



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**KISA VE EKSTRA KISA DENTAL İMPLANT DESTEKLİ
KANTİLEVER VE PONTİK DİZAYNINA SAHİP SABİT
PROTEZLERİN FARKLI ALTYAPI MATERYALLERİNE
GÖRE SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ**

Nurcan KAYA

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğretim Üyesi Serdar KILIÇ

KOCAELİ-2021



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**KISA VE EKSTRA KISA DENTAL İMPLANT DESTEKLİ
KANTİLEVER VE PONTİK DİZAYNINA SAHİP SABİT
PROTEZLERİN FARKLI ALTYAPI MATERYALLERİNE
GÖRE SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ**

Nurcan KAYA

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğretim Üyesi Serdar KILIÇ

Bu araştırma, Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından **2376** proje numarası ile desteklenmiştir.

KOCAELİ-2021

KABUL VE ONAY

Bu tez Uzmanlık Tezi Standartlarına uygun bulunmuştur.

Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı uzmanlık öğrencisi Arş. Gör. Dt. Nurcan KAYA'nın hazırladığı "Kısa ve Ekstra Kısa Dental İmplant Destekli Kantilever ve Pontik Dizaynına Sahip Sabit Protezlerin Farklı Altyapı Materyallerine Göre Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile İncelenmesi" başlıklı tez, KOÜ Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca, kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek oybirliği/oyçokluğu ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman:

Dr. Öğretim Üyesi Serdar KILIÇ

Uzmanlık Tezi Jüri Üyeleri

Doç.Dr. Serkan SARIDAĞ

Dr. Öğretim Üyesi Ayşe Koçak BÜYÜKDERE

Prof.Dr. Subutay Han ALTINTAŞ

Tarih:/...../ 2021

Bu tez KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulu'nun/...../..... tarih ve.....sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof. Dr. Haluk Emre ÖZ

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

BEYAN

Bu tez çalışmasının Kocaeli Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi uzmanlık tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eseri olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.



Tarih:/..../2021

Nurcan KAYA

İmza:.....

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini benden hiçbir zaman esirgemeyen gerek teorik gerekse pratik anlamda yetişmemde çok büyük katkısı olan, desteğini her zaman hissettiğim değerli danışman hocam Sayın Dr. Öğretim Üyesi Serdar KILIÇ' a

Uzmanlık eğitimine başladığım günden bugüne mesleki bilgi ve tecrübeleri ile her zaman yanımda olan KOÜ Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Sayın Doç. Dr. Serkan SARIDAĞ, Sayın Dr. Öğr. Üyesi Ayşe KOÇAK BÜYÜKDERE, Sayın Dr. Öğr. Üyesi Burcu KANAT ERTÜRK'e

Uzmanlık eğitimim süresince yardımlarını esirgemeyen sevgili arkadaşlarım Arş. Gör. Dt. Sümeyye KOÇ, Arş. Gör. Dt. Burcu DERELİ, Arş. Gör. Dt. Seher BADUR, Arş. Gör. Dt. Miray KAYA ACAR, Arş. Gör. Dt. Zübeyir KAZAN, Arş. Gör. Dt. Neslihan YENİCE, Arş. Gör. Dt. Begüm UZUNOĞLU, Arş. Gör. Dt. Sinem BAYRAM, Arş. Gör. Dt. Gülsüm TÜRKMEN, Arş. Gör. Dt. Metin Can ATILLA, Arş. Gör. Dt. Natig BAYRAMOV, teknisyen arkadaşlarım Özlem İRİÇ, Engin YÜCEL, Mustafa CEYLAN, Sercan YILMAZ'a ve diğer çalışma arkadaşlarım Özlem EREN, Derya ÖZDEMİR, Pelin UZUN, Hamide BAŞTÜRK, Birgül BOLİÇ, Sevgi KAPLAN ve Sabit BİRLİKTİR'e

Uzmanlık eğitimim süresince en iyi ve en kötü günlerimde her zaman yanımda olan biricik arkadaşım Süleyman ÇAĞLIYAN'a

Tüm hayatım boyunca desteğini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili annem Ayfer KAYA, sevgili babam Mehmet KAYA ve en yakın arkadaşım biricik ablam Nuray KAYA'ya

En içten dileklerle teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK.....	ii
KABUL VE ONAY	iii
BEYAN	iv
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLolar DİZİNİ.....	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xiii
KISALTMA, SİMGE VE FORMÜLLER DİZİNİ.....	xxii
ÖZET	1
SUMMARY	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER.....	5
4.1. Dental İmplant ve Tarihçesi.....	5
4.2. Dental İmplant Sınıflaması	6
4.2.1. Kemikle Olan İlişkilerine Göre İmplantlar	6
4.2.1.1. Subperiostal İmplantlar	6
4.2.1.2. Transosseoz İmplantlar	6
4.2.1.3. Endosseoz İmplantlar	7
4.2.2. Kullanılan Materyale Göre İmplantlar	7
4.2.2.1. Metaller ve Alaşımlar	7
4.2.2.2. Seramikler ve Karbonlar	7
4.2.2.3. Polimerler ve Kompozitler.....	8
4.2.3. Yüzey Özelliklerine Göre İmplantlar	8
4.2.3.1. Titanyum Plazma Sprey Kaplı Yüzeyler	8

4.2.3.2. Kumlanmış ve/veya Asitlenmiş Yüzeyleer	9
4.2.3.3. Hidroksiapatit Kaplı Yüzeyleer	9
4.2.3.4. TiO ₂ ile Pürüzlendirilmiş Yüzeyleer	9
4.2.3.5. Okside Edilmiş Yüzeyleer	10
4.2.3.6. Makineyle Hazırlanmış (Tornalanmış) Yüzeyleer	10
4.2.4. Geometrik Şekillerine Göre İmplantlar	10
4.2.4.1. Vida Tip İmplantlar	10
4.2.4.2. Silindirik İmplantlar	10
4.2.4.3. Blade İmplantlar	11
4.2.4.4. Vent Tipi İmplantlar	11
4.3. Osseointegrasyon	11
4.3.1. Osseointegrasyona Etki Eden Faktörler	12
4.3.1.1. Kemik Kalitesi ve Kantitesi	12
4.3.1.2. İmplant Materyali	14
4.3.1.3. İmplantın Yüzeyle Özellikleri	15
4.3.1.4. İmplant Geometrisi	16
4.3.1.5. Uygulanacak Olan Cerrahi Prosedür	17
4.3.1.6. İmplantın Yükleme Zamanı	17
4.4. Kemik Hacminin Yetersiz Olduğu Durumlarda İmplant Tedavileri	18
4.4.1. Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu İşlemleri	18
4.4.2. Maksiller Sinüs Augmentasyonu	19
4.4.2.1. Lateral Pencere Yöntemi ile Sinüs Augmentasyonu	19
4.4.2.2. Krestal Yaklaşım ile Sinüs Augmentasyonu	20
4.4.3. Alveolar Sinir Repozisyonu	20
4.4.4. Açıldırılmış İmplantlar	21
4.4.5. Zigomatik İmplantlar	22
4.4.6. Kısa ve Ekstra Kısa İmplantlar	22
4.5. Kısa İmplantların Başarı Kriterlerinin Değerlendirilmesi ve Başarısını Etkileyen Faktörler	26
4.5.1. Kemik Kalitesi	28
4.5.2. İmplant Mikro ve Makro Özellikleri	29

4.5.2.1. İmplant Yüzey Özellikleri	29
4.5.2.2. İmplant Çapı	30
4.5.2.3. İmplant Taper Açısı	30
4.5.3. İmplant Destekli Protetik Restorasyon Özellikleri	31
4.5.3.1. Kron/İmplant Oranı.....	31
4.5.3.2. Kronların Splintlenmesi.....	33
4.5.3.3. Parsiyel Dişsizlikte Pontik ve Kantilever Protez Tasarımı.....	33
4.5.3.4. Protez Materyali.....	34
4.6. Biyomekanik ve Biyomekanik ile İlgili Temel Kavramlar	36
4.6.1. Kütle.....	36
4.6.2. Kuvvet.....	36
4.6.3. Gerilim (Stres)	37
4.6.4. Strain (Gerinim).....	38
4.6.5. Elastisite Modülü (Young's Modülü).....	38
4.6.6. Poisson Oranı	38
4.6.7. Elastik Sınır (Akma Dayanımı/Yield Strength/Yield Point)	39
4.6.8. Hooke Kanunu	39
4.6.9. Lineer (Linear, Doğrusal) Elastik Cisim.....	39
4.6.10. Non-Lineer (Linear olmayan, Doğrusal olmayan) Elastik Cisim.....	39
4.6.11. Homojen Cisim	40
4.6.12. İzotropik ve Anizotropik.....	40
4.7. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri	40
4.7.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	41
4.7.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi	42
4.7.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Stres Analiz Yöntemi	42
4.7.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işını) ile Kuvvet Analizi	42
4.7.5. Termografik Stres Analiz Yöntemi.....	43
4.7.6. Radyo Telemetri ile Stres Analizi Yöntemi.....	43
4.7.7. Sonlu Eleman Stres Analiz Yöntemi	43
4.7.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminde Temel Kavramlar	46
4.7.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin İşlem Basamakları	49
4.7.7.3. Sonlu Elemanlar Yönteminde Stres Değerlendirmeleri.....	49

5. GEREÇ VE YÖNTEM.....	52
5.1. Çalışma Modellerinin Hazırlanması	54
5.1.1. Mandibulanın Modellenmesi	55
5.1.2. İmplant, Dayanak ve Dayanak Bağlantı Vidasının Modellemesi.....	57
5.1.3. İmplant Destekli Sabit Protezlerin Modellenmesi	58
5.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Eleman Analizi İçin Hazır Hale Getirilmesi.....	59
5.3. Kemik İmplant Bağlantı Durumu	61
5.4. Sınır Koşullarının Belirlenmesi	61
5.5. Yükleme Koşullarının Belirlenmesi	62
5.6. Sonlu Eleman Değerlerinin Hesaplanması ve Sonuçların Değerlendirilmesi	63
6. BULGULAR.....	65
6.1. Vertikal Yükleme Sonucu 4 mm Ekstra Kısa İmplant Modellerine Ait Bulgular	
65	
6.1.1. Protetik Yapıya Ait Von Mises Değerleri.....	65
6.1.2. Dayanıklara Ait Von Mises Değerleri.....	68
6.1.3. Dayanak Bağlantı Vidalarına Ait Von Mises Değerleri	69
6.1.4. İmplantlara Ait Von Mises Değerleri	71
6.1.5. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum Asal Stres Değerleri.....	73
6.1.6. Spongioz Kemiğe Ait Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri	76
6.2. Vertikal Yükleme Sonucu 8 mm Kısa İmplant Modellerine Ait Bulgular	78
6.2.1. Protetik Yapıya Ait Von Mises Değerleri.....	78
6.2.2. Dayanıklara Ait Von Mises Değerleri.....	80
6.2.3. Dayanak Bağlantı Vidalarına Ait Von Mises Değerleri	82
6.2.4. İmplantlara Ait Von Mises Değerleri	83
6.2.5. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri.....	86
6.2.6. Spongioz Kemiğe Ait Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri	88
6.3. Oblik Yükleme Sonucu 4 mm Ekstra Kısa İmplant Modellerine Ait Bulgular...	96
6.3.1. Protetik Yapıya Ait Von Mises Değerleri.....	96
6.3.2. Dayanıklara Ait Von Mises Değerleri.....	98

6.3.3. Dayanak Bağlantı Vidalarına Ait Von Mises Değerleri	99
6.3.4. İmplantlara Ait Von Mises Değerleri	101
6.3.5. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri	104
6.3.6. Spongioz Kemiğe Ait Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri	106
6.4. Oblik Yükleme Sonucu 8 mm Kısa İmplant Modellerine Ait Bulgular	108
6.4.1. Protetik Yapıya Ait Von Mises Değerleri.....	108
6.4.2. Dayanıklara Ait Von Mises Değerleri.....	110
6.4.3. Dayanak Bağlantı Vidalarına Ait Von Mises Değerleri	112
6.4.4. İmplantlara Ait Von Mises Değerleri	113
6.4.5. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri.....	116
6.4.6. Spongioz Kemiğe Ait Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri	118
7. TARTIŞMA.....	131
8. SONUÇ	152
9. KAYNAKÇA.....	154

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1. Ti ve Ti alaşımlarının mekanik özellikleri.....	15
Tablo 2. Kısa implantların avantajları.....	24
Tablo 3. 2007 yılı Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi İtalya Ortak Görüş Konferansı İmplant Başarı ve Sağkalım Ölçeği	27
Tablo 4. Çalışma Modelleri.....	55
Tablo 5. Çalışmada kullanılan materyallerin elastik modulus (Gpa) ve poisson oranı (v) değerleri	60
Tablo 6. Modellerdeki düğüm ve eleman sayısı	61
Tablo 7. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda protetik yapıya ait Von Mises değerleri.....	68
Tablo 8. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda dayanaklara ait Von Mises değerleri.....	69
Tablo 9. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri.....	71
Tablo 10. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda implantlara ait Von Mises değerleri.....	73
Tablo 11. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda kortikal kemiğe ait maksimum ve minimum asal stres değerleri.....	76
Tablo 12. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda spongioz kemiğe ait maksimum ve minimum asal stres değerleri.....	78
Tablo 13. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda protetik yapıya ait Von Mises değerleri.....	80
Tablo 14. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda dayanaklara ait Von Mises değerleri	82
Tablo 15. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri.....	83
Tablo 16. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda implantlara ait Von Mises değerleri	86
Tablo 17. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda kortikal kemiğe ait maksimum ve minimum asal stres değerleri.....	88
Tablo 18. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda spongioz kemiğe ait maksimum ve minimum asal stres değerleri.....	90
Tablo 19. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda protetik yapıdaki Von Mises değerleri.....	98
Tablo 20. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda dayanaklara ait Von Mises değerleri.....	99

Tablo 21. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri.....	101
Tablo 22. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda implantlara ait Von Mises değerleri.....	103
Tablo 23. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm Ekstra kısa implantlarda kortikal kemiğe ait maksimum ve minimum asal stres değerleri.....	106
Tablo 24. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda spongioz kemikteki maksimum ve minimum asal stres değerleri.....	108
Tablo 25. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda protetik yapıya ait Von Mises değerleri.....	110
Tablo 26. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda dayanaklara ait Von Mises değerleri.....	112
Tablo 27. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri.....	113
Tablo 28. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda implantlara ait Von Mises değerleri	116
Tablo 29. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda kortikal kemiğe ait maksimum ve minimum asal stres değerleri.....	118
Tablo 30. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda spongioz kemiğe ait maksimum ve minimum asal stres değerleri.....	120

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Lekholm ve Zarb'ın kalite açısından kemik sınıflaması.	13
Şekil 2. Misch kemik yoğunluğu sınıflaması	13
Şekil 3. İmplant yiv geometrileri	16
Şekil 4. Lateral Pencere Yöntemi ile Sinüs Augmentasyonu	20
Şekil 5. Krestal yaklaşım ile sinüs augmentasyonu.....	20
Şekil 6. Alveolar sinir repozisyonu	21
Şekil 7. Açılandırılmış implantlar	22
Şekil 8. Zigomatik implantlar	22
Şekil 9. Anatomik ve klinik kron/implant oranı	32
Şekil 10. Gerilim tipleri	37
Şekil 11. Bir sonlu eleman modelinde elemanlar ve düğüm (node) noktaları	47
Şekil 12. 4 mm Ekstra kısa implantlarda, a) Üç üyeli distal kantilever protetik yapı modeli, b) Üç üyeli pontik protetik yapı modeli.....	52
Şekil 13. 8 mm Kısa implantlarda, a) Üç üyeli distal kantilever protetik yapı modeli, b) Üç üyeli pontik protetik yapı modeli	52
Şekil 14. Lazer tarayıcısının görüntüsü (Activity 880 3D Optik Tarayıcı)	53
Şekil 15. Çalışma modellerinin Render görüntüsü	54
Şekil 16. Mandibuladan elde edilen tomografi görüntüsü.....	56
Şekil 17. 3D-Doctor yazılımı görüntüsü.....	56
Şekil 18. Kemik modelleri. a) 4 mm İmplantların yerleştirildiği kortikal ve tarabeküler kemik modeli, b) 8 mm İmplantların yerleştirildiği kortikal ve tarabeküler kemik modeli	57
Şekil 19. İmplant ve implant parçaları. a) Dayanak ve dayanak bağlantı vidası, b) 4 mm Ekstra kısa ve 8 mm kısa implant, c) İmplant, dayanak, dayanak bağlantı vidasının bağlantı sonrası görünümü.....	58
Şekil 20. Farklı düğüm sayısında elemanların görünümü	61
Şekil 21. Modellerin sınır koşulları ile gösterilmesi. a) 4 mm ekstra kısa implant modellerinin sınır koşulları, b) 8 mm kısa implant modellerinin sınır koşulları	62
Şekil 22. 4mm Ekstra kısa implantlarda yükleme koşullarının yön ve konumları. a) Vertikal yükleme, b) Oblik yükleme	63
Şekil 23. 8 mm Kısa implantlarda yükleme koşullarının yön ve konumları. a) Vertikal yükleme, b) Oblik yükleme	63
Şekil 24. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında protetik	

- yapıya ait Von Mises değerleri, a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri..... 66
- Şekil 25.** Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri, a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri..... 67
- Şekil 26.** Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri, a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri..... 67
- Şekil 27.** Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri, a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri 67
- Şekil 28.** Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda distal kantilever protez tasarımında dayanaklara ait Von Mises değerleri. a) Model 1, b) Model 2 69
- Şekil 29.** Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda pontik protez tasarımında dayanaklara ait Von Mises değerleri. a) Model 3, b) Model 4 69
- Şekil 30.** Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda distal kantilever protez tasarımında dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri, a) Model 1, b) Model 2..... 70
- Şekil 31.** Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda pontik protez tasarımında dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri. a) Model 3, b) Model 4 70
- Şekil 32.** Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında implantlardaki Von Mises değerleri, a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri..... 72
- Şekil 33.** Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri, a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri..... 72
- Şekil 34.** Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri..... 73
- Şekil 35.** Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri..... 73
- Şekil 36.** Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri 74

- Şekil 37.** Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri..... 75
- Şekil 38.** Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında vertikal yükleme sonucu kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri 75
- Şekil 39.** Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında vertikal yükleme sonucu kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri 75
- Şekil 40.** Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında spongiöz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri 77
- Şekil 41.** Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında spongiöz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri 77
- Şekil 42.** Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında spongiöz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri 77
- Şekil 43.** Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında spongiöz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri..... 78
- Şekil 44.** Vertikal yükleme sonucu 8 mm Kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri..... 79
- Şekil 45.** Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri 79
- Şekil 46.** Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri..... 80
- Şekil 47.** Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri 80
- Şekil 48.** Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda distal kantilever protez tasarımında dayanaklara ait Von Mises değerleri, a) Model 5, b) Model 6 81
- Şekil 49.** Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda pontik protez tasarımında dayanaklara ait Von Mises değerleri, a) Model 7, b) Model 8 81

- Şekil 50.** Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda distal kantilever protez tasarımında dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri. a) Model 5, b) Model 6..... 83
- Şekil 51.** Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda pontik protez tasarımında dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri. a) Model 7, b) Model 8 83
- Şekil 52.** Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündek 85
- Şekil 53.** Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında vertikal yükleme sonucu implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri..... 85
- Şekil 54.** Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri..... 85
- Şekil 55.** Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri..... 85
- Şekil 56.** Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri 87
- Şekil 57.** Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri 87
- Şekil 58.** Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri 87
- Şekil 59.** Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri..... 88
- Şekil 60.** Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında spongios kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri 89
- Şekil 61.** Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında spongios kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri 89
- Şekil 62.** Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında spongios kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri 90

Şekil 63. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında spongiöz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri	90
Şekil 64. Vertikal yükleme sonucu protetik yapı marjinal bölgelere ait Von Mises değerleri	91
Şekil 65. Vertikal yükleme sonucu protetik yapı konnektör bölgelere ait Von Mises değerleri	91
Şekil 66. Vertikal yükleme sonucu implant platformlarına ait Von Mises değerleri	92
Şekil 67. Vertikal yükleme sonucu implant kemik içi bölümüne ait Von Mises değerleri	92
Şekil 68. Vertikal yükleme sonucu dayanaklara ait Von Mises değerleri.....	93
Şekil 69. Vertikal yükleme sonucu dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri	93
Şekil 70. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal stres değerleri	94
Şekil 71. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemiğe ait minimum asal stres değerleri ..	94
Şekil 72. Vertikal yükleme sonucu spongiöz kemiğe ait maksimum asal stres değerleri	95
Şekil 73. Vertikal yükleme sonucu spongiöz kemiğe ait minimum asal stres değerleri	95
Şekil 74. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında protetik yapıda Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri.....	97
Şekil 75. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında protetik yapıda Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri.....	97
Şekil 76. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında oblik yükleme sonucu protetik yapıda Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri	97
Şekil 77. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında protetik yapıda Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri	97
Şekil 78. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda distal kantilever protez tasarımında dayanaklara ait Von Mises değerleri. a) Model 1, b) Model 2	99
Şekil 79. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda pontik protez tasarımında dayanaklara ait Von Mises değerleri. a) Model 3, b) Model 4	99
Şekil 80. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda distal kantilever protez tasarımında dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri. a) Model 1, b) Model 2.....	100

- Şekil 81.** 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda pontik protez tasarımında dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri. a) Model 3, b) Model 4 100
- Şekil 82.** 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri..... 102
- Şekil 83.** 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri..... 102
- Şekil 84.** 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri..... 103
- Şekil 85.** 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri..... 103
- Şekil 86.** 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri .. 104
- Şekil 87.** 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri..... 105
- Şekil 88.** 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri 105
- Şekil 89.** 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri 105
- Şekil 90.** 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında spongiöz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri .. 107
- Şekil 91.** 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında spongiöz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri 107
- Şekil 92.** 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında spongiöz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri 107
- Şekil 93.** 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında spongiöz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri..... 108

- Şekil 94.** 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri..... 109
- Şekil 95.** 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zirkonyum materyali ve distal kantilever protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri..... 109
- Şekil 96.** 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri..... 110
- Şekil 97.** 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zirkonyum materyali ve pontik protez tasarımında oblik yükleme sonucu protetik yapıda Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri..... 110
- Şekil 98.** 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda distal kantilever protez tasarımında dayanaklara ait Von Mises değerleri. a) Model 5, b) Model 6 111
- Şekil 99.** 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda pontik protez tasarımında dayanaklara ait Von Mises değerleri. a) Model 7, b) Model 8 111
- Şekil 100.** 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda distal kantilever protez tasarımında dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri. a) Model 5, b) Model 6..... 113
- Şekil 101.** 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda pontik protez tasarımında dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri. a) Model 7, b) Model 8 113
- Şekil 102.** 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümünde 115
- Şekil 103.** 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri..... 115
- Şekil 104.** 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises 115
- Şekil 105.** 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri..... 115
- Şekil 106.** 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında kortikal

kemiğe ait, a) Maksimum Asal Stres değerleri, b) Minimum Asal Stres değerleri	117
Şekil 107. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında kortikal kemiğe ait, a) Maksimum Asal Stres değerleri, b) Minimum Asal Stres değerleri	117
Şekil 108. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında kortikal kemiğe ait, a) Maksimum Asal Stres değerleri, b) Minimum Asal Stres değerleri.....	117
Şekil 109. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında kortikal kemiğe ait, a) Maksimum Asal Stres değerleri, b) Minimum Asal Stres değerleri.....	118
Şekil 110. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında spongioz kemiğe ait, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri .	119
Şekil 111. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında spongioz kemiğe ait, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri	119
Şekil 112. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında spongioz kemiğe ait, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri	120
Şekil 113. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında spongioz kemiğe ait, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri	120
Şekil 114. 45° Oblik yükleme sonucu protetik yapı marjinal bölgelerine ait Von Mises değerleri	121
Şekil 115. 45° Oblik yükleme sonucu protetik yapı konnektör bölgelerine ait Von Mises değerleri	121
Şekil 116. 45° Oblik yükleme sonucu implant platformlarına ait Von Mises değerleri	122
Şekil 117. 45° Oblik yükleme sonucu implant kemik içi bölümüne ait Von Mises değerleri	122
Şekil 118. 45° Oblik yükleme sonucu dayanaklara ait Von Mises değerleri	123
Şekil 119. 45° Oblik yükleme sonucu dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri	123
Şekil 120. 45° Oblik yükleme sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal stres değerleri	124
Şekil 121. 45° Oblik yükleme sonucu kortikal kemiğe ait minimum asal stres değerleri	124
Şekil 122. 45° Oblik yükleme sonucu spongioz kemiğe ait maksimum asal stres değerleri	125

Şekil 123. 45° Oblik yükleme sonucu spongioz kemiğe ait minimum asal stres değerleri	125
.....	
Şekil 124. Vertikal yükleme sonucu Model 1’de; a) Sagital kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü.....	126
Şekil 125. Vertikal yükleme sonucu Model 2’de; a) Sagital kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü.....	126
Şekil 126. Vertikal yükleme sonucu Model 3’te; a) Sagital kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü.....	126
Şekil 127. Vertikal yükleme sonucu Model 4’te; a) Sagital kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü.....	127
Şekil 128. Vertikal yükleme sonucu Model 5’te; a) Sagital kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü.....	127
Şekil 129. Vertikal yükleme sonucu Model 6’da; a) Sagital kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü.....	127
Şekil 130. Vertikal yükleme sonucu Model 7’de; a) Sagital kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü.....	127
Şekil 131. Vertikal yükleme sonucu Model 8’de; a) Sagital kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü.....	128
Şekil 132. 45° Oblik yükleme sonucu Model 1’de; a) Sagital kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü.....	128
Şekil 133. 45° Oblik yükleme sonucu Model 2’de; a) Sagital kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü.....	128
Şekil 134. 45° Oblik yükleme sonucu Model 3’te; a) Sagital kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü.....	129
Şekil 135. 45° Oblik yükleme sonucu Model 4’te; a) Sagital kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü.....	129
Şekil 136. 45° Oblik yükleme sonucu Model 5’te; a) Sagital kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü.....	129
Şekil 137. 45° Oblik yükleme sonucu Model 6’da; a) Sagital kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü.....	129
Şekil 138. 45° Oblik yükleme sonucu Model 7’de; a) Sagital kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü.....	130
Şekil 139. 45° Oblik yükleme sonucu Model 8’de; a) Sagital kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü.....	130

KISALTMA, SİMGE VE FORMÜLLER DİZİNİ

- M.Ö.:** Milattan önce
HCl: Hidroklorik Asit
H₂SO₄: Sülfürik Asit
HNO₃: Nitrik Asit
HF: Hidroflorik Asit
Al₂O₃: Alumina
TiO₂: Titanyum Dioksit
CaP: Kalsiyum Fosfattır
CP-Ti: Saf Titanuyum
Ti: Titanyum
Zr: Zirkonyum
Cr: Krom
Co: Kobalt
Ca: Kalsiyum
P: Fosfat
Al: Alüminyum
Pd: Palladyum
Ni: Nikel
Mo: Molibden
Nb: Neobiyum
In: İndiyum
Ag: Gümüş
Cu: Bakır
Au: Altın
Mn: Manganez
Cr: Krom
Mo: Molibden
Sn: Kalay
SLA: Kumlanmış ve asitlenmiş (Standblasted Large Grid Acid-Etched)
CAD-CAM: Bilgisayar Destekli Tasarım- Bilgisayar Destekli Üretim (*Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing*)
PMMA: Polimetilmetakrilat
PEEK: Polietereterketon
ASTM: Uluslararası Amerikan Test ve Materyalleri Topluluğu (American Society for Testing and Materials)
NIH: Ulusal Sağlık Örgütü (National Institute of Health)
FDA: Birleşik Devletler Gıda ve İlaç İdaresi (US. Food and Drug Administration)
MPa: Megapaskal
GPa: Gigapaskal
N: Newton
°C: Santigrat derece
mm²: Milimetre kare
µm: Mikrometre
nm: Nanometre
mm: Milimetre

F: Kuvvet
m: Kütle
a: İvme
 ϵ : Gerinim
 ΔL : Boyutsal değişim
L: Cismin ilk uzunluğu
V: Poisson oranı
 σ : Basma ve/veya çekme stresi
 τ : Makaslama stresi



ÖZET

Kısa ve Ekstra Kısa Dental İmplant Destekli Kantilever ve Pontik Dizaynına Sahip Sabit Protezlerin Farklı Altyapı Materyallerine Göre Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile İncelenmesi

Atrofik kretlerde cerrahi augmentasyon yöntemlerinin dezavantajlarının üstesinden gelebilmek amacıyla kısa ve ekstra kısa implantların kullanımı alternatif olarak görülmektedir. Bunun yanında aşırı kemik kayıplarında implantların optimum şekilde konumlandırılması ya da istenilen sayıda implantın yerleştirilebilmesinin mümkün olmadığı durumlarda pontik ya da kantilever tasarımları tercih edilebilmektedir. Aynı zamanda farklı protez materyallerinin dokularda, implant ve protetik yapıda farklı etkilerinin olması dolayısıyla kısa ve ekstra kısa implant seçeneğinde önemle değerlendirilmesi gereken faktörlerdir. Çalışmamızın amacı kısa ve ekstra kısa implantlarda pontik ve kantilever protez tasarımları ile farklı protez materyallerinin fonksiyonel kuvvetler altında kemik, implant ve üst yapı üzerindeki etkisinin incelenmesi ve karşılaştırılmasıdır.

Çalışmamızda posterior mandibular bölgede 4 mm ekstra kısa ve 8 mm kısa implantlarla desteklenen üç üyeli pontik ve kantilever protez tasarımları, Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen ve monolitik Zr protez materyalleri kullanılarak 8 ayrı planlama modeli oluşturuldu. Vertikal ve oblik kuvvetler sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirildi.

Kantilever varlığında tüm yapılarda daha yüksek stresler meydana geldi. 4 mm Ekstra kısa implantlarda kortikal kemik, spongioz kemik ve implantlarda daha yüksek stres değerleri kaydedildi. Kortikal kemikte, spongioz kemikte ve dayanak bağlantı vidalarında oblik kuvvetlerde stresler artış gösterdi. Monolitik Zr protez materyalinde protetik yapıda daha yüksek stres değerleri tespit edildi. İki farklı protez materyal alternatiflerinde de implant, implant parçaları ve periimplant kemik dokuda benzer stres değerleri oluşmasına rağmen monolitik Zr protez materyaline sahip modellerde bu yapılarda az da olsa daha düşük stresler gözlemlendi. 4 mm Ekstra kısa ve 8 mm kısa implant destekli kantilever protez tasarımı yerine cerrahi olarak kemik elde etme yöntemleri ile pontik protez tasarımı daha uygun bulundu.

Anahtar Kelimeler: Kısa İmplant, Ekstra Kısa İmplant, Sonlu Elemanlar Stres Analizi

SUMMARY

Finite Element Analysis of Stress on Short and Extra Short Dental Implant Supported Fixed Prosthesis with Cantilever and Pontic Design According to Different Superstructure Materials

In order to overcome the disadvantages of surgical augmentation methods in atrophic alveolar ridges, the use of short and extra-short implants is seen as an alternative. In addition, pontic or cantilever designs can be preferred in cases where it is not possible to position the implants optimally in excessive bone loss or to place the desired number of implants. Moreover, different prosthetic materials have different effects on tissues, implant and superstructure, so the prosthetic material is the factors that should be evaluated in the short and extra-short implant option. The aim of our study is to examine and compare the effects of pontic and cantilever prosthesis designs and different prosthetic materials on bone, implant and superstructure under functional forces in short and extra-short implants.

In our study, 8 different planning models were created using three-unit pontic and cantilever prosthetic designs supported by 4 mm extra-short and 8 mm short implants in the posterior mandibular region, feldspathic porcelain with Cr-Co framework and monolithic Zr prosthetic materials. Vertical and oblique forces were evaluated with finite element analysis. Principal stress values for cortical and cancellous bone, Von Mises stress values for implant and all structures were compared.

Higher stress values recorded in all structures in the presence of cantilever. Stress values increased in cortical bone, cancellous bone and implants in 4 mm extra-short implant models. The stresses in oblique forces increased in cortical bone, cancellous bone and abutment screws. Higher stress values were detected in the superstructure in the monolithic Zr prosthetic material. Although similar stress values occurred in implant, implant parts and periimplant bone tissue in two different prosthetic material alternatives, slightly lower stresses were observed in these structures in models with monolithic Zr. Instead of 4 mm extra-short and 8 mm short implant supported cantilever prosthesis design, surgical bone augmentation methods and pontic prosthesis design were found to be more suitable.

Keywords: Short Implant, Extra Short Implant, Finite Element Analysis

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Standart implantların yerleştirilemediği aşırı kemik kaybının olduğu durumlarda ileri cerrahi işlemlerin komplikasyon riskleri ve ekstra maliyetten kaçınmak aynı zamanda bekleme süresini kısaltmak amacıyla kısa ve ekstra kısa implantların kullanımı alternatif olarak görülmektedir (1-4). Maksillada sinüs augmentasyonu alternatifinin olması bölge açısından avantaj sayılırken mandibular bölgede vertikal olarak kemik kazanmanın zor olması özellikle posterior mandibulada kısa ve ekstra kısa implantları daha da tercih edilebilir kılmaktadır (5). Aynı zamanda implant uygulanan hastaların popülasyonunun genişlemesiyle beraber yaşlı ve kronik hastalığı olan bireylerde minimal invaziv tedavi gereksinimi dolayısı ile kısa ve ekstra kısa implantların kullanımı yaygınlaşmaktadır (6,7).

Atrofik kreterlerde kısa ve ekstra kısa implantların kullanımının yanı sıra istenilen sayı ve pozisyonda implantların yerleştirilemediği durumlarda kantilever ve pontik tasarımları tercih edilebilmektedir (8,9). Kısa ve ekstra kısa implantlarda farklı protetik tasarımlarının karşılaştırıldığı çalışmalara ihtiyaç olduğu görülmektedir. Aynı zamanda farklı protetik restorasyon materyalleri dokularda, implant parçalarında ve protetik restorasyonda farklı stres değerleri oluşturmaktadır (10). Zirkonyum (Zr) materyali metal-seramik restorasyonlara kıyasla estetik özellikleri, düşük korozyon potansiyeli, yüksek biyouyumluluk gibi avantajları nedeniyle iyi bir alternatif olarak görülmektedir. Dahası veneer seramik içermeyen monolitik zirkonya restorasyonlarda kırılma, chipping ve delaminasyon riski de buna bağlı olarak azalmaktadır (11,12). Bu durum interokluzal mesafenin arttığı, kemik kaybının fazla olduğu durumlarda protez hacminin artması ile daha da önem kazanmaktadır. Sıklıkla tercih edilen krom-kobalt (Cr-Co) altyapılı porselenler ise stresi yapısında absorbe edip dağıtarak implant ve kemiğe dengeli bir stres dağılımı sağlayabilmektedir (13). Materyallerin sağladıkları bu avantaj ve dezavantajlar protetik restorasyonun tasarımıyla beraber değerlendirildiğinde tercih edilecek materyalin güvenilirliği kısa ve ekstra kısa implantlarda daha da fazla öneme sahiptir (14).

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, periimplant kemik dokusunda oluşan streslerin koruyucu bir yol ile ölçülebilmesi sayesinde invaziv olmayan bir çalışma

olanağı sağlamaktadır. Bu yöntem ile implantlardaki stres, sıklışma ve yer değişimi değerleri saptanabilmekte ve tutarlı sonuçlar elde edilebilmektedir (15). Bu nedenle klinik olarak uygulanabilirliği konusunda farklı kombinasyonlarda planlanan kısa ve ekstra kısa implant destekli protetik tedavilerin bilgisayar ortamında sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile doku ve materyallerdeki etkilerinin incelenmesi klinik olarak kullanılabilirliği açısından öngörü oluşturacaktır.

Bu tez çalışmasında atrofik posterior mandibulada kısa ve ekstra kısa dental implantlarda, monolitik Zr ve Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyalleri ile distal kantilever ve pontik tasarımına sahip sabit protezlerin oblik ve vertikal kuvvetler karşısında stres dağılımına olan etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi amaçlanmaktadır. Sonuçlar neticesinde atrofik kreterde kısa implant seçeneğinde uygun protez tasarım ve materyalinin belirlenebilmesi dolayısı ile komplikasyonların azaltılmasıyla kısa ve ekstra kısa dental implant destekli protetik tedavinin uzun dönemli başarisının arttırılması, risk ve sınırlamalarının belirlenebilmesi hedeflenmektedir.

Hipotezler:

1. 4 mm ekstra kısa implantlarda, 8 mm kısa implantlara göre kemikte artmış stres değerleri beklenmektedir.
2. Kantilever protez tasarımında pontik protez tasarımına göre protetik yapı, implant implant parçaları ve kemikte artmış stres değerleri beklenmektedir.
3. Monolitik Zr protetik materyaline sahip modellerde Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen protetik materyaline sahip modellere göre kemikte artmış stres değerleri beklenmektedir.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Dental İmplant ve Tarihçesi

Dental implantlar, 2005 yılında yayınlanan protez terimleri sözlüğünde belirtildiği üzere “sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan protetik alloplastik bir materyal” dir (16,17). Tarih boyu insanlar kayıp diş eksikliklerinin tedavisini gerçekleştirmek, hastanın fonksiyon, fonasyon ve estetiğini yeniden kazanmasını sağlamak amacıyla farklı yöntemler denemişlerdir. Antik çağlarda taş, tahta, hayvan dişleri ve deniz kabuğunun insan dişine uygun form verilip çenelere yerleştirilmesiyle dental implantların temeli atılmıştır (18).

Per-Ingvar Branemark 1952 yılında başladığı deneysel çalışmalar ile implant gelişimi yön değiştirmiştir. Branemark, köpekler üzerinde kemik iliğinin mikroskopik düzeydeki iyileşmesi üzerine yapmış olduğu 10 yılı kapsayan çalışmalar sonucunda, implant ve kemik arasında bağ doku olmaksızın kemik hücrelerinin direk apozisyonunu göstermiş ve osseointegrasyonun tanımını yaparak, Linkow ve arkadaşları tarafından öne sürülen implant ve kemik arasında fibröz bağ dokusu oluşumunun gerekli olduğu düşüncesini değiştirmiş ve böylelikle implantolojideki en büyük atılım gerçekleşmiştir (19).

Dental implantların geliştirilmesi ve başarısının artırılması konusunda yapılan çalışmalar materyal ve tasarım değişiklikleri üzerine olmuştur (20–22). İmplantların ilk defa piyasaya sunulduğu 1982 yılından günümüze kadar farklı implant tasarımı, çeşidi ve boyutunu içeren birçok implant sistemi neredeyse tüm diş hekimliği alanlarında tam ve parsiyel dişsizliklerde başarı ile kullanılabilir hale gelmiştir. Osseointegrasyon kavramı üzerindeki tüm şüphelerin ortadan kalktığı günümüzdeki çalışmalar; her türlü dişsizlik durumunda, hastaların en kısa sürede, en hızlı, estetik, konforlu ve en az travmatik şekilde tedavisini gerçekleştirebilmek için bilimin her alanındaki gelişimini kullanarak en başarılı implant tedavisini oluşturmaya yönelmiştir (23,24).

4.2. Dental İmplant Sınıflaması

Dental implantlar kemikle ilişkilerine, kullanılan materyale, yüzey özelliklerine, geometrik şekillerine göre farklı sınıflamalara ayrılabilir (23).

4.2.1. Kemikle Olan İlişkilerine Göre İmplantlar

4.2.1.1. Subperiostal İmplantlar

Subperiosteal implantlar, rezidüel alveoler kret yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen, kişiye özel olarak hazırlanan implantlardır. Kemik içi implantların yerleştirilmesinin mümkün olmadığı ve kemik rezorbsiyonunun fazla olduğu vakalarda uygulanabilmektedir (25). Periosteumun altında ve kemiğin üzerine uzanacak şekilde dizayn edilen, maksilla ve mandibulaya uygulanabilen, fibrointegrasyon ve kemik desteği ile stabilize olan kafes şeklinde tasarlanmış bu implantlar sayesinde stresler protez ile beraber geniş bir alanda desteklenen kemiğe aktarılabilir (26,27). Bu implantlarda destek, implantın tutunduğu mukoperiosteum tarafından sağlanır ve döküm alt yapı bu yolla stabilize olmaktadır (28). Günümüzde kemik içi implantlar karşısında, subperiostal implantlar eski önemlerini yitirmişlerdir. Yapılan çalışmalar sonucunda subperiostal implantların başarısızlığında kemik ve metal arasındaki ilişkinin tam olarak sağlanamamasından kaynaklı sorunların ortaya çıktığı görülmüştür (29–31).

4.2.1.2. Transosseoz İmplantlar

Transosseoz implantlar 1983 yılında Bosker tarafından ileri derecede atrofik mandibular bölgelerin tedavisi için geliştirilmiştir (32). Bu implantlar; zimba sistemi ve transmandibular implant sistemi olarak iki farklı şekilde uygulanabilmektedir. Maksimum mandibular yüksekliği 15 mm olan kretler için düşünülmüştür (33,34). Ancak yapılan çalışmalarda 12 mm'den daha kısa kretlerde önemli komplikasyonlara neden olduğu sonucuna ulaşılmıştır (35). Tüm implant tipleri arasında en fazla travmatik ve teknik duyarlılık isteyen implant tipidir (36). Bu implantlar travmatik ve cerrahi tekniğinin de zor olması dolayısı ile rutinde tercih edilmemektedir (35).

4.2.1.3. Endoosseoz İmplantlar

Endoosseoz implantlar bir diş çekildikten sonra çekim boşluğunun rehberliğinden yararlanılarak veya dişsiz bir alanda alveolkreti içerisine frezle açılan yuvaya yerleştirilen implantlardır. Kemiğe yerleştirildikten sonra kemikle birleşirler yani kemiğe osseointegre olurlar. Kemik içinde kalan parça ve kemik dışında kalan parça olmak üzere 2 bölümden oluşur. Günümüzde en çok kullanılan implant çeşididir (23).

4.2.2. Kullanılan Materyale Göre İmplantlar

Kullanılan materyale göre implantlar metaller ve alaşımlar, seramikler ve karbonlar, polimerler ve kompozitler olarak 3 grup altında incelenebilir (23,37,38).

4.2.2.1. Metaller ve Alaşımlar

Metal ve alaşımlar, bütün materyaller arasında en başarılı implant biyomateryali olarak görülmektedir (35). Dental implant materyali olarak çok sayıda metal alaşımı araştırılmasına rağmen günümüzde en çok tercih edilen metal titanyumdur (38). Bunun başlıca nedenlerinden biri dental implantlarda karşılaşılan baskı ve çekme tipi biyomekanik kuvvetlere karşı titanyum ve alaşımlarının biyomekanik özelliklerinin oldukça iyi olmasıdır. Ayrıca implant materyalleri arasında kemikle en yakın elastisite modülüne sahip olan materyaldir. Steril edilebilmeleri, kuvvetlere karşı dirençli olmaları, işlenebilmeleri, antibakteriyel özellikleri ve biyouyumlu olmaları Titanyum (Ti) ve alaşımlarının en çok tercih edilen materyal olmasında önemli etkenlerdendir (37).

4.2.2.2. Seramikler ve Karbonlar

Alüminyum, titanyum oksit ve Zr oksit seramiklerin ve karbon materyallerinin inert olmaları, yüksek dirençleri, renk, minimal ısı ve elektrik iletkenlikleri, elastikiyetleri gibi fiziksel özellikleri nedeniyle implant materyali olarak kullanılmışlardır. Ancak bu materyallerden üretilen implantların kemik ile oluşturdukları kimyasal bağın, fonksiyonel yüklemeyi karşılayamadığı, düşük bükülme katsayısı ve yüksek derecede çözünürlük gösterdiği yapılan araştırmalarda gösterilmiştir (39,40).

4.2.2.3. Polimerler ve Kompozitler

Diş hekimliğinde implant biyomateryali olarak kullanılan poliüretan, poliamid fiberler ve polimetilmetakrilat (PMMA) rezinlerin periodontal ligamentin mikrohareketliliğini taklit edeceği ve doğal diş ile implant bağlantısının sağlanabileceği düşünülmüş ve implant biyomateryali olarak kullanılmıştır (41). Ancak düşük dirençleri ve yüksek plastisite gibi olumsuz mekanik özellikleri, canlı dokulara bağlanmaması ve ters immünolojik reaksiyonlar nedeniyle implantlarda kullanılamamaktadır. Günümüzde polimerlerin kullanımı implant üstü protetik materyallerle sınırlıdır (18).

4.2.3. Yüzey Özelliklerine Göre İmplantlar

İmplantın yüzey özellikleri, kemiğin implant yüzeyine tutunmasını sağlayan en önemli özelliklerden biridir. İlk implantlar işlenmemiş yüzey olarak adlandırılan tornalanmış yüzeylere sahipken ilerleyen zamanlarda implant yüzeyine kemiğin daha kolay ve hızlı tutunabilmesi amacıyla implant üzerine farklı yüzey işlemleri uygulanmıştır. Bu işlemler ile implant yüzeyinde yüzey pürüzlülüğünün artması ve implantın yüzey enerjisinin düşürülmesi hedeflenmiştir (26, 27). Buna bağlı olarak implantlar yüzeylerine göre titanyum plazma sprej kaplı yüzeyler, kumlanmış ve/veya asitlenmiş yüzeyler, hidroksiapatit kaplı yüzeyler, okside edilmiş yüzeyler, makineyle hazırlanmış yüzeyler olmak üzere 6 gruba ayrılmaktadır (31,32,42).

4.2.3.1. Titanyum Plazma Sprej Kaplı Yüzeyler

Titanyum plazma sprej metodu ile implant yüzeyine yüksek derecede titanyum tozları püskürtülerek titanyum tozlarının yüzey ile birleşiminin sağlanması amaçlanmaktadır. Böylece yüzeyde 30 µm kalınlığında bir film tabakası oluşturulur. Bu şekilde implant yüzey alanı artırılarak osseointegrasyon arttırılmaya çalışılmaktadır. Böylelikle implantın yüzey alanını genişletir. Fakat bu metotla pürüzlendirilen implantlara komşu kemikte titanyum parçalarının dağılımına neden olduğu bildirilmiştir (43). Titanyum iyonlarının salınımı sonucu oluşan lokal ve sistemik yan etkiler netleşmemiş bir konudur (16).

4.2.3.2. Kumlanmış ve/veya Asitlenmiş Yüzeyler

Kumlanmış Yüzeyler: Titanyum yüzeyinin abraziv seramik partiküllerin basınçlı sıvı ya da hava aracılığıyla yüzeye uygulanması ile yüzeyin kumlanmasıdır. Parçacıkların büyüklüklerine göre titanyum yüzeyinde değişik yüzey pürüzlülükleri elde edilir. Genellikle kullanılan seramik parçacıkları alümina (Al_2O_3), titanyum dioksit (TiO_2) ve kalsiyum fosfattır (CaP) (27).

Asitlenmiş Yüzeyler: Hidroklorik asit (HCl), sülfürik asit (H_2SO_4), nitrik asit (HNO_3) ve hidroflorik asit (HF) gibi güçlü asitlerle titanyum yüzeylerin pürüzlendirilmesi çok fazla kullanılan bir başka metottur (26,27).

Kumlanmış ve Asitlenmiş (SLA-Sandblasted, Largegrit, Acid Etched) Yüzeyler: Büyük kum tanelerinin implant üzerine püskürtülmesi ile makro pürüzlülük oluşturur. Asitin yüzeye uygulanması ile mikro pürüzlülük elde edilir (44).

4.2.3.3. Hidroksiapatit Kaplı Yüzeyler

Hidroksiapatit, beta trikalsiyum fosfat gibi kalsiyum fosfatlar da pürüzlendirmede kullanılan diğer materyallerdir. Bu materyaller biyouyumlu, osseokondüktif ve rezorbe olabilen özelliklere sahiptir. Yine bu materyallerin de düz yüzeylere olan üstünlüğünü bildiren çalışmalar mevcuttur (22,23).

4.2.3.4. TiO_2 ile Pürüzlendirilmiş Yüzeyler

TiO_2 parçacıklarının implant yüzeyine püskürtülmesi ile elde edilen yüzeylerdir. Bu yöntemle ortalama 25 μm büyüklüğünde pürüzlülük elde edilebilir. TiO_2 ile pürüzlendirilmiş implantların, düz yüzeylere oranla çok daha fazla kemik teması sağladığını bildiren çalışmalar mevcuttur (11-13).

4.2.3.5. Okside Edilmiş Yüzeyle

Dental implantlarda kullanılan saf titanyumun biyouyumluluğunda oksit tabakasının etkili olduğu ve bu oksit tabakasının kalınlaştırılmasının osseointegrasyonu olumlu yönde etkilediği yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (31,32). Titanyumun H_2SO_2 , H_3PO_4 , HNO_3 , HF gibi güçlü asitler içerisinde anodizasyonu sonucu mikro veya nano poröz yüzeyle elde edilebilmektedir (8).

4.2.3.6. Makineyle Hazırlanmış (Tornalanmış) Yüzeyle

Tornalama işlemi ile metal yüzeyinde makro pürüzlülük elde edilebilmektedir. Titanyum ve titanyum alaşımlarında mekanik deformasyona sebep olduğu için dental implantlarda çok fazla kullanılan bir metot değildir (16).

4.2.4. Geometrik Şekillerine Göre İmplantlar

Geometrik şekillerine göre implantlar vida tip, silindirik, blade ve vent tipi olmak üzere 4'e ayrılmaktadır (45-47).

4.2.4.1. Vida Tip İmplantlar

Günümüz diş hekimliğinde en fazla tercih edilen implant tipi vida tipi implantlardır. Aynı zamanda kök formu implantlar olarak da adlandırılırlar. Vida tipi implantlarda stabilizasyon yivler aracılığıyla mekanik olarak gerçekleşmektedir ve implant çeşitleri arasında primer stabilizasyonu en başarılı olan implant formudur (30).

4.2.4.2. Silindirik İmplantlar

Silindirik implantlar, adından da anlaşılacağı üzere silindir şeklinde olup, kök formuna yakın morfolojiye sahip implant tipidir. Bu tür implantların primer retansiyonu kemik içine kendi çapından daha dar olan yuvalara çakılarak sıkışması ile elde edilir (31).

4.2.4.3. Blade İmplantlar

Blade tipi implantlar dar kreterlerde silindirik implantların yerleştirilemediği durumlarda uygulanan implantlardır. Endikasyon kısıtlılığı ve çıkarılmaları gerektiği zaman oluşan fazla kemik kaybı nedeniyle artık kullanılmamaktadır (32).

4.2.4.4. Vent Tipi İmplantlar

Daha büyük hacimli implant tasarımlarını kullanma zorunluluğunun önüne geçebilmek adına geliştirilmiştir. Ankraji arttırmak amacıyla üzerinde delikler bulunan implantlardır (33).

4.3. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon kelimesi latineden türetilmiş olup, os ‘kemik’ ve integrate ‘birleşmek’ sözcüklerinin biraraya getirilmesi ile oluşturulmuş ve 1969 yılında Branemark tarafından ortaya atılmıştır (21,48). Branemark, osseointegrasyonu; ‘sağlıklı, yaşayan kemik ve yükü karşılayan implant yüzeyi arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı’ olarak tanımlamıştır (19). Schröder ve arkadaşları ise bu kemik ve implant birleşimini ‘fonksiyonel ankilozis’ olarak tanımlamışlardır (49). Branemark’ın başka bir tanımlaması ise; ‘ışık mikroskobu altında implant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasında doğrudan temasın olması’ şeklindedir. Bu tanımlamadan da anlaşıldığı üzere osseointegrasyon klinik değil, histolojik bir tanımlamadır (21,50,51).

Osseointegrasyonun gelişim safhaları; başlangıçta implant gövdesi ve alveolar kemik arasında kilitleme (primer implant stabilitesi), sonrasında devamlı kemik apozisyonu ile biyolojik fiksasyon (kontakt osseogenezisi) ardından implant boyunca kemiğin yeniden şekillenmesi (sekonder implant stabilitesi) sonucu meydana gelir (51). Eğer osseointegrasyon tamamlanamaz veya zayıf kalırsa implant ve çevresindeki kemik arasında fibröz doku bağlantısı gelişir. Bu olaya fibrointegrasyon denir. Fibrotik bağ dokusu belli bir dereceye kadar organize edilmiştir ve osseointegrasyona göre daha düşük başarı oranına sahiptir. Bu nedenle implantın uzun dönemli başarısı için osseointegrasyonun sağlanması gerekmektedir (52). 1998 yılındaki Ulusal Sağlık Örgütü (National Institute

of Health-NIH) Konferansı'nda dental implantların başarı kriterlerinden en önemli faktörün osseointegrasyon olduğu konusunda ortak fikre varılmıştır (53). Kemik ve implant bağlantısını arttıracak her faktör implant başarısının sağlanmasına katkıda bulunmaktadır (54).

4.3.1. Osseointegrasyona Etki Eden Faktörler

Osseointegrasyon kompleks bir süreç olup, bu süreçte implant yerleştirilecek bölgedeki kemiğin kalite ve kantitesi, implant materyali, implant tasarımı, implantın yüzey özellikleri, uygulanan cerrahi teknik ve implantın yüklenme koşulları etkili olabilmektedir (21,50,55).

4.3.1.1. Kemik Kalitesi ve Kantitesi

İmplant tedavilerinde kemiğin yeterli yükseklik, genişlik ve yoğunlukta olması önemli bir yer tutmaktadır. Kemik yoğunluğu, implant yerleştirilmesi planlanan alanın kuvvet dayanımı ile elastisite modülü gibi mekanik özellikleri etkilemektedir bu doğrultuda tedavi planını, implant tasarımını, cerrahi yaklaşımı, iyileşme süresini, primer stabiliteyi ve implant başarısını etkileyen faktörlerin başında gelmektedir (56). Kemik kalitesi ve rezorpsiyon miktarının standardizasyonunu sağlayabilmek ve tedaviler açısından rehber oluşturabilmek adına birçok kemik kalite ve kantite sınıflaması yapılmıştır (54). Lekholm ve Zarb'ın 1985'te yaptıkları, kemik şekli ve kalitesi olarak ayrılmış klasik kemik sınıflaması halen kullanılmaktadır (Şekil 1) (57).

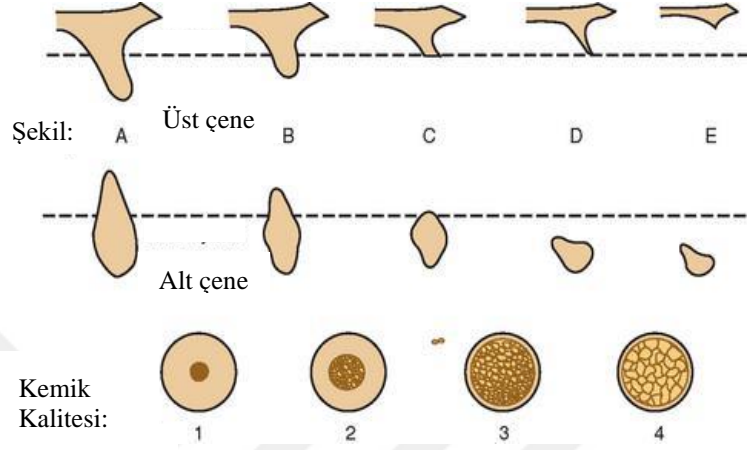
Bu sınıflamada kemik şekil açısından;

- A) Alveolar kemiğin çoğu mevcut
- B) Orta düzeyde rezidüel kret rezorpsiyonu
- C) İleri düzeyde rezidüel kret rezorpsiyonu/ sadece bazal kemik mevcut
- D) Bazal kemikte rezorpsiyon başlangıcı
- E) Bazal kemikte ileri seviyede rezorpsiyon olarak,

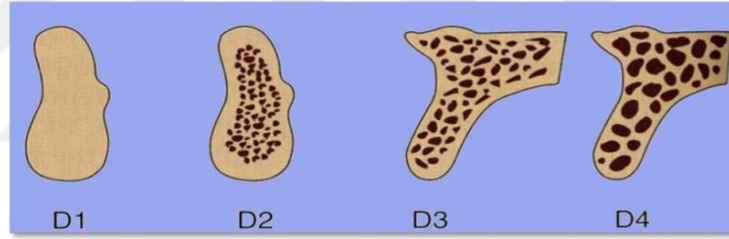
Kaliteye göre ise;

Tip I: Homojen kompakt kemik

Tip II: Kalın kortikal kemik ile çevrelenmiş olan yoğun trabeküler kemik
Tip III: İnce kortikal kemik tarafından çevrelenmiş kalın trabeküler kemik
Tip IV: İnce kortikal kemik tarafından çevrelenmiş düşük yoğunlukta trabeküler kemik olarak gruplandırılmıştır (57,58).



Şekil 1. Lekholm ve Zarb'ın kalite açısından kemik sınıflaması (57).



Şekil 2. Misch kemik yoğunluğu sınıflaması (58)

Misch ise kemik yoğunluğunu 5 farklı sınıflamaya ayırmıştır (Şekil 2) (58). Buna göre;

D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemikten oluşur ve aşırı rezorbe dışsız anterior mandibulada bulunur.

D2 kemik: Kret tepesinde yoğun ve kalın pöröz kortikal kemik ve altında kaba dokulu spongioz kemikten oluşur.

D3 kemik: Kret tepesinde ince pöröz kortikal kemik ve altında ince dokulu spongioz kemikten oluşur. Anterior posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibulada görülür.

D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur. Kemik tamamı ince spongioz kemikten oluşur. Sıklıkla posterior maksillada görülür.

D5 kemik: Mineralizasyonu tamamlanmamış kemiktir.

Kemik yoğunluğu ayrıca primer stabilite için önemli olan atravmatik kavite preperasyonu, implant yüzeyi ile kemiğin yakın teması ve iyileşme sürecinde implantın mikromobilitesinin olmaması gibi faktörleri de etkilemektedir (59,60). Kemik yoğunlukların çenelerde sıklıkla karşılaşıldığı bölgelere bakıldığında, maksillada D1 kemik neredeyse hiç bulunmamaktadır. Mandibulanın anterior bölgesinde ise D1 kemik görülme oranı posterior bölgenin 2 katı kadardır. Özellikle kemik yüksekliği anterior mandibulada azaldığında, D1 kemiğin gözlenme sıklığı %25'lere kadar artmaktadır (54). D2 kemik yoğunluğu mandibulada en fazla görülen tiptir, anterior mandibula 2/3 oranında D2 kemikten oluşmaktadır (61). D3 kemik yoğunluğu en çok maksillada gözlenmektedir. D4 kemik ise genellikle osteoplasti uygulamaları sonrasında görülmektedir (2).

4.3.1.2. İmplant Materyali

İmplant materyalinin mekanik, fiziksel ve kimyasal özellikleri biyolojik fonksiyonlar üzerine etki etmektedir. İmplantın, yeni kemik üretimi ve remodelasyonuna olanak sağlaması gerekmektedir (22). Biyouyumluluk olarak tanımlanan bu özellik implant üzerine uygulanan yüklere verilen yanıt ve korozyon direnci sağlayabilmesi sayesinde osseointegrasyonun başarısında kritik öneme sahiptir (62). Titanyum elementi biyouyumluluğu, düşük ağırlığı, dayanıklılığı, korozyona direnci, kimyasal olarak stabil olması, düşük elastisite modülü ve kolay şekillendirilebilmesi gibi özellikleri nedeniyle en sık tercih edilen implant materyalidir (63). Branemark tarafından kullanılan ilk implantlar saf titanyumdan (CP-Ti) üretilmiştir (19). CP-Ti düşük yoğunluğuna rağmen dayanıklı ve korozyona dirençli bir elementtir ve ticari olarak 1950'den beri tıp alanında kullanılmaktadır (64). CP-Ti farklı oranlarda karbon, hidrojen, demir, nitrojen ve oksijen moleküllerinden oluşur. Titanyum materyali yüksek miktarda aktif TiO₂ tabakası sayesinde çevre dokular tarafından daha iyi tolere edilir. TiO₂ tabakası Ca ve P iyonlarını absorbe ederek hidroksiapatit kristalleri oluşmaktadır, aynı zamanda mikro ve nano pürüzlülük gibi yüzey özelliklerine bağlı olarak bazı proteinlere bağlanarak osseointegrasyonu teşvik edebilmektedir (65). Kimyasal olarak saf titanyum düşük dayanıklılık, yüksek kırılma göstermektedir. Bu nedenle Ti alaşımları geliştirilmiştir (66). Titanyum alaşımları Alüminyum (Al), Vanadyum (V) ve Neobiyum (Nb)

içerebilmektedir (Ti6Al4V, Ti6Al7Nb). Bunun yanında korozyon kaynaklı V ve Al iyonlarının salınmasının sağlık için zararlı etkilere neden olduğu gösterilmiştir (67). Al da insan vücudunda osteoporozu ve bazı dejeneratif hastalıkları indükleyebilen potansiyel olarak tehlikeli bir element olduğu bildirilmiştir (68).

CP-Ti ve üçlü alaşımlarının çeşitli dezavantajlarının olması üzerine bu alaşımlara alternatif olarak araştırmacılar ikili alaşımlara yönelmiştir. Özellikle Zr, In, Ag, Cu, Au, Pd, Nb, Mn, Cr, Mo, Sn ve Co ile ikili Ti alaşımları incelenmiştir (69). Bu materyaller mekanik performanslarına ve olumlu biyolojik davranışlarına bağlı olarak implant malzemesi olabilecek potansiyele sahiptir (70). Zirkonya (ZrO₂)'nin yüzeyinde doğal bir pasif oksit film tabakası mevcuttur. Aynı zamanda Ti'ye göre daha iyi osseointegrasyona sahiptir ve ağız boşluğunda plak birikiminden etkilenmez (71). Hem Ti hem de Zr, dental implantlarda kullanılabilen biyoyumlu materyallerdir. 2009 yılında Straumann, molar ve premolar restorasyonlarda kullanılabilen dar çaplı (3,3 mm) implantlarda ve kısa implantlarda kullanılmak üzere %13 Ti ve %17 Zr alaşımı olan Roxolid implantları geliştirmiştir (72). Son on yılda, farklı oranlardaki Zr ve Ti materyallerinden, Ti'den daha iyi mekanik özelliklere sahip ve mükemmel in vitro ve in vivo davranışa sahip olan TiZr alaşımının esas avantajı, CP-Ti'ye kıyasla daha yüksek mekanik stabiliteye sahip olması ve dayanıklılık seviyesinin % 13-42 daha yüksek olmasıdır (Tablo 1) (66,72,73).

Tablo 1. Ti ve Ti alaşımlarının mekanik özellikleri (69,70,74,75)

Materyal	Young Modülü (GPa)	Stres Direnci (MPa)	Yoğunluk (g/cm ³)
cp-Ti	104	450	4.5
Ti ₆ Al ₄ V	113	860	4.4
Ti ₆ Al ₇ Nb	100	995	4.5
Ti ₁₆ Zr (Roxolid)	54.5	953	4.75

4.3.1.3. İmplantın Yüzey Özellikleri

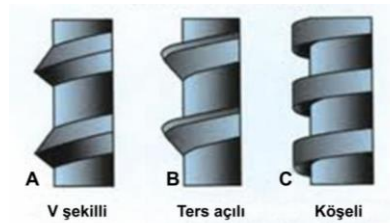
İmplant yüzey özellikleri osseointegrasyonu etkileyen en önemli parametrelerden biridir. Osseointegrasyonu arttırabilmek adına yüzey özelliklerinin geliştirilmesi implant başarısının artmasına katkıda bulunabilmektedir (45). Makro yüzey pürüzlülüğü sağlayan tornalanmış yüzeye sahip dental implantların işlenmiş yüzeylere göre

osseointegrasyonunun daha düşük olduğu saptanmıştır (29). Araştırmalar implant yüzey özelliklerinin kemiğin iyileşme cevabı üzerinde olumlu rol oynadığını göstermektedir. İmplant yüzey özellikleri arasında fiziksel ve kimyasal metotlardan çok, morfolojik yöntemlerin daha belirgin etkileri görülmüştür. Pürüzlü yüzeylerin osseointegrasyonu olumlu etkilediği saptanmış ve pürüzlü yüzey elde etmek için kullanılan yöntemler arasında asitleme/kumlama ile hidroksiapatit kaplama yüzey tekniklerinde diğerlerine göre daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir (76–80). Bununla beraber SLA (Standblasted Large Grid Acid-Etched) yüzeyler asitlenmiş ve kumlanmış yüzey özellikleriyle osseointegrasyonu arttırdığı ve tork değerlerinin tornalanmış yüzeylerden daha üstün olduğu saptanmıştır (81).

4.3.1.4. İmplant Geometrisi

İmplantlar üzerlerine gelen kuvvetleri çevre destek dokulara aktarmaktadırlar. İmplant geometrisi periimplant dokulara iletilen kuvveti doğrudan etkilemektedir. Bu nedenle iletilen kuvvetlerin dengeli ve dokulara zarar vermeden dağıtılması osseointegrasyon açısından önemlidir (82). Gövde tasarımı, streslerin iletimi ve implantın yerleştirilmesi sırasındaki primer stabiliteyi de etkilemektedir (83). İmplant ve implant çevresinde oluşan stres dağılımları; implant çapı, implant uzunluğu, yiv yapısı, implant yüzey özellikleri, boyun bölgesi tasarımı doğrultusunda etkilenmektedir (84).

Yiv geometrisi çok fazla değişiklik göstermekle birlikte genelde ‘V’ şekilli, köşeli ve ters açılı olarak sınıflandırılabilirler (Şekil 3) (23). Köşeli yiv tasarımına sahip implantların kemik üzerinde yarattığı sıkışma ve makaslama kuvvetinin daha azdır. Aynı zamanda köşeli yiv tasarımına sahip implantta başlangıç iyileşmesinden sonra daha yüksek geri tork değerleri sağlamaktadır (85).



Şekil 3. İmplant yiv geometrileri (23)

Bir dental implantın çapı en geniş olan implant yivinin karşı noktasındaki yivin dış kısımları arasında elde edilen uzunluk olarak belirlenmektedir. Çapın artışı yüzey alanının artmasını sağlayarak osseointegrasyona katkıda bulunmaktadır. Bunun yanında yapılan çalışmalarda implant çapındaki artış ile beraber implant gövdesinden kemiğe aktarılan gerilimin daha dengeli olduğu belirlenmiştir (86,87).

İmplant uzunluğu; implant platformu ve implant apeksi arasındaki mesafe olarak tanımlanmaktadır (88). Çenenin anatomik sınırlamaları, implant uzunluğunun belirlenmesinde etkili olabilmektedir (23). İmplant-kemik yüzey alanını arttırmak ve kuvvetin kemiğe dengeli bir şekilde aktarılmasını sağlamak için implant uzunluğunun ve/veya implant çapının mümkün olduğunca fazla olması gerektiği belirtilmiştir (89,90). Kemik kaybının fazla olduğu atrofik kretlerde her daim standart ve uzun implantlar tercih edilemeyebilmektedir. Bu durumlarda implantın boyunun azalmasına bağlı olarak iletilecek kuvvetlerin kemikte oluşturduğu etki ve kemiğin bu kuvvetleri karşılayabilme kapasitesi tercih edilecek implant sistemini belirlemektedir (91).

4.3.1.5. Uygulanacak Olan Cerrahi Prosedür

İmplant cerrahisi öncesinde klinik ve radyografik değerlendirmeler ile protetik planlamanın yapılarak implantların yerleştirileceği bölgelerin belirlenmesi gerekmektedir (92). Cerrahi işlem esnasında steril çalışılması, frezlemenin uygun hızda minimal basınçla yapılması, yeterli soğutmanın sağlanması ve flebin gerilimsiz bir şekilde kapatılmasına dikkat edilmelidir. Yeterli primer stabilitenin sağlanabilmesi için son frez çapının kemik yoğunluğuna ve tipine göre belirlenmesi gerekmektedir (93).

4.3.1.6. İmplantın Yükleme Zamanı

İmplantların üzerine statik veya dinamik olarak uygulanan kuvvetlere yükleme denir. Yüklemenin fonksiyonel kuvvetlerden az veya çok olması durumunda kemikte rezorpsiyon meydana gelebilmektedir. Cerrahi sonrası aşırı yüklemeler sonucunda oluşabilecek mikrohareketin, kemik implant ara yüzünde osseointegrasyon yerine fibröz tamire yol açabildiği ileri sürülmüştür (94). Fonksiyonel ve estetik gereksinimlerin uzun

süre sağlanabilmesi için, implantların üzerine uygulanan kuvvetleri destek kemiğe dengeli bir biçimde ve uygun doğrultuda iletmesi gerekmektedir. Kuvvetleri karşılayabilecek osseointegrasyona en kısa sürede ulaşılması ve uzun süre korunabilmesi tedavinin başarısını artırmaktadır (50).

Yükleme zamanı implantın üzerine yapılan protezin zamanlamasını tanımlar ve 3 farklı şekilde olabilmektedir (93).

İmmediat (hemen) yükleme: İmplant cerrahisinden sonraki 48 saat içerisinde restorasyonun tamamlanmasıdır.

Erken yükleme: İmplant yerleştirildikten 48 saat sonra ile 12 hafta aralığındaki zaman diliminde restorasyonun tamamlanmasıdır.

Geç (Konvansiyonel) yükleme: İmplant yerleştirildikten sonraki 3 ay ve sonraki zaman diliminde restorasyonun tamamlanmasıdır.

4.4. Kemik Hacminin Yetersiz Olduğu Durumlarda İmplant Tedavileri

İmplant tedavilerinde kemiğin yeterli yükseklik, genişlik ve yoğunlukta olması önemli bir yer tutmaktadır. Kemik yoğunluğu, implant yerleştirilmesi için planlanan alanın kuvvet dayanımı ile elastisite modülü gibi mekanik özelliklerine bağlı olan bir faktördür (54). İmplant uygulanacak olan bölgedeki kemik yoğunluğu; tedavi planını, implant tasarımını, cerrahi yaklaşımı, iyileşme süresini, primer stabiliteyi ve dolayısı ile implant başarısını etkileyen faktörlerin başında gelmektedir (56). Standart uzunlukta implant yerleştirilmesini elverişsiz kılacak yetersiz kemik hacminin olduğu durumlarda kemik augmentasyon yöntemleri olarak yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu ve sinüs lifting uygulanabilmektedir (35). Standart uzunlukta implantların yerleştirilemediği durumlarda ise kemik augmentasyonu haricinde bu ek cerrahi prosedürlerin yaratacağı dezavantajlara alternatif olarak alveolar sinir repozisyonu, açılı implantlar, zigomatik implantlar ve kısa implantlar tercih edilebilmektedir (95).

4.4.1. Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu İşlemleri

Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu tekniğinde bariyer membranlar kullanılarak yeni kemik oluşumunun sağlanması amaçlanmaktadır (96). Bu teknikte yapay kemik

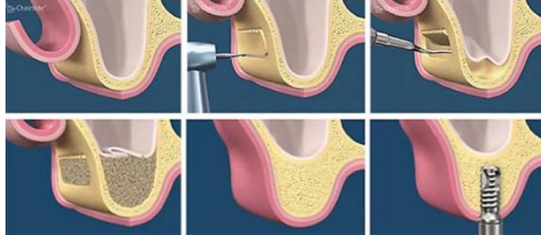
greftleri kullanılabileceği gibi kortikal ve kansellöz kemik içeren otojen kemik greftleri kullanılarak önemli miktarda kemik kazancı sağlanabilmektedir. Otojen kemik greftleri için ağız içinden donör bölgeler mandibula ramus ve simfiz bölgeleri, ağız dışından ise başta iliak olmak üzere, kalvaryal ve tibial bölgelerdir. Otojen greftlerin ikinci bir cerrahi operasyon gerektirmesi ve verici saha komplikasyonları gibi dezavantajları mevcuttur (97). Otojen greft uygulamalarının komplikasyonları; donör bölgede sinir hasarı ve kırık oluşma riski, yumuşak doku yetersizliğine bağlı dehisens oluşumunu takiben greft bölgesinin enfekte olması olduğu bildirilmiştir (95). Tedavi süresinin uzunluğu da hastalar tarafından psikolojik, fonksiyonel ve estetik açıdan istenmeyen bir durumdur (98).

4.4.2. Maksiller Sinüs Augmentasyonu

Maksiller sinüs tabanı augmentasyonu eğer standart implant cerrahisine olanak sağlayamayacak miktarda kemik kaybı mevcut ise tercih edilmektedir. Literatürde maksiller sinüs tabanının elevasyonu için iki yöntem tanımlanmıştır. Birinci yöntemde maksiller sinüsün yan duvarından frezler ya da ultrasonik aygıtlar yardımıyla pencere açılarak sinüs tabanı lateralden yükseltilirken, ikinci teknikte ise sinüs tabanı osteotomlar yardımıyla alevol kemiği içerisinden yükseltilmektedir (99).

4.4.2.1. Lateral Pencere Yöntemi ile Sinüs Augmentasyonu

Lateral pencere yönteminde sinüs membranına ulaşmak için, maksiller sinüs ön duvarında zigomatik dayanak bölgesinde lateral kemik penceresi hazırlanır ve sinüs membranı maksiller sinüs tabanından yukarı doğru yükseltilir (Sekil 4) (100). Maksiller sinüs membranının yükseltilmesi ile oluşan boşluk, otojen veya diğer greft materyalleri ile doldurulur. Bu yöntemle sinüs boşluğunun greftlenen kısmında kemik oluşumu hedeflenir (101). Lateral pencere yöntemi ile sinüs augmentasyonu operasyonunda en sık rastlanan komplikasyon, sinüs membranının yırtılmasıdır. Sinüs membranı, yan duvarın kaldırılması esnasında, önceden geçirilmiş ya da mevcut patolojik durumun membranı etkilemesi sonucu ve membranın kemik duvarından kaldırılması sırasında perfore olabilmektedir. Bu durumda sinüs membranındaki perforasyonun, greft materyalinin sinüs içine dağılmasını engellemek amacıyla kapatılması gerekmektedir (97).



Şekil 4. Lateral Pencere Yöntemi ile Sinüs Augmentasyonu (97)

4.4.2.2. Krestal Yaklaşım ile Sinüs Augmentasyonu

Lateral pencere yöntemi ile sinüs augmentasyonu yöntemine göre daha az invaziv olan bu tekniğin uygulanabilmesi için sinüs tabanı ile alveol kemiğin kret tepesi arasındaki kemik mesafesinin minimum 5-6 mm olması önerilmektedir (99). Bu yöntemde, sinüs membranı implant yuvası açıldıktan sonra alveol kret içerisinden osteotomlar yardımıyla yukarı doğru yükseltilir (Şekil 5) (97). Bu tekniğin avantajlarından biri açık sinüs yükseltme tekniğine göre daha az girişimsel olmasıdır. Dezavantajı ise sinüs membranının en fazla 2-3 mm yükseltilebilmesidir. Aynı zamanda operasyon esnasında membranda perforasyon meydana gelmesi durumunda tespit edilebilirliğinin zor olmasıdır (102). Maksiller sinüste varolan herhangi bir patoloji, enflamatuvar lezyonların varlığı, kronik sinüzit, odontojenik enfeksiyonlar, ciddi alerjik rinit, ostiumun darlığı gibi durumlar sinüs augmentasyonu için kontrendikasyon oluşturmaktadır (91).

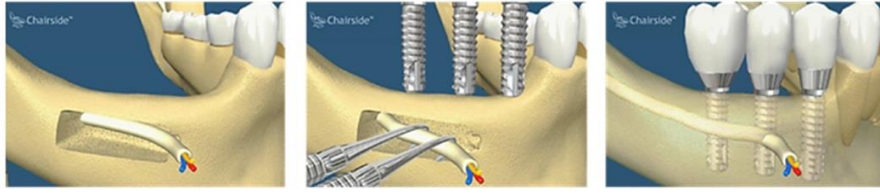


Şekil 5. Krestal yaklaşım ile sinüs augmentasyonu (91)

4.4.3. Alveolar Sinir Repoizyonu

Atrofik mandibulanın protetik rehabilitasyonu amacıyla uygulanan bir yöntem olarak alveolar sinir repoizyonu inferior alveolar sinirin, lateralizasyon veya transpozisyon tekniği kullanılarak inferior alveolar kanaldan lateral olarak

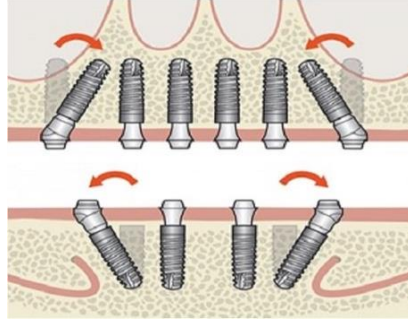
uzaklaştırılmasıdır (Şekil 6) (103). Alveoler sinir lateralizasyon tekniği, implantların ideal pozisyonda yerleştirilmesine olanak sağlar. Sinir lateralizasyonu ile implantların, kemik rejenerasyonu prosedürleriyle elde edilen yapay kemik yerine mandibulanın yüksek kortikal ve bazal gövdesi kullanılarak daha kaliteli bir kemiğe yerleştirilebilir. Bunun yanısıra bu teknik invaziv bir yöntem olmakla beraber alveolar kret anatomisini iyileştirmez, geçici olarak mandibulayı zayıflatır ve daha ciddi komplikasyonları olan hipoestezi veya parestezi gibi duyu kayıplarına neden olabilmektedir (104).



Şekil 6. Alveolar sinir repoizyonu (103)

4.4.4. Açılı İmplantlar

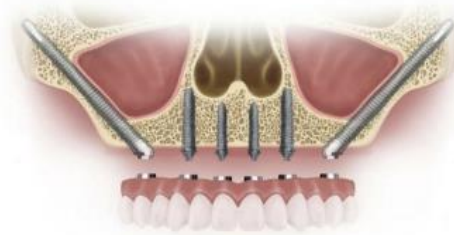
Atrofik maksillada posterior bölgede yetersiz kemik yüksekliği varlığında distal açılı implant uygulaması alternatif olarak kullanılacak bir tedavi seçeneğidir (104). Posterior maksillaya implant yerleştirilememesiyle beraber protez üretiminde kantileverlerin normalden uzun olmasına neden olabilir ve bu durum implantın biyomekanik açıdan başarısız olma ihtimalini artırabilir (105). Distal açılı implant uygulaması bölgeye komşu anatomik yapıları koruyarak, daha uzun implant uygulama imkanıyla beraber yüksek kortikal ankraj olanağı sağlar ve implantın primer stabilitesini artırır. İmplantların posteriorda açılı yerleştirilmesi, protezin antero-posterior alanını optimize ederek vertikal olarak yerleştirilen implantlara göre kantilever uzunluğunu azaltarak daha iyi destek sağlayabilmektedir (Şekil 7) (106). Bunun yanısıra açılı implantlarda üstyapı parçalarında paralelliğin elde edilmesinin zor olması, lateral kuvvetlerin yıkıcı etkisinin daha fazla olması, özellikle atrofik mandibular bölgelerde kemik kırıklarına neden olabilme ihtimali, maksillada sinüs perforasyon riski aynı zamanda parsiyel dişsizlik durumlarında atrofik kretlerde kullanılamaması sistemin dezavantajlarından (56).



Şekil 7. Açıldırılmış implantlar (106)

4.4.5. Zigomatik İmplantlar

Zigomatik implantlar, konvansiyonel dental implantlardan farklı olarak, zigomatik kemikten ankraj alır (107). Zigoma implantları birçok durumda tercih edilebileceği gibi maksiller defektlerde, osteoplasti ve sinüs yükseltme operasyonunun uygulanmadığı durumlarda ve ileri augmentasyon tekniklerinde başarısızlık olan durumlarda tercih edilebilmektedir. Zigomatik implantlar yeterli kemik hacmi olmayan vakalarda parsiyel veya total dişsizlik durumlarında oldukça kullanışlı bir çözüm olabilmektedir (Şekil 8) (108). Bunun yanında zigomatik implantların genel anestezi gerektirmesi, maliyetinin yüksek olması, karmaşık cerrahi operasyonla beraber hekim bilgi ve becerisini gerektirmesi sistemin zorluklarından (23).



Şekil 8. Zigomatik implantlar (107)

4.4.6. Kısa ve Ekstra Kısa İmplantlar

Dişsiz bölgedeki kemik yüksekliği 10 mm'nin altında olan bireylerde standart uzunluktaki implantlar kullanılamamaktadır. Kemik kaybının fazla olduğu bu durumlarda standart implantların yerleştirilebilmesi için ileri cerrahi tekniklerin uygulanması gerekmektedir. Bunun yanında komplike cerrahi operasyonlara alternatif olarak kısa implantlar tercih edilebilmektedir (109). Literatürde kısa implant tanımı

netleşmemiş bir konudur. Ancak bazı araştırmacılar kısa implantları tanımlarken 10 mm'den kısa olanları, bazıları ise 8 mm'den kısa olan implantları “kısa implant” olarak tanımlamaktadır (79,110,111). Yakın geçmişte yapılan bir konsensus raporuyla birlikte çapı 3.75 mm'den büyük, uzunluğu 8mm'den küçük veya eşit olan implantlar kısa, çapı 3.75 mm' den büyük uzunluğu 6mm' den küçük implantlar ise ekstra kısa olarak tanımlanmıştır (112). Atrofik çenelerde kısa implant uygulanması için kısa implant tasarım çalışmaları ilk kez 1968 yılında başlamış, 8.0-10.0 mm'lik kısa implantların uygulanmasının ardından 7.0 mm'lik implantlar ise 1979 yılında klinik uygulamalarda kullanılmıştır (113). 5-7 mm'lik kısa implantlar ise 2002 yılında FDA (Birleşik Devletler Gıda ve İlaç İdaresi) onayı alarak klinik uygulamalara girmiştir. Ekstra kısa implant alternatifi olarak 5.0 mm'lik implantlar yakın geçmişte gündeme gelmiştir. Günümüzde ise artık bir çok firmanın 4 mm'ye varan kısa implant seçenekleri bulunmaktadır (91,108,114).

Atrofik kretlerde standart implantları kullanabilmek ancak vertikal kemik augmentasyonu veya sinüs cerrahileri ile mümkün olabilmektedir (115). Kısa implantlar, aşırı resorbe maksiller ve mandibular posterior segmentlerde farklı cerrahi tekniklere alternatif olabilmektedir (47,109). Kemik kazanmaya yönelik cerrahi işlemlerin invaziv olması, yüksek komplikasyon riski ve maliyeti yanında ileri cerrahi tekniklerin uygulanmasında klinik başarı açısından hekim tecrübesi ve bilgisinin gerekliliği nedeniyle kısa implantlar iyi birer alternatiftir (116–119).

Kısa İmplantların Avantajları

Yapılan önceki çalışmalarda öngörülebilir başarı için minimal implant uzunluğunun 10 mm olması gerektiği bildirilmiştir (120). Uzun implantların kron-implant oranının daha iyi olması ve osseointegrasyon için daha geniş yüzey alanına sahip olması nedeniyle daha güvenilir olduğu kabul edilmiştir (121). Günümüz teknolojisinde kısa implantların geliştirilmesi ve klinik başarısının sağlanması ile beraber kısa implantlara duyulan güveni arttırmıştır (19,122,123). Kemik rezorbsiyonunun fazla olduğu posterior dişsiz bölgelerde kısa implantların kullanımının birçok avantajı vardır (124). Oldukça sık karşılaşılan kemik kaybının fazla olduğu vakalarda, maksillada sinüs

lift uygulamasından, mandibulada ise sinir repozisyonu ve vertikal augmentasyon uygulamalarından ve bu uygulamaların güçlükleri ve komplikasyonlarından kaçınmayı sağlayabilmektedir (121). Aynı zamanda implant uygulanan hastaların popülasyonunun genişlemesiyle beraber yaşlı ve kronik hastalığı olan bireylerde minimal invaziv tedavi gereksinimi dolayısı ile kısa ve ekstra kısa implantların tercih edilebilirliği artmaktadır. Bu nedenle kısa implant alternatif hastaların motivasyonunu ve implant destekli protez planlamalarının kabul edilebilirliğini arttırmaktadır (Tablo 2) (124) .

Tablo 2. Kısa implantların avantajları (124)

<p>1. Bilgisayarlı tomografiye olan ihtiyacı azalır.</p> <ul style="list-style-type: none">- Düşük maliyet- Daha kısa pre-operatif zaman- Daha az radyasyon alımı
<p>2. Sinüs lift uygulamasına ihtiyacı azalır.</p> <ul style="list-style-type: none">- Cerrahi sırasında uygulanan materyallere bağlı olarak maliyet azalır- İmplant yerleştirilmesi için bekleme süresi azalır- Greftleme prosedürüne bağlı ortaya çıkan komplikasyonlar ortadan kalkar
<p>3. Mandibulada vertikal kemik augmentasyonu prosedürüne ihtiyacı azalır.</p> <ul style="list-style-type: none">- İleri cerrahi tekniklerin uygulama zorluğu ve maliyeti ortadan kalkar- Kemik greftlerinin alınması için ikinci bir cerrahi saha oluşturulmaz- Kemik oluşumu için beklenen süre ortadan kalkar
<p>4. Anatomik oluşumlara yakın olan vakalarda cerrahi teknik daha kolay hale gelir.</p> <ul style="list-style-type: none">- Hastanın implant tedavisini tercih edebilme ihtimali artar- Daha az cerrahi prosedür- Daha az maliyet- Daha az komplikasyon- Daha kısa tedavi süresi

Kısa İmplant Kullanımının Dezavantajları

- Kron-implant oranının aşırı kuvvetlerde desteğinin az olması,
- Kron boyunun artması sonucu krestal kemik ve implant parçalarındaki gerilimi arttırması uzun kron boyuna sahip restorasyonlarda vida gevşeme riskinin daha fazla olması,
- Osseointegrasyona uyumlu implant yüzeylerinin az olması,

- Şiddetli kemik rezorbsiyonu olan tam dişsiz hastalarda mandibular kemikte kırık ihtimali,
- Kemik kalitesinin düşük olduğu bölgelerde risk oluşturması kısa implantların dezavantajlarıdır (84,91,102,125).

Kısa İmplant Kullanımının Endikasyonları

- Alveol kemiğinin rezorbe olduğu olgular,
- İleri cerrahi tekniğin gerekli olduğu olgular,
- Sinüs boşluğuyla yakın komşuluk,
- Mandibuler kanalın alveol krete mesafesinin az olduğu durumlar,
- Cerrahi operasyonların hastaya çok maliyetli geleceği durumlar,
- Hastanın bir dizi cerrahi operasyonla vakit kaybetmek istemediği durumlarda kısa implantlar tercih edilebilmektedir (95,124–126).

Kısa İmplant Kullanımının Kontrendikasyonları

- Dental implantların tüm sistemik kontrendikasyonları,
- Geniş intermaksiller aralığın bulunduğu olgular,
- Kron/implant oranının implant aleyhine olduğu olgular,
- Çiğneme kuvvetlerinin implant üzerinde aşırı moment oluşturacağı olgular,
- Periodontal hastalıklar,
- Bruksizm,
- Rezidiv yapan ağız mukozası hastalıkları,
- Osteomyelit,
- TME disfonksiyonu,
- Yetersiz ağız hijyeni gibi durumlarda kısa implantlar tercih edilmemektedir (47,102,125,127).

4.5. Kısa İmplantların Başarı Kriterlerinin Değerlendirilmesi ve Başarısını Etkileyen Faktörler

Dental implant tedavilerinin klinik sonuçlarının yorumlanması, implant sistemleri ve tedavileri arasında bir karşılaştırma yapabilmek ve diğer hekimlerin tecrübelerinden faydalanabilmek açısından önem taşımaktadır. Ancak bu çalışmaların klinik sonuçlarının güvenilir olması ve uzun süreli başarıları tanımlayabilmesi için objektif, kullanılan sistemden bağımsız ve bilimsel olarak dünyaca kabul edilmiş belli kriterlere ve standartlara uygun olarak hazırlanması gerekmektedir. İmplantların başarısını değerlendirmek amacıyla geçmişten günümüze çeşitli klinik ve radyolojik parametrelerin referans alındığı pek çok kriter tanımlanmıştır (45,50). Günümüzde en çok kullanılan başarı kriterleri Albrektsson ve ark'nın implant başarı kriterleridir. Albrektsson ve ark, 1986'da özellikle implant mobilitesi ve implant etrafındaki kemik miktarını esas alan kriterler önermişlerdir (50). Buna göre implantların başarısının değerlendirilmesinde olması gereken kriterler şu şekildedir:

- Klinik olarak test edildiğinde tek başına implantta hareketlilik olmamalıdır.
- Radyografik olarak implant çevresinde herhangi bir radyolüsent alan görülmemelidir.
- İmplantların yüklenmesinin 1. yılını takiben implant çevresindeki vertikal kemik kaybı 0.2 mm'den az olmalıdır (marjinal kemik kaybı yüklemenin yapıldığı ilk yıl 1.5 mm'den az olmalıdır).
- Geri dönüşü olmayan ağrı, enfeksiyon, nöropati, parastezi veya mandibuler kanal perforasyonu gibi semptom ve belirtiler olmamalıdır.
- Bir implantın güvenilir olması için yukarıdaki kriterleri 5 yıllık gözlem periyodu sonunda %85 ve 10 yıllık periyod sonunda %80 oranında yerine getirmelidir.

1989'da Smith ve Zarb, Albrektsson'un kriterlerine ek olarak hasta memnuniyetini de başarı değerlendirmesinde önemli bir faktör olarak ele almıştır (128). 2007 yılı Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi'nin sponsorluğunda gerçekleşen İtalya Ortak Görüş Konferansı'nda James-Misch Sağlık Skalası modifiye edilerek implant başarısı, sağkalımı (survival) ve başarısızlık şartlarını içeren 4 klinik kategori belirlenmiştir (Tablo

3). Araştırmacılara göre “implant başarısı” terimi ideal klinik şartları tanımlamak için kullanılmaktadır ve implantlar için en az 12 aylık periyodu kapsamalıdır. “Erken implant başarısı” teriminin, 1-3 yıl arası dönem, “orta dereceli implant başarısı”nın, 3-7 yıl arası dönem ve “uzun dönem implant başarısı” teriminin ise 7 yıldan fazla olan dönem için kullanılması önerilmiştir. Klinik raporlarda implant başarı oranının, protetik sağkalım oranını da içermesi gerektiği belirtilmiştir (58).

Tablo 3. 2007 yılı Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi İtalya Ortak Görüş Konferansı İmplant Başarı ve Sağkalım Ölçeği (58)

İmplant Kalite Ölçeği Grup	Klinik Koşullar
Başarı (Optimum Sağlık)	a. Fonksiyonda ağrı ya da acı yok b. 0 hareketlilik (mobilité) c. İlk cerrahiden beri radyografik kemik kaybı 2mm'den daha az d. Eksüda öyküsü yok
Tatmin Edici Sağkalım	a. Fonksiyonda ağrı yok b. 0 hareketlilik (mobilité) c. 2-4 mm radyografik kemik kaybı d. Eksüda öyküsü yok
Sağkalım (Survival)'da Bozukluk	a. Fonksiyon sırasında hassasiyet olabilir b. 0 hareketlilik (mobilité) c. Radyografik kemik kaybı 4 mm'den daha fazla (implant gövdesinin ½'sinden daha az) d. Prob derinliği 7 mm'den daha fazla e. Eksüda öyküsü olabilir
Başarısız (Klinik ya da Kesin Başarısızlık)	a. Fonksiyon sırasında ağrı b. Hareketlilik c. Radyografik kemik kaybı implant uzunluğunun ½'sinden daha fazla d. Kontrol edilemeyen eksüda e. Ağızda yerleşik değil

Geçmişte, kısa implantların düşük sağ kalım oranına sahip olduğu düşünülmekteydi (129,130). Böyle düşünülmesinin nedeni kısa implantların aynı çaptaki uzun implantlara kıyasla kemik-implant temas yüzeyinin daha az olması ve kron/implant oranının daha yüksek olmasıdır. Kısa implantların kemik kayıplarının sıklıkla karşılaşılan bölgeler olan posterior maksilla ve mandibulaya yerleştirilmesi de kemik kalitesinin düşük olduğu durumlarda başarı oranını düşürebilmektedir. Kısa implantlar azalan

osseointegrasyon ve primer stabiliteden dolayı, genellikle daha yüksek başarısızlık oranları ile ilişkilendirilmişlerdir (115). Günümüzde geliştirilen yeni implant özellikleri ve yapılarıyla beraber kısa implantların olumsuz özelliklerinin üstesinden gelinmeye çalışılmaktadır. Kısa implantların başarısının artırılması amacıyla kemik kalitesi değerlendirilmesi gereken önemli bir faktördür (131). Bunun yanında implant makro ve mikro özelliklerinden implant yüzey özellikleri, implant çapı ve taper açısıyla beraber K/İ oranı, kronların splintlenmesi, pontik ve kantilever tasarımları gözönünde bulundurulmalıdır (116–119).

4.5.1. Kemik Kalitesi

Kemik kalitesi, uygulanan kısa implantların başarısını etkileyen primer faktörlerden biridir. D3 ve D4 kemik kalitesinin olduğu alanlara uygulanan implantlarda daha fazla başarısızlığın meydana geldiği görülmüştür (35,125,132). Maksillada D4 kemik tipinde daha yüksek oranda implant kayıpları saptanmış ve bu kayıpların erken yüklenme döneminde meydana geldiği tespit edilmiştir (4,50,133). Bu doğrultuda, ideal kemik kalitesine sahip kemikle kıyaslandığında, D4 yoğunluklu kemiğe uygulanan implantlarda daha fazla kayıp meydana geldiği bildirilmiştir (133,134). Bu nedenle D3 ve D4 kalite kemik yapısına sahip hastalara kısa implant yerleştirilmemesi tavsiye edilmemektedir (109,135,136).

Maksillanın mandibulaya kıyasla düşük kemik yoğunluğu ve daha spongioz olması nedeniyle bu bölgelere yerleştirilen kısa implantların başarısının daha düşük olduğu görülmektedir (135,137). Bunun yanında kısa implantların posterior maksilla haricinde özellikle maksiller anterior bölgede kullanımı da kısıtlıdır (138). Anterior maksillada kısa implant kullanımı estetik problemlerin yanısıra, klinik kriterlere uygun olmayan kron /implant oranına neden olabilmeleri nedeniyle plak kontrolünün sağlanamaması, lateral kuvvetlerin yıkıcı etkisi, düşük kemik kalitesi ve buna bağlı olarak marjinal kemik kaybının daha fazla oluşabilme ihtimali nedeniyle implantın daha hızlı kaybedilme riski mevcuttur (139).

4.5.2. İmplant Mikro ve Makro Özellikleri

Kısa implantlarla yapılan önceki çalışmalarda başarı oranlarının düşük olduğu tespit edilmiştir. Genellikle daha eski zamanlarda yapılan bu çalışmalar kısa implantlardaki bu yüksek başarısızlık oranı, azalan yüzey alanı ve primer stabilite ile ilişkilendirilmiştir (79). Özellikle fonksiyonel yüklemenin ilk yılında kısa implantlardaki başarısızlık oranının, standart implantlara göre anlamlı derecede yüksek olduğu bildirilmiştir (140,141). Bununla beraber, yeni üretilen implant sistemlerinde implantların mikro ve makro yüzey özelliklerinin ve implant tasarımlarının geliştirilmesi sayesinde, yüzey alanı artırılarak sınırlı kemik içi uzunluğunda bile osseointegrasyon desteklenebilmektedir (111).

4.5.2.1. İmplant Yüzey Özellikleri

Kısa implantlarda osseointegrasyonu arttırabilmek adına yüzey özelliklerinin geliştirilmesi implant başarısının artmasına doğrudan katkıda bulunabilmektedir (45). Daha eski bir sistem olan tornalanmış makro pürüzlülüğe sahip kısa dental implantların işlenmiş yüzeylere göre daha düşük tork değerlerine sahip olduğu tespit edilmiştir (142). Aynı zamanda mikro pürüzlülüğe sahip yüzeyler, yüzey alanının artmasına daha fazla katkıda bulunması dolayısı ile kısa implantlarda tercih edilen bir özellik olmaktadır (143). İmplant yüzey modifikasyonlarının geliştirilmesi ile beraber kısa implantların klinik performans ve başarısının arttığı görülmektedir (79,131,144,145). Bununla beraber pürüzlü yüzey özelliklerine sahip SLActive implantlar, kumlanmış ve asitlenmiş titanyum yüzey özellikleriyle 1997'de Straumann tarafından piyasaya sürülmüştür (43). SLA yüzeylerin osseointegrasyonu arttırdığı ve implantların tork değerlerinin tornalanmış yüzeylerden daha üstün olduğu saptanmıştır (81). Aynı zamanda uygulanan SLActive implantların histolojik incelemesinde yüzeyinin hidrofilik özellikleri sayesinde doku içerisine yerleştirilince kanı mikroporlara çekmebilmeleri sayesinde doku iyileşmesinin daha hızlı olmasıyla beraber osteoblast proliferasyonu ve büyüme faktörlerinin daha fazla olduğu tespit edilmiştir (44,72,81). Bu implantların diğer sistemlerden farklı olarak kemik içerisine yerleştirilene kadar salın solüsyonu içeren özel ambalajında saklanması gerekmektedir (81). SLActive implantlar sağladığı bu

avantajlar sayesinde kemik kalitesinin düşük olduğu durumlarda, sistemik olarak riskli vakalarda ve özellikle kısa implantlarda tercih edilebilmektedir (76,146).

4.5.2.2. İmplant Çapı

İmplantın başarısını etkileyen ana faktörlerden biri implant çapıdır. Kısa implantlarda uzunluğun azalmasına bağlı olarak kemik implant arası temas alanı da azalmaktadır. İmplant ve doğal dişlerde kemik yüzeyi ile temas alanına bakıldığında maksiller birinci molar dişin kök yüzey alanı 533 mm² iken, 18 mm'lik bir implantın yüzey alanı yaklaşık 255 mm²'dir (127). Bu durum göz önünde bulundurulduğunda, rutinde her daim daha uzun implant yerleştirilmesi amaçlanmaktadır. Bunun yanında implant yarıçapının artması da osseointegrasyon için yüzey alanı sağlanabilmesi konusunda bir çözüm olabilmektedir. 3 mm çapa sahip implantın çapının 1mm arttırılmasıyla yüzey alanı %35 oranında artmaktadır (147).

Kısa implantların alternatif olarak görülebileceği kemik yüksekliğinin az olduğu durumlarda, implant boyunun kısalığını kompanse edebilmek amacıyla daha geniş çap tercih edilmektedir. Örneğin 6 mm uzunluğunda, 5 mm çapında bir implantın oluşturduğu kemik temas yüzeyi, 10 mm uzunluğunda, 3,75 mm çapındaki bir implantın yüzey alanıyla benzerdir (148). Posterior bölgeye doğru gidildikçe oklüzal kuvvetlerin artmasıyla doğal dişlerin çapı da ortalama 6-12 mm' ye kadar artış göstermektedir. Klinik uygulamalarda hedeflenen ise implant çapının da doğal dişlerin çaplarına yakın olmasıdır. Böylelikle hem elde edilmek istenen dişeti profili daha kolay sağlanabilir hem de implant üzerinde meydana gelen kuvvetlere karşı dayanım da artabilmektedir (125). Bununla beraber kemiğe implant yuvası açma işlemi sırasında oluşan ısıyı ve sonrasında oluşabilecek kemik hasarını azaltmak amacıyla implant çapının 5,0 mm'den küçük olması önerilmektedir (86,149).

4.5.2.3. İmplant Taper Açısı

İmplantlarda taper açısının artmasıyla beraber yüzey alanı da azalmaktadır. Fakat standart implantlarda silindirik implantların yerleştirilmesi sırasında kemikte oluşan ısı önemli bir sorundur (120,150). İmplantların geometrik özelliklerinin araştırıldığı

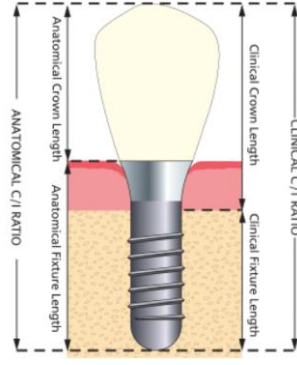
çalışmalarda apekse doğru incelen ve yerleştirme esnasında kendi yivini ačan standart uzunluktaki implantların primer stabilitesinin daha iyi olduğu ve osseointegrasyonunun daha başarılı olduğu görölmüştür (143,151). Bununla beraber kısa implantlarda bu durum daha farklıdır. Osseointegrasyonun sağlanabileceği yüzey alanının kısa implantlarda daha az olması önemli bir sorundur. Bunun üstesinden gelinebilmesi amacıyla taper açısı azaltılarak yüzey alanı artırılmaktadır. Kısa implantlarda taper açısının azaltılmasıyla devirici kuvvetlere karşı direncin artırılması da amaçlanmaktadır (152).

Kısa implantlarda yivli tasarıma sahip silindirik implantların stresleri kemiğe daha az iletteği bildirilmiştir (153). Aynı zamanda kısa implantlarda krestal kemiğe iletilen streslerin konik implantlarda arttığı konusunda yapılan çalışmalar fikir birliği içerisindedir (152,154,155). Bu nedenle kısa ve ekstra kısa implantlarda yüzey alanının artırılması ve krestal kemiğe iletilen streslerin azaltılması doğrultusunda implant duvarlarının paralel ya da düşük taper açılara sahip olması önerilmektedir (152,156).

4.5.3. İmplant Destekli Protetik Restorasyon Özellikleri

4.5.3.1. Kron/İmplant Oranı

İmplant destekli protezlere gelen aşırı yükler, kemik yapıda rezorpsiyonlara neden olabilmektedir. Literatürde başarısız olarak kabul edilen implantların çoğunda implantın boyun bölgesini çevreleyen kemikte yıkım olduğu ve bu implantların yıkıcı kuvvetler sonucu kaybedildiği bildirilmiştir (157). Bu nedenle implant destekli sabit protezlerde kron/implant (K/İ) oranı tedavinin başarısında önemli bir yere sahiptir (95). İmplant destekli protezlerde K/İ oranından kaynaklanacak olumsuz stres dağılımını dengelemek amacıyla implant boyu mümkün olduğunca uzun tercih edilmektedir (158). Bununla beraber standart implantların yerleştirilemediği durumlarda kısa implantlar tercih edildiğinde kemik desteğinin daha az olması nedeniyle zararlı lateral kuvvetlerin oluşma riski artmaktadır (159). Bu nedenle Kron boyu kısa ve ekstra kısa implantlarda değerlendirilmesi gereken önemli bir faktördür.



Şekil 9. Anatomik ve klinik kron/implant oranı (160)

K/İ oranının belirlenmesinde rehber alınacak sınırlar farklılık göstermektedir. Blanes ve ark anatomik ve klinik K/İ oranı olmak üzere iki tip oran tanımlamışlardır. Buna göre anatomik K/İ oranı; kron üst sınırı ve implant platformu / implant platformu ve implant apeksi arasındaki mesafe, klinik K/İ oranı ise; kron üst sınırı ve implant-kemik bağlantı noktası arasındaki mesafe / kemik içerisinde kalan implant uzunluğu olarak tanımlanmıştır. İmplant üstü restorasyona gelen kuvvetler krestal kemikte yoğunlaştığı için esas belirleyici olan klinik kron boyu olduğu belirtilmiştir (Şekil 9) (160).

Özellikle posterior bölgelerde uzun süreli dişsizliğin sebep olduğu doğal kemik rezorpsiyonunun bir sonucu olarak interokluzal mesafe artar ve daha uzun kron boyunda restorasyonlar üretilmek durumunda kalınabilir (161). Bu durumda düşük vertikal kemik hacmi özellikle kısa implant seçeneğinde kron/implant oranı açısından daha önemli bir faktör haline gelmektedir (160). Shillinburg (159), en ideal K/İ oranını 2/3 olarak tanımlamış, fakat 1/1 oranı minimum kabul edilebilir değer olduğundan bahsetmiştir. Bununla beraber kısa implantlarda daha büyük K/İ oranlarıyla karşılaşılabilir (160). Özellikle bu oranın fazla olduğu durumlarda kemiğe iletilen stresin vertikal kuvvetlerde farklılık göstermese bile oblik kuvvetlerde anlamlı düzeyde farklılıklar olduğu tespit edilmiştir (162–164). Çiğneme sırasında meydana gelen kuvvetlerin dinamik olması ve okluzal yüzeylere çoğunlukla oblik kuvvetlerin iletiildiği düşünüldüğünde K/İ oranı faktörü özellikle kemik desteğinin daha az olduğu kısa implant başarısı açısından önemlidir. Bununla beraber yük dağılımı ve okluzyon ideal şekilde ayarlandığında K/İ oranındaki artışın ana risk faktörü olmadığı bildirilmiştir (80,117). Kısa implantlarda K/İ oranının marjinal kemik kaybı ile ilişkisinin incelendiği

çalışmalarda bu oranın 2'den fazla olduğu durumlarda kemik kaybı sınırlar dahilinde olmasına rağmen bu oran ile ilişkili olabileceği bildirilmiştir. Bu nedenle K/İ oranının fizyolojik sınırlar dahilinde olması önerilmektedir (163,165).

4.5.3.2. Kronların Splintlenmesi

İmplant destekli protetik restorasyonun tek tek restore edilmesinden ziyade bir bütün olarak üretilmesi ve implantların splintlenmesiyle beraber biyomekanik kuvvetler kemiğe daha dengeli bir şekilde iletilebilmektedir. Okluzal kuvvetlerin daha fazla olduğu posterior bölgelerde bu durum daha da önem kazanmaktadır (166–168). Aynı zamanda kısa implantlarda K/İ oranının fazla olmasından dolayı standart implantlara göre marjinal kemiğe daha fazla kuvvet iletilmektedir. Bu nedenle kısa implantların splintlenmesi yoluna gidilmektedir (167).

Kısa implantların splintlenmesiyle beraber periimplant marjinal kemikte daha az rezorpsiyonların meydana gelmesinin yanında, protetik yapının başarısının da daha yüksek olduğu görülmektedir (169,170). Splintlenen kısa implantlarda tek tek kronlananlara göre daha az vida gevşemesi, vida kırığı, protetik yapıda deformasyonlar gibi komplikasyonlar daha az meydana gelmektedir (166,171). Ek olarak kısa implantlarda splintli implantların sayısının artırılması da peri-implant kemikte, implant ve protetik yapıda daha dengeli streslerin oluşabilmesine katkı sağlamaktadır (172). Bu doğrultuda kısa implantlarda başarının artırılması, implant ve protezde karşılaşılabilecek komplikasyonların azalmasına katkıda bulunması dolayısı ile kronların splintlenmesi önerilmektedir (170–172).

4.5.3.3. Parsiyel Dişsizlikte Pontik ve Kantilever Protez Tasarımı

Farklı protez tasarımları sonrasında kemik ve implantlarda oluşan stres değerleri değişiklik göstermektedir. Bu nedenle implant ve protez başarısında protez tasarımının etkisi önemlidir (173). Özellikle kemik kaybının daha sık görüldüğü posterior alanlarda standart implantların yerleştirilemediği durumlarda implantların diğer implant/implantlara paralel olarak ya da istenilen konumda ve istenilen sayıda implantın

yerleştirilebilmesi mümkün olamayabilir (174). Bu durumda kısa ve ekstra kısa implantların kullanımının yanısıra bu implantlardan destek olarak uygulanan sabit protezlerde pontik ya da kantilever tasarımları tercih edilebilmektedir (175).

Standart implantlar kullanılarak yapılan çalışmalarda vertikal ve oblik kuvvetlerde kantilevere en uzak mesafedeki implantta stres yoğunluğu arttığı görülmüştür. Bunun yanında distal kantileverin mezial kantilevere göre daha elverişsiz olduğu tespit edilmiştir. Bu durum posterior alana gidildikçe molar bölgesinde dişlerin okluzal yüzey alanının artması doğrultusunda etki eden kuvvetlerin yoğunluğuna bağlı olarak açıklanmaktadır (176). Parsiyel dişsizliklerde kantilevere göre pontik tasarımının kullanılması implant, kemik ve protezde oluşan stresler doğrultusunda daha elverişli olduğu görülmektedir. Bununla beraber uzun süreli tedavi başarısında köprü tasarımlarında mümkün olduğunca implant sayısının arttırılması gerektiği savunulmaktadır (172,173,176).

Kısa implantlarda kantilever ve pontik tasarımları kesin bir kontraendikasyon oluşurmamaktadır. Fakat özellikle ekstra kısa implantlarda tek üye implant destekli kantilever protez tasarımının implant ve kemikte olumsuz etkiler yaratabileceğinden dolayı tercih edilmemesi önerilmektedir (9). Bunun yanında kantilever ve pontik tasarımlarında mümkün olduğunca implant sayısının arttırılması gerektiği savunulmaktadır (175).

4.5.3.4. Protez Materyali

İmplant destekli protetik yapıların amacı diş eksikliklerinin telafi edilmesiyle beraber hastanın estetik ve fonksiyonel gereksinimlerini karşılayabilmesidir. Bunun için implant destekli protetik yapı biyomekanik kuvvetlere dayanıklı olmalı, implant ve implant parçalarında, kemikte aşırı stres birikimini önlemelidir (23,24,177). Yapılan çalışmalarda farklı protetik altyapı materyallerinin iletilen kuvvetlerin dağılımını etkilediği görülmüştür (178–182). Özellikle kemik kaybının fazla olduğu durumlarda kısa implant tercih edildiğinde interokluzal mesafenin artması protetik yapının hacminin fazla olabilme ihtimali doğrultusunda implant ve implant parçalarında komplikasyonlara ya da

periimplant dokularda istenmeyen kemik kayıplarına neden olabilmektedir. Bu nedenle ideal implant destekli protetik yapı materyalinin geliştirilmesi üzerine yapılan çalışmalar halen sürdürülmektedir (1,73,183).

Farklı elastisite modülüne sahip protetik materyaller kullanıldığında okluzal kuvvetler sonucu çevre kemik dokusu, implant, protetik yapı ve bağlantı vidalarında farklı stres birikimleri meydana geldiği görülmektedir (73,183,184). Elastisite modülüsü yüksek olan materyallerin deformasyona karşı dirençlerinin de yüksek olması, çevre yapılar ile iletilen streslerin daha dengeli olabilmesini sağlayabilmektedir (185). Bu durum vida kırığı riskinin, periimplant kemikte beklenmeyen aşırı rezorpsiyonların ve implanta aşırı stres birikimleri sonucu yaşanabilecek komplikasyonların azaltılabilmesi doğrultusunda avantaj sağladığı düşünülmektedir (186,187). Bu doğrultuda özellikle hacmi fazla olan protezlerde altyapı materyali olarak Cr-Co alaşımları, implant ve kemik çevresindeki stres birikimlerini azaltabilmesi ve daha dengeli bir şekilde stresleri dağıtabilmesi sayesinde sıklıkla tercih edilen materyallerindendir (23,67). Cr-Co alaşımları koyu metal renklerinden dolayı veneerlenmesi gerekmektedir ve sıklıkla feldspatik porselenler tercih edilmektedir. Özellikle interokluzal mesafenin arttığı olgularda porselen kalınlığının 2 mm ile sınırlı kalmasına özen gösterilmesi gerekmektedir. Aksi takdirde desteksiz kalan porselen yapıda kırık ve çatlakların görülme ihtimali artmaktadır (1).

Elastik modülüsü yüksek olan bir diğer materyal ise Zr'dir. Zr, implant destekli protezlerde başarılı ve estetik sonuçlar oluşturabilmesi sayesinde sıklıkla kullanılan bir materyaldir (188,189). Zr opak özelliğe sahip olması dolayısı ile feldspatik porselenlerle veneer edilerek, alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır (190). Cr-Co alaşımlara göre daha kırılabilir bir materyal olması dolayısıyla protez altyapısı olarak kullanım alanları daha kısıtlıdır. Özellikle protez hacminin fazla olduğu durumlarda Zr altyapı üzerindeki veneer porselende oluşan kohesiv kırılmalar sıklıkla yaşanan komplikasyonlardır (191). Bu sorunların üstesinden gelebilmek için CAD-CAM sistemlerle üretilen, veneer porselen uygulanmadan kullanılabilen ve tek bir materyalden oluşan monolitik Zr kronlar geliştirilmiştir. Son yıllarda gelişen üstün mekanik özellikleri sayesinde monolitik Zr'nin klinik kullanımları ve endikasyon alanları artmıştır (192).

Elastisite modülü yüksek olan bu materyaller çevre kemik dokusu, implant ve vidada daha dengeli stres dağılımını sağlarken kuvvet taşıma kabiliyetleri sayesinde içerisinde stres birikimi daha fazla olmaktadır. İmplant destekli Cr-Co alaşımı veya Zr gibi rijit materyallerin protez alt yapılarında tercih edildiğinde, oblik kuvvetlerin uygulanması ile oluşan streslerin protez alt yapılarında birikmesinden dolayı porselen ile bağlantısını olumsuz etkilebileceği ve protetik komplikasyonların görülebileceği bildirilmiştir (193). Atrofik kreterlerde artan interokluzal mesafe sonucu üretilen protezlerin hacminin de fazla olmasına neden olabilmektedir. Bu nedenle monolitik Zr veneer porselen içermemesi ve gelişmiş mekanik özellikleri sayesinde iyi birer alternatif olabilmektedir (67).

4.6. Biyomekanik ve Biyomekanik ile İlgili Temel Kavramlar

Tanım olarak biyomekanik, vücuttaki organ ve dokular ile bu organ ve dokulara gelen kuvvetler arasındaki etkileşimi inceleyen bir bilim dalıdır ve biyolojik ile mekanik faktörlerin birbirlerini ne şekilde etkilediğini incelemektedir (194).

4.6.1. Kütle

Bir cismin hareketindeki değişime karşı gösterdiği direnç kütle olarak tanımlanır. Kütle değişmez bir özelliktir ve konum ile yer çekiminden bağımsızdır (195).

4.6.2. Kuvvet

Hareket eden bir cismi durduran, durmakta olan bir cismi harekete geçiren, cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etkiye kuvvet denir. Birimi 'Newton' (N) olarak ifade edilir (196). Kuvvetin 5 özelliği; kuvvetin süresi, tipi, yönü, büyüklüğü ve şiddetidir (175). Bir cisim üzerine uygulanan kuvvet sonucu, cismin rijit ya da bükülebilir olmasına göre yer değiştirir ya da deformasyona uğrar. Kuvvet; uygulama noktası, büyüklük ve yönü ile ifade edilmektedir (194).

$$\text{Kuvvet (F)} = \text{Kütle (m)} \times \text{İvme (a)}$$

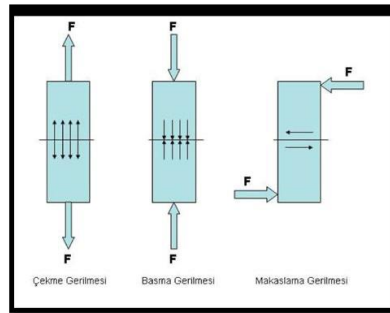
4.6.3. Gerilim (Stres)

Bir cisme kuvvet uygulandığında bu kuvvete karşı bir iç direnç gelişir. Stres olarak tanımlanan bu iç direnç, uygulanan dış kuvvetle eşdeğer şiddette zıt yöndedir. Stres, birim alana uygulanan dış kuvvetin ölçülmesi ile hesaplanır. Birimi Paskaldır ($P = N / m^2$). Gerilim, vektörel bir niceliktir, büyüklük ve yönle tanımlanır (195).

Stres (S)= Kuvvet (F) / Alan (A) olarak formüle edilir (195).

Gerilim üçe ayrılmaktadır (Şekil 10) (125,197) :

- Stres Stresi (Tensile Stress): Bir cisme aynı doğrultuda, farklı yönde iki kuvvetin uygulanması ile oluşur. Cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlanır.
- Sıkıştırma Stresi (Compressive Stress): Aynı doğrultuda, zıt yönde, birbirine doğru iki kuvvetin uygulaması ile oluşur. Cismin molekülleri birbirine yaklaşmaya zorlanır.
- Makaslama Stresi (Shear Stress): Cismin farklı seviyelerde, zıt yönde iki kuvvet etkisi altında kalması ile oluşur. Cismin molekülleri birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlanır.



Şekil 10. Gerilim tipleri (125,197)

Sıkıştırma ve çekme streslerine normal stresler de denilmektedir ve “ σ ” sembolüyle gösterilir. Makaslama stresi “ τ ” ile sembolize edilir. Yüke mağruz kalan cisimlerde, genellikle tek çeşit stres oluşmaz. Makaslama, sıkıştırma ve çekme streslerinin bir arada bulunduğu bileşik stres oluşur. Kortikal kemik baskı streslerine karşı dayanıklıdır. Makaslama ve çekme stresleri ise implant-kemik bağlantısının bozulmasına neden olan kuvvetlerdir (196).

4.6.4. Strain (Gerinim)

Gerinim, cisme kuvvet uygulandığı zaman birim boyutta oluşan şekil değişimini ifade eder. Cisimler kuvvet altında elastik, plastik veya ikisinin birlikte izlendiği şekil değişimine uğrayabilir. Elastik gerinimde, kuvvet ortadan kalktığı zaman cisim orjinal haline döner. Plastik gerinimde, uygulanan kuvvet cismin dayanabileceği stres kuvvetinden fazla ise, cisimde kırılma veya kopma meydana gelir. Gerinim ve gerilim birbirinden farklı niceliklerdir. Gerilim büyüklük ve yönü olan bir kuvvet iken gerinim bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür. Gerinim oranı temsil eder ve birimi yoktur (198). Gerinim elastik, plastik ya da her ikisini birden temsil edebilmektedir. Elastik gerinimde geri dönüşüm varken plastik gerinimde materyal içerisindeki atomlar daimi şekilde yer değiştirir ve geri dönüşü söz konusu değildir (82).

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

$$\Delta L = \text{Boyutsal değişim, } L = \text{Cismin ilk uzunluğu}$$

4.6.5. Elastisite Modülü (Young's Modülü)

Yük altındaki cismin moleküllerinin çekim kuvvetinin birim uzamaya gösterdiği dirence elastisite modülü denir. Her materyalin elastisite modülü kendisine özgüdür ve sabit bir değerdir. Birimi stres ile aynıdır (MPa veya GPa). Esneklik katsayısı yüksek cisimler rijit materyallerdir ve yüksek iç dirençleriyle deformasyona dayanıklıdır. Elastisite modülü arttıkça cismin katılığı da artar. Yüksek bir elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetlerle, düşük elastisite modülüne sahip cisimden daha az deformasyona uğrar (199).

$$\text{Elastisite Modülü (MPa/GPa)} = \text{Gerilim (Stress) (MPa/GPa)} / \text{Gerinim (Strain) } (\varepsilon)$$

4.6.6. Poisson Oranı

Katı bir cisim basma veya çekme kuvvetlerine maruz kaldığında, bu cismin yapısında Vertikal ve lateral yönde gerinim oluşur. Elastik sınırlar içerisinde lateral gerinimin vertikal gerinime oranına poisson oranı denir ve 'V' ile sembolize edilir.

Materyale bağılı ayrırcı bir özelliktir ve 0 ile 0,5 arasında bir değere sahiptir. Metallerde bu oran 0,25-0,35 arasında değişmektedir. Poisson oranı, elastik deformasyon esnasında uzama ile çapraz kesit küçülmesinin orantılı olduğunu gösterir (199).

$$\text{Poisson oranı (V)} = \text{Endeki birim uzama} / \text{Boydaki birim uzama}$$

4.6.7. Elastik Sınır (Akma Dayanımı/Yield Strength/Yield Point)

Elastik deformasyondan plastik deformasyona geçişin başladığı sınır stres değeri olarak tanımlanır (195).

4.6.8. Hooke Kanunu

Katı bir cisme kuvvet uygulandığında cisimde şekil değişimi gözlenir. Bu şekil değişimi, kuvvet ortadan kalktığında cisim eski şekline dönüyorsa elastik şekil değişimi, cisimde kalıcı deformasyon gözleniyorsa plastik şekil değişimi olarak adlandırılır. İngiliz bilim adamı Robert Hooke, elastik şekil değişimlerinde birim şekil değiştirmeler ile gerilimler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu bulmuştur. Bu kanun belirli stres sınırları içinde cismin kuvvete karşı davranışını yaklaşık olarak ifade eder. $F=k \cdot x$ denkleminde F uygulanan kuvveti, k sabiti uygulanan kuvvet ile oluşan esneme miktarı arasındaki orantı sabitini, x ise esneme miktarını temsil eder (159).

4.6.9. Linear (Linear, Doğrusal) Elastik Cisim

Linear elastik cisimler, orantı sınırına kadar gerilim ve gerinim eğrisinin doğru orantılı olduğu, bu sınırdan sonra non-linear özellik gösterdiği cisimlerdir. Elastik bir cisme kuvvet uygulandığında, cisim önce şekil değiştirir, cisme uygulanan kuvvet ortadan kalktığında cisim yeniden orijinal şekline ve düzenine geri döner (196).

4.6.10. Non-Linear (Linear olmayan, Doğrusal olmayan) Elastik Cisim

Non-linear elastik cisimler, gerilim ve gerinim arasındaki ilişkinin doğru orantılı olmadığı materyal özelliğine sahip cisimlerdir. Non-linear özellik malzemeye, nesnelere ve nesnelere değişen karşılıklı ilişkilerine ve geometriye bağlı olarak incelenmektedir. Non-linear

analiz, lineer statik modelle çözülmeyen gerçekçi durumlardaki stres ve gerinimi tahmin etmek için gittikçe daha yaygın bir yaklaşım haline gelmektedir (130,200–202).

Diş hekimliğinde non-lineer sonlu elemanlar analizi uygulaması şu başlıklar kapsamında ele alınmaktadır (153,202,203):

- Periodontal ligament özelliğinin non-lineer simülasyonu
- Malzemelerdeki plastik ve viskoelastik davranışlar
- Dişler arası temas analizi
- İmplant yapılarındaki temas analizi
- Restorasyonlardaki interfasiyal stresler

4.6.11. Homojen Cisim

Homojen cisimler, yapı içerisinde her noktada elastik özellikler aynı olduğu ve değişkenlik göstermediği cisimlerdir (194).

4.6.12. İzotropik ve Anizotropik

Üç asal eksen yönünde (x, y, z) benzer elastik özellikler gösteren malzemelere izotropik, farklı özellikler gösteren malzemelere anizotropik denir. İzotropik malzemeler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetlerle meydana gelen baskı, çekme ve makaslama streslerinde aynı elastiklik modülüne sahip iken, anizotropik malzemeler farklı elastiklik modülüne sahiptirler. Üç asal eksenden ikisi üzerinde benzer davranış gösteren malzemelere transvers izotropik adı verilir. Kemik dokusu bazı araştırmacılar tarafından transvers izotropik olarak tanımlanırken, bazı araştırmacılar tarafından ise anizotropik olarak tanımlanmaktadır (200).

4.7. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik dayanıklılıklarının artırılması ve dental yapılarda oluşan streslerin belirlenmesi amacıyla bu yapıların stres analizlerinin değerlendirilmesi son yıllarda oldukça önem kazanmıştır (130,204,205). Başarılı bir

tedavi için diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin, çiğneme kuvvetleri karşısındaki streslerin iyi bir şekilde anlaşılması gerekmektedir (206). İmplant etkinliğini ve başarısızlığa neden olabilecek durumları açıklayabilmek için koşullar karşısında kemik-implant-protetik yapılar arasındaki etkileşiminin kuvvetler karşısında stres analizlerinin yapılması tedaviler konusunda öngörü oluşturabilmektedir (207).

Diş hekimliğinde stres analizini incelemek için birçok farklı yöntem kullanılmaktadır. Bunlar (194);

- Fotoelastik stres analiz yöntemi,
- Gerilim ler (strain gauge) stres analiz yöntemi,
- Kırılğan vernik (brittle lacquer) kaplama yöntemi ile stres analizi,
- Radyotelemetri kuvvet analiz yöntemi,
- Holografik interferometri (lazer ışını) ile stres analiz yöntemi,
- Termografik kuvvet analiz yöntemi,
- Sonlu elemanlar stres analiz yöntemidir.

4.7.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Fotoelastik stres analiz yöntemi karmaşık yapılar içinde oluşan mekanik i baskı ve gerilimleri gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürme tekniğidir. Kuvvet analizi çalışmalarında kullanılan diğer yöntemlere nazaran bütün modeldeki i baskıların doğrudan gözlemlenmesine imkan tanınması bakımından tercih edilmektedir. Bu yöntem iki fiziksel tekniğe dayanır. Birincisi ışığın bazı ortamların altında çift kırıcılık göstermesi, ikincisi ışığın polarizasyonudur (208). Işık bir Nicol plazmasından geçince polarize olur. Polarizasyon ışık dalga hareketlerindeki titreşimlerin belirli bir yol çizmesiyle meydana gelen bir olaydır. Polarize ışık huzmesi, yüklenmiş fotoelastik bir materyalden geçtiğinde maddeyi farklı hızlarda kateden dikey titreşimlere dönüşür. Bu faz farkı polarize filtre veya polarizkop yardımıyla gözlenir (156). Yöntemin avantajları; ucuz ve kullanımı kolay olması, mekanik problemler hakkında genel bilgi vermesi ve obje içerisindeki yükleme koşullarını sergilemesidir. Dezavantajları ise in vivo çalışmalarda kullanılamaması, fotoelastik rezin kullanımı gerekliliği, internal streslerin

ölçüm sonuçlarında hataya neden olabilmesi ve nicel ölçümler için kullanımının zor olmasıdır (209).

4.7.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi

Gerinim ölçerler yük altındaki yapıların gövdesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan aygıtlardır. İlk defa Lord Kelvin tarafından 1856 yılında ortaya konulmuştur ve bir iletkenin kesit alanındaki değişimin, iletkenin direncinde değişiklik meydana getirmesi prensibine dayanır. İnce plastik bir filmin üzerine ızgara şeklinde ince metalik bir direnç folyosu yerleştirilip ince bir film tabakasıyla kaplanarak oluşturulmuş gerinim ölçerler kullanılır (210). Yöntemin avantajları; nicel değerlendirme yapabilmesi, verilerin matematiksel prosedürler için kullanılabilmesi ve in vivo uygulamalarda kullanılabilmesidir. Dezavantajları ise; gerinim ölçerlerin boyutlarından ötürü küçük objelerde kullanımı sınırlıdır ve farklı güçlerin benzer tek yönlü gerinim ölçümleri sonuçlarına yol açabilmesidir (209).

4.7.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Stres Analiz Yöntemi

Kırılğan vernik stres analiz yönteminde analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürülüp fırımlandıktan sonra yüklemesi yapılır ve kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu göstermektedir (211).

4.7.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işını) ile Kuvvet Analizi

Holografik interferometre, lazer ışını kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntem, yüzey deformasyonlarını nanometre (nm) boyutunda algılayıp görünür ışın saçaklarına dönüştürebilen bir metoddur. Test modeli üzerinde tahribat yapmayan, objenin çoğunlukla gerçek boyutlarında incelenebildiği, yüzey deformasyonlarının nanometre boyutunda kaydedilebildiği çok hassas bir kuvvet analiz yöntemi olan holografik interferometre diş hekimliğinde öncelikle ortodontik çalışmalarda, zaman içerisinde de sırasıyla kron-köprü, implant, lehim, çeşitli materyaller, tam ve bölümlü protezler konularında düzenlenen in vitro araştırmalarda kullanılmıştır (211).

4.7.5. Termografik Stres Analiz Yöntemi

Termografik stres analiz yöntemi Lord Kelvin tarafından ortaya atılan “Homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır.” prensibine dayanmaktadır. Çiğneme sırasında bu yöntem için gerekli olan periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olmakla beraber, dental implantların statik yüklenmesi gibi diğer ilgi alanları bu yöntemin yüklenme frekansı gereksinimlerini karşılamamaktadır (212).

4.7.6. Radyo Telemetri ile Stres Analizi Yöntemi

Radyo telemetri stres analiz yöntemi birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kuruludur. Teknikte bir güç kaynağı, radiotransmitter, alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilim ölçer, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve veri kaydedici mevcuttur. Gerilim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu durum radyotelemetrenin frekansını etkilemesiyle sonuçlar oluşmaktadır. Bu yöntemin en büyük avantajı veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır (195).

4.7.7. Sonlu Eleman Stres Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi 1960’larda özellikle havacılık ve uzay endüstrisinde yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiş olup, günümüzde statik analizlerin yapılmasında, akışkanlar mekaniğinde, ısı transferinin incelenmesinde, elektromanyetik analizlerin yapılması gibi birçok farklı alanda yaygın olarak kullanılmaktadır (75,203). Bu matematiksel analiz yöntemi, biyomekanik sistemin gerçeğe uygun modelinin bilgisayar ile çözümlenmesi esasına dayanmaktadır ve bir bakıma bilgisayar üzerinde doğanın, doğal halinin taklit edilmesini sağlamaktadır. Sonlu elemanlar stres analizi, fiziksel modelleri tarif eden matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindedir (209). Bu matematiksel analiz yönteminde problem daha küçük ve basit alt problemlere ayrılarak

her birinin kendi içinde çözümünün sağlanabilmesi ve bütünün çözümlenmesi amaçlanmaktadır. Analiz için ilk olarak, yapının geometrik modeli oluşturulur. Model iki veya üç boyutlu olabilmektedir. Matematiksel model hazırlanırken gerçek boyut ve oranlara bağlı kalmak gerekmektedir (213). Matematiksel modelin oluşturulmasında mümkün olduğunca boyutları birbirine yakın geometrik alanlar kullanılır. Bu alanlara eleman; elemanın üç boyutlu koordinatlar sistemi içindeki yerini belirleyecek olan köşelerine ise nokta adı verilir. Her nokta ve elemana bir numara verilmektedir. Model oluşturulduktan sonra incelenecek dokuların elastik modülüsü ve poisson oranları sisteme girilir. Böylece dokuların fiziksel özellikleri tanımlanmış olmaktadır. Analizin amacına uygun olarak yer çekimi, statik ve dinamik yük koşulları ile ısı şartları oluşturulur. Bütün veriler serbest formatta bir yazı programında liste şeklinde hazırlanarak analize sunulmaktadır (202). Yapının materyali, sınır koşulları ve yüklerin tam olarak modellenmesi gerekmektedir. Kullanılan materyal özellikleri lineer, elastik ve izotropik olabilir. İzotropik materyaller yön ile değişmeyen özelliklere sahiptir. Bir materyal kuvvet uygulandığında deforme olmayıp, orantılı olarak yer değiştirdiğinde o materyal lineer ve elastik davranış göstermiş olmaktadır (213).

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi Ledney ve Huang'ın bir diş modelini matematiksel olarak oluşturmasıyla diş hekimliği alanında da kullanılmaya başlanmış ve 1970'li yıllarda Farah ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalarla yaygınlık kazanmıştır. 1976 yılında ise Weinstein ve arkadaşları tarafından ilk kez dental implantoloji alanında kullanılmış ve sonrasında kullanımı hızla yaygınlaşmıştır (214). Son zamanlarda bu yöntem medikal ve dental alanlarda daha da yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (215). Diş hekimliğinde kuvvetten bahsedilince akla ilk olarak güçlü çiğneme kaslarının uyguladığı çiğneme kuvvetleri gelmekte ve bu kuvvetler çene kemiklerine çeşitli yollarla iletilmektedir (202). Bunlar; dişler, diş kökleri ve periodonsiyumları, protez materyalleri, implant protezlerinde implantın direk kemik teması ile olmaktadır. Bütün bu kuvvet iletim yollarında canlı dokuların fizyolojik sınırlar içinde etkilenmesi, aşırı ve zararlı stres birikimlerinin olmaması gerekmektedir. Bu nedenle materyalde veya destek yapılarda ortaya çıkacak stresin dijital ortamda analiz edilmesi tedavinin uygulanabilirliği konusunda fikir verebilmektedir. Biyolojik yapılarda (kas, kemik, diş, vücut sıvıları gibi) stres analizi yapmak, tedavi ve protetik malzemelerde analiz yapmaktan daha zor olduğu

için canlı dokuların modelinin bilgisayar ortamında tasarlanması yoluna gidilmiştir (215). Dental materyaller gibi oldukça karmaşık geometriye sahip materyallerin analizlerini yapılması oldukça zor ve karmaşık bir işlemdir. Sonlu elemanlar analiz yöntemi, karmaşık geometriye sahip materyallerin kolaylıkla analiz yapılmasına imkan sağlamaktadır (203). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi diş hekimliğinde; diş sert dokularını, periodontal dokuları, temporomandibular eklemi, çene ve yüz kemiklerini, ortodontik diş hareketlerini ve apareyleri, kanal dolgularını, restoratif materyalleri, dental implantların tasarımını, materyal içeriğini, yük etkilerini ve arayüz problemlerini incelemede sıklıkla kullanılmaktadır (47,153,202,206,215,216).

Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Avantajları

- Karmaşık geometriye sahip katı cisimler rahatlıkla modellenebilmesi,
- Kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği nedeniyle gerçek yapıya en yakın modeller oluşturulabilmesi,
- Bir veya birden çok bağlantı noktası olan cisimler (delik veya köşeleri olan) kolaylıkla çözümlenebilmesi,
- Yapısında değişik malzeme ve geometrik özellikleri bulunan cisimler incelenebilmesi,
- Çok sayıda değişik malzeme kullanılarak farklı modeller oluşturulabilmesi,
- Hem stres dağılımları hem de yer değiştirmeler hassas bir şekilde incelenebilmesi,
- Materyallerin özellikleri, geometrileri, uygulanan kuvvetler kolaylıkla değiştirilebilmesi,
- Analiz sonuçları kısa sürede elde edilebilmesi,
- Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile in vivo olarak yapılamayan deneyler yapılabilmesi,
- Sınır koşulları kolayca uygulanabilmesi sonlu elemanlarstres analizinin avantajlarından (153,206,215,216).

Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin Dezavantajları

- Malzeme özelliklerinin sisteme doğru yüklenmesi çalışmaların sonucunu etkileyebilmesi,

- Malzeme özellikleri, model geometrisi, sınır koşulları ve yükleme koşulları kişiye bağlı olarak değişkenlik gösterebilmesi,
- Doğru bir analiz için matematiksel modelin, gerçeğe yakın olması gerekliliği,
- Doğru bir sonlu eleman modeli oluşturabilmek için mesleki bilgi, değerlendirme kabiliyeti ve tecrübe gerektirmesi,
- Analiz sonuçlarını yorumlamak ve düzenlemek zor ve uğraştırıcı bir işlem olması,
- Analizlerin yapılabilmesi için kullanılan bilgisayar ve software programları yüksek maliyet gerektirir. Mevcut software programlarının gelişen teknoloji ile birlikte güncellenmesi gerekmektedir sonlu elemanlar stres analiz yönteminin dezavantajlarından (201,217,218).

4.7.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminde Temel Kavramlar

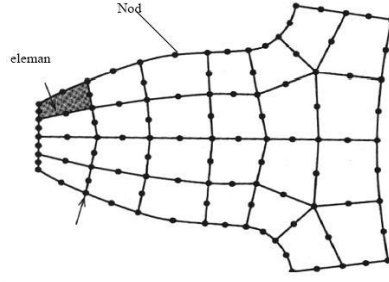
Düğüm

Sonlu elemanlar yönteminde modeller, sonlu sayıda "eleman" olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanır ve bu noktalara düğüm (node) denir (153). Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkili iken, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların stresleriyle ilişkilidir. Sonlu elemanlar yöntemi, bu düğümlerdeki yer değiştirmeleri çözmeye ve hesaplamaya çalışır. Bu düğüm noktaları belirli noktalardan hareket etmeyecek şekilde sabitlenmesi gerekmektedir (203,219).

Eleman

Sonlu elemanlar yönteminde sistemi tanımlayan bölge, eleman (element) olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar, "düğüm" olarak adlandırılan özel noktalardaki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilmektedir (Şekil 11). Sınır koşullarını da içerecek şekilde, lineer veya lineer olmayan cebirsel denklem seti elemanların birleştirilmesi sonucu oluşur ve sistemin gerçeğe yakın sonuçları bu denklemin çözülmesiyle elde edilir (202). Gerçeğe en yakın sonuçların elde edilebilmesi için eleman boyutunun olabildiğince küçük olması, hesaplamaların bilgisayar tarafından

yapılabilmesi için ise eleman sayısının optimum büyüklükte olması gerekmektedir. Elemanların küçük aynı zamanda çok sayıda olması, sonuçların bir bölgeden diğerine hızlı bir değişim göstereceği modellerde avantaj sağlar (195). Elemanları birleştiren köşe noktalarına ‘düğüm noktaları’ denir. Düğümler vasıtasıyla bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemanları da etkilemektedir (47).



Şekil 11. Bir sonlu eleman modelinde elemanlar ve düğüm (node) noktaları (47)

Sonlu eleman analizinde kullanılan eleman çeşitleri (199);

a) *Çizgisel Elemanlar (Line elements)*: Düğüm noktasından oluşan elemanlardır. Bu tip elemanlar ucuca eklenerek daha fazla düğüm noktasından da oluşabilirler.

b) *2 Boyutlu Katı Elemanlar (2-D Solid Elements)*: Yassı yüzeylerden oluşan geometriye sahip elemanlardır. Genelde üçgen veya eşkenar yamuk şeklinde, 3 veya 4 düğüm noktasından oluşan elemanlardır.

c) *3 Boyutlu Katı Elemanlar (3-D Solid Elements)*: Temel üç boyutlu elemanlar dört yüzeyli veya altı yüzeyli şekillere sahiptir.

Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturulması

Ağ (mesh) oluşturma işlemi düğüm noktalarının ve elemanların koordinatlarını belirlemektedir. Mesh üretimi farklı şekillerde yapılabilmektedir. Bunlar programlar tarafından otomatik olarak ya da kullanıcının kendisinin mesh üretme işlemini gerçekleştirmesidir. Otomatik olarak yapıldığında, kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık uygun değer düğüm noktalarını ve elemanları otomatik sıralayarak numaralanmasını sağlar (213). Kullanıcı mesh üretme yapacaksa, ayrıca mesh üretilecek alanın üzerinde, bölgelerin eleman yoğunluğunun nerede fazla, nerede az olacağına karar

vermesi gerekebilir. Asıl önemli olan seçilen eleman kullanılarak modelin en iyi bir şekilde daha iyi küçük parçalara bölünebilmesidir (195).

Sınır şartları (Boundary conditions)

Sınır şartları; streslerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadelerini kapsamaktadır. Cismin durumuna göre belirlenir ve cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösterir. Sınır şartları analizi yapılan cismin kuvvet uygulanacağı bölgeye göre belirlenmektedir (75).

Geometri ve Katı Modelleme

Sonlu elemanlar analizinde ilk aşama kullanılacak tüm materyallerin bilgisayar ortamına aktarılarak modellenmesidir. İleri düzey modelleme tekniği olması cismin iç ve dış geometrisinin gerçeği en yakın şekilde taklit edilmesini sağlamaktadır (69). Katı modellemenin esas temeli, görüntüden daha çok cismin iç ve dış geometrisinin bilgi bütünü şeklinde bilgisayarda oluşturulmuş olmasıdır. Böylece cismin iç yapısını daha detaylı analiz etmek için kesitler alınabilir ya da ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilir. Cisimlerin yüzeylerinde farklı modifikasyonlar, renklendirme, geçirgenlik, ışık yoğunluğu ve gölgeleme yapılabilmektedir (220). Cisimlerin katı modellemesi için CAD (Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım) programları kullanılır. CAD ortamında hızlı bir veri, iletişim ve işlem gücüne sahip iyi donanımlı ve hızlı bilgisayarlar gerekmektedir. Katı modelleme sayesinde bir ürün üretilmeden önce istenen fonksiyon ve görünümü sağlayıp sağlamadığı kontrol edilebilir. Maliyeti yüksek mekanik testler yerine, bilgisayar ortamında yazılım programları ile yapılabilmesi daha hızlı ve ucuz olmasını sağlar. Modelleme bir, iki ve üç boyutlu olarak yapılabilir (221). Üç boyutlu tasarım, üç eksen üzerinde ve doğal en iyi taklit eden modellemedir. Kuvvetler tüm eksenlerde olacağından, hassas ve gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmesine olanak sağlamaktadır (196).

4.7.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yönteminin İşlem Basamakları

İncelenecek Yapının Modelinin Elde Edilmesi (Pre-processing)

Bilgisayar ortamında CAD programı aracılığı ile model oluşturulabilir. Çenelerin tomografi görüntüleri kullanılarak '3D Doctor, 3D studio Max, Rhinoceros 'programları ile tomografilerden analizi yapılacak model elde edilebilir. Analize hazırlanan model elemanlara ayrılarak bir ağ (mesh) yapıya dönüştürülür. Böylece matematiksel model elde edilmiş olur (195,209,222).

Verilerin Software Programına Yüklenmesi (Analiz)

Elde edilen modelde bulunan farklı materyallerin elastisite modülü ve poisson oranları gibi mekanik özellikleri ile yükleme koşulları tanımlanır. Uygulanacak kuvvetin özellikleri belirlenir. Yüklemeler sonucu elde edilen veriler kaydedilir (222). Sonlu elemanlar analiz yöntemi için birçok yazılım kullanılabilir. Bu yazılımlar arasında, teknik olarak farklılıklar olmakla birlikte diş hekimliğinde en sık tercih edilenler; ALGOR, ABAQUS, ADINA, ANSYS, COMSOL, FEMPRO, FEMTOOLS, I-DEAS, MARC, NASTRAN, PAFEC 75, PATRAN, PROENGINEER, SOLIDWORKS, SAP 80, SAP2000, STRAND7, VISUALFEA ve ZEBULON" dur (202,204,206,216).

Post-Processing

Post-Processing (Analizin Çözümlemesi) aşamasında, analizi yapılan materyalin mekanik özellikleri dikkate alınarak değerlendirme yapılır. Kemik, greft materyalleri ve porselen gibi kırılabilir materyaller için asal stres (Principal stres), metaller gibi çekilebilir materyaller için eşdeğer stres (Von Mises stres) değerleri kullanılabilir. Eşdeğer stres, tüm yapıdaki stresler ile ilgili veri sağlayabilir (218).

4.7.7.3. Sonlu Elemanlar Yönteminde Stres Değerlendirmeleri

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyanslı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz

(215). Sonlu elemanlar stres analiz sonuçlarında önemli olan doğru kesitlerin elde edilip, düğümlerdeki stres miktarlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve diğer örneklerle kıyaslama yapılarak anlamlı sonuçlar elde edilmesidir. Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Algor Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Bu veriler asal gerilimler (principal stresses), eksensel gerilimler (axial stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (equivalent stresses, von misses stress) olabilir. Veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır (206,208).

Asal Gerilim

Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (stres ve sıkışma stresi- σ) ve kesme stresleri (τ) olmak üzere iki grupta toplanmaktadır. Üç boyutlu bir stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet çekme ya da baskı, iki adet makaslama tipi stres stresi meydana gelir. Üç boyutlu bir elemanda, en büyük stres değeri bütün makaslama stres bileşenlerinin sıfır olduğu konumda oluşur. Cisim bu konfigürasyondaiken oluşan normal stresler asal stres olarak adlandırılır. Principle Stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak üçe ayrılmaktadır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu doğrultuda; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkmaktadır (202):

Maksimum Asal Stres (Maximum Principal Stress) (Maks. PS ya da σ_1): En yüksek çekme stresini (tensile stress) ifade eder ve pozitif değerdir.

Ara Asal Stres (Intermediate Principal Stress) (σ_2): Ara değerleri ifade eder.

Minimum Asal Stres (Minimum Principal Stress) (Min. PS ya da σ_3): En yüksek sıkışma stresini (compressive stress) ifade eder ve negatif değerdir.

Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gereken o stres tipidir. Kırılgan materyaller için asal stres değerleri önemlidir; çünkü $P_{max.}$, en yüksek gerilme dayanıklılığında büyük ya da ona eşit olduğunda veya $P_{min.}$, en yüksek sıkışma

dayanıklılığında büyük ya da ona eşit olduğunda başarısızlık meydana gelir. Kemik üzerindeki streslerin değerlendirilmesinde genellikle asal stresler kullanılır.

Eşdeğer Gerilim (Equivalent Stress, Von Mises Stress)

Von Mises stresleri, çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji, belli bir sınır değerini (yield noktası) aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirir. Von Mises stresleri, üç asal stres değeri kullanılarak hesaplanmaktadır.

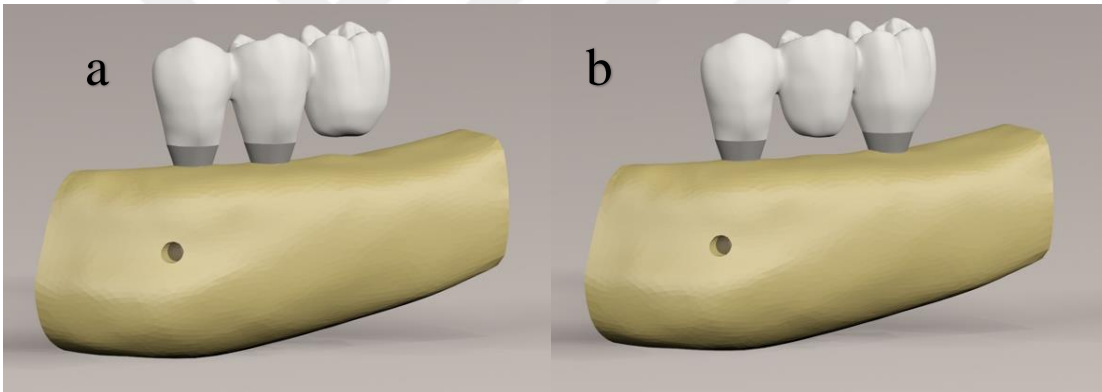
$$\sigma^2 = ((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2) / 2$$

Von Mises ve arkadaşlarının tanımladığı şekil değiştirme enerjisi olarak isimlendirilen bu enerji hipotezi sonlu elemanlar stres analizlerinde stres dağılımı ölçümlerinde kullanılır ve 'σ_e' simgesiyle tanımlanmaktadır (176). Metal gibi çekilebilir (ductile) materyallerde Von Mises stresler önemlidir. Von Mises stresler materyalde deformasyonun başlangıcını ifade etmektedir. Bu sayede arayüz bağlantılarında ve implantlarda oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilmektedir. Von Mises stresler plastik deformasyondan sorumlu distorsiyon enerjisi ile ilgilidir ve Yield noktasını tanımlamak için kullanılmaktadır. Yield noktası aşıldıktan sonra materyal elastik davranış gösteremez ve daimi deformasyon oluşur. İmplantta oluşan Von Mises stres değeri, materyalin gerilme dayanıklılığını (yield strength) geçerse başarısızlık meydana gelir. Bu nedenle implant ve implant parçaları, protetik altyapı ve protetik üst yapı değerlendirilmesinde Von Mises stres değerlerinden yararlanılmaktadır (195).

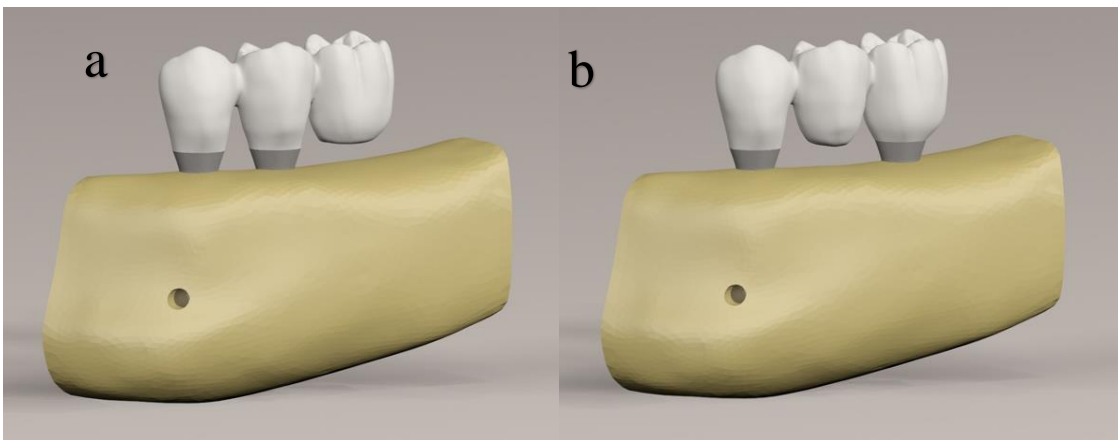
5. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Kocaeli Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Ay Tasarım Ltd. Şti. (Ankara, Türkiye) iş birliği ile gerçekleştirildi.

Bu tez çalışmasında parsiyel dişsizliklerde ileri derecede atrofik kretlerde 8 mm kısa ve 4 mm ekstra kısa implant destekli kantilever ve pontik protez tasarımlarının Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen ve monolitik Zr materyalleri kullanılarak tasarlanan modellerin vertikal ve oblik kuvvetler sonucu elde edilen maksimum principle stres, minimum principle stres ve Von Mises stres değerlerinin incelenmesi ve karşılaştırılması amaçlandı (Şekil 12-13).



Şekil 12. 4 mm Ekstra kısa implantlarda, a) Üç üyeli distal kantilever protetik yapı modeli, b) Üç üyeli pontik protetik yapı modeli



Şekil 13. 8 mm Kısa implantlarda, a) Üç üyeli distal kantilever protetik yapı modeli, b) Üç üyeli pontik protetik yapı modeli

Oluşan stresleri incelemek amacıyla bilgisayar ortamında ve detaylı sayısal değerlerin elde edilmesine olanak sağlayan stres analizi yöntemlerinden üç boyutlu sonlu eleman stres analizi yöntemi kullanıldı. Araştırma statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi. Çalışmada implantların yerleştirileceği posterior mandibular kemiğin, implant, dayanak, dayanak bağlantı vidasının ve protetik restorasyonların geometrik modelleri oluşturuldu.

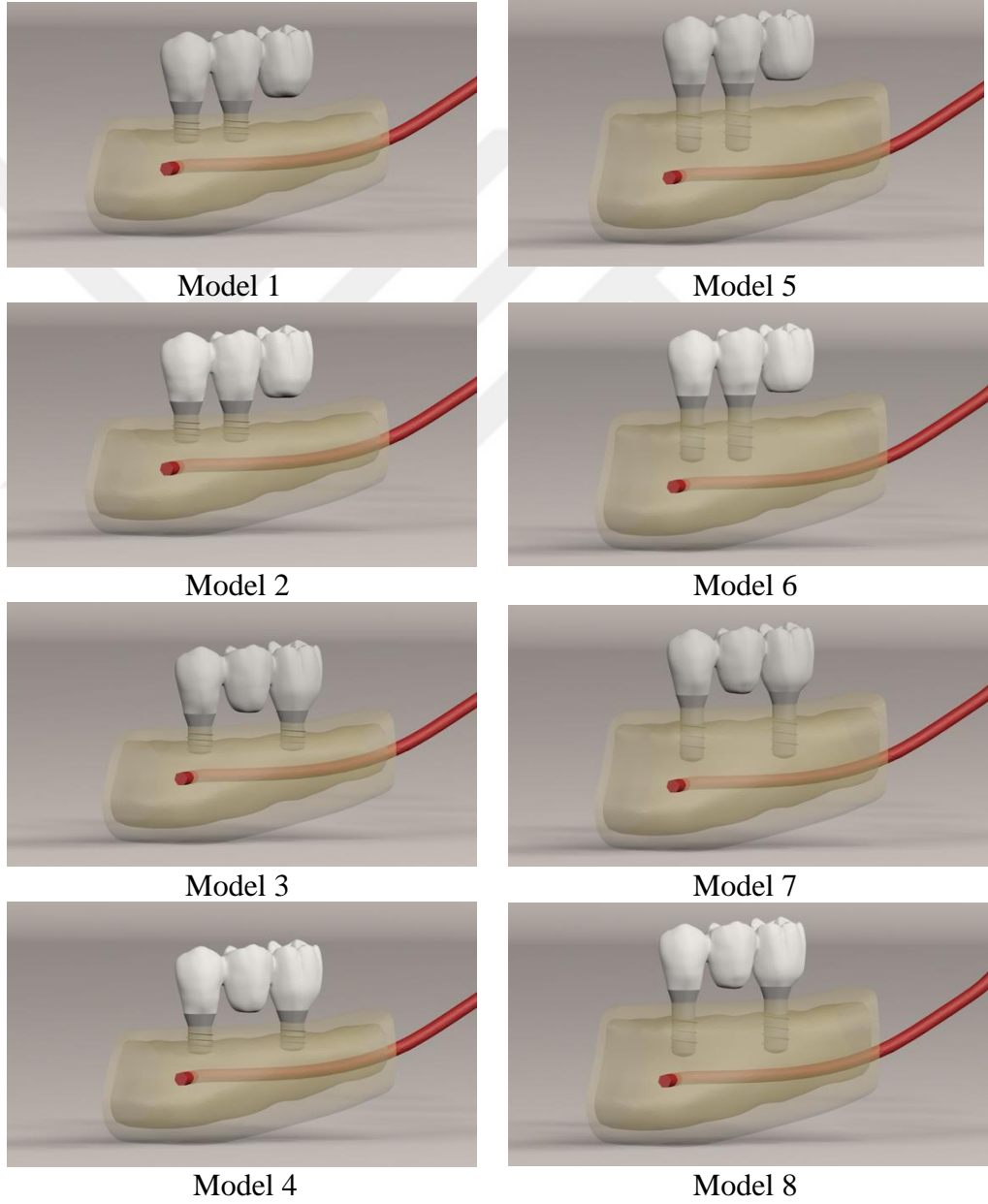


Şekil 14. Lazer tarayıcısının görüntüsü (Activity 880 3D Optik Tarayıcı)

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

5.1. Çalışma Modellerinin Hazırlanması

Çalışmada posterior atrofik mandibulada 4 mm ekstra kısa ve 8 mm kısa implantlar ile desteklenen üç üyeli kantilever ve pontik protez tasarımlarının Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen ve monolitik Zr materyalleri kullanılarak tasarlanan toplam sekiz model oluşturuldu (Şekil 15) (Tablo 4).



Şekil 15. Çalışma modellerinin Render görüntüsü

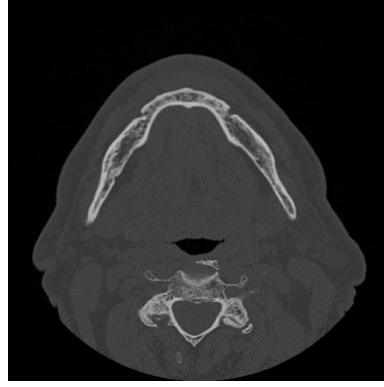
Tablo 4. Çalışma Modelleri

Model	İmplant Uzunluğu	Köprü Tasarımı	Protez Materyali
Model 1	4 mm	Distal Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen
Model 2	4 mm	Distal Kantilever	Monolitik Zirkonyum
Model 3	4 mm	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen
Model 4	4 mm	Pontik	Monolitik Zirkonyum
Model 5	8 mm	Distal Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen
Model 6	8 mm	Distal Kantilever	Monolitik Zirkonyum
Model 7	8 mm	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen
Model 8	8 mm	Pontik	Monolitik Zirkonyum

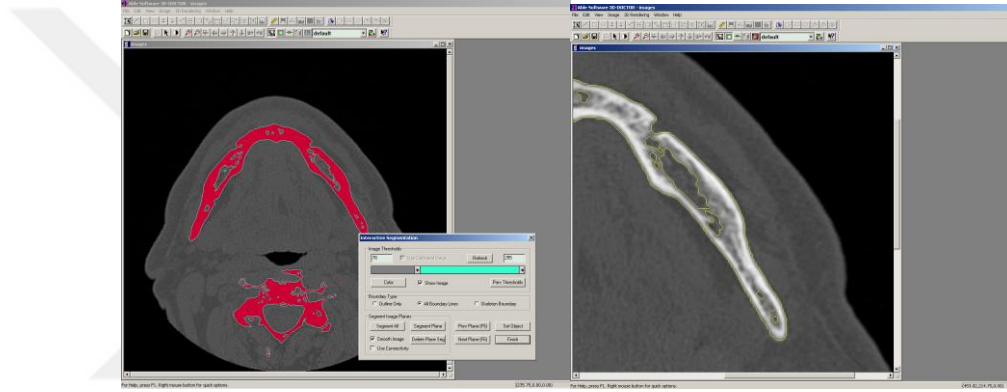
5.1.1. Mandibulanın Modellenmesi

Geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz erişkin bir hastanın alt çene tomografisi çekildi. Çene kemiği, konik huzme ışınlı tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, ABD) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA’de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi (Şekil 16). Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile yeniden yapılandırıldı ve sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında dışa aktarıldı.

Çekilen filmler, 3D-Doctor (Able Software Corp., Lexington, MA) yazılımına aktarıldı ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield Değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı (Şekil 17). 3D-Doctor yazılımında, başta manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir. Sadeleştirme yöntemleri ile daha düşük hafızaya ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek kemiğin modelleme işlemi tamamlandı ve STL dosyası halinde dışarı aktarıldı.



Şekil 16. Mandibuladan elde edilen tomografi görüntüsü

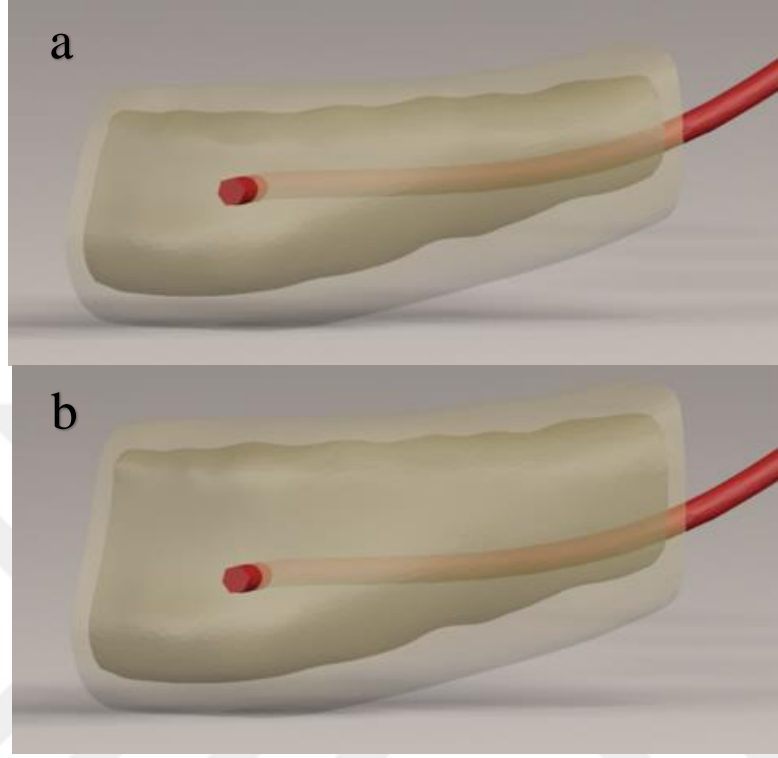


Şekil 17. 3D-Doctor yazılımı görüntüsü

Posterior dişsiz atrofik mandibula modellemesi için inferior alveolar kana olan mesafe implantın boyu için kritik bir faktör olması dolayısı ile implant apeksi ile kanal arasında minimum 2 mm mesafe ayarlanmıştır. Bu doğrultuda 4 mm ekstra kısa implantın yerleştirildiği mandibula modelinde alveol kret tepesinden inferior alveolar kanala olan mesafe; 2 mm kortikal, 4 mm trabeküler kemik olmak üzere toplam 6 mm olarak belirlendi. 8 mm kısa implantın yerleştirildiği mandibula modelinde ise alveol kret tepesinden inferior alveolar kanala olan mesafe; 2 mm kortikal, 8 mm trabeküler kemik olmak üzere toplam 10 mm olarak belirlendi. Inferior alveolar kanalın çapı her kemik modellemesi için 2 mm olarak belirlendi (Şekil 18).

Ardından yapılan modellemeler ‘Rhinceros’ yazılımında 3 boyutlu uzaydaki koordinatlarına yerleştirildi ve modelleme işlemi tamamlandı. Rhinceros’ta yapılan

modellemeler, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Fempro yazılımına aktarıldı. Burada modeller Bricks ve Tetrahedral elemanlar şeklinde katı modele çevrildi.

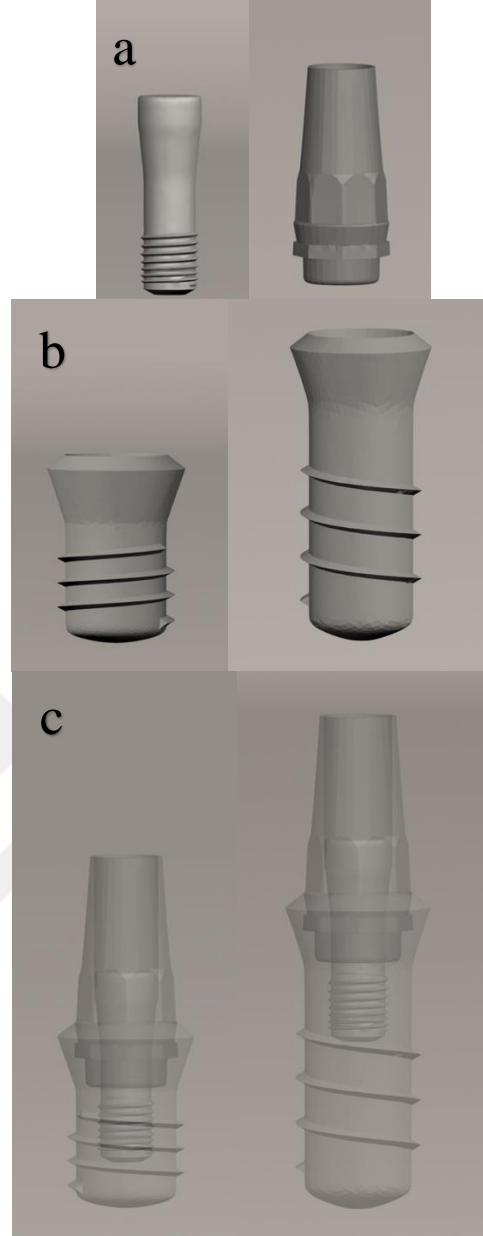


Şekil 18. Kemik modelleri. a) 4 mm İmplantların yerleştirildiği kortikal ve tarabeküler kemik modeli, b) 8 mm İmplantların yerleştirildiği kortikal ve tarabeküler kemik modeli

5.1.2. İmplant, Dayanak ve Dayanak Bağlantı Vidasının Modellemesi

Çalışmada tissue level, 4 mm ekstra kısa ve 8 mm kısa implantlar (Tissue Level, Regular Neck (RN) synOcta Roxolid İmplant, Straumann, Basel, İsviçre) kullanılmıştır. İmplant gövdesinin çapı 4.1 mm ve platform çapı 4.8 mm'dir. Dayanak, simante tip ve 5 mm boyundadır (Tissue Level, RN, synOcta Cementable Titanium Stock Dayanak, Straumann, Basel, İsviçre) (Şekil 19).

Tedarik edilen implant, dayanak ve vidaların aslı Activity 880 3D tarayıcı ile tarandı. İmplant ve implant parçalarından taranarak elde edilen veriler STL formatında, Rhinoceros 4.0 yazılımına gönderildi ve modellemeleri yapıldı. Boolean yöntemi ile implant, dayanak, vidanın birbiri ile ve kemik modelleri arasında uyumu sağlandı.



Şekil 19. İmplant ve implant parçaları. a) Dayanak ve dayanak bağlantı vidası, b) 4 mm Ekstra kısa ve 8 mm kısa implant, c) İmplant, dayanak, dayanak bağlantı vidasının bağlantı sonrası görünümü

5.1.3. İmplant Destekli Sabit Protezlerin Modellenmesi

Bu tez çalışmasında 34,35,36 nolu bölgeye dental implant destekli parsiyel sabit protezler planlandı. Diş boyutları ve görüntüleri Wheeler atlasından referans alındı (223). Bu görüntüler Rhinoceros yazılımında ölçeklendirilip modellendi ve anatomik olarak gerçeğe uygun protez modelleri elde edildi. Diş boyutları mezio-distal ve bucco-lingual olarak atlasla bağlı kalırken kemik kayıpları gözetilerek kron boyu yapılan çalışmalarda

belirlendi (1,143,224,225). Kronun bukkal tüberkülünün tepe noktası ve en derin bukkal marjinal sınırı baz alınarak kron boyu 10 mm olarak, kronların mezio-distal genişliği 34 ve 35 nolu dişler için 7 mm, 36 nolu diş için 8 mm olarak belirlendi.

Restoratif materyal olarak Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen ve monolitik Zr tercih edildi. Konnektör kalınlıkları Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen ve monolitik Zr köprülerde 4 mm x 4 mm olmak üzere oluşturuldu. Cr-Co metal altyapı üzeri feldspatik porselen tasarımında maksimum porselen kalınlığı 2 mm olacak şekilde minimum metal altyapı kalınlığı 0.8 mm, monolitik Zr materyalinde ise minimum kalınlık 3 mm olarak ayarlandı. Tasarlanan sabit protezler ve dayanak arasında 0.2 mm'lik siman aralığı bırakıldı ve siman materyali olarak çinkofosfat siman tercih edildi.

5.2. Oluşturulan Modellerin Sonlu Eleman Analizi İçin Hazır Hale Getirilmesi

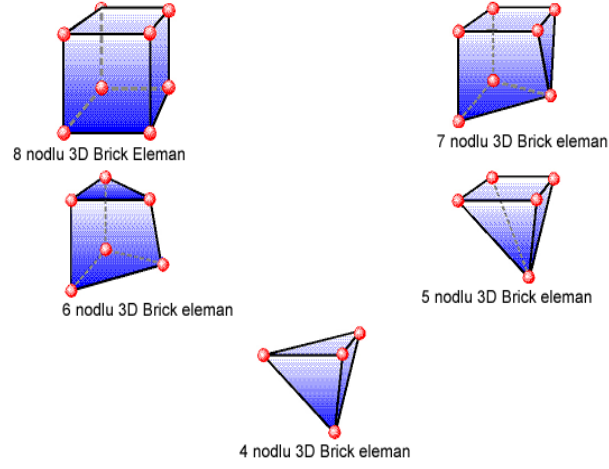
Modeller, VR Mesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için STL formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarıldı. STL formatı 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. STL formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirilen üç boyutlu modeller oluşturulduktan sonra bu modelin mandibulaya ait olduğunu, diş yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri yapılan çalışmalar doğrultusunda belirlendi (Tablo 5).

Algor yazılımına STL şeklinde yüzey verisi olarak iletilen modellerin analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlendi. Meshleme işleminde, modeller mümkün olduğunca 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturuldu. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanıldı. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmaya çalışıldı. Modellerdeki

düğüm ve eleman sayıları Tablo 6’da gösterilmiştir. Kemik modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirildi. Burada modeller Bricks ve Tetrahedral elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedral katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanıldı. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanıldı (Şekil 20).

Tablo 5. Çalışmada kullanılan materyallerin elastik modulus (Gpa) ve poisson oranı (ν) değerleri

Yapı	Materyal	Elastik Modülü (Young Modulus) (Gpa)	Poisson Oranı (Poisson’s Ratio) (ν)
Mandibula	Kortikal Kemik (201,226,227)	13.7	0.30
Mandibula	Trabeküler Kemik (206,226,227)	1.37	0.30
İmplant Fikstürü	Roxid,Ti-Zi (228)	124.8	0.342
Dayanak	Saf Ti (14,201,224)	110.0	0.35
İmplant-Dayanak Bağlantı Vidası	Titanium-Aluminum-Niobium (TAN) (228)	105	0.36
Metal Altyapılı Veneer İmplant Destekli Protetik Restorasyon (Köprü) Altyapısı	Krom-Kobalt (201,227–230)	218.0	0.33
Metal Altyapılı Veneer İmplant Destekli Protetik Restorasyon (Köprü) Üstyapısı	Feldspatik Porselen (225,231)	82.8	0.35
İmplant Destekli Protetik Restorasyon (Köprü)	Monolitik Zirkonyum (11,232)	210.0	0.30
İmplant Destekli Protetik Restorasyon (Köprü) Yapıştırma Simanı	Çinko Fosfat Siman (233,234)	22.4	0.35



Şekil 20. Farklı düğüm sayısında elemanların görünümü

Tablo 6. Modellerdeki düğüm ve eleman sayısı

Modeller	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
Model 1	99167	446614
Model 2	152929	806559
Model 3	189735	1029333
Model 4	155936	826982
Model 5	225063	1228941
Model 6	197032	1060363
Model 7	194020	1052930
Model 8	76104	337298

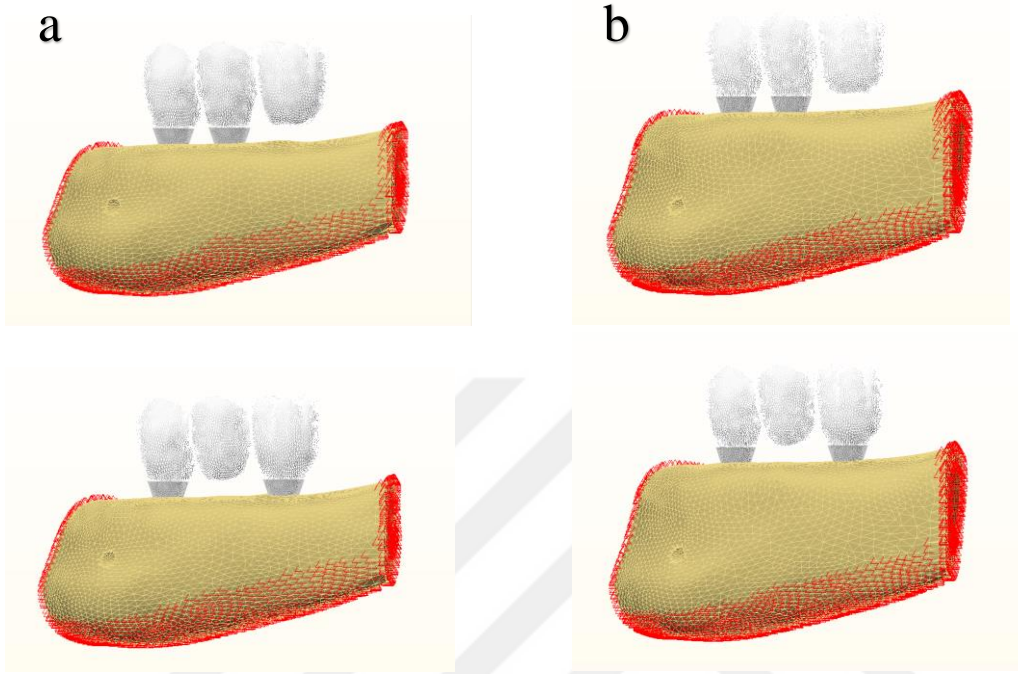
5.3. Kemik İmplant Bağlantı Durumu

İmplantların kemiğe %100 osseointegre olduğu varsayıldı. Kemik ve implantlar arasında tüm arayüz boyunca sıkı bir bağlantının olduğu kabul edildi.

5.4. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Modelin analizinin yapılabilmesi için sınırlarının tanımlanması ve periferik noktalardan bağlanması gerekmektedir. Çalışmada kullanılan tüm modellerde

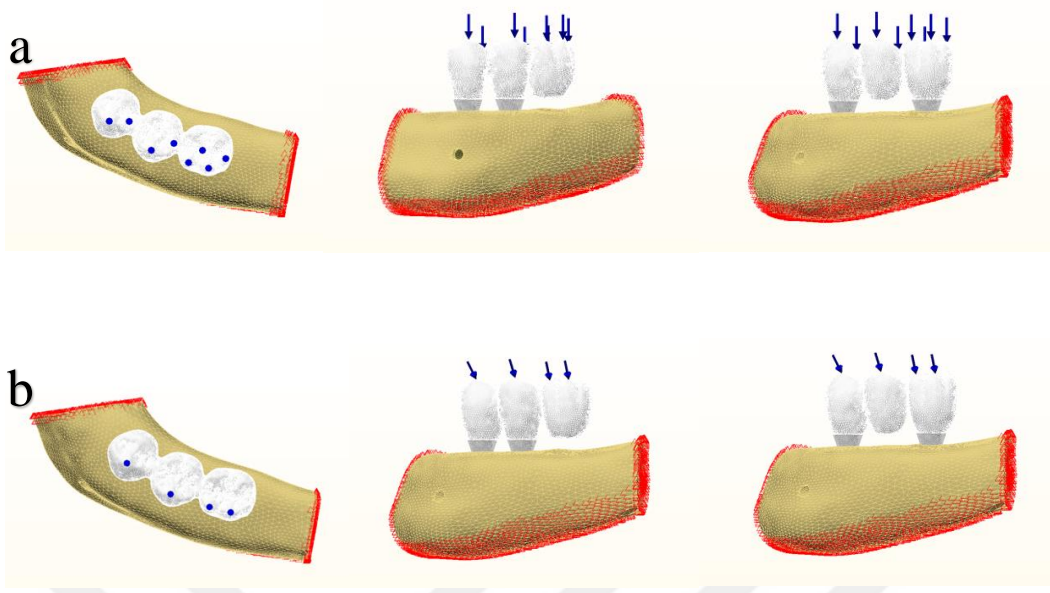
mandibulanın ön, arka ve alt kısımlarına sıfır serbestlik verildi. Destek alanları, stresin bu bölgelere aktarılmaması ve hatalı sonuçlarla karşılaşılması için analiz yapılabacağı bölgelerin uzağına yerleştirildi (Şekil 21).



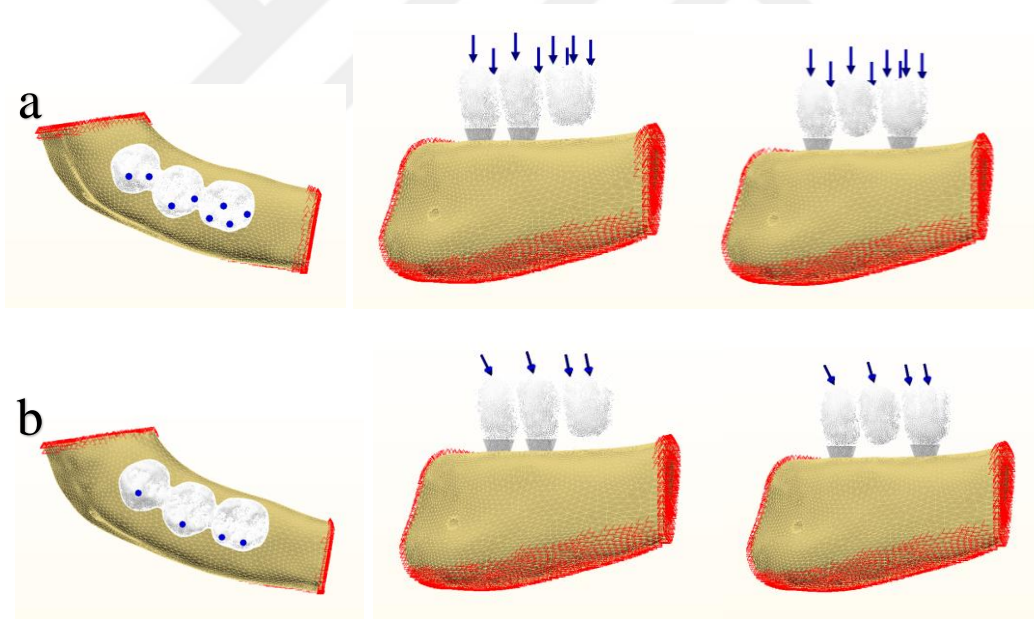
Şekil 21. Modellerin sınır koşulları ile gösterilmesi. a) 4 mm ekstra kısa implant modellerinin sınır koşulları, b) 8 mm kısa implant modellerinin sınır koşulları

5.5. Yükleme Koşullarının Belirlenmesi

Çalışmada iki farklı implant boyunda, iki farklı protez tasarımı ve materyallerinde olmak üzere 8 modelin her birine vertikal ve 45° oblik kuvvet uygulandı. Vertikal yüklemde tüberkül-fossa ilişkisi temel alınarak fonksiyonel tüberküller ve karşıt dişlerin fonksiyonel tüberküllerinin temas noktaları belirlendi. Her noktadan 50 N olmak üzere her premolara 100 N ve 1. molarlara 200 N olarak toplam 400 N vertikal kuvvet uygulandı. Oblik yüklemde ise dinamik okluzyon gözönünde bulundurularak fonksiyonel tüberkül tepelerine bukkal-lingual yönde 45° ve her noktadan 50 N, olmak üzere her premolara 50 N, 1. Molarlara 100 N olarak toplam 200 N kuvvet uygulandı. Kuvvetlerin uygulama noktaları Şekil 22 ve 23'te gösterilmiştir.



Şekil 22. 4 mm Ekstra kısa implantlarda yükleme koşullarının yön ve konumları. a) Vertikal yükleme, b) Oblik yükleme



Şekil 23. 8 mm Kısa implantlarda yükleme koşullarının yön ve konumları. a) Vertikal yükleme, b) Oblik yükleme

5.6. Sonlu Eleman Değerlerinin Hesaplanması ve Sonuçların Değerlendirilmesi

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz.

Önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır. Bu doğrultuda analiz sonuçları, renk skalasında farklı renklerin ifade ettiği farklı eşdeğer gerilme kuvvetleri olarak şekillerle gösterildi ve yorumlandı.



6. BULGULAR

Çalışmamızda 4 mm ekstra kısa ve 8 mm kısa dental implantların kullanılmasıyla iki ayrı planlama grubu, her bir grup için distal kantilever ve pontik protez tasarımları ile Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen ve monolitik Zr protetik yapı materyalleri olmak üzere toplam 8 model oluşturuldu. Her modele vertikal ve oblik kuvvetlerin uygulanmasıyla 16 sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirildi.

Kuvvetlerin uygulanması sonucunda; implant, dayanak bağlantı vidası ve protetik yapıda oluşan Von Mises stres değerleri, kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum asal stres değerleri incelendi. Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, kesit görüntüleri, düğümlerdeki stres miktarı ve dağılımı değerlendirildi ve yorumlandı. Streslerin yoğun olarak gözlemlendiği alanlardan elde edilen noktasal değerler, tablolar ve şekiller ile ifade edildi.

Analiz sonuçlarında kemik dokusundaki pozitif değerler çekme streslerini, negatif değerler ise basma streslerini belirtmektedir. Stres elemanında mutlak değeri daha büyük olan o elemanın hangi stres tipi etkisi altında olduğunu göstermektedir. Stres dağılımlarını gösteren görüntülerin sol üst tarafındaki skaladan renklere göre stres değerlerinin aralığı görülebilmektedir. Her renk bir stres aralığını (MPa) temsil etmektedir. Von Mises stresleri ve maksimum asal stresler maviden kırmızıya doğru artmaktadır. Minimum asal streslerde ise mavi değerler daha yüksek stresleri belirtmektedir.

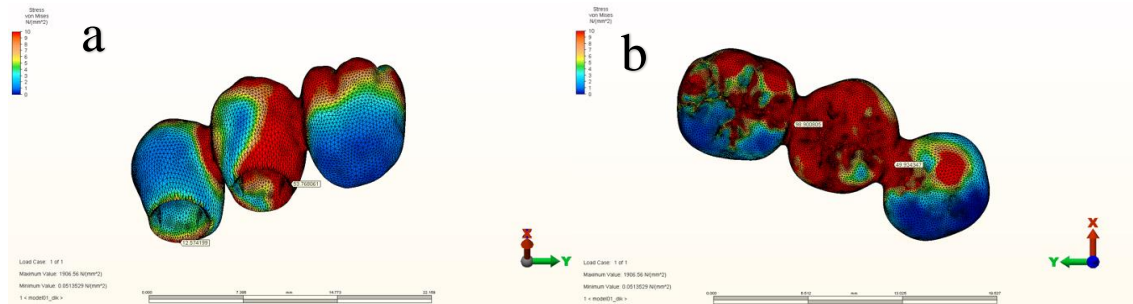
6.1. Vertikal Yükleme Sonucu 4 mm Ekstra Kısa İmplant Modellerine Ait Bulgular

6.1.1. Protetik Yapıya Ait Von Mises Değerleri

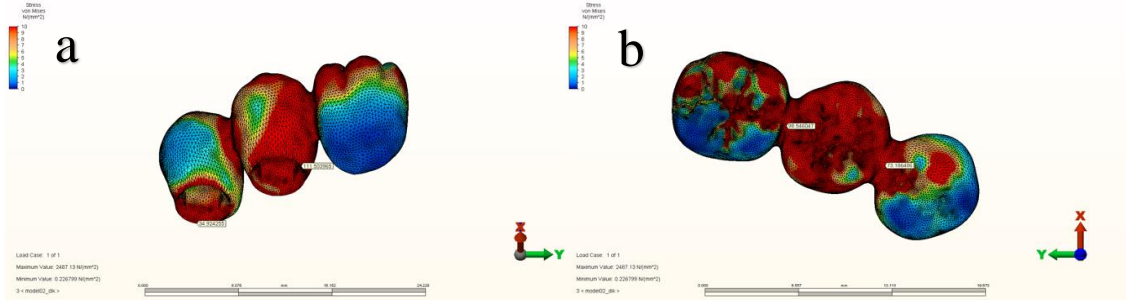
Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda protetik yapının marjinal bölgesinde en yüksek Von Mises değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 1 ve Model 2’de 35 nolu kronun servikal üçlüsünün distal bölgesinde, pontik protez tasarımına sahip Model 3’te 36 nolu kronun servikal üçlüsünün lingualinde, Model 4’te 34 nolu

kronun servikal üçlüsünün distolingualinde gözlenmiştir. Model 1 için bu değerler 34 nolu kronun servikal üçlüsünün bukkal bölgesinde olmak üzere 12,57 Mpa, 35 nolu kronun servikal üçlüsünün distal bölgesinde olmak üzere 53,76 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 24). Model 2 için bu değerler 34 nolu kronun dayanak ile birleşim yerinde servikal üçlünün bukkal bölgesinde olmak üzere 34,92 Mpa, 35 nolu kronunun servikal üçlüsünün distal bölgesinde olmak üzere 111,50 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 25). Model 3 için bu değerler 34 nolu kronun servikal üçlüsünün disto-lingual bölgesinde olmak üzere 25,67 Mpa, 36 nolu kronun servikal üçlünün mezio-lingual bölgesinde olmak üzere 30,94 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 26). Model 4 için bu değerler 34 nolu kronun servikal üçlüsünün disto-lingual bölgesinde olmak üzere 80,27 Mpa, 36 nolu kronun servikal üçlünün mezio-lingual bölgesinde olmak üzere 73,58 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 27).

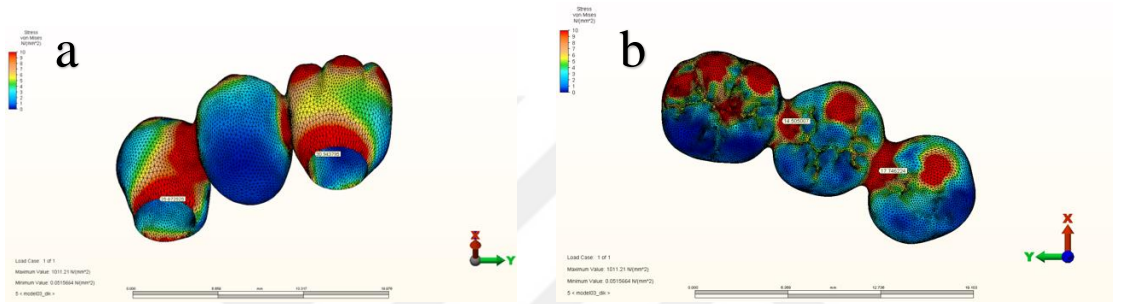
Konnektör bölgelerinde en yüksek Von Mises değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 1 ve Model 2’de 35-36 nolu kronlar arasında, pontik protez tasarımına sahip Model 3 ve Model 4’te 34-35 nolu kronlar arasında gözlenmiştir. Model 1 için bu değerler 34-35 nolu kronlar arasında 49,92 Mpa, 35-36 nolu kronlar arasında 98,90 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 24). Model 2 için bu değerler 34-35 nolu kronlar arasında 73,18 Mpa, 35-36 nolu kronlar arasında 98,54 Mpa, olarak ölçülmüştür (Şekil 25). Model 3 için bu değerler 34-35 nolu kronlar arasında 17,74 Mpa, 35-36 nolu kronlar arasında 14,50 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 26). Model 4 için bu değerler 34-35 nolu kronlar arasında 22,88 Mpa, 35-36 nolu kronlar arasında 14,02 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 27). Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda protetik yapıya ait Von Mises değerleri Tablo 7’de gösterilmiştir.



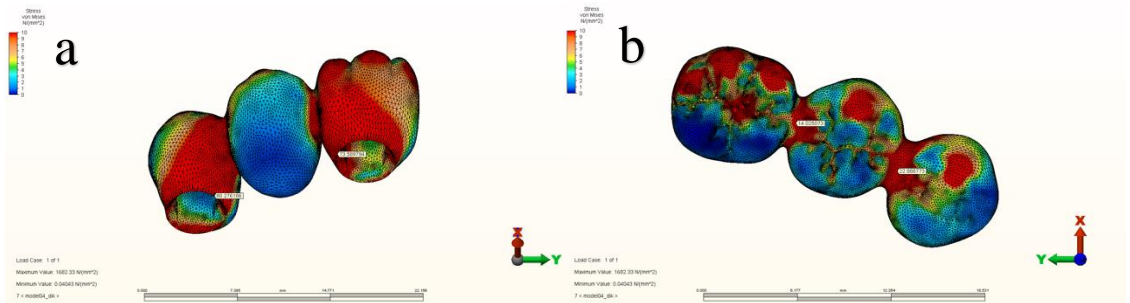
Şekil 24. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri, a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri



Şekil 25. Vertikal yüklemeye sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri, a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri



Şekil 26. Vertikal yüklemeye sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri, a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri



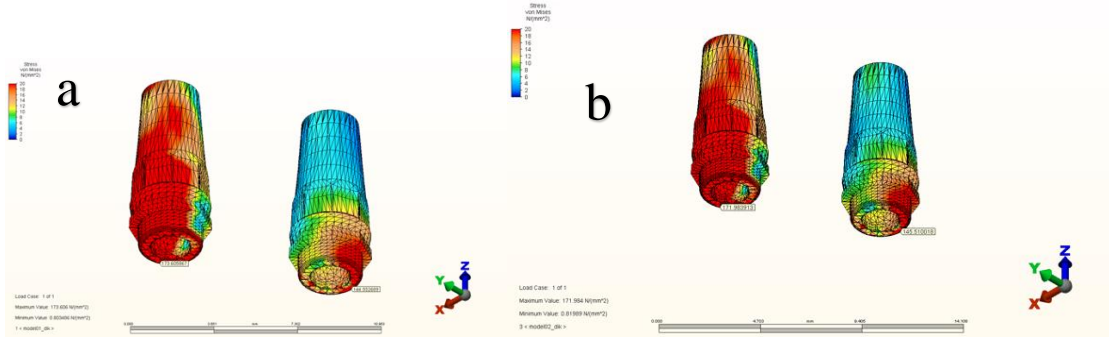
Şekil 27. Vertikal yüklemeye sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri, a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri

Tablo 7. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda protetik yapıya ait Von Mises değerleri

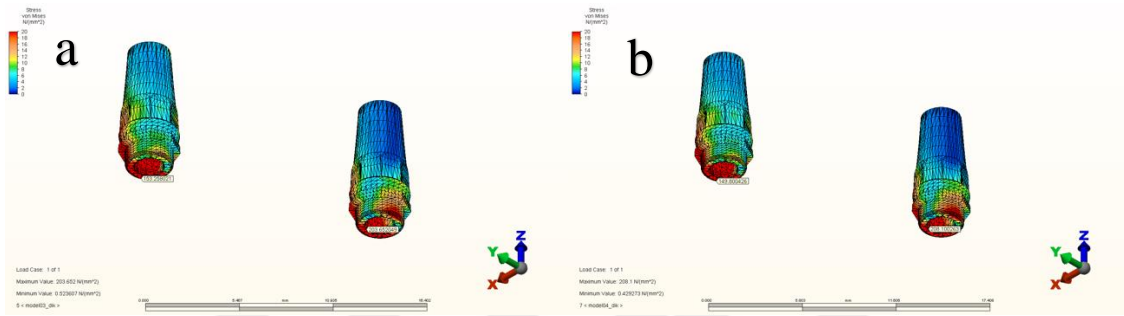
İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	PROTETİK YAPI MARJİNAL VON MİSES STRES		PROTETİK YAPI KONNEKTÖR VON MİSES STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge	34-35 Arası	35-36 Arası
4 mm (Model 1)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	12,57	53,76	49,92	98,90
4 mm (Model 2)	Kantilever	Monolitik Zr	34,92	111,50	73,18	98,54
4 mm (Model 3)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	25,67	30,94	17,74	14,50
4 mm (Model 4)	Pontik	Monolitik Zr	80,27	73,58	22,88	14,02

6.1.2. Dayanaklara Ait Von Mises Değerleri

Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda dayanaklara ait en yüksek Von Mises değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 1 ve Model 2’de 35 nolu dayanağın dayanak-implant birleşiminin bukkal bölgesinde, pontik protez tasarımına sahip Model 3 ve Model 4’te için 34 nolu dayanağın dayanak-implant birleşiminin bukkal bölgesinde gözlenmiştir. Model 1 için bu değerler 34 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşiminin mezial bölgesinde 144,55 Mpa, 35 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşiminin bukkal bölgesinde 173,60 Mpa, olarak ölçülmüştür (Şekil 28). Model 2 için bu değerler 34 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşiminin mezial bölgesinde 145,51 Mpa, 35 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşiminin bukkal bölgesinde 171,98 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 28). Model 3 için bu değerler 34 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşiminin bukkal bölgesinde 203,65 Mpa, 36 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin bukkal bölgesinde 153,25 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 29). Model 4 için bu değerler 34 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşiminin bukkal bölgesinde 208,1 Mpa, 36 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin bukkal bölgesinde 149,8 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 29). Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda dayanaklara ait Von Mises değerleri Tablo 8’de gösterilmiştir.



Şekil 28. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda distal kantilever protez tasarımında dayanaklara ait Von Mises değerleri. a) Model 1, b) Model 2



Şekil 29. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda pontik protez tasarımında dayanaklara ait Von Mises değerleri. a) Model 3, b) Model 4

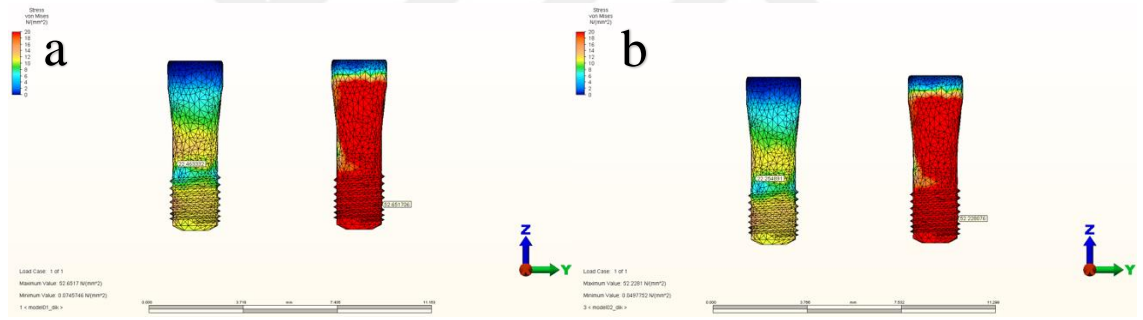
Tablo 8. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda dayanaklara ait Von Mises değerleri

İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	DAYANAK VON MISES STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
4 mm (Model 1)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	144,55	173,60
4 mm (Model 2)	Kantilever	Monolitik Zr	145,51	171,98
4 mm (Model 3)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	203,65	153,25
4 mm (Model 4)	Pontik	Monolitik Zr	208,10	149,80

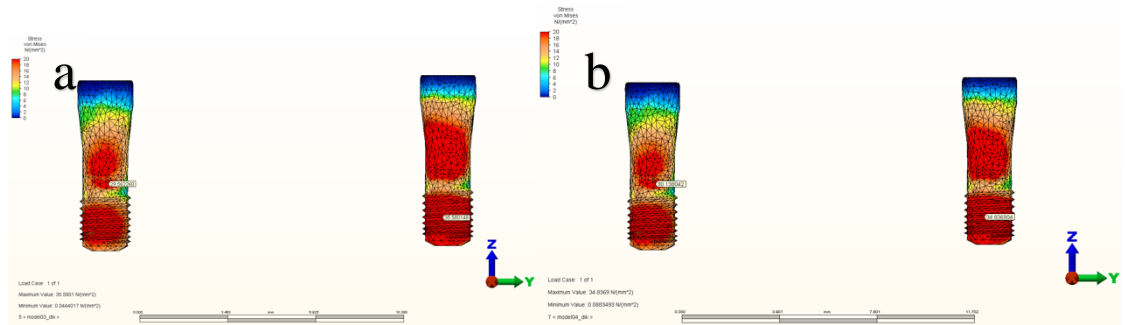
6.1.3. Dayanak Bağlantı Vidalarına Ait Von Mises Değerleri

Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda dayanak bağlantı vidalarındaki en yüksek Von Mises değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 1 ve Model 2’de 35 nolu dayanak bağlantı vidasının distal bölgesinde, pontik protez

tasarımına sahip Model 3 ve Model 4’te 36 nolu dayanak bağlantı vidasının bukkal bölgesinde gözlenmiştir. Model 1 için bu değerler 34 nolu bölgedeki dayanak bağlantı vidasının mezio-bukkalinde 22,46 Mpa, 35 nolu bölgedeki dayanak bağlantı vidasının distalinde 52,22 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 30). Model 2 için bu değerler 34 nolu bölgedeki dayanak bağlantı vidasının mezio-bukkalinde 22,25 Mpa, 35 nolu bölgedeki dayanak bağlantı vidasının distalinde 52,22 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 30). Model 3 için bu değerler 36 nolu bölgedeki dayanak bağlantı vidasının bukkalinde 34,83 Mpa, 34 nolu bölgedeki dayanak bağlantı vidasının bukkalinde 30,13 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 31). Model 4 için bu değerler 36 nolu bölgedeki dayanak bağlantı vidasının bukkalinde 35,58 Mpa, 34 nolu bölgedeki dayanak bağlantı vidasının bukkalinde 29,56 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 31). Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises stres değerleri Tablo 9’da gösterilmiştir.



Şekil 30. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda distal kantilever protez tasarımında dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri, a) Model 1, b) Model 2



Şekil 31. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda pontik protez tasarımında dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri, a) Model 3, b) Model 4

Tablo 9. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri

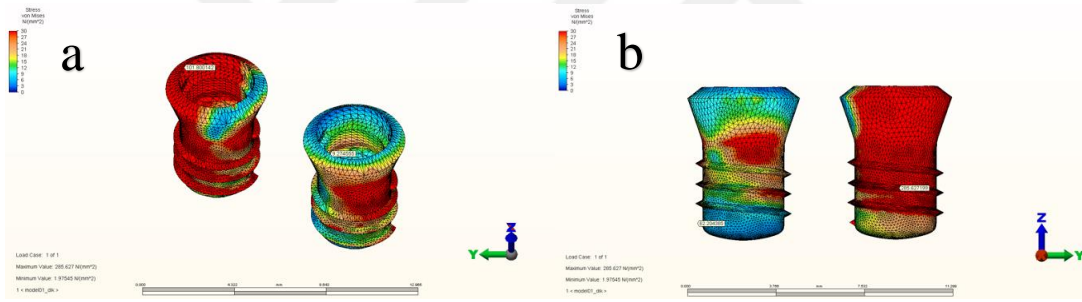
İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	DAYANAK VON MISES STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
4 mm (Model 1)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	22,46	52,65
4 mm (Model 2)	Kantilever	Monolitik Zr	22,25	52,22
4 mm (Model 3)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	29,56	35,58
4 mm (Model 4)	Pontik	Monolitik Zr	30,13	34,83

6.1.4. İmplantlara Ait Von Mises Değerleri

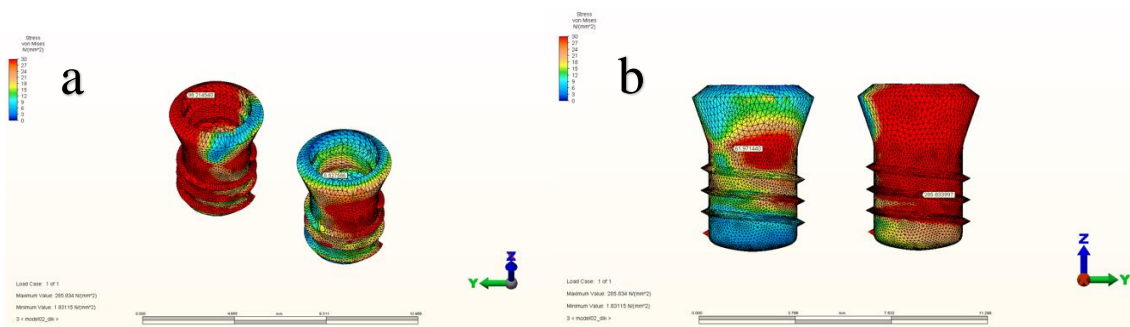
Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda implant platformlarında en yüksek Von Mises değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 1 ve Model 2’de 35 nolu implantın dayanak ile birleşiminin distalinde, pontik protez tasarımına sahip Model 3 ve Model 4’te 36 nolu implantın dayanak ile birleşiminin bukkalinde gözlenmiştir. Model 1 için bu değerler 34 nolu implant platformunda ise dayanak implant birleşiminin bukkalinde 9,27 Mpa, 35 nolu implant platformunda dayanak implant birleşiminin distalinde 101,80 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 32). Model 2 için bu değerler 34 nolu implant platformunda ise dayanak implant birleşiminin bukkalinde 8,52 Mpa, 35 nolu implant platformunda dayanak implant birleşiminin distalinde 98,21 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 33). Model 3 için bu değerler 34 nolu implant platformunun dayanak ile birleşiminin bukkalinde 35,26 Mpa, 36 nolu implant platformunun dayanak ile birleşiminin bukkalinde 45,50 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 34). Model 4 için bu değerler 34 nolu implant platformunun dayanak ile birleşiminin bukkalinde 34,37 Mpa, 36 nolu implant platformunun dayanak ile birleşiminin bukkalinde 42,78 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 35).

İmplant kemik içi bölümündeki en yüksek Von Mises değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 1 ve Model 2’de 35 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde, pontik protez tasarımına sahip Model 3 ve Model 4’te 36

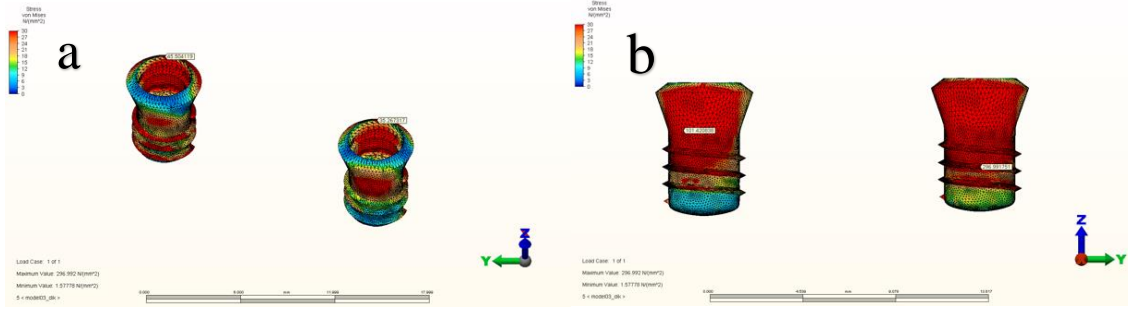
nolu implantın lingualinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde gözlenmiştir. Model 1 için bu değerler 34 nolu implantın mezio-apikalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 62,20 Mpa, 35 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 285,62 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 32). Model 2 için bu değerler 34 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 61,97 Mpa, 35 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 285,83 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 33). Model 3 için bu değerler 34 nolu implantın lingualinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 101,42 Mpa, 36 nolu implantın lingualinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 296,99 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 34). Model 4 için bu değerler 34 nolu implantın lingualinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 104,10 Mpa, 36 nolu implantın lingualinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 294,12 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 35). Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda implantlara ait Von Mises değerleri Tablo 10’da gösterilmiştir.



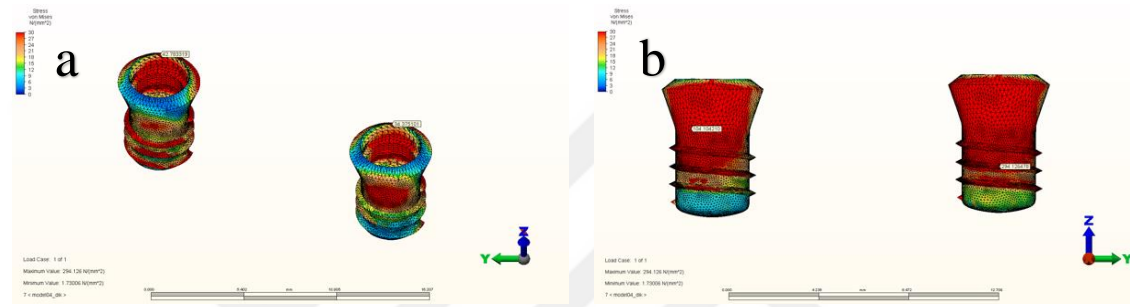
Şekil 32. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında implantlardaki Von Mises değerleri, a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri



Şekil 33. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri, a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri



Şekil 34. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implanterda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında implanterda ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri



Şekil 35. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implanterda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında implanterda ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri

Tablo 10. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implanterda implanterda ait Von Mises değerleri

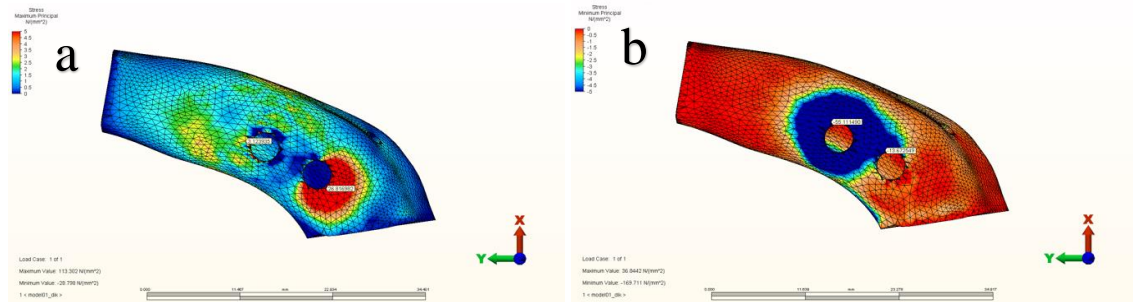
İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	İMLANT PLATFORMU VON MISES STRES		İMLANT KEMİK İÇİ BÖLÜMÜ VON MISES STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge	34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
4 mm (Model 1)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	9,27	101,80	62,20	285,62
4 mm (Model 2)	Kantilever	Monolitik Zr	8,52	98,21	61,97	285,83
4 mm (Model 3)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	35,26	45,50	101,42	296,99
4 mm (Model 4)	Pontik	Monolitik Zr	34,37	42,78	104,10	294,12

6.1.5. Kortikal Kemige Ait Maksimum Asal Stres Değerleri

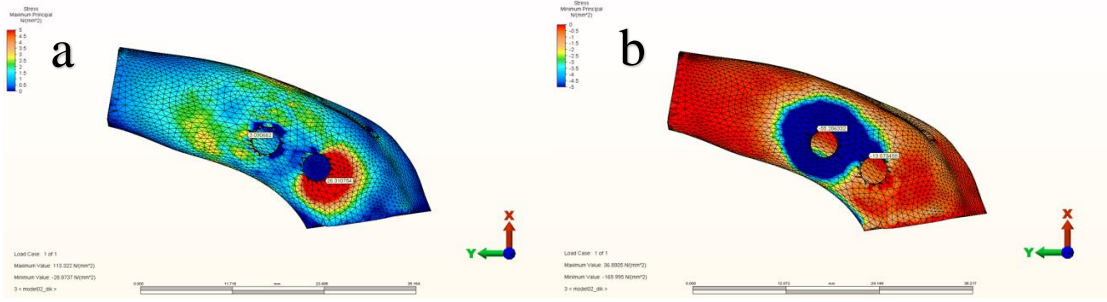
Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implanterda kortikal kemikte maksimum asal stres değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 1 ve Model 2’de

34 nolu bölgenin mezialinde, pontik protez tasarımına sahip Model 3 ve Model 4’te 34 nolu bölgenin mezio-lingualinde gözlenmiştir. Model 1 için bu değerler 34 nolu bölgenin mezialinde 26,81 Mpa, 35 nolu bölgenin distalinde 3,12 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 36). Model 2 için bu değerler 34 nolu bölgenin mezialinde 26,31 Mpa, 35 nolu bölgenin distalinde 3,09 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 37). Model 4 için bu değerler 34 nolu bölgenin mezio-lingualinde 4,14 Mpa, 36 nolu bölgenin distolingualinde 1,76 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 38). Model 3 için bu değerler 34 nolu bölgenin mezio-lingualinde 3,73 Mpa, 36 nolu bölgenin distolingualinde 1,78 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 39).

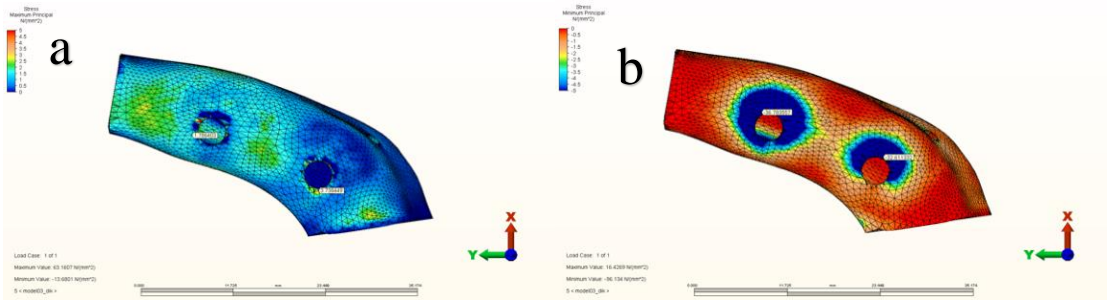
Kortikal kemikte minimum asal stres değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 1 ve Model 2’de 35 nolu bölgenin disto-bukkalinde, pontik protez tasarımına sahip Model 3 ve Model 4’te 36 nolu bölgenin disto-bukkalinde gözlenmiştir. Model 1 için bu değerler 34 nolu bölgenin distobukkalinde -13,67 Mpa, 35 nolu bölgenin distobukkalinde -55,11 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 36). Model 2 için bu değerler 34 nolu bölgenin distobukkalinde -13,07 Mpa, 35 nolu bölgenin distobukkalinde -55,28 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 37). Model 3 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde -33,24 Mpa, 36 nolu bölgenin disto-bukkalinde -36,40 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 38). Model 4 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde -32,61 Mpa, 36 nolu bölgenin disto-bukkalinde -36,78 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 39). Vertikal yüklemeye sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda kortikal kemiğe ait minimum ve maksimum asal stres değerleri Tablo 11’de gösterilmiştir.



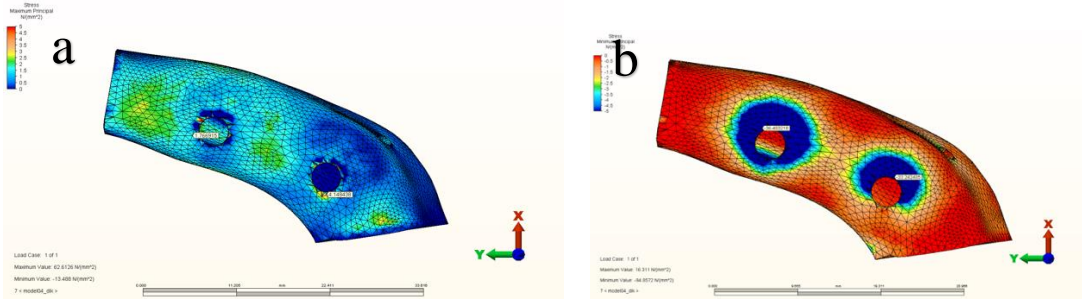
Şekil 36. Vertikal yüklemeye sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri



Şekil 37. Vertikal yüklemeye sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri



Şekil 38. Vertikal yüklemeye sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında vertikal yüklemeye sonucu kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri



Şekil 39. Vertikal yüklemeye sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında vertikal yüklemeye sonucu kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri

Tablo 11. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda kortikal kemiğe ait maksimum ve minimum asal stres değerleri

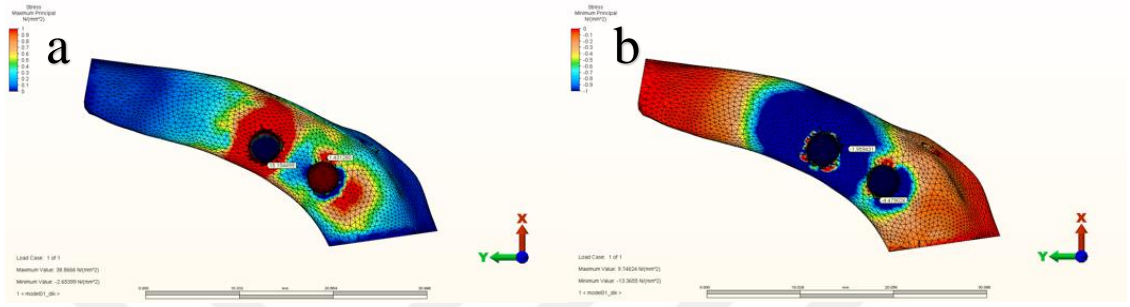
İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	KORTİKAL KEMİK MAX ASAL STRES		KORTİKAL KEMİK MİN ASAL STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge	34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
4 mm (Model 1)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	26,81	3,12	-13,67	-55,11
4 mm (Model 2)	Kantilever	Monolitik Zr	26,31	3,09	-13,07	-55,28
4 mm (Model 3)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	3,73	1,78	-32,61	-36,78
4 mm (Model 4)	Pontik	Monolitik Zr	4,14	1,76	-33,24	-36,40

6.1.6. Spongioz Kemiğe Ait Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri

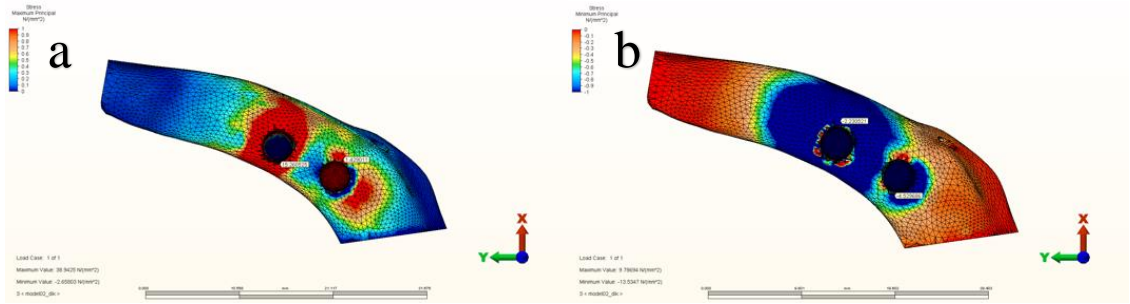
Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda spongioz kemiğe ait en yüksek maksimum asal stres değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 1 ve Model 2’ de 35 nolu bölgenin mezio-lingualinde, pontik protez tasarımına sahip Model 3 ve Model 4’te 36 nolu bölgenin bukkalinde gözlenmiştir. Model 1 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde 1,43 Mpa, 35 nolu bölgenin mezio-lingualinde 15,15 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 40). Model 2 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde 1,42 Mpa, 35 nolu bölgenin mezio-lingualinde 15,26 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 41). Model 3 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde 5,36 Mpa, 36 nolu bölgenin bukkalinde 8,57 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 42). Model 4 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde 5,45 Mpa, 36 nolu bölgenin bukkalinde 8,50 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 43).

Spongioz kemiğe ait minimum asal gerilim değeri kantilever protez tasarımına sahip Model 1 ve Model 2’de 34 nolu bölgenin mezio-lingualinde, pontik protez tasarımına sahip Model 3’te 36 nolu implantın bukkalinde, Model 4’te 36 nolu implantın lingualinde gözlenmiştir. Model 1 için bu değerler 34 nolu bölgenin mezio-lingualinde -4,47 Mpa, 35 nolu bölgenin mezio-bukkalinde -2,23 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 40). Model 2 için bu değerler 34 nolu bölgenin mezio-lingualinde -4,52 Mpa, 35 nolu bölgenin bukkalinde -1,95 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 41). Model 3 için bu değerler 34 nolu

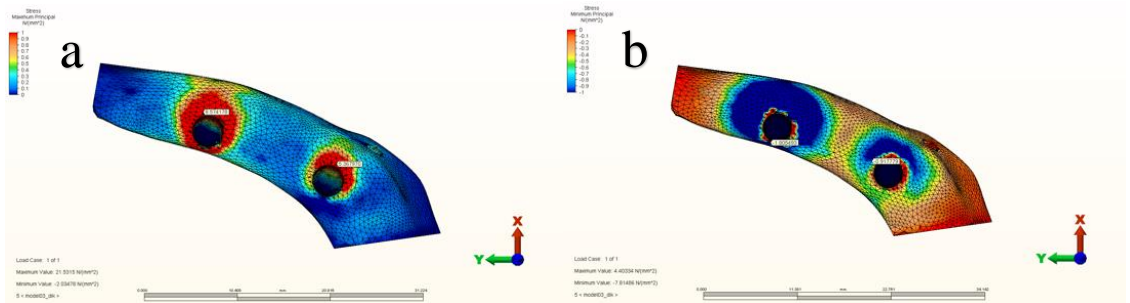
implantın distobukkalinde -0,91 Mpa, 36 nolu implantın lingualinde -1,80 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 42). Model 4 için bu değerler 34 nolu implantın distobukkalinde -0,68 Mpa, 36 nolu implantın lingualinde -1,72 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 43). Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda spongiöz kemiğe ait minimum ve maksimum asal stres değerleri Tablo 12’de gösterilmiştir.



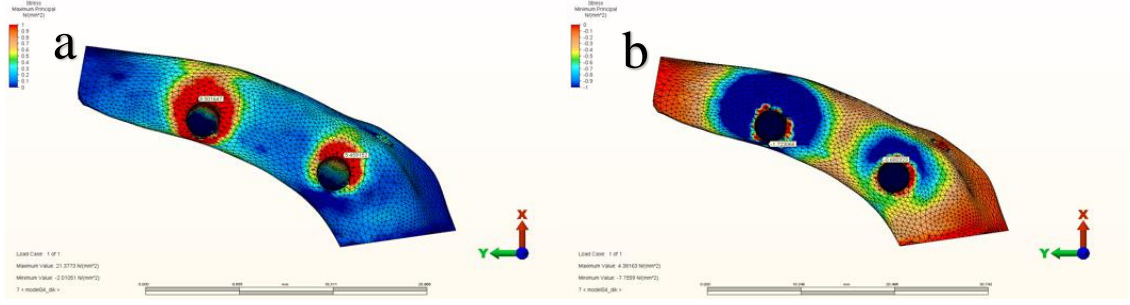
Şekil 40. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında spongiöz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri



Şekil 41. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında spongiöz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri



Şekil 42. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında spongiöz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri



Şekil 43. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında spongiöz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri

Tablo 12. Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda spongiöz kemiğe ait maksimum ve minimum asal stres değerleri

İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	SPONGİÖZ KEMİK MAX ASAL STRES		SPONGİÖZ KEMİK MİN ASAL STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge	34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
4 mm (Model 1)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	1,43	15,15	-4,47	-1,95
4 mm (Model 2)	Kantilever	Monolitik Zr	1,42	15,26	-4,52	-2,23
4 mm (Model 3)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	5,36	8,57	-0,91	-1,80
4 mm (Model 4)	Pontik	Monolitik Zr	5,45	8,50	-0,68	-1,72

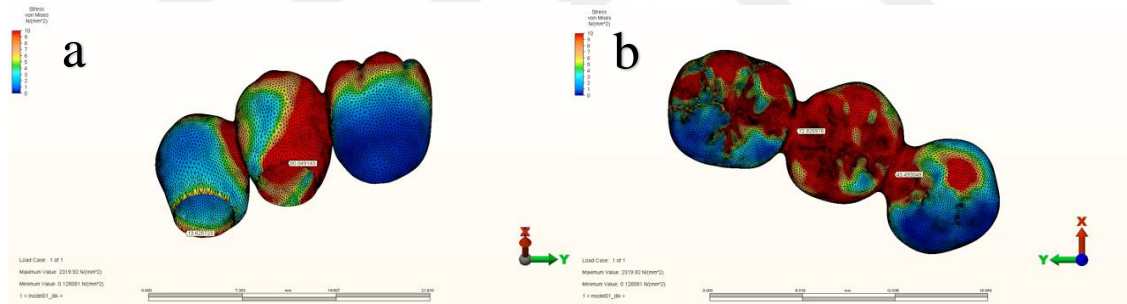
6.2. Vertikal Yükleme Sonucu 8 mm Kısa İmplant Modellerine Ait Bulgular

6.2.1. Protetik Yapıya Ait Von Mises Değerleri

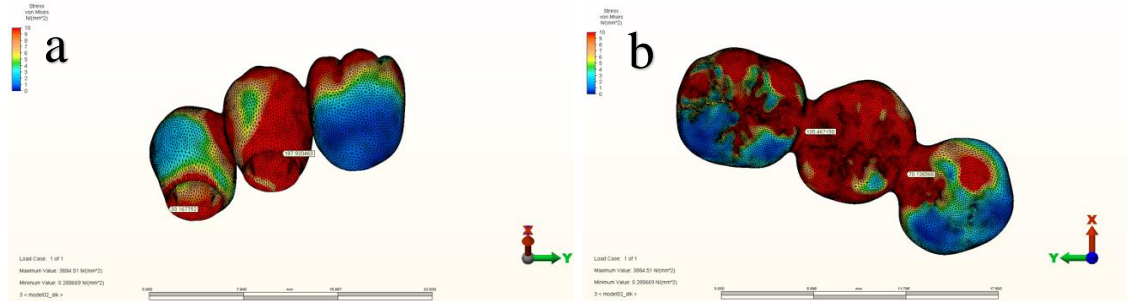
Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda protetik yapının marjinal bölgelerindeki en yüksek Von Mises değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 5 ve Model 6'da 35 nolu kronun servikal üçlüsünün distal bölgesinde, pontik protez tasarımına sahip Model 7 ve Model 8'de 36 nolu kronunun servikal üçlüsünün lingual bölgesinde gözlenmiştir. Model 5 için bu değerler 34 nolu kronun servikal üçlüsünün mezial bölgesinde 13,62 Mpa, 35 nolu kronunun servikal üçlüsünün distal bölgesinde 80,04 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 44). Model 6 için bu değerler 34 nolu kronun servikal üçlüsünün mezial bölgesinde 33,16 Mpa, 35 nolu kronunun servikal üçlüsünün distal bölgesinde 187,92 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 45). Model 7 için bu değerler 34

nolu kronun servikal üçlüsünün lingual bölgesinde 28,67 Mpa, 36 nolu kronunun servikal üçlüsünün lingual bölgesinde 33,95 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 46). Model 8 için bu değerler 34 nolu kronun servikal üçlüsünün disto-lingual bölgesinde 83,37 Mpa, 36 nolu kronunun servikal üçlüsünün lingualinde 92,43 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 47).

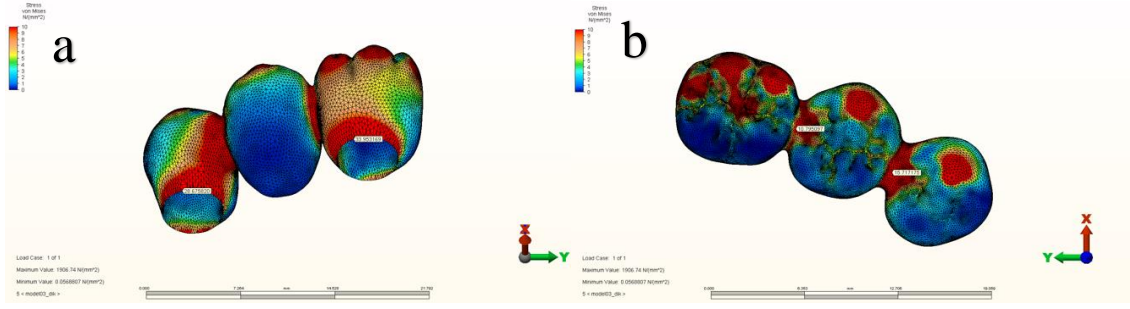
Protetik yapının konnektör bölgelerindeki en yüksek Von Mises değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 5 ve Model 6'da 35-36 nolu kronlar arasında, pontik protez tasarımına sahip Model 7 ve Model 8'de 34-35 nolu kronlar arasında gözlenmiştir. Model 5 için bu değerler 34-35 nolu kronlar arasında 43,49 Mpa, 35-36 nolu kronlar arasında 72,92 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 44). Model 6 için bu değerler 34-35 nolu kronlar arasında 70,12 Mpa, 35-36 nolu kronlar arasında 105,46 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 45). Model 7 için bu değer 34-35 nolu kronlar arasında 15,71 Mpa, 35-36 nolu kronlar arasında 10,79 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 46). Model 8 için bu değer 34-35 nolu kronlar arasında 26,52 Mpa, 35-36 nolu kronlar arasında 9,70 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 47). Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda protetik yapıya ait Von Mises değerleri Tablo 13'te gösterilmiştir.



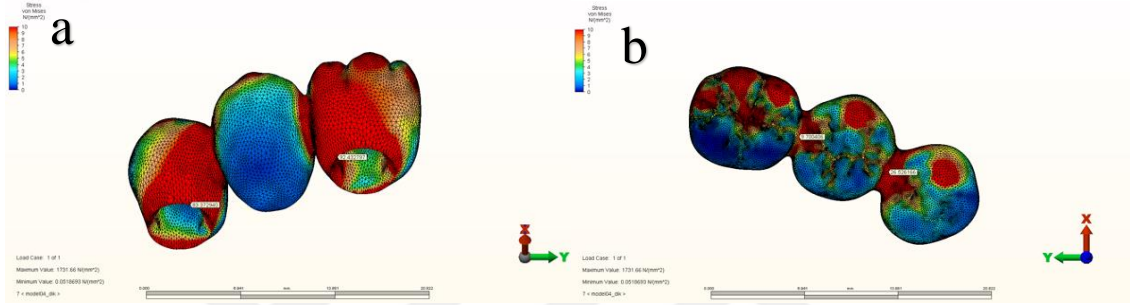
Şekil 44. Vertikal yükleme sonucu 8 mm Kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri



Şekil 45. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri



Şekil 46. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri



Şekil 47. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri

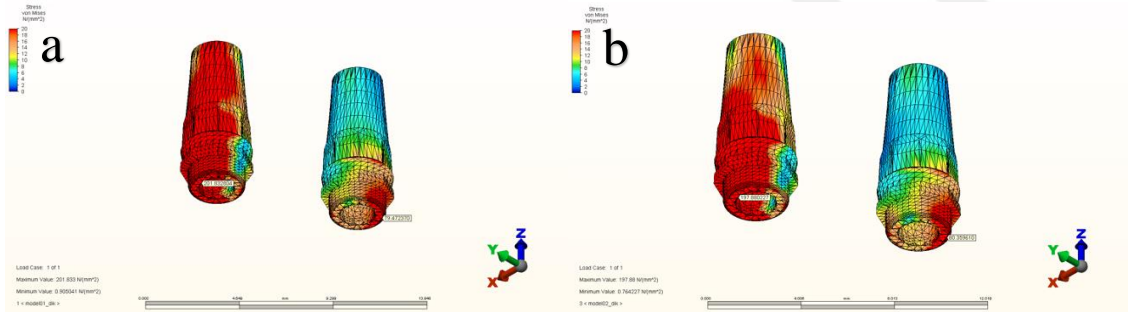
Tablo 13. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda protetik yapıya ait Von Mises değerleri

İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	PROTETİK YAPI MARJİNAL VON MİSES STRES		PROTETİK YAPI KONNEKTÖR VON MİSES STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge	34-35 Arası	35-36 Arası
8 mm (Model 5)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	13,62	80,04	43,49	72,92
8 mm (Model 6)	Kantilever	Monolitik Zr	33,16	187,92	70,12	105,46
8 mm (Model 7)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	28,67	33,95	15,71	10,79
8 mm (Model 8)	Pontik	Monolitik Zr	83,37	92,43	26,52	9,70

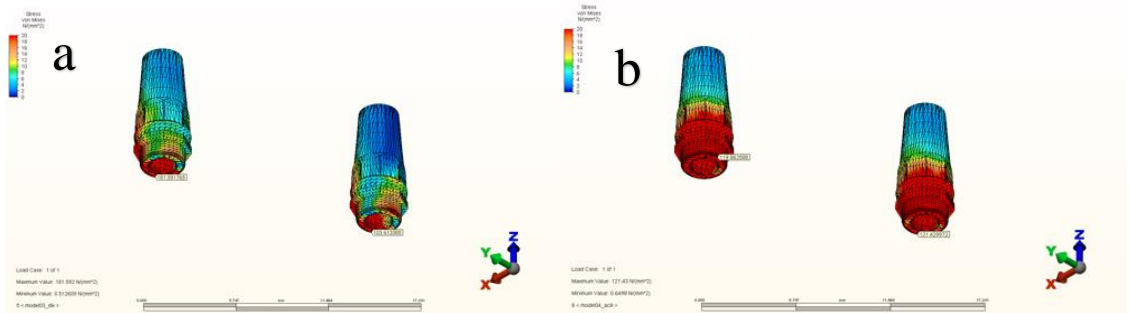
6.2.2. Dayanaklara Ait Von Mises Değerleri

Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda dayanaklara ait en yüksek Von Mises değeri kantilever protez tasarımına sahip Model 5 ve Model 6'da 35 nolu

dayanağın dayanak-implant birleşiminin distal bölgesinde pontik protez tasarımına sahip Model 7’de 36 nolu dayanağın dayanak-implant birleşiminin bukkal bölgesinde ve Model 8’de 36 nolu dayanağın dayanak-implant birleşiminin lingual bölgesinde gözlenmiştir. Model 5 için bu değerler 34 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin mezial bölgesinde 79,47 Mpa, 35 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin distal bölgesinde 201,83 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 48). Model 6 için bu değerler 34 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin mezial bölgesinde 80,35 Mpa, 35 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin distal bölgesinde 197,88 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 48). Model 7 için bu değerler 34 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin bukkal bölgesinde 103,61 Mpa, 36 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin bukkal bölgesinde 181,59 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 49). Model 8 için bu değerler 34 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin bukkal bölgesinde 96,13 Mpa, 36 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin bukkal bölgesinde 127,33 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 49). Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda dayanaklara ait Von Mises değerleri Tablo 14’te gösterilmiştir.



Şekil 48. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda distal kantilever protez tasarımında dayanaklara ait Von Mises değerleri, a) Model 5, b) Model 6



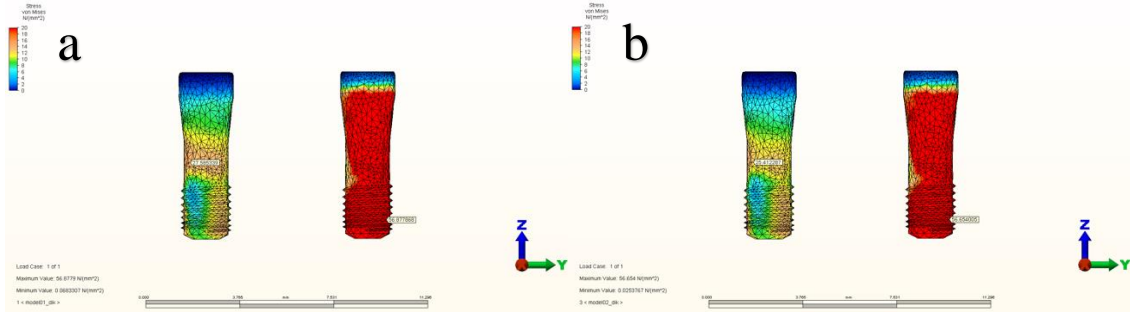
Şekil 49. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda pontik protez tasarımında dayanaklara ait Von Mises değerleri, a) Model 7, b) Model 8

Tablo 14. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda dayanaklara ait Von Mises değerleri

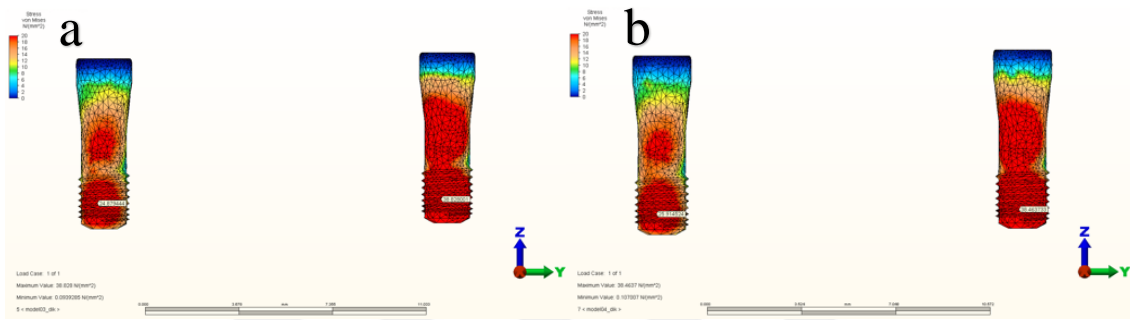
İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	DAYANAK VON MİSES STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
8 mm (Model 5)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	79,47	210,83
8 mm (Model 6)	Kantilever	Monolitik Zr	80,35	197,88
8 mm (Model 7)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	103,61	181,59
8 mm (Model 8)	Pontik	Monolitik Zr	96,13	127,33

6.2.3. Dayanak Bağlantı Vidalarına Ait Von Mises Değerleri

Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda dayanak bağlantı vidalarına ait en yüksek Von Mises değeri kantilever protez tasarımına sahip Model 5 ve Model 6'da 35 nolu dayanak bağlantı vidasının distalinde, pontik protez tasarımına sahip Model 7 ve Model 8'de 36 nolu dayanak bağlantı vidasının bukkalinde gözlenmiştir. Model 5 için bu değerler 34 nolu dayanak bağlantı vidasının bukkal bölgesinde 27,58 Mpa, 35 nolu dayanak bağlantı vidasının distal bölgesinde 56,87 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 50). Model 6 için bu değerler 34 nolu dayanak bağlantı vidasının bukkalinde 25,41 Mpa, 35 nolu dayanak bağlantı vidasının distalinde 56,65 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 50). Model 7 için bu değerler 34 nolu dayanak bağlantı vidasının bukkalinde 24,87 Mpa, 36 nolu dayanak bağlantı vidasının bukkalinde 38,82 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 51). Model 8 için bu değerler 34 nolu dayanak bağlantı vidasının bukkalinde 25,91 Mpa, 36 nolu dayanak bağlantı vidasının bukkalinde 38,46 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 51). Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri Tablo 15'te gösterilmiştir.



Şekil 50. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda distal kantilever protez tasarımında dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri. a) Model 5, b) Model 6



Şekil 51. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda pontik protez tasarımında dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri. a) Model 7, b) Model 8

Tablo 15. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri

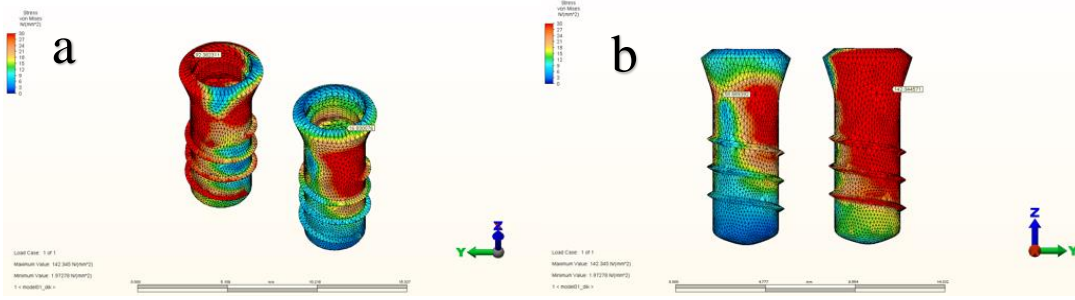
İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	DAYANAK VON MISES STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
8 mm (Model 5)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	27,58	56,87
8 mm (Model 6)	Kantilever	Monolitik Zr	25,41	56,65
8 mm (Model 7)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	24,87	38,82
8 mm (Model 8)	Pontik	Monolitik Zr	25,91	38,46

6.2.4. İmplantlara Ait Von Mises Değerleri

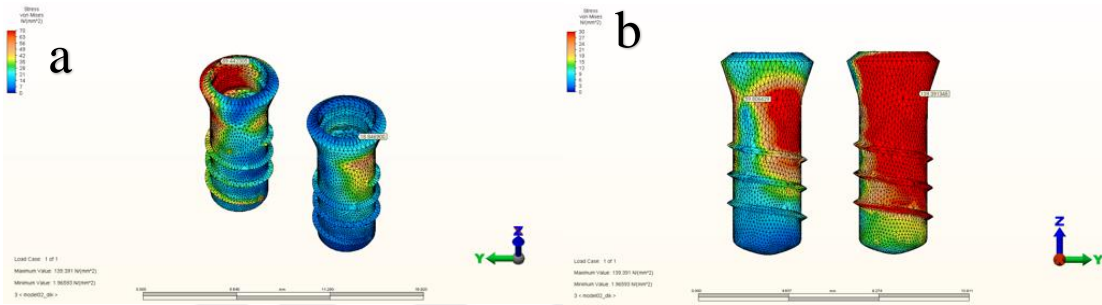
Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda implant platformlarındaki en yüksek Von Mises değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 5 ve Model 6'da 35 nolu implant platformunun dayanak ile birleşiminin distalinde, pontik protez

tasarımına sahip Model 7 ve Model 8’de için 36 nolu implant platformunun dayanak ile birleşiminin bukkalinde gözlenmiştir. Model 5 için bu değerler 34 nolu implant platformunun dayanak ile birleşiminin mezialinde 16,83 Mpa, 35 nolu implant platformunun dayanak ile birleşiminin distalinde 92,38 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 52). Model 6 için için bu değerler 34 nolu implant platformunun dayanak ile birleşiminin mezialinde 18,84 Mpa, 35 nolu implant platformunun dayanak ile birleşiminin distalinde 89,44 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 53). Model 7 için bu değerler 34 nolu implant platformunun dayanak ile birleşiminin bukkalinde 35,69 Mpa, 36 nolu implant platformunun dayanak ile birleşiminin bukkalinde 44,96 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 54). Model 8 için bu değerler 34 nolu implant platformunun dayanak ile birleşiminin bukkalinde 35,10 Mpa, 36 nolu implant platformunun dayanak ile birleşiminin bukkalinde 43,50 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 55).

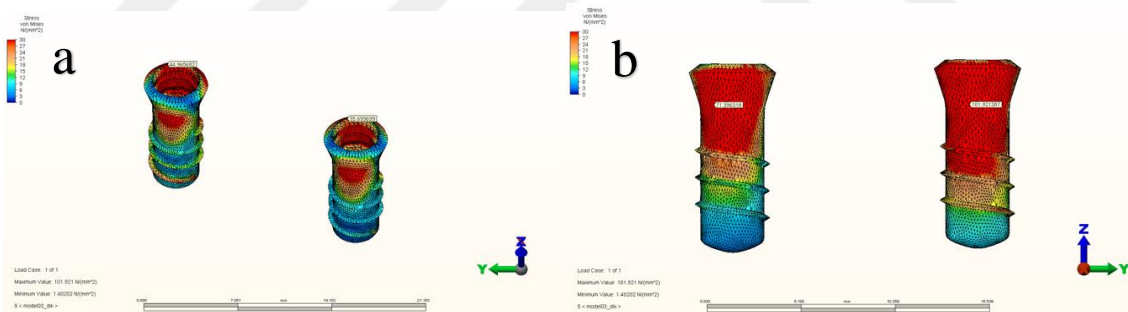
İmplant kemik kemik içi bölümündeki en yüksek Von Mises değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 5 ve Model 6’da 35 nolu implantın distolingualinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde, pontik protez tasarımına sahip Model 7 ve Model 8’de için 36 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde gözlenmiştir. Model 5 için bu değerler 34 nolu implantın lingualinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 58,88 Mpa, 35 nolu implantın distolingualinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 142,34 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 52). Model 6 için bu değerler 34 nolu implantın lingualinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 59,80 Mpa, 35 nolu implantın distolingualinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 139,39 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 53). Model 7 için bu değerler 34 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 71,3 Mpa, 36 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 101,92 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 54). Model 8 için bu değerler 34 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 72,67 Mpa, 36 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 97,15 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 55). Vertikal yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda implantlara ait Von Mises değerleri Tablo 16’da gösterilmiştir.



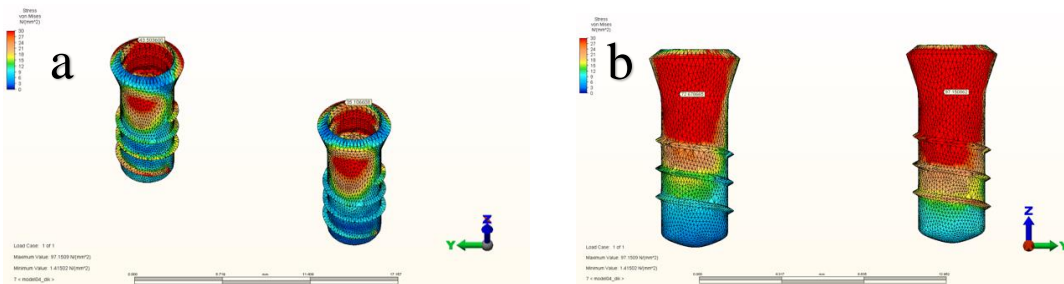
Şekil 52. Vertikal yüklemeye sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselene materyali ve distal kantilever protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri



Şekil 53. Vertikal yüklemeye sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında vertikal yüklemeye sonucu implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri



Şekil 54. Vertikal yüklemeye sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselene materyali ve pontik protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri



Şekil 55. Vertikal yüklemeye sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri

Tablo 16. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda implantlara ait Von Mises değerleri

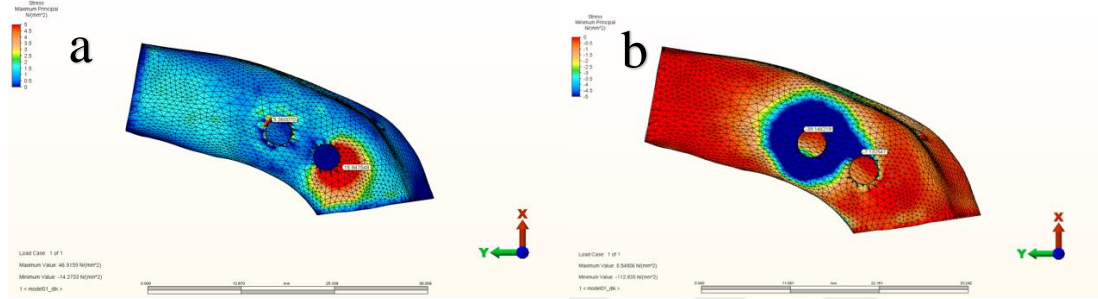
İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	İMLANT PLATFORMU VON MISES STRES		İMLANT KEMİK İÇİ BÖLÜMÜ VON MISES STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge	34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
8 mm (Model 5)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	16,83	92,38	58,88	142,34
8 mm (Model 6)	Kantilever	Monolitik Zr	18,84	89,44	59,80	139,39
8 mm (Model 7)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	35,69	44,96	71,39	101,97
8 mm (Model 8)	Pontik	Monolitik Zr	35,10	43,50	72,67	97,15

6.2.5. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri

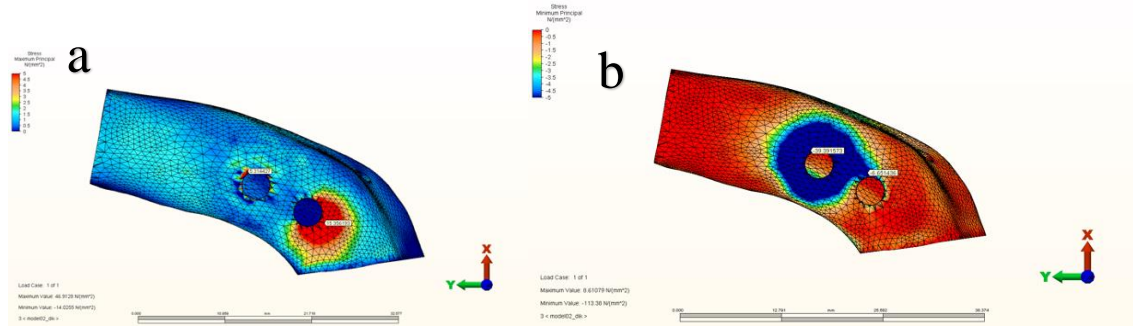
Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda kortikal kemikte maksimum asal stres değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 5 ve Model 6’da 34 nolu bölgenin mezialinde, pontik protez tasarımına sahip Model 7 ve Model 8’de 34 nolu bölgenin disto-bukkalinde gözlenmiştir. Model 5 için bu değerler 34 nolu bölgenin mezialinde 15,94 Mpa, 35 nolu bölgenin disto bukkalinde 5,36 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 56). Model 6 için bu değerler 34 nolu bölgenin mezialinde 15,35 Mpa, 35 nolu bölgenin disto bukkalinde 5,31 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 57). Model 7 için bu değerler 34 nolu bölgenin disto-bukkalinde 3,19 Mpa, 36 nolu bölgenin disto-lingualinde 1,64 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 58). Model 8 için bu değerler 34 nolu bölgenin disto-bukkalinde 3,19 Mpa, 36 nolu bölgenin disto-lingualinde 1,61 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 59).

Kortikal kemiğe ait en yüksek minimum asal gerilim değeri kantilever protez tasarımına sahip Model 5 ve Model 6’da 35 nolu bölgenin disto-bukkalinde, pontik protez tasarımına sahip Model 7 ve Model 8’de 36 nolu bölgenin disto-bukkalinde gözlenmiştir. Model 5 için bu değerler 34 nolu bölgenin disto-bukkalinde 7,13 Mpa, 35 nolu bölgenin disto-bukkalinde -39,14 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 56). Model 6 için bu değerler 34 nolu bölgenin disto-bukkalinde 6,65 Mpa, 35 nolu bölgenin disto-bukkalinde -39,39 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 57). Model 7 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde -

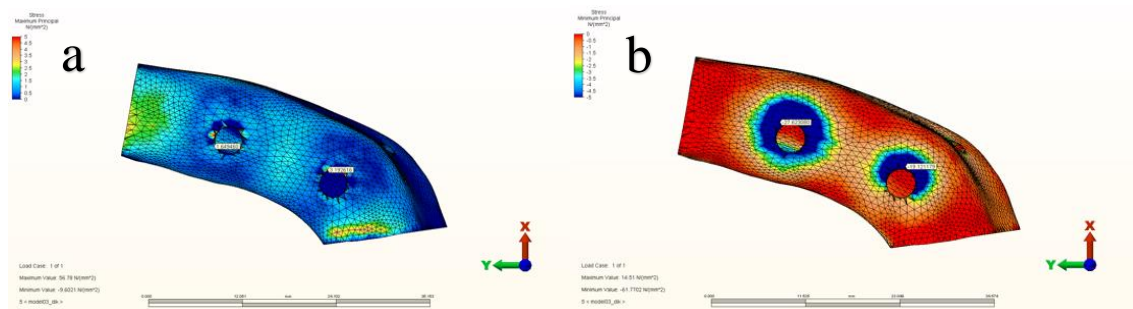
19,12 Mpa, 36 nolu bölgenin disto-bukkalinde -27,62 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 58). Model 8 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde -19,33 Mpa, 36 nolu bölgenin disto-bukkalinde -27,31 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 59). Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda kortikal kemiğe ait minimum ve maksimum asal stres değerleri Tablo 17’de gösterilmiştir.



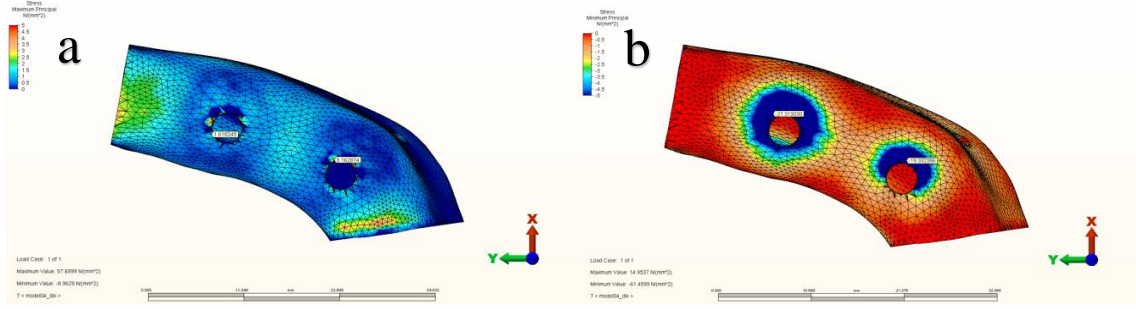
Şekil 56. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri



Şekil 57. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri



Şekil 58. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri



Şekil 59. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri

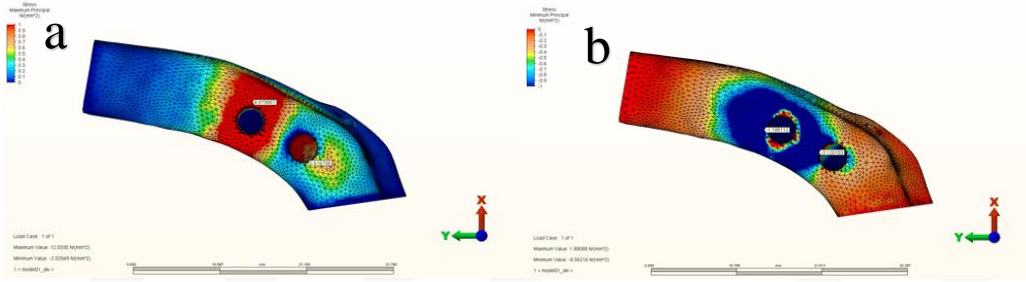
Tablo 17. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda kortikal kemiğe ait maksimum ve minimum asal stres değerleri

İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	KORTİKAL KEMİK MAX ASAL STRES		KORTİKAL KEMİK MİN ASAL STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge	34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
8 mm (Model 5)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	15,94	5,36	-7,13	-39,14
8 mm (Model 6)	Kantilever	Monolitik Zr	15,35	5,31	-6,65	-39,39
8 mm (Model 7)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	3,19	1,64	-19,12	-27,62
8 mm (Model 8)	Pontik	Monolitik Zr	3,16	1,61	-19,33	-27,31

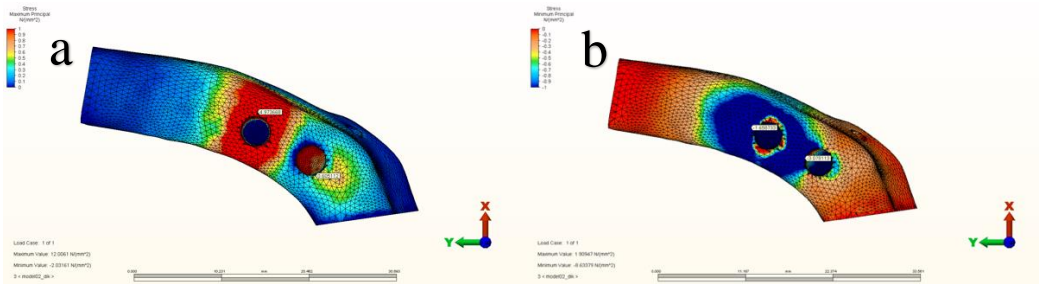
6.2.6. Spongioz Kemiğe Ait Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri

Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda spongioz kemiğe ait en yüksek maksimum asal stres değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 5 ve Model 6'da 35 nolu bölgenin bukkalinde, pontik protez tasarımına sahip Model 7 ve Model 8'de 36 nolu bölgenin bukkalinde gözlenmiştir. Model 5 için bu değerler 34 nolu implantın meziolingualinde 0,61 Mpa, 35 nolu implantın bukkalinde 4,97 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 60). Model 6 için bu değerler 34 nolu implantın meziolingualinde 0,60 Mpa, 35 nolu implantın bukkalinde 4,97 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 61). Model 7 için bu değerler 34 nolu implantın bukkalinde 2,43 Mpa, 36 nolu implant bukkalinde 3,19 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 62). Model 8 için bu değerler 34 nolu implantın bukkalinde 2,43 Mpa, 36 nolu implant bukkalinde 3,16 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 63).

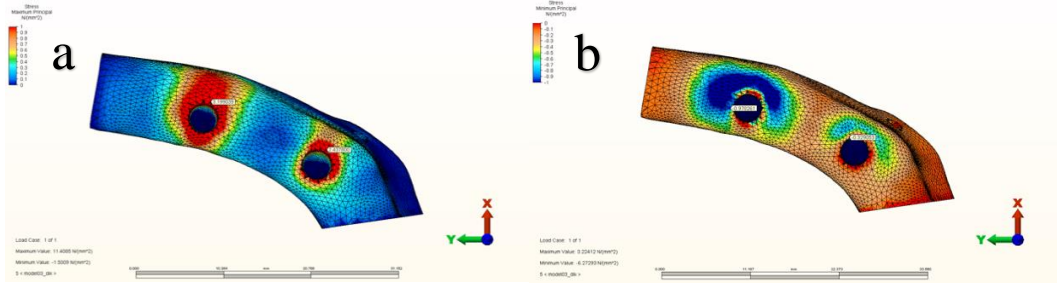
Spongioz kemiğe ait en yüksek minimum asal stres değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 5 ve Model 6’ da 34 nolu implant distalinde, pontik protez tasarımına sahip Model 7 ve Model 8’de 36 nolu bölgenin distalinde gözlenmiştir. Model 5 için bu değerler 34 nolu implant distalinde -3,12 Mpa, 35 nolu implant distalinde -1,18 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 60). Model 6 için bu değerler 34 nolu implant distalinde -3,07 Mpa, 35 nolu implant distalinde -1,65 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 61). Model 7 için bu değerler 34 nolu bölgenin disto-bukkalinde -0,32 Mpa, 36 nolu bölgenin distalinde -0,97 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 62). Model 8 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde -0,33 Mpa, 36 nolu bölgenin disto-bukkalinde -0,96 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 63). Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda spongioz kemiğe ait minimum ve maksimum asal stres değerleri Tablo 18’de gösterilmiştir.



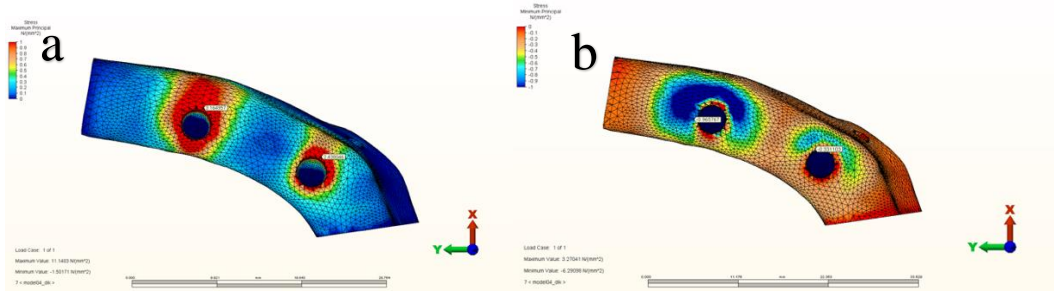
Şekil 60. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında spongioz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri



Şekil 61. Vertikal yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında spongioz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri



Şekil 62. Vertikal yüklemeye sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında spongiöz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri

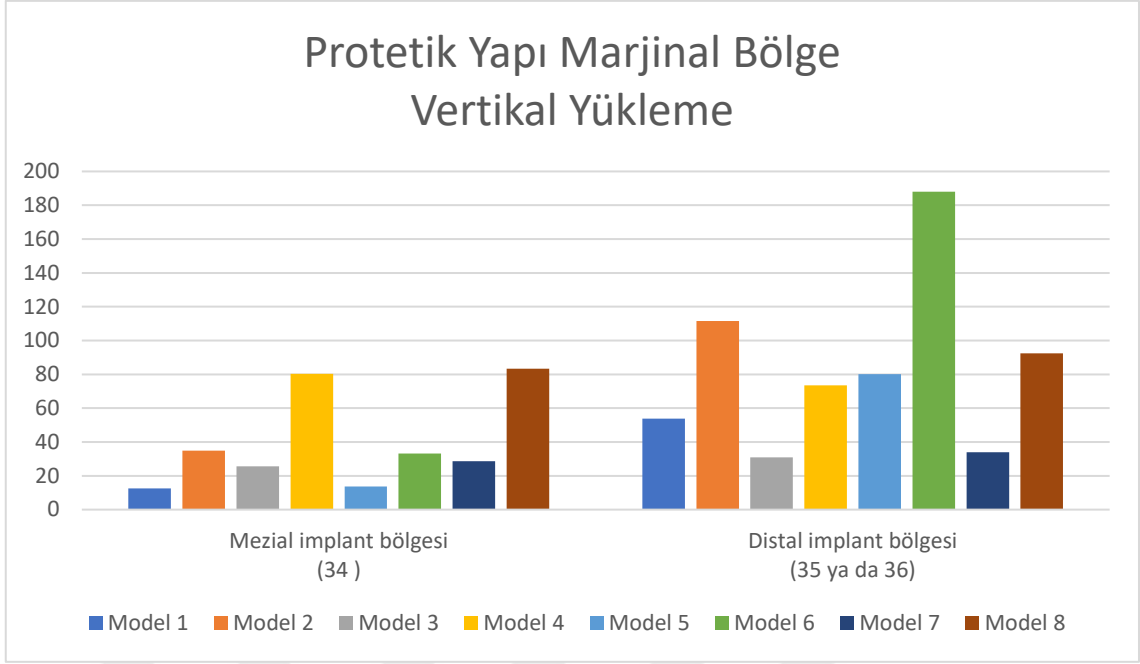


Şekil 63. Vertikal yüklemeye sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında spongiöz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri

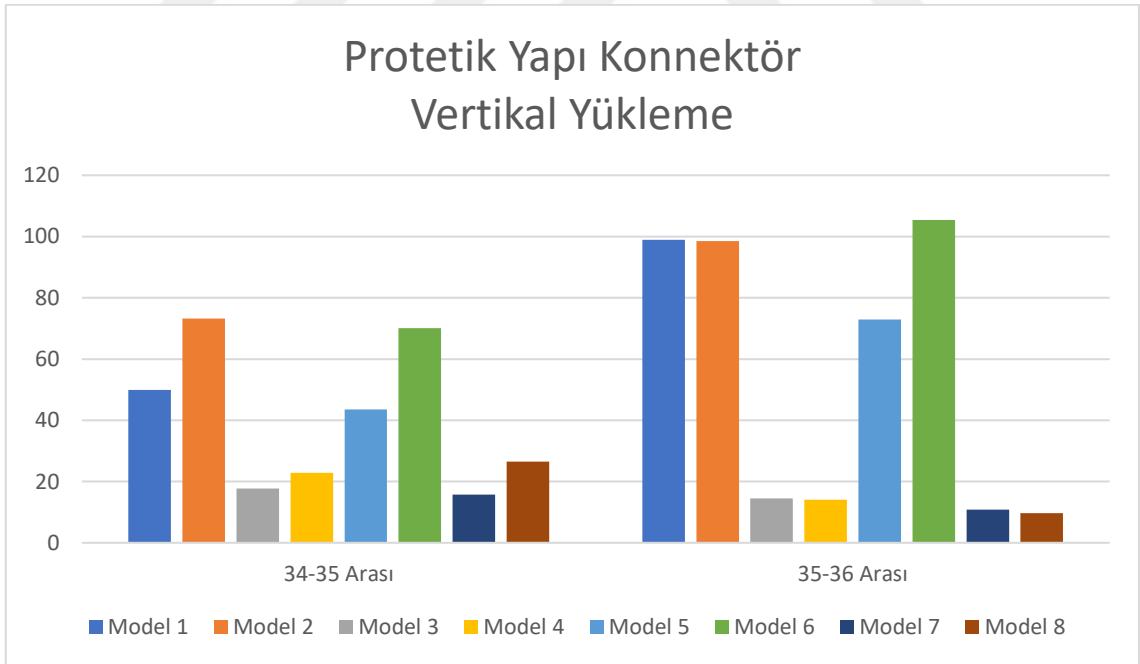
Tablo 18. Vertikal yüklemeye sonucu 8 mm kısa implantlarda spongiöz kemiğe ait maksimum ve minimum asal stres değerleri

İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	SPONGİÖZ KEMİK MAX ASAL STRES		SPONGİÖZ KEMİK MİN ASAL STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge	34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
8 mm (Model 5)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	0,61	4,97	-3,12	-1,18
8 mm (Model 6)	Kantilever	Monolitik Zr	0,60	4,97	-3,07	-1,65
8 mm (Model 7)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	2,43	3,19	-0,32	-0,97
8 mm (Model 8)	Pontik	Monolitik Zr	2,43	3,16	-0,33	-0,96

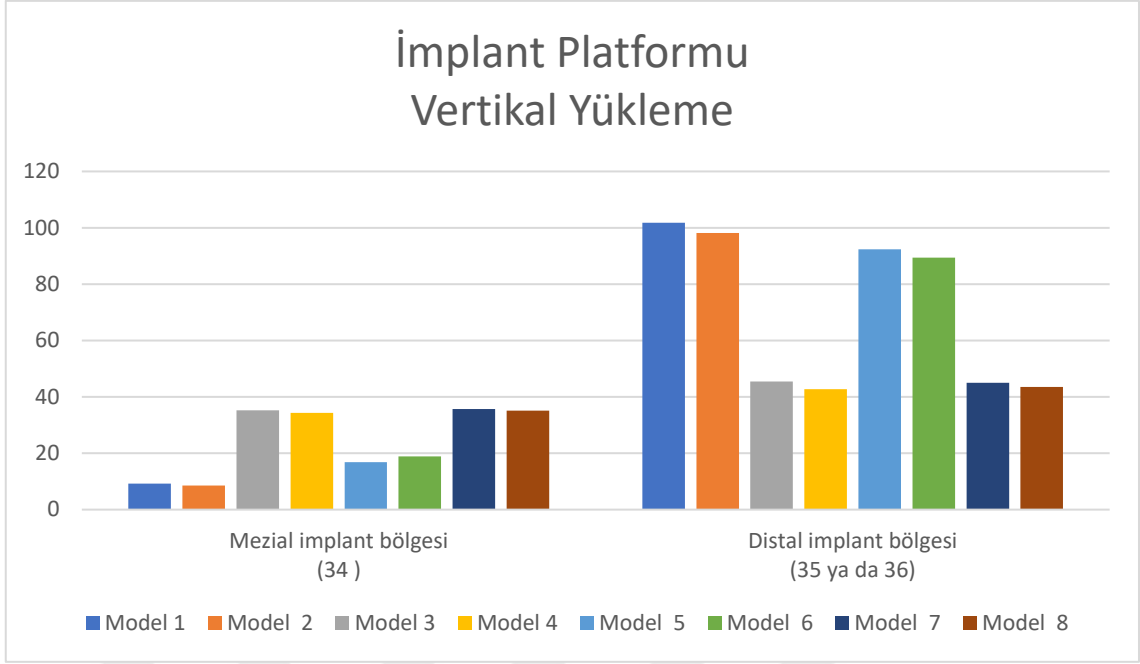
Vertikal yüklemeye sonucu 4 mm ekstra kısa ve 8 mm kısa dental implantlarda distal kantilever ve pontik protez tasarımları ile Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen ve monolitik Zr protetik yapı materyaline sahip modellerin stres değerleri Şekil 60-73'te gösterilmiştir.



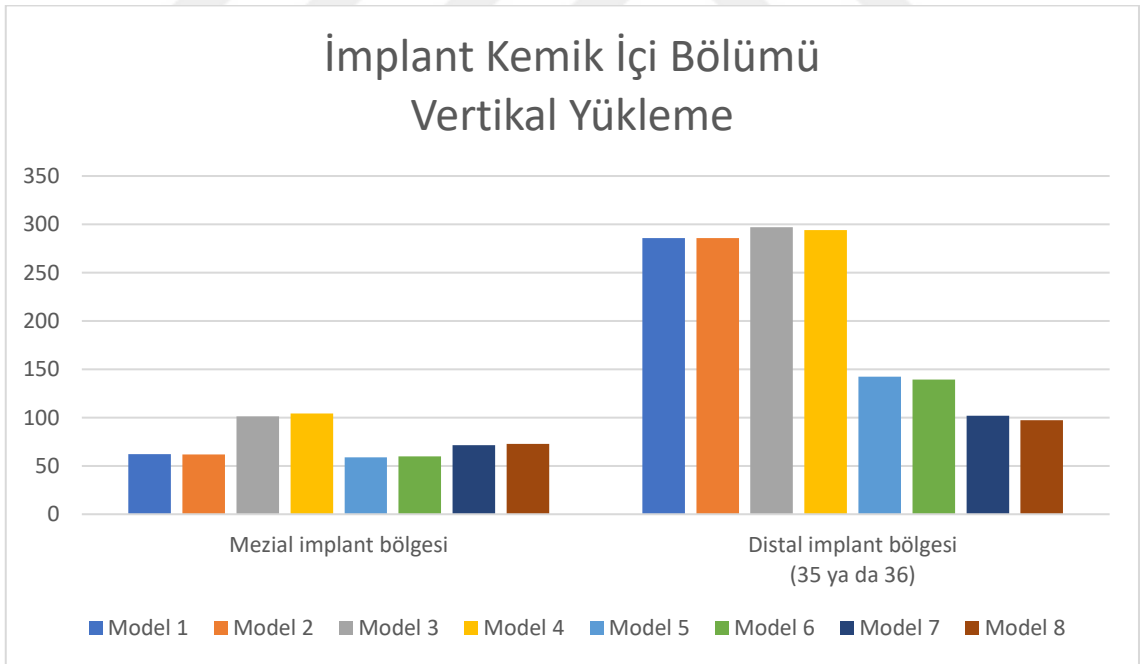
Şekil 64. Vertikal yükleme sonucu protetik yapı marjinal bölgelere ait Von Mises değerleri



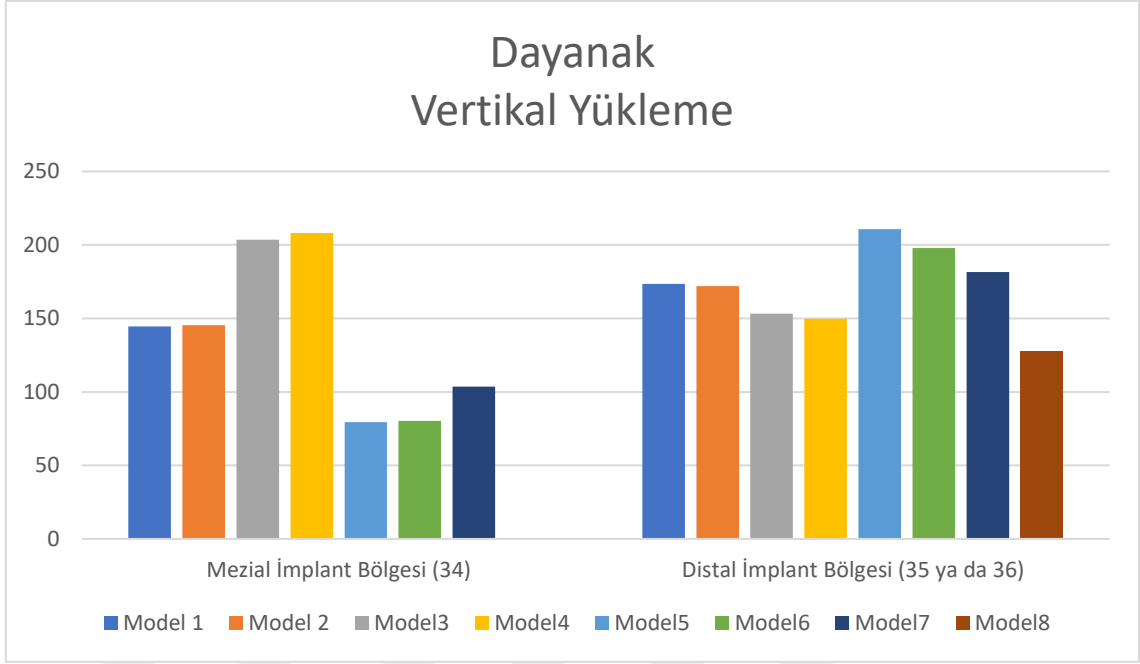
Şekil 65. Vertikal yükleme sonucu protetik yapı konnektör bölgelere ait Von Mises değerleri



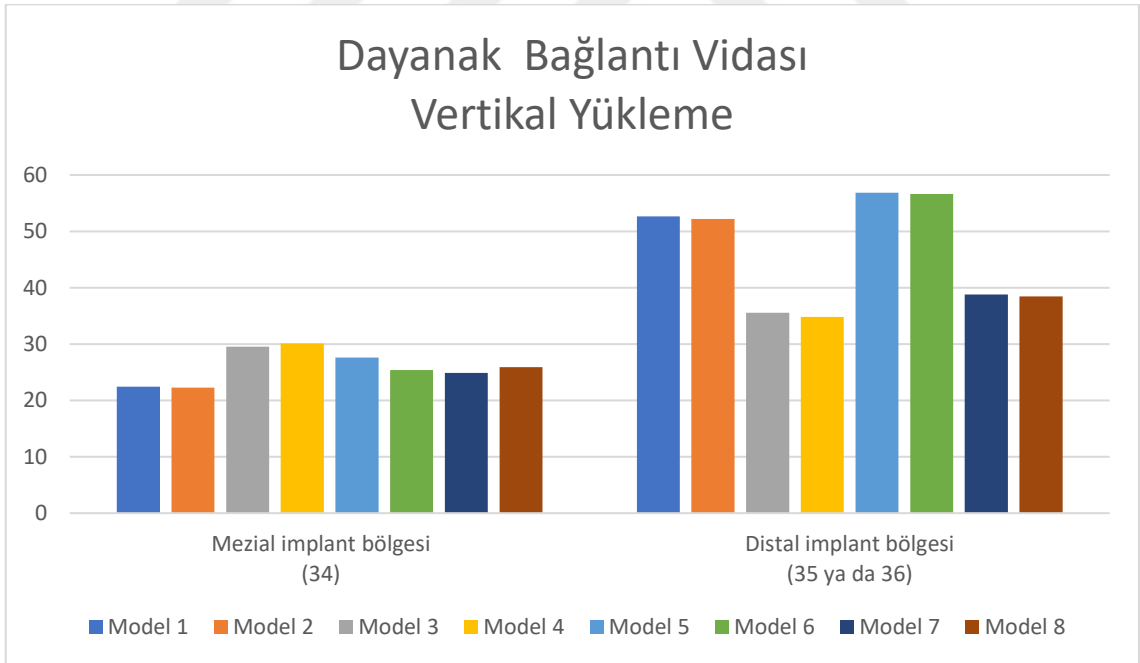
Şekil 66. Vertikal yükleme sonucu implant platformlarına ait Von Mises değerleri



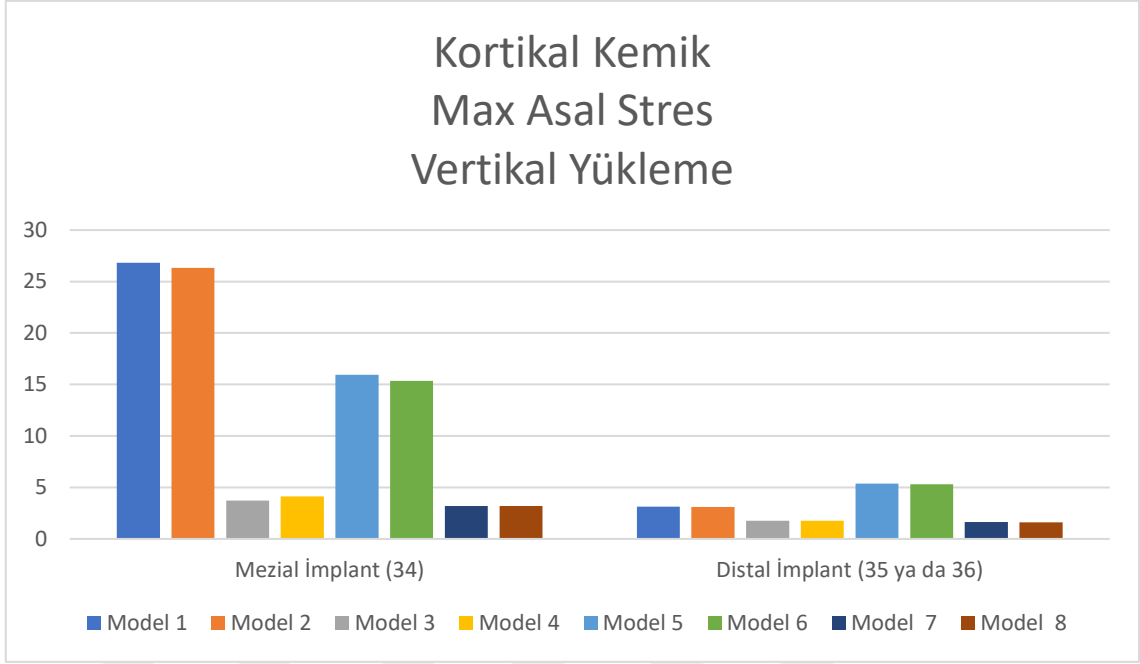
Şekil 67. Vertikal yükleme sonucu implant kemik içi bölümüne ait Von Mises değerleri



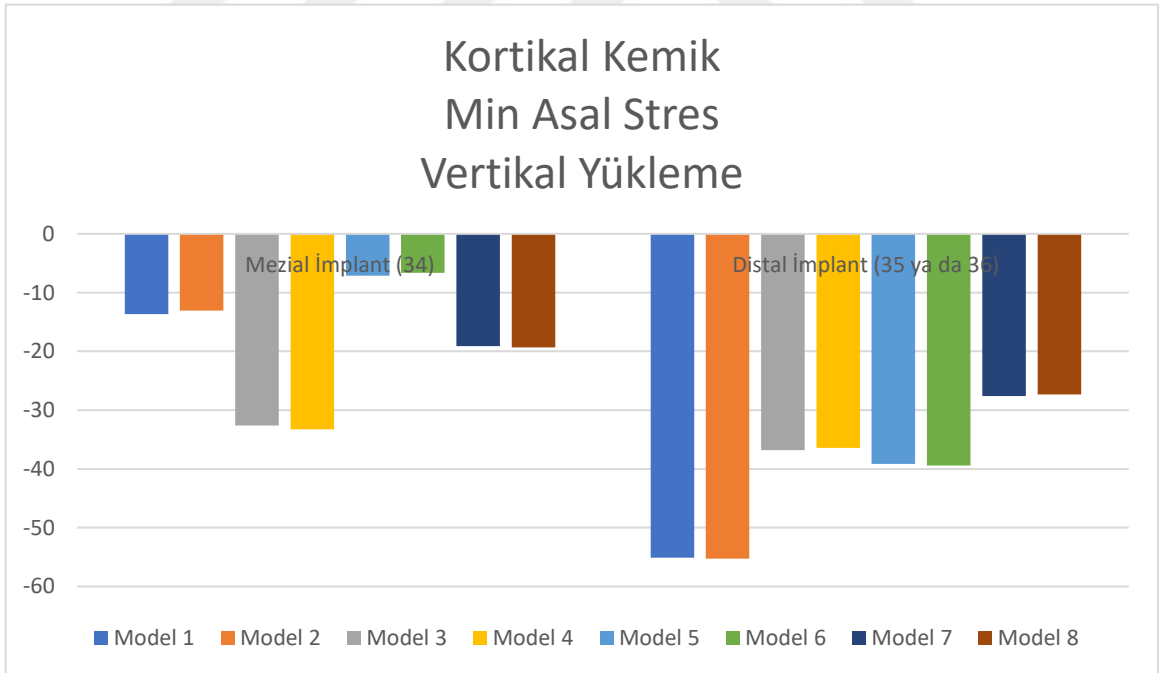
Şekil 68. Vertikal yükleme sonucu dayanıklara ait Von Mises değerleri



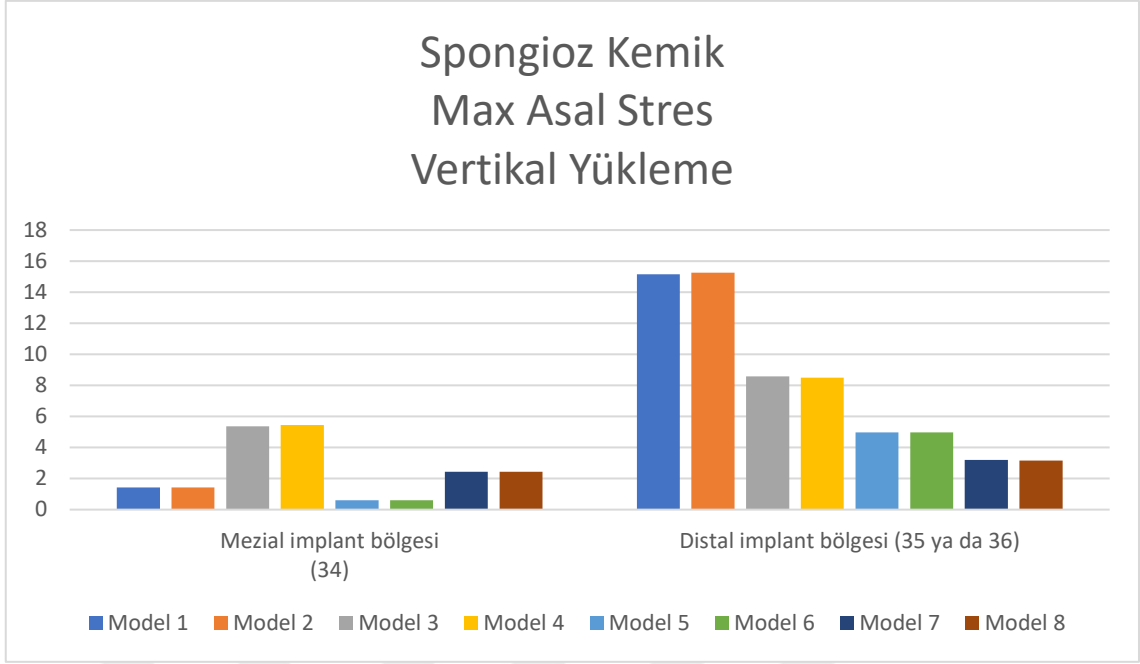
Şekil 69. Vertikal yükleme sonucu dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri



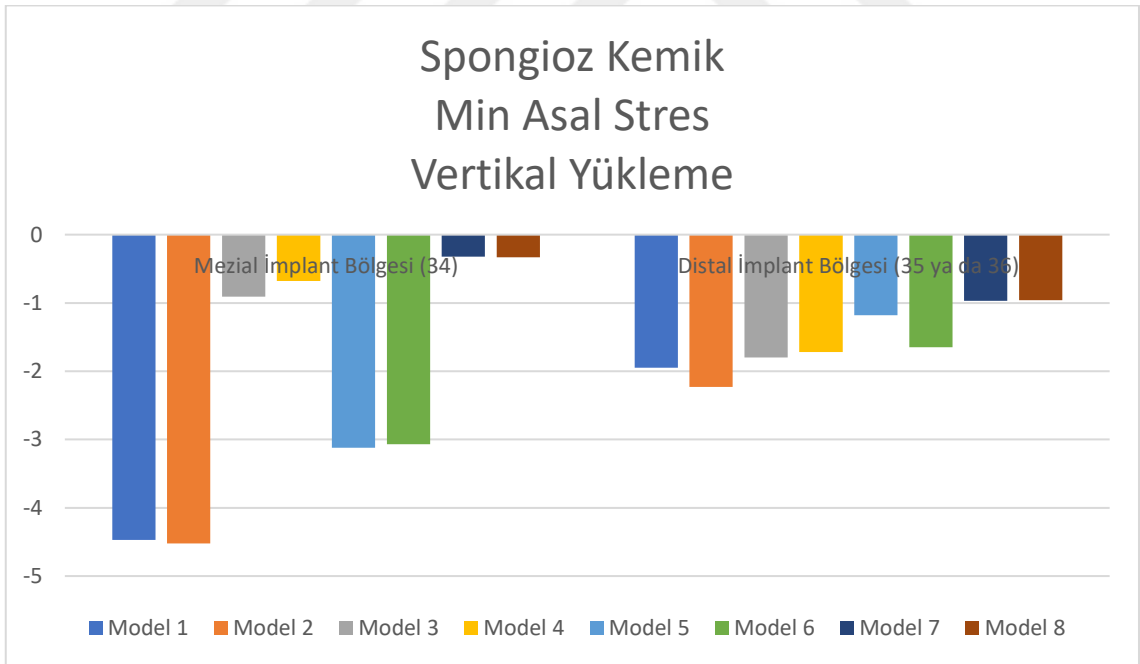
Şekil 70. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal stres değerleri



Şekil 71. Vertikal yükleme sonucu kortikal kemiğe ait minimum asal stres değerleri



Şekil 72. Vertikal yükleme sonucu spongioz kemiğe ait maksimum asal stres değerleri



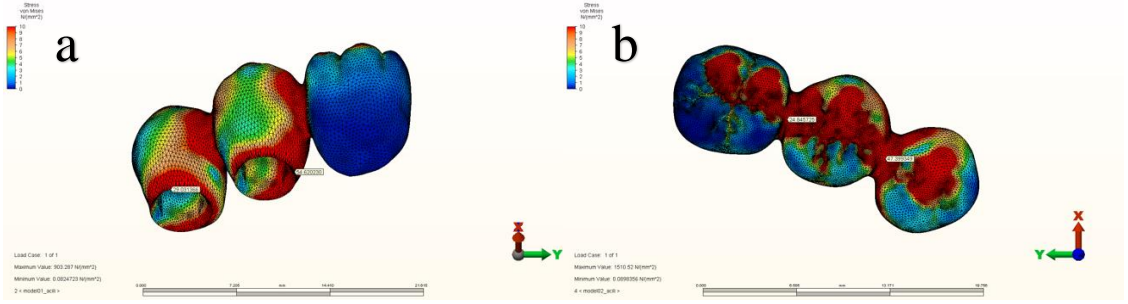
Şekil 73. Vertikal yükleme sonucu spongioz kemiğe ait minimum asal stres değerleri

6.3. Oblik Yükleme Sonucu 4 mm Ekstra Kısa İmplant Modellerine Ait Bulgular

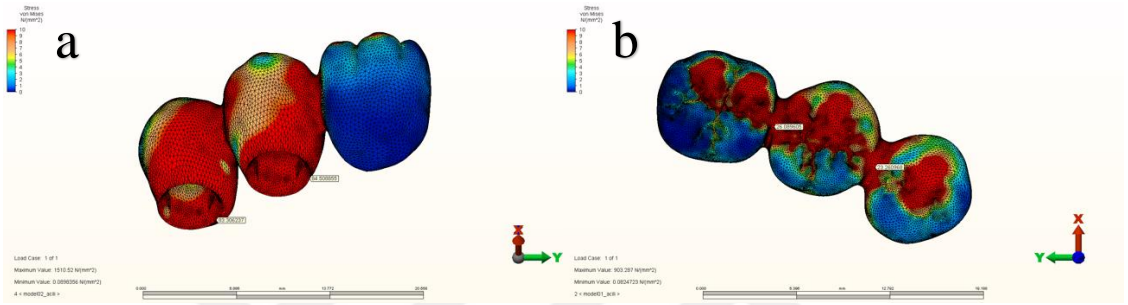
6.3.1. Protetik Yapıya Ait Von Mises Değerleri

45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda protetik yapının marjinal bölgelerindeki en yüksek Von Mises değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 1 ve Model 2’de 35 nolu kronun servikal üçlüsünün disto-lingualinde, pontik protez tasarımına sahip Model 3 ve Model 4’te 34 nolu kronun servikal üçlüsünün bukkalinde gözlenmiştir. Model 1 için bu değerler 34 nolu kronun servikal üçlüsünün bukkal bölgesinde olmak üzere 29,03 Mpa, 35 nolu kronunun servikal üçlüsünün disto-lingual bölgesinde olmak üzere 54,62 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 74). Model 2 için bu değerler 34 nolu kronun servikal üçlüsünün disto-lingual bölgesinde olmak üzere 83,30 Mpa, 35 nolu kronunun servikal üçlüsünün disto-lingual bölgesinde olmak üzere 84,50 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 75). Model 3 için bu değerler 34 nolu kronunun servikal üçlüsünün bukkal bölgesinde 29,28 Mpa, 36 nolu kronun servikal üçlüsünün bukkal bölgesinde 26,96 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 76). Model 4 için bu değerler 34 nolu kronunun servikal üçlüsünün bukkal bölgesinde 68,04 Mpa, 36 nolu kronun servikal üçlüsünün distal bölgesinde 51,77 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 77).

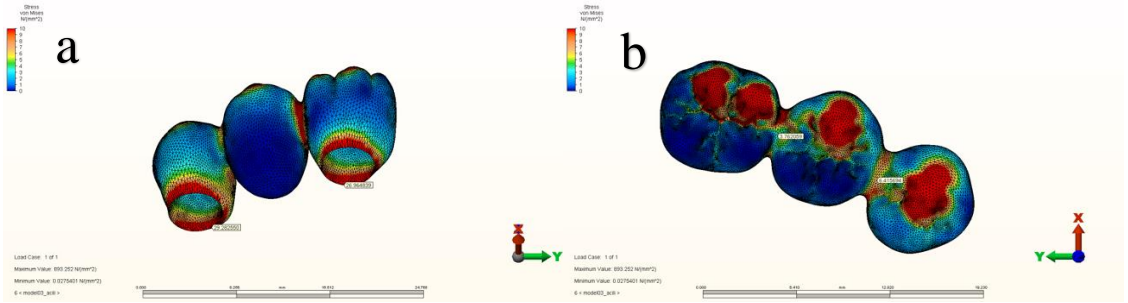
Protetik yapının konnektör bölgelerindeki en yüksek Von Mises değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 1’de 35-36 nolu kronlar arasında, Model 2’de 34-35 nolu kronlar arasında, pontik protez tasarımına sahip Model 3 ve Model 4’te 34-35 nolu kronlar arasında gözlenmiştir. Model 1 için bu değerler 34-35 nolu kronlar arasında 23,26 Mpa, 35-36 nolu kronlar arasında 26,08 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 74). Model 2 için bu değerler 34-35 nolu kronlar arasında 48,39 Mpa, 35-36 nolu kronlar arasında 24,84 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 75). Model 3 için bu değerler 34-35 nolu kronlar arasında 6,41 Mpa, 35-36 nolu kronlar arasında 3,76 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 76). Model 4 için bu değerler 34-35 nolu kronlar arasında 9,31 Mpa, 35-36 nolu kronlar arasında 5,97 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 77). 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda protetik yapıdaki Von Mises değerleri Tablo 19’da gösterilmiştir.



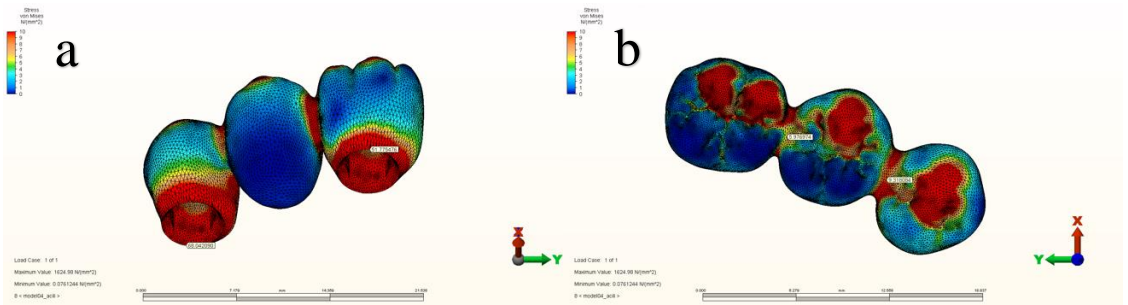
Şekil 74. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında protetik yapıda Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri



Şekil 75. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında protetik yapıda Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri



Şekil 76. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında oblik yükleme sonucu protetik yapıda Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri



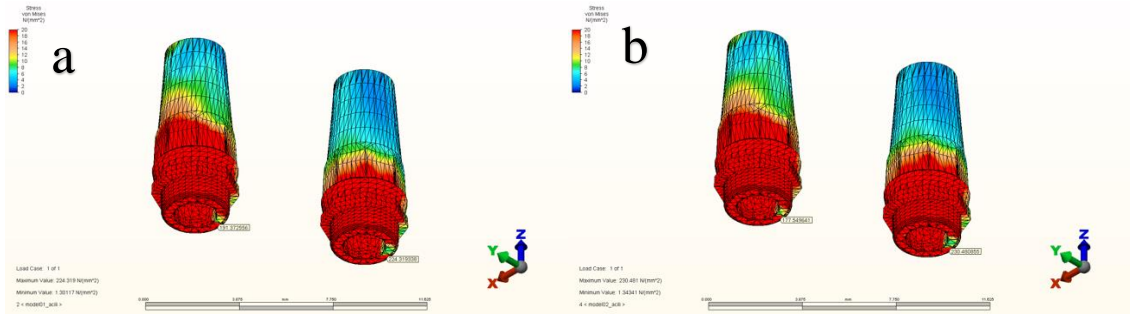
Şekil 77. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında protetik yapıda Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri

Tablo 19. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda protetik yapıdaki Von Mises değerleri

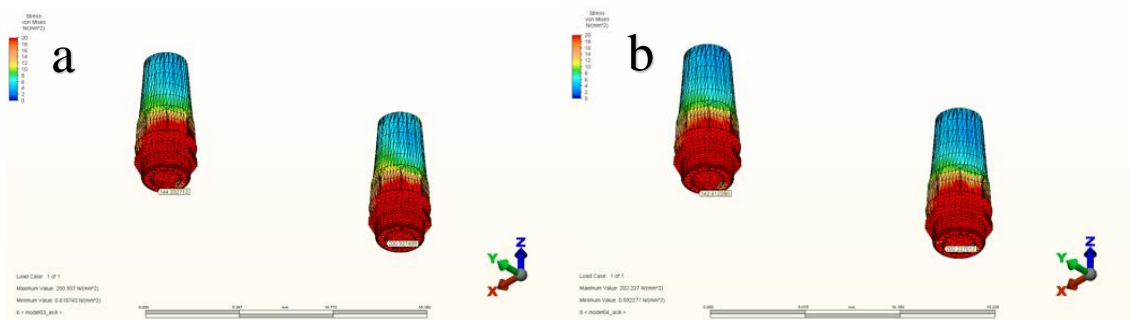
İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	PROTETİK YAPI MARJİNAL VON MISES STRES		PROTETİK YAPI KONNEKTÖR VON MISES STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge	34-35 Arası	35-36 Arası
4 mm (Model 1)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	29,03	54,62	23,26	26,08
4 mm (Model 2)	Kantilever	Monolitik Zr	83,30	84,50	47,39	24,84
4 mm (Model 3)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	29,28	26,96	6,41	3,76
4 mm (Model 4)	Pontik	Monolitik Zr	68,04	51,77	9,31	5,97

6.3.2. Dayanıklara Ait Von Mises Değerleri

45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda dayanıklara ait en yüksek Von Mises stres değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 1 ve Model 2’de 34 nolu dayanağın dayanak-implant birleşiminin mezio-bukkalinde, pontik protez tasarımına sahip Model 3 ve Model 4’te 34 nolu dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin disto-bukkal bölgesinde gözlenmiştir. Model 1 için bu değerler 34 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin mezio-bukkalinde 224,31 Mpa, 35 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin mezio-bukkalinde 191,37 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 78). Model 2 için bu değerler 34 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin mezio-bukkalinde 230,48 Mpa, 35 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin mezio-bukkalinde 177,55 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 78). Model 3 için bu değerler 34 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin disto-bukkal bölgesinde 200,93 Mpa, 36 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin bukkal bölgesinde 144,33 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 79). Model 4 için bu değerler 34 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin disto-bukkal bölgesinde 202,22 Mpa, 36 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin bukkal bölgesinde 142,61 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 79). 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda dayanıklara ait Von Mises değerleri Tablo 20’de gösterilmiştir.



Şekil 78. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda distal kantilever protez tasarımında dayanaklara ait Von Mises değerleri. a) Model 1, b) Model 2



Şekil 79. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda pontik protez tasarımında dayanaklara ait Von Mises değerleri. a) Model 3, b) Model 4

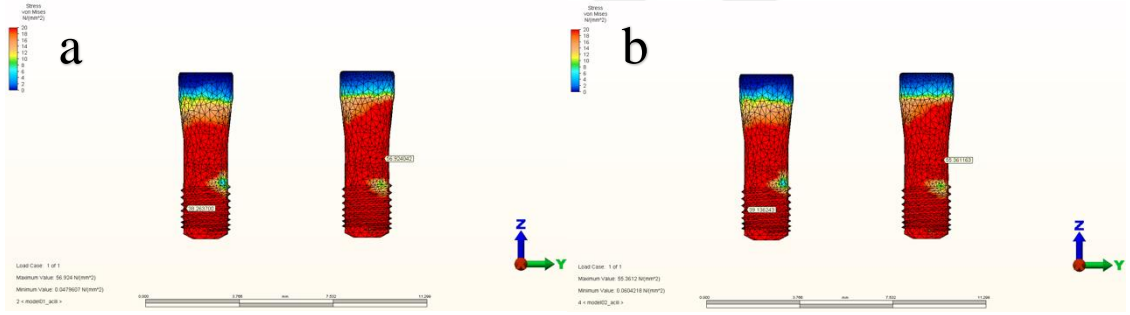
Tablo 20. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda dayanaklara ait Von Mises değerleri

İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	DAYANAK VON MISES STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
4 mm (Model 1)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	224,31	191,37
4 mm (Model 2)	Kantilever	Monolitik Zr	230,48	177,55
4 mm (Model 3)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	200,93	144,33
4 mm (Model 4)	Pontik	Monolitik Zr	202,22	142,61

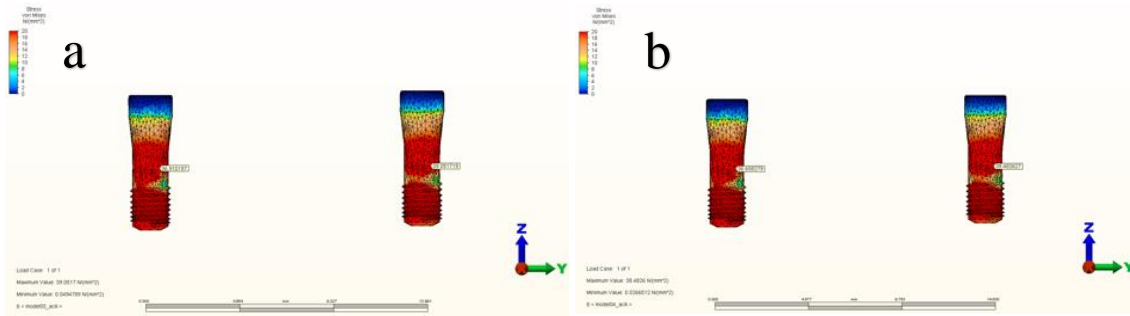
6.3.3. Dayanak Bağlantı Vidalarına Ait Von Mises Değerleri

45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda dayanak bağlantı vidalarına ait en yüksek Von Mises stres değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 1 ve Model 2’de 35 nolu dayanak bağlantı vidasının disto-bukkalinde, pontik

protez tasarımına sahip Model 3 ve Model 4'te 36 nolu dayanak bağlantı vidasının disto-bukkalinde gözlenmiştir. Model 1 için bu değerler 34 nolu bölgedeki dayanak bağlantı vidasının mezio-bukkalinde 38,26 Mpa, 35 nolu bölgedeki dayanak bağlantı vidasının disto-bukkalinde 56,92 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 80). Model 2 için bu değerler 34 nolu bölgedeki dayanak bağlantı vidasının mezio-bukkalinde 39,13 Mpa, 35 nolu bölgedeki dayanak bağlantı vidasının disto-bukkalinde 55,36 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 80). Model 3 için bu değerler 34 nolu dayanak bağlantı vidasının disto-bukkalinde 36,91 Mpa, 36 nolu dayanak bağlantı vidasının disto-bukkalinde 39,50 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 81). Model 4 için bu değerler 34 nolu dayanak bağlantı vidasının disto-bukkalinde 36,65 Mpa, 36 nolu dayanak bağlantı vidasının disto-bukkalinde 38,48 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 81). 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri Tablo 21'de gösterilmiştir.



Şekil 80. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda distal kantilever protez tasarımında dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri. a) Model 1, b) Model 2



Şekil 81. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda pontik protez tasarımında dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri. a) Model 3, b) Model 4

Tablo 21. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri

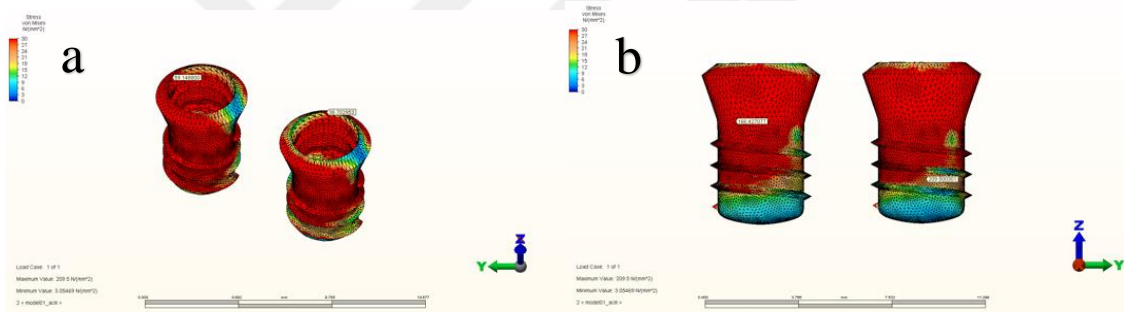
İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	DAYANAK VON MISES STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
4 mm (Model 1)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	38,26	56,92
4 mm (Model 2)	Kantilever	Monolitik Zirkonyum	39,13	55,36
4 mm (Model 3)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	36,91	39,05
4 mm (Model 4)	Pontik	Monolitik Zirkonyum	36,65	38,48

6.3.4. İmplantlara Ait Von Mises Değerleri

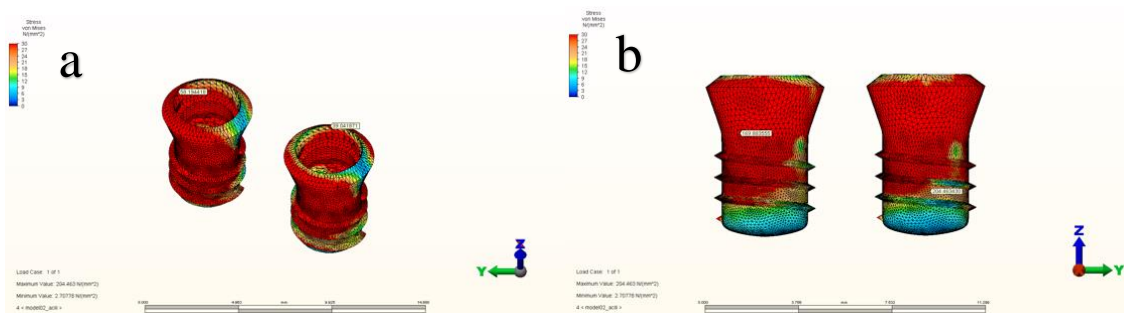
45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda implant platformlarında en yüksek Von Mises değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 1 ve Model 2’de 35 nolu implantın dayanak ile birleşim bölgesinin distalinde, pontik protez tasarımına sahip Model 3 ve Model 4’te 34 nolu implantın dayanak ile birleşim bölgesinin bukkalinde gözlenmiştir. Model 1 için bu değerler 34 nolu implant platformunda dayanak implant birleşim bölgesinin bukkalinde 38,70 Mpa, 35 nolu implant platformunda dayanak implant birleşim bölgesinin distalinde 59,14 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 82). Model 2 için bu değerler 34 nolu implant platformunda dayanak implant bölgesinin bukkalinde 39,04 Mpa, 35 nolu implant platformunda dayanak implant birleşim bölgesinin distalinde 58,19 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 83). Model 3 için bu değerler 34 nolu implant platformunda dayanak implant bölgesinin bukkalinde 25,57 Mpa, 36 nolu implant platformunda dayanak implant birleşim bölgesinin lingualinde 22,98 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 84). Model 4 için bu değerler 34 nolu implant platformunda dayanak implant bölgesinin bukkalinde 24,64 Mpa, 36 nolu implant platformunda dayanak implant birleşim bölgesinin bukkalinde 21,96 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 85).

İmplant kemik içi bölümündeki en yüksek Von Mises değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 1 ve Model 2’de 35 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde, pontik protez tasarımına sahip Model 3 ve Model 4’te 36

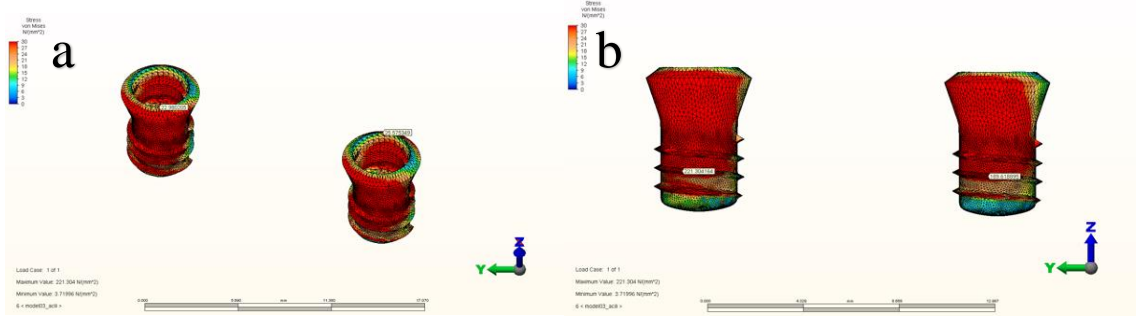
nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde gözlenmiştir. Model 1 için bu değerler 34 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 166,42 Mpa, 35 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 209,50 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 82). Model 2 için bu değerler 34 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 169,88 Mpa, 35 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 204,46 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 83). Model 3 için bu değerler 34 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 189,62 Mpa, 36 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 221,30 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 84). Model 4 için bu değerler 34 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 190,23 Mpa, 36 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 220,02 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 85). 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda implantlara ait Von Mises değerleri Tablo 22’de gösterilmiştir.



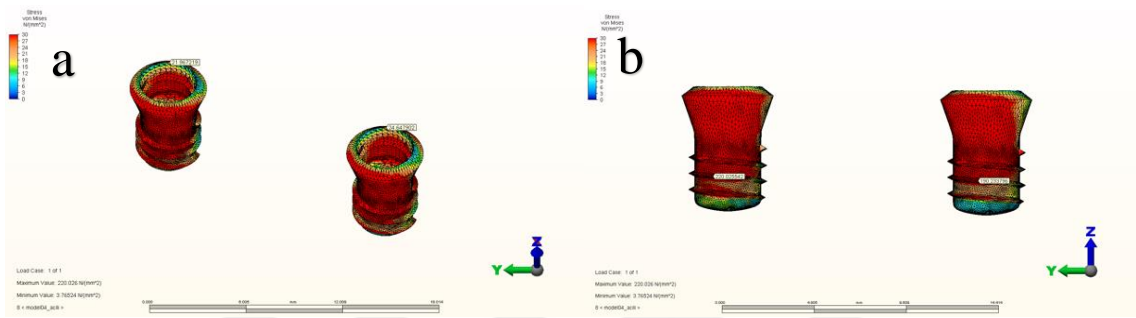
Şekil 82. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri



Şekil 83. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri



Şekil 84. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri



Şekil 85. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri

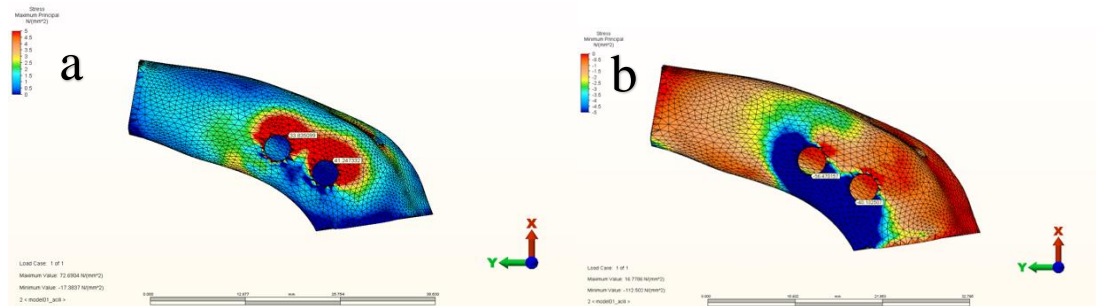
Tablo 22. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda implantlara ait Von Mises değerleri

İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	İMLANT PLATFORMU VON MISES STRES		İMLANT KEMİK İÇİ BÖLÜMÜ VON MISES STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge	34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
4 mm (Model 1)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	38,70	59,14	166,42	209,50
4 mm (Model 2)	Kantilever	Monolitik Zr	39,04	58,19	169,88	204,46
4 mm (Model 3)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	25,57	22,98	189,61	221,30
4 mm (Model 4)	Pontik	Monolitik Zr	24,64	21,96	190,23	220,02

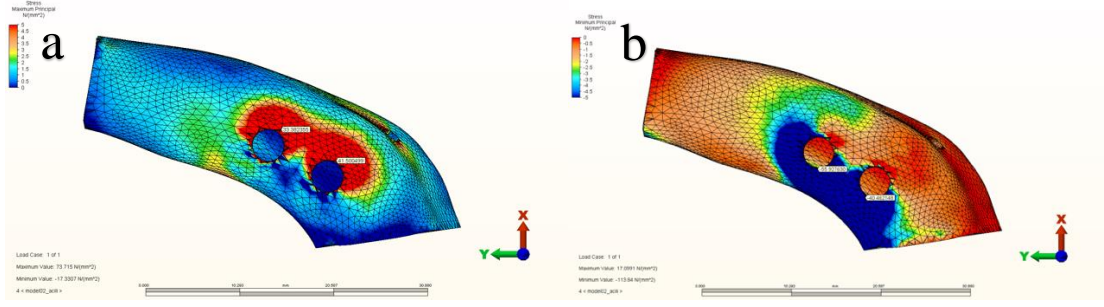
6.3.5. Kortikal Kemiğe Ait Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri

45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda kortikal kemikte en yüksek maksimum asal stres değerleri Model 1, Model 2 Model 3 ve Model 4’te 34 nolu bölgenin bukkalinde gözlenmiştir. Model 1 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde 41,24 Mpa, 35 nolu bölgenin bukkalinde 33,83 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 86). Model 2 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde 41,50 Mpa, 35 nolu bölgenin bukkalinde 33,38 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 87). Model 3 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde 36,72 Mpa, 36 nolu bölgenin bukkalinde 22,48 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 88). Model 4 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde 37,02 Mpa, 36 nolu bölgenin bukkalinde 22,33 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 89).

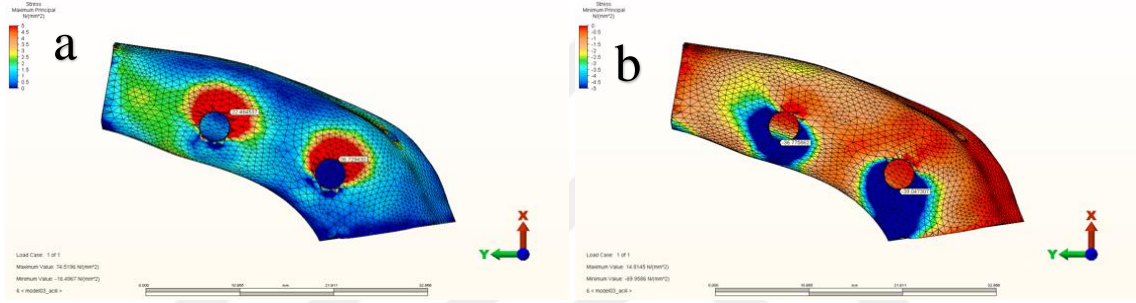
Kortikal kemiğe ait en yüksek minimum asal stres değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 1 ve Model 2’de 35 nolu bölgenin lingualinde, pontik protez tasarımına sahip Model 3 ve Model 4’te 34 nolu bölgenin lingualinde gözlenmiştir. Model 1 için bu değerler 34 nolu bölgenin lingualinde -40,10 Mpa, 35 nolu bölgenin lingualinde -56,47 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 86). Model 2 için bu değerler 34 nolu bölgenin lingualinde -40,46 Mpa, 35 nolu bölgenin lingualinde -55,92 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 87). Model 3 için bu değerler 34 nolu bölgenin lingualinde -39,04 Mpa, 36 nolu bölgenin lingualinde -36,77 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 88). Model 4 için bu değerler 34 nolu bölgenin lingualinde -39,27 Mpa, 36 nolu bölgenin lingualinde -36,48 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 89). 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm Ekstra kısa implantlarda kortikal kemiğe ait maksimum ve minimum asal stres değerleri Tablo 23’te gösterilmiştir.



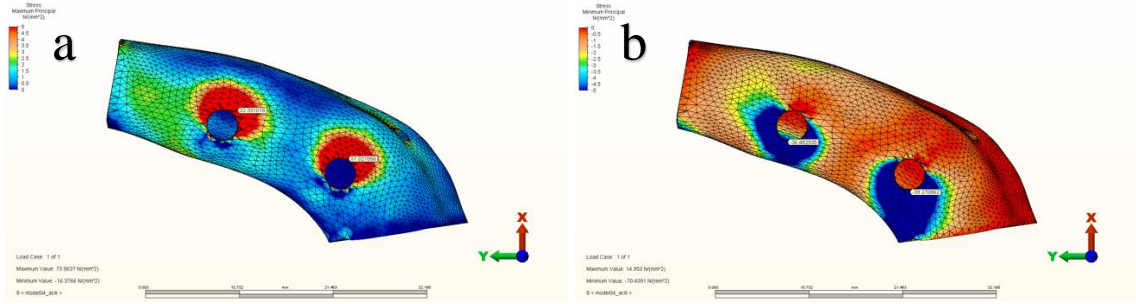
Şekil 86. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri



Şekil 87. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri



Şekil 88. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri



Şekil 89. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında kortikal kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri

Tablo 23. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm Ekstra kısa implantlarda kortikal kemiğe ait maksimum ve minimum asal stres değerleri

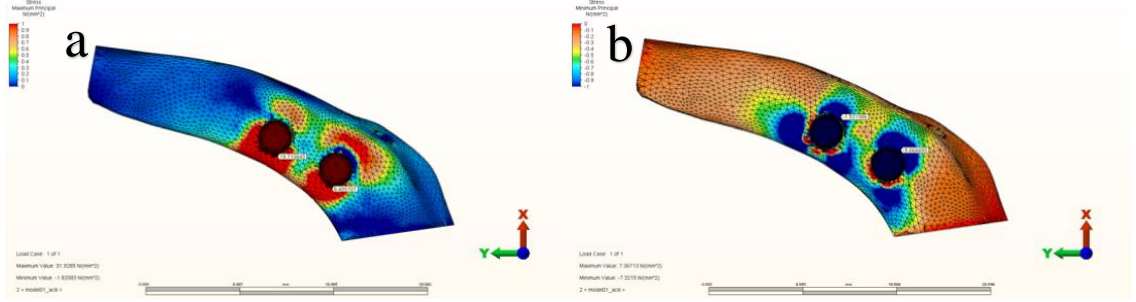
İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	KORTİKAL KEMİK MAX ASAL STRES		KORTİKAL KEMİK MİN ASAL STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge	34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
4 mm (Model 1)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	41,24	33,83	-40,10	-56,47
4 mm (Model 2)	Kantilever	Monolitik Zr	41,50	33,38	-40,46	-55,92
4 mm (Model 3)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	36,72	22,48	-39,04	-36,77
4 mm (Model 4)	Pontik	Monolitik Zr	37,02	22,33	-39,27	-36,48

6.3.6. Spongioz Kemiğe Ait Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri

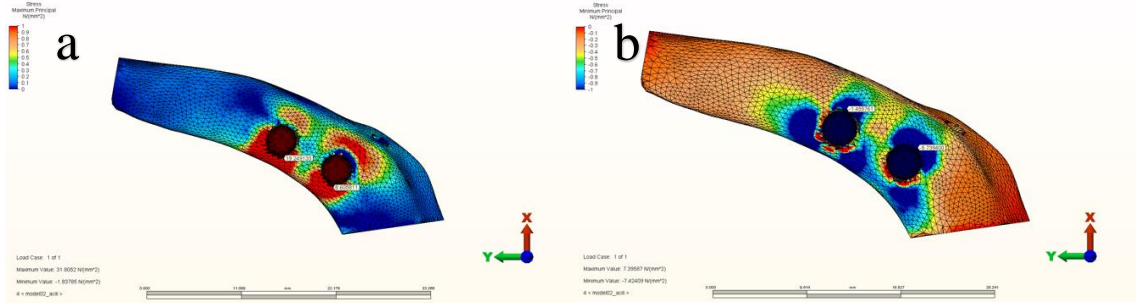
45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda spongioz kemikte en yüksek maksimum asal stres değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 1 ve Model 2’de 35 nolu bölgenin mezio-lingualinde, pontik protez tasarımına sahip Model 3 ve Model 4’te 36 nolu bölgenin lingualinde gözlenmiştir. Model 1 için bu değerler 34 nolu bölgenin mezio-lingualinde 8,45 Mpa, 35 nolu bölgenin mezio-lingualinde 19,71 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 90). Model 2 için bu değerler 34 nolu bölgenin mezio-lingualinde 8,60 Mpa, 35 nolu bölgenin mezio-lingualinde 19,24 Mpa, olarak ölçülmüştür (Şekil 91). Model 3 için bu değerler 34 nolu bölgenin mezio-lingualinde 5,08 Mpa, 36 nolu bölgenin lingualinde 5,64 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 92). Model 4 için bu değerler 34 nolu bölgenin mezio-lingualinde 5,10 Mpa, 36 nolu bölgenin lingualinde 5,61 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 93).

Spongioz kemikğe ait en yüksek minimum asal stres değerleri Model 1, Model 2, Model 3 ve Model 4’te 34 nolu bölgenin bukkalinde gözlenmiştir. Model 1 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde -5,66 Mpa, 35 nolu bölgenin bukkalinde -1,52 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 90). Model 2 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde -5,73 Mpa, 35 nolu bölgenin bukkalinde -1,45 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 91). Model 3 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde -4,93 Mpa, 36 nolu bölgenin bukkalinde -2,28 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 92). Model 4 için bu değerler 34 nolu bölgenin

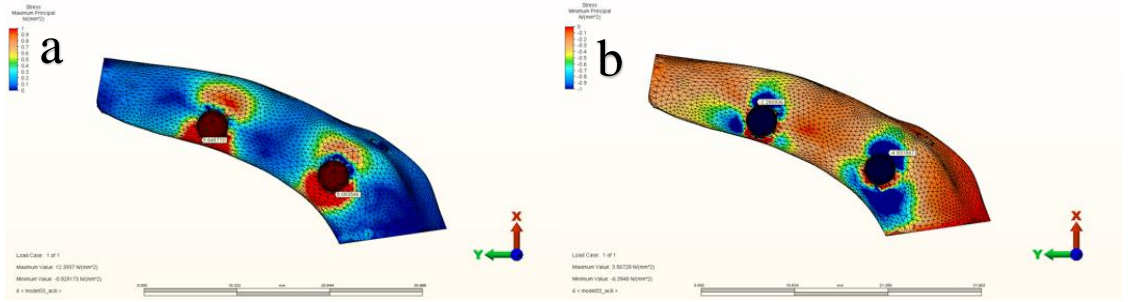
bukkalinde $-4,97$ Mpa, 36 nolu bölgenin bukkalinde $-2,27$ Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 93). 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda spongiöz kemikteki maksimum ve minimum asal stres değerleri Tablo 24’te gösterilmiştir.



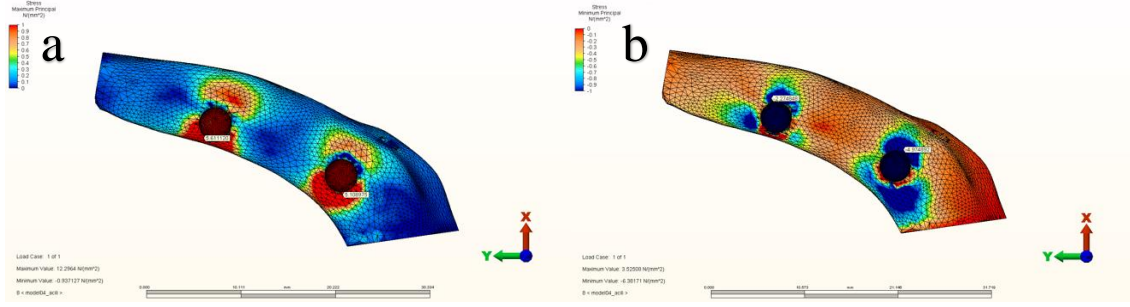
Şekil 90. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında spongiöz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri



Şekil 91. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında spongiöz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri



Şekil 92. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında spongiöz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri



Şekil 93. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında spongiöz kemikteki, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri

Tablo 24. 45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa implantlarda spongiöz kemikteki maksimum ve minimum asal stres değerleri

İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	SPONGİÖZ KEMİK MAX ASAL STRES		SPONGİÖZ KEMİK MİN ASAL STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge	34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
4 mm (Model 1)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	8,45	19,71	-5,66	-1,52
4 mm (Model 2)	Kantilever	Monolitik Zr	8,60	19,24	-5,73	-1,45
4 mm (Model 3)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	5,08	5,64	-4,93	-2,28
4 mm (Model 4)	Pontik	Monolitik Zr	5,10	5,61	-4,97	-2,27

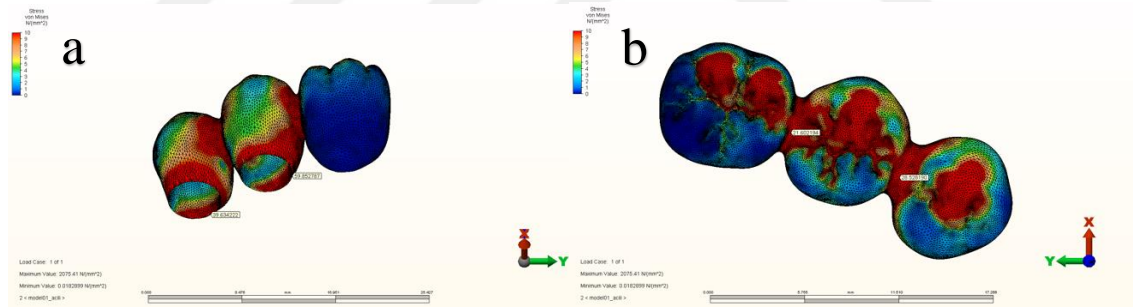
6.4. Oblik Yükleme Sonucu 8 mm Kısa İmplant Modellerine Ait Bulgular

6.4.1. Protetik Yapıya Ait Von Mises Değerleri

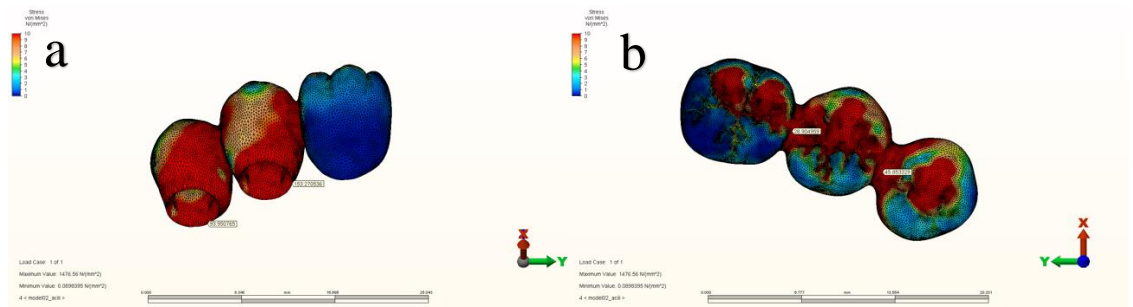
45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda protetik yapının marjinal bölgelerindeki en yüksek Von Mises değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 5 ve Model 6'da 35 nolu kronun servikal üçlüsünün distalinde, pontik protez tasarımına sahip Model 7 ve Model 8'de 34 nolu kronunun servikal üçlüsünün bukkalinde gözlenmiştir. Model 5 için bu değerler 35 nolu kronun servikal üçlüsünün distalinde 59,85 Mpa, 34 nolu kronun servikal üçlüsünün bukkalinde 39,63 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 94). Model 6 için bu değerler 35 nolu kronun servikal üçlüsünün distalinde olmak üzere 153,27 Mpa, 34 nolu kronun servikal üçlüsünün bukkalinde 93,95 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 95). Model 7 için bu değerler 34 nolu kronun servikal üçlüsünün bukkalinde 32,10

Mpa, 36 nolu kronunun servikal üçlüsünün bukkalinde 29,94 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 96). Model 8 için bu değerler 34 nolu kronun servikal üçlüsünün bukkalinde 88,33 Mpa, 36 nolu kronunun servikal üçlüsünün bukkalinde 59,95 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 97).

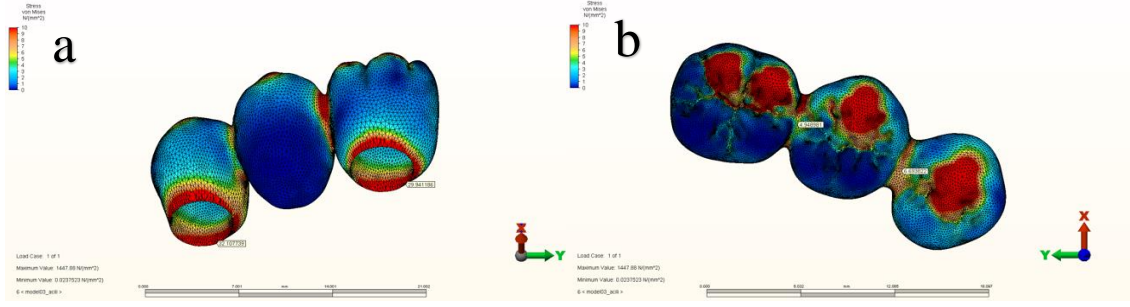
Protetik yapının konnektör bölgelerindeki en yüksek Von Mises değerleri Model 5, Model 6, Model 7 ve Model 8’de 34-35 nolu kronlar arasında gözlenmiştir. Model 5 için bu değerler 34-35 nolu kronlar arasında 28,52 Mpa, 35-36 nolu kronlar arasında 21,60 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 94). Model 6 için bu değerler 34-35 nolu kronlar arasında 45,85 Mpa, 35-36 nolu kronlar arasında 28,90 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 95). Model 7 için bu değerler 34-35 nolu kronlar arasında 6,69 Mpa, 35-36 nolu kronlar arasında 4,94 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 96). Model 8 için bu değerler 34-35 nolu kronlar arasında 9,72 Mpa, 35-36 nolu kronlar arasında 6,27 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 97). 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda protetik yapıya ait Von Mises değerleri Tablo 25’te gösterilmiştir.



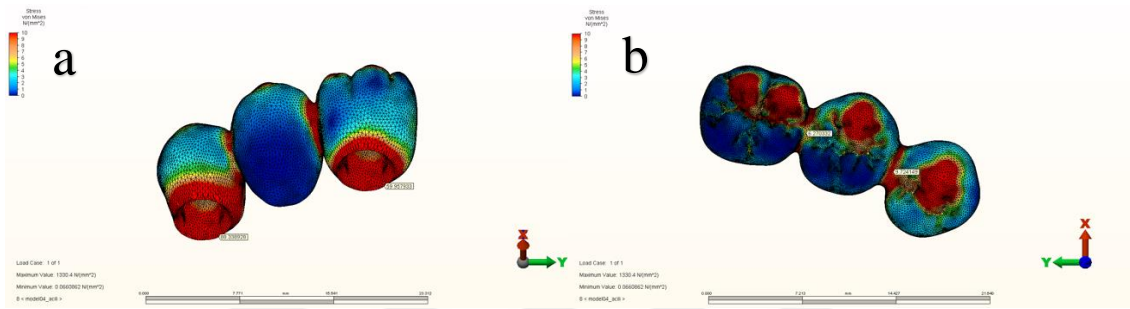
Şekil 94. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri



Şekil 95. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zirkonyum materyali ve distal kantilever protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri



Şekil 96. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında protetik yapıya ait Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri



Şekil 97. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zirkonyum materyali ve pontik protez tasarımında oblik yükleme sonucu protetik yapıda Von Mises değerleri. a) Marjinal bölgelerdeki Von Mises değerleri, b) Konnektör bölgelerdeki Von Mises değerleri

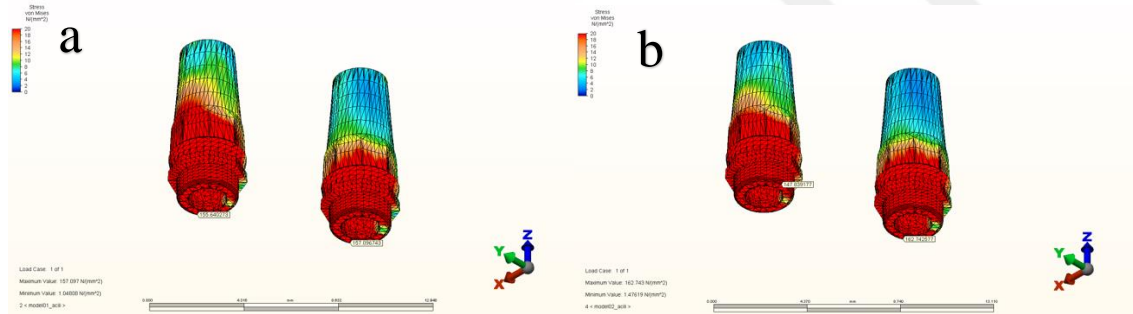
Tablo 25. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda protetik yapıya ait Von Mises değerleri

İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	PROTETİK YAPI MARJİNAL VON MİSES STRES		PROTETİK YAPI KONNEKTÖR VON MİSES STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge	34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
8 mm (Model 5)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	39,63	59,85	28,52	21,60
8 mm (Model 6)	Kantilever	Monolitik Zr	93,95	153,27	45,85	28,90
8 mm (Model 7)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	32,10	29,94	6,69	4,94
8 mm (Model 8)	Pontik	Monolitik Zr	88,33	59,95	9,72	6,27

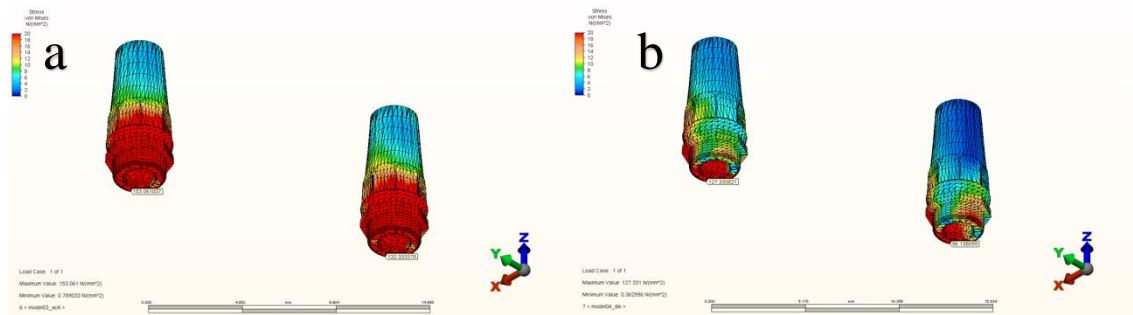
6.4.2. Dayanaklara Ait Von Mises Değerleri

45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda dayanaklara ait en yüksek Von Mises değeri kantilever protez tasarımına sahip Model 5 ve Model 6'da 34 nolu

dayanağın dayanak-implant birleşiminin bukkal bölgesinde, pontik protez tasarımına sahip Model 7’de 36 nolu dayanağın dayanak-implant birleşiminin bukkal bölgesinde ve Model 8’de 34 nolu dayanağın dayanak-implant birleşiminin bukkal bölgesinde gözlenmiştir. Model 5 için bu değerler 34 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşiminin bukkalinde 157,09 Mpa, 35 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşiminin bukkalinde 155,64 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 98). Model 6 için bu değerler 34 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşiminin bukkalinde 162,74 Mpa, 35 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşiminin lingualinde 147,83 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 98). Model 7 için bu değerler 34 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin bukkalinde 132,33 Mpa, 36 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin bukkalinde 153,06 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 99). Model 8 için bu değerler 34 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin bukkalinde 121,43 Mpa, 36 nolu bölgedeki dayanağın dayanak-implant birleşim yüzeyinin bukkalinde 119,86 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 99). 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda dayanaklara ait Von Mises değerleri Tablo 26’da gösterilmiştir.



Şekil 98. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda distal kantilever protez tasarımında dayanaklara ait Von Mises değerleri. a) Model 5, b) Model 6



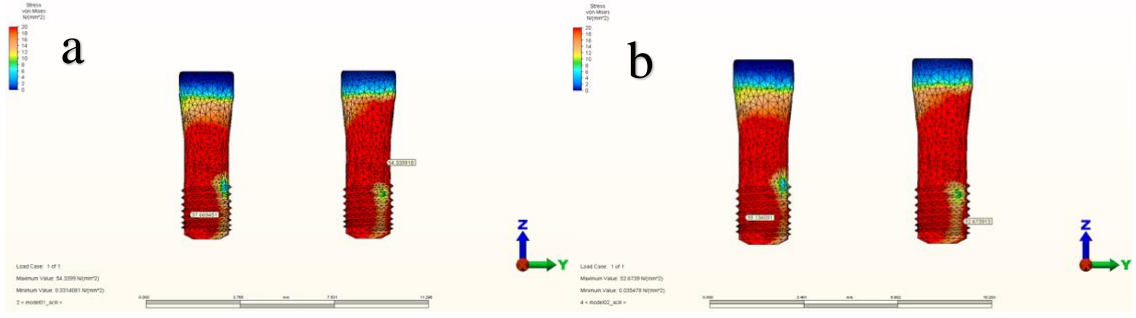
Şekil 99. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda pontik protez tasarımında dayanaklara ait Von Mises değerleri. a) Model 7, b) Model 8

Tablo 26. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda dayanaklara ait Von Mises değerleri

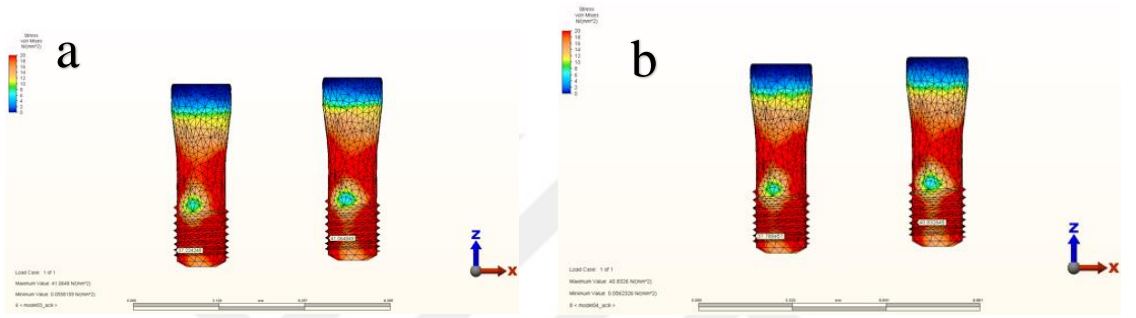
İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	DAYANAK VON MISES STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
8 mm (Model 5)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	157,09	155,64
8 mm (Model 6)	Kantilever	Monolitik Zr	162,74	147,83
8 mm (Model 7)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	132,33	153,06
8 mm (Model 8)	Pontik	Monolitik Zr	121,43	119,86

6.4.3. Dayanak Bağlantı Vidalarına Ait Von Mises Değerleri

45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda dayanak bağlantı vidalarına ait en yüksek Von Mises değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 5 ve Model 6'da 35 nolu dayanak bağlantı vidasının distalinde, pontik protez tasarımına sahip Model 7 ve Model 8'de 36 nolu dayanak bağlantı vidasının mezialinde gözlenmiştir. Model 5 için bu değerler 35 nolu dayanak bağlantı vidasının distal bölgesinde 54,33 Mpa, 34 nolu dayanak bağlantı vidasının bukkal bölgesinde 37,66 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 100). Model 6 için bu değerler 35 nolu dayanak bağlantı vidasının distal bölgesinde 52,67 Mpa, 34 nolu dayanak bağlantı vidasının bukkal bölgesinde 39,13 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 100). Model 7 için bu değerler 36 nolu dayanak bağlantı vidasının mezioalinde 41,06 Mpa, 34 nolu dayanak bağlantı vidasının mezialinde 37,22 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 101). Model 8 için bu değerler 36 nolu dayanak bağlantı vidasının mezialinde 40,83 Mpa, 34 nolu dayanak bağlantı vidasının mezialinde 37,78 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 101). 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri Tablo 27'de gösterilmiştir.



Şekil 100. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda distal kantilever protez tasarımında dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri. a) Model 5, b) Model 6



Şekil 101. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda pontik protez tasarımında dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri. a) Model 7, b) Model 8

Tablo 27. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri

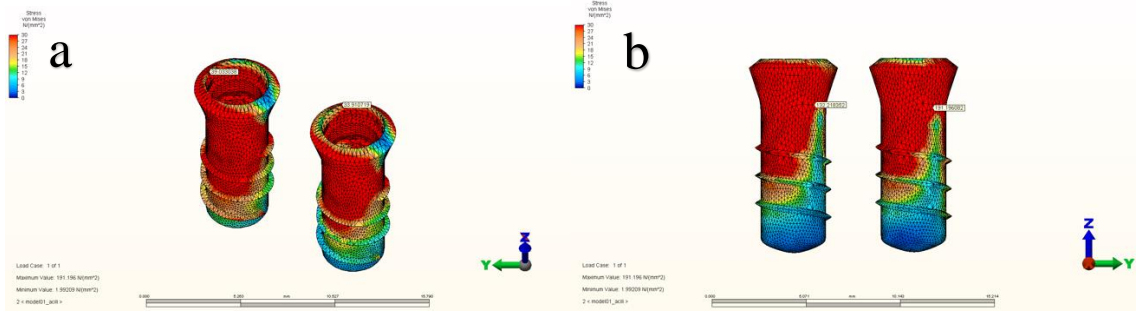
İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	DAYANAK VON MISES STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
8 mm (Model 5)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	37,66	54,33
8 mm (Model 6)	Kantilever	Monolitik Zr	39,13	52,67
8 mm (Model 7)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	37,22	41,06
8 mm (Model 8)	Pontik	Monolitik Zr	37,78	40,83

6.4.4. İmplantlara Ait Von Mises Değerleri

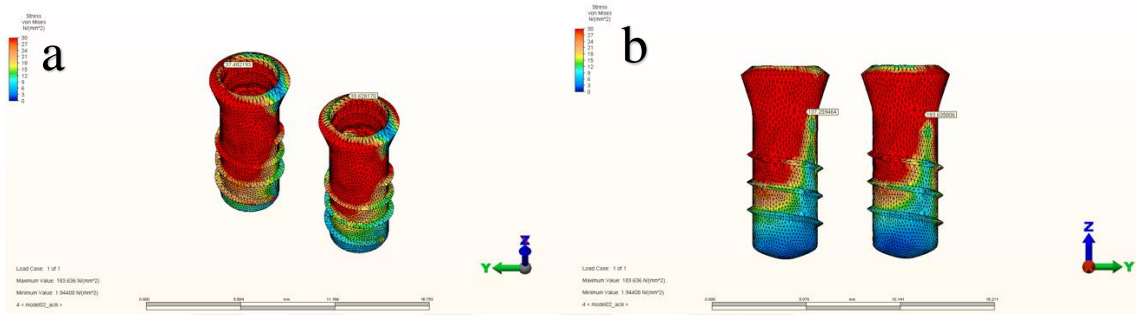
45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda implant platformlarındaki en yüksek Von Mises değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 5 ve Model 6'da 35 nolu implant platformunun dayanak ile birleşiminin distalinde, pontik protez

tasarımına sahip Model 7 ve Model 8’de 36 nolu implantın dayanak ile birleşiminin mezio-lingualinde gözlenmiştir. Model 5 için bu değer 34 nolu implant platformunun dayanak ile birleşiminin disto-bukkalinde 33,91 Mpa, 35 nolu implant platformunun dayanak ile birleşiminin distalinde 39,03 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 102). Model 6 için bu değer 34 nolu implant platformunun dayanak ile birleşiminin disto-bukkalinde 33,62 Mpa, 35 nolu implant platformunun dayanak ile birleşiminin distalinde 37,48 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 103). Model 7 için bu değerler 36 nolu implantın mezio-lingualinde 36,11 Mpa, 34 nolu implantın mezio-lingualinde 30,98 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 104). Model 8 için bu değerler 36 nolu implantın mezio-lingualinde 32,89 Mpa, 34 nolu implantın mezio-lingualinde 29,55 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 105).

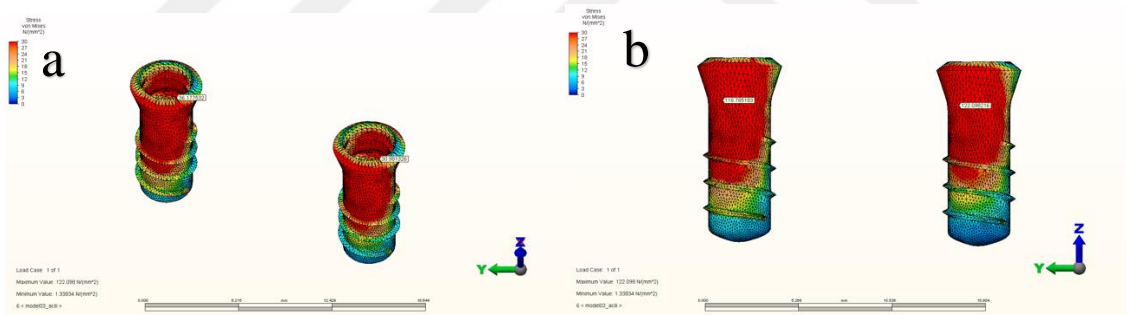
İmplant kemik içi bölümündeki en yüksek Von Mises değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 5 ve Model 6’da 35 nolu implantın distalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde, pontik protez tasarımına sahip Model 7’de 34 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde ve Model 8’de 36 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde gözlenmiştir. Model 5 için bu değerler 34 nolu implantın distalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 132,21 Mpa, 35 nolu implantın distalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 191,19 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 102). Model 6 için bu değerler 34 nolu implantın distalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 137,25 Mpa, 35 nolu implantın distalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 183,63 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 103). Model 7 için bu değerler 34 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 122,09 Mpa, 36 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 118,78 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 104). Model 8 için bu değerler 34 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 117,50 Mpa, 36 nolu implantın bukkalinde kortikal kemik-implant bağlantı yüzeyinde 127,14 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 105). 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda implantlara ait Von Mises değerleri Tablo 28’de gösterilmiştir.



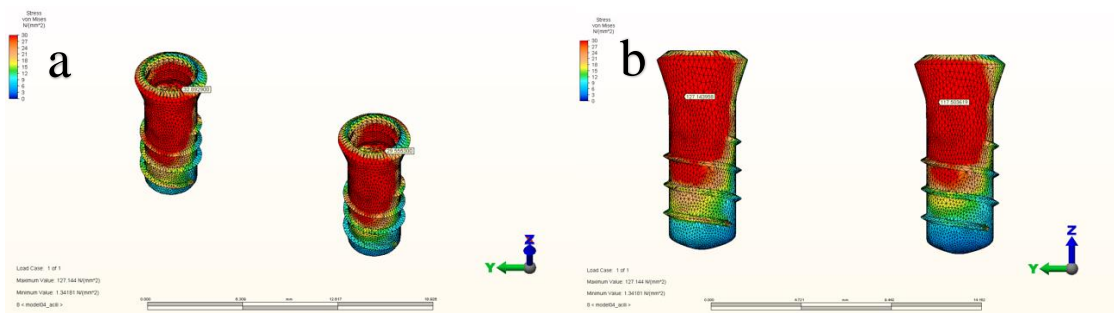
Şekil 102. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümünde



Şekil 103. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri



Şekil 104. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri



Şekil 105. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında implantlara ait Von Mises değerleri. a) İmplant platformundaki Von Mises değerleri, b) İmplant kemik içi bölümündeki Von Mises değerleri

Tablo 28. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda implantlara ait Von Mises değerleri

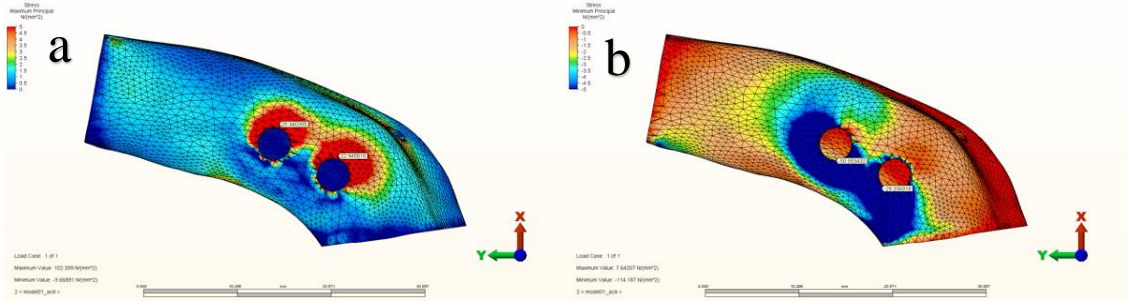
İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	İMLANT PLATFORMU VON MISES STRES		İMLANT KEMİK İÇİ BÖLÜMÜ VON MISES STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge	34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
8 mm (Model 5)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	33,91	39,03	132,21	191,19
8 mm (Model 6)	Kantilever	Monolitik Zr	33,62	37,48	137,25	183,63
8 mm (Model 7)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	30,98	36,11	122,09	118,78
8 mm (Model 8)	Pontik	Monolitik Zr	29,55	32,89	117,50	127,14

6.4.5. Kortikal kemiğe Ait Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri

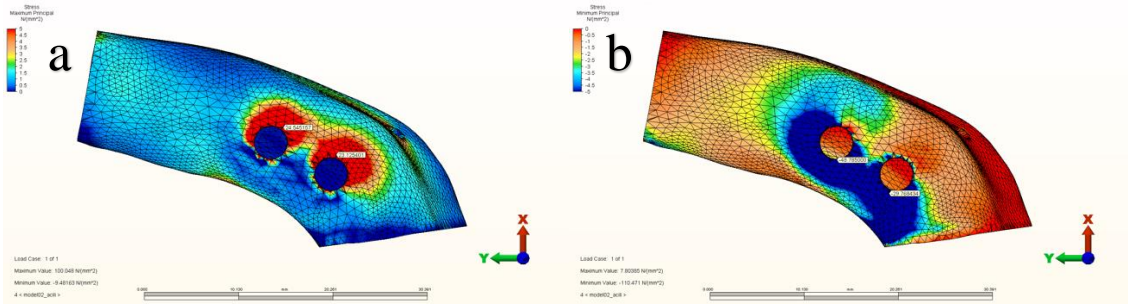
45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda kortikal kemiğe ait maksimum asal stres değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 5 ve Model 6'da 35 nolu bölgenin bukkalinde, pontik protez tasarımına sahip Model 7 ve Model 8'de 34 nolu bölgenin bukkalinde gözlenmiştir. Model 5 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde 22,94 Mpa, 35 nolu bölgenin bukkalinde 25,34 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 106). Model 6 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde 23,12 Mpa, 35 nolu bölgenin bukkalinde 24,54 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 107). Model 7 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde 20,20 Mpa ve 36 nolu bölgenin mezio-bukkalinde 13,80 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 108). Model 8 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde 20,30 Mpa ve 36 nolu bölgenin disto-bukkalinde 13,80 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 109).

Kortikal kemiğe ait en yüksek minimum asal stres değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 5 ve Model 6'da 35 nolu bölgenin mezio-lingualinde, pontik protez tasarımına sahip Model 7 ve Model 8'de 36 nolu bölgenin lingualinde gözlenmiştir. Model 5 için bu değerler 34 nolu bölgenin lingualinde -29,33 Mpa, 35 nolu bölgenin mezio-lingualinde -50,05 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 106). Model 6 için bu değerler 34 nolu bölgenin lingualinde -29,76 Mpa, 35 nolu bölgenin mezio-lingualinde -48,78 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 107). Model 7 için bu değerler 34 nolu implantın lingualinde -31,02 Mpa, 36 nolu bölgenin lingualinde -35,34 Mpa olarak ölçülmüştür

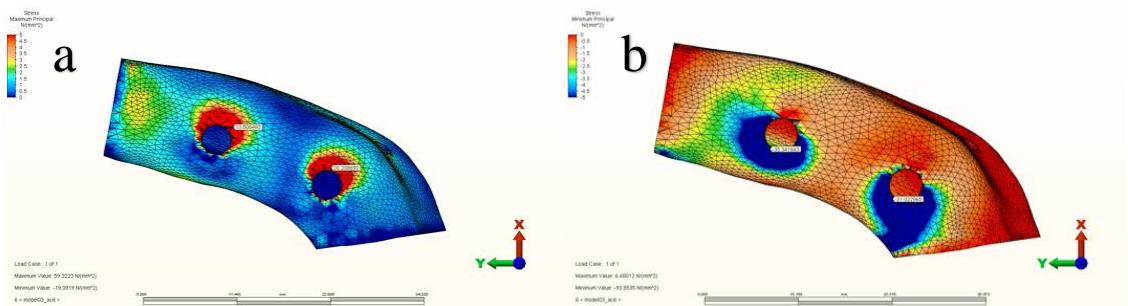
(Şekil 108). Model 8 için bu değerler 34 nolu implantın lingualinde -31,01 Mpa, 36 nolu bölgenin lingualinde -34,85 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 109). 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda kortikal kemiğe ait maksimum ve minimum asal stres değerleri Tablo 29’da gösterilmiştir.



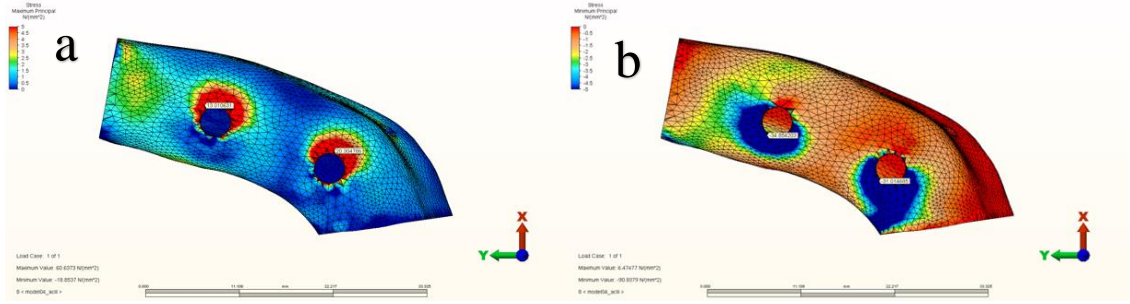
Şekil 106. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve distal kantilever protez tasarımında kortikal kemiğe ait, a) Maksimum Asal Stres değerleri, b) Minimum Asal Stres değerleri



Şekil 107. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında kortikal kemiğe ait, a) Maksimum Asal Stres değerleri, b) Minimum Asal Stres değerleri



Şekil 108. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında kortikal kemiğe ait, a) Maksimum Asal Stres değerleri, b) Minimum Asal Stres değerleri



Şekil 109. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında kortikal kemiğe ait, a) Maksimum Asal Stres değerleri, b) Minimum Asal Stres değerleri

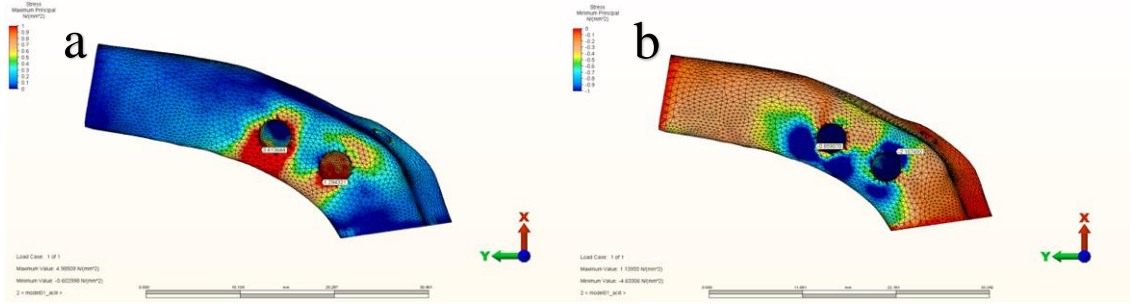
Tablo 29. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda kortikal kemiğe ait maksimum ve minimum asal stres değerleri

İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	KORTİKAL KEMİK MAX ASAL STRES		KORTİKAL KEMİK MİN ASAL STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge	34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
8 mm (Model 5)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	22,94	25,34	-29,33	-50,05
8 mm (Model 6)	Kantilever	Monolitik Zr	23,12	24,54	-29,76	-48,78
8 mm (Model 7)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	20,20	13,80	-31,02	-35,34
8 mm (Model 8)	Pontik	Monolitik Zr	20,30	13,01	-31,01	-34,85

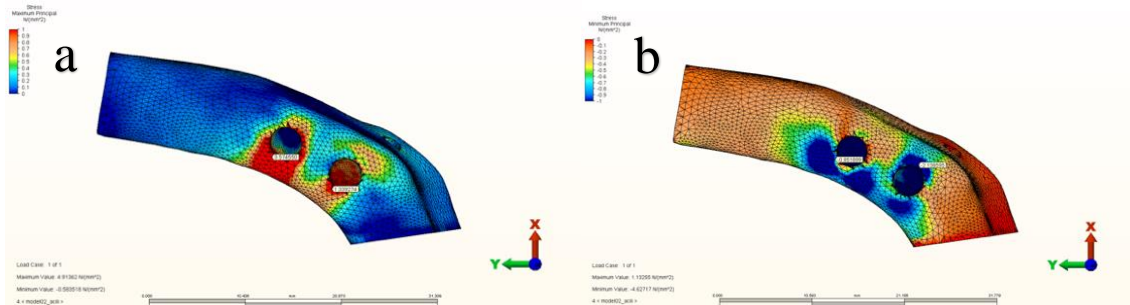
6.4.6. Spongöz Kemiğe Ait Maksimum ve Minimum Asal Stres Değerleri

45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda spongöz kemiğe ait maksimum asal stres değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 5 ve Model 6'da 35 nolu bölgenin lingualinde, pontik protez tasarımına sahip Model 7 ve Model 8'de 36 nolu bölgenin lingualinde gözlenmiştir. Model 5 için bu değerler 34 nolu bölgenin lingualinde 1,29 Mpa, 35 nolu bölgenin lingualinde 3,61 Mpa, olarak ölçülmüştür (Şekil 110). Model 6 için bu değerler 34 nolu bölgenin lingualinde 1,33 Mpa, 35 nolu bölgenin lingualinde 3,57 Mpa, olarak ölçülmüştür (Şekil 111). Model 7 için bu değerler 34 nolu bölgenin lingualinde 1,63 Mpa, 36 nolu bölgenin lingualinde 2,57 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 112). Model 8 için bu değerler 34 nolu bölgenin lingualinde 1,66 Mpa, 36 nolu bölgenin lingualinde 2,55 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 113).

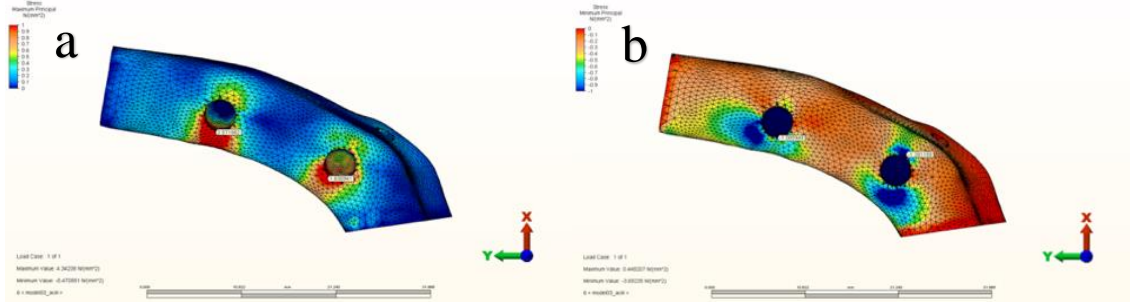
Spongioz kemiğe ait en yüksek minimum asal stres değerleri kantilever protez tasarımına sahip Model 5 ve Model 6’da 34 nolu bölgenin bukkalinde, pontik protez tasarımına sahip Model 7’de 34 nolu bölgenin bukkalinde, Model 8’de ise 36 nolu bölgenin meziolingualinde meydana gözlenmiştir. Model 5 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde -2,10 Mpa, 35 nolu bölgenin disto-lingualinde -0,85 Mpa olarak gözlenmiştir (Şekil 110). Model 6 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde -2,13 Mpa, 35 nolu bölgenin disto-lingualinde -0,85 Mpa olarak gözlenmiştir (Şekil 111). Model 7 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde -1,28 Mpa, 36 nolu bölgenin meziolingualinde -1,08 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 112). Model 8 için bu değerler 34 nolu bölgenin bukkalinde -0,93 Mpa, 36 nolu bölgenin meziolingualinde -1,07 Mpa olarak ölçülmüştür (Şekil 113). 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda spongioz kemiğe ait maksimum ve minimum asal stres değerleri Tablo 30’da gösterilmiştir.



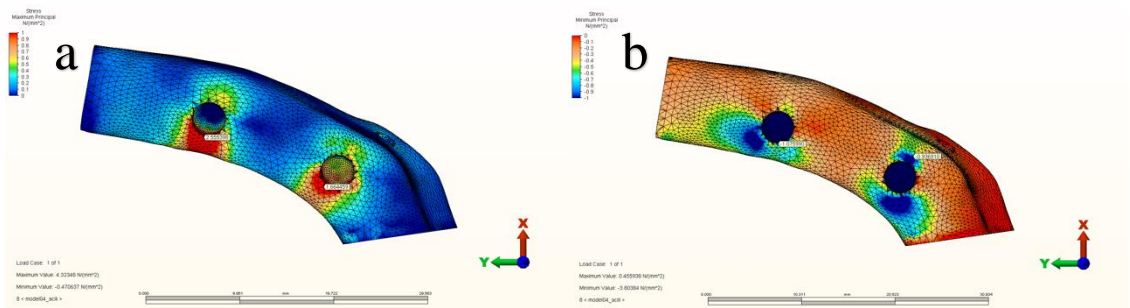
Şekil 110. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porcelen materyali ve distal kantilever protez tasarımında spongioz kemiğe ait, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri



Şekil 111. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve distal kantilever protez tasarımında spongioz kemiğe ait, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri



Şekil 112. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen materyali ve pontik protez tasarımında spongiöz kemiğe ait, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri

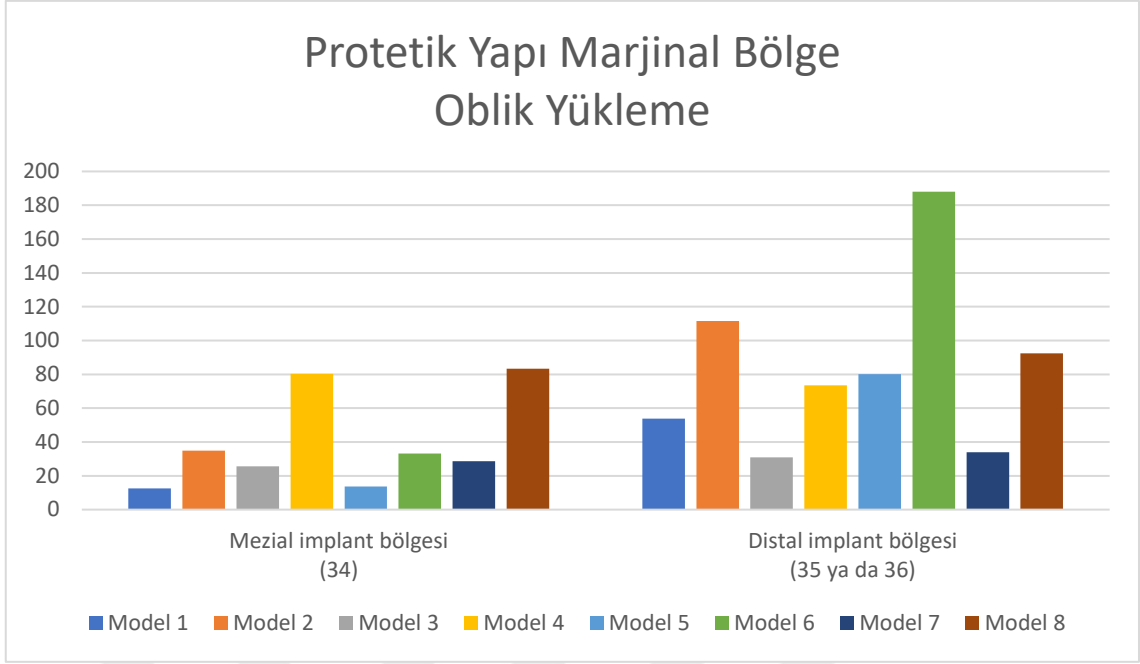


Şekil 113. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda monolitik Zr materyali ve pontik protez tasarımında spongiöz kemiğe ait, a) Maksimum asal stres değerleri, b) Minimum asal stres değerleri

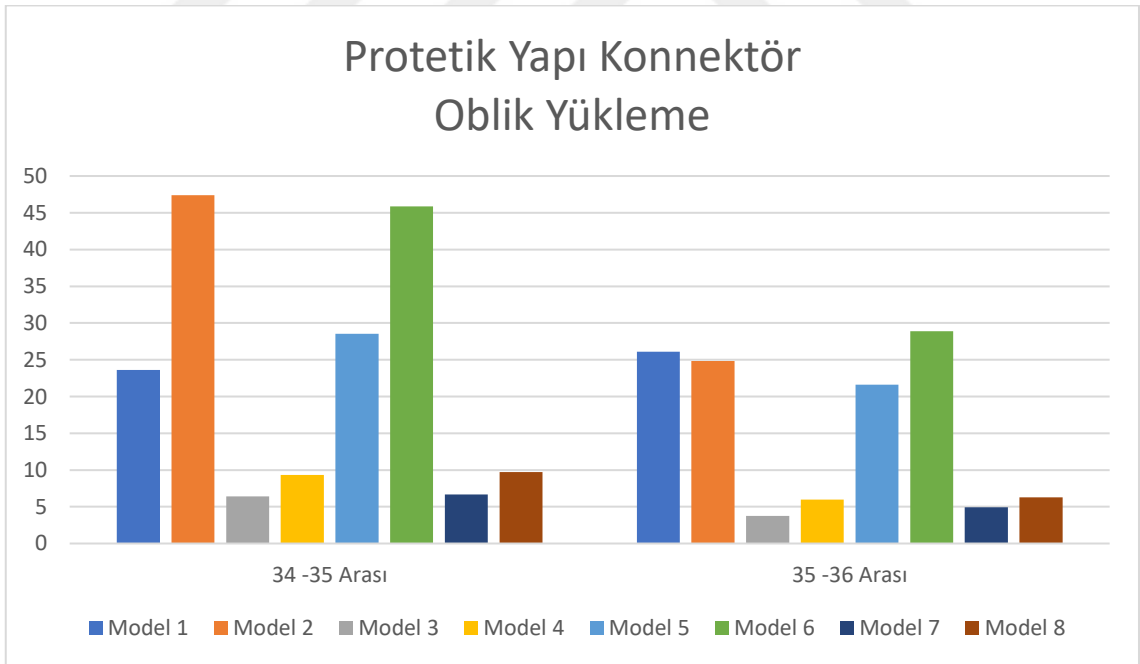
Tablo 30. 45° Oblik yükleme sonucu 8 mm kısa implantlarda spongiöz kemiğe ait maksimum ve minimum asal stres değerleri

İMLANT BOYU	PROTEZ TASARIMI	PROTEZ MATERYALİ	SPONGİÖZ KEMİK MAX ASAL STRES		SPONGİÖZ KEMİK MİN ASAL STRES	
			34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge	34 Nolu Bölge	35/36 Nolu Bölge
8 mm (Model 5)	Kantilever	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	1,29	3,61	-2,10	-0,85
8 mm (Model 6)	Kantilever	Monolitik Zr	1,33	3,57	-2,13	-0,85
8 mm (Model 7)	Pontik	Cr-Co Altyapı Üzeri Feldspatik Porselen	1,63	2,57	-1,28	-1,08
8 mm (Model 8)	Pontik	Monolitik Zr	1,66	2,55	-0,93	-1,07

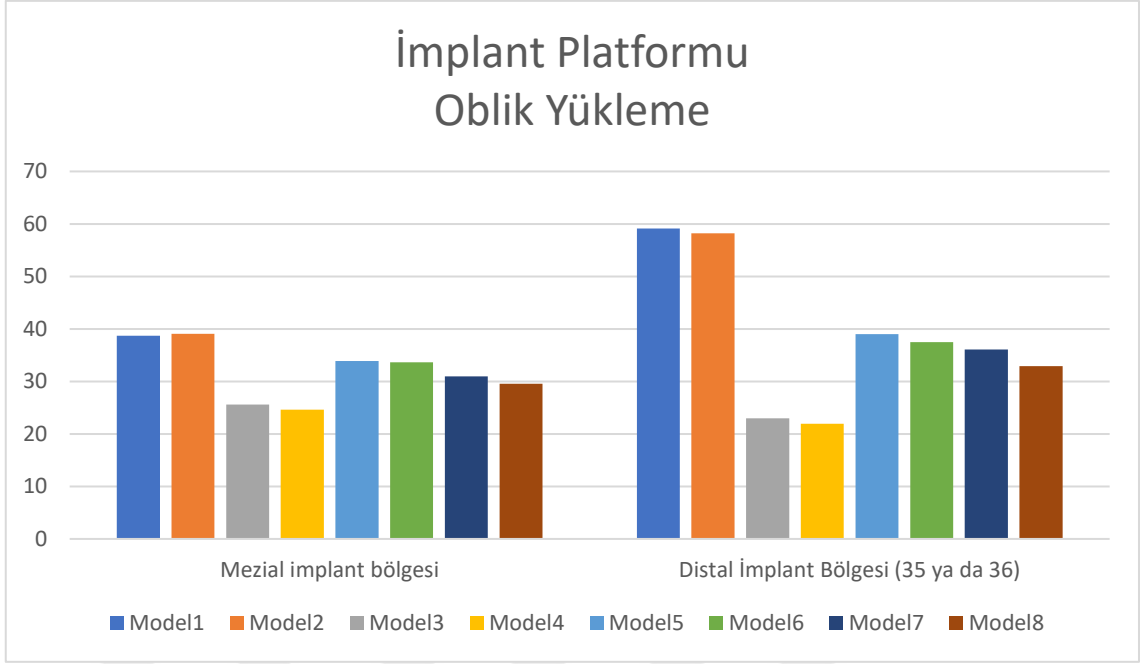
45° Oblik yükleme sonucu 4 mm ekstra kısa ve 8 mm kısa dental implantlarda distal kantilever ve pontik protez tasarımları ile Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen ve monolitik Zr protetik yapı materyaline sahip modellerin stres değerleri Şekil 114-123'te gösterilmiştir.



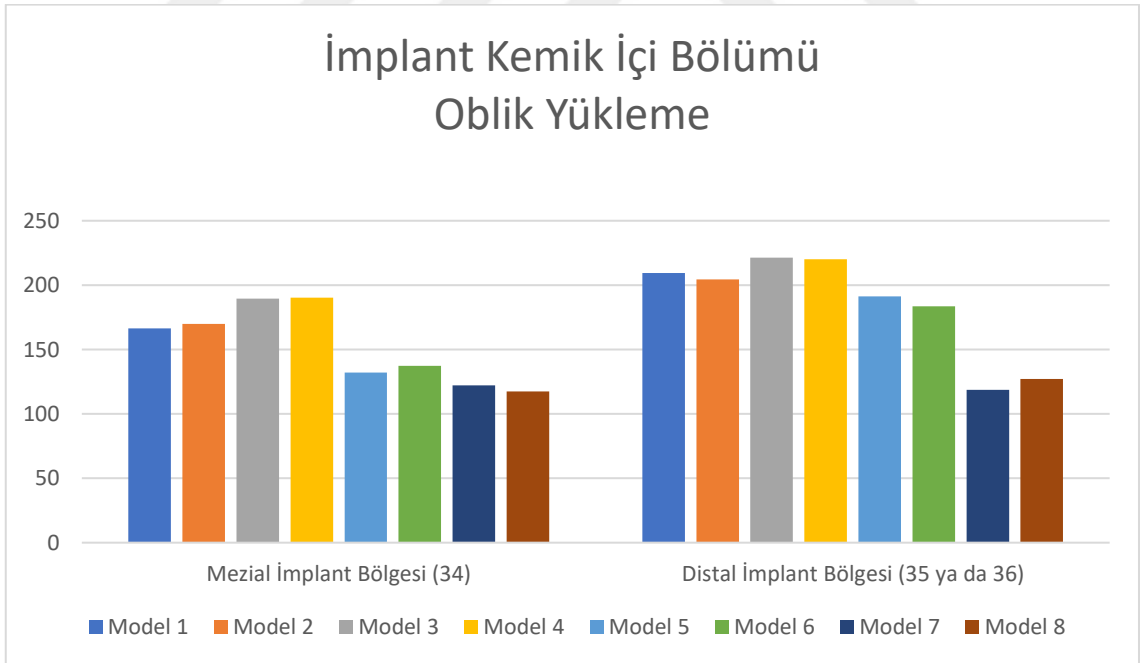
Şekil 114. 45° Oblik yükleme sonucu protetik yapı marjinal bölgelerine ait Von Mises değerleri



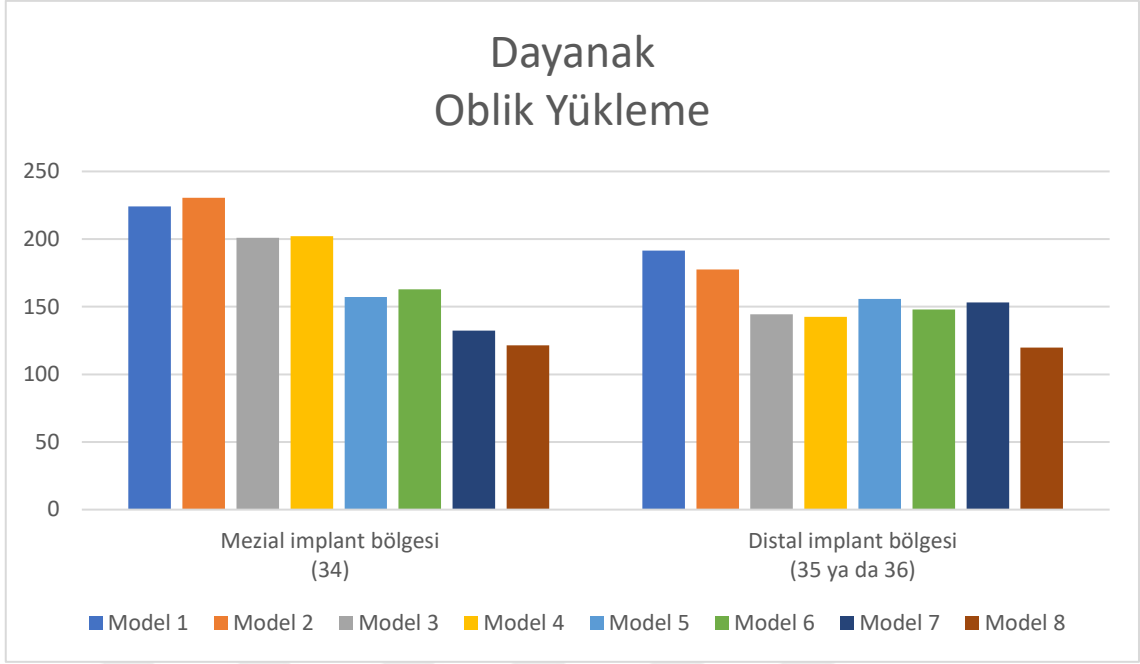
Şekil 115. 45° Oblik yükleme sonucu protetik yapı konnektör bölgelerine ait Von Mises değerleri



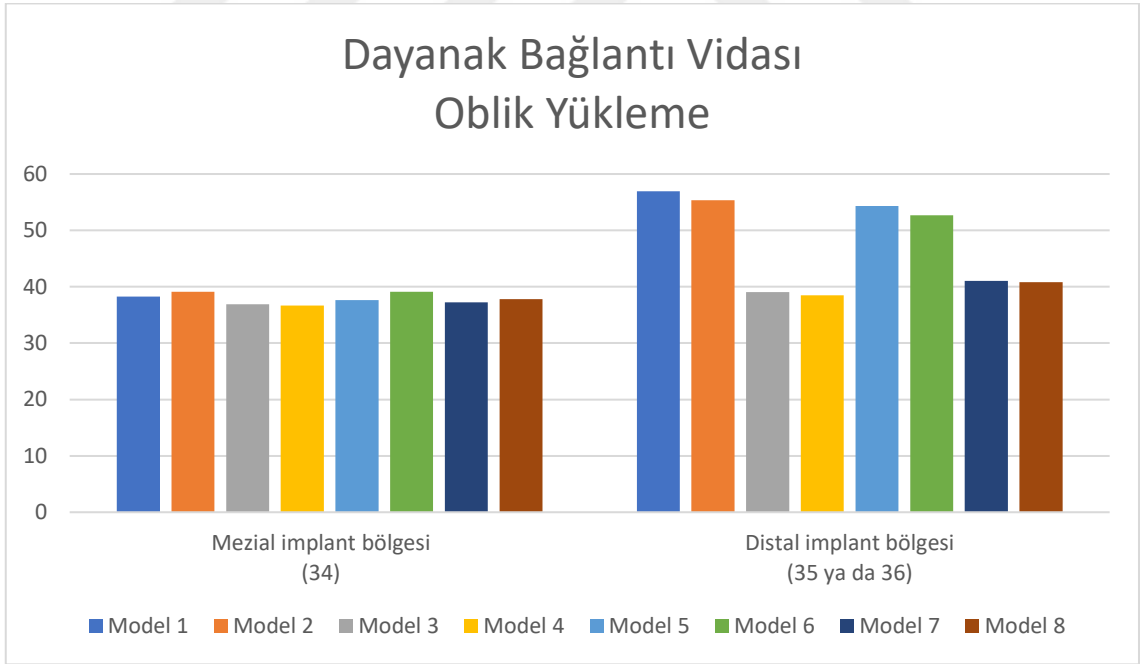
Şekil 116. 45° Oblik yükleme sonucu implant platformlarına ait Von Mises değerleri



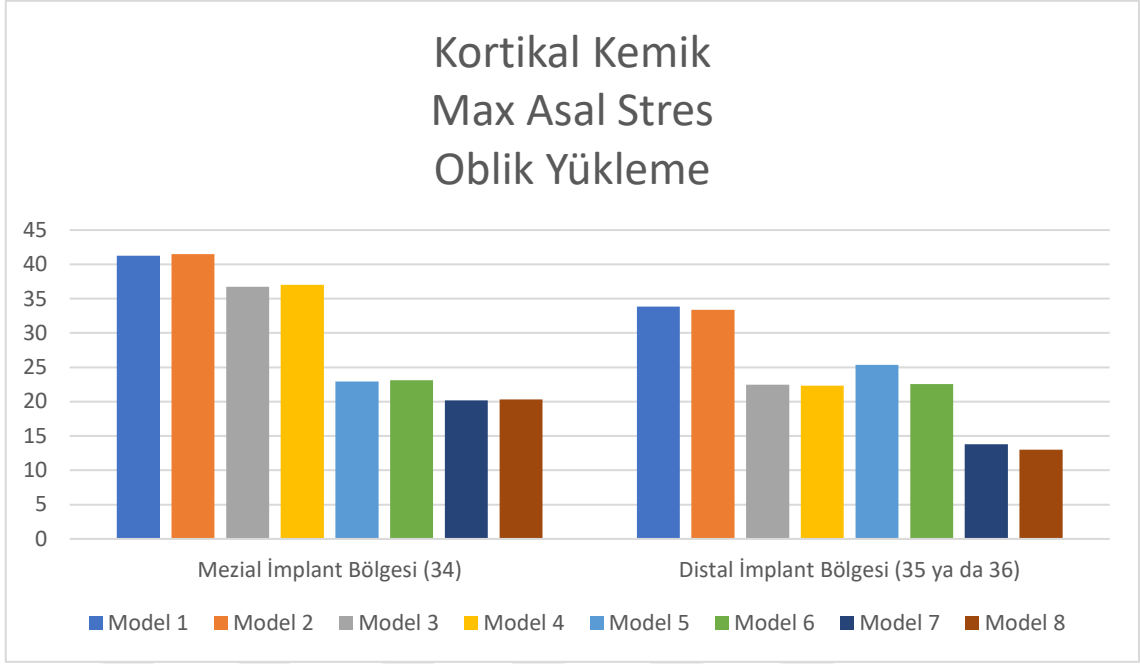
Şekil 117. 45° Oblik yükleme sonucu implant kemik içi bölümüne ait Von Mises değerleri



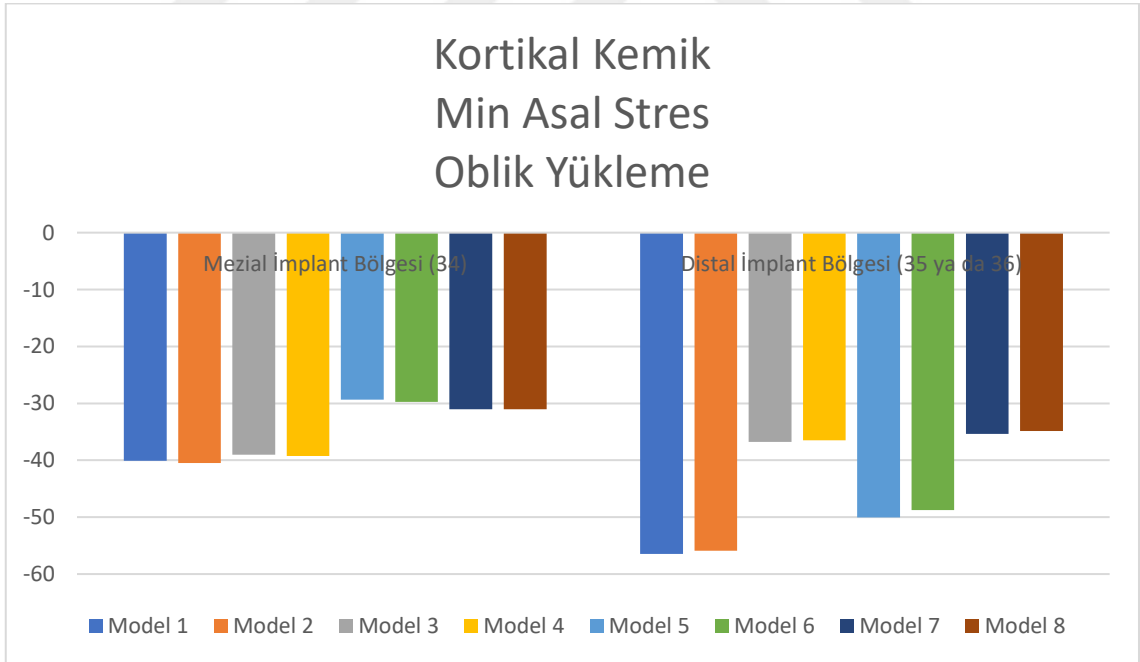
Şekil 118. 45° Oblik yükleme sonucu dayanaklara ait Von Mises değerleri



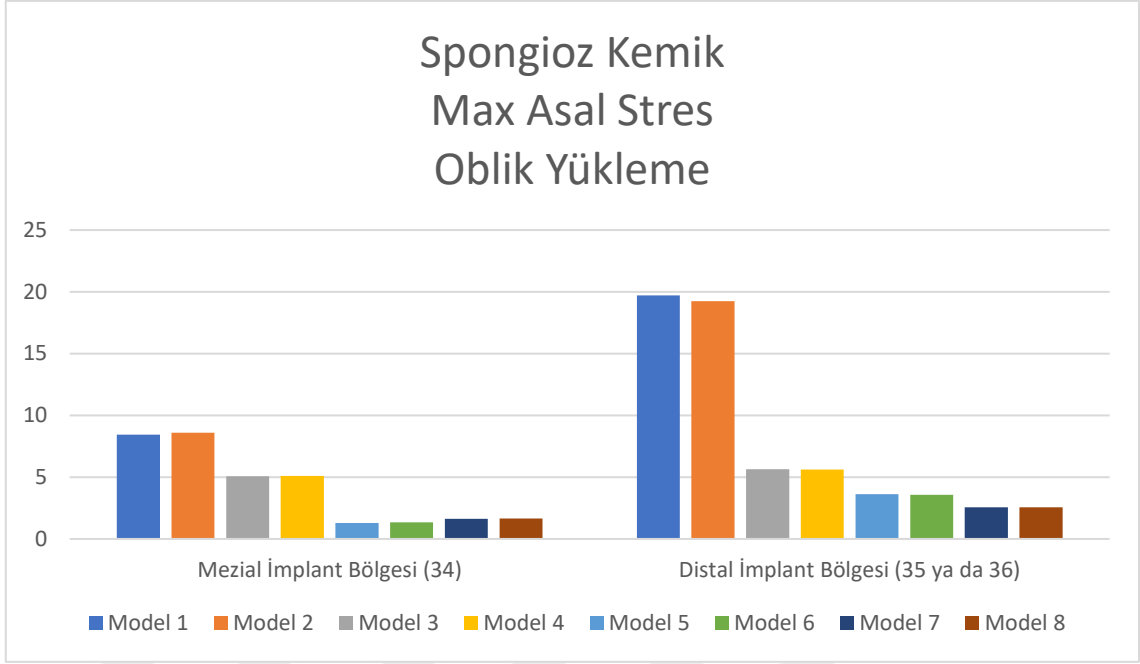
Şekil 119. 45° Oblik yükleme sonucu dayanak bağlantı vidalarına ait Von Mises değerleri



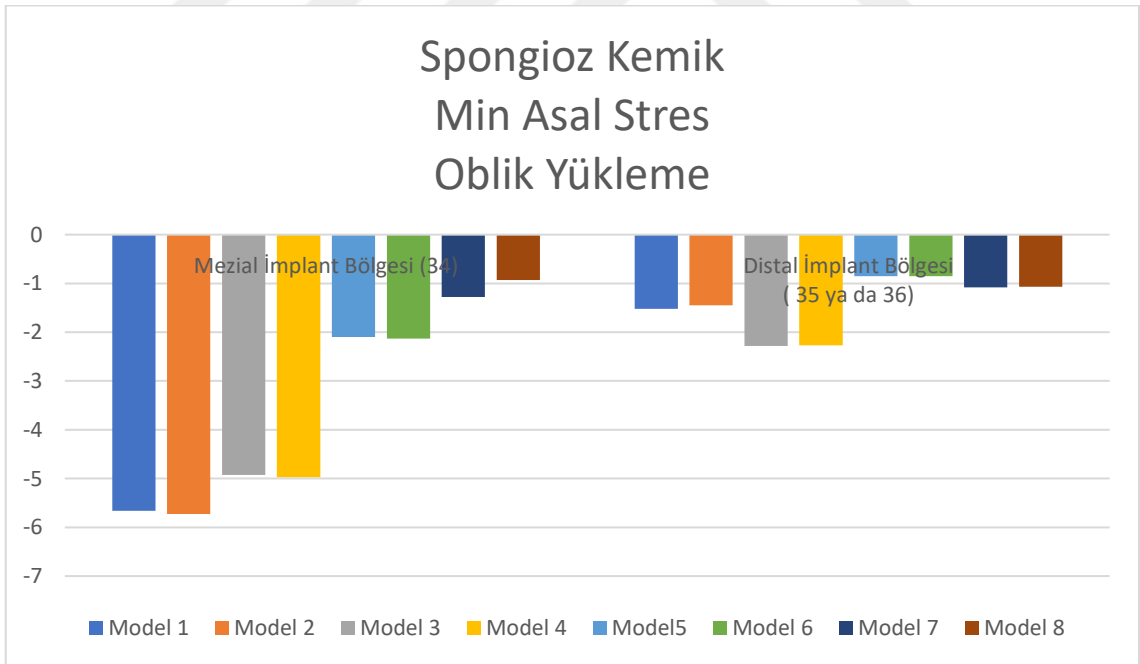
Şekil 120. 45° Oblik yükleme sonucu kortikal kemiğe ait maksimum asal stres değerleri



Şekil 121. 45° Oblik yükleme sonucu kortikal kemiğe ait minimum asal stres değerleri



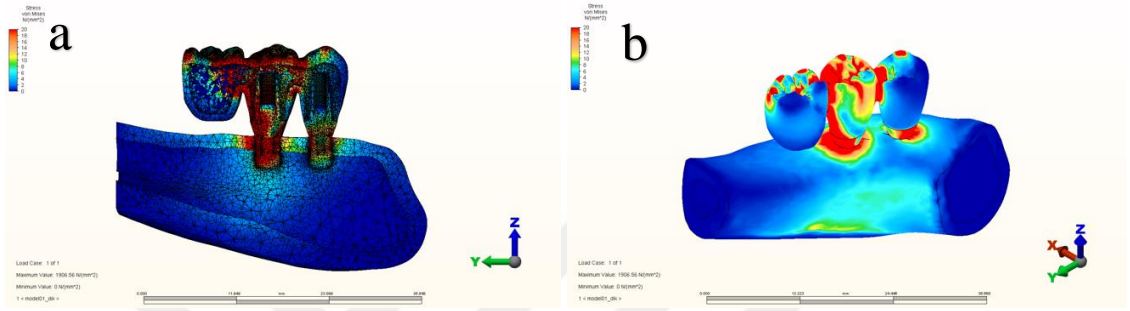
Şekil 122. 45° Oblik yükleme sonucu spongioz kemiğe ait maksimum asal stres değerleri



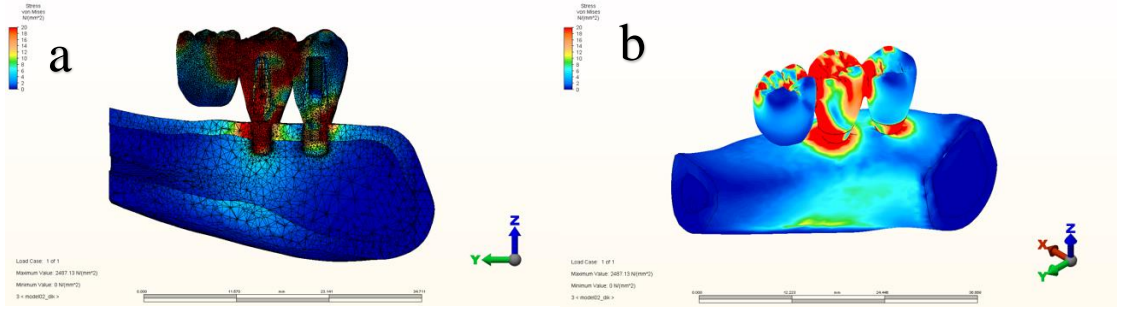
Şekil 123. 45° Oblik yükleme sonucu spongioz kemiğe ait minimum asal stres değerleri

Deformasyon Görüntüleri

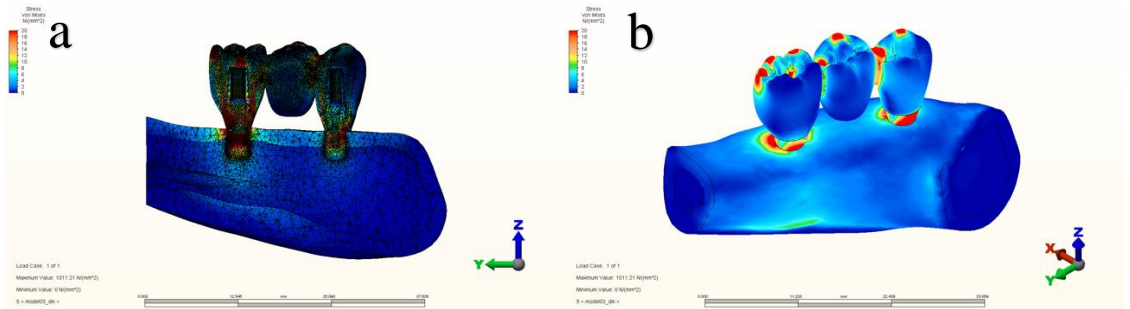
Vertikal yükleme sonucunda 4 mm ekstra kısa ve 8 mm kısa dental implantlarda distal kantilever ve pontik protez tasarımları ile Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen ve monolitik Zr protetik yapı materyaline sahip modellerin sagittal kesit ve deformasyon görüntüleri Şekil 124-131'de görülmektedir.



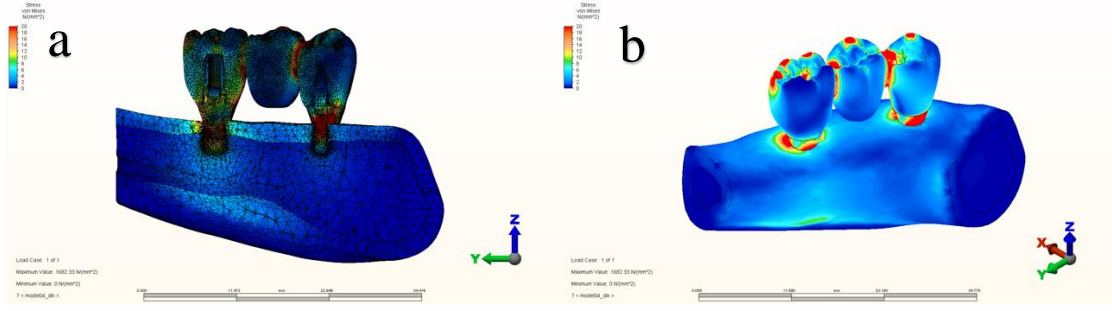
Şekil 124. Vertikal yükleme sonucu Model 1'de; a) Sagittal kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü



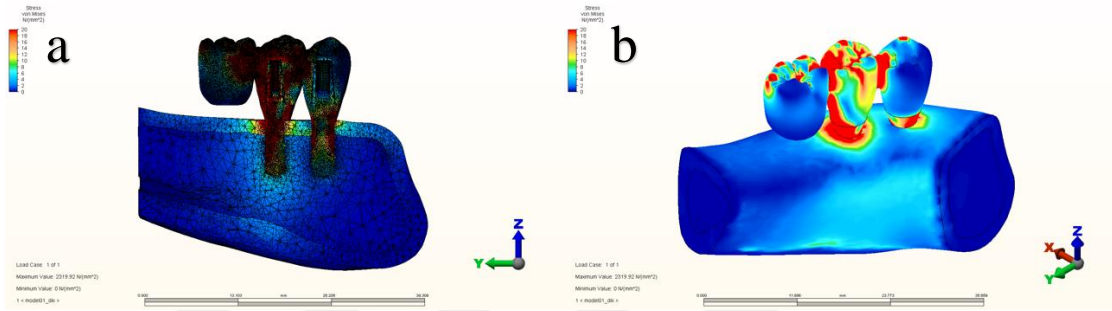
Şekil 125. Vertikal yükleme sonucu Model 2'de; a) Sagittal kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü



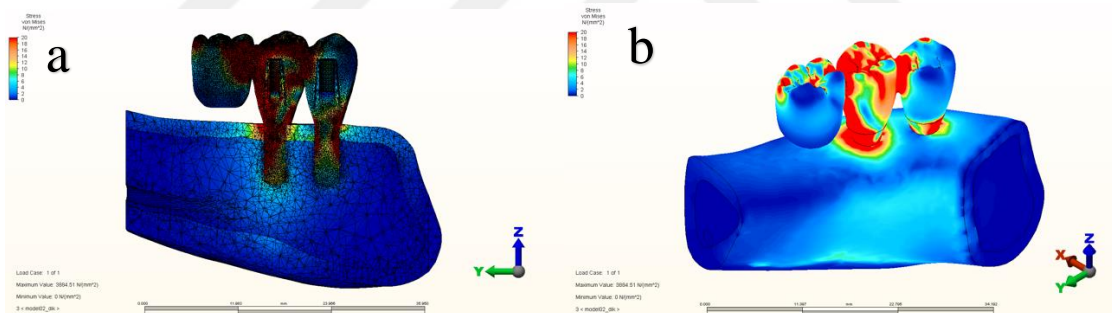
Şekil 126. Vertikal yükleme sonucu Model 3'te; a) Sagittal kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü



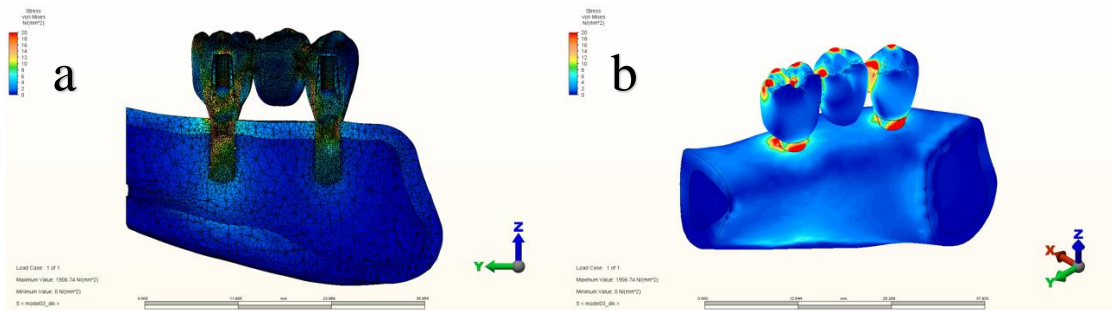
Şekil 127. Vertikal yükleme sonucu Model 4'te; a) Sagittal kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü



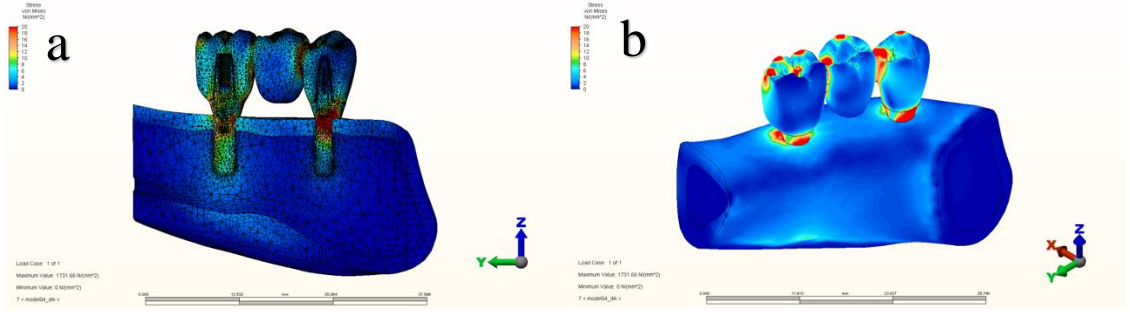
Şekil 128. Vertikal yükleme sonucu Model 5'te; a) Sagittal kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü



Şekil 129. Vertikal yükleme sonucu Model 6'da; a) Sagittal kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü

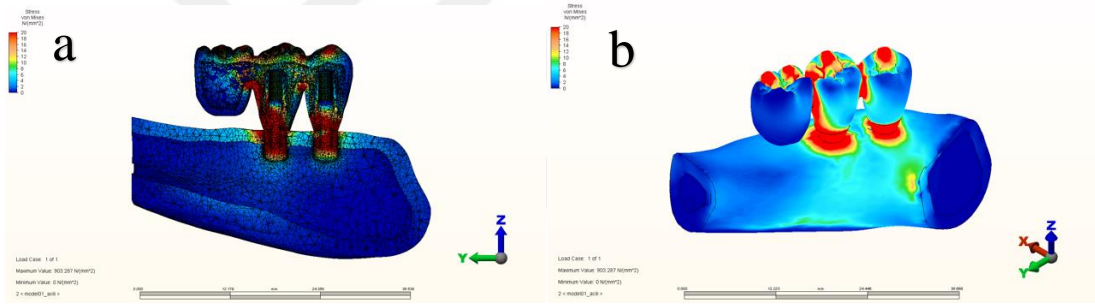


Şekil 130. Vertikal yükleme sonucu Model 7'de; a) Sagittal kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü

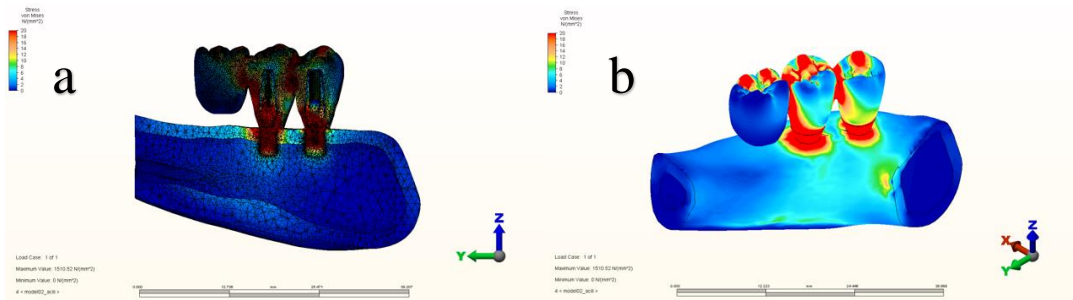


Şekil 131. Vertikal yükleme sonucu Model 8’de; a) Sagittal kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü

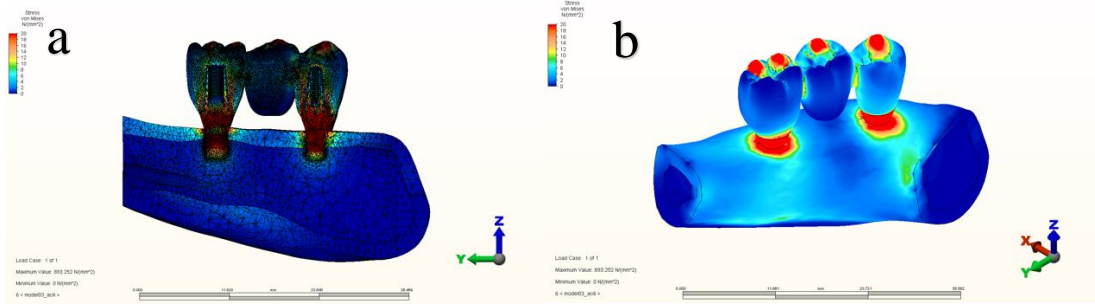
45° Oblik yükleme sonucunda 4 mm ekstra kısa ve 8 mm kısa dental implantlarda distal kantilever ve pontik protez tasarımları ile Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen ve monolitik Zr protetik yapı materyaline sahip modellerin sagittal kesit ve deformasyon görüntüleri Şekil 132-139’da görülmektedir.



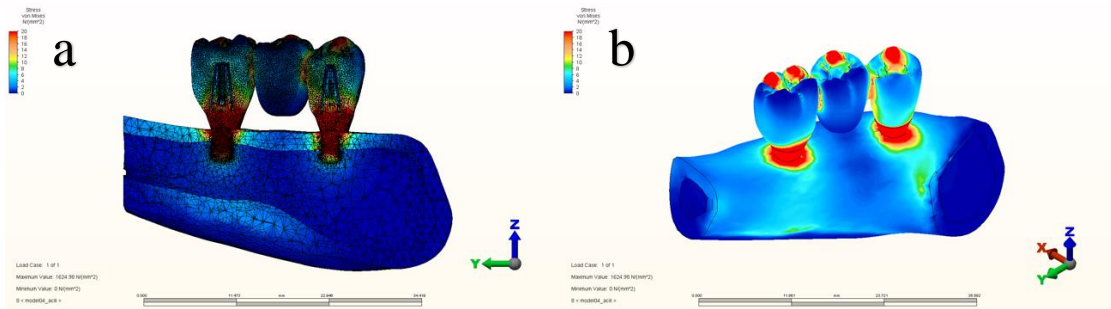
Şekil 132. 45° Oblik yükleme sonucu Model 1’de; a) Sagittal kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü



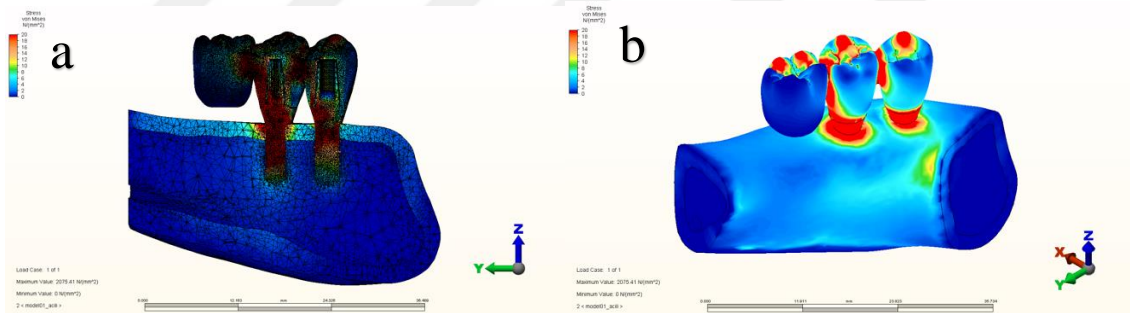
Şekil 133. 45° Oblik yükleme sonucu Model 2’de; a) Sagittal kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü



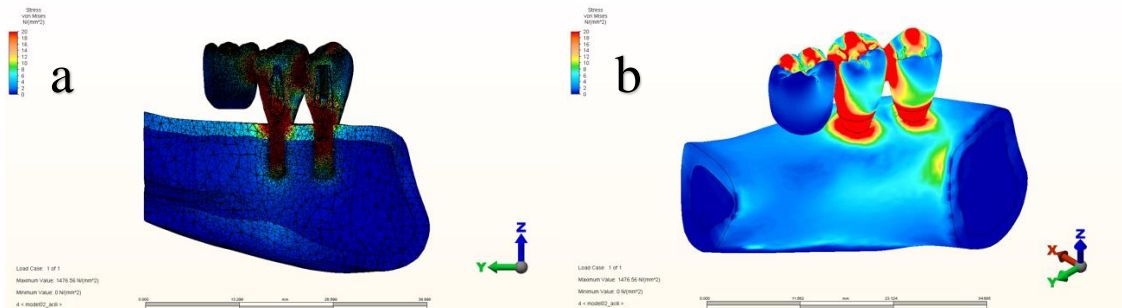
Şekil 134. 45° Oblik yükleme sonucu Model 3'te; a) Sagittal kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü



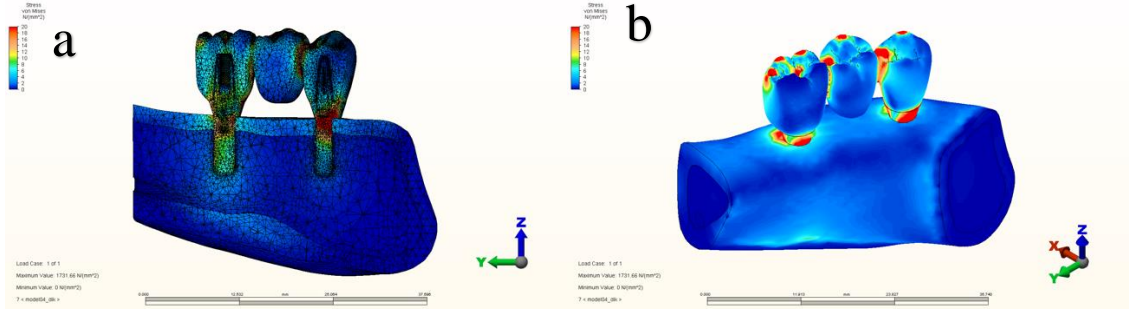
Şekil 135. 45° Oblik yükleme sonucu Model 4'te; a) Sagittal kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü



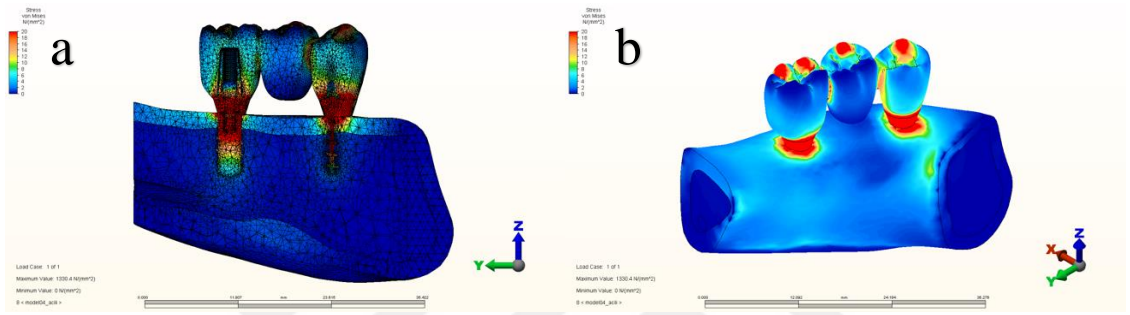
Şekil 136. 45° Oblik yükleme sonucu Model 5'te; a) Sagittal kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü



Şekil 137. 45° Oblik yükleme sonucu Model 6'da; a) Sagittal kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü



Şekil 138. 45° Oblik yükleme sonucu Model 7’de; a) Sagittal kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü



Şekil 139. 45° Oblik yükleme sonucu Model 8’de; a) Sagittal kesitteki stres dağılımı, b) Deformasyon görüntüsü

7. TARTIŞMA

Çalışmamızda atrofik posterior mandibular bölgede 4 mm ekstra kısa ve 8 mm kısa implantlar kullanılarak, distal kantilever ve pontik tasarımlarında Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen ve monolitik Zr materyallerine sahip 8 ayrı tedavi planı oluşturulmuştur. Analiz sonuçları dahilinde kantilever protez tasarımına sahip tüm modellerde hem vertikal hem oblik yüklemelerde daha yüksek stres değerleri kaydedilmiştir.

Atrofik kretlere sahip hastaların dental rehabilitasyonunda birçok tedavi alternatifi mevcuttur. Günümüz güncel tedavi yaklaşımı olarak dental implantlar gerek sabit gerek hareketli protez seçenekleri ile konvansiyonel uygulamalara göre daha konforlu bir tedavi sunabilmektedir. Aynı zamanda osseointegrasyondaki gelişmeler, çeşitli implant tasarımları, vakaya göre planlama ve dental tedavileri bireyselleştirme konusundaki artan potansiyel dental implantları tercih edilen rehabilitasyon seçeneği haline getirmiştir (23). İleri derecede kemik kayıplarının olduğu durumlarda anatomik yapılara olan mesafenin

kısalması standart implantların uygulamalarını zorlaştırabilmektedir (235). Oikanien ve ark hastaların dental tomografi görüntülerinden faydalanılarak dental implant planlamasında standart implantların yerleştirilebilmesi için yeterli kemik hacmini araştırdıkları çalışmada, 610 hastanın %38,5'ine mandibular bölgesine inferior alveolar kanala yakınlık nedeniyle standart uzunlukta implantın yerleştirilemeyeceği bulgusuna ulaşmışlardır (236). Adalı ve ark ise yaşları 20 ile 79 arasında değişen toplam 271 hastaya 862 adet dental implant uygulandığı klinik çalışmada implantın yerleştirileceği bölgelerin %39,21'inde kemik hacminin yetersiz olması dolayısı ile implant uygulaması öncesi ek bir cerrahi işleme ihtiyaç duyulduğunu belirtmişlerdir (237).

Standart uzunlukta implant yerleştirilmesini elverişsiz kılacak yetersiz kemik hacminin olduğu durumlarda kemik augmentasyon yöntemleri olarak yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu ve sinüs lifting uygulanabilmektedir (35). Kemik elde etme yöntemleri haricinde bu ek cerrahi prosedürlerin yaratacağı dezavantajlara alternatif olarak alveolar sinir repozisyonu, açılı implantlar, zigomatik implantlar tercih edilebilmektedir (95). Bu cerrahi uygulamalar teknik beceri isteyen, komplikasyon riskini artıran, tedavi sürecini uzatan ve ekstra maliyeti olan işlemlerdir (97). Aynı zamanda implant uygulanan hastaların popülasyonunun genişlemesiyle beraber yaşlı ve kronik hastalığı olan bireylerde minimal invaziv tedavi gereksinimi dolayısı ile ileri cerrahi işlemlerin komplikasyon ihtimali ve ekstra maliyetten kaçınmak, aynı zamanda bekleme süresini kısaltmak amacıyla kısa ve ekstra kısa implantların kullanımı alternatif olarak görülmektedir (120). Literatürde kısa implant tanımı netleşmemiş bir konudur. Bazı araştırmacılar kısa implantları tanımlarken 10 mm'den, bazıları ise 8 mm'den kısa olan implantları "kısa implant" olarak tanımlamaktadır (110,111,238). Nisand ve Renouard ise kemik içi uzunluğu 8 mm veya daha az olan implantları kısa implant ve kemik içi uzunluğu 5 mm'ye eşit veya daha kısa olan implantları ekstra kısa implant olarak sınıflandırmışlardır (127). Yakın geçmişte yapılan bir konsensus raporunda, çapı 3.75 mm'den büyük, uzunluğu 8 mm'den küçük veya eşit olan implantlar kısa, çapı 3.75 mm'den büyük uzunluğu 6 mm'den küçük implantlar ise ekstra kısa olarak tanımlanmıştır (112). Çalışmamızda da 2016 11. Avrupa konsensus raporunun kısa ve ekstra kısa implant tanımı referans alınmıştır (112).

Yapılan daha önceki çalışmalarda kısa implantların standart implantlara göre daha yüksek başarısızlık oranlarına sahip olduğu bildirilmiştir. Standart ve uzun implantlarda kron-kök oranının düşük olması ve osseointegrasyon için yeterli yüzey alanının sağlanabilmesi nedeniyle kısa implantlardan daha güvenilir olduğu açıklanmıştır (150,239). Misch ve ark yaptıkları çalışmada implantın yerleştirildiği bölgenin kemik yoğunluğunun düşük olması, posterior maksillada büyük çiğneme kuvvetlerinin varlığı ve implant yüksekliğiyle kron arasındaki ilişki incelendiğinde 10 mm'den kısa implantların, 10 mm ve daha uzun implantlara göre daha fazla başarısızlık eğiliminin olduğu sonucuna varmışlardır (125). Bunun yanında diğer bir çalışmada ise 8 mm ve 8 mm'den daha uzun implantlarda sağkalım oranı aynı iken 8 mm'den daha kısa olan implantların standart implantlardan daha düşük hayatta kalma oranlarına sahip olduğu gösterilmiştir (240,241).

İmplant teknolojilerinin gelişmesi ile beraber, yeni implant yüzey modifikasyonları ve tasarımları sayesinde kısa implantların sağkalım oranlarının, klinik performans ve başarısının arttığı görülmektedir (142). Felice ve ark tarafından yapılan çalışmada, 5 yıllık takip sonrasında kısa implant sağkalım oranının % 94.1 olduğu bildirilmiştir (126). Papaspyridakos ve ark gerçekleştirdikleri sistematik derlemede, posterior dişsiz mandibular bölgeye uygulanan kısa ve ekstra kısa implantların (≤ 6 mm) 5 yıllık takibinde % 96 sağkalım oranına sahip olduğu tespit edilmiştir (242). Yakın zamanda yapılan bir çalışmada ise sinüs lifting işlemi sonrası standart uzunlukta implantların kullanıldığı vakalar ile kısa implantların kullanıldığı vakalar karşılaştırıldığında implantların başarı oranı açısından benzer olduğu görülmüştür (116). Pistilli ve ark (102) ise atrofik posterior kretilere yerleştirilen 6 mm kısa implantların, augmente edilmiş kemiklere yerleştirilen 10 mm ve daha uzun implantlara alternatif olup olmadığını değerlendirdikleri çalışmada, protetik yapıların implantlara bağlanmasının 1 yıl ardından kısa implantların augmente kemiklere yerleştirilen uzun implantlarla benzer sonuçlar gösterdiği tespit edilmiştir (243). Kısa implantların başarı oranının standart implantlarla benzerlik göstermesinin yanında kimi zaman flepsiz cerrahi operasyonla yerleştirilebilme imkanı ile beraber daha az komplikasyon riski sayesinde atrofik çenelerde iyi bir alternatif olabildiği görülmektedir (244).

Dental implant tedavilerinin uzun dönemli klinik ve radyografik başarısı tercih edilecek yönteminin koşullara göre belirlenmesi, tedaviye yön verebilmesi, aynı zamanda mümkün olan minimal invaziv yöntemin geliştirilmesi konusunda yeni fikirler sunmaktadır (23,58,245–247). Kısa ve ekstra kısa implantların başarı ve sağkalım oranının artmasına rağmen kemik desteğinin kısıtlı olması, kemik kaybının fazla olduğu bölgelere yerleştirilmesi ve kemik kalitesinin rutin implant tedavilerine göre daha düşük olabilmesi gibi risk faktörleri mevcuttur (1,171,215,235,248). Bunun yanında implant makro ve mikro özelliklerinin geliştirilmesi, implant çapının artırılması ve implant yüzey modifikasyonları sayesinde osseointegrasyonun artırılması yoluna gidilmektedir (116–119). Dahası atrofik krete bağlı olarak artmış interokluzal mesafeye beraber protetik yapının kron boyu artmakta ve implant boyunun kısa olmasıyla beraber kemik desteği azalmaktadır. Yüksek K/İ oranı okluzal kuvvetler karşısında periimplant kortikal kemikte, implant parçaları ve protetik yapıda stres miktarının artmasına neden olabilmektedir (164,167,249). Bunun yanında implantların istenilen sayı ve pozisyonda yerleştirilebilmesinin mümkün olmadığı durumlarda standart implantlarda rutin olarak başvuru kantilever ve pontik protez tasarımlarının kısa ve ekstra kısa implantlarda uygulanabilirliği ve oluşturacağı riskler konusunda yapılacak çalışmalara ihtiyaç vardır (150,239). Aynı zamanda farklı protetik materyaller kemik dokusu, implant, implant parçalarına iletilen stresleri etkileyebilmektedir. Kısa ve ekstra kısa implant destekli tedavilerde protetik yapıda tercih edilecek materyal, kemik kaybının fazla olduğu bu durumlarda artmış protez hacmi protetik yapıda meydana gelebilecek komplikasyonların azaltılabilmesi ve uzun süreli başarının sağlanabilmesi üzerine yapılan çalışmalar sürdürülmektedir (180,224,250).

İmplantların ve protetik yapının başarı ile sağkalımı okluzal kuvvetler doğrultusunda kemik, implant, implant parçaları ve protetik yapıda meydana gelen streslerin dengeli ve fizyolojik sınırlar dahilinde olabilmesine bağlıdır. Özellikle kemikteki stres dağılımlarının *in vivo* olarak değerlendirilmesi mümkün değildir. Bu doğrultuda doğru endikasyon ve planlama ile aşırı atrofik kretlere sahip hastalara kısa ve ekstra kısa implantlarla beraber daha noninvaziv ve başarı oranı yüksek bir tedavi imkanı sunabilmek amacıyla bu faktörlerin değerlendirilip, tercih edilebilecek protetik tedavi alternatifleri üzerine yapılacak *in vitro* çalışmalar önem kazanmaktadır. Bu tedavilerin

olası sonuçları konusunda da fikir verebilmesi doğrultusunda stres analizi yöntemlerinden de sıklıkla faydalanılmaktadır (14). Böylece implant destekli protetik tedavinin devamlılığı ve etkinliğini öngörebilmek, aşırı yüklenme riskine neden olabilecek tasarım ve parametrelerinin klinik uygulanımı öncesi tespit edilebilmesi mümkün hale gelebilmektedir (251,252).

İmplantlardan destek dokulara yük transferi; gelen kuvvetin büyüklüğüne ve yönüne, implantların sayısı, uzunluk, çap ve yüzey özelliğine, kemik implant ara yüzeyine, yapılan protez türüne, kemiğin kalitesine bağlıdır. Bu etkenlerin fonksiyonel kuvvet altındaki biyomekanik davranışlarını incelemek için diş hekimliğinde birçok *in vitro* stres analiz yönteminden yararlanılmakta ve sıklıkla sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, fotoelastik stres analiz yöntemi ile gerilim ölçer stres analiz yöntemi kullanılmaktadır (203,253,254). Fotoelastik stres analizi yöntemi; stres dağılımı ve yerleri ile ilgili görsel olarak bilgi sağlarken stresin miktarı ile ilgili sınırlı bilgi vermektedir. Gerilim ölçer stres analizi yönteminde ise basınca duyarlı kısmın büyüklüğüne bağlı olarak sadece o bölgedeki gerilim değerleri belirlenebilmektedir (255). Akça ve ark'nın gerilim ölçer stres analizi yöntemi ve sonlu elemanlar stres analizi yöntemini karşılaştırdıkları çalışmalarında iki yöntemde benzer sonuçlar elde edilmiştir; ancak sonlu elemanlar stres analizi yönteminin daha hassas ve detaylı olduğu vurgulanmıştır (254). Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi, bilgisayar tabanlı olup çeşitli mekanik problemlere kabul edilebilir bir yaklaşımla çözüm oluşturmaktadır. Bu stres analizi yöntemi ile karmaşık geometriye sahip katı cisimler modellenenilmekte, materyal özellikleri eklenerek gerçeğe yakın modeller yazılımlar aracılığıyla elde edilebilmekte, istenilen sayıda değişik malzeme ile farklı modeller oluşturulabilmekte, stres dağılımı ve yer değiştirmeler hassas bir şekilde belirlenebilmektedir (256). Aynı zamanda bu analiz yöntemi, diş hekimliğinde ileri laboratuvar testleri ve klinik projeleri planlamada başlangıç basamağı olarak kullanılabilir temel bir araştırma aracı olabilmektedir. Bu yöntemlerin birbiri arasındaki değerlendirmeleri sonucunda sonlu elemanlar stres analizi metodunun, diğer metotlara daha üstün olduğu yapılan çalışmalarca belirtilmiştir (209,215,255,257). Bu doğrultuda çalışmamızda stres analiz yöntemlerinden sonlu elemanlar stres analiz metodu tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmaların en büyük dezavantajı, oral yapıların karmaşık yapısının yüksek doğrulukta modellenmesi zorluğu nedeniyle, belirli sadeleştirmeler ve varsayımlar gerektirmesidir (258). Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarının çoğunda, kemik-implant teması %100 olarak kabul edilir, fakat bu bağlantı hücresel düzeyde mümkün değildir. Klinik olarak kemik-implant temasının %30 ile %70 arasında olduğu belirtilmektedir. Bununla beraber kemik-implant temasında azalmanın stres artışına neden olduğu bilinmektedir (203). Yöntemin sınırları dahilinde modellemede tüm yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilir, ancak canlı odokularda bu durum mümkün değildir (259–261). Çalışmamızda amacımız tek bir model ve tasarımının analizinin yapılarak sonuçların değerlendirilmesi değil, farklı tasarımların ve oluşturdukları sonuçların karşılaştırılmasıdır. Bu sebeple tüm yapılar homojen, izotropik, lineer elastik olarak kabul edilmiştir ve kemik-implant teması %100 olarak varsayılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Geometri ve sınır şartlarındaki farklılıklar nedeniyle sonlu elemanlar stres analizinden elde edilen sonuçlar sayısal açıdan diğer çalışmalarla kıyaslanamamaktadır. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarı ile dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır (262).

Sonlu elemanlar stres analizinde doğru sonuçlar elde edebilmek için ileri dijital görüntüleme tekniklerinden faydalanılmaktadır (203). İleri dijital görüntüleme teknikleri arasında bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve lazer tarama yöntemleri yer almaktadır. Bu teknikler kendi aralarında kıyaslandığında, yapılan araştırmalara göre en ayrıntılı görüntüyü veren tekniğin bilgisayarlı tomografi tekniği olduğu bildirilmiştir (263). Çalışmamızda bilgisayarlı tomografi ile elde edilen radyografik görüntüden faydalanılarak alt çene kemik modeli oluşturulmuştur. Oluşturulan kemik modelinde kemiğin kemik kalitesi ve anatomik özellikleri belirlenmiştir. Yapılan çalışmalarda D3 ve D4 kemik kalitesinin olduğu alanlara uygulanan implantlarda daha fazla başarısızlığın meydana geldiği saptanmıştır (35,125,132). Kemik kalitesinin mandibulada maksillaya göre daha iyi ve alveolar

bölgede D2 kemiğin sıklıkla görülen kemik tipi olması dolayısıyla çalışmamızda posterior mandibulada D2 kemik tipi tercih edilmiştir (17,125,129,177). Bunun yanında kortikal ve spongioz kemik kalınlıkları farklılık göstermektedir. Bu doğrultuda Katranji ve ark, insan kadavrası üzerinde yaptıkları incelemede dişsiz posterior mandibulada lingual kortikal kemik kalınlığının ortalama $2,39 \pm 0,62$ mm, bukkal kortikal kemik kalınlığının ise $2,06 \pm 0,69$ mm olduğu tespit edilmiştir. (264). Çalışmamızda da bu veriler göz önünde bulundurularak 2 mm kortikal kemik kalınlığı ile çevrili spongioz kemik içeren dişsiz mandibular kemik modellenmiştir (265–270). İmplantların anatomik bölgelere minimum 2 mm mesafe uzaklıkta konumlanması gerekmektedir (177,271,272). Bu doğrultuda inferior alveolar kanal ile implant apeksi arasında 2 mm kemik mesafesi bırakılmıştır. 4 mm ve 8 mm implantlar için iki ayrı kemik modellemesi yapılmıştır.

Sonlu eleman stres analizinde incelenecek yapının tamamını analize tabi tutmak çok fazla eleman ve düğüm sayısına, yüksek maliyete ve zaman kaybına neden olmaktadır (175,269,273,274). Bu nedenle çalışmamızda dişsiz mandibulanın modellenmesi sonrasında analizi yapılacak posterior mandibular bölge ile sınırlandırılmıştır. Hatalı sonuçlara izin vermemek amacıyla analizin yapılacağı bölgenin uzağında olacak şekilde yeterli anterior-posterior mesafede sınır koşulları oluşturulmuştur.

Kısa implantlarda, implant mikro ve makro özelliklerin geliştirilmesiyle beraber başarı ve sağkalımın arttığı saptanmıştır (140,141). İmplant yüzey özellikleri, çap ve taper açısı osseointegrasyonun artırılması ve bu sayede kuvvetlerin daha dengeli dağıtılabilmesi amacıyla kısa implantlarda özellikle değerlendirilen parametrelerdir (79,131,144,145). Bu doğrultuda SLActive yüzeyler hidrofilik özellikleri, osteoblast proliferasyonu ve doku iyileşmesinin daha hızlı olması dolayısı ile kısa ve ekstra kısa implantlara özel olarak Straumann firması tarafından üretilmiştir (44,72,76,146). Çalışmamızda da “Straumann, SLActive synocta” kısa ve ekstra kısa implant seçeneği tercih edilmiştir.

Kısa implant sistemlerinde kemiğe aktarılan stresin uzun implantlara kıyasla daha fazla olması ve kemik-implant arayüz temasını arttırmak amacıyla daha geniş çap tercih

edilmektedir. Geniř çaplı implantlarda, implant yuvasının açılması ve yerleştirilmesi aşamasında, kemiğin daha fazla ısınarak termal yaralanma riski, bukkal/lingual duvarların ince kalabilmesi ve implant başarisının tehlikeye dūřebilme ihtimali nedeniyle implant çapının 5,0 mm'den kūuk olması önerilmektedir (86,275). Bu doğrultuda Elias ve ark, tek ūye 4 mm eksta kısa implantlarda kron boyu farkının incelendiği sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında implant çapını 4.1 mm olarak belirlemişlerdir (276). Fernandez ve ark da aynı Őekilde 4 mm ve 8 mm kısa implantlarda kantilever protetik tasarının stres analizini gerçekleştirdikleri çalışmada implant çapı 4.1 mm olarak modellenmiştir (9). Çalışmamızda da kısa ve ekstra kısa implant seçeneklerinde 4.1 çap tercih edilmiştir. Dahası implantlarda taper açısının artmasıyla beraber yūzey alanı da azalmaktadır. Aynı zamanda kısa implantlarda krestal kemiğe iletilen streslerin konik implantlarda daha fazla olduğu tespit edilmiştir(143,201,277). Kısa implantlarda yūzey alanının arttırılması ve devirici kuvvetlere karşı direnç sağlanabilmesi amacıyla implant taper açısı paralele yakın olarak tasarlanmaktadır. Petrie ve ark'nın kısa ve standart implantlarda implant taper açılarının evre yapı ve dokulara etkisinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile inceledikleri çalışmada, kısa implantlarda paralel ve paralele yakın taper açılarına sahip implantlarda kemiğe iletilen stresin daha az olduğu bildirilmiştir (152). Bu nedenle kısa ve ekstra kısa implantlarda yūzey alanının arttırılması ve krestal kemiğe iletilen streslerin azaltılması doğrultusunda implant duvarlarının paralel ya da dūřuk taper açılarına sahip olması önerilmektedir (152,156). Çalışmamızda ise tercih ettiğimiz kısa ve ekstra kısa implantlar silindirik ve yivli implant gövde tasarımına sahiptir.

İmplant destekli sabit protezlerde K/İ oranı kemiğe iletilen stresleri etkileyen önemli parametrelerdendir (95). Bu oranın belirlenmesinde anatomik ve klinik K/İ oranı olmak ūzere iki oran mevcuttur. İmplant ūstū restorasyona gelen kuvvetler krestal kemikte yoğunlaştığı için esas belirleyici olanın klinik K/İ olduğu belirtilmiştir (117,160,162,163). Standart implantların yerleştirilemediği durumlarda tercih edilen kısa implantlarda, kemik desteğinin daha az olması nedeniyle zararlı lateral kuvvetlerin oluşturduğu risk daha fazladır (159). Birdi ve ark, implant destekli restorasyonlarda ancak 2/1'lik bir K/İ oranının kabul edilebileceğini belirtmişlerdir (163). K/İ oranının implant başarisına olan etkisinin incelendiği çalışmalarda ise bu oranın

doğrudan kemik kaybına neden olmadığı ve implantların klinik başarı sürelerini etkilemediği bildirilmiştir (109,160,164). Yakın dönemde yapılan klinik bir çalışmada ise farklı değerlerdeki K/İ oranlarına sahip vakalarda benzer sağkalım oranları tespit edilmiştir (95,109,129). Bunun yanında Di Fiore ve ark yaptığı çalışmada ise $K/İ \geq 2$ oranına sahip vakalarda marjinal kemik kaybını bu oran ile ilişkili olmasına rağmen ortalama kemik kaybı artışı 0.28 mm olarak saptanmıştır. Bu mevcut kemik kaybının ise fizyolojik sınırlar dahilinde olduğu bildirilmiştir (165). Çalışmamızda ise kron boyu 10 mm olarak belirlenmiş olup klinik K/İ oranı kısa implantlarda 1.5, ekstra kısa implantlarda 3'tür.

Kemik kaybının daha sık görüldüğü posterior alanlarda standart implantların yerleştirilemediği durumlarda implantların optimum şekilde konumlandırılması ya da istenilen sayıda implantın yerleştirilebilmesi mümkün olmayabilir (173). Bu durumda kısa ve ekstra kısa implanların kullanımının yanısıra bu implantlardan destek olarak uygulanan sabit protezlerde pontik ya da kantilever tasarımları tercih edilebilmektedir (175). Parsiyel dişsizliklerde kantilevere göre pontik tasarımının kullanılması implant, kemik ve protezde oluşan stresler doğrultusunda daha elverişli olduğu görülmektedir (172,173,176). Standart implantlarda kantilever ve pontik tasarımları sıklıkla kullanılırken kısa ve ekstra kısa implantlarda tercih edilebilirliği ve kemik, implant, protetik yapılardaki etkilerinin değerlendirildiği çalışmalara ihtiyaç vardır. Bunun yanısıra kısa ve ekstra kısa implant seçeneğinde bir diğer önemli konu ise protetik materyaldir. Yapılan çalışmalarda farklı protetik altyapı materyallerinin iletilen kuvvetlerin dağılımını etkilediği görülmüştür (178–182). Uzun süreli tedavi başarısının sağlanabilmesi açısından kısa ve ekstra kısa implantlarda iletilen kuvvetin ve krestal kemikteki stresin daha dengeli dağılabilmesi amaçlanmaktadır (166). İmplant destekli sabit protezlerde metal-seramik restorasyonlar sıklıkla kullanılmaktadır (1). Bunun yanında daha iyi estetik, daha düşük bakteri adezyonu, kron ve dayanaklar arasında daha iyi marjinal uyum ve stresin daha homojen yayılmasını sağlayan tam seramik restorasyonların kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır (278). Rutinde sıklıkla kullanılan zirkonya alt yapıli porselen restorasyonlarda, zirkonya ve seramik bağlantısındaki problemlerden dolayı porselende görülen koheziv kırılmalar hacmi fazla olan protezlerde olası komplikasyon ihtimalini arttırmaktadır. Monolitik Zr'un geliştirilmesi ile beraber

bu sorunların üstesinden gelinmeye çalışılmaktadır (279). Birçok araştırmacı ve klinisyen, tam ark implant destekli protetik restorasyonlar dahil olmak üzere protetik materyal olarak monolitik Zr'u önermektedir (278,280–282). Bu doğrultuda kısa implantlarda farklı protetik materyallerin tedavinin uzun süreli başarısı ve stres dağılımına etkisi konusunda yapılacak çalışmalara ihtiyaç olduğu görülmektedir. Bu nedenle çalışmamızda kısa ve ekstra kısa implant destekli protetik yapılarda pontik ve distal kantilever tasarımları ile Cr-Co metal altyapı üzeri feldspatik porselen ve monolitik Zr olmak üzere iki farklı materyal tercih edilmiştir.

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinde gerçeğe yakın sonuçların elde edilebilmesi için hazırlanan sayısal modeldeki düğüm ve eleman sayısı önemlidir. Analizin güvenilirliği ve gerçeğe yakın bir geometrinin elde edilmesi için en az 30.000 adet düğüm, 200.000 adet eleman sayısının kullanılması önerilmektedir (261,283). Çalışmamızda da bu veriler ışığında gerçeğe yakın sonuçların elde edilmesi amacıyla her bir model için toplam düğüm ve eleman sayısı bu değerlere göre oldukça fazladır, her model için en az 76.104 düğüm sayısı ve en az 337.298 eleman sayısı kullanılmıştır.

Sonlu eleman stres analizinde modelleme yapılırken, materyal özelliklerinin verileri sisteme tanıtılmaktadır. Kullanılan materyallerin mekanik özelliklerin belirlenmesinde ve bilgisayara aktarılmasında elastisite modülü ve poisson oranları kullanılmaktadır (283). Dental implantlarda yapılacak olan sonlu eleman stres analizinde, kemik, implant, dayanak ve üst yapıların poisson oranları ve elastisite modülleri güncel verilere göre belirlenmelidir. İncelenen kemik dokusunda kortikal ve spongioz kemiğin farklı özellikte olması, implant, dayanak, üst yapının üretildiği malzemelerin çeşitlilik göstermesi sonucunda stres değerleri değişebilmektedir (274). Çalışmamızda da materyallerin mekanik özelliklerini belirten elastisite modülü ve poisson oranları güncel çalışmalardan referans alınmıştır (14,201,206,224,226–228,276).

İmplant-kemik temasında periodontal aralığın bulunmaması, çiğneme kuvvetlerinin implant ile doğrudan kemiğe iletilmesine neden olmaktadır. Bu nedenle implant-kemik bağlantısının korunmasında çiğneme kuvvetlerinin etkisi büyüktür (208). Çiğneme kuvvetleri kişiden kişiye farklılık göstermekle birlikte, cinsiyet, yaş,

çenelerdeki farklı bölgeler, dişsizlik durumu, mevcut restorasyon, parafonksiyonel alışkanlıklar ve hastanın mental durumundan etkilenmektedir (284–286). Bu nedenle çiğneme sırasında oluşan oklüzal kuvvetlerin değeri geniş bir aralık göstermektedir. Çiğneme kuvvetleri ile ilgili pek çok çalışma yapılmasına rağmen bu kuvvetlerle ilgili farklı sonuçlar tespit edilmiştir (203). Morneburg and Proschel; ısırma kuvvetlerini analiz ettikleri *in vivo* çalışmalarında, 9 hastada çiğneme merkezinde bulunan 2 implant üzerine gelen stresi gerilim ölçer stres analizi yöntemi ile ölçmüşlerdir. En yüksek değerin 450 N ve ortalama değerin 220 N olduğunu belirtmişlerdir. Bunun yanında sentrik dışı hareketlerde ısırma kuvvetinin sentrik oklüzyondaki ısırma kuvvetlerine göre daha düşük olduğu saptanmıştır (287). Isırma kuvvetlerinin dişlerdeki dağılımına dair yapılan çalışmalarda yüklerin posteriordan anteriora doğru azaldığı görülmektedir (288,289). Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin kullanıldığı çalışmalarda da kuvvet değerleri çeşitlilik göstermektedir. Garcia ve ark 36 nolu bölgeye yerleştirilen tek üye 4 mm ekstra kısa implanların stres analizinin incelendiği çalışmada, vertikal kuvvet 150 N olmak üzere meziolingual, meziobukkal ve distobukkal tüberkül tepelerine ve 30° oblik kuvvetler de toplamda 150 N olmak üzere lingual tüberküllerin bukkal eğimlerine uygulanmıştır (201). Elias ve ark ise mandibular molar bölgeye yerleştirilen tek üye 4 mm ekstra kısa implantların stres analizini inceledikleri çalışmada vertikal kuvvetler dişin uzun aksı doğrultusunda molar dişin meziobukkal, distobukkal ve distolingual tüberküllerine toplam 200N, 45° oblik kuvvet ise bukkolingual yönde, lingual tüberküllerin bukkal eğimlerine toplam 100 N olarak uygulanmıştır (276). Batista ve ark 14,15,16 nolu bölgelere uygulanan implantlardaki stres analizini inceledikleri çalışmada, vertikal kuvvet kusp tepelerine toplam 400 N, 45° oblik kuvvet ise bukkal tüberküllerin lingual eğimlerine toplamda 200N olmak üzere uygulanmıştır (176). Çalışmamızda ise sentrik oklüzyon stop noktalarında Okeson'un oklüzyon kriterleri rehber alınmıştır (290). Sentrik oklüzyonu temsil eden vertikal yüklemdeki kuvvet noktaları tüberkül fossa ilişkisine göre belirlenmiş olup, kuvvet değerleri toplam 400 N'dur. Lateral hareketi temsil eden oblik yüklemdeki kuvvet noktaları ise fonksiyonel tüberküllere tek noktadan bukko-lingual yönde 45° ve kuvvet değeri toplamda 200 N'dur.

Yükleme sonrası canlı yapılar üzerinde meydana gelen stres değerleri, kuvvetin etkisinin anlaşılabilmesi açısından dokunun dayanımı ve ileride karşılaşılabilecek

durumlar konusunda tahmin yürütmeyi sağlayabilmektedir. İmplant biyomekaniğinin değerlendirildiği sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında kuvvetlerin implantın boyun bölgesindeki kortikal kemikte daha yüksek olduğu belirtilmiştir (291–293). Çalışmamızda da kuvvet yönünden bağımsız olarak kemikteki en yüksek stres değerleri, kortikal kemik-implant ile temas alanında meydana gelmiştir. Kortikal ve spongioz kemikte meydana gelen stresler ise doku özelliklerine bağlı olarak farklılık göstermektedir. Spongioz kemiğin elastisite modülü (1,37 Gpa) (226), kortikal kemiğe (13,7 Gpa) (206) göre daha düşüktür. Yapılan sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında implant çevresi spongioz kemikte meydana gelen stresler kortikal kemikten daha düşük değerlere sahip olduğu tespit edilmiştir (175,206,216). Papavasiliou ve ark. yaptıkları sonlu elemanlar stres analiz çalışmasında farklı kemik tiplerinin stres dağılımına etkisini araştırmışlardır. Krestal kemikte oluşan streslerin, her koşulda spongioz kemikten daha fazla olduğu sonucuna ulaşmışlardır (294). Çalışmamızda da benzer şekilde kortikal kemikte meydana gelen stresler spongioz kemikten daha yüksek değerlere sahiptir.

Çalışmamızda kemik dokudaki en yüksek stresler kortikal kemikte meydana gelen basma tipi stresler (min asal stres)'dir. Bu doğrultuda Toniollo ve ark da, üç üye implant destekli protezlerin stres analizini inceledikleri çalışmada kortikal kemik üzerindeki basma streslerinin çekme streslerinden daha fazla olduğunu tespit etmişlerdir (267). Cenkoğlu ve ark'nın yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında ise posterior maksillaya uygulanan dental implant destekli üç üyeli protetik yapıların analizinde kortikal kemikte basma streslerinin çekme streslerinden daha fazla olduğu saptanmıştır. Aynı zamanda mezial implantta daha çok çekme tipi stresler distal implant çevresi kortikal kemikte basma tipi streslerin meydana geldiği bildirilmiştir. Bu durum posterior bölgede 1. molar dişe etki eden kuvvetin daha fazla olması ile beraber posterior implant çevresi kemikte baskı, anterior implant çevresi bölgede ise kaldıraç kolu etkisi ile çekme tipi streslerin daha belirgin olarak meydana geldiği belirtilmiştir (227). Çalışmamızda da vertikal ve oblik kuvvetlerde kortikal kemikte çekme stresleri daha çok mezial implantın çevresinde, basma stresleri ise distal implant çevresinde daha yüksek bulunmuştur.

Çalışmamızda oblik yüklemeye göre hem kortikal hem spongioz kemikte meydana gelen stresler daha fazladır. Oblik kuvvetler, vertikal ve

horizontal kuvvet bileşenlerini de içermektedir. Dolayısıyla oblik yükler okluzyonu daha iyi taklit edebilmekte ve bu sayede daha gerçekçi sonuçlar elde edilebilmektedir (208,295). Bu nedenle oblik kuvvetlerin kemikteki yıkıcı stresleri arttırması dolayısıyla kısa ve ekstra kısa implant destekli protezlerde lateral hareketlerin klinik olarak özellikle değerlendirilmesi gerektiği belirtilmiştir (164,284,296).

Çok parçalı yapıların birbiriyle temas ettiği bölgelerde materyallerden birine gelen kuvvet sonucunda bağlantı alanlarında stres birikimi olmaktadır ve bağlantı alanındaki mikron seviyesindeki hareketlerin buna neden olduğu düşünülmektedir (297). Benzer şekilde implant, dayanak ve dayanak bağlantı vidası için de aynı durum sözkonusudur (296,298). Çehreli ve ark farklı implant ve dayanak bağlantı tasarımlarının dinamik yükleme sonucu stres analizini inceledikleri çalışmalarında, implant-dayanak sisteminde meydana gelen streslerin implant-dayanak bağlantı bölgesinde oluştuğunu tespit etmişlerdir (299). Bizim çalışmamızda da bu bulgulara paralel olarak vertikal ve oblik yükleme sonucu implant yapılarındaki stresler implant-dayanak bağlantı bölgelerinde gözlenmiştir.

Bunun yanında doğal dişlerde çiğneme fizyomekaniği incelendiğinde çiğneme sistemi 3. sınıf kaldıraç sistemine benzemektedir. 3. sınıf kaldıraç sistemine göre molar dişlerdeki çiğneme etkinliği kesici, kanin ve küçük azı dişlerinden daha fazladır. Distale doğru gidildiğinde dişler üzerine gelen okluzal kuvvetler de artmaktadır. 1. Molar dişin 2. premolara oranla daha büyük okluzal kuvvetlere maruz kalması 3. sınıf kaldıraç prensibi ile açıklanmaktadır. Daha fazla kuvvete maruz kalan yapılarda ortaya çıkan gerilim de doğal olarak büyük olmaktadır (23,176). Çalışmamızda da vertikal yüklemde distal bölgede implant, dayanak, dayanak bağlantı vidası ve kronunda stres daha yüksektir.

Standart ve daha uzun implantların kemik içi hacminin ve ankrajının daha fazla olması dolayısı ile okluzal kuvvetleri daha dengeli dağıtılabildiği yapılan çalışmalarca belirtilmiştir (201,272,300). Bunun yanında okluzal kuvvetlerin implantın boyundan bağımsız olarak alveolar kemiğin krestal kısmında yoğunlaştığı ve implantın kortikal desteğinin yüksek olması doğrultusunda implant uzunluğunun yaratacağı dezavantajların üstesinden gelinebileceği de savunulmaktadır (47,146,301). Bu konuda kısa ve ekstra kısa

implantların çok faktörlü koşullar altında kemik dokusu, implant ve protetik yapılarda oluşturacağı etkilerin araştırıldığı çalışmalar önem kazanmaktadır. Fernandez ve ark yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında 4 mm ekstra kısa implantlarda tüm yapılarda streslerin 8 mm kısa implantlara göre daha fazla olduğu tespit edilmiştir (9). Küçük Kurt ve ark maksillada lateral sinüs lifting ile beraber standart implant, kısa implant, açılı implant ve distal kantilever protez tasarımı ve kontrol grubu olarak standart implant destekli pontik protez tasarımının stres analizini gerçekleştirdikleri çalışmada kemikteki en yüksek stresler kısa implantlarda gözlenmiştir (302). Cenkoğlu ve ark ise standart ve kısa implantların farklı değişkenlerde çevre yapılarda oluşan etki ve stres dağılımını karşılaştırdıkları çalışmada kısa implantlarda (8 mm) kemik doku ve implanttaki streslerin genel olarak daha fazla olduğu fakat bikortikal yerleştirilen kısa implant modelinde meydana gelen streslerin standart implant (13 mm) modeli ile benzer olduğu görülmüştür (227). Çalışmamızda da 4 mm ekstra kısa implantlarda kortikal, spongios kemik ve implant kemik içi bölgelerinde meydana gelen stresler 8 mm implantlara göre daha yüksektir. Bu doğrultuda “4 mm ekstra kısa implantlarda, 8 mm kısa implantlara göre kemikte artmış stres değerleri beklenmektedir.” hipotezi kabul edilmiştir.

Parsiyel dişsizliklerin implant destekli protetik rehabilitasyonunda biyomekanik açıdan en ideal durum, her bir eksik diş için bir implant yerleştirmektir (303–305). Köprü olarak planlanan bölgeler için ise art arda üç diş eksikliğinde iki implant yerleştirilebileceği yapılan çalışmalarca savunulmaktadır (303,306,307). Dahası kemik kaybının fazla olduğu atrofik kretlerde her zaman istenilen konum ve sayıda implant yerleştiremeyebilmektedir. Bu durumda implant sayısının belirlenebilmesinde kemik kalitesi, protezin biyomekaniği, yük dağılımı, kemik elde etme yöntemlerinin uygulanabilirliği, hasta beklentileri, maliyet, zaman gibi birçok faktör değerlendirilmektedir (303). Kemik kaybının fazla olduğu mandibular posterior bölgelerde cerrahi yöntemler ile vertikal kemik elde etme yöntemleri maksillaya göre daha zordur (308). Bunun yanında mandibulada vertikal kemik augmentasyonu sonrasında %25-47 oranında greft rezorpsiyonu meydana gelebileceği ve ortalama kemik kazancının 5 mm’den daha az olduğu gösterilmiştir (309,310). Bu nedenle kısa ve ekstra kısa implant kullanımının yanısıra pontik ve kantilever protez tasarımları da tercih

edilebilmektedir. Kantilever protez tasarımları ekstra implant uygulaması, cerrahi prosedürler ile kemik elde etme yöntemlerine olan ihtiyacı ortadan kaldırırsa da kaldıraç kolu etkisi ile tüm yapılarda streslerin artmasına neden olması en büyük dezavantajdır (106,252,256,311).

Kantilever ve pontik protez tasarımlarının standart implant destekli restorasyonlarda karşılaştırıldığı birçok çalışma olsa da kısa ve ekstra kısa implantlarda kullanılabilirliğini konu alan daha fazla çalışmaya ihtiyaç vardır. Bu doğrultuda Batista ve ark 10 mm boyundaki standart implantlarda yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında üç üyeli protetik yapıda distal kantilever, mezial kantilever, pontik ve her diş için birer implant uygulamalarını karşılaştırmışlardır. Çalışmada distal kantilever, mezial kantilever ve pontik protez tasarımlarında implant, implant parçaları, kemik ve protetik yapıdaki streslerin üç implant destekli üç üyeli protez tasarımına göre daha fazla olduğu tespit edilmiştir. En olumsuz koşullar ise distal kantilever protez tasarımına sahip modelde gözlenmiştir (176). Cenkoğlu ve ark ise yaptıkları çalışmada, maksillaya uygulanan bir adet kısa ve standart implant destekli üç üyeli distal kantilever (Model 1), bir adet kısa ve standart implant destekli üç üyeli pontik (Model 2), kontrol grubu olarak iki adet kısa ve bir adet standart implant destekli üç üyeli köprü (Model 3) ve bir adet kısa ve standart implant destekli iki üye kısa ark (Model 4) protetik planlamalarını sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelemişlerdir. Planlamalar arasında distal kantilever protez tasarımında implant, protetik yapı ve kemik dokudaki streslerin daha fazla olduğu ve özellikle kantilevere yakın bölgede streslerin arttığı gözlenmiştir (227). Çalışmamızda da distal kantilever protez tasarımına sahip modellerde meydana gelen stresler pontik protez tasarımına göre protetik yapı, implant, implant parçaları ve kemik dokuda artmıştır. Bu artış özellikle distal bölgede daha belirgindir. Böylece “Kantilever protez tasarımında pontik protez tasarımına göre protetik yapı, implant implant parçaları ve kemikte artmış stres değerleri beklenmektedir.” hipotezi kabul edilmiştir.

Protetik yapıda tercih edilecek tasarım kemiğe iletilen stresleri doğrudan etkilemektedir. Protetik tasarımın mekanik komplikasyonları etkileyebilmesinin yanında, periimplant kemikte uzun süreli aşırı stres birikimleri sonrası biyolojik komplikasyonların, periimplant kemik rezorpsiyonların ve implant kayıplarının önlenmesine katkı sağlayabilmektedir (303,306,307). Bu doğrultuda streslerin

kemikte yaratacağı etkiler materyalin özelliklerine bağlı olarak standardize edilmiştir. Dolayısıyla daha doğru değerlendirme yapabilmek, streslerin kemik üzerindeki olumlu ve olumsuz etkilerinin uzun dönemde olası sonuçlarını tahmin edebilmek adına ayrıntılı değerlere ihtiyaç vardır (312). Bu doğrultuda Wolff tarafından kemik yapım ve yıkım olaylarının belirli yükler ile ilişkisinin açıkladığı mekanizma Frost ark tarafından geliştirilerek formüle edilmiştir. Buna göre kortikal kemikte 1-2 Mpa (50-100 $\mu\epsilon$) stres aralığında kullanılmama atrofisi meydana gelebilmektedir, 2-20 Mpa (100 ile 1000-1500) arasındaki stresler kortikal kemik remodelingi için uygundur, 20-60 Mpa (1500-3000 $\mu\epsilon$) arasındaki streslerde ise kortikal kemikte aşırı yüklenmeye bağlı mikro hasar meydana gelebilmektedir, 60-120 Mpa (3000-25.000 $\mu\epsilon$) arası değerlerde deformasyon ve orta dereceli hasar görülebilmektedir. 120 Mpa üzerindeki stres değerinde ise aniden kortikal kemik kırığı oluşmaktadır (312–315). Spongioz kemiğin ise kırılma dayanımı 20 MPa'dır (316,317). Bu değerler üstünde meydana gelen streslerde kemikte plastik deformasyon meydana gelmektedir.

Kreissl ve ark yayınladıkları prospektif bir çalışmada ise implant destekli tek kron, splintli, pontik ve kantilever protez tasarımları içerisinde kantilever kullanımının daha yüksek implant başarısızlık oranına sahip olduğu sonucuna ulaşmışlardır (318). Torcato ve ark ise implant destekli protezlerde kantilever tercih edilmesi dahilinde brüksizmi olan hastalarda biyomekanik risk meydana gelebileceğini bildirmişlerdir (319). Yapılan sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında ise distal kantilever protez tasarımında kantilevere yakın implant-kortikal kemik bağlantı alanında daha yüksek değerleri saptanmıştır (9,176,256,302,320). Küçükkurt ve ark üç üyeli implant destekli pontil ve kantilever protez tasarımlarını karşılaştırdıkları çalışmada kantilever protez tasarımına sahip modellerde özellikle kantilevere yakın implant çevresi kemikte streslerin arttığını tespit etmişlerdir (302). Batista ve ark 10 mm boyundaki standart implantlarda iki implant destekli mezial kantilever, distal kantilever ve pontik protez tasarımlarında distal kantilever protez tasarımında periimplant kortikal kemikte meydana gelen streslerin kortikal kemik orta dereceli hasar ve deformasyon aralığında(>3000 $\mu\epsilon$)(>60 Mpa) olduğu tespit edilmiştir (176). Çalışmamızda da periimplant kortikal kemikte meydana gelen stres değerlerinin fizyolojik sınırlamaları doğrultusunda oblik yüklemde 4 mm ve 8 mm implantlarda kantilever protez tasarımına sahip modellerde kortikal kemik stres

değerleri (Model 1: -56,47 Mpa, Model 2:-55,92 Mpa, Model 4:-50,05 Mpa, Model 5:-48,78 Mpa) orta dereceli hasar ve deformasyon sınırının (60 Mpa) altında olmasına rağmen bu sınıra yakın değerlerdir. Spongioz kemikte ise 4 mm ekstra kısa implant ve distal kantilever protez tasarımına sahip modellerde oblik yüklemeye meydana gelen stresler (Model 1: 19,71 Mpa, Model 2:19,24 Mpa) spongioz kemik kırılma dayanımı sınırına (20 Mpa) yakın değerdedir. Bu doğrultuda çalışmamızda da uzun dönemde kemik rezorpsiyonu ihtimali beklentiler dahilindedir. Dahası kantilever protez tasarımı yerine kemik augmentasyon yöntemleriyle beraber implant sayısının artırılması ya da daha uzun implant alternatifleri gözönünde bulundurulabileceği düşünülebilmektedir.

Kantilever varlığında meydana gelebilecek aşırı kuvvetler implant sistemini çok yönlü etkileyebilmektedir. İmplant, implant parçaları ve protetik yapıda meydana gelebilecek mekanik komplikasyonlar genellikle aşırı yükler kaynaklıdır (206). Dental implantlarda proprioseptif duyu doğal dişlere göre daha sınırlıdır ve değişen kuvvetler altında kemik ile ilişkisini adapte edebilme kapasitesi mevcut değildir. Bu nedenle, implant destekli restorasyonlar mekanik komplikasyonlara yatkındır. İmplantta uygulanan şiddetli ve eksen dışı yükler; implant, dayanak, dayanak bağlantı vidası ve üst yapıların yapısal bütünlüğünü etkileyebilmektedir (287,321). Bu doğrultuda Batista ve ark pontik ve kantilever protez tasarımların stres analizinin karşılaştırdıkları çalışmada distal kantilever protez tasarımında distal implant, dayanak ve dayanak bağlantı vidasında streslerin artış gösterdiği görülmüştür (176). Sato ve ark da kantilever, pontik ve splintli üç üyeli implant destekli parsiyel protez modellerin stres analizini gerçekleştirdikleri çalışmada distal kantilever modelinde implant, dayanak ve bağlantı vidasında stresin özellikle distal bölgede yoğunlaştığı tespit edilmiştir (320). Çalışmamızda da implant, dayanak ve dayanak bağlantı vidasında distal kantilever varlığında stresler artmıştır. Meydana gelen stresler materyallerin kırılma dayanımlarının (Dayanak (cp-Ti): 450 Mpa, Dayanak bağlantı vidası (Titanium-Aluminum-Niobium) : 995 Mpa, İmplant (Ti-Zr): 953 Mpa) çok altındadır. Bunun yanında distal kantilever varlığında distal bölgelerdeki yüksek stres konsantrasyonu vidanın gevşeme ve kırılma riski gibi komplikasyonları artırabilme ihtimali doğrultusunda klinik kontrollerinin daha sık yapılması gerekliliği, vidanın yeniden torklanma veya değiştirilme ihtiyacı olabileceği doğrultusunda mümkün

olduğunca distal kantileverden kaçınılması ve daha fazla implant ile protezin desteklenmesi önerilmektedir (9,178,272,322)

Doğal dişlerin aksine implantlarda okluzal kuvvetler, periodontal ligament gibi herhangi bir çok emici eleman olmadan doğrudan implant ve implant çevresindeki kemiğe iletilmektedir. Bu nedenle implant-protez kompleksi içinde dengeli bir kuvvet iletimi oluşturmanın bir yolu da restoratif materyal seçimidir (95,192,323). İmplant destekli protezlerde birçok protetik materyal alternatifi mevcuttur. Özellikle osseointegre dental implantlarda kuvvetlerin kemiğe daha dengeli iletilebilmesi doğrultusunda rijit ve elastisite modülü yüksek materyaller tercih edilmektedir. Cr-Co alaşımları yüksek kırılma direncine ve bütün dental alaşımlar içerisinde en yüksek elastisite modülüne sahiptir (324). Bunun yanında interokluzal mesafenin fazla olduğu durumlarda Cr-Co altyapı üzeri veneer porselen materyallerinde porselen hacmine bağlı olarak porselende kırık ve çatlakların görülme ihtimali, estetik ve biyoyumluluk açısından dezavantajları mevcuttur (280,324). Altyapı materyali olarak kullanılan Zr ise yüksek estetik ve mükemmel biyoyumluluk gibi avantajları nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır ancak bu materyallerde yüksek kuvvetlerde altyapıda, porselende kırık, çatlak ve iping gibi protetik komplikasyonların yaşanma sıklığı fazladır (325). Bunun yanında monolitik Zr materyali kuvvetlere karşı yüksek mukavemeti, yüksek elastisite modülü, veneer porselen içermemesi dolayısı ile porselen ve altyapı kırıklarının önüne geçilmesi, yüksek biyoyumlulukları, CAD-CAM teknolojisi ile retilbilmesi gibi birçok avantaja sahip yüksek kalitede materyallerdir (11,221,281). Bu konuda hacmi fazla olan kısa ve ekstra kısa implant destekli protezlerde daha uzun ömürlü ve biyoyumlu, evre yapılarına streslerin dengeli ve fizyolojik sınırlar içerisinde iletilebilmesine katkı sağlayan protetik materyaller üzerine yapılan çalışmalara ihtiyaç vardır. Bu doğrultuda hacmi fazla olan protetik yaklaşımlardan, hibrit protez ve materyalleri üzerine yapılan çalışmalar fikir sağlayabilmektedir. Lee ve ark all-on-four konsepti zerine Ti, Zr ve PEKK alt yapı materyallerinde implant, protetik yapı ve kemik dokusundaki stres analizini inceledikleri çalışmada, implantlarda oluşan Von Mises değerleri kemikte görülen stres sıralamasına benzer olarak stresler en yüksek PEKK, en düşük ise Zr alt yapı materyaline sahip modellerde görülmüştür. Bunun yanında protez alt yapısında görülen stresler en yüksek Zr, en düşük PEKK materyalindedir. Böylelikle yüksek elastik modllne sahip protetik

materyallerin esnekliğe karşı yüksek dirence sahip olması nedeniyle, streslerin kemik ve implant yapılarına daha dengeli iletilebilmesine katkı sağladığı sonucuna ulaşılmıştır (250).

Hibrit protezlerde protetik materyal tercihinin kemik ve implant yapılarına iletilen stresi doğrudan etkilediği görülmektedir. Bunun yanında implant destekli parsiyel protezlerde bu durum daha farklıdır. Bu doğrultuda Peixoto ve ark yaptıkları çalışmada ekstra kısa (5 mm) ve standart (11 mm) implantlarda üç implant destekli üç üyeli akrilik ve porselen veneer materyalinin stres analizini incelemişlerdir. Porselen ve akrilik veneer protez materyalleri varlığında implantlarda ve kemikte anlamlı düzeyde farklılık meydana gelmediği bildirilmiştir (224). Sertgöz ise, implant üst yapısı olarak rijid ya da esnek bir materyalin kullanılmasının implant ve kemikte oluşan stres üzerine etkisi olmadığını, ancak protetik komplikasyonların önlenmesi için elastisite modülü yüksek olan Cr-Co materyallerinin kullanımının etkili olduğunu belirtmiştir (326). Bacchi ve ark, standart implantlarda üç üye pontik protez tasarımında farklı alt yapı materyallerinin (Au, Ag-Pd Ti, Cr-Co, Zr) çevre yapılarıdaki stres analizini incelemişlerdir. Peri-implant kemik dokusunda stres açısından önemli bir fark tespit edilmemiştir (327). Datte ve ark yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında ise tek üye standart implant üzeri monolitik Zr, Cr-Co, Lityum Disilikat ve hibrit seramik protez materyalleri, farklı dayanak tasarımlarında (Ti ve Zr dayanak) kemikte meydana gelen stresler açısından değerlendirilmiş ve aynı dayanak materyalinde farklı protetik yapı materyalleri varlığında kemiğe iletilen stresler açısından fark gözlenmemiştir (328). Çalışmamızda da Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen ve monolitik Zr protetik materyal değişkenlerinde dayanak, dayanak bağlantı vidası, implant ve kemik dokuda benzer stresler görülmekle beraber monolitik Zr materyaline sahip modellerde bu yapılarda meydana gelen stresler daha düşüktür. Monolitik Zr protetik materyaline sahip protezlerde meydana gelen stresler daha fazladır. Bu doğrultuda “Monolitik Zr protetik materyaline sahip modellerde Cr-Co altyapı üzeri feldspatik porselen protetik materyaline sahip modellere göre kemikte artmış stres değerleri beklenmektedir.” hipotezi reddedilmiştir. Elastisite modülü yüksek olan bu iki protetik materyal tercihinde kemik ve implant yapıları bu durumdan en az etkilenen yapılardır. Bununla beraber monolitik Zr materyalinde daha yüksek streslerin

görülmesi protetik materyal seçiminin implant sağkalımından çok protez sağkalım ve başarısını etkileyebileceği düşünülmektedir (280,324).

Günümüzde geliştirilen monolitik Zr materyalleri, dental seramik materyaller arasında yüksek deformasyon direncine (900-1200 MPa) tek bir yapı olarak üretilip glaze işlemi uygulanabilmesi, başarısızlık ve kırılmaya karşı yüksek mukavemet göstermeleri sayesinde veneer porselen içeren restorasyonlara alternatif olabileceği düşünülmektedir (221,280,281). Protetik yapıların kuvvelere karşı dayanımlarının araştırıldığı Sun ve ark'nın farklı kalınlıklara sahip monolitik zirkonyanın yük taşıma kapasitesini değerlendirmek için kırılma yükü testi gerçekleştirdikleri çalışmada, 1.5 mm kalınlığındaki monolitik Zr'nin kırılma yükü 4109 N olarak saptanmıştır. Bu doğrultuda monolitik Zr örnekler; lityum disilikat (1863 N), metal seramik (2284 N) ve veneerlenmiş zirkonya (2308 N) örneklerinin hepsinden daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir (12). Zhang ve ark ise yaptıkları çalışmada, monolitik Zr seramiklerinin, cam infiltre edilmiş zirkonya, lityum disilikat ve veneer porselenlere göre daha üstün kırılma ve bükülme direncine sahip olduklarını göstermişlerdir (329). Aynı zamanda monolitik Zr kuronların veneer kuronlarla karşılaştırıldığı klinik çalışmada posterior bölgede diş destekli veya implant destekli tek kuronlarda daha düşük protetik komplikasyon oranı ve daha yüksek bir sağkalım oranı tespit edilmiştir ve monolitik Zr protetik materyalinin iyi bir alternatif olabileceği bildirilmiştir (330). Çalışmamızda tüm protetik materyallerde oluşan stresler, hem monolitik Zr'da (900-1200 MPa) hem Cr-Co altyapı (870 Mpa) ve felsdspatik porselende (120 Mpa) kırılma dayanımının altındadır ve kuvvetler karşısında tüm protetik materyaller kısa ve ekstra kısa implantlarda tercih edilebilecek mukavemet göstermektedir. Bunun yanında okluzal kuvvetler çok yönlüdür ve özellikle parafonksiyonel alışkanlıklarda aynı zamanda brüksizm vakalarında protetik yapının uzun dönemli başarısının klinik olarak incelendiği çalışmalara ihtiyaç vardır.

Bu tez çalışmasında matematiksel modeller üzerinde klinik koşullar taklit edilmeye çalışılmış, karşılaştırılmalı ve yoruma dayalı sonuçlar elde edilmiştir. Sonlu eleman stres analizinde incelenecek yapıların doğal ortamında olduğu şekilde bilgisayar sistemine taşınması tam olarak gerçekleştirilememektedir (331,332). Sonlu elemanlar analizi ile yararlı bilgilere ulaşılsa da sonuçlar sanal simülasyonla sınırlıdır. Ayrıca vital

yapılar, klinik ortamda tamamen farklı davranışlar sergileyebilir (333). Bu nedenle çalışma sonucunda elde edilen verilerin klinik araştırmalarla desteklenebilmesi, in vivo klinik takiplerinin yapılması gerektiğini düşünmekteyiz.



8. SONUÇ

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmamızın deneysel koşulları ve sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşıldı:

1. Kortikal kemikte meydana gelen stres değerleri spongios kemikte meydana gelen stres değerlerinden daha yüksektir.
2. Kortikal kemikteki en yüksek stres değerleri basma tipi streslerdir ve implantın boyun bölgesindeki kortikal kemik-implant bağlantı bölgesinde görülmüştür.
3. Oblik kuvvetlerde kortikal ve spongios kemikteki basma ve çekme stres değerleri vertikal kuvvetlere göre daha yüksektir. Bu nedenle lateral kuvvetlerin yıkıcı etkisinin üstesinden gelinebilmesi amacıyla tüberkül eğimlerinin azaltılması ve implant destekli sabit protezlerde kanin koruyuculu okluzyonun sağlanması düşünülebilir.
4. Vertikal ve oblik yüklemde 4 mm ekstra kısa implant modellerinde hem kortikal hem spongios kemikte meydana gelen stresler 8 mm kısa implant modellerine göre daha yüksektir.
5. Vertikal ve oblik yüklemde distal implant, dayanak ve dayanak bağlantı vidasında stresler daha fazladır.
6. Kantilever protez tasarımında pontik protez tasarımına göre kemik, protetik yapı, implant, dayanak, dayanak bağlantı vidalarında stresler daha fazladır. Bu doğrultuda distal kantilever tasarımında distal bölgede daha yüksek stres konsantrasyonu sebebiyle uzun dönemde meydana gelebilecek vida gevşemesi ve metal yorgunluğu nedeniyle vida kırığı ihtimali gözönünde bulundurulmalı, klinik kontroller dahilinde tekrar torklanma ve vidanın değiştirilme ihtiyacı değerlendirilmelidir.
7. Hem oblik hem vertikal yüklemde monolitik Zr materyaline sahip protetik yapılarda meydana gelen stres değerleri daha fazladır. Bunun yanında, implant, implant parçaları ve kemikte meydana gelen stresler her iki protetik materyal alternatiflerinde benzerlik göstermekle birlikte monolitik Zr varlığında bu yapılarda meydana gelen stresler daha düşüktür. Bu doğrultuda monolitik Zr materyali veneer porselen içermemesi, kırılma dayanımının yüksek olması,

stresleri çevre yapılara dengeli iletebilmesi sayesinde kısa ve ekstra kısa implant seçeneklerinde iyi bir alternatif olarak gözönünde bulundurulabilir.

8. Oblik yüklemde spongioz kemikte 4 mm ekstra kısa implant ve distal kantilever protez tasarımına sahip modellerde meydana gelen stresler spongioz kemik kırılma dayanımına (20 Mpa) yakın değerlerdedir.
9. Oblik yüklemde 4 mm ekstra kısa ve 8 mm kısa implantlarda, kantilever protez tasarımına sahip modellerde kortikal kemikte oluşan stresler orta dereceli hasar ve deformasyon sınırına (60 Mpa) yakın değerlerdedir. Bu doğrultuda atrofik mandibulada 4 mm ekstra kısa ve 8 mm kısa implantlarda kantilever seçeneği yerine kemik augmentasyon yöntemleri sonrasında pontik protez tasarımı, implant sayısının artırılması ya da daha uzun implant seçenekleri alternatif olarak düşünülebilir.

9. KAYNAKÇA

1. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão VAR. 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.* 2016;69:715–25.
2. Pohl V, Thoma DS, Sporniak-Tutak K, Garcia-Garcia A, Taylor TD, Haas R, et al. Short dental implants (6 mm) versus long dental implants (11-15 mm) in combination with sinus floor elevation procedures: 3-year results from a multicentre, randomized, controlled clinical trial. *J Clin Periodontol.* 2017;44:438–45.
3. Chaar MS, Att W, Strub JR. Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2011;38:697–711.
4. Anitua E, Piñas L, Orive G. Retrospective study of short and extra-short implants placed in posterior regions: influence of crown-to-implant ratio on marginal bone loss. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17:102–10.
5. Guljé F, Abrahamsson I, Chen S, Stanford C, Zadeh H, Palmer R. Implants of 6 mm vs. 11 mm lengths in the posterior maxilla and mandible: a 1-year multicenter randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24:1325–31.
6. Tutak M, Smektała T, Schneider K, Gołębiewska E, Sporniak-Tutak K. Short dental implants in reduced alveolar bone height: a review of the literature. *Med Sci Monit Int Med J Exp Clin Res.* 2013;19:1037–42.
7. Araki H, Nakano T, Ono S, Yatani H. Three-dimensional finite element analysis of extra short implants focusing on implant designs and materials. *Int J Implant Dent.* 2020;6:1-10.
8. Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26:752–9.
9. Fernández-Bodereau E, Flores VY, Delgado-Ruiz RA, Aragonese JM, Calvo-Guirado JL. Evaluation of the cortical deformation induced by distal cantilevers supported by extra-short implants: A finite elements analysis study. *J Clin Med.*

- 2018;10:357-74.
10. Wang T-M, Leu L-J, Wang J, Lin L-D. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17:231–7.
 11. Franco-Tabares S, Stenport VF, Hjalmarsson L, Johansson CB. Limited Effect of Cement Material on Stress Distribution of a Monolithic Translucent Zirconia Crown: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Prosthodont*. 2018;31:67–70.
 12. Sun T, Zhou S, Lai R, Liu R, Ma S, Zhou Z, et al. Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;35:93–101.
 13. Rocha R, Pinheiro ALB, Villaverde AB. Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd:YAG laser or TIG welding. *Braz Dent J*. 2006;17:20–3.
 14. Huang Z-L, Shi J-Y, Zhang X, Gu Y-X, Lai H-C. The influence of the shock-absorbing restorative materials on the stress distributions of short dental implant rehabilitations. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*. 2021;25:24–34.
 15. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res*. 1983;62:82–6.
 16. Chattman R. Implantology: history and review. *Bull Plainfield Dent Soc*. 1970;2:15–9.
 17. Granat J. Was there implantology 7000 years ago?. *Inf Dent*. 1990;72:1959–61.
 18. Ring ME. A thousand years of dental implants: a definitive history. *Compend Contin Educ Dent*. 1995;16:1060-4.
 19. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983;50:399–410.
 20. Mishra SK, Chowdhary R, Chrcanovic BR, Brånemark P-I. Osseoperception in Dental Implants: A Systematic Review. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2016;25:185–95.
 21. Branemark P-I, Zarb GA. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. 1 st Ed. Quintessence Pub Co, Chicago. 278-300,1985.
 22. Chowdhary R, Hosadettu SR, Chandrakar N. A survey on the use of techniques,

- materials in dental implantology practice. *Indian J Dent Res Off Publ Indian Soc Dent Res.* 2012;23:297-306.
23. Misch CE. *Contemporary İmplant Dentistry.* Çeviren: Tulunoğlu İ. Atlas Tıp Kitapevi. İstanbul. 144-56,2011.
 24. Misch CE. Prosthetic options in implant dentistry. *Int J Oral Implantol.* 1991;7:17–21.
 25. Schou S, Pallesen L, Hjørting-Hansen E, Pedersen CS, Fibaek B. A 41-year history of a mandibular subperiosteal implant. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11:171–8.
 26. Minichetti JC. Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *J Oral Implant.* 2003;29:111–6.
 27. Kusek ER. The use of laser technology (Er;Cr:YSGG) and stereolithography to aid in the placement of a subperiosteal implant: case study. *J Oral Implantol.* 2009;35:5–11.
 28. Tatum HJ, Lebowitz M, Borgner R. Restoration of the atrophic, edentulous mandible. *J Oral Implantol.* 1994;20:124–34.
 29. Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol.* 2017;73:7–21.
 30. Bloomquist DS. Long-term results of subperiosteal implants combined with cancellous bone grafts. *J oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* 1982;40:348–52.
 31. Bodine RL, Yanase RT, Bodine A. Forty years of experience with subperiosteal implant dentures in 41 edentulous patients. *J Prosthet Dent.* 1996;75:33–44.
 32. Bosker H, van Dijk L. The transmandibular implant: a 12-year follow-up study. *J oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* 1989;47:442–50.
 33. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van't Hof MA, Geertman ME, Kalk W. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res.* 1998;77:1832–9.
 34. Verhoeven JW, Cune MS, Van Kampen FM, Koole R. The use of the transmandibular implant system in extreme atrophy of the mandible; a retrospective study of the results in two different hospital situations. *J Oral Rehabil.* 200;28:497–506.

35. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJA, Kuiper C, Raghoobar GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev oral Biol Med an Off Publ Am Assoc Oral Biol.* 2004;15:240–8.
36. Paton G, Fuss J, Goss AN. The transmandibular implant: a 5- and 15-year single-center study. *J oral Maxillofac Surg Off J Am Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2002;60:851–7.
37. Suárez-López Del Amo F, Garaicoa-Pazmiño C, Fretwurst T, Castilho RM, Squarize CH. Dental implants-associated release of titanium particles: A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29:1085–100.
38. Mombelli A, Hashim D, Cionca N. What is the impact of titanium particles and biocorrosion on implant survival and complications? A critical review. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29:37–53.
39. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal R-J. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:32–47.
40. Hashim D, Cionca N, Courvoisier DS, Mombelli A. A systematic review of the clinical survival of zirconia implants. *Clin Oral Investig.* 2016;20:1403–17.
41. Traini T, Valentini P, Iezzi G, Piattelli A. A histologic and histomorphometric evaluation of anorganic bovine bone retrieved 9 years after a sinus augmentation procedure. *J Periodontol.* 2007;78:955–61.
42. Truitt HP, James R, Boyne P. Noninvasive technique for mandibular subperiosteal implant: a preliminary report. *J Prosthet Dent.* 1986;55:494–7.
43. Stafford GL. Review found little difference between sandblasted and acid-etched (SLA) dental implants and modified surface (SLActive) implants. *Evid Based Dent.* 2014;15:87–8.
44. Wennerberg A, Galli S, Albrektsson T. Current knowledge about the hydrophilic and nanostructured SLActive surface. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2011;3:59–67.
45. Ten Bruggenkate CM, van der Kwast WA, Oosterbeek HS. Success criteria in oral implantology. A review of the literature. *Int J Oral Implantol.* 1990;7:45–51.
46. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:1276–84.

47. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5:254–62.
48. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark PI. Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand.* 1986;57:285–9.
49. Schroeder A, Stich H, Straumann F, Sutter F. The accumulation of osteocementum around a dental implant under physical loading. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.* 1978;88:1051–8.
50. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1:11–25.
51. Chang C-L, Chen C-S, Hsu M-L. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25:295–304.
52. Balshi SF, Allen FD, Wolfinger GJ, Balshi TJ. A resonance frequency analysis assessment of maxillary and mandibular immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20:584–94.
53. Lauc T, Kobler P. Early post-operative complications in oral implantology. *Coll Antropol.* 1998;22:251–7.
54. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. *Int J Oral Implantol.* 1990;6:23–31.
55. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52:155–70.
56. Zarb GA, Hobkirk J, Eckert S, Jacob R. *Prosthetic treatment for edentulous patients: complete dentures and implant-supported prostheses.* 13th Ed. Elsevier Mosby, Canada. 56-75, 2013.
57. Lekholm U, Zarb GA. *Tissue Integrated Prostheses Osseointegration in Clinical Dentistry.* 1th edn. 1 St Ed. Quintessence Publishing Co Chicago. 112-156, 1985.
58. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, et al. Implant success, survival, and failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant Dent.* 2008;17:5–15.

59. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10:387–416.
60. Brunski JB, Moccia AFJ, Pollack SR, Korostoff E, Trachtenberg DI. The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. I. Histological aspects. *J Dent Res.* 1979;58:1953–69.
61. Weiss CM. Ridge-lapping restorative crowns over endosteal and subperiosteal implant abutments. *J Oral Implantol.* 2001;27:89–97.
62. Kiliç Y, Ergüven SS, Erkmen E. Dental İmplant Yüzey Özellikleri ve Biyolojik Ortamla Etkileşimler: Bölüm II: İmplant Yüzeyleri ve Özellikleri. *İmplant Surfaces and Properties.* 2011;5:821–7.
63. Linkow LI. Endosseous oral implantology: a 7-year progress report. *Dent Clin North Am.* 1970;14:185–99.
64. Steinemann SG. Titanium the material of choice? *Periodontol 2000.* 1998;17:7–21.
65. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater.* 2007;23:844–54.
66. Michelle Grandin H, Berner S, Dard M. A review of Titanium Zirconium (TiZr) alloys for use in endosseous dental implants. *Materials (Basel).* 2012;5:1348–60.
67. Okazaki Y, Gotoh E, Manabe T, Kobayashi K. Comparison of metal concentrations in rat tibia tissues with various metallic implants. *Biomaterials.* 2004;25:5913–20.
68. Kim KT, Eo MY, Nguyen TTH, Kim SM. General review of titanium toxicity. *Int J Implant Dent.* 2019;5:10-15.
69. Brizuela-Velasco A, Pérez-Pevida E, Jiménez-Garrudo A, Gil-Mur FJ, Manero JM, Punset-Fuste M, et al. Mechanical characterisation and biomechanical and biological behaviours of Ti-Zr binary-Alloy dental implants. *Biomed Res Int.* 2017;55:1-10
70. Ionita D, Pirvu C, Stoian AB, Ioana D. The trends of TiZr Alloy Research as a Viable Alternative for Ti and Ti6 Zr Roxolid Dental Implants. 2020;10:422-36
71. Jimbo R, Naito Y, Galli S, Berner S, Dard M, Wennerberg A. Biomechanical and Histomorphometrical Evaluation of TiZr Alloy Implants: An in vivo Study in the Rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17:e670-8.

72. Gottlow J, Dard M, Kjellson F, Obrecht M, Sennerby L. Evaluation of a new titanium-zirconium dental implant: a biomechanical and histological comparative study in the mini pig. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14:538–45.
73. Wang B, Ruan W, Liu J, Zhang T, Yang H, Ruan J. Microstructure, mechanical properties, and preliminary biocompatibility evaluation of binary Ti-Zr alloys for dental application. *J Biomater Appl.* 2019;33:766–75.
74. Leyens C, Peters M. Titanium and Titanium alloys: Fundamentals and Applications. 1st Ed, Germany: Wiley WCH. 231-270, 2003.
75. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol.* 1998;24:80–8.
76. Schlegel KA, Prechtl C, Möst T, Seidl C, Lutz R, von Wilmsky C. Osseointegration of SLActive implants in diabetic pigs. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24:128–34.
77. Ellingsen JE. Pre-treatment of titanium implants with fluoride improves their retention in bone. *J Mater Sci Mater Med.* 1995;6:749–53.
78. Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. *Int Dent J.* 2003;53:409–43.
79. Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, Hürzeler MB, Faehn O, Sanavi F, et al. A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:417–23.
80. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:894–901.
81. Kaluderović MR, Krajnović T, Maksimović-Ivanić D, Graf HL, Mijatović S. Ti-SLActive and TiZr-SLActive dental implant surfaces promote fast osteoblast differentiation. *Coatings.* 2017;7:645-53
82. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol.* 1992;18:264–74.
83. Bassi F, Carr AB, Chang T-L, Estafanous E, Garrett NR, Happonen R-P, et al. Clinical outcomes measures for assessment of longevity in the dental implant literature: ORONet approach. *Int J Prosthodont.* 2013;26:323–30.

84. Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2010;30:89–95.
85. Kim W-T, Cha Y-D, Oh S-J, Park S-S, Hyun-Woo Kim. The three dimensional finite element analysis of stress according to implant thread design under the axial load. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2001;27:111–7.
86. Ivanoff CJ, Gröndahl K, Sennerby L, Bergström C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14:173–80.
87. Matsushita Y, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *J Oral Implantol.* 1990;16:6–11.
88. Lee J-H, Frias V, Lee K-W, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2005;94:377–81.
89. Blatz MB, Strub JR, Gläser R, Gebhardt W. Use of wide-diameter and standard-diameter implants to replace single molars: two case presentations. *Int J Prosthodont.* 1998;11:356–63.
90. Graves SL, Jansen CE, Siddiqui AA, Beaty KD. Wide diameter implants: indications, considerations and preliminary results over a two-year period. *J Prosthodont.* 1994;8:31–7.
91. Esposito M, Barausse C, Pistilli R, Sammartino G, Grandi G, Felice P. Short implants versus bone augmentation for placing longer implants in atrophic maxillae: One-year post-loading results of a pilot randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2015;8:257–68.
92. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:571–7.
93. Grütter L, Belser UC. Implant loading protocols for the partially edentulous esthetic zone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24:169–79.
94. Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res.* 1998;43:192–203.
95. Tomasetti BJ, Ewers R. *Short Implants.* Springer Inc, Switzzeland. 50-75,2020.

96. Dahlin C, Linde A, Gottlow J, Nyman S. Healing of bone defects by guided tissue regeneration. *Plast Reconstr Surg.* 1988;81:672–6.
97. Misch CM. Ridge augmentation using mandibular ramus bone grafts for the placement of dental implants: presentation of a technique. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1996;8:127–35.
98. Felice P, Pistilli R, Lizio G, Pellegrino G, Nisii A, Marchetti C. Inlay versus onlay iliac bone grafting in atrophic posterior mandible: a prospective controlled clinical trial for the comparison of two techniques. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11:e69-82.
99. Alkan A, Celebi N, Baş B. Acute maxillary sinusitis associated with internal sinus lifting: report of a case. *European journal of dentistry.* 2008;2:69–72.
100. Vassos DM, Petrik PK. The sinus lift procedure: an alternative to the maxillary subperiosteal implant. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1992;4:14–9.
101. Nizam N, Gürlek Ö, Akcalı A. Implant Site Preparation with Hard and Soft Tissue Augmentation in Esthetic Zone: A Case Report. *J Ege Univ Sch Dent.* 2014;35:41–6.
102. Pistilli R, Felice P, Cannizzaro G, Piatelli M, Corvino V, Barausse C, et al. Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 6 mm long 4 mm wide implants or by longer implants in augmented bone. One-year post-loading results from a pilot randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2013;6:359–72.
103. Morrison A, Chiarot M, Kirby S. Mental nerve function after inferior alveolar nerve transposition for placement of dental implants. *J Can Dent Assoc.* 2002;68:46–50.
104. Babbush CA. Transpositioning and repositioning the inferior alveolar and mental nerves in conjunction with endosteal implant reconstruction. *Periodontol 2000.* 1998;17:183–90.
105. Almeida EO, Rocha EP, Freitas Júnior AC, Anchieta RB, Poveda R, Gupta N, et al. Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla: a 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17:e332-42.
106. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular

- and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:405–14.
107. Parel SM, Brånemark PI, Ohnell LO, Svensson B. Remote implant anchorage for the rehabilitation of maxillary defects. *J Prosthet Dent*. 2001;86:377–81.
108. Atalay B. İleri derecede rezorbe maksillaların zigomatik implantlarla rehabilitasyonu. 2010;44:133–40.
109. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17:35–51.
110. Lee SA, Lee CT, Fu MM, Elmisalati W, Chuang S-K. Systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials for the management of limited vertical height in the posterior region: short implants (5 to 8 mm) vs longer implants (> 8 mm) in vertically augmented sites. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29:1085–97.
111. Telleman G, Raghoobar GM, Vissink A, den Hartog L, Huddleston Slater JJR, Meijer HJA. A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *J Clin Periodontol*. 2011;38:667–76.
112. Neugebauer J, Nickenig H, Zöller J. Update on short, angulated and diameter-reduced implants,” in Proceedings of the 11th European Consensus Conference (EuCC '16). In: European Association of Dental Implantologists. Germany; 1-9. 2016.
113. Goiato MC, Pellizzer EP, Moreno A, Gennari-Filho H, Dos Santos DM, Santiago JF, et al. Implants in the zygomatic bone for maxillary prosthetic rehabilitation: A systematic review. Vol. 43, *Int J. of Oral and Maxillofacial Surg*. 2014;18:748–57.
114. Atala MH, Değirmencioglu K. Kısa Dental İmplantların Klinik Çalışmalar Üzerinden Değerlendirilmesi. *Anatol Clin*. 2017;23:1–7.
115. Villa G, Stavola L De, Fincato A, Guida A, Magliano A, Merli M, et al. Short, parallel-walled, conical-connection implants for a broad range of indications in the maxilla and mandible: Retrospective multicenter study with up to 33 months of follow-up. *Quintessence Int*. 2018;49:645–51.
116. Fan T, Li Y, Deng W-W, Wu T, Zhang W. Short Implants (5 to 8 mm) Versus Longer Implants (>8 mm) with Sinus Lifting in Atrophic Posterior Maxilla: A

- Meta-Analysis of RCTs. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017;19:207–15.
117. Esfahrood ZR, Ahmadi L, Karami E, Asghari S. Short dental implants in the posterior maxilla: a review of the literature. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2017;43:70–6.
 118. Thoma DS, Cha J-K, Jung U-W. Treatment concepts for the posterior maxilla and mandible: short implants versus long implants in augmented bone. *J Periodontal Implant Sci*. 2017;47:2–12.
 119. Geminiani A, Tsigarida A, Chochlidakis K, Papaspyridakos P V., Feng C, Ercoli C. A meta-analysis of complications during sinus augmentation procedure. *Quintessence Int (Berl)*. 2017;48:231–40.
 120. Das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJF. Short implants an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21:86–93.
 121. Van Assche N, Pittayapat P, Jacobs R, Pauwels M, Teughels W, Quirynen M. Microbiological outcome of two screw-shaped titanium implant systems placed following a split-mouth randomised protocol, at the 12th year of follow-up after loading. *Eur J Oral Implantol*. 2011;4:103–16.
 122. Dağ M, Karaçay Ü. Dental implantlarda yapısal ve yüzey özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2015;25:119–27.
 123. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:76–94.
 124. Morand M, Irinakis T. The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol*. 2007;33:257–66.
 125. Misch CE. Short dental implants: a literature review and rationale for use. *Dent Today*. 2005;24:64-66,68.
 126. Felice P, Barausse C, Pistilli R, Ippolito DR, Esposito M. Short implants versus longer implants in vertically augmented posterior mandibles: result at 8 years after loading from a randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2018;11:385–95.
 127. Nisand D, Renouard F. Short implant in limited bone volume. *Periodontol* 2000. 2014;66:72–96.
 128. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1989;62:567–72.

129. Romeo E, Bivio A, Mosca D, Scanferla M, Ghisolfi M, Storelli S. The use of short dental implants in clinical practice: literature review. *Minerva Stomatol.* 2010;59:23–31.
130. Glantz PO, Nilner K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. *Periodontol 2000.* 1998;17:119–24.
131. Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10:303–11.
132. Ten Bruggenkate CM, Asikainen P, Foitzik C, Krekeler G, Sutter F. Short (6-mm) nonsubmerged dental implants: results of a Multicenter clinical trial of 1 to 7 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13:791–8.
133. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2003;90:121–32.
134. Akbulut N, Kurşun Ş, Bayram H, Ünlüsoy M. Mandibula Ve Maksilla Posterior Bölgede Bicon Kısa İmplantlarının Kullanılabilirliği: Retrospektif Bir Değerlendirme. 2012;6:1076–81.
135. Yamaner Şener ID. Kısa implantların 19 aylık geriye dönük klinik başarılarının değerlendirilmesi. 2020;30:66–74.
136. Nedir R, Bischof M, Briaux JM, Beyer S, Szmukler-Monder S, Bernard JP. A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants. Results from a private practice. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:150–7.
137. Jebreen SE, Khraisat A. Multicenter retrospective study of ITI implant-supported posterior partial prosthesis in Jordan. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007;9:89–93.
138. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH. Influence of Surface Characteristics on Bone Integration of Titanium Implants. *J Biomed Mater Res.* 1991;25:889–902.
139. Palacios JA V, Garcia JJ, Caramês JMM, Quirynen M, da Silva Marques DN. Short implants versus bone grafting and standard-length implants placement: a systematic review. *Clin Oral Investig.* 2018;22:69–80.
140. Pommer B, Frantal S, Willer J, Posch M, Watzek G, Tepper G. Impact of dental implant length on early failure rates: a meta-analysis of observational studies. *J*

- Clin Periodontol. 2011;38:856–63.
141. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8:151–61.
 142. Hagi D, Deporter DA, Pilliar RM, Arenovich T. A targeted review of study outcomes with short (< or = 7 mm) endosseous dental implants placed in partially edentulous patients. *J Periodontol.* 2004;75:798–804.
 143. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:486–94.
 144. Cochran DL, Nummikoski P V, Higginbottom FL, S HJ, Makins SR, Buser D. Evaluation of an endosseous titanium implant with a sandblasted and acid-etched surface in the canine mandible: radiographic results. *Clin Oral Implant Res.* 1996;7:240–52.
 145. Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:172–84.
 146. Rossi F, Lang NP, Ricci E, Ferraioli L, Marchetti C, Botticelli D. Early loading of 6-mm-short implants with a moderately rough surface supporting single crowns - a prospective 5-year cohort study. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26:471–7.
 147. Uzun DG. İmplantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyon. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2007;7:43–50.
 148. Fugazzotto PA, Beagle JR, Ganeles J, Jaffin R, Vlassis J. Case Series Success and Failure Rates of 9 mm or Shorter Implants in the Replacement of Missing Maxillary Molars When Restored with Individual Crowns : Preliminary Results 0 to 84 Months in Function . A Retrospective Study. 2004;75:327–32.
 149. English C, Bahat O, Langer B, Sheets CG. What are the clinical limitations of wide-diameter (4 mm or greater) root-form endosseous implants? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15:293–6.
 150. Annibali S, Cristalli MP, Dell'Aquila D, Bignozzi I, La Monaca G, Piloni A. Short dental implants: a systematic review. *J Dent Res.* 2012;91:25–32.
 151. Sargolzaie N, Arab HR, Moghaddam MM. Evaluation of crestal bone resorption around cylindrical and conical implants following 6 months of loading: A

- randomized clinical trial. *Eur J Dent.* 2017;11:317–22.
152. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: Influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest - A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:486–94.
 153. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4:333–40.
 154. Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celletti R, Lazzara R. Optimal implant stabilization in low density bone. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12:423–32.
 155. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol.* 1997;23:104–11.
 156. Sotto-Maior BS, Senna PM, da Silva-Neto JP, de Arruda Nóbilo MA, Del Bel Cury AA. Influence of crown-to-implant ratio on stress around single short-wide implants: a photoelastic stress analysis. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2015;24:52–6.
 157. Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont Res.* 2010;54:133–42.
 158. Rangert B, Sennerby L, Meredith N, Brunski J. Design, maintenance and biomechanical considerations in implant placement. *Dent Update.* 1997;24:416–20.
 159. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, Cain JR, Mitchell DL, Blanco LJ, et al. *Fundamentals of Fixed Prosthesis.* 4th ed. Quintessence Publishing Co. Canada.75-133, 1997.
 160. Blanes RJ. To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20:67–72.
 161. Grossmann Y, Sadan A. The prosthodontic concept of crown-to-root ratio: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2005;93:559–62.
 162. Ramos Verri F, Santiago Junior JF, de Faria Almeida DA, de Oliveira GBB, de Souza Batista VE, Marques Honório H, et al. Biomechanical influence of crown-

- to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *J Biomech.* 2015;48:138–45.
163. Birdi H, Schulte J, Kovacs A, Weed M, Chuang S-K. Crown-to-implant ratios of short-length implants. *J Oral Implantol.* 2010;36:425–33.
 164. Verri FR, Batista VE de S, Santiago JFJ, Almeida DA de F, Pellizzer EP. Effect of crown-to-implant ratio on peri-implant stress: a finite element analysis. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014;45:234–40.
 165. Di Fiore A, Vigolo P, Sivolella S, Cavallin F, Katsoulis J, Monaco C, et al. Influence of Crown-to-Implant Ratio on Long-Term Marginal Bone Loss Around Short Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34:992–8.
 166. Torassa D, Naldini P, Calvo-Guirado JL, Fernández-Bodereau E. Prospective, Clinical Pilot Study with Eleven 4-Mm Extra-Short Implants Splinted to Longer Implants for Posterior Maxilla Rehabilitation. *J Clin Med.* 2020;9:357-374
 167. Anitua E, Piñas L, Begoña L, Orive G. Long-term retrospective evaluation of short implants in the posterior areas: clinical results after 10-12 years. *J Clin Periodontol.* 2014;41:404–11.
 168. Malmstrom H, Gupta B, Ghanem A, Cacciato R, Ren Y, Romanos GE. Success rate of short dental implants supporting single crowns and fixed bridges. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27:1093–8.
 169. Mendonça JA, Francischone CE, Senna PM, Matos de Oliveira AE, Sotto-Maior BS. A retrospective evaluation of the survival rates of splinted and non-splinted short dental implants in posterior partially edentulous jaws. *J Periodontol.* 2014;85:787–94.
 170. Clelland N, Chaudhry J, Rashid RG, McGlumphy E. Split-Mouth Comparison of Splinted and Nonsplinted Protheses on Short Implants: 3-Year Results. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31:1135–41.
 171. Ravidà A, Barootchi S, Askar H, Suárez-López Del Amo F, Tavelli L, Wang H-L. Long-Term Effectiveness of Extra-Short (≤ 6 mm) Dental Implants: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34:68–84.
 172. Tabrizi R, Arabion H, Aliabadi E, Hasanzadeh F. Does increasing the number of short implants reduce marginal bone loss in the posterior mandible? A prospective study. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2016;54:731–5.

173. Krennmair G, Seemann R, Weinländer M, Wegscheider W, Piehslinger E. Implant-prosthetic rehabilitation of anterior partial edentulism: a clinical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26:1043–50.
174. Culhaoglu A, Ozkir S, Celik G, Terzioglu H. Comparison of two different restoration materials and two different implant designs of implant-supported fixed cantilevered prostheses: A 3D finite element analysis. *Eur J Gen Dent*. 2013;2:144-150.
175. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2004;91:234–40.
176. de Souza Batista VE, Verri FR, Almeida DA de F, Santiago Junior JF, Lemos CAA, Pellizzer EP. Finite element analysis of implant-supported prosthesis with pontic and cantilever in the posterior maxilla. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2017;20:663–70.
177. Misch CM. Comparison of intraoral donor sites for onlay grafting prior to implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(6):767–76.
178. Gümürkçü Z, Korkmaz YT, Korkmaz FM. Biomechanical evaluation of implant-supported prosthesis with various tilting implant angles and bone types in atrophic maxilla: A finite element study. *Comput Biol Med*. 2017;86:47–54.
179. Jomjunyong K. Stress Distribution of Various Designs of Prostheses on Short Implants or Standard Implants in Posterior Maxilla: a Three Dimensional Finite Element Analysis. *Oral Implantol*. 2017;10:369-80.
180. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont*. 1997;10:19–27.
181. Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int*. 1990;21:563–70.
182. Lambodaran G, Chander NG, Vasantakumar M. Finite element stress analysis on the influence of cuspal angle and superstructure materials in an implant-supported prosthesis. *Indian J Dent Res Off Publ Indian Soc Dent Res*. 2013;24:423–7.
183. Bhering CLB, Mesquita MF, Kemmoku DT, Noritomi PY, Consani RLX, Barão

- VAR. 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*. 2016;69:715–25.
184. Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol*. 2000;5:22–31.
 185. Abreu RT, Spazzin AO, Noritomi PY, Consani RLX, Mesquita MF. Influence of material of overdenture-retaining bar with vertical misfit on three-dimensional stress distribution. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2010;19:425–31.
 186. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent*. 1997;25:485–91.
 187. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, Dos Santos MBF. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand*. 2013;71:1243–9.
 188. Pozzi A, Tallarico M, Barlattani A. Monolithic Lithium Disilicate Full-Contour Crowns Bonded on CAD/CAM Zirconia Complete-Arch Implant Bridges With 3 to 5 Years of Follow-Up. *J Oral Implantol*. 2015;41:450–8.
 189. Cho Y, Raigrodski AJ. The rehabilitation of an edentulous mandible with a CAD/CAM zirconia framework and heat-pressed lithium disilicate ceramic crowns: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2014;111:443–7.
 190. Sjögren G, Sletten G, Dahl JE. Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by millipore filter, agar overlay, and MTT tests. *J Prosthet Dent*. 2000;84:229–36.
 191. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007;98:389–404.
 192. Piconi C, Burger W, Richter HG, Cittadini A, Maccauro G, Covacci V, et al. Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials*. 1998;19:1489–94.
 193. Assunção WG, Gomes EA, Barão VAR, Delben JA, Tabata LF, de Sousa EAC. Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: a finite element analysis. *J Craniofac Surg*.

- 2010;21:689–95.
194. Murat H, Ergün B, Alaeddin A. *Biyomekanik*. 1 st Ed. Logos Tıp Yayıncılık, İstanbul. 43-55, 2000.
 195. Natali AN. *Dental Biomechanics*. 1 st ed. CRC Press, London. 34-40, 2003.
 196. Nanda RS. *Biomechanics Orthodontics*. Quintessence Pub. Chicago. 79-89, 2015
 197. Tecco, S., Festa, F., Salini, V., Epifania, E., & D'Attilio M. Treatment of joint pain and joint noises associated with a recent TMJ internal derangement: a comparison of an anterior repositioning splint, a full-arch maxillary stabilization splint, and an untreated control group. *J Craniomandib Pract*. 2004;22:209–19.
 198. Stachowiak GW. Bioengineering in the Department of Mechanical Engineering at the University of Western Australia. *Proc Inst Mech Eng Part H, J Eng Med*. 1991;205:127–32.
 199. Shigley JE, Mischke CR. *Mechanical Engineering Design*. 9th Ed. McGraw-Hill Book, Singapore. 45-69,1989.
 200. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol*. 2000;26:77–81.
 201. García-Braz, Prados-Privado, Zanatta, Calvo-Guirado, Prados-Frutos, Gehrke. A Finite Element Analysis to Compare Stress Distribution on Extra-Short Implants with Two Different Internal Connections. *J Clin Med*. 2019;8:1103-15.
 202. Baran N. *Finite Element Analysis on Microcomputers*. 0 Ed. McGraw Hill Inc, Boston. 27-60,1991.
 203. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85:585–98.
 204. Küçükkurt S. Sonlu Elemanlar stresanalizyöntemi ve dental implantoloji ilgili yapılan araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2019;29:701-10.
 205. Nogueira LBLV, Moura CDVS, Francischone CE, Valente VS, Alencar SMM, Moura WL, et al. Fracture Strength of Implant-Supported Ceramic Crowns with Customized Zirconia Abutments: Screw Retained vs. Cement Retained. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2016;25:49–53.
 206. Canay S, Akça K. Biomechanical aspects of bone-level diameter shifting at implant-abutment interface. *Implant Dent*. 2009;18:239–48.

207. Arturo NN. Dental Biomechanics. 11 Ed. CRC Press,London. 83-90,2003.
208. Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. Clin Oral Implants Res. 2003;14:97–102.
209. Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2009;17:50–7.
210. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. J Oral Rehabil. 2004;31:18–22.
211. Ulusoy M, Aydın K. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. 1 st Ed. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara. 55-63, 2003.
212. Paredes A, Forner L, Llana C, Priego JI, Salvador R, Cibrian RM. Thermographic Analysis of Tooth Vascularization Using Thermal Stimulation. Eur Endod J. 2018;3:73–6.
213. Gümrükçü Z, Kurt S. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg. 2018;2017:534–41.
214. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. J Dent Res. 1976;55:772–7.
215. Çelik E, Özden AN. Dinamik yükleme yapılan kısa implantlarda kron/implant oranının stres dağılımına etkisinin incelenmesi. Selcuk Dent J. 2019;334:324–34.
216. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs : influence of diameter , length , and taper on strains in the alveolar crest. 2005;16:486–94.
217. Chun H-J, Cheong S-Y, Han J-H, Heo S-J, Chung J-P, Rhyu I-C, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. J Oral Rehabil. 2002;29:565–74.
218. Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. J Oral Implantol. 1996;22:104–10.
219. Adıgüzel Ö. Sonlu Elemanlar Analizi. 11 Ed. Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi. 18-23,2010.

220. Stoler A. Helical CT scanning for CAD/CAM subperiosteal implant construction. *J Oral Implantol.* 1996;22:247–57.
221. Talmazov G, Veilleux N, Abdulmajeed A, Bencharit S. Finite element analysis of a one-piece zirconia implant in anterior single tooth implant applications. *PLoS One.* 2020;15:1-14
222. J. O'Brien W. *Dental Materials and Their Selection.* 4 th Ed. Quintessence Publishing Co, Inc Chicago; 196-197,2008.
223. Nelson SJ. *Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion-e-book.* Elsevier Health Sciences; 151–203,2014.
224. Peixoto HE, Camati PR, Faot F, Sotto-Maior BS, Martinez EF, Peruzzo DC. Rehabilitation of the atrophic mandible with short implants in different positions: A finite elements study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2017;80:122–8.
225. Doganay O, Kilic E. Comparative Finite Element Analysis of Short Implants with Different Treatment Approaches in the Atrophic Mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2020;35:69–76.
226. Himmlová L, Dostálová T, Káčovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;91:20–5.
227. Cenkoglu BG, Balcioglu NB, Ozdemir T, Mijiritsky E. The Effect of the Length and Distribution of Implants for Fixed Prosthetic Reconstructions in the Atrophic Posterior Maxilla: A Finite Element Analysis. *Materials Basel.* 2019;12:2556-68
228. Capatti RS, Barboza MS, da Gama Antunes AN, Oliveira DD, Seraidarian PI. Viability of Maxillary Single Crowns Supported by 4-mm Short Implants: A Finite Element Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2020;35:41–50.
229. Elias DM, Valerio CS, de Oliveira DD, Manzi FR, Zenóbio EG, Seraidarian PI. Evaluation of Different Heights of Prosthetic Crowns Supported by an Ultra-Short Implant Using Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Prosthodont.* 2020;33:81–90.
230. Geramy A, Rokn A, Keshtkar A, Monzavi A, Hashemi HM, Bitaraf T. Comparison of Short and Standard Implants in the Posterior Mandible: A 3D Analysis Using Finite Element Method. *J Dent (Tehran).* 2018;15:130–6.
231. de Souza Rendohl E, Brandt WC. Stress distribution with extra-short implants in

- an angled frictional system: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent.* 2020;124:728.e1-728.e9.
232. Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses. *Dent Mater.* 2013;29:742–51.
233. Lemos CAA, Verri FR, Santiago JFJ, Almeida DA de F, Batista VE de S, Noritomi PY, et al. Retention System and Splinting on Morse Taper Implants in the Posterior Maxilla by 3D Finite Element Analysis. *Braz Dent J.* 2018;29:30–5.
234. Lemos CAA, Verri FR, Santiago Junior JF, de Souza Batista VE, Kemmoku DT, Noritomi PY, et al. Splinted and Nonsplinted Crowns with Different Implant Lengths in the Posterior Maxilla by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Healthc Eng.* 2018;2018:1-7
235. Felice P, Cannizzaro G, Barausse C, Pistilli R, Esposito M. Short implants versus longer implants in vertically augmented posterior mandibles: a randomised controlled trial with 5-year after loading follow-up. *Eur J Oral Implantol.* 2014;7:359–69.
236. Oikarinen K, Raustia AM, Hartikainen M. General and local contraindications for endosseal implants an epidemiological panoramic radiograph study in 65-year-old subjects. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1995;23:114–8.
237. Adalı E, Yüce MÖ, Günbay T, Çıplak G. Farklı dental implantların başarı oranlarının geriye dönük olarak değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi.* 2018;28:174–81.
238. Garrett N, Roumanas ED, Blackwell KE, Freymiller E, Abemayor E, Wong WK, et al. Efficacy of conventional and implant-supported mandibular resection prostheses: Study overview and treatment outcomes. *J Prosthet Dent.* 2006;96:13–24.
239. Wyatt CC, Zarb GA. Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13:204–11.
240. Lemos CAA, Ferro-Alves ML, Okamoto R, Mendonça MR, Pellizzer EP. Short dental implants versus standard dental implants placed in the posterior jaws: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2016;47:8–17.
241. Paspayridakos P, De Souza A, Vazouras K, Gholami H, Pagni S, Weber HP.

- Survival rates of short dental implants (≤ 6 mm) compared with implants longer than 6 mm in posterior jaw areas: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29:8–20.
242. Papaspyridakos P, De Souza A, Vazouras K, Gholami H, Pagni S, Weber H-P. Survival rates of short dental implants (≤ 6 mm) compared with implants longer than 6 mm in posterior jaw areas: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29:8–20.
243. Pistilli R, Felice P, Piattelli M, Gessaroli M, Soardi E, Barausse C, et al. Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 5 x 5 mm implants with a novel nanostructured calcium-incorporated titanium surface or by longer implants in augmented bone. One-year results from a randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2013;6:343–57.
244. Carosi P, Lorenzi C, Laureti M, Ferrigno N, Arcuri C. Short Dental Implants (≤ 6 mm) to Rehabilitate Severe Mandibular Atrophy: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2021;36:30–7.
245. Papaspyridakos P, Chen C-J, Singh M, Weber H-P, Gallucci GO. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J Dent Res.* 2012;91:242–8.
246. Baqain ZH, Moqbel WY, Sawair FA. Early dental implant failure: risk factors. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2012;50:239–43.
247. Eltaş A, Dündar S, Uzun İH, Arslan Malkoç M. Assessment of Dental Implant Success and Patient Profile : a. Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg. 2013;1:1–8.
248. Esposito M, Cannizarro G, Soardi E, Pellegrino G, Pistilli R, Felice P. A 3-year post-loading report of a randomised controlled trial on the rehabilitation of posterior atrophic mandibles: short implants or longer implants in vertically augmented bone? *Eur J Oral Implantol.* 2011;4:301–11.
249. Moraes SLD de, Verri FR, Santiago JFJ, Almeida DA de F, Lemos CAA, Gomes JM de L, et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Varying Diameter and Connection Type in Implants with High Crown-Implant Ratio. *Braz Dent J.* 2018;29:36–42.
250. Lee K-S, Shin S-W, Lee S-P, Kim J-E, Kim J-H, Lee J-Y. Comparative Evaluation of a Four-Implant-Supported Polyetherketoneketone Framework Prosthesis: A

- Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on Cone Beam Computed Tomography and Computer-Aided Design. *Int J Prosthodont*. 2017;30:581–5.
251. Begg T, Geerts GAVM, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24:663–71.
 252. Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent*. 2013;109:9–21.
 253. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent*. 2008;36:463–71.
 254. Akça K, Cehreli MC, Iplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont*. 2002;15:115–21.
 255. Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont*. 2007;20:193–8.
 256. Borie E, Orsi IA, Noritomi PY, Kemmoku DT. Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Biomechanical Behaviors of Implants with Different Connections, Lengths, and Diameters Placed in the Maxillary Anterior Region. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31:101–10.
 257. Hedia HS. Effect of coating thickness and its material on the stress distribution for dental implants. *J Med Eng Technol*. 2007;31:280–7.
 258. Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16:722–30.
 259. Ujigawa K, Kato Y, Kizu Y, Tonogi M, Yamane G-Y. Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2007;36:620–5.
 260. Zhou X, Zhao Z, Zhao M, Fan Y. [The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method. *West China J Stomatol*. 1999;17:29–32.
 261. Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K, Shindoi N. The effectiveness of a new algorithm

- on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil.* 1999;26:640–3.
262. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13:369–76.
 263. Keyak JH, Meagher JM, Skinner HB, Mote CDJ. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *J Biomed Eng.* 1990;12:389–97.
 264. Katranji A, Misch K, Wang H. Cortical bone thickness in dentate and edentulous human cadavers. *J Periodontol.* 2007;78:874–8.
 265. Unsal GS. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Different Implant Configurations in Enlarged First Molar Areas. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2020;35:675-683.
 266. Ozan O, Kurtulmus-Yilmaz S. Biomechanical Comparison of Different Implant Inclinations and Cantilever Lengths in All-on-4 Treatment Concept by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018;33:64-71.
 267. Toniollo MB, Vieira LJP, dos Santos Sá M, Macedo AP, Melo Jr JP de, Terada ASSD. Stress distribution of three-unit fixed partial prostheses (conventional and pontic) supported by three or two implants: 3D finite element analysis of ductile materials. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2019;22:706–12.
 268. Danza M, Zollino I, Paracchini L, Riccardo G, Fanali S, Carinci F. 3D finite element analysis to detect stress distribution: spiral family implants. *J Maxillofac Oral Surg.* 2009;8:334–9.
 269. Şimşek B, Erkmén E, Yılmaz D, Eser A. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Med Eng Phys.* 2006;28:199–213.
 270. Boukhelif A, Merdji A, Roy S, Alkhalidi H, Abu-Alshaikh I, Della N, et al. Effect of supporting implants inclination on stability of fixed partial denture: A finite element study. *Proc Inst Mech Eng Part H J Eng Med.* 2020;234:1162–71.
 271. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics.* 2nd Ed. St. Louis (MO): Elsevier. 64-71, 2014.
 272. Misch CE, Steigenga J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short

- Dental Implants in Posterior Partial Edentulism: A Multicenter Retrospective 6-Year Case Series Study. *J Periodontol*. 2006;77:1340–7.
273. Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil*. 1998;25:299–303.
274. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2008;100:422–31.
275. Eckert SE, Meraw SJ, Weaver AL, Lohse CM. Early experience with Wide-Platform Mk II implants. Part I: Implant survival. Part II: Evaluation of risk factors involving implant survival. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16:208–16.
276. Elias D, Valerio C, de Oliveira D, Manzi F, Zenóbio E, Seraidarian P. Evaluation of Different Heights of Prosthetic Crowns Supported by an Ultra-Short Implant Using Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Prosthodont*. 2020;33:81–90.
277. Hajizadeh F, Panahi S. Stress and Strain Distribution Patterns in Bone around Tissue- and Bone-Level Implant-Supported Mandibular Overdentures Using Three-Dimensional Finite-Element Analysis. *J Long Term Eff Med Implants*. 2019;29:175–81.
278. Anaraki MR, Torab A, Rad TM. Comparison of stress in implant-supported monolithic zirconia fixed partial dentures between canine guidance and group function occlusal patterns: A finite element analysis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2019;13:90–7.
279. Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: A review literature. *J Adv Prosthodont*. 2012;4:76–83.
280. Abdulmajeed AA, Lim KG, Närhi TO, Cooper LF. Complete-arch implant-supported monolithic zirconia fixed dental prostheses: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2016;115:672–7.
281. Venezia P, Torsello F, Cavalcanti R, D’Amato S. Retrospective analysis of 26 complete-arch implant-supported monolithic zirconia prostheses with feldspathic

- porcelain veneering limited to the facial surface. *J Prosthet Dent.* 2015;114:506–12.
282. Altarawneh S, Limmer B, Reside GJ, Cooper L. Dual jaw treatment of edentulism using implant-supported monolithic zirconia fixed prostheses. *J Esthet Restor Dent.* 2015;27:63–70.
283. Budynas RG, Nisbett JK. Shigley's mechanical engineering design. 9th ed. New York: McGraw-Hill. 221–430, 2011.
284. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand.* 1977;35:297–303.
285. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7:153–61.
286. Flanagan D. Bite force and dental implant treatment: a short review. *Med Devices.* 2017;10:141.
287. Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont.* 2002;15:20–7.
288. Roque MA, Gallucci GO, Lee SJ. Occlusal Pressure Redistribution with Single Implant Restorations. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2017;26:275–9.
289. Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res.* 1999;78:1336–44.
290. Okeson JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion. 6th Edition, Mosby-Year Book Inc. 2–23, 285–512, 2008.
291. Pellizzer EP, Verri FR, De Moraes SLD, Falcón-Antenucci RM, De Carvalho PSP, Noritomi PY. Influence of the implant diameter with different sizes of hexagon: analysis by 3-dimensional finite element method. *J Oral Implantol.* 2013;39:425–31.
292. Lan TH, Huang HL, Wu JH, Lee HE, Wang CH. Stress analysis of different angulations of implant installation: The finite element method. *Kaohsiung J Med Sci.* 2008;24:138–43.
293. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on

- stress distribution. *Odontology*. 2003;91:31–6.
294. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent*. 1996;76:633–40.
295. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*. 2004;91:144–50.
296. Kaleli N, Ural Ç. Biomechanical Behaviors of Implant-Supported Zirconia Restorations Cemented to Novel Screw-Retained Abutment Systems: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Study. *Turkiye Klin Dishekim Bilim Derg*. 2020;26:219–30.
297. Nishioka RS, Vasconcellos LGO de, Jóias RP, Rode S de M. Load-application devices: a comparative strain gauge analysis. *Braz Dent J*. 2015;26:258–62.
298. Kaleli N, Ural Ç. Hibrid Abutment Kron Restorasyonlarda İmplant-Abutment Bağlantısının İmplant, Abutment ve Bazal Vidadaki Stres Dağılımı Üzerindeki Etkisinin İncelenmesi. *Turkiye Klin Dishekim Bilim Derg*. 2020;26:43–50.
299. Sahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent*. 2002;30:271–82.
300. Jain N, Gulati M, Garg M, Pathak C. Short Implants : New Horizon in Implant Dentistry. *J Clin Diagn Res*. 2016;10:205–8.
301. Van Assche N, Michels S, Quirynen M, Naert I. Extra short dental implants supporting an overdenture in the edentulous maxilla: a proof of concept. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23:567–76.
302. Küçükkurt S, Alpaslan G, Kurt A. Biomechanical comparison of sinus floor elevation and alternative treatment methods for dental implant placement. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2017;20:284–93.
303. Jivraj S, Chee W. Treatment planning of implants in posterior quadrants. *Br Dent J*. 2006;201:13–23.
304. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the

- biomechanics of implant-supported prostheses - A review. *J Dent.* 2002;30:271–82.
305. Chung H, Park C, Yun K-D, Lim H-P, Park S-W, Yang H. Effects of implant alignment and load direction on mandibular bone and implant: finite element analysis. *J Dent Rehabil Appl Sci.* 2020;36:176–82.
306. Buser D, Belser UC, Lang NP. The original one-stage dental implant system and its clinical application. *Periodontol 2000.* 1998;17:106–18.
307. Sullivan DY. Prosthetic Considerations for the Utilization of Osseointegrated Fixtures in the Partially Edentulous Arch. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1:51–62.
308. Guida L, Annunziata M, Esposito U, Sirignano M, Torrisi P, Cecchinato D. 6-mm-short and 11-mm-long implants compared in the full-arch rehabilitation of the edentulous mandible: A 3-year multicenter randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* 2020;31:64–73.
309. Bernstein S, Cooke J, Fotek P, Wang H-L. Vertical bone augmentation: where are we now? *Implant Dent.* 2006;15:219–28.
310. Felice P, Marchetti C, Piattelli A, Pellegrino G, Checchi V, Worthington H, et al. Vertical ridge augmentation of the atrophic posterior mandible with interpositional block grafts: Bone from the iliac crest versus bovine anorganic bone. Results up to delivery of the final prostheses from a split-mouth, randomised controlled clinical tri. *Eur J Oral Implantol.* 2008;1:183–98.
311. Barão VAR, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assunção WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch implant-supported prosthesis on stress distribution in edentulous mandible--a computed tomography-based three-dimensional finite element analysis. *J Biomech.* 2013;46:1312–20.
312. Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's law for clinicians. *Angle Orthod.* 2004;74:3–15.
313. Kang X, Li Y, Wang Y, Zhang Y, Yu D, Peng Y. Relationships of Stresses on Alveolar Bone and Abutment of Dental Implant from Various Bite Forces by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Biomed Res Int.* 2020;2020:1-9.
314. Tribst JPM, de Oliveira Dal Piva AM, Borges ALS, Rodrigues VA, Bottino MA, Kleverlaan CJ. Does the prosthesis weight matter? 3D finite element analysis of a

- fixed implant-supported prosthesis at different weights and implant numbers. *J Adv Prosthodont.* 2020;12:67–74.
315. Niculescu MA. 3-Dimensional analysis of the stress-strain relation during orthodontic anchorage on dental implants. 2015;7:38-44.
316. Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001;16:722-30.
317. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech.* 1975;8:393–405.
318. Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:720–6.
319. Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Batista VE de S, Lopes LF de TP. Effect of the parafunctional occlusal loading and crown height on stress distribution. *Braz Dent J.* 2014;25:554–60.
320. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13:82–90.
321. Şen N, Ölçer US. Abutment Selection for Implant Supported Fixed Prosthodontic Restorations. *Türkiye Klin J Dent Sci.* 2019;25:104–12.
322. Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:720–6.
323. Karthikeyan I, Desai SR, Singh R. Short implants: A systematic review. *J Indian Soc Periodontol.* 2012;16:302–12.
324. Dolgov, N A, Dikova T, Dzhendov D, Pavlova D, Simov M. Mechanical Properties of Dental Co-Cr Alloys Fabricated via Casting and Selective Laser Melting. *Sci Proc Ii Int Sci Conf "Innovations Eng 2016.* 2016;33:29–33.
325. Karakoca S, Yılmaz H. Zirkonyum ve sabit protezlerde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2006;2006:36–44.
326. Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont.*

- 1997;10:19-27.
327. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, dos Santos MBF. Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Sci.* 2013;55:239–44.
 328. Datte CE, Tribst JPM, Dal Piva AM de O, Nishioka RS, Bottino MA, Evangelhista ADM, et al. Influence of different restorative materials on the stress distribution in dental implants. *J Clin Exp Dent.* 2018;10:e439–44.
 329. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater.* 2013;29:1201–8.
 330. Özkurt-Kayahan Z. Monolithic Zirconia: A review of the literature. *Biomed Res.* 2016;27:1427–36.
 331. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofacial Res.* 2014;4:200–3.
 332. İnan Ö, Sevimay M, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G. Comparison of finite element and photoelastic stress analysis methods. *Türkiye Klin J Dent Sci.* 2009;15:93–101.
 333. İplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent.* 2002;30:41–6.