

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ÜST ÇENEDE ALL-ON-FOUR SABİT İMPLANT ÜSTÜ
PROTEZ İÇİN ÖN İMPLANT POZİSYONU, M-4 VE V-4
TEKNİKLERİNİN BİYOMEKANİK PERFORMANS
ÜZERİNDE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Farıda NAGHDALIYEVA

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

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

ERZURUM

2025

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**ÜST ÇENEDE ALL-ON-FOUR SABİT İMPLANT ÜSTÜ PROTEZ
İÇİN ÖN İMPLANT POZİSYONU, M-4 VE V-4 TEKNİKLERİNİN
BİYOMEKANİK PERFORMANS ÜZERİNDE ETKİSİNİN SONLU
ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Farıda NAGHDALIYEVA

Tez Savunma Tarihi: 04.08.2025

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU (Atatürk Üniversitesi)
Jüri Üyesi : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL (Atatürk Üniversitesi)
Jüri Üyesi : Prof. Dr. Hatice ÖZDEMİR (Atatürk Üniversitesi)
Jüri Üyesi : Doç. Dr. Gelengül URVASIZOĞLU (Atatürk Üniversitesi)
Jüri Üyesi : Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR (Necmettin Erbakan Üniversitesi)

Onay

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

Kurum Eğitim Sorumlusu
Prof. Dr. Taner ARABACI

Uzmanlık Tezi
ERZURUM – 2025

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
TEŞEKKÜR	V
ÖZET	VI
ABSTRACT.....	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	X
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	XI
TABLolar DİZİNİ.....	XVII
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Dental İmplantlar ve Osseointegrasyon	5
2.1.1. Dental implantlar	5
2.1.2. Dental İmplantın Tarihçesi	5
2.1.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması	7
2.1.3.1. Kemikle İlişkilerine Göre İmplantların Sınıflandırılması.....	7
2.1.3.2. Materyal Çeşitlerine Göre İmplantların Sınıflandırılması	12
2.1.4. Dental İmplantların Endikasyonları.....	12
2.1.5. Dental İmplantların Kontrendikasyonları	13
2.1.6. Osseointegrasyon	13
2.1.6.1. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler	14
2.1.6.2. Kemik Miktarı ve Kalitesi ile İlgili Sınıflamalar	16
2.1.6.3. Dişsiz Posterior Maksiller Kemikte Rezorpsiyon Yönleri	20
2.1.7. Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler.....	21
2.1.7.1 Kuvvetler ve Kuvvet Türleri.....	22
2.1.7.2. Moment Kavramı.....	23

2.1.7.3. Stres (Gerilme).....	24
2.1.7.4. Deformasyon ve Gerinim.....	25
2.1.7.5. İmplantla İlgili Faktörler.....	26
2.2. Tam Dişsizlik ve Konvansiyonel Tam Protezler	27
2.2.1. Konvansiyonel Tam Protezlerin Dezavantajları	27
2.2.2. Tam Dişsizlikte İmplantların Kullanıldığı Tedavi Seçenekleri	28
2.2.3. Maksiller Tam Dişsizlik Sebepleri	28
2.2.3.1. Maksilla tam dişsizlik olgularında temel olarak üç implant üstü tedavi seçeneği mevcuttur:	29
2.2.3.2. Hibrit Protezler	32
2.2.3.3. Hibrit Protezlerin Avantajları	34
2.2.3.4. Hibrit Protezlerin Dezavantajları	35
2.3. Dişsiz Posterior Maksiller Bölge Tedavi Seçenekleri	35
2.3.1. Maksiller Posterior Açılı İmplantların Avantajları	38
2.3.2. Maksiller Posterior Açılı İmplantların Dezavantajları.....	39
2.4. “All-on-Four” tedavi konsepti	39
2.4.1. “All-on-Four” konseptinin avantajları	43
2.4.2. “All-on-Four” Konseptinin Dezavantajları.....	43
2.4.3. “All-on-Four” İmplant Tedavisinde Protez Uygulamaları	44
2.4.4. “All-on-Four” İmplant Protezlerde Kullanılan Altyapı Materyalleri	44
2.4.5. ‘All-on-Four’ İmplant Protezlerde Kullanılan Protetik Üst Yapı Materyalleri .	45
2.4.5.1. Metal Destekli Seramik Sabit Protezler	46
2.4.5.2. Metal Destekli Hibrit Sabit Protezler.....	46
2.4.5.3. Zirkonya Destekli Seramik Sabit Protezler	46
2.4.5.4. Monolitik Zirkonya Sabit Dental Protezler	47

2.4.5.5. Lityum Disilikat Cam Seramik Sistemi	47
2.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analizi Yöntemleri	47
2.5.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	48
2.5.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Stres Analiz Yöntemi	48
2.5.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi.....	48
2.5.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi	49
2.5.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi.....	49
2.5.6. Radyoteleometri Kuvvet Analiz Yöntemi	49
2.6. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	49
2.6.1. Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi ile İlgili Teknik Kavramlar.....	50
3. MATERYAL VE METOT.....	54
3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması.....	54
3.1.1. Kortikal Kemik ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi	55
3.1.2. İmplant, Abutment, Oklüzal Vida, Metal Altyapı, Protez, Mukoza ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması.....	56
3.1.3. Çalışma Modelleri.....	59
3.1.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	61
3.1.4.1. Materyal Tanımları	61
3.1.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	62
3.1.5.1. Kuantitatif Model Bilgileri	63
4. BULGULAR.....	66
4.1 Vertikal Kuvvet Uygulaması Sonucu Elde Edilen Bulgular	66
4.1.1. İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Streslerinin İncelenmesi	66
4.1.2. Abutmentlar Arasındaki von Mises Stres Değerlerinin İncelenmesi.....	69

4.1.3. Protetik Altyapı Materyalinde Oluşan von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması	71
4.1.4. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Asal Stres Değerlerinin İncelenmesi	73
4.1.5. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Asal Stres Değerlerinin İncelenmesi	76
4.2. Oblik Kuvvet Uygulaması Sonucu Elde Edilen Bulgular	79
4.2.1. İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Streslerinin İncelenmesi	79
4.2.2. Abutmentlar Arasındaki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması	82
4.2.3. Protetik Altyapı Materyalinde Oluşan von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması	84
4.2.4. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Asal Stres Değerlerinin İncelenmesi	86
4.2.5. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Asal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması	89
5. TARTIŞMA	93
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	127
KAYNAKLAR	129
EKLER	149
EK-1. ETİK KURUL ONAY FORMU	149

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşarak her zaman yanımda olan, akademik ve mesleki gelişimime katkıda bulunan değerli danışmanım Sayın Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU'na sevgi ve saygılarımı sunarım.

Eğitim sürecim boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen bölümümüzün diğer öğretim üyeleri; Prof. Dr. Funda BAYINDIR, Prof. Dr. Zeynep YEŞİL DUYMUŞ, Prof. Dr. Hatice ÖZDEMİR, Doç. Dr. Esra KUL, Doç. Dr. Alper ÖZDOĞAN, Dr. Öğr. Üyesi Nurdan POLAT SAĞSÖZ ve Dr. Öğr. Üyesi Rüştü Ersoy SAKARYA' ya,

Tez jüri üyesi Sayın Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR hocama, Çalışmanın analiz aşamaları ve yorumlanması esnasında yardımlarını hiç esirgemeyen Tinus Technologies' e, Birlikte olmaktan büyük mutluluk duyduğum ve özlemle anacağım tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma, çalıştığım süre boyunca hayatıma katkıları ve emekleri olan sevgili hemşire, teknisyen ve personelimize, Klinikte beraber çalıştığımız, tez odasını paylaştığımız, tüm zorluklara karşı hep yanımda olan sevgili eş kıdemlilerim Dt. Nevzat Berk BARIN, Dt. Züliye KURULTAY, Dt. Semanur İPEK'e, Kendi üzerimde büyük emekleri olan değerli Uzman. Dt. Derya ASLAN, Uzman Dt Onur TAŞDEMİR, Uzman Dt. Gizem ERDAŞ, Uzman Dt. Seyhan KAHRAMAN'a

Beni destekleyen, değerli hissettiren, dünyamı hep aydınlık yapan değerli eşime,

Hayatım boyunca her zaman yanımda olan, her zaman beni destekleyen canım aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Farıda NAGHDALIYEVA

ÖZET

Üst Çenede All-On-Four Sabit İmplant Üstü Protez İçin Ön İmplant Pozisyonu, M-4 ve V-4 Tekniklerinin Biyomekanik Performans Üzerinde Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi

Amaç: Atrofik üst çenede All-on-Four implant üstü akrilik hibrit protez uygulamasında anterior implantların farklı açılarda ve pozisyonlarda yerleştirilmesinin; vertikal ve oblik kuvvetler altında implant, abutment, metal altyapı ile kortikal ve trabeküler kemik üzerindeki stres dağılımlarına etkisi sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmiştir.

Materyal ve Metot: Bu çalışmada, tüm modellerde posterior implantlar maksiller sinüs önüne 45° eğimli olarak yerleştirilmiştir. Model 1’de anterior implantlar santral diş bölgesine dik, Model 2’de lateral kesici diş bölgesine dik yerleştirilmiştir. Model 3’te (M-4 tekniği), anterior implantlar lateral diş bölgesinde, apikal yönde lateral piriform kenara doğru, 30° mezial eğimli yerleştirilmiştir. Model 4’te (V-4 tekniği) ise implantlar lateral kesici diş bölgesinde, apikal yönde nazal septumun orta hattı referans alınarak, 30° distal eğimli olarak konumlandırılmıştır. Tüm modellere sağ birinci molar bölgesine 150 N’luk vertikal ve oblik kuvvet uygulanmış, sekiz statik analiz yapılmıştır.

Bulgular: İmplantlar üzerindeki en yüksek von Mises stres değerleri oblik kuvvet altında model 1’de sağ posterior implantda (158.587 MPa), en düşük değer ise model 2’de sağ posterior implantda (154.797 MPa) olarak ölçülmüştür. Ön implantların açılı yerleştirildiği model 3 ve model 4’te oblik yük altında en yüksek değer model 3’te M-4 tekniğinde sağ posterior implantta (155.547 MPa) kaydedilmiştir. Tüm modellerde, kortikal kemikte meydana gelen en yüksek stres değerleri, minimum asal stres (basma) değerleri olmuştur. Stres değerlerinin en yüksek olduğu bölgelerin, implantların boynu ve çevresinde yoğunlaştığı tespit edilmiştir. İmplantın apeksine doğru stres değerlerinde azalma gözlemlenmiştir. Oblik olarak uygulanan kuvvetlerin, vertikal kuvvetlere kıyasla

hem implantta hem de kortikal ve trabeküler kemikte daha fazla stres birikmesine sebep olduğu görülmüştür.

Sonuç: All-on-Four implant destekli sabit protezlerde, implantların lateral diş bölgesine aksiyel (dikey) olarak yerleştirilmesinin; implant, abutment, metal altyapı ve çevre kemik dokusunda daha düşük stres oluşturduğu gözlemlenmiştir. Buna karşılık, implantların lateral piriform kenara doğru eğimli şekilde konumlandırıldığı M-4 tekniğinde, implantlar ve çevre kemik dokular üzerinde daha yüksek stres değerlerine ulaşıldığı belirlenmiştir. Anterior bölgede açılı implant yerleşimi, implant uzunluğu gibi klinik parametrelerin dikkatle değerlendirilmesi gerektiği sonucuna varılmıştır. Ayrıca, oblik yönlü kuvvetlerin, vertikal kuvvetlerle karşılaştırıldığında implant ve kortikal/trabeküler kemik üzerinde daha yıkıcı streslere neden olabileceği düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Açısal implantlar, all-on-four, implant pozisyonu, sonlu elemanlar analizi

ABSTRACT

Evaluation of the Effect of M-4 and V-4 Techniques on the Biomechanical Performance of the Anterior Implant Position for All-on-Four Fixed Implant-Supported Prostheses in the Upper Jaw Using Finite Element Analysis

Aim: In the application of All-on-Four implant-supported acrylic hybrid prostheses in atrophic upper jaws, the effect of placing anterior implants at different angles and positions on stress distribution on implants, abutments, metal substructures, cortical bone, and trabecular bone under vertical and oblique forces was evaluated using the finite element analysis method.

Materials and Method: In this study, posterior implants were placed at a 45° angle in front of the maxillary sinus in all models. In Model 1, anterior implants were placed perpendicular to the central tooth region, and in Model 2, they were placed perpendicular to the lateral incisor region. In Model 3 (M-4 technique), the anterior implants were placed in the lateral tooth region, apically toward the lateral piriform margin, at a 30° mesial angle. In Model 4 (V-4 technique), the implants were placed in the lateral incisor region, apically with reference to the midline of the nasal septum, at a 30° distal angle. A vertical and oblique force of 150 N was applied to the right first molar region in all models, and eight static analyses were performed.

Results: The highest von Mises stress values on the implants were measured in model 1 on the right posterior implant (158.587 MPa) under oblique force, while the lowest value was measured in model 2 on the right posterior implant (154.797 MPa). In models 3 and 4, where the anterior implants were placed at an angle, the highest value under oblique loading was recorded in model 3 using the M-4 technique in the right posterior implant (155,547 MPa). In all models, the highest stress values occurring in the cortical bone were the minimum principal stress (compression) values. It was determined that the regions with the highest stress values were concentrated around the neck of the

implants. A decrease in stress values was observed toward the apex of the implant. It was observed that oblique forces caused greater stress accumulation in both the implant and the cortical and trabecular bone compared to vertical forces.

Conclusion: In All-on-Four implant-supported fixed prostheses, it has been observed that placing implants axially (vertically) in the lateral tooth region creates lower stress on the implant, abutment, metal substructure, and surrounding bone tissue. In contrast, in the M-4 technique, where implants are positioned at an angle toward the piriform margin, higher stress values on the implants and surrounding bone tissue have been determined. It has been concluded that clinical parameters such as angulated implant placement and implant length in the anterior region must be carefully evaluated. Additionally, it is thought that oblique forces may cause more destructive stress on the implant and cortical/trabecular bone compared to vertical forces.

Keywords: Angular implants, all-on-four, implant position, finite element analysis

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
µm	: Mikrometre
2D	: İki boyut
3D	: Üç boyut
A	: Alan
C°	: Derece
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Üretim)
Cr-Co	: Krom-Kobalt (Crome-Cobalt)
CT	: Computed Tomography (Bilgisayarlı Tomografi)
DCM	: DICOM (Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim)
F	: Kuvvet
FEA	: Finite Element Analysis
GB	: Gigabyte
GHz	: Gigahertz
GPa	: Gigapaskal
L	: Uzunluk
mm	: Milimetre
MPa	: Mega paskal
N	: Newton
SESA	: Sonlu elemanlar stres analizi
STL	: Stereolithografi

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 2.1. Mandibulada üç kesici diş yerine yerleştirilmiş deniz kabukları	6
Şekil 2.2. Subperiosteal implantlar	8
Şekil 2.3. Endosteal implantlar	8
Şekil 2.4. Blade implantlar	9
Şekil 2.5. Vent implantlar	10
Şekil 2.6. Vida tip implantlar	10
Şekil 2.7. Silindirik tip implant	11
Şekil 2.8. Transosteal implantlar	11
Şekil 2.9. Kortikal ve spongiyoz kemik	16
Şekil 2.10. Lekhom ve Zarb'ın kemik kalitesi ile ilgili sınıflaması	18
Şekil 2.11. Misch'in tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması	19
Şekil 2.12. Dişsiz maksilla ve mandibulada zamanla kemik yıkımı modeli. (Dişsiz kret A bölgesinden D bölgesine doğru rezorbe olurken, kret tepesi maksillada palatinal kemiğe doğru ilerler	21
Şekil 2.13. Sıkışma (basma), gerilme (çekme) ve kesme (makaslama) tipi kuvvetler ..	22
Şekil 2.14. Üç düzlemde oluşan 6 adet moment kolları	23
Şekil 2.15. Klinik moment kolu; oklüzal yükseklik, kantilever uzunluğu, oklüzal genişlik	24
Şekil 2.16. Deformasyon ve gerinim	25
Şekil 2.17 Restorasyonun konturuna göre restorasyon tipleri (SP-1 ideal, SP-2 hiperkonturlu, SP-3 pembe porselen ya da akrilikle desteklenmiş)	30
Şekil 2.18. Üst kanin dişin yerine yapılan SP-1 uygulamasının ağız içi görüntüsü	30

Şekil 2.19. Doğal dişlerden daha uzun kuron boyuna sahip SP-2 uygulamasının ağız içi görüntüsü.....	31
Şekil 2.20. Yumuşak dokunun pembe porselenle restore edildiği SP-3 uygulamasının ağız içi görüntüsü	31
Şekil 2.21. Aldıkları desteğe göre HP4 ve HP-5 protez tipleri.....	32
Şekil 2.22. Dişsiz üst çeneye hibrit protez yapımı için yerleştirilen implantların üzerine vidalanmış abutmentlerin ağız içi görüntüsü (a). Simante edilerek hastaya teslim edilen hibrit protezin ağız içi görüntüsü (b)	34
Şekil 2.23. All-on-Four konsepti	40
Şekil 2.24. (a) V-4 konfigürasyon (b) M-4 konfigürasyon.....	42
Şekil 2.25. Üst ve alt çenede all on four uygulanmış hastanın radyografik görüntüsü. Üst çenede (a) V-4 konfigürasyonu (b) M-4 konfigürasyonu	42
Şekil 2.26. All-on-Four tedavi konseptiyle hazırlanmış hibrit protez	43
Şekil 2.27. Farklı düğüm sayısında elemanların görünümü	50
Şekil 2.28. Poisson oranı formülü	52
Poisson Oranı = En'deki birim boyut değişimi / Boydaki birim boyut değişimi	52
Şekil 3.1. Tomografi görüntüsünün modele aktarılması	55
Şekil 3.2. Kortikal Kemik (a), Trabeküler Kemik (b).	56
Şekil 3.3. İmplant uzunluğu 8mm (a), 13 mm (b).	57
Şekil 3.4. Düz abutment (a), 30° açılı abutment (b), 45° açılı abutment (c)	57
Şekil 3.5. Bazal vida (a), Oklüzal vida (b).	57
Şekil 3.6. Akrilik protez (polimetilmetakrilat)	57
Şekil 3.7. Model 1 metal altyapı.....	58
Şekil 3.8. Model 2 metal altyapı.....	58
Şekil 3.9. Model 3 metal altyapı.....	58

Şekil 3.10. Model 4 metal altyapı.....	58
Şekil 3.11. Model 1 (a) Anterior implantlar, her iki tarafta santral diş bölgesine aksiyel (dik) olarak yerleştirilmiştir, (b) Ek Görüntü.....	59
Şekil 3.12. Model 2(a) Anterior implantlar, her iki tarafta lateral diş bölgesine aksiyel (dik) olarak yerleştirilmiştir, (b) Ek Görüntü.....	59
Şekil 3.13. Model 3 (a) Anterior implantlar, her iki tarafta lateral diş bölgesinde yer almakta olup, apikal yönde lateral piriform kenara doğru 30° açıyla meziale yerleştirilmiştir. M-4 tekniği, (b) Ek Görüntü.	60
Şekil 3.14. Model 4 (a) Anterior implantlar, her iki tarafta lateral kesici diş bölgesine; apikal yönde, nazal septumun orta hattı referans alınarak 30° açıyla distal yönde yerleştirilmiştir. V-4 tekniği, (b) Ek Görüntü.	60
Şekil 3.15. Modellerde uygulanan mesh görüntüsü	61
Şekil 3.16. Vertikal kuvvet	62
Şekil 3.17. Oblik kuvvet	63
Şekil 3.18. Sınır koşulu.....	63
Şekil 4.1. Model1 vertikal yükleme koşulu altında implantlar üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) ile görüntüsü	67
Şekil 4.2. Model 2 vertikal yükleme koşulu altında implantlar üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) ile görüntüsü	68
Şekil 4.3. Model 3 vertikal yükleme koşulu altında implantlar üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü	68
Şekil 4.4. Model 4 vertikal yükleme koşulu altında implantlar üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü	68
Şekil 4.5. Model 1 abutmentlar üzerinde vertikal yükleme sonucu oluşan von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü	70

Şekil 4.6. Model 2 abutmentlar üzerinde vertikal yükleme sonucu oluşan von Mises	
stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü	70
Şekil 4.7. Model 3 abutmentlar üzerinde vertikal yükleme sonucu oluşan von Mises	
stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü	70
Şekil 4.8. Model 4 abutmentlar üzerinde vertikal yükleme sonucu oluşan von Mises	
stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü	71
Şekil 4.9. Model 1 protetik altyapı materyalinde vertikal yükleme sonucu oluşan von	
mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü....	72
Şekil 4.10. Model 2 protetik altyapı materyalinde vertikal yükleme sonucu oluşan	
von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü	
.....	72
Şekil 4.11. Model 3 protetik altyapı materyalinde vertikal yükleme sonucu oluşan von	
mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü....	73
Şekil 4.12. Model 4 protetik altyapı materyalinde vertikal yükleme sonucu oluşan von	
mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü....	73
Şekil 4.13. Model 1 kortikal ve trabeküler kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan	
maksimum asal stres değerleri	75
Şekil 4.14. Model 2 kortikal ve trabeküler kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan	
maksimum asal stres değerleri	75
Şekil 4.15. Model 3 kortikal ve trabeküler kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan	
maksimum asal stres değerleri	76
Şekil 4.16. Model 4 kortikal ve trabeküler kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan	
maksimum asal stres değerleri	76
Şekil 4.17. Model 1 kortikal ve trabeküler kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan	
minimum asal stres değerleri	78

Şekil 4.18. Model 2 kortikal ve trabeküler kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan	
minimum asal stres değerleri	78
Şekil 4.19. Model 3 kortikal ve trabeküler kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan	
minimum asal stres değerleri	79
Şekil 4.20. Model 4 kortikal ve trabeküler kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan	
minimum asal stres değerleri	79
Şekil 4.21. Model 1 oblik yükleme koşulu altında implantlar üzerindeki von Mises stres	
dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü	80
Şekil 4.22. Model 2 oblik yükleme koşulu altında implantlar üzerindeki von Mises stres	
dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü	81
Şekil 4.23. Model 3 oblik yükleme koşulu altında implantlar üzerindeki von Mises stres	
dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü	81
Şekil 4.24. Model 4 oblik yükleme koşulu altında implantlar üzerindeki von Mises stres	
dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü	81
Şekil 4.25. Model 1 oblik yükleme koşulu altında abutmentlar üzerindeki von Mises	
stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü	83
Şekil 4.26. Model 2 oblik yükleme koşulu altında abutmentlar üzerindeki von Mises	
stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü	83
Şekil 4.27: Model 3 oblik yükleme koşulu altında abutmentlar üzerindeki von Mises	
stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü	83
Şekil 4.28. Model 4 oblik yükleme koşulu altında abutmentlar üzerindeki von Mises	
stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü	84
Şekil 4.29. Model 1 oblik yükleme koşulu altında metal altyapı üzerindeki von Mises	
stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü	85

Şekil 4.30. Model 2 oblik yükleme koşulu altında metal altyapı üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü	85
Şekil 4.31. Model 3 oblik yükleme koşulu altında metal altyapı üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü	86
Şekil 4.32. Model 4 oblik yükleme koşulu altında metal altyapı üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü	86
Şekil 4.33. Model 1 kortikal ve trabeküler kemikte oblik yükleme sonucu oluşan maksimum asal stres değerleri	88
Şekil 4.34. Model 2 kortikal ve trabeküler kemikte oblik yükleme sonucu oluşan maksimum asal stres değerleri	88
Şekil 4.35. Model 3 kortikal ve trabeküler kemikte oblik yükleme sonucu oluşan maksimum asal stres değerleri	89
Şekil 4.36. Model 4 kortikal ve trabeküler kemikte oblik yükleme sonucu oluşan maksimum asal stres değerleri	89
Şekil 4.37. Model 1 kortikal ve trabeküler kemikte oblik yükleme sonucu oluşan minimum asal stres bulguları	91
Şekil 4.38. Model 2 kortikal ve trabeküler kemikte oblik yükleme sonucu oluşan minimum asal stres bulguları	91
Şekil 4.39. Model 3 kortikal ve trabeküler kemikte oblik yükleme sonucu oluşan minimum asal stres bulguları	92
Şekil 4.40. Model 4 kortikal ve trabeküler kemikte oblik yükleme sonucu oluşan minimum asal stres bulguları	92

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1. Misch'in yaptığı sınıflamaya göre kemik yoğunluğunun yüzde olarak bölgesel dağılımı (Misch, 2005).	19
Tablo 2.2. Misch'in implant destekli protez sınıflandırması	29
Tablo 3.1. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri	62
Tablo 3.2. Modellerin toplam düğüm ve eleman sayıları	64
Tablo 4.1. İmplantlar üzerinde vertikal yükleme sonucu oluşan en yüksek von mises stres değerleri	67
Tablo 4.2. Abutmentlar arasındaki von mises stres değerleri	69
Tablo 4.3. Protetik alt yapı materyalinde vertikal yükleme sonucu oluşan en yüksek von mises stres değerleri	72
Tablo 4.4. Vertikal yükler altındaki kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri gösterilmiştir	74
Tablo 4.5. Vertikal yükler altındaki trabeküler kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri gösterilmiştir	74
Tablo 4.6. Vertikal yükler altındaki kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri gösterilmiştir.	77
Tablo 4.7. Vertikal yükler altındaki trabeküler kemikte oluşan minimum asal stres değerleri gösterilmiştir	78
Tablo 4.8. İmplantlar üzerinde oblik yükleme sonucu oluşan en yüksek von mises stres değerleri	80
Tablo 4.9. Abutmentlar arasındaki von mises stres değerleri	82
Tablo 4.10. Protetik alt yapı materyalinde oblik yükleme sonucu oluşan von mises stres değerleri	85

Tablo 4.11. Oblik yükler altındaki kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri gösterilmiştir	87
Tablo 4.12. Oblik yükler altındaki trabeküler kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri gösterilmiştir.	88
Tablo 4.13. Oblik yükler altındaki kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri gösterilmiştir	90
Tablo 4.14. Oblik yükler altındaki trabeküler kemikte oluşan minimum asal stres değerleri gösterilmiştir.	91

1.GİRİŞ

Modern diş hekimliğinin gelişimiyle birlikte, diş kaybı sonrasında oral rehabilitasyonun sağlanması, estetik görünümün korunması ve fonksiyonel yetkinliklerin yeniden kazandırılması amacıyla dental implant uygulamaları, en sık tercih edilen cerrahi yöntemlerden biri haline gelmiştir. Bu bağlamda implant tedavileri; biyouyumluluğu yüksek materyallerin kullanımı, cerrahi tekniklerin ilerlemesi ve protetik restorasyonların gelişmesiyle birlikte, hasta memnuniyetini artıran, etkili ve uzun ömürlü bir tedavi seçeneği olarak ön plana çıkmaktadır (Brånemark ve ark., 1969).

Dental implant uygulamaları ilk olarak 1970 yılında Brånemark tarafından tanıtılmıştır. Günümüzde ise bu yöntem; komşu dişlere müdahale edilmeden uygulanabilmesi, hastaya sağladığı yüksek konfor, fonksiyonel stabilite ve doğal dişlere yakın ısırma kuvveti gibi avantajları sayesinde, klinik açıdan son derece başarılı ve yaygın olarak tercih edilen bir tedavi yöntemi olarak kabul görmektedir (Buser ve ark., 1997).

Protetik rehabilitasyon, tam dişsiz hastalarda uzun yıllardır geleneksel total protezlerle sağlanmaktadır. Ancak bu yöntemin temel problemi, protezlerin tutuculuğunun yetersiz olmasıdır. Total protezler yalnızca yumuşak dokudan destek aldığından çiğneme kuvveti doğrudan alveolar kret üzerindeki kemik dokulara iletilir ve bu durum, hızlı kemik rezorpsiyonuna yol açar. Zamanla bu kemik kaybı, protezde denge sorunlarına neden olur. Protez yapıştırıcıları tutuculuğu bir miktar artırsa da altta yatan temel sorunu çözemedikleri için kemik kaybının ilerlemesini durduramazlar (Shafie, 2013).

Estetik açıdan dudak desteğinin kaybı, alt yüz yüksekliğinin azalması ve yanak ile dudak bölgelerinde çizgilerin belirginleşmesi, maksiller tam dişsizlik durumunda yaygın gözlenen sorunlardır. Fonksiyonel yetersizlik nedeniyle bu hastalarda gastrointestinal

problemler ve beslenme bozuklukları ortaya çıkabilir. Ayrıca, bazı seslerin doğru telaffuz edilememesi gibi fonetik sorunlar da gözlenmektedir. Maksiller kemik rezorpsiyonları ise alveolar kretlerde genellikle bukko-palatinal yönde gerçekleşmektedir (López ve ark., 2016).

Maksiller tam dişsizlik vakalarında; konvansiyonel tam protezler, metal destekli tam protezler, implant destekli hareketli (overdenture) protezler, implant destekli hibrit protezler ya da implant destekli tam ark sabit protetik restorasyonlar gibi çeşitli tedavi seçenekleri uygulanabilmektedir. Konvansiyonel tam protezlerin hareketli yapısı, hastalarda fonksiyon ve konuşma sırasında protezin ağız içinde yer değiştirmesi, çıkması ya da düşmesi gibi rahatsızlık verici durumlara yol açabilmektedir (Misch, 2015).

Son yıllarda ise implant destekli sabit hibrit protezler ve tam ark sabit protetik restorasyonlar, uygun endikasyonlar doğrultusunda hem hekimler hem de hastalar tarafından büyük oranda tercih edilmektedir (von der Gracht ve ark., 2017).

Bu amaç doğrultusunda, 2003 yılında All-on-Four İmplant Konsepti ilk olarak mandibular tam dişsizlik vakalarında uygulanmaya başlanmış, daha sonra ise maksiller tam dişsizlik vakalarında da kullanılmaya başlanmıştır (Maló ve ark., 2003).

Maksiller kemiğin orta veya ileri düzeyde rezorbe olduğu olgularda, maksiller anterior lateral ve/veya kanin bölgelerine iki adet dikey (vertikal) implant yerleştirilmektedir. Premaksiller bölgede kalacak şekilde, maksiller sinüsün anterior duvarı hizasında yer alan ikinci premolar bölgelerine ise 17°- 45° arasında açılı iki implant yerleştirilerek, kantilever uzunluğu yaklaşık 9.3 mm olacak şekilde azaltılmakta ve bu şekilde tam ark sabit protetik restorasyon tekniği uygulanmaktadır (Maló ve ark., 2007).

Maksiller All-on-Four implant tekniğinde, maksiller sinüs augmentasyonu ya da sinüs lifting gibi ek cerrahi işlemlere ihtiyaç duyulmamaktadır. Az sayıda implant

kullanılması, minimal invaziv ve basit bir cerrahi sürecin yeterli olması, tedavi süresinin kısılması ve postoperatif rahatsızlıkların minimal düzeyde olması hem hastalar hem de hekimler açısından önemli avantajlar sunmaktadır (Kupeyan ve ark., 2006; Maló ve ark., 2005).

Ayrıca, eğimli implant kullanımının implant uzunluğunu artırarak proteze daha iyi destek sağladığı ve güçlü bir kortikal ankraj oluşturduğu ifade edilmiştir (Aparicio ve ark., 2001; Krekmanov ve ark., 2000). Maksiller All-on-Four implant uygulamalarında, posterior implantlar maksiller sinüsün anterior duvarının önüne, premaksiller bölgeye açılı olarak yerleştirilmektedir. Bu açılı implantların uzunluğu en az 13 mm olmalı ve yeterli primer stabilite sağlanmalıdır (Cidade ve ark., 2014; Menini ve ark., 2012).

Dental implantoloji alanında, implantlar ve çevre kemik dokusu üzerinde oluşan kuvvetlerin etkilerini tahmin edebilmek amacıyla, 1976 yılından itibaren Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA) adı verilen noninvaziv bir yöntem kullanılmaya başlanmıştır (J.-P. Geng ve ark., 2001).

SESA, karmaşık yapıya sahip bir cismin belirli sayıda küçük elemana ayrılması ve bu yapının analitik olarak modellenmesi esasına dayanır (Eraslan ve ark., 2010; Geng ve ark., 2001). Analiz sırasında, birim elemanlar üzerinde düğüm noktaları (nodlar) oluşturulur ve bu düğümlerden meydana gelen yapıya "ağ (mesh)" adı verilir. Düğüm noktalarının sayısı ve yoğunluğu, analiz edilen bölgelerdeki gerilme dağılımını ve derecelerini yansıtmaktadır (Van Staden ve ark., 2006).

Bu tez çalışmasının amacı; maksiller tam dişsiz hastaların rehabilitasyonunda All-on-Four sistem üzerinde hazırlanan metal altyapılı akrilik implant üstü sabit protezlerde ön implant pozisyonu, M-4 ve V-4 tekniklerinin biyomekanik performans üzerine etkisini sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirmektir.

Çalışmamızın H0 hipotezi, All-on-Four konseptinde kemik, implant ve protez bileşenlerindeki stres değerlerinin ve stres dağılımlarının anteriorda dik yerleştirilen implantların pozisyonlarından etkilenmeyeceği yönündedir. H1 hipotezi ise anterior implantların lateral diş bölgesine açılı olarak yerleştirilmesinin çevre kemikte daha fazla stres oluşturacağı yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar ve Osseointegrasyon

2.1.1. Dental implantlar

Dental implantlar; çürük, kanal tedavisi gerektiren problemler veya diş eti hastalıkları gibi nedenlerle kaybedilen dişlerin yol açtığı çiğneme, konuşma ve estetik kayıplarını gidermek amacıyla kullanılır. Bu yapılar, cerrahi işlemlerle çene kemiğine yerleştirilen ve diş kökü görevini üstlenen biyomedikal yapılardır. Genellikle vida ya da kök şeklinde olan bu yapılar, çoğunlukla titanyum veya onun alaşımlarından üretilmektedir (Misch, 2005). Latince kökenli *in* (içerisine) ve *planto* (ekmek, yerleştirmek) sözcüklerinin birleşiminden türetilen “implant” terimi, tıbbi literatürde, kaybolan bir fonksiyonun yeniden kazandırılması amacıyla canlı dokular içerisine uygun biçimde yerleştirilen organik veya inorganik yapılar olarak tanımlanmaktadır (Tunalı, 2000). Diş hekimliği terminolojisinde ise implant; genellikle alloplastik materyallerden oluşan ve cerrahi olarak bir dokunun içerisine veya üzerine yerleştirilen yapay parçalar şeklinde tanımlanmaktadır (Elsevier, 2007).

Dental implantlar, günümüzde hem tek diş eksikliğinin giderilmesinde hem de tam dişsizlik vakalarının restorasyonunda; ayrıca doğumsal veya sonradan edinilmiş kraniyofasiyal deformitelerin rehabilitasyonunda ve ortodontik tedavilerde ankraj sağlanmasında yaygın olarak kullanılan biyomedikal yapılardır. Geniş uygulama alanına sahip bu implantlar, modern diş hekimliğinde fonksiyonel ve estetik açıdan önemli bir tedavi seçeneği sunmaktadır (Misch, 2005).

2.1.2. Dental İmplantın Tarihçesi

Diş kaybının telafisine yönelik girişimler, insanlık tarihi kadar eskiye dayanmaktadır. Arkeolojik bulgular, tarih boyunca eksik dişlerin yerine çeşitli materyallerin kullanıldığını göstermektedir. Antropolojik araştırmalar ise tahta parçaları,

taşlar, deniz kabukları ve hayvan dişleri gibi farklı malzemelerin alt ve üst çene kemiklerine yerleştirilerek ilkel dental implantlar olarak kullanıldığını ortaya koymuştur (Ring, 1995).

Dental implantlara ilişkin ilk arkeolojik bulgu, 1931 yılında Honduras'ta Ulúa Vadisi'nde gerçekleştirilen bir mezar kazısında elde edilmiştir. Milattan sonra yaklaşık 600 yılına tarihlenen bu bulguda, Maya uygarlığına ait olduğu düşünülen bir kafatası incelenmiştir. Harvard Arkeoloji ve Etnoloji Müzesi'nde sergilenen bu kafatasında, mandibulada eksik olan üç alt kesici dişin yerine diş formu verilmiş deniz kabuklarının yerleştirildiği gözlemlenmiştir. Şekil 2.1'de (Abraham, 2014) görülebileceği üzere bu uygulama, implant fikrinin tarihsel kökenlerine ışık tutmakta ve modern implantolojiye evrilmiş olan biyolojik yerleştirme anlayışının çok daha eski dönemlerde de sezgisel biçimde kullanıldığını göstermektedir (Schrotenboer ve ark., 2008).



Şekil 2.1. Mandibulada üç kesici diş yerine yerleştirilmiş deniz kabukları

19. yüzyılın başlarında, kemik içi implantların ilk örnekleri olarak kabul edilebilecek çalışmalar başlamıştır. Bu dönemde Maggiolo, altın materyal kullanarak hazırladığı yapay kökleri kemik içine yerleştirmiş ve doku iyileşmesinin ardından bu yapıların üzerine kuronlar yapmıştır (Lum ve Osier, 1992). 20. yüzyılın başlarına gelindiğinde, kemik içi implantasyon kavramı daha belirgin hâle gelmiş; çeşitli araştırmacılar, farklı materyallerden ürettikleri vida tipi implantları geliştirerek bu alanda önemli ilerlemeler kaydetmişlerdir. 1960'lı yıllarda ise Per-Ingvar Brånemark, titanyumun kemik dokusuyla yüksek biyouyumluluk gösterdiğini ve yumuşak dokuda

herhangi bir olumsuz reaksiyona yol açmadığını ortaya koymuştur. Bu bulgular, “osseointegrasyon” kavramının tanımlanmasına öncülük etmiş ve modern dental implantoloji pratiğinin temelini oluşturmuştur (Lum ve Osier, 1992).

2.1.3. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlarla ilgili literatürde çeşitli sınıflandırmalar bulunmakla birlikte, en yaygın kullanılan sınıflandırmalar; implantın üretiminde kullanılan materyale, yerleştirildiği anatomik bölgeye ve destek aldığı dokulara göre yapılan sınıflandırmalardır (Meffert ve ark., 1992).

2.1.3.1. Kemikle İlişkilerine Göre İmplantların Sınıflandırılması

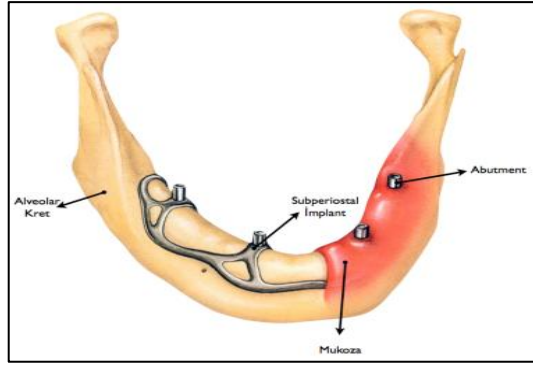
İmplantların yerleştirildiği bölgeye ve destek aldığı dokulara göre yapılan sınıflandırmada, kemikle olan ilişkilerine göre implantlar üç ana grupta incelenebilir:

- a. Subperiosteal (kemik üzeri) implantlar
- b. Endoosseöz (kemik içi) implantlar
- c. Transosseöz (kemik boyunca) implantlar (Misch, 2014)

A. Subperiosteal (kemik üzeri) implantlar:

Alveol kret yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen ve kişiye özel olarak hazırlanan implant türüne subperiosteal implant denir (Şekil 2.2) (Babbush, 2008). Kemik içi implantların yerleştirilmesinin imkânsız olduğu vakalarda tercih edilen bu implantlar; ölçü alımının zorluğu, yüksek enfeksiyon riski, implant yerleştirildikten sonra ortaya çıkan ağrı ve şişlik ile kemik rezorpsiyonunun hızlanması gibi dezavantajlara sahiptir (Stellingsma ve ark.; 2004).

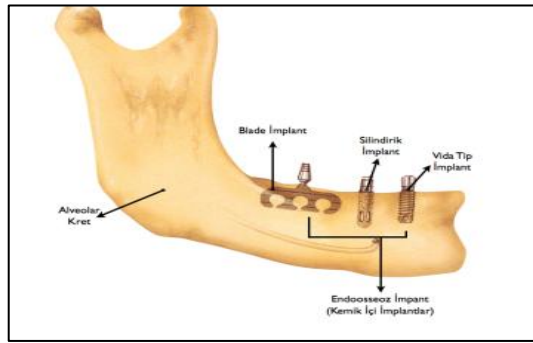
Günümüzde, bu tip implantların başarısız olduğu konusunda genel bir görüş birliği oluşmuş olup, kullanımlarından büyük ölçüde vazgeçilmiştir (Albrektsson ve Sennerby, 1991; Rams ve ark., 2013).



Şekil 2.2. Subperiosteal implantlar

B. Endosseöz (Kemik içi) implantlar:

Endosteal ya da endosseöz implantlar, mandibular ve maksiller alveolar kemiğin içine yerleştirilen implantlardır. Bu implantlar genellikle iki parçalı bir yapıya sahiptir. Kemiğin içinde konumlanan ana gövde, zamanla kemik dokusuyla osseointegre olurken; kemik dışında kalan ve abutment olarak adlandırılan bölüm, protetik üst yapıyı destekleyen tutucu parça olarak işlev görür (Şekil 2.3) (Brunski, 1988; Misch ve Bidez, 1994).



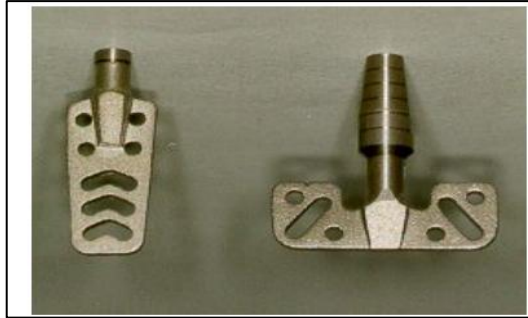
Şekil 2.3. Endosteal implantlar

Günümüzde endosteal implantlar, cerrahi uygulanabilirliğinin görece daha kolay olması ve uzun dönem başarı oranlarının diğer implant tiplerine kıyasla daha yüksek bulunması nedeniyle klinik uygulamalarda en sık tercih edilen implant türü hâline gelmiştir (Şenel ve ark., 2010).

Endoosseöz implantlar, kemik içerisinde kalan parçanın **geometrik şekline göre** aşağıdaki şekilde sınıflandırılır:

- **Blade implantlar**
- **Vent implantlar**
- **Vida tip implantlar**
- **Silindirik implantlar** (Brunski, 1988; CE, 1994)

Blade implantlar, diğer endoosseöz implantların aksine, baş, boyun ve vücut olmak üzere üç kısımdan oluşur. Dörtgen şeklindeki bu implantların bukkolingual boyutları dar olup, genellikle mesiodistal boyutları yüksekliklerinin üç katıdır. Ortalama boyutları yaklaşık $25 \times 8 \times 1,5$ mm'dir. Uzun dönem başarı oranlarının düşük olması, yumuşak dokularda irritasyona neden olması, kemikte atrofi oluşturmaması ve çıkarıldığında fazla miktarda doku kaybına yol açması gibi nedenlerle günümüzde yaygın olarak kullanılmamaktadır. Yalnızca aşırı rezorbe olmuş alveolar kretlerin bulunduğu vakalarda nadiren tercih edilmektedir (Şekil 2.4) (Sivolella ve ark., 2007).



Şekil 2.4. Blade implantlar

Vent implantlar, daha geniş bir ankraj yüzeyi, daha küçük implant hacmi ve implant yuvasında en az düzeyde kemik defekti oluşması gibi biyomekanik avantajlar sağlamak amacıyla geliştirilmiştir. İmplant gövdesi üzerinde yer alan delikler, bu bölgeleri dolduran kemik dokunun fizyolojik yüklerle karşı kuvvetleri absorbe etmesini

sağlar. Aynı zamanda, kemik ile implant arasındaki ara yüzeyde kayma direncini artırır (Şekil 2.5) (Mohammed Ibrahim ve ark., 2011).



Şekil 2.5. Vent implantlar

Vida tip implantlar, aksiyel gerilim ve sıkışma kuvvetlerini vida yivlerinin eğimleri aracılığıyla kemiğe ilettiği için, kemik dokunun makaslama kuvvetlerine karşı ara yüzeydeki direncini artırmaktadır (Şekil 2.6) (Skalak, 1983). Vida tipi implantlar, kemik içerisinde kendi yolunu açarak ilerler ve bu sayede kemikte oluşabilecek ısı miktarı azalır (J.-H. Lee ve ark., 2005).



Şekil 2.6. Vida tip implantlar

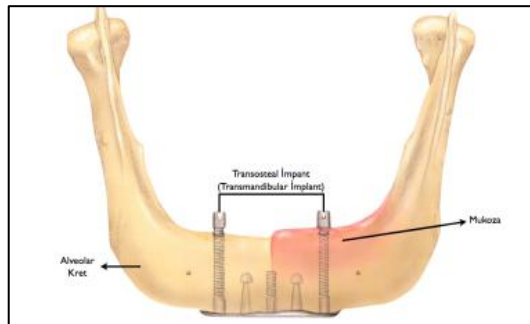
Silindirik implantlar: Bu tip implantlarda da titanyum plazma sprej veya hidroksiapatit kaplama gibi yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulanarak fiksasyon sağlanmaktadır. Her ne kadar yüzey pürüzleri, vida tipi implantlardaki yivlerden daha küçük olsa da bu pürüzlendirme işlemi yivlere benzer bir mekanik kilitlenme etkisi oluşturur. Oluşturulan pürüzlerin molekül büyüklükleri sayesinde, kemik ile implant arasında apozisyon (yeni kemik yapımı) sağlanır ve böylece oluşan stresler homojen bir şekilde iletilir (Şekil 2.7) (Siegele ve Soltesz, 1989).

Günümüz diş hekimliğinde rutin olarak tercih edilen implant tipi, kök formu implantlardır. Bu implantlar, vida ve silindirik tip implantların bir kombinasyonu şeklinde tasarlanmıştır (Misch, 2005). Kök formu implantların apeks bölgeleri, doğal diş köküne benzer şekilde şekillendirilmiştir ve kök formunu taklit eder. Bu özellikleri sayesinde, vida tipi implantlara kıyasla daha avantajlı hâle gelmişlerdir (J.-H. Lee ve ark., 2005).



Şekil 2.7. Silindirik tip implant

C. Transosseöz (Kemik boyunca) implantlar: Transmandibular veya transosteal implantlar olarak da adlandırılan transosseöz implantlar, metal bir plaka ile transosseöz yivler veya postlardan oluşur. Submental bölgeden ekstraoral bir yaklaşımla uygulanan bu implantlarda, kemiğin içine yerleştirilen pinler, mandibula alt sınırına sabitlenen plağa bağlanır. Özellikle ileri derecede atrofik mandibula varlığında kullanım avantajı sağlar. Ancak, dışarıdan cerrahi girişim gerektirmesi ve başarısızlık durumunda çıkarılmalarının ciddi doku kaybına neden olması gibi dezavantajlar nedeniyle nadiren tercih edilmektedir (Şekil 2.8) (Spiekermann, 1995).



Şekil 2.8. Transosteal implantlar

2.1.3.2. Materyal Çeşitlerine Göre İmplantların Sınıflandırılması

- Metaller; titanyum ve Ti-6Al-4V, kobalt-krom-molibden, demir-krom-nikel,
- Polimerler; polimetilmetakrilat, politetrafloroetilen, polietilen, polisülfon,
- Seramikler; Alümina, hidroksiapatit, trikalsiyumfosfat ve kalsiyum alümina,
- Karbonlar; polikristalin camı karbon, karbon-silikon (Osman ve Swain, 2015).

2.1.4. Dental İmplantların Endikasyonları

- Tam ve kısmi dişsiz hastalarda,
- Çene ve yüz defekti olan hastalarda,
- Aşırı atrofik kreti bulunan total dişsiz hastalarda,
- Dişsiz alanın mesafesi uzun sabit protez hastalarında,
- Hareketli bölümlü protez kullanmak istemeyen kısmi dişsiz hastalarda,
- Sağlıklı dişlerinin prepare edilmesini istemeyen hastalarda,
- Oral kas koordinasyonu zayıf olan hastalarda,
- Doku toleransının yetersiz olduğu hastalarda,
- Protezin stabilitesini olumsuz etkileyen parafonksiyonel alışkanlıklarda,
- Öğürme ve kusma refleksi olan hastalarda,
- Hareketli protez kullanımını psikolojik olarak reddeden hastalarda,
- Ortodontik ankraj kullanılmasını gerektiren hastalarda,
- Tek diş eksikliklerinde, konvansiyonel tedavilere kıyasla daha iyi fonksiyonel ve estetik sonuç elde edilebilecek hastalarda uygulanabilir (Allen ve ark., 2001; Reinhardt, 2014).

İmplant endikasyonlarını kısıtlayan durumlar:

- Ağız hijyeninin yetersiz olması,
- Uyumsuz hasta,

- Kemik, oral mukoza veya periodontal dokularda iyileşmeyi ve implantın başarısını olumsuz etkileyen spesifik hastalıklar,
- Bruksizm,
- Sigara ve alkol tüketimi,
- Kemoterapi uygulanan hastalar,
- Bifosfonat kullanan hastalar,
- Makroglossi, kserostomi gibi diğer sistemik rahatsızlıkları bulunan hastalar olarak sıralanabilir (Reinhardt, 2014).

2.1.5. Dental İmplantların Kontrendikasyonları

- Kemik yapısı yetersiz olan hastalar,
- Tümör eksizyonu sonrası evre,
- Radyoterapi alan hastalar,
- Metabolizmayı ve immün sistemi önemli derecede etkileyen sistemik hastalıklar,
- Mental kontrendikasyonlar,
- Tolere edilemeyen psikolojik bozuklukları olan hastalarda,
- Yetersiz çene kemiği gelişimi,
- Estetik beklentilerin karşılanamayacağı durumlarda implant kontrendikedir (Reinhardt, 2014).

2.1.6. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon, Latince kökenli *os* (kemik) ve *integrate* (birleşmek) sözcüklerinin birleşiminden oluşmuştur. Literatürde osseointegrasyon için çeşitli tanımlamalar bulunmasına rağmen, bu kavram ilk kez Brånemark tarafından; canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında, fibröz doku olmaksızın doğrudan yapısal ve işlevsel bir bağlantı şeklinde tanımlanmıştır (Esposito ve ark., 1998).

Osseointegrasyon alloplastik materyallerin klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyonunun sağlandığı ve fonksiyonel yük altında kemikte muhafaza edildiği bir süreç olarak tanımlanır ve implantların klinik olarak değerlendirilmesi için spesifik parametreler sağlar (Zarb ve Albrektsson, 1991).

Osseointegrasyon direkt veya primer iyileşme kategorisi altında değerlendirilir. Başlangıçta “fonksiyonel ankiloz” olarak da adlandırılan implant yüzeylerinde oluşan kemik birikimi ile karakterize edilmiştir. Daha kapsamlı bir şekilde osseointegrasyon, “yük taşıyan implant yüzeyi ve canlı kemik dokusu arasındaki yapısal, fonksiyonel bağlantı” olarak tanımlanır. Osseointegrasyon, ara fibröz doku veya fibrokartilaj oluşumu olmaksızın fragman uçlarının kemikle birleştiği doğrudan kırık iyileşmesi ile karşılaştırılabilir. Ancak temel bir fark vardır: osseointegrasyon kemiği kemiğe değil, yabancı bir malzeme olan implant yüzeyine birleştirir. Böylece malzeme osseointegrasyonun sağlanmasında belirleyici bir rol oynar (Schenk ve Buser, 1998).

2.1.6.1. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

İmplant Materyali ve Yüzey Özellikleri

Osseointegrasyon süreci, kemik birikimini (osteofilikliği) destekleyen biyoinert veya biyoaktif materyaller ile uygun yüzey konfigürasyonlarına ihtiyaç duyar. Biyoinert materyaller zararlı madde salmaz ve bu nedenle olumsuz doku reaksiyonlarına yol açmazlar. Ticari olarak saf hâlde ya da belirli alaşımlarda bulunan titanyum, genellikle biyoinert olarak kabul edilmekte olup hem diş hekimliği hem de ortopedik cerrahide yaygın şekilde kullanılmaktadır (Sykaras, 2000).

Öte yandan, biyoaktif materyallerin doku bileşenleriyle kimyasal bağlar oluşturarak veya kemik matrisi oluşumunda rol oynayan hücresel aktiviteleri teşvik ederek olumlu doku tepkisi oluşturdıkları düşünülmektedir. Ancak biyoaktivite, günümüzde düşük mekanik dayanıklılığa sahip bileşiklerle sınırlı olup, genellikle

yalnızca kaplama materyali olarak (örneğin hidroksiapatit) uygulanabilmektedir (Schenk ve Buser, 1998).

İmplant mikro yapısı, dental implantın yüzey yapısını veya yüzey pürüzlülük derecesini ifade eder. Dental implantların yüzey yapısı, kemiğin yeniden şekillenmesi sürecinde hücrelerin yapışması ve farklılaşması için kritik öneme sahiptir. Pürüzlülük, yüzey düzensizliklerinin şekli ve boyutu ile daha da karakterize edilebilir (Smeets ve ark., 2016).

Primer Stabilite

Osseointegrasyon süreci, primer ve sekonder olmak üzere iki aşamada gerçekleşir. Primer osseointegrasyon, implantın yerleştirilmesini takiben çevresindeki kemikle mekanik olarak birleşmesini ifade ederken; kemik rejenerasyonu ve yeniden şekillenme süreçleri ise sekonder osseointegrasyonu, yani biyolojik stabiliteyi sağlar (Natali ve ark., 2009). Primer stabilite, dental implantların uzun dönem başarısını belirleyen temel faktörlerden biridir. Primer stabilitenin sağlanamadığı durumlarda, iyileşme sürecinde meydana gelen mikro hareketlilik ve oluşan fibröz doku, osseointegrasyonun başarısını ciddi şekilde riske atabilir (Resnik, 2021).

Yükleme Protokolü

Başarılı bir osseointegrasyonun sağlanabilmesi için gerekli koşullardan biri, yeterli sürede bir iyileşme döneminin geçirilmesidir. Brånemark protokolüne göre, osseointegrasyonun sağlıklı şekilde oluşabilmesi için implantların yüklenmeden önce belirli bir süre beklenmesi gerekmektedir. Erken yükleme protokolü ise, implant çevresinde mikro hareketliliğe ve fibröz doku oluşumuna neden olabileceği için implant başarısızlığının önemli nedenlerinden biri olarak kabul edilmektedir (Resnik, 2021).

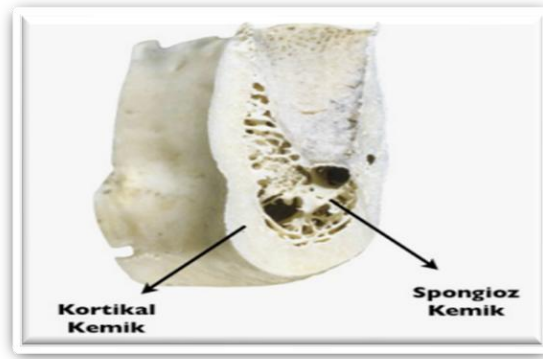
Günümüzde belirli şartlar sağlandığında, erken yükleme gecikmeli yükleme protokollerine etkili bir alternatif olarak uygulanabilmektedir. Ancak, erken yükleme

uygulamalarında yeterli primer stabilitenin sağlanması zorunludur. Cerrahi ve prostodontik faktörler göz önünde bulundurularak, hastaların beklentilerine göre farklı yükleme protokolleri önerilmektedir (Glauser ve Meredith, 2001).

Cerrahi Prosedür

Osseointegrasyonun sağlanabilmesi için, cerrahi işlem sırasında steril ortamın korunması, frezleme işleminin uygun hızda ve minimal basınçla uygulanması ile yeterli soğutmanın sağlanması gerekmektedir (Anitua ve ark., 2007).

Alveolar Kemik Yapısı



Şekil 2.9. Kortikal ve spongiyoz kemik

Olgun kemik, histolojik olarak yoğunluğuna göre iki farklı tabakadan oluşmaktadır. Dış kabuk, mekanik destek sağlayan kortikal (kompakt) kemik olarak tanımlanırken; merkezde yer alan kısım, metabolik fonksiyonları kontrol eden spongiyoz (trabeküler) kemik olarak adlandırılır (Şekil 2.9) (Ellis III, 2011). Kortikal kemik, daha az yoğun, daha yumuşak ve gözenekli bir yapı gösteren spongiyoz kemiği çevreleyen dış katman olarak işlev görür (Tunalı, 2000). Hem kortikal hem de trabeküler kemikte bulunan lamellerin düzeni, kemiğin kortikal ya da trabeküler yapıda olmasını belirler (Hernandez-Gil ve ark., 2006).

2.1.6.2. Kemik Miktarı ve Kalitesi ile İlgili Sınıflamalar

Mevcut kemik miktarı ve kalitesi, uygulanacak implantın biyomekanik açıdan fonksiyonel kuvvetlere karşı dayanıklılığını değerlendirmek için kritik faktörlerdir.

Kemik miktarı, dişsiz bölgenin hacmini tanımlayarak yükseklik, genişlik ve uzunluk gibi parametreler üzerinden belirlenir (Cochran, 2000; Misch, 2005). Kemiğin kalitesi ise yoğunluğu veya iç yapısı açısından tanımlanır ve kemiğin sertliğini ifade eder. Osseointegrasyon sürecinin başarısı için, kemiğin miktarının yanı sıra kalitesi de biyomekanik açıdan büyük önem taşır (Cochran, 2000).

Lekholm tarafından (U. Lekholm, 1985) yapılan sınıflandırma, iki ana gruptan oluşmaktadır: birinci grup kemik miktarını, ikinci grup ise kemik kalitesini ifade etmektedir.

1. Grup (kemik miktarı):

A: Alveol kemiğin çoğu mevcuttur.

B: Residüel krette az miktarda rezorpsiyon vardır.

C: Residüel krette rezorpsiyon ilerlemiş düzeydedir ve sadece bazal kemik mevcuttur.

D: Bazal kemikte de bir miktar rezorpsiyon mevcuttur.

E: Bazal kemikte ciddi rezorpsiyon mevcuttur.

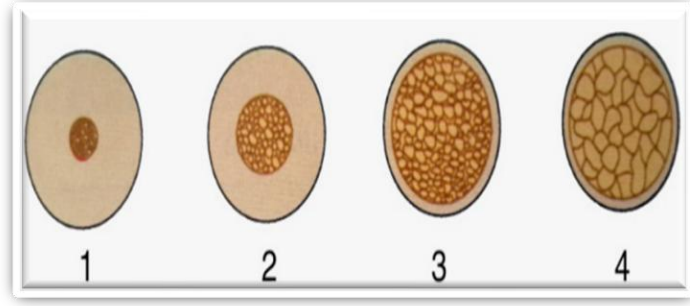
2. Grup (kemik kalitesi):

Tip 1: Ağırlıklı olarak homojen kortikal kemik mevcuttur.

Tip 2: Yoğun spongioz kemiği çevreleyen kalın bir kortikal kemik mevcuttur.

Tip 3: Yoğun spongioz kemiği çevreleyen ince bir kortikal kemik mevcuttur.

Tip 4: Düşük yoğunlukta spongioz kemiği çevreleyen ince kortikal kemik mevcuttur (Şekil 2.10)



Şekil 2.10. Lekhom ve Zarb'ın kemik kalitesi ile ilgili sınıflaması

Linkow ve Chercheve'nin yaptığı sınıflandırmaya göre kemik doku, yoğunluk açısından üç sınıf şeklinde incelenebilir (Misch, 2005).

Sınıf I Kemik: Kemik içinde düzenli dağılmış trabeküler yapı içinde küçük gözenekli yapılar vardır.

Sınıf II Kemik: Daha az düzenli trabeküler kemik yapı içinde daha geniş gözenekli yapılar vardır.

Sınıf III Kemik: Trabeküler arasında kemik iliği ile dolu daha geniş bir yapı vardır.

İmplant uygulamalarında, sınıf I kemik ideal kabul edilirken; sınıf II kemik oldukça başarılı sonuçlar vermekte, sınıf III kemikte ise implant kayıplarının gözlenebileceği belirtilmiştir.

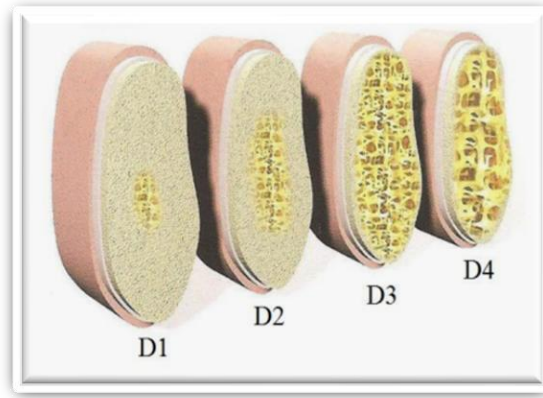
Misch tarafından 1999 yılında yapılan sınıflandırmaya göre (Misch, 2008):

D1 kemik, yüksek oranda mineralize olmuş, yoğun kortikal kemikten oluşur ve genellikle aşırı rezorbe olmuş dişsiz anterior mandibula bölgelerinde bulunur.

D2 kemik ise, kret tepesinde kalın ve poröz bir kompakt kemik tabakasının altında yer alan yoğun trabeküler kemikten oluşmaktadır. Bu kemik tipi, anterior ve posterior mandibula ile anterior maksillada sık görülür; nadiren de olsa posterior maksillada da rastlanabilir.

D3 kemik: Kret tepesinde ince, poröz kortikal kemik ve altında daha az yoğunlukta, ince dokulu spongioz kemik bulunur. Bu tip kemik, anterior ve posterior maksilla ile posterior mandibula ve anterior mandibulada gözlenir.

D4 kemik: Neredeyse hiç kortikal kemik içermez. Tüm yapı, ince trabeküler (spongioz) kemikten oluşur ve sıklıkla posterior maksilla bölgesinde görülür (Şekil 2.11) (Misch, 2008).



Şekil 2.11. Misch'in tanımladığı kemik yoğunluğu sınıflaması

Misch'in yaptığı sınıflamaya göre kemik yoğunluğunun yüzde olarak bölgesel dağılımı Tablo 2.1'de gösterilmiştir.

Tablo 2.1. Misch'in yaptığı sınıflamaya göre kemik yoğunluğunun yüzde olarak bölgesel dağılımı (Misch, 2005).

Kemik Tipi	Anterior Maksilla	Posterior Maksilla	Anterior Mandibula	Posterior Mandibula
D1	0	0	6	3
D2	25	10	66	50
D3	65	50	25	46
D4	10	40	3	1

2.1.6.3. Dişsiz Posterior Maksiller Kemikte Rezorpsiyon Yönleri

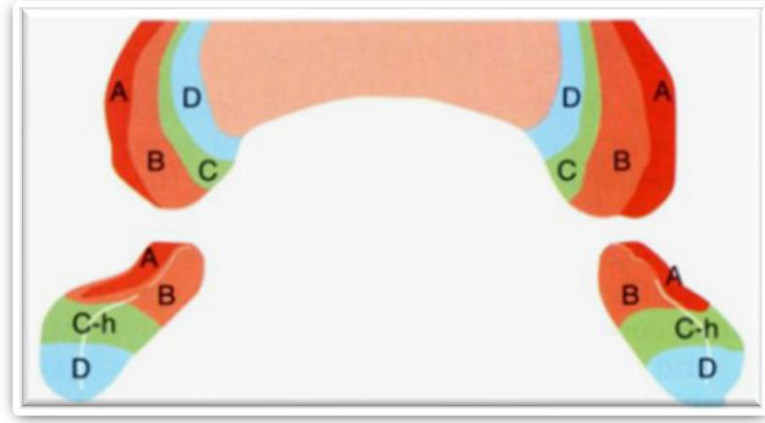
Alveolar kemiğe etki eden kuvvetlerin yönü, şiddeti, uygulama sıklığı ve hastanın kullandığı protez uyumu, kemik rezorpsiyonunun derecesini belirler (Jensen, 1999).

Maksiller posterior bölgede kemik yıkımı, dişsiz kalma süresi ve maksiller sinüs önündeki dişlerin varlığıyla ilişkilidir. Diş çekimini takiben alveolar kemikte geri dönüşümsüz rezorpsiyon gelişebilir. Bunun nedeni, fonksiyonel yüklerin ortadan kalkması ve kemik rezorpsiyon-remodeling dengesinin bozulmasıdır (Jensen, 1999; Misch, 2005).

Maksilla, diğer ağız bölgelerine kıyasla vertikal ve bukkolingual yönlerde daha hızlı rezorbe olur. Bu durumun temel nedeni, dişlerin kaybedilmesinin ardından alveolar bölgedeki kan akışının azalması ve kas stimülasyonunun ortadan kalkması olarak belirtilmektedir (Misch, 2005).

Maksillada kemik yıkımı, Şekil 2.12’de görüldüğü gibi lateralden mediale ilerleyerek A sınıfı kretin zamanla D sınıfına dönüşmesine neden olur. Dişsiz çenede alveolar kret genişliğinin %60’ı rezorbe olsa da posterior maksilla, başlangıçtaki genişliği sayesinde çoğunlukla implant yerleşimine olanak tanır. Ancak rezorpsiyon yönü ve miktarına bağlı olarak kret tepesi mediale kayar, kortikal kemik azalır ve vertikal yükseklik belirgin şekilde düşer (Misch, 2005).

Zamanla maksiller sinüslerin genişlemesi ve inferiora sarkması, bu bölgede kemik yüksekliği ve hacmini daha da azaltır. Bu durum, ileri dönemde implant uygulamalarını zorlaştıran başlıca etkenlerdendir. Genel olarak en zayıf kemik kalitesi, dişsiz posterior maksillada görülür. Üst çenede kortikal kemik daha ince, trabeküler yapı ise daha porözdür (Gashi, 2009).



Şekil 2.12. Dişsiz maksilla ve mandibulada zamanla kemik yıkımı modeli. (Dişsiz kret A bölgesinden D bölgesine doğru rezorbe olurken, kret tepesi maksillada palatinal kemiğe doğru ilerler

2.1.7. Dental İmplantlarda Biyomekanik Prensipler

Fung’a göre (Fung, 1993), biyomekanik en kısa şekilde, mekanik prensiplerin biyolojiye uyarlanması olarak tanımlanabilir. Bu bilim dalı, biyolojik sistemlerin yapı ve fonksiyon ilişkisini incelemek amacıyla mühendislik mekaniklerinin araç ve yöntemlerini kullanır. Biyomekanik, uygulanan kuvvetlere karşı biyolojik dokuların vereceği tepkileri araştırır (Schmid-Schönbein ve ark., 2012).

Kemik dokusu, değişen biyomekanik faktörlere uyum sağlamak amacıyla uygulanan kuvvetlere ve diğer etkenlere yanıt olarak kendini sürekli yeniden şekillendirme yeteneğine sahiptir. Bu fonksiyonel süreç, kemik remodelasyonu ya da kemik yeniden şekillenmesi olarak adlandırılır. Mekanik streslerin azalması, kemiğin kullanılmamasına ve buna bağlı olarak rezorpsiyona yol açarken; belirli düzeydeki stres artışı, kemik apozisyonunu artırır (Weinberg, 1993).

Dental implant tedavilerinin kısa ve uzun dönem başarısı, maruz kaldıkları biyomekanik prensiplere büyük ölçüde bağlıdır (Rungsiyakull ve ark., 2011).

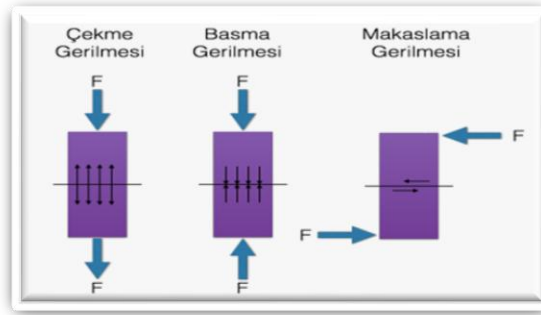
Osseointegre olmuş dental implant, kemik dokusu ile doğrudan temas halindedir. İmplant ile doğal dentisyon arasındaki en temel yapısal fark, implantların alveolar kemik ile arasında periodontal ligamentin bulunmamasıdır. Doğal diş kökü ile alveolar kemik

arasında yer alan periodontal ligament, çiğneme kuvvetlerini absorbe ederek kemiğe daha az kuvvet iletilmesini sağlar. Bu nedenle implant üzerine gelen oklüzal kuvvetler, doğal dişlere uygulanan kuvvetlere kıyasla daha yüksek değerlere sahiptir (Weinberg, 1993).

Ayrıca, doğal dişe uygulanan oklüzal kuvvetler periodontal ligament aracılığıyla kemik boyunca dağıtılırken; implant destekli protezlerde bu kuvvetler alveolar kret tepesinde yoğunlaşmaktadır (Çınar, 2007).

2.1.7.1 Kuvvetler ve Kuvvet Türleri

Bir cisme uygulanan kuvvetler, cismin hareketini başlatabilir, durdurabilir ya da şeklinde değişikliklere neden olabilir. Kemik-implant ara yüzeyinde bu kuvvetler, uygulandıkları nokta, yön ve büyüklüğe göre üç temel tipe ayrılır: basma, çekme ve makaslama kuvvetleri (Şekil 2.13) (Dalkız, 2009).



Şekil 2.13. Sıkışma (basma), gerilme (çekme) ve kesme (makaslama) tipi kuvvetler

Basma kuvveti etkisi altında moleküller birbirine yaklaşır ve sıkışmaya karşı direnç oluşur. Çekme kuvvetinde ise moleküller birbirinden uzaklaşır ve bu dağılmaya karşı direnç gösterir. Makaslama kuvvetine maruz kalan yapılarda ise, kuvvetin uygulandığı yön doğrultusunda moleküller birbirlerinin üzerinden kaymaya karşı direnç geliştirir (Powers, 2006).

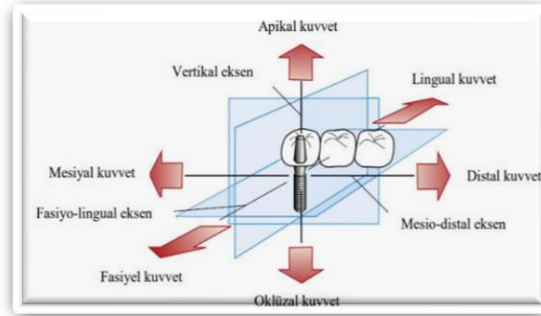
Kemik-implant ara yüzeyinin bütünlüğünü koruma açısından basma kuvvetleri genellikle olumlu etki gösterirken; çekme ve makaslama kuvvetleri, bu ara yüzeyde

implant ile kemiğin ayrılmasına neden olabilecek yükler olarak değerlendirilir (Dalkız, 2009).

2.1.7.2. Moment Kavramı

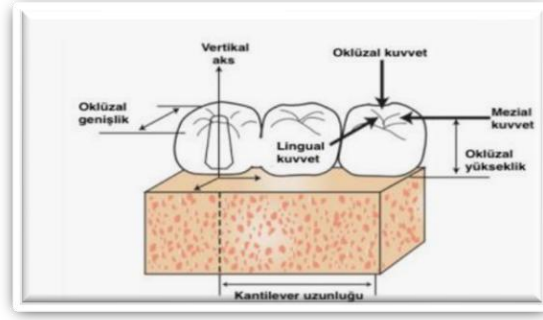
Bir kuvvetin bir nokta etrafındaki momenti, o noktanın çevresinde dönme veya bükülme eğilimini ifade eder. Moment hem büyüklük hem de yön olarak vektörel bir büyüklüktür ve momentin büyüklüğü, kuvvetin büyüklüğü ile kuvvetin uygulandığı noktanın o noktaya olan dikey mesafesinin çarpımıyla hesaplanır. Bu uygulanan moment yüküne aynı zamanda tork veya burkulma yükü de denir ve implant sistemlerine zarar verebilme potansiyeline sahiptir (Resnik, 2021).

Fasiolingual, mesiodistal ve vertikal eksenler etrafında toplam altı adet moment (rotasyon) oluşur. Bu moment yükleri, implant-kemik ara yüzeyinde mikrorotasyon ve stres yoğunlaşmalarına yol açar ve sonuç olarak kemik kayıplarına neden olabilir. Üç düzlemde meydana gelen bu altı moment kolu, Şekil 2.14'te gösterilmiştir (Resnik, 2021).



Şekil 2.14. Üç düzlemde oluşan 6 adet moment kolları

İmplant diş hekimliğinde üç temel klinik moment kolu bulunmaktadır: oklüzal yükseklik, kantilever uzunluğu ve oklüzal genişlik. Komplikasyonların en aza indirilebilmesi için, bu moment kollarının her birinin mümkün olduğunca azaltılması önemlidir. Klinik moment kolları olan oklüzal yükseklik, kantilever uzunluğu ve oklüzal genişlik, Şekil 2.15'te gösterilmiştir (Resnik, 2021).



Şekil 2.15. Klinik moment kolu; oklüzal yükseklik, kantilever uzunluğu, oklüzal genişlik

2.1.7.3. Stres (Gerilme)

Bir yüzeye uygulanan kuvvetin dağılım şekli, mekanik stres olarak tanımlanır. Etki eden kuvvetler, implant sistemi ile çevresindeki biyolojik dokularda oluşan iç stresleri oluşturur ve bu stresler, implantların prognozunu önemli ölçüde etkiler. Kuvvetin büyüklüğü, kantilever uzunluğu, oklüzal yükler ve oklüzal yükseklik azaltılarak kontrol altına alınabilir. Ayrıca, kuvvetin dağıldığı fonksiyonel alan, dişsiz bölgede implant sayısının artırılması ve doğru tasarlanmış implant geometrisi ile optimize edilebilir (Resnik, 2021).

Stres, birim alana uygulanan kuvvet miktarı olarak tanımlanır ve uygulanan kuvvete karşı cisimde eşit büyüklükte fakat zıt yönde bir tepki oluşur. Uygulanan kuvvet ile cisimden gelen direnç (gerilme), cismin tüm yüzeyine dağılır. Stres (S veya σ), şu formülle hesaplanır: Kuvvet (F) bölü Alan (A). Birimi Pascal (Pa) olup, Pascal birimi Newton/metrekare (N/m^2) olarak ifade edilir. Ancak diş hekimliğinde genellikle daha küçük ölçeklerde incelemeler yapıldığı için Megapascal (MPa) birimi kullanılmaktadır (Misch, 2015).

Cisme uygulanan kuvvete bağlı olarak üç farklı stres türü meydana gelir (Strong ve ark., 1998b):

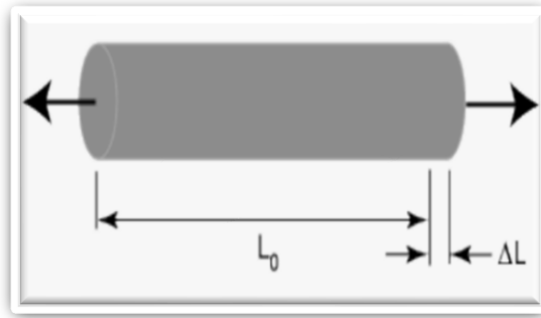
- **Sıkışma (Basma) Stresi (Compressive Stress):** Bir cisme, aynı doğrultuda fakat ters yönlerde, moleküllerini birbirine yaklaştıran kuvvetlerin etkisiyle oluşan stres türüdür.
- **Gerilme (Çekme) Stresi (Tensile Stress):** Bir cisme, aynı doğrultuda fakat ters yönlerde, moleküllerini birbirinden uzaklaştıran kuvvetlerin etkisiyle oluşan stres türüdür.
- **Makaslama (Kesme) Stresi (Shear Stress):** Bir cisme, farklı doğrultularda ve moleküllerini birbirine yaklaştıracak şekilde ters yönlerde uygulanan kuvvetlerin neden olduğu stres türüdür.

2.1.7.4. Deformasyon ve Gerinim

Bir cisme kuvvet uygulandığında, geometrik yapısında şekil değişikliği ve deformasyon meydana gelir. Gerinim (strain), stresin uygulandığı birim uzunluktaki değişim ve deformasyonu ifade eder. Gerinimin ölçü birimi yoktur; çünkü deformasyonun orijinal uzunluğa oranı şeklinde tanımlanır (Sakaguchi, 2019).

Gerinim ve stres farklı kavramlardır: Kuvvet uygulandığında stres oluşur ve buna bağlı olarak gerinim ortaya çıkar. Stres, moleküllerin yer değiştirmesine karşı koyan, yönü ve büyüklüğü olan bir kuvvettir; gerinim ise uygulanan kuvvet sonucunda birim uzunlukta meydana gelen deformasyon miktarıdır ve yalnızca büyüklük olarak ifade edilir (Şekil 2.16) (Jm, 2006).

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



Şekil 2.16. Deformasyon ve gerinim

2.1.7.5. İmplantla İlgili Faktörler

Saf titanyum ve alaşımları günümüzde dental implant materyali olarak tercih edilmektedir (Affairs, 2003). Titanyum, reaktif ve biyoinert bir materyal olup elektrolit ortamlarla temas ettiğinde yüzeyinde pasif oksit tabakası oluşturarak korozyona karşı yüksek direnç gösterir (Hanisch ve ark., 1999). Bu pasif oksit tabakası sayesinde titanyum, organik dokularda olumsuz biyolojik tepkiye neden olmaz; dolayısıyla biyouyumlu ve antibakteriyel özellik taşır. Ayrıca, elastik modülü kemiğe en yakın olan materyal olması nedeniyle titanyum, implant ile kemik arasındaki stresin daha homojen dağılmasını sağlar (Affairs, 2003).

Saf titanyumun direncini artırmak amacıyla düşük miktarda alüminyum ve vanadyum ilave edilmesiyle elde edilen Ti-6Al-4V alaşımı, dental implantlarda en sık kullanılan titanyum alaşımıdır (Sidambe, 2014).

İmplantın makroyapısı ve genel şekli, fonksiyonel yük iletimi, primer stabilite ve kemik cevabı açısından oldukça önemlidir. İmplantların makrotasarımı; implant uzunluğu, yiv yapısı, çapı ve yüzey özellikleri, kuvvet iletimi bakımından kritik rol oynar (Misch, 2015).

Vida tipi implantlar, sıkıştırma kuvvetlerini fonksiyonel yüzey alanını artırarak kemik-implant ara yüzeyine daha dengeli iletirken; silindirik implantlar, cerrahi olarak daha kolay yerleştirilmelerine rağmen, gelen oklüzal kuvvetleri kemik üzerine makaslama kuvveti olarak iletir (Binon, 2000).

İmplant ile kemiğin fonksiyonel yüzey alanını artırmak, implant ve kemik ara yüzeyinde oluşan stresin daha dengeli dağılımını sağlamak amacıyla implantlara yivler eklenmiştir. Yivlerin sayısı, derinliği ve yivler arasındaki mesafe implantın fonksiyonel yüzey alanını etkilemektedir. Yiv sayısının artması, implantın yüzey alanını artırır ve çevrede oluşan basma ve çekme gerilimlerinin azalmasına neden olur (Resnik, 2021).

Oklüzal kuvvetlerin ve stresin kemik üzerine iletiminde implantın çapı, sayısı ve uzunluğu oldukça önemlidir. İmplantın sayısının ve çapının artışı, gelen kuvvetlere karşı implantların biyomekanik davranışını geliştirmektedir. İmplant çapının artması, yüzey alanını artırarak daha fazla kemik temasını ve bununla birlikte gerilimin azalmasını sağlamaktadır (Hsu ve ark., 2009).

2.2. Tam Dişsizlik ve Konvansiyonel Tam Protezler

Üst çene ve/veya alt çene ile ilgili yapıları ve tüm dental arkı içeren hareketli protezlere tam protezler denir (Committee, 1987). Bireylerin tüm doğal dişlerini kaybederek tam protez kullanmaya başlaması ve periodontal destekten yoksun kalması ile birlikte, stomatognatik sistemde büyük değişiklikler meydana gelir. Tam protezlerle rehabilite edilen hastaya periodontal ligament desteği tekrar kazandırılmaz. Estetik açıdan değerlendirildiğinde, tam protezlerle kolay çözümler üretilebilir. Çiğneme fonksiyonunun tekrar geri kazanılması ise zaman gerektirir (Çalikkocaoğlu, 2010).

Tam protez kullanan bireylerin genel olarak memnuniyetsizlik yaşamasının başlıca sebepleri; ağrı varlığı, fonksiyonel kısıtlılık, protez stabilitesinin yetersiz olmasıdır. Fonksiyonel kısıtlılık, destek ve stabilite eksikliğinden kaynaklanır ve ayrıca tükürük akışı, dilin motor kontrolü, çiğneme kuvveti ve ağız duyusu fonksiyonlarının azalmasıyla da etkilenmektedir (Turkyilmaz ve ark., 2010).

2.2.1. Konvansiyonel Tam Protezlerin Dezavantajları

- Yetersiz stabilite ve retansiyon,
- Kemik yıkımının sürekli devam etmesi,
- Yetersiz çiğneme fonksiyonu,
- Sosyal problemler,

- Birey tarafından kabul edilebilir bir protez yapılabilmesi için detaylı ve zaman gerektiren prosedürler gerektirmesi tam protezlerin dezavantajlarından biridir (Doundoulakis ve ark., 2003).

2.2.2. Tam Dişsizlikte İmplantların Kullanıldığı Tedavi Seçenekleri

Diş hekimliğinde tedavi planlaması ve rehabilitasyon, son 35 yılda dental implant teknolojisinin gelişimiyle önemli ölçüde değişmiştir (El-Anwar ve Mohammed, 2014).

Modern diş hekimliğinin temel amacı; hastanın kaybettiği doğal konturları, fonksiyonunu, konforunu, konuşmasını ve estetiğini yeniden kazandırmaktır. Ancak diş kaybı arttıkça, tedavinin başarısı da zorlaşmaktadır. Güncel çalışmalara göre, farklı implant tasarımları, materyalleri ve uygulama yöntemleri sayesinde, tedavisi zor vakalar da başarıyla rehabilite edilmektedir (Craig, 1980). Tam dişsizlikte implant destekli tedavi seçenekleri; implant destekli sabit protezler, implant destekli hareketli protezler ve hibrit protezlerdir (Bueno Samper ve ark., 2010).

2.2.3. Maksiller Tam Dişsizlik Sebepleri

Maksiller tam dişsizlik özellikle ileri yaşlı hastalarda, lokal faktörler (diş çürüğü, periodontal hastalık, yetersiz oral hijyen) veya sistemik hastalıklar (diyabet, hipertansiyon, Parkinson hastalığı gibi) nedeniyle gelişmektedir. Geri dönüşü olmayan maksiller tam dişsizlik, ağız sağlığı açısından ciddi bir sorun olup, hastalık yükünün final belirleyicisi olarak kabul edilir. Dünya genelinde azalma eğilimi olsa da ileri yaşlarda önemli bir sağlık problemi olmaya devam etmektedir (Durkan ve ark., 2020).

Yaşlanmaya bağlı olarak yüz ve cilt dokusundaki değişiklikler, dişsizlikle birlikte artar. Kemik rezorpsiyonu sonucu alt yüz yüksekliği azalır; vertikal boyut düşüklüğü, çene ucunun burun ile yaklaşması, labio-mental açının kaybı, horizonto-labial açının azalması, prognatik mandibula görünümü ve labial cilt çizgilerinin derinleşmesi gibi yaşlanma belirtileri gözlenir (Misch & Kutay, 2009).

2.2.3.1. Maksilla tam dişsizlik olgularında temel olarak üç implant üstü tedavi

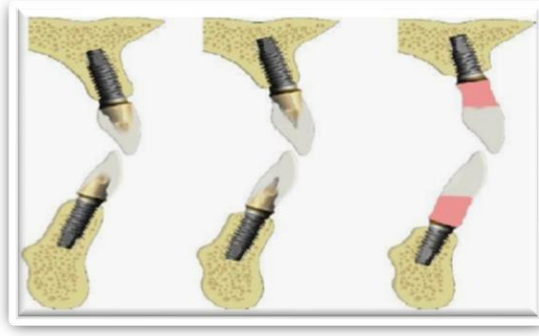
seçeneği mevcuttur:

- 1) İmplant üstü sabit protezler
- 2) İmplant üstü overdenture protezler
- 3) Hibrit protezler

Misch tarafından 1989 yılında yapılan sınıflandırmaya göre, implant üstü protezler beş ana gruba ayrılmaktadır. Bu sınıflandırmada ilk üç grup sabit protezleri, son iki grup ise hareketli protezleri kapsamaktadır (Tablo 2.2) (Misch, 2015). Bu sistem, implant üstü protezlerin temel sınıflandırmalarından biri olarak kabul edilmekle birlikte, günümüzde protez seçiminde hastanın dişsizlik durumu (parsiyel veya total dişsizlik) ve klinik ihtiyaçları da göz önünde bulundurularak değerlendirme yapılmaktadır. Bu bağlamda, çağdaş yaklaşımlarda implant destekli protezler genellikle hastanın mevcut dişsizlik durumuna, implant sayısı ve yerleşimlerine, fonksiyonel ve estetik beklentilere göre planlanmaktadır (Şekil 2.17) (Misch, 2015).

Tablo 2.2. Misch'in implant destekli protez sınıflandırması

Tip	Tanım
SP ₁	Sabit protez, sadece eksik dişin kuronunun yerini alır, doğal diş gibi görünür.
SP ₂	Sabit protez, eksik dişin kuronunun ve kökünün bir kısmının yerini alır. Kuronun konturu oklüzal yarıda normal, ancak gingival yarıda aşırı konturlanmış ya da uzatılmıştır.
SP ₃	Sabit protez; eksik kuronu, dişeti rengini ve dişsiz bölgenin bir kısmını restore eder. Protezde genellikle plastik diş ve akrilik dişeti kullanılmakla birlikte metal destekli porselen de kullanılabilir.
HP ₄	Hareketli protez, implant veya diş destekli overdenture protezlerdir.
HP ₅	Hareketli protez, hem implant hem de yumuşak doku destekli overdenture protezlerdir.



Şekil 2.17 Restorasyonun konturuna göre restorasyon tipleri (SP-1 ideal, SP-2 hiperkonturlu, SP-3 pembe porselen ya da akrilikle desteklenmiş)

SP-1 Tipi Sabit Protez

SP-1 tipi sabit protezlerde, yumuşak ve sert doku kaybı minimal düzeydedir ve mevcut kemik hacmi, implant planlaması açısından yeterlidir. Bu protez tipinde yalnızca kaybedilen doğal dişin anatomik kuruunu restore edilir (Şekil 2.18) (Misch, 2015). Kemik hacmi ve pozisyonu, implantların doğal diş kökleriyle aynı eksende yerleştirilmesine olanak tanır. Bu durum, restorasyonun doğal dişin boyut, kontur ve morfolojisine uygun şekilde tasarlanmasını sağlar. Ayrıca interdental bölgede doğal diş eti görünümünün yeniden oluşturulması hedeflenir. Estetik gereksinimlerin ön planda olduğu vakalarda, özellikle maksiller anterior bölgede SP-1 tipi protez tercih edilmektedir (Misch, 2015).



Şekil 2.18. Üst kanin dişin yerine yapılan SP-1 uygulamasının ağız içi görüntüsü

SP-2: Bu protez tipinde ise kemikte bir miktar rezorbsiyon meydana geldiği için kökün bir kısmı da restorasyona dahil edilir (Şekil 2.19) (Misch, 2015). Hastanın doğal

dişinden daha uzun kuron boyuna sahip bir protez elde edilir ve bu hastalara belirtilmelidir. Mevcut kemik, mine sement birleşiminin 1-2 mm aşağısındadır ve bu nedenle yapılan protezin insizal kenarı doğru pozisyonda olmasına rağmen gingival üçlüsü daha apikalde konumlanır. Estetik açıdan biraz daha dezavantajlıdır (Misch, 2015).



Şekil 2.19. Doğal dişlerden daha uzun kuron boyuna sahip SP-2 uygulamasının ağız içi görüntüsü

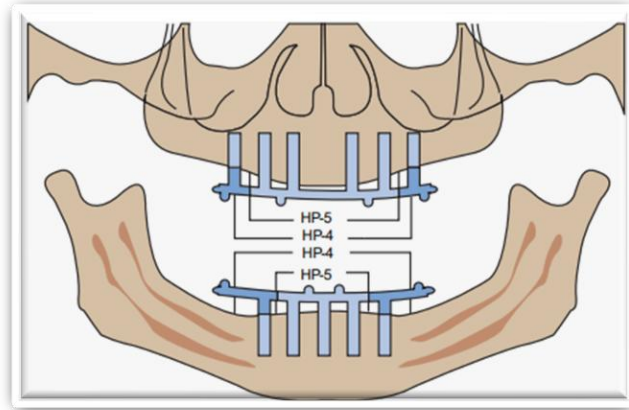
SP-3: Anatomik kuron, kökün bir kısmı ve yumuşak dokuyu restore eden protez tipidir. SP-2’ de olduğu gibi rezorbsiyon mevcuttur ve kemik seviyesi daha apikaldedir. Estetiği bir nebze iyileştirmek adına, diş eti pembe renkli restorasyon materyalleri kullanılarak restore edilir (Şekil 2.20) (Misch, 2015).



Şekil 2.20. Yumuşak dokunun pembe porselenle restore edildiği SP-3 uygulamasının ağız içi görüntüsü

HP-4: Doku desteği olmadan, tamamen implant veya dişlerle desteklenen, rijit yapıda hareketli protezlerdir. İmplant abutmentlerine eklenen bir üst yapı ve bu üst yapı üzerine bağlanan protezin tutucu ataçmanları veya bar klipsleri mevcuttur. Bu gibi protez parçalarına yer kazandırmak adına implantlar sabit protezlere kıyasla daha apikale ve linguale yerleştirilir. Bu protez tipi için üst çenede 6-8, alt çenede 5-6 implant desteği gereklidir (Misch, 2015).

HP-5: Hem implant hem de yumuşak dokuyla desteklenen hareketli protez tipidir. Yerleştirilen implant sayısı değişkenlik göstermekle birlikte, implantlar birbirinden bağımsız veya birleşik yapıda olabilir. Diş destekli geleneksel overdenture protezlere çok benzeyen bu protez tipinin maliyetinin düşük olması önemli bir avantajdır (Şekil 2.21) (Misch, 2015).



Şekil 2.21. Aldıkları desteğe göre HP4 ve HP-5 protez tipleri

2.2.3.2. Hibrit Protezler

Dental implantolojide hibrit protezler; diş eti, çevre yumuşak dokular ve diş sert dokularını restore etmek amacıyla farklı restoratif materyallerin bir arada kullanıldığı, en az dört implant üzerine vidalanarak uygulanan sabit protezlerdir. Bu protezler; güçlendirilmiş bir metal altyapı, bu altyapı üzerine yerleştirilen yapay dişler ve akrilik protez kaidesinden oluşmaktadır (Gönüldaş ve ark., 2018.; Real-Osuna ve ark., 2011).

Brånemark protokolünde ise implant destekli hibrit protezler, genellikle 4–6 adet implant üzerine yapılan, vida tutuculu sabit protezler olarak tanımlanmıştır. Ancak bu klasik protokol, teknolojik ve biyomekanik gelişmeler ışığında günümüzde büyük ölçüde güncelliğini yitirmiştir (Branemark, 1985) .

Hibrit protezler, sabit protez konforu sunmalarının yanı sıra yalnızca hekim tarafından çıkarılabilen bir yapıya sahiptir. Bu özellikleri sayesinde özellikle ileri derecede diş ve doku kaybı olan vakalarda fonksiyonel ve estetik açıdan başarılı sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır (Gonzales, 2014).

Sabit restorasyonlar, dişsiz bir üst çenede hastalar tarafından genellikle ilk tercih edilen seçenek olmasına karşın; hijyen, estetik ve konuşma bozukluğu gibi çeşitli problemler nedeniyle, sabit protezler yerine hareketli protezler, sıklıkla bu hastalar için alternatif bir seçenek olmaktadır (Zitzmann & Marinello, 2000). Hibrit protezler ise, hareketli protezlerin bu problemlere karşı olan üstünlüklerine sahip sabit bir protez seçeneği olarak üretilmiş yeni bir yaklaşım olarak kabul edilirler (Norton & Ferber, 1999). Hibrit protezlerin, özellikle ileri derece kemik kaybı bulunan atrofik maksillada yanak ve dudak desteği oluşturarak sağladığı estetik ve fonetik üstünlükleri sayesinde, tüm çene sabit restorasyonlar için iyi bir alternatif olduğu bildirilmiştir (Small, 2009).

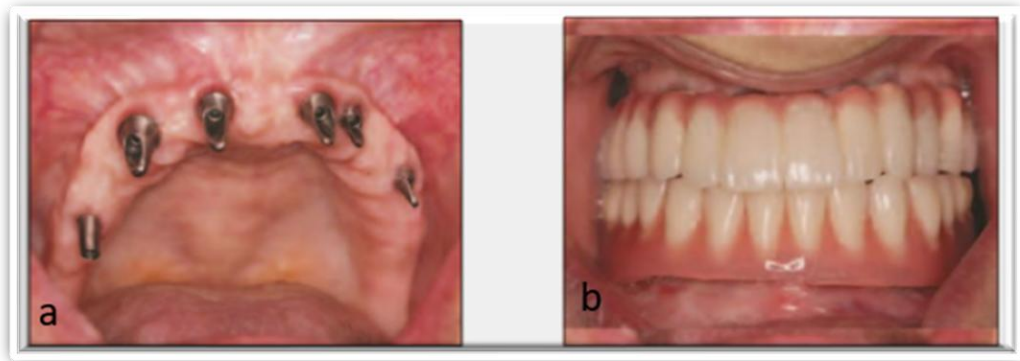
Zarb ve Jansson tarafından, hibrit protezlerin iki şekilde tasarlanabileceği belirtilmiştir. İlk tasarımda, protezin büyük bir kısmını metal altyapı kapsar, akrilik yapay dişler ve protez kaidesi ise kalan küçük kısmı oluşturur. İkinci tasarımda ise, metal alt yapı minimaldir ve protezin büyük kısmını akrilik protez kaide materyali oluşturmaktadır (Zarb, 1985).

Hibrit protezler, hekim ve teknisyen iş birliğinde geleneksel tam protez yapım aşamalarından geçerek üretilmektedir. Bu aşamalara ilaveten, temel protetik kurallarla birlikte protezin başarısı için göz önünde bulundurulması gereken çeşitli klinik ve teknik

faktörler bulunmaktadır. Alt yapının şekli, boyutu ve pasif uyumu, kullanılan alt yapı materyalinin sahip olduğu özellikler, implantların lokalizasyonu ve sayısı, estetik, oral hijyen bu faktörler arasında sayılabilir (Drago & Howell, 2015).

Dişsiz üst çeneye hibrit protez yapımı için yerleştirilen implantların üzerine vidalanmış abutmentlerin ağız içi görüntüsü ve simante edilerek hastaya teslim edilen hibrit protezin ağız içi görüntüsü Şekil 2.22’de gösterilmiştir (Bural ve ark., 2015).

Sonuç olarak, geleneksel tam protezlere ve implant destekli overdenture protezlere göre daha üstün özelliklere sahip olan hibrit protezler, hastaların ağrı şikayetlerini ortadan kaldırması, çiğneme ve konuşma fonksiyonlarını geliştirmesi ve iyi bir estetik sağlaması gibi avantajları sayesinde hasta memnuniyetini arttırmaktadır. Bu nedenle dişsiz hastalarda yıllardır tercih edilen bir tedavi seçeneği olmuştur (Preciado, 2013).



Şekil 2.22. Dişsiz üst çeneye hibrit protez yapımı için yerleştirilen implantların üzerine vidalanmış abutmentlerin ağız içi görüntüsü (a). Simante edilerek hastaya teslim edilen hibrit protezin ağız içi görüntüsü (b)

2.2.3.3. Hibrit Protezlerin Avantajları

- İdeal diş boyutlarının sağlanabilmesi ve kalan yumuşak dokunun pembe renkli restorasyon materyalleriyle tamamlanabilmesi ile iyi bir estetik sonucun elde edilmesi
- Çeşitli nedenlerden dolayı hatalı ve açılı yerleştirilmiş implantlardan kaynaklanabilecek problemlerin tolere edilebilmesi

- Atrofik maksillada sinüs lift ve greftleme gibi cerrahi tekniklere gerek kalmadan, sabit restorasyon yapımını mümkün kılması
- Siman artığı riskinin elimine edilmesi
- Akrilik rezin tarafından dinamik oklüzal kuvvet gücünün azaltılabilmesi
- Yüksek derecede kemik kaybının bulunduğu dişsiz maksiller arkta açılı implantların kullanımı ile sabit protez yapımına olanak sağlaması
- Yerleştirilen implantların birbirine bağlanmasıyla eşit yük dağılımı elde edilmesi ve böylece biyomekanik avantaj sağlaması (Drago & Howell, 2015; Sadid-Zadeh ve ark., 2013).

2.2.3.4. Hibrit Protezlerin Dezavantajları

- Geleneksel hibrit protezlerin içeriğindeki akrilik rezin materyalinin düşük dayanıklılığı ve buna ilaveten, metal alt yapıda zamanla meydana gelebilecek metal yorgunluğuna bağlı olarak aşınma ve kırılmaların görülebilmesi
- Akrilik rezin materyalinde su absorpsiyonu nedeniyle zamanla deformasyon ve renklenme meydana gelmesi, bu nedenle estetik kayıpların oluşması
- Monolitik zirkonyadan üretilen hibrit protezlerde meydana gelen komplikasyonların tamirinin mümkün olmaması
- Hastalar tarafından protezin bakımına ve oral hijyene ekstra önem verilmesi gerekliliği (Drago & Howell, 2015; Gönüldaş ve ark., 2018).

2.3. Dişsiz Posterior Maksiller Bölge Tedavi Seçenekleri

Düşük yoğunluktaki kemikte yüksek oklüzal kuvvetlerin karşılanabilmesi, doğal dentisyonun posterior maksiller bölgesinde bulunan geniş kök yüzey alanı ve büyük boyutlu kronların kazandırdığı biyomekanik avantajlar sayesinde mümkündür (Dalkız, 2009). Oklüzal stresler, ilk olarak kret tepesinde karşılandığından, bu bölgedeki kemik temas alanının artırılması büyük önem taşımaktadır. Bu sebeple, uzun ve geniş çaplı

implant kullanımı, oklüzal streslerin destek dokulara daha dengeli bir biçimde iletilmesini sağladığı ifade edilmiştir (Fortin ve ark., 2009).

Maksiller sinüsün sınırlandırdığı posterior maksilladaki dişsizliklerde, geçmişten günümüze uygulanan implantasyon ile ilgili tedavi yaklaşımları genel hatlarıyla şu şekilde sıralanabilir:

1. Subperiosteal implantların yerleştirilmesi (Linkow ve Ghalili, 1998).
2. Maksiller sinüs tabanı ve alveolar kret tepesi arasındaki rezidüel kemiğe kısa implantların yerleştirilmesi (Linkow ve Ghalili, 1998).
3. Maksiller sinüse hiçbir şekilde müdahale etmeden implantların sagittal düzleme göre sinüsün anterioruna, posterioruna veya tüber bölgesine yerleştirilmesi (Ridell ve ark., 2009).
4. Maksiller sinüs membranının lokal elevasyonu ardından greft kullanarak veya kullanmayarak implantların eş zamanlı yerleştirilmesi (kapalı veya indirekt sinüs lift) (Koca ve ark., 2005).
5. Maksiller sinüsün lateral duvarından girilip greft uygulanması ve implantın eş zamanlı veya geciktirilerek yerleştirilmesi (açık veya direkt sinüs lift) (Holmquist ve ark., 2008).
6. Horizontal osteotomi yöntemini kullanarak interpozisyonel kemik grefti yerleştirilmesi ve endosteal implant kullanımı (Misch, 2005).

Daha uzun endosteal implantların tüberler ve pterygoid plaklar bölgesine, yani maksiller sinüsün daha posterioruna yerleştirilmesi durumunda; tüber bölgesi ile 2. premolar diş bölgesine yerleştirilen implantlardan destek alınarak yapılan 3 ya da 4 üyeli sabit protetik restorasyonlarda kullanım sırasında esneme meydana gelebilir. Bu esneme, protetik restorasyonda retansiyon kaybına ve implantlarda oluşabilecek yıkıcı stresler nedeniyle başarısızlığa yol açabilir (Jensen, 1999).

Osteokondüktif özellikleri farklı yüzey ve yiv tasarımlarıyla geliştirilmiş implantların tasarımı sayesinde, kemik kalitesi zayıf ve vertikal yüksekliği yetersiz olan atrofik posterior maksillada greftleme gerektirmeyen alternatif tedavi yaklaşımlarının önü açılmıştır (Jensen,1999).

Anatomik koşulların uygun olmaması ya da sistemik ve ekonomik nedenlerle ileri cerrahi ile yeterli kemik hacminin sağlanamadığı durumlarda, kısa implantlar alternatif bir yöntem olarak tercih edilebilmektedir (Kılıc ve ark., 2011).

Geçmişte başarılı bir implant uygulaması için en az 10 mm uzunluğundaki implantların kullanılması gerektiği vurgulanmış ve bu uzunluktaki implantlar “standart implant” olarak tanımlanmıştır (Griffin ve Cheung, 2004).

Pek çok araştırmacı, uzunluğu 10 mm’nin altında olan implantları “kısa implant” olarak adlandırırsa da (das Neves ve ark., 2006), bazı çalışmalar ise 7 mm’den uzun olmayan implantları bu şekilde tanımlamaktadır (Friberg ve ark., 2000; Johns ve ark., 1992).

Literatürde, kemik rezorpsiyonunun fazla olduğu maksiller posterior dişsiz bölgelerde kısa implantların kullanımının birçok avantajı üzerinde durulmuştur (Friberg ve ark., 2000; Morand ve Irinakis, 2007).

- Bilgisayarlı tomografiye olan ihtiyacı azaltır. Böylece;
 - Düşük maliyet
 - Daha az radyasyon alımı
 - Daha kısa preoperatif zamanı
- Sinüs lift uygulamasına ihtiyacı azaltır. Böylece;
 - Cerrahi sırasında uygulanan materyallere bağlı olarak maliyet azalır
 - İmplant yerleştirilmesi için bekleme süresi azalır

- Greftleme prosedürüne bağlı ortaya çıkan komplikasyonlar ortadan kalkar

➤ Anatomik oluşumlara yakın olan vakalarda cerrah en uzun implantı yerleştirmeye zorlanmaz. Böylece;

- Hastanın kabul edilebilirliği artar
- Daha az cerrahi gerekir
- Daha az komplikasyon
- Daha az maliyet
- Daha kısa tedavi süresi

Bu avantajlara rağmen, kısa implantların kullanımında azalmış implant yüzeyi ve riskli hale gelen kron/implant oranı gibi faktörler nedeniyle hala bazı tartışmalar sürmektedir. Kısa dental implantlarla ilgili belirtilen bir diğer dezavantaj ise, uygun olmayan kron/kök oranıdır. En ideal oran 2/3 olarak kabul edilmekle birlikte, 1/1 oranı en düşük sınır olarak değerlendirilir. Ancak posterior bölgede uzun süreli dişsizlik sonucunda meydana gelen doğal kemik rezorpsiyonu, interark mesafesinin artmasına yol açar ve bu durum 2/1 gibi olumsuz bir kron/implant oranıyla sonuçlanabilir.

2.3.1. Maksiller Posterior Açılı İmplantların Avantajları

1. Minimum kemik volümü varlığında stabilitenin sağlanması,
2. Kemik-implant kontakt alanının artırılması,
3. Daha uzun implant yerleştirilebilmesi,
4. Vertikal kemik augmentasyonuna daha az ihtiyaç duyulması,
5. İyi klinik sonuçların elde edilmesi,
6. Kemik greft uygulamalarının azaltılması,
7. Maksiller sinüs anatomik yapısından kaçınılabilmesi,

8. Distal kantilever uzantısının fazla olmasına göre biyomekanik olarak daha avantajlı olması,
9. Sinüs lifting veya sinüs tabanı augmentasyonu yapılmadan kantilever uzunluğu azaltılması,
10. Açılı implantlarda yük transferinin vertikal implantlara göre daha iyi olduğu belirtilmesi,
11. Kısa, orta ve uzun dönem prognozlarının mükemmel olduğunun bildirilmesi (Baggi ve ark., 2013).

2.3.2. Maksiller Posterior Açılı İmplantların Dezavantajları

1. Açılı implant yerleştirilmesi büyük oranda teknik olarak hassas bir işlemdir.
2. Klinisyenin tecrübeli olması gereklidir.
3. Belirlenen açının elde edilebilmesi için bilgisayar destekli cerrahi stent yapılması gerektiği belirtilmektedir.
4. Uzun dönem çalışmaların yetersiz olduğu bildirilmektedir.
5. Üç boyutlu implant planlaması yapılması gerekmektedir.
6. 30°'den fazla açılanmış implantlarda implant-kemik ve implant abutment arayüzünde kuvvet seviyelerinin arttığı bildirilmektedir.
7. Kantilever uzantılarının azaltılması gerektiği vurgulanmıştır (Asawa ve ark., 2015).

2.4. “All-on-four” tedavi konsepti

2003 yılında Dr. Maló (Malo ve ark., 2010) tarafından geliştirilen All-on-Four tedavi konsepti, çene kemiği ileri derecede rezorbe olmuş hastalarda, dental implantlarla sabit protez desteği sağlamak amacıyla kullanılmaya başlanmıştır. Bu yöntem, tam dişsiz bireylerin implant destekli protezlerle rehabilitasyonunu mümkün kılarak, konfor ve

yaşam kalitesini artıran güvenilir bir tedavi seçeneği sunmaktadır (Şekil 2.23) (Asawa ve ark., 2015).

İmplant tedavisinin başarısında kemik miktarı ve kalitesi belirleyici bir rol oynamaktadır. Ancak birçok hastada alveolar kemiğin zamanla rezorbe olması nedeniyle, implant yerleştirilmeden önce kemik grefti, sinüs lifting gibi ilave cerrahi girişimlere ihtiyaç duyulabilmektedir. Bu tür ek işlemler, tedavi süresinin uzamasına ve maliyetin artmasına yol açmaktadır (Ashley, 2011; Esposito ve ark., 1998).

All-on-Four tekniğinin uygulanabilmesi için, üst ve alt çenelerde yeterli kemik hacminin bulunması gereklidir. Alt çenede, interforaminal bölgedeki kemik yüksekliği en az 8–10 mm, genişliği ise minimum 5 mm olmalıdır. Üst çenede ise kemik genişliği en az 5 mm, kemik yüksekliği ise en az 10 mm olmalıdır (Maló ve ark., 2003, 2005; Malo ve ark., 2010).

Bu konseptte, dört implant kullanılarak anterior bölgedeki iki implant aksiyel, posterior bölgedekiler ise 30–45 derece distale eğimli şekilde yerleştirilir. İmplantların üzerine aynı gün sabit tam ark akrilik protezlerin immediat olarak yüklenebilmesi, ileri cerrahi tekniklere ihtiyaç duyulmaması ve daha az sayıda implant kullanılması, bu yöntemi hızlı ve ekonomik bir tedavi seçeneği hâline getirmektedir (Maló ve ark., 2003, 2005; Malo ve ark., 2010).

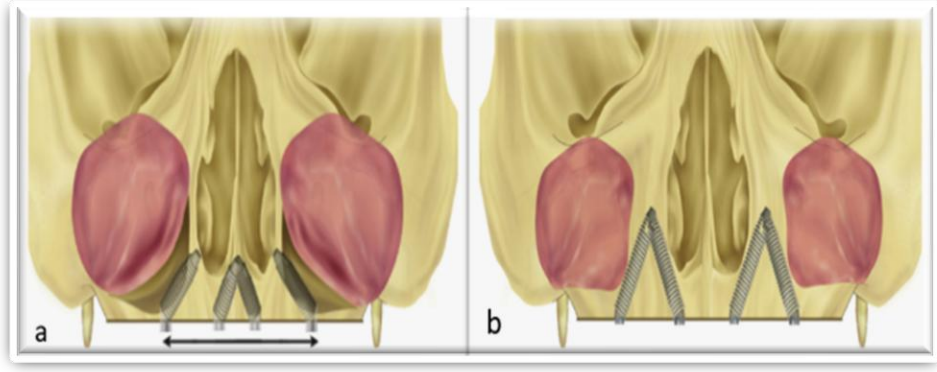


Şekil 2.23. All-on-Four konsepti

All-on-Four tedavi konseptinde posterior bölgeye yerleştirilen açılı implantlar sayesinde kantilever mesafesi azaltılarak 12 adet dişe sahip bir protez üst yapısı yerleştirilebilmekte ve bu protez için iyi bir destek sağlanabilmektedir (Maló ve ark., 2012). Bu implantların 45 dereceye kadar eğimlendirilmesindeki amaç;

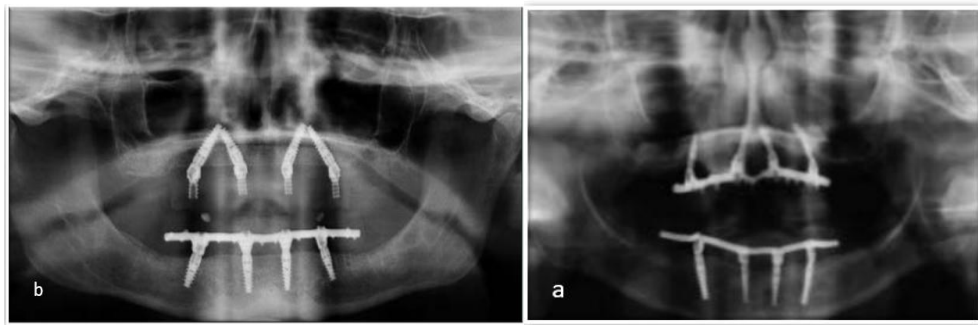
1. Kemik-implant temas miktarı artırılarak atrofiye olmuş kemikten optimum destek alınmasını sağlamak,
2. Maksillada daha kaliteli kemik yapısına sahip olan anterior bölgeden ankraj alınmasını sağlamak,
3. Daha uzun implantların yerleştirilebilmesini sağlamak,
4. İmplantlar arasındaki mesafeyi arttırmak,
5. Kantilever uzunluğunu minimize etmek,
6. İmplant etrafındaki stresleri azaltarak yük dağılımını en uygun hale getirmektir (Nkenke ve ark., 2007)

Maksillada açılı implantların yerleşimi için M-4 ve V-4 olmak üzere iki All-on-Four konfigürasyonu mevcuttur. M-4 konfigürasyonunda 4 implant nazal ve sinüs boşluklarına gelmeyecek şekilde 30 derece eğimlendirilerek aralarında 20 mm mesafe olacak şekilde yerleştirilir. Panaromik radyografa bu implantlar 'M' şeklinde izlenir. V-4 konfigürasyonda ise, ileri derecede atrofik maksillada 4 adet implant, yine nazal ve sinüs boşluklarına gelmeyecek şekilde, üst çenede en geç rezorbsiyona uğrayan bölge olan orta hattaki nazal çıkıntıya doğru 30 derece açıyla eğimlendirilerek 'V' şeklinde yerleştirilir (Şekil 2.24) (Malo ve ark., 2010).



Şekil 2.24. (a) V-4 konfigürasyon (b) M-4 konfigürasyon

Üst ve alt çenede uzun dönem implant ve protetik başarıları kanıtlanmış olan All-on-Four tedavi protokolünde, implant cerrahisi sonrası o seansta sabit akrilik geçici protezlerin takılabilmesi, tam dişsiz hastaların kaybettiği özgüven duygusunu geri kazandırarak hasta memnuniyetini psikolojik, estetik ve fonksiyonel anlamda olumlu etkilemektedir. Bu sebeple bu tedavi protokolü, dişsiz hastalar için oldukça konforlu ve cazip bir tedavi seçeneği olmaktadır. Şekil 2.25’de üst ve alt çenede all on four uygulanmış hastanın radyografik görüntüsü (Jensen ve ark., 2012). All- on-Four tedavi konseptiyle hazırlanmış hibrit protezin görüntüsü Şekil 2.26’da gösterilmiştir (Malo, 2012).



Şekil 2.25. Üst ve alt çenede all on four uygulanmış hastanın radyografik görüntüsü.
Üst çenede (a) V-4 konfigürasyonu (b) M-4 konfigürasyonu



Şekil 2.26. All-on-Four tedavi konseptiyle hazırlanmış hibrit protez

2.4.1. “All-on-Four” konseptinin avantajları

- Azalan kemik seviyesine rağmen posterior implantların açılı yerleştirilmesi sayesinde implant boyunun artırılabilmesi,
- Kemik augmentasyonu, sinüs lift gibi ek cerrahi işlemlere gerek kalmadan implant uygulanabilmesi,
- Klinik sonuçların başarılı olması,
- Otojen kemik grefti uygulamasının sistemik nedenlerle kontrendike olduğu durumlarda tercih edilebilir olması,
- Anatomik yapıların korunması,
- Posteriora yerleştirilen açılı implantların, distal kantilever kullanımında biyomekanik avantaj sağlaması,
- Maksiller çenede sinüs lifting işlemine gerek kalmadan verimli ve güvenilir bir tedavi sonucu sağlaması,
- Kısa ve uzun dönem prognozunun üstün başarısı (Asawa ve ark., 2015).

2.4.2. “All-on-Four” Konseptinin Dezavantajları

- Prosedürün uygulanmasının yüksek cerrahi hassasiyet ve deneyim gerektirmesi,
- İmplant uygulaması sırasında bilgisayar destekli rehber ihtiyacı duyulması,

- Küçük faktörlerle bile değişebilen açılar hasta ve operatöre problem oluşturabilir,
- Uzun dönem sonuçlarının yeterince bilinmemesi (Asawa ve ark., 2015).

2.4.3. “All-on-Four” İmplant Tedavisinde Protez Uygulamaları

1. Metal altyapılı seramikler ile yapılan sabit protezler,
2. CAD/CAM ile üretilen titanyum veya zirkonya altyapılı seramikler ile yapılan sabit protezler,
3. CAD/CAM ile üretilen titanyum veya zirkonya altyapı ile akrilik üstyapılı protezler,
4. Overdenture protezler,
5. Dudak desteğini sağlamak amacıyla All-on-Four implant tasarımı ile birlikte overdenture protezler veya sabit hibrit protezler yapılmaktadır (Ho, 2012).

2.4.4. “All-on-Four” İmplant Protezlerde Kullanılan Altyapı Materyalleri

Temel metal alaşımları, soy ve yüksek soy metal alaşımlara göre genellikle daha üstün özellikler göstermektedir. Titanyum alaşımlar ise içeriğine göre oldukça değişken özellikler göstermektedir (Kurtulmuş ve Aydın, 2011).

Soy Metal Alaşımları

Dental alaşımlarda altın, gümüş, palladyum ve platin olmak üzere dört soy metal bulunur. Yüksek altın içeriği, düşük gerilme direnci nedeniyle sabit protezlerde tartışmalıdır; ancak diğer metallerle bu özellik iyileştirilmeye çalışılmıştır. Korozyon dirençleri yüksek olan bu alaşımlar, gümüş içermedikleri için renklenme de oluşturmazlar (Kj, 2003).

Soy Olmayan Metal Alaşımlar

1980’lerde artan altın maliyeti nedeniyle, baz metal alaşımlar sabit protezlerde değerli alaşımların yerini almıştır. Nikel-krom (Ni-Cr) alaşımları, feldspatik seramiklerle

uyumlu termal genleşme katsayısı ve yüksek elastisite modülü sayesinde ince altyapı tasarımına olanak tanır. Ancak korozyona uğrayabilir ve alerjik reaksiyonlara yol açabilir (Kj, 2003).

Krom-kobalt (Cr-Co) alaşımları, metal seramik kronlar için Cr-Ni alaşımlarına alternatif olarak geliştirilmiştir. Daha yüksek dayanıklılık, sertlik ve korozyon direnci sunarlar. Genellikle molibden, titanyum ve az miktarda karbon da içerirler. Krom oranı %25'i aştığında mekanik ve biyolojik özellikler ile korozyon direnci artar. Çekme dayanımları 552–1034 MPa'dır (Bhering ve ark., 2016).

Titanyum, düşük iyon salınımı ve pasif oksit filmi sayesinde implant destekli protezlerde yaygın olarak tercih edilir. 860–965 MPa aralığında çekme direncine ve yüksek korozyon direncine sahiptir. Biyouyumluluğu, düşük termal genleşme katsayısı ve ekonomik oluşu da tercih nedenlerindendir (Bhering ve ark., 2016; Kj, 2003).

2.4.5. “All-on-Four” İmplant Protezlerde Kullanılan Protetik Üst Yapı Materyalleri

Üstyapı materyalleri, implant ve çevre kemikte oluşan yükleri etkiler. Oluşan gerilimler; vida kırığı, altyapı kırığı, kemik rezorpsiyonu ve implant kaybı gibi komplikasyonlara yol açabilir. Altın ve Cr-Co alaşımlarının akrilik ve seramik kullanımı ilk kez Branemark (Branemark, 1977) tarafından tanımlanmıştır. Akrilik rezin, oklüzal yüzeyde renklenme ve aşınma gibi sorunlara rağmen, düşük gerilim ilettiği için tercih edilmiş; bu biyomekanik avantaj, sonraki çalışmalarla da desteklenmiştir (Ferreira ve ark., 2014; J.-P. Geng ve ark., 2001).

İmplant destekli protezlerde seramikler, yüksek estetik ve biyouyumlulukları nedeniyle tercih edilir (Çiftçi ve Canay, 2001; Ferreira ve ark., 2014). Bilgisayar destekli üretim ile daha uyumlu restorasyonlar, kısa laboratuvar işlem süresi ve metal içermemesinden dolayı hastalarda oluşan psikolojik etki de avantajlarındandır

(Karaalioğlu ve Duymuş, 2008). Ancak, zirkonya alt yapının inceliği (0.5–0.7 mm), altyapı-üstyapı uyumsuzluğu, genleşme farkı ve çipping (kenar kırığı) gibi kırılma sorunları dezavantaj oluşturmaktadır (Raigrodski ve ark., 2006).

2.4.5.1. Metal Destekli Seramik Sabit Protezler

Metal destekli seramik sabit protezler, uzun yıllar altın standart olarak kullanılmıştır. Anterior ve posterior bölgelerde yeterli dayanıklılık, kolay laboratuvar işlemi, düşük maliyet, temizlenebilirlik ve simantasyon kolaylığı gibi avantajlara sahiptir. On yıllık in vitro takiplerde %95 başarı bildirilmiştir (Alani ve ark., 2011; Leempoel ve ark., 1989).

2.4.5.2. Metal Destekli Hibrit Sabit Protezler

Metal altyapı üzerine akrilik kaide ve akrilik, kompozit veya seramik dişlerle uygulanır. 15 mm ve üzeri kron mesafesi olan vakalarda sabit proteze alternatif, tam dişsizlikte ise 6–8 implantlı vida tutuculu protez olarak tercih edilir. Kemik rezorbsiyonunun fazla olduğu, ogmentasyon yapılamayan ve sabit proteze engel vakalarda pembe akrilik kullanımı uygundur (Bozini ve ark., 2011; Kwon ve ark., 2014).

2.4.5.3. Zirkonya Destekli Seramik Sabit Protezler

Zirkonya (zirkonyum oksit) diş ve implant destekli restorasyonlarda sıklıkla tercih edilmektedir. Kimyasal ve fiziksel üstünlüklerinin yanı sıra metal alaşımlara göre estetik açıdan üstündür. Zirkonyanın çekme direnci 900-1200 MPa ve elastisite modülü değeri 200 GPa düzeyindedir (Bhering ve ark., 2016).

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim teknolojileriyle daha estetik ve dayanıklı restorasyonlar yapılmaktadır. Zirkonya destekli seramik protezler; biyouyumlu, estetik, hızlı üretim ve teslimat imkânı sunar, ayrıca hastaların metal isteksizliğini giderir (Al-Amleh ve ark., 2010; Karaalioğlu ve Duymuş, 2008).

2.4.5.4. Monolitik Zirkonya Sabit Dental Protezler

Tam ark monolitik zirkonya implant üstü protezler, gelişmiş teknoloji ile yapılmaktadır. Metal alaşımlardan üstün mekanik özelliklere, düşük yüzey pürüzlülüğüne (0.08–0.1 μm), daha hafif yapıya ve az karşıt diş aşındırmasına sahiptir. Üretim şekli implantla yüksek uyum sağlar, minimal oklüzal düzeltme gerektirir ve vidalı ya da simante sistemlerle kullanılabilir (Carames ve ark., 2015; Denry ve Kelly, 2008; Preis ve ark., 2012; Venezia ve ark., 2015).

2.4.5.5. Lityum Disilikat Cam Seramik Sistemi

Lityum disilikat cam seramik 1959'da geliştirilmiş ancak düşük kimyasal direnç, geçirgenlik sorunları ve karmaşık laboratuvar aşamaları nedeniyle kullanılmamıştır.

Lityum disilikat, iç içe geçmiş iğnemsî kristallerden oluşur. Bu kristaller çatlakların yön değiştirmesini ve yayılmasını engelleyerek seramiğin bükülme direncini artırır. Yatay bükülme dayanımı 350-400 MPa arasındadır (Schweiger ve ark., 1999).

Estetik açıdan başarılı lityum disilikat cam seramikler, mum eliminasyonu ve ısı-basınç veya freze teknikleriyle 920°C'de hazırlanır. Böylece premolar bölgesine kadar üç üyeli köprü ve molar bölgede de başarılı uygulamalar mümkündür (Albakry ve ark., 2003; Raigrodski ve ark., 2006).

2.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analizi Yöntemleri

Bir cisme uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stres yoğunluğunun belirlenmesini sağlayan yöntemler, "stres analizi yöntemleri" olarak adlandırılır. İmplant tedavisinde biyomekanik yanıt değerlendirilirken en güvenilir yöntem klinik çalışmalardır. Ancak yapıların karmaşıklığı, intraosseöz yapıların biyomekaniğinin klinik ortamda incelenmesini imkânsız hale getirir. Oluşan streslerin dağılımı ve miktarı ile kullanılacak materyalin şekli ve yapısının belirlenmesi, biyomekanik açıdan en uygun protetik planlamanın yapılabilmesi için büyük önem taşır (Adıgüzel, 2010).

2.5.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Saydam dental materyallerin optik özelliğine bağlı stres analiz yöntemidir. Kemiğe, restorasyona ve implanta gelen kuvvetin lokalizasyonu, miktarı ve yoğunluğu fotoelastik modelde kuvvet çizgilerinin oluşmasıyla görülebilmektedir. Polarize filtre ya da polariskop cihazı ile belirli kuvvet altında olan modelden elde edilen kesitlerde izokromatik çizgiler izlenir ve bu çizgiler kuvvetin yoğunluğunu ve konumunu gösterir. Kuvvet çizgilerinin sayısının artması ve çizgilerin birbirine yaklaşması oluşan gerilimin büyüklüğünü artırır; böylece muhtemel zayıf noktalar, kırılabilir bölgeler ve kuvvetin etkisi sonucu biyolojik değişiklik oluşması beklenen bölgeler tespit edilmektedir (Aydın ve ark., 1995).

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

Gerinim ölçerler, materyallerde hafif deformasyon sonucu oluşan şekil değişikliklerini belirlemek amacıyla kullanılan küçük elektrik dirençleridir. Yakalanan elektriksel sinyaller, veri toplama ünitesine iletilir, dijital sinyallere dönüştürülür ve bilgisayar tarafından okunur (Pesqueira ve ark., 2014).

Bu göstergeler, gerilime maruz kalan herhangi bir nesnenin deformasyonunu kaydedebilir. Klinik yüklemelerde in vivo ölçüm yapabilen tek yöntem olması, gerinim ölçerlerin önemli bir avantajıdır. Ancak küçük boyutları nedeniyle dar alanlarda kullanım zorluğu ve farklı koşullarda bazen benzer sonuçların elde edilmesi, bu yöntemin dezavantajları arasında yer almaktadır (Karl ve ark., 2009).

2.5.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu analizde, analizi yapılacak olan materyalin üzerine özel vernik püskürtülür ve fırınlanır; sonra materyale kuvvet uygulanır. Kuvvet uygulamasından sonra yapıda oluşmuş çatlaklar kuvvetten en çok etkilenen bölgeyi gösterir (Ulusoy ve ark., 2003).

2.5.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Lazer ışını kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik filmler üzerine kaydedilmesini sağlayan analiz, optik özelliklere sahip bir yöntemdir. Test modellerinde herhangi bir hasara yol açmaz. Genellikle cismin gerçek boyutunda incelendiği bu yöntem, yüzey deformasyonlarını nanometre düzeyinde algılayıp kaydedebilen son derece hassas bir analiz tekniğidir (Ulusoy ve ark., 2003).

2.5.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Materyalin belirli bir noktasında görülen asal streslerin toplamı ile, izotropik ve homojen bir materyale uygulanan kuvvet sonucu oluşan ısıdaki periyodik farklılıklar arasında doğru orantı bulunması prensibine dayanır (Ulusoy ve ark., 2003).

2.5.6. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem donanım ve yazılım ile elde edilen sonuçların, herhangi bir malzemeye bağlantısı olmadan aktarılması üzerine kuruludur. Yöntemde bir güç kaynağı, radyotransmitter, alıcı, örnek üzerine yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedici bulunmaktadır. Gerilim ölçerlerde oluşan direnç farklılıkları voltajı düşürerek radyotelemetrenin frekansını değiştirmekte ve sonuçları ortaya çıkarmaktadır (Ulusoy ve ark., 2003).

2.6. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

SESA yöntemi, devamlı yapıların daha küçük parçalara bölünerek bu parçaların analitik modellenmesi esasına dayanır. Oral implantoloji alanında ilk olarak 1976 yılında Weinstein ve arkadaşları tarafından kullanılmıştır (Geng ve ark., 2001).

SESA, kompleks yapıların direncini ve gerilme dağılımını simüle etmek ve test etmek için sanal modeller kullanmaktadır. İn vitro ya da in vivo olarak analiz edilmesi mümkün olmayan durumlarda kemik, implantlar ve protetik parçaların ara yüzeyleri simüle edilerek biyomekanik davranışları çözümlemeye olanak tanır. Bu yöntem farklı

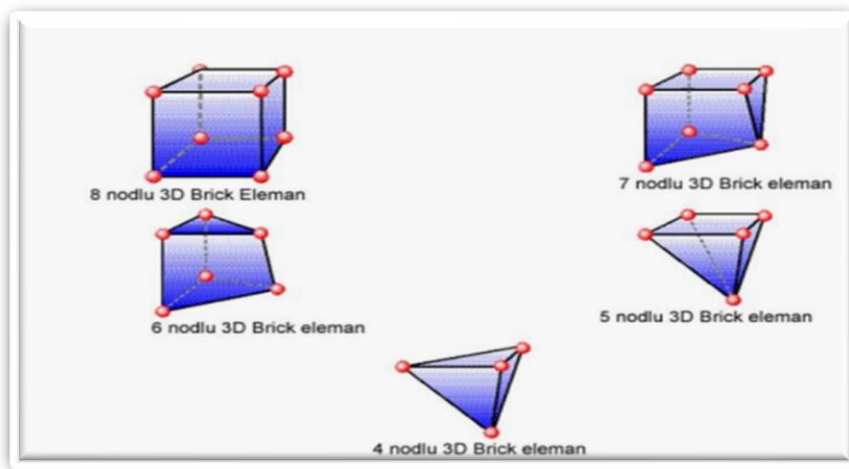
kuvvetler altında diş, protez, implant ve kemik üzerinde oluşan gerilme seviyelerinin ve yer değiştirme miktarının analiz edilmesini sağlar. “Bu yöntem, incelenecek bölgenin küçük ve basit parçalara ayrılarak analiz edilmesine ve karmaşık mekanik problemlerin analitik olarak çözülmesine olanak tanıyan sayısal bir yöntemdir (Pesqueira ve ark., 2014).

SESA yöntemi, iki boyutlu (2D) ve üç boyutlu (3D) modellemelerle uygulanabilen bir yöntemdir. Üç boyutlu analizler dental yapıların değerlendirilmesi bakımından daha çok tercih edilmektedir (Geng ve ark., 2001).

2.6.1. Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile İlgili Teknik Kavramlar

SESA yönteminde modeller, belirli sayıda 'eleman' olarak adlandırılan basit geometrik bileşenlerden oluşmaktadır. Eleman sayısı arttıkça daha doğru sonuçlara ulaşılır; ancak hata oluşma riski de artar. Elemanlar boyutlarına göre tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu ve izoparametrik; geometrilerine göre ise üçgen ve dörtgen olarak sınıflandırılır (Geng ve ark., 2001).

Düğüm (Node): Elemanlar ‘düğüm’ adı verilen noktalarla birbirlerine bağlanmaktadır. Düğüm noktalarının sabitlenmesi gerekmektedir. Farklı düğüm sayısında elemanların görünümü Şekil 2.27’de gösterilmiştir (Adıgüzel, 2010).



Şekil 2.27. Farklı düğüm sayısında elemanların görünümü

Ağ Yapısı (Mesh): Ağ yapısı oluşturulurken düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları tanımlanır. Ağ oluşturulması işlemi hem programlar ile otomatik olarak yapılabilir hem de bilgisayar kullanıcısı tarafından manuel olarak üretilebilir. Eleman sayısı, tipi ve ağ üretim yöntemi değiştirilerek model yeniden oluşturulabilir (Adıgüzel, 2010).

Sınır Koşulları (Boundary Conditions): Stresin ve yer değiştirmenin sınır ifadelerini içermektedir. Farklı bir ifadeyle modelin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin hangi bölgeden uygulandığını göstermektedir (D. Lin ve ark., 2009).

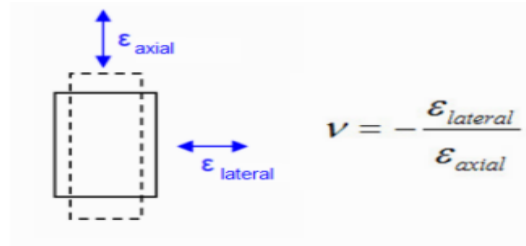
Geometri ve Katı Modelleme (Solid Modelling): Analizin yapılabilmesi için birinci aşama, materyalin bilgisayara aktarılıp modellenmesidir. Katı modelleme ile cismin iç ve dış geometrisi aynı şekilde bilgisayara aktarılmalıdır. Böylece materyale ait ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanırken farklı kesitler alınarak cismin iç geometrisi ayrıntılı şekilde görüntülenebilmektedir. Cisimlerin katı modellemesi için bilgisayarlar ve bilgisayar destekli (CAD-Computer Aided Design) tasarım programları kullanılmaktadır (Adıgüzel, 2010; Geng ve ark., 2001).

Kuvvet: Cisimlere hareket kazandıran veya şekillerini değiştirebilen etkiyi tanımlamaktadır. Birimi Newton'dur (N) ve doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özellikler içermektedir (Craig, 1980).

Stres (Gerilme): Cisme kuvvetin uygulanması sonucu cismin içerisinde, uygulanan kuvvete karşı oluşan eşit ve ters yöndeki tepkidir. Birim alandaki kuvvet olarak tanımlanmaktadır (Craig, 1980). Strain (Gerinim): Gerinim, cisme uygulanan kuvvet sonucunda ortaya çıkan gerilmenin, cisimde oluşturduğu boyutsal değişim olarak tanımlanmaktadır. Gerilme kavramı büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim ise kuvvet değildir ölçülebilir büyüklüktür. Gerinim, deformasyon boyutunun cismin orijinal uzunluğuna oranıdır ve ölçü birimi yoktur (Craig, 1980).

Elastisite (Young) Modülü: Bir cisme uygulanan kuvvet sonucunda cismin deformasyona karşı gösterdiği dirençtir. Gerilimin gerinime oranı olarak tanımlanır ve elastisite modülünün birimi gigapaskal (GPa)'dır. Elastik sınırlar içerisindeki cismin rijitliğini ifade eden bir ölçüttür. Elastisite modülünün artmasıyla cismin rijitliği de artmaktadır. Yüksek elastisite modülüne sahip cisim aynı kuvvetler altında düşük elastisite modülüne sahip cisme göre daha az deformasyona uğrar. Her materyalin kendine özgü elastisite modülü vardır (Jm, 2006).

Poisson Oranı: Çekme veya sıkıştırma kuvvetleri nedeniyle cisimde hem aksiyel hem de lateral yönde deformasyonlar meydana gelir. Çekme kuvveti altındaki bir cisim kuvvet yönünde uzar ve enine kesitte inceler. Sıkıştırma kuvvetlerinde ise tam tersi meydana gelir. Elastik limitler içerisinde lateral gerinimin aksiyel gerinime oranı Poisson Oranı (ν) olarak adlandırılır. Bütün malzemeler için Poisson oranı 0-0.5 arasında bir değerdir ve birimi yoktur. Sünek materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterirler ve Poisson oranı daha yüksek olur (Adıgüzel, 2010). Poisson oranı formülü Şekil 2.28'de gösterilmiştir (Jm, 2006).



Şekil 2.28. Poisson oranı formülü

Poisson Oranı = En'deki birim boyut değişimi / Boydaki birim boyut değişimi

Akma Dayanımı (Yield Strength/Point): Plastik deformasyonun başladığı ölçülebilen en küçük gerilme değeridir. Akma noktasından sonra cisme uygulanan kuvvetin cisimde oluşturduğu deformasyon artık geri dönüşümsüzdür (Jm, 2006).

İzotrop ve Anizotrop Cisim: x, y ve z eksenlerinde benzer elastik özellik gösteren cisimlere izotrop, farklı elastik özellik gösterenlere ise anizotrop cisim denir (Geng ve ark., 2001).

Principal (asal) Stres (σ): Üç boyutlu bir eleman, ikisi makaslama olmak üzere x, y ve z düzlemlerinde kuvvetlere maruz kalır. En büyük stres değeri bütün kayma gerilmelerinin olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal stresler “Principal Stres” normal strainler ise “Principal Strain” olarak tanımlanır. Principal stresler maksimum (σ_1), ara (σ_2) ve minimum (σ_3) olmak üzere üç çeşittir. “ σ_1 ” en yüksek gerilme değerine işaret eden pozitif değeri, “ σ_3 ” en yüksek sıkıştırma değerine işaret eden negatif değeri, “ σ_2 ” ise ara değeri göstermektedir (Gültekin ve ark., 2012).

Von Mises Stresleri (σ_v): Metaller gibi çekilebilir materyaller için şekil değiştirmenin yani deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanmaktadır (Yaşar ve ark., 2017).

Materyalin belirli bir bölümündeki iç enerji, yield noktasını aşarsa bu noktada deformasyon oluşur. Bu sebeple materyalde deformasyon oluşmaması için von Mises gerilme değeri materyalin yield noktasına eşit ya da küçük olmalıdır. Von Mises gerilmesi üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanır (Gültekin ve ark., 2012).

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

3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışmada, dişsiz üst çene modeli üzerinde, alternatif bir tedavi yöntemi olarak kullanılan All-on-Four konseptinden yola çıkılarak, metal altyapılı implant üstü akrilik hibrit protez uygulamasının modelleri analiz edilmiştir. Rutin prosedürde aksiyel (dik) olarak yerleştirilen anterior (ön) implantlar, bu çalışmada aksiyel olarak santral, lateral diş bölgesine ve lateral diş bölgesinde mezial ve distal yönlerde açılı olarak konumlandırılmıştır. Anterior implantların açılarındaki değişikliklere bağlı olarak, implantlar ve çevre kemik dokusu üzerindeki stres değerleri, bu streslerin dağılımı ve yoğunlaştığı bölgeler ayrıntılı şekilde incelenmiştir. Bu çalışmada, implant, abutment, metal altyapıda oluşan von Mises stres değerleri ile implant çevresindeki kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal ve minimum asal stres değerlerinin miktarları ve dağılımları sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelenerek karşılaştırılması amaçlanmaktadır.

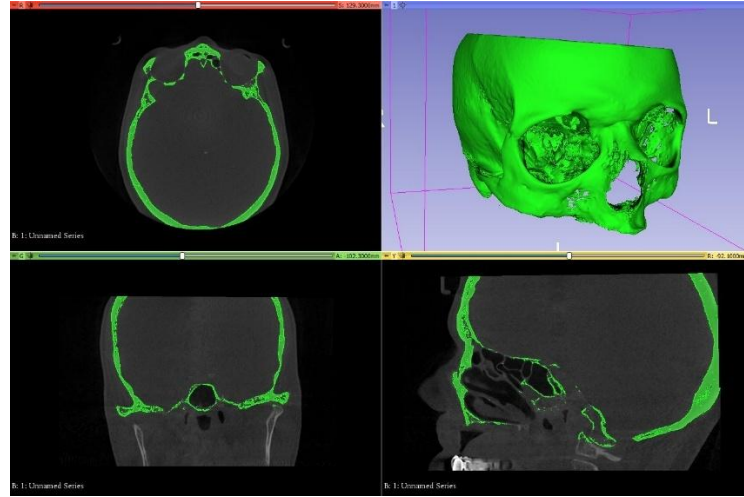
Çalışma için gerekli olan etik kurul onayı, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Etik Kurulu'ndan alınmıştır (EK-1). Bu tez çalışması, Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (TDH-2025-15464 proje kodu) tarafından desteklenmiştir. Çalışmanın model oluşturma ve analiz aşamaları Tinus Technologies şirketinde (Ankara, Türkiye) gerçekleştirilmiştir.

3.1. Geometrik Modellerin Oluşturulması

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Yetişkin erkek bireye ait tomografi görüntüsü kullanılmıştır (Şekil 3.1). Tomografi verisinden STL modelin elde edilmesi 3D Slicer yazılımında yapılmıştır. Tersine

mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ALTAIR Hypermesh yazılımı ile gerçekleştirilmiştir; oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) çözücüsü kullanılmıştır.



Şekil 3.1. Tomografi görüntüsünün modele aktarılması

3.1.1. Kortikal Kemik ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi

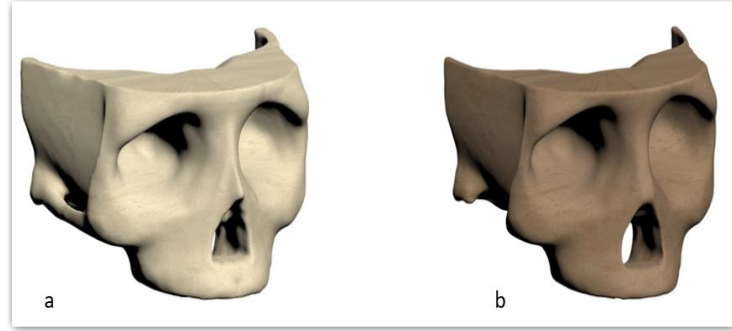
Çalışmada kullanılan üst çene kemik modelinin oluşturulması için; tam dişsiz erişkin bir bireyin tomografisi çekilmiştir. Kullanılan kemik modelinin oluşturulması için; Visible Human Project tomografi verisi 0.33 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3Dslicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modellere dönüştürülmüştür. Modeller .stl formatında dışa aktarılmıştır.

Üç boyutlu model Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) yazılımına aktarılmıştır ve burada maksiller kemik oluşturulmuştur.

Maksiller kemik modeline içe doğru 1 mm ofset verilerek 1 mm kalınlığında kortikal kemik modeli oluşturulmuştur (Şekil 3.2. Kortikal Kemik (a)).

Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu kortikal kemiğin iç yüzeyleri referans alınarak trabeküler kemikler elde edilmiştir (Şekil 3.2. Trabeküler Kemik (b)).

Hazırlanan tüm modeller Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır.



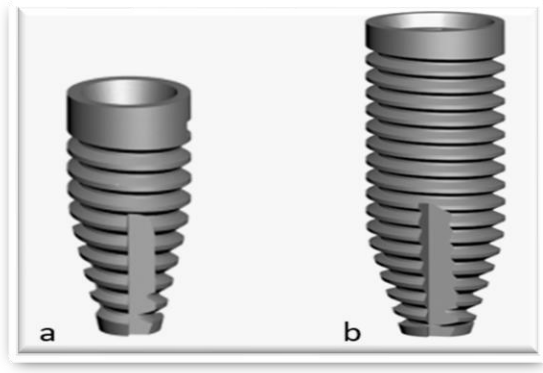
Şekil 3.2. Kortikal Kemik (a), Trabeküler Kemik (b).

3.1.2. İmplant, Abutment, Oklüzal Vida, Metal Altyapı, Protez, Mukoza ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

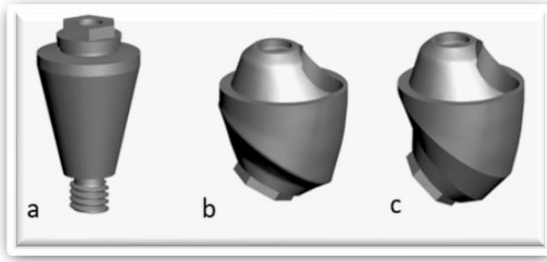
Çalışmada kullanılan konvansiyonel implantlar (Nobel Parallel Conical Connection 4,3 Ø x 8 mm ve 4,3 Ø x 13 mm), düz ve açılı abutmentlar ve vidalar Nobel katalog verilerine göre Blender yazılımında modellenmiştir (Şekil 3.3.-Şekil 3.5.).

Akrilik hibrit protez Wheeler atlas verilerine göre Blender, yazılımında modellenmiş ve her modele uygun metal altyapılar oluşturulmuştur (Şekil 3.6.).

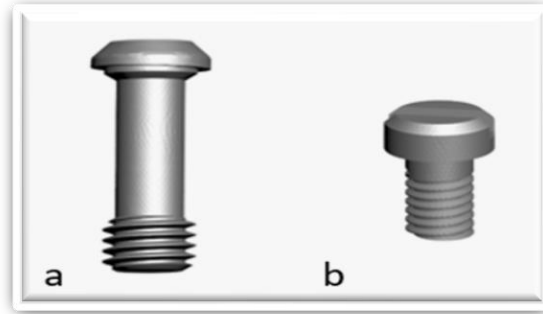
Kortikal kemik sınırı ve metal altyapı arasındaki diş eti yüksekliği (gingiva height) 2 mm olarak alınmıştır. Metal altyapının modellenmesi Şekil 3.7-Şekil 3.10'da gösterilmiştir. Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ALTAIR Hypermesh yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.



Şekil 3.3. İmplant uzunluğu 8mm (a), 13 mm (b).



Şekil 3.4. Düz abutment (a), 30° açılı abutment (b), 45° açılı abutment (c)



Şekil 3.5. Bazal vida (a), Oklüzal vida (b).



Şekil 3.6. Akrilik protez (polimetilmetakrilat)



Şekil 3.7. Model 1 metal altyapı



Şekil 3.8. Model 2 metal altyapı



Şekil 3.9. Model 3 metal altyapı

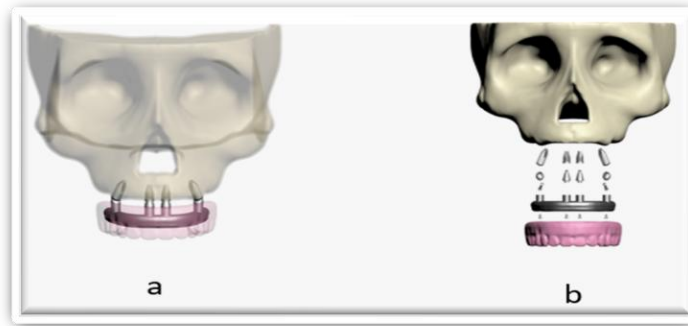


Şekil 3.10. Model 4 metal altyapı

3.1.3. Çalışma Modelleri

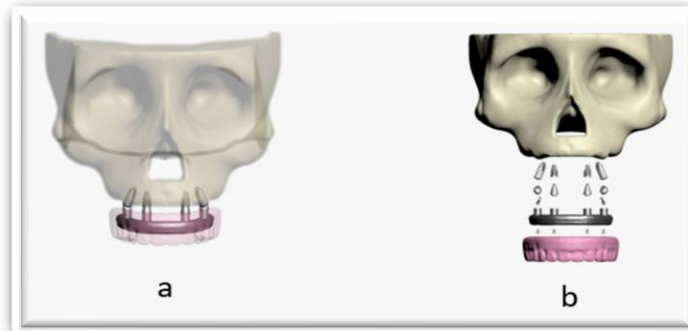
Çalışmada, dört ana model oluşturulmuş olup polimetilmetakrilat (PMMA) protez kullanılmıştır.

Model 1: Anterior (ön) implantlar, her iki tarafta santral diş bölgesine aksiyel (dik) olarak yerleştirilmiştir. Posterior implantlar ise maksiller sinüs duvarının önünde, birinci premolar bölgesine distale doğru 45° eğimli şekilde yerleştirilmiştir. Anterior implantlar 8 mm, posterior implantlar ise 13 mm uzunluğundadır. Şekil 3.11: Model 1.



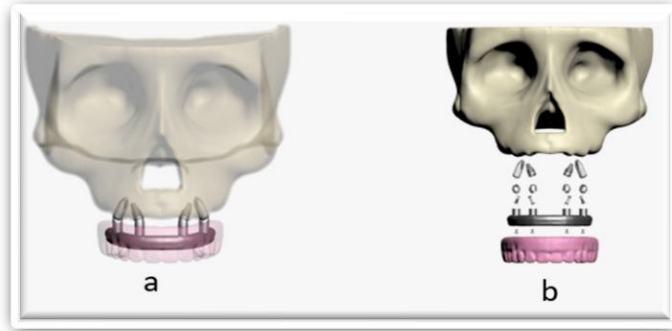
Şekil 3.11. Model 1 (a) Anterior implantlar, her iki tarafta santral diş bölgesine aksiyel (dik) olarak yerleştirilmiştir, (b) Ek Görüntü

Model 2 – (Kontrol modeli): Anterior implantlar, her iki tarafta lateral diş bölgesine aksiyel (dik) olarak; posterior implantlar ise birinci premolar diş bölgesine 45° açıyla distale doğru eğimli şekilde yerleştirilmiştir. Anterior implantlar 8 mm, posterior implantlar ise 13 mm uzunluğundadır. Şekil 3.12 Model 2.

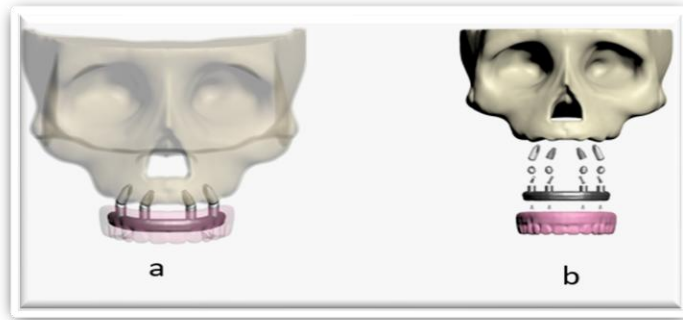


Şekil 3.12. Model 2(a) Anterior implantlar, her iki tarafta lateral diş bölgesine aksiyel (dik) olarak yerleştirilmiştir, (b) Ek Görüntü

Model 3 – (M-4 Tekniği): Anterior implantlar, her iki tarafta lateral diş bölgesinde yer almakta olup, apikal yönde lateral piriform kenara doğru 30° açıyla meziale konumlandırılmıştır. Anterior implantların uzunluğu 8 mm'dir. Posterior implantlar ise 13 mm uzunluğunda olup, distale doğru 45° açıyla eğimli şekilde yerleştirilmiştir Şekil 3.13 Model 3 (M-4 tekniği).



Şekil 3.13. Model 3 (a) Anterior implantlar, her iki tarafta lateral diş bölgesinde yer almakta olup, apikal yönde lateral piriform kenara doğru 30° açıyla meziale yerleştirilmiştir. M-4 tekniği, (b) Ek Görüntü.



Şekil 3.14. Model 4 (a) Anterior implantlar, her iki tarafta lateral kesici diş bölgesine; apikal yönde, nazal septumun orta hattı referans alınarak 30° açıyla distal yönde yerleştirilmiştir. V-4 tekniği, (b) Ek Görüntü.

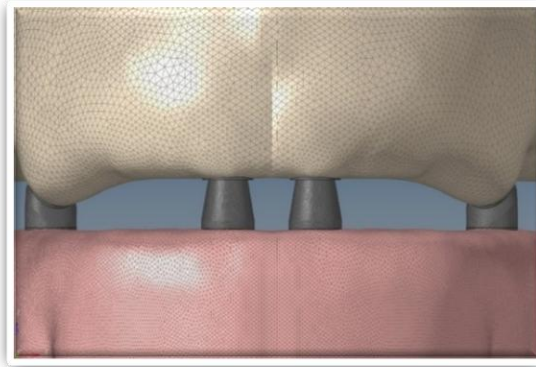
Model 4 – (V-4 Tekniği): Anterior implantlar, her iki tarafta lateral kesici diş bölgesine; apikal yönde, nazal septumun orta hattı referans alınarak 30° açıyla distale doğru yerleştirilmiştir. Posterior implantlar ise 45° açıyla distale eğimli ve 13 mm uzunluğundadır Şekil 3.14 Model 4 (V-4 tekniği).

3.1.4. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin “mesh” adı verilen küçük ve basit parçalara bölünmesiyle oluşturulmaktadır. Bu çalışmada, modelleme işlemi Blender yazılımında tamamlandıktan sonra, modeller ALTAIR Hypermesh yazılımına aktarılarak matematiksel olarak yapılandırılmış ve analiz için hazır hâle getirilmiştir.

Matematiksel modellerin oluşturulmasında, 0.1–0.25 mm aralığında, yüksek hassasiyete sahip tria (üçgen) yüzey mesh boyutları kullanılmıştır. Tüm modellerin yüzeylerinde tria mesh (üçgen elemanlar) uygulanmış; ardından objelerin hacimsel yapıları, tetrahedral (düzgün dört yüzlü) tipte katı mesh ile modellenmiştir.

Analizlerin gerçekleştirilebilmesi için, ALTAIR Hypermesh ortamında hazırlanan bu matematiksel modeller, ALTAIR OptiStruct çözücüsüne aktarılmıştır Şekil 3.15.



Şekil 3.15. Modellerde uygulanan mesh görüntüsü

3.1.4.1. Materyal Tanımları

Analizlerde, elastik modül ve Poisson oranı belirtilen materyallerin doğrusal (lineer) özellikleri kullanılmıştır. İncelenen modelin materyal özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır. Modellemede kullanılacak materyallerin elastik modül ve Poisson oranları Tablo 3.1.’de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri

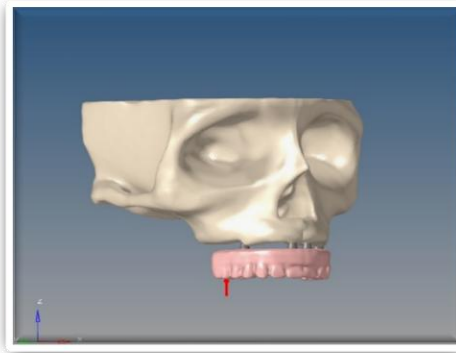
Malzeme	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	13700	0.30
Trabeküler Kemik	1370	0.30
Akrilik	3000	0.35
Titanyum	110000	0.35
Cr-Co	218000	0.33
Mukoza	680	0.45

3.1.5. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

Tüm modellerde;

- **Vertikal Kuvvet;**

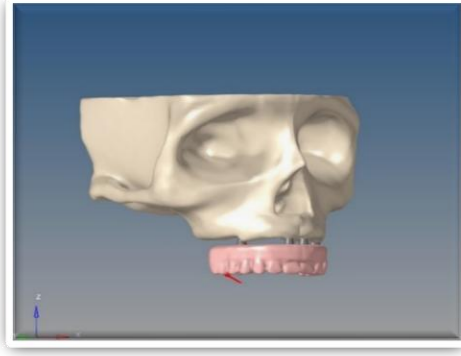
Sağ birinci molar dişin santral fossasına; okluzal yönde, dik açılı toplam 150 N büyüklüğünde vertikal kuvvet unilateral olarak uygulanmıştır (Şekil 3.16: Vertikal Kuvvet).



Şekil 3.16. Vertikal kuvvet

- **Oblik Kuvvet;**

Sağ birinci molar dişin meziobukkal kaspına; palatobukkal yönde, dişin uzun aksıyla 30° açılı olacak şekilde toplam 150 N büyüklüğünde oblik kuvvet unilateral olarak uygulanmıştır (Şekil 3.17: Oblik Kuvvet).

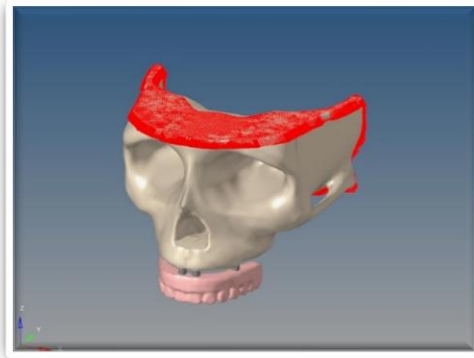


Şekil 3.17. Oblik kuvvet

Kuvvetler, çevre düğüm noktalarına dağıtılarak uygulanmış ve yükleme bölgelerinde gerilme yoğunlaşmasının oluşması engellenmiştir.

Modeller kemiğin superior ve posterior bölgelerinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksendeki hareketi engellenecek şekilde tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir.

Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında sekiz lineer statik analiz (4 x 2) gerçekleştirilmiştir. Modellemenin sınır koşulları Şekil 3.18.'de gösterilmiştir.



Şekil 3.18. Sınır koşulu

3.1.5.1. Kuantitatif Model Bilgileri

Matematiksel modellerde kullanılan toplam düğüm ve eleman sayısı Tablo 3.2'de verilmiştir.

Tablo 3.2. Modellerin toplam düğüm ve eleman sayıları

Modeller	Total # of Nodes	Total # of Elements
Model 1	987599	3857240
Model 2	1009850	3966553
Model 3	1082864	4265324
Model 4	1036701	4054707

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin sağlıklı bir şekilde gerçekleştirilebilmesi ve doğru sonuçlara ulaşılabilmesi için, modeli oluşturan parçalar arasındaki yüzey ilişkilerinin analiz programında doğru şekilde tanımlanması gerekmektedir.

Bu doğrultuda tüm analizlerde, temas hâlinde bulunan komponentler arasında FREEZE tipi kontak tanımı yapılmıştır. Bu yaklaşım, temas eden parçaların birbirine göre herhangi bir rölatif hareket göstermediği ve tamamen senkronize şekilde davrandığı varsayımına dayanmaktadır.

Modelleme kapsamında; kortikal ve spongioz kemik dokularında asal gerilme analizleri (minimum ve maksimum principal stres), implantlar ve protez bileşenlerinde ise von Mises stres analizleri gerçekleştirilmiştir. Değerlendirmeler sırasında, anterior ve posterior implantların açılandırılmasının kemik dokusunda oluşturduğu stres dağılımı dikkate alınarak, elde edilen veriler kontrol grubuyla karşılaştırılmıştır.

Çalışmada, tüm değerlendirmeler için standardizasyon, referans model olarak kabul edilen klasik All-on-Four konsepti üzerinden sağlanmıştır. Açılandırılmış implant konfigürasyonlarında, stresin en yoğunlaştığı bölgelerde meydana gelen değişiklikler detaylı şekilde analiz edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizleri ile elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar ile elde edildiğinden dolayı istatistiksel analizlerin yapılması

mümkün değildir. Bu nedenle çalışmanın amacı, elde edilen stres değerlerinin ve dağılımlarının ayrıntılı ve dikkatli biçimde incelenmesi ve yorumlanmasıdır. Elde edilen sonuçların, benzer çalışmalar ve olası klinik uygulamalar açısından anlamlı çıkarımlara temel oluşturması hedeflenmiştir.

4. BULGULAR

Bu tez çalışması, All-on-four konseptinde anterior implantların farklı açılanma ve farklı lokalizasyon durumunda gerçekleştirilmiş olup kuvvetler (vertikal ve oblik) unilateral olarak uygulanmıştır. Dört farklı model grubu analiz edilmiştir. Bu parametrelerin bir araya getirilerek yapılan çalışma, implant açısı ve lokalizasyonunun kemik üzerindeki stres dağılımına etkisini ve implant üzerinde oluşan stres değerlerini detaylı bir şekilde ortaya koymayı amaçlamaktadır. Kortikal ve spongiyöz kemiğin maruz kaldığı stresler; maksimum asal stres (çekme) ve minimum asal stres (basma) değerleri, implant, abutment, metal altyapı üzerindeki stres dağılımları ise Von Mises değerleriyle analiz edilmiştir. Elde edilen sonuçlar; ilgili bölgelerdeki streslerin yoğun olarak gözlemlendiği kısımları içeren grafiklerle sunulmuştur. Görsellerin sol kısmında yer alan skalalar, stres değerlerini renklere karşılık gelen sayısal ifadelerle göstermektedir. Bu skalalarda yer alan von Mises stres değerleri (MPa), renk geçişleriyle ayırt edilmekte olup, maviden kırmızıya doğru arttığı gözlemlenmektedir. Maksimum asal stres değerleri pozitif olup, bu değerler de maviden kırmızıya doğru artış göstermektedir. Öte yandan, minimum asal stres değerleri negatif olup, mutlak değerleri dikkate alınmıştır. Minimum asal stres durumunda, renk skalasında kırmızı daha düşük, mavi ise daha yüksek değerlere karşılık gelmektedir.

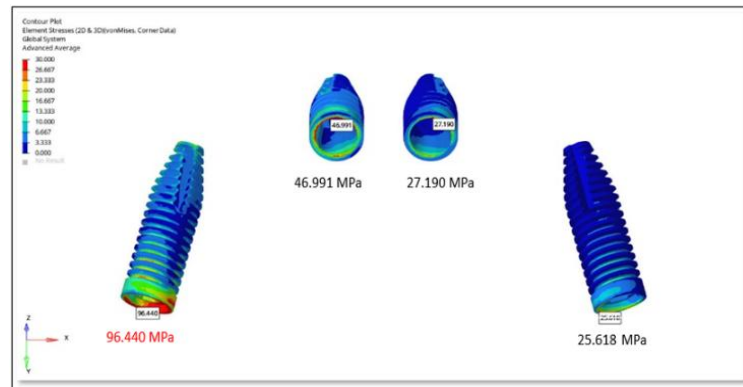
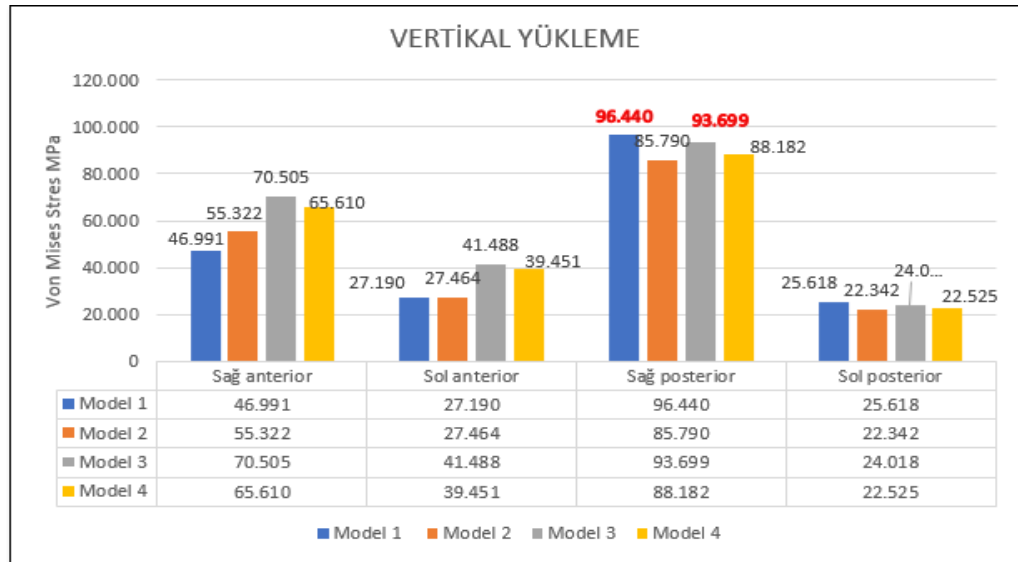
4.1 Vertikal Kuvvet Uygulaması Sonucu Elde Edilen Bulgular

4.1.1. İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Streslerinin İncelenmesi

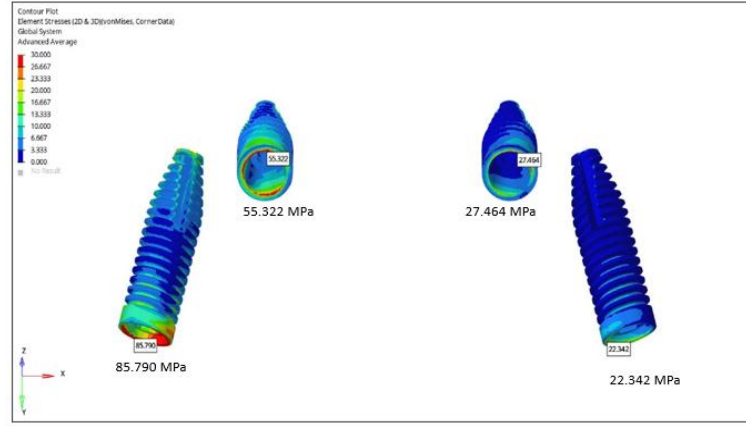
Vertikal kuvvet uygulaması sonucu implantlarda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri tablo 4.1’de gösterilmiştir. Vertikal kuvvet uygulaması sonucu implantlarda oluşan von Mises stres bulguları ise Şekil 4.1.-Şekil 4.4.’te gösterilmiştir. En yüksek von Mises stres değerlerinin; tüm modellerde sağ posterior implant bölgesinde kaydedilmiştir. Anterior implantın aksiyel (dik) olarak yerleştirildiği model 1 ve model 2’de

en yüksek von Mises değeri, santral diş bölgesine implantın yerleştirildiği model 1’de sağ posterior implant bölgesinde (96.440 MPa) ölçülmüştür. Anterior implantların açılı olarak yerleştirildiği model 3 (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° meziale yerleştirildiği M-4 tekniği) ve model 4 (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° distale yerleştirildiği V-4 tekniği) lokalizasyonunda ise en yüksek von Mises stres değerleri model 3’te sağ posterior implant bölgesinde (93.699MPa) olarak ölçülmüştür.

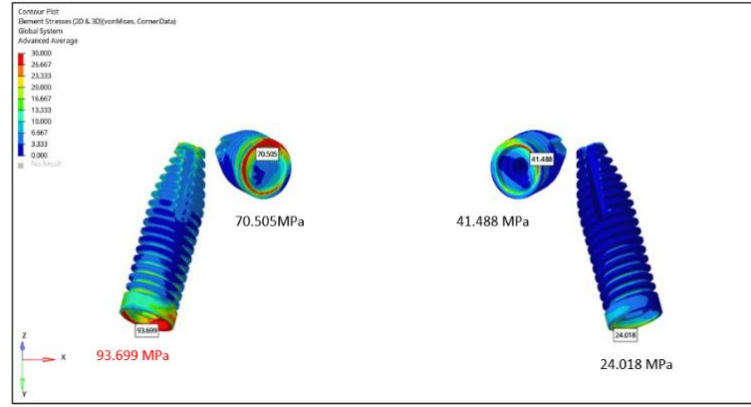
Tablo 4.1. İmplantlar üzerinde vertikal yükleme sonucu oluşan von Mises stres değerleri



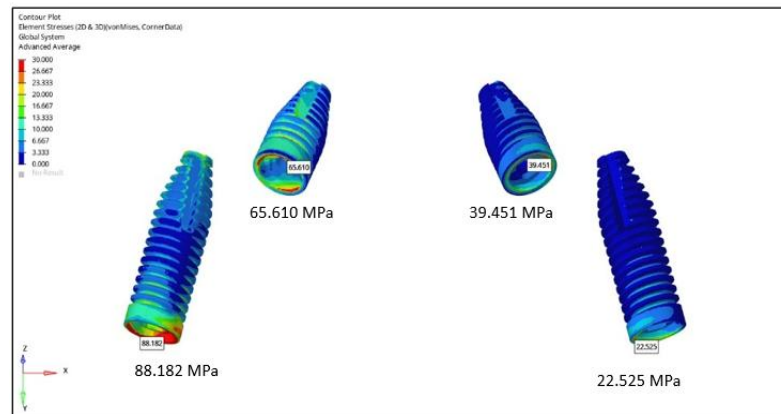
Şekil 4.1. Model1 vertikal yükleme koşulu altında implantlar üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) ile görüntüsü



Şekil 4.2. Model 2 vertikal yükleme koşulu altında implantlar üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) ile görüntüsü



Şekil 4.3. Model 3 vertikal yükleme koşulu altında implantlar üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü

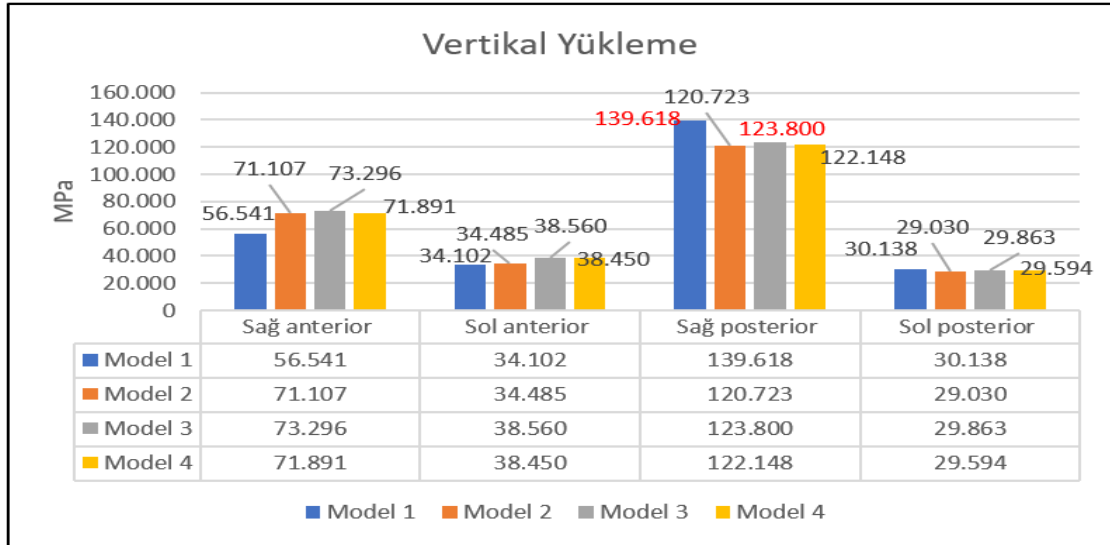


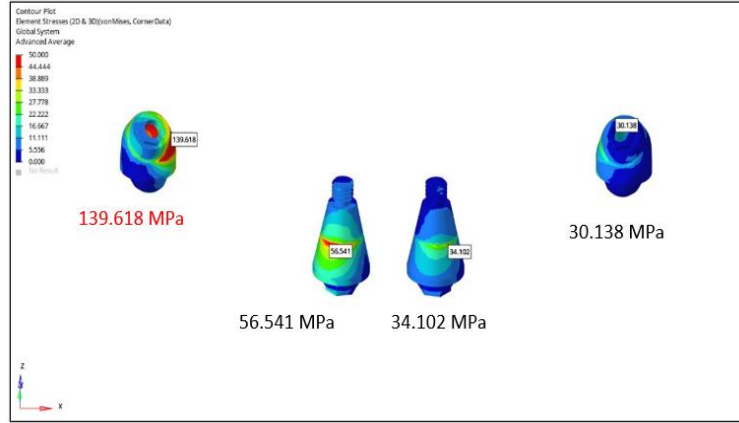
Şekil 4.4. Model 4 vertikal yükleme koşulu altında implantlar üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü

4.1.2. Abutmentlar Arasındaki von Mises Stres Değerlerinin İncelenmesi

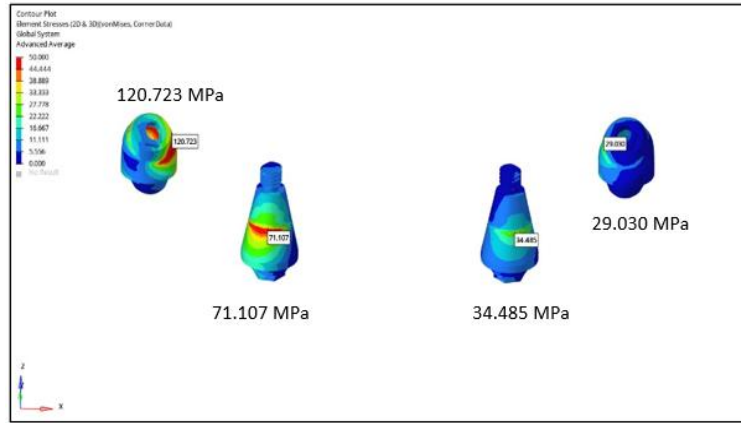
Abutmentlar üzerindeki en yüksek von Mises stres değerleri Tablo 4.2. de gösterilmiştir. Vertikal kuvvet uygulaması sonucu abutmentlarda oluşan von Mises stres bulguları Şekil 4.5.-Şekil 4.8.'de gösterilmiştir. En yüksek von Mises stres değeri ön implantların aksiyel (dik) olarak yerleştirildiği model 1'de sağ posterior abutment bölgesinde 139.618 Mpa ölçülmüştür. Ön implantların açılı yerleştirildiği model 3 ve model 4'te en yüksek von Mises stres değeri model 3'te (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° meziale eğimli yerleştirildiği M-4 tekniği) sağ posterior abutment bölgesinde 123.800 Mpa gösterilmiştir. Abutmentlarda stres kuvvet uygulanan bölgede distopalatinal yüzeyde dağılım gösterdiği tespit edilmiştir.

Tablo 4.2. Abutmentlar üzerinde vertikal yükleme sonucu oluşan von Mises stres değerleri





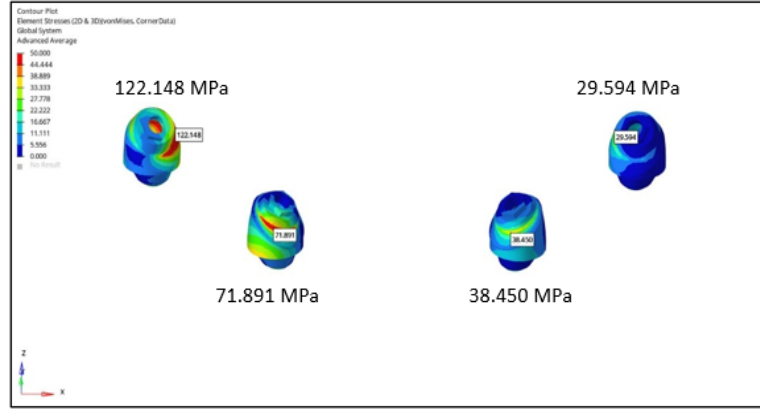
Şekil 4.5. Model 1 abutmentlar üzerinde vertikal yükleme sonucu oluşan von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü



Şekil 4.6. Model 2 abutmentlar üzerinde vertikal yükleme sonucu oluşan von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü



Şekil 4.7. Model 3 abutmentlar üzerinde vertikal yükleme sonucu oluşan von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü

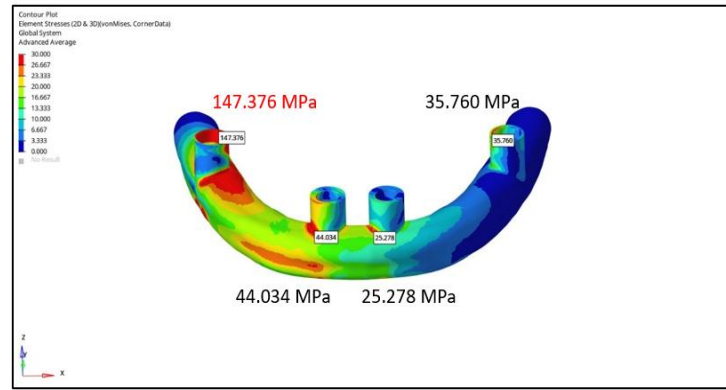
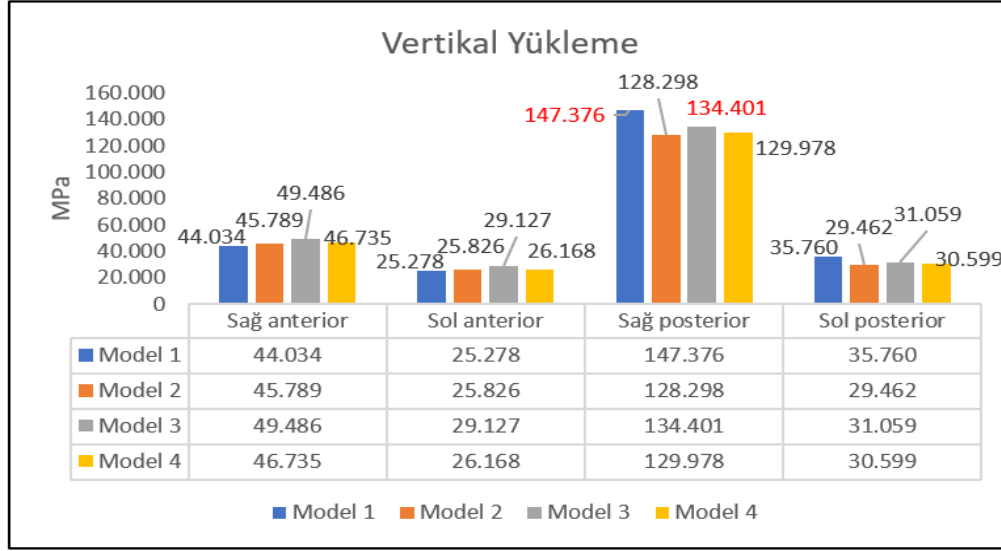


Şekil 4.8. Model 4 abutmentlar üzerinde vertikal yükleme sonucu oluşan von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü

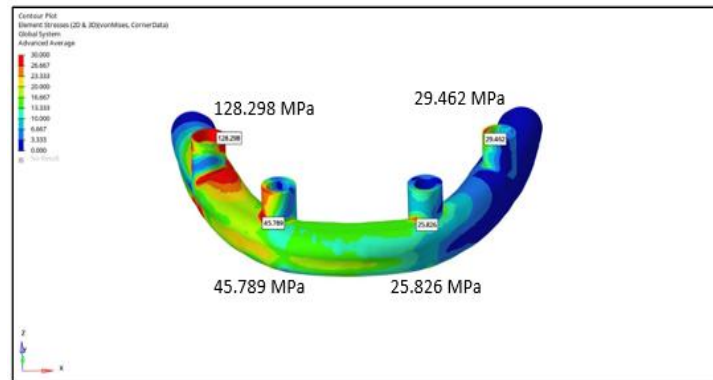
4.1.3. Protetik Altyapı Materyalinde Oluşan von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Vertikal yükler altında protetik altyapı materyali üzerinde oluşan von Mises stres bulguları Tablo 4.3'te gösterilmiştir. Vertikal kuvvet uygulaması sonucu metal altyapıda oluşan von Mises stres bulguları Şekil 4.9.-Şekil 4.12.'de gösterilmiştir. En yüksek von Mises stres değeri ön implantların aksiyel olarak santrale yerleştirildiği model 1'de sağ posterior metal altyapıda 147.376 Mpa olarak gözlemlenmiştir. Anterior implantların açılı yerleştirildiği model 3'te (anterior implantların 30° meziale açılı yerleştirilmiş M-4 konfigürasyonunda) ise sağ posterior metal altyapıda en yüksek von Mises stress değeri 134.401 MPa olarak ölçülmüştür. Stres kuvvetin uygulanma yönünde metal altyapının abutmentlara bağlanma bölgelerinde ve meziale doğru dağılım sergilemiştir.

Tablo 4.3. Protetik altyapı materyalinde vertikal yükleme sonucu oluşan von Mises stres değerleri



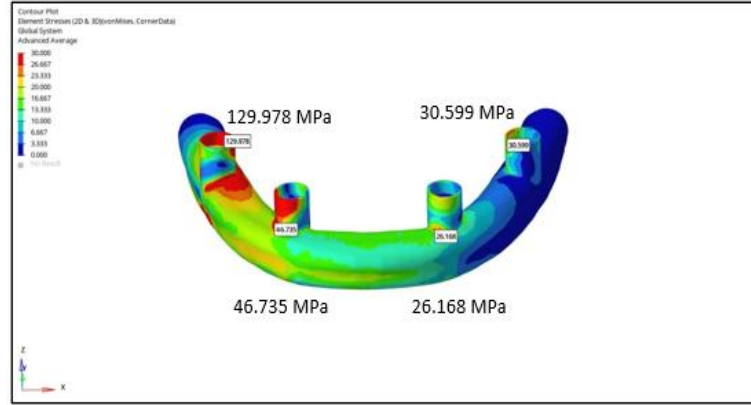
Şekil 4.9. Model 1 protetik altyapı materyalinde vertikal yükleme sonucu oluşan von mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü



Şekil 4.10. Model 2 protetik altyapı materyalinde vertikal yükleme sonucu oluşan von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü



Şekil 4.11. Model 3 protetik altyapı materyalinde vertikal yükleme sonucu oluşan von mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü



Şekil 4.12. Model 4 protetik altyapı materyalinde vertikal yükleme sonucu oluşan von mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü

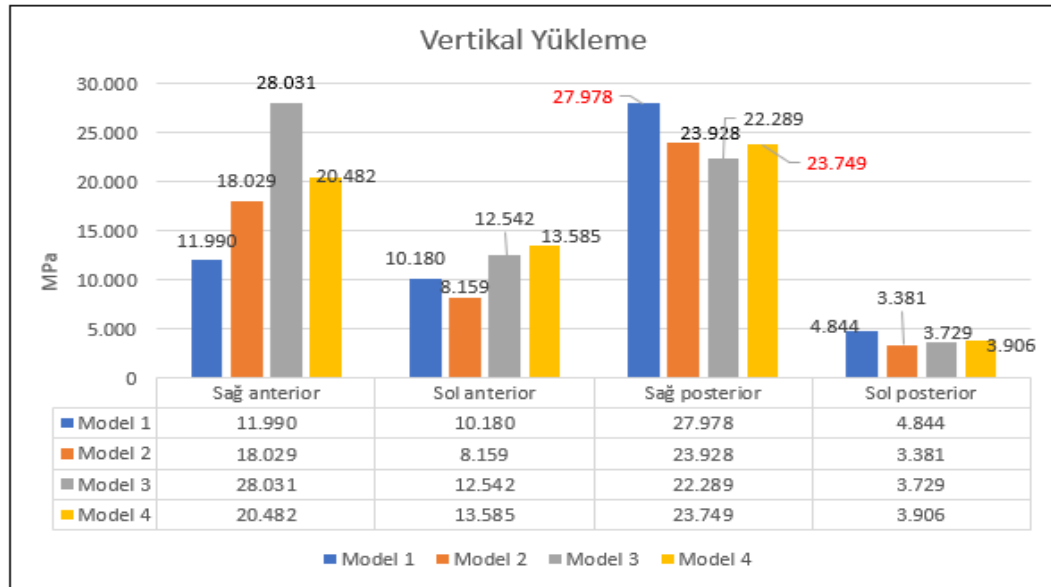
4.1.4. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Asal Stres Değerlerinin İncelenmesi

Uygulanan vertikal kuvvetler sonucu kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal stres (çekme) değerleri Tablo 4.4. ve Şekil 4.5.'de gösterilmiştir. Maksimum asal stres değerleri pozitif değerlerdir ve bu değer maviden kırmızıya doğru artmaktadır. Vertikal kuvvet uygulaması sonucu kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal stres bulguları Şekil 4.13.-Şekil 4.16.'da gösterilmiştir. En yüksek maksimum asal stres değerlerinin; kortikal kemikte de ön implantların aksiyel (dik) olarak yerleştirildiği model 1'de (ön implantların santral diş bölgesinde dik

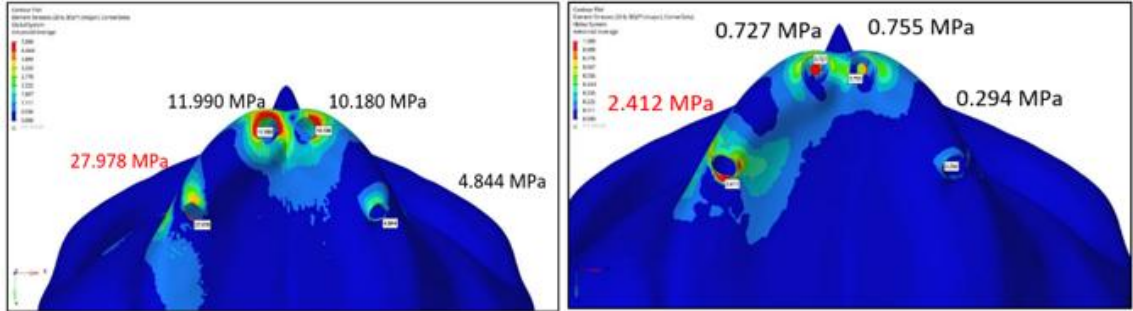
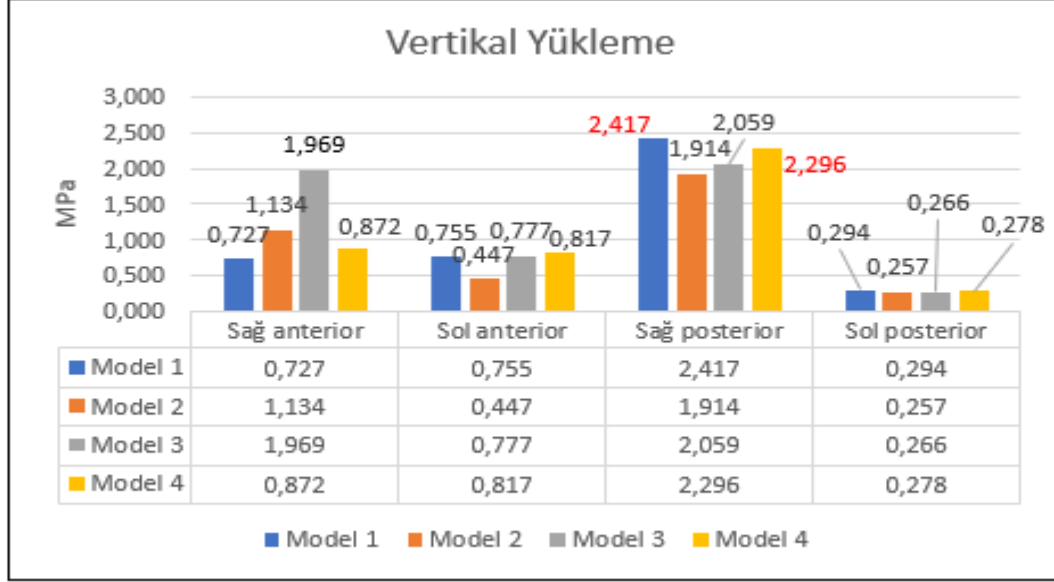
yerleştirildiği), sağ posterior implant bölgesinde 27.978 MPa olduğu belirlenmiştir. Anterior implantın açılı yerleştirildiği model 4'te (ön implantların lateral diş bölgesinde 30° distale eğimli yerleştirildiği V-4 tekniği) kortikal kemik için en yüksek maksimum asal stres değeri sağ posterior implantda 23.749 MPa olarak kaydedilmiştir.

Trabeküler kemikte en yüksek maksimum asal stres değeri ön implantların aksiyel olarak yerleştirildiği model 1'de sağ posterior implantda 2.417 MPa olarak kaydedilmiştir. Anterior implantların açılı yerleştirildiği modellerde ise trabeküler kemikteki en yüksek maksimum asal stres değeri model 4'te (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° distale eğimli yerleştirildiği V-4 tekniği) 2.296 MPa olarak ölçülmüştür.

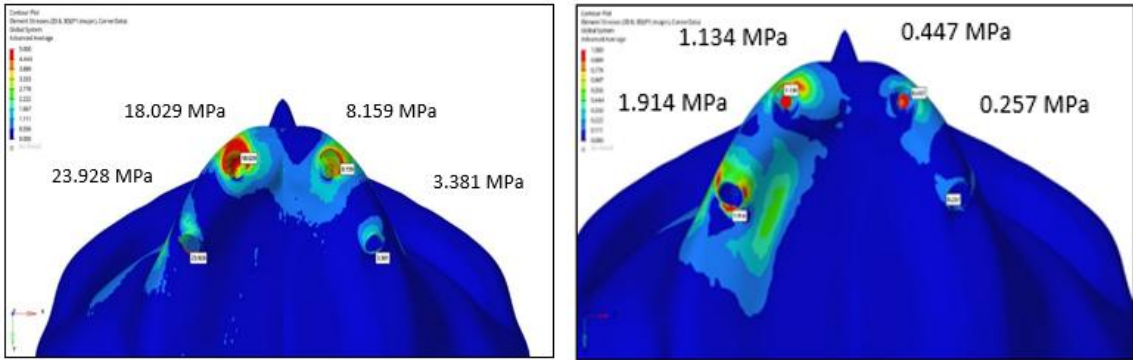
Tablo 4.4. Kortikal kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan maksimum asal stres değerleri



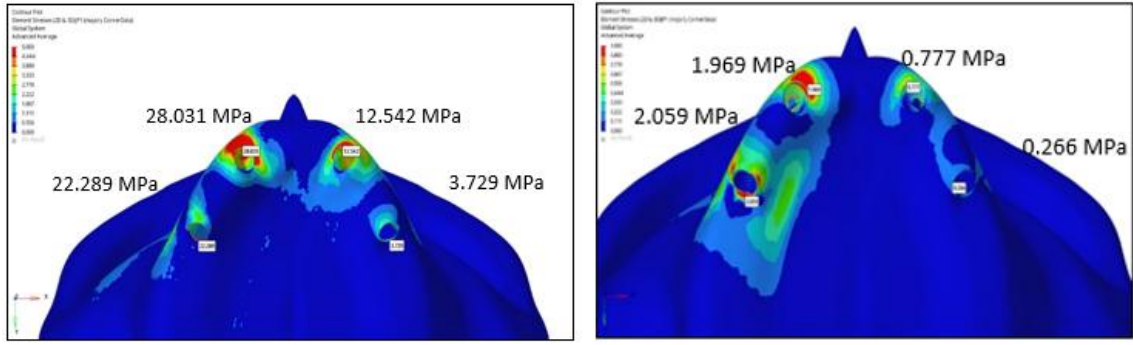
Tablo 4.5. Trabeküler kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan maksimum asal stres değerleri



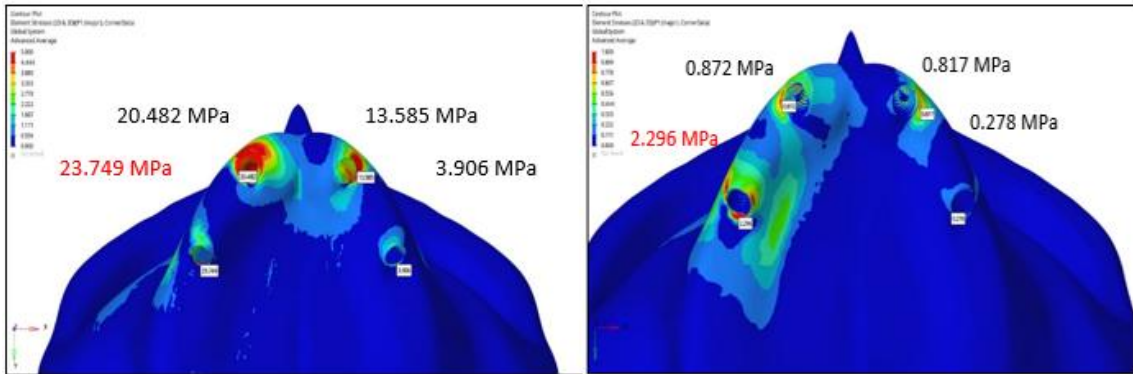
Şekil 4.13. Model 1 kortikal ve trabeküler kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan maksimum asal stres değerleri



Şekil 4.14. Model 2 kortikal ve trabeküler kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan maksimum asal stres değerleri



Şekil 4.15. Model 3 kortikal ve trabeküler kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan maksimum asal stres değerleri



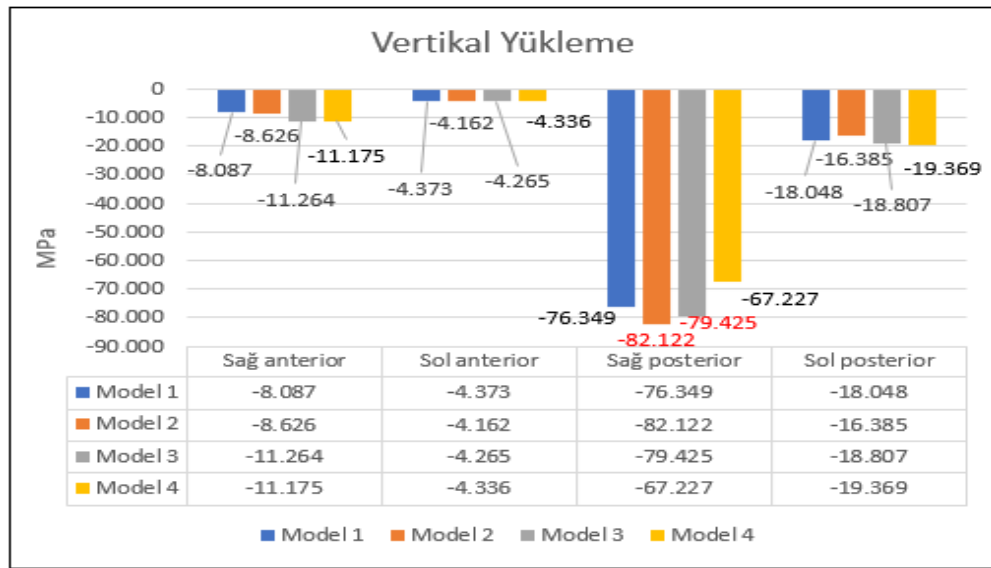
Şekil 4.16. Model 4 kortikal ve trabeküler kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan maksimum asal stres değerleri

4.1.5. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Asal Stres Değerlerinin İncelenmesi

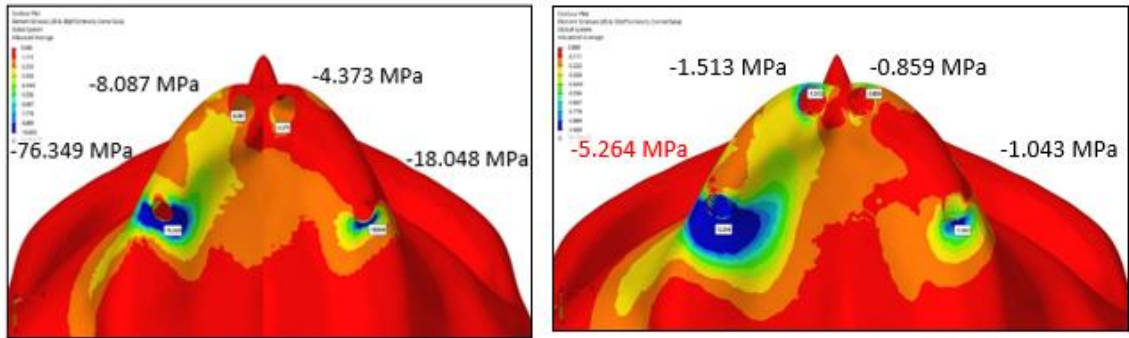
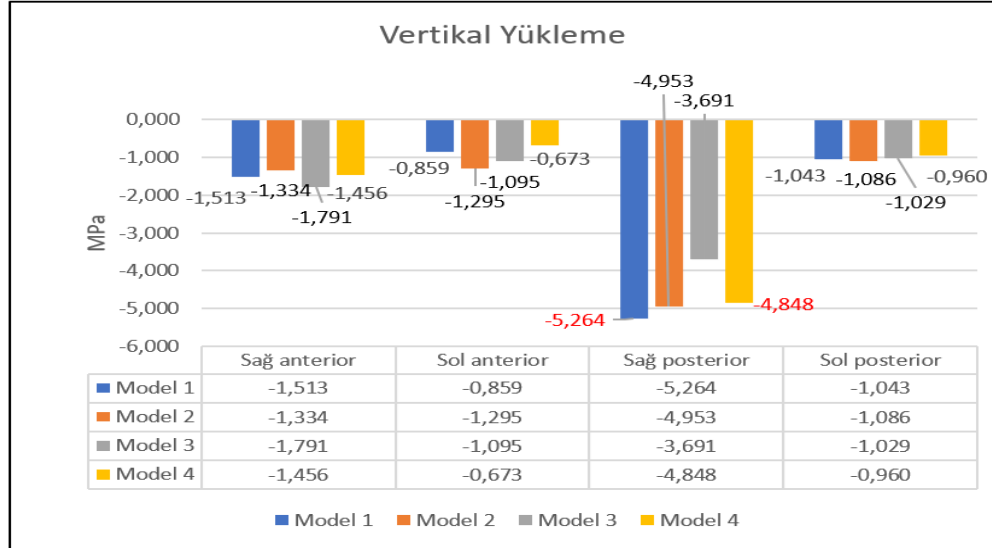
İmplant üstü protezlere uygulanan vertikal kuvvetler sonucu kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal stres (basma) değerleri Tablo 4.6. ve Tablo 4.7’de gösterilmiştir. Fonksiyonel kuvvetlerin uygulanmasının ardından modelde oluşan gerilme değerleri incelenirken minimum asal stres değerleri esas alınmıştır. Bu değerler negatif olduğu için analizlerde mutlak değerleri kullanılmıştır. Renk skalasına göre kırmızı renk düşük, mavi renk ise yüksek stres değerlerini temsil etmektedir. Vertikal kuvvet uygulaması sonucu oluşan kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal stres bulguları Şekil 4.17.-Şekil 4.20.’de gösterilmiştir. En yüksek minimum asal stres

değerlerinin; kortikal kemikte model 2’de (anterior implantların lateral diş bölgesine aksiyel olarak yerleştirildiği) sağ posterior implant bölgesinde (-82.122 Mpa) olarak kaydedilmiştir. Trabeküler kemikte ise model 1’de (anterior implantların santral diş bölgesine yerleştirildiği) (-5.264 MPa) sağ posterior implant bölgesinde ölçülmüştür. Anterior implantın açılı yerleştirildiği model 3’te (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° meziale açılı yerleştirildiği M-4 tekniği) ve model 4’te (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° distale açılı yerleştirildiği V-4 tekniği) en yüksek minimum asal stres değerlerinin; kortikal kemikte model 3’te (-79.425 MPa), trabeküler kemikte ise model 4’te sağ posterior implant bölgesinde (-4.848 Mpa) olduğu belirlenmiştir.

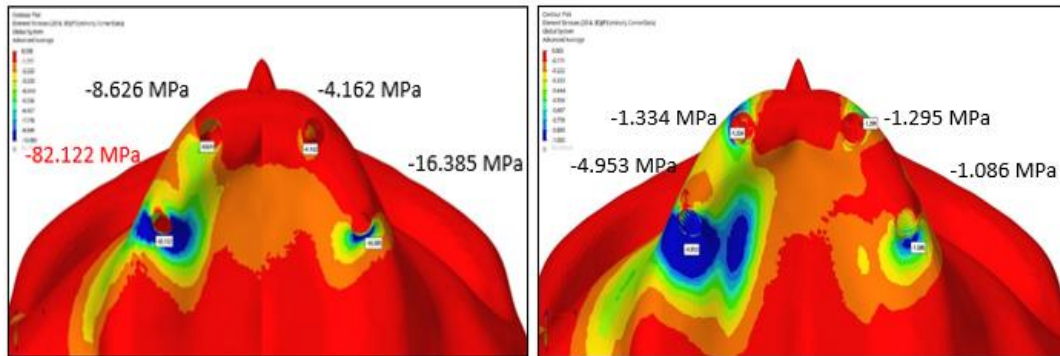
Tablo 4.6. Kortikal kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan minimum asal stres değerleri



Tablo 4.7. Trabeküler kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan minimum asal stres değerleri

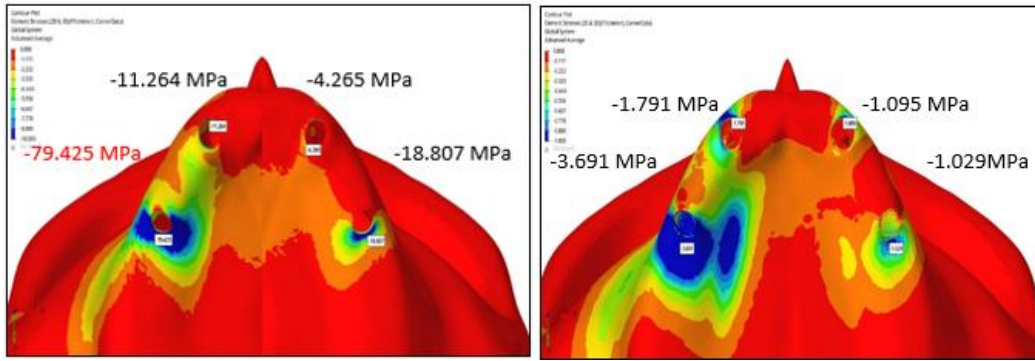


Şekil 4.17. Model 1 kortikal ve trabeküler kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan minimum asal stres değerleri

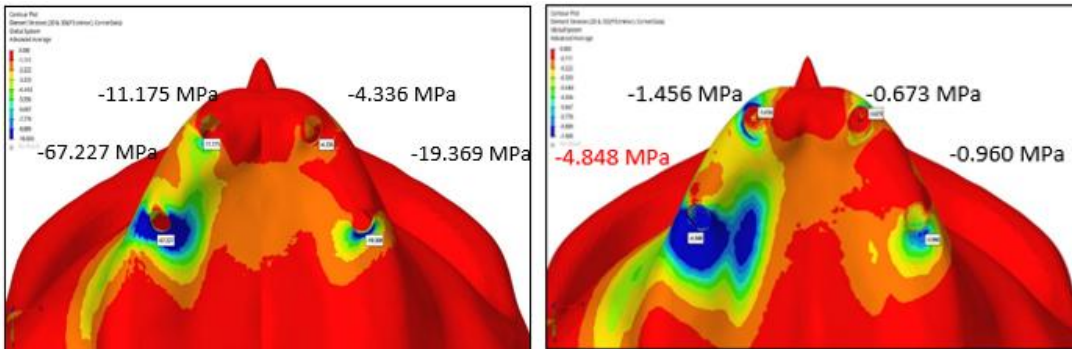


Şekil 4.18. Model 2 kortikal ve trabeküler kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan

minimum asal stres değerleri



Şekil 4.19. Model 3 kortikal ve trabeküler kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan minimum asal stres değerleri



Şekil 4.20. Model 4 kortikal ve trabeküler kemikte vertikal yükleme sonucu oluşan minimum asal stres değerleri

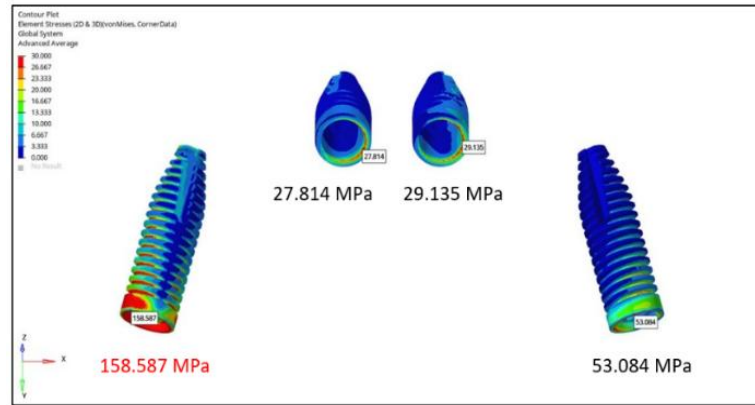
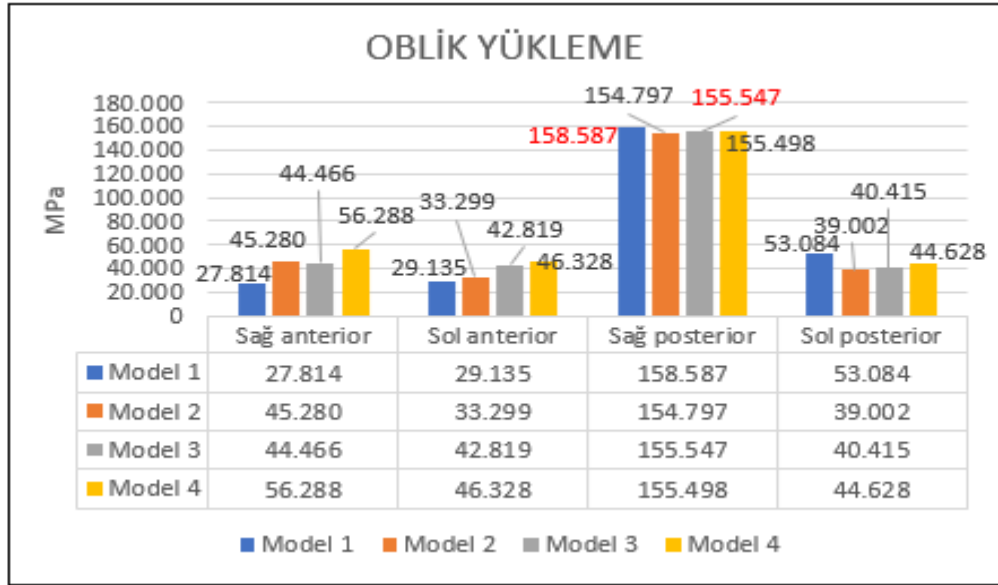
4.2. Oblik Kuvvet Uygulaması Sonucu Elde Edilen Bulgular

4.2.1. İmplantlar Üzerinde Oluşan von Mises Streslerinin İncelenmesi

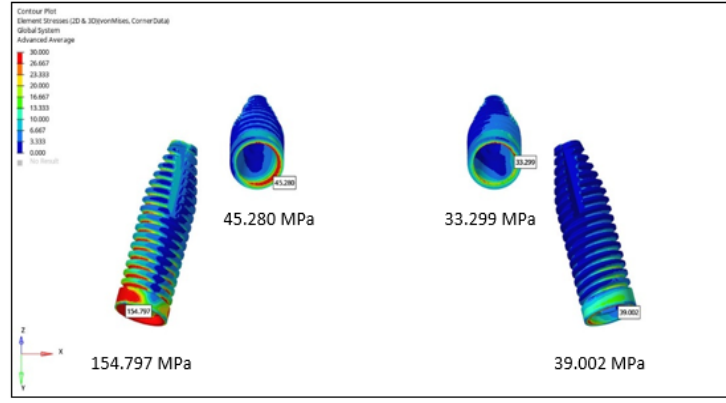
Oblik kuvvet uygulaması sonucu implantlar üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri Tablo 4.8.'de belirtilmiştir. Tüm modellerde en yüksek von Mises değerleri sağ posterior implant bölgesinde görülmüştür. Anterior implantların aksiyel olarak yerleştirildiği modellerde; en yüksek von Mises değeri model 1'de sağ posterior implantda 158.587 MPa olduğu kayda alınmıştır. Anterior implantların açılı yerleştirildiği modellerde en yüksek değer model 3'te (anterior implantların 30° meziale

açılı yerleştirildiği M-4) sağ posterior implantda (M-4, 155.547 MPa) görülmüştür. Tüm modellerde stresin implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığı ve implantın apeksine doğru azaldığı belirlenmiştir. Oblik kuvvet uygulaması sonucu implantlarda oluşan von Mises stres bulguları Şekil 4.21.-Şekil 4.24.'de gösterilmiştir.

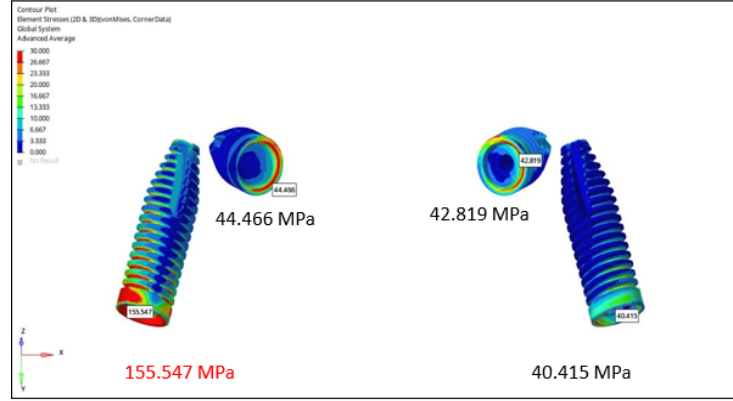
Tablo 4.8. İmplantlar üzerinde oblik yükleme sonucu oluşan von Mises stres değerleri



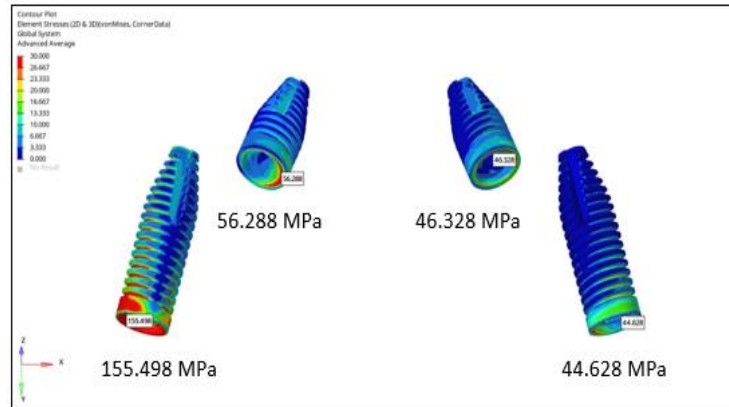
Şekil 4.21. Model 1 oblik yükleme koşulu altında implantlar üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü



Şekil 4.22. Model 2 oblik yükleme koşulu altında implantlar üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü



Şekil 4.23. Model 3 oblik yükleme koşulu altında implantlar üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü

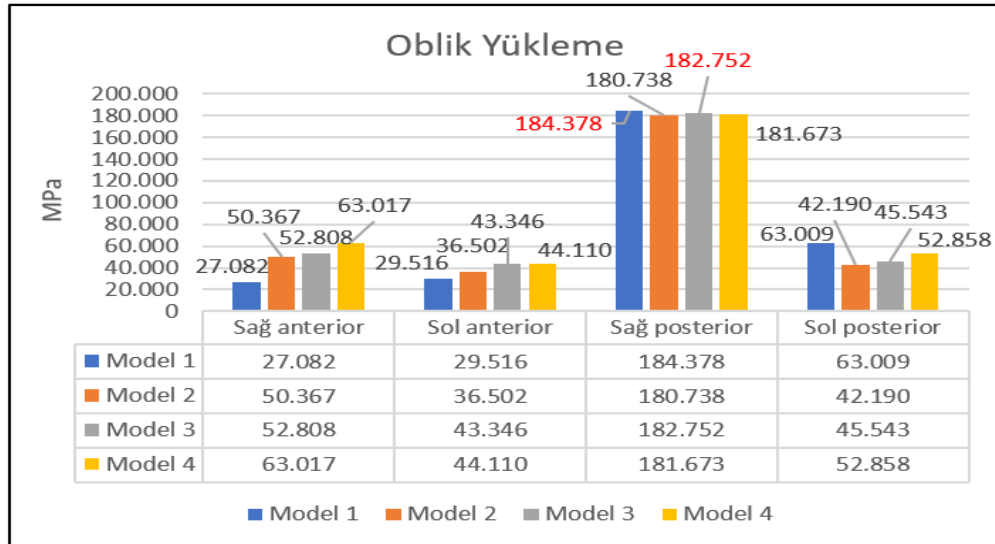


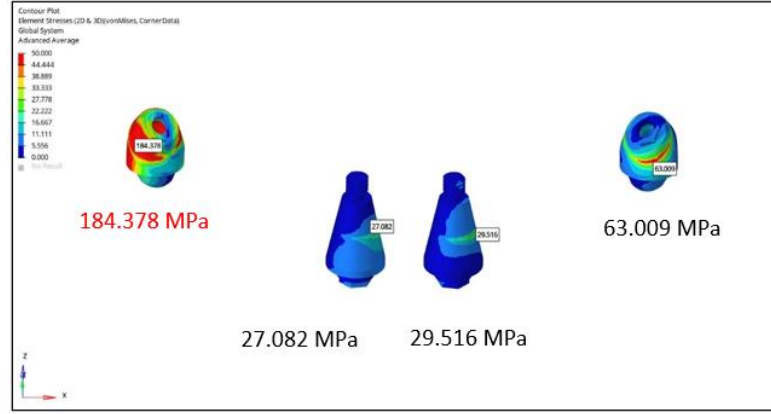
Şekil 4.24. Model 4 oblik yükleme koşulu altında implantlar üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü

4.2.2. Abutmentlar Arasındaki von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

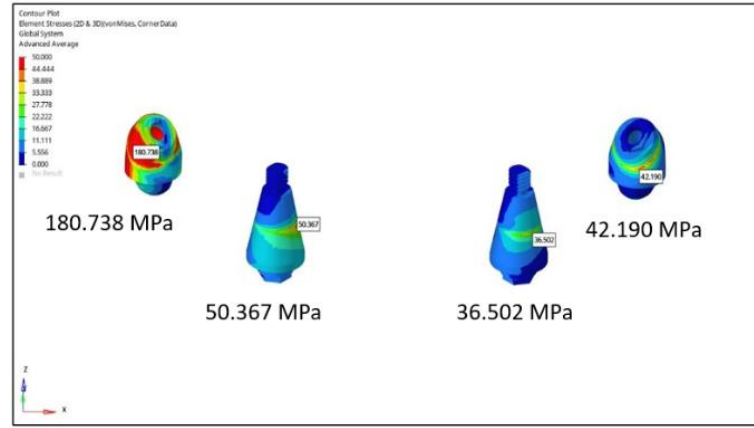
Abutmentlar üzerindeki en yüksek von Mises stres değerleri tablo 4.9. da gösterilmiştir. En yüksek von Mises stres değeri model1’de sağ posterior abutmentde 184.378 Mpa ölçülmüştür. Anterior implantların açılı yerleştirildiği model 3 (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° meziale doğru açılı yerleştirildiği M-4 tekniği) ve model 4’te (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° distale doğru açılı yerleştirildiği V-4 tekniği) ise en yüksek von Mises stres değeri model 3’te sağ posterior abutmentde 182.752 MPa ölçülmüştür. Protetik üst yapıdan bağımsız olarak, abutmenlar üzerinde gözlemlenen en yüksek stres değerleri, implantların servikal bölgelerinin, abutment ile temas eden bukkal yüzeylerinde yoğunlaşarak dağılım göstermiştir. Oblik kuvvet uygulaması sonucu abutmentlarda oluşan von Mises stres bulguları Şekil 4.25.- Şekil 4.28.’de gösterilmiştir.

Tablo 4.9. Abutmentlar üzerinde oblik yükleme sonucu oluşan von Mises stres değerleri

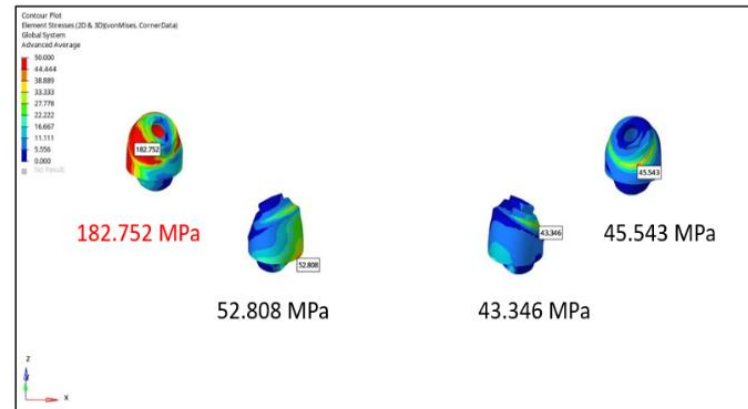




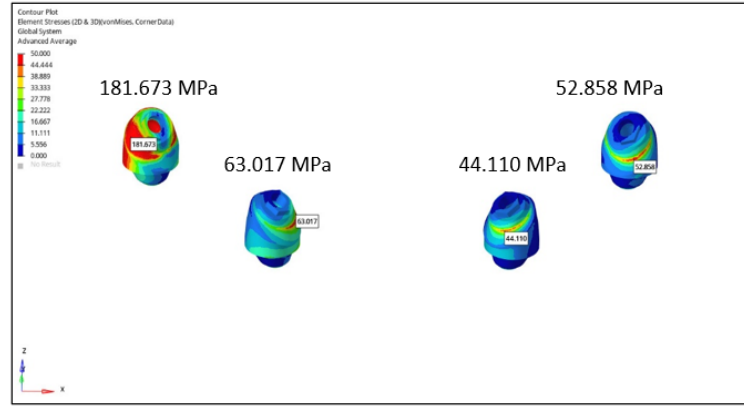
Şekil 4.25. Model 1 oblik yükleme koşulu altında abutmentlar üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü



Şekil 4.26. Model 2 oblik yükleme koşulu altında abutmentlar üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü



Şekil 4.27: Model 3 oblik yükleme koşulu altında abutmentlar üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü

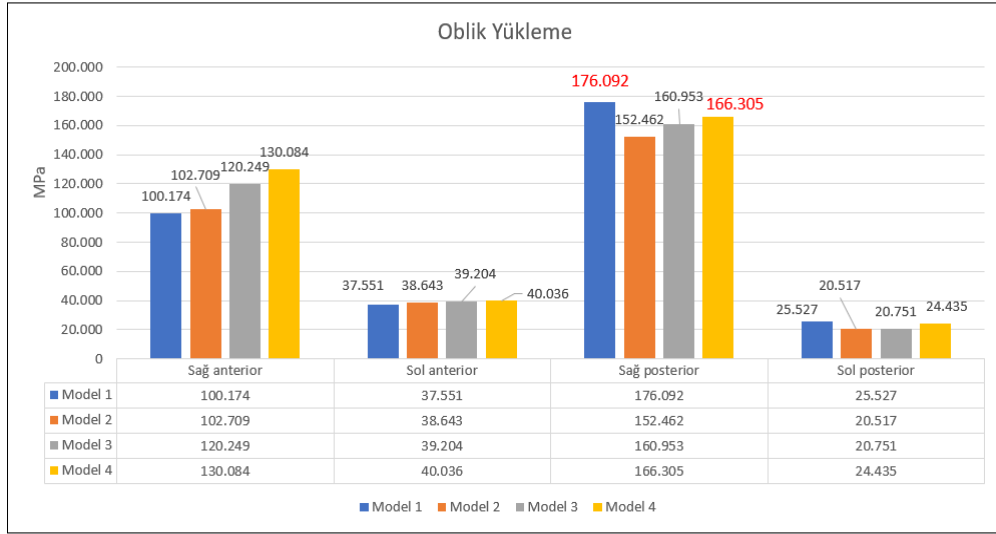


Şekil 4.28. Model 4 oblik yükleme koşulu altında abutmentlar üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü

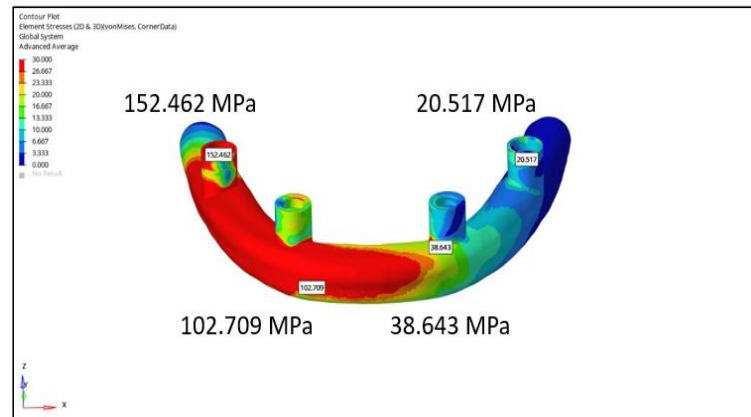
4.2.3. Protetik Altyapı Materyalinde Oluşan von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

Oblik yükler altında metal altyapı materyalleri üzerinde oluşan en yüksek von Mises stres bulguları Tablo 4.10. da gösterilmiştir. En yüksek von Mises stres değeri model1’de (anterior implantların santral diş bölgesinde aksiyel olarak yerleştirildiği) sağ posteriora 176.092 MPa olarak ölçülmüştür. Anterior implantların açılı yerleştirildiği model 3 (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° meziale açılı yerleştirildiği M-4 tekniği) ve model 4’te (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° distale açılı yerleştirildiği V-4 tekniği) metal altyapıda en yüksek von Mises stres değeri model 4’te (V-4 tekniği) 166.305 MPa kayda alınmıştır. Maksimum stres değerlerinin metal altyapıda posterior bölgesinde, özellikle metal altyapı-abutment bağlantı noktası çevresinde lokalize olduğu gözlemlenmiştir. Oblik kuvvet uygulaması sonucu metal altyapıda oluşan von Mises stres bulguları Şekil 4.29.-Şekil 4.32.’de gösterilmiştir.

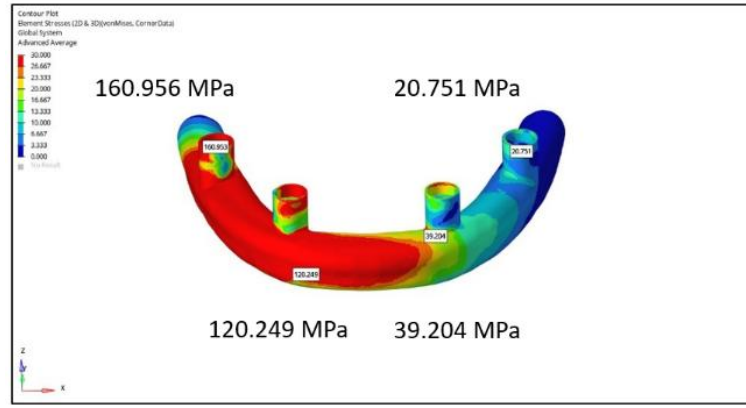
Tablo 4.10. Protetik altyapı materyalinde oblik yükleme sonucu oluşan von Mises stres değerleri



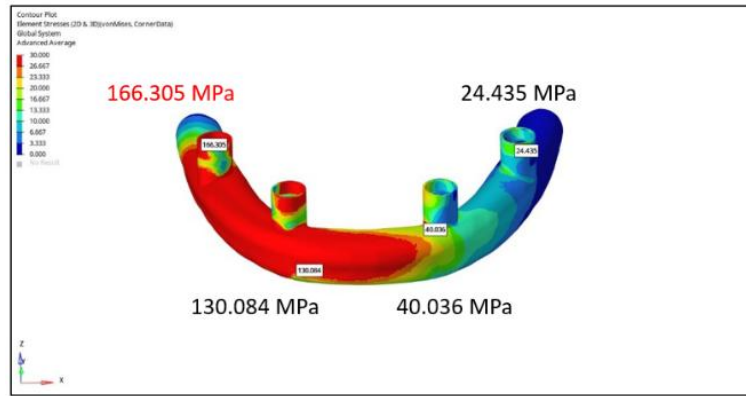
Şekil 4.29. Model 1 oblik yükleme koşulu altında metal altyapı üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü



Şekil 4.30. Model 2 oblik yükleme koşulu altında metal altyapı üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü



Şekil 4.31. Model 3 oblik yükleme koşulu altında metal altyapı üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü



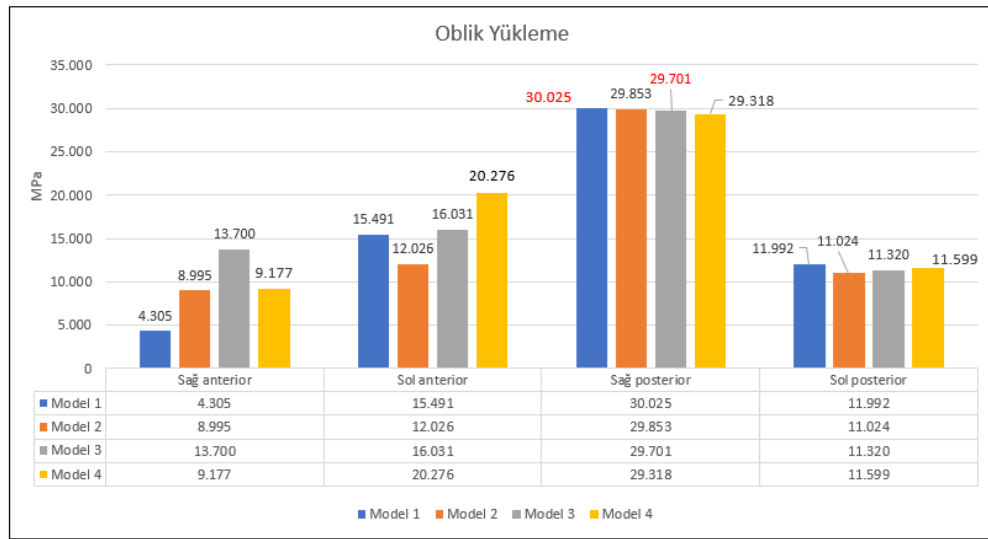
Şekil 4.32. Model 4 oblik yükleme koşulu altında metal altyapı üzerindeki von Mises stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi (SESA) görüntüsü

4.2.4. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Asal Stres Değerlerinin İncelenmesi

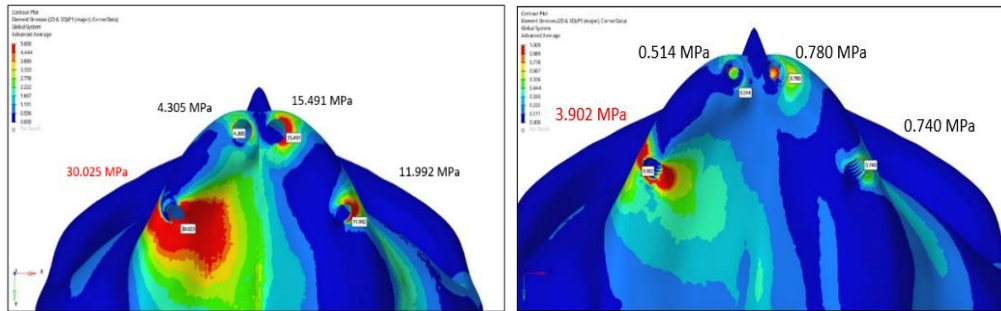
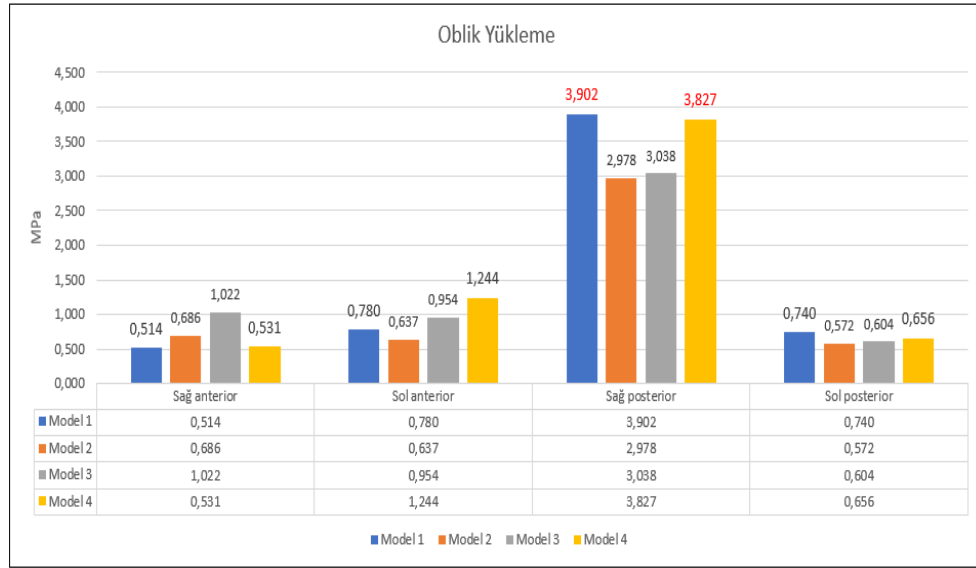
Uygulanan oblik kuvvetler sonucu kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal stres (çekme) değerleri Tablo 4.11. ve Tablo 4.12.'de gösterilmiştir. Bu değerler pozitif değerler olup renk olarak maviden kırmızıya doğru gittikçe strain değerinin arttığını göstermektedir. En yüksek maksimum asal stres değerlerinin; uygulanan kuvvet yönüne göre model 1'de (anterior implantların aksiyel olarak santral diş bölgesine yerleştirildiği) sağ posterior implant bölgesinde kortikal (30.025 MPa) ve trabeküler (3.902 MPa) kemikte olduğu belirtilmiştir. Aynı zamanda anterior implantların

açılı yerleştirildiği modellerde en yüksek maksimum asal stres değerleri kortikal kemik için model 3'te (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° meziale açılı yerleştirildiği M-4 tekniği), sağ posterior implant bölgesinde (29.701 MPa), trabeküler kemikte ise model 4'te (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° distale açılı yerleştirildiği V-4 tekniği), sağ posterior implant bölgesinde (3.827 MPa) olarak gözlemlenmiştir. Sağ posteriorda en yüksek maksimum asal stres değerlerinin kortikal ve trabeküler kemikte, implant-kemik birleşim alanlarının distopalatinal yönünde oluştuğu tespit edilmiştir. Oblik kuvvet uygulaması sonucu kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum asal stres bulguları Şekil 4.33.-Şekil 4.36.'da gösterilmiştir.

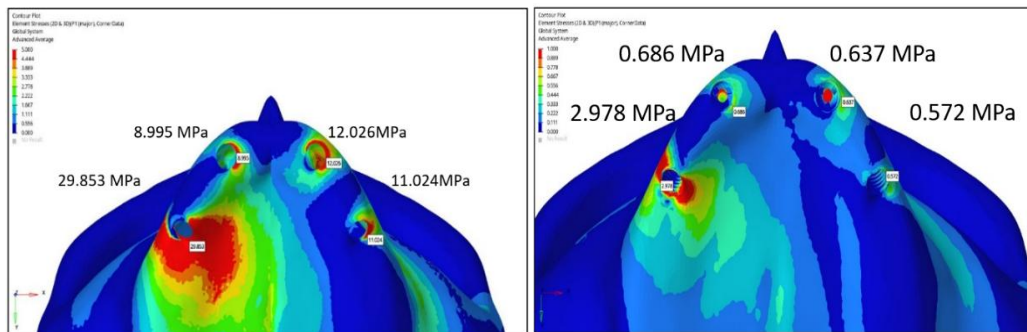
Tablo 4.11. Kortikal kemikte oblik yükleme sonucu oluşan maksimum asal stres değerleri



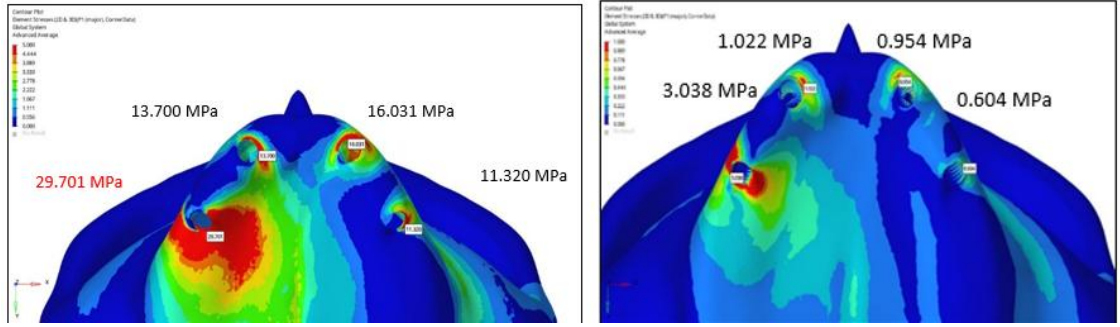
Tablo 4.12. Trabeküler kemikte oblik yükleme sonucu oluşan maksimum asal stres değerleri



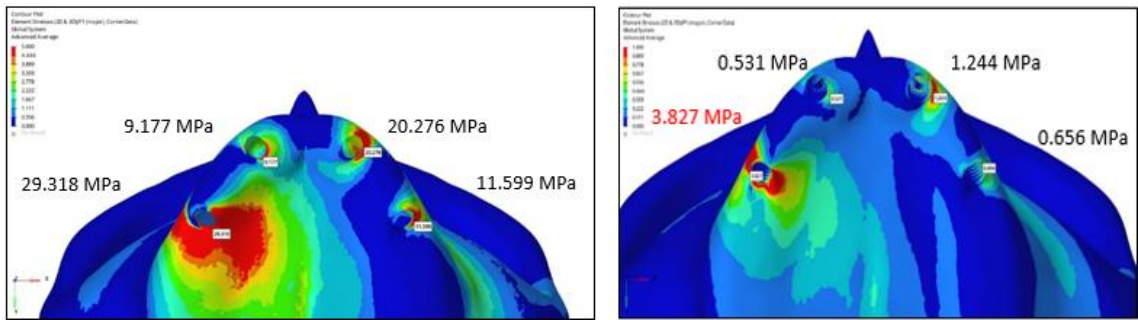
Şekil 4.33. Model 1 kortikal ve trabeküler kemikte oblik yükleme sonucu oluşan maksimum asal stres değerleri



Şekil 4.34. Model 2 kortikal ve trabeküler kemikte oblik yükleme sonucu oluşan maksimum asal stres değerleri



Şekil 4.35. Model 3 kortikal ve trabeküler kemikte oblik yükleme sonucu oluşan maksimum asal stres değerleri



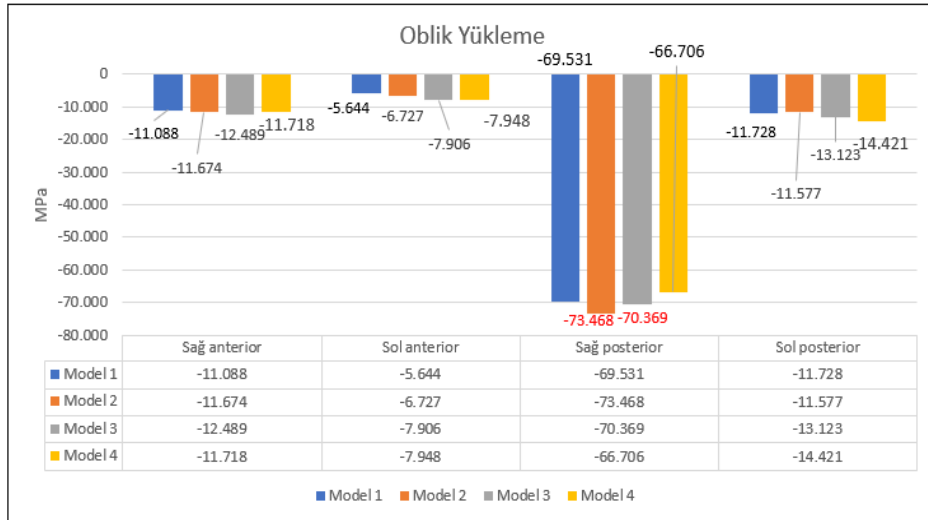
Şekil 4.36. Model 4 kortikal ve trabeküler kemikte oblik yükleme sonucu oluşan maksimum asal stres değerleri

4.2.5. Kortikal ve Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Asal Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

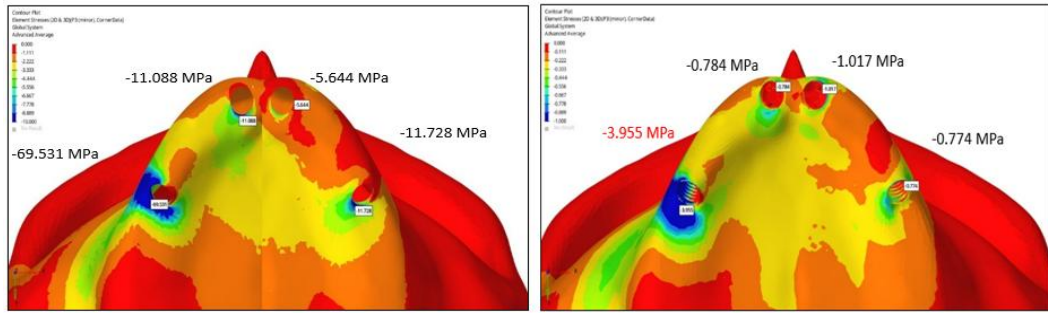
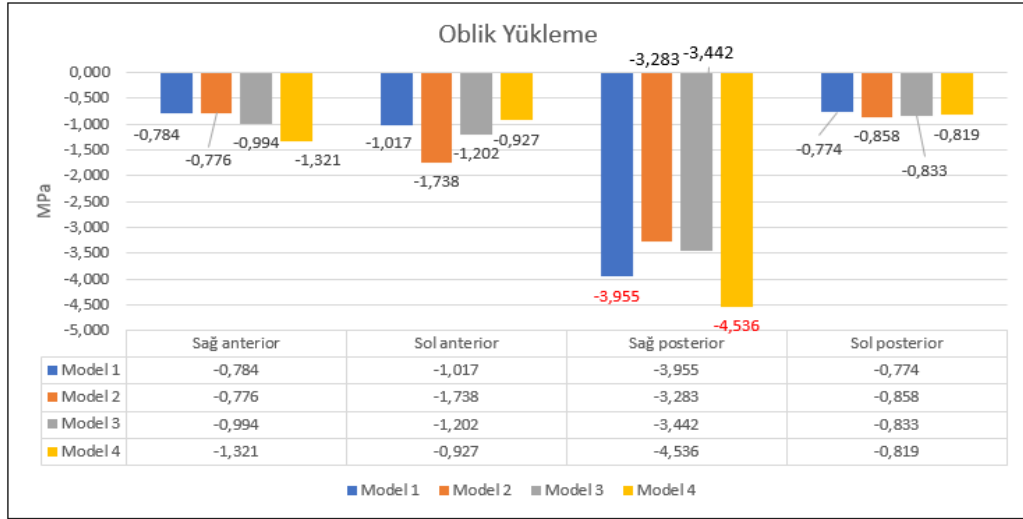
Tablo 4.13 ve Tablo 4.14’de, implant üstü protezlere uygulanan oblik kuvvetler sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen minimum asal stres (basma) değerleri gösterilmektedir. Modelde oluşan gerilme dağılımı, fonksiyonel kuvvetlerin etkisi sonrası değerlendirilmiş olup, analizlerde minimum asal stres değerleri esas alınmıştır. Negatif işaretli olan bu stres değerlerinin mutlak değerleri kullanılmıştır. Renk skalasında kırmızı tonlar düşük, mavi tonlar ise yüksek basma gerilmesi değerlerini ifade etmektedir. En yüksek minimum asal stres değerlerinin; kortikal kemikte model 2’de (anterior implantların aksiyel olarak lateral diş bölgesine yerleştirildiği) sağ posterior implant bölgesinde (-73.468 Mpa) olarak görülmüştür. Anterior implantların açılı

yerleştirildiği modellerde ise en yüksek minimum asal stres değeri model 3'te (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° meziale açılı yerleştirildiği M-4 tekniği) sağ posterior implant bölgesinde (- 70.369 MPa) olduğu belirlenmiştir. Trabeküler kemik için ise anterior implantların aksiyel olarak yerleştirildiği modellerde en yüksek minimum asal stres model 1'de (anterior implantların aksiyel olarak santral diş bölgesine yerleştirildiği) sağ posterior implant bölgesinde (-3.955 Mpa) olarak kayd edilmiştir. Anteriorda implantların açılı olarak yerleştirildiği modellerde ise model 4'te (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° distale açılı yerleştirildiği V-4 tekniği) sağ posterior implant bölgesinde (-4.536 MPa) olduğu belirlenmiştir. Kortikal ve trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stres değerleri tüm modellerde implant kemik birleşim alanlarının bukkal yönünde olduğu görülmüştür. Oblik kuvvet uygulaması sonucu oluşan kortikal ve trabeküler kemikte oluşan minimum asal stres bulguları Şekil 4.37.-Şekil 4.40.'da gösterilmiştir.

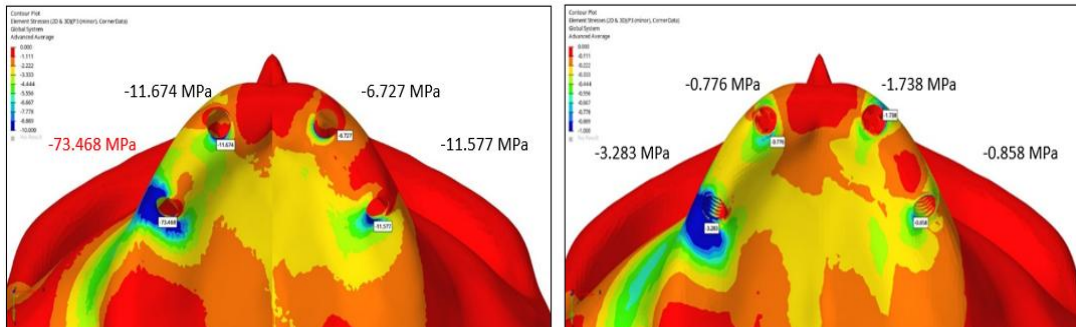
Tablo 4.13. Kortikal kemikte oblik yükleme sonucu oluşan minimum asal stres değerleri



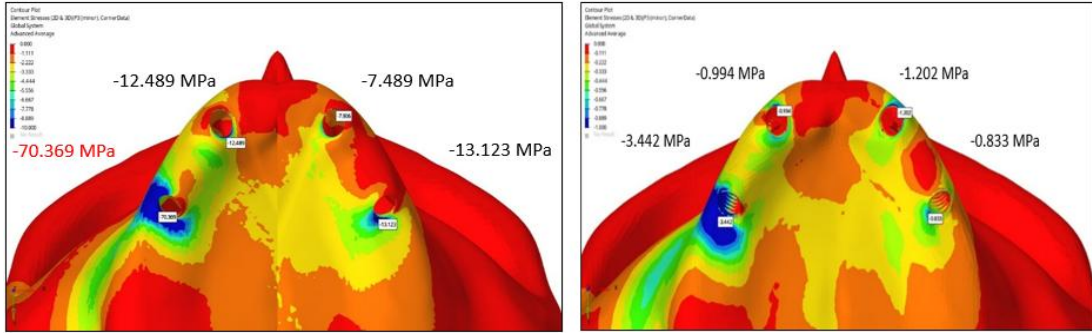
Tablo 4.14. Trabeküler kemikte oblik yükleme sonucu oluşan minimum asal stres değerleri



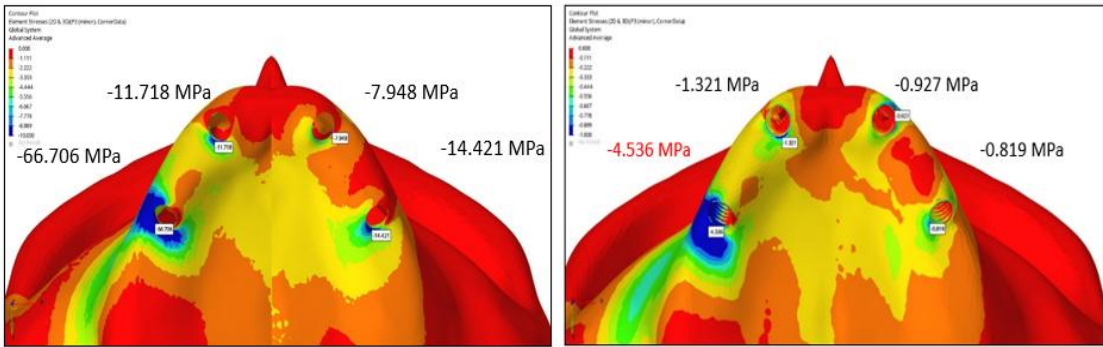
Şekil 4.37. Model 1 kortikal ve trabeküler kemikte oblik yükleme sonucu oluşan minimum asal stres bulguları



Şekil 4.38. Model 2 kortikal ve trabeküler kemikte oblik yükleme sonucu oluşan minimum asal stres bulguları



Şekil 4.39. Model 3 kortikal ve trabeküler kemikte oblik yükleme sonucu oluşan minimum asal stres bulguları



Şekil 4.40. Model 4 kortikal ve trabeküler kemikte oblik yükleme sonucu oluşan minimum asal stres bulguları

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, tamamen dişsiz üst çenede anterior bölgede farklı açılarda ve pozisyonlarda All-on-Four konseptinde yerleştirilen implantlar üzerine uygulanan metal altyapılı akrilik hibrit protez tanımlanmıştır. Hazırlanan dört farklı modelin implant, abutment ve metal altyapı üzerindeki von Mises stres dağılımları ile kortikal ve trabeküler kemik üzerindeki maksimum ve minimum asal stres değerleri karşılaştırılmıştır. Sonuçlara göre en yüksek von Mises değerleri anterior implantların santral diş bölgesine dik yerleştirildiği model 1’de (anterior implantların santral diş bölgesine aksiyel olarak yerleştirildiği), anterior implantların açılı yerleştirildiği modeller değerlendirildiğinde ise model 3’te (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° meziale eğimli yerleştirildiği M-4 tekniği) sağ posterior implantta kaydedilmiştir.

Kortikal kemikte oluşan en yüksek maksimum asal stres değeri oblik yük altındaki posterior implantlar değerlendirildiğinde model 1’de (anterior implantın santral diş bölgesine aksiyel olarak yerleştirildiği) sağ posterior implant bölgesinde (30.025 MPa), anterior implantların açılı yerleştirildiği modeller değerlendirildiğinde ise model 3’te (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° meziale eğimli yerleştirildiği M-4 tekniği) sağ posterior implant bölgesinde (29.701 MPa) ölçülmüştür.

Trabeküler kemikte oluşan en yüksek maksimum asal stres değeri oblik yük altındaki anterior implantların dik yerleştirildiği modeller değerlendirildiğinde model 1’de (anterior implantların santral diş bölgesine aksiyel olarak yerleştirildiği) sağ posterior implant bölgesinde (3.902 MPa), anterior implantların açılı yerleştirildiği modeller değerlendirildiğinde ise model 4’te (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° distale eğimli yerleştirildiği V-4 tekniği) sağ posterior implant bölgesinde (3.828 MPa) olduğu ölçülmüştür.

Bu sonuçlara göre çalışmanın kemik, implant ve protez bileşenlerindeki stres değerlerinin ve stres dağılımlarının All-on-Four konseptindeki anteriorda dik yerleştirilen implantların pozisyonlarından etkilenmediği yönündeki H0 hipotezi reddedilmiştir. Bu bulgular, anterior implantların pozisyonunun stres dağılımı üzerinde belirleyici bir etkiye sahip olduğunu ortaya koymaktadır. Anterior implantların lateral diş bölgesinde açılı yerleştirilmesi aksiyel implantlara göre çevre kemikte daha fazla stres oluşturduğu görülmüştür. Bu sonuçlara göre H1 hipotezimiz kabul edilmiştir.

Oblik olarak uygulanan kuvvetlerin, dikey kuvvetlere kıyasla daha fazla stres birikmesine sebep olduğu gözlemlenmiştir. M-4 (anterior implantlar lateral diş bölgesinde 30° meziale eğimli) ve V-4 (anterior implantlar lateral diş bölgesinde 30° distale eğimli) tekniklerinin kuvvet etkisine karşı kontrol grubuna (model 2, anterior implantların lateral diş bölgesinde yerleştirildiği) göre daha fazla stres oluşmasına neden olmuştur.

Günümüzde beklenen yaşam süresinin artmasıyla birlikte, yetersiz ağız hijyeni, periodontal hastalıklar ve diş çürükleri gibi çeşitli etkenler sonucunda hastalarda tam dişsizlik durumu ortaya çıkabilmektedir. Bu durum, hastaların yaşam kalitesini olumsuz yönde etkilemektedir (Kutsko & Brokloff, 2011).

Diş kayıpları sonrası alveol kemiğinde hacimsel olarak rezorpsiyon görülmektedir. Bu kayıp özellikle posterior bölgede anterior bölgeye kıyasla daha fazladır (Tallgren, 1972).

Mandibulanın posterior bölgesinde gerçekleşen rezorpsiyon miktarı, anterior bölgeye kıyasla yaklaşık dört kat daha fazladır. Maksillanın anterior bölgesi, mandibulanın anterior bölgesine göre daha yavaş rezorbe olmaktadır. Posterior maksilla ise oral kavitede en hızlı kemik kaybının gözlemlendiği bölge olarak tanımlanmaktadır (Misch, 2005). Tallgren (Tallgren, 2003), diş kaybını takiben ilk yıl içerisinde meydana

gelen kemik kaybının, sonraki dönemlerde gerçekleşen kemik kaybına oranla yaklaşık on kat daha fazla olduğunu bildirmiştir.

Maksiller sinüs, inferior alveolar sinir ve mental foramenin pozisyonu özellikle alveol kemiğinin yetersiz olduğu durumlarda implant uygulamasını zorlaştırmaktadır. Bu durumlarda implant uygulamak için otojen greft uygulaması, distraksiyon osteogenezi, sinüs yükseltilmesi gibi ek cerrahi işlemlere ihtiyaç duyulabilmektedir. Fakat bu cerrahi işlemler komplikasyon riskleri, enfeksiyon, greft materyalinin rezorpsiyonu, artan maliyet ve tedavi süresinin uzaması gibi durumlara sebep olabilmektedir (Krekmanov ve ark., 2000).

Sarkmış maksiller sinüsler, posterior bölgede dental implant uygulamalarında sık rastlanan bir durumdur. Sinüs augmentasyonu, kemik rejenerasyonu için etkili bir alternatif tedavi yöntemi olarak kabul edilmekte ve uzun yıllardır başarılı sonuçlar sağlamaktadır. Ancak, operasyon sonrası hastalarda konfor problemleri yaşanması, maliyet ve işlem süresinin artması ile morbidite riskinin yüksek olması, bu yöntemin dezavantajları arasında yer almaktadır. Ayrıca, sinüs içinde bulunan septa ve eğrilikler (kurvatürler), maksiller sinüs lifting sırasında membran perforasyonu riskini anlamlı olarak artırmaktadır (Yang ve ark., 2024).

Günümüzde implant destekli sabit tam ark protetik restorasyonların, maksiller ve mandibular tam dişsizlik vakalarında kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Literatürde, implant destekli protez kullanımının hastalarda fonksiyon, estetik ve çiğneme etkinliği açısından olumlu katkılar sağladığı gösterilmiştir (Blomberg & Lindquist, 1983).

Ayrıca, çiğneme etkinliği ve ısırma kuvveti bakımından, implant destekli sabit protezlerin, implant destekli overdenture protezlere kıyasla daha avantajlı olduğu bildirilmektedir (Bellini ve ark., 2009).

Ancak sabit protezlerde ideal implant sayısına ilişkin tam bir görüş birliği henüz sağlanamamış olup, bu konuda araştırmalar devam etmektedir. 1980’li yıllarda Branemark ve ark. (1983) maksiller tam dişsizlik rehabilitasyonlarında karşıt ark stabilitesini sağlamak amacıyla 14 veya daha fazla implant kullanımını önermiştir.

Buna karşın, Agliardi ve ark. (2014) alternatif bir tedavi protokolü olarak maksiller dişsizlik vakalarında greftleme gerektirmeyen, maliyet ve zaman açısından daha avantajlı olan 6 implant ile hemen yükleme prosedürlerini önermiştir.

Özellikle, dört implantlı (All-on-Four) ve altı implantlı (All-on-Six) protokollerin karşılaştırılması hem biyomekanik hem de klinik açıdan önemli sonuçlar doğurmaktadır.

Tallarico ve ark. (2016) All-on-Four ve All-on-Six implant tedavisi yapılan 40 hastanın 5 yıllık randomize kontrollü klinik takip çalışmasında; All-on-Six implant konseptinde 6 implant, All-on-Four konseptinde ise bir implant başarısızlığını görmüşlerdir. Her iki gruptaki marjinal kemik kaybı, All-on-Four için 1.71 mm bulunurken All-on-Six için 1.51 mm bulunmuş fakat aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Araştırmacılar, her iki tedavi modelinin de orta dönem takip için başarılı tasarımlar olduğunu vurgulamışlardır.

Malò ve ark. (2003), 2003 yılında mandibular tam dişsizlik vakalarının protetik rehabilitasyonunda, hemen yükleme protokolüne olanak tanıyan ve dört implant kullanılarak uygulanan’’All-on-Four’’ sistemini geliştirerek atrofik çenelerde ek cerrahi işlemler gerekmeksizin implant uygulanmasına olanak sağlamıştır. Bu tedavi yaklaşımının temel avantajı; iki adet anterior (ön) bölgede dik, iki adet posterior (arka) bölgede ise açılı olarak yerleştirilen implantlar ile implant destekli sabit protez yapımına olanak sağlamasıdır. Söz konusu tedavi planlamasının; uygulama süresini kısaltması, düşük hasta morbiditesi sunması ve hastaların yaşam kalitesini artırması gibi önemli

avantajlar sağladığı belirtilmektedir (Maló ve ark., 2005; Malo ve ark., 2011; Maló ve ark., 2014).

Ek cerrahi işlem gereksiniminden kaçınabilmek amacıyla açılı implant uygulanması, konservatif bakış açısıyla en etkili yol olarak gösterilmektedir. Açılı implant uygulamasının faydaları, anatomik yapılara zarar vermeden daha uzun implant yerleştirilebilmesi, kısa kantilever uzunluğu ile protetik destek sağlaması, ankrajın artması ve ogmentasyon gerekliliğini ortadan kaldırılması olarak sıralanabilir (Galindo & Butura, 2012).

Ayrıca açılı implant uygulaması ile minimum kanat uzunluğuna sahip protetik restorasyon yapılmasına ve mevcut olan kemiğin maksimum seviyede kullanımına olanak sağlar (Patzelt ve ark., 2014).

Literatürde, All-on-Four konseptinin üç yıllık kısa ve beş yıllık orta dönem takiplerinde yüksek başarı ve implant sağ kalım oranlarına ulaştığı bildirilmektedir. Beş yıllık retrospektif bir çalışmada ise bu yöntemin, maksiller tam dişsizlik vakalarında etkili ve güvenilir bir tedavi alternatifi olarak değerlendirildiği rapor edilmiştir (Maló ve ark., 2012).

Malo ve ark. (2015) 2014 yılında yapmış oldukları çalışmada 324 hastada immediat yükleme protokolü ile 1296 implant uygulaması yapmışlardır. Klinik takip sonucunda 7 yılda 18 adet implant kaybı raporlamışlardır. Çalışmada %95,4 oranında implant sağkalım oranı ve %99,7 oranında protez sağkalım oranı bildirmişlerdir.

Gonçalves ve ark. (2022) tarafından yapılan sistematik derlemede All-on-Four konseptiyle rehabilite edilen toplam 693 tam dişsiz bireyin dahil edildiği 11 çalışma incelenmiş; tedavi edilen tam dişsiz bireylerde çiğneme fonksiyonu, estetik memnuniyet ve genel yaşam kalitesinde anlamlı düzeyde artış rapor edilmiştir.

Malo ve ark. (2019), yaptığı klinik takip çalışmasında All-on-Four tedavi konsepti ile rehabilite edilen 1.072 hastada 4.288 implantın 5-13 yıllık takiplerinde, protez başarı oranı %99,2, implant sağkalım oranı %94,7 ve implant başarısı %93,9 olarak bulunmuştur. Ortalama marjinal kemik kaybı 5. yılda 1,18 mm, 10. yılda 1,67 mm olduğu belirtilmiştir. Biyolojik komplikasyon oranı %7,8, mekanik komplikasyon oranı geçici protezlerde %58,8, kalıcı protezlerde %7,3 olarak kaydedilmiştir. Sonuç olarak, All-on-Four tedavisi üst çenede uzun dönem güvenilir ve başarılı olduğu sonucuna varılmıştır. Bu tedavi alternatifinin başarı oranının %95'ler seviyesinde olması, günümüzde standart bir tedavi olarak kullanılmasını artırmaktadır.

Mükemmel bilateral simetri nadiren görülür ve asimetrikler, bir tarafta erken diş kaybı, periapikal kist veya travmatik çekim gibi biyolojik ve çevresel faktörlere bağlı olarak ortaya çıkabilir. Bu durum, klinisyenleri standart implant yerleşim konseptlerinden farklı yaklaşımlar geliştirmeye yönlendirir. Bu çalışmada anterior implantlar; Model 1'de dik olarak santral kesici bölgesine, Model 2'de dik olarak lateral kesici bölgesine yerleştirilmiştir. Model 3'te (anterior implantlar lateral kesici diş bölgesinde 30° meziale eğimli) M-4 konfigürasyonu, Model 4'te ise (anterior implantlar lateral kesici diş bölgesinde 30° distale eğimli) V-4 konfigürasyonu uygulanmıştır. Kemik hacminin artırılmasına gerek kalmaması amacıyla, anterior implant pozisyonu değiştirilebilir. Benzer şekilde, asimetrik sinüs pnömatizasyonu durumlarında, implantlar kantilever uzunluğunu azaltmak amacıyla mümkün olduğunca posteriora eğimli yerleştirilebilir.

Bu tez çalışmasında All-on-Four konsepti kullanılarak ön implantların farklı açılarda ve pozisyonlarda yerleştirilmesi ile sistemin biyomekanik performans üzerinde etkisi değerlendirilmiştir. All-on-Four konseptte implant yerleşiminin biyomekanik açıdan önemi daha da artmaktadır. Özellikle, anterior bölgede yer alan implantların açılı ya da aksiyel konumlandırılması ile posterior bölgede eğimli implant kullanımının

sistemin stres dağılımı üzerindeki etkileri önem arz etmektedir. All-on-Four tedavi konseptinde anterior implantlar genellikle aksiyel, yani dikey pozisyonda yerleştirilir. Sonlu elemanlar analizleri, All-on-Four konseptinde standart implant yerleşimlerini incelemiştir; bu yerleşimde ön tarafta lateral kesici diş bölgesine dikey ve anterior pozisyonda iki implant, arka her iki tarafta ise ikinci premolar bölgesine açılı olarak yerleştirilen implant bulunmaktadır (Deste & Durkan, 2020; Horita ve ark., 2017; Ozan & Kurtulmus-Yilmaz, 2018) .

All-on-Four tedavi konseptinde, ön implantların açılı yerleştirilmesi; implant, abutment, kemik ve protez başarısını etkileyen önemli faktörlerden biridir. Bu doğrultuda geliştirilen iki temel teknikten biri, ön implantların meziale eğimli yerleştirildiği M-4 tekniği; diğeri ise distale eğimli yerleştirildiği V-4 tekniğidir (Ayali ve ark., 2020).

M-4 tekniği (ön implantların meziale eğimli yerleştirildiği), ilk olarak Jensen ve Adams tarafından tanımlanmış olup (Jensen & Adams, 2009), özellikle ileri derecede rezorbe olmuş Cawood sınıf IV ve V maksillalarda, anterior implantların lateral nazal rim (burun kenarı) yönünde 30° açılı yerleştirilmesini öngörmüştür. Bu yaklaşımın hem erken yükleme hem de uzun dönem fonksiyon için yeterli biyomekanik dayanım sağladığı belirtilmiştir. Açılı yerleşimin sağladığı matematiksel avantaj, implant boyundan bağımsız olarak sistem stabilitesine katkı sağladığı kaydedilmiştir. Yazarlar, bu yaklaşımı içeren üç vakalık klinik uygulamada, sinüs grefti veya zigomatik implant ihtiyacı olmaksızın implantların yüksek torkla yerleştirilebildiğini, hemen geçici protez uygulanabildiğini ve tüm hastalarda komplikasyonsuz iyileşme elde edildiğini bildirmiştir. Açılı yerleşimin sağladığı matematiksel avantajın, implant boyundan bağımsız olarak sistemin genel biyomekanik stabilitesine katkı sunduğu ifade edilmiştir. Ayrıca, açılı abutment kullanımı sayesinde protetik sürecin standart ve öngörülebilir şekilde sürdürülebildiği vurgulanmıştır.

Aynı zamanda Jensen ve ark. (2015) tarafından yapılan çalışmada 44 hastada 1 ila 3 yıl takip edilen V-4 tekniğinde ön implantlar lateral diş bölgesinde 30° distale eğimli yerleştirilmiştir. Toplam 179 implant yerleştirilmiş ve yalnızca bir hastada 6 implant kaybı yaşanmıştır. Anterior-posterior (AP) implantlar arası mesafe ortalama 16 mm, kantilever uzunluğu ise ortalama 7,5 mm olarak bildirilmiştir. Takip süresi boyunca implant çevresindeki kemik seviyeleri, kaybedilen implant bölgeleri dışında, stabil kalmıştır. Çalışmada, burun krestinde V şeklinde ve lateral piriform kenarda M şeklinde açılı implant yerleşiminin, ileri düzey maksiller rezorpsiyon durumlarında bile 1 yıllık dönemde iyi stabilite sağladığı vurgulanmıştır. V-4 tekniği, sinüs ve nazal kavite arasındaki kemik kütlelerinin yetersiz olduğu hastalar için özellikle önemlidir. Ancak lateral nazal piriform kemiğinin neredeyse yok olduğu durumlarda zigomatik implantların kullanılabileceği belirtilmiştir. All-on-Four konseptinde ön implantların açılı yerleştirilmesiyle ilgili yeterince çalışma bulunmamaktadır. Bu yüzden bu çalışmada, M-4 tekniği (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° meziale eğimli yerleştirildiği) ve V-4 tekniğinin (anterior implantlar lateral diş bölgesinde 30° distale eğimli) kuvvet dağılımına etkilerini incelemiştir.

Jensen ve Adams tarafından yapılan çalışmada (Jensen & Adams, 2012), şiddetli maksiller atrofi vakalarında primer stabilitesi düşük implantlarla uygulanan M-4 konfigürasyonunun, sekonder stabilite sayesinde 10 vaka üzerinde 1 yıl sonunda başarılı sonuçlar verdiğini göstermiştir. Anterior implantların eğimli yerleşimi, kemik desteğini artırarak fonksiyonel dayanıklılık sağlamıştır. Jensen ve ark. (2016) maksillada uygulanan All-on-Four sabit protezlerde ark uzunluğunun yerleşim stratejisini etkilediğini bildirmiştir. 39 hastanın 31'inde M-4, 8'inde ise V-4 konfigürasyonu kullanılmış ve 5 yıl boyunca toplam 7 implant kaybı gözlenmiştir. Bunlardan 1'i V-4 grubunda, 6'sı ise M-4 grubunda meydana gelmiştir. Özellikle osseointegrasyon için

mevcut ark uzunluğu 45 mm'nin altındaysa, V-4 yerleşim stratejisinin başarılı sonuçlar verebileceği vurgulanmıştır.

Monje ve ark. (2012) açılı implantların, eksenel olmayan yüklemelere bağlı olarak daha düzensiz stres desenleri gösterdiğini ve bunun kortikal/trabeküler kemikte yeniden şekillenmeyi tetiklediğini bildirmiştir. Ayrıca implant boynundaki stresi azaltmak için, implant uzunluğunu artırmaktan çok kantilever uzunluğunun azaltılmasının daha etkili olabileceği belirtilmiştir.

Bununla birlikte, açılı implantlar uzun vadede daha fazla marjinal kemik kaybı riski taşıyabilmektedir. Monje'nin yanı sıra Hopp ve ark. (2017) All-on-Four konsepti kapsamında yerleştirilen eğimli implantların, beş yıllık takip süresi boyunca, aksiyel implantlara kıyasla anlamlı düzeyde daha fazla kemik kaybına yol açmadığını belirtmiş olsa da bu durumun implant uzunluğu ve protez tasarımı gibi birçok değişkene bağlı olduğu vurgulanmıştır.

Ayalı ve ark. (2020) yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında açılı implantlar kullandıkları çalışmada M-4 ve V-4 tekniklerinde aksiyel yerleşimli All-on-Four sistemine göre daha iyi stres dağılımı elde edildiğini kaydetmiştir. Ancak burada önemli bir farklılık söz konusudur: Ayalı'nın çalışmasında, ön aksiyel implantlar 10mm, tüm açılı implantlar 13mm uzunlukta yerleştirilmiş ve bu sayede oluşan stres azaltılmıştır. Oysa bu çalışmada implantlar atrofik üst çene için anterior implantlar 8 mm, posterior implantlar 13mm uzunlukta bırakılmış ve bu durumda açılardırmanın tek başına gerilimi artırıcı etkisi net olarak gözlemlenmiştir. Ayrıca bu çalışmada M-4 tekniği (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° meziale eğimli yerleştirildiği) V-4 (anterior implantlar lateral diş bölgesinde 30° distale eğimli) tekniğine göre daha yüksek von Mises, maksimum ve minimum asal stres değerleri göstermiştir. Bu tez çalışmasında da

M-4 tekniği implant, abutment, metal altyapıda V-4 tekniğine göre daha yüksek stres değerleri göstermiştir.

Başka bir çalışmada, atrofik maksillada uygulanan All-on-Four, anterior bölgede kısa implant kullanılan modifikasyon ve M-4 konfigürasyonlarının üç boyutlu sonlu elemanlar analizi (SESA) ile karşılaştırmalı olarak biyomekanik davranışları incelenmiştir. Elde edilen bulgular doğrultusunda, M-4 konfigürasyonu ile kısa implant kullanılan modelde, özellikle anterior bölgede kortikal kemik, implant ve abutmentlarda daha yüksek maksimum gerilim değerleri gözlemlenmiştir. Bu durum, bu iki konfigürasyonun All-on-Four standart protokole kıyasla daha fazla stres birikimine neden olduğunu göstermektedir. M-4 konfigürasyonu veya anterior bölgede kısa implant içeren modeller, atrofik maksillada uygulanabilir tedavi seçenekleri olarak değerlendirilebilir; ancak, bu konfigürasyonların biyomekanik açıdan daha avantajlı olabilmesi için kanin koruyuculu oklüzyon tercih edilmelidir sonucuna varmışlar (Bozyel ve Faruk, 2021).

Çalışmalarda kullanılan M-4 (anterior implantların meziale eğimli yerleştirildiği) ve V-4 (anterior implantların distale eğimli yerleştirildiği) tekniklerinde anterior implantlar genel olarak lateral diş bölgesine yerleştirilmiş, 17 - 30  arasında açılı olarak konumlandığı belirtilmiştir. Bu çalışmada da anterior implantlar atrofik üst çene için 8mm uzunluğunda ve lateral diş bölgesinde 30  olarak model 3'te meziale, model 4'te ise distale doğru açılı olarak yerleştirilmiştir.

Bevilacqua ve ark. (2011) 30  açılı implantlarda, vertikal yerleştirilen implantlara kıyasla trabeküler kemikte %47,6 oranında daha düşük stres olduğunu belirtmişler.

İmplant destekli protezlerle ilgili yapılan biyomekanik analizlerde, kemik rezorpsiyonunun başlıca nedenlerinden birinin implantlara uygulanan aşırı yüklenmeler olduğu bildirilmektedir. Bu durumu etkileyen faktörler arasında; uygulanan kuvvetin tipi, implant-kemik arayüzünün yapısı, implantın çapı, uzunluğu, şekli ve yüzey özellikleri ile

kullanılan protetik materyalin tipi ve mekanik özellikleri ile birlikte, implant çevresindeki kemik kalitesi ve miktarı da yer almaktadır (Ferreira ve ark., 2014; J.-P. Geng ve ark., 2001).

Çiğneme kuvvetlerinin büyüklüğü, bireylerin doğal dişlerinin varlığına ya da kullandıkları protez tipine bağlı olarak değişkenlik gösterir. Geleneksel tam protez kullanan bireylerde fonksiyonel ve maksimum ısırma kuvvetleri, doğal dişlere sahip bireylere kıyasla oldukça düşüktür. Buna karşılık, implant destekli protezlerle tedavi edilen bireylerde bu kuvvetlerde belirgin bir artış gözlemlenmiştir (Bae ve ark., 2015; Boven ve ark., 2015).

Maksiller posterior bölgede eğimli (açılı) implantların All-on-Four implant konsepti kapsamında kullanılması, hem daha uzun implant yerleştirme olanağı sunmakta hem de maksiller sinüs tabanı augmentasyonuna alternatif bir yaklaşım sağlamaktadır. Bu yerleşim aynı zamanda iyi bir kemik ankrajı oluşturarak primer stabiliteyi artırmakta; kantilever uzunluğunun azaltılması sayesinde ise protetik restorasyona daha etkin destek sağlama avantajı sunmaktadır (Taruna ve ark., 2014).

Li ve ark. (2023) yapmış oldukları sonlu elemanlar analizine göre, atrofik maksillada sabit protez desteği için biyomekanik olarak uygulanabilir, kısa ve aksiyel olarak yerleştirilen posterior implant kullanılan model, eğimli ve uzun implant modeline kıyasla kemik üzerinde daha düşük stres dağılımı göstermiştir.

Ghasemi ve ark. (2025) yaptığı sonlu elemanlar analizine dayanan çalışmada, All-on-Four konseptinde anterior implantların dik yerleştirilmesinin, açılı yerleşime kıyasla daha avantajlı bir stres dağılımı sağladığı görülmüştür. Ayrıca posterior implantların 30° açılı yerleştirilmesi, 45° açılı yerleşime göre kemik ve protetik yapılar üzerinde daha dengeli bir biyomekanik davranış sergilemiştir. Bununla birlikte, implantların daha distal

pozisyonda yerleştirilmesiyle posterior kantilever uzunluğu azaltılmış ve bu da stresin hem kemik dokuda hem de protez bileşenlerinde azalmasına katkı sağlamıştır.

Dawood ve ark. (2021) yaptıkları çalışmada, All-on-Four konsepti kapsamında posterior implantların 30° ve 45° açılarla yerleştirilmesinin oluşturduğu stres dağılımı değerlendirilmiştir. Bulgular, 30° açılı implantların çevre kemik ve protez bileşenleri üzerinde daha düşük stres seviyeleri oluşturduğunu göstermiştir. Buna karşın, 45° açılı implantlarda gerilme değerlerinin arttığı ve bu durumun kemik kaybı riskini artırabileceği ifade edilmiştir.

Bu sonuçlar, implant açısının biyomekanik yük aktarımı açısından önemli bir faktör olduğunu ve 30°'lik eğimli yerleşimin daha avantajlı olabileceğini ortaya koymaktadır.

Maksiller lateral ve kanin dişler bölgesinde, alveolar kemik kalınlığının en az 5 mm ve kemik yüksekliğinin en az 10 mm olduğu vakalarda implant uygulamasının endike olduğu bildirilmektedir (Taruna ve ark., 2014). Protetik protokol kapsamında, implantlar arası paralellik yetersizliğini telafi etmek amacıyla abutment açılarının 17°–30° arasında olması önerilmektedir. Ayrıca, protetik vidaların sıkıştırma kuvvetinin 10–20 N aralığında olması gerektiği belirtilmiştir. Abutment açısının düz, 17° veya 30° olarak seçilmesiyle implantlar arası paralellik sağlanmakta ve rijit protezlerin pasif yerleşimi mümkün hale gelmektedir. Eğimli dental ark yapılarında açılı abutment kullanımı, posterior implantlar üzerindeki stresleri azaltmada etkili bir yöntem olarak değerlendirilmektedir (Maló ve ark., 2003, 2005).

Malo ve ark. (2014) maksiller All-on-Four implant konsepti kapsamında posterior implantların açılı olarak yerleştirilmesi gerektiğini ve minimum implant uzunluğunun 11.5 mm olması gerektiğini belirtmiş; ayrıca distal implant açılarının 17° ile 45° arasında olması gerektiğini önermiştir. Begg ve ark. (2009) anterior bölgede 4.3 × 11.5 mm ve

posterior bölgede 5×13 mm boyutlarında implantlar kullandıkları All-on-Four çalışmasında, kortikal kemik kalınlığını 1 mm olarak kabul etmiş ve maksiller arkı 8 mm kalınlık ve 10 mm yükseklikte olacak şekilde modellemişlerdir. Distal kantilever uzunlukları ise 6.7 mm ve 16.9 mm olarak belirlenmiştir. Erken ve geç yükleme senaryolarında 0° , 15° , 30° ve 45° olmak üzere dört farklı posterior implant açısına sahip modellerde, kantilever bölgesine 150 N'luk unilateral kuvvet uygulanmıştır. Osteointegrasyon öncesi ve sonrası stres dağılımının incelendiği bu çalışmada, tüm modellerde en yüksek stresin posterior açılı implantların çevresindeki kemikte olduğu gözlemlenmiştir. Özellikle 0° (62.256 MPa) ve 15° açılı modellerde maksimum ve minimum stres seviyeleri daha yüksek bulunurken; 30° ve 45° açılı implant modelleri, daha homojen stres dağılımı göstermiş ve en düşük çekme direnci 46.75 MPa olarak tespit edilmiştir. Ayrıca, mikro hareketliliğin en fazla 0° açılı modellerde meydana geldiği rapor edilmiştir.

Bevilacqua ve ark. (2011) yapmış oldukları çalışmada, açılı ve vertikal (dik) yerleştirdikleri implantları ve değişken uzunluktaki kantileverların implant çevresindeki kemikte meydana getirdiği stresleri 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi ile karşılaştırmışlardır. Protez ve altyapı uzunlukları sabit tutulmuş ve 0° , 15° , 30° ve 45° derece eğimle distal implantlar yerleştirilmiş ve kantilever uzunlukları 13 mm, 9 mm, 5 mm ve 0 mm olarak belirlenerek modeller oluşturulmuştur. Kantileverin en distal bölgesine 150 N büyüklüğünde vertikal kuvvet uygulaması yapılmıştır. Distal eğim miktarı arttıkça ve kantilever uzunluğu azaldıkça implant çevresindeki kemikte oluşan stres miktarının azaldığı bildirilmiştir. Distal eğimli implantlar ve kısa kantilever uzunluğu varlığında protetik bileşenlerin aşırı yük maruziyetinden korunduğu ve vertikal olarak yerleştirilmiş implantlara sahip konvansiyonel maksiller tam ark sabit tedavilere iyi bir alternatif oluşturduğu bildirilmiştir.

Gümrükçü ve ark. (2018) posterior bölgede yerleştirilen 0°, 30° ve 45° açılı implantlar üzerinde gerçekleştirdikleri analizde, maksimum von Mises streslerin en yüksek düzeye 30° açılı implantların çevresindeki kemik dokusunda ulaştığını bildirmişlerdir. Ayrıca 45° eğim, 30° modellere göre daha kısa kantilever nedeniyle daha düşük stres değerlerine neden olduğunu belirtmişler. Bu bilgiler doğrultusunda çalışmada kantilever uzunluğunu kısa tutarak posterior bölgede 45° açılı, 13mm uzunluğunda implantlar 1.premolar bölgesine yerleştirilmiştir.

Dental implantların uzunluk ve çaplarının biyomekanik özelliklerini değerlendirmek amacıyla yapılmış sistematik bir derlemede, 2003 ile 2023 yılları arasında yayımlanmış 40 çalışmayı inceleyerek, implant boyutlarının kortikal ve trabeküler kemikteki stres dağılımı üzerindeki etkilerini analiz etmiştir. Hem statik hem de erken yükleme koşullarında, kemik üzerindeki stres dağılımını azaltmak ve implant stabilitesini artırmak açısından dental implantların çapı, uzunluğundan daha önemli bir faktör olduğu belirtilmiştir. Daha kısa ancak daha geniş çaplı implantların, daha uzun fakat dar çaplı implantlara kıyasla daha düşük stres oluşturduğu bulunmuştur (Qiu ve ark., 2024). Literatürde net bir fikir birliği olmamakla birlikte, genellikle 8 mm veya daha kısa kemik içi boylara sahip implant tiplerine kısa implantlar denmektedir. Fakat bazı araştırmacılar 6 ile 10 mm arasında boya sahip implantlara kısa implant tanımı yapmışlardır (Misch, 2005). Kısa implant kullanımı alveoler kret yüksekliği yetersiz olan vakalarda akla ilk gelen tedavi seçeneği olsa da literatürde kısa implantların başarısına dair farklı birçok çalışma bildirilmektedir (Hasan ve ark., 2010; Neldam & Pinholt, 2012).

Çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior bölgedeki atrofik çenelere kısa implant uygulanması durumunda oluşan stresler sebebiyle implantların boyun bölgesinde rezorpsiyonlar ve buna bağlı implant kaybı gerçekleştiği literatürde bildirilmiştir (Özdemir Doğan ve ark., 2014).

2002 yılında Naert ve ark. yapmış oldukları çalışmada, 10 mm'den daha kısa implantlarda %81,5 10 mm'den uzun implantlarda %97,2 başarı oranı bulmuşlardır. Uygun klinik koşullarda kısa implantların da uzun implantlar kadar başarı gösterebildiğine dair hipotezler öne sürülmüştür.

Arlin 2006 yılında yapmış olduğu çalışmada, 6-8 mm ve 10-16 mm arasında uzunluğa sahip implantların başarısını 2 yıl boyunca takip etmiş ve 6 mm, 8 mm ve 10 mm implantlar için sırasıyla %94,3, %99,3 ve %97,4 başarı oranı tespit ederek kısa implantların yüksek başarıya sahip olduğu sonucuna ulaşmıştır (Arlin, 2006).

Eazhil ve ark. (2016) tarafından yapılan çalışmada, 10 mm üzerindeki implant uzunluklarının periferik kemikteki stres dağılımını olumlu yönde etkileyerek stres seviyelerini azalttığı bildirilmiştir. Başka bir çalışmada, implant çapı ve uzunluğunun, kortikal ve trabeküler kemikteki stres dağılımını etkilediğini göstermektedir. Aksiyel ve aksiyel olmayan yükler altında, 3.5×10 mm boyutundaki implant hem kortikal hem de spongioz kemikte en yüksek von Mises gerilme ve deformasyonu göstermiştir. Buna karşılık, 4.3×11.5 mm boyutundaki implant her iki kemik tipinde de en düşük von Mises gerilme ve deformasyon değerlerine sahip olduğu çalışmada belirtilmiştir (Raaj ve ark., 2019).

Başka bir çalışmada, maksiller anterior bölgede farklı implant bağlantı tipleri, uzunlukları ve çaplarının biyomekanik davranışları üç boyutlu sonlu eleman analizi ile değerlendirilmiş; 8.5 mm uzunluğundaki implantların hem çekme hem de basma gerilmeleri açısından en düşük değerleri gösterdiği belirlenmiştir (Borie ve ark., 2016). Bu tez çalışmasında atrofik üst çene olduğu için anterior implantlar 8mm, posterior implantlar 13mm olarak uygulanmıştır.

Lee ve ark. (2021) gerçekleştirdikleri sonlu eleman analizi (SESA) çalışmasında 3.5 mm, 4 mm ve 4.5 mm çaplarında implantlar kullanmış ve implant çapındaki artışın,

kemiğe aktarılan stresi azalttığını bildirmişlerdir. Bozyel ve ark. (2021) atrofik maksillada All-on-Four ve M-4 konfigürasyonlarını karşılaştırdığı sonlu eleman analizinde, standart implantlar için 4.3×13 mm, kısa implantlar için ise 4.0×7 mm boyutlarında implantlar kullanılmıştır.

Yeliz ve ark. (2022) yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında 3.5 mm ve 4.3 mm çaplı implantlar karşılaştırılmıştır. Sonuçlar, 4.3 mm çaplı implantların, 3.5 mm implantlara kıyasla implant üzerinde ve çevre kemikte oluşan Von Mises stres ile maksimum ve minimum asal stres değerlerini anlamlı derecede azalttığını göstermiştir. Bu nedenle, 4.3 mm çaplı implantlar All-on-Four uygulamalarında biyomekanik açıdan daha avantajlı olduğunu belirtmişler.

Bu nedenle, bu tez çalışmasında 4.3 Ø x 8 mm ve 4,3 Ø x 13 mm boyunda implantlar tercih edilmiştir. Bununla birlikte, belirli bir implant uzunluğu için çapın artırılması, kemiğe kuvvet aktarımını sağlayan implant yüzey alanını da artıracaktır. Bu durum, yükleme sırasında oluşan stresin azaltılmasına katkı sağlayacağından, daha geniş çaplı implantların kullanımı biyomekanik açıdan avantajlıdır (Eazhil ve ark., 2016).

All-on-Four konseptinde anterior implantların yerleşim pozisyonu, stres dağılımını önemli ölçüde etkilemektedir. Malo ve arkadaşları (Malo ve ark., 2005) anterior ve posterior implantlar arasındaki mesafe ne kadar fazlaysa, proteze sağlanabilecek desteğin de o kadar fazla olduğunu belirtmişler. Sezer ve ark. (2022) üç boyutlu sonlu eleman analizine dayanan çalışmalarında, anterior implant pozisyonunun biyomekanik performans üzerindeki etkisini detaylı olarak incelemiş; anterior implantların kanin bölgesine yerleştirilmesinin, peri-implant kemik ve protez bileşenlerinde stres dağılımını optimize ettiğini ortaya koymuştur. Anterior implantların lateral veya kanin bölgesine yerleştirilmesinin tercih edilme nedenleri arasında; bu bölgelerde kemik kalitesi ve hacminin daha uygun olmasını, anatomik yapılarla

uyumluluğu ve implant stabilitesinin artırılmasını göstermişlerdir. Sezer ve ark. (2022) yaptıkları çalışmada posterior implantlar 2.premolar diş bölgesine, yerleştirilmiştir. Anterior implantlar ise santral lateral ve kanin diş bölgesinde konumlanmıştır. Sonuç olarak implantların santralden laterale ve kanine doğru kaydırılması ile stres değerlerinin azaldığı sonucuna varmışlar. Bu tez çalışmasında farklı olarak posterior implantlar 1.premolar diş bölgesine yerleştirildiği için anterior implantların sadece santral ve lateral bölgelerde konumlandırılmasının stres dağılımına etkisi değerlendirilmiştir. Sonuç olarak implantların santral diş bölgesine yerleştirilmesinde stres değerlerinin artması bu çalışmayla paralelik sağlamıştır.

Wu ve ark. (2020) yaptıkları çalışmada anterior implant pozisyon farklılıklarının posterior implant çevresi ve anteriorda kortikal kemik üzerindeki stres seviyelerinde anlamlı bir değişiklik yaratmadığı tespit edilmiştir. İmplantların anteriorda santral ya da lateral diş bölgesinde konumlandırılması, stres azaltımı açısından belirgin bir avantaj sağlamamıştır. Aynı zamanda hem sonlu elemanlar stres analizi (SESA) sonuçları hem de in vitro stres ölçerleri, anterior implantlara verilen açının biyomekanik performansı olumsuz yönde etkilediğini göstermiştir.

Anterior implantların daha medial konumlandırılması, yük paylaşım dengesini değiştirerek posterior implantlar üzerindeki yük miktarını artırmaktadır. Bu durum, özellikle kantilever etkisinin yoğunlaştığı bölgelerde kortikal kemik çevresinde stres birikimine neden olmaktadır. Ayrıca, anterior implantlara açılı yerleştirme uygulanması, implant çevresi kemikte daha yüksek düzeyde stres oluşumuna yol açabilmektedir. Bu nedenle, eğimli implant yerleşimi her klinik durumda biyomekanik avantaj sağlamayabilir (Hussein ve Rabie, 2015).

Bu çalışmada tüm analizler implant üstü protez modelleri üzerinde gerçekleştirilmiştir. İmplant üstü protezlerde gözlenen maksimum oklüzal yük değerleri

literatürde genellikle 200 N ile 814 N arasında bildirilmiştir (Fontijn-Tekamp ve ark., 2000; Kaul ve Goyal, 2011; Şener ve ark., 2015). Ghasemi ve ark. (2025) çalışmalarında çiğneme kuvvetini simüle etmek amacıyla, maksillanın üst yüzeyi sabitlenmiş ve sol posterior diş üzerine 0,3 saniye süreyle 100 N büyüklüğünde bir kuvvet uygulanmıştır. Bu yükleme süresi ve kuvvet büyüklüğü, fizyolojik çiğneme döngüsünü temsil edecek şekilde belirlenmiştir.

Benzer bir çalışmada olduğu gibi, maksimum ısırma kuvveti yaklaşık 150 N olarak belirlenmiştir. Isırma kuvvetinin özellikle posterior bölgede daha yüksek olduğu bilinmektedir (Rismanchian ve ark., 2009). İmplant çevresindeki kemik dokuya gerilim/gerilme iletiminde, protezin oklüzal yüzey özellikleri ve tüberkül eğimleri önemli bir rol oynamaktadır. Aksiyel kuvvetlerin, tüberkül eğimleri tarafından lateral yönde karşılandığı; oblik (30°) kuvvet uygulamasının ise horizontal veya vertikal kuvvetlere kıyasla kortikal kemikte daha yüksek stres oluşumuna neden olduğu bildirilmektedir (Ferreira ve ark., 2014). Bu çalışmada da oblik yönde uygulanan kuvvet vertikal yönde uygulanan kuvvete göre implant, kortikal ve trabeküler kemikte daha fazla strese sebep olmuştur.

Kemik dokularda, implantlarda ve protezlerin hem üst hem de alt yapılarında stres konsantrasyonlarının genellikle distal bölgelerde lokalize olduğu bildirilmektedir. Çalışmalarda, oklüzal kuvvetlerin sıklıkla birinci molar bölgesine unilateral olarak uygulandığı görülmektedir. Buna bağlı olarak, stres yoğunlaşmasının da kuvvetin uygulandığı sağ distal bölgede meydana geldiği rapor edilmiştir (Hussein ve Rabie, 2015, Ayalı ve ark., 2020).

Ferreira ve ark. (2014) tarafından yapılan bir çalışmada protez/implant kompleksinde en yüksek stres değerlerinin, kuvvetin uygulandığı distal sağ birinci molar bölgesinde lokalize olduğu belirlenmiştir. Benzer şekilde, Bhering ve ark. (2016)

tarafından yapılan çalışmada da stres dağılım paternine bakıldığında, en yüksek stres konsantrasyonlarının yükleme bölgesinde olduğu ifade edilmiştir. Bu bağlamda, bu çalışmada da stres yoğunluğunun sağ posterior implant bölgesinde lokalize olduğu gözlemlenmiştir.

Bu bilgiler doğrultusunda mevcut çalışmada maksilla sol birinci büyük azı dişin oklüzeline 150 N unilateral vertikal kuvvet ve oklüzalden 30 derece açı ile unilateral palatobukkal yönde toplam 150 N oblik kuvvet uygulanmıştır. Unilateral yükleme sırasında, kuvvetin uygulandığı çalışan tarafta çiğneme hareketleri süresince bası kuvveti artmakta, buna karşılık dengeleyen (kontralateral) tarafta çekme kuvveti oluşmaktadır. Gıda ilk kez ağıza alındığında, çiğneme hareketi genellikle tek taraflı başlar ve lokmanın bulunduğu tarafta oklüzal kontaklar meydana gelirken, karşı (kontralateral) tarafta oklüzal kontakt oluşmaz (Bhering ve ark., 2016). Bu klinik durumu yansıtan oklüzal yükleme koşulları, bu çalışmada da dikkate alınmış ve simülasyonlara entegre edilmiştir.

İmplantlar da tıpkı doğal dişler gibi hem aksiyel hem de oblik yönlü kuvvetlere maruz kalmaktadır (J.-P. Geng ve ark., 2001). Çiğneme süreci boyunca protezlere vertikal, horizontal ve oblik kuvvetler eş zamanlı olarak iletilmektedir. Liao ve ark. (2008) çalışmalarında kantilever bölgesine tek taraflı (unilateral) oblik kuvvet uygulanmasının daha fizyolojik bir durumu yansıttığını belirtmiş ve yalnızca bu tür bir kuvvet uygulamayı tercih etmiştir. Bu çalışmada ise farklı olarak bu yöndeki her iki kuvvet tipi (vertikal ve oblik kuvvet) kullanılmıştır.

İmplantlara uygulanan aksiyel yükler çoğu zaman oblik yüklerle birlikte görülmekte, ancak bu iki yük türünün büyüklükleri ve biyomekanik etkileri birbirinden farklılık göstermektedir. Dikey kuvvetlerle karşılaştırıldığında, oblik kuvvetler implant ve çevresindeki kemikte daha fazla stres birikimine yol açmaktadır (Güngör Erdoğan ve ark., 2024). Dikey doğrultuda iletilen kuvvetler, yük transferi açısından daha avantajlı

kabul edilirken; oblik kuvvetler özellikle implantın boyun bölgesinde yoğunlaşarak bu bölgede daha yüksek gerilimlere neden olmakta ve implant biyomekaniği üzerinde olumsuz etkiler oluşturabilmektedir (Aggag ve ark., 2018).

Bu çalışmada, her iki yöndeki kuvvetin etkisini belirleyebilmek amacıyla kuvvetler 30° açıyla (oblik) ve dik (vertikal) olarak uygulanmıştır. Dört farklı modelde de kuvvetler sağ 1.molar diş bölgesinden uygulanmıştır. İmplantlara 30°'lik açıyla uygulanan kuvvetlerin, dikey yüklemelere göre daha fazla stres oluşturduğu tespit edilmiştir. Bu durum, açılı yüklerin implant ve çevre dokular üzerinde daha olumsuz biyomekanik etkiler yaratabileceğini göstermektedir.

Oklüzal kuvvetler implanttan kortikal kemiğe aktarılırken, bu kuvvetlerin yalnızca küçük bir bölümü apikal kemiğe iletilmektedir. Oluşan stresler ise en yoğun şekilde implantın boyun bölgesinde yer alan kortikal kemikte birikmektedir (Chun ve ark., 2002; Delgado-Ruiz ve ark., 2019).

Koca ve ark. (2005) sonlu elemanlar stres analizi (SESA) kullanılarak posterior maksillaya sinüs yakınlığına implant yerleştirildiğinde, implantlarda ve komşu kemik bölgelerinde oluşan fonksiyonel streslerin miktarını ve lokalizasyonunu belirleyen çalışmalarında kemiklerde streslerin implantın boyun kısmında yoğunlaştığını rapor etmişlerdir. Li ve ark. (2015) farklı implant konfigürasyonlarının implant, kemik ve suprastrüktür üzerindeki stres dağılımları üzerindeki etkilerini inceleyerek, All-on-Four protokolünde implantların uzunluğu ile eğim açısı arasında bir uyum ilişkisi olup olmadığını araştırdıkları çalışmada streslerin implantın boyun bölgesinde yoğunlaştığını belirtmişlerdir. Bu çalışmada da benzer şekilde streslerin implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığı ve apikal yönde gidildikçe azaldığı gözlemlenmiştir.

Monar ve ark. (2017) 11.5 mm uzunluğunda ve 2.9 ile 3.5 mm çapında dar implantları (2.9×11.5 mm Unitite Slim ve 3.5×11.5 mm Unitite Prime) kullandıkları

çalışmalarında, All-on-Four protokolüne uygun olarak yerleştirilen 2 paralel anterior ve 2 posterior 30° açılı implant üzerine yapılan maksiller akrilik hibrit protezde 100 N'luk aksiyel ve 45° palato-bukkal açılı oblik yüklemeler altında stres analizleri gerçekleştirmişlerdir. İmplantlar, abutmentlar ve vidalar üzerinde von Mises kriterine göre yapılan analizlerde hem aksiyel hem de oblik yüklemelerde 3.5 mm çapındaki implant modelinde peri-implant kemik, implant ve abutment düzeyinde yüksek stres değerlerine ulaşılmıştır. Özellikle 3.5 mm çapındaki modelde implant ve abutmentlarda daha yüksek pik stresler rapor edilmiştir. Benzer şekilde, bu tez çalışmasında da oblik kuvvet uygulamaları sonucunda daha yüksek gerilim değerleri gözlenirken, vertikal (aksiyel) yüklemelerde ise daha düşük stres değerleri elde edilmiştir.

Sıkışma-baskı streslerinin en yoğun şekilde görüldüğü kemik bölgesinin implant etrafındaki kortikal kemik bölgesi olduğu literatürde yapılmış birçok çalışmada gösterilmiştir (Eraslan ve ark., 2005; Stegaroiu ve ark., 1998; Tepper ve ark., 2002). Bu çalışmada da en yüksek minimum asal stres değerleri implant etrafındaki kortikal kemikte tespit edilmiştir. Buna sebep olarak kortikal kemiğin elastisite modülünün yüksek olması, oklüzal düzleme daha yakın olması ve zayıf direnci implantın boyun kısmının etrafında bulunması gibi faktörler gösterilebilir (Özdemir Doğan ve ark., 2014; Stegaroiu ve ark., 1998).

Tam dişsiz çenelere yapılan implant destekli sabit protezlerde çiğneme kuvvetleri en fazla distaldeki implant ve bu implantın etrafındaki kemik dokusunda streslere neden olur. İmplant sayısının artırılması veya diş sayısının azaltılıp artırılması, protetik restorasyonun tasarımı, kullanılan materyalin yapısı vb. faktörlerin değiştirilmesi bu streslerin en distaldeki implantta yoğunlaşmasını etkilemediği bildirilmiştir (Duyck ve ark., 2000; Stegaroiu ve ark., 1998). Bu çalışmada da kortikal, trabeküler kemikteki minimum ve maksimum asal gerilimler, implantta, abutment'ta (dayanak parçası), metal

altyapıda oluşan Von Mises gerilme değerleri sağ posterior implantta ve etrafındaki kemik dokuda yoğunlaşmıştır.

Tüm modellerde kortikal kemiğin stres değerleri, trabeküler kemiğe kıyasla daha yüksek bulunmuştur. Bu durum, kortikal kemiğin trabeküler kemiğe göre daha yüksek elastik modüle sahip olmasıyla açıklanabilir. Bu özellik, kortikal kemiğin deformasyona karşı daha dirençli ve yapısal olarak daha esnek olmasını sağlar. Sonuç olarak, kortikal kemikler klinik senaryolarda daha yüksek yükleri absorbe eder ve bu yönüyle trabeküler kemikten ayrılır (Schuller-Götzburg ve ark., 2012).

Çalışmadaki bütün modellerde kortikal kemikteki basma ve çekme streslerinin üst dayanım noktası aşılmamıştır. Fakat bu durum implant çevresinde meydana gelen streslerin rezorpsiyona sebep olmayacağı anlamına gelmemektedir. Aynı bölgede sürekli oluşan stresler rezorpsiyon riskini artırır (Bidez & Misch, 1992).

Van Steenberghe (van Steenberghe ve ark., 1990) ve Sadowsky (Sadowsky, 2019) yaptığı klinik ve deneysel çalışmalar yardımıyla, implant çevresindeki kemiğe iletilen yüklerin kemik rezorpsiyonuna ve implant kaybına neden olabilecek olumsuz sonuçlar oluşturabileceği bildirilmiştir. Ağızda meydana gelen fonksiyonel ve parafonksiyonel pek çok kuvvet, implantların üst yapıları vasıtasıyla implantlara ve implantlar aracılığıyla da çene kemiğine iletilmektedir. İmplant üretiminde kullanılan titanyum gibi metal vb. çekilebilir materyaller için von Mises stres değerleri önemlidir. Bu değerler materyalin akma dayanımını (yield strength) ifade eder. Akma dayanımı aşılsa materyal elastik özelliğini kaybeder ve kalıcı deformasyon oluşur (Lekholm ve ark., 1999).

Bu çalışmada, tüm modellerdeki implant, abutmentlarda ve metal altyapıda oluşan von Mises değerleri incelendiğinde hem vertikal hem de oblik kuvvet uygulamasında en yüksek stres değerlerinin model 1’de anterior implantların aksiyel olarak santral diş bölgesine yerleştirildiği durumlarda sağ posterior implant bölgesinde olduğu

gözlemlenmiştir. Sonuçlara göre, implantlarda oluşan en yüksek von Mises stres değerleri, anterior implantların aksiyel olarak yerleştirildiği model 1’de (anterior implantların santral diş bölgesine aksiyel olarak yerleştirildiği) ve açılı olarak yerleştirildiği model 3’te (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° meziale eğimli yerleştirildiği M-4 tekniği) oblik yükleme sonucu tespit edilmiştir. Bu değerler oblik yükleme sonucu model 1 için (sağ posterior implantda 158.587 MPa), model 3 için (sağ posterior implantda 155.547 MPa) olarak kaydedilmiştir.

En düşük von Mises stres değerleri ise anterior implantların aksiyel olarak yerleştirildiği model 2’de (anterior implantların lateral diş bölgesine aksiyel olarak yerleştirildiği) ve açılı olarak yerleştirildiği model 4’te (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° distale eğimli yerleştirildiği V-4 tekniği) vertikal yükleme sonucu tespit edilmiştir. Bu değerler vertikal yükleme sonucu model 2 için (sağ posterior implantda 85.790 MPa), model 4 için (sağ posterior implantda 88.182 MPa) olarak kayd edilmiştir. Hem anterior hem posterior bütün modellerde titanyum implantlarda oluşan stresler, 1119 MPa olan titanyumun en üst dayanıklılık değerini aşmadığı için implantlarda bir başarısızlık meydana geleceği ön görülmemektedir (Sakaguchi & JM, 2012). Bu sonuçlar titanyumun akma dayanım noktası olan 860 MPa’ yı aşmadığı için implantta kalıcı deformasyon meydana gelmemektedir (Craig, 1980).

Minimum asal stres (basma) değerleri, tüm modellerde maksimum asal stres (çekme) değerlerinden daha yüksek olarak kaydedilmiştir. Kortikal kemikte oblik yükleme sonucu oluşan en yüksek minimum asal stres değeri model 2’de (anterior implantların aksiyel olarak lateral diş bölgesine yerleştirildiği) sağ posterior implant bölgesinde (-73.468 MPa), model 3’te (anterior implantlar lateral diş bölgesinde 30° meziale eğimli yerleştirildiği M-4 tekniği) sağ posterior implant bölgesinde (-70.369 Mpa) olarak belirlenmiştir. Trabeküler kemikte oblik yükleme sonucu en yüksek

minimum asal stres değeri model 1’de (anterior implantların aksiyel olarak santral diş bölgesine yerleştirildiği) sağ posterior implant bölgesinde (-3.955 MPa), model 4’te (anterior implantlar lateral diş bölgesinde 30° distale eğimli yerleştirildiği V-4 tekniği) sağ posterior implant bölgesinde (-4.536 MPa) görülmüştür.

Kortikal kemikte maksimum asal stres (çekme) değerleri oblik yük altında model 1’de (anterior implantların aksiyel olarak santral diş bölgesine yerleştirildiği) sağ posterior implant bölgesinde 30.025 MPa olarak kaydedilmiştir. Ön implantların açılı yerleştirildiği modellerde ise kortikal kemikte en yüksek maksimum asal stres (çekme) değerleri oblik yük altında model 3’te (anterior implantlar lateral diş bölgesinde 30° meziale eğimli yerleştirildiği M-4 tekniği) sağ posterior implant bölgesinde 29.701 MPa olarak görülmüştür. Kortikal kemikteki sıkışma gerilimleri sonlu elemanlar analizi ile kemik rezorpsiyonu değerlendirilmesinde referans olarak kullanılmaktadır. Rezorpsiyon meydana gelmeden kemiğin devamlılığını sürdürebilmesi için literatürde kabul edilmiş sınır değer 56 MPa’dır (Vajgel ve ark., 2013). Trabeküler kemikte minimum asal stres değerleri her iki kuvvet (vertikal, oblik) uygulamasında en yüksek değer model 1’de ve model 4’te (anterior implantlar lateral diş bölgesinde 30° distale eğimli yerleştirildiği V-4 tekniği) belirtilmiştir. Tüm modellerde maksimum ve minimum asal stres değerlerinin hepsi kemik rezorpsiyonu için gerekli olan eşik değerinin oldukça altında bulunmuştur. Rubo ve ark. yapmış olduğu sonlu elemanlar analizi çalışmasında (2008) elde edilen sonuçlarla uyumlu olarak, bu araştırmada da streslerin kuvvetin uygulandığı bölgeye en yakın implantın (sağ posterior) etrafındaki kortikal kemikte yoğunlaştığı belirlenmiştir. Bu çalışmada, santral kesici dişlerin kuvvet uygulanma noktasından en uzak konumda bulunması sağ posterior implant bölgesinde kortikal kemikte stres değerlerinin artması ile sonuçlanmıştır. İmplantların santral kesici diş bölgesinden lateral kesici diş bölgesine aksiyel olarak yerleştirilmesi ön implantlar ile uygulanan kuvvet arasındaki mesafenin

azalmasına sebep olmuştur. Bu nedenle oklüzal kuvvet, arka ve ön implantlar arasında daha dengeli şekilde dağıtılmıştır. Aynı uzunluktaki implantlar arasında yapılan bu karşılaştırmada, açılı yerleşimlerin daha fazla gerilime yol açtığı belirlenmiştir. Açının artmasıyla birlikte implant boyun bölgesi ve çevresindeki kortikal kemikte stresin daha yoğunlaştığı görülmüştür.

Çalışmada yapılan analizler sonucunda, Model 3'te (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° meziale eğimli yerleştirildiği M-4 tekniği) oluşan stres düzeyinin, Model 4'te (anterior implantlar lateral diş bölgesinde 30° distale eğimli yerleştirildiği V-4 tekniği) göre daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Bu durum, lateral piriform kenara doğru eğimli yerleşimin, implant ve çevresindeki kemiğe daha fazla yük binmesine neden olduğunu göstermektedir. Model 2 (anterior implantların lateral diş bölgesine aksiyel olarak yerleştirildiği), Model 3 (anterior implantların lateral diş bölgesinde 30° meziale eğimli yerleştirildiği M-4 tekniği) ve Model 4'e (anterior implantlar lateral diş bölgesinde 30° distale eğimli yerleştirildiği V-4 tekniği) kıyasla daha düşük stres düzeyleri göstermiştir. Bu sonucun temel nedenlerinden biri Model 2'de anterior implantların düz aksiyel olarak yerleştirilmesidir. Aynı uzunluktaki implantlar arasında yapılan bu karşılaştırmada, açılı yerleşimlerin daha fazla gerilime yol açtığı belirlenmiştir. Açının artmasıyla birlikte implant boyun bölgesi ve çevresindeki kortikal kemikte stresin daha yoğunlaştığı görülmüştür.

Chen ve ark. (2008) oblik yönde uygulanan kuvvetlerin implantlar üzerinde ve dolayısıyla krestal kemik bölgesinde daha fazla kuvvet birikimine neden olduğunu ve bunun da kortikal kemikte maksimum asal gerilme artışıyla birlikte kemik rezorpsiyonuna yol açabileceğini belirtmişlerdir.

Ferreira ve ark. (2014) farklı metal altyapılar (titanyum, altın, krom-nikel, krom-kobalt, gümüş-palladyum) ile seramik ve akrilik rezin üst yapı materyallerine sahip All-

on-Four tasarımlarında, 100 N'luk kuvvet uygulayarak gerçekleştirdikleri üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinde (3B-SESA), oluşan stres değerlerini tespit etmişlerdir. Çalışmada elde edilen gerilim değerlerinin, kortikal kemiğin çekme ve basma stres limitleri dahilinde olduğu rapor edilmiştir. İnsan kortikal kemiğinde çekme gerilme sınırının 133 MPa, basma gerilme sınırının ise 193 MPa olduğu ve bu sınırların dışındaki yüklenmelerin kemikte kırık ya da rezorpsiyona yol açabileceği belirtilmiştir. Bu çalışmada sağ 1. molar bölgesine uygulanan yükleme ile Ferreira ve ark. (2014) çalışması arasında benzerlikler bulunmakta olup, elde edilen kortikal kemik stres değerleri de biyomekanik sınırların altında kalarak kemik yapısı açısından risk oluşturmadığını desteklemektedir. Fizyolojik sınırlar doğrultusunda, kortikal kemiğin maksimum direnci 170–190 MPa, trabeküler kemiğin ise 100–130 MPa olarak rapor edilmiştir (Bhering ve ark., 2016). Bu çalışmanın bulguları, patolojik kemik doku sınırlarını aşmamıştır.

Bu araştırmacıların sonuçlarıyla paralel olarak, bu tez çalışmasında da değerler patolojik kemik stres sınırlarının altında kalarak biyomekanik açıdan güvenli bir profil göstermiştir.

Protez tipi, implant üzerine gelen yükleme şeklini etkilemektedir. Maksillada vidalı sabit protez veya overdenture protezle desteklenen implantlar üzerine uygulanan aksiyel ve oblik kuvvetlerin karşılaştırıldığı bir in vivo çalışmada; overdenture üzerine kuvvet uygulamasının sabit proteze kıyasla daha düşük sıkıştırıcı kuvvetlere, ancak daha yüksek eğilme momentlerine neden olduğu bildirilmiştir (Jemt ve ark., 1991).

Taruna ve ark. (2014) posterior kantilever kullanımında minimal uzunluk tercih edilmesini veya mümkünse tamamen elimine edilmesini önermektedirler. Ayrıca, kantilever bölgesinde yer alan fonksiyonel olmayan tüberkül temaslarının ve prematür oklüzal kontakların ortadan kaldırılması gerektiğini vurgulamışlardır. Distal kantilever dişlere uygulanan yükün azaltılması, zamanla insizör ve kanin dişlerin yönlendirici

lingual yüzeylerinde aşınma oluşumuna yol açabileceği ifade edilmiştir. Literatürde, kantilever uzunluğunun 15 mm veya daha fazla olduğu durumlarda implant-protez başarısızlıklarının arttığına dair klinik bulgular mevcuttur. Bu nedenle, özellikle az sayıda implantla desteklenen protezlerde kantilever uzunluğunun kısa tutulmasının tercih edilmesi gerektiği belirtilmektedir.

Stres dağılımı açısından değerlendirildiğinde, posterior kantilever uzunluğu arttıkça distal implant etrafındaki kemikte yüksek miktarda stres oluşumu gerçekleştiği literatürdeki çalışmalarda gösterilmiştir (Baggi ve ark., 2013; Begg ve ark., 2009; Bevilacqua ve ark., 2011). Bu doğrultuda, çalışmamızda kantilever uzunluğu değişken bir parametre olarak ele alınmamış, tüm modellerde standardize edilerek 6.7 mm ile sınırlandırılmıştır. Klinik çalışmalar All-on-Four tekniğinin öngörülebilir ve implant sağ kalımı açısından %99'lara varan başarı oranı gösterdiğini bildirmişlerdir (Maló ve ark., 2005; Malo ve ark., 2011; Patzelt ve ark., 2014). Protetik sağ kalım oranı 10 yıllık takipte %95 olarak bildirilmiştir (Heydecke ve ark., 2012). Protetik restorasyon kırıkları, vida ve abutment gevşemeleri, brüksizm ve uzun kantilever kullanımı gibi aşırı yüklenmeye neden olan faktörler, All-on-Four protokolünde protetik sağ kalım oranını azaltmaktadır (Malo ve ark., 2011). Kantilever bölgesine yükleme yapılması, yükleme yapılan bölgeye en yakın implantlar üzerinde önemli streslere neden olan bir menteşe etkisine neden olabilir (Bellini ve ark., 2009). Posterior implantın daha distale konumlandırılması ve bunun sonucunda daha kısa kantilever varlığı implanttaki stres değerlerinin azalmasında rol oynayabilmektedir (White ve ark., 1995).

Yükleme modellerini etkileyen diğer faktörler arasında metal iskeletin kullanımı (akrilik reçine diş protezi tabanı ile krom kobalt altyapı karşılaştırması), yiyecek maddesinin reolojik özellikleri ve iskelet uyumu yer almaktadır (Glantz ve Nilner, 1997). Tasarımı ne olursa olsun, bir implant-protez kompleksi oklüzal kuvvetleri peri-implant

kemiğe iletir (Branemark, 1983, 1985; Skalak, 1983). Bu nedenle, protez materyalinin kuvvet emme katsayısı araştırma konusu olmuştur. Skalak (Skalak, 1983), implantlar üzerinde şok koruması sağlamak amacıyla akrilik dişlerin kullanılmasının faydalı olacağını öngörmüştür. Branemark ve çalışma arkadaşları da (Branemark, 1985), implant destekli protezlerin oklüzal yüzeyleri için akrilik reçinenin tercih edilmesi gereken materyal olduğunu önermiştir. Aslında, akrilik malzemelerin teknik ve öznel bazı dezavantajlar taşımaktadır. Örneğin, düşük aşınma dirençleri nedeniyle, protez tesliminden birkaç ay sonra erken temaslar meydana gelebilmektedir. Öte yandan, altın ve porselen yüzeylerin kuvvet emilimi sağlamadığı düşünülmese de, bu materyaller de sıklıkla kullanılmaktadır. Protez materyali seçimi hala tartışmalı bir konu olmaya devam etse de bu seçimin implantın hayatta kalma süresi üzerinde herhangi bir etkisi olmadığı konusunda fikir birliği bulunmaktadır (Brunski ve ark., 2000).

Vieira ve ark. (2023) yaptıkları çalışmada 1996 ile 2021 arasında seçilmiş 14 makalenin analizine göre daha yüksek elastik modülüne sahip rijit materyaller (örneğin zirkonya ve metal-seramik sistemler), çiğneme sırasında oluşan oklüzal kuvvetleri absorbe kapasitesi sınırlı olduğundan, bu kuvvetleri doğrudan implant-kemik ara yüzeyine iletme eğiliminde olduğunu belirtmişler. Buna karşılık, daha düşük rijitliğe sahip elastik materyaller (örneğin akrilik reçine ve kompozit sistemler), viskoelastik özellikleri sayesinde belirli düzeyde kuvvet emilimi sağlayarak, iletilen stresin çevre kemik dokular üzerindeki etkisini azaltabilir. Bu makalelerin analizinden sonra hem tekli kronlar hem de tam ark protezlerde kullanılan oklüzal yüzeydeki protetik materyallerin, üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi kullanıldığında, kemik ve peri-implant dokular üzerindeki gerilimlerin dağılımını anlamlı şekilde etkilemediği sonucuna varılmıştır (Vieira ve ark., 2023).

Tribst ve ark. (2020) yapmış olduğu üç boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasında, sabit tam ark implant destekli protezin ağırlığı ile osseointegre implantlar etrafında oluşan gerilim arasında doğru orantılı bir ilişki olduğunu belirtmiştir. Ayrıca, seramik kaplamalı CoCr (kobalt-krom) iskelet (yaklaşık 60 g), karşılaştırılan materyaller arasında en ağır olanıdır. Diğer materyaller sırasıyla; seramik kaplamalı zirkonya iskelet yaklaşık 40 g, akrilik dişli CoCr iskelet yaklaşık 20 g, akrilik dişli titanyum iskelet yaklaşık 15 g ve akrilik dişli PEEK iskelet yaklaşık 10 g olarak bildirilmiştir.

Haroun ve ark. (2021) tarafından gerçekleştirilen çalışmada, düşük elastik modülüne sahip akrilik reçine ve PEEK (polietereterketon) gibi materyallerin kullanımı, çevre kemik dokusuna iletilen gerilme miktarını azaltma potansiyeline sahip olduğunu belirtmişler. Bu materyallerin doğal esneklikleri ve kuvvetleri azaltma gibi özellikleri sayesinde, oklüzal yükleri absorbe ederek implant-kemik ara yüzeyinde oluşabilecek stres birikimini azaltmalarının mümkün olduğu sonucuna varılmıştır.

Ferriare ve ark. (2014) estetik materyalin implantlardaki stres değerlerini etkilemediği, altyapı materyallerinin stres dağılımında %10 oranında etkili olduğu belirtilmiştir. Bu nedenle Cr-Co alaşımlarında gözlemlenen yüksek stres değerlerinin implant stres düzeylerini ve nihai tedavi sonuçlarını etkilemediği ifade edilmiştir.

Dental implantoloji alanında başarının temel kriterlerinden biri, çiğneme kuvvetlerinin destek dokulara nasıl iletiliğidir. Bu doğrultuda, implant destekli protezlerin uzun vadeli başarısını sağlamak için biyolojik yapılar üzerinde etkili olan biyomekanik faktörlerin ayrıntılı şekilde analiz edilmesi gerekmektedir (Gujjarlapudi ve ark.,2013). Periodontal ligamentin mevcudiyeti, doğal dişler ile implantların çiğneme kuvvetlerine verdikleri tepkilerde belirgin farklılıklar oluşturur (Kok ve ark., 2015). Bu farklılıklar, biyomekanik analizleri daha karmaşık hale getirir; çünkü biyolojik dokuların

yapısal özellikleri, dental anatomideki varyasyonlar ve kullanılan biyomateryallerin çeşitliliği bu süreci doğrudan etkilemektedir (Ishigaki ve ark., 2003).

Farklı yapıların implant ve çevre dokular üzerindeki etkisinin in vivo olarak değerlendirilmesi; yüksek maliyet, potansiyel riskler ve etik sorunlar nedeniyle büyük ölçüde sınırlıdır. Bu nedenle, implant ile çevre kemik doku arasındaki mekanik kuvvet etkileşimlerini araştırmak amacıyla in vitro çalışmalar giderek daha fazla tercih edilmektedir. Son yıllarda ise biyomekanik kuvvetlerin biyolojik sistemler üzerindeki etkilerini analiz etmek için Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA) yöntemi yaygın olarak kullanılmaktadır (Bal ve ark., 2013; Çağlar ve ark., 2010, 2011; Sato ve ark., 1999).

Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA), biyolojik sistemlerdeki karmaşık yapıların modellenmesi ve bu yapıların mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi için kullanılan analitik bir yöntemdir (Trivedi, 2014). SESA’de, karmaşık yapıların matematiksel modelleri oluşturularak bu yapıların uygulanan gerilmeler (stres) altındaki davranışları analiz edilir. Bu modeller, gerçekliğin basitleştirilmiş temsilleridir. Modellemelerde kullanılan geometri, malzeme özellikleri, sınır koşulları ve yükleme senaryoları değiştirilebildiği için, analizler tekrarlanabilir ve daha hassas sonuçlar elde edilebilir (Yüzbaşıoğlu, 2006). Gerçekliği yansıtan geometrik modeller aracılığıyla implant, implant üstü restorasyonlar ve çevre kemik dokulara uygulanan kuvvetlerin iletimi daha ayrıntılı şekilde değerlendirilebilir (J.-P. Geng ve ark., 2001). SESA, diğer yöntemlerle karşılaştırıldığında uyumlu ve tutarlı sonuçlar verdiği görülmüştür. Bu avantajlar göz önünde bulundurularak, bu tez çalışmasında analiz yöntemi olarak Sonlu Elemanlar Stres Analizi’nin (SESA) kullanılması tercih edilmiştir (Karataşlı B., 2010).

Günümüzde yapılan araştırmalarda, implant ve çevre dokularda oluşan gerilmelerin (streslerin) incelenmesi amacıyla iki boyutlu (2D) ve üç boyutlu (3D) modeller oluşturulmaktadır. İki boyutlu modellerin hazırlanması daha az zaman almasına

rağmen, dental yapıların karmaşık ve değişken doğası nedeniyle gerçekliği tam olarak yansıtmakta yetersiz kalabilmektedir. Buna karşılık, 3D modeller ağız içi dokuların ve anatomik yapıların analizinde daha gerçekçi ve güvenilir sonuçlar sunmakta, biyomekanik değerlendirmelerin doğruluğunu artırmaktadır (Ebrahimi, 2012; Romeed ve ark., 2006). Yapılan SESA (Sonlu Elemanlar Stres Analizi) çalışmalarında, implant ile kemik ara yüzeyinin tamamen sıkı temasta olduğu varsayılmaktadır. Ancak, in vivo koşullarda implant ile kemik arasında %100 osseointegrasyonun sağlanması mümkün değildir (Eskitascioglu ve ark., 2004; Papavasiliou ve ark., 1997). Yapılan histolojik araştırmalar, bu temas oranının ortalama %61,3 olduğunu ortaya koymuştur (Degidi ve ark., 2003; J.-P. Geng ve ark., 2001). Buna rağmen, mevcut çalışmada analizlerin standardizasyonu ve karşılaştırılabilirliğinin sağlanabilmesi amacıyla implant-kemik ara yüzeyinde osseointegrasyon oranı %100 olarak kabul edilmiştir.

SESA’da güvenilir ve doğru sonuçlara ulaşılmasında önemli bir diğer parametre ise eleman (mesh) ve düğüm (node) sayısıdır. Meijer ve arkadaşlarının (Meijer ve ark., 1993), yaptığı çalışmalara göre, eleman ve düğüm sayısındaki artış, analiz sonuçlarının gerçekçiliğini artırmaktadır. Literatüre göre, daha doğru sonuçlar elde edilebilmesi için düğüm sayısının 30.000 ila 200.000 arasında olması, eleman boyutunun ise 150–300 µm aralığında belirlenmesi önerilmektedir (Sato ve ark., 1999). Eleman boyutunun 300 µm’yi aşması durumunda sonuçların doğruluğunun olumsuz etkilenebileceği bildirilmiştir. Öte yandan, eleman boyutunun küçülmesi, toplam eleman sayısının artmasına neden olmaktadır (Sato ve ark., 1999).

Bu çalışma kapsamında ise, ortalama düğüm sayısı 1.029.253, ortalama eleman sayısı ise yaklaşık 4.035.956 olacak şekilde belirlenmiştir. SESA (Sonlu Elemanlar Stres Analizi) yönteminde kullanılan materyallerin mekanik davranışları, Poisson oranı ve elastisite modülü gibi malzeme özelliklerine göre belirlenmektedir (Budynas ve Nisbett,

2011). Ancak, bu materyallere ait Poisson Oranı ve elastisite modülü için evrensel olarak kabul edilmiş sabit değerler bulunmamaktadır (Belwanshi ve ark., 2022; Elsayyad ve ark., 2020; Franco-Tabares ve ark., 2017; Lin ve ark., 2008; Zhou ve ark., 1999). Bu nedenle, mevcut tez çalışmasında kullanılan materyaller için, literatürde en sık tercih edilen ve kabul gören değerler esas alınmıştır. SESA (Sonlu Elemanlar Stres Analizi) yönteminde üç farklı stres türü kullanılmaktadır: von Mises stresi, maksimum asal stres ve minimum asal stres (Eraslan ve ark., 2005; Meijer ve ark., 1993; Stegaroiu ve ark., 1998). Kemik gibi kırılğan yapıların değerlendirilmesinde, maksimum ve minimum asal stres değerlerinin kullanılması daha doğru bir yaklaşımdır.

Benzer nitelikteki birçok çalışmada da kortikal ve trabeküler kemiklerde bu iki stres türü temel alınarak karşılaştırmalar yapılmıştır (Kul ve Korkmaz, 2021; H. Lee ve ark., 2022; Naert ve ark., 2012; Silva ve ark., 2021). Kemik dokusu, çekme kuvvetine (maksimum asal stres) kıyasla basma kuvvetine (minimum asal stres) daha fazla direnç göstermektedir (Keaveny ve ark., 1994; S. Li ve ark., 2013). Buna karşılık, titanyum gibi (çekilebilir) materyallerin analizinde von Mises stres değerlerinin kullanımı daha uygundur. Bu tez çalışmasında da kortikal ve trabeküler kemik için maksimum ve minimum asal stres değerleri ile implant, abutment ve metal altyapı için von Mises stres değerleri kullanılmıştır. Bu çalışmada All-on-Four implant üstü sabit protezlerde ön implant açısı ve pozisyonlarının implantlarda ve kemikte oluşturduğu stres dağılımlarının etkisi sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre elde edilen tüm stres değerleri, kemikte biyomekanik risk oluşturan düzeylere yaklaşmamıştır. Bu nedenle, bu stres değerlerinin kemikte rezorpsiyona yol açmayacağı düşünülmektedir. Ancak klinik pratiğinde sıkça karşılaşılan aşırı rezorbe kretlere sahip bireylerde (kortikal kemik kalınlığının azaldığı veya tamamen kaybolduğu durumlar) kemik yoğunluğunun düşüklüğü nedeniyle, klinisyenlerin bu durumu göz önünde bulundurarak planlama

yapması ve daha düşük stres değerlerinin kemikte rezorpsiyona neden olabileceğini göz önünde bulundurması gerekmektedir. Bununla birlikte parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda, bu streslerin rezorpsiyon yaratabilecek düzeyde olabileceği dikkate alınmalıdır. Yapılan çalışmanın sonuçları incelendiğinde, All-on-Four implant üstü sabit protez dizaynlarında anterior implantlar için lateral diş bölgesi en ideal implant uygulama alanı olarak belirlenmiştir. Anterior bölgede kısa implantların açılı yerleştirilmesi implant, abutment, metal altyapı ve kemikte dik yerleştirilen implantlara göre fazla strese sebep olmuştur. Genel olarak çalışma matematiksel modeller oluşturularak klinik koşulların taklit edilmeye çalışıldığı ve yoruma dayalı sonuçların elde edildiği bir in vitro çalışmadır. İmplant ve kemik arasında tam osseointegrasyonun (%100) olduğu kabul edilse de klinik olarak implant ile kemik arasında parsiyel kontakt ve osseointegrasyonun olduğu bildirilmiştir.

SESA yöntemi, matematiksel denklemlerin çözümüne dayandığı için kullanılan bilgisayar yazılımı ve analizi gerçekleştiren kişiye bağlı faktörler gibi limitasyonlar nedeniyle elde edilen sonuçların yaklaşık değerler olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. Çalışmanın diğer limitasyonu da kas kuvvetlerinin etkilerinin değerlendirilmeye alınmamış olmasıdır. Ayrıca, üst çene ark formlarından ovoid arkın kullanılması, diğer ark formlarının dahil edilmemesi çalışmayı sınırlandıran faktörler arasında sayılabilir. Bu analiz yönteminin sonuçları doğrudan klinik durumu tam olarak yansıtmasa da farklı parametrelerin karşılaştırılması açısından değerli bilgiler sunmaktadır. Bu nedenle, elde edilen veriler yorumlanırken sonlu elemanlar stres analiz yönteminin sahip olduğu sınırlamaların göz önünde bulundurulması gerekmektedir.

All-on-Four implant konsepti üzerine uygulanan akrilik hibrit tam ark sabit protezlerde, implant yerleşim açısı ve pozisyonunun biyomekanik etkilerini daha iyi

anlayabilmek ve elde edilen sonuçların klinik geçerliliğini artırmak amacıyla, ileri düzey in vitro çalışmalarla desteklenmesi ve klinik araştırmalarla doğrulanması gerekmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

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

- Oblik kuvvetler uygulamasının vertikal kuvvete göre implant, abutment, metal altyapı da oluşan von Mises stres değerleri ile kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stres değerlerini arttırmıştır.
- Ön implantların lateral diş bölgesinde açılı olarak yerleştirilmesi ve santral diş bölgesine dik konumlandırılması; implant, abutment ve metal altyapıda daha yüksek von Mises stres değerlerine, kortikal ve trabeküler kemikte de daha yüksek maksimum ve minimum asal stres değerlerine neden olduğu tespit edilmiştir.
- İmplantlar üzerinde oluşan von Mises stres değerleri incelendiğinde en yüksek değer oblik yükleme altında ön implantların santral diş bölgesine açısız yerleştirildiğinde ve açılı yerleştirilen M-4 tekniğinde (ön implantların lateral diş bölgesinde 30° açıyla meziale yerleştirildiği) görülmüştür.
- Genel olarak her iki ön implantın lateral diş bölgesine dik yerleştirilmesi daha az stres değerleri oluşturduğu görülmüştür.
- Açılı yerleştirilmede ise V-4 tekniği (ön implantların lateral diş bölgesinde 30° açıyla distale yerleştirildiği) M-4 tekniğine (ön implantların lateral diş bölgesinde 30° açıyla meziale yerleştirildiği) göre daha az stres oluşturduğu kaydedilmiştir. İmplantın mezial ya da distal yönde olan eğimlerinin, klinik uygulamalarda dikkate alınması gereken önemli bir parametre olduğu ifade edilebilir.
- Tüm modellerde kemikte oluşan en yüksek stres değerleri minimum asal stres (basma) değerleridir ve implantın boyun bölgesinde oluşmuştur. İmplantın apeksine doğru stres değerleri azalmıştır.

- Kortikal kemikte oluşan stres değerleri trabeküler kemikte oluşan stres değerlerinin oldukça üzerindedir. Bu sonuç da trabeküler kemikteki streslerin diğer bölgelere dağılarak implantların başarısında önemli bir rol olabileceği ifade edilebilir.
- Uygulanan vertikal kuvvetlerin etkisi ile implantların lateral diş bölgesine yerleştirilmesi All-on-Four implant üstü sabit protezlerde daha az stres değerleri oluşturduğu tespit edilmiştir.
- Ön bölgede sabit uzunlukta kullanılan implantlarda açılı yerleşimlerin stres seviyelerini artırdığı gösterilmiştir. Bu durum, özellikle anatomik kısıtlar nedeniyle implant boyunun değiştirilemediği vakalarda, açılı yerleşimin dikkatle planlanması gerektiğini ortaya koymaktadır. Açısız olarak yerleştirilen implantlar bu bağlamda daha avantajlı sonuçlar sunmuştur.

KAYNAKLAR

- Abraham, C. M. (2014). A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *The open dentistry journal*, 8, 50
- Affairs, A. C. O. S. (2003). Titanium applications in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 134(3), 347-349.
- Aggag, M. A., Shalaby, Y. A., Nassif, M. S., & Azer, A. S. (2018). Influence of occlusal loading location on the strain developed around implants with two different crest module designs (in vitro study). *Alexandria Dental Journal*, 43(3), 16–21. <https://doi.org/10.21608/adjalexu.2018.57785>
- Agliardi, E. L., Pozzi, A., Stappert, C. F. J., Benzi, R., Romeo, D., & Gherlone, E. (2014). Immediate fixed rehabilitation of the edentulous maxilla: a prospective clinical and radiological study after 3 years of loading. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(2), 292–302.
- Agliardi, E., Panigatti, S., Clerico, M., Villa, C., & Malò, P. (2010). Immediate rehabilitation of the edentulous jaws with full fixed prostheses supported by four implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, 21(5), 459–465.
- Al-Amleh, B., Lyons, K., & Swain, M. (2010). Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(8), 641–652.
- Alani, A., Maglad, A., & Nohl, F. (2011). The prosthetic management of gingival aesthetics. *British Dental Journal*, 210(2), 63–69.
- Albakry, M., Guazzato, M., & Swain, M. V. (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(4), 374–380.
- Albrektsson, T., & Sennerby, L. (1991). State of the art in oral implants. *Journal of Clinical Periodontology*, 18(6), 474–481.
- Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2004). Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *International Journal of Prosthodontics*, 17(5).

- Allen, P. F., McMillan, A. S., & Walshaw, D. (2001). A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(2), 141–147.
- Aparicio, C., Perales, P., & Rangert, B. (2001). Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 3(1), 39–49.
- Arlin, M. L. (2006). Short dental implants as a treatment option: results from an observational study in a single private practice. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(5).
- Asawa, N., Bulbule, N., Kakade, D., & Shah, R. (2015). Angulated implants: an alternative to bone augmentation and sinus lift procedure: systematic review. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR*, 9(3), ZE10.
- Ayali, A., Altagar, M., Ozan, O., & Kurtulmus-Yilmaz, S. (2020). Biomechanical comparison of the All-on-Four, M-4, and V-4 techniques in an atrophic maxilla: A 3D finite element analysis. *Computers in Biology and Medicine*, 123, 103880.
- Aydin C, Yaluğ S, Yilmaz C, Demirel E. Metal Destekli ve Desteksiz Porselen Köprülerde Fotoelastik Yöntem ile Kuvvet Dağılıminin İncelenmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 1995;5(2):62-64.
- Baggi, L., Pastore, S., Di Girolamo, M., & Vairo, G. (2013). Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(1), 9–21.
- Bal, B. T., Çağlar, A., Aydın, C., Yılmaz, H., Bankoğlu, M., & Eser, A. (2013). Finite element analysis of stress distribution with splinted and nonsplinted maxillary anterior fixed prostheses supported by zirconia or titanium implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 28(1).
- Begg, T., Geerts, G. A. V. M., & Gryzagoridis, J. (2009). Stress patterns around distal angled implants in the All-on-Four concept configuration. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(4).
- Bellini, C. M., Romeo, D., Galbusera, F., Taschieri, S., Raimondi, M. T., Zampelis, A., & Francetti, L. (2009). Comparison of tilted versus nontilted implant-supported

- prosthetic designs for the restoration of the edentulous mandible: a biomechanical study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(3).
- Bevilacqua, M., Tealdo, T., Menini, M., Pera, F., Mossolov, A., Drago, C., & Pera, P. (2011). The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant-supported fixed dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(1), 5–13.
- Bhering, C. L. B., Mesquita, M. F., Kemmoku, D. T., Noritomi, P. Y., Consani, R. L. X., & Barão, V. A. R. (2016). Comparison between All-on-Four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Materials Science and Engineering: C*, 69, 715–725.
- Bidez, M. W., & Misch, C. (1992). Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *The Journal of Oral Implantology*, 18(3), 264–274.
- Binon, P. P. (2000). Implants and components: entering the new millennium. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(1).
- Blomberg, S., & Lindquist, L. W. (1983). Psychological reactions to edentulousness and treatment with jawbone-anchored bridges. *Acta Psychiatrica Scandinavica*, 68(4), 251–262.
- Borie, E., Orsi, I. A., Yoshito Noritomi, P., & Takanori Kemmoku, D. (2016). Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Biomechanical Behaviors of Implants with Different Connections, Lengths, and Diameters Placed in the Maxillary Anterior Region. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(1).
- Bozini, T., Petridis, H., Garefis, K., & Garefis, P. (2011). A meta-analysis of prosthodontic complication rates of implant-supported fixed dental prostheses in edentulous patients after an observation period of at least 5 years. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 26(2), 304–318.
- Bozyel, D., & Faruk, S. T. (2021). Biomechanical Behavior of All-on-Four and M-4 configurations in an Atrophic Maxilla: a 3D finite element Method. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, 27, e929908-1.

- Branemark, P.-I. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. *Scad J Plast Reconstr Surg*, 16, 1–132.
- Branemark, P.-I. (1983). Osseointegration and its experimental background. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(3), 399–410.
- Branemark, P.-I. (1985). Introduction to osseointegration. *Tissue-Integrated Prostheses*. *Tissue-Integrated Prostheses*.
- Brånemark, P.-I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B. O., Lindström, J., & Ohlsson, Å. (1969). Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses: I. *Experimental Studies*. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 3(2), 81–100. <https://doi.org/10.3109/02844316909036699>
- Brunski, J. B. (1988). Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 3(2).
- Brunski, J. B., Puleo, D. A., & Nanci, A. (2000). Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(1).
- Bural, C., & Geçkili, O. (2015). Hibrit Protezler. *Türkiye Klinikleri Prosthodontics-Special Topics*, 1(1), 45–52.
- Buser, D., Mericske-stern, R., Pierre Bernard, J. P., Behneke, A., Behneke, N., Hirt, H. P., Belser, U. C., & Lang, N. P. (1997). Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clinical Oral Implants Research*, 8(3), 161–172. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1997.080302.x>
- Çalikkocaoğlu, S. (2010). *Dişsiz hastaların protetik tedavisi: klasik tam protezler*. Quintessence.
- Caramês, J. M. M., Francisco, H. C. O., Vieira, F. A., Caramês, G. B., Martins, J. N. do R., & Marques, D. N. da S. (2025). Four vs. Six Implant Full-Arch Restorations—A Direct Comparative Retrospective Analysis in a Large Controlled Treatment Cohort. *Journal of Clinical Medicine*, 14(12), 4237.
- Chun, H., Cheong, S., Han, J., Heo, S., Chung, J., Rhyu, I., Choi, Y., Baik, H., Ku, Y., & Kim, M. (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(6), 565–574.

- Cidade, C. P. V., Pimentel, M. J., Amaral, R. C. do, Nóbilo, M. A. de A., & Barbosa, J. R. de A. (2014). Photoelastic analysis of All-on-Four concept using different implants angulations for maxilla. *Brazilian Oral Research*, 28(01), 1–7.
- Çiftçi, Y., & Canay, Ş. (2001). Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *International Journal of Prosthodontics*, 14(5).
- Cochran, D. L. (2000). The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI® Dental Implant System: A consensus report Note. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 2*, 11, 33–58.
- Dalkız, M. (2009). Pratik Diş Hekimliği İmplantolojisi. *Vestiye Yayın Grubu, İstanbul*.
- das Neves, F. D., Fones, D., Bernardes, S. R., do Prado, C. J., & Neto, A. J. F. (2006). Short implants--an analysis of longitudinal studies. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 21(1).
- Dawood, E. A. A., Abdelfattah, F. E., & Kashef, N. A. K. (n.d.). Stresses transmitted by two different implant angulations in All-on-Four supporting fixed detachable prosthesis.(In-vitro study).
- de Araújo Nobre, M., Santos, D., Ferro, A., Lopes, A., Antunes, C. J., & Vitor, I. (2024). Five-and 18-Year Outcome of Two Cases with Full-Arch Rehabilitations Ad modum All-on-Four in the Presence of Challenging Conditions. *European Journal of Dentistry*, 18(04), 1179–1186.
- de Kok, P., Kleverlaan, C. J., de Jager, N., Kuijs, R., & Feilzer, A. J. (2015). Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(1), 59–66.
- Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299–307.
- Deste, G., & Durkan, R. (2020). Effects of All-on-Four implant designs in mandible on implants and the surrounding bone: A 3-D finite element analysis. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 23(4), 456–463.
- Drago, C., & Howell, K. (2015). Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *Journal of Prosthodontics on Dental Implants*, 152–165.

- Durkan, R., Oyar, P., & Deste, G. (2020). Effects of Cantilever Length and Implant Inclination on the Stress Distribution of Mandibular Prosthetic Restorations Constructed from Monolithic Zirconia Ceramic. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 35(1).
- Duyck, J., Van Oosterwyck, H., Vander Sloten, J., De Cooman, M., Puers, R., & Naert, I. (2000). Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clinical Oral Implants Research*, 11(5), 465–475.
- Eazhil, R., Swaminathan, S. V., Gunaseelan, M., Kannan, G. V., & Alagesan, C. (2016). Impact of implant diameter and length on stress distribution in osseointegrated implants: A 3D FEA study. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*, 6(6), 590–596.
- Ebrahimi, F. (2012). *Finite element analysis: new trends and developments*. BoD–Books on Demand.
- Eraslan, O., Inan, O., & Secilmis, A. (2010). The effect of framework design on stress distribution in implant-supported FPDs: A 3-D FEM study. *European Journal of Dentistry*, 4(04), 374–382.
- Eraslan, O., Sevimay, M., Usumez, A., & Eskitascioglu, G. (2005). Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures—a finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(4), 273–278.
- Eskitascioglu, G., Usumez, A., Sevimay, M., Soykan, E., & Unsal, E. (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(2), 144–150.
- Ferreira, M. B., Barão, V. A., Faverani, L. P., Hipolito, A. C., & Assuncao, W. G. (2014). The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA. *Materials Science and Engineering: C*, 35, 92–99.
- Fortin, T., Isidori, M., & Bouchet, H. (2009). Placement of posterior maxillary implants in partially edentulous patients with severe bone deficiency using CAD/CAM guidance to avoid sinus grafting: a clinical report of procedure. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(1).

- Friberg, B., Gröndahl, K., Lekholm, U., & Brånemark, P. (2000). Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Branemark implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2(4), 184–189.
- Fung, Y.-C., & Fung, Y.-C. (1993). Mechanical properties and active remodeling of blood vessels. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*, 321–391.
- Galindo, D. F., & Butura, C. C. (2012). Immediately loaded mandibular fixed implant prostheses using the All-on-Four protocol: a report of 183 consecutively treated patients with 1 year of function in definitive prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(3).
- Geng, J.-P., Tan, K. B. C., & Liu, G.-R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585–598.
- Ghasemi, E., Fathi, A., Jahangiri, S., & Farahmand, S. (2025). Evaluation of the effect of different angles and positions of implants on stress distribution in bone and prosthetic structures in reconstruction of complete maxillary arch with All-on-Four concept: 3d finite element analysis. *Romanian Journal of Oral Rehabilitation*, 17(1).
- Glantz, P.-O., & Nilner, K. (1997). Biomechanical aspects on overdenture treatment. *Journal of Dentistry*, 25, S21–S24.
- Glauser, R., & Meredith, N. (2001). Diagnostische möglichkeiten zur evaluation der implantatstabilität. *Implantologie*, 9(2), 147–160.
- Gonçalves, G. S. Y., de Magalhães, K. M. F., Rocha, E. P., Dos Santos, P. H., & Assunção, W. G. (2022). Oral health-related quality of life and satisfaction in edentulous patients rehabilitated with implant-supported full dentures All-on-Four concept: A systematic review. *Clinical Oral Investigations*, 1–12.
- Gönüldaş, F., Öztürk, C., Atalay, P., & Öztaş, D. D. İmplant destekli bar tutucuların ideal pozisyonlarının belirlenmesi ve teknik komplikasyonların çözümü: vaka raporu.
- Griffin, T. J., & Cheung, W. S. (2004). The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: a retrospective investigation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(2), 139–144.

- Gültekin, B. A., Gultekin, P., & Yalcin, S. (2012). Application of finite element analysis in implant dentistry. In *Finite element analysis-New trends and Developments*. IntechOpen.
- Gümrükçü, Z., & Korkmaz, Y. T. (2018). Influence of implant number, length, and tilting degree on stress distribution in atrophic maxilla: a finite element study. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 56, 979–989.
- Güngör Erdoğan, H., Keleş, M., & Yılmaz, B. (2024). Comparison of stress distribution around splinted and nonsplinted implants with different crown height space in posterior mandible: A finite element analysis study. *Journal of Prosthodontics*. <https://doi.org/10.1111/jopr.13935>
- Haroun, F., & Ozan, O. (2021). Evaluation of stresses on implant, bone, and restorative materials caused by different opposing arch materials in hybrid prosthetic restorations using the All-on-Four technique. *Materials*, 14(15), 4308.
- Hasan, I., Heinemann, F., Aitlahrach, M., & Bourauel, C. (2010). *Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant*.
- Heydecke, G., Zwahlen, M., Nicol, A., Nisand, D., Payer, M., Renouard, F., Grohmann, P., Mühlemann, S., & Joda, T. (2012). What is the optimal number of implants for fixed reconstructions: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 23, 217–228.
- Ho, C. K. (2012). Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the “All-on-Four” immediate function concept. *Australasian Dent Pract*, 22, 138–148.
- Holmquist, P., Dasmah, A., Sennerby, L., & Hallman, M. (2008). A new technique for reconstruction of the atrophied narrow alveolar crest in the maxilla using morselized impacted bone allograft and later placement of dental implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 10(2), 86–92.
- Hopp, M., de Araújo Nobre, M., & Maló, P. (2017). Comparison of marginal bone loss and implant success between axial and tilted implants in maxillary All-on-4 treatment concept rehabilitations after 5 years of follow-up. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 19(5), 849–859.

- Horita, S., Sugiura, T., Yamamoto, K., Murakami, K., Imai, Y., & Kirita, T. (2017). Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the “All-on-Four” concept. *Journal of Prosthodontic Research*, 61(2), 123–132.
- Hsu, J., Fuh, L., Lin, D., Shen, Y., & Huang, H. (2009). Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: Experimental and three-dimensional finite element analyses. *Journal of Periodontology*, 80(7), 1125–1132.
- Hussein, M. O., & Rabie, M. E. (2015). Three-dimensional nonlinear contact finite element analysis of mandibular All-on-Four design. *Journal of Oral Implantology*, 41(2), e12–e18.
- Ishigaki, S., Nakano, T., Yamada, S., Nakamura, T., & Takashima, F. (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clinical Oral Implants Research*, 14(1), 97–102.
- Jensen, O. T., & Adams, M. W. (2009). The maxillary M-4: A technical and biomechanical note for All-on-Four management of severe maxillary atrophy—Report of 3 cases. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(8), 1739–1744.
- Jensen, O. T., & Adams, M. W. (2012). Secondary Stabilization of Maxillary M-4 Treatment with Unstable Implants for Immediate Function: Biomechanical Considerations and Report of 10 Cases After 1 Year in Function. *Oral & Craniofacial Tissue Engineering*, 2(4).
- Jensen, O. T., Adams, M. W., Butura, C., & Galindo, D. F. (2015). Maxillary V-4: Four implant treatment for maxillary atrophy with dental implants fixed apically at the vomer-nasal crest, lateral pyriform rim, and zygoma for immediate function. Report on 44 patients followed from 1 to 3 years. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(6), 810–817.
- Jensen, O. T., Cottam, J. R., Ringeman, J. L., Graves, S., Beatty, L., & Adams, M. W. (2012). Angled dental implant placement into the vomer/nasal crest of atrophic maxillae for All-on-Four immediate function: a 2-year clinical study of 100 consecutive patients. *Oral & Craniofacial Tissue Engineering*, 2(1).
- Jensen, O. T., Ringeman, J. L., Adams, M. W., & Gregory, N. (2016). Reduced arch length as a factor for 4-implant immediate function in the maxilla: a technical note

- and report of 39 patients followed for 5 years. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 74(12), 2379–2384.
- Jm, P. (2006). Craig's restorative dental materials. *Mechanical Properties*, 51–96.
- Johns, R. B., Jemt, T., Heath, M. R., Hutton, J. E., McKenna, S., McNamara, D. C., van Steenberghe, D., Taylor, R., Watson, R. M., & Herrmann, I. (1992). A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7(4).
- Jones, J. A., Orner, M. B., Spiro III, A., & Kressin, N. R. (2003). Tooth loss and dentures: patients' perspectives. *International Dental Journal*, 53(S5), 327–334.
- Karaalioğlu, A. G. D. O. F., & Duymuş, Z. Y. (2008). Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2008(1), 25–32.
- Karl, M., Dickinson, A., Holst, S., & Holst, A. (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 17(2), 50–57.
- Keaveny, T. M., Wachtel, E. F., Ford, C. M., & Hayes, W. C. (1994). Differences between the tensile and compressive strengths of bovine tibial trabecular bone depend on modulus. *Journal of Biomechanics*, 27(9), 1137–1146.
- Kilic, E., Kilic, K., Er, N., Aral, C., Yagan, A., & Alkan, A. (2011). Kısa dental implantların klinik ve radyolojik takibi: retrospektif çalışma. *Cumhuriyet Dental Journal*, 14(3), 211–218.
- Kj, A. (2003). Phillips' science of dental materials. *St. Louis: WB Saunders*, 596, 41–43.
- Koca, O. L., Eskitascioglu, G., & Usumez, A. (2005). Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(1), 38–44.
- Krekmanov, L., Kahn, M., Rangert, B., & Lindström, H. (2000). Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(3).

- Kul, E., & Korkmaz, İ. H. (2021). Effect of different design of abutment and implant on stress distribution in 2 implants and peripheral bone: A finite element analysis study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(5), 664-e1.
- Kupeyan, H. K., Shaffner, M., & Armstrong, J. (2006). Definitive CAD/CAM-guided prosthesis for immediate loading of bone-grafted maxilla: a case report. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 8(3), 161–167.
- Kutsko, G. T., & Brokloff, J. (2011). The all-on-four immediate function treatment concept with Nobel Active implants: a retrospective study. *J Oral Implantol*, 37, 431–445.
- Kwon, T., Bain, P. A., & Levin, L. (2014). Systematic review of short-(5–10 years) and long-term (10 years or more) survival and success of full-arch fixed dental hybrid prostheses and supporting implants. *Journal of Dentistry*, 42(10), 1228–1241.
- Lee, H., Jo, M., & Noh, G. (2021). Biomechanical effects of dental implant diameter, connection type, and bone density on microgap formation and fatigue failure: A finite element analysis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 200, 105863.
- Lee, H., Jo, M., Sailer, I., & Noh, G. (2022). Effects of implant diameter, implant-abutment connection type, and bone density on the biomechanical stability of implant components and bone: A finite element analysis study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(4), 716–728.
- Lee, J.-H., Frias, V., Lee, K.-W., & Wright, R. F. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 377–381.
- Leempoel, P. J. B., Van't Hof, M. A., & De Haan, A. F. J. (1989). Survival studies of dental restorations: criteria, methods and analyses. *Journal of Oral Rehabilitation*, 16(4), 387–394.
- Lekholm, U. L. F., Gunne, J., Henry, P., Higuchi, K., Lindén, U., Bergström, C., & Van Steenberghe, D. (1999). Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 14(5), 639–645.

- Li, A., Mu, Z., Zeng, B., Shen, T., Hu, R., Wang, H., & Deng, H. (2023). Evaluation of two treatment concepts of four implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: finite element analysis. *BMC Oral Health*, 23(1), 983.
- Li, S., Demirci, E., & Silberschmidt, V. V. (2013). Variability and anisotropy of mechanical behavior of cortical bone in tension and compression. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 21, 109–120.
- Li, X., Cao, Z., Qiu, X., Tang, Z., Gong, L., & Wang, D. (2015). Does matching relation exist between the length and the tilting angle of terminal implants in the all-on-four protocol? Stress distributions by 3D finite element analysis. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 7(3), 240–248. <https://doi.org/10.4047/jap.2015.7.3.240>
- Liao, S.-H., Tong, R.-F., & Dong, J.-X. (2008). Influence of anisotropy on peri-implant stress and strain in complete mandible model from CT. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 32(1), 53–60.
- Linkow, L. I., & Ghalili, R. (1998). Critical design errors in maxillary subperiosteal implants. *Journal of Oral Implantology*, 24(4), 198–205.
- Lopes, A., de Araújo Nobre, M., & Vitor, I. (2024). Three-Year Outcome of Full-Arch Fixed Prosthetic Rehabilitation through the All-on-Four® Concept Using Dynamic 3D Navigated Surgery (X-Guided™): A Retrospective Study. *Journal of Clinical Medicine*, 13(13), 3638.
- López, C. S., Saka, C. H., Rada, G., & Valenzuela, D. D. (2016). Impact of fixed implant supported prostheses in edentulous patients: protocol for a systematic review. *BMJ Open*, 6(2), e009288.
- Lum, L. B., & Osier, J. F. (1992). Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *The Journal of Oral Implantology*, 18(4), 343–348.
- Malo, P., de Araujo Nobre, M., & Lopes, A. (2007). The use of computer-guided flapless implant surgery and four implants placed in immediate function to support a fixed denture: preliminary results after a mean follow-up period of thirteen months. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97(6), S26–S34.
- Maló, P., de Araújo Nobre, M., Lopes, A., Ferro, A., & Gravito, I. (2015). A ll-on-4® Treatment Concept for the Rehabilitation of the Completely Edentulous Mandible:

- A 7-Year Clinical and 5-Year Radiographic Retrospective Case Series with Risk Assessment for Implant Failure and Marginal Bone Level. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17, e531–e541.
- Maló, P., de Araújo Nobre, M., Lopes, A., Ferro, A., & Nunes, M. (2019). The All-on-4 concept for full-arch rehabilitation of the edentulous maxillae: A longitudinal study with 5-13 years of follow-up. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 21(4), 538–549.
- Maló, P., de Araújo Nobre, M., Lopes, A., Francischone, C., & Rigolizzo, M. (2012). “All-on-4” immediate-function concept for completely edentulous maxillae: a clinical report on the medium (3 years) and long-term (5 years) outcomes. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14, e139–e150.
- Malo, P., de Araújo Nobre, M., Lopes, A., Moss, S. M., & Molina, G. J. (2011). A longitudinal study of the survival of All-on-Four implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *The Journal of the American Dental Association*, 142(3), 310–320.
- Maló, P., de Sousa, S. T., De Araújo Nobre, M., Moura Guedes, C., Almeida, R., Roma Torres, A., Legatheaux, J., & Silva, A. (2014). Individual lithium disilicate crowns in a full-arch, implant-supported rehabilitation: a clinical report. *Journal of Prosthodontics*, 23(6), 495–500.
- Malo, P., Lopez, I., & Nobre, M. (2010). The all on four concept. *Dental Implants: The Art and Science. 2nd Ed. St Louis, Mo: Saunders Elsevier*, 435.
- Maló, P., Rangert, B., & Nobre, M. (2003). “All-on-Four” immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5, 2–9.
- Maló, P., Rangert, B. O., & Nobre, M. (2005). All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 7, s88–s94.

- Manor, Y., Simon, R., Haim, D., Garfunkel, A., & Moses, O. (2017). Dental implants in medically complex patients—a retrospective study. *Clinical Oral Investigations*, 21, 701–708.
- Meffert, R. M., Langer, B., & Fritz, M. E. (1992). Dental implants: a review. *Journal of Periodontology*, 63(11), 859–870.
- Meijer, H. J. A., Starmans, F. J. M., Bosman, F., & Steen, W. H. A. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20(2), 147–157.
- Menini, M., Signori, A., Tealdo, T., Bevilacqua, M., Pera, F., Ravera, G., & Pera, P. (2012). Tilted implants in the immediate loading rehabilitation of the maxilla: a systematic review. *Journal of Dental Research*, 91(9), 821–827.
- Mercan, Ç. (2016). *Dental implantlarda kullanılan farklı dayanak sistemlerinin dayanak-implant bağlantısının deneysel olarak incelenmesi: İn vitro çalışma*.
- Misch, C. E. (2005). Dental implant prosthetics. St. Louis. *Mosby Inc*, 211, 223.
- Misch, C. E. (2014). An implant is not a tooth: a comparison of periodontal indices. *Dental Implant Prosthetics-E-Book*, 2, 46–55.
- Misch, C. E. (2015). Dental implant prosthetics 2nd ed. St. Louis: *Elsevier Mosby*, 18.
- Misch, C. E., & Bidez, M. W. (1994). Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium (Newtown, Pa.)*, 15(11), 1330–1332.
- Misch, C. E., & Kutay, Ö. (2009). *Dental implant protezler*. Nobel Tıp Kitabevleri.
- Mohammed Ibrahim, M., Thulasingam, C., Nasser, K., Balaji, V., Rajakumar, M., & Rupkumar, P. (2011). Evaluation of design parameters of dental implant shape, diameter and length on stress distribution: a finite element analysis. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 11, 165–171.
- Monje, A., Chan, H.-L., Suarez, F., Galindo-Moreno, P., & Wang, H.-L. (2012). Marginal bone loss around tilted implants in comparison to straight implants: a meta-analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27(6).
- Morand, M., & Irinakis, T. (2007). The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. *Journal of Oral Implantology*, 33(5), 257–266.

- Naert, I., Duyck, J., & Vandamme, K. (2012). Occlusal overload and bone/implant loss. *Clinical Oral Implants Research*, 23, 95–107.
- Naert, I., Koutsikakis, G., Duyck, J., Quirynen, M., Jacobs, R., & Van Steenberghe, D. (2002). Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism Part 1: A longitudinal clinical evaluation. *Clinical Oral Implants Research*, 13(4), 381–389. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2002.130406.x>
- Neldam, C. A., & Pinholt, E. M. (2012). State of the art of short dental implants: a systematic review of the literature. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(4), 622–632.
- Nickenig, H.-J., Wichmann, M., Andreas, S. K., & Eitner, S. (2008). Oral health-related quality of life in partially edentulous patients: Assessments before and after implant therapy. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 36(8), 477–480.
- Nkenke, E., Eitner, S., Radespiel-Tröger, M., Vairaktaris, E., Neukam, F. W., & Fenner, M. (2007). Patient-centred outcomes comparing transmucosal implant placement with an open approach in the maxilla: a prospective, non-randomized pilot study. *Clinical Oral Implants Research*, 18(2), 197–203.
- Norton, M. R., & Ferber, C. (1999). The nonresilient hybrid removable prosthesis: treatment of choice for the atrophic maxilla. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 19(2).
- Osman, R. B., & Swain, M. V. (2015). A critical review of dental implant materials with an emphasis on titanium versus zirconia. *Materials*, 8(3), 932–958.
- Ozan, O., & Kurtulmus-Yilmaz, S. (2018). Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-Four Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(1).
- Özdemir Doğan, D., Polat, N. T., Polat, S., Şeker, E., & Gül, E. B. (2014). Evaluation of “All-on-Four” concept and alternative designs with 3D finite element analysis method. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(4), 501–510.
- Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S. C., & Felton, D. (1997). 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *Journal of Dentistry*, 25(6), 485–491.

- Patzelt, S. B. M., Bahat, O., Reynolds, M. A., & Strub, J. R. (2014). The all-on-four treatment concept: a systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(6), 836–855.
- Pesqueira, A. A., Goiato, M. C., Filho, H. G., Monteiro, D. R., Santos, D. M. dos, Haddad, M. F., & Pellizzer, E. P. (2014). Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *Journal of Oral Implantology*, 40(2), 217–228.
- Powers, J. M. (2006). *Sa aguchi RL. Craig'S Restorative Dental materials*. Elsevier, Mosby.
- Preciado, A., Del Río, J., Lynch, C. D., & Castillo-Oyagüe, R. (2013). A new, short, specific questionnaire (QoLIP-10) for evaluating the oral health-related quality of life of implant-retained overdenture and hybrid prosthesis wearers. *Journal of Dentistry*, 41(9), 753–763.
- Qiu, P., Cao, R., Li, Z., & Fan, Z. (2024). A comprehensive biomechanical evaluation of length and diameter of dental implants using finite element analyses: A systematic review. *Heliyon*.
- Raaj, G., Manimaran, P., Kumar, C. D., Sadan, D. S., & Abirami, M. (2019). Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on stress and strain in the mandibular segment—a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 11(Suppl 2), S347–S354.
- Redford, M., Drury, T. F., Kingman, A., & Brown, L. J. (1996). Denture use and the technical quality of dental prostheses among persons 18–74 years of age: United States, 1988–1991. *Journal of Dental Research*, 75(2_suppl), 714–725.
- Resnik R. Misch's Contemporary Implant Dentistry. 4th ed. Canada: Elsevier Inc; 2021:147-188.
- Ridell, A., Gröndahl, K., & Sennerby, L. (2009). Placement of Brånemark implants in the maxillary tuber region: anatomical considerations, surgical technique and long-term results. *Clinical Oral Implants Research*, 20(1), 94–98.
- Ring, M. E. (1995). A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 16(10), 1060.

- Romeed, S. A., Fok, S. L., & Wilson, N. H. F. (2006). A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(3), 209–215.
- Rubo, J. H., & Capello Souza, E. A. (2008). Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *Journal of Oral Implantology*, 34(5), 248–255.
- Rungsiyakull, C., Rungsiyakull, P., Li, Q., Li, W., & Swain, M. (2011). Effects of occlusal inclination and loading on mandibular bone remodeling: a finite element study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(3).
- Sadowsky, S. J. (2019). Occlusal overload with dental implants: a review. *International Journal of Implant Dentistry*, 5(1), 29.
- Sato, Y., Wadamoto, M., Tsuga, K., & Teixeira, E. R. (1999). The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(4), 288–291.
- Sakaguchi RL, Ferracane J, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials. 14th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Inc; 2019:51-96.
- Sezer, T., Kilic, K., & Esim, E. (2022). Effect of anterior implant position on biomechanical performance in the maxillary All-on-Four treatment: a 3-D finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 48(3), 177–186.
- Silva, L. S., Verri, F. R., Lemos, C. A. A., Martins, C. M., Pellizzer, E. P., & de Souza Batista, V. E. (2021). Biomechanical effect of an occlusal device for patients with an implant-supported fixed dental prosthesis under parafunctional loading: A 3D finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(2), 223-e1.
- Skalak, R. (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 49(6), 843–848.
- Small, B. W. (2009). Maxillary immediately loaded fixed hybrid prosthesis: a case report. *General Dentistry*, 57(1), 10–13.
- Smeets, R., Stadlinger, B., Schwarz, F., Beck-Broichsitter, B., Jung, O., Precht, C., Kloss, F., Gröbe, A., Heiland, M., & Ebker, T. (2016). Impact of dental implant surface modifications on osseointegration. *BioMed Research International*, 2016(1), 6285620.

- Stegaroiu, R., Kusakari, H., Nishiyama, S., & Miyakawa, O. (1998). Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 13(6), 781–790.
- Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoobar GM. (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit. Rev. Oral Biol. Med.*,15(4): 240-8.
- Strong, J. T., Misch, C. E., Bidez, M. W., & Nalluri, P. (1998). Functional surface area: thread-form parameter optimization for implant body design. *Compend Contin Educ Dent*, 19(3), 4–9.
- Sykaras, N., Iacopina, A.M., Marker, V.A., Triplett, R.G., Woody, R.D. (2000). Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 15(5): 675-90.
- Tallarico, M., Meloni, S. M., Canullo, L., Caneva, M., & Polizzi, G. (2016). Five-year results of a randomized controlled trial comparing patients rehabilitated with immediately loaded maxillary cross-arch fixed dental prosthesis supported by four or six implants placed using guided surgery. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 18(5), 965–972.
- Tallgren, A. (1972). The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 27(2), 120–132.
- Tallgren, A. (2003). The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(5), 427–435.
- Taruna, M., Chittaranjan, B., Sudheer, N., Tella, S., & Abusaad, M. D. (2014). Prosthodontic perspective to All-on-Four® concept for dental implants. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDDR*, 8(10), ZE16.
- Tepper, G., Haas, R., Zechner, W., Krach, W., & Watzek, G. (2002). Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla: A mathematical study of the sinus floor augmentation. *Clinical Oral Implants Research*, 13(6), 657–665.

- Testori, T., Del Fabbro, M., Capelli, M., Zuffetti, F., Francetti, L., & Weinstein, R. L. (2008). Immediate occlusal loading and tilted implants for the rehabilitation of the atrophic edentulous maxilla: 1-year interim results of a multicenter prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, 19(3), 227–232.
- Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. de O., Borges, A. L. S., Rodrigues, V. A., Bottino, M. A., & Kleverlaan, C. J. (2020). Does the prosthesis weight matter? 3D finite element analysis of a fixed implant-supported prosthesis at different weights and implant numbers. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(2), 67.
- Trivedi, S. (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 4(3), 200–203.
- Tunalı, B. (2000). *Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji*. Nobel Tıp Kitabevleri.
- Turkyilmaz, I., Company, A. M., & McGlumphy, E. A. (2010). Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. *Gerodontology*, 27(1), 3–10.
- Van Staden, R. C., Guan, H., & Loo, Y.-C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 9(4), 257–270.
- van Steenberghe, D., Lekholm, U., Bolender, C., Folmer, T., Henry, P., Herrmann, I., Higuchi, K., Laney, W., Lindén, U., & Åstrand, P. (1990). The Applicability of Osseointegrated Oral Implants in the Rehabilitation of Partial Edentulism: A Prospective Multicenter Study on 558 Fixtures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 5(3).
- Vieira, F. R., Bitencourt, S. B., Rosa, C. D. D. R. D., Vieira, A. B., Dos Santos, D. M., & Goiato, M. C. (2023). Influence of different restoring materials on stress distribution in prosthesis on implants: A review of finite element studies. *European Journal of Dentistry*, 17(01), 1–6.
- Weinberg, L. A. (1993). The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 8(1).
- White, S. N., Caputo, A. A., & Anderkvist, T. (1995). Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *Implant Dentistry*, 4(1), 63.

- Wu, A. Y.-J., Hsu, J.-T., Fuh, L.-J., & Huang, H.-L. (2020). Effects of positions and angulations of titanium dental implants in biomechanical performances in the All-on-Four treatment: 3D numerical and strain gauge methods. *Metals*, 10(2), 280.
- Yang, B., Wang, T., Wen, Y., & Liu, X. (2024). Association between sinus septa and lateral wall thickness with risk of perforation during maxillary sinus lift surgery: A systematic review and meta-analysis. *PloS One*, 19(8), e0308166.
- Zarb, G. A. (1985). Prosthodontic procedures. *Tissue-Integrated Prostheses*, 241–282.
- Zarb, G. A., & Albrektsson, T. (1991). Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 11(1), 88–91.
- Zhang, Y., Li, S., Di, P., Zhang, Y., Wu, A., & Lin, Y. (2023). Comparison of 4-or 6-implant supported immediate full-arch fixed prostheses: A retrospective cohort study of 217 patients followed up for 3–13 years. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 25(2), 381–397.
- Zitzmann, N. U., & Marinello, C. P. (2000). Treatment outcomes of fixed or removable implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. Part II: clinical findings. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 83(4), 434–442.
- Zor, Z. F., Kılınç, Y., Erkmen, E., & Kurt, A. (2022). How do implant threads and diameters affect the All-on-Four success? A 3D finite element analysis study. *Technology and Health Care*, 30(5), 1031–1042.

EKLER

EK-1. ETİK KURUL ONAY FORMU



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Sayı : 56

26.06.2025

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

19.06.2025 tarihli yazınız ekinde gönderilen Anabilim dalınız öğretim üyesi **Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU'nun** danışmanlığında Uzmanlık öğrencisi **Arş. Gör. Dt. Farida NAGHDALIYEVA'nın** birlikte hazırlayacağı “**Atrofik Üst Çenede All-On-Four Sabit Tam Protez için Ön İmplant Pozisyonu ve M-4, V-4 Tekniklerinin Biyomekanik Performans Üzerinde Etkisinin Karşılaştırılması**” başlıklı tezin ismi “**Üst Çenede All-On-Four Sabit İmplant Üstü Protez için Ön İmplant Pozisyonu, M-4 ve V-4 Tekniklerinin Biyomekanik Performans Üzerinde Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi**” değiştirilmiş olan Uzmanlık Tezine ait etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.

Prof. Dr. A. Berhan YILMAZ
Etik Kurul Başkanı

Eki: Etik Kurul Kararı

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



T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 26/06/2025
Oturum Sayısı: 06/ 2025

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	<i>Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU</i> <i>Arş. Gör. Dt. Farıda NAGHDALIYEVA</i>
Araştırmanın Açık Adı	<i>“Üst Çenede All-On-Four Sabit İmplant Üstü Protez için Ön İmplant Pozisyonu, M-4 ve V-4 Tekniklerinin Biyomekanik Performans Üzerinde Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi”</i>
Karar No	56.
Alınan Karar	<i>Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU’nun danışmanlığında Uzmanlık öğrencisi Arş. Gör. Dt. Farıda NAGHDALIYEVA’nun birlikte hazırlayacağı “Atrofik Üst Çenede All-On-Four Sabit Tam Protez için Ön İmplant Pozisyonu ve M-4, V-4 Tekniklerinin Biyomekanik Performans Üzerinde Etkisinin Karşılaştırılması” başlıklı tezin ismi “Üst Çenede All-On-Four Sabit İmplant Üstü Protez için Ön İmplant Pozisyonu, M-4 ve V-4 Tekniklerinin Biyomekanik Performans Üzerinde Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi” değiştirilmiş olan Uzmanlık Tezi güncel Helsinki Bildirgesinde geçen kurallara uygun olarak ve Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı “Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik” hükümlerine, bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına <i>mevcudun oybirliği ile karar verildi.</i></i>

Prof. Dr. A. Berhan YILMAZ
Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. Yusuf Ziya BAYINDIR
ÜYE

Prof. Dr. Binali ÇAKIR
ÜYE

Prof. Dr. Sera DERELİOĞLU
ÜYE

Prof. Dr. Songül KILIÇ
ÜYE (İzinli)