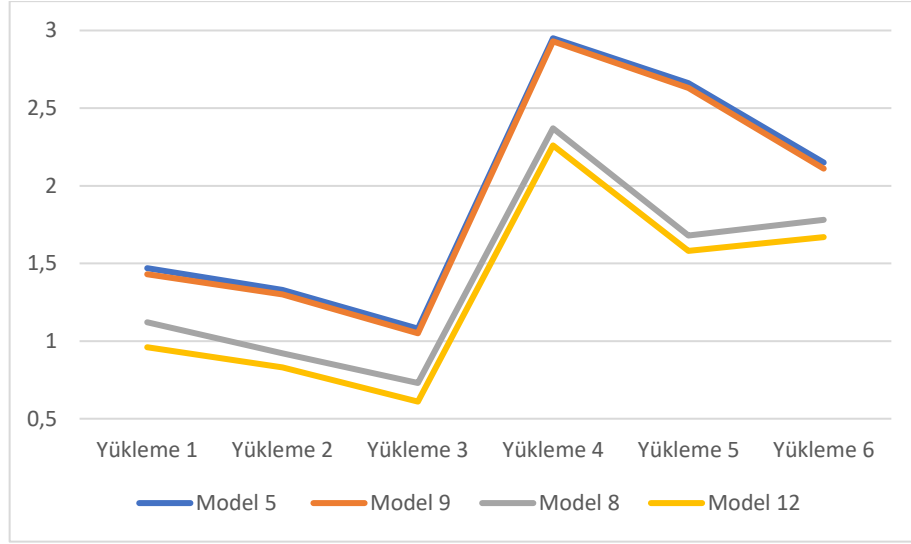
Model 12 ortalama deformasyon değeri: 0,80 mm

2. Çift Taraflı Yükleme (Yüklem 4, 5, 6):

Model 8 ortalama deformasyon değeri: 1,94 mm

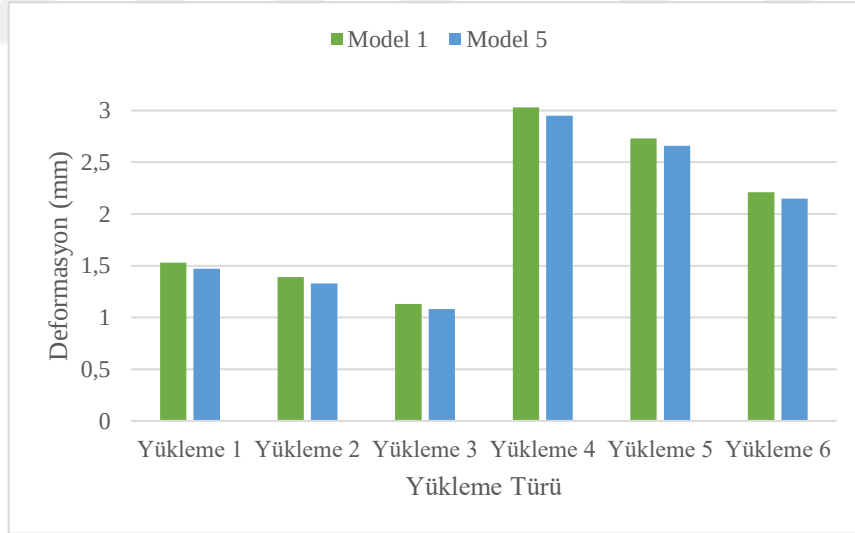
Model 12 ortalama deformasyon değeri: 1,84 mm

M8, M12 karşılaştırıldığında; Model 12, tüm yükleme koşullarında daha düşük deformasyon değerleri göstermiştir. Model 12 tek taraflı yüklemelerde %13, çift taraflı yüklemelerde yaklaşık %5 daha düşük deformasyon göstermiştir (Şekil 4.18).



Şekil 4.19. M5,M9 ve M8,M12 için deformasyon değerleri

Anteriordaki multi-unit abutment yüksekliği (4,5 mm) daha fazla olan modellerde (**M8, M12**), posterior multi-unit abutmentin açısındaki artış daha fazla fark yaratmıştır (Şekil 4.19).



Şekil 4.20. M1 ve M5 için implanttaki deformasyon değerleri

M1: Ön bölgede; paralel 1,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 17° açılı **2,5 mm** multi-unit abutment

M5: Ön bölgede; paralel 1,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 17° açılı **3,5 mm** multi-unit abutment

M5, M1'e göre tüm yükleme koşullarında daha düşük deformasyon sergilemiştir (Şekil 4.20).

1. Tek Taraflı Yükleme (Yükleme 1, 2, 3):

Model 1 ortalama deformasyon değeri: 1,35 mm

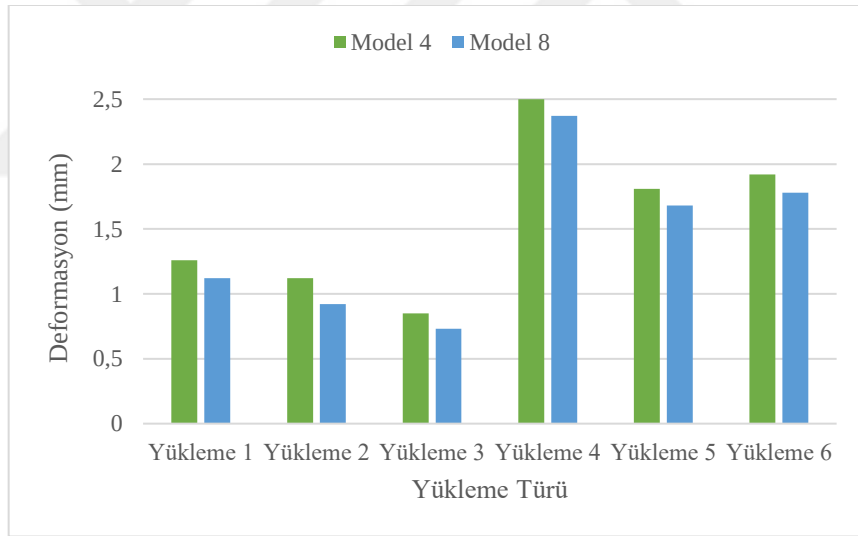
Model 5 ortalama deformasyon değeri: 1,29 mm

2. Çift Taraflı Yükleme (Yükleme 4, 5, 6):

Model 1 ortalama deformasyon değeri: 2,66 mm

Model 5 ortalama deformasyon değeri: 2,59 mm

M5'te daha yüksek posterior multi-unit abutment tasarımının kullanılması ile deformasyon değerlerinin azalma meydana gelmiştir. Model 5, tek taraflı yükleme altında yaklaşık %4,4 çift taraflı yüklemelerde %2,6 daha düşük deformasyon sergilemiştir.



Şekil 4.21. M4 ve M8 için implanttaki deformasyon değerleri

M4: Ön bölgede; paralel 4,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 17° açılı **2,5 mm** multi-unit abutment

M8: Ön bölgede; paralel 4,5 mm multi-unit abutment

Arka bölgede; 17° açılı **3,5 mm** multi-unit abutment

1. Tek Taraflı Yükleme (Yükleme 1, 2, 3):

Model 4 ortalama deformasyon değeri: 1,08 mm

Model 8 ortalama deformasyon değeri: 0,9 mm

2. Çift Taraflı Yükleme (Yükleme 4, 5, 6):

Model 4 ortalama deformasyon değeri: 2,08 mm

Model 8 ortalama deformasyon değeri: 1,94 mm

Model 8, tek taraflı yüklemelerde %14,8 çift taraflı yüklemelerde %67 daha düşük deformasyon sergilemiştir.

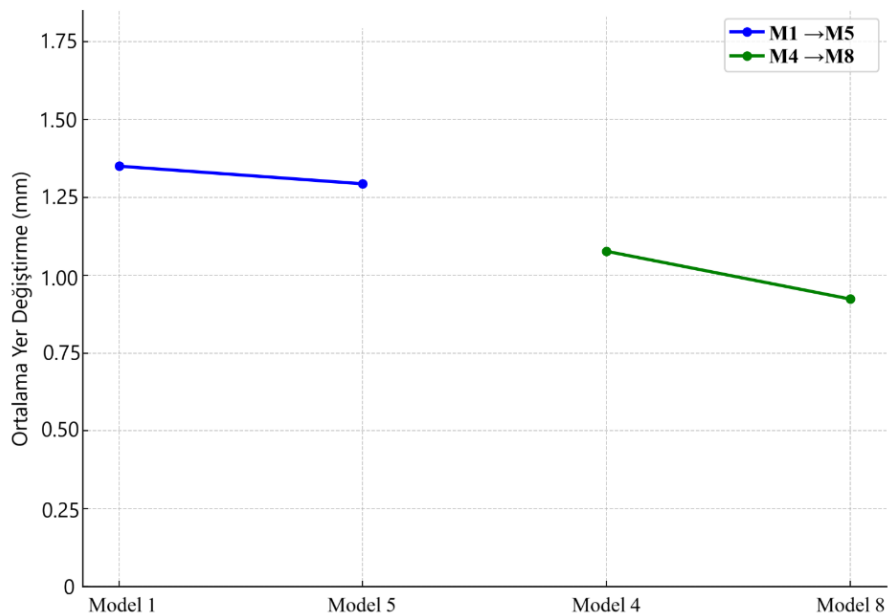
➤ Model 1 → Model 5

- Tek taraflı yüklemelerde %4,22 azalma
- Çift taraflı yüklemelerde %2,64 azalma

➤ Model 4 → Model 8

- Tek taraflı yüklemelerde %14,36 azalma
- Çift taraflı yüklemelerde %6,56 azalma

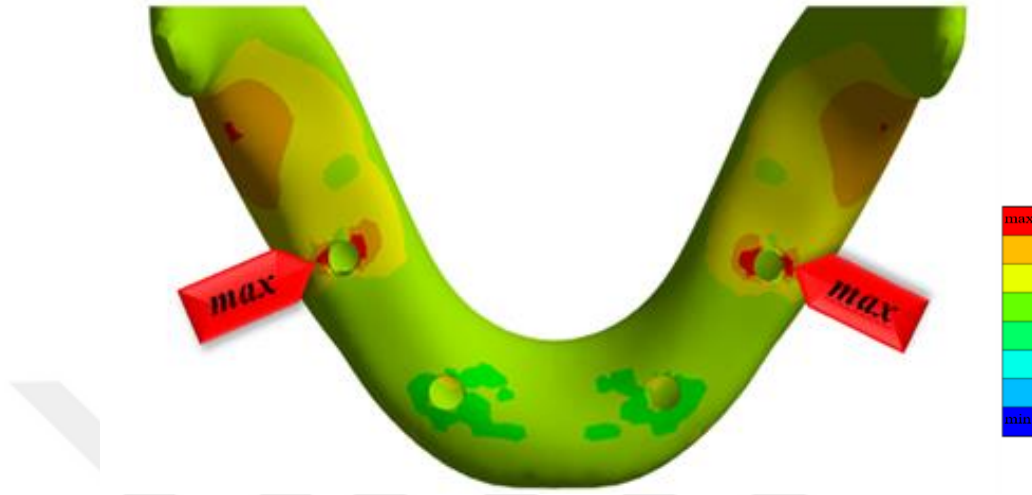
Tüm yüklemelerde M4 →M8’de deformasyon azalma oranları M1 →M5’e daha fazladır (Şekil 4.20.- Şekil 4.22.).



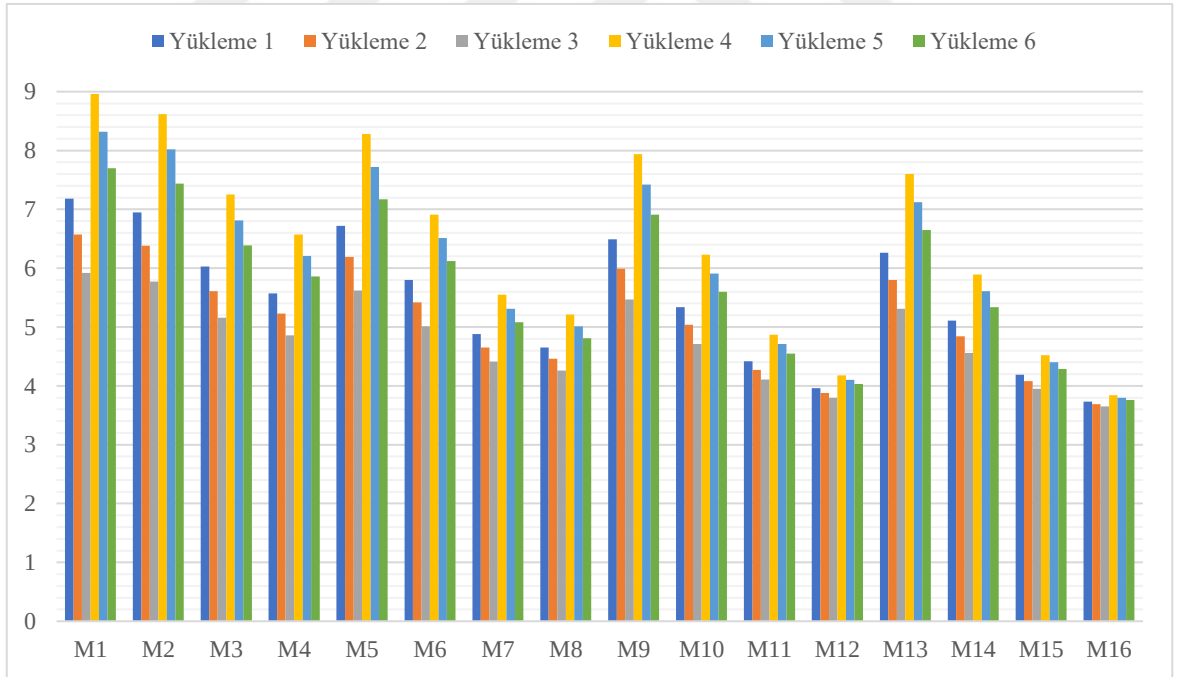
Şekil 4.22. M1 → M5, M4 →M8 deformasyon değerleri

4.3. Kortikal Kemik İçin Maksimum Principal Stres Değerleri

Yükleme kuvvetleri altında kortikal kemik için stresin değerlerinin maksimum yoğunlaştığı bölgeler mandibular model üzerinde Şekil 4.23'te gösterilmiştir.



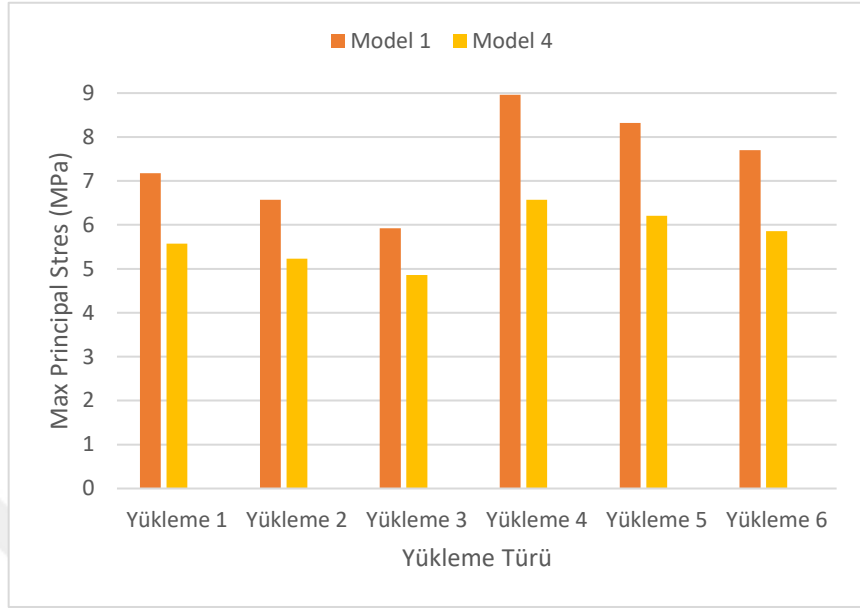
Şekil 4.23. Kortikal kemik için maks principal stres dağılımı



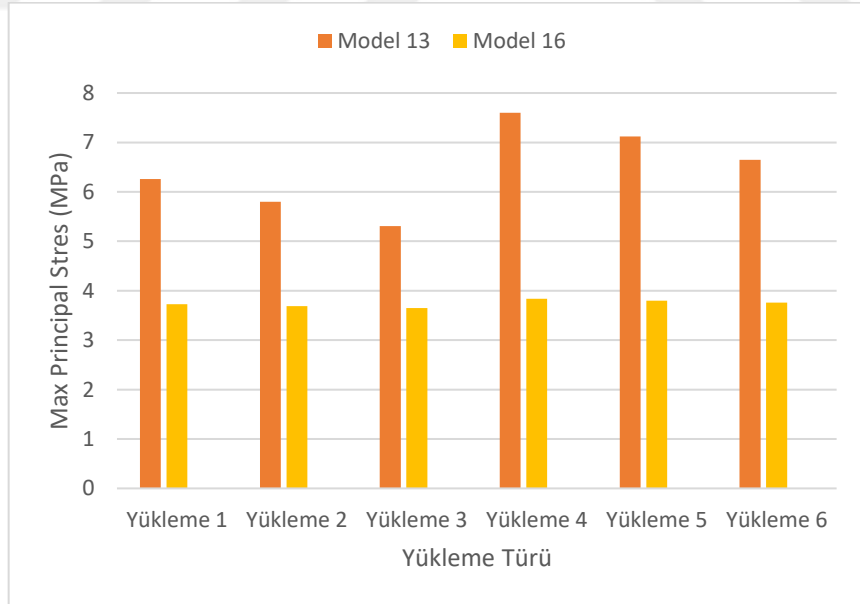
Şekil 4.24. Kortikal kemik için maks principal stres değerleri (MPa)

Tüm modeller incelendiğinde uygulanan yüklem kuvvetleri sonucunda kortikal kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri sıralaması şu şekildedir: M1 > M2 >

M5 > M9 > M13 > M3 > M6 > M4 > M10 > M14 > M7 > M8 > M11 > M15 > M12 > M16 (Şekil 4.24).



Şekil 4.25. M1 ve M4 için kortikal kemikteki maks principal stres değerleri



Şekil 4.26. M13 ve M16 için kortikal kemikteki maks principal stres değerleri

Anteriordaki multi-unit abutmentın yüksekliğinin arttığı (1,5 mm → 4,5 mm) modellerde (M1→M4, M13→M16) tüm yüklemelerde kortikal kemikte meydana gelen Principal stres değerleri tüm yüklemelerde azalmıştır (Şekil 4.25, Şekil 4.26).

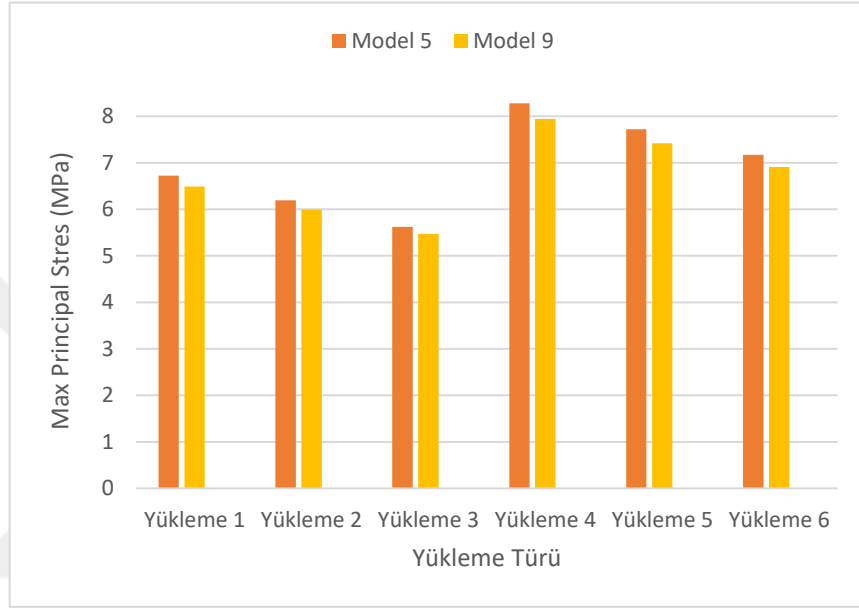
➤ **Model 1 → Model 4**

- Tüm yüklemelerde ortalama maks principal stres azalma oranı: %22,78

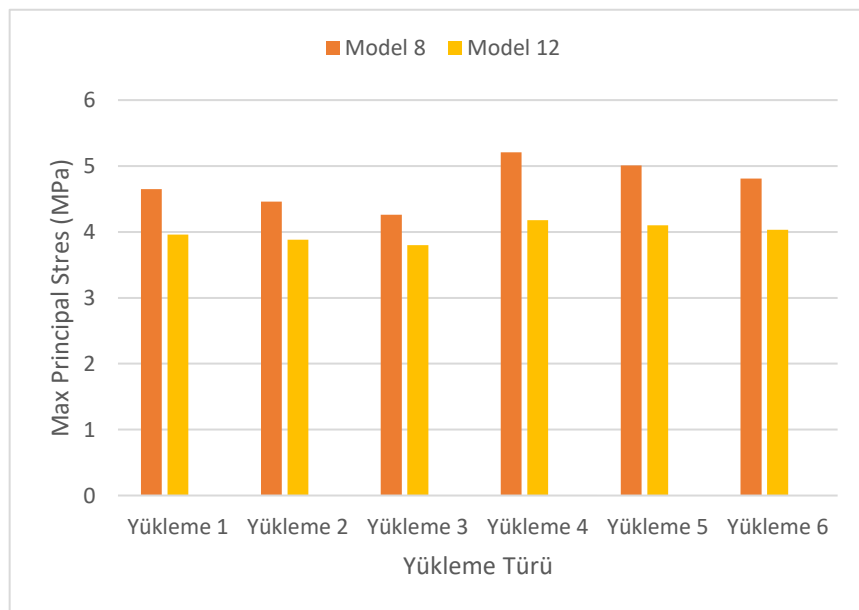
➤ **Model 13 → Model 16**

- Tüm yüklemelerde ortalama maks principal stres azalma oranı: %41,27

M13, M16 analizinde yaklaşık 2 kat daha fazla azalma meydana gelmiştir.



Şekil 4.27. M5 ve M9 için kortikal kemikteki maks principal stres değerleri



Şekil 4.28. M8 ve M12 için kortikal kemikteki maks principal stres değerleri

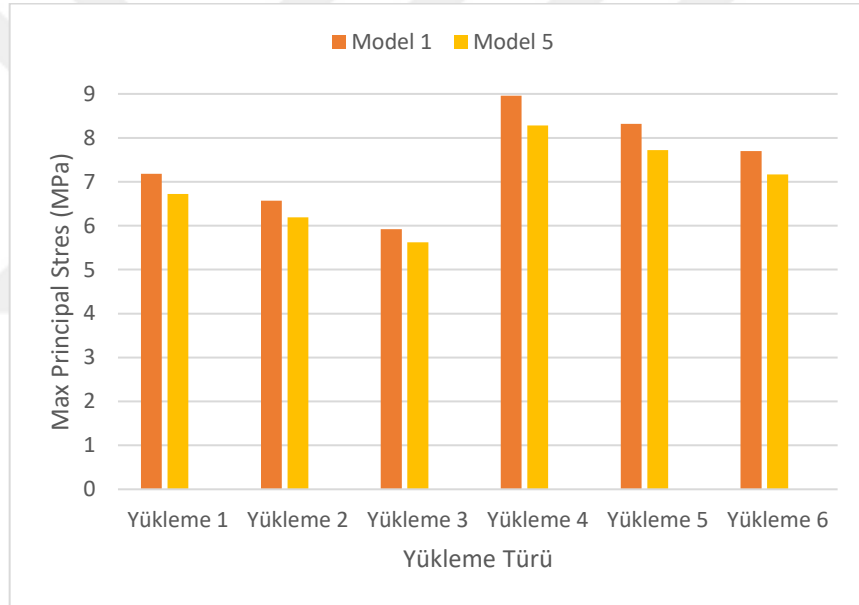
➤ **Model 5 → Model 9**

- Tüm yüklemelerde ortalama principal stres azalma oranı: %3,49

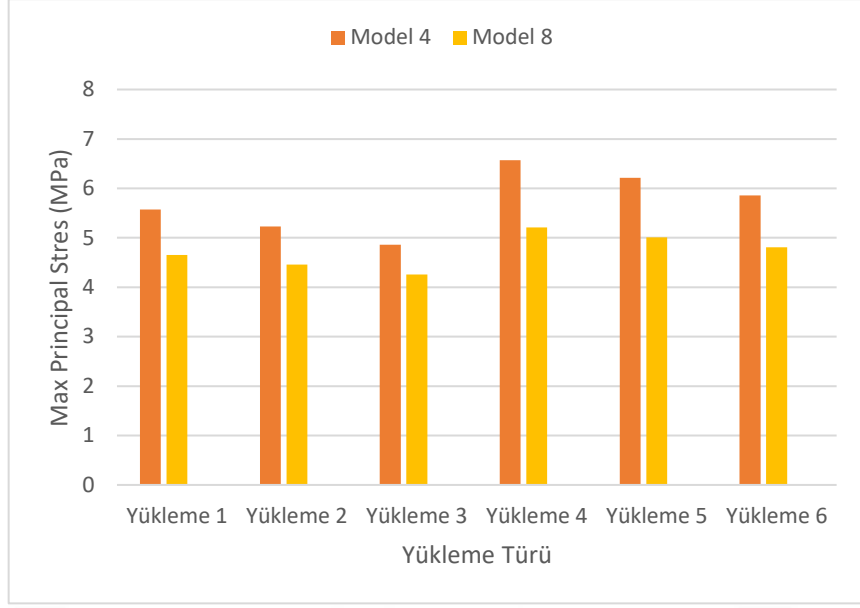
➤ **Model 8 → Model 12**

- Tüm yüklemelerde ortalama principal stres azalma oranı: %15,47

Posteriordaki multi-unit abutment eğiminin arttırıldığı model karşılaştırılmalarında (M5→M9, M8→M12) tüm yüklemelerde kortikal kemikte meydana gelen maksimum principal stres değerleri tüm yüklemelerde azalmıştır (Şekil 4.27, Şekil 4.28). M8→M12 karşılaştırmasında 4-5 kat daha fazla oranda azalma meydana gelmiştir.



Şekil 4.29. M1 ve M5 için kortikal kemikteki maks principal stres değerleri



Şekil 4.30. M4 ve M8 için kortikal kemikteki maks principal stres değerleri

Posteriodaki multi-unit abutmentin yüksekliğinin artırıldığı (1,5 mm → 4,5 mm) model karşılaştırmalarında (M1→M5, M4→M8) tüm yüklemelerde kortikal kemikte meydana gelen Principal stres değerleri tüm yüklemelerde azalmıştır (Şekil 4.29, Şekil 4.30).

➤ **Model 1 → Model 5**

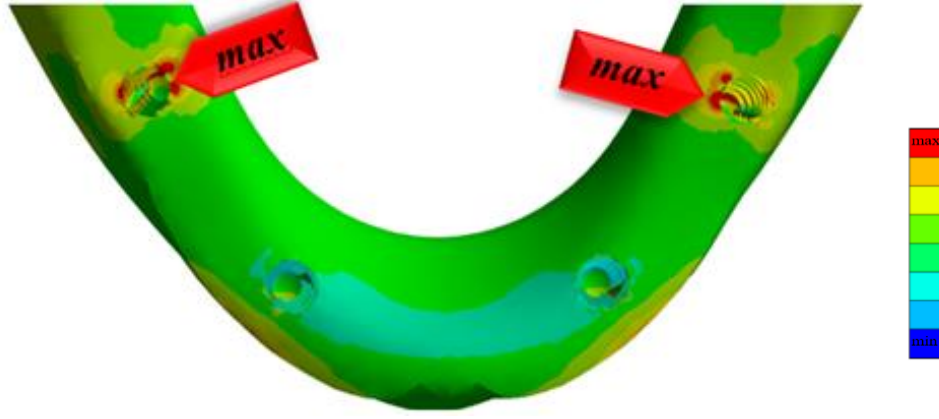
- Tüm yüklemelerde ortalama maks principal stres azalma oranı: %6,49

➤ **Model 4 → Model 8**

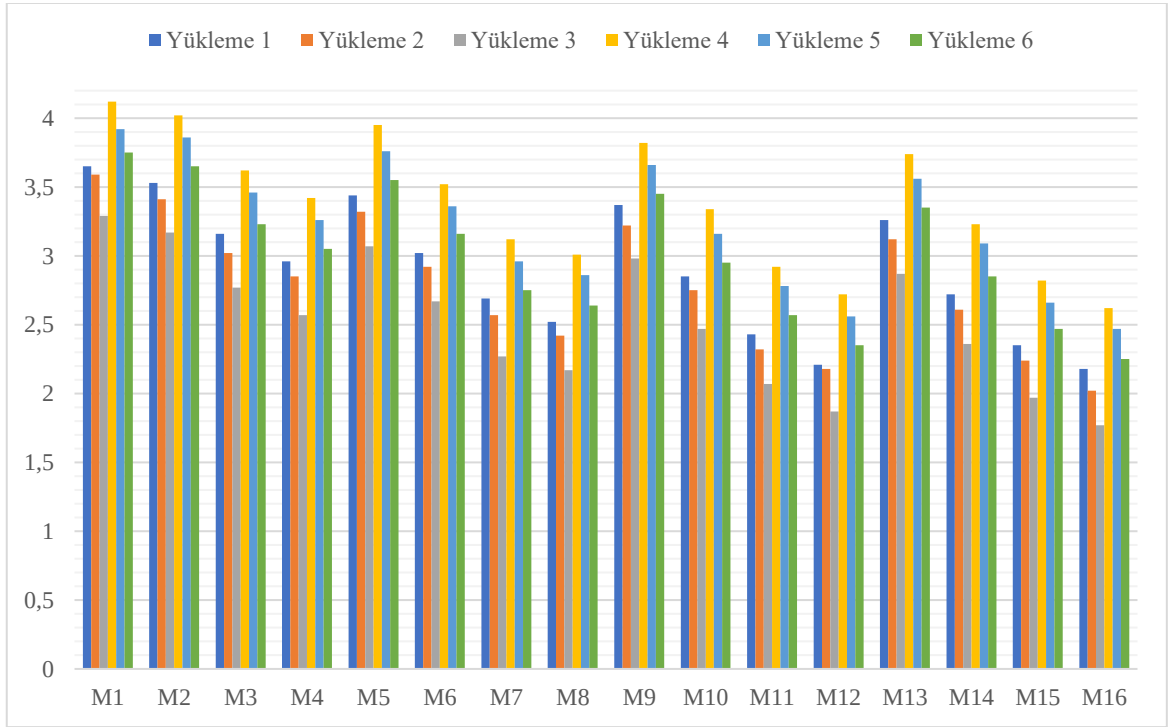
- Tüm yüklemelerde ortalama maks principal stres azalma oranı: %16,92

4.4. Trabeküler Kemik İçin Maksimum Principal Stres Değerleri

Yüklem kuvvetleri altında trabeküler kemik için stresin değerlerinin maksimum yoğunlaştığı bölgeler mandibular model üzerinde Şekil 4.31’de gösterilmiştir.

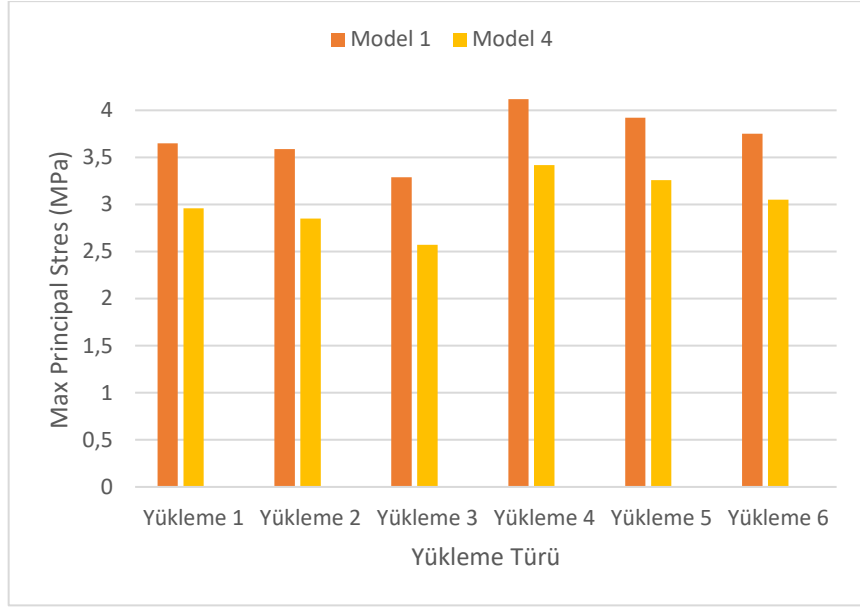


Şekil 4.31. Trabeküler kemik için maks principal stres dağılımı

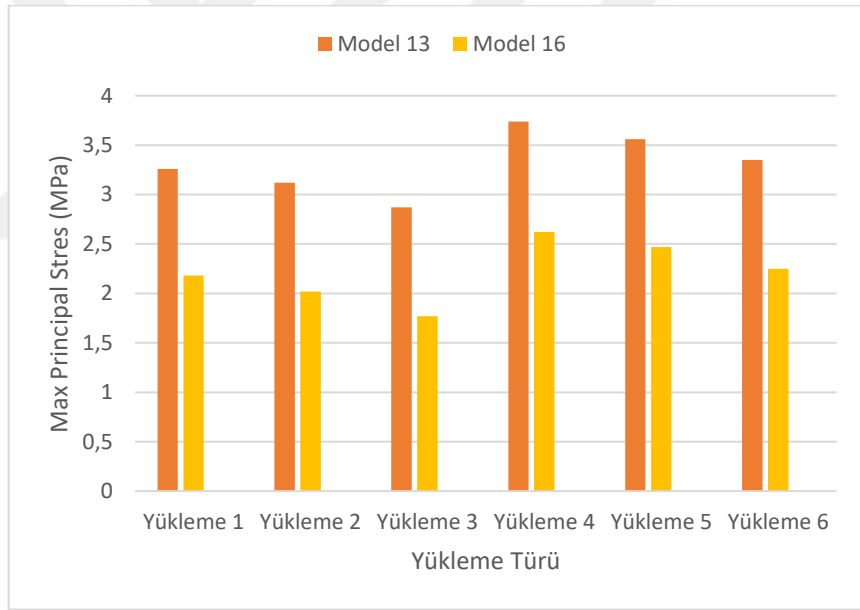


Şekil 4.32. Trabeküler kemik için maks principal stres değerleri

Tüm modeller incelendiğinde uygulanan yükleme kuvvetleri sonucunda trabeküler kemikte oluşan maksimum principal stres değerleri sıralaması şu şekildedir: M1 > M2 > M5 > M9 > M13 > M3 > M6 > M4 > M10 > M14 > M7 > M8 > M11 > M15 > M12 > M16 (Şekil 4.32).



Şekil 4.33. M1 ve M4 için trabeküler kemikteki maks principal stres değerleri



Şekil 4.34. M13 ve M16 için trabeküler kemikteki maks principal stres değerleri

Ön bölgedeki multi-unit abutmentin yüksekliğinin artırıldığı (1,5 mm → 4,5 mm) model karşılaştırmalarında (M1→M4, M13→M16) tüm yüklemelerde trabeküler kemikte meydana gelen Principal stres değerleri tüm yüklemelerde azalmıştır (Şekil 4.33, Şekil 4.34).

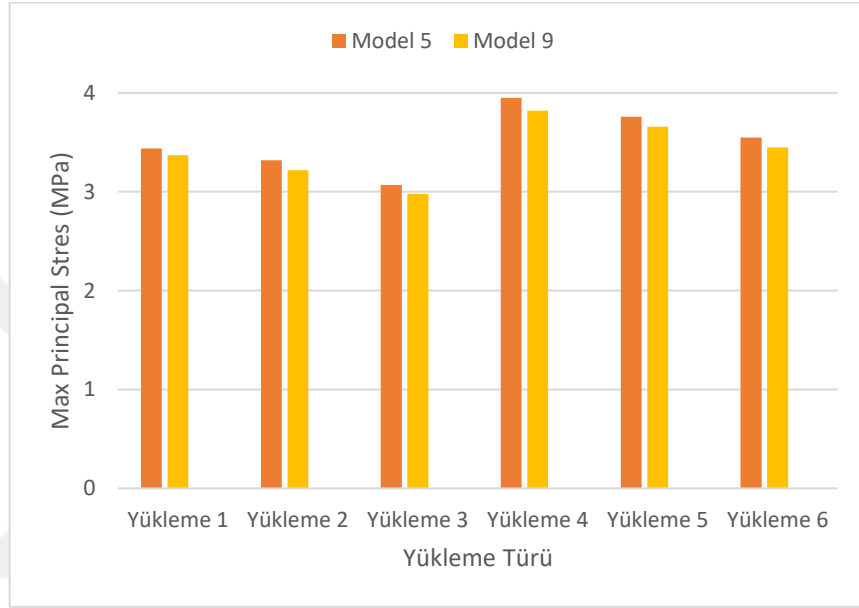
➤ **Model 1 → Model 4**

- Tüm yüklemelerde ortalama principal stres azalma oranı: %18,98

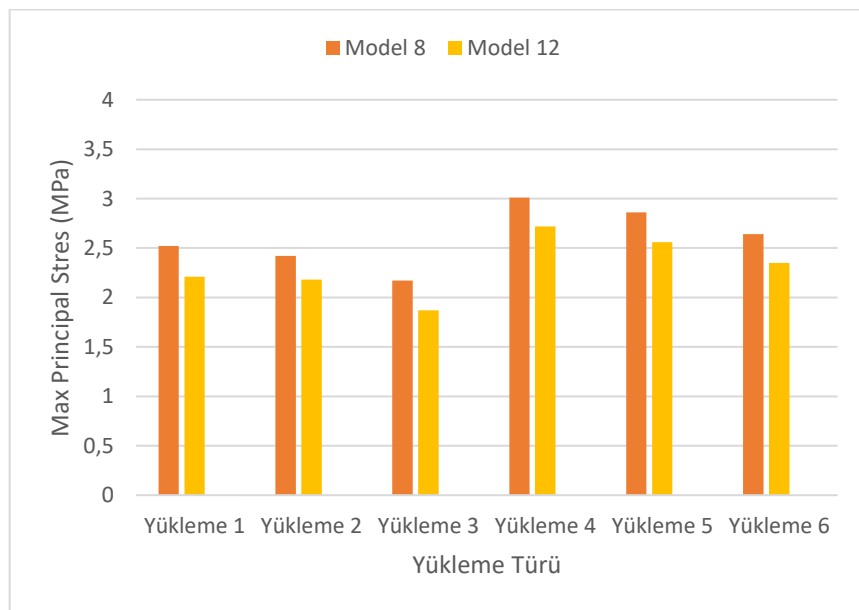
➤ **Model 13 → Model 16**

- Tüm yüklemelerde ortalama principal stres azalma oranı: %33,35

M13, M16 karşılaştırmasında yaklaşık 2 kat daha fazla oranda azalma meydana gelmiştir.



Şekil 4.35. M5 ve M9 için trabeküler kemikteki maks principal stres değerleri



Şekil 4.36. M8 ve M12 için trabeküler kemikteki maks principal stres değerleri

Posteriordaki abutment eğiminin artırıldığında ($17^\circ \rightarrow 30^\circ$) model karşılaştırılmalarında (M5→M9, M8→M12), tüm yüklemelerde trabeküler kemikteki maksimum principal stres değerlerinde azalma meydana gelmiştir (Şekil 4.35, Şekil 4.36).

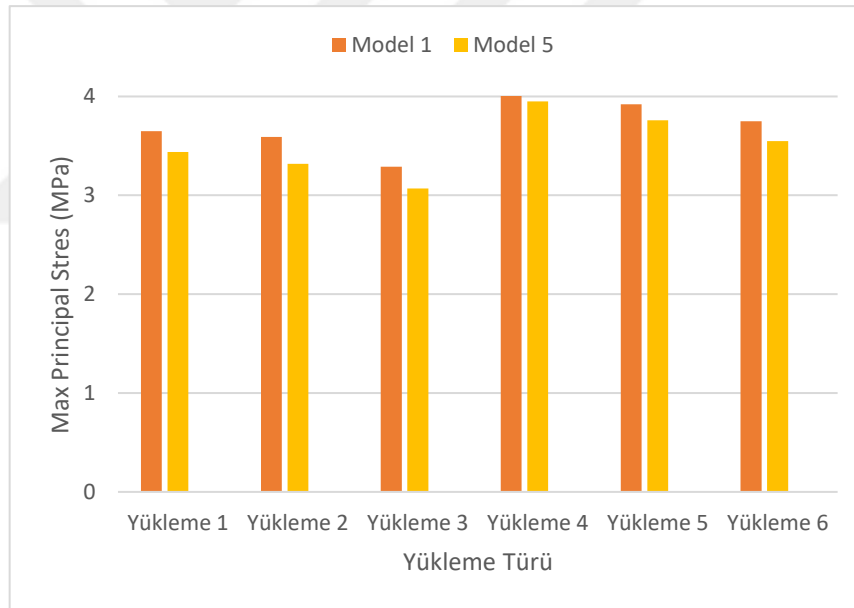
➤ **Model 5 → Model 9**

- Tüm yüklemelerde ortalama principal stres azalma oranı: %27,9

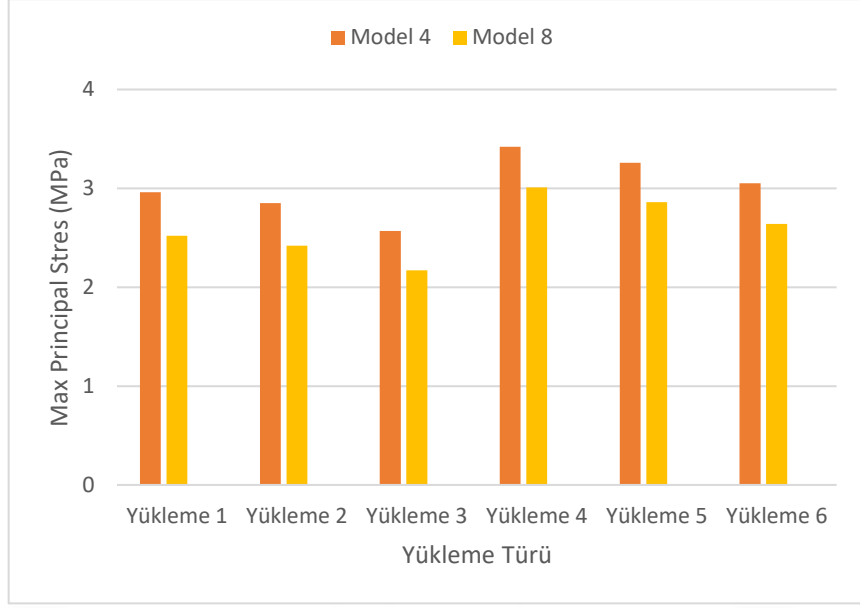
➤ **Model 8 → Model 12**

- Tüm yüklemelerde ortalama principal stres azalma oranı: %11,19

M8→M12 karşılaştırmasında 4 kat daha fazla azalma meydana gelmiştir.



Şekil 4.37. M1 ve M5 için trabeküler kemikteki maks principal stres değerleri



Şekil 4.38. M1 ve M5 için trabeküler kemikteki maks principal stres değerleri

Posteriodaki multi-unit abutmentin yüksekliğinin arttırıldığı (1,5 mm → 4,5 mm) model karşılaştırılmalarında tüm yüklemelerde trabeküler kemikte meydana gelen Principal stres değerleri tüm yüklemelerde azalmıştır (Şekil 4.37, Şekil 4.38).

➤ **Model 1 → Model 5**

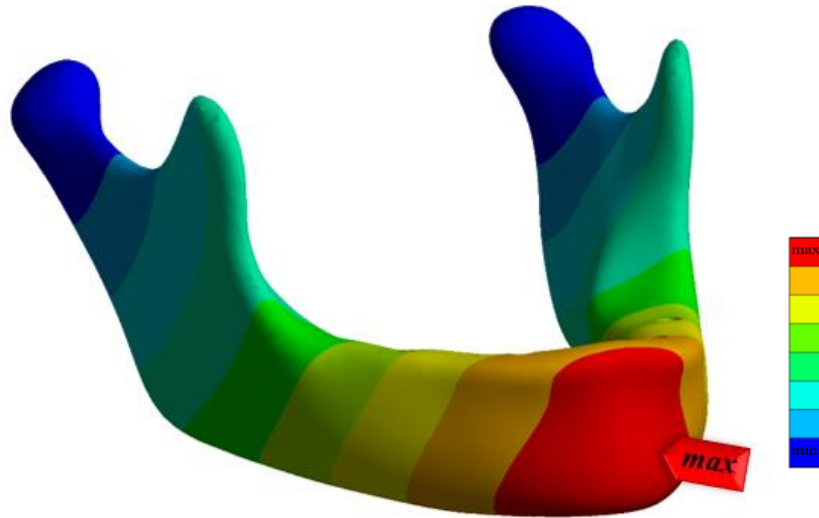
- Tüm yüklemelerde ortalama principal stres azalma oranı: %5,58

➤ **Model 4 → Model 8**

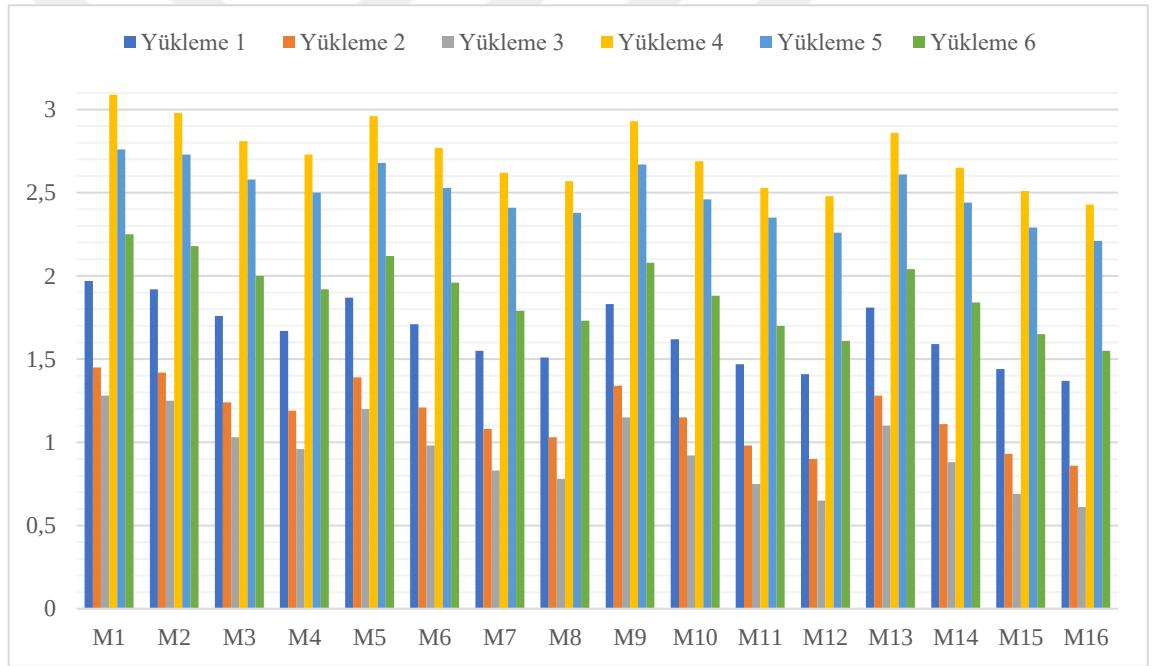
- Tüm yüklemelerde ortalama principal stres azalma oranı: %13,87

4.5. Kemikte Meydana Gelen Deformasyon Değerleri

Şekil 4.39’da görüldüğü gibi mandibular kemikte meydana gelen deformasyon mm değerlerinin maksimum seviyeye çıktığı bölge işaretlenmiştir.

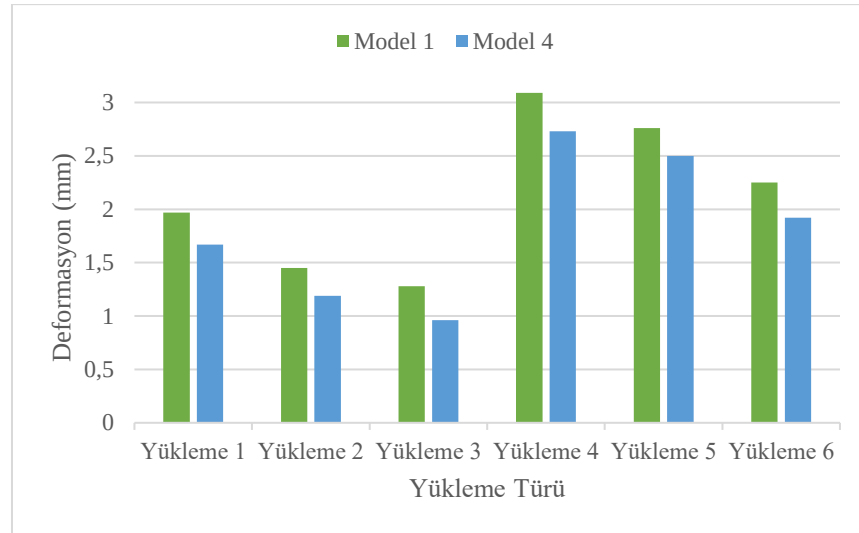


Şekil 4.39. Mandibular kemikte meydana gelen deformasyon dağılımı

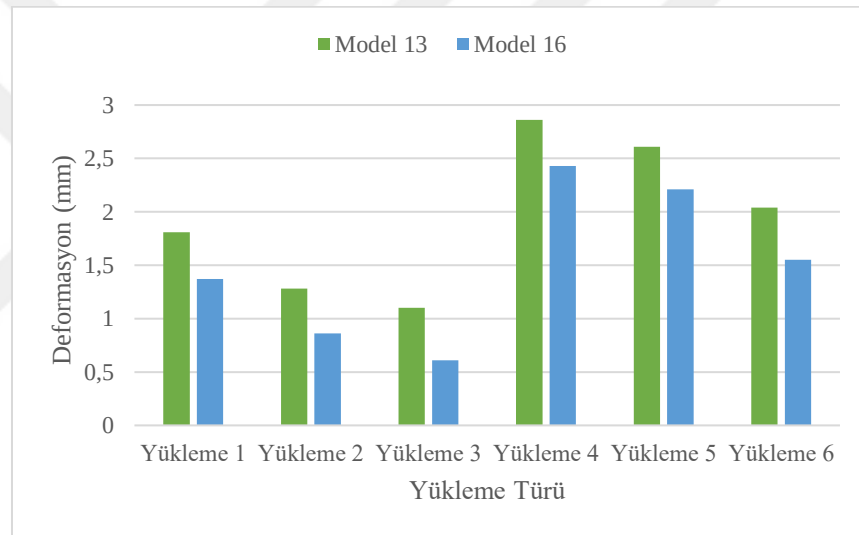


Şekil 4.40. Mandibular kemik için deformasyon değerleri (mm)

Tüm modeller incelendiğinde uygulanan yükleme kuvvetleri sonucunda kemikte meydana gelen deformasyon değerleri sıralaması şu şekildedir: M1 > M2 > M5 > M9 > M13 > M3 > M6 > M4 > M10 > M14 > M7 > M8 > M11 > M15 > M12 > M16 (Şekil 4.40).



Şekil 4.41. M1 ve M4 için kemikteki deformasyon değerleri



Şekil 4.42. M13 ve M16 için kemikteki deformasyon değerleri

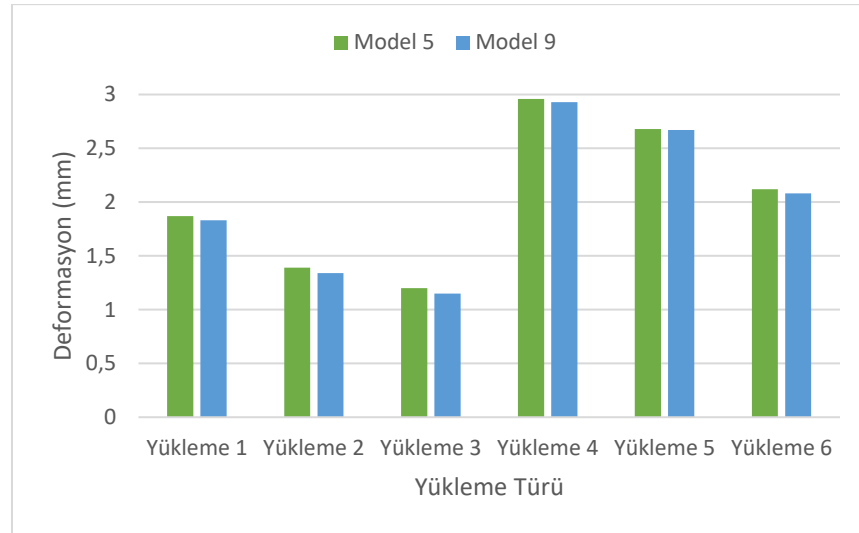
Anterior multi-unit abutmentin yüksekliği artırıldığında (1,5 mm → 4,5 mm) tüm yüklemelerde daha düşük deplasman değerleri görülmüştür (Şekil 4.41, Şekil4.42)

➤ **Model 1 → Model 4**

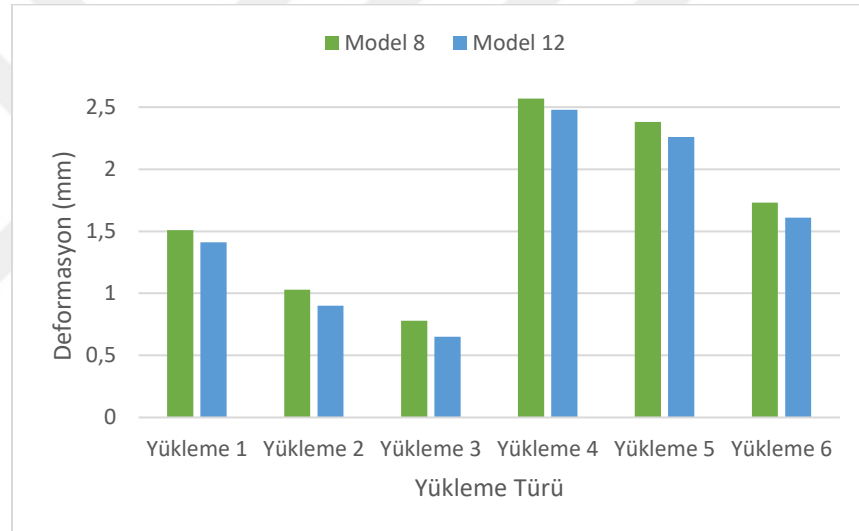
- Tek taraflı yüklemde %19,39 azalma
- Çift taraflı yüklemde %11,91 azalma

➤ **Model 13 → Model 16**

- Tek taraflı yüklem: %33,89 azalma
- Çift taraflı yüklem: %18,13 azalma



Şekil 4.43. M5 ve M9 için kemikteki deformasyon değerleri



Şekil 4.44. M8 ve M12 için kemikteki deformasyon değerleri

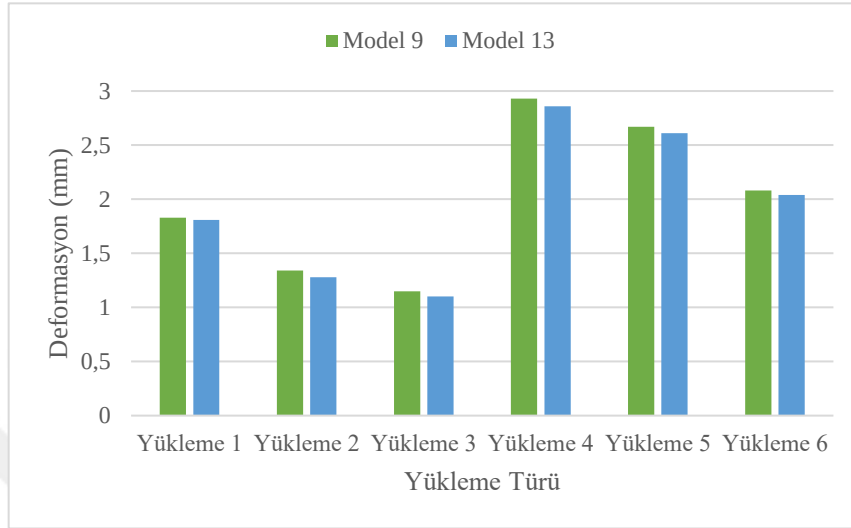
➤ **Model 5 → Model 9**

- Tek taraflı yüklemde %3,30 azalma
- Çift taraflı yüklemde %1,09 azalma

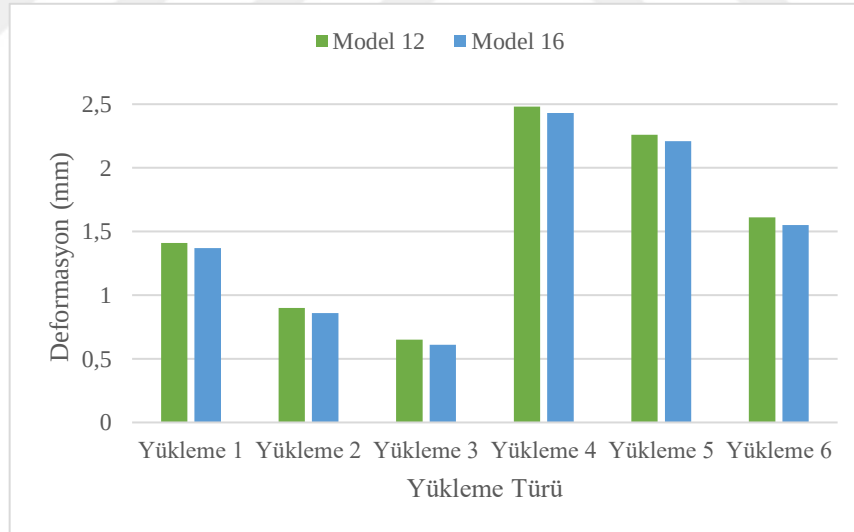
➤ **Model 8 → Model 12**

- Tek taraflı yüklemde %11,97 azalma
- Çift taraflı yüklemde %5,16 azalma

Anteriordaki multi-unit yüksekliği fazla olan modellerdeki karşılaştırmada, kemikte meydana gelen deformasyon oranlarındaki azalma daha yüksek seviyelerdedir (Şekil 4.43, Şekil 4.44).



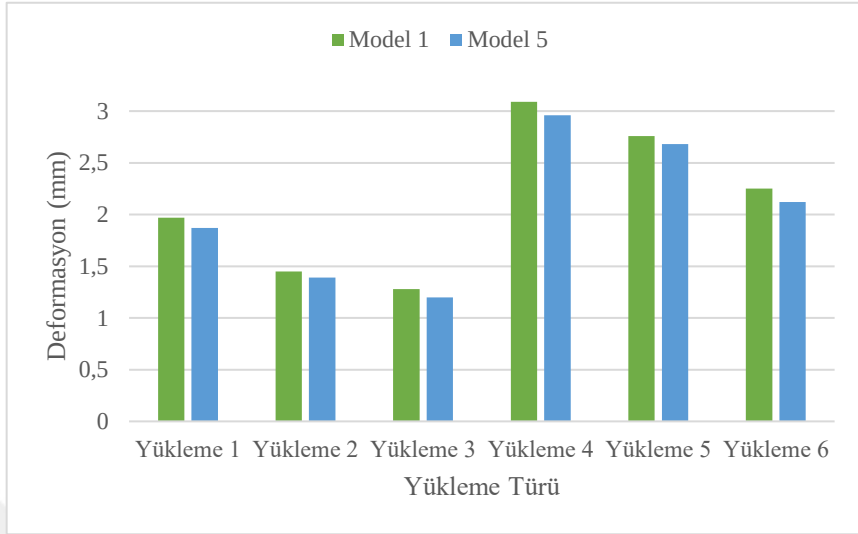
Şekil 4.45. M9 ve M13 için kemikteki deformasyon değerleri



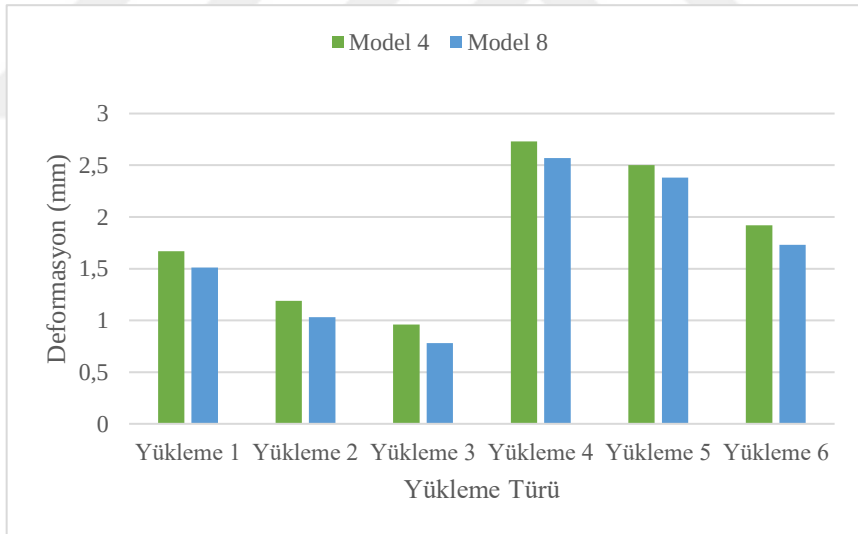
Şekil 4.46. M12 ve M16 için kemikteki deformasyon değerleri

- **Model 9 → Model 13**
 - Tek taraflı yüklemde %3,31 azalma
 - Çift taraflı yüklemde %2,19 azalma
- **Model 12 → Model 16**

- Tek taraflı yüklemde %4,48 azalma
- Çift taraflı yüklemde %2,65 azalma



Şekil 4.47. M1 ve M5 için kemikteki deformasyon değerleri



Şekil 4.48. M4 ve M8 için kemikteki deformasyon değerleri

➤ **Model 1 → Model 5**

- Tek taraflı yüklemde %5,15 azalma
- Çift taraflı yüklemde %4,29 azalma

➤ **Model 4 → Model 8**

- Tek taraflı yüklemede %13,93 azalma
- Çift taraflı yüklemede %6,85 azalma

Posteriordaki multi-unit abutment yüksekliğinin artışıyla deformasyon değerlerinde azalma meydana gelmiştir (Şekil 4.45- Şekil 4.48).



5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, total dişsiz atrofik mandibulanın tomografisinden elde edilen alt çene modeline, All-on-4 tedavi konseptinin biyomekanik performansının derinlemesine değerlendirilmesi amacıyla, farklı açılarda ve yüksekliklerde multi-unit abutmentlar yerleştirilerek 16 farklı model elde edilmiştir. Çalışma kapsamında modeller analiz edilmiş, elde edilen bulgular doğrultusunda implant ve peri-implant kemik dokusu üzerindeki biyomekanik yük dağılımı değerlendirilmiştir. Değerlendirmeler sonucunda implantta oluşan Von Mises ve peri-implant kemik dokusunda oluşan maksimum principal stres değerlerinin nasıl etkilendiği ve bu etkinin klinik uygulamalar açısından anlamlılığı, çalışmamızın bulguları ile literatür ışığında tartışılacaktır. Literatürden elde edilen verilerle, hipotezlerin desteklenme durumları ayrıntılı bir şekilde değerlendirilecek ve elde edilen bulgular, All-on-4 konseptinin klinik uygulanabilirliğine yönelik öneriler geliştirilmesi açısından önem taşıyacaktır.

Mevcut literatürde, All-on-4 tedavi konsepti, implant-abutment bağlantı tipleri, abutment açıları ve yüksekliklerinin biyomekanik etkilerini değerlendiren çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu araştırmalar, genellikle belirli parametreleri izole bir şekilde inceleyerek önemli bulgular ortaya koymuştur. Ancak, literatürdeki bu çalışmaların çoğu ya yalnızca bağlantı tipine ya da abutment açısına odaklanmış; farklı klinik senaryolar ve implant sistemleri üzerinden değerlendirmeler yapmıştır. Buna karşın, multi-unit abutment yüksekliği ve eğiminin All-on-4 protokolü özelinde bir arada ve doğrudan karşılaştırmalı olarak değerlendirildiği kapsamlı çalışmaların sınırlı olduğu görülmektedir. Bu durum, konunun literatürdeki mevcut boşluklardan biri olduğunu ve daha ileri düzey biyomekanik analizlerin gerekliliğini ortaya koymaktadır.

Dental implant sistemlerine uygulanan yüklerin ve bu yüklerin etkisiyle ortaya çıkan streslerin, büyüklükleri ve yönleri dikkate alınarak doğrudan klinik ortamda

değerlendirilmesi, günümüz teknolojik imkanları ve biyolojik dokuların karmaşık yapısı göz önünde bulundurulduğunda, oldukça sınırlı ve zordur. Klinik çalışmalarda invaziv yöntemlerin etik ve pratik açıdan sınırlamaları, bu tür mekanik analizlerin hasta üzerinde doğrudan gerçekleştirilmesini büyük ölçüde kısıtlamaktadır. Dolayısıyla, implantlara, çevre kemik dokularına ve protetik üst yapıya aktarılan kuvvetlerin ve bu kuvvetlerin neden olduğu stres dağılımlarının analizinde, deneysel çalışmaların yanı sıra biyomekanik modellemeye dayalı yöntemler ön plana çıkmaktadır.

Bu bağlamda, son yıllarda özellikle Sonlu Elemanlar Stres Analizi yöntemi, dental implantoloji alanında yaygın olarak kullanılan ve kabul gören bir analiz tekniği haline gelmiştir. SESA, karmaşık geometrilere sahip yapısal sistemlerin dijital ortamda modellenmesine ve bu sistemler üzerinde farklı yükleme senaryoları altında ortaya çıkan stres ve deformasyonların yüksek doğrulukla tahmin edilmesine olanak tanımaktadır. Bu yöntemin sunduğu en önemli avantajlardan biri, klinik ortamda gerçekleştirilmesi mümkün olmayan veya tekrarlanabilirliği sınırlı olan yükleme ve sınır koşullarının kontrollü bir şekilde dijital ortamda simüle edilebilmesidir. Böylelikle, belirli bir değişkenin etkisini izole ederek değerlendirmek mümkün hale gelmekte ve farklı tasarım ya da materyal seçeneklerinin karşılaştırmalı analizleri yapılabilmektedir. Bunun yanı sıra, SESA yöntemi sayesinde, değiştirilen tek bir parametre dışında tüm diğer etkenler sabit tutulabildiği için çalışmalarda yüksek düzeyde standardizasyon ve doğruluk sağlanmakta; bu durum, hem bilimsel bulguların güvenilirliğini artırmakta hem de literatürdeki benzer çalışmalarla tutarlı kıyaslamalar yapılmasına imkan tanımaktadır.

Tüm bu metodolojik üstünlükler ve analitik esneklik göz önünde bulundurularak, bu tez çalışmasında dental implant, çevre kemik dokusu ve protetik bileşenler üzerinde oluşan stres dağılımlarını değerlendirebilmek amacıyla Sonlu Elemanlar Stres Analizi yöntemi tercih edilmiştir. Elde edilen bulgular, klinik uygulamalara yönelik biyomekanik

öngörülerin geliştirilmesine katkı sağlamayı ve literatürdeki mevcut çalışmalara ilave değer katmayı amaçlamaktadır.

Çalışmamızda, All-on-4 tedavi konseptinin biyomekanik performansının ayrıntılı değerlendirilmesi amacıyla, multi-unit abutment açısının ve yüksekliğinin implant ve çevresindeki kemik dokusunda oluşan stres dağılımına etkileri karşılaştırılmıştır. Çalışmamız, anterior ve posterior bölgelerde farklı açılara ve yüksekliklere sahip 16 modelin oluşturulması, her modelin farklı yükleme senaryoları altında değerlendirilmesine olanak sağlamıştır. Yapılan tüm analizlerin sonucunda en yüksek deformasyon ve stres değerleri Model 1’de, en düşük değerler ise Model 16’da gözlenmiştir. Sonuçlar analiz edildiğinde multi-unit abutment yüksekliğindeki ve eğimindeki artış, stres ve deformasyon değerleri üzerinde olumlu etkiler yaratmıştır. Multi-unit abutment yüksekliğinin artırıldığı durumda implantta ve kemikte stres değerlerinin azaldığı gözlemlenmiştir. Bu bulgu, hem anterior hem posterior bölgede kullanılan daha yüksek multi-unit abutmentlerin yük dağılımını daha etkin bir şekilde yönlendirebildiğini göstermektedir. Ayrıca, multi-unit abutment yüksekliğinin kemik üzerindeki stresi azaltarak biyolojik genişliği koruma açısından avantaj sağlayabileceğini ortaya koymaktadır. M1,M4 ve M13,M16 analizleri incelendiğinde anteriordaki multi-unit abutment yüksekliğinin artmasıyla implanttaki Von stres ve deformasyon değerleri azalmıştır. Aynı şekilde peri-implant kemikteki principal stres ve deformasyon değerlerinin tümünde azalmalar meydana gelmiştir. Sonuçlar, anterior bölgede daha yüksek multi-unit abutment kullanımı ile, peri-implant dokulardaki stres seviyelerinin daha kontrollü hale geldiğini göstermiştir. Bu bulgu, literatürdeki implant ve peri-implant mukozası ilişkisine dair çalışmalarla uyum göstermektedir. Galindo-Moreno ve ark.⁷⁹ yaptığı çalışmada yüksek abutment kullanımının, peri-implant mukozal adaptasyonu iyileştirdiğini ve marjinal kemik kaybını azalttığını rapor etmiştir.

M1,M5 ve M4,M8 analizlerinde posteriorda bulunan multi-unit abutment yüksekliği artırıldığında da benzer sonuçlar elde edilmiştir. Modeller arasında gerçekleştirilen karşılaştırmalarda, posterior bölgede yüksek multi-unit abutment kullanımının stres dağılımını optimize ettiği ve peri-implant stres seviyelerini azalttığı belirlenmiştir. Özellikle hem anteriorda hem de posteriordaki yüksek multi-unit abutment kullanımının marjinal kemik kaybını azalttığı ve stres dağılımını optimize ettiği bulgusu, mevcut literatürle uyumlu olup klinik pratiğe doğrudan katkı sağlayabilecek bir sonuçtur.

Multi-unit abutmentlar ile implant gövdesi arasındaki mikro boşluklar, özellikle peri-implant dokular üzerinde olumsuz etkiler yaratabilir. Bu mikro boşluklarda biriken mikroorganizmalar, inflamatuvar süreçlerin başlamasına yol açarak peri-implantitis riskini artırabilir. Mikro boşlukların minimize edilmesi ve protez tasarımındaki pasif uyumun optimize edilmesi, bu risklerin kontrol altına alınmasına yardımcı olur.¹⁰¹ Abutment yüksekliği ve mukoza kalınlığı gibi faktörlerin, peri-implant marjinal kemik seviyesini doğrudan etkilediği yapılan çalışmalarla ortaya konmuştur. Bizim çalışmamızda olduğu gibi abutment yüksekliğinin açısının ve optimal şekilde seçiminin önemini vurgulayan pek çok çalışma mevcuttur.

Hermann ve ark.⁷⁷ çalışmalarında, abutment ile implant omzu arasındaki mikro boşluğun kemik seviyesine yakın olduğu durumlarda, kemikte daha fazla yeniden yapılanma meydana geldiği belirtilmiştir. Bu çalışma, implant tasarımının ve cerrahi tekniklerin, yumuşak doku stabilitesi ve uzun vadeli estetik sonuçlar üzerindeki etkisini vurgulamaktadır. Özellikle kemik seviyesindeki değişimler ve gingival marjin konumu, implant seçimi ve yerleştirme tekniği açısından önemli parametreler olarak değerlendirilmektedir. İmplant-abutment ilişkisi ve mikroaralık konumunun periimplant dokular üzerindeki kritik etkisini vurgulanmaktadır. Bu bulgular, mikro boşluğun konumu kemik rezorpsiyonunda önemli bir rol oynadığını ve biyolojik genişliğin implant

çevresindeki kemik stabilitesini etkilediğini gösterir. Bu bilgiler, klinik olarak abutment seçiminde rehber olabilir. Daha kalın bir mukozaya sahip bölgelerde, daha yüksek abutment kullanımı ile kemik rezorpsiyonunun azaldığı gözlemlenmiştir. Bu, abutment yüksekliğinin yumuşak doku adaptasyonu için daha fazla alan sağladığı ve krestal kemik üzerindeki stresi azalttığı hipotezi ile uyumludur.

Galindo-Moreno ve ark.⁷⁹ çalışmalarında protetik abutment yüksekliğinin periimplant marjinal kemik kaybı üzerindeki etkisini analiz etmişlerdir. Abutment yükseklikleri 0 mm, 0,5 mm, 1 mm, 2 mm ve 4 mm olarak sınıflandırılmıştır. Çalışmaları sonucunda, abutment yüksekliği marjinal kemik kaybında belirleyici bir faktör olduğunu, 2 mm'den kısa abutmentlerin, 2 mm veya daha uzun olanlara kıyasla daha fazla kemik kaybına neden olduğu sonucuna varmışlardır. Bu çalışma, abutment yüksekliğinin periimplant kemik kaybını doğrudan etkilediğini göstermektedir. Bu bulgular hem biyolojik genişlik oluşumunun hem de yumuşak doku kalınlığının implant etrafındaki kemik stabilitesini korumada kritik öneme sahip olduğunu göstermektedir. Bu durum, uzun abutmentlerin yumuşak doku adaptasyonu için daha fazla alan sağlayarak iltihaplanma kaynaklı kemik rezorpsiyonunu azalttığı hipotezi ile açıklanmıştır. Bahsedilen her iki çalışmada, implant planlaması sırasında abutment yüksekliği seçiminin klinik başarıyı artırmada kritik bir faktör olduğunu ve özellikle erken dönem kemik kaybını önlemede dikkat edilmesi gerektiğini ortaya koymaktadır. Bu çıkarımlar, dental implantoloji uygulamalarında uzun vadeli kemik korunumu için rehber niteliğindedir.

Blanco ve ark.⁸⁰ tarafından yapılan araştırmada, farklı abutment yüksekliklerinin implant çevresindeki interproksimal kemik seviyesi üzerindeki etkileri incelenmiştir. Çalışma, 3 mm'lik abutmentlerin, 1 mm'lik abutmentlere kıyasla daha az kemik kaybına neden olduğunu göstermiştir. Bu sonuçlar, abutment yüksekliğinin peri-implant kemik

kaybını önlemede önemli bir faktör olduğunu göstermektedir. Bu bulgu, daha uzun abutmentlerin biyolojik genişliğin daha uygun bir şekilde oluşmasını sağlayarak peri-implant kemik stabilitesini artırabileceği hipotezini desteklemektedir. Bu sonuçlar, protez planlamasında abutment seçiminin dikkatle yapılması gerektiğini ve daha yüksek abutmentlerin peri-implant stabiliteyi artırabileceğini vurgular.

Linkevicius ve ark.⁷⁸ platform switching uygulamalarında dikey yumuşak doku kalınlığının marjinal kemik kaybı üzerindeki etkilerini incelemiştir. Çalışmada, ince mukozal doku grubunda (≤ 2 mm) yer alan implantlarda, kalın doku grubuna (> 2 mm) göre anlamlı derecede daha fazla kemik kaybı gözlemlenmiştir. İnce dokuların, biyolojik genişliğin apikal bir pozisyonda oluşmasına neden olduğu ve bu durumun kemik kaybını artırdığı ifade edilmiştir. Bu bulgular implant planlaması sırasında abutment yüksekliği seçiminin klinik başarıyı artırmada kritik bir faktör olduğunu ve özellikle erken dönem kemik kaybını önlemede dikkat edilmesi gerektiğini ortaya koymaktadır,

Bahsedilen çalışmalar, bizim çalışmamızda olduğu gibi implant planlaması sırasında abutment yüksekliği seçiminin klinik başarıyı artırmada kritik bir faktör olduğunu ortaya koymaktadır. Ayrıca protez planlamasında abutment seçiminin dikkatle yapılması gerektiğini ve daha yüksek abutmentlerin peri-implant stabiliteyi artırabileceğini vurgular.

Beltrán-Guijarro ve ark.⁸¹ Ti-Base abutment yüksekliğinin dental implant sistemindeki biyomekanik etkilerini inceleyen bir SESA çalışmasında, abutment yüksekliğinin implant ve peri-implant kemik üzerindeki stres dağılımını ve deformasyonu doğrudan etkilediğini bildirmiştir. Çalışmada, artan abutment yüksekliği ile birlikte implant ve çevre kemikte stres ve deformasyon seviyelerinin anlamlı biçimde yükseldiği gösterilmiştir. Özellikle 3 mm'lik uzun abutmentlerin, sistem bileşenlerinde daha yüksek mekanik yük transferine neden olduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte, uzun abutmentlerin

biyolojik genişliği daha etkili şekilde koruyarak peri-implant kemik kaybını azaltma potansiyeline sahip olduğu vurgulanmıştır. Bu doğrultuda, sınırların elverdiği klinik durumlarda, mümkün olan en yüksek abutment kullanımının, peri-implant doku sağlığını koruma ve biyomekanik stres dağılımını optimize etme açısından daha avantajlı olabileceği düşünülmektedir. Kısa abutmentlerin (1 mm) ise biyolojik genişliğin yeterince sağlanamamasına bağlı olarak peri-implant kemik kaybını artırabileceği belirtilmiştir. Çalışma sonuçları doğrultusunda, 2 mm abutment yüksekliğinin biyomekanik streslerin kontrol altına alınmasında ve biyolojik genişliğin korunmasında daha dengeli ve klinik açıdan avantajlı bir tercih olduğu ifade edilmiştir. Bu bulgular, implant tedavi planlamasında abutment yüksekliğinin hem biyomekanik hem de peri-implant doku stabilitesi açısından dikkate alınması gereken kritik bir parametre olduğunu göstermektedir. Çalışma sonuçları bizim çalışmamızda da olduğu gibi, optimal abutment yüksekliğinin, biyomekanik stresleri dengeleyecek ve biyolojik genişliği koruyacak şekilde seçilmesi gerektiğini vurgulamaktadır.

Serafin Maza-Solano ve ark.¹⁵⁴ yapmış olduğu çalışmada, subkrestal olarak konumlandırılmış implantlarda marjinal kemik kaybının, protez dayanağı yüksekliği ve peri-implant mukozal kalınlığına bağlı olarak nasıl değiştiği incelenmiştir. Elde edilen bulgular, abutment yüksekliği ve mukozal kalınlık gibi biyolojik faktörlerin peri-implant kemik kaybını etkilediğini göstermiştir, bu durum literatürde de yaygın olarak desteklenmektedir. Çalışmada, 3 mm'nin altındaki abutment yüksekliğine sahip vakalarda daha fazla kemik kaybı gözlenirken, 3 mm ve üzeri abutment yüksekliği olan vakalarda kemik kaybı daha düşük bulunmuştur. Bu bulgu, Galindo-Moreno ve ark.'nın⁷⁹ yaptığı çalışmalardaki sonuçlarla uyumludur, zira onların çalışmasında da daha yüksek abutmentlerin marjinal kemik seviyesini daha iyi koruduğu tespit edilmiştir. Ayrıca, mukozal kalınlığın da kemik kaybı üzerinde önemli bir etkisi olduğu

gösterilmiştir; daha ince mukozaya sahip vakalarda daha fazla kemik kaybı meydana gelmiştir.⁷⁹ Bu sonuçlar, Linkevicius ve ark.¹⁵⁵ yaptığı çalışmalarda da desteklenmiş, daha kalın mukozanın peri-implant kemik seviyesini daha iyi koruduğu vurgulanmıştır. Sonuç olarak, çalışmanın bulguları, peri-implant kemik kaybının minimize edilmesi için abutment yüksekliği ve mukozal kalınlık gibi faktörlerin göz önünde bulundurulması gerektiğini ortaya koymaktadır. Bu faktörlerin dikkate alınması, implant tedavi planlaması, cerrahi ve protez rehabilitasyonu süreçlerinde klinisyenlere yol gösterici olabilecek önemli bulgulardır.

Spinato ve ark.¹⁵⁶ yaptığı çalışma, implant çevresinde biyolojik genişliğin oluşumunu abutment yüksekliğinin etkilediğini, mukozal kalınlığın ise bu süreçte belirgin bir etkiye sahip olmadığını göstermektedir. Abutment yüksekliğinin peri-implant marjinal kemik kaybı üzerinde önemli bir rol oynadığı, özellikle kısa abutment kullanılan implantlarda daha fazla kemik kaybının meydana geldiği vurgulanmıştır.

Muñoz ve ark.'nın¹⁵⁷ çalışması, abutment yüksekliği ile mukozal kalınlık arasındaki ilişkinin, peri-implant marjinal kemik seviyelerinde ne ölçüde değişikliklere neden olduğunu inceleyen 1 yıllık randomize bir klinik araştırmadır. Çalışma, abutment yüksekliğinin marjinal kemik kaybı üzerinde belirleyici bir faktör olduğunu ve daha yüksek abutmentlerin (3 mm), daha kısa olanlara (1 mm) kıyasla önemli ölçüde daha az kemik kaybına yol açtığını ortaya koymuştur. Çalışmanın dikkat çeken bir diğer bulgusu, dikey mukozal kalınlığın marjinal kemik kaybı ile anlamlı bir ilişkisinin bulunmadığıdır. Bu, özellikle implant-abutment mikro ara yüzünün pozisyonunun, peri-implant biyolojik genişlik oluşumunda daha büyük bir rol oynadığını göstermektedir. Çalışmada, 1 mm'lik abutment kullanılan implantlarda daha fazla marjinal kemik kaybı gözlenirken, 3 mm'lik abutmentlerin kullanıldığı vakalarda kemik kaybı oldukça düşük seviyelerde kalmıştır.

Bu bulgu, önceki çalışmalarda daha yüksek abutmentlerin peri-implant yumuşak doku stabilitesini artırdığı yönündeki sonuçları desteklemektedir.^{80,81,156-158}

Pico ve ark.¹⁵⁸, abutment yüksekliği ve implant yerleştirme derinliğinin interproksimal peri-implant kemik kaybı üzerindeki etkisini inceleyen bir çalışmada, 1 mm abutmentlerin 3 mm abutmentlere kıyasla daha fazla kemik kaybına neden olduğunu bildirmiştir. Sonuç olarak, bu araştırmalar implant protezlerinde uzun vadeli kemik sağlığını korumak adına abutment yüksekliğinin önemini vurgulamaktadır. Abutment yüksekliğinin artması, peri-implant kemik kaybını azaltarak tedavi başarısını artırmaktadır.

Bahsedilen bu çalışmalar, abutment yüksekliği ve mukozal kalınlığının, peri-implant kemik kaybının en aza indirilmesinde kritik faktörler olduğunu ortaya koymuştur. Ayrıca, implant planlamasında uygun abutment seçiminin klinik başarı için önemli bir belirleyici olduğu vurgulanmıştır. Bizim çalışmamızla elde edilen sonuçlara göre de bu çok önemli bir parametredir.

Quispe-López ve ark.¹⁵⁹ yaptığı çalışmada, implant yerleştirme derinliği, abutment yüksekliği ve mukozal fenotipin peri-implant kemik seviyeleri üzerindeki etkilerini incelemiştir. Bu 2 yıllık klinik çalışmada, implantların krestal ve subkrestal pozisyonlarda yerleştirilmesiyle kemik yapımı ve marjinal kemik kaybı oranları analiz edilmiştir. Araştırma, abutment yüksekliği, implant yerleştirme derinliği ve peri-implant yumuşak doku fenotipinin peri-implant kemik stabilitesi üzerindeki önemli etkilerini ortaya koymuştur. Çalışmada, uzun abutmentlerin (2 mm'den büyük) marjinal kemik kaybını önemli ölçüde azalttığı ve kısa abutmentlere kıyasla daha az kemik remodellinge neden olduğu tespit edilmiştir. Özellikle derin subkrestal implantlar (≈ 2 mm), uzun abutmentlerle birlikte kullanıldığında en düşük marjinal kemik kaybını göstermiştir. Kısa abutmentlerle tedavi edilen vakalarda kemik kaybı oranlarının daha yüksek olduğu

belirlenmiştir. Çalışma, peri-implant biyolojik genişliğin korunması için abutment yüksekliğinin kritik bir faktör olduğunu vurgulamaktadır. Ayrıca mukozal fenotipin kalınlığı, peri-implant kemik stabilitesini etkileyen diğer bir faktör olarak ortaya çıkmıştır. Daha kalın mukozal dokulara sahip hastalarda kemik kaybı oranlarının azaldığı gözlemlenmiştir. Bu bulgular, mukozal kalınlığın ve keratinize mukozanın genişliğinin, implant yerleşimi ve abutment yüksekliği ile birlikte değerlendirilmesi gerektiğini göstermektedir. Sonuç olarak, Quispe-López ve ark.¹⁵⁹'nın çalışması, peri-implant kemik sağlığını korumak için uzun abutmentlerin ve subkrestal implant yerleşiminin tercih edilmesi gerektiğini vurgulamaktadır. Bu stratejilerin uygulanması, peri-implant biyolojik genişliğin korunmasına ve marjinal kemik kaybının minimize edilmesine yardımcı olabilir.

Ohyama ve ark.¹⁶⁰, implant destekli hareketli bölümlü protezlerde, implant pozisyonu ve abutment yüksekliğinin mekanik etkilerini değerlendiren bir SESA çalışmasında, implant pozisyonunun ve abutment yüksekliğinin protezin stabilitesi ve abutment dişlerin hareketi üzerinde önemli bir etkisi olduğunu bildirmiştir. Daha uzun abutmentlerin protezin hareketini sınırladığı ve implant çevresindeki stres seviyelerini azalttığı belirlenmiştir. Klinik uygulamalarda, implant destekli protezlerde hem biyomekanik hem de biyolojik faktörleri dikkate alarak optimal implant pozisyonu ve abutment yüksekliği seçilmelidir. Bu sonuçlar, implant destekli hareketli protezlerde, hem protez stabilitesini sağlamak hem de implant çevresindeki mekanik yükleri dengelemek için uygun abutment yüksekliğinin dikkatle seçilmesi gerektiğini göstermektedir.

Anterior 1,5 mm ve posterior 17° abutment kullanılan modellerde stres dağılımı, anteriorda 4,5 mm ve posteriorda 30° abutment kullanılan modellere göre daha yüksektir. Bu, daha kısa ve eğimi az abutmentlerin yük dağılımını daha az etkinlikle yönlendirdiğini

ve bu nedenle peri-implant stres seviyelerinin arttığını göstermektedir. Posterior 30° açılı multi-unit abutment kullanılan modellerde, posterior 17° multi-unit abutment kullanılan modellere göre kortikal kemik üzerindeki stresler daha düşüktür. Bu sonuçlar eğimi fazla olan multi-unit abutment kullanımının stres seviyelerini azaltmada etkili olduğunu göstermektedir ve kemik kaybının minimize edilmesi açısından önemli bir bulgudur.

M5,M9 ve M8,M12 grafiklerindeki stres değerleri incelendiğinde; 17° ve 30° açılı abutmentler karşılaştırıldığında, posterior bölgede 30° açılı multi-unit abutment kullanımının peri-implant stres dağılımını azalttığı gözlenmiştir. Bu durum, açılı abutmentlerin implant üzerine gelen kuvvetleri daha homojen dağıtması ile açıklanabilir.

Ozan ve ark.⁶, All-on-4 konseptinde implant eğimi, kantilever uzunluğu ve abutment açısının biyomekanik etkilerini inceleyen bir SESA çalışmasında, 30° eğimli implant ve 30° açılı multi-unit abutment kullanılan konfigürasyonun (30-30), hem implant hem de protez bileşenleri açısından en düşük stres seviyelerini sağladığı gözlemlenmiştir. İmplant ve multi-unit abutment açısı arttıkça, implant üzerindeki stresin azaldığı ve protez bileşenleri üzerindeki yük dağılımının daha dengeli hale geldiği rapor edilmiştir. Eğik implantlarda açılı abutment kullanımı, stres seviyelerini düşürerek biyomekanik avantaj sağlamıştır. Ancak, 45° eğimli implantlarda 30° multi-unit abutment kullanımı tam açı düzeltmesi sağlayamadığından, protez, implant ve vidalar üzerinde daha yüksek stres oluştuğu belirtilmiştir. Bu bulgular, eğimi fazla olan implant ve multi-unit abutment kullanımının yük dağılımını optimize ederek biyomekanik avantaj sağladığını, All-on-4 konseptinde implant yerleşim açısının ve multi-unit abutment seçiminin protez stabilitesi ve uzun vadeli başarısı açısından kritik olduğunu göstermektedir.

Farronato ve ark.'nın¹⁶¹ çalışması, implant-abutment bağlantısının peri-implant dokuların yüksekliği ve kalınlığı üzerindeki etkisini inceleyen bir araştırmadır. Araştırma, iki farklı implant sistemini karşılaştırarak 5° ve 45° internal hegzagonal bağlantı tasarımlarının peri-implant dokular üzerindeki etkilerini değerlendirmiştir. 188 adet implant uygulanan 104 hastayı kapsayan bu randomize kontrollü çalışmada, 5° konik bağlantıya sahip implantların daha yüksek peri-implant yumuşak doku yüksekliği (MH) ve kalınlığı (MT) sağladığı, dolayısıyla doku stabilitesinin daha iyi korunduğu bulunmuştur. Çalışmada elde edilen bulgulara göre, 5° konik bağlantı kullanılan implantlarda dokuların daha kalın ve yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bu sonuçlar, mukozal kalınlık ve yüksekliğin implant platformuyla uyumlu bir şekilde korunmasının önemini vurgulamaktadır. Daha kalın dokular, implant çevresindeki biyolojik genişliğin korunmasına yardımcı olmuş ve estetik bölgelerde doku çekilmesi riskini azaltmıştır. Özellikle 5° konik bağlantıya sahip implantlar, 45° bağlantıya kıyasla daha iyi bir doku yanıtı sağlamış ve doku hacmini daha iyi desteklemiştir. Bu çalışma, implant-abutment bağlantısının peri-implant dokuların stabilitesi üzerindeki rolünü ortaya koymaktadır. Daha dar açığa sahip bağlantıların (5°) dokuların hem kalınlığını hem de yüksekliğini koruma açısından daha etkili olduğu görülmüştür. Estetik bölgelerde bu tür bağlantıların tercih edilmesi, uzun vadede daha iyi sonuçlar elde edilmesini sağlayabilir. Doku stabilitesinin korunması, implant tedavilerinin başarı oranını artırmada kritik bir rol oynamaktadır.

Farronato ve ark.'nın¹⁶² bir diğer çalışması, implant çevresindeki yumuşak dokuların yüksekliği ve kalınlığı arasındaki ilişkiyi değerlendirerek, bu faktörlerin estetik sonuçlar ve doku stabilitesi üzerindeki etkilerini incelemektedir. Araştırmada, Anyridge implantlarının kullanıldığı 32 vakada, implant çevresindeki mukozal yüksekliğin ve mukozal kalınlığın ölçümleri yapılmış ve bu iki faktörün arasındaki oran analiz edilmiştir.

Elde edilen sonuçlar, MH/MT oranının ortalama 1:1,19 olduğunu göstermiştir, bu da mukozal dokuların yüksekliği ve kalınlığı arasında sabit bir ilişki olduğunu ortaya koymuştur. Çalışmanın bulguları, önceki araştırmalarla karşılaştırıldığında bazı farklılıklar göstermektedir. Örneğin, Nozawa ve ark.'nın¹⁶³ çalışmasında, implant çevresindeki dokular için 1:1,5 oranı bulunmuşken, bu çalışmada 1:1,19 ile daha düşük bir oran saptanmıştır. Bu fark, kullanılan implant sistemlerinden kaynaklanıyor olabilir. Nozawa,¹⁶³ düz platform implantlar kullanırken, bu çalışmada platform switching ve konik bağlantı tasarımına sahip implantlar kullanılmıştır. Bu tür implantların, peri-implant dokuların korunmasına ve stabil kalmasına daha fazla katkı sağladığı düşünülmektedir. Sonuç olarak, bu çalışma, implant tedavilerinde estetik başarının sağlanabilmesi için peri-implant yumuşak dokuların kalınlığının ve yüksekliğinin doğru şekilde yönetilmesi gerektiğini vurgulamaktadır. İdeal doku yüksekliğine ulaşmak için yeterli doku kalınlığının sağlanması, estetik ve fonksiyonel başarı açısından kritik öneme sahiptir.¹⁶⁴⁻¹⁶⁷ Ayrıca, konik bağlantılı implantların, peri-implant dokuların uzun vadede stabil kalmasına yardımcı olduğu ve bu sayede daha iyi estetik sonuçlar elde edilebileceği ortaya konulmuştur.

Anniwaer ve ark.¹⁶⁸ anterior bölgede yapılan implant restorasyonlarında abutment tipinin ve creep davranışının mekanik özellikler üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Creep, bir malzemenin zaman içerisinde, sürekli olarak uygulanan sabit bir yük altında kademeli olarak şekil değiştirmesi anlamına gelmektedir.¹⁶⁹ Bu çalışmada da, özellikle titanyum ve titanyum alaşımlarının kullanıldığı implant restorasyonlarında, zamanla ortaya çıkan mikro düzeyde deformasyonların stresin azalmasına ve yük dağılımının daha dengeli hale gelmesine katkıda bulunduğu gösterilmiştir. Creep etkisi sayesinde malzeme üzerindeki gerilimin zamanla azalması, vida gevşemesi veya implant kırılması gibi mekanik komplikasyonların önlenmesine yardımcı olabilmektedir.¹⁷⁰ Çalışmada;

abutment, vida, implant ve marjinal kemik gibi farklı bileşenler üzerinde biriken stresler farklı abutment tiplerine göre değerlendirilmiştir. Araştırmada, konvansiyonel abutment (CA), hibrit abutment kron (HAC) ve multi unit abutment (MUA) olmak üzere üç farklı abutment tipi karşılaştırılmıştır. Konvansiyonel tek parça abutment kullanılan gruplarda, stresin özellikle implant-abutment ara yüzeyinde yoğunlaştığı ve bu abutmentin diğer gruplara kıyasla daha düşük stres seviyelerine sahip olduğu tespit edilmiştir. Ancak, zaman içinde streslerin az da olsa sabit kaldığı gözlenmiştir. Yani, CA grubunda stres dağılımı daha dengeli ve zamanla daha az değişkenlik göstermiştir. Buna karşılık, hibrit abutment kron grubunda stresin en yüksek seviyelere ulaştığı görülmüş, özellikle ani yükleme sırasında abutmentin snap (abutmentin implanta bağlantı kısmı) yapısı üzerinde büyük bir stres konsantrasyonu tespit edilmiştir. HAC grubunda bu yüksek stres düzeyi, bu abutment tipinin mekanik performans açısından zayıf olduğunu ortaya koymaktadır. MUA kullanılan gruplarda ise abutment üzerindeki stresler en düşük seviyelerde olup, sürekli yükleme sırasında bu streslerin daha dengeli bir şekilde dağıldığı ve creep etkisi nedeniyle zamanla azaldığı gözlemlenmiştir. Vidalar üzerindeki stres incelendiğinde, MUA grubunda başlangıçta vida üzerinde yüksek stres yoğunluğu gözlenmiş, ancak creep etkisiyle sürekli yükleme sırasında bu stres seviyesinin belirgin bir şekilde azaldığı tespit edilmiştir. Bu bulgu, multi unit abutmentin vidalarındaki yük kaybının diğer gruplara kıyasla daha hızlı gerçekleştiğini ve bu durumun mekanik komplikasyon riskini artırabileceğini göstermektedir. CA ve HAC gruplarında ise vida üzerindeki stresler, yükleme boyunca nispeten sabit kalmış, ancak HAC grubunda vidaların daha yüksek stres altında olduğu gözlenmiştir. İmplant yapısı üzerindeki streslerin her üç grupta da implantın iç bölgesindeki ilk vida dışında yoğunlaştığı belirlenmiştir. Ancak, MUA grubunda, sürekli yükleme koşulları altında stres seviyeleri en düşük düzeylere gerilerken, HAC grubunda daha yüksek stres yoğunluğu tespit edilmiştir. Bu durum,

MUA'nın implant üzerinde daha iyi bir stres dağılımı sağladığını göstermektedir. Marjinal kemik üzerindeki stresler de analiz edildiğinde, HAC grubunda marjinal kemik üzerindeki streslerin ani yükleme sırasında diğer gruplara kıyasla en yüksek seviyelerde olduğu tespit edilmiştir. Bu bulgu, HAC'nin kemik-implant ara yüzeyinde daha fazla biyomekanik yük birikmesine neden olabileceğini göstermektedir. CA ve MUA gruplarında ise marjinal kemik üzerindeki stres seviyeleri daha düşük olup, MUA grubunda streslerin zamanla daha da azaldığı rapor edilmiştir. Araştırmada ayrıca, implant-abutment ara yüzeyindeki mikro boşluklar da incelenmiştir. HAC grubunda en yüksek mikro boşluk oluşumu (yaklaşık 3,29 μm) gözlenmiş, bu da HAC'nin mikro hareketlere karşı daha az dayanıklı olduğunu ortaya koymuştur. Buna karşılık, MUA grubunda mikro boşluk miktarı en düşük seviyede (yaklaşık 0,72 μm) tespit edilmiş, bu da MUA'nın mikro hareketlere karşı daha yüksek bir direnç sunduğunu göstermiştir. Elde edilen sonuçlar doğrultusunda abutment tipinin implant restorasyonlarının biyomekanik performansını önemli ölçüde etkilediğini vurgulanmıştır. Özellikle, MUA grubunda daha düşük mikro boşluk oluşumu ve daha iyi stres dağılımı elde edilmesi, bu abutment tipinin biyomekanik açıdan avantajlı olabileceğini göstermektedir. Sonuç olarak, Anniwaer ve ark.¹⁶⁸, anterior bölgedeki implant restorasyonlarında kullanılan abutment tiplerinin biyomekanik özellikler üzerinde belirgin bir etkiye sahip olduğunu ve creep etkisinin bu yapıların uzun dönem performansına olumlu katkıda bulunduğunu ortaya koymuşlardır. Bu bulgular, implant restorasyonlarında abutment seçiminin dikkatle yapılması gerektiğini ve creep etkisinin, uzun vadeli klinik sonuçlar açısından avantaj sağlayabileceğini göstermektedir.

Wang ve ark.¹⁷¹ All-on-4 tedavi konseptinde implant-abutment bağlantılarının biyomekanik performansı üzerindeki etkilerini değerlendirmiş ve bu bağlantı türlerinin farklı avantaj ve dezavantajlara sahip olduğunu ortaya koymuştur. Elde edilen sonuçlar,

external hegzagonal bağlantılar (EHC) ve internal hegzagonal bağlantıların (IHC) gerilim dağılımı üzerinde belirgin farklılıklar gösterdiğini ortaya koymaktadır. External hegzagonal bağlantılar, implant vidalarında ve implant gövdelerinde daha düşük stres birikimi sağlamış, bu da mekanik komplikasyon riskini azaltabileceğini göstermektedir. Bu bağlantılar, yükü protez vidalarına ve abutmentlere yoğunlaştırarak implant gövdesindeki stresi minimize etmişlerdir. Öte yandan, internal hegzagonal bağlantılar stresin daha homojen bir şekilde dağılmasını sağlamıştır, ancak implant gövdesi ve vidalarındaki yüksek stres birikimi, bu bileşenlerde yorulma ve kırılma riskini artırabilir. Makalede belirtilen sonuçlara göre, protez vidaları ve multi-unit abutmentler, her iki bağlantı türünde de en fazla strese maruz kalan bileşenlerdir. Bu durum, bu bileşenlerin All-on-4 sisteminde potansiyel zayıf noktalar olduğunu ve mekanik komplikasyonlara daha açık olduklarını göstermektedir. Wang ve ark.¹⁷¹, bu durumun protez vidası gevşemesi ve kırılmalar gibi sorunlara yol açabileceğini vurgulamışlardır. EHC, özellikle implant gövdesi ve vidalarında daha düşük stres oluşturduğu için, çoklu implant kullanılan durumlarda daha güvenli bir seçenek olarak değerlendirilebilir. Bununla birlikte, bu bağlantı türlerinin protez vidası ve abutmentlerde daha fazla strese neden olması, bu bileşenlerde düzenli bakım ve sıkı takip gerekliliğini vurgulamaktadır. IHC ise, daha homojen stres dağılımı sağladığı için kemik kaybını azaltabilir ve biyolojik komplikasyon riskini minimumda tutabilir. Ancak, bu bağlantı türlerinin implant gövdesi üzerindeki yüksek stres birikimi, uzun vadeli mekanik dayanıklılık açısından bir dezavantaj olabilir. Bu bulgular, external ve internal hegzagonal bağlantılar üzerine yapılan diğer çalışmalarda rapor edilen sonuçlarla genel olarak uyumludur. Örneğin, Gracis ve ark.¹⁷², internal hegzagonal bağlantıların biyolojik avantajlarını vurgulamış, ancak external hegzagonal bağlantıların mekanik stabilite açısından daha dayanıklı olduğunu belirtmiştir. Wang ve ark.¹⁷¹, bu iki bağlantı türünün her birinin belirli klinik

durumlar için uygun olabileceğini ve seçimin, tedavi planlamasında dikkatlice değerlendirilmesi gerektiğini ifade etmektedir.

Ishtiyak Khatib ve ark.¹⁷³ çalışmalarında, maksiller ön bölgedeki implant yerleşimlerinde farklı abutment açılarının ve internal bağlantı tiplerinin stres seviyelerine etkisini incelemeyi amaçlamıştır. Bu bölgedeki kemik açısının implant yerleştirilmesi açısından zorluk oluşturduğu vurgulanmış ve bu nedenle doğru restoratif konturların elde edilmesi için açılı abutmentlerin kullanımının gerekli olabileceği belirtilmiştir. Çalışmada; internal konik, Morse taper ve internal hegzagonal olmak üzere üç farklı abutment bağlantı tipine sahip implantlar modellenmiş ve her bir abutment bağlantısı için 0°, 15° ve 30° açılı abutmentler değerlendirilmiştir. Stres dağılımları, implant, abutment ve kemik üzerindeki etkileri SESA kullanılarak analiz edilmiştir. Çalışmanın sonucunda, düz abutmentler arasında en yüksek stres seviyesinin internal hegzagonal bağlantıya sahip olan modelde (3A, 62,60 MPa) olduğunu bulmuşlardır. Açılı abutmentler arasında ise en yüksek stres, 30° açılı abutmentlerin kullanıldığı durumlarda tespit edilmiştir, özellikle internal hegzagonal bağlantıya sahip 3C modelinde (94,83 MPa) en yüksek stres değerine ulaşılmıştır. İnternal hegzagonal bağlantının tüm abutment açılarında en fazla stres seviyesini gösterdiği, Morse taper bağlantısının ise her üç abutment açısında da en düşük stres seviyesini sergilediği belirtilmiştir. Ayrıca, stresin en çok implant-abutment bağlantı bölgesindeki bukkal yüzeyde yer alan kortikal kemikte yoğunlaştığını gözlemlemişlerdir. Bu bulgu, implant ve abutment arasındaki bağlantının stres dağılımını önemli ölçüde etkilediğini ve kortikal kemikte daha fazla stres birikimine neden olduğunu göstermektedir. Morse taper bağlantıya sahip implantların alveolar kemikte en düşük stres seviyelerini sergilediği, abutment açısının artmasıyla birlikte implant ve abutment bağlantı bölgesindeki stres seviyelerinin arttığı belirtilmiştir. Sonuç olarak, bu çalışma, Morse taper tasarımının alveolar kemik üzerinde daha az stres birikimine neden olduğunu

ve implant-abutment bağlantı açısının arttıkça stres seviyelerinin de yükseldiğini vurgulamaktadır. Bu bulgular, klinik uygulamalarda abutment açısının ve bağlantı tipinin dikkatle seçilmesi gerektiğini göstermektedir.

Ibrahim ve ark.¹⁷⁴'nın çalışması, All-on-4 tedavi protokolünde kullanılan farklı açı düzeltme tasarımlarının biyomekanik davranışlarını inceleyerek, implant seviyesinde yapılan açı düzeltmeleri ile abutment seviyesindeki düzeltmelere kıyaslamıştır. Çalışmalarında, açının implant seviyesinde düzeltilmesinin, yük dağılımını daha homojen hale getirdiği ve implant-protez sisteminde daha az deformasyona yol açtığı belirlenmiştir. İmplant seviyesinde açı düzeltme yönteminde, implantın açısı implantın kendi tasarımı içinde düzeltilir. İmplantın belirli bir açıya sahip olacak şekilde üretilmiştir. Abutment seviyesinde açı düzeltmede ise, açı düzeltme implanttan bağımsız olarak abutment düzeyinde yapılır. Düz yerleştirilmiş bir implant üzerine, açılı abutmentler kullanılarak protezin doğru hizalanması sağlanır. Yapılan çalışmaya göre, implant seviyesinde açı düzeltmesi yapılan tasarımların, abutment seviyesindeki açı düzeltmelerine göre daha düşük stres birikimi ve deformasyon gösterdiğini bulmuşlardır. Bu durum, implant seviyesinde yapılan düzeltmelerin, yüklerin implant ve çevre dokular arasında daha etkin bir şekilde dağıtılmasını sağladığını ve böylece mekanik komplikasyon riskini azalttığını göstermektedir. Ayrıca, abutment seviyesinde açı düzeltmesi yapılan tasarımlarda, bağlantı noktalarının ve bileşenlerin sayısının artmasının, stres birikimine ve deformasyona sebep olduğu belirtilmiştir. Bu artan stres ve deformasyon, vidaların gevşemesi veya kırılması gibi mekanik arızalara yol açabilir ve protezin uzun vadeli başarısını olumsuz etkileyebilir. Ibrahim ve ark.¹⁷⁴'nın bulguları, literatürde daha önce bildirilen ve implant tasarımlarında stres konsantrasyonunun azaltılmasının klinik sonuçları iyileştirebileceğini öne süren çalışmalarla uyumludur. İmplant seviyesinde açı düzeltmesi, yük transfer mekanizmasını basitleştirerek ve implant

bileşenleri üzerindeki kuvvetleri azaltarak biyomekanik açıdan avantajlı bir yaklaşım sunmaktadır. Sonuç olarak, Ibrahim ve ark.¹⁷⁴, All-on-4 protokolünde implant seviyesinde yapılan açı düzeltmelerinin, abutment seviyesindeki düzeltmelere göre mekanik stabiliteyi artırdığını ve mekanik komplikasyon riskini azalttığını göstermiştir. Bu yaklaşımın, tam ark protez rehabilitasyonlarının uzun vadeli başarısına katkıda bulunabileceği düşünülmektedir. Gelecekteki çalışmalarda, bu bulguların klinik olarak doğrulanması ve farklı implant tasarımlarının uzun dönem etkilerinin incelenmesi önerilmektedir.

Maksimum principal stres analizleri incelendiğinde, tüm modellerde kortikal kemiğin trabeküler kemiğe kıyasla daha yüksek stres değerleri gösterdiği belirlenmiştir. Bu bulgu, önceki implant ve kemik dokusundaki stres dağılımını araştıran çalışmalarla uyumludur.¹⁷⁵⁻¹⁷⁷ Kortikal kemiğin elastik modülünün trabeküler kemiğe göre daha yüksek olması, ilk yüklerin absorbe edilmesinde birincil rol üstlenmesi ile açıklanabilir. Kortikal kemik, trabeküler kemiğe kıyasla daha sert bir yapı gösterir. Böylece implant üzerine gelen yüklerin büyük bir kısmını absorbe etmektedir.¹⁷⁸ Özellikle kısa abutment kullanımının, bu bölgede daha fazla stres birikimine yol açtığı belirlenmiştir.

M5,M9 ve M8,M12 grafikleri birbiriyle karşılaştırıldığında; posterior bölgedeki abutment eğiminin artışıyla stres değerlerinde meydana gelen azalmalar, anterior bölgedeki multi-unit abutmentin daha uzun olduğu modellerde (M8,M12) daha fazladır. Bunun sonucunda anteriordaki multi- unit abutment yüksekliğinin daha fazla olduğu durumda, posteriordaki multi-unit eğimindeki artışın stresi azaltma üzerine olan etkisinin daha fazla olduğu gözlenmiştir. Her iki etkenin kombine bir şekilde uygulanmasıyla ortaya çıkacak olan olumlu etki, tedavinin prognozuna daha fazla katkı sağlayarak klinik başarıyı artırabilir. Anterior bölgedeki multi-unit abutment yüksekliğindeki artış, arka bölgedeki multi-unit abutmentin yüksekliği ve eğimindeki artış ile kombine edildiğinde

sinerjist etki ile yük dağılımını daha homojen hale getirerek avantaj sağlayabilir. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar, All-on-4 konseptinin biyomekanik başarısının, implantların doğru açılarla ve uygun abutment yükseklikleriyle desteklenmesine bağlı olduğunu ortaya koymaktadır. Bu sonuçlardan yola çıkarak; bu çalışmanın H0 hipotezi “All on 4” konseptli implant üstü sabit protezlerde multi-unit abutment yüksekliğindeki ve açısındaki değişikliklerin kemik, implant ve alt yapı materyali üstünde oluşan stres miktarını etkilemeyeceği reddedilmiştir.

Von Mises stres, maksimum principal stres ve deformasyon değerleri üzerinden yapılan analizler, posteriora gittikçe yükleme kuvvetlerinin meydana getirdiği stres değerlerinin azaldığı göstermiştir. Meydana gelen bu azalma oranı tek taraflı yüklemelerde daha fazladır. Hem çift taraflı hem tek taraflı yüklemelerde anteriorda uygulanan yükleme kuvvetleri daha fazla strese sebep olmuştur. Genel olarak çift taraflı yüklemelerde kuvvet daha fazla uygulanmasından kaynaklı değerler daha fazla sonuçlanmıştır.

Bu çalışmanın sınırlılıkları arasında, sonlu eleman stres analizinde kullanılan modellerin homojen ve izotropik malzemeler olarak varsayılması ve tam osteointegrasyonun kabul edilmesi yer almaktadır. Çalışmalarda incelenecek yapıları doğal ortamda olduğu şekilde tam olarak modellemek bilgisayar ortamında mümkün olmamaktadır. Bu nedenle elde edilen sonuçların klinik olarak kabul edilebilir olması için, destek dokularda oluşabilecek etkilerini inceleyen uzun dönem klinik takiplerle desteklenmesi gerekir. SESA, *in vivo* biyolojik süreçleri tam olarak yansıtmayabilir. Özellikle zaman içerisindeki kemik remodelasyonu, biyolojik yük adaptasyonu ve yumuşak doku değişimleri dikkate alınmamıştır. Ayrıca, çalışmamızda kullanılan yükleme protokolleri belirli kuvvet seviyeleri ile sınırlıdır ve hastaların gerçek çiğneme fonksiyonları sırasında maruz kaldıkları kompleks kuvvetleri tam anlamıyla temsil

edememektedir. Gerçek çiğneme fonksiyonlarında maruz kalınan kompleks yükler daha değişken olabilir. Gelecek çalışmalarda, dinamik yükleme analizlerinin yapılması gerekmektedir. Uzun dönem klinik takip çalışmaları ile doğrulanmadığı sürece, bu analizlerin doğrudan klinik uygulamalara aktarılması sınırlıdır. SESA yönteminde, bilgisayarların sistemsal özelliklerinin hassasiyeti nedeniyle varyasyonların oluşumu sınırlı olduğundan, istatistiksel analiz yapılamaz. Bu yüzden, kesit görüntülerindeki ve düğüm noktalarındaki stres miktarı ile dağılımlarının dikkatlice analiz edilmesi ve sonrasında yorumlanması önemlidir.

Elde edilen bulgular ışığında, All-on-4 konsepti içinde multi-unit abutmentlerin biyomekanik açıdan optimizasyonunun implant başarısı açısından önemli bir etkiye sahip olduğu sonucu çıkabilir. İmplant ve multi-unit abutment tasarımının peri-implant dokuların stabilitesini koruma üzerindeki etkisi büyüktür. Protez planlaması sırasında yumuşak doku adaptasyonu, multi-unit abutment yüksekliği ve multi-unit abutment eğimi gibi faktörlerin dikkate alınması, kısa veya uzun vadede implant başarısını artırmak için gereklidir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışma, All-on-4 konseptinde farklı multi-unit abutment konfigürasyonlarının stres dağılımı üzerindeki etkilerini detaylı bir şekilde inceleyerek, implant tedavilerinde biyomekanik optimizasyonun önemini vurgulamıştır. All-on-4 konsepti içerisinde farklı açılara ve yüksekliklere sahip multi-unit abutmentlerin stres dağılımı üzerindeki etkilerini detaylı bir şekilde inceleyerek klinik pratiğe yönelik önemli sonuçlar ortaya koymuştur. Elde edilen bulgular, literatürdeki benzer çalışmalarla uyumlu olmakla birlikte, All-on-4 protokolü özelinde multi-unit abutment yükseklik ve eğim kombinasyonlarının birlikte değerlendirildiği nadir çalışmalardan biri olma özelliği taşımaktadır.

Bu kapsamda, çalışma sonucunda aşağıdaki temel bulgulara ulaşılmıştır:

1. Anterior ve posterior bölgelerde multi-unit abutment yüksekliğinde yapılan artışın, implant yapısı ve çevre kemik dokusunda meydana gelen deformasyon miktarını ve stres birikimini azalttığı, dolayısıyla biyomekanik yük aktarımının daha dengeli bir şekilde sağlandığı tespit edilmiştir.
2. Posterior bölgede eğimi yüksek multi-unit abutment kullanımı, implant ve çevre kemik dokusu üzerindeki stres dağılımını optimize etmiş ve peri-implant bölgeye iletilen yüklerin daha homojen ve dengeli bir şekilde aktarılmasına katkı sağlamıştır.
3. Multi-unit üzerinde yapılan yükseklik ve eğim değişiklikleri stresler üzerinde belirgin etkiler göstermektedir, bu durum klinik uygulamalarda vakaya göre abutment seçimlerinin önemini vurgulamaktadır. Elde edilen bulgular, All-on-4 konseptinin klinik başarısını artırmak için multi-unit abutment tasarımının optimize edilmesi gerektiğini göstermektedir. Bu bağlamda, implant tedavilerinde hasta bazlı multi-unit abutment seçimlerinin, peri-implant doku sağlığını koruma açısından kritik bir öneme sahip olduğu vurgulanmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Shaghaghian S, Taghva M, Abduo J ve ark. Oral health-related quality of life of removable partial denture wearers and related factors. *J Oral Rehabil*, 2015; 42:40-48.
2. Malhotra AO, Padmanabhan TV, Mohamed K ve ark. Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. *Aust Dent J*, 2012; 57:440-445.
3. Chiapasco M, Zaniboni M. Methods to treat the edentulous posterior maxilla: implants with sinus grafting. *J Oral Maxillofac Surg*, 2009; 67:867-871.
4. Agliardi E, Panigatti S, Clericò M ve ark. Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Oral Implants Res*, 2010; 21:459-465.
5. Malò P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2003; 5 Suppl 1:2-9.
6. Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S. Biomechanical comparison of different implant inclinations and cantilever lengths in All-on-4 treatment concept by three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2018; 33:64-71.
7. Bellini CM, Romeo D, Galbusera F ve ark. Comparison of tilted versus nontilted implant-supported prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2009; 24:511-517.
8. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2001; 85:585-598.
9. Irving JT. Factors concerning bone loss associated with periodontal disease. *J Dent Res*, 1970; 49:262-267.
10. Bathe K-J. *Finite Element Procedures*, 1st ed. London, Klaus-Jurgen Bathe, 2006:45-51.
11. Geng J, Yan W, Xu W. *Application of the Finite Element Method in Implant Dentistry*, 1st ed. Springer Science & Business Media, 2008:301-500.

12. Şenel FV, Soydan DSS, Ersöz DE ve ark. Farklı tipte endosteal implantların, farklı kuvvetler altında çevre kemikte oluşturduğu değişikliklerin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg, 2010; 2010:25-33.
13. Chattman R. Implantology: history and review. Bull Plainfield Dent Soc, 1970; 2:15-19.
14. Tunalı B. Multi-disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantoloji, 1st ed. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 2000:45-51.
15. Ring ME. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. Compend Contin Educ Dent, 1995; 16:1060, 1062, 1064 passim.
16. Ring ME. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 2. Compend Contin Educ Dent, 1995; 16:1132, 1134, 1136 passim.
17. Sullivan RM. Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective. J Calif Dent Assoc, 2001; 29:737-745.
18. RV M. Endosteal Dental Implants, 1st ed. Medical Pub, 1991:45-51.
19. Block MS, Achong RM. Osseointegration. In: London, 2nd ed., 2004:189-203.
20. Derome J. [A bit of history and dental implantology today]. Promot Dent, 1973; 12-18 passim.
21. Linkow LI. Endosseous blade-vent implants: a two-year report. J Prosthet Dent, 1970; 23:441-448.
22. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB ve ark. Quality of dental implants. Int Dent J, 2003; 53:409-443.
23. Branemark PI. Vital microscopy of bone marrow in rabbit. Scand J Clin Lab Invest, 1959; 11 Suppl 38:1-82.
24. Buser D, von Arx T, ten Bruggenkate C ve ark. Basic surgical principles with ITI implants. Clin Oral Implants Res, 2000; 11 Suppl 1:59-68.
25. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B ve ark. Osseointegration of titanium implants. Acta Orthop Scand, 1986; 57:285-289.
26. Albrektsson T. Hard tissue implant interface. Aust Dent J, 2008; 53 Suppl 1:S34-38.
27. Chang CL, Chen CS, Hsu ML. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants, 2010; 25:295-304.

28. Hobo S, Ichida E, Garcia L. Osseointegration and Occlusal Rehabilitation, 3rd ed. Tokyo, Quintessence Publishing Co, 1991:189-203.
29. Shenava S, Singh P, Babu CS ve ark. Co-relation between smoking and bone healing around dental implants: A clinical study. J Int Oral Health, 2016; 8:199-201.
30. Arora A, Reddy MM, Mhatre S ve ark. Comparative evaluation of effect of smoking on survival of dental implant. J Int Oral Health, 2017; 9:24-27.
31. Lauc T, Kobler P. Early post-operative complications in oral implantology. Coll Antropol, 1998; 22 Suppl:251-257.
32. Albrektsson T, Jansson T, Lekholm U. Osseointegrated dental implants. Dent Clin North Am, 1986; 30:151-174.
33. Zarb G, Bolender CL. Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients: Complete Dentures and Implant-Supported Protheses, 12th ed. St Louis, Mosby Inc, 2004:190-207.
34. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' Science of Dental Materials, 1st ed. Elsevier Health Sciences, 2012.
35. Sidambe AT. Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants-A review. Materials (Basel), 2014; 7:8168-8188.
36. Duymuş ZY, Güngör H. Dental implant materyalleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg, 2013; 23:145-152.
37. Sidambe AT. Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants-A review. Materials, 2014; 7:8168-8188.
38. Davarpanah M, Martinez H, Kebir M ve ark. Oral İmplantoloji Klinik El Kitabı. İstanbul, Quintessence Yayıncılık, 2004:217.
39. Allen PF, McMillan AS, Walshaw D. A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. J Prosthet Dent, 2001; 85:141-147.
40. Misch CM. Contemporary Implant Dentistry, 3rd ed. Elsevier Books & Journals, 2007.
41. Misch CE, Kutay Ö. Dental İmplant Protezler, 1st ed. İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri, 2009.
42. Tomisa AP, Launey ME, Lee JS ve ark. Nanotechnology approaches to improve dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants, 2011; 26 Suppl:25-44; discussion 29-45.

43. Sahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent*, 2002; 30:271-282.
44. K I. Farklı açılarla yerleştirilen implantların desteklediği “overdenture” protezlerde kullanılan ataçmanların in vitro olarak karşılaştırılması. Doktora tezi, Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Kayseri, 2014.
45. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL ve ark. Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. *J Prosthet Dent*, 1989; 62:436-440.
46. Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol*, 2000; 5:22-31.
47. Douglass GL, Merin RL. The immediate dental implant. *J Calif Dent Assoc*, 2002; 30:362-372.
48. Wyatt CC, Zarb GA. Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1998; 13.
49. Block MS, Delgado A, Fontenot MG. The effect of diameter and length of hydroxylapatite-coated dental implants on ultimate pullout force in dog alveolar bone. *J Oral Maxillofac Surg*, 1990; 48:174-178.
50. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol*, 1991; 17:126-131.
51. Eckert SE, Koka S, Wolfinger G ve ark. Survey of implant experience by prosthodontists in the United States. *J Prosthodont*, 2002; 11:194-201.
52. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *Int J Oral Implantol*, 1990; 6:23-31.
53. Misch CE, Steigenga J, Barboza E ve ark. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol*, 2006; 77:1340-1347.
54. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*, 1st ed. Elsevier Health Sciences, 2004.
55. Misch C. Implant success or failure: Clinical assessment in implant dentistry. In: *Contemporary Implant Dentistry*. St Louis, Mosby, 1993:33-66.
56. CJ I. Influence of variations in implant diameters: a 3-to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1999; 14:173-180.
57. Geng J, Ma Q, Xu W ve ark. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil*, 2004; 31:233-239.

58. Nedir R, Bischof M, Briaux JM ve ark. A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants: Results from a private practice. *Clin Oral Implants Res*, 2004; 15:150-157.
59. Deporter D, Todescan R, Caudry S. Simplifying management of the posterior maxilla using short, porous-surfaced dental implants and simultaneous indirect sinus elevation. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2000; 20.
60. Uzun G, Keyf F. İmplantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyon. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2012; 2007.
61. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont*, 2004; 17.
62. Zhao G, Schwartz Z, Wieland M ve ark. High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *J Biomed Mater Res A*, 2005; 74:49-58.
63. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P ve ark. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1986; 1:11-25.
64. Misch C. *Dental Implant Prosthetics*, 1st ed. Elsevier, 2005.
65. Truhlar RS, Orenstein IH, Morris HF ve ark. Distribution of bone quality in patients receiving endosseous dental implants. *J Oral Maxillofac Surg*, 1997; 55:38-45.
66. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*, 1999; 81:537-552.
67. Palacci P, Ericsson I. *Esthetic Implant Dentistry: Soft and Hard Tissue Management*, 1st ed. Quintessence Publishing, 2001.
68. Johns RB, Jemt T, Heath MR ve ark. A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1992; 7.
69. Ivanovski S, Lee R. Comparison of peri-implant and periodontal marginal soft tissues in health and disease. *Periodontology* 2000, 2018; 76:116-130.
70. Klinge B, Meyle J. Soft-tissue integration of implants. *Clin Oral Implants Res*, 2006; 17.
71. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I ve ark. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res*, 1991; 2:81-90.

72. Tallarico M, Canullo L, Caneva M ve ark. Microbial colonization at the implant-abutment interface and its possible influence on periimplantitis: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont Res*, 2017; 61:233-241.
73. Molina A, Sanz-Sánchez I, Martín C ve ark. The effect of one-time abutment placement on interproximal bone levels and peri-implant soft tissues: a prospective randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res*, 2017; 28:443-452.
74. Berglundh T, Armitage G, Araujo MG ve ark. Peri-implant diseases and conditions: Consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *J Periodontol*, 2018; 89 Suppl 1:313-318.
75. Tavelli L, Barootchi S, Avila-Ortiz G ve ark. Peri-implant soft tissue phenotype modification and its impact on peri-implant health: A systematic review and network meta-analysis. *J Periodontol*, 2021; 92:21-44.
76. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2006; 26:9-17.
77. Hermann JS, Buser D, Schenk RK ve ark. Biologic width around one- and two-piece titanium implants. *Clin Oral Implants Res*, 2001; 12:559-571.
78. Linkevicius T, Puisys A, Steigmann M ve ark. Influence of vertical soft tissue thickness on crestal bone changes around implants with platform switching: a comparative clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2015; 17:1228-1236.
79. Galindo-Moreno P, León-Cano A, Ortega-Oller I ve ark. Prosthetic abutment height is a key factor in peri-implant marginal bone loss. *J Dent Res*, 2014; 93:80-85.
80. Blanco J, Pico A, Caneiro L ve ark. Effect of abutment height on interproximal implant bone level in the early healing: A randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res*, 2018; 29:108-117.
81. Beltrán-Guijarro M, Pérez-Pevida E, Chávarri-Prado D ve ark. Biomechanical effects of Ti-base abutment height on the dental implant system: A finite element analysis. *J Funct Biomater*, 2024; 15(4):101.
82. Chen Z, Lin CY, Li J ve ark. Influence of abutment height on peri-implant marginal bone loss: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*, 2019; 122:14-21.e12.

83. Lindh C, Petersson A, Klinge B ve ark. Trabecular bone volume and bone mineral density in the mandible. *Dentomaxillofac Radiol*, 1997; 26:101-106.
84. Kalender O. Çocuk kırıklarında yeniden şekillenmenin önemi. *TOTBİD*, 2008.
85. von Wowern N. General and oral aspects of osteoporosis: a review. *Clin Oral Investig*, 2001; 5:71-82.
86. Clarke B. Normal bone anatomy and physiology. *Clin J Am Soc Nephrol*, 2008; 3:131-139.
87. Soikkonen K, Ainamo A, Xie Q. Height of the residual ridge and radiographic appearance of bony structure in the jaws of clinically edentulous elderly people. *J Oral Rehabil*, 1996; 23:470-475.
88. Atwood DA. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. 1962. *J Prosthet Dent*, 2001; 86:119-125.
89. Cawood JJ, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1988; 17:232-236.
90. Cawood JJ, Howell RA. Reconstructive preprosthetic surgery. I. Anatomical considerations. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1991; 20:75-82.
91. Branemark PI. *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*, 1st ed. Quintessence Publishing, 1985:11-344.
92. Lee S, Gantes B, Riggs M ve ark. Bone density assessments of dental implant sites: 3. Bone quality evaluation during osteotomy and implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2007; 22.
93. Luhr HG, Reidick T, Merten HA. Results of treatment of fractures of the atrophic edentulous mandible by compression plating: a retrospective evaluation of 84 consecutive cases. *J Oral Maxillofac Surg*, 1996; 54:250-254.
94. Misch C. Bone classification, training keys to implant success. *Dent Today*, 1989; 8:39-44.
95. Garber D, Belser U. Restoration-driven implant placement with restoration-generated site development. *Compend Contin Educ Dent*, 1995; 16:796, 798-802, 804.
96. Grunder U, Gracis S, Capelli M. Influence of the 3-D bone-to-implant relationship on esthetics. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2005; 25:113-119.
97. Shadid R, Sadaqa N. A comparison between screw-and cement-retained implant prostheses. A literature review. *J Oral Implantol*, 2012; 38:298-307.
98. *Prosthodontics Ao. The Glossary of Prosthodontic Terms*, 1st ed. Mosby, 1999.

99. Rangert B, Jemt T. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1989; 4.
100. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1996; 11.
101. Janev EJ, Redzep E, Janeva N ve ark. Multi unit abutments recommended in prosthetic and surgical implantology treatment (case report). *J Morphol Sci*, 2020; 3:65-72.
102. Wadhvani C. Prosthetic options for dental implants. *Decis Dent*, 2016; 24-26.
103. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*, 1st ed. St. Louis, Missouri, Mosby Elsevier, 2008:75-76.
104. Patras M, Martin W. Simplified custom impression post for implant-supported restorations. *J Prosthet Dent*, 2016; 115:556-559.
105. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, 1983; 49:843-848.
106. Wismeijer D. *ITI Treatment Guide*, 1st ed. Quintessence Publishing Limited, 2010.
107. Agnini A, Agnini AM, Romeo D ve ark. Clinical investigation on axial versus tilted implants for immediate fixed rehabilitation of edentulous arches: preliminary results of a single cohort study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2014; 16:527-539.
108. Jivraj S, Chee W. Treatment planning of implants in the aesthetic zone. *Br Dent J*, 2006; 201:77-89.
109. Carinci F, Farina A, Zanetti U ve ark. Alveolar ridge augmentation: a comparative longitudinal study between calvaria and iliac crest bone grafts. *J Oral Implantol*, 2005; 31:39-45.
110. Agliardi E, Clerico M, Ciancio P ve ark. Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles. *Quintessence Int*, 2010; 41.
111. Hinze M, Thalmair T, Bolz W ve ark. Immediate loading of fixed provisional prostheses using four implants for the rehabilitation of the edentulous arch: a prospective clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2010; 25.
112. Patzelt SB, Bahat O, Reynolds MA ve ark. The all-on-four treatment concept: a systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2014; 16:836-855.

113. Babbush CA, Kutsko GT, Brokloff J. The all-on-four immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study. *J Oral Implantol*, 2011; 37:431-445.
114. Maló P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2003; 5:2-9.
115. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2005; 7:88-94.
116. Chan MH, Holmes C. Contemporary "All-on-4" concept. *Dent Clin North Am*, 2015; 59:421-470.
117. Bhardwaj S, Srivastava R, Palekar U ve ark. The "All-on-4" immediate function concept: A review. *Natl J Dent Sci Res*, 2014; 2:78-81.
118. Durkan R, Oyar P, Deste G. Maxillary and mandibular all-on-four implant designs: A review. *Niger J Clin Pract*, 2019; 22:1033-1040.
119. Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N ve ark. Prosthodontic perspective to all-on-4® concept for dental implants. *J Clin Diagn Res*, 2014; 8:ZE16.
120. Ho C. Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the "All-on-4" immediate function concept. *Australas Dent Pract*, 2012; 22:138-148.
121. Bilgin MS. Post kor sistemlerinin fraktür analizi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi. Doktora tezi, 2008.
122. Ulusoy M, AK A. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Cilt II. Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi, 2003:687-689.
123. Güngör M, Dünder M, Artunç C. Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. *EÜ Dişhek Fak Derg*, 2005; 26:107-116.
124. Han G, Chandran K, Gotteiner N ve ark. Application of finite-element analysis with optimisation to assess the in vivo non-linear myocardial material properties using echocardiographic imaging. *Med Biol Eng Comput*, 1993; 31:459-467.
125. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1987; 92:499-505.
126. Nishimura RD, Ochiai KT, Caputo AA ve ark. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *J Prosthet Dent*, 1999; 81:696-703.

127. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC ve ark. Stress analysis of porous rooted dental implants. J Dent Res, 1976; 55:772-777.
128. Eskitaşçıoğlu G, Elemanlar YBDHS. Stres Analiz Yöntemi. AÜ Diş Hek Fak Derg, 1995; 22:201-205.
129. Moaveni S. Finite Element Analysis Theory and Application with ANSYS, 3rd ed. Pearson Education India, 2011.
130. Ulusoy M, Aydın K. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Cilt 1-2, 3. Baskı. Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Yayınları, 2010.
131. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent, 2001; 85:585-598.
132. Eyüboğlu TF, Önal B, Erdilek N ve ark. Molar dişlerde inley restorasyonların mekanik performansının incelenmesi: 3-boyutlu sonlu elemanlar analizi. Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg, 2008; 25:27-33.
133. Sonugelen M, Artunç C. Ağız Protezleri ve Biomekanik, 1st ed. Ege Üniversitesi, 2002.
134. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG ve ark. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. J Oral Implantol, 2014; 40:217-228.
135. Caputo A, Standlee J. Biomechanics in Clinical Dentistry, 1st ed. Quintessence Publ. Co. Inc, Chicago, 1987.
136. Cowin SC. Bone Stress Adaptation Models, 1993.
137. Misch CE. Contemporary implant dentistry. Implant Dent, 1999; 8:90.
138. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: derleme. Dicle Diş Hekimliği Derg, 2010; 11:18-23.
139. O'Brien W. Dental Materials and Their Selection, 1st ed. Quintessence, 2002:377.
140. O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. Clin Oral Implants Res, 2001; 12:648-657.
141. İnanç M. Cisimlerin Mukavemeti, 6. Baskı. İTÜ Yayınları, 1988.
142. Shigley JE, Mitchell LD, Saunders H. Mechanical Engineering Design, 1985.
143. Logan DL. A First Course in the Finite Element Method. Thomson, 2011.
144. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M ve ark. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clin Oral Implants Res, 2002; 13:334-341.

145. Moratal D. Finite Element Analysis, 1st ed. BoD–Books on Demand, 2010.
146. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM ve ark. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis: a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*, 1998; 24:80-88.
147. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont*, 2002; 15.
148. Yue X, Wang L, Wang R ve ark. Finite element analysis on strains of viscoelastic human skull and duramater. *Finite Element Analysised*, 1st ed. IntechOpen, 2010.
149. Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2014; 24.
150. Taşkinsel E, Gümüş H. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, 2014; 24:131-135.
151. Kilic S, Caglar I. An investigation of stress distribution between two different implant concepts in implant-supported maxillary prostheses with different framework materials: A finite element study. *Int J Prosthodont*, 2024; 0(0):1-22.
152. Akay C, Yalug S. Biomechanical 3-dimensional finite element analysis of obturator prostheses retained with zygomatic and dental implants. *Med Sci Monit*, 2015; 21:604.
153. Korkmaz FM, Korkmaz YT, Yalug S ve ark. Impact of dental and zygomatic implants on stress distribution in maxillary defects: a 3-dimensional finite element analysis study. *J Oral Implantol*, 2012; 38(5):557-567.
154. Maza-Solano S, Baus-Domínguez M, Romero-Ruíz MM ve ark. Prospective observational cohort study of the change of the marginal bone crest in relation to the prosthetic abutment height and the peri-implant vertical mucosal thickness at implants positioned subcrestally. *Clin Implant Dent Relat Res*, 2024.
155. Linkevicius T, Apse P, Grybauskas S, Puisys A. The influence of soft tissue thickness on crestal bone changes around implants: a 1-year prospective controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2009; 24.
156. Spinato S, Stacchi C, Lombardi T ve ark. Biological width establishment around dental implants is influenced by abutment height irrespective of vertical mucosal thickness: A cluster randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res*, 2019; 30:649-659.

157. Muñoz M, Busoms E, Vilarrasa J ve ark. Bone-level changes around implants with 1-or 3-mm-high abutments and their relation to crestal mucosal thickness: a 1-year randomized clinical trial. *J Clin Periodontol*, 2021; 48:1302-1311.
158. Pico A, Martín-Lancharro P, Caneiro L ve ark. Influence of abutment height and implant depth position on interproximal peri-implant bone in sites with thin mucosa: a 1-year randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res*, 2019; 30:595-602.
159. Quispe-López N, Guadilla Y, Gómez-Polo C ve ark. The influence of implant depth, abutment height and mucosal phenotype on peri implant bone levels: A 2-year clinical trial. *J Dent*, 2024; 148:105-264.
160. Ohyama T, Nakabayashi S, Yasuda H ve ark. Mechanical analysis of the effects of implant position and abutment height on implant-assisted removable partial dentures. *J Prosthodont Res*, 2020; 64(3):340-345.
161. Farronato D, Pasini PM, Manfredini M ve ark. Influence of the implant-abutment connection on the ratio between height and thickness of tissues at the buccal zenith: a randomized controlled trial on 188 implants placed in 104 patients. *BMC Oral Health*, 2020; 20:1-11.
162. Farronato D, Manfredini M, Mangano F ve ark. Ratio between height and thickness of the buccal tissues: a pilot study on 32 single implants. *Dent J*, 2019; 7:40.
163. Nozawa T. Biologic height-width ratio of the buccal supra-implant mucosa. *Eur J Esthet Dent*, 2011; 6:88-93.
164. Viña-Almunia J, Candel-Martí ME, Cervera-Ballester J ve ark. Buccal bone crest dynamics after immediate implant placement and ridge preservation techniques: review of morphometric studies in animals. *Implant Dent*, 2013; 22:155-160.
165. Andlin-Sobocki A, Bodin L. Dimensional alterations of the gingiva related to changes of facial/lingual tooth position in permanent anterior teeth of children: A 2-year longitudinal study. *J Clin Periodontol*, 1993; 20:219-224.
166. Wennström JL, Lindhe J, Sinclair F ve ark. Some periodontal tissue reactions to orthodontic tooth movement in monkeys. *J Clin Periodontol*, 1987; 14:121-129.
167. Wennström JL. Recession of the soft tissue margin at oral implants: A 2-year longitudinal prospective study. *Implant Dent*, 1997; 6:229.

168. Anniwaer A, Yin Z, Zhu J ve ark. Effect of abutment type and creep behavior on the mechanical properties of implant restorations in the anterior region: A finite element analysis. *J Prosthodont*, 2024; 33:93-102.
169. He LH, Swain MV. Enamel-a “metallic-like” deformable biocomposite. *J Dent*, 2007; 35:431-437.
170. Chen QQ, Xuan FZ, Tu ST. Effects of creep on interfacial stresses of bonded structures. *Mater Sci Eng A*, 2008; 497:471-478.
171. Wang PS, Tsai MH, Wu YL ve ark. Biomechanical analysis of titanium dental implants in the All-on-4 treatment with different implant–abutment connections: A three-dimensional finite element study. *J Funct Biomater*, 2023; 14:515.
172. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P ve ark. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*, 2012; 23:202-216.
173. Khatib I, Joshi NV, Rao P ve ark. Effect of implant-abutment connection and abutment angulations on peri-implant stress levels: A finite element analysis study. *Compend Contin Educ Dent*, 2024; 45:e5-e9.
174. Ibrahim CRM, Sameh A, Askar O. A finite element analysis study on different angle correction designs for inclined implants in All-On-Four protocol. *BMC Oral Health*, 2024; 24:331.
175. Pellizzer EP, Falcon-Antenucci RM, de Carvalho PSP ve ark. Influence of implant angulation with different crowns on stress distribution. *J Craniofac Surg*, 2011; 22(2):434-437.
176. Himmlöva L, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 2004; 91(1):20-25.
177. Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 2010; 30(1):20-25.
178. Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent*, 1992; 1(4):289-294.
179. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent*, 1996; 75(2), 140-147.

EKLER

EK-1. Özgeçmiş

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	Güleren Açelya AYDIN
Eğitim	
Lise	Trabzon Fen Lisesi (2015)
Lisans	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (2015-2020)
Uzmanlık	Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Ana bilim Dalı (2022-2025)
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce	

EK-2. Etik Kurul Onay Formu



T.C.
RECEP TAYYİP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı



Sayı : E-40465587-050.01.04-1033
Konu : Etik Kurul

24.04.2024

Sayın Doç. Dr. Murat ALKURT

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz “All-On Four Konseptli İmplant Üstü Protezlerdeki İmplantların Açılarının ve Diş Eti Miktarlarının Değişmesi Durumlarında Stres Dağılımının 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Karşılaştırılması” isimli başvurunuz etik kurulumuz yönergesine göre 18.04.2024 tarihinde yapmış olduğu toplantıda incelenmiş olup, 2024/86 karar numarası ile bilimsel ve etik yönden uygun bulunmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini saygılarımla rica ederim.

Doç. Dr. Tahsin Gökhan TELATAR
Başkan

Fener Mah. Zihni Derin Yerleşkesi 53100 Rize / TÜRKİYE
Telefon No : +90 (464) 223 61 26 Faks No : +90 (464) 223 53 76
e-Posta : iletisim@erdogan.edu.tr
Kep ~~Bu belge güvenli elektronik imza ile onaylanmıştır.~~
Doğrulama Kodu : a0526b3368e5

Bilgi için : BURAK HANKAY
Bilgisayar İşletm



Belge Takip Adresi: <http://ehys.erdogan.edu.tr/EBYS/40465587-050.01.04-1033>

EK-3. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

 RECEP TAYYIP ERDOĞAN ÜNİVERSİTESİ	DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ		Doküman Kodu	H.HD.FR.82
	DENTAL VOLUMETRİK TOMOGRAFİ BİLGİLENDİRME ve İSTEK FORMU		Yayın Tarihi	10.11.2020
			Revizyon Tarihi	03.08.2023
			Revizyon No.	01
			Sayfa No.	1/2

Tarih:...../...../.....

Adı-Soyadı:

Cinsiyeti: ☐ Kadın ☐ Erkek

TC :

Doğum Tarihi:/...../.....

ÜST ÇENE		Sağ																	Sol
	Tek Çene		8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8	
	Bölgesel																		

ALT ÇENE		Sağ																	Sol
	Tek Çene		8	7	6	5	4	3	2	1	1	2	3	4	5	6	7	8	
	Bölgesel																		

Ön Tanı:

Klinik Bulgular:

Not:

EK-3. (Devam) Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

BİLMENİZ GEREKENLER

Dental volumetrik tomografi x-ışını kullanılarak baş boyun bölgesinin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik yöntemidir. Bu yöntem ile iki boyutta görüntülemenin yetersiz kaldığı durumlarda üç boyutlu görüntüleme sağlanabilmektedir. İşlem öncesi hasta ağız içindeki çıkarılabilen protezler ile baş ve boyun bölgesinde bulunan (kolye, küpe, toka, iğne, gözlük, piercing, işitme cihazı vb. gibi) metal içeren tüm eşyaları çıkarılmalıdır. Dental volumetrik tomografi çekimi yapılmazsa, kesitsel ve üç boyutlu görüntüleme sağlanamaz. Şikayete neden olan ve iki boyutlu görüntüleme ile tespit edilemeyen hastanın mevcut anatomik durumu doğru şekilde tespit edilemez.

Olası riskler: Radyolojik tetkiklerde kullanılan x-ışını canlı doku için zararlıdır. Bu nedenle hekimin sizin için gereken en az sayıda röntgen isteyecektir. İşlem sırasında hareketsiz kalınması gerektiğinden, hareket edilirse röntgenin teşhise yardımcı niteliğini yitirmesi ve tekrar çekilmesi durumu söz konusudur. Hamile ve gelişim çağındaki çocuklarda koruyucu önlemler alınmazsa radyasyona hassas organlar etkilenebilir. Tiroid, göğüs ve akciğer hastalıkları, kanser hastaları ve bağışıklık sistemi düşük olan hastalar gibi riskli hasta gurplarında hastalığın seyrinin olumsuz etkilenmemesi için kurşun koruyucularla radyograf çekimi gerçekleştirilir

Hekimimden diş sağlığımın durumu ve dental volumetrik tomografi incelemesi gerekliliği hakkında yeterli ve tatminkar açıklamaları duydum. Hamile isem beni muayene eden doktora veya radyolojik tetkikleri uygulayan radyoloji teknikerine hamilelik durumumu ve herhangi bir sistemik hastalığım mevcutsa bunu belirteceğimi kabul ediyorum. Eğitim ve bilimsel amaçlı olarak hastaların kimlik bilgileri gizli tutularak fotoğraf, röntgen veya video görüntüleri alınabilir, klinik ve radyolojik verileri; bilimsel, eğitim veya araştırma amaçlı kullanılabilir. Yukarıdaki bilgileri okudum, sorularıma tatminkar cevaplar aldım ve özgür irademle onaylıyorum. (Aşağıdaki kutunun içerisindeki boşluklar hasta veya kanuni temsilcisi tarafından kendi el yazısı ile "Okudum, Anladım, Kabul Ediyorum." şeklinde doldurulacaktır).

	Adı-Soyadı	İmza	Tarih/Saat
Hasta / Hastanın Kanuni Temsilcisi (*) – yakınlık derecesi			/...../..... Saat:.....
Bilgilendirmeyi Yapan Hekim			/...../..... Saat:.....
Tercüman (kullanılması halinde)			/...../..... Saat:.....

Kanuni Temsilci: Vasiyet altındakiler için vasi, reşit olmayanlar için anne – baba, bunların bulunmadığı durumlarda 1. derece kanuni mirasçılardır. (Hasta yakınının isminin yanında yakınlık derecesini belirtiniz.)

Lütfen gerekli bilgileri eksiksiz doldurunuz. Eksik bilgiler içeren ve tomografi isteği yapan hekim ve hasta tarafından imzalanmayan formlar ile gelen hastalara randevu verilmeyecektir...

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı

EK-4. Turnitin İntihal Raporu

ORJİNALLİK RAPORU			
% 11	% 10	% 5	% 3
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ
BİRİNCİL KAYNAKLAR			
1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 3	
2	documents.tips İnternet Kaynağı	% 2	
3	dspace.kocaeli.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1	
4	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	% 1	
5	www.straumann.com İnternet Kaynağı	<% 1	
6	9lib.net İnternet Kaynağı	<% 1	
7	intranet.exeter.ac.uk İnternet Kaynağı	<% 1	
8	Konstantina Angelara, Manuel Bratos, John A. Sorensen. "Comparison of strength of milled and conventionally processed PMMA complete-arch implant-supported immediate interim fixed dental prostheses", The Journal of Prosthetic Dentistry, 2021 Yayın	<% 1	
9	dspace.gazi.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1	
acikerisim.erdogan.edu.tr			