



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**MAKSİLLER ALL-ON-FOUR İMPLANT
TASARIMLARI ÜZERİNE TAM ARK SABİT
PROTETİK ÜST YAPILAR İLE HAZIRLANAN FARKLI
MODELLERİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR
STRES ANALİZ YÖNTEMİ İLE BİYOMEKANİK
OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Zekiye Begüm ÖZKIRAN

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Ayhan GÜRBÜZ**

**ANKARA
2020**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MAKSİLLER ALL-ON-FOUR İMPLANT
TASARIMLARI ÜZERİNE TAM ARK SABİT
PROTETİK ÜST YAPILAR İLE HAZIRLANAN FARKLI
MODELLERİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR
STRES ANALİZ YÖNTEMİ İLE BİYOMEKANİK
OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Zekiye Begüm ÖZKIRAN

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Ayhan GÜRBÜZ**

**ANKARA
2020**

Etik Beyan

Ankara Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Doktora tezi olarak hazırlayıp sunduğum “MAKSİLLER ALL-ON-FOUR İMPLANT TASARIMLARI ÜZERİNE TAM ARK SABİT PROTETİK ÜST YAPILAR İLE HAZIRLANAN FARKLI MODELLERİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ İLE BİYOMEKANİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Öğrencisinin Adı Soyadı : Zekiye Begüm ÖZKIRAN

Tarih :

İmza :

KABUL VE ONAY

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında
Dt. Zekiye Begüm ÖZKIRAN tarafından hazırlanan
“Maksiller All-on-four® implant tasarımları üzerine tam ark sabit protetik üst yapılar ile hazırlanan farklı modellerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile biyomekanik olarak değerlendirilmesi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından DOKTORA TEZİ olarak OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:

Jüri Başkanı

Üye

Üye

Üye

Üye

Tez hakkında alınan jüri kararı, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu tarafından onaylanmıştır.

Prof. Dr. Mehmet AKAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vii
Simgeler ve Kısaltmalar	viii
Şekiller	ix
Çizelgeler	xi
1. GİRİŞ	1
1.1 Maksiller Tam Dişsizlik Sebepleri	4
1.1.1. Atrofik Tam Dişsiz Maksilla İçin İmplant Uygulamasında Operasyon Tipleri	5
1.1.2. Atrofik Tam Dişsiz Maksilla Operasyon Tiplerinin Avantajları	5
1.1.3. Atrofik Tam Dişsiz Maksilla Operasyon Tiplerinin Dezavantajları	6
1.2. Dental İmplant Tanımı	6
1.2.1. Dental İmplantların Endikasyonları	7
1.2.2. Dental İmplantların Kontrendikasyonları	8
1.2.3. Dental İmplantların Kısmi Kontrendikasyonları	8
1.2.4. Osseointegrasyon Kavramı	9
1.2.5. İmplant Üstü Restorasyonlarda Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler	9
1.2.6. İmplant Üstü Restorasyonlarda Başarı Oranlarını Etkileyen Faktörler	10
1.2.7. Dental İmplantlar İçin Biyouyumluluk	10
1.2.8. Maksiller Posterior Açılı İmplantların (Tilting Implants) Avantajları	11
1.2.9. Maksiller Posterior Açılı İmplantların (Tilting Implants) Dezavantajları	11
1.3. Yetersiz Alveolar Kemik Seviyesinin Varlığı	12
1.3.1. Maksiller ve Mandibular Kemik Tipleri ve Özellikleri	12
1.4. Tam Dişsiz Hastalarda Protetik Diş Tedavisi Seçenekleri	14
1.4.1. Konvansiyonel Tam Protezler	14
1.4.2. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması	15
1.4.3. İmplant Destekli Overdenture Protezler	15
1.4.4. İmplant Destekli Sabit Protezler	16
1.4.5. İmplant Destekli Sabit Hibrit Protezler	16
1.4.5.1. İmplant Destekli Sabit Tam Protezlerin Avantajları	17
1.4.5.2. İmplant Destekli Sabit Tam Protezlerde Komplikasyonlar	17
1.5. İmplant Destekli Protezlerde Oklüzyon	17
1.5.1. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Oklüzyonu Sağlarken Dikkat Edilmesi Gereken Özellikler	18
1.6. Oklüzyon Modelleri	18
1.6.1. Grup Fonksiyonu Oklüzyon Modeli	19
1.6.2. Çift Taraflı Balanslı Oklüzyon-Bilateral Balanslı Oklüzyon Modeli	19
1.6.3. Kanin Koruyuculu Oklüzyon Modeli-Karşılıklı Korumalı Oklüzyon Modeli	19
1.6.3.1. Kanin Koruyuculu Oklüzyonun Avantajları	20
1.6.4. Lingualize Oklüzyon Modeli	20
1.6.5. Monoplan Oklüzyon Modeli	21
1.7. Maksiller All-on-four® İmplant Tasarımı	21
1.7.1. All-on-four® İmplant Tedavisi Endikasyonları	23

1.7.2. All-on-four® İmplant Tedavisi Kontrendikasyonları	23
1.7.3. All-on-four® İmplant Tedavisi Avantajları	23
1.7.4. All-on-four® İmplant Tedavisi Dezavantajları	24
1.7.5. All-on-four® İmplant Tedavisi İçin Kısmi Risk Faktörleri	25
1.7.6. All-on-four® İmplant Tedavisinde Protez Uygulamaları	25
1.7.6.1. All-on-four® İmplant Protezlerde Kullanılan Altyapı Materyalleri	26
1.7.6.1.1. Soy Metal Alaşımları	26
1.7.6.1.2. Soy Olmayan Metal Alaşımları	26
1.7.6.2. All-on-four® implant protezlerde kullanılan protetik üst yapı materyalleri	28
1.7.6.2.1. Metal Destekli Seramik Sabit Protezler	28
1.7.6.2.2. Metal Destekli Hibrit Sabit Protezler	29
1.7.6.2.3. Zirkonya Destekli Seramik Sabit Protezler	29
1.7.6.2.4. Monolitik Zirkonya Sabit Dental Protezler	30
1.7.6.2.5. Lityum Disilikat Cam Seramik Sistemi	30
1.8. Mekanik ile İlgili Kavramlar	31
1.8.1. Gerilim Analiz Yöntemleri	36
1.8.1.1. Fotoelastik Gerilim Analiz yöntemi	36
1.8.1.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Analiz Yöntemi	37
1.8.1.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Gerilim Analiz Yöntemi	37
1.8.1.4. Lazer Işını ile Gerilim Analizi (Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analizi)	37
1.8.1.5. Radyometri ile Gerilim Analiz Yöntemi	38
1.8.1.6. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analizi Yöntemi	38
1.8.1.6.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Tipleri	39
1.8.1.6.2. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizinin İmplantolojide Avantajları	39
1.8.1.6.3. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizinin İmplantolojide Dezavantajları	40
1.8.1.6.4. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Aşamaları	40
1.8.1.6.5. Modelleme ve Elemanlara Bölünme (pre-processing)	41
1.8.1.6.6. Analiz Verilerinin Yüklenmesi ve Analizlerin Yapılması	41
1.8.1.6.7. Analiz Sonuçlarının Değerlendirilmesi	42
2. GEREÇ VE YÖNTEM	43
2.1. Maksiller Modellerinin Tasarımı	44
2.1.1. Maksiller All-on-four® İmplant Destekli Tedavi Modellerinin Özellikleri	46
2.1.2. Maksiller All-on-four® İmplant Destekli Analiz Modellerinin Elde Edilmesi	48
2.2. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Sınır Koşulları	51
2.3. Yükleme Koşulları	52
2.4. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Sonuçlarının Değerlendirilmesi	54
3. BULGULAR	55
3.1. İmplant Von Mises Gerilim Bulguları	55
3.1.1. Sağ Kantilever Yükleme İmplant Bulguları	56
3.1.2. Frontal-Vertikal ve Frontal-Oblik Yükleme İmplant Bulguları	56
3.1.3. Bilateral Yükleme İmplant Bulguları	57
3.2. Kortikal Kemik Bulguları	62
3.2.1. Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Asal Stresler	63
3.2.1.1. Sağ Kantilever Yükleme Kortikal Kemik Bulguları	63

3.2.1.2. Frontal-Vertikal ve Frontal-Oblik Yükleme Kortikal Kemik Bulguları	63
3.2.1.3. Bilateral Yükleme Kortikal Kemik Bulguları	64
3.2.2. Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları	69
3.2.2.1. Sağ Kantilever Yükleme Bulguları	69
3.2.2.2. Frontal-Vertikal Yükleme Bulguları	70
3.2.2.3. Frontal-Oblik Yükleme Bulguları	70
3.2.2.4. Bilateral Yükleme Bulguları	71
3.3. Trabeküler Kemik Bulguları	76
3.3.1. Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları	77
3.3.1.1. Sağ Kantilever Yükleme Bulguları	77
3.3.1.2. Frontal-Vertikal ve Frontal-Oblik Yükleme Bulguları	77
3.3.1.3. Bilateral Yükleme Bulguları	78
3.3.2. Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları	82
3.3.2.1. Sağ Kantilever Yükleme Bulguları	82
3.3.2.2. Frontal-Vertikal ve Frontal-Oblik Yükleme Bulguları	83
3.3.2.3. Bilateral Yükleme Bulguları	83
3.4. Protetik Üstyapılarda von Mises Gerilim Bulguları	88
3.4.1. Sağ Kantilever Yükleme Protetik Üstyapı Bulguları	89
3.4.2. Frontal-Vertikal ve Frontal-Oblik Yükleme Protetik Üstyapı Bulguları	89
3.4.3. Bilateral Yükleme Protetik Üstyapı Bulguları	90
4. TARTIŞMA	96
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	117
ÖZET	120
SUMMARY	122
KAYNAKLAR	124
ÖZGEÇMİŞ	136

ÖNSÖZ

Çalışmamızda maksiller all-on-four tasarımı altı farklı modelde, üç farklı protetik üstyapı materyali, iki farklı posterior implant açılanması ve dört farklı yükleme koşulu altında, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmiştir. Bu çalışma Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından “Maksiller all-on-four implant tasarımları üzerine tam ark sabit protetik üst yapılar ile hazırlanan farklı modellerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile biyomekanik olarak değerlendirilmesi” adlı proje ile desteklenmiştir.

Doktora eğitimim ve tez çalışmam süresince akademik bilgi ve tecrübelerini paylaşan, her daim sabrını ve desteğini esirgemeyen, yol gösteren değerli danışman hocam Prof. Dr. Ayhan GÜRBÜZ’e sonsuz teşekkür ve saygılarımı sunarım.

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda görev yapan tüm öğretim üyesi hocalarıma ve tüm asistan arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunarım.

Birlikte çalışmaktan keyif aldığım, hem tez çalışmamda hem de klinik tecrübeleriyle desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, değerli dostlarım ve meslektaşlarım Uzm. Dt. Pelin ATALAY’a, Uzm. Dt. Sıla YELEKÇİ’ye, Dt. Gizem KILIÇ’a, Uzm. Dt. Ece BİLDİR’e, Dr. Dt. Ayben BAYRAK’a, Dr. Dt. Bora AKAT’a, ve Doç. Dr. Sema MURAT’a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Beni bugünlere getiren, tüm hayatım boyunca yanımda olup sonsuz fedakarlıklarda bulunan baş destekçilerim annem Canan ÖZKIRAN, babam Ümit ÖZKIRAN, ve canımdan çok sevdiğim kardeşlerim Nezihe ÖZKIRAN ve Vedat ÖZKIRAN’a çok teşekkür ederim. Hem tez çalışmamda hem de tüm hayatımda benden sabrını hiçbir zaman esirgemeyen, her daim destekleyip yanımda olan, çok değerli eşim ve meslektaşım Dt. Recep Fatih GÜÇLÜ’ye çok teşekkür ederim.

SİMGELER VE KISALTMALAR

®	Kayıtlı marka (Registered)
kg	Kilogram
N	Newton
%	Yüzde
µm	Mikrometre
mm	Milimetre
°	Derece
Cr-Co	Krom-Kobalt (Crome-Cobalt)
Cr-Ni	Krom-Nikel (Crome-Nickel)
Ti	Titanyum
MPa	Megapaskal
GPa	Gigapaskal
F	Kuvvet (Force)
A	Alan
v	Poisson oranı
E	Elastisite modülü
Q	Asal gerilme
Nm	Nanometre
CT	Bilgisayarlı tomografi
CAD/CAM	Computer Aided design/computer assisted manufacture (Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim)
3B-SESA	Üç boyutlu sonlu elamanlar stres analizi (3D-FEA 3Dimensional-Finite Element Analysis)

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi ile ilgili sınıflamaları (Lekholm ve Zarb.,1985).	13
Şekil 1.2. Misch'in kemik yoğunluğu ile ilgili sınıflaması (Misch.,2011)	13
Şekil 1.3. Mezial implantların dik, distal implantların açılı olarak konumlandırıldığı maksiller All-on-four® implant tasarımları (Taruna ve ark., 2014).	22
Şekil 1.4. Kübik cisim üzerinde kuvvet altında oluşan boyutsal değişimlerin şematik gösterimi (Lin ve ark., 2008).	34
Şekil 2.1. İmplantlar ile Cr-Co metal alaşım destekli ve monolitik zirkonya destekli seramik protetik üst yapıların kemik model görüntüleri	47
Şekil 2.2. Anterior implantlar dik ve birbirine paralel, posterior implantların 17° açılı olarak yerleştirilmesi	49
Şekil 2.3. Anterior implantlar birbirlerine dik ve paralel, posterior implantların 30° açılı olarak yerleştirilmesi	49
Şekil 2.4. Üç boyutlu nodlu eleman tipleri (Brick eleman) (Soares ve ark., 2012).	50
Şekil 2.5. Maksiller modellerin posterior ve maksiller kemik tabanı yüzeylerinden sınırlandırılması	51
Şekil 2.6. Bilateral maksiller yüklemenin görünümü	53
Şekil 2.7. Sağ kantilever yüklemesinin model görünümü	53
Şekil 2.8. Frontal-vertikal yüklemesinin model görünümü	53
Şekil 2.9. Frontal-oblik yüklemenin model görünümü	54
Şekil 3.1. Sağ kantilever yükleme implant von Mises gerilim bölgeleri	58
Şekil 3.2. Frontal-vertikal yükleme implant von Mises gerilim bölgeleri	59
Şekil 3.3. Frontal-oblik yükleme implant von Mises gerilim bölgeleri	60
Şekil 3.4. Bilateral yükleme implant von Mises gerilim bölgeleri	61
Şekil 3.5. Kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stres renk skalası	63
Şekil 3.6. Sağ kantilever yükleme kortikal kemik maksimum asal stres bölgeleri	65
Şekil 3.7. Frontal-vertikal yükleme kortikal kemik maksimum asal stres bölgeleri	66
Şekil 3.8. Frontal-oblik yükleme kortikal kemik maksimum asal stres bölgeleri	67

Şekil 3.9. Bilateral yükleme kortikal kemik maksimum asal stres bölgeleri	68
Şekil 3.10. Sağ kantilever yükleme kortikal kemik minimum asal stres bölgeleri	72
Şekil 3.11. Anterior frontal-vertikal yükleme kortikal kemik minimum asal stres bölgeleri	73
Şekil 3.12. Anterior frontal-oblik yükleme kortikal kemik minimum asal stres bölgeleri	74
Şekil 3.13. Posterior bilateral yükleme kortikal kemik minimum asal stres bölgeleri	75
Şekil 3.14. Trabeküler kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stres renk skalası	77
Şekil 3.15. Sağ kantilever yükleme trabeküler kemik maksimum asal stres bölgeleri	78
Şekil 3.16. Anterior frontal-vertikal yükleme trabeküler kemik maksimum asal stres bölgeleri	79
Şekil 3.17. Anterior frontal-oblik yükleme trabeküler kemik maksimum asal stres bölgeleri	80
Şekil 3.18. Posterior bilateral yükleme trabeküler kemik maksimum asal stres bölgeleri	81
Şekil 3.19. Sağ kantilever yükleme trabeküler kemik minimum asal stres bölgeleri	84
Şekil 3.20. Frontal-vertikal yükleme trabeküler kemik minimum asal stres bölgeleri	85
Şekil 3.21. Frontal-oblik yükleme trabeküler kemik minimum asal stres bölgeleri	86
Şekil 3.22. Bilateral yükleme trabeküler kemik minimum asal stres bölgeleri	87
Şekil 3.23. Sağ kantilever yükleme protetik üstyapı von Mises gerilim bölgeleri	91
Şekil 3.24. Frontal-vertikal yükleme protetik üstyapı von Mises gerilim bölgeleri	92
Şekil 3.25. Frontal-oblik yükleme protetik üstyapı von Mises gerilim bölgeleri	93
Şekil 3.26. Bilateral yükleme protetik üstyapı von Mises gerilim bölgeleri	94

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. 3B-SESA analizlerinde kullanılan materyallere ait elastisite modülüs değerleri ve poisson oranları	48
Çizelge 2.2. Çalışmada tasarımı yapılan maksiller tam dişsiz modeller için eleman ve düğüm sayıları	52
Çizelge 3.1. Anterior ve posterior implantlarda von Mises gerilim verileri (MPa)	62
Çizelge 3.2. Kortikal kemik maksimum asal stres verileri (MPa)	69
Çizelge 3.3. Kortikal kemik minimum asal stres verileri (MPa)	76
Çizelge 3.4. Trabeküler kemik maksimum asal stres verileri (MPa)	82
Çizelge 3.5. Trabeküler kemik minimum asal stres verileri (MPa)	88
Çizelge 3.6. Protetik üstyapılarda von Mises gerilim verileri (MPa)	95

1. GİRİŞ

Modern protetik diş hekimliği uygulamaları; hastaların ve hekimlerin geniş yelpazede taleplerine cevap verebilecek kapasitelere ulaşma yolunda önemli gelişmelere sahne olmuştur. Temel ihtiyaçların ötesinde tedavi ve materyal desteği sunan günümüz teknolojileri ile estetik, fonksiyon, fonasyon ve dokuların bütünlüğünün korunması amacıyla, kaybedilen kemik, mukoza ve dişlerin yerine iade edilmesi sağlanmaya çalışılmıştır (Hansson ve Halldin., 2012). Özellikle ileri yaşlı hastalarda tam dişsizlik durumlarında bu özelliklerin hepsi birlikte olmak zorundadır (Lopez ve ark., 2016).

Maksiller tam dişsizliği bulunan hastalarda özellikle estetik olarak dudak desteğinin kaybedilmesi, alt yüz yüksekliğinde azalma olması, dudak ve yanak bölgesinde çizgilerin belirginleşmesi ile karşılaşmaktadır. Fonksiyon tam olmadığı için hastalarda beslenme bozuklukları ve gastro-intestinal rahatsızlıklar meydana gelmektedir. Fonetik olarak bazı seslerin yanlış teleffuzları olmaktadır. Maksiller kemik rezorbsiyonları alveolar kreterlerde bukko-palatinal yönde olmaktadır (Lopez ve ark., 2016 ve Misch., 2011).

Maksiller tam dişsizlik vakalarında konvansiyonel tam protezler, metal destekli tam protezler, implant destekli overdenturelar, implant destekli hibrit protezler veya implant destekli tam ark sabit protetik restorasyonlar yapılmaktadır. Konvansiyonel tam protezlerin hareketli olması hastaların fonksiyon ve fonasyon sırasında ağızlarında protezin hareket etmesi, çıkması veya düşmesi gibi rahatsızlıklara neden olmaktadır. Hijyen sorunları ile birlikte tam protez materyallerine bağlı mekanik, biyolojik ve estetik sorunlar oluşmaktadır. Minimum 2-3 implant ile yapılan implant destekli overdenture protezlerde konvansiyonel tam protezlere benzer rahatsızlıklar olurken protezin tutuculuk ve stabilitesi kısmen artar. İmplant destekli sabit hibrit protezler ve implant destekli tam ark sabit protetik

restorasyonlar özellikle son yıllarda hastaların ve hekimlerin endikasyon dahilinde büyük oranda tercihlerini oluşturmuştur (Gracht ve ark., 2017 ve Prithviraj ve ark., 2014).

Bu amaç ile 2003 yılında All-on-four® implant konsepti (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) ilk olarak mandibular tam dişsizlik vakalarında daha sonra maksiller tam dişsizlik vakalarında kullanılmaya başlanmıştır (Malo ve ark., 2003). Maksiller kemiğin orta ve ileri derecede rezorbe olduğu vakalarda maksiller anterior lateral ve/veya kaninler bölgesine iki adet vertikal implant ve premaksiller bölgede kalarak maksiller sinüs anterior duvarı bölgesinde 2. premolar dişler bölgesine 17°-45° açılı olacak şekilde iki implant yerleştirilerek kantilever uzunluğu (yaklaşık 9.3mm) azaltılarak tam ark sabit protetik restorasyon tekniği bulunmuştur (Malo ve ark., 2007). Maksiller All-on-four® implant tekniğinde maksiller sinüs ogmentasyonu, sinüs lifting operasyonları gerekli olmamaktadır (Malo ve ark., 2003 ve Malo ve ark., 2005). İmplant uygulaması sonrasında hemen geçici protezler yapılarak immediat yükleme ile hastalar çiğneme fonksiyonunu yerine getirebilmektedir. Az sayıda implant kullanılması, minimal invaziv ve basit cerrahi işlem içermesi, tedavi süresinin kısılması, post operasyonel rahatsızlıkların düşük olması hem hastalar hem de hekimlere önemli avantajlar sunmaktadır (Kupeyan ve ark., 2006 ve Malo ve ark., 2007).

Ayrıca eğimli implant ile implant uzunluğu artarak proteze optimum destek sağlanabildiği ve iyi kortikal ankraj oluşturabildiği belirtilmektedir (Aparicio ve ark.,2001 ve Krekmanov ve ark., 2000). Maksiller All-on-four® implant tasarımlarında posterior implantlar premaksiller bölgeye maksiller sinüsün anterior duvarı önüne açılı olarak yerleştirilir. Açılı implant uzunluğu ≥ 13 mm olmalı ve primer stabilite sağlanmalıdır (Cidade ve ark., 2014 ve Menini ve ark., 2012).

Maksiller All-on-four® implant tekniğinde; tam ark sabit protetik restorasyonlar olarak; konvansiyonel metal destekli seramikler, metal destekli akrilik hibrit protezler, metal destekli seramik hibrit protezler, zirkonya destekli seramikler,

monolitik zirkonya tam ark sabit restorasyonlar veya zirkonya destekli lityum disilikat tam ark sabit protetik restorasyonlar yapılabilir (Durkan ve ark., 2019).

Protetik restorasyonlar için altın standart olarak kabul edilen ve uzun yıllar başarılı sonuçlar elde edilen metal destekli seramikler ile ilgili zamanla gelişen dezavantajlar; metal alaşımlara bağlı alerjik ve toksik reaksiyonlar, servikal bölgede metalik renk yansıması, porselen kırılmaları ve metal-seramik bağlantı yetersizliği şeklindedir. Metal destekli akrilik hibrit protezlerde akrilik rezin dişler ve mukoza desteklerinde renk değişiklikleri, kırılmalar ve alerjik reaksiyonlar olmaktadır. Tam seramik sistemleri, bu olumsuz özelliklerden koruma, daha teknolojik materyal araştırma ve geliştirme sonucu piyasaya sunulmuştur. Özellikle son yıllarda geliştirilen monolitik lityum disilikat ve monolitik zirkonya seramiklerin kullanımları artmıştır. Tam seramikler ile bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknikleri birlikte kullanılmıştır. Literatür taramalarımızda monolitik zirkonya ve zirkonya destekli lityum disilikat maksiller sabit tam ark protez ile maksiller All-on-four® implant konseptinin birlikte kullanıldığı in vitro stres analiz çalışmalarına rastlanmamıştır.

All-on-four® implant konseptinde maksiller tam dişsizliklerdeki protetik rehabilitasyonda konik hüzmeli bilgisayarlı tomografi kullanılması sonucu, CAD/CAM teknolojisi ile seramik restorasyonların üretimine bağlı olarak maksiller sabit tam ark protezler yapılabilir. Tez çalışmamızın amacı; maksiller All-on-four® implant konseptinde oluşturulan farklı modellemelerde maksiller posterior implant açıları 17° ve 30° olan ve kantilever uzunluğu 10 mm olarak belirlenen 3 farklı protetik restorasyonun 4 farklı yükleme (sağ kantilever, bilateral, frontal vertikal ve frontal oblik) koşulunda simüle edilerek, 3-boyutlu sonlu elemanlar stres analizi (3B-SESA) ile kortikal kemik, trabeküler kemik, implantlar ve protetik restorasyonlarda oluşan maksimum ve minimum asal stresler (çekme ve basma gerilimleri) ve von Mises stres düzeylerinin tesbitiyle karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir.

1.1. Maksiller Tam Dişsizlik Sebepleri

Maksiller tam dişsizlik özellikle ileri yaşlı hastalarda diş çürümeleri, periodontal hastalıklar ve yetersiz oral hijyen gibi lokal faktörler veya diyabet, hipertansiyon, oral hijyen sağlanamayan parkinson gibi sistemik hastalıklara bağlı olarak gelişebilen bir sağlık sorunudur. Geri dönüşümü olmayan maksiller tam dişsizlik, ağız sağlığı için hastalık yükünün final belirleyicisi olarak kabul edilen bir durumdur. Tam dişsizlik son yıllarda dünya çapında azalmakla birlikte ileri yaşlarda önemli bir sağlık sorunu olmaya devam etmektedir (Durkan ve ark., 2019 ve Kulak-Özkan., 2012)

Diş çekimi ile alveolar kemikte periodontal stimülasyon kaybına bağlı olarak kemik genişliği, yüksekliği ve hacminde azalma, kemik yoğunluğunda düşme ve trabeküllerde küçülmeler gözlenmektedir. Genellikle diş çekimini takiben bir yıl içinde kemik çapında %25 azalma ve kemik yüksekliğinde yaklaşık 2-4 mm rezorbsiyon meydana gelebilmektedir. Alveolar kemiğin rezorbsiyonuna bağlı olarak rezorbe ve atrofik dişsiz alveolar kretler oluşur. Kemik rezorbsiyonunun hızı ve miktarı yaş, cinsiyet, sistemik hastalıklar, metabolik ve/veya katabolik faaliyetler, parafonksiyonel kuvvetler, uyumsuz ve uzun süre kullanılan protetik restorasyonlar gibi pek çok lokal ve/veya sistemik faktörlere bağlıdır (Misch, 2009).

Yaşlılık ile birlikte yüz ve cilt dokusunda olan değişiklikler dişsizlikle birlikte artış hızı göstermektedir. Kemik rezorbsiyonuna bağlı olarak alt yüz yüksekliğinin azalması ile vertikal boyut düşüklüğü, çene ucunun burun ile yaklaşması, labio-mental açının kaybı, horizonto-labial açının azalması, prognatik inferior çene görünümü ve labial bölgede vertikal cilt çizgilerinin derinleşmesi hastalarda daha yaşlı ve sert bir yüz görüntüsüne neden olmaktadır (Misch, 2009). Yaşlanmanın ve dişsizliğin etkisiyle dudak vermilyon hattındaki incelme sonucu dudak desteğinin zayıflaması ile kas tonusu kaybı görülür. Normal yaşlanma sürecinde görülen nasolabial oluğun derinleşmesi ve üst dudak vermilyon çizgilerinin uzaması, azalan dudak desteğiyle beraber burnun daha büyük görünmesine neden olur. Ayrıca yaşlı hastalarda mental

ve buksinatör kaslarının mandibula ve simfiz bağlantıları kemik atrofisinden etkilenir ve hastalarda sarkık yüz profili oluşur (Misch, 2009).

Tüm bu olumsuzluklar ve hareketli protez kullanmanın yarattığı sorunlar dental implant uygulamalarının önemini arttırmıştır. Literatürde dişsiz bireylerde konvansiyonel protezler ile karşılaştırıldığında osteointegrasyonu sağlanmış dental implantlar ile desteklenmiş protezlerin yaşam kalitesinde ve hasta memnuniyetinde önemli bir düzelme gösterdiği kaydedilmiştir (Türkyılmaz, 2010).

1.1.1. Atrofik Tam Dişsiz Maksilla İçin İmplant Uygulamasında Operasyon Tipleri

1. Osteotomi (Le Fort I) operasyonları gerekli olabilir.
2. Otojen iliak kret greftleri, blok greft, veya ksenogreftler ile maksiller alveoler kret operasyonları yapılabilir.
3. Maksiller sinüs ogmentasyonları,
4. Maksiller sinüs by pass operasyonları,
5. Lateral kemik ekspansiyonları,
6. Tüber veya ptergo-maksiller implant uygulamaları,
7. Zigomatik implant uygulamaları yapılabilir (Becker ve ark., 2011; Cidade ve ark., 2014; Durkan ve ark., 2019; Tealdo ve ark., 2008; Thing ve ark., 2017 ve Zampelas ve ark., 2007).

1.1.2. Atrofik Tam Dişsiz Maksilla Operasyon Tiplerinin Avantajları

1. Maksiller sinüs ogmentasyonu ile daha fazla sayıda implant yerleştirilebilir.
2. Maksiller anterior ve/veya posterior kemik yüksekliği artışı ile konvansiyonel tam protezlerin tutuculuk ve stabilitesinde artış olur (Durkan ve ark., 2019)

1.1.3. Atrofik Tam Dişsiz Maksilla Operasyon Tiplerinin Dezavantajları

1. Sinüs tabanı elevasyon operasyonlarında sinüs komplikasyonları oluşabilir.
2. Otojen kemik greftlerinde postoperatif rahatsızlıklar ve greft başarısızlıkları gözlenebilir.
3. Yeni kemik oluşumunda başarısızlıklar ile hasta memnuniyetsizliği oluşabilir.
4. Zigomatik implant uygulamalarında nörovasküler yapıların bol bulunması ile operasyonel komplikasyonlar gelişebilir.
5. Detaylı anatomik bilgi ve cerrahi tecrübenin olmaması komplikasyonları arttırabilir.
6. Nasal taban, anterior implantların aksiyel yerleşimini engelleyebilir.
7. Anterior maksilla için primer stabilite sağlanmasında zorluklar oluşabilir (Cidade ve ark., 2014; Durkan ve ark., 2019; Tealdo ve ark., 2008 ve Zampeles ve ark., 2007).

1.2. Dental İmplant Tanımı

Dental implantlar çürük, endodontik veya periodontal patolojiler sebebi ile kaybedilen dişlerin sebep olduğu fonksiyon, fonasyon ve estetik kayıplarının telafisi amacı ile cerrahi operasyon tekniğiyle çene kemiklerine yerleştirilerek diş kökü işlevini gören, genellikle kök veya vida formunda, çoğunlukla titanyum ve alaşımlarından üretilen sistemlerdir (Babbush ve ark., 2011 ve Mish., 2005). Tıp alanında implant terimi genel anlamıyla “tedavi amacıyla suni bir materyalin vücut içerisine yerleştirilmesi” olarak tanımlanmaktadır. Günümüz diş hekimliği uygulamalarında geniş bir kullanım alanına sahip olan dental implantlar, protetik restorasyona dayanak olması amacıyla çene kemiğinin içine, üzerine veya mukoza altına yerleştirilerek diş kökünün görevini yerine getirmesi beklenen materyallerdir. (Misch, 2009 ve Ulusoy ve Aydın, 2010).

Kaybedilen diş veya dişlerin yerine dental implantların uygulanması gerektiğini düşündüren en önemli neden alveoler kemiğin korunmasıdır. Kemiğe yerleştirilen dental implantlar sadece protetik araç olarak görev almaz aynı zamanda önleyici ve koruyucu olarak işlev görürler. İmplantları çevreleyen kemikte meydana gelen stres ve gerilimler diş ekstraksiyonundan sonra oluşan kemik trabekülasyonundaki azalmayı tersine döndürür. Dental implant yerleştirildiğinde ve fonksiyona girdiğinde kemik trabekülasyonunda ve yoğunluğunda bir artış meydana gelirken aynı zamanda, kemiğin hacmi dental implantlar ile korunmuş olur (Misch, 2005). Endosteal bir implant sağlıklı kaldığı sürece kemik genişliği ve uzunluğu korunabilir. Tıpkı doğal dişlerde olduğu gibi implantları çevreleyen kemikte meydana gelen rezorbsiyon, milimetrenin onda birlik biriminde ölçülebilir ve hareketli protez kullanımında oluşan rezorbsiyonla karşılaştırıldığında yirmi kat daha düşük olduğu bildirilmektedir (Manor ve ark., 2017 ve Zarb ve ark., 1987).

İmplant destekli protezlerin başarı oranı her hasta için değişebilen birden çok faktöre bağlıdır. Ancak konvansiyonel protetik yöntemlerle karşılaştırıldığında, implant destekli protezlerin kullanımı kemiğin korunmasını sağlamakta, fonksiyonu düzeltmekte, psikolojik sorunları ortadan kaldırmakta ve protezin ömrünü uzatabilmektedir (Manor ve ark., 2017 ve Zarb ve ark., 1987).

1.2.1. Dental İmplantların Endikasyonları

1. Maksiller ve mandibular tek diş eksiklikleri,
2. Maksiller ve mandibular tam dişsizlik vakaları,
3. Hareketli bölümlü protezlerin tutuculuk, stabilite bozuklukları, fonksiyonel ve psikolojik yetersizlikler,
4. Sabit bölümlü protez için yeterli sayıda doğal diş desteğinin olmadığı vakalar,
5. Bulantı refleksi bulunan, kas koordinasyonu düşük olan, parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalar,

6. Diş agenezleri bulunan hastalar dental implant yaptırabilirler (Manor ve ark., 2017 ve Zarb ve ark., 1987).

1.2.2. Dental İmplantların Kontrendikasyonları

1. Kalp transplantasyonu olan hastalar, miyokard infarktüsü geçirenler, valf ve stend operasyonlarında kontrol edilmeli ve belirli süreler beklenmeli
2. Ağır serebral palsy, serebrovasküler travma geçiren hastalar,
3. Aktif karsinom ve intravenöz bifosfonat tedavisi, yüksek doz immünosupresif ilaç alan hastalar,
4. Gebelik durumu olan hastalar,
5. Kan hastalıklarına bağlı yüksek kanama oranı olan hastalar,
6. Kraniyel gelişim yetersizliği olan vakalar kontrendikasyon oluşturabilir (Hwang ve Wang, 2007; Manor ve ark., 2017 ve Zitzman ve ark., 2009).

1.2.3. Dental İmplantların Kısmi Kontrendikasyonları

1. Epilepsi, yaşlılık, diabet, osteoporöz hastaları, düşük doz radyasyon terapisi alan hastalar değerlendirilir.
2. Ciddi periodontit vakaları,
3. Sigara kullanım seviyesi,
4. Oral sağlığın bozuk olması,
5. Kontrol altında olan HIV,
6. İmmünosupresif ve steroid ilaç kullanımı,
7. Kardiyovasküler hastalıklar, endokardit riski, miyokard infarktüs riski olan hastalar,
8. Osteoradyonekroz, hipotiroidizm ve Crohn hastalığı olan hastalar için kontroller sağlanarak karar verilebilir (Al Amri ve ark., 2017; Manor ve ark., 2017 ve Zitzman ve ark., 2009).

1.2.4. Osseointegrasyon Kavramı

Osseointegrasyon kavramı ilk olarak 1960'lı yılların sonunda Branemark tarafından “üzerine gelen yükü taşıyabilen kemik içi implant ile canlı kemik doku arasında kurulan mikroskobik düzeyde yapısal ve işlevsel bağlantı” şeklinde tanımlanmıştır. 1986 yılında Amerikan Dental İmplant Akademisi-AAID osseointegrasyon kavramını “implanttan kemiğe devamlı bir kuvvet iletimini ve dağılımını sağlayacak şekilde ara yüzeyde yumuşak doku olmaksızın kemik ile implant arasında kurulan bağlantı” şeklinde geliştirmiştir (Albrektsson, 2008).

İmplantların yerleştirildiği kemiğin fizyolojisi, morfolojisi ve kullanılan materyallerle ilgili biyolojik özellikleri osseointegrasyonun sağlanmasında önemli faktörler olarak nitelendirilmektedir (Bhasin ve ark., 2015 ve Sundell ve ark., 2017). Osseointegrasyon bir proteze destek sağlayabilecek implant gövdesine direkt bir kemik bağlantısı olarak kabul edilmektedir. Osseointegre implantlar, oklüzal kuvvetleri direkt olarak kemiğe aktarmaktadırlar. Osseointegrasyonun, dolayısı ile dental implantların uzun dönem başarısı implant çevresindeki kemiğe iletilen gerilmenin miktarına bağlıdır. Kemik-implant arayüzünde temas eden yüzey alanını arttırmak ve kemik yüzeyine gelen gerilmeyi azaltarak osseointegrasyonu sağlamak önemlidir (Albrektsson, 2008).

1.2.5. İmplant Üstü Restorasyonlarda Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

1. İmplantlara etki eden fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetlerin etkileri,
2. İmplant, trabeküler ve kortikal kemik ile restoratif materyallere bağlı biyomekanik faktörler,
3. İmplant özellikleri, implant geometrisi, yüzey yapısının pürüzlü olması, ıslanabilirliğin yüksek olması, mikro veya nanopartiküler pürüzlülük, yiv özellikleri, implant boyu ve çapının özellikleri,
4. Cerrahi teknik, implant yuvası açılma aşamasındaki cerrahi frez tipi, açısı, uygulama hızı, dönme hızı, bakteriyel adezyon düzeyi,

5. Hidrofilik/hidrofobik implant yüzeyinin sağlanması,
6. Hastaların yaşlılığa bağlı sistemik ve/veya lokal hastalıkları,
7. İmplant-kemik arayüz özellikleri ossointegrasyon derecesini etkileyebilmektedir (Deste., 2019; Kuroshima ve ark., 2017; Lee ve ark., 2017; Minatel ve ark., 2017; Park ve ark., 2017 ve Pirjamalineisiani ve ark., 2017).

1.2.6. İmplant Üstü Restorasyonlarda Başarı Oranlarını Etkileyen Faktörler

1. Dental implant kortikal ve trabeküler kemik içerisinde immobil olmalıdır.
2. İmplant boyun ve kök kısmında radyolüsent alan olmamalıdır.
3. İmplantın yerleştirilmesini takiben bir yıl sonunda 0.2 mm düzeyinden fazla kemik rezorbsiyonu olmamalıdır.
4. İmplant çevresinde ağrı, enfeksiyon, nöropati ve parestezi, olmamalıdır.
5. Maksiller sinüs hasarları ve/veya enfeksiyonları olmamalıdır.
6. İmplant yerleştirilmesini takip eden ilk beş yıl sonunda % 85, on yıl sonunda % 80 sağkalım oranları elde edilmiş olmalıdır (Albrektsson ve ark, 1986; Kuroshima ve ark., 2017 ve Manor ve ark., 2017).

1.2.7. Dental İmplantlar İçin Biyouyumluluk

Dental implantlar için biyouyumluluk, implant materyallerin canlı doku içerisinde herhangi bir olumsuz neticeye sebebiyet vermeden işlev görebilmesi ve canlı dokular ile implant materyallerinin birbirlerini kabul etmesi veya uygulama sırasında implant materyallerin vücut sistemine uygun cevap verebilme yeteneği olarak tanımlanmıştır (Dalkız,2010). Araştırmacılar, biyomalzeme ve biyouyumluluk terimlerini malzemelerin biyolojik performanslarını belirtmek için kullanmışlardır. Biyouyumlu ve vücutla uyuşabilir bir biyomalzeme, kendisini çevreleyen dokuların normal değişimlerine engel olmayan ve dokuda istenmeyen tepkiler (iltihaplanma, pıhtı oluşumu, toksik, mutajenik ve karsinojenik) oluşturmeyen malzemedir.

Biyouyumluluk; implant materyali olarak kullanılacak bir ürünün en önemli özelliğidir. Günümüzde kullanılan implant materyalleri titanyum ve/veya titanyum alaşımlarından üretilmekte ve biyolojik uyumlarının yüksek olduğu bildirilmektedir (Misch, 2009).

1.2.8. Maksiller Posterior Açılı İmplantların (Tilting Implants) Avantajları

1. Minimum kemik volümü varlığında stabilitenin sağlanması;
2. Kemik-implant kontakt alanının artırılması,
3. Daha uzun implant yerleştirilebilmesi,
4. Vertikal kemik ogmentasyonuna daha az ihtiyaç olması,
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 ogmentasyonu 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 (Aparicio ve ark., 2001; Baggi ve ark.,2013; Gynther, 2007; Lim ve ark., 2004 ve Rosen ve Fabbro ve ark., 2012).

1.2.9. Maksiller Posterior Açılı İmplantların (Tilting Implants) Dezavantajları

1. Açılı implant yerleştirilmesi büyük oranda teknik sensitif bir işlemdir.
2. Klinisyenin tecrübeli olması gerekmektedir.
3. Belirlenen açının elde edilebilmesi için bilgisayar destekli cerrahi stend yapılması gerektiği belirtilmektedir.

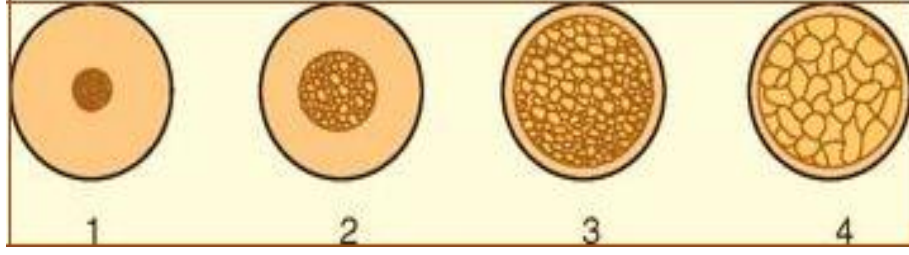
4. Uzun dönem çalışmaların yetersiz olduğu vurgulanmaktadır.
5. Üç boyutlu implant planlaması yapılması gerekmektedir.
6. 30° açılanmadan (>30°) fazla olan implantlarda implant-kemik ve implant-abutment arayüzünde kuvvet seviyelerinin artabildiği bildirilmektedir.
7. Kantilever uzantılarının azaltılması gerektiği vurgulanmıştır (Asawa ve ark., 2015).

1.3. Yetersiz Alveolar Kemik Seviyesinin Varlığı

Diş çekimini takiben implant tedavisi uygulanmadığı takdirde çene kemiğinde rezorbsiyon meydana gelir. Bu rezorbsiyon miktarı ilk 2 ay içinde en yüksek seviyededir. Kemikteki rezorbsiyon 6. aya kadar hızlı devam edip sonrasında yavaşlayarak normal seyrinde devam ederek yaşam boyu sürmektedir. Diş çekimi dışında diş kökünde oluşan enfeksiyon, kist ve tümör benzeri oluşumlar, periodontit, bruksizm, hatalı yapılan dolgular, biyomekanik olarak uyumsuz yapılan sabit veya hareketli protezler, kullanım sürelerini doldurmuş hareketli protezler gibi etkenler de kemik rezorbsiyonuna neden olmaktadır (Çalikkocaoğlu.,2004 ve Zaimoğlu ve ark.,1993).

1.3.1. Maksiller ve Mandibular Kemik Tipleri ve Özellikleri

İmplantlarda osseointegrasyonun sağlanabilmesi için yeterli kemik miktarı ile birlikte yeterli kemik yoğunluğu da sağlanmalıdır (Misch, 2009). Dental implant seçimi ve yükleme zamanı belirlenirken kemik kalitesi çok önemli bir faktördür (Misch, 2011). Lekholm ve Zarb'ın (1985) yaptığı kemik kalitesiyle ilgili sınıflama dişhekimi klinisyenleri ve araştırmacılar tarafından en çok kullanılan sınıflamadır ve implant yerleşimi ve değerlendirmesi için standart olarak kabul edilmektedir (Şekil 1.1).



Şekil 1.1. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi ile ilgili sınıflamaları (Lekholm ve Zarb,1985).

Tip 1: Tüm çene homojen olarak kortikal kemikten oluşmaktadır.

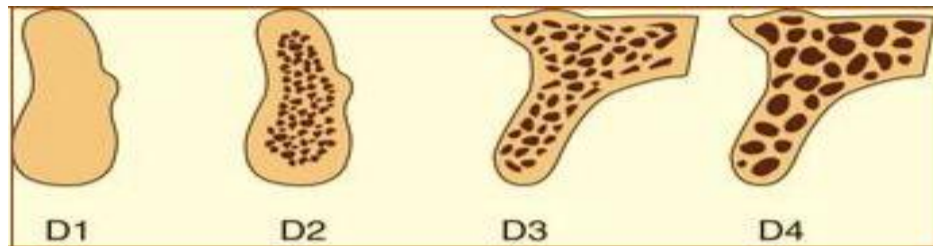
Tip 2: 2 mm kalınlıkta kortikal kemik ile çevrili yoğun trabeküler kemikten oluşmaktadır.

Tip 3: 1 mm ince kortikal kemik ile çevrili uygun sertlikte yoğun trabeküler kemikten oluşmaktadır.

Tip 4: 1 mm ince kortikal kemik ile çevrili düşük yoğunlukta trabeküler kemikten oluşmaktadır.

Tip 1, Tip 2 ve Tip 3 kemik kalitesinin implant yerleştirilmesi için uygun kemik yapıları olduğu belirtilmektedir. Maksillada implant prognozu ve sağkalım oranının yüksek olmasında Tip2-Tip3 kemik dokusunun varlığının önemli olduğu vurgulanmaktadır (Miyata ve ark., 2000 ve Lekholm ve Zarb., 1985).

Misch (2011) ise kemik kalitesi ve kemik yoğunluklarına göre kemik tiplerini dört gruba ayırmıştır (Şekil 1.2).



Şekil 1.2. Misch'in kemik yoğunluğu ile ilgili sınıflaması (Misch,2011)

D1: Yoğun kompakt kemik; trabeküler kemik yok denecek kadar azdır.

D2: Yoğun kompakt kemik ve seyrek trabeküler kemik; yoğun ve kalın kompakt kemik tabakasıyla çevrili pöröz ve zayıf trabeküler yapıya sahip kemik dokusu mevcuttur.

D3: Pöröz kompakt ve ince trabeküler kemik; ince pöröz kompakt kemikle çevrili ince trabeküler kemik dokusu mevcuttur.

D4: İnce trabeküler kemik; kemik dokusu çok az bulunur ve yoğunluğu çok azdır. Bu tip kemik bulunan hastalarda dental implant tedavisinin uygun olmadığı vurgulanmaktadır (Misch,2011).

1.4. Tam Dişsiz Hastalarda Protetik Diş Tedavisi Seçenekleri

1.4.1. Konvansiyonel Tam Protezler

Bazı dişsiz hastalar, tam protezlerin uygulanmasıyla birlikte sosyal yaşantılarının daha iyi hale geldiğini belirtmişlerdir. Ancak kemik rezorbsiyonunun fazla olduğu hastalarda bu duruma bağlı olarak retansiyon ve stabilite daha az olmakta ve protezlerin kullanımı zorlaşmaktadır. Tam ya da bölümlü hareketli protezler çığneme yüklerini tam olarak çene kemiğine iletemezler sadece kemik yüzeyine iletirler. Kemiği stimüle edemez ve koruyamazlar, kemik yıkımını arttırırlar ve böylece kemiğin beslenmesi ve kan akımı azalabilir. Hasta eğer doku uyumu bozulmuş protez kullanıyorsa kemik yıkım hızının arttığı belirtilmektedir. Ayrıca protezin gece ve gündüz sürekli kullanılması kemiğe daha fazla kuvvet yüklenmesine sebep olur ve kemik yıkımında artış olmaktadır. (Kulak-Özkan, 2012).

Kemikteki rezorbsiyon sonucu dil, yanak ve dudak hareketleri ile maksiller ve mandibular protezlerde sorunlar meydana gelmektedir. Tam protez kullanan

bireylerde maksiller protezlerde çiğneme fonksiyonunda azalma, stabilizasyon eksikliği, maksiller damak bölgesinin kapanmasına bağlı psikolojik sorunlar oluşabilmektedir. Tüm bunlara rağmen total protezler uzun yıllar boyunca tam dişsiz hastalar için tek tedavi seçeneği olmuştur (Kulak-Özkan, 2012).

1.4.2. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması

SP1-Sabit Protez-1: Kaybedilen diş kronu restorasyonu yapılır.

SP2-Sabit Protez-2: Kaybedilen diş kronu ve kökün bir kısmı restore edilir. Kron normalden uzun yapılabilir veya kök formu verilir.

SP3-Sabit Protez-3: Diş kronu ve dişeti dokusu birlikte restore edilir. Overkontürlü kron yapılır.

HP1-Hareketli Protez1: İmplant destekli hareketli protezlerdir.

HP2-Hareketli Protez-2: İmplant-doku destekli hareketli protezlerdir (Misch., 2008).

1.4.3. İmplant Destekli Overdenture Protezler

Günümüzde implant destekli overdenture protezler, konvansiyonel tam protezlere alternatif olarak en yaygın kullanılan tedavi seçeneğidir. Maksillada minimum 3-4, mandibulada ise minimum 2 implant yapılması gerekmektedir. Konvansiyonel tam protezlere göre daha retantif ve stabil protetik restorasyonlardır (Krekmanov ve ark., 2000).

1.4.4. İmplant Destekli Sabit Protezler

Maksillanın biyomekanik yapısı ve formu maksiller sinüs varlığı, trabeküler kemik oranının yüksek olması gibi dezavantajları olduğundan üst çenedeki protetik planlama seçenekleri sınırlı kalmaktadır. Maksiller tam dişsizlik vakalarında implant destekli sabit tam ark protetik restorasyonlar için tedavi planlamaları şunlardır;

Tedavi planlaması 1: Yaygın olarak kullanılan tedavi planlamasında toplamda 7-10 implant kullanılır. Kaninlere 1 implant, 2. premolarlara 1 implant ve 1. molarların distaline 1 implant yerleştirilir. Genellikle 1 implant da kaninlerin ortasına olacak şekilde en az 7 implant yerleştirilir. Yerleştirilen implantlar kritik öneme sahiptirler. Eğer kuvvet faktörleri fazla ise 2. molarlar bölgesine 1 implant ve üçgen kavisli bir çene ise premaksilla bölgesine 1 implant daha ilave edilerek 10 implant kullanılır. (Misch, 2011).

Tedavi planlaması 2: Diğer bir tedavi planlamasına göre 3 veya daha fazla implant premaksillada olacak şekilde 4-6 implant yapılır. 2 implant kaninler bölgesinde en az 1 implant kesici bölgesinde olmak üzere, diğer implantlar 1. premolar veya 2. Premolar bölgesinde bulunur ve birbirlerine rijit bir barla splintlenir (Misch, 2011).

1.4.5. İmplant Destekli Sabit Hibrit Protezler

Metal altyapılı, kaide uzantıları olmayan, tamamen implant destekli, vidalı ve dokularla arasında temas bulunmayan bir protez tipidir. Posterior bölge kantilever uzantılıdır ve gelen kuvvetler karşısında vida kırılmaları altyapı kırılmaları ve implant kayıpları gibi komplikasyonlar oluşabilmektedir. Protezler planlanırken kantilever uzunluğu azaltılıp, bukkal-lingual genişliği ve kalınlığı mümkün olduğunca artırılmalıdır (Bergman, 1987 ve Gonzalez, 2014). Kantilever uzunluğu, 4 implant destekli hibrit protezlerde 15 mm, 5 implant destekli hibrit protezlerde 20 mm uzunluğunu geçmemesi gerektiği bildirilmiştir (Bhardwaj ve ark., 2014).

1.4.5.1. İmplant Destekli Sabit Tam Protezlerin Avantajları

1. Kortikal ve trabeküler kemik rezorbsiyonunda azalma
2. Estetik, fonksiyon, fonasyon ve doku bütünlüğünün sağlanması
3. Dudak, çene ve yüz morfolojisine olumlu etkileri
4. Protez hacminin azaltılarak damak ve uzantıların elimine edilmesi
5. Hareketli protez yerine sabit protez olanağının sağlanması
6. Psikolojik olumlu etkiler (Misch, 2005 ve Yao ve ark., 2017).

1.4.5.2. İmplant Destekli Sabit Tam Protezlerde Komplikasyonlar

1. Mukozada mukozit oluşumu,
2. Protez ve implant hijyeninin sağlanmasında sorunlar,
3. Protezlerde kırılmalar alt yapı ve üst yapıda deformasyon, renk değişikliği, kırık, porselen atması oluşumu,
4. İmplant ve periimplant bölgede gözlenen trabeküler ve kortikal kemik rezorbsiyonları,
5. Osseointegrasyonda başarısızlıklar ve periimplantit oluşumu,
6. Oklüzyon ve dişlerin tüberkül eğimlerindeki hatalara bağlı aşırı yüklenen implantlarda kayıplar,
7. Protetik ve implant yerleşim ve planlama hataları ile karşılaşılabılır (Deste, 2017 ve Durkan ve ark., 2019).

1.5. İmplant Destekli Protezlerde Oklüzyon

İdeal oklüzyon modeli etkin çiğneme fonksiyonuna sahip, stomatognatik sistem ile uyumlu, fizyolojik sorunlara sebep vermeden iyi bir estetik sağlayabilen oklüzyondur. Günümüzde gelişen tanımlamaya göre sentrik ilişki ile uyumlu olan oklüzal kuvvetlerin dişlerin uzun aksları boyunca ve aksiyel yönde olduğu, lateral hareketlerde çalışan ve dengeleyen taraf oklüzal dengelerin sağlandığı, anterior

rehberlik ve kondil yolu eğimi ile uyumun sağlandığı oklüzyon kriterleri olarak belirtilmiştir. Oklüzal temasların doğru sağlandığı protezlerde implantlar aşırı yüklerden ve streslerden korunmuş olurlar. (Chen ve ark., 2008; Misch 2011 ve Okeson, 2008).

1.5.1. İmplant Destekli Sabit Protezlerde Oklüzyonu Sağlarken Dikkat Edilmesi Gereken Özellikler

1. Erken temasların ve çatışmaların engellenmesi,
2. Posterior dişlerin oklüzal yüzey alanının daraltılması,
3. Kanin koruyuculu oklüzyon modelinin oluşturulması,
4. Posterior dişlerde oklüzal yük iletim açısının vertikal yönde olmasının sağlanması,
5. Posterior dişlerin oklüzal morfolojilerinin düzenlenmesi,
6. Posterior kantilever uzunluğunun azaltılması,
7. Kron uzunluğunun biyomekanik olarak düzenlenmesi, kron kontürlerinin oluşturulması,
8. Dirençsiz alanların korunmasının sağlanmasına yönelik güçlendirmelerin yapılması gerekmektedir (Deste, 2017; Misch, 2011 ve Okeson, 2008).

1.6. Oklüzyon Modelleri

Günümüzde oklüzyon modelleri; grup fonksiyonu oklüzyon, çift taraflı veya bilateral balanslı oklüzyon modeli, kanin koruyuculu oklüzyon, lingualize oklüzyon ve monoplan oklüzyon şeklindedir. (Çalikkocaoğlu, 2004; Chen ve ark., 2008 ve Okeson, 2008).

1.6.1. Grup Fonksiyonu Oklüzyon Modeli

30 yaş ve üzeri doğal dişli hastalarda bulunan oklüzyon tipidir. Lateral harekette çalışan tarafta kanin, premolarlar ve birinci molarda temas olup, dengeleyen tarafta oklüzal temaslar bulunmaz. Böylece çalışan taraf temasları dengeleyen dişlerin korunmasını sağlar. Protrüziv harekette, alt ve üst anterior dişlerde temas olup posterior dişlerde temas bulunmaz. İkinci molar dişler grup fonksiyonu oklüzyonda fonksiyona dahil olmamaktadır. (Çalikkocaoğlu, 2004 ve Okeson, 2008).

1.6.2. Çift Taraflı Balanslı Oklüzyon-Bilateral Balanslı Oklüzyon Modeli

Mandibulanın lateral ve protrüziv hareketlerinde alt ve üst çenede tüm dişlerde temas olması ilkesine dayanır. Tam protez vakalarında kullanılır. Çift taraflı balanslı oklüzyon karşılıklı tüm dişlerde temasların olmasıdır. Böylelikle protezlerin balansı, dengesi sağlanarak tutuculuk ve stabilitenin arttığı gözlenmektedir. Sentrik ve eksentrik çene hareketlerinde anterior ve posterior dişlerin aynı zamanda maksimum çift taraflı temaslarının sağlanmasıdır. Lateral hareketlerde çalışan taraf temasları varken dengeleyen tarafta en az birkaç tüberkül teması vardır. Protrüziv hareketlerde anterior ve posterior dişlerde temas vardır. Çiğneme etkinliği sağlanır (Çalikkocaoğlu, 2010 ve Okeson, 2008).

1.6.3. Kanin Koruyuculu Oklüzyon Modeli-Karşılıklı Korumalı Oklüzyon Modeli

Gençlerde (18-30 yaş arasında) doğal dişleri bulunan kişilerde görülür. Lateral harekette maksiller kanin dişin palatinal yüzü ile mandibular kanin dişin distal eğimi ve mandibular premolar dişin bukkal tüberkülünün mezial eğimi temastadır. Tüberkül-fossa ilişkisi vardır. Dengeleyen tarafta temas bulunmamaktadır. Protrüziv harekette maksiller ve mandibular kesiciler temasta olup posterior dişlerde temas

bulunmamaktadır. Sentrik ilişki halinde posterior dişler arasında temas varken anterior dişler arasında 25 µm açıklık mevcuttur.

Sentrik oklüzyonda posterior dişler anterior dişleri korur protrüsif ve lateral çene hareketlerinde ise posterior dişler korunur. İmplant koruyuculu oklüzyon olarak tanımlanan bu oklüzyon tipi, implantlara aşırı yük gelmesini önleyerek protezlerin uzun dönem başarısında etkili olmaktadır (Acar ve İnan., 2001; Çalikkocaoğlu, 2010 ve Dalkız, 2010).

1.6.3.1. Kanin Koruyuculu Oklüzyonun Avantajları

1. Tüberkül-fossa oklüzal temasların maksimum olması ile stabilizasyon sağlanır.
2. Posterior dişlerdeki maksimum temaslar ile çiğneme etkinliği artar.
3. Oklüzal çiğneme kuvvetleri dişlerin uzun aksı doğrultusunda iletilir.
4. Kanin dişler oklüzyon anahtarını oluşturur (Çalikkocaoğlu, 2010; Dalkız, 2010).

1.6.4. Lingualize Oklüzyon Modeli

Senrik oklüzyon pozisyonunda, maksiller posterior dişlerin palatinal tüberkülleri ile mandibular posterior dişlerin santral fossa ve marjinal kenar sırtları temas halindedir. Alt 1. premoların bukkal tüberkülü üst 1. premoların mezial fossasına temas eder. Maksiller posterior dişlerin bukkal tüberküllerin lingual eğimleri alt dişlerin bukkal tüberküllerine temas etmez. Maksiller posterior dişler tüberkül yükseklikleri fazla anatomik dişler iken mandibular posterior dişlerin tüberkül yükseklikleri azaltılmış ve non-anatomik dişlerdir. Oklüzyonda olan posterior dişler arasında havan-havaneli kapanışı ile çiğneme etkinliğinin arttığı belirtilmektedir. Lateral hareketlerde çalışan ve dengeleyen taraf oklüzal diş temasları vardır. Lateral

diş çatışmaları bulunmaz. Protrüsiv hareketlerde posterior dişlerde temaslar mevcuttur (Çalikkocaoğlu, 2010).

1.6.5. Monoplan Oklüzyon Modeli

Tüberkülleri olmayan dişlerin kullanılması ile estetik olmayan ancak kısmen fonksiyonel oklüzyon olarak kabul edilir. Çiğnemenin etkin yapıldığı posterior dişler 1 ve 2. premolar ve 1. molar dişlerdir. 2. molar diş dizimde olmayabilir. Oklüzyon düzleminde Spee Eğrisi bulunmaz. Diş dizimi maksiller ve mandibular alveolar kretlerin ortasına yapılır. Overbite 1 mm olduğu zaman retromolar bölgeye balans rampası yapılır. Overjet 1.5-2 mm arasında yapılır (Çalikkocaoğlu, 2010).

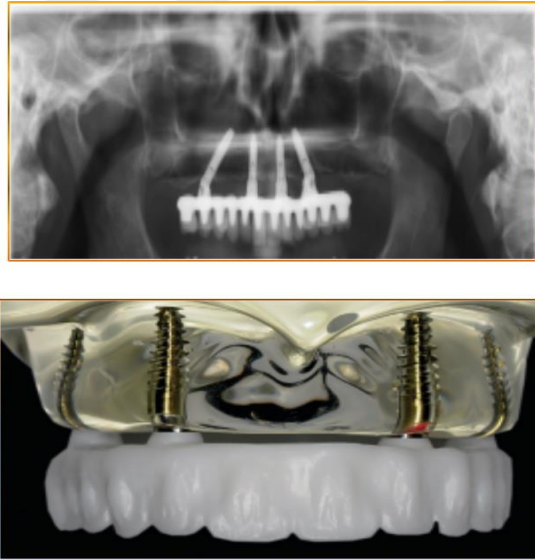
1.7. Maksiller All-on-four® İmplant Tasarımı

All-on-four® tedavi konsepti 2003 yılında Maló ve arkadaşları tarafından geliştirilen, ilk olarak atrofik tam dişsiz mandibulada ve 2005 yılında maksillada kullanılmaya başlanan, dişsiz arklarda çekim sonrası immedat yükleme ile anterior bölgede oklüzal düzleme göre ortogonal olarak yerleştirilen 2 aksiyel implant ve mandibular posterior bölgede açılı 2 implant olmak üzere toplam 4 implant kullanılarak vida tutuculu tam ark sabit protezin yapıldığı bir tekniktir (Şekil 1.3.). Geçici protezler 8-48 saat içerisinde yüklenip, 3 ay sonra daimi protezler yapılmaktadır (Malo ve ark., 2003; Malo ve ark., 2007 ve Malo ve ark., 2011).

Teknikteki amaç posterior implantları üst çenede premaksilla, alt çenede interforaminal bölgeye yerleştirerek posterior bölgedeki anatomik sınırlamaları elimine edip, kantilever uzantılarını kısaltmaktır (Malo ve ark., 2007 ve Marchesi ve ark., 2015). Maksiller All-on-four® implant tasarımlarında, anterior implantlar lateral kesiciler veya kanin bölgesine dik açılı, posterior implantlar ise 2. premolar bölgesine 15°-45° açılı olarak yerleştirilmektedir (Gherlone ve ark., 2015 ve Olesova ve ark., 2019). Bu teknik, düz ve açılı multi-unit abutmentler ile 4 implantın desteklediği

cerrahi operasyon ile aynı gün yerleştirilen geçici sabit immediat yüklenen tam ark maksiller protezi içermektedir (Şekil1.3) (Ehsani ve ark., 2014).

Doğru yerleştirilmiş implantlar ile yapılan protezlerde oklüzal kuvvetlerin dağılımının biyomekanik olarak yeterli olduğu bildirilmiştir. Açılı yerleştirilmiş implantların, dik yerleştirilmiş implantlar ile marjinal kemik kaybı ve implant kaybı bakımından benzer sonuçlar gösterdiği bildirilmiştir (Faeghi ve ark., 2016 ve Malo ve ark., 2014). Posterior implantların açısından dolayı paralelliği sağlamak için protez linguale doğru fazla hacimli olmakta, bu nedenle de özellikle “S” ve “Z” harflerinin telaffuzunda %29-53 oranında fonasyon bozukluğu görüldüğü bildirilmektedir (Van Lierde ve ark., 2012).



Şekil 1.3. Mezial implantların dik, distal implantların açılı olarak konumlandırıldığı maksiller All-on-four® implant tasarımları (Taruna ve ark., 2014).

Distal implantlardaki açılandırma; implantlar arası mesafeyi artırarak daha uzun implantların kullanımını sağlarken üst yapıdaki kantilever uzunluğunun azaltılmasına olanak sağlamaktadır. Kantilever mesafesinin artması kemik rezorpsiyonu ve vida gevşemesi gibi komplikasyonlara yol açabileceğinden mümkün olduğunca azaltılması önerilmektedir (Ho, 2012). Uygun form ve boyutlardaki kantilever tasarımları tedavi alternatifi olarak düşünülmekte ve maksiller All-on-four®

implant tasarımları kantilever mesafesi azaltılarak kullanılmaktadır (Malo ve ark., 2011).

1.7.1. All-on-four® İmplant Tedavisi Endikasyonları

1. Genel sağlığın iyi ve oral hijyenin kabul edilebilir olması gerekmektedir.
2. Yeterli kemik varlığı (en az 10 mm uzunluğunda implantların yerleştirilebilmesi) olmalıdır.
3. 5 mm veya daha fazla kemik genişliği ile, maksiller anterior bölgede en az 10mm kemik yüksekliği olması gereklidir.
4. Abutment ve protetik restorasyona yeterli yer sağlamak için 20 mm veya daha fazla interark mesafesi olmalıdır.
5. Primer stabilizasyonun elde edilebilmesi gerekmektedir (Boyacı 2015; Jensen ve ark., 2010; Ho, 2012 ve Taruna ve ark., 2014).

1.7.2. All-on-four® İmplant Tedavisi Kontrendikasyonları

1. Yetersiz oral hijyen ve genel sağlığın bozulmuş olması
2. Kemik hacminin yetersiz olması
3. İnce veya düzensiz kemik kretinin varlığı
4. İmplantların yerleştirileceği bölgede artık dişlerin veya köklerin varlığı
5. Yetersiz interark mesafesi ve ağız açıklığının (en az 50 mm olmalıdır) yetersiz olması (Durkan ve ark.,2019 ve Malo ve ark., 2011).

1.7.3. All-on-four® İmplant Tedavisi Avantajları

1. Posterior implantların açılı yerleştirilmesi ile anatomik limitasyonları elimine etmesi,
2. İmplantların açılı yerleştirilmesinden dolayı daha uzun implantların kullanılması,

3. Açılanmaya bağı implantlar arası mesafenin artmasıyla oral hijyenin daha rahat sağlanması,
4. Açılı ve dik implantlarda marjinal kemik kaybı olmaması (1 yıllık kullanım sonrası krestal kemik kaybı dik yerleştirilmiş implantlarda 0,43-1,13mm, açılı yerleştirilmiş implantlarda 0,34-1,14mm) ve yüksek başarı oranları göstermesi (5 yıllık başarı oranlarına göre; açılı implantlar % 95,2-98,9 ve dik implantlar % 91,3-93, genel olarak % 92,2-100),
5. Posterior bölgede uzun implantlar (>12mm) kullanılmasından dolayı kemik ankrajının artması ve primer stabilite sağlanması,
6. Sinüs lifting, sinir repozisyonu, greftleme gibi cerrahi işlemlerin azalması ve minimal invaziv bir tedavi yöntemi olması,
7. Cerrahi işlemlerin ve implant sayısının azalmış olmasından dolayı maliyetin azalması,
8. Dişsiz çene tipinin ve cinsiyetin tedavi planını etkilememesi tam dişsiz atrofik maksillada kullanılabilmesi,
9. Dijital cerrahi planlama yapılması ve rehber plakların kullanılmasına bağı olarak implant başarısının artması,
10. Kuvvet dağılımının dengeli olması,
11. Oklüzal kuvvetlerin yeterli olması,
12. Kantilever mesafesinin az olması ve bunun sağladığı biyomekanik avantajlar,
13. Komplikasyonların az olması,
14. İmmediat akrilik geçici protezlerin yapılması ile fonksiyonun, estetiğin ve fonasyonun hemen sağlanması,
15. Hızlı bir tedavi seçeneğı olmasıdır (Durkan ve ark.,2019; Francetti ve ark., 2015; Ho, 2012; Horita ve ark., 2017 ve Pozzi ve ark., 2016).

1.7.4. All-on-four® İmplant Tedavisi Dezavantajları

1. Cerrahi splint gerekli olması
2. Hassas bir teknik olması

3. Bilgisayar destekli tomografik planlama yapılması
4. Kantilever uzunluğunun fazla uzatılamaması (Ho, 2012; Horita ve ark., 2017 ve Pozzi ve ark., 2016).

1.7.5. All-on-four® İmplant Tedavisi İçin Kısmi Risk Faktörleri

1. Hastalarda kemik yoğunluğunun düşük olması,
2. Sigara kullanılması,
3. Karşıt maksiller bölgede doğal dişlerin mevcut olması,
4. Parafonksiyonel kuvvetler,
5. İmmediat implant yüklemesinin yapılması,
6. Distaldeki açılı implant bölgesi kemik kalite ve kantitesinden dolayı risk oluşturmaktadır (Bhering ve ark., 2016 ve Deste, 2017).

1.7.6. All-on-four® İmplant Tedavisinde Protez Uygulamaları

1. Metal alt yapılı seramikler ile yapılan sabit protezler,
2. CAD/CAM ile üretilen titanyum veya zirkonya alt yapılı seramikler ile yapılan sabit protezler,
3. CAD/CAM ile üretilen titanyum veya zirkonya alt yapı ile akrilik üst yapılı protezler,
4. Overdenture protezler,
5. Dudak desteğini sağlamak amacıyla All-on-four® implant tasarımı ile birlikte overdenturelar veya sabit hibrit protezler yapılmaktadır (Ho, 2012).

1.7.6.1. All-on-four® İmplant Protezlerde Kullanılan Altyapı Materyalleri

Temel metal alaşımları, soy ve yüksek soy metal alaşımlara göre genellikle daha üstün özellikler göstermektedirler. Titanyum alaşımlar ise içeriğine göre oldukça değişken özellikler göstermektedir (Kurtulmuş ve Aydın, 2008).

1.7.6.1.1. Soy Metal Alaşımları

Dental alaşımlarda altın, gümüş, palladyum ve platin olmak üzere 4 soy metal bulunmaktadır (Anucavice, 2003). Yüksek miktarda altın içeren alaşımların düşük gerilme dirençlerine sahip oldukları için sabit protezlerde kullanımları tartışmalı olsa da diğer metallerin alaşıma eklenmesiyle geliştirilmeye çalışılmıştır. Korozyona dirençli, az miktarda veya hiç gümüş içermemesinden dolayı renklenme görülmeyen, çalışması ve bitirilmesi kolay alaşımlardır. Ancak maliyeti yüksek, elastisite modülüs değerleri ve erime dirençleri düşüktür. Palladyum-gümüş alaşımları ilk olarak altın için alternatif olarak tanıtılmış olup günümüzde implant destekli protezlerde kullanımları artmaktadır. Mekanik özellikleri Tip 3 altın alaşımlara benzemekle birlikte maliyetleri daha düşüktür (Anucavice, 2003).

1.7.6.1.2. Soy Olmayan Metal Alaşımlar

Baz metal alaşımları, 1980'lerde artan altın maliyeti nedeniyle metal seramik kronların alt yapılarında kullanılan değerli alaşımların yerini almak için yaygın olarak kullanılmıştır. Nikel-krom (Ni-Cr) alaşımları, Ni-Cr termal genleşme katsayısı, konvansiyonel feldspatik seramik ile tam olarak eşleştiğinden, önemli metal alaşımlarıdır. Ek olarak, Ni-Cr alaşımları, değerli alaşımlardan daha yüksek bir elastisite modülüsü sergiler, daha ince bir alaşım alt yapısına izin verir böylece preparasyon miktarını azaltır. Ancak Ni-Cr alaşımları korozyona uğrayarak alerjik reaksiyonlara sebep olabilir (Anucavice, 2003). Biyouyumluluk biyolojik bir ortamda korozyonla ilgilidir. Korozyon sırasında metal iyonlarının serbest bırakılması, hasta

sağlığına zarar verir. Alerji, oral lezyonlar, tuzlu veya metalik bir tat dahil olmak üzere çeşitli olası sonuçlara yol açabilir. Hastaların tükürüklerinde metal iyon konsantrasyonu önemli ölçüde artar. Oral kavite tükürük, bakteriyel plak, gıda alımına bağlı pH ve sıcaklıktaki değişiklikler ve farklı ilaçların etkisi korozyon için ideal bir ortamdır (Anucavice, 2003; Bhering ve ark., 2016 ve Boyacı, 2015).

Krom-cobalt (Cr-Co) alaşımları metal seramik kronlar için alternatif metal alaşımı olarak geliştirilmiştir. Cr-Co alaşımları; Cr-Ni alaşımlarından daha yüksek dayanıklılık, sertlik ve korozyon direnci gösterirler. Çoğunlukla kobalt ve krom olmak üzere molibden, titanyum ve eser miktarda karbon içermektedirler. Yüksek sertlik derecesi ve gerilme dayanımı göstermektedir. Cr-Co alaşımlarında Cr ağırlıkça %25 veya daha fazla bulunması iyi mekanik ve biyolojik özellikler ile yüksek korozyon direnci sağlar. Çekme direnci 552-1034 MPa düzeyindedir (Bhering ve ark., 2016). Genel popülasyonda krom mukoza alerjileri, kadınlarda ortalama %3 ve erkeklerde ise %10 civarındadır. Oral mukoza alerjileri ise oldukça nadirdir. Cr-Co alaşımlarının korozyon dirençleri ve biyolojik uyumları Cr-Ni alaşımlara göre daha üstündür. Ancak erime derecesinin yüksek olması ve oksitlenmesi gibi özelliklerinden dolayı döküm, polisaj ve uyumlama işlemleri zordur (Anucavice, 2003 ve Boyacı, 2015).

Titanyum, soy metal alaşımlara alternatif olarak implant destekli protezlerde kullanılmaktadır. Titanyumda düşük iyon salınımı, metalik iyon difüzyonunu dış ortama indirgeyen pasif titanyum oksit filmi bulunmaktadır. Çekme direnci 860-965 MPa düzeyindedir. Korozyona dirençli, biyoyumlu ve termal genleşme katsayısı düşük ve soy metal alaşımlara göre daha ekonomiktir (Anucavice, 2003 ve Bhering ve ark., 2016).

Mukoza, tükürük, periodontal doku ve kemik ile sürekli temas halinde oldukları için, kimyasal ve fiziksel özelliklerinin derinlemesine analizleri; biyoyumluluk analizleri hastanın güvenliğini sağlamak için esastır. Oral kavitedeki değişikliklerin ciddiyet dereceleri, metalin alaşım tipi ve kimyasal durumu, konsantrasyonu ve mukozal dokularla temas süresi ile doğrudan ilişkilidir (Anucavice, 2003 ve Bhering ve ark., 2016).

1.7.6.2. All-On-Four® İmplant Protezlerde Kullanılan Protetik Üst Yapı Materyalleri

İmplantlar ve kemiğe gelen yükte, dental restorasyonların üstyapı materyallerinin etkisi vardır. Kullanılan üst yapı, altyapıya iletilen kuvvet miktarını da etkiler, tüm yapıda oluşan gerilimler; vida kırığı, kemikte rezorbsiyon, alt yapı kırığı, implant kaybı gibi komplikasyonlara sebep olabilmektedir (Çiftçi ve Canay, 2001). Altın ve Cr-Co alaşımlarının akrilik ve seramik ile birlikte kullanımları 1977 yılında Branemark ve arkadaşları tarafından tanımlanmıştır.

İmplant destekli protezlerin oklüzal yüzeyinde akrilik rezin kullanımını ilk öneren Branemark ve arkadaşları (1977), akrilik rezin oklüzal yüzeylerin renklenme, kırılma, aşınma gibi problemlere neden olsa da kemik ve implanta düşük gerilim ilettiğini belirtmişlerdir. Bu uygulamanın biyomekanik avantajları diğer çalışmacılar tarafından da savunulmuştur (Geng ve ark., 2001; Ferreira, 2014 ve Seghi ve ark., 1992).

Seramiklerin implant destekli protezlerde kullanılmasının birincil nedeni, yüksek estetik ve biyouyumluluk özellikleridir (Çiftçi ve Canay, 2001 ve Ferreira, 2014). Bilgisayar destekli üretim ile daha uyumlu restorasyonlar, kısa laboratuvar işlem süresi ve metal içermemesinden dolayı hastalarda oluşan psikolojik etki de avantajlarından (Karaalioğlu ve Duymuş, 2008). Zirkonya alt yapıların 0.5-0.7 mm kalınlığında hazırlanmasından dolayı oluşan kırılmalar, alt yapı ve üst yapı seramiğinin farklı olmasından dolayı oluşan bağlantı problemleri, genleşme katsayısı farkı ile, üstyapılardaki kırılmalar ve çipping dezavantajlarından (Raigrodski ve ark., 2006).

1.7.6.2.1. Metal Destekli Seramik Sabit Protezler

Metal destekli seramik sabit protezler, uzun yıllar boyunca diş hekimliğinde altın standart olarak kullanılmıştır. Hem anterior hem posterior bölgede yeterli

dayanıklılığının olması, laboratuvar işlemlerinin kolay olması, maliyetinin yüksek olmaması, temizlenebilir olması ve kolay simante edilebilir olması avantajlarından olup yapılan 10 yıllık takipli in-vitro çalışmalarda %95 başarı gösterdiği belirtilmiştir (Alani ve ark., 2011 ve Leempoel ve ark., 1989).

1.7.6.2.2. Metal Destekli Hibrit Sabit Protezler

Metal altyapı üzerine akrilik kaide ve akrilik rezin/kompozit rezin/seramik dişler olarak uygulanmaktadır. 15mm ve daha fazla kron mesafesi olan vakalarda sabit proteze alternatif olup, tam dişsizlik vakalarında 6-8 implant üzerine vida tutuculu protezler olarak uygulanmaktadırlar. Özellikle kemik rezorbsiyonunun fazla olduğu vakalarda, kemik ogmentasyonu yapılmamış ve metal destekli sabit protez yapımına engel teşkil ediyorsa, metal altyapı üzerine pembe akrilik mukozayı taklit edecek şekilde tercih edilmektedirler (Bozini ve ark., 2011 ve Kwon ve ark., 2014).

1.7.6.2.3. 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 modülüs değeri 200 GPa düzeyindedir (Bhering ve ark., 2016).

Son yıllarda bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim teknolojisi ile yapılan restorasyonların gelişmesi ile daha estetik ve dayanıklı protezler yapılmaktadır. Biyouyumluluk, yüksek estetik, bilgisayar destekli üretim ile uyumlu olması, laboratuvar işlemlerinin ve hastaya teslim süresinin kısa olması ve hastaların metal isteksizliğini elimine etmesi, zirkonya destekli seramik sabit protezlerin önemli avantajlarından (Al-Amleh ve ark., 2010 ve Karaalioğlu ve Duymuş, 2008). Zirkonya alt yapıların 0.5-0.7 mm olmasından dolayı alt yapı kırılmaları, üst yapının farklı bir seramikten yapılmasından kaynaklanan bağlantı problemleri, genleşme

katsayısı farkı, üst yapıda kırılmalar, çipping ve ayrılmalar ise dezavantajlarındandır (Bhering ve ark., 2016; Raigrodski ve ark., 2006 ve Sailer ve ark., 2007).

1.7.6.2.4. Monolitik Zirkonya Sabit Dental Protezler

Tam ark monolitik zirkonya ile yapılan implant üstü sabit protezler yeni teknoloji ve tekniklerle yapılmaktadır. Mekanik özelliklerinin metal alaşımlardan daha iyi olması, yüzey pürüzlülüğü; akrilik rezinlerde 0.03-1.2 µm, glazürlü seramiklerde 0.08-0.33µm, titanyumda 0.008-0.02µm, zirkonya kor seramiklerde ise 0.08-0.1µm olmasından dolayı bakteri kolonizasyonun azalması, yoğunluğunun metal alaşımlardan düşük (2-3 kat) olmasından dolayı metal-seramik restorasyonlardan daha hafif olması, konvansiyonel feldspatik seramiklere göre karşıt diş aşındırmasının daha düşük olması, üretim şekline göre implantla uyumunun net olması, minimal oklüzal düzeltme gerektirmesi ve hem vidalı hem de simante sistemler ile kullanılabilmesi avantajlarındandır (Carames ve ark., 2015; Denry ve Kelly, 2008; Preis ve ark., 2012 ve Venezia ve ark., 2015). Uzun dönem klinik çalışmalarının bulunmaması, fasiyel bölgede çipping ve cam seramiklere göre translusensi özelliğinin daha düşük olması ise dezavantajlarındandır (Ilie ve Stawarczyk, 2015 ve Venezia ve ark. 2015).

1.7.6.2.5. Lityum Disilikat Cam Seramik Sistemi

Lityum disilikat cam seramik ilk kez 1959 yılında geliştirilmiş, ancak düşük kimyasal direnç, yetersiz geçirgenlik, mikro çatlak oluşumu ve laboratuvar safhasının komplike olması gibi dezavantajları nedeniyle kullanılmamıştır. Günümüzde kullanılan lityum disilikatın yapısı 1999 yılında Schweiger ve arkadaşları tarafından (%57-80 SiO₂, %0-5 Al₂O₃, %0.1-6 La₂O₃, % 0-5 MgO, % 0-8 ZnO, % 0-13 K₂O, % 11-19 Li₂O, % 0.5-11 P₂O₅, % 0-6 katkı maddeleri ve renk pigmentleri) açıklanmıştır.

Lityum disilikat, iç içe geçmiş tabaka biçimli kristallerden oluşmaktadır. İğnemsî kristaller, çatlakların yön değiştirmesini ve kollara ayrılmasını engelleyerek veya önlerini keserek direnç sağlamaktadır. Seramik yapısındaki çatlaklar, lityum disilikat kristalleri tarafından tutulup seramiğin bükülme direncini artırmaktadır. Yatay bükülme dirençleri 350-400 MPa arasındadır (Schweiger ve ark., 1999).

Estetik açıdan oldukça başarılı olan lityum disilikat cam seramikler mum eliminasyonu ve ısı-basınç tekniği veya prefabrike bloklardan freze tekniği ile elde edilmektedirler. İşlem 920°C’de yapılmaktadır. Böylece premolarlar bölgesine kadar üç üyeli köprü yapılabilir. Gerekli bağlantı sağlandığında molar bölgede yeterli başarı sağlanabilmektedir (Albakry ve ark., 2003 ve Raigrodski AJ, 2006).

Günümüzde lityum disilikat cam seramiklerin en yeni sistemlerinden olan IPS e.max Press ve IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, USA) presleme ve frezeleme teknikleriyle üretilerek final restorasyonun translusensi ve opasitesini sağlarlar. Bu restorasyonlar geleneksel feldspatik seramiklere göre beş kat daha dayanıklıdır. Araştırmalarla desteklenmiş olan düşük kırılma oranı en büyük avantajıdır (Ritter, 2010).

1.8. Mekanik ile İlgili Kavramlar

❖ Gerilme (stres): Bir cisim üzerine dışarıdan gelen etkenler (kuvvet, moment, sıcaklık) cismin herhangi bir kesitinde tepki olarak iç kuvvetler meydana getirir. Birim alana isabet eden iç kuvvetlere gerilim adı verilir ve sigma sembolü (σ) ile gösterilir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

$$\sigma = F/A$$

$$\sigma = \text{Gerilme (MPa)} \quad F = \text{Kuvvet (N)}$$

$$A = \text{Birim alan (mm}^2\text{)}$$

Genellikle çalışmalarda tercih edilen kuvvet birimi Newton (N), stres birimi olarak Megapaskal (MPa) kullanılmaktadır. Cisme uygulanan kuvvet farklı yönlerden ve farklı açılardan gelebilir. Bu dış kuvvetler cisim içerisinde oldukça karmaşık streslerin oluşmasına sebep olabilir. Bu gerilimler;

- ❖ Uzama/ekme tipi gerilimler (Tensile Stress); Bir cismi uzatmak ya da germek için uygulanan yükün yarattığı deformasyona karşı oluşan dirençtir. Daima ekme tipi gerinme (tensile strain) ile beraber oluşur.
- ❖ Sıkıştırma/Basma tipi gerilimler (Compressive Stres); Bir cismi sıkıştırmak ya da kısaltmak amacıyla uygulanan yüke karşı cismin içerisinde oluşan dirençtir. Daima sıkışma tipi gerinme (compressive strain) ile beraber oluşur.
- ❖ Makaslama/Kayma tipi gerilimler (Shear Stres); Bükme hareketine ya da bir cismi diğerinin üzerinde kaydırmaya karşı oluşan dirence makaslama tipi gerilme denilmektedir. Cisimlerin maruz kaldıkları en yıkıcı gerilme tipidir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Bir cisme tek tip stres uygulanması oldukça zordur. Pratikte bir cisim üzerine uygulanan tek tip stres varsa baskın olmamakla beraber diğer iki tip stres de cisim içerisinde oluşmaktadır. Bunlara kompleks stresler denir ve protetik uygulamalarda daha çok kompleks streslerle karşılaşılmaktadır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

- ❖ Gerinim (Strain); Cisme uygulanan kuvvet ile oluşan stres sonucunda cismin birim boyutunda meydana gelen boyutsal değişimdir. Gerinim elastik, plastik ya da her ikisi birden olabilir. Elastik gerinim geri dönüşümlüdür. Gerinim ortadan kalkınca eski haline döner. Plastik gerinimde; cisimde geri dönüşümü olmayan değişiklikler meydana gelir.

$$\text{Gerinim (Strain)} = \Delta L / L$$

ΔL = Birim boyutta meydana gelen değişiklik

L = Orijinal uzunluk

- ❖ Elastisite modülü (E); Materyallerin kuvvet altında elastik şekil değiştirmesinin ölçüsüdür. Tanımı gereği birim kesit alanına sahip bir materyalde (genellikle 1 mm²) birim boyu bir kat arttırmak için uygulanması gereken kuvveti gösterir. Young modülü olarak da adlandırılır (Boyacı, 2015 ve Zaimoğlu ve ark., 1993).

$$E = \sigma / \varepsilon$$

E: Elastisite modülü

σ : Normal gerilme

ε : Birim uzama-Gerinim

Akma sınırına kadar olan değerler içinde gerilim ile gerinim (ε), doğrusal olarak orantılıdır. Her materyalin kendine özgü elastisite modülü vardır. Bu formül, Hooke tarafından ortaya konmuş olduğundan, yüzde uzama miktarının ya da gerinimin gerilime oranı Hooke kanunu olarak tanımlanmaktadır. Elastisite modülü cismin sertliği hakkında bilgi verir. Elastisite modülü arttıkça cismin sertliği artar, moleküller arası çekim kuvveti artar. Gerilim-gerinim eğrisinin eğimi bize cismin elastisite modülü hakkında bilgi vermektedir. Eğrinin gerinim vektörü ile yaptığı açı arttıkça cismin sertliği artmaktadır (Lin ve ark., 2008).

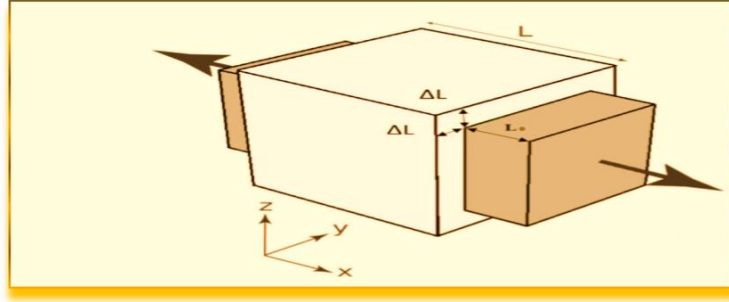
- ❖ Poisson Oranı (Poisson's ratio- ν): Çekme veya basma yükleri altında cisimlerin elastik sınır içerisinde enindeki birim uzamanın boyundaki birim uzamaya oranına poisson oranı denir. Şekil 1.4.'de görüldüğü gibi çekilen kübik bir malzeme x doğrultusunda boyunun uzamasına karşılık z ve y doğrultusunda enine daralmaktadır. Bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan cisimler, diğer yönde de şekil değişikliği gösterirler. Bütün malzemeler için 0-0.5 arasında değişen ve teorik olarak 0.25 olması gerektiği belirtilen oran materyale bağlı ayırıcı bir özelliktir (Lin ve ark., 2008).

$$\nu = \Delta L / L_0$$

ν : Poisson Oranı

ΔL : Enindeki Birim Uzama

L_0 : Boyundaki Birim Uzama



Şekil 1.4. Kübik cisim üzerinde kuvvet altında oluşan boyutsal değişimlerin şematik gösterimi (Lin ve ark., 2008).

- ❖ İzotropik materyaller; x, y ve z eksenlerinde benzer özellik gösteren ve elastisite modülleri aynı olan materyallerdir.
- ❖ Anizotropik materyaller; Üç ekseninde farklılık gösteren anizotropik materyallere ortotropik materyaller, üç ekseninden birinde farklılık gösteren materyallere transvers izotropik materyaller denir. Bu materyallerin elastisite modülleri farklıdır.
- ❖ Homojen materyaller; Materyalin mekanik özelliklerinin tüm yapı içerisinde aynı olmasıdır.
- ❖ Lineer elastisite; Yapının gerinim kuvvetleri ve deformasyon altında orantısız değişkenlik göstermesidir.

- ❖ Asal gerilim değerleri (Principal stresses); Genellikle kırılma özelliği olan materyallerde elde edilir. Kortikal ve trabeküler kemikteki stres değerlerini vermektedir (Öztürk, 2015).

Üç boyutlu stres elemanına üç düzlemde normal ve makaslama tipi stresler etki etmektedir. Üç boyutlu bir elemanın stres değeri üç normal ve üç makaslama stres komponenti ile tanımlanmaktadır. En yüksek stres değeri tüm makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşmaktadır. Bu durumda oluşan streslere asal gerilme stresleri adı verilmektedir. Üç farklı asal gerilme bulunmaktadır (Öztürk, 2015).

- ❖ Maksimum asal gerilme (maximum principal stress) – çekme gerilmesi: En yüksek gerilme stresi (tensile stress) olup pozitif değerlidir (Maks. PS, Pmax veya σ_1).
- ❖ Ara asal gerilme (intermediate principal stress): Ara değerlerdir (σ_2).
- ❖ Minimum asal gerilme (minimum principal stress) – basma gerilmesi: En düşük basma stresi (compressive stress) olup negatif değerlidir (Min. PS, Pmin veya σ_3).

Bu değerler $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde sıralanmaktadır.

Stres elemanları hangi asal gerilme değerinin mutlak değeri daha büyük ise o asal gerilme tipinin etkisi altındadırlar (Deste, 2017 ve Ramoğlu ve Ozan 2014).

- ❖ Von Misses stres değerleri (equivalent stresses): Çekilebilir materyallerdeki deformasyonun başlangıcıdır. Tüm yapıda oluşan gerilme değerleriyle ilgili bilgi elde edilebilir. Üç asal gerilme değeri ile hesaplanır (Ramoğlu ve Ozan, 2014).
- ❖ Sınır Şartları: Gerilimlerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini kapsamaktadır. Kuvvetin nereden uygulandığı ve cismin nereden sabitlendiğini göstermektedir.

Analiz yapılan cisme hangi bölgeden kuvvet uygulanacaksa sınır şartları (boundary conditions) ona göre belirlenmektedir (Ramoğlu ve Ozan, 2014).

1.8.1. Gerilim Analiz Yöntemleri

1. Fotoelastik gerilim analiz yöntemi
2. Gerinim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi
3. Kırılgan vernik (brittle lacquer) kaplama ile gerilim analiz
4. Holografik interferometri (lazer ışını) ile gerilim analizi
5. Termografik gerilim analiz yöntemi
6. Radyotelemetri ile gerilim analiz yöntemi
7. Sonlu elemanlar (finite element) gerilim analiz yöntemi (Caputo ve Stanlee, 1987; Ramoğlu ve Ozan, 2014 ve Ulusoy ve Aydın 2010).

1.8.1.1. Fotoelastik Gerilim Analiz yöntemi

Sentetik bir rezin içerisine yerleştirilen yapılara polarize ışık uygulanarak gerilimler görünür hale getirilip polariskop ile tespit edilir. Test edilmesi istenen materyalin fotoelastik malzemedan aynı boyutlarda bir benzeri elde edilir.

Bu yöntemin 3 esas tekniği vardır;

1. İki boyutlu model tekniği
2. Üç boyutlu model tekniği
3. Çift kırıcı plastik yapıştırma tekniği

Gerilim dağılımları net görülebilir. Basit ama dezavantajları olan bir yöntemdir. En önemli dezavantajları, çene kemiğini taklit etmede başarısız olan sentetik rezin ve rezin içerisindeki materyalin doğru konumunun belirlenmesidir (Caputo ve Stanlee, 1987; Ramoğlu ve Ozan, 2014 ve Ulusoy ve Aydın 2010).

1.8.1.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Analiz Yöntemi

Bunlar uygulandıkları nesnelerde meydana gelen şekil değişikliklerini ölçerler ve hafif deformasyon sonucu akım oluşturan direnci değiştirebilen elektrikli dirençlerdir. Oluşan elektrik sinyali dijital bir veriye dönüştürülerek bilgisayar aracılığı ile okunur. Gerilime maruz kalmış nesnelerin deformasyonunu göstergeler eksiksiz bir şekilde kayıt edebilirler. Statik veya dinamik kuvvetlere maruz bırakılan gerilmelerin in vivo ve in vitro ölçümelerini içermektedir (Akça ve ark., 2002 ve Ulusoy ve Aydın, 2010).

1.8.1.3. Kırılgen Vernik (Brittle Lacquer) Gerilim Analiz Yöntemi

Modelin yükleme yapılmadan önce vernik uygulanarak fırınlandığı bir yöntemdir. Fırınlanan modele yükleme yapılır ve yükleme sonucu yoğun kuvvet bölgelerinde oluşan çatlaklar sayesinde gerilme hat doğrultuları ile ilgili bilgi edinilir. Çatlakların yönü ve yoğunluğu streslerin yönü ve yoğunluğunu vermektedir (Ulusoy ve Aydın, 2010).

1.8.1.4. Lazer Işını ile Gerilim Analizi (Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analizi)

Bu analizde cismin üç boyutlu görüntüsü lazer ışını vasıtası ile holografik bir filme kaydedilir. Temel yöntem cismin kuvvet öncesi ve sonrası 3 boyutlu görüntülerinin aynı hologram film üzerine yansıtılarak karşılaştırılmasıdır. Önce başlangıç görüntüsü yansıtılır ardından kuvvet uygulayarak 3 boyutlu görüntüde meydana gelen deformasyona bakılır. Oldukça hassas olan bu yöntemde yüzeyde meydana gelen deformasyonlar nanometrelik farklarla kaydedilir. Holografik görüntüdeki saçaklı yapılar değerlendirilir (Korkmaz, 1998 ve Ulusoy ve Aydın, 2010).

1.8.1.5. Radyometri ile Gerilim Analiz Yöntemi

Bir gereç bağlantısı olmadan, donanım ve yazılım vasıtası ile elde edilen verilerin transferi esasına dayanır. Bu yöntemde bir güç kaynağı, bir alıcı, radyotransmitter, örneğe yapıştırılmış gerilimölçer, gerilimölçer yükseltici, anten ve veri kaydedici vardır. Ölçer cihazda meydana gelen direnç farkları voltajı düşürür ve bunun sonucunda radyometri frekansında oluşan değişiklikler sonuçları ortaya çıkarır (Ulusoy ve Aydın, 2010).

1.8.1.6. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analizi Yöntemi

1950’li yıllarda ilk kez uzay alanında kullanıma girmiş bir yöntemdir. 70’li yıllarda kullanım alanı genişlemiş ve makine, uçak teknolojisi ve inşaat gibi alanlarda kendisine yer bulmuştur. Ayrıca günümüzde tıp alanında genellikle ortopedi, estetik cerrahi gibi branşlarda yer edinmiştir 1976 yılında, Weinstein ve arkadaşları implantoloji alanında sonlu elemanlar analizi kullanan ilk araştırmacılarıdır. Son yıllarda yöntem implant ve protez alanında yoğun olarak kullanılmaya başlamıştır (Geng ve ark., 2008). Bu yöntem doğanın biyomekanik özelliklerinin bilgisayar ortamında taklidi esasına dayanır. Fiziksel modelleri tarif eden matematiksel denklemlerle sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindendir (Ramoğlu ve Ozan, 2014).

Yöntem ile yapılan analizler bir, iki ve üç boyutta gerçekleştirilebilmektedir. Karmaşık bir mekanik problemin çözülmesinde kolaylık sağlayan bir metod olmuştur. Alanı küçük elemanlara bölerek incelemeyi kolaylaştıran bir matematiksel analiz olup temel prensibi parçadan bütüne gitme olarak tanımlanabilir (Assunção ve ark., 2010). Bu yöntemde gerilimin taklidi ve testi için sanal ortamda modeller kullanılır. Bu sayede in vivo veya in vitro analizi mümkün olmayan, kemik, implant ve protetik parçaların arayüzlerinin taklidi ve biyomekanik davranışlarını analiz etmek mümkün olur.

Bu şekilde kemikte ve implant üzerinde meydana gelen gerilim ve yer değiştirme ölçülebilir. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan gereçlerin özellikleri gerilme dağılımı üzerinde önemli etkiye sahiptir. Bunlar anizotropik, enine izotropik, izotropik ve ortotropik olarak modellenenebilir (Assunção ve ark., 2010).

1.8.1.6.1. Sonlu Elamanlar Stres Analiz Tipleri

1. Bu analiz yönteminde üç tip bulunur. Bunlar;
2. Tek boyutlu çizgisel elemanlar: Çizgi ve noktalardan oluşur.
3. İki boyutlu katı elemanlar: Kolay oluşturulabilir ancak materyal özellikleri açısından yetersiz kalmaktadır.
4. Üç boyutlu katı elemanlar: Kullanılan materyallerin karmaşık olması üç boyutlu modellemelerin günümüzde daha çok tercih edilmesine sebep olmaktadır (Assunção ve ark., 2010 ve Taşkınsel ve Gümüş, 2014).

1.8.1.6.2. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizinin İmplantolojide Avantajları

1. Farklı dizayn edilen implant yüzeylerinin performanslarını test edebilir.
2. Modelleme elde etmek için magnetik rezonans (MR) ve bilgisayarlı tomografi (CT) kullanılabilir.
3. Kemiğin farklı bölgelerindeki stresleri ayrı ayrı tespit edebilir.
4. Kök formundaki ve delikli yapıdaki implantlara gelen stresler analiz edilebilir.
5. İmplant, kemik ve protetik üst yapıdaki stresleri ayrı ayrı analiz edebilir.
6. Sınır koşulları istenildiği oranda belirlenebilir.
7. İn vivo şartlarda uygulanması zor olan çalışmalar planlanabilir.
8. Dijital yöntem olması hızlı ve ekonomik olmasını beraberinde getirmektedir. (Ebrahimi, 2012; Magne., 2007 ve Ramoğlu ve Ozan, 2014).

1.8.1.6.3. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizinin İmplantolojide Dezavantajları

1. İmplant ve kemiğin farklı bölgelerinde osseointegrasyonun tam (%100) olarak gerçekleştiği varsayılır.
2. Abutment ile implant arasındaki bağlantının tam olarak gerçekleştiği varsayılır.
3. Kron ile abutment arasında tam bağlantı olduğu varsayılır
4. Donanım, yazılım ve modellemelerin bilgisayar destekli olması uzmanlık gerektirmektedir.
5. Test materyallerinin elastisite modülü ve poisson oranlarının bilinmesi gerekmektedir.
6. İmplantların homojen ve izotropik kabul edilmesi sonuçları etkilemektedir.
7. Kuvvet uygulaması elastik deformasyon sınırlarındadır ve plastik deformasyon tespit edilemez
8. Statik kuvvet uygulaması yapılan analizlerde lineer analiz yöntemi kullanılır
9. Deformasyon oranı yüksek materyallerde non lineer yöntem kullanılır (Geng ve ark., 2001; Ramoğlu ve Ozan, 2014 ve Wakabayashi ve ark., 2008).

1.8.1.6.4. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Aşamaları

1. Modelleme ve elemanlara bölünme (pre-processing)
2. Analiz edilen verilerin yüklenmesi ve analizlerin yapılması (processing)
3. Analiz sonucunun çözümlenmesi ve değerlendirilmesi (post-processing) (Geng ve ark., 2001 ve Ramoğlu ve Ozan, 2014).

1.8.1.6.5. Modelleme ve Elemanlara Bölünme (pre-processing)

Öncelikle geometrik bir model oluşturulması gerekir, bunun için bilgisayar ortamında CAD programı kullanılır. Fiziki yapısı karmaşık olan yapıların modellenmesi için CT veya lazer tarayıcı kullanılabilir. Modelin bilgisayar ortamında oluşturulması ile ilk aşama tamamlanır (Geng ve ark., 2001 ve Ramoğlu ve Ozan, 2014).

Bilgisayar ortamında hazırlanan bu geometrik modelin analiz edilecek kısmı yapısına bağlı olarak bölünebildiği kadar çok küçük parçalara ayrılır. Bu bölünen küçük parçalara eleman denir ve eleman sayısının fazlalığı analizde gerçekliği arttırır. Elemanların birbirine bağlandığı noktalara nod (node) ismi verilir. Oluşmuş olan tüm yapı ise mesh olarak adlandırılır (Geng ve ark., 2001 ve Ramoğlu ve Ozan, 2014). Oluşturulan ağ yapısına matematiksel model denir. Bu matematiksel modeli oluşturan elemanlar, sanal gerilimler altında şekil değiştirirler ve bunu diğer elemanlara aktarırlar ve onların da etkilenmesine sebep olurlar. Oluşturulan düğüm noktaları ile sınır şartları meydana gelir. Düğüm noktaları, birbiri ile köşe noktalarından birleşen eşit boydaki sonlu sayıda elemanlara bölünmüştür. Eleman sayısındaki artış analizde meydana gelen sonucun doğruluğunu arttırır. Önemli nokta modelin nasıl en küçük parçalara bölünüp ağ yapısını oluşturacağıdır (Ramoğlu ve Ozan, 2014). Yapılacak analiz için , iyi tasarlanmış bir matematiksel model olmalıdır. Üç boyutlu sonlu elemanlar analizinde bir objenin matematiksel modeli oluşturulduğu için doğal detayların tamamının aktarılması mümkün değildir. Fakat diğer değişkenler istenildiği gibi organize edilebilir (Ebrahimi, 2012 ve Geng ve ark., 2001).

1.8.1.6.6. Analiz Verilerinin Yüklenmesi ve Analizlerin Yapılması

Oluşturulan modellerdeki materyallerin elastisite modülüsleri ve poisson oranları sisteme yüklenir. Bazı analizler için termal iletkenlik katsayısı, sürtünme katsayısı ve genleşme katsayısı gibi değerler kullanılır. Yükleme koşulları belirlendikten sonra uygulanacak olan kuvvetin şiddeti, açısı ve yönü belirlenir.

Oluşturulan model düğüm noktalarından sabitlenir ve yer değiştirme kısıtlamaları sınır şartlarını oluşturur. Matematiksel model, analizi planlanan ana modelin tüm özelliklerine sahip olduğundan yükleme sonuçları yapının bütünlüğünü taklit etmiş olur ve elde edilen sonuçlar depolanır (Ebrahimi, 2012; Ramoğlu ve Ozan, 2014 ve Taşkınsel ve Gümüş, 2014).

1.8.1.6.7. Analiz Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Stresin yoğun olarak gözlendiği bölgeler tespit edilerek, stres renk skalasından stres miktarları belirlenir. Her renk farklı bir stresi belirtmektedir ve değerler MPa cinsinden belirlenir. Çekme stresleri ve Von Mises değerleri kırmızı renkte en yüksek olup maviye doğru azalmakta iken basma stresleri negatif değerde olup mavi en yüksek değeri göstermekte ve mutlak değeri alınmaktadır. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi verileri, bilgisayar sisteminde varyansı olmayan matematiksel hesaplamalardır ve istatistiksel değerlendirmeler yapılamamaktadır. Düğümlerdeki stres dağılımları ve kesit görünümleri değerlendirilip yorumlanmaktadır (Ebrahimi, 2012 ve Ramoğlu ve Ozan, 2014).

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamız Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarı ve Ay Tasarım Ltd. Şti. Araştırma ve Tasarım Laboratuvarı'nda (Ankara) yürütülmüştür. Araştırmamızda 3 boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi yöntemi kullanılmıştır. Üç boyutlu modellerin simülasyonları Ay Tasarım Laboratuvarında tasarlanarak statik lineer analizler yapılmıştır.

Çalışmamızda Maksiller All-on-four® implant tasarımlarına göre planlanan 6 adet tam dişsiz maksiller model üzerinde üç farklı protetik üst yapı materyali, iki farklı posterior implant açılanması ve 4 farklı yükleme koşulu olmak üzere toplam 24 analiz yapılmıştır. İmplantlarda, kortikal ve trabeküler kemiklerde ve protetik yapılarda meydana gelen maksimum ve minimum asal stresler ve von Misses gerilimleri statik lineer 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi (3B-SESA) yöntemi ile tespit edilerek değerlendirilmiştir. Çalışmamızda Maksiller All-on-four® implant tasarımları, monolitik zirkonya, zirkonya destekli lityum disilikat üst yapı ve Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik tam ark sabit protetik üst yapı tasarımları hazırlanmıştır.

Bu kapsamda çalışmamızda; 10 mm posterior kantilever uzunluğuna ve posterior 17° ve 30° yönde iki farklı implant açılanmasına sahip olan Maksiller All-on-four® implant destekli model simülasyonu ile 4 mm çapında titanyum alaşımdan oluşan vidalı implantlar (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) kullandığımız tezimizde anterior implantların uzunluğu 11.5 mm ve posterior implantların uzunluğu 13 mm olarak seçilmiştir. Abutmentlar (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) 4 mm çapında ve 5 mm oklüzo-gingival uzunlukta olup parabol şeklinde olan ark uzunluğu 80 mm ve kortikal kemik kalınlığı 2 mm olarak belirlenmiştir.

Çalışmamızda kanin koruyuculu oklüzyon sağlanarak, sağ kantilever, frontal-vertikal ve frontal-oblik ve bilateral yükleme olmak üzere 4 farklı yükleme tipi simüle edilmiştir.

2.1. Maksiller Modellerinin Tasarımı

Araştırmamızda Maksiller All-on-Four® implant destekli modellerin simülasyonuna göre tam dişsiz maksiller ark için 6 farklı tedavi planlaması yapılmıştır. Bunlar;

1.Model (Z-17): Maksiller All-on-four® implant destekli tedavi planlaması

Anterior iki implant sağ ve sol lateral kesici dişler bölgesine birbirine paralel ve çene kemiğine dik açılı olarak yerleştirilmiştir. Posterior implantlar ise servikal kısımları 2. premolar dişler hizasında, apikal bölgesi 1. premolar dişin distal yarısı hizasında olacak şekilde oklüzyon düzlemine göre 17° açıldırılmış şekilde yerleştirilmiştir. Protetik üst yapı olarak; monolitik zirkonya tek parça sabit tam ark protetik restorasyon planlanmıştır.

2. Model (Z-30): Maksiller All-on-four® implant destekli tedavi planlaması

Anterior iki implant sağ ve sol lateral kesici dişler bölgesine birbirine paralel ve çene kemiğine dik açılı olarak yerleştirilmiştir. Posterior implantlar ise servikal kısımları 2. premolar dişler hizasında, apikal bölgesi 1. premolar dişin distal yarısı hizasında olacak şekilde oklüzyon düzlemine göre 30° açıldırılmış şekilde yerleştirilmiştir. Protetik üst yapı olarak; monolitik zirkonya tek parça sabit tam ark protetik restorasyon planlanmıştır.

3. Model (ZL-17): Maksiller All-on-four® implant destekli tedavi planlaması

Anterior iki implant sağ ve sol lateral kesici dişler bölgesine birbirine paralel ve çene kemiğine dik açılı olarak yerleştirilmiştir. Posterior implantlar ise servikal kısımları 2. premolar dişler hizasında, apikal bölgesi 1. premolar dişin distal yarısı hizasında olacak şekilde oklüzyon düzlemine göre 17° açıldırılmış şekilde yerleştirilmiştir. Protetik üst yapı olarak; zirkonya destekli lityum disilikat tek parça sabit tam ark protetik restorasyon planlanmıştır.

4. Model (ZL-30): Maksiller All-on-four® implant destekli tedavi planlaması

Anterior iki implant sağ ve sol lateral kesici dişler bölgesine birbirine paralel ve çene kemiğine dik açılı olarak yerleştirilmiştir. Posterior implantlar ise servikal kısımları 2. premolar dişler hizasında, apikal bölgesi 1. premolar dişin distal yarısı hizasında olacak şekilde oklüzyon düzlemine göre 30° açıldırılmış şekilde yerleştirilmiştir. Protetik üst yapı olarak; zirkonya destekli lityum disilikat tek parça sabit tam ark protetik restorasyon planlanmıştır.

5. Model (MP-17): Maksiller All-on-four® implant destekli tedavi planlaması

Anterior iki implant sağ ve sol lateral kesici dişler bölgesine birbirine paralel ve çene kemiğine dik açılı olarak yerleştirilmiştir. Posterior implantlar ise servikal kısımları 2. premolar dişler hizasında, apikal bölgesi 1. premolar dişin distal yarısı hizasında olacak şekilde oklüzyon düzlemine göre 17° açıldırılmış şekilde yerleştirilmiştir. Protetik üst yapı olarak; Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik tek parça sabit tam ark restorasyon planlanmıştır.

6. Model (MP-30): Maksiller All-on-four® implant destekli tedavi planlaması

Anterior iki implant sağ ve sol lateral kesici dişler bölgesine birbirine paralel ve çene kemiğine dik açılı olarak yerleştirilmiştir. Posterior implantlar ise servikal kısımları 2. premolar dişler hizasında, apikal bölgesi 1. premolar dişin distal yarısı hizasında olacak şekilde oklüzyon düzlemine göre 30° açıldırılmış şekilde yerleştirilmiştir. Protetik üst yapı olarak; Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik tek parça sabit tam ark restorasyon planlanmıştır.

2.1.1. Maksiller All-on-four® İmplant Destekli Tedavi Modellerinin Özellikleri

1. Anterior iki implant sağ ve sol lateral kesici dişler (2-2) bölgesine, birbirlerine paralel ve çene kemiğine dik açıyla yerleştirilmiştir.
2. Kantilever uzunluğu 10 mm olarak tasarlanmıştır.
3. 4 mm çapında titanyum alaşımından oluşan vidalı implantlar (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) kullanılmıştır.
4. Anterior implantlar 11.5 mm uzunluğunda belirlenmiştir.
5. Posterior implantlar 13 mm uzunluğunda belirlenmiştir.
6. Abutmentlar (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) 4 mm çapında ve 5 mm oklüzo-gingival uzunlukta seçilmiştir.
7. Protetik materyal olarak monolitik zirkonya (Katana, Zirconia Multi-Layered Disc-ML, Noritake Dental Supply Co., Ltd., Miyoshi, Japan), lityum disilikat (IPS e.max Press, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein) ve Cr-Co metal destekli seramik (metal alaşım Duceralloy C Degudent, Germany) ve konvansiyonel feldspatik seramik üst yapı (Vita VMK Master, A2-Dentin, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) kullanılmıştır.
8. Posterior bölgede 17° ve 30° açılı implant ve abutmentlar modellenmiştir.
9. Maksiller All-on-four® implant tasarımları, monolitik zirkonya, zirkonya destekli lityum disilikat üst yapı ve Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik tam ark sabit protetik üst yapı şeklinde tasarlanmıştır.

10. Parabol şeklinde olan ark uzunluğu 80 mm olarak belirlenmiştir.
11. Kron kalınlığı serviko-bukkal ve palatinalde 2 mm olarak belirlenmiştir. Tam ark sabit protezler maksiller dişler şeklinde modele edilmiştir. Diş boyutları Wheeler Diş Anatomisi Atlasından (1984) alınmıştır (Ash ve Stanley, 2003).
12. İmplant desteklerde kronlar kortikal kemik ve abutment servikal bölgesi ile temasta olurken gövdelerin servikal kısımları kortikal kemik ile bukkal nokta teması şeklinde ridge-lap olarak tasarlanmıştır. Kortikal kemik kalınlığı 2 mm olarak belirlenmiştir. Belirtilen parametrelere göre maksiller implant destekli sabit protez içeren modeller oluşturulmuştur (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. İmplantlar ile Cr-Co metal alaşım destekli ve zirkonya destekli seramik protetik üst yapıların kemik model görüntüleri

Çalışmamızda; 3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve homojen hale getirilmesi, modellerin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan (Integrated electronics, USA), Activity 880 optik tarayıcı (Smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) ile 3 boyutlu tarama cihazından, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programlarından yararlanılmıştır.

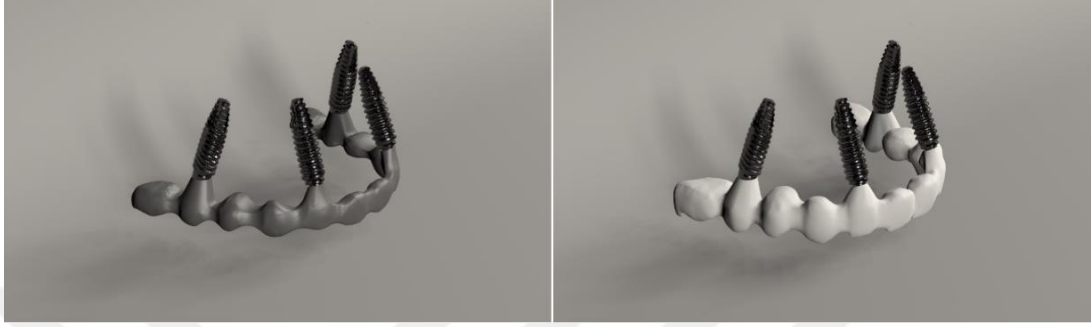
2.1.2. Maksiller All-on-four® İmplant Destekli Analiz Modellerinin Elde Edilmesi

Modeller, VRMesh (Virtual Grid Inc, Bellevue City, WA, USA) yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için Stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3 boyutlu modelleme programları için evrensel niteliktedir. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin saklanması sayesinde; programlar arasında bilgi aktarımı yapılabilmektedir. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksiller tam dişsizlik vakasına ait olduğu ve diş yapılarının hangi materyalden yapıldığı yazılıma tanıtılmıştır. Modelleri oluşturan yapıların her birinin fiziksel özelliklerini tanımlayan elastisite modülüs ve Poisson oranı değerleri Çizelge 2.1’de verilmektedir.

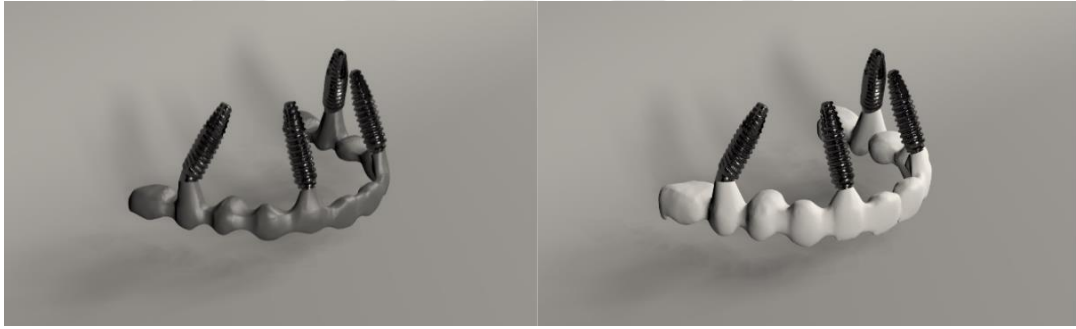
Çizelge 2.1. 3B-SESA analizlerinde kullanılan materyallere ait elastisite modülüs değerleri ve Poisson Oranları

Materyaller	Elastik Modülüs Değerleri (GPa)	Poisson Oranları	Kaynaklar
Monolitik Zirkon	210	0,35	Ha 2015; de Kok ve ark., 2015
Lityum Disilikat	95	0,23	Ereifej ve ark., 2011; Ma ve ark., 2013
Krom-Kobalt	218	0,3	Ferreira ve ark., 2014
Porselen	70	0,22	Ferreira ve ark., 2014
Titanyum	110	0,3	Baghai Naini ve ark., 2011; Almeida ve ark., 2013
Kortikal Kemik	13,7	0,3	Silva ve ark., 2010; Padhye ve ark., 2015
Spongioz Kemik	1,37	0,3	Silva ve ark., 2010; Padhye ve ark., 2015

Protetik Cr-Co metal altyapı optik tarayıcısında yapılan 3 boyutlu tarama ile elde edilmiştir. İmplantların modellerinin elde edilmesi için büyük ebatta implant modelleri tedarik edilerek smartoptics tarayıcısında taranmıştır. Çalışmamızda Nobel Active (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) implantlar kullanılmıştır (Şekil 2.2 - 2.3).



Şekil 2.2. Anterior implantlar dik ve birbirine paralel, posterior implantların 17° açılı olarak yerleştirilmesi



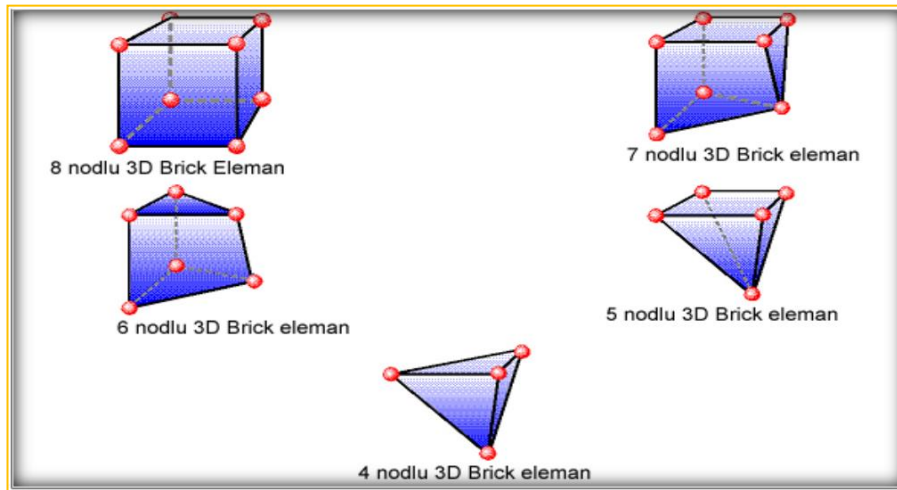
Şekil 2.3. Anterior implantlar birbirlerine dik ve paralel, posterior implantların 30° açılı olarak yerleştirilmesi

Kemik dokularının modellenmesi için, erişkin bir hastanın maksiller tam dişsiz çene kemiği, konik hüzmeye ışın tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) taranmıştır. Taramada 120 kvp, 3.8 mA’de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edilmiştir. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile yeniden oluşturulmuştur. Elde edilen bu kesitler, DICOM 3.0 formatında 3D-Doctor (ABLE Software Corp. Lexington, USA) yazılımına alınmıştır.

3D-Doctor (ABLE Software Corp. Lexington, USA) yazılımı; manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde

edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. 3D-Doctor (ABLE Software Corp. Lexington, USA) yazılımına atılan kesitler burada interaktif kesitleme (Interactive Segmentation) yöntemi ile hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırılmıştır. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra dijital ortamda 3 boyutlu modeller elde edilmiştir. Model 3D-Doctor yazılımından Stl formatında dışa aktarılmıştır. Daha sonra model standardize edilerek analize uygun hale getirilmiştir. İlave olarak kemik dokusundan offset yöntemi ile trabeküler kemik elde edilerek gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmıştır.

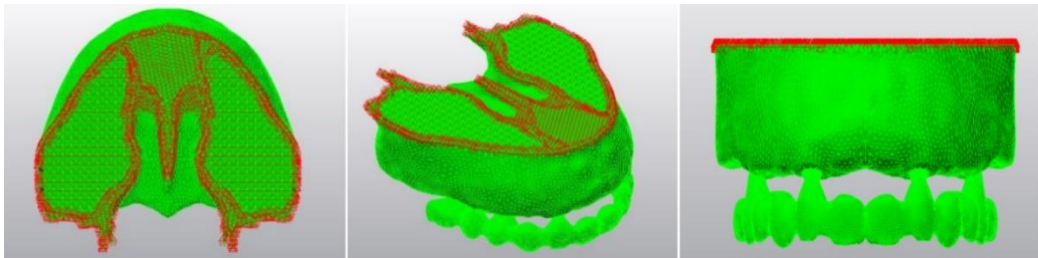
Bu şekilde maksilladaki kortikal kemik, trabeküler kemik, implantlar, abutmentlar, vidalar ve protez modele taşınmıştır. Yapılan modeller; Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımında 3 boyutlu olarak doğru koordinatlara yerleştirilerek modelleme işlemi tamamlanmıştır. 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarılan modeller burada Bricks (kübik) ve Tetrahedra (düzgün dört yüzlü) elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde; Fempro (Algor Inc., USA) yazılımında oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılmaktadır. 8 nodlu elemanlardan başka 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlardan kullanılmaktadır (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Üç boyutlu nodlu eleman tipleri (Brick eleman) (Soares ve ark., 2012).

2.2. Üç Boyutlu Sonlu Elamanlar Stres Analizinin Sınır Koşulları

1. Araştırmamızda abutment ve implant bir bütün olarak kabul edilmiştir. İmplant ve maksiller tam dişsiz kemik arasında %100 osseointegrasyon olduğu kabul edilerek kemik-implant teması kesintisiz ve tam olarak modele edilmiştir.
2. Maksiller modellemede verilerin alınması ve analizlerin doğru olarak yapılması için eğimli yüzeyler oluşturulmuştur. Daralan ve dik olan kısımlar çizgisel elemanlardan uzaklaştırılarak daha düzenli yapı sağlanmıştır (Şekil 2.5).
3. Maksiller modelin dış sınırları serbestlik derecesi (degree of freedom-DOF) sıfır hareket olacak şekilde tasarlanmıştır (Şekil 2.5).
4. Maksiller modellerin sınırları göz önünde bulundurularak analiz sonuçlarının daha net olması için en fazla sayıda düğüm ve eleman sayısı (10'luk quadratic tetrahedral) seçilmiştir.
5. Yapılan 2 farklı açılma (17° ve 30°) ve her biri için hazırlanan 3 farklı model grubunda (tek parça monolitik zirkonya, zirkonya destekli lityum disilikat ve Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik) 4 farklı yükleme koşulu (sağ kantilever yüklemesi, frontal-vertikal yükleme, frontal-oblik yükleme ve bilateral yükleme) olmak üzere toplam 24 adet analiz gerçekleştirilmiştir.
6. Maksiller tam dişsiz modeller için eleman ve düğüm sayıları tespit edilmiştir (Çizelge 2.2).



Şekil 2.5. Maksiller modellerin posterior ve maksiller kemik tabanı yüzeylerinden sınırlandırılması

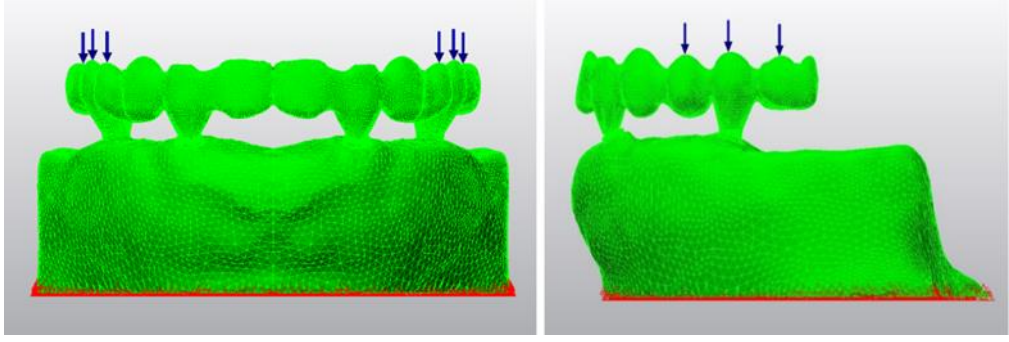
Çizelge 2.2. Çalışmada tasarımı yapılan maksiller tam dişsiz modeller için eleman ve düğüm sayıları

Model Tipleri	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
1.Model (Z-17)	2 472 129	501 746
2. Model (Z-30)	2 652 557	533 021
3. Model (Z+L-17)	2 652 557	533 021
4. Model (Z+L-30)	2 585 751	519 145
5. Model (MP-17)	2 744 944	551 377
6.Model (MP-30)	2 744 944	551 377

2.3. Yükleme Koşulları

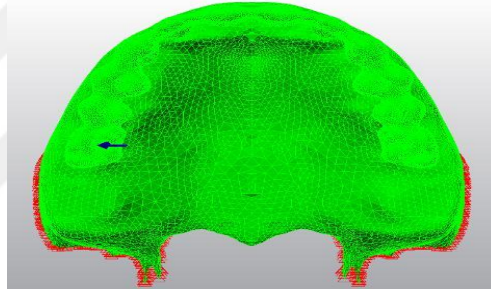
Çalışmamızda bilateral-çift taraflı yükleme, sağ kantilever, frontal-vertikal ve frontal-oblik olmak üzere 4 farklı yükleme tipi simüle edilmiştir. Yüklemler çiğneme kuvvetlerini taklit edecek şekilde yapılmıştır.

1. Bilateral yükleme: Çift taraflı olarak (bilateral) her iki posterior bölgeden 1. premolar, 2. premolar ve 1. molar dişlerin oklüzeline vertikal olarak 100 N olmak üzere toplam 300 N eş zamanlı kuvvet uygulaması simüle edilmiştir (Şekil 2.6).



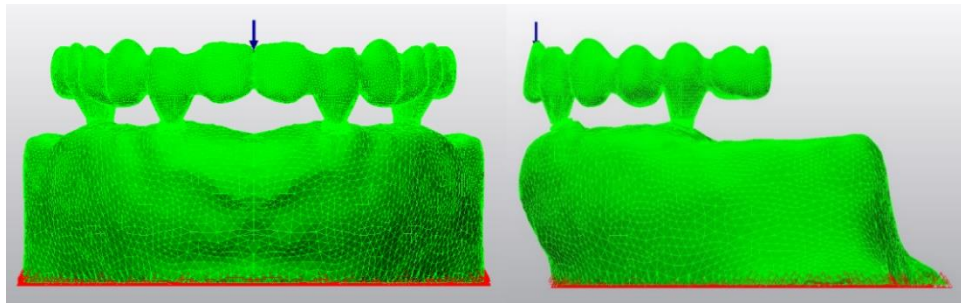
Şekil 2.6. Bilateral maksiller yüklemenin görünümü

2. Sağ kantilever yüklemesi: Sağ kantilever (1.molar yüklemesi) yüklemesinde sağ 1. molar diş kantilever uzantısının merkezinden oklüzyon düzlemine 30° açılı olmak üzere 150 N oklüzal kuvvet uygulaması simüle edilmiştir (Şekil 2.7).



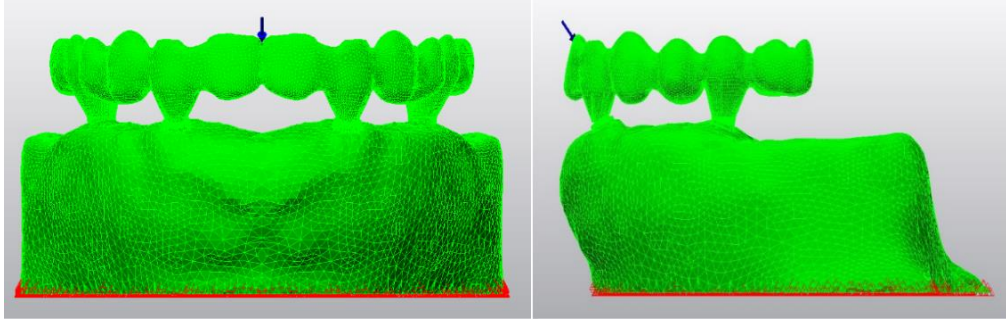
Şekil 2.7. Sağ kantilever yüklemenin model görünümü

3. Frontal-vertikal yükleme: Frontal-vertikal yüklemde her iki santral dişin mezial interproximal bölgelerinden vertikal olarak 100 N insizal kuvvet uygulanmıştır. (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. Frontal-vertikal yüklemenin model görünümü

4. Frontal-oblik yükleme: Frontal oblik yüklemede her iki anterior santral dişin mezial interproximal bölgelerinden 30° açılı 100 N insizal kuvvet uygulaması simüle edilmiştir (Şekil 2.9).



Şekil 2.9. Frontal-oblik yüklemenin model görünümü

2.4. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Çalışmamızda 6 adet maksiller tam dişsiz model üzerinde 4 farklı yükleme koşulunda toplam 24 adet üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yapılmıştır. Yapılan analizler sonucunda, tam ark sabit protezler üzerindeki von Mises stresleri, anterior ve posterior implantlar üzerindeki von Mises stresleri, kortikal kemik üzerindeki maksimum ve minimum asal (principal) stresler ile trabeküler kemik üzerindeki maksimum ve minimum asal (principal) stresler elde edilmiştir. Elde edilen veriler, bilgisayar sisteminde varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar oldukları için istatistiksel değerlendirmeler yapılamamaktadır. Bütün veri girişleri ve analizler; bilgisayar destekli üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yapan program üzerinden yapılmıştır. Kesit görünümleri, düğümlerdeki stres miktarları ve stres dağılımları değerlendirilerek yorumlanmıştır.

3. BULGULAR

Çalışmamızda maksiller All-on-four® implant tasarımlarında altı farklı modelde, üç farklı protetik materyal, iki farklı posterior implant açılanması ve 4 farklı yükleme koşulunda 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirme yapılmıştır.

Yapılan analizler sonucu elde edilen görüntülerde, streslerin yoğun olarak gözlemlendiği bölgeler belirlenerek renk skalasına göre değerlendirmeler yapılmaktadır. Von Mises gerilim değerleri ve maksimum asal stresler (principal-çekme stresleri) pozitif değerlerdir ve maviden kırmızıya doğru artmaktadır. Minimum asal stresler (principal-basma stresleri) negatif değerler olarak gösterilir, mutlak değerleri alınır ve kırmızıdan maviye doğru artmaktadır.

Kortikal ve trabeküler kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri ve implantlar ile protetik materyallerde oluşan von Mises gerilimleri hesaplanarak hangi stres değerlerinin etkisi altında olduğu belirlenmiştir.

3.1. İmplant von Mises Gerilim Bulguları

Von Mises gerilimleri, renk skalasında kırmızı alanlar için yüksek, mavi alanlar için düşük gerilim alanlarını göstermektedir. İmplantlarda oluşan en yüksek von Mises gerilim değerleri implantların boyun bölgelerinde 2. ve 3. implant yivlerinde görülmüştür. Tüm tedavi planlamalarındaki en yüksek gerilim değerleri, sağ kantilever yüklemesinde görülmüştür (Şekil 3.1-4. ve Çizelge3.1.).

3.1.1. Sağ Kantilever Yükleme İmplant Bulguları

a. Tüm tedavi planlamalarında en yüksek gerilim değerleri (541,36 MPa) sağ kantilever yüklemesindeki implantlarda görülmüştür.

b. Tüm tedavi planlamalarında en yüksek gerilim değerleri (541,36 MPa) yüklemenin yapıldığı sağ posterior implant bölgesinde gözlenmiştir.

c. Tüm tedavi planlamalarındaki en yüksek gerilim değerleri (541,36 MPa) protetik materyal olarak; Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik sabit tam ark protetik restorasyonun bulunduğu implantlarda görülmüştür.

d. Tüm tedavi planlamalarında en yüksek gerilim değerleri (541,36 MPa) 17° açılı modellerdeki implantlarda gözlenmiştir (Şekil 3.1), (Çizelge 3.1)

3.1.2. Frontal-Vertikal ve Frontal-Oblik Yükleme İmplant Bulguları

a. Tüm tedavi planlamalarında en yüksek gerilim değerleri (98,84 MPa) genel olarak anterior implantlarda gözlenmiştir.

b. Tüm tedavi planlamalarında en yüksek gerilim değerleri (98,84 MPa) protetik materyal olarak; Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik sabit tam ark protetik restorasyonun bulunduğu implantlarda tespit edilmiştir.

c. Protetik üst yapı olarak; zirkonya destekli lityum disilikat üst yapılı ve monolitik zirkonya sabit tam ark protetik restorasyonların bulunduğu modellerde her iki açı için implantlarda benzer değerler gözlenmiştir (Şekil 3.2), (Şekil 3.3), (Çizelge 3.1).

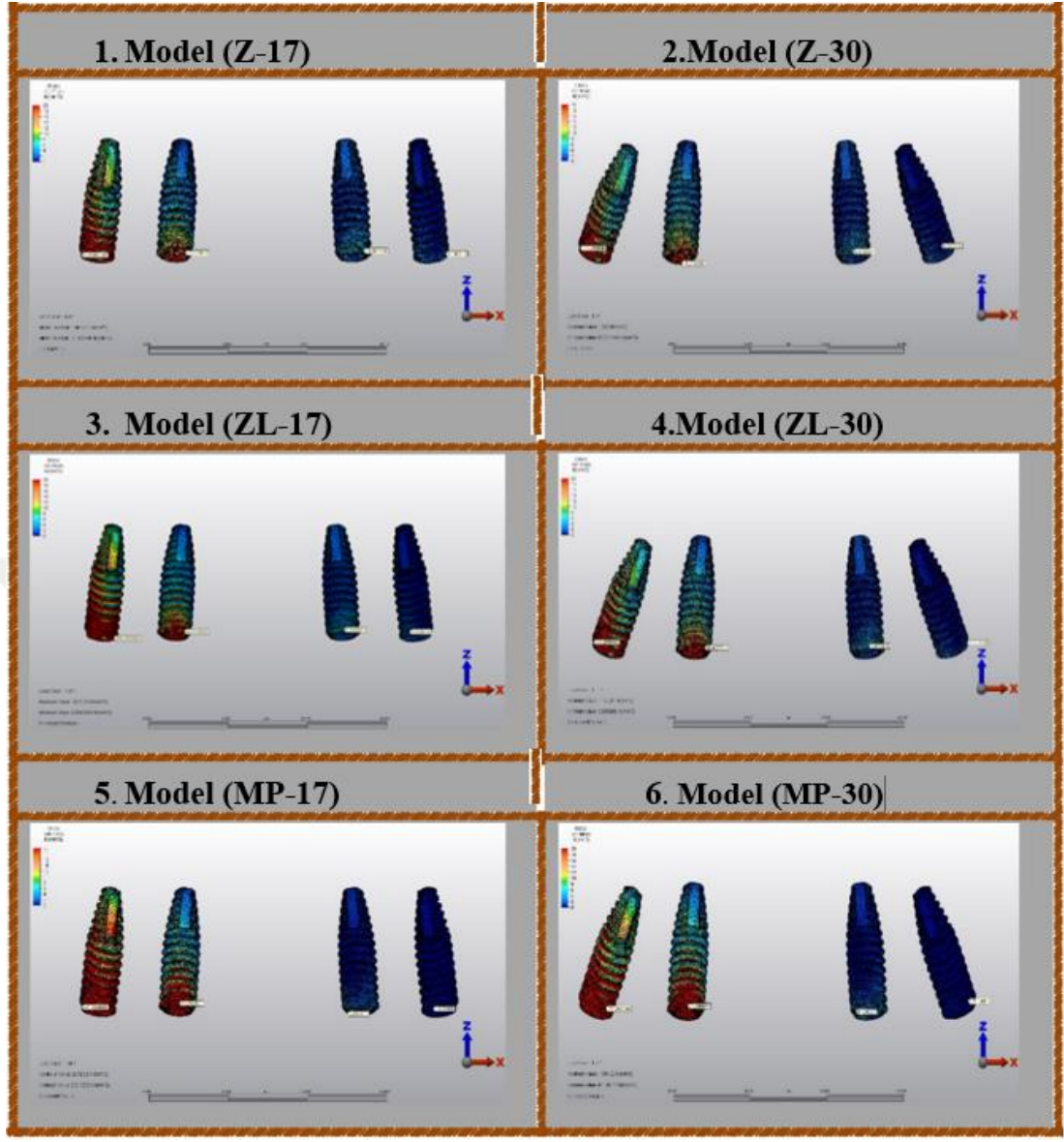
3.1.3. Bilateral Yükleme İmplant Bulguları

a. Tüm tedavi planlamalarında en yüksek gerilim değerleri (401,38 MPa) posterior implantlarda gözlenmiştir (Şekil 3.4.).

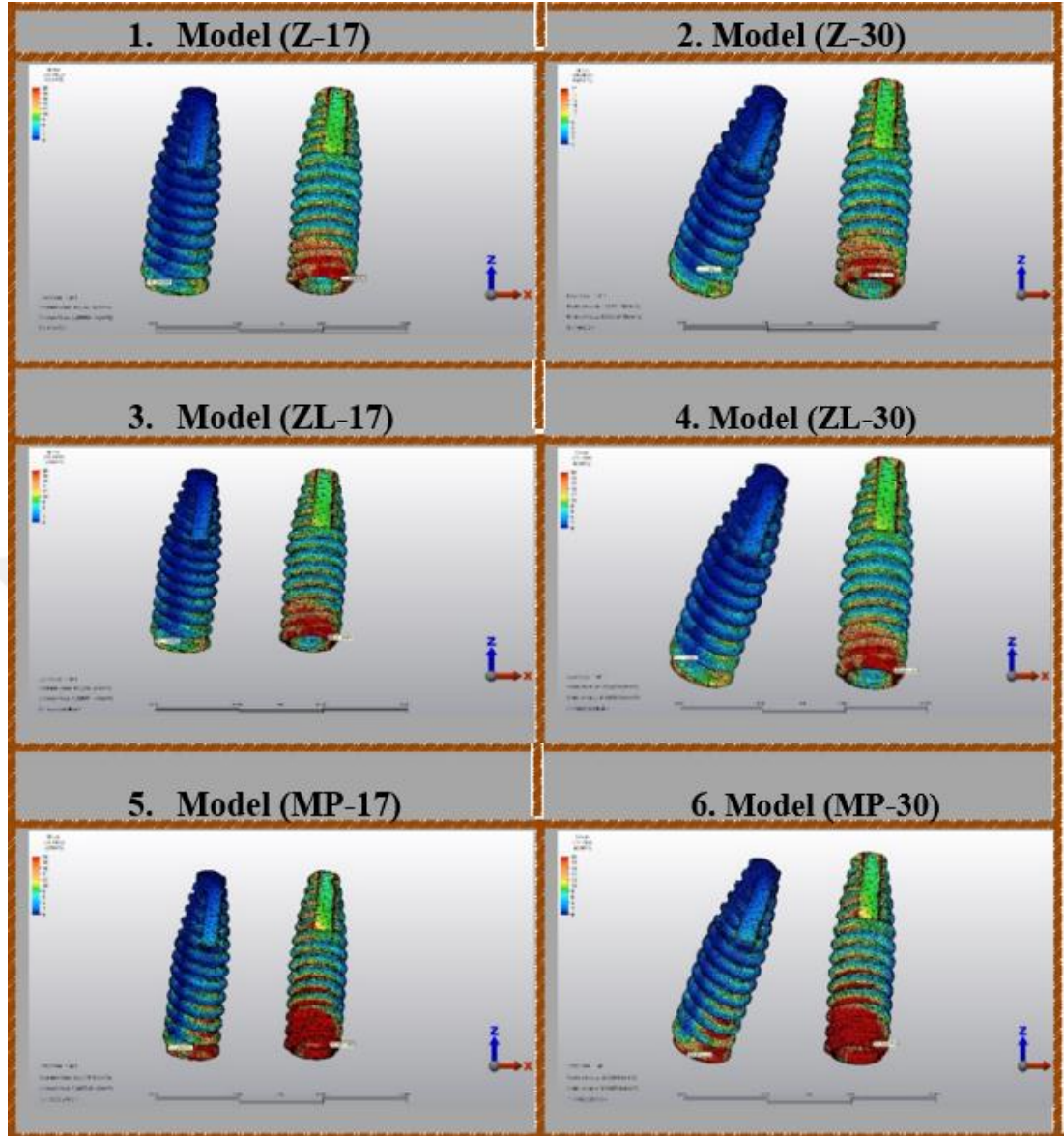
b. Tüm tedavi planlamalarında en yüksek von Mises gerilim değerleri (401,38 MPa), protetik materyal olarak; Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik sabit tam ark protetik restorasyonun bulunduğu implantlarda tespit edilmiştir.

c. Protetik üst yapı olarak; zirkonya destekli lityum disilikat üst yapılı ve monolitik zirkonya sabit tam ark protetik restorasyonların bulunduğu modellerde her iki açı için implantlarda benzer değerler gözlenmiştir

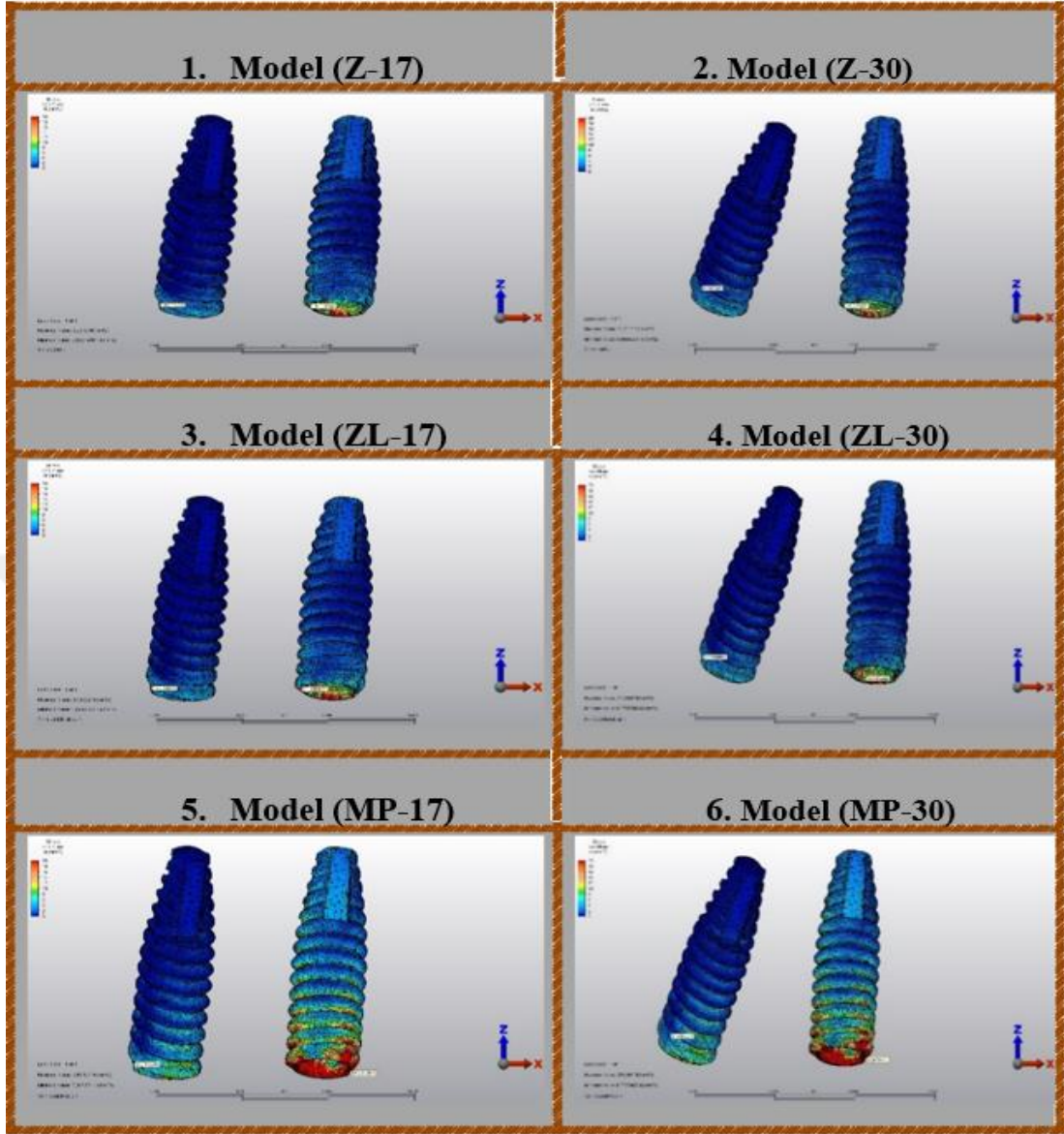
d. Posterior implant açılanma farklılığı bakımından implantlarda; posterior implant açılanması arttıkça von Mises gerilim değerlerinde azalma görülmüştür (Şekil 3.4., Çizelge 3.1).



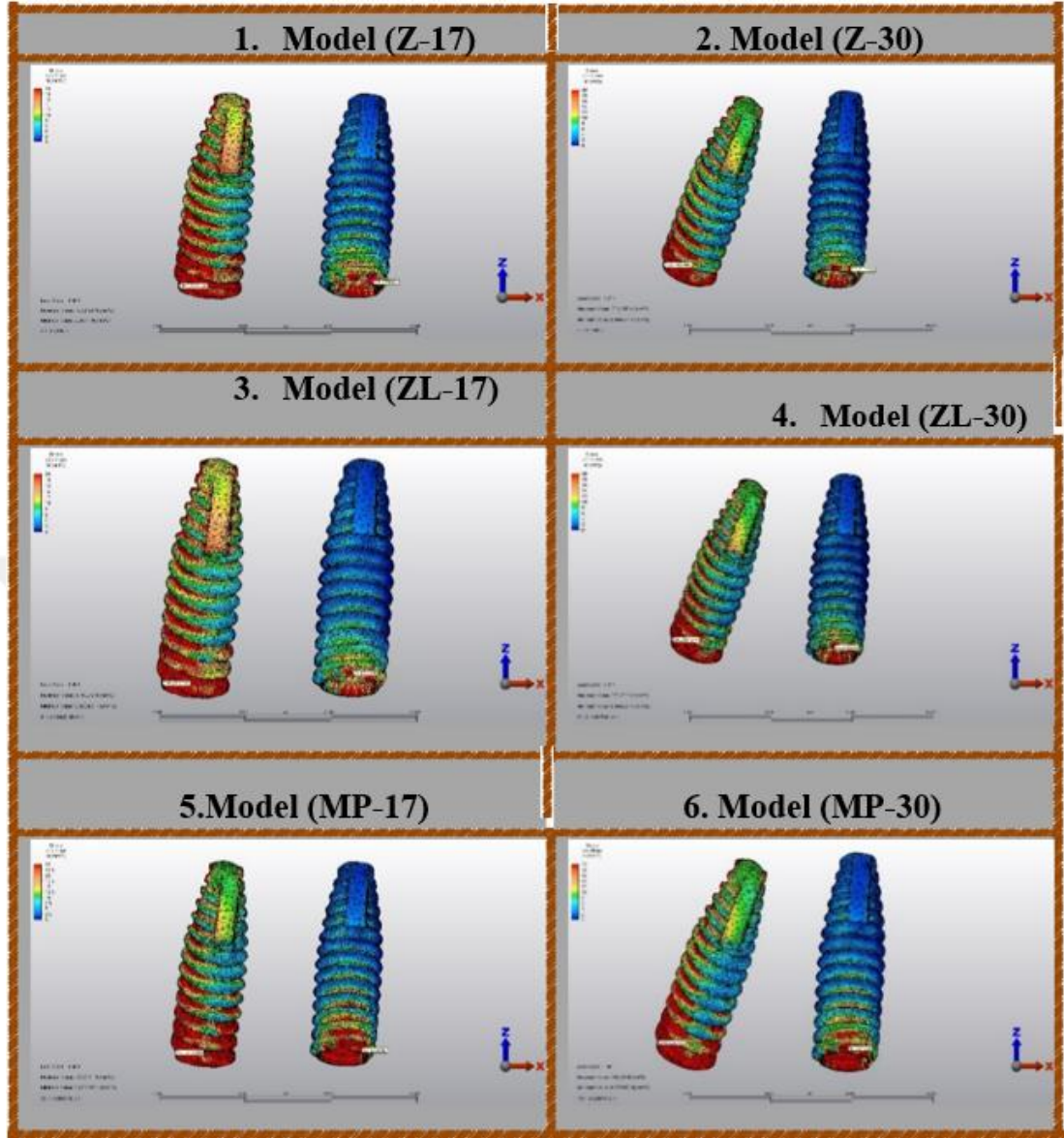
Şekil 3.1. Sağ kantilever yükleme implant von Mises gerilim bölgeleri



Şekil 3.2. Frontal-vertikal yükleme implant von Mises gerilim bölgeleri



Şekil 3.3. Frontal-oblik yükleme implant von Mises gerilim bölgeleri



Şekil 3.4. Bilateral yükleme implant von Mises gerilim bölgeleri

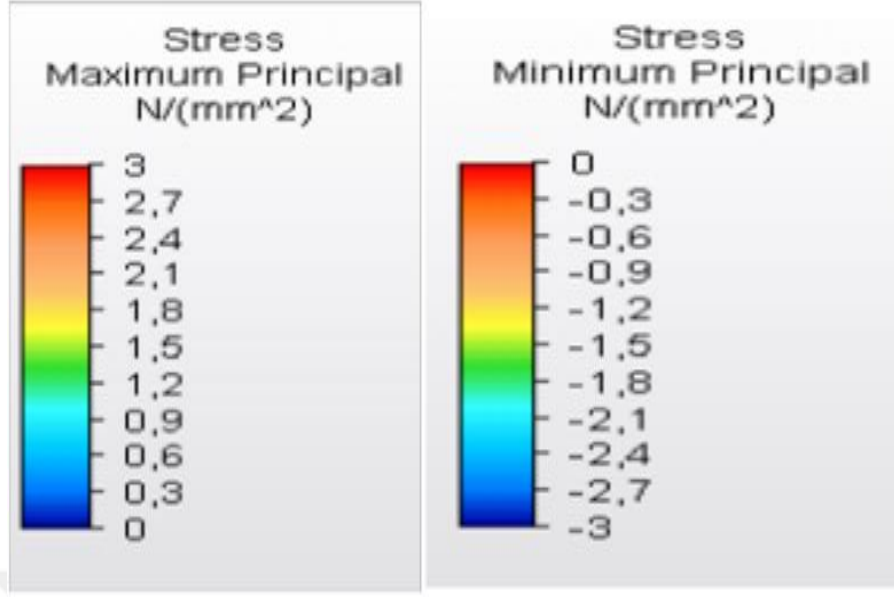
Çizelge 3.1. Anterior ve posterior implantlarda von Mises gerilim verileri (MPa)

Modeller	İmplant Konumları	1. molar Yükleme	Frontal-Vertikal Yükleme	Frontal-Oblik Yükleme	Bilateral Yükleme
1.Model (Z-17)	Sağ Posterior	322,84	46,05	13,12	257,12
	Sağ Anterior	37,80	55,40	14,03	35,68
	Sol Anterior	10,61	-	-	-
	Sol Posterior	8,18	-	-	-
2.Model (Z-30)	Sağ Posterior	306,80	22,51	9,74	105,74
	Sağ Anterior	34,74	38,74	11,60	20,71
	Sol Anterior	8,67	-	-	-
	Sol Posterior	6,86	-	-	-
3. Model (ZL-17)	Sağ Posterior	390,31	50,41	15,01	219,50
	Sağ Anterior	44,91	60,81	14,66	26,06
	Sol Anterior	9,55	-	-	-
	Sol Posterior	5,03	-	-	-
4.Model (ZL-30)	Sağ Posterior	269,70	55,12	17,56	260,33
	Sağ Anterior	30,49	34,51	13,81	32,56
	Sol Anterior	7,97	-	-	-
	Sol Posterior	7,73	-	-	-
5.Model (MP-17)	Sağ Posterior	541,36	65,50	23,45	401,38
	Sağ Anterior	83,23	98,84	59,20	67,88
	Sol Anterior	9,03	-	-	-
	Sol Posterior	1,88	-	-	-
6.Model (MP-30)	Sağ Posterior	357,57	33,34	31,48	340,64
	Sağ Anterior	97,11	70,77	63,87	40,08
	Sol Anterior	8,13	-	-	-
	Sol Posterior	1,50	-	-	-

3.2. Kortikal Kemik Bulguları

Kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stres bulguları renk skalasına göre değerlendirilmiştir. İmplantların bulunduğu bölgelerde kortikal kemikte oluşan en yüksek maksimum asal stres (Pmax) ve minimum asal stres (Pmin) değerleri incelenmiştir.

Kortikal kemikte maksimum asal stres değerleri renk skalasında kırmızı alanlarla gösterilirken minimum asal stres değerleri mavi olarak gösterilmektedir. Pmax ve Pmin değerleri mutlak değer olarak okunmakta ve pozitif (+) değerler maksimum asal stres değerlerini gösterirken, negatif (-) değerler minimum asal stres değerlerini ifade etmektedir (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stres renk skalası

3.2.1. Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Asal Stresler

3.2.1.1. Sağ Kantilever Yükleme Kortikal Kemik Bulguları

- Yüklemenin yapıldığı tarafta, posterior implantlar bölgesinde en yüksek değerler 21.76-28.88 MPa gözlenmiştir (Şekil 3.6), (Çizelge 3.2.).
- Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik sabit tam ark protetik restorasyonun bulunduğu modellerde en yüksek Pmin -60.71 MPa değerleri izlenmiştir. Zirkonya destekli lityum disilikat üst yapılı ve monolitik zirkonya sabit tam ark protetik restorasyonlarda Pmin: MD>LZ>Z ilişkisi gözlenmiştir (Şekil 3.10), (Çizelge 3.3).

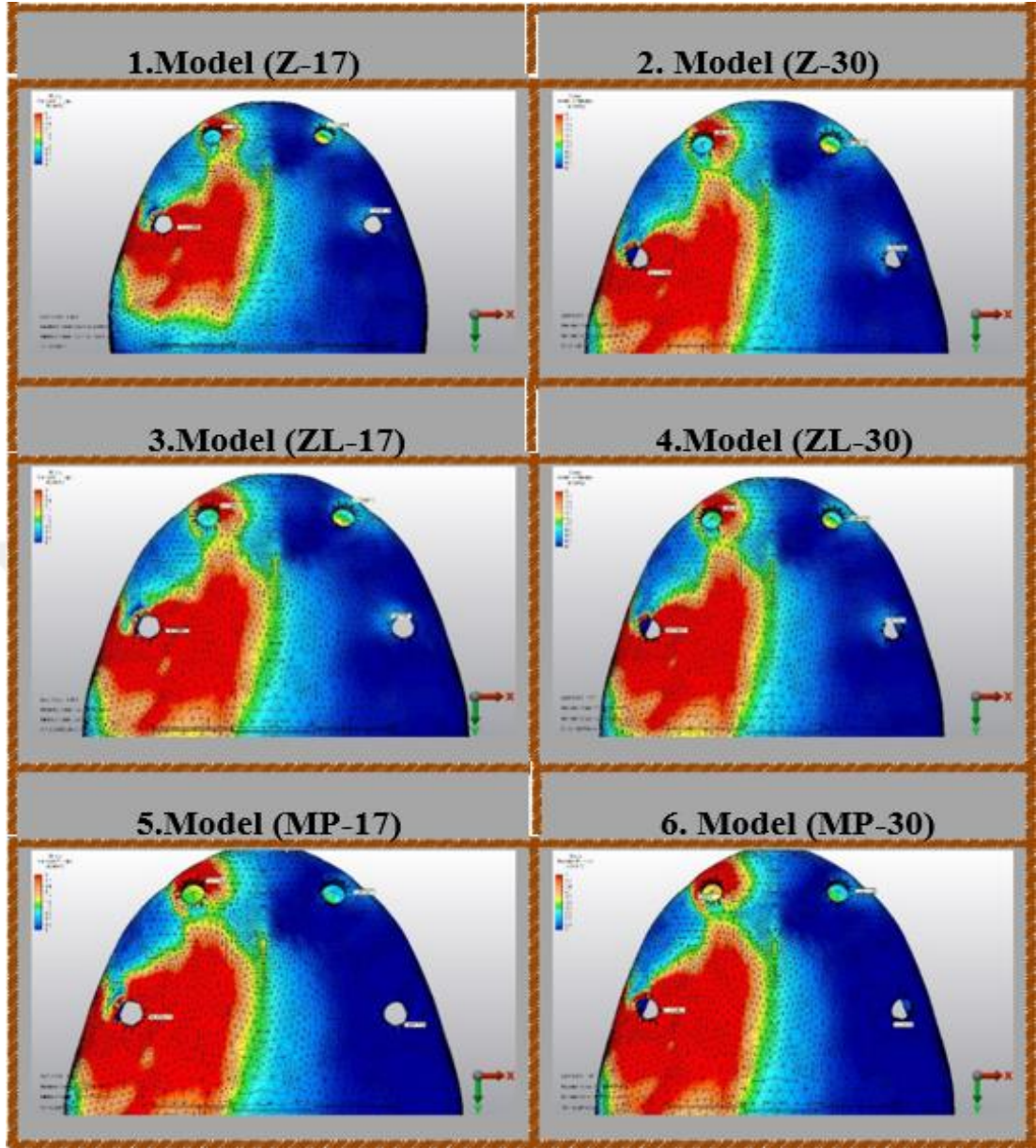
3.2.1.2. Frontal-Vertikal ve Frontal-Oblik Yükleme Kortikal Kemik Bulguları

- Frontal-vertikal yüklemde 30° açılı modellerde daha yüksek Pmax değerleri gözlenmiştir (Şekil 3.7.).

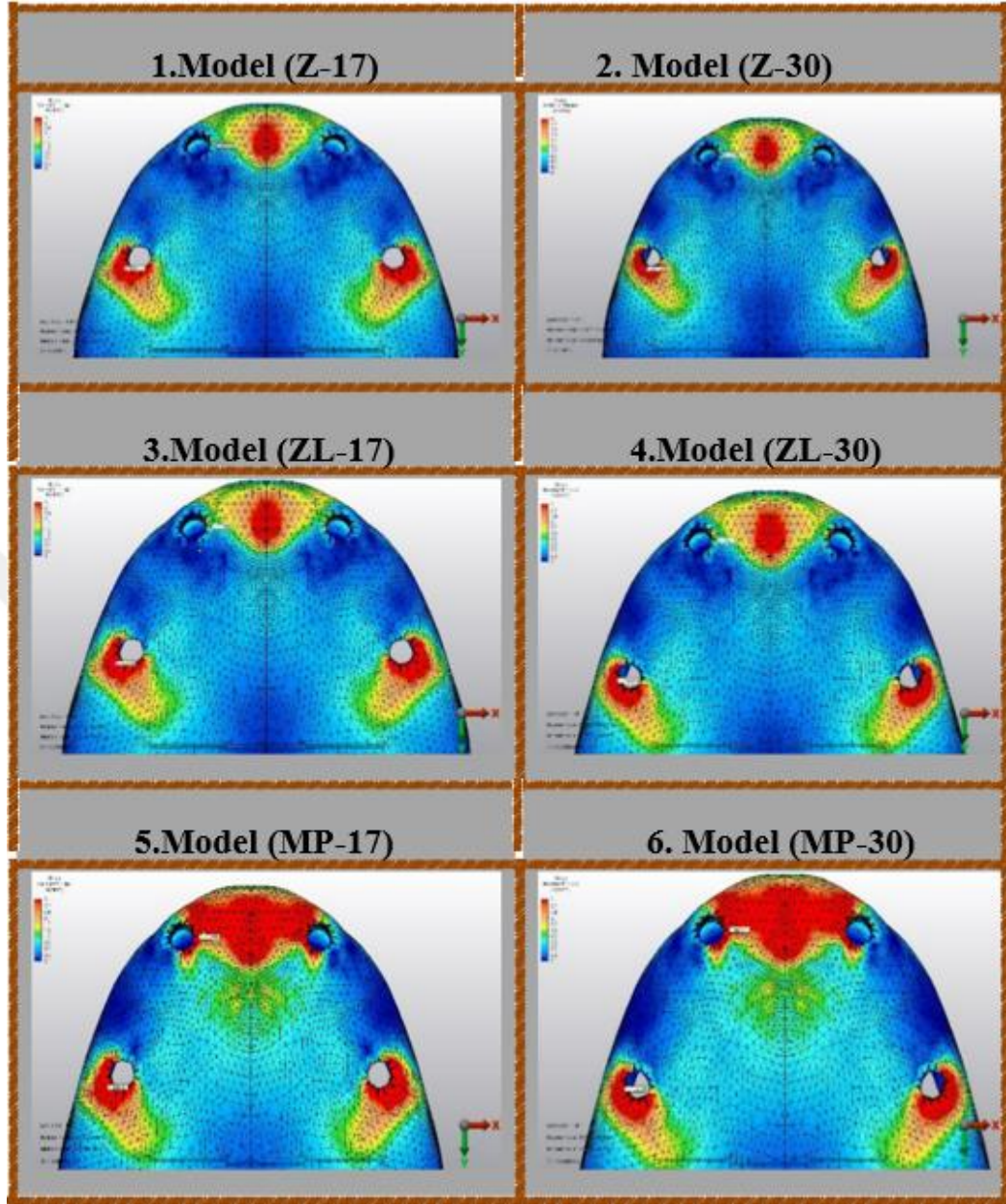
- b. Frontal-vertikal yüklemde, anterior implantlar bölgesinde (5.39-9.71 MPa) posterior implantlar bölgesinden (0.87-5.05 MPa) daha yüksek Pmax değerleri görülmüştür.
- c. Frontal-oblik yüklemde tüm 17° ve 30° açılı modellerde, yüklemenin yapıldığı taraftaki implantlar bölgesinde daha yüksek gerilim değerleri gözlenmiş olup 1.67-7.08 MPa arasındadır.
- d. Frontal-oblik yüklemde, posterior implant bölgelerinde 0.90-2.77 MPa arasında stres değerleri oluşmuştur (Şekil 3.8), (Çizelge 3.2.).

3.2.1.3. Bilateral Yükleme Kortikal Kemik Bulguları

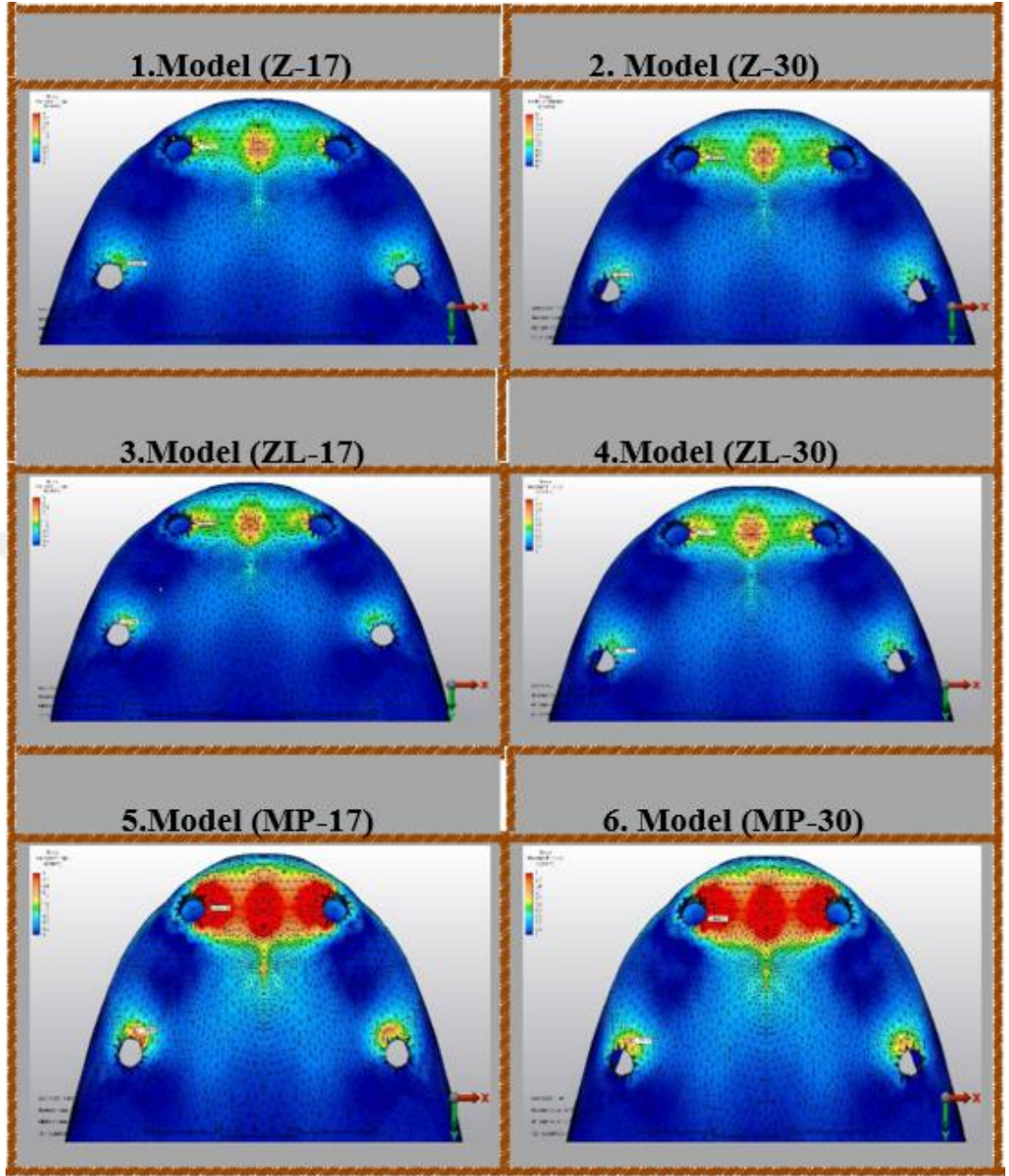
- a. Tüm gruplarda posterior implantlar bölgesinde anterior implantlara göre daha yüksek gerilim değerleri gözlenmiş olup 2.15-11.99 MPa arasındadır.
- b. Anterior implant bölgesinde ise 2.72-5.81 MPa arasında stresler oluşmuştur (Şekil 3.9), (Çizelge 3.2).
- c. Protetik restorasyon bakımından kortikal kemikte; Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik tek parça sabit tam ark protetik restorasyonun bulunduğu modellerde en yüksek Pmax değerleri (11,99 MPa) izlenmiştir. Zirkonya destekli lityum disilikat üst yapılı ve monolitik zirkonya sabit tam ark protetik restorasyonlarda kortikal kemikte benzer değerler MD>LZ~Z gözlenmiştir (Tablo3.2).



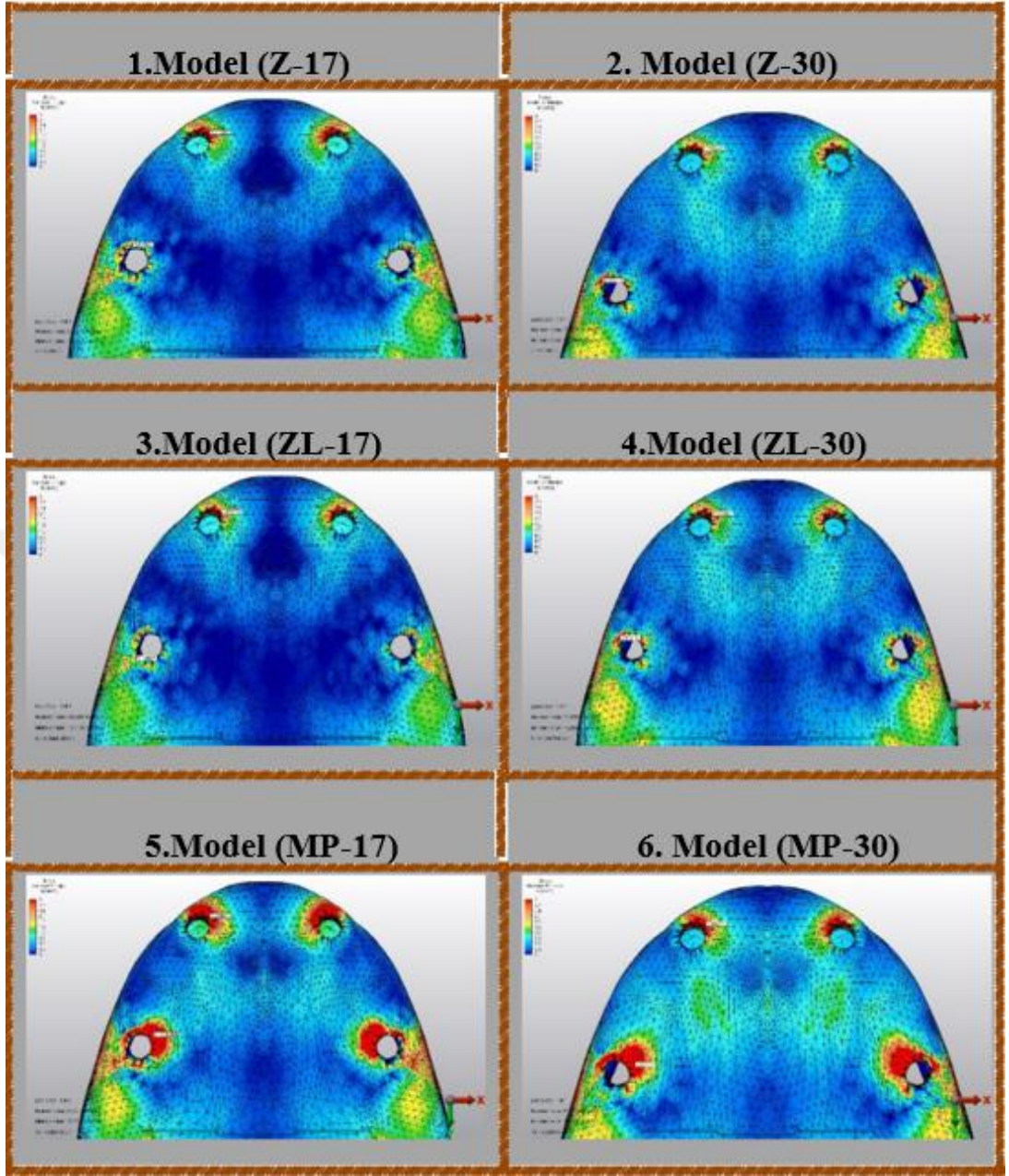
Şekil 3.6. Sağ kantilever yükleme kortikal kemik maksimum asal stres bölgeleri



Şekil 3.7. Frontal-vertikal yükleme kortikal kemik maksimum asal stres bölgeleri



Şekil 3.8. Frontal-oblik yükleme kortikal kemik maksimum asal stres bölgeleri



Şekil 3.9. Bilateral yükleme kortikal kemik maksimum asal stres bölgeleri

Çizelge 3.2. Kortikal kemik maksimum asal stres verileri (MPa)

Modeller	İmplant Konumları	1. molar Yükleme	Frontal-Vertikal Yükleme	Frontal-Oblik Yükleme	Bilateral Yükleme
1.Model (Z-17)	Sağ Posterior	16,63	0,92	1,34	3,42
	Sağ Anterior	5,06	5,39	1,68	3,31
	Sol Anterior	0,78	-	-	-
	Sol Posterior	0,54	-	-	-
2.Model (Z-30)	Sağ Posterior	13,72	0,87	1,06	4,75
	Sağ Anterior	5,67	7,03	1,67	2,72
	Sol Anterior	0,81	-	-	-
	Sol Posterior	0,56	-	-	-
3. Model (ZL-17)	Sağ Posterior	19,30	1,24	0,90	2,15
	Sağ Anterior	5,98	5,73	1,94	2,88
	Sol Anterior	0,83	-	-	-
	Sol Posterior	0,67	-	-	-
4.Model (ZL-30)	Sağ Posterior	15,32	1,19	1,13	4,95
	Sağ Anterior	6,37	7,91	1,91	2,94
	Sol Anterior	0,69	-	-	-
	Sol Posterior	0,47	-	-	-
5.Model (MP-17)	Sağ Posterior	28,88	5,04	2,77	11,99
	Sağ Anterior	7,70	7,26	6,67	5,81
	Sol Anterior	0,40	-	-	-
	Sol Posterior	0,09	-	-	-
6.Model (MP-30)	Sağ Posterior	21,76	5,05	2,18	6,60
	Sağ Anterior	3,93	9,71	7,08	3,94
	Sol Anterior	0,52	-	-	-
	Sol Posterior	0,03	-	-	-

3.2.2. Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları

3.2.2.1. Sağ Kantilever Yükleme Bulguları

- Yüklemenin yapıldığı tarafta, 17° açılı modellerde posterior implantlar bölgesinde en yüksek değerler-37.84 ile-60.71 MPa gözlenmiştir (Şekil 3.10), (Çizelge 3.3).
- Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik sabit tam ark protetik restorasyonun bulunduğu modellerde en yüksek Pmin (-60.71 MPa) değerleri izlenmiştir. Zirkonya destekli lityum disilikat üst yapılı ve monolitik zirkonya sabit

tam ark protetik restorasyonlarda Pmin: MD>LZ>Z ilişkisi gözlenmiştir (Şekil 3.10), (Çizelge 3.3).

3.2.2.2. Frontal-Vertikal Yükleme Bulguları

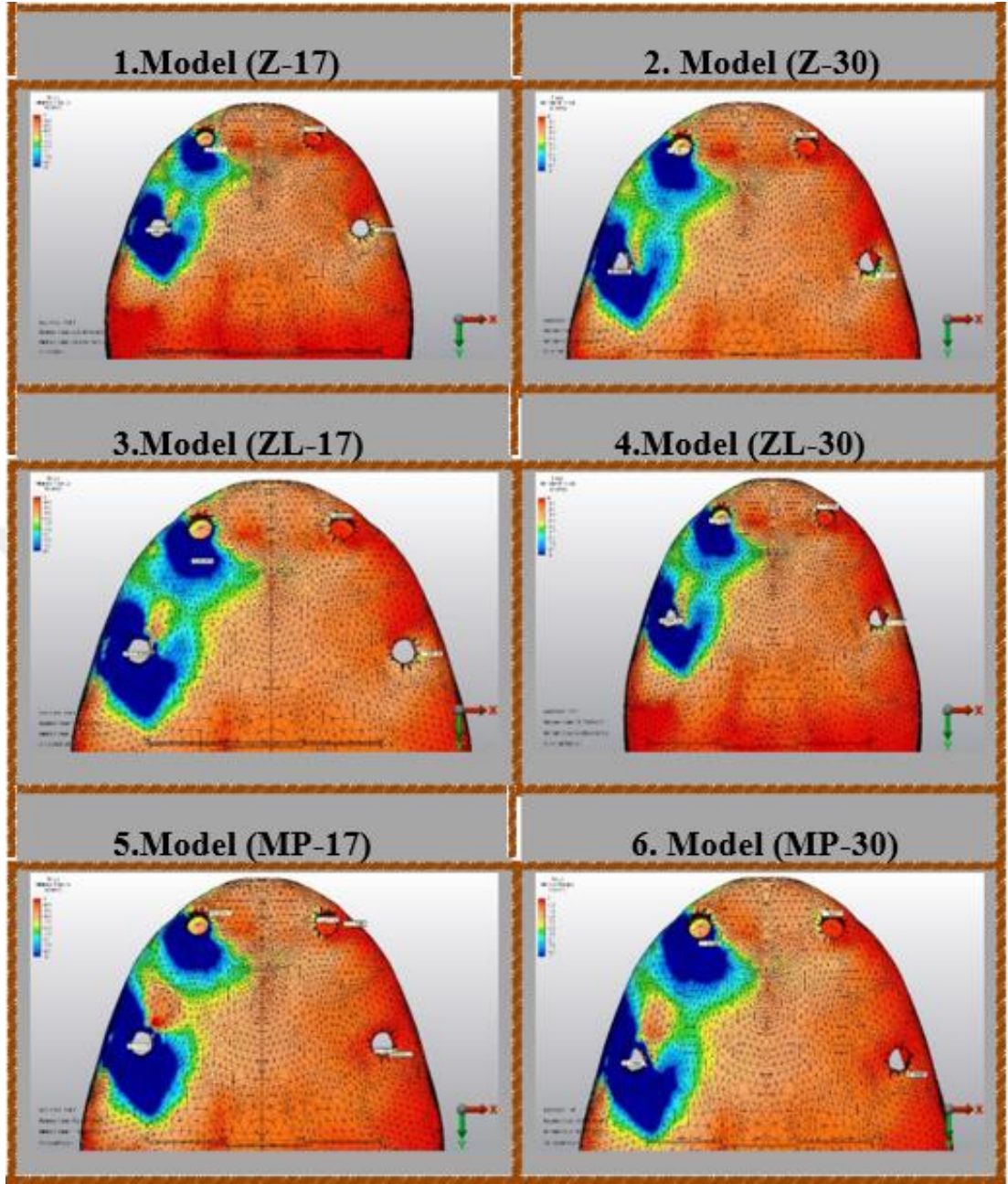
- a. Tüm materyallerde yüklemenin yapıldığı anterior bölgede, Pmin değerlerinin daha yüksek olduğu belirlenmiştir (Şekil 3.11), (Çizelge 3.3).
- b. En yüksek Pmin değeri metal destekli porselen üst yapı materyali bulunan ve posterior implantların 17° açı ile yerleştirilmiş olduğu modelde (-14.61 MPa) görülmüştür. Bu yüklemede monolitik zirkonya ve zirkonya destekli lityum disilikat üst yapıları içeren ve aynı açılanmanın olduğu modellerde ise birbirine yakın Pmin değerleri görülmüştür. Protetik açıdan Pmin: MD 17°>MD 30°>LZ~Z (Çizelge 3.3).

3.2.2.3. Frontal-Oblik Yükleme Bulguları

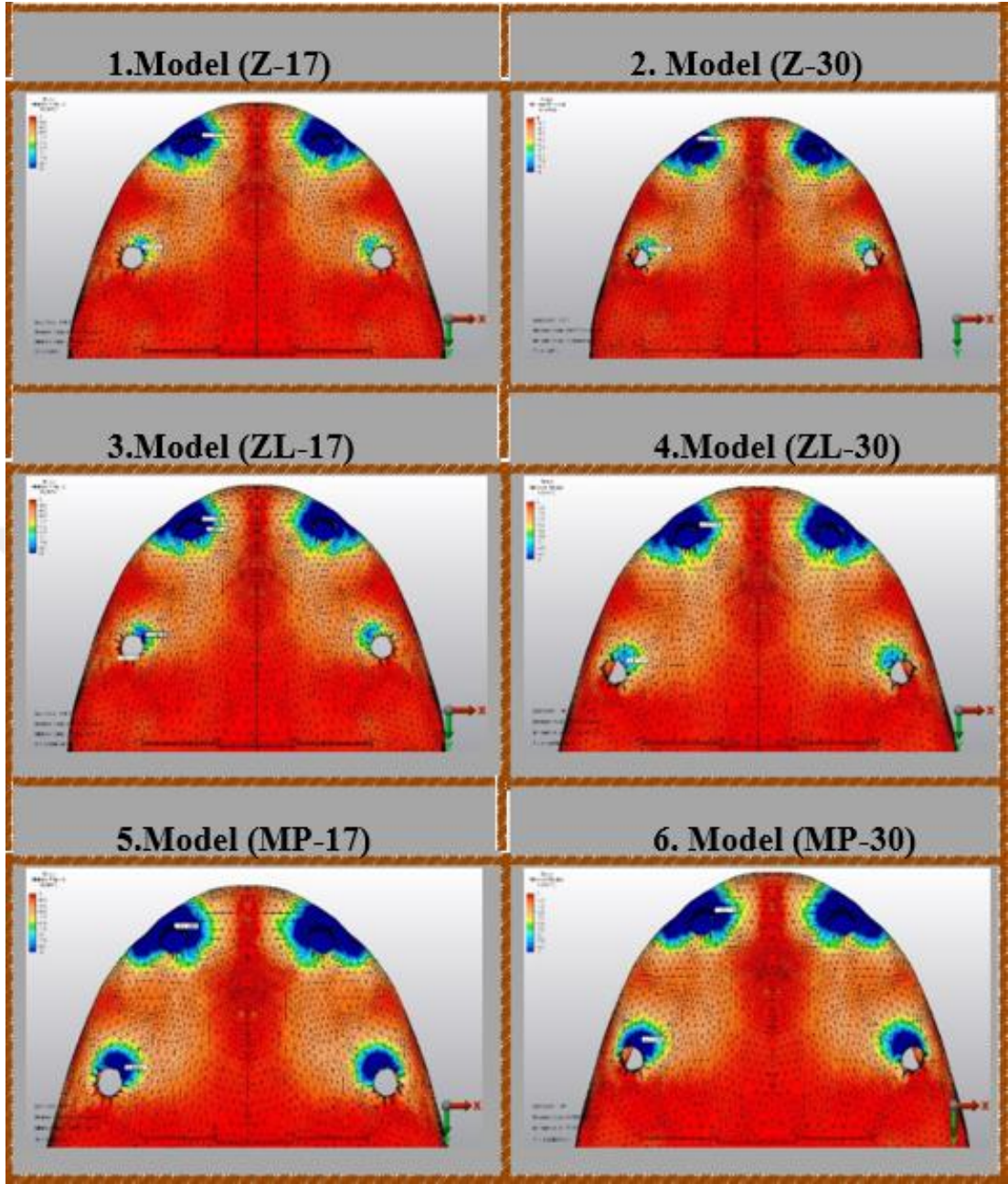
- a. Her iki posterior implant açılanmasında birbirine çok yakın değerler bulgulanmıştır.
- b. Anterior implant bölgesinde yüksek değerler görülmüştür.
- c. Tüm anterior implant bölgelerinde Pmin-1.80 ile-5.65 MPa arasındadır (Şekil 3.12), (Çizelge 3.3).
- d. Protetik restorasyon bakımından; en yüksek Pmin değerleri, Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik sabit tam ark protetik restorasyon modellerde (-5.65 MPa) bulgulanmıştır. Pmin: MD>LZ~Z (Çizelge 3.3.).

3.2.2.4. Bilateral Yükleme Bulguları

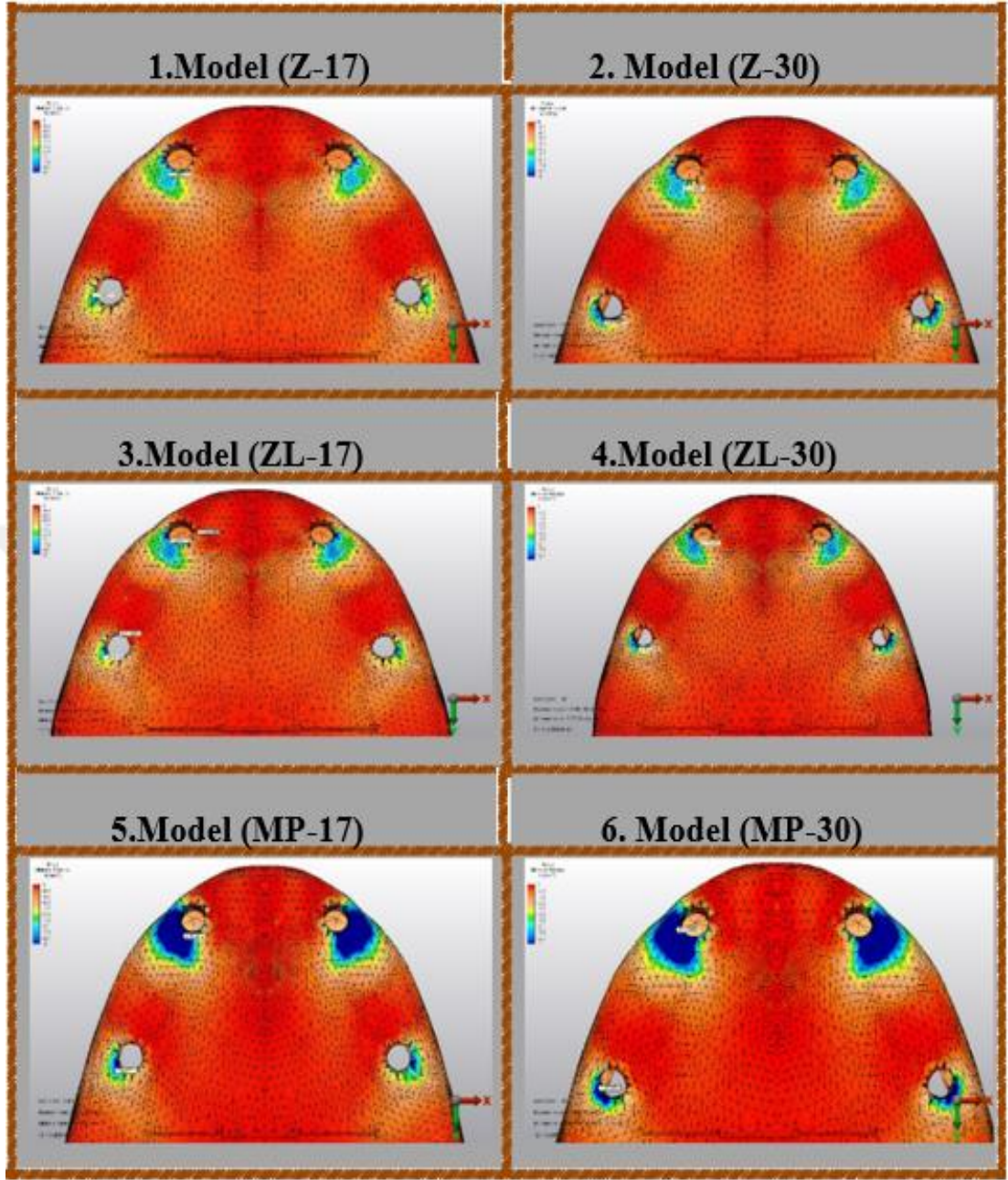
- a. En yüksek P_{min} değeri Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik sabit tam ark protetik restorasyonda posterior implantların 30° açılı olduğu modelde-40.45 MPa olarak implant çevresindeki kortikal kemikte görülmüştür.
- b. Monolitik zirkonya sabit tam ark protetik restorasyon modellerde (-28,05 MPa); zirkonya destekli lityum disilikat üst yapıları içeren modellere (-19,76 MPa) göre daha yüksek P_{min} değerleri izlenmiştir. Protetik restorasyon bakımından; P_{min} : MD>Z>LZ (Şekil 3.13), (Çizelge 3.3).



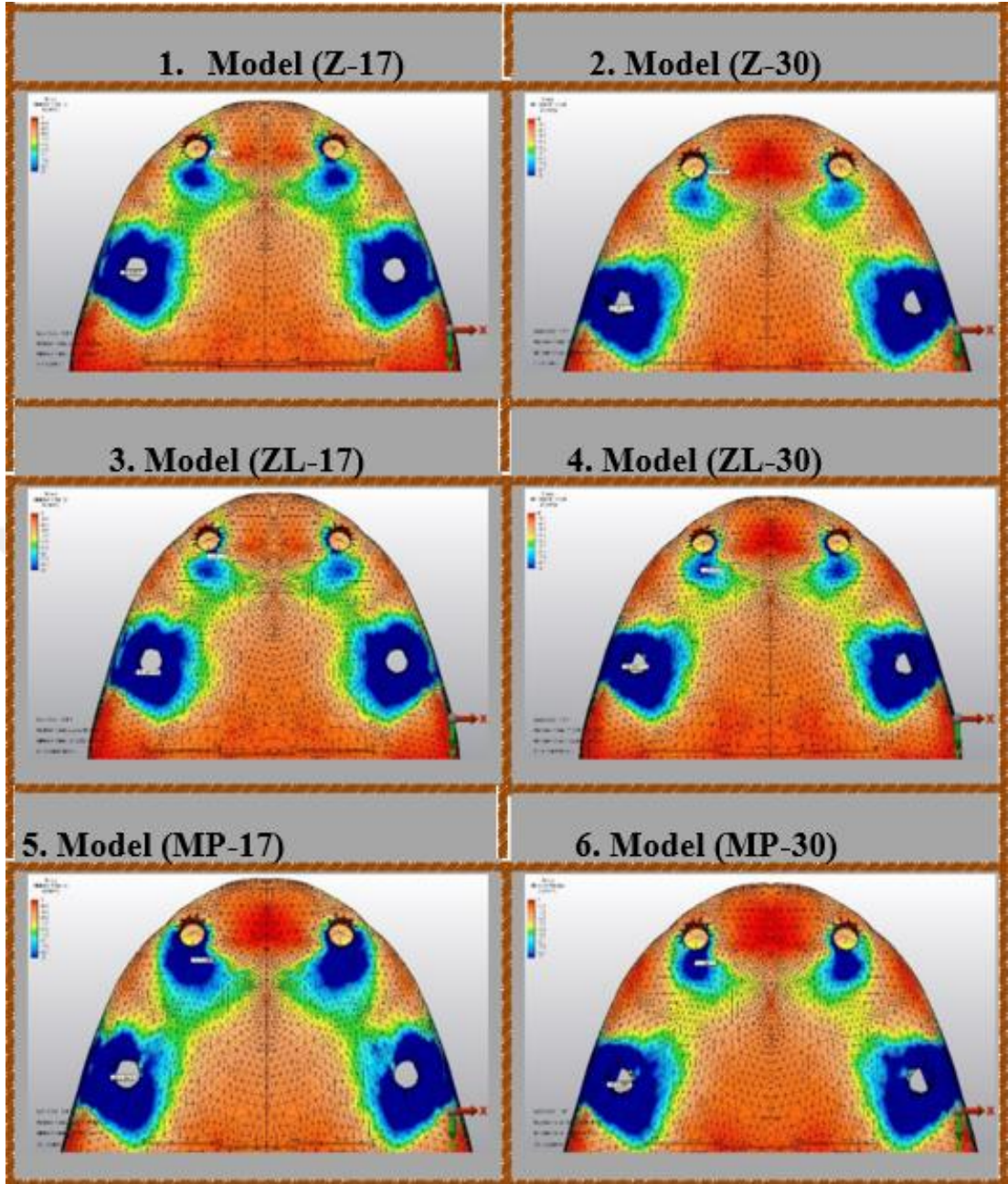
Şekil 3.10. Sağ kantilever yükleme kortikal kemik minimum asal stres bölgeleri



Şekil 3.11. Anterior frontal-vertikal yükleme kortikal kemik minimum asal stres bölgeleri



Şekil 3.12. Anterior frontal-oblik yükleme kortikal kemik minimum asal stres bölgeleri



Şekil 3.13. Posterior bilateral yükleme kortikal kemik minimum asal stres bölgeleri

Çizelge 3.3. Kortikal kemik minimum asal stres verileri (MPa)

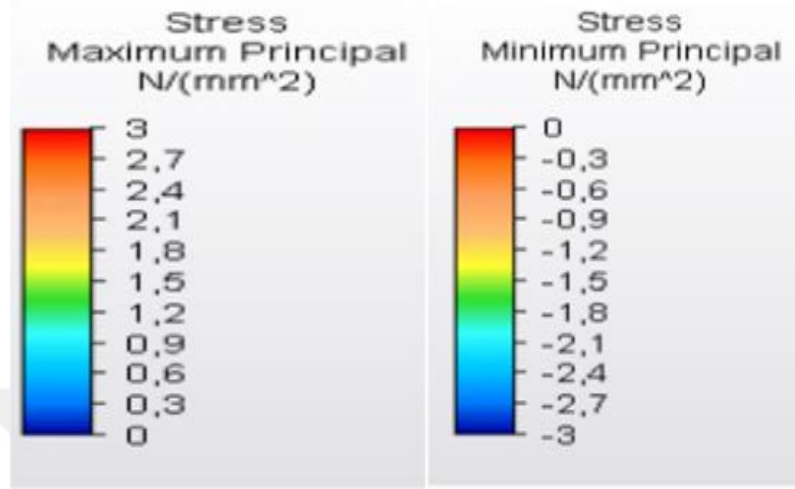
Modeller	İmplant Konumları	1. molar Yüklemesi	Frontal-Vertikal Yükleme	Frontal-Oblik Yükleme	Bilateral Yükleme
1.Model (Z-17)	Sağ Posterior	-37,84	-2,36	-1,80	-28,05
	Sağ Anterior	-3,55	-6,07	-2,90	-2,80
	Sol Anterior	-0,89	-	-	-
	Sol Posterior	-1,46	-	-	-
2.Model (Z-30)	Sağ Posterior	-26,68	-2,17	-2,44	-27,02
	Sağ Anterior	-4,24	-5,02	-2,28	-2,77
	Sol Anterior	-0,89	-	-	-
	Sol Posterior	-1,83	-	-	-
3. Model (ZL-17)	Sağ Posterior	-42,93	-3,28	-1,94	-19,79
	Sağ Anterior	-5,97	-6,31	-2,42	-2,28
	Sol Anterior	-1,01	-	-	-
	Sol Posterior	-1,24	-	-	-
4.Model (ZL-30)	Sağ Posterior	-38,04	-2,46	-2,49	-16,65
	Sağ Anterior	-4,82	-6,33	-2,42	-2,34
	Sol Anterior	-0,95	-	-	-
	Sol Posterior	-1,72	-	-	-
5.Model (MP-17)	Sağ Posterior	-60,71	-5,96	-2,65	-38,32
	Sağ Anterior	-0,82	-14,61	-5,45	-5,68
	Sol Anterior	-1,50	-	-	-
	Sol Posterior	-0,43	-	-	-
6.Model (MP-30)	Sağ Posterior	-51,88	-4,87	-3,58	-40,45
	Sağ Anterior	-7,74	-7,96	-5,65	-3,78
	Sol Anterior	-1,27	-	-	-
	Sol Posterior	-0,38	-	-	-

3.3. Trabeküler Kemik Bulguları

Trabeküler kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stres bulguları renk skalasına göre değerlendirilmiştir. İmplantların bulunduğu bölgelerde trabeküler kemikte oluşan maksimum asal stres (Pmax) ve minimum asal stres (Pmin) değerleri incelenmiştir.

Trabeküler kemikte maksimum asal stres değerleri renk skalasında kırmızı alanlarla gösterilirken minimum asal stres değerleri mavi olarak gösterilmektedir. Pmax ve Pmin değerleri mutlak değer olarak okunmakta ve pozitif (+) değerler

maksimum asal stres değerlerini gösterirken, negatif (-) değerler minimum asal stres değerlerini ifade etmektedir (Şekil 3.14).



Şekil 3.14. Trabeküler kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stres renk skalası

3.3.1. Trabeküler Kemikte Oluşan Maksimum Asal Stres Bulguları

3.3.1.1. Sağ Kantilever Yükleme Bulguları

- Yüklemenin yapıldığı tarafta, posterior implantlar bölgesinde en yüksek değerler 1.14-4.22 MPa gözlenmiştir (Şekil 3.15), (Çizelge 3.4).
- Sağ anterior, sol anterior ve sol posterior implantların Pmax değerleri 0.01-0.58 MPa arasındadır. Bu değerlerin sağ posterior implant bölgesinden daha düşük olduğu görülmektedir.

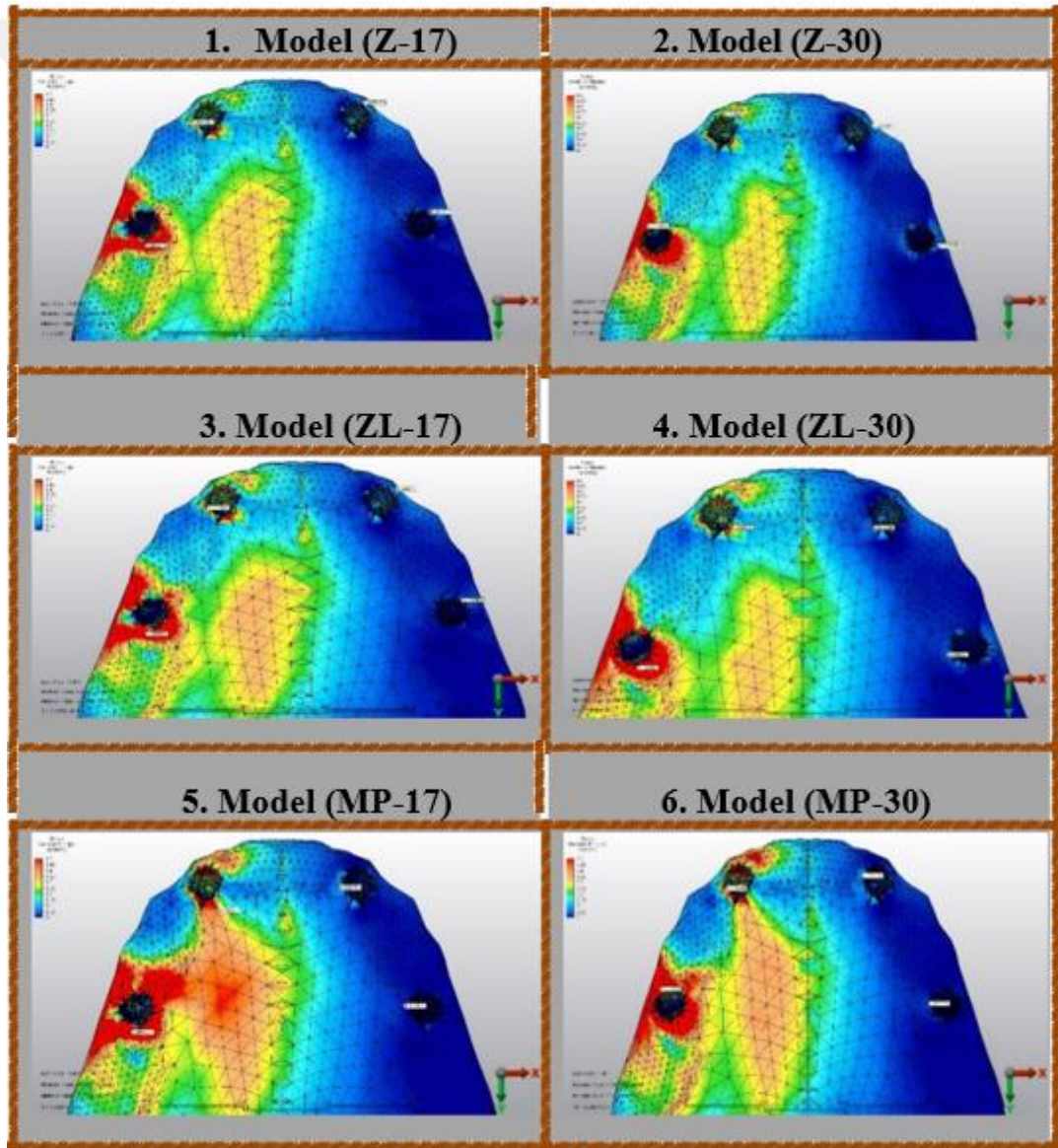
3.3.1.2. Frontal-Vertikal ve Frontal-Oblik Yükleme Bulguları

Frontal-vertikal ve frontal-oblik yüklemede tüm 17° ve 30° açılı modellerde, yüklemenin yapıldığı taraftaki implantlar bölgesinde trabeküler kemikte tüm üstyapı

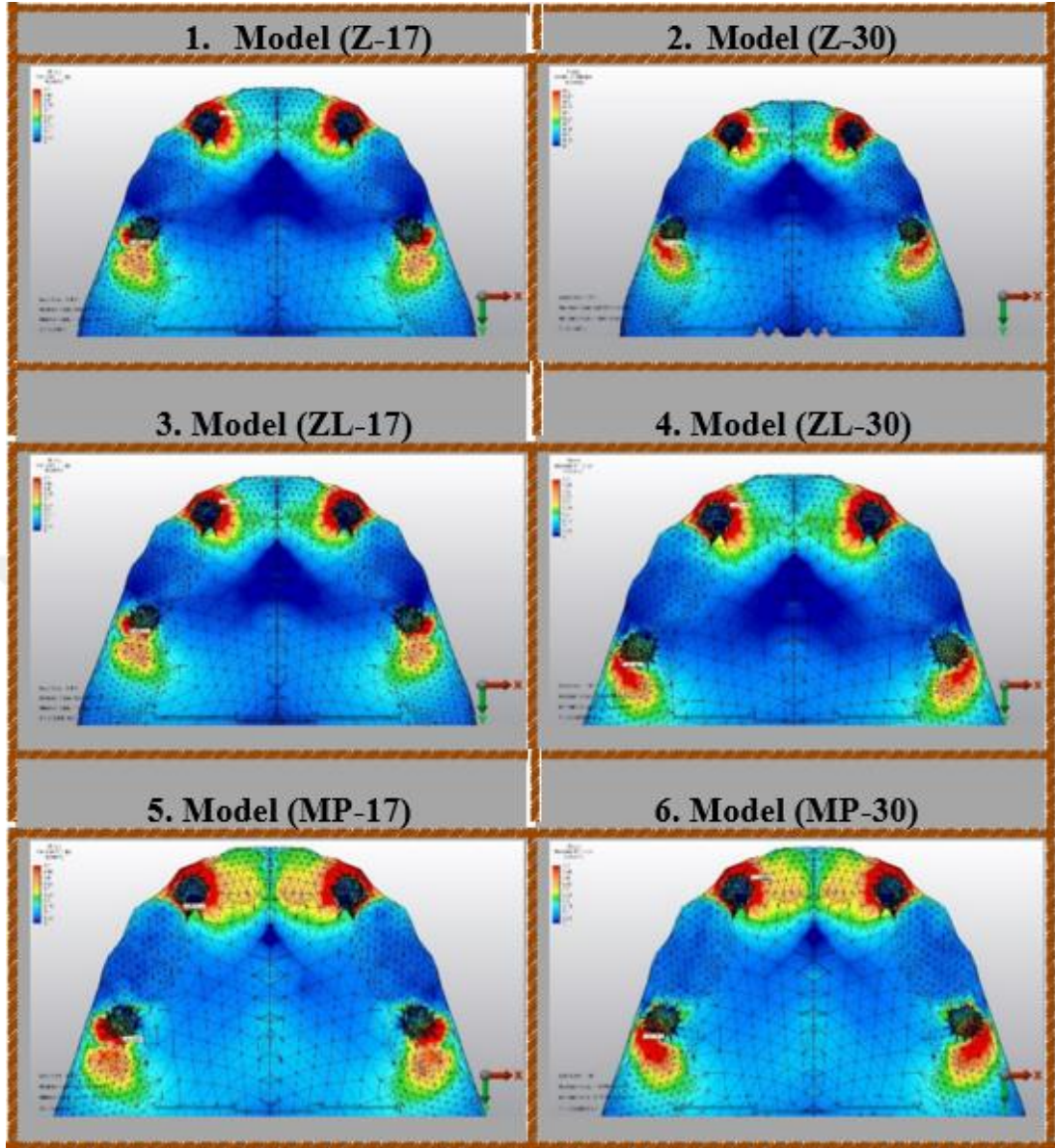
materyalleri için daha yüksek stres değerleri gözlenmiş olup Pmax 0.04-1.58 MPa arasındadır (Şekil 3.16,17), (Çizelge 3.4).

3.3.1.3. Bilateral Yükleme Bulguları

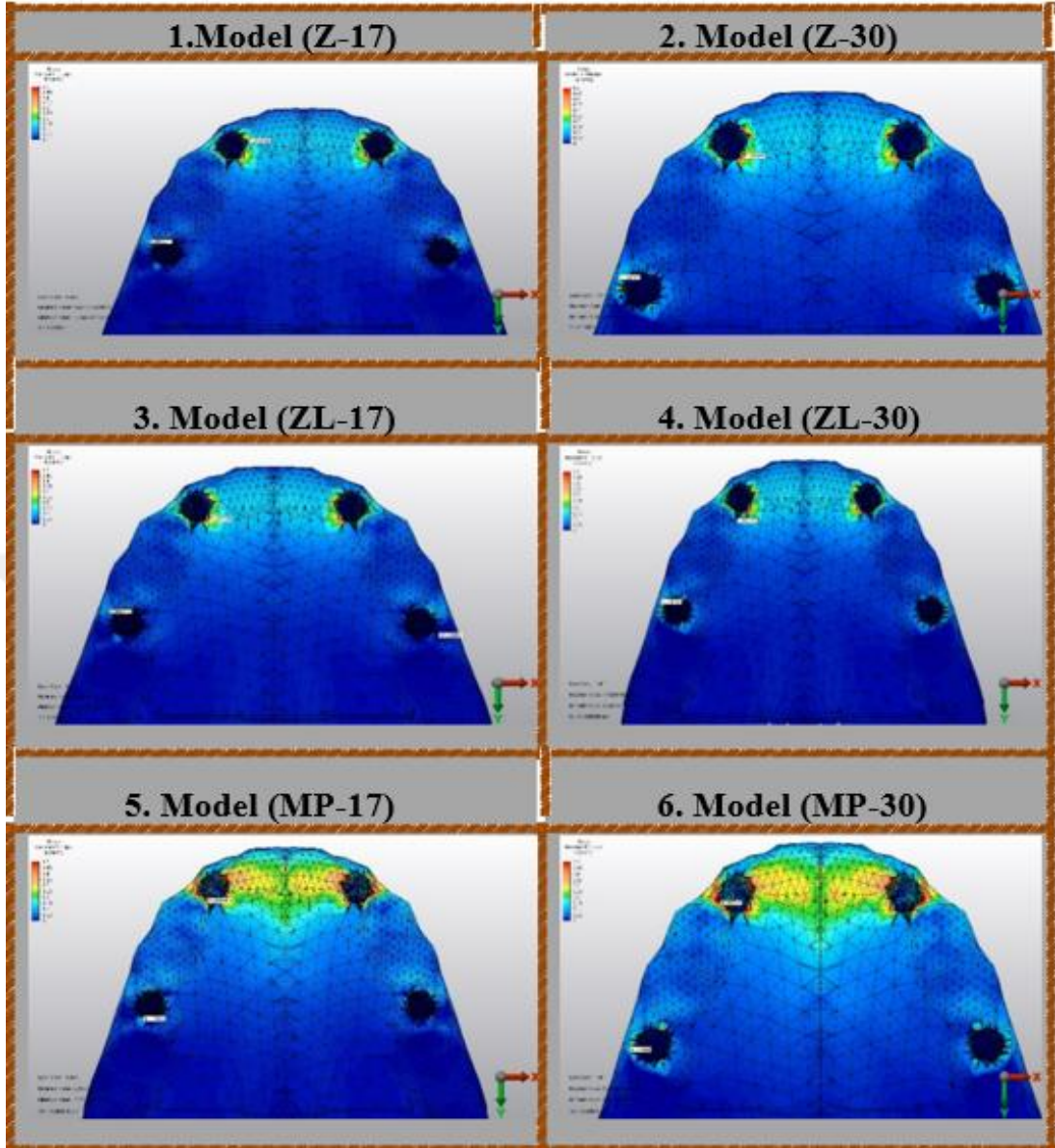
Tüm gruplarda posterior implantlar bölgesinde trabeküler kemikte anterior bölgeye göre daha yüksek stres değerleri gözlenmiş olup Pmax 0.18-3.54 MPa arasındadır (Çizelge 3.4), (Şekil 3.18).



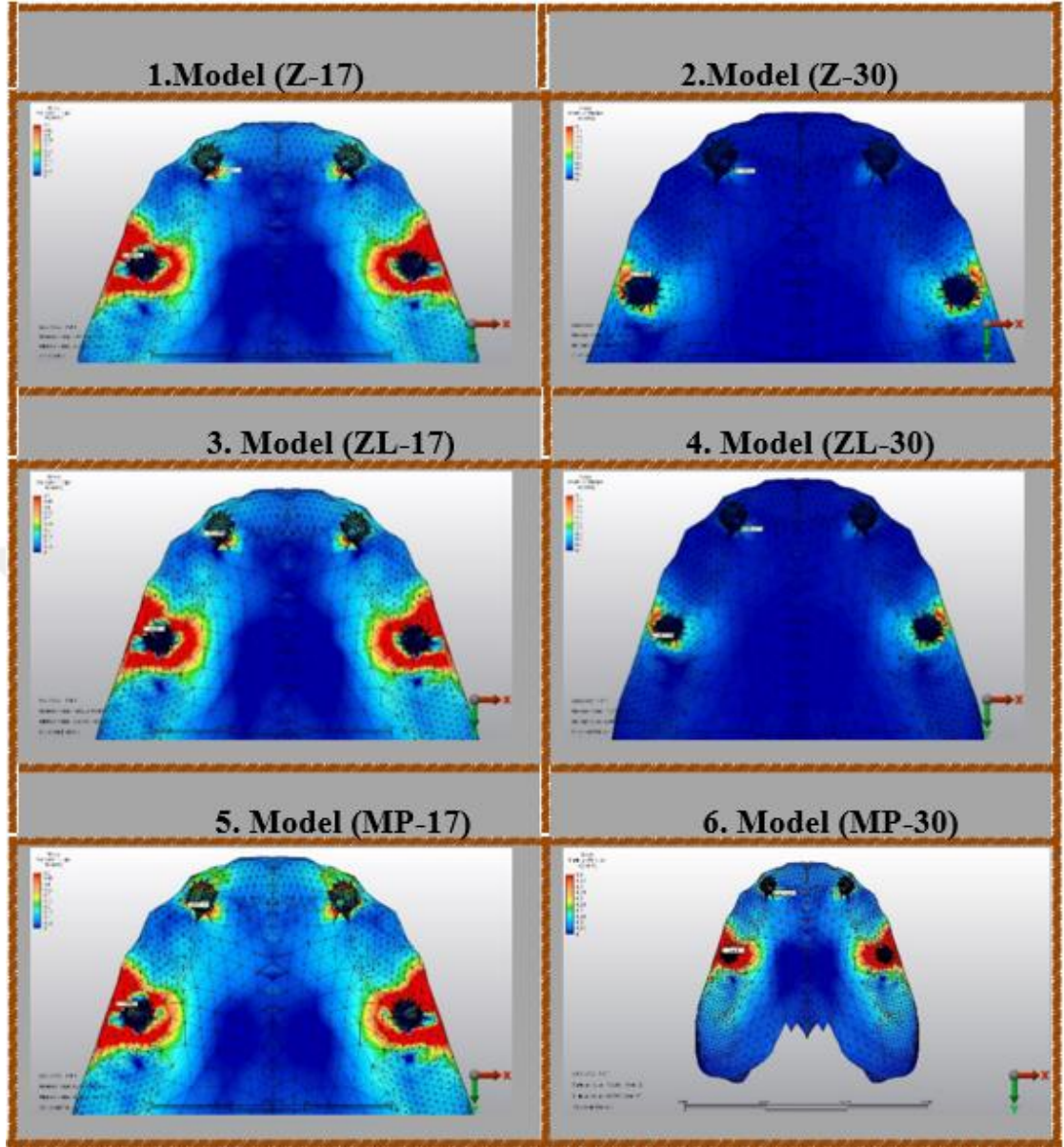
Şekil 3.15. Sağ kantilever yükleme trabeküler kemik maksimum asal stres bölgeleri



Şekil 3.16. Anterior frontal-vertikal yükleme trabeküler kemik maksimum asal stres bölgeleri



Şekil 3.17. Anterior frontal-oblik yükleme trabeküler kemik maksimum asal stres bölgeleri



Şekil 3.18. Posterior bilateral yükleme trabeküler kemik maksimum asal stres bölgeleri

Çizelge 3.4. Trabeküler kemik maksimum asal stres verileri (MPa)

Modeller	İmplant Konumları	1. molar Yükleme	Frontal-Vertikal Yükleme	Frontal-Oblik Yükleme	Bilateral Yükleme
1.Model (Z-17)	Sağ Posterior Sağ Anterior Sol Anterior Sol Posterior	1,29 0,32 0,06 0,07	0,60 1,51	0,09 0,30	1,90 0,38
2.Model (Z-30)	Sağ Posterior Sağ Anterior Sol Anterior Sol Posterior	3,00 0,25 0,06 0,08	0,44 1,46	0,12 0,29	3,04 0,34
3. Model (ZL-17)	Sağ Posterior Sağ Anterior Sol Anterior Sol Posterior	1,46 0,58 0,04 0,06	0,64 1,53	0,09 0,31	1,39 0,18
4.Model (ZL-30)	Sağ Posterior Sağ Anterior Sol Anterior Sol Posterior	1,14 0,34 0,05 0,04	0,47 1,42	0,12 0,04	2,85 0,66
5.Model (MP-17)	Sağ Posterior Sağ Anterior Sol Anterior Sol Posterior	2,01 0,42 0,07 0,01	0,82 1,29	0,12 0,62	2,33 0,53
6.Model (MP-30)	Sağ Posterior Sağ Anterior Sol Anterior Sol Posterior	4,22 0,72 0,11 0,03	0,83 1,58	0,13 0,62	3,54 0,68

3.3.2.Trabeküler Kemikte Oluşan Minimum Asal Stres Bulguları

3.3.2.1. Sağ Kantilever Yükleme Bulguları

- Yüklemenin yapıldığı tarafta, posterior implantlar bölgesinde trabeküler kemikte en yüksek değerler (-1.03 ile-11.04 MPa) gözlenmiştir.
- Sağ anterior, sol anterior ve sol posterior implantlar bölgesinde trabeküler kemikte Pmin değerleri birbirine benzer olup-0.05 ile-1.31 MPa arasındadır. Bu değerlerin

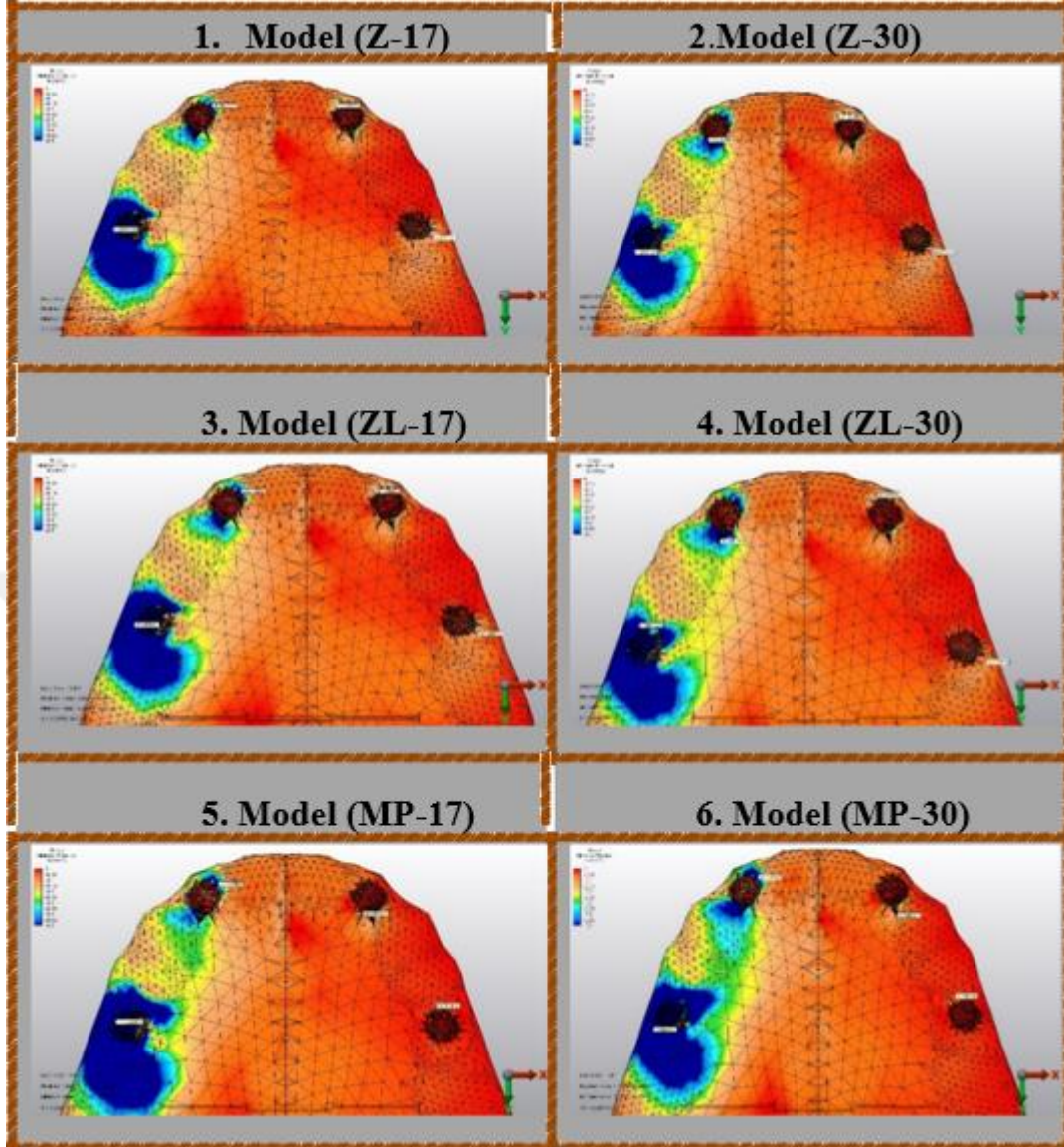
sağ posterior implant bölgesinden daha düşük olduğu görülmektedir (Şekil 3.19), (Çizelge 3.5).

3.3.2.2. Frontal-Vertikal ve Frontal-Oblik Yükleme Bulguları

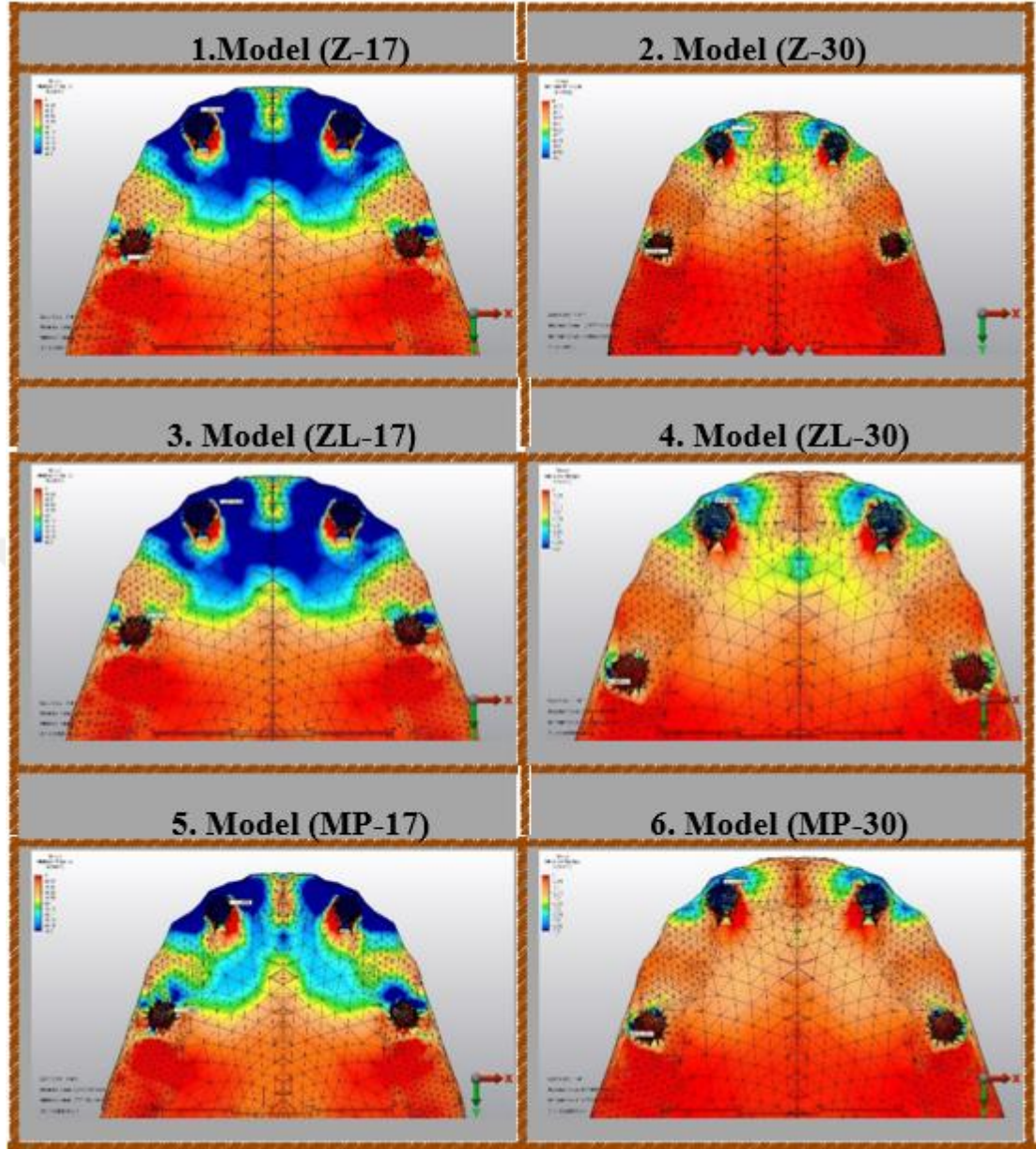
Frontal-vertikal yükleme ve frontal-oblik yüklemede posterior ve anterior implantların hem 17° hem de 30° açılı olduğu modellerde, tüm üstyapı materyalleri için trabeküler kemikte oluşan Pmin-0.06 ile-1.66 MPa arasındadır (Şekil 3.20,21), (Çizelge 3.5).

3.3.2.3. Bilateral Yükleme Bulguları

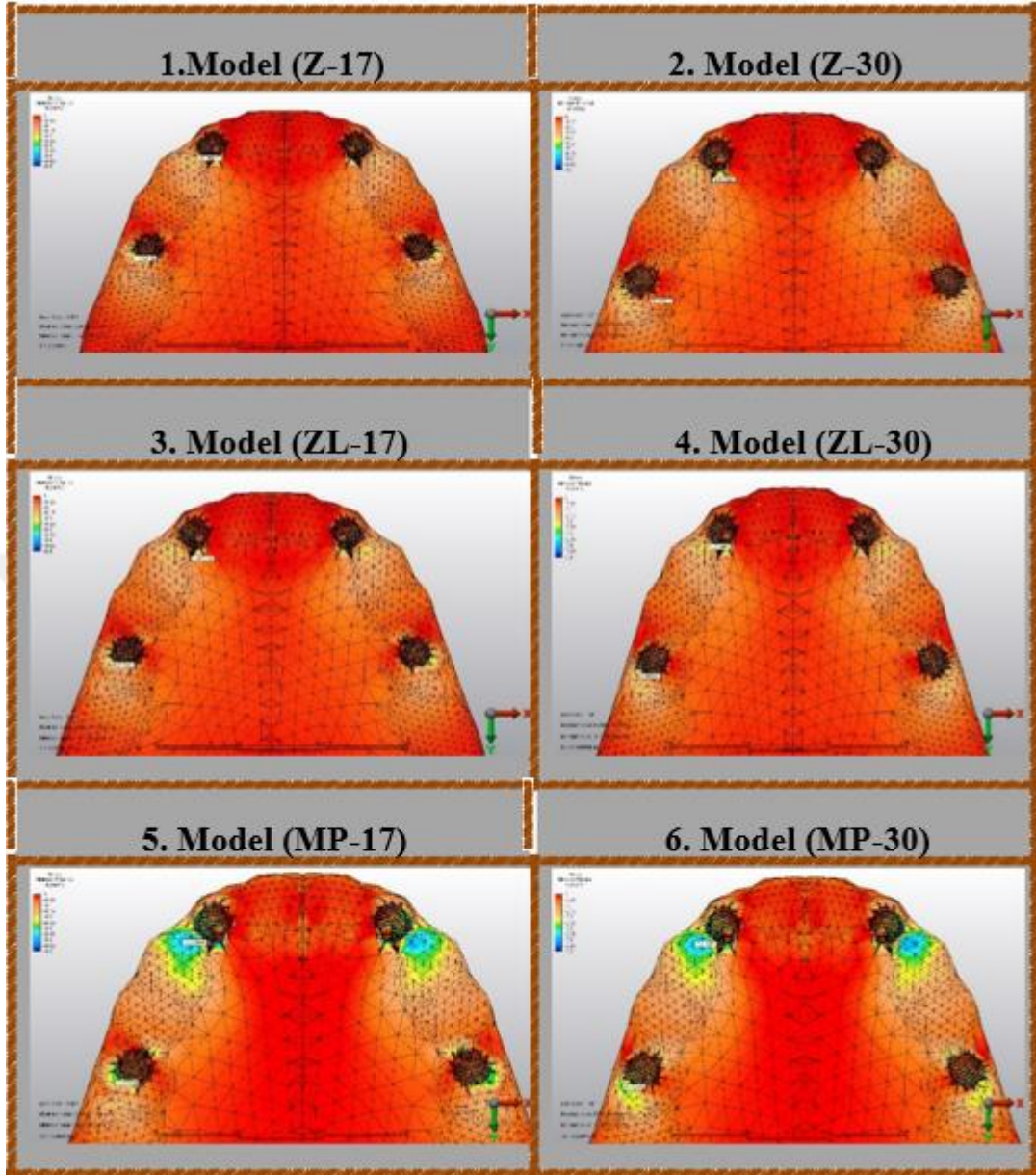
Tüm gruplarda posterior implantlar bölgesinde, anterior implantlar bölgesine göre daha yüksek stres değerleri gözlenmiş olup Pmin-2.90 ile- 4.15 MPa arasındadır (Şekil 3.22), (Çizelge 3.5).



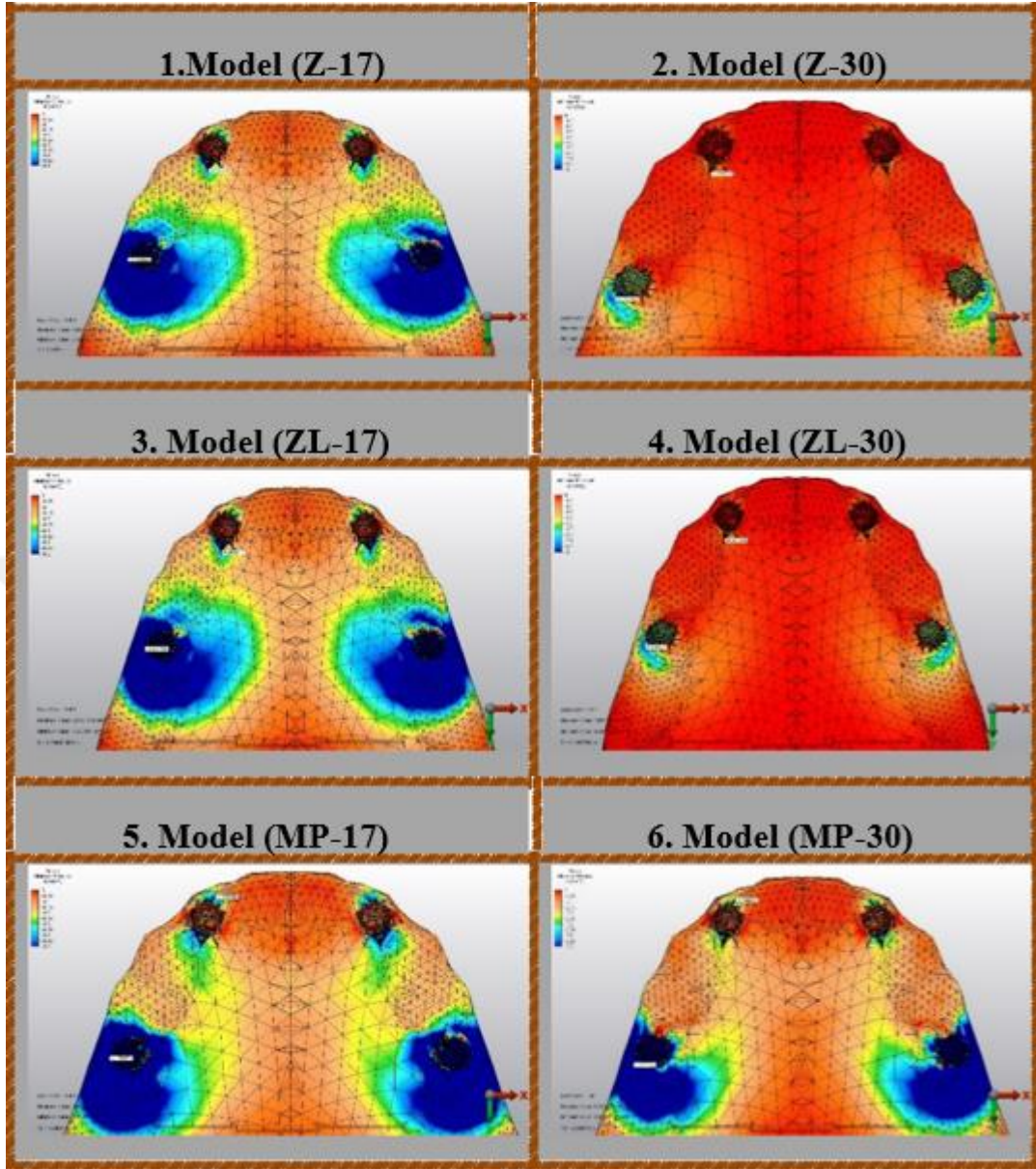
Şekil 3.19. Sağ kantilever yükleme trabeküler kemik minimum asal stres bölgeleri



Şekil 3.20. Frontal-vertikal yükleme trabeküler kemik minimum asal stres bölgeleri



Şekil 3.21. Frontal-oblik yükleme trabeküler kemik minimum asal stres bölgeleri



Şekil 3.22. Bilateral yükleme trabeküler kemik minimum asal stres bölgeleri

Çizelge 3.5. Trabeküler kemik minimum asal stres verileri (MPa)

Modeller	İmplant Konumları	1. molar Yükleme	Frontal-Vertikal Yükleme	Frontal-Oblik Yükleme	Bilateral Yükleme
1.Model (Z-17)	Sağ Posterior	-3,07	-0,22	-0,21	-3,17
	Sağ Anterior	-0,56	-0,38	-0,19	-0,38
	Sol Anterior	-0,22	-	-	-
	Sol Posterior	-0,18	-	-	-
2.Model (Z-30)	Sağ Posterior	-1,63	-0,35	-0,06	-2,06
	Sağ Anterior	-1,31	-0,42	-0,12	-0,27
	Sol Anterior	-0,19	-	-	-
	Sol Posterior	-0,11	-	-	-
3. Model (ZL-17)	Sağ Posterior	-3,37	-0,11	-0,11	-2,90
	Sağ Anterior	-0,61	-0,37	-0,22	-0,38
	Sol Anterior	-0,18	-	-	-
	Sol Posterior	-0,15	-	-	-
4.Model (ZL-30)	Sağ Posterior	-1,03	-0,37	-0,16	-3,18
	Sağ Anterior	-0,50	-0,45	-0,21	-0,26
	Sol Anterior	-0,15	-	-	-
	Sol Posterior	-0,11	-	-	-
5.Model (MP-17)	Sağ Posterior	-11,04	-0,62	-0,28	-4,15
	Sağ Anterior	-0,60	-1,66	-0,39	-0,45
	Sol Anterior	-0,50	-	-	-
	Sol Posterior	-0,05	-	-	-
6.Model (MP-30)	Sağ Posterior	-3,86	-0,43	-0,31	-3,76
	Sağ Anterior	-0,68	-0,53	-0,41	-0,30
	Sol Anterior	-0,13	-	-	-
	Sol Posterior	-0,05	-	-	-

3.4. Protetik Üstyapılarda von Mises Gerilim Bulguları

Von Mises stresleri en yüksek gerilim değerleri; renk skalasında kırmızı alanlar yüksek, mavi alanlar düşük gerilim alanlarını göstermektedir (Şekil 3.23-26. ve Çizelge 3.6).

3.4.1. Sağ Kantilever Yükleme Protetik Üstyapı Bulguları

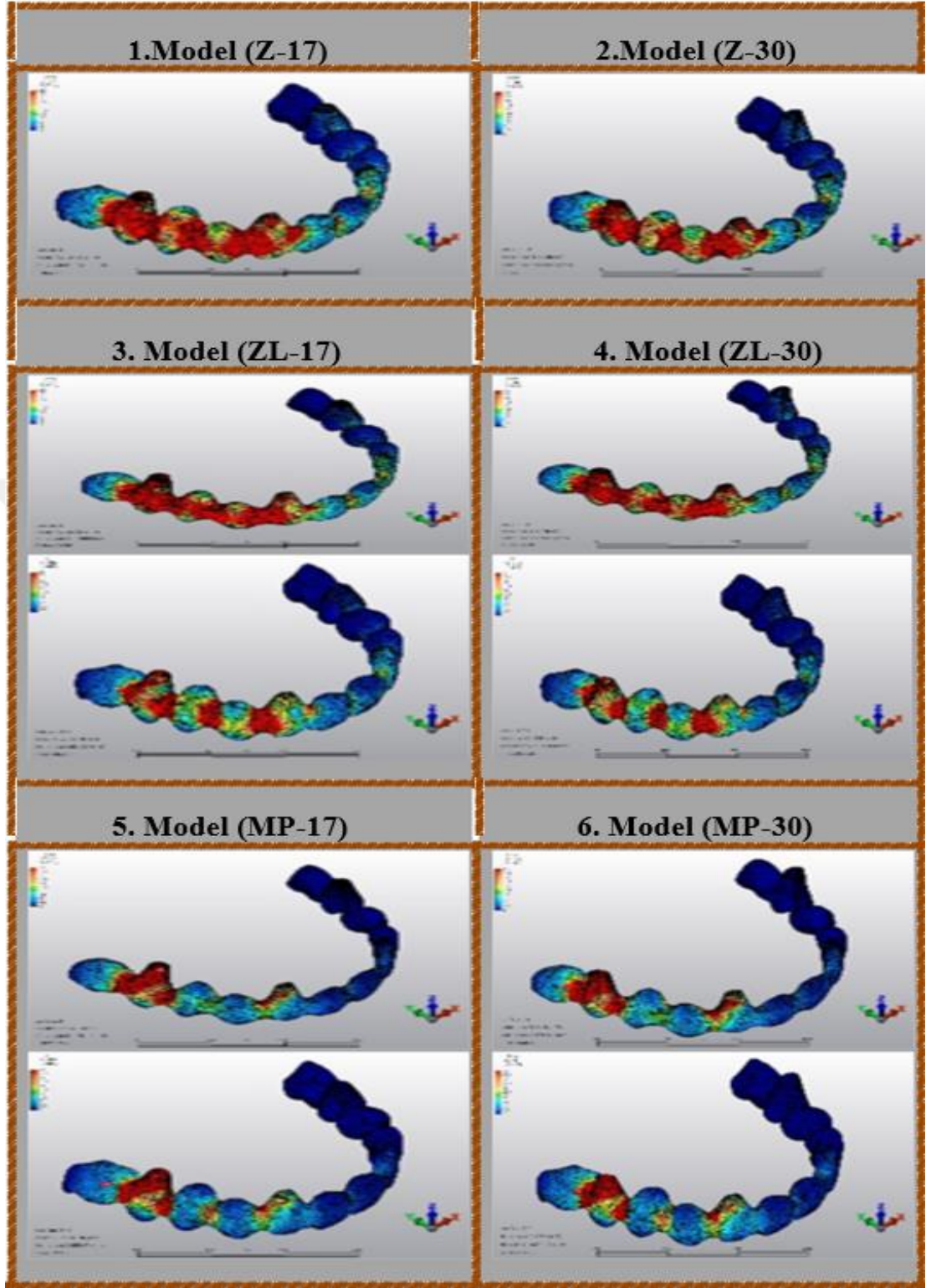
- a. Monolitik zirkonya protetik restorasyon üstyapılı modellerde en yüksek von Mises gerilim değerleri (1261,12 MPa) posterior implantların 17° açılı olduğu modelde gözlenmiştir (Şekil 3.23. ve Çizelge 3.6).
- b. Zirkonya destekli lityum disilikat üstyapılı restorasyonlarda en yüksek von Mises gerilim değerleri posterior implantların 17° ve 30° açı ile yerleştirildiği modellerde lityum disilikat üst yapıda (2042,39- 2137,13 MPa) bulunmuştur.
- c. Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik tek parça sabit tam ark protetik restorasyonda posterior implantların her iki açılanma ile yerleştirildiği modellerde en yüksek von Mises gerilim değerleri 1. molar (sağ kantilever) yüklemesinde porselen üst yapıda (2030,78 – 2132,05 MPa) meydana gelmiştir (Şekil 3.23.).

3.4.2. Frontal-Vertikal ve Frontal-Oblik Yükleme Protetik Üstyapı Bulguları

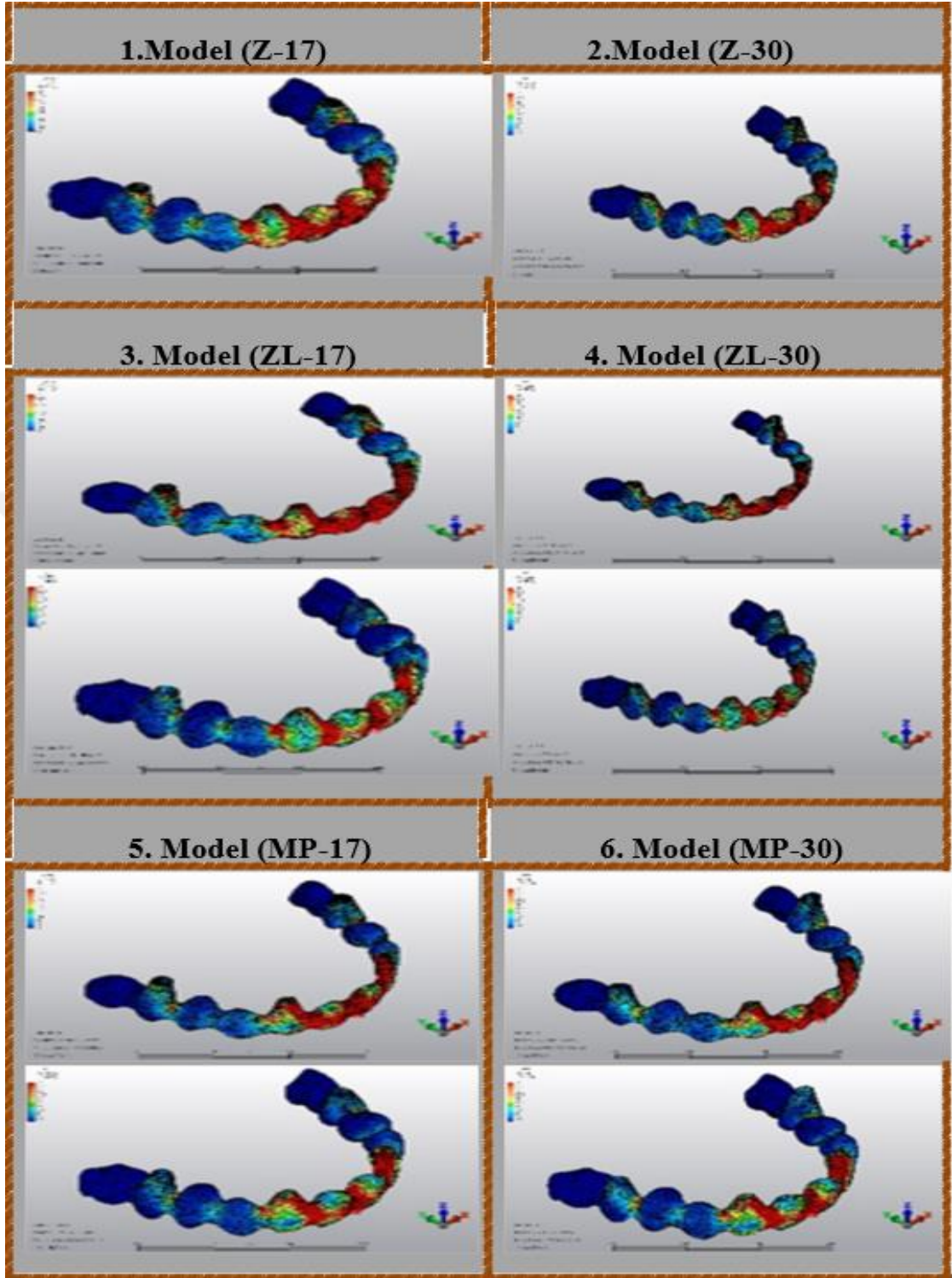
- a. Monolitik zirkonya üstyapılı modellerde kendi içerisinde her iki posterior implant açılanması bulunan modelde de benzer stres değerleri (1120,04-1164,74 MPa ve 532,06-564,89 MPa) gözlemlenmiştir (Şekil 3.24,25.).
- b. Zirkonya destekli lityum disilikat üstyapılı restorasyonlarda en yüksek von Mises gerilim değerleri posterior implantların 17° ve 30° açı ile yerleştirildiği modellerde lityum disilikat üst yapıda (1680,36 MPa-1335,0 MPa) bulunmuştur.
- c. Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik sabit tam ark protetik restorasyonlarda her iki posterior implant açılanması olan modelde seramik üst yapıda (1642.5 MPa) metal alt yapıya (256.44 MPa) göre daha yüksek von Mises gerilim değerleri gözlenmiştir (Tablo 3. 6.)

3.4.3. Bilateral Yükleme Protetik Üstyapı Bulguları

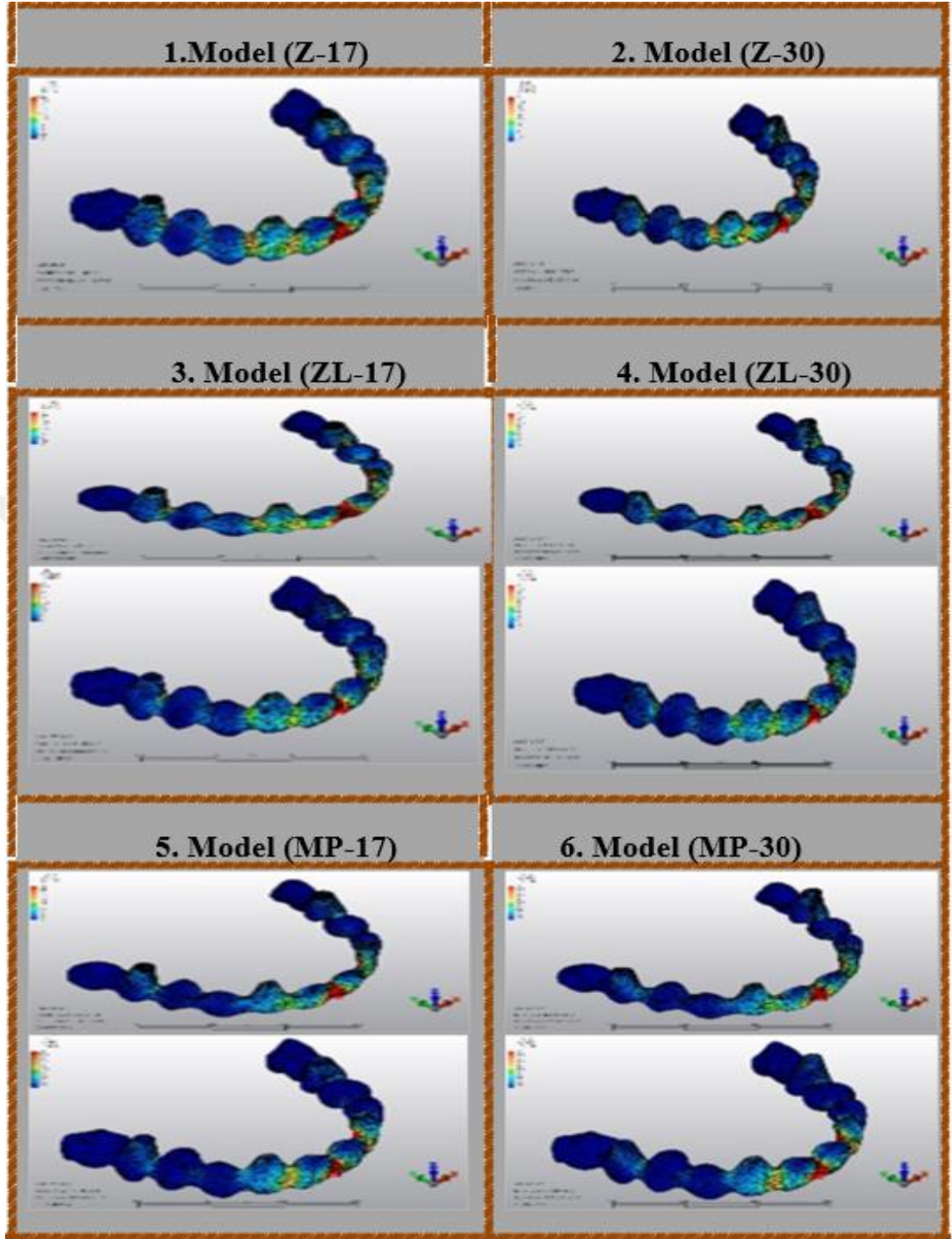
- a. Monolitik zirkonya üstyapılı modellerde kendi içerisinde her iki posterior implant açılanması bulunan modelde de benzer stres değerleri gözlemlenmiştir (516.29 MPa-543.15 MPa).
- b. Zirkonya destekli monolitik lityum disilikat restorasyonlarda en yüksek von Mises gerilim değerleri posterior implantların 17° ve 30° açı ile yerleştirildiği modellerde lityum disilikat üst yapıda bulunmuştur (232,63 MPa- 553,95 MPa).
- c. Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik sabit tam ark protetik restorasyonlarda her iki posterior implant açılanmasının olduğu modelde üst yapılarda benzer von Mises gerilim değerleri gözlemlenirken (585,2 MPa- 544,61MPa), metal alt yapıda posterior implantların 17° açı ile yerleştirilmiş olduğu modelde (744,66 MPa), 30° açı ile yerleştirilmiş olduğu modele (258,73 MPa) göre daha yüksek von Mises gerilim değerleri görülmüştür (Şekil 3.26), (Çizelge 3.6).



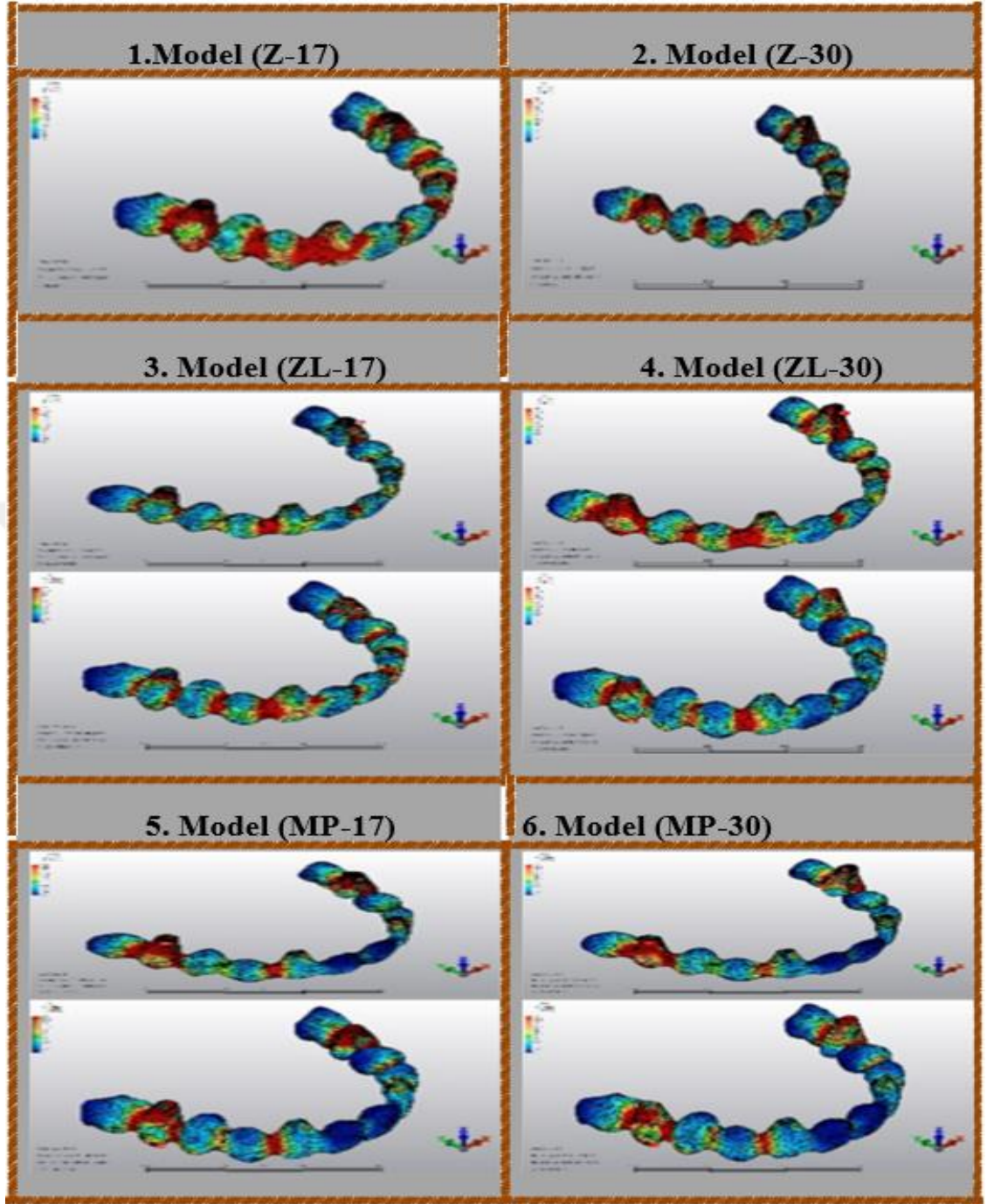
Şekil 3.23. Sağ kantilever yükleme protetik üstyapı von Mises gerilim bölgeleri



Şekil 3.24. Frontal-vertikal yükleme protetik üstyapı von Mises gerilim bölgeleri



Şekil 3.25. Frontal-oblik yükleme protetik üstyapı von Mises gerilim bölgeleri



Şekil 3.26. Bilateral yükleme protetik üstyapı von Mises gerilim bölgeleri

Çizelge 3.6. Protetik üstyapılarda von Mises gerilim verileri (MPa)

Modeller	İmplant Konumları	1. molar Yüklemesi	Frontal-Vertikal Yükleme	Frontal-Oblik Yükleme	Bilateral Yükleme
1.Model (Z-17)	Tek Parça	1261,12	1120,04	532,06	516,29
2.Model (Z-30)	Tek Parça	907,29	1164,74	564,89	543,15
3. Model (ZL-17)	Alt Yapı	669,03	296,37	116,22	94,69
	Üst Yapı	2042,39	1680,36	809,25	232,63
4.Model (ZL-30)	Alt Yapı	781,93	321,66	129,62	158,81
	Üst Yapı	2137,13	1335,0	586,87	553,95
5.Model (MP-17)	Alt Yapı	1148,8	256,44	87,24	774,66
	Üst Yapı	2030,78	1642,5	797,33	585,20
6.Model (MP-30)	Alt Yapı	785,54	296,68	88,33	258,73
	Üst Yapı	2132,05	1311,3	578,04	544,61

4. TARTIŞMA

Protetik tedavinin temel amacı kayıp dişlerin restorasyonu ile oral sağlıkla ilişkili hasta yaşam kalitesini geliştirmektir. Günümüzde implant destekli sabit tam ark protetik restorasyonların maksiller ve mandibular dişsizlik vakalarında kullanımları yaygınlık kazanmıştır. Sabit protezlerde implant sayılarında tam bir konsensüs sağlanması yönünde çalışmalar devam etmektedir. 1980’li yıllarda Branemark ve ark. maksiller tam dişsizlik rehabilitasyonlarında 14 veya üzeri implant kullanılarak karşıt ark stabilizasyonu sağlanması önerilmiştir. Agliardi ve ark. (2014) ise alternatif tedavi modeli olarak maksiller dişsizlik vakalarında maliyet ve zaman-efektif olduğu belirtilen ve greft uygulamasını gerektirmeyen 6 implant ile hemen yükleme prosedürlerini önermişlerdir.

İmplant-destekli protezler ile ilgili yapılan biyomekanik analizlerde; kemik rezorpsiyonuna neden olan majör sebebin kuvvet uygulamasında implantlara aşırı yük gelmesi ile ilişkili olduğu bildirilmektedir. Bunu etkileyen faktörler olarak da; kuvvetin tipi, implant/kemik arayüz yapısı, implant çapı-uzunluğu, şekli ile yüzey karakteristiği ve protetik materyalin tipi-özellikleriyle implant çevresi kemik kalitesi-kantitesi olabileceği belirtilmektedir (Durkan ve ark., 2019; Ferriare ve ark., 2010; Geng ve ark., 2001 ve Geng ve ark., 2008).

Maksiller tam dişsizlikte, alveolar kemik vertikal rezorbsiyonunda lateral pencere yaklaşımı ile sinüs augmentasyonu yapılması toplam tedavi prosedürünü 5 ay kadar uzatmaktadır. Alveolar kemik limitasyonlarının üstesinden gelmek için diğer planlama alternatifleri ise; distal kantilever uzunluğunun arttırılması, kısa implantlar kullanılması, zigoma veya ptergoid plak implantlar yerleştirilmesidir. Bu yöntemlerin avantaj-dezavantaj, risk ve komplikasyonları ile başarı oranları önemli derecede değişmektedir (Christopher ve ark., 2012).

Malò ve ark., 2003 yılında mandibular dişsiz çenelerin protetik rehabilitasyonunda hemen yükleme yapılabilen 4 adet implant kullanılması olan All-on-four implant konseptini (All-on-4®; NobelBiocare AG, Göteborg, Sweden) önermişlerdir. Bu tedavi konseptinin yararları; iki adet anterior vertikal yerleştirilen implant ve iki adet posterior açılı yerleştirilen implant sayesinde ve distal kantilever uzunluğunun sınırlandırılması ile minimal kemik yüksekliği veya sinüs yakınlığının implant yerleşiminde dezavantaj oluşturmamasının önlenmesidir. 2005 yılında ise maksillada uygulanmaya başlanan bu yöntemde maksiller aşırı rezorbe alveolar kreterlerde premaksiller bölgeye 4 implant uygulanmasına izin verebilecek alveolar kemik yüksekliği gerekmektedir. Bu planlamanın; tedavi süresini kısaltması, düşük hasta morbiditesi ve yüksek hasta yaşam kalitesi sağlaması gibi önemli avantajlarının olduğu vurgulanmaktadır (Malò ve ark., 2005; Malò ve ark., 2011 ve Malò ve ark., 2014) Literatürde 3 yıllık kısa ve 5 yıllık orta dönemde oldukça yüksek sağ kalım oranlarına sahip olduğu bildirilmektedir. 5 yıllık retrospektif bir çalışmada All-on-four® tedavi modelinin maksiller tam dişsizlik vakalarında oldukça uygun bir alternatif tedavi seçeneği olduğu rapor edilmiştir. (Malò ve ark., 2012).

Bilgisayar destekli implant protokolleri hem klinisyen hem de hastalar için implant uygulamalarını daha başarılı tedaviler haline getirmiştir (Ting ve ark., 2017). All-on-four® implant tedavi konseptinin, her iki dental ark için güvenilir, efektif, etkin cerrahi-protetik protokol sağladığı belirtilmektedir. Ancak 10 yıllık uzun dönem klinik sonuçlara sahip çalışmaların yetersizliği, hibrit protetik üst yapılarda hijyen zorluğu, hasta beklentileri, iskeletsel maksillo-mandibular ilişki, rezidüel kemik anatomisi ve dental protetik tedavi planlamasının göz önünde bulundurulması gerekliliği vurgulanmaktadır.

Maksiller posterior eğimli (açılı) implantların All-on-four® implant konseptinde kullanılmasıyla daha uzun implant yerleştirme olanağı ve maksiller sinüs tabanı ogmentasyonuna alternatif sağlamakla birlikte iyi bir kemik ankrajı da oluşturmaktadır. Ayrıca kantilever uzunluğunun azaltılması ile protetik restorasyona desteklik sağlama avantajını da arttırmaktadır (Taruna ve ark., 2014).

Maksiller lateral-kanin dişler bölgesinde alveolar kemik kalınlığının min. 5 mm, kemik yüksekliğinin ise min.10 mm olan vakalarda endike olduğu belirtilmektedir (Taruna ve ark., 2014). Maksiller sinüsün anatomik lokasyon ve yerleşimine göre distal implant açılanmasının 17°- 45° implant çapının 4 mm, minimum implant uzunluğunun ise anterior implant için 10 mm, distal implant için 11.5 mm olması ve primer stabilitenin sağlanmış olması gerektiği vurgulanmaktadır. Protetik protokol için; abutment açılanmasının implantlar arasındaki paralellik yetersizliğini kompanse etmek için 17°-30° olması ve protetik vida sıkıştırma kuvvetinin 10-20 N olması önerilmektedir. Abutmentlarda dik, 17° veya 30° açılı olması ile paralelizm tesis edilerek rijit protezlerin pasif olarak yerleşimi sağlanmaktadır. Açılı abutmentların eğimli dental arklarda kullanılması ile posterior implantlardaki streslerin azaltılabileceği belirtilmektedir (Begg ve ark., 2009; Malo ve ark., 2003; Malo ve ark., 2005).

Geçici protezlerin ise; osseointegrasyon süresince stabil kalması için rijit olması, kantilever olmaması, 10-12 adet yapay diş içeren ve premolar veya 1. molar diş bölgesinde sonlanacak şekilde yapılması ve 6 ay kullanılması önerilmektedir (Tallarico, 2016).

Maksiller All-on-four® implant tasarımları ile ilgili in-vivo ve in-vitro çalışmaların kısıtlı olduğu ve özellikle implant açılanma farklılıkları üzerine yoğunlaştığı gözlenmektedir (Begg ve ark., 2009 ve Taruna ve ark., 2014). Protetik üst yapı farklılıklarının stres oluşumu ve iletimi ile ilgili araştırmaların yetersizliğinden dolayı çalışmamızda maksiller tam dişsizlik vakalarında All-on-four® implant konsepti ile farklı protetik restorasyon uygulamalarının karşılaştırılması yapılmıştır.

Tez çalışmamızda; ileri cerrahi işlemler gerektirmeyen ve az sayıda implant ile sabit protez imkanı sağlayan All-on-four® tedavi konseptinde, uygulanan implantların açılı farklılıklarının ve güncel estetik protez materyallerinin implantlara ve kemiğe ilettiği streslerin belirlenmesi amaçlanmıştır. Hazırlanan modellerde sağ kantilever yükleme, frontal-vertikal yükleme, frontal-oblik yükleme ve bilateral yüklemeler yapılarak, farklı çiğneme kuvvetleri etkisi altında oluşan stresler değerlendirilmiştir.

All-on-four® tedavi konseptinde kullanılan implantlar; 10-18 mm uzunluğunda ve anterior bölgede en az 3.3-4mm, posterior bölgede ise 4-4.3mm çapında olmalı, distal implant açısı ise anatomik bölgeye bağlı olarak 17 ° ile 45 ° arasında olmalıdır. Yapılan bazı çalışmalarda 17° ve 30° açılı distal implantların aksiyel implantlarla benzer gerilim değerleri gösterdiği, 45° açılı implantlarda ise gerilme streslerinin çok arttığı görülmüştür. İmplantlar üzerindeki yüklerin açılı gelmeleri implant-kemik arayüzeyinde oluşturacağı kayma kuvvetleri nedeniyle periimplant kemik rezorpsiyonu gerçekleşmektedir. 45° açılı posterior implantların çevresinde çok yüksek gerilim saptanmıştır (Malo ve ark., 2003; Malo ve ark., 2005).

Yukarıdaki araştırmaların rehberliğinde çalışmamızda; 17° ve 30° açılı posterior implantlar kullanılmıştır. Anterior implantlar dik ve birbirine paralel 4 mm çap ve 11.5 mm uzunlukta, posterior implantlar ise; 4 mm çap ve 13 mm uzunluğunda seçilmiştir.

Begg ve ark. (2009), anterior 4.3-11.5 mm ve posterior 5-13 mm çap ve uzunlukta implantlar kullandığı, kortikal kemiğin 1 mm olduğu All-on-four® çalışmasında; maksiller arkı 8 mm kalınlık ve 10 mm yükseklikte dizayn edip, distal kantileveri ise 6.7 mm ve 16.9 mm yapmışlardır. Erken ve geç yükleme ile 0°, 15°, 30°, 45° lik dört farklı implant açısının olduğu dört modelde kantilever üzerinden 150 N unilateral kuvvet uygulanmıştır. Stres dağılımının osteointegrasyon öncesi ve sonrasında değerlendirildiği araştırmada; bütün modellerde en yüksek stres posterior açılı implant çevresindeki kemikte gözlenmiştir. 0° (62.256 MPa) ve 15° açılı modellerde en yüksek max ve min stresin gözlemlendiği çalışmada; stres dağılımı en iyi 30° ve 45° açılı (en düşük çekme direnci 46.75 MPa) modellerde bulunurken, 0° açılı modellerde mikro hareketliliğin en yüksek olduğu görülmüştür.

Konu ile ilgili yapılan çalışmalara bakıldığında; tam dişsiz maksilla için in vivo bir çalışmada 242 hastaya 968 hemen yükleme yapılan implantlar üzerine (Brånemark System, TiUnit, Nobelspeedy, Nobel Biocare AB) sabit tam ark maksiller metal destekli akrilik protezlerin uygulandığı 3-5 yıllık takip çalışmasında; 5 yıllık sağ kalım %93 iken, implantlar bakımından %98 ve protetik restorasyonlar için %100 olarak

tespit edilmiştir. İmplant-abutment bağlantı bölgesindeki marjinal kemik kaybı 3 yıllık takipte 1.52 mm ve 5 yıllık takipte ise 1.95 mm olmuştur. Yüksek sağ kalım oranları ile bu tasarım şekli tam dişsiz maksilla için önerilen tedavi protokolü olmuştur (Malo ve ark., 2012).

Tallarico ve ark. (2016), All-on-four® ve All-on-six implant 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.

Gümrükçü ve ark. (2017) ise; distaldeki 0°, 30° veya 45° açılı implantlardaki maksimum von Mises streslerin 30° açılı implant çevresi kemikte pik yaptığını rapor etmişlerdir.

Çalışmamızda ise distal implantın açısı arttıkça stres değerlerinin azaldığı bulgulanmıştır. Elde edilen bu değerler daha önce yapılan birçok çalışma ile uyumluluk göstermektedir. Francetti ve ark., (2015) distal implant açılanması arttıkça, kantilever uzantısı azaldıkça ve anterio-posterior mesafe arttıkça kemikte oluşan stres değerlerinin azaldığını bildirmişlerdir.

Oluşan kuvvetlerin ve streslerin in-vitro olarak ölçülmesi gerilim analiz yöntemleri ile yapılmaktadır. Bu yöntemler, fotoelastik gerilim analizi, gerinim ölçer gerilim analizi, kırılğan vernik kaplama yöntemi, halografik interferometri, termografik gerilim analizi, radyometri ve sonlu elemanlar gerilim analizidir. Fotoelastik gerilim analizinde çene kemikleri sentetik rezinden elde edildiğinden yöntem olarak kolaydır. (Çağlar ve Aydın., 2001). Gerinim ölçer gerilim analizinde, ölçüm yapılan alanlar kısıtlıdır. Kırılğan vernik yönteminde streslerin dağılımı ve yoğunluğunun sayısal olarak verilmesi kısıtlıdır. Termografik gerilim analizinde ise; frekans sağlanamamakta ve halografik interferometri ve radyometri yöntemlerinde de

oluşturulan modeller yetersiz kalmaktadır (Hsu ve Chang, 2010 ve Ulusoy ve Aydın, 2010).

Üç boyutlu sonlu elamanlar stres analizleri (3B-SESA), özellikle implant destekli protetik restorasyonlarda implant, kortikal kemik, trabeküler kemik, ve protetik üst yapılara iletilen kuvvetlerin tespit edilmesinde kullanılan yapay zeka ürünü dijital sistemlerdir (Deste, 2017 ve Ulusoy ve Aydın, 2010). 3B-SESA yöntemi, fotoelastik analizler veya gerilim ölçerlere göre; kemik yüzeyindeki gerilimleri ve implant sistemleri çevresindeki stresleri ölçmede kullanılan en güncel analiz tipini oluşturmaktadır. İmplant destekli protetik restorasyonlardaki biyomekanik değerlendirmelerde gerilim-gerilme dağılımının tespitinde 3B-SESA yöntemi yaygın olarak kullanılmaktadır (Deste G. 2017 ve Ulusoy ve Aydın, 2010).

SESA çalışmalarında, çekme direncini gözlemek için maksimum principal stres, basma direnci için minimum principal stres değerleri kullanılır. Kemik kırılğan ve çekilebilir olduğu için peri-implant kemikteki biyomekanik davranış analizinde çekme/basma principal stres kullanmanın doğru olduğu bildirilmiştir (Liao ve ark., 2008). 3B-SESA etik ve pek çok değişkenin elimine edilmesini sağladığı için implant dış hekimliğinde geniş kullanım alanı bulmaktadır. Okluzal kuvvetler, kemik, mukoza ve mekanik özelliklerde veri girişi ortalama değerler üzerinden yapılmaktadır (Deste, 2017 ve Ebrahimi ve ark., 2012).

İn vitro araştırmalarda, in vivo yapıların karakteristik ve özellik reproduksiyonunun tam olarak yansıtılamaması en önemli dezavantajlarını oluşturmaktadır. Kortikal kemiğin implant cerrahisi sonucu remodeling ve osseointegrasyonu simüle edilememektedir. Bu nedenle stres değerleri net olarak ölçülememektedir. Ancak klinik kontrollü çalışmalarda bulguların benzerlik göstermesi 3B-SESA çalışmalarının devam etmesini sağlamaktadır (Ebrahimi ve ark., 2012 ve Öztürk, 2015).

Yukardaki bilgilerin ışığında çalışmamızda da implantlar, kortikal-trabeküler kemik ve protetik restorasyonlarda oluşan streslerin ölçülmesi için 3B-SESA yöntemi kullanılmıştır. Yine bu sistemin pahalı olması, kullanılacak olan bilgilerin yüklenmesi sırasında hata olabilmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır. Ancak bilgisayar destekli olması, kompleks materyallerin analizlerinin yapılabilmesi, aynı şartlar altında tekrarlanabilmesi, hataların tespiti ve problemlerin çözülmesinin kolay olması ile yüksek hassasiyette sonuçlar vermesi de avantajları olmaktadır (Doğan ve ark., 2012).

3B-SESA analizlerinde kullanılan materyaller; izotropik, anizotropik, ortotropik veya enine izotropik olarak modellenenbilmektedir. Kemik dokusu izotropik değildir ve kuvvetleri her bölgede farklı karşılamaktadır. Kemik dokusu modellemesi gerçeğe en yakın olacak şekilde bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans görüntüleme tekniği ile yapılabilmektedir. Ancak anizotropik materyallerde modelleme yapmak ve materyal özelliklerini yansıtmak zor olmakta ve farklı yönlerden yapılan ölçümlerde farklı sonuçlar elde edilmektedir. Bu sebeple birçok araştırmacı kemiği homojen ve izotropik olarak modellemektedir (Baggi ve ark.,2013; Ha, 2015 ve Silva ve ark., 2010).

Çalışmamızda farklı tedavi planlamaları ile karşılaştırma yapıldığı için diğer pek çok araştırmada olduğu gibi modeller homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir. Böylece modellerde standardizasyon sağlanmaya çalışılmıştır.

3B-SESA yönteminde, gerilim dağılımını etkileyen materyalin yapısal özellikleridir. Materyallerde poisson oranı ve elastisite modülü olarak iki önemli ayırt edici özellik vardır. Sonlu elemanlar analizinde bir diğer önemli faktör ise eleman ve düğüm sayısıdır. Güvenilir sonuçlar için eleman ve düğüm sayısı 30 000 ile 200 000 arasında ve eleman boyutu 150-300µm arasında olmalıdır. Eleman boyutu azaldıkça eleman sayısı artmakta ve bu daha güvenilir sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır. Ancak; bazı çalışmalarda eleman sayısı arttıkça analiz süresi uzadığından eleman ve düğüm sayıları sınırlı tutulmuştur (Akça ve ark., 2002; Ferreira ve ark., 2014 ve Sato ve ark., 1999).

Çalışmamızda kemik, implant ve protetik materyallerin elastisite modülü ve poisson oranları bilgisayar yazılımına aktarılmıştır. Hata payını en aza indirmek için oldukça fazla sayıda eleman ve düğüm sayısı kullanılmış ve gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmesi hedeflenmiştir. Analizlerimizde ortalama 2 608 536 eleman ve 525 561 düğüm noktası bulunmaktadır ve tüm modellemeler kesintisiz temas şeklinde olup, kortikal kemik kalınlığı 2 mm ve implant-kemik arasındaki osseointegrasyon derecesi ise %100 olarak kabul edilmiştir.

Canlı dokuları modelize etmek tam olarak mümkün olmadığından modellerde ve sanal koşullarda materyallerin bazı özellikleri basitleştirilmektedir. Bu sebeple, elde edilen sonuçlar karşılaştırılmaktadır (Adıgüzel, 2010 ve Sevimay ve ark., 2005). Klinik olarak implantların çevresindeki kemik gözenekli olup kemik ile implant arasındaki temas ortalama %30 ile %70 arasındadır. Bu durum, 3B-SESA için sınır koşulu olarak göz önünde bulundurulmaktadır (Geng ve ark., 2008). Kemik kalınlıkları oluşan stres değerlerini etkilemektedir. Sonuçlar değerlendirilirken kortikal kemik kalınlığı arttıkça stresin azaldığı ve kemik kalınlığının azalması ile stresin artması nedeniyle farklı kortikal kemik kalınlıklarında farklı stres değerleri elde edileceği göz önünde bulundurulmalıdır (Baggi ve ark. 2013).

Oklüzyon tipleri bakımından, maksiller All-on-Four® implant tedavilerinde oklüzyon en önemli belirleyici faktörlerden birisidir. All-on-four® implant tedavi konseptinde önerilen oklüzyon tipi eğer karşıt arkta hareketli tam protez var ise çift taraflı balanslı oklüzyon eğer yok ise grup fonksiyonlu oklüzyon tipi kullanılması yönündedir. İmplant destekli protetik restorasyonlarda stabil çeneler arası ilişkiyi sağlamak için bilateral olarak maksimum interküspal kontakt oluşturulması, oklüzal planlar için çene hareketlerinde interferenslerin elimine edilmesi, serbest lateral ve protrüsiv mandibular hareketlerde hafif diş kontakları ile harmoni oluşturulmalıdır. Genellikle distal en son dişin hafif olarak oklüzyondan çıkartılması, anterior ve posterior implantlar arasında kalan bölgede oklüzal temasları yoğunlaştırıp, sentrikte serbestlik sağlanmasının gerekliliği vurgulanmaktadır. Kondil yolu eğiminden daha düşük eğimli küspal veya kısmen düz oklüzal yüzeyli suni dişler kullanılması

önerilmektedir. (Babbush ve ark., 2011; Babush ve ark., 2013 ve Chen ve ark., 2008; Taruna ve ark., 2014).

All-on-Four® implant destekli maksiller restorasyonlarda karşıt ark doğal dentisyona sahipse karşılıklı koruyucu oklüzyon önerilmektedir. Karşıt arkda implant destekli restorasyonlar varsa anterior rehberlik önerilmektedir. Karşıt ark hareketli veya tam proteze sahipse bilateral balanslı oklüzyon uygulanması önerilmektedir (Tallarico, 2016).

Misch (1994) ve Okeson (2008) da implant-koruyucu oklüzyon önererek implant ve implant üstü protezlerin korunmasını amaçlamışlardır. Buna göre; anterior rehberlik ve sentrik oklüzyonda bilateral stabilite sağlanması, sentrikte serbestlik, oklüzal kuvvetlerin ve kontakların yayılması, sentrikte ve retrüzyonda interferenslerin eliminasyonu ile lateral hareketlerde çalışan ve dengeleyen taraf interferenslerin elimine edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir.

All-on-four® protezlere uygulanan kuvvetler literatürdeki farklı çalışmalarda değişiklik göstermektedir. Önceki çalışmalarda çoğunlukla tek tip kuvvet uygulanmıştır ancak çalışmamızda 4 tip kuvvet uygulaması yapılmıştır. Bizim tezimizde bu kuvvet tiplerinin birlikte uygulanması çalışmamızın farklı ve orijinal olmasını sağlamaktadır.

Çiğneme süresi boyunca vertikal, horizontal ve oblik kuvvetler simultane olarak protezlere iletilir. Liao ve ark., (2008), çalışmalarında kantilever bölgesinden unilateral olarak oblik kuvvet uygulamasının daha doğal olduğunu belirterek yalnızca bu kuvveti uygulamıştır. Çalışmamızda ise farklı olarak bu yöndeki her üç kuvvet tipi birlikte kullanılmıştır.

Bhering ve ark. (2016), yaptıkları bir çalışmada en yüksek stres değerlerinin yüklemenin yapıldığı taraftaki implant ve kemiklerde olduğunu, diğer implantlarda ise enerji aktarımının ve stres seviyesinin düştüğünü vurgulamışlardır. Bu yönü ile bizim

sonuçlarımızın da Bhering ve ark. (2016)'nın sonuçları ile uyumlu olduğu görülmektedir.

Çalışmamızda tüm modellere sağ kantilever molar dişe oblik olarak 150 N kuvvet uygulaması, maksiller iki santral dişin interproximal temas bölgesinden frontal-vertikal ve frontal-oblik kuvvet uygulaması olmak üzere 100 N'luk iki tip kuvvet ile 1.premolar ve 2. premolar ile 1. molar dişlerin palatinal tüberküllerine eş zamanlı olarak sağ ve sol posterior dişler bölgesinden toplamda 300 N'luk vertikal kuvvet uygulamaları yapılmıştır.

İmplant çevresindeki kemik dokuya gerilim/gerilme iletiminde protezin oklüzal yüzey özellikleri ve tüberkül eğimlerinin önemli olduğu, aksiyel kuvvetleri tüberkül eğimlerinin lateral yönde karşıladığı, oblik 30° kuvvet uygulamasının horizontal veya vertikal kuvvetlere göre kortikal kemikte daha yüksek streslere neden olduğu belirtilmektedir (Ferreira ve ark., 2010). Bu nedenle çalışmamızda oblik kuvvet uygulaması simüle edilirken frontal vertikal kuvvet uygulaması, frontal oblik kuvvet uygulaması ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Kemiklerde, implantlarda ve protezlerde (alt-üst yapılar) stres konsantrasyonları genellikle distal bölgede lokalize olmaktadır. Literatüre baktığımızda önceki çalışmalarda genellikle kuvvetin 1. molar bölgesinden unilateral olarak uygulandığı görülmektedir. Buna göre stres yoğunlaşması kuvvet uygulanan sağ distal bölgede lokasyon bulmaktadır. Ferreira ve ark., (2014) tarafından yapılan bir çalışmada da protez/implant kompleksinde en yüksek stres değerleri kuvvet uygulama bölgesi olan distal sağ 1. molar bölgede lokalize olduğu görülmüştür. Böylece stres dağılım paterni gözönünde bulundurulduğunda beklendiği gibi en yüksek stres konsantrasyonlarının yüklemenin yapıldığı bölgede olduğu belirtilmiştir (Bhering ve ark., 2016). Çalışmamızda da sağ kantilever kuvvet uygulaması simüle edilen gruplarda stres yoğunluğu sağ 1. molar bölgede ortaya çıkmıştır.

Unilateral yüklemede; kuvvet uygulanan çalışan tarafta çiğneme hareketleri boyunca baskı kuvveti artarken, dengeleyen tarafta ise çekme kuvveti oluşmaktadır.

Gıda ağıza ilk alındığı zaman tek taraflı başlayan çiğneme hareketi ile lokmanın olduğu tarafta oklüzal kontaklar oluşurken, kontra lateral tarafta oklüzal kontakt olmamaktadır (Bhering ve ark., 2016). Bu yönü ile klinik ilişkili bu oklüzal yükleme çalışmamızda kullanılmıştır.

Taruna ve ark. (2014), posterior kantilever olarak minimal veya hiç kantilever kullanılmamasını ve kantilever üzerindeki fonksiyonel olmayan tüberkül kontakları ve prematüre temasların elimine edilmesini önermişlerdir. Distal kantilever dişlerin daha az yüklenmesi ile insizör ve kanin dişlerin yönlendirici lingual yüzeylerinin zamanla abrazyona uğrayabileceğini vurgulamaktadırlar. Kantilever uzunluğu 15 mm veya daha uzun olduğu zaman implant-protez başarısızlıklarının artabileceği klinik çalışmalar ile gösterilmiştir. Özellikle az sayıda implant destekli protezlerde kantilever uzunluğunun daha kısa olmasının tercih edilmesi gerektiği belirtilmiştir. Çalışmamızda; bu öneriler dikkate alınarak kantilever uzunluğu değişken olarak tanımlanmamıştır ve bütün modeller için standardize edilerek, uzun olmayacak şekilde 10 mm olarak belirlenmiştir.

Maksiller All-on-four® implant konsepti temelinde anterior implantların aksiyel olarak yerleştirilmesi ve minimum implant uzunluğunun 10 mm olması gerekliliği vurgulanmaktadır (Malo ve ark., 2014). Çalışmamızda da anterior implantlar birbirine paralel ve dik olarak maksiller anteriorda lateral dişler bölgesine yerleştirilecek şekilde 11.5 mm uzunlukta simüle edilmiştir. Yine Malo ve ark., (2014) maksiller All-on-four® implant konsepti temelinde posterior implantların açılı olarak yerleştirilmesi ve minimum implant uzunluğunun 11.5 mm olması gerektiğini belirterek, distal implant açılanmalarını 17°-45° arasında olmasını önermektedirler. Literatür taramamıza göre yaygın kullanılan açılanma 30° olduğu için çalışmamız sonuçlarının karşılaştırılması bakımından 30° açılı posterior implant simüle edilirken, karşılaştırma amacı ile 17° posterior açılı implant modeli de oluşturulmuştur. Böylece posterior implantlar 17° ve 30° olmak üzere 2 farklı açıda kullanılmıştır.

Tezimizde analizini yaptığımız maksiller All-on-four® implant destekli protetik restorasyonlarda ve implantlarda oluşan stres değerleri restorasyon

başarısında önemli bir kriter oluşturmaktadır. İmplantlarda oluşan von Mises gerilim değerleri en yüksek olarak implant boyun bölgelerinde gözlenmiştir ve yükleme tipine bağlı olarak da implantlardaki gerilim değerleri değişmiştir. Sağ kantilever yüklemede; yüklemenin yapıldığı taraf posterior implantlar (322,84 MPa) ile bilateral yüklenen implantlarda (257,12 MPa) yüksek stres değerleri elde edilmiştir. Metal destekli porselen restorasyonların bulunduğu modellerdeki implantlarda ise (401,38 MPa ve 541,36MPa) en yüksek stres değerleri elde edilmiştir. Bu modellerde, posterior implantlarda açılanma arttıkça von Mises gerilim değerlerinde azalma görülmüştür. ZL model sağ kantilever yükleme için posterior implantın 17° açılanmasında 390,31MPa iken, 30° açılanmasında ise 269,70MPa ile azalan stres değerleri bulunmuştur.

Monar ve ark (2017), 11.5 mm uzunluğunda ve 2.9 ile 3.5 mm dar çaplı implantları (2.9×11.5mm, Unitite Slim-3.5×11.5 mm, Unitite Prime) kullandıkları bir çalışmalarında; All-on-four® prensiplerine göre yerleştirilen 2 paralel anterior implant ve 2 posterior 30° açılı implantın üzerine yapılan maksiller akrilik hibrit proteze 100 N'luk aksiyel ve 45° palato-bukkal açılı oblik yükleme sonucu stres analizi yapmışlardır. İmplantlar, abutmentler ve vidalar von Mises kriteri ve altyapı analizlerinin yapıldığı araştırmada; hem aksiyel yüklemede hem de oblik yüklemede 3,5 mm'lik modeldeki periimplant kemik, implant ve abutmentlerle alt yapıda yüksek stres değerleri gözlenmiştir. 3,5 mm'lik modelde implant ve abutmentlarda daha yüksek pik stresleri oluşmuştur. Çalışmamızda oblik kuvvetlerde daha yüksek gerilim değerleri elde edilirken vertikal yüklemede düşük stres değerleri bulgulanmıştır.

Yapılan bir çalışmada maksiller orta düzey atrofik vakalarda uygulanan All-on-four® (altın standart) ve All-on-six® (eksperimental grup) konsept tedavi yöntemlerinde protetik alt yapı materyali olarak Cr-Co, Ti ve Zirkonya ile 3B-SESA yöntemi kullanılarak elde edilen 6 model unilateral oblik 150 N posterior kuvvet uygulaması altında analiz edilmiştir. Kortikal kemik için tedavi modellerine bakılmaksızın Ti alt yapılarda All-on-four® için 19.9 MPa Pmax gerilim değerleri elde etmiştir. İmplantlar için maksimum stres; All-on-four® için 78 MPa ve All on six için 64.3 MPa olmuştur ve en yüksek stresler implant boyun bölgelerinde bulgulanmıştır

(Bhering ve ark., 2016). Çalışmamız, yükleme yapılan tarafta daha yüksek stres değerlerinin gözlenmesi ve gerilimin implant boyun bölgesinde yoğunlaşması bakımından Bhering ve ark., (2016)'nın sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

Ferriare ve ark. (2014)'na göre; estetik materyalin implantların stres değerlerini etkilemediği alt yapı materyallerinin ise stres dağılımında %10 etkili olduğunu, dolayısıyla Cr-Co alaşımlarının stres değerlerinin yüksek olması implant stresleri ve final tedavi sonuçlarını etkilememektedir. Çalışmamızda elde ettiğimiz Cr-Co metal destekli seramik restorasyonlardaki yüksek gerilim değerleri Ferriare ve ark. (2010)'nın ifadeleri ile paralellik oluşturmaktadır.

Titanyum alaşımlı implantlarda basma direnci 970 MPa ve gerilme direnci 880 MPa standart düzeyindedir (Deste, 2017). Bu verilere bakılarak çalışmamızda elde edilen stres değerlerinin implantların standart gerilim değerlerinden daha düşük olduğu gözlenmektedir.

Chen ve ark. (2008), kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilme değerleri, oblik kuvvetlerin etkisi ile implantlarda dolayısıyla krestal kemikte daha fazla kuvvet konsantrasyonu ile rezorbsiyon oluşturduğunu ifade etmişlerdir. Çalışmamızda metal destekli seramik restorasyonlardaki sağ kantilever yüklemede ve 30° açılı implant bölgesinde en yüksek (28.88 MPa) kortikal kemik stres değerleri oluşmuştur. Frontal-vertikal yüklemede ise anterior implantlar bölgesinde 5.39-9.71 MPa ile posterior implantlar bölgesinde 0.87-5.05 MPa Pmax değerleri görülmüştür. Posterior bilateral yükleme için kortikal kemikte, tüm gruplarda posterior implantlar bölgesinde anterior implantlara (2.72-5.81 MPa) göre daha yüksek gerilim değerleri gözlenmiştir (2.15-11.99 MPa).

Ferreira ve ark. (2014) farklı metal alt yapılar (titanyum, altın, krom-nikel, krom-kobalt, gümüş- palladyum) ile seramik ve akrilik rezin üst yapı materyallerine sahip All-on-four® tasarımlarındaki 3B-SESA analizinde 100 N kuvvet uygulaması sonucu stres değerlerini tespit etmişlerdir. Elde edilen değerlerin kortikal kemik çekme ve basma stres limitleri dahilinde olduğu belirtilmiştir. İnsanlarda kemik çekme

gerilim değerinin 133 MPa ve basma gerilim değerinin 193 MPa olduğu, kemikte kırık veya rezorbsiyon olmasının bu değerin limitleri dışında olduğu ifade edilmiştir. Sağ 1. molar yüklemesi yapılan çalışma grubumuzla benzerlik gösteren sonuçlar elde edilen yukarıdaki çalışmayla karşılaştırdığımızda; elde ettiğimiz stres değeri kortikal kemik stres limitlerini aşmaması ile örtüşmektedir. Ayrıca çalışmamızdaki gibi farklı yükleme koşullarının kullanılmadığı görülmektedir.

Fizyolojik limitlere göre kemiklerde son direnç kortikal kemik için maksimum 170-190 MPa ve trabeküler kemik içinse 100-130 MPa dır (Bhering ve ark., 2016). Çalışmamız sonuçları patolojik kemik doku sınırlarını aşmamıştır. Bevilacqua ve ark. (2011), 30° açılı implantlarda vertikal implantlara oranla kortikal kemiğe %52 daha düşük stres geldiğini vurgulamışlardır. Yukarıdaki araştırmacıların sonuçları ile uyumlu olarak çalışmamız bulguları patolojik kemik doku sınırlarını aşmamış ve posterior implant açısı derecesi arttıkça stres değeri azalması bakımından da benzerlik göstermiştir.

Kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilme değeri açısından; çalışmamızda sağ kantilever yüklemesinde yüklemenin yapıldığı tarafta ve 17° açılı modellerdeki posterior implantlar bölgesinde en yüksek değeri (-37.84MPa ile-60.71 MPa) gözlenmiştir. Restorasyonlar arasında metal destekli seramik üst yapıya sahip modellerde en yüksek Pmin (-60.71 MPa) değeri izlenmiştir. Posterior bilateral yüklemesinde ise en yüksek Pmin değeri metal destekli porselen protezlerde posterior implantların 30° açılı olduğu modelde (-40.45 MPa) implant çevresindeki kortikal kemikte görülmüştür.

Trabeküler kemikte oluşan maksimum asal stres değeri, çalışmamızda sağ kantilever yüklemesi için yüklemenin yapıldığı tarafta, posterior implantlar bölgesinde en yüksek değeri (1.14-4.22 MPa) gözlenmiştir. Anterior frontal-vertikal ve frontal-oblik yüklemesinde 17° ve 30° açılı modellerde, tüm üst yapı materyalleri için yüklemenin yapıldığı taraftaki trabeküler kemikte daha yüksek gerilim değeri bulgulanmıştır (Pmax 0.04-1.58 MPa). Posterior bilateral yüklemesinde ise tüm gruplarda

posterior implantlar bölgesindeki trabeküler kemikte anterior bölgeye göre daha yüksek gerilim değerleri elde edilmiştir (Pmax 0.18-3.04 MPa).

Bevilacqua ve ark. (2011), 30° açılı implantlarda vertikal implantlara oranla trabeküler kemikte %47,6 daha düşük stres oluştuğunu vurgulamışlardır. Çalışmamızda da tüm modellerdeki her yükleme koşulunda trabeküler kemikte daha düşük stres değerleri elde edilmesi; streslerin büyük oranda elastik modülüsü yüksek olan kortikal kemik tarafından karşılanarak, trabeküler kemiğe iletilen gerilim değerlerinin düşük olduğunu düşündürmesi bakımından yukarıdaki araştırmacıların bulgularıyla paraleldir.

Trabeküler kemikte oluşan minimum asal gerilme bakımından, sağ kantilever yüklemede, yüklemenin yapıldığı taraftaki posterior implantlar bölgesinde trabeküler kemikte en yüksek değerler (-1.03 ile -11.04 MPa) gözlenmiştir Sağ anterior, sol anterior ve sol posterior implantlar bölgesindeki trabeküler kemik Pmin değerleri birbirine benzer olup - 0.05 ile -1.31 MPa arasındadır ve bu değerlerin yüklemenin yapıldığı sağ posterior implant bölgesinden daha düşük olduğu görülmektedir. Anterior frontal-vertikal ve frontal-oblik yüklemede posterior implantların hem 17° hem de 30° açılı olduğu modellerdeki tüm üstyapı materyallerinde trabeküler kemik Pmin değerleri-0.06 ile-1.66 MPa arasındadır. Posterior bilateral yükleme için; tüm gruplardaki posterior implantlar bölgesinde anteriora göre daha yüksek gerilim değerleri gözlenmiş olup Pmin-2.90 ile- 4.15 MPa arasındadır. Çalışmamız sonuçları; yaptıkları araştırmalara dayanarak trabeküler kemikte gerilim değerlerinin daha düşük olduğunu vurgulayan Baggi ve ark., (2013)'nın bulguları ile benzerdir.

Bhering ve ark., (2016)'na göre periimplant bölgedeki stres oluşumunda protetik materyal kritik rol oynamaktadır. Özellikle uzun-aralıklı ve kantilever uzantılı protezlerde protetik restorasyon biomekanik komplikasyonların azaltılmasında önemli rol oynamaktadır.

Literatür incelemesinde; Maksiller All-on-four® implant konseptinde daimi protezlerin yapımında genellikle konvansiyonel metal destekli seramikler veya metal

destekli akrilik rezinlerin kullanıldığı görülmektedir. Yine, CAD/CAM tasarım ile zirkonya veya titanyum alt yapı üzerine kronların simantasyonu, CAD/CAM tasarım ile titanyum veya zirkonya alt yapı üzerine akrilik rezin vener sabit restorasyonlar, Cr-Co veya altın alaşımlı metal destekli porselen döküm sabit restorasyonlar, bar veya hassas bağlantılı MK1 ataçman destekli overdenture hareketli protetik restorasyonlar da önerilmektedir (Ayna ve ark., 2018; Gonzalez, 2014 ve Taruna ve ark., 2014).

Cr-Co veya altın alaşım döküm alt yapıları üzerine akrilik rezin dişlerin kullanıldığı protezlerden, metal destekli seramik protezlere geçişte aşırı kemik rezorpsiyonları gözlemlendiği için günümüzde; döküm olmayan yaklaşımlar, freze teknikleri ile altın alaşım bar tasarımları, lazer titanyum alt yapılar ve daha sonra bilgisayar kontrollü milling solit blok titanyum geliştirilmiştir (Khatami ve ark., 2008).

Cr-Co alaşımların Cr-Ni alaşımlara göre daha yüksek dayanıklılık ve sertlik direncine sahip olması ile birlikte Co iyonlarının biyouyumuluğunun Ni iyonlarından daha yüksek olduğu bildirilmiştir (Lucchetti ve ark., 2015). Ancak her iki alaşımın korozyon direncinin düşük olması nedeniyle metal seramik kron kullanımlarında periodontal sağlığa yıkıcı etki oluşturabilecekleri belirtilmektedir (Yu ve ark., 2016).

Daimi protetik rehabilitasyon kriterlerinde; temizlenebilir olması, biyomekanik olarak implant yerleşimi, pozisyonu, hastanın yaşı, cinsiyeti, kas tonusu, fonksiyonel ve parafonksiyonel alışkanlıkları ile karşıt ark özelliklerinden etkilenilmektedir (Tallarico ve ark., 2016a; Tallorico ve ark., 2016b).

Tezimizde ileri teknoloji ürünü olan monolitik zirkonya tam ark sabit protetik restorasyon zirkonya alt yapı lityum disilikat sabit restorasyon ve stres dağılımının karşılaştırılması bakımından da konvansiyonel Cr-Co döküm metal destekli seramik tam ark sabit restorasyon tercih edilmiştir. Literatür incelemesinde bu üç tip protetik restorasyonların kullanıldığı ve/veya birlikte değerlendirildiği çalışımların sınırlı olması, çalışmamızın sonuçlarını bilimsel katkı bakımından değerli kılmaktadır.

Farklı metal alt yapılarda titanyum-Ti, Au, Cr-Ni, Cr-Co, Ag-Pd ile seramik ve akrilik rezin üst yapı materyallerine sahip mandibular All-on-four® tasarımlarındaki 3B-SESA analizinde 100 N kuvvet uygulaması sonucu von Mises stres değerlerini tespit eden Ferreira ve ark., (2014) sonuçlara göre akrilik rezin-Au-Pd grubunda en düşük, akrilik rezin-Cr-Ni grubunda ise en yüksek von Mises stres değerlerini bulgulamıştır. Genelde ise akrilik rezin üst yapılarda daha yüksek stres değerleri gözlenmiştir. Araştırmada; veneer materyal tipi ve metal altyapıların implant destekli protezlerde stres değerlerini etkilediği vurgulanmıştır.

Çalışmamızda, sağ kantilever yüklemesi için zirkonya üst yapılarda en yüksek von Mises gerilim değeri (1261,12 MPa) posterior implantların 17° açılı olduğu modelde gözlenmiştir. ZL restorasyonlarda en yüksek von Mises gerilim değerleri ise posterior implantların 17° ve 30° açı ile yerleştirildiği modellerdeki lityum disilikat üst yapıda (2042,39-2137,13 MPa) bulunmuştur. MP restorasyonlarda posterior implantların her iki açılanma ile yerleştirildiği modellerdeki en yüksek von Mises gerilim değerleri 1. molar yüklemesinde seramik üst yapıda (2030,78-2132,05 MPa) meydana gelmiştir.

Frontal-vertikal ve frontal-oblik yüklemelerde, monolitik zirkonya üst yapı her iki posterior açılı implant modelinde de benzer stres değerleri görülmüştür. Zirkonya destekli lityum disilikat restorasyonlarda en yüksek von Mises gerilim değerleri ise; posterior implantların 17° ve 30° açılı modellerdeki lityum disilikat üst yapıda bulunmuştur. Metal destekli porselen restorasyonlarda her iki posterior implant açılı modelde de seramik üst yapıda metal alt yapıya göre daha yüksek von Mises gerilim değerleri gözlenmiştir.

Araştırmamızda, posterior bilateral yüklemelerde monolitik zirkonya üst yapılarda her iki posterior açılı implant bulunan modelde benzer stres değerleri gözlemlenmiştir. Zirkonya destekli lityum disilikat restorasyonlarda, en yüksek von Mises gerilim değerleri posterior implantların 17° ve 30° açılı modellerindeki lityum disilikat üst yapıda bulunmuştur. Metal destekli porselen restorasyonlarda ise; her iki posterior açılı implant modelindeki üst yapılarda da benzer von Mises gerilim değerleri

gözlemlenirken, metal alt yapıda posterior implantların 17° açılı modelinde (744,66 MPa), 30° açılı modeline göre (258,73 MPa) daha yüksek von Mises gerilim değerleri görülmüştür.

All-on-four® tedavi modelinde kantilever uygulanması ve maksiller ark genişliğinden dolayı protetik restorasyon uzun ve aralıklı olmaktadır. Bu nedenle dayanıklı protetik materyal seçimi bakımından çalışmamızda farklı materyaller kullanılmıştır.

Maksiller orta düzey atrofik vakalarda All on four® (altın standart) ve All on six (eksperimental grup) konsept tedavi yöntemlerinde protetik alt yapı materyali olarak Cr-Co, Ti ve Zr ile 3B-SESA yöntemi kullanılarak elde edilen 6 modeli unilateral oblik 150 N posterior kuvvet uygulaması altında analiz eden Bhering ve ark (2016), protetik alt yapı materyali titanyumun; implantlarda, protetik vidalarda, abutmentlarda, kortikal ve trabeküler kemikte en yüksek streslere neden olduğunu bulgulanmıştır. Daha dirençli olan zirkonya ve Cr-Co materyallerinin biyomekanik olarak daha avantajlı olduğunu belirten araştırmacı, protetik restorasyon bakımından All on four® gruplardaki stresin All-on-6 gruplara göre %11,7 fazla olduğunu ifade etmiştir.

Çalışmamızda alt yapı materyali olarak zirkonya kullanılmıştır. Zirkonya alt yapı ile lityum disilikat üst yapı kullanıldığı zaman tek parça monolitik zirkonya restorasyonlarına göre stresin daha fazla olduğu bulgulanmıştır.

Tam ark implant destekli sabit protezlerde implantlar metal alt yapı ile splintlendiğinde stres dağılımının kompleks protezlere olacağını belirten Ferriare ve ark., (2010) proteze gelen bir yükün implantlar yoluyla çevre kemik dokuya dağılarak; protez parçalarında vidalarda, abutmentlarda, alt yapıda ve implantlarda önemli başarısızlıklara sebep olacağını vurgulamıştır.

Branemark ve ark., (1977), implant destekli sabit protezlerde üst yapı materyali olarak akrilik rezin kullanılmasını önermiştir. Akrilik rezinin reziliens yapısından dolayı çiğneme kuvvetlerini implant-kemik arayüze fizyolojik olarak iletmediği ve yastık efekti oluşturduğunu belirtmektedirler. Ancak akrilik rezinlerde aşınma ve kırılmalar ile karşılaşılması klinik olarak komplikasyonlara neden olmaktadır. Bu nedenle tezimizde farklı güncel ve estetik protetik üst yapıların değerlendirilmesi yönünde ileri güncel bir çalışma yapılması tercih edilmiştir. Bulgularımızda en rijit materyal olan monolitik zirkonyanın stres değerlerinde azalma gösterdiği tespit edilmiştir. Bu sonuçlar, stres konsantrasyonu dağılımı ve lokasyonu bakımından önceki bazı çalışmalar ile benzerlik göstermektedir.

İmplant destekli protezlerde ilk kullanılan alt yapı materyali olan Cr-Co ve Cr-Ni alaşımlarında, döküm hassasiyetinin ve korozyon direncinin düşük olması ile Ni' in alerjik reaksiyon ve tesviye-cila işlemlerinin uzun ve zorluğu gibi handikaplarından dolayı altın alaşımları kullanıma sunulmuştur. Daha sonra altın alaşımlarının yüksek maliyetleri nedeniyle ve mekanik özelliklerinin altın alaşımlarına benzer olması sebebiyle Au-Pd alaşımları kullanılmıştır. Ti alaşımları ise; altın alaşımlarına benzer mekanik özellikleri, biyolojik uyum ve korozyon direnci ve bilgisayarla elde edilmesi avantajları yanında; döküm için yüksek erime derecesi ve düşük yoğunluk gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Ferriare ve ark., 2010).

Çalışmamızda sonuçların karşılaştırılması ve konvansiyonel materyal olmasından dolayı Cr-Co alaşım destekli seramik tercih edilmiştir. Son teknoloji materyalleri olan monolitik zirkonya tek parça halinde (Zirkonya-monoblok) ve zirkonya destekli lityum disilikat seramik (ZL) kullanılmıştır.

Bhering ve ark., (2016), protetik materyal tipinin alt ve üst yapı olarak implant destekli sistemlerde stres dağılımını etkilediğini ifade etmektedirler. Genellikle sertlik ve dayanıklılığı yüksek maddeler olan Cr-Co ve zirkonyanın, titanyuma (Ti) göre yüksek stres değerleri oluşturduğu ve çekme gerilim stres değerlerinin (Cr-Co için 552-1034 MPa, Ti için 860-965 MPa ve Zirkonya için 900-1200 MPa) çalışmanın

limitleri içinde olduğu görülmüştür. Elastsite modülüs değerleri yüksek olan materyallerin bükülme ve deformasyona daha dirençli olduğu bildirilmektedir.

Protetik uygulamalarda yüksek streslere neden olan dayanıklı materyal kullanımı ile implant-destekli restorasyonlarda diğer komponentlere iletilen kuvvet azalabilmektedir.

Tallarico ve ark., (2016), All-on-four® konseptinde; 4 ay sonra CAD/CAM ile zirkonya ve titanyum alt yapılı seramik kronlar ve servikal pembe seramik içeren daimi tam ark restorasyon yapmışlardır. Protez yapılan 20 hastadan 4 hastada veneer kırılması oluştuğunu bildirmişlerdir. Misumi ve ark., (2015) ise CAD/CAM üretilmi titanyum destekli kompozit rezin veneer protezlerin oral hijyen sağlamak ve plak akümüülasyonunda etkin olduğunu belirtmişlerdir.

Yüksek elastik modülüse sahip olan seramik materyallerde mekanik özelliklerin artmış olması ile restorasyonların daha uzun ömürlü olduğu bilinmektedir. Bu nedenle hem estetik hem de yüksek mekanik özelliklere sahip materyal araştırmaları süreklilik arz etmektedir. Bu yönde geliştirilen monolitik zirkonya seramik (Zirkonya) ve zirkonya destekli lityum disilikat cam seramikler (ZL) günümüzde implant üstü sabit protetik restorasyonlarda kullanım alanları bulmaktadır (Zhao ve ark., 2012). Monolitik zirkonya seramik sistemleri tam ark sabit restorasyonlarda kullanılmasına rağmen yapılan literatür incelemesinde All-on-four® implant destekli restorasyonlarda kullanımına rastlanmamıştır. Estetiğin önemli olduğu durumlarda, zirkonya protetik alt yapı materyali olarak kullanılarak üzerine lityum disilikat seramik restorasyonlar uygulanabileceği düşünülmektedir.

All-on-four® implant destekli sabit protetik restorasyonlarda tam ark tek parça (monoblok) monolitik zirkonya seramik kullanılarak yapılan herhangi bir analiz çalışması bulunmadığı için karşılaştırmalar kendi çalışma materyallerimiz arasında yapılmıştır. Ayrıca bu tedavi konseptinde zirkonya seramik alt yapı üzerine lityum disilikat üst yapıdan oluşan tam ark protetik restorasyon analizlerine de literatürde rastlanmadığı için, üst yapılardaki stres analizleri birbirleri ile karşılaştırılarak

yapılmıştır. Monolitik zirkonya seramiklerde yoğun stresler oluşurken, implant ve kemiğe iletilen streslerde azalma görülmüştür. Çalışmamızda; kortikal ve trabeküler kemikteki maksimum ve minimum asal gerilme değerleri zirkonya destekli lityum disilikat seramik tam ark restorasyonlarda, monolitik zirkonya seramik tam ark restorasyonlarından daha yüksek bulunmuştur. İmplantlardaki von Mises stres karşılaştırmasında ise iki üst yapı arasında belirgin bir farka rastlanmamıştır.

Çalışmanın limitasyonlarında, ileri çalışmalarda dinamik yükleme koşulları ve farklı tedavi alternatiflerinde çalışmalar yapılması gerekmektedir. Ayrıca uzun dönem klinik takip kohort ve randomize klinik çalışmalar ile bu in vitro çalışma sonuçlarının klinikte kullanılması önemlidir. Çiğneme kaslarının etkileri ile oluşan farklı oklüzal kuvvetlerin oluşturduğu stresleri tespit edebilen daha fazla analiz çalışmasının yapılması gerekmektedir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Araştırmamızda, maksiller All-on-four® implant tasarımları için tam ark protetik üstyapı olarak 3 farklı materyal ve tasarım içeren monolitik zirkonya, zirkonya destekli lityum disilikat seramik ve Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik restorasyonlar tasarlanmıştır. Maksiller All-on-four® implant tasarımlarında posterior implantlar 17° ve 30° olarak iki farklı şekilde açıldırılmıştır. Oklüzyon yükleme modelleri olarak sağ kantilever, frontal-vertikal, frontal-oblik ve çift taraflı balanslı oklüzal yükleme prosedürleri uygulanmıştır. 3B-SESA ile biyomekanik olarak analizleri yapılan 6 maksiller tam dişsiz model simülasyon değerlendirmesinde önemli sonuçlar elde edilmiştir. Buna göre;

1. İmplantlarda oluşan en yüksek von Mises gerilme değerleri implantların boyun bölgelerinde özellikle implantların 2. ve 3. yiv bölgelerinde gözlenmiştir.
2. Posterior implantlarda açılma arttıkça (30°) von Mises gerilme değerlerinde azalma bulunmuştur.
3. İmplantlar üzerine gelen stresler, en yüksek olarak sağ kantilever yüklemesinde kuvvetin uygulandığı sağ posterior implantlarda görülmüştür.
4. İmplantlar üzerine gelen stresler bilateral yüklemelerde en düşük olarak 2.modelde (Z-30°) elde edilmiştir.
5. Tüm tedavi planlamalarındaki en yüksek von Mises gerilme değerleri, Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik protetik restorasyonların bulunduğu implantlarda tespit edilirken, diğer iki protetik tasarım için implantlarda benzer değerler gözlenmiştir.
6. Frontal-vertikal ve frontal-oblik yüklemelerdeki tüm protetik üstyapı materyallerinde en yüksek von Mises gerilme değerleri genel olarak anterior implant bölgelerinde gözlenmiştir.

7. Bilateral yüklemelerde posterior implantların 17° ve 30° açılı olduğu tüm protetik üst yapılarda en yüksek von Mises gerilmeleri posterior implantlarda gözlenirken, en yüksek değerler yine Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik protetik restorasyonlarda tespit edilmiştir.
8. Kortikal ve trabeküler kemikte maksimum ve minimum asal stresler açısından Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik protetik restorasyonlara sahip modellerde en yüksek Pmax değerleri izlenmiştir. Zirkonya destekli lityum disilikat restorasyon ve monolitik zirkonya üst yapıli protezlerde benzer değerler elde edilmiştir.
9. Kortikal ve trabeküler kemikte maksimum ve minimum asal streslere bakıldığı zaman; sağ kantilever yüklemde yüklemenin yapıldığı taraftaki posterior implantlar bölgesinde en yüksek von Mises gerilme değerleri gözlenmiştir.
10. Tüm modellerde; kortikal kemikte meydana gelen stresler, trabeküler kemikte meydana gelen streslerden daha yüksek bulunmuştur.
11. Elastisite modülü değeri yüksek olan monolitik zirkonya kullanıldığı zaman materyal bünyesinde gerilim artarken kemiğe iletilen gerilim potansiyeli ise düşük olmuştur.
12. Monolitik zirkonya protezlerde tüm yükleme koşullarında 30° açılı implant uygulanan protezlerde von Mises gerilmeleri azalmaktadır.
13. Altyapı-üstyapı protetik uygulamalardan üstyapılarda daha yüksek von Mises gerilme değeri oluşmuştur.
14. Protetik yapılardaki en yüksek maksimum asal stresler sağ kantilever yüklemesinde ortaya çıkmıştır.

3B-SESA ile biomekanik analizler yaptığımız araştırmamızda; in vitro değerlendirmelerin in vivo şartları tam olarak karşılamadığı bilgisi dahilinde sonuçların yol göstericiliği yönünden değerlendirilmesini önemsiyoruz. Maksiller tam diş eksikliklerinde, All-on-four® implant destekli monolitik zirkonya protetik tam ark restorasyonların yapılmasının uygun olabileceği düşünülmektedir. Estetiğin daha ön planda olduğu vakalarda ise; zirkonya destekli lityum disilikat protetik restorasyonlar da yapılabileceği düşünülmektedir. Araştırmamızın kapsamı genişletilerek klinik bazı

seri vaka çalışmalarının orta ve uzun takip mesafeli olarak yapılmasının umut verici olacağı kanaati hakim olmaktadır.

Çalışmamızın daha az sayıda implant kullanılarak hem cerrahi prosedürü azaltması hem de daha ekonomik olan maksiller All-on-four® implant konseptinin farklı üst yapı tasarımları ile uygulanması sonucu; kortikal ve trabeküler kemiklerde, implantlarda ve protetik restorasyonlarda oluşturduğu stresleri inceleyerek, günümüz teknolojisi ile gelişmekte olan estetik protetik materyallerin hangisinin tercih edilebileceği konusunda hekimlere fikir verecek nitelikte olduğunu düşünmekteyiz.



ÖZET

Maksiller All-On-Four İmplant Tasarımları Üzerine Tam Ark Sabit Protetik Üst Yapılar ile Hazırlanan Farklı Modellerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile Biyomekanik Olarak Değerlendirilmesi

Maksiller tam dişsizlik vakalarında, hastaların fonksiyonel ve estetik beklentilerinin artmasına paralel olarak implant destekli pek çok tedavi yöntemi geliştirilmiştir. Özellikle son yıllarda Maksiller All-on-four® implant konsepti (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) ile birlikte planlaması yapılan tam ark sabit protetik restorasyonlar yaygınlık kazanmıştır. Çalışmamızda Maksiller All-on-four® implant tasarımlarına göre planlanan 6 adet tam dişsiz maksiller model üzerinde üç farklı protetik üst yapı materyali, iki farklı posterior implant açılanması ve 4 farklı yükleme koşulu olmak üzere toplam 24 analiz yapılmıştır. İmplantlarda, kortikal ve trabeküler kemiklerde ve protetik yapılarda meydana gelen maksimum ve minimum asal stresler ile von Mises gerilimleri statik lineer 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi (3B-SESA) yöntemi ile tespit edilerek değerlendirilmiştir. Çalışmamızda Maksiller All-on-four® implant tasarımları, monolitik zirkonya, zirkonya destekli lityum disilikat üst yapı ve Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik tam ark sabit protetik üst yapı tasarımları hazırlanmıştır. Bu kapsamda çalışmamızda; 10 mm posterior kantilever uzunluğuna ve posterior 17° ve 30° 'lik iki farklı implant açılanmasına sahip olan maksiller All-on-four® implant destekli model simülasyonu ile 4 mm çapında titanyum alaşımdan oluşan vidalı implantlar (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) kullanılmıştır. Anterior implantların uzunluğu 11.5 mm ve posterior implantların uzunluğu 13.5 mm olarak seçilmiştir. Abutmentlar (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) 4 mm çapında ve 5 mm oklüzo-gingival uzunlukta olup parabol şeklinde olan ark uzunluğu 80 mm olarak belirlenmiştir. Kortikal kemik kalınlığı 2 mm olarak belirlenmiştir. Çalışmamızda, sağ kantilever, frontal-vertikal ve frontal-oblik ile çift taraflı balanslı oklüzyon (bilateral balanslı oklüzyon) olmak üzere 4 farklı yükleme tipi simüle edilmiştir. Sağ kantilever (1.molar) yüklemesinde sağ 1. molar diş kantilever uzantısının merkezinden oklüzyon düzlemine 30° açılı olmak üzere 150 N oklüzal kuvvet uygulaması simüle edilmiştir. Frontal-vertikal yüklemede her iki anterior santral dişin mezial interproximal bölgelerinden vertikal olarak 100 N insizal kuvvet uygulanmıştır. Frontal oblik yükleme ise; her iki anterior santral dişlerin mezial interproximal bölgelerinden 30° açılı 100 N insizal kuvvet uygulaması şeklinde simüle edilmiştir. Çift taraflı olarak (bilateral) her iki posterior bölgeden 1. premolar, 2. premolar ve 1. molar dişlerin palatinal tüberkül tepelerinden 100 N olmak üzere toplam 300 N eş zamanlı kuvvet uygulaması vertikal yönde simüle edilmiştir. Maksiller All-on-four® implant tasarımlarına göre tam dişsiz maksiller ark için 6 farklı tedavi planlaması yapılmıştır. 1. model (Z-17) tedavi planlaması: Anterior iki implant sağ ve sol lateral kesici dişler bölgesine birbirine paralel ve çene kemiğine dik açılı olarak yerleştirilmiştir. Posterior implantlar ise servikal kısımları 2. premolar dişler hizasında, apikal bölgesi 1. premolar dişin distal yarısı hizasında olacak şekilde oklüzyon düzlemine göre 17° açıldırılmış şekilde yerleştirilmiştir. Protetik üst yapı olarak; monolitik zirkonya tek parça sabit tam ark protetik restorasyon tasarlanmıştır. 2. Model (Z-30) tedavi planlaması: 1. tedavi planlaması ile aynı parametrelere sahip ancak posterior implantlar oklüzyon düzlemine göre 30° açıldırılmış şekilde yerleştirilmiştir. Protetik üst yapı olarak; monolitik zirkonya tek parça sabit tam ark protetik restorasyon tasarlanmıştır. 3. Model (ZL-17) tedavi planlaması: diğer tedavi planlaması ile aynı parametrelere sahip olup posterior implantlar oklüzyon

düzlemine göre 17° distale açıldırılmış şekilde yerleştirilmiştir. Protetik üst yapı olarak; zirkonya destekli lityum disilikat üst yapılı tek parça sabit tam ark protetik restorasyon tasarlanmıştır. 4. Model (ZL-30) tedavi planlaması: diğer tedavi planlamaları ile aynı parametrelere sahip olup, posterior implant açılanması oklüzyon düzlemine göre 30° distale açıldırılmış şekilde yerleştirilmiştir. Protetik üst yapı olarak; zirkonya destekli lityum disilikat üst yapılı tek parça sabit tam ark protetik restorasyon tasarlanmıştır. 5. Model (MP-17) tedavi planlaması: diğer tedavi planlamaları ile aynı parametrelere sahip olup ve posterior implant oklüzyon düzlemine göre 17° distale açıldırılmış şekilde yerleştirilmiştir. Protetik üst yapı olarak; Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik tek parça sabit tam ark protetik restorasyon tasarlanmıştır. 6. Model (MP-30) tedavi planlaması: diğer tedavi planlamaları ile aynı parametrelere sahip ve posterior implant oklüzyon düzlemine göre 30° distale açıldırılmış şekilde yerleştirilmiştir. Protetik üst yapı olarak; Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik tek parça sabit tam ark protetik restorasyon tasarlanmıştır. Tezimizde kortikal ve trabeküler kemikte maksimum ve minimum asal stresleri (maksimum ve minimum principal stres değerleri-Pmax ve Pmin), implant ve protetik restorasyonlarda ise von Mises gerilim miktarlarının ve dağılımlarının incelenmesi ve karşılaştırılması yapılmıştır. İmplantlarda oluşan en yüksek von Mises gerilim değerleri implantların boyun bölgelerinde 2. ve 3. implant yivlerinde görülmüştür. Posterior implantlarda açı arttıkça von Mises gerilim değerlerinde azalma görülmüştür. Tüm tedavi planlamalarında en yüksek von Mises gerilim değerleri Cr-Co metal destekli konvansiyonel feldspatik seramik restorasyon içeren implantlarda tespit edilirken, diğer iki protetik restorasyon için implantlarda benzer değerler gözlenmiştir. Kortikal ve trabeküler kemikte en yüksek asal stres değerleri (Pmax-maksimum principal stres) bütün modellerde ve tüm yükleme koşullarında kortikal krestal kemikte yoğunlaşmıştır. Monolitik zirkonya protezlerdeki tüm yükleme koşullarında 30° açılı implant uygulamalı restorasyonlarda von Mises gerilimleri azalmaktadır. Bunun sonucu olarak maksiller tam dişsizliklerde All-on-four® implant destekli monolitik zirkonya tasarımlara sahip tam ark restorasyonların yapılması uygun bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: İmplant, Lityum disilikat seramik, Konvansiyonel Cr-Co metal destekli feldspatik seramik, Maksiller All-on-four® implant konsepti, Monolitik zirkonya seramik, Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi (3B-SESA).

SUMMARY

Biomechanical Examinations In Different Models Prepared With Maxillary All-On-Four Implant Designs And Full Arch Fixed Prosthetic Upper Structures: Three Dimensional Finite Element Stress Analysis Method

In the case of edentulous maxilla, many implant supported treatment methods have been developed in parallel with the increase in the functional and aesthetic expectations of the patients. Especially in recent years, full arc fixed prosthetic restorations, which are planned together with the Maxillary All-on-four® implant concept (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden), have become widespread. In our study, a total of 24 analyzes including three prosthetic materials, two posterior implant angulations and 4 loading conditions, were performed on 6 fully edentulous maxillary models based on Maxillary All-on-four® implant designs. Maximum and minimum principal stresses and von Mises stresses in implants, cortical and trabecular bones and prosthetic structures were determined by static linear 3-dimensional finite element stress analysis (3D-SESA) method. In our study, Maxillary All-on-four® implant designs, monolithic zirconia, monolithic zirconia supported monolithic lithium disilicate superstructure and Cr-Co metal supported conventional feldspatic ceramic full arc fixed prosthetic designs were used. In this context, we used 4mm diameter titanium alloy screwed implants (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden) with the Maxillary All-on-four® implant supported model simulation with 10mm posterior cantilever length and two different implant angulations at the posterior 17° and 30°. Lengths of the anterior and posterior implants are 11.5 mm and 13 mm respectively. The abutments (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden) are 4 mm in diameter, 5 mm occluso-gingival length and the arc length in the form of a parabola is 80 mm. Cortical bone thickness was determined as 2 mm. In our study, 4 different loading types were simulated; right cantilever, frontal-vertical, frontal-oblique and bilaterally balanced occlusion. 150 N occlusal force application was simulated from the center of the right 1st molar dental cantilever extension to the occlusion plane, at 30 ° angle. In frontal-vertical loading 100 N incisal force was applied vertically from the mesial interproximal regions of both anterior central teeth. Frontal oblique loading is simulated at 100 N incision force with an angle of 30°, from the mesial interproximal regions of both anterior central teeth. A total of 300 N force applied vertically from posterior, 100 N each from the palatal tubercular peaks of the 1st premolar, 2nd premolar and 1st molar teeth. According to the maxillary All-on-four® implant designs, 6 different treatment plans were made for a fully edentulous maxillary arch. Model 1 (Z-17) treatment plan: The two anterior implants were placed parallel to each other in the region of right and left lateral incisors and at right angles to the jaw bone. Posterior implants, on the other hand, were placed at an angle of 17 ° distally with respect to the occlusion plane, with the cervical parts at the level of the 2nd premolar teeth and the apical region at the distal half of the 1st premolar tooth. As a prosthetic superstructure; Monolithic zirconia one-piece fixed full arc prosthetic restoration is designed. Model 2 (Z-30) treatment plan: Same parameters as the 1st treatment plan were used except posterior implants were placed at an angle of 30 ° distal to the occlusion plane. As a prosthetic superstructure; Monolithic zirconia one-piece fixed full arc prosthetic restoration is designed. Model 3 (ZL-17) treatment plan: Same parameters were applied, the posterior implants are placed at an angle of 17 ° distal to the occlusion plane. However as a prosthetic superstructure; Zirconia supported lithium disilicate superstructure, one piece fixed full arc prosthetic restoration is

designed. Model 4 (ZL-30) treatment plan: Same parameters were applied and posterior implant opening was placed at an angle of 30° distal to the occlusion plane. As a prosthetic superstructure; Zirconia supported lithium disilicate superstructure, one piece fixed full arc prosthetic restoration designed. Model 5 (MP-17) treatment plan: It has the same parameters as other treatment plans, and the posterior implant is placed at an angle of 17 ° distal to the occlusion plane. As a prosthetic superstructure; Conventional feldspatic ceramic one-piece fixed full arc prosthetic restoration is designed with Cr-Co metal support. Model 6 (MP-30) treatment plan: Same parameters as other treatment plans were used, and the posterior implant is placed at an angle of 30 ° distal to the occlusion plane. As a prosthetic superstructure; Conventional feldspatic ceramic one-piece fixed full arc prosthetic restoration is designed with Cr-Co metal support. Maximum and minimum principal stresses (maximum and minimum principal stress values-Pmax and Pmin) in cortical and trabecular bone, von Mises tension amounts and distributions in implant and prosthetic restorations were performed and compared. The highest von Mises tension values in the implants were seen in the 2nd and 3rd implant grooves in the neck regions of the implants. As the angle increases in posterior implants, von Mises tension values decreased. In all treatment plans, the highest von Mises tension values were detected in implants containing Cr-Co metal supported conventional feldspatic ceramic restoration, while similar values were observed in the implants for the other two prosthetic restorations. The highest principal stress values (maximum principal stress-Pmax) in the cortical bone are concentrated in the cortical crestal bone in all models and under all loading conditions. Moreover in all loading conditions in monolithic zirconia prostheses, von Mises stresses are reduced in restorations with an implanted angle of 30 °. As a result for maxillary complete toothlessness All-on-four® implant supported monolithic zirconia designs were found to be suitable for full arc restorations.

Keywords: Conventional Cr-Co metal supported feldspatic ceramic, Implant, Lithium disilicate ceramic, Maxillary All-on-four® implant concept, Monolithic zirconia ceramic, Three-dimensional finite element stress analysis-3B-SESA.

KAYNAKLAR

- ACAR A, İNAN Ö (2001). İmplant Destekli Protezlerde Oklüzyon. Cumhuriyet
ACAR A, İNAN Ö. (2001). İmplant destekli protezlerde oklüzyon. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **4**:52-56.
- ADIGÜZEL Ö. (2010). Sonlu Elemanlar Analizi: Derleme. *Dicle Diş Hekimliği Dergisi*. **11**: 18-23.
- AGLIARDI EL, POZZI A, STAPPERT CFJ, 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**:292-302.
- AKÇA K, ÇEHRELİ MC, IPLİKÇİOĞLU H. (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *The International Journal of Prosthodontics*, **15**: 115-121.
- AL AMRI MD, ABDULJABBAR TS, AL-KHERAIF AA, ROMANOS GE, JAVED F. (2017). Comparison of clinical and radiographic status around dental implants placed in patients with and without prediabetes: 1-year follow-up outcomes. *Clinical Oral Implants Research*, **28**(2): 231-235.
- AL-AMLEH B, LYONS K, SWAIN M. (2010). Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, **37**: 641–652.
- ALANI, A., MAGLAD, A., NOHL, F. (2011). The prosthetic management of gingival aesthetics. *British Dental Journal*, **210**: 63–69.
- ALBAKRY M, GUAZZATO M, SWAIN MV. (2003). Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **89**: 374-380.
- ALBREKTSSON T, ZARB G, WORTHINGTON P, ERIKSSIN AR. (1986). The long term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **1**: 11-25.
- ALBREKTSSON T. (2008). Hard Tissue Implant Interface. *Australian Dental Journal*, **53**: 34-38
- ALMEIDA EO, ROCHA EP, JÚNIOR, ANCHIETA RB, GUPTA RPN, COELHO PG. (2015). Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic

- maxilla: A 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(Supplement 1), 332-342.
- ANUCAVICE KJ. (2003). Philip's science of dental materials. 11th Ed. St. Louis:Elsevier Science Ltd., Ch: 4.
- 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*, 3:39-49.
- ASAWA N, BULBULE N, DILIP KAKADE D, RIDDHI SHAH R. (2015). Angulated implants: An alternative to bone augmentation and sinus lift procedure: systematic review dentistry section. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. **9**(3)
- ASH MM, STANLEY JN. (2003). Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion. "8th ed.", USA: Elsevier Science., Chapter 12.
- ASSUNÇÃO WG, GOMES EA, BARAO VA, DELBEN JA, TABATA LF, DE SOUSA EA. (2010). Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant supported prosthesis: A Finite element analysis. *The Journal Of Craniofacial Surgery*, **21**(3):689-695.
- AYNA M, GÜLSES A, ACIL Y. (2018). A comparative study on 7-year results of "All-On-Four™" immediate-function concept for completely edentulous mandibles: Metal-ceramic vs. bar-retained superstructures. *Odontology*. **106**(1):73-82.
- BABBUSH CA, KUTSKO GT, BROKLOFF J. (2011). The all-onfour immediate function treatment concept with NobelActive implants: a retrospective study, *Journal of Oral Implantology*., **37**(4): 431-45.
- 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. *J Prosthet Dent.*, **109**(1):9-21.
- BECKER ST, WARNKE PH, BEHRENS E, WILTFANG J. (2011) Morbidity after iliac crest bone graft harvesting over an anterior versus posterior approach. *J Oral Maxillofac Surg.*, **69**(1):48- 53. 7.
- BEGG T, GEERTS GA, GRYZAGORIDIS J. (2009). Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *The International journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **24**(4): 663-671.
- BERGMAN B. (1987). Periodontal reactions related to removable partial dentures: A literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **58**(4): 454-8.
- 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.

BHASIN, S. S., PERWEZ, E., SACHDEVA, S., MALLICK, R. (2015). Trends in prosthetic biomaterials in implant dentistry. *Journal of the International Clinical Dental Research Organization*, **7**(3): 148-159

BHERING CL, MESQUITA MF, KEMMOKU DT, NORITOMI PY, CONSANI RL, BARÃO VA. (2016). Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.*, **69**: 715-25.

BOYACI KB. (2015). All-on-four tekniğine uygun olarak yerleştirilmiş titanyum implantlar üzerine farklı materyallerden üretilen üst yapıların stres dağılımının sonlu elemanlar analiz yöntemiyle incelenmesi. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi.

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 & Maxillofacial Implants*, **26**: 304-18.

BRANEMARK PI, HANSSON BO, ADELL R, BREINE U, LINDSTRÖM J, HALLEN O, OHMAN A. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw, Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery Supplementum*, **16**:1-1

BRANEMARK PI, SVENSSON B, VAN STEENBERGHE D. (1995). Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Branemark in full edentulism. *Clinical Oral Implants Research*, **6**: 227–31.

CAPUTO AA, STANDLEE JP. (1987). Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publishing, Co. Inc., Chapter 1.

CARAMES J, SUINAGA LT, YU YC, PÉREZ A, KANG M. (2015). Clinical advantages and limitations of monolithic zirconia restorations full arch implant supported reconstruction: Case series. *International Journal of Dentistry*, 392-96.

CHEN YY, KUAN CL, WANG YB. (2008). Implant occlusion: Biomechanical considerations for implant-supported prostheses. *Journal of Dental Sciences*, **3**: 65-74.

CHRISTOPHER B, HO CK, HONS BDS. (2012). Implant rehabilitation in the edentulous jaw: the "All-on-4" immediate function concept. *Australian Dental Practice.*, **1**: 138-148

- CIDADE CP, PIMENTEL MJ, AMARAL RC, NÓBILO MA, BARBOSA JR. (2014). Photoelastic analysis of all-on-four concept using different implants angulations for maxilla. *Brazilian Oral Research*, **28**:1-7.
- ÇAĞLAR DA, AYDIN C. (2001). Implantolojide biyomekanik. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, (1).
- ÇALIKKOCAOĞLU S. (2004). Tam protezler. (4. Baskı). İstanbul: Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği sy. 788.
- ÇALIKKOCAOĞLU S. (2010). Dişsiz hastaların protetik tedavisi. Klasik tam protezler. 5.basım, Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti.; İstanbul;, s: 382-397.
- ÇİFTÇİ Y, CANAY Ş. (2001). Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *The International Journal of Prosthodontics*, **14**(5): 406-411.
- DALKIZ M. (2010). Pratik dişhekimliği implantolojisi. 1. basım, Vestiyer Yayıncılık; İstanbul, s: 24-27, 33-53, 147-164, 480-490.
- DEKOK P, KLEVERLAAN CJ, de JAGER N, KUIJS R, FEILZER AJ. (2015). Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent.*, **114**(1): 59-66
- DENRY I, KELLY JR. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, **24**: 299–307.
- DESTE G. (2017). Mandibular all on four implant tasarımları ve monolitik zirkonya tam ark sabit protetik üst yapılar ile hazırlanan farklı modellerde biyomekanik incelemeler: üç boyutlusonlu elamanlar stres analiz yöntemi. Afyon Kocatepe Üniversitesi, Diş Hekimliği fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi. Proje No: 17.DUS.01. Afyonkarahisar.
- DOĞAN DO, POLAT NT, POLAT S, ŞEKER E, GÜL EB. (2012). Evaluation of all on four concept and alternative design with 3d finite element analysis method. *Clinical Implant Dentistry And Related Reserch*, **16**(4): 501-10.
- DURKAN R, OYAR P, DESTE G. (2019). Effects of cantilever length and implant inclination on the stress distribution of mandibular prosthetic restorations constructed from monolithic zirconia ceramic. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. **35**(1):121-129.
- EBRAHIMI F. (2012). Finite element analysis new trends and developments. 2nd ed. Intech, Karol Bagh, p:9-15, 21-29.
- EHSANI S, SIADAT H, ALIKHASI M. (2014). Comparative evaluation of impression accuracy of tilted and straight implants in All-on-Four technique. *Implant Dentistry*, **23**(2): 225-30.

- EREIFEJ N, RODRIGUES FP, SILIKAS N, WATTS DC. (2011). Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. *Dental Materials*, **27**(6): 590-597.
- FABBRO MD, BELLINI CM, ROMEO D, FRANCETTI L. (2012). Tilted Implants for the Rehabilitation of Edentulous Jaws: A Systematic Review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **14**(4):612-21.
- FAEGHI NEJAD M, PROUSSAEFS P, LOZADA J. (2016). Combining guided alveolar ridge reduction and guided implant placement for all-on-4 surgery: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **115**(6): 662-7.
- FERREIRA MB, BARÃO VA, FAVERANI LP, HIPÓLITO AC, ASSUNÇÃO WG. (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 & Engineering. C Materials for Biological Applications*, **35**:92-9.
- FRANCETTI L, CORBELLA S, TASCHIERI S, CAVALLI N, DEL FABBRO M. (2015). Medium- and long-term complications in full-arch rehabilitations supported by upright and tilted implants. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **17**(4): 758-64.
- GENG J, YAN W, XU W. (2008). Application of the finite element method in implant dentistry, Springer Science and Business Media, 1-61.
- GENG JP, TAN KB, LIU GR. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **85**(6): 585-598.
- GHERLONE EF, FERRINI F, CRESPI R, GASTALDI G, CAPPARÉ P. (2015). Digital impressions for fabrication of definitive "all-on-four" restorations. *Implant Dentistry*. **24**(1): 125-9.
- GONZALES J. (2014). The evolution of Dental Materials for Hybrid prosthesis. *The Open Dentistry Journal*, **8**: 85-94.
- GRACHT IVD, DERKS A, HASELHUHN K, WOLFART S. (2017). EMG Correlations Of Edentulous Patients With Implant Overdentures And Fixed Dental Prostheses Compared To Conventional Complete Dentures And Dentates: A Systematic Review And Meta-Analysis. *Clinical Oral Implant Research*, **28**(7): 765-773.
- GÜMRÜKÇÜ Z, KORKMAZ YT. (2018). Influence of implant number, length, and tilting degree on stress distribution in atrophic maxilla: A finite element study. *Medical & Biological Engineering & Computing*, **56**(6):979–89.
- HA SR. (2015). Biomechanical three-dimensional finite element analysis of monolithic zirconia crown with different cement type. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, **7**(6): 475-83.

- HANSSON S, HALLDIN A. (2012). Alveolar ridge resorption after tooth extraction: a consequence of a fundamental principle of bone physiology. *Journal of Dental Biomechanics*, **3**:17-27.
- HO CK. (2012). Implant rehabilitation in the edentulous jaw: The all-on-4 immediate function concept. *Australasian Dental Practice*, **23**(2): 138-148.
- 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 ML, CHANG CL. (2010). Application of finite element analysis in dentistry. *Finite Element Analysis*, 44-60.
- HWANG D, WANG HL. (2006). Medical contraindications to implant therapy. Part I. Absolute contraindications. *Implant Dent*, **15**: 353– 360.
- ILIE N, STAWARCZYK B. (2015). Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **113**: 114-21.
- JENSEN OT, ADAMS MW, COTTAM JR, PAREL SM, PHILLIPS WR. (2010). The all-on-4 shelf: Maxilla. *J Oral Maxillofac Surg.*, **68**(10):2520-7.
- KARAALIOĞLU OF, DUYMUŞ ZY. (2008). Diş hekimliğinde uygulanan CAD/CAM sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **18**: 25-32.
- KHATAMI AH. (2008). All on four immediate function concept and clinical report of treatment of an edentulous mandible with a fixed complete denture and millde titanium framework. *Journal of Proshodontics*, **17**:47-51.
- KORKMAZ T (1998). Dişhekimliğinde holografi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **8**: 81-85.
- KREKMANOV L, KAHN M, RANGERT B, LINDSTROM H. (2000). Tilting of posterior mandibular and maxillary implants of improved prosthesis support. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **15**: 405-14
- KULAK-ÖZKAN Y. (2012). Tam protezler ve implant üstü hareketli protezlerde problemler ve çözüm yolları. Vestiyer Yayıncılık, İstanbul.
- KUPEYAN HK, 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.
- KUROSHIMA S, NAKANO T, ISHIMOTO T, SASAKI M, INOUE M, YASUTAKE M, SAWASE T. (2017). Optimally oriented grooves on dental implants improve bone quality around implants under repetitive mechanical loading. *Acta Biomaterialia*, **48**: 433–444.

- KURTULMUŞ S, AYDIN AK. (2008). Tekrarlanan döküm işleminin dental alaşımların mekanik özelliklerine etkisi. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **11**(2): 126-133.
- KWON T, BAIN P, LEVIN L. (2014). Systematic review of short (5-10 years) and longterm (10 years or more) survival and success of full-arch fixed dental hybrid prostheses and supporting implants. *Journal of Dentistry*, **42**: 1228-1241.
- LEE JH, JEONGB WS, SEO SJ, KIM HW, KIM KN, CHOI EH, KIM KM. (2017). Non-thermal atmospheric pressure plasma functionalized dental implant for enhancement of bacterial resistance and osseointegration. *Dent Mater.*, **33**(3): 257-270.
- LEEMPOEL PJ, VAN ROSSUM GM, DE HANN AF. (1989). Survival studies of dental restorations: Criteria, methods and analyses. *Journal of Oral Rehabilitation*, **16**:387-94.
- LEKHOLM U, ZARB GA. (1985). Patient selection and preparation. In: Tissue integrated prosheses: osseointegration in clinical dentistry. Ed: Branemark PI, Zarb GA, Albrekson T, editors. Chicago: Quintessence Publishing, 109-209
- LIAO SH, TONG RF, DONG JX. (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.
- LIM TJ, CSILLAG A, IRINAKIS T, NOKIANI A, WIEBE CB. (2004). Intentional Angulation of an Implant to Avoid a Pneumatized Maxillary Sinus: A Case Report. *Journal of Canadian Dental Association*, **70**(3): 164-68.
- LIN CL, WANG JC, CHANG WJ. (2008). Biomechanical interactions in tooth-implant supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: A finite element analysis. *Clinical Oral Implants Research*, **19**: 107-117.
- LIU T, MU Z, YU T, WANG C, HUANG Y. (2019). Biomechanical Comparison Of Implant Inclinations And Load Times With The All-On-4 Treatment Concept: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Computer methods In Biomechanics and Biomedical Engineering*, **22**(6):585-94.
- LOPEZ CS, SAKA CH, RADA G, VALENZUELA DD. (2016). Impact Of Fixed Implant Supported Prosthesis In Edentulous Patients: Protocol For A Systematic Review. *BMJ Open*, **6**: 1-4.
- LUCCHETTI MC, FRATTO G, VALERIANI F, DE VITTORI E, GIAMPAOLI S, PAPETTI P, ... MANZON L. (2015). Cobalt-chromium alloys in dentistry: An evaluation of metal ion release. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **114**(4), 602-608.

- MA, L., GUESS, P. C., ZHANG, Y. (2013). Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: Finite element and theoretical analyses. *Dental Materials*, **29**(7): 742-751.
- MAGNE P. (2007). Efficient 3d finite element analysis of dental restorative procedures using micro-ct data. *Dental Materials*, **23**: 539-548.
- 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**(1): 2-9.
- MALO P, RANGERT B, NOBRE M. (2005). “All-on-4” immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous maxilla: A 1-year retrospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **7 Suppl 1**:88-94.
- MALÓ P, de ARAÚJO 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): 26-34.
- MALÓ P, de ARAÚJO NOBRE M, LOPES A, MOSS SM, MOLINA GJ. (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.
- MALO P, NOBRE M, LOPES A. (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**:139-50.
- MALÓ P, de SOUSA ST, 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: Official journal of the American College of Prosthodontists*, **23**(6): 495-500.
- MANOR Y, SIMON R, HAIM D, GARFUNKEL A, MOSES O. (2017). Dental implants in medically complex patients-a retrospective study. *Clinical Oral Investigations*, **21**(2): 701-708.
- MENINI M, SIGNORI A, TEALDO T, BEVILACQUA M, PERA F, RAVERA G, ET AL. (2012). Tilted implants in the immediate loading rehabilitation of the maxilla: A systematic review. *Journal of Dental Research*, **91**:821-7
- MINATEL L, VERRI FR, KUDO GAH, ALMEIDA DAF, BATISTA VES, LEMOS CAA, PELLIZZER EP, JUNIOR JFS. (2017). Effect of different types of prosthetic platforms on stress-distribution in dental implant-supported

- prostheses. Materials science & engineering. C, *Materials for Biological Applications*, **71**: 35–42.
- MISCH CE, BIDEZ MW. (1994). Implant-Protected Occlusion. *International Journal of Dental Symposia*, **2**:32-37.
- MISCH CE (2005). Dental implant prosthetics. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.
- MISCH CE (2008). Maxillary Arch Implant Considerations: Fixed and Overdenture Prostheses. *Contemporary Implant Dentistry* 3rd Edition 17: 367-405.
- MISCH CE. (2009). Dental implant protezler. Kutay Ö. 1. Basım, İstanbul, Nobel Matbaacılık, **32**: 253-254.
- MISCH CE. (2009). Dental implant protezler. Kutay Ö. 1. Basım, İstanbul, Nobel Matbaacılık, **30**:189-95.
- MISCH CE. (2011). Günümüz diş hekimliğinde implantoloji. Tulunoglu IF. 3. Basım, Ankara, Atlas Kitapçılık, **17**: 361-85.
- MISUMI S, MAKAMOTO T, KONDO Y, MUKAIBO T, MASAKI C, HOSOKAWA R. (2015). A prospective study of changes in oral health-related quality of life during immediate function implant procedures for edentulous individuals. *Clinical Oral Implant Research*, **26**:696-700.
- MIYATA T, KOBAYASHI Y, ARAKI H, OHTO T, SHIN K. (2000). The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **15**(3).
- OKESON J. (2008). Temporomandibular disorders and occlusion 6 th Ed. St.louis: Elsevier Mosby, chapter 4.
- OLESOVA VN, AMKHADOVA MA, ZASLAVSKII SA, OLESOV EE, SHASHMURINA VR. (2019). Experimental Study of the Biomechanics of Maxillary Implants under Conditions of Biomechanical Modeling. *Bulletin of Experimental Biology and Medicine*, **166**:4.
- ÖZTÜRK B. (2015). Farklı implant-abutment bağlantı tasarımlarında oluşan streslerin ve hareket serbestliğinin; 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- PADHYE OV, HEREKAR M, PATIL V, MULANI S, SETHI M, FERNANDES A. (2015). Stress distribution in bone and implants in mandibular 6-implant-supported cantilevered fixed prosthesis: a 3D finite element study. *Implant Dentistry*, **24**(6), 680-685.
- PARK JC, BAEK WS, CHOI SH, CHO KS, JUNG UW. (2017). Long-term outcomes of dental implants placed in elderly patients: A retrospective clinical and radiographic analysis. *Clinical Oral Implants Research*, **28**(2): 186-191.

- PIRJAMALINEISIANI A, SARAFBIDABAD M, JAMSHIDI N, ESFAHANI FA. (2017). Finite element analysis of post dental implant fixation in drilled mandible sites. *Computers in Biology and Medicine*, **81**: 159–166.
- POZZI A, TALLARICO M, MOY PK. (2016). Four implant overdenture fully supported By A CAD/CAM titanium bar: A single cohort prospective 1-year preliminary study. *Journal of Prosthodontic Dentistry*, **116**(4): 516-523.
- PREIS V, BEHR M, HANDEL G, SCHNEIDER-FEYRER S, HAHNEL S, ROSENTRITT M. (2012). Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *Journal of The Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, **10**: 13–22.
- PRITHVIRAJ DR, MADAN V, HARSAMAYI P, KUMAR CG, VASHISHT R. (2014). A comparison of masticatory efficiency in conventional dentures, implant retained or supported overdentures and implant supported fixed prostheses: A literature view. *Journal of Dental Implants*, **4**(2): 153-157.
- RAIGRODSKI AJ, CHICHE GJ, POTIKET N, HOCHSTEDLER JL, MOHAMED SE, BILLIOT S. (2006). The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **96**: 237-44.
- RAMOĞLU S, OZAN O. (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **9**: 175-180.
- RITTER RG. (2010). Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, **22**(5): 332-41.
- ROSEN A, GYNTHIER G. (2007). Implant treatment without bone grafting in edentulous severely resorbed maxillas: A long-term follow-up study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **65**(5):1010-16.
- SAILER I, FEHER A, FILSER F, GAUCKLER LJ, LUTHY H, HÄMMERLE CH. (2007). Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *The International Journal of Prosthodontics*, **20**: 383-8.
- SATO Y, WADAMOTO M, TSUGA K, TEIXEIRA ER. (1999). The effectiveness of element downsizing on a three dimensional finite model of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, **26**: 288-291.
- SCHWEIGER M, HOLLAND W, FRANK M, DRESCHER H, RHEINBERGER V. (1999). IPS Empress II: A new pressable high-glass ceramic for esthetic all-ceramic restoration. *Quintessence Dental Technology*, 143-151.
- SEGHI RR, DENRY I, BRAJEVIC F. (1992). Effects of ion exchange on hardness and fracture toughness of dental ceramics. *The International Journal of Prosthodontics*, **5**(4): 309-314.

- SILVA GC, MENDONCA JA, LOPES LR, LANDRE J. (2010). Stress Patterns On Implants In Prostheses Supported By Four Or Six Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **25**(2): 239-246.
- SUNDELL G, DAHLIN C, ANDERSSON M, THUVANDER M. (2017). The boneimplant interface of dental implants in humans on the atomic scale. *Acta Biomaterialia*, **48**: 445–450.
- TALLARICO M, CANULLO L, PISANO M, PEÑARROCHA-OLTRA D, PEÑARROCHA-DIAGO M, MELONI SM. (2016). An up to 7-Year Retrospective Analysis of Biologic and Technical Complication with the All-on-4 Concept. *The Journal of Oral Implantology*, **42**(3):265-71.
- TALLARICO M, MELONI SM, 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):965-72.
- TARUNA M, CHITTARANJAN B, TELLA S, ABUUSAAD MD. (2014). Prosthodontic perspective to all-on-4 concept for dental implants. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, **8**(10): 16-19.
- TAŞKINSEL E, GÜMÜŞ HÖ. (2014). Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **8**: 131-135.
- TEALDO T, BEVILACQUA M, PERA F, MENINI M, RAVERA G, DRAGO C, PERA P. (2008). Immediate function with fixed implant-supported maxillary dentures: A 12-month pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **99**(5): 351-60.
- TING M, RICE JG, STANTON. BRAID SM, LEE CYS, JON B. SUZUKI JB. (2017). Maxillary Sinus Augmentation for Dental Implant Rehabilitation of the Edentulous Ridge: A Comprehensive Overview of Systematic Reviews. *Implant Dentistry*, **26**(3), 438-464.
- TÜRKYILMAZ I, COMPANY AM, MCGLUMPHY EA. (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.
- ULUSOY M, AYDIN K. (2010). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara Üniversitesi Yayınları, sy. 94-120.
- VAN LIERDE KM, BROWAEYS H, CORTHALS P, MATTHYS C, MUSSCHE P, VAN KERCKHOVE E, DE BRUYN H .(2012). Impact of fixed implant prosthetics using the all-onfour treatment concept on speech intelligibility,

articulation and oromyofunctional behaviour. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **41**: 1550-7.

VENEZIA P, TORSELLO F, CAVALCANTIR, D'AMATO S. (2015). Retrospective analysis of 26 complete-arch implant-supported monolithic zirconia prostheses with feldspathic porcelain veneering limited to the facial surface. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **114**: 506-512.

WAKABAYASHI N, ONA M, SUZUKI T, IGARASHI Y. (2008). Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of Dentistry*, **36**: 463-471.

YAO J, LI M, TANG H, WANG PL, ZHAO YX, MCGRATH C, MATTHEOS N. (2017). What do patients expect from treatment with dental implants? Perceptions, expectations and misconceptions: A multicenter study. *Clinical Oral Implants Research*, **28**(3):261-271.

YU W, QIAN C, WENG W, ZHANG S. (2016). Effects Of Lipopolysaccharides On The Corrosion Behavior Of Ni-Cr And Co-Cr Alloys. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **116**(2):286-91.

ZAIMOĞLU A, CAN G, ERSOY E, AKSU L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniversitesi Basımevi, s. 25-40.

ZAMPELIS A, RANGERT B, HEIJL L. (2007). Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two-dimensional finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **97**: 35-43.

ZARB GA, ZARB FL, SCHMITT A. (1987). Osseointegrated implants for partially edentulous patients. Interim considerations. *Dental clinics of North America*, **31**: 457-472.

ZHAO K, PAN Y, GUESS PC, ZHANG XP, SWAIN MV. (2012). Influence Of Veneer Application On Fracture Behavior Of Lithium-Disilicate-Based Ceramic Crowns. *Dental Materials*, **28**(6): 653-660.

ZITZMANN UN, KRASTL G, HECKER H, WALTER C, WALTĞMO T, WEĞGER R. (2009). Strategic considerations in treatment planning: Deciding when to treat, extract, or place a questionable tooth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **104**: 80-9

ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Ad Soyad :Zekiye Begüm ÖZKIRAN
Doğum Tarihi :28.07.1991
Doğum Yeri :Ankara
Medeni Durumu :Evli
İletişim Adresi :Çankaya Mah. Cemal Nadir Sk. 8/3. Çankaya/Ankara.
Telefon :0537 259 9689
E-posta :zekiyeozkiran@gmail.com

II. Eğitim Bilgileri

2014-2020 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş
Tedavisi Anabilim Dalı/Doktora Programı
2009-2014 Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
2002-2009 Türk Maarif Koleji
1999-2002 9 Eylül İlkokulu
1997-1999 Şehit Tuncer İlkokulu

III. Bilimsel İlgi Alanları

Seminerler ve Kurslar

2015 Bruksizimli Hastalarda Oklüzal Splint Uygulamaları
2016 İmplant Üstü Hareketli Protezlerde Kullanılan Tutucu Çeşitleri
2017 SEE İmplant Dentistry İmplantoloji Kursu

Posterler ve sözlü sunumlar

1. ÖZKIRAN ZB, ÇAKIN E (2018). Supporting The Profile İn Angled Implants By Using Custom Abutments. A Case-Report. 10th Annual Scientific Meeting of the Advanced protocholes in Oral Implantology Congress, Antalya,Türkiye.
2. BİLDİR E, ÖZKIRAN ZB, KILIÇ G (2016). Zirconia Based Ceramic Restoration On Posterior Region. A Case-Report. 8th Annual Scientific Meeting of the Advanced protocholes in Oral Implantology, Antalya, Türkiye.

Dergi Yayınları

1. GÜÇLÜ ZB, ATALAY P, GÜÇLÜ RF, KILIÇ G (2020). Zirkonya Destekli Tam Seramik Restorasyonlar İlerehabilitasyon: Olgu Raporu. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi

IV. Kongre ve Sempozyum Katılımları

1. 22. Uluslararası türk prostodonti ve implantoloji derneği kongresi, 2016, Antalya, Türkiye.
2. Training & Practice T.A.G. Dental Implants System, 2017, Israel
3. 10th Annual Scientific Meeting of the Advanced protocholes in Oral Implantology, 2018, Antalya, Türkiye.
4. 8th Annual Scientific Meeting of the Advanced protocholes in Oral Implantology, 2016, Antalya, Türkiye.